

**KRANYOPLASTİ UYGULAMALARI İÇİN
MEDİKAL GÖRÜNTÜLER ÜZERİNDE DAĞINIK
VERİ KESTİRİMİ**

**2017
DOKTORA TEZİ
BİLGİSAYAR MÜHENDİSLİĞİ**

Ferhat ATASOY

**KRANYOPLASTİ UYGULAMALARI İÇİN MEDİKAL GÖRÜNTÜLER
ÜZERİNDE DAĞINIK VERİ KESTİRİMİ**

Ferhat ATASOY

**Karabük Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Bilgisayar Mühendisliği
Doktora Tezi
Olarak Hazırlanmıştır**

**KARABÜK
Kasım 2017**

Ferhat ATASOY tarafından hazırlanan “KRANYOPLASTİ UYGULAMALARI İÇİN MEDİKAL GÖRÜNTÜLER ÜZERİNDE DAĞINIK VERİ KESTİRİMİ” başlıklı bu tezin Doktora Tezi olarak uygun olduğunu onaylarım.

Yrd. Doç. Dr. Baha ŞEN

Tez Danışmanı, Ankara Yıldırım Beyazıt Üniversitesi



Yrd. Doç. Dr. Fatih NAR

Tez Danışmanı, Konya Gıda ve Tarım Üniversitesi



Bu çalışma, jürimiz tarafından oy birliği ile Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalında Doktora tezi olarak kabul edilmiştir. 10/11/2017

Ünvanı, Adı SOYADI (Kurumu)

İmzası

Başkan : Prof. Dr. Mehmet AKBABA (KBÜ)



Üye : Prof. Dr. Fatih Vehbi ÇELEBİ (AYBÜ)



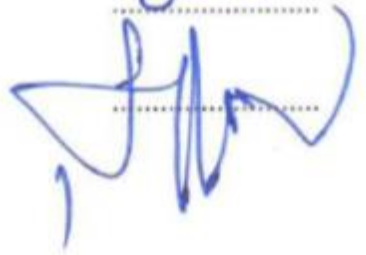
Üye : Yrd. Doç. Dr. Baha ŞEN (AYBÜ)



Üye : Prof. Dr. Halim Haldun GÖKTAŞ (AYBÜ)



Üye : Yrd. Doç. Dr. Şafak BAYIR (KBÜ)



...../...../2017

KBÜ Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu, bu tez ile, Doktora derecesini onamıştır.

Prof. Dr. Filiz ERSÖZ

Fen Bilimleri Enstitüsü Müdür V.





“Bu tezdeki tüm bilgilerin akademik kurallara ve etik ilkelere uygun olarak elde edildiğini ve sunulduğunu; ayrıca bu kuralların ve ilkelerin gerektirdiği şekilde, bu çalışmadan kaynaklanmayan bütün atıfları yaptığımı beyan ederim.”

Ferhat ATASOY

ÖZET

Doktora Tezi

KRANYOPLASTİ UYGULAMALARI İÇİN MEDİKAL GÖRÜNTÜLER ÜZERİNDE DAĞINIK VERİ KESTİRİMİ

Ferhat ATASOY

**Karabük Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Bilgisayar Mühendisliği**

Tez Danışmanı:

Yrd. Doç. Dr. Baha ŞEN

Kasım 2017, 99 sayfa

Bu tez büyük kranyal hasarların giderilmesi için radyal temelli fonksiyona (RTF) dayanan aradeğerleme performansını incelenmiştir. Performansa etki eden faktörler görüntü çözünürlüğü, hasarın fiziksel boyutu, bölütleme kalitesi ve kullanılan çekirdek fonksiyonudur. Öncelikle 3 boyutlu izotropik hacimsel veriden istatistiksel bilgiye dayalı, toplam değişim tabanlı önerilen yöntemle kafatası bölütlenmektedir. Önerilen yöntem, voksel komşuluklarını dikkate alan bir model olduğundan gürültüye karşı dirençlidir. Daha sonra bölütlenen görüntünün simetri düzlemi tespit edilmektedir. Simetri düzlemi RTF'ye dayanan aradeğerlemede sağlam simetrik taraftan örnek bilgi almak için kullanılmaktadır. Son olarak hasarlı kısım RTF'ye dayanan aradeğerleme ile tahmin edilmektedir. Hasarın küçük olduğu durumlarda RTF'ye dayanan ara değerlendirme tek başına yeterli olurken, hasarlı bölge büyüdükçe tahmin performansı düşmektedir. Bunun sebebi hasarlı bölgeye en yakın sağlam kemik dokunun kabul edilebilir sonuç üretilmesini sağlayacak mesafede olmamasıdır. Bu nedenle hasarlı

bölge için kullanılabilir en anlamlı bilginin simetrik taraftaki bilgi olduğu öngörülmüştür. Bunun için kafatasının simetri düzlemi ortak bilgi tabanlı bir yöntemle tespit edilmiştir. Daha sonra simetrik bilgi aynalanarak hasarlı kısma oturtulmuş ve belirli aralıklarla hasarlı kısım için örnekler alınmıştır. Böylece alınan örnekler, değeri önceden bilinen noktalar gibi dikkate alındığında RTF'ye dayanan aradeğerleme ile oluşturulan implantın daha büyük hasarlarda da kullanılmasına imkan sağlamıştır. Bölütleme, simetri düzlemi tespiti ve kranyal implant tasarımı için deneysel sonuçlar sunulmuştur.

Anahtar Sözcükler : Kranyoplasti, radyal temelli fonksiyonlar, simetri düzlemi tespiti, dağınık veri tahmini.

Bilim Kodu : 902.1.014

ABSTRACT

Ph. D. Thesis

SCATTERED DATA ESTIMATION ON MEDICAL DATA FOR CRANIOPLASTY APPLICATIONS

Ferhat ATASOY

Karabük University

Graduate School of Natural and Applied Sciences

Department of Computer Engineering

Thesis Advisor:

Assist. Prof. Dr. Baha ŞEN

November 2017, 99 pages

In this thesis, performance of radial basis function (RBF) based interpolation was investigated to repair cranial defects. Image resolution, physical size of the defect, segmentation quality, and kernel function used are factors affecting the performance of RBF based interpolation. At first skull is segmented with a total variation-based method predicated on statistical information from 3-dimensional isotropic volumetric data. The proposed method is robust to noise since it considers voxel adjacency. After that, symmetry plane of segmented image is detected. The symmetry plane is used for resampling from healthy symmetrical side of the skull in RBF based interpolation. At the end, defected region is estimated by RBF based interpolation. Where the defected region is small, only RBF based interpolation is sufficient, but the prediction performance decreases as the defected region grows. The reason is that healthy bone tissue, which is closest to defected region, is not in the proper distance to produce an acceptable result. For this reason, it is predicted that the most significant information

used for the defected region is the information on symmetrical side. Therefore, symmetry plane of the skull is determined by a mutual information-based method. Afterwards, symmetrical data is mirrored and fixed on the defected region and samples for the defected region are taken at certain intervals. By considering these samples as points known before, it is provided for implant created by RBF based interpolation to be used for bigger defects. Experimental results are presented for segmentation, detection of symmetry plane, and design of cranial implant.

Key Word : Cranioplasty, radial basis functions, symmetry plane detection, scattered data estimation.

Science Code : 902.1.014

TEŞEKKÜR

Bu tez konusunun belirlenmesinde, çalışmanın planlanmasında, araştırma sürecinde, yürütülmesinde ve tamamlanmasında desteğini ve ilgisini esirgemeyen, derin bilgi ve birikimlerinden faydalandığım, yönlendirmeleri ve katkılarıyla tezimi bilimsel temeller üzerinde şekillendiren, akademik olarak çok şey öğrenerek mesleki gelişimime kıymetli katkılar sağlayan sayın danışman hocalarım Yrd. Doç. Dr. Baha ŞEN ve Yrd. Doç. Dr. Fatih NAR'a sonsuz şükranlarımı sunarım.

Tez çalışmam süresince kıymetli değerlendirme ve önerileriyle desteklerini sunan sayın hocalarım Prof. Dr. Mehmet AKBABA ve Prof. Dr. Fatih Vehbi ÇELEBİ'ye teşekkürlerimi sunarım.

Tez çalışmam boyunca kranyoplasti hakkındaki görüşlerinden faydalandığım ve tıbbi görüntü sağlayarak katkı sunan Prof. Dr. Murat BAVBEK, öğrencileri Uzm. Dr. Mahmut FERAT ve Uzm. Dr. İsmail BOZKURT'a teşekkür eder, ayrıca bizleri bir araya getiren Prof. Dr. Fatih Vehbi ÇELEBİ'ye tekrar teşekkür ederim.

Tez çalışmalarımda yardımlarını esirgemeyen kıymetli arkadaşlarım Arş. Gör Enes KILINÇ, Yrd. Doç. Dr. Turgut ÖZTÜRK ve Yrd. Doç. Dr. Caner ÖZCAN'a teşekkür ederim.

Maddi ve manevi her türlü destekleriyle beni her zaman yüreklendiren ve varlıklarından güç aldığım Kutlu KAPTAN, Pelin BİLİR ve değerli eşim Nesrin AYDIN ATASOY'a, doktoramla birlikte büyüyen; yaşama sevincimiz olan canım kızım Elif Rana ATASOY'a, çalışmamın son döneminde dünyaya gelerek neşe ve moral kaynağımız olan minik kızım Serra ATASOY'a, tüm zorluklarda yanımda olan kıymetli aile büyüklerimiz AYDIN ve ATASOY ailelerine tüm kalbimle şükranlarımı sunarım.

Bu alışma Ankara Yıldırım Beyazıt Üniversitesi tarafından Bilimsel Araştırma Projesi olarak 587 proje numarasıyla desteklenmiştir. Verilen destek için teşekkür ederim.



İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
KABUL.....	ii
ÖZET.....	iv
ABSTRACT.....	vi
TEŞEKKÜR.....	viii
İÇİNDEKİLER	x
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xiii
ÇİZELGELER DİZİNİ	xv
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	xvi
BÖLÜM 1	1
GİRİŞ	1
1.1. TIBBİ GÖRÜNTÜ ANALİZİNE GENEL BAKIŞ	2
1.1.1. Tıbbi Görüntüleme Yöntemleri	3
1.2. KRANYOPLASTİ	5
BÖLÜM 2	8
LİTERATÜRDE BİLGİSAYAR TEKNOLOJİSİ KULLANILAN KRANYOPLASTİ UYGULAMA ÖRNEKLERİ	8
BÖLÜM 3	13
TEZDE ÇÖZÜLEN PROBLEME GENEL BAKIŞ	13
3.1. BÖLÜTLEME GEREKLİLİĞİ.....	14
3.2. MASKE OLUŞTURMANIN GEREKLİLİĞİ.....	15
3.3. SİMETRİ EKSENİ TESPİTİ	16
3.4. RTF'YE DAYANAN ARADEĞERLEME İLE İMPLANT OLUŞTURMA	16
BÖLÜM 4	17
BÖLÜTLEME	17

	<u>Sayfa</u>
4.1. BÖLGE TABANLI YÖNTEMLER	18
4.2. KENAR TABANLI YÖNTEMLER	19
4.3. SINIFLANDIRMA TABANLI YÖNTEMLER	20
4.4. KÜMELEME TABANLI YÖNTEMLER	21
4.5. ATLAS TABANLI BÖLÜTLEME	22
4.6. DİĞER YÖNTEMLER	23
4.6.1. Değişimsel Yöntemle Görüntü Bölütleme.....	23
4.6.1.1. Snakes	23
4.6.1.2. Mumford-Shah Fonksiyoneli	25
4.7. ÖNERİLEN YÖNTEM.....	26
4.7.1. Modelin Oluşturulması	26
4.7.2. Eniyileme İçin Başlangıç Değerlerinin Belirlenmesi	30
4.7.3. Önerilen Yöntemin Eniyilenmesi	31
4.7.4. Önerilen Yöntemin Sonuçları	32
4.7.5. Sonuç	34
BÖLÜM 5	35
SİMETRİ EKSENİ/DÜZLEMİ TESPİTİ.....	35
5.1. LİTERATÜR.....	36
5.2. ÖNERİLEN YÖNTEM.....	39
5.2.1. 2B’de Simetri Ekseni Tespiti.....	40
5.2.3. 3B’de Simetri Düzlemi Tespiti.....	45
5.2.4. Aradeğerleme Kusurları Ve Azaltılmasına Yönelik Yaklaşımlar	45
5.2.5. Önerilen Yöntemin Sonuçları	47
BÖLÜM 6	57
RADYAL TEMELLİ FONKSİYON YAKLAŞIMI	57
6.1. RTF’NİN GENEL FORMU	58
6.2. RTF’NİN FARKLI BOYUTLARDA İNCELENMESİ.....	59
6.2.1. 1B Uzayda RTF	59
6.2.2. 2B Uzayda RTF	60
6.3. RTF’NİN KRANYOPLASTİ UYGULAMALARINDA KULLANIMI.....	62

	<u>Sayfa</u>
6.4. KRANYOPLASTİDE RTF PERFORMANSININ ARTTIRILMASI	66
BÖLÜM 7	69
ÖNERİLEN YÖNTEMİN SONUÇLARI VE TARTIŞMA.....	69
BÖLÜM 8	71
SONUÇLAR	71
KAYNAKLAR	74
EK AÇIKLAMALAR A.	83
3B VERİ İÇİN MASKE OLUŞTURMA.....	83
EK AÇIKLAMALAR B.	89
POWELL'IN EŞLENİK YÖNLERİ METODU.....	89
EK AÇIKLAMALAR C.	94
DÖNÜŞÜM İŞLEMİ VE ARADEĞERLEME	94
ÖZGEÇMİŞ	101

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa

Şekil 1.1. Örnek tıbbi görüntüler	5
Şekil 1.2. İnsan kafatası	6
Şekil 3.1. Tez akış şeması	13
Şekil 3.2. Bölütlenmiş BT görüntüsü	15
Şekil 4.1. Sonuçlar	32
Şekil 4.2. 0.3 eşik değeri için farklı λ sonuçları	33
Şekil 4.3. $\lambda=1000$ değeri için farklı eşik sonuçları	34
Şekil 5.1. Giriş görüntüleri	43
Şekil 5.2. EYM’de maliyetin hesaplanması	44
Şekil 5.3. 2B için x ekseninde ötelenme ve x-ekseni ile yapılan açı arasındaki ilişki.	45
Şekil 5.4. 2B görüntünün düşey ötelenmesinde aradeğerleme kusurlarından kaynaklanan değişken maliyet.	47
Şekil 5.5. 2B simetri eksenini bulma	48
Şekil 5.6. 2B eksik bölgesi olan görüntüde simetri eksenini bulma	48
Şekil 5.7. 2B eksik bölgesi olan görüntüde simetri eksenini bulma	49
Şekil 5.8. 2B eksik bölgesi olan gerçek görüntüde simetri eksenini bulma	49
Şekil 5.9. 2B eksik bölgesi olan gerçek görüntüde simetri eksenini bulma	50
Şekil 5.10. 2B gerçek görüntüden elde edilmiş sentetik simetrik görüntüde simetri eksenini bulma	51
Şekil 5.11. 2B gerçek görüntüde dönüşümden kaynaklanan maliyetler.	52
Şekil 5.12. Eksik bölgesi olan 2B gerçek görüntüden elde edilmiş sentetik simetrik görüntüde simetri eksenini bulma	53
Şekil 5.13. Dikdörtgen prizmada simetri eksenini tespiti	53
Şekil 5.14. Üçgen prizmada simetri eksenini tespiti	54
Şekil 5.15. Üçgen prizmada simetri eksenini tespit maliyetleri	54
Şekil 5.16. Sentetik simetrik BT görüntüsünde simetri düzlemi tespiti	55
Şekil 5.17. Gerçek BT görüntüsünde simetri düzlemi tespiti (Örnek hasta 1).	55
Şekil 5.18. Gerçek BT görüntüsünde simetri düzlemi tespiti (Örnek hasta 2).	56
Şekil 6.1. 1B uzayda çekirdek fonksiyonlarının davranışları	59
Şekil 6.2. 2B uzayda %23’ü bilinen resmin yeniden oluşturulması.	61

Sayfa

Şekil 6.3. 2B uzayda %23'ü bilinen resmin yeniden oluşturulması	62
Şekil 6.4. Düzlem ve dağınık veri arasındaki mesafelerin hesaplanması.	63
Şekil 6.5. Yükseklik haritasının 2B düzlem üzerine izdüşümü.	63
Şekil 6.6. Hesaplanan mesafelerden oluşturulmuş yükseklik haritası.	64
Şekil 6.7. Test için oluşturulan sentetik hasarlar.	65
Şekil 6.8. RTF ile tamamlanmış kafatası görüntüleri	65
Şekil 6.9. Kafatasının oval bölgesi.	66
Şekil 6.10. RTF ile yüzey ara değerlendirme.	67
Şekil 6.11. Yükseklik haritasının simetrik bilgi ile güncellenmiş hali.	68
Şekil 7.1. 130 mm çapındaki hasarın giderilmesi.	70
Şekil 7.2. Sonuç kıyaslamaları.	70
Şekil EK A.1. 3D Slicer Editör Modülü ekranı.	84
Şekil EK A.2. 3D Slicer Editör ayarları.	85
Şekil EK A.3. Tüm voksel değerlerine yapılan maskeleme.....	86
Şekil EK A.4. Yalnız eksik kısım için yapılan maskeleme.....	87
Şekil EK B.1. Koordinat yönlerinde ilerleyen başarılı bir minimizasyon	90
Şekil EK B.2. EYM'nin yönerli değiştirme biçimi.....	91
Şekil EK B.3. Örnek $f(x)$ fonksiyonu grafiği.	92
Şekil EK B.4. Geçerli aralığı daraltmak için x_1 ve x_2 'nin konumlanacağı yerler....	92
Şekil EK B.5. Geçerli aralığın hesaplanma şekli	93
Şekil EK C.1. Sayısal görüntü oluşturma	95
Şekil EK C.2. Döndürme işlemi sonucunda oluşan görüntüler	96
Şekil EK C.3. Koordinatları tam sayı olmayan veri noktası.	98
Şekil EK C.4. Aradeğerleme yöntemlerinin kıyaslanması	99

ÇİZELGELER DİZİNİ

Sayfa

Çizelge 6.1. Farklı çekirdek fonksiyonlarının farklı bölgelerdeki hataları..... 66



SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

SİMGELER

- Σ : Toplam
 μ : Ağırlıklı ortalama
 σ : Standart sapma
 v : Ortalamadan sapma değeri
 ∂ : Türev operatörü
 λ : Katsayı
 $\|\cdot\|$: Öklid normu
 \emptyset : Çekirdek fonksiyonu

KISALTMALAR

- 2B : 2 Boyutlu
3B : 3 Boyutlu
BT : Bilgisayarlı Tomografi
CAD : Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)
CAM : Computer Aided Manufacturing
cm : Santimetre
DICOM : Digital Imaging and Communications in Medicine (Tıpta Sayısal Görüntüleme ve İletişim)
EEG : Elektroenfesefalogram
EYM : Eşlenik Yönü Metodu
IC : InComlepte Cholesky (Tamamlanmamış Cholesky)
İng : İngilizcesi
KL : Kullback-Leibler
KSİ : Kafatası Simetri İndeksi
kV : Kilovolt

M.Ö.	: Milattan Önce
mm	: Milimetre
MRA	: Manyetik Rezonans Anjiyografi
MRI	: Magnetic Rezonans Imaging (Manyetik Rezonan Görüntüleme)
OpenCV	: Open Source Computer Vision Library (Açık Kaynak Bilgisayarlı Görme Kütüphanesi)
OpenGL	: Open Graphics Library (Açık Grafik Kütüphanesi)
PCG	: Preconditioned Conjugate Gradient (Önkoşullu Eşlenik Gradyan)
PET	: Pozitron Emisyon Tomografi
RTF	: Radyal Temelli Fonksiyon
SPECT	: Single Photon Emission Tomography (Tek Foton Emisyon Bilgisayarlı Tomografi)
STL	: Stereolithography (Stereolitografi)
TD	: Toplam Değişim
US	: Ultrasonografi
USD	: United States Dollar (Amerikan Doları)
VOI	: Volume of Interest (İlgilenilen Hacim)

BÖLÜM 1

GİRİŞ

Bilgisayarların işlem gücünün artması ve görüntüleme teknolojilerindeki gelişmeler mevcut uygulamaların geliştirilmesine olanak sağlarken yeni uygulama alanlarının ortaya çıkmasını sağlamıştır. Bu gelişmeler tıp alanında da oldukça yaygın kullanım alanı bulmuştur. Öyle ki; artık tıbbi görüntülerin yorumlanmasında bile operatör tarafından yapılan işlemlerin önemli bir kısmı bilgisayar destekli sistemler tarafından yapılabilir duruma gelmiştir.

Tıbbi görüntüleme teknikleri, görüntü oluşturma ve işleme algoritmaları ile elektronik ve mekanik donanımların birlikte kullanılmasıyla canlılar, özellikle insanlar üzerinde kullanılmaktadır. İnsan vücudu su, kemik, mineral ve gazlardan oluşan bir yapıdır ve iç yapısının görüntülenmesi için yapılan çalışmalar 1885 yılında X ışınlarının keşfedilmesine kadar gider. X ışınlarının keşfedilmesi görüntüleme alanında yeni bir çığır açmıştır. X ışınları, madde yoğunlaştıkça ve atom numarası büyüdükçe daha çok soğurulmaktadır. Daha açık ifade ile X ışınlarının pratikteki kullanımı normal ışınların giremediği yerlere girme özelliğinden kaynaklanmaktadır. Bu özelliğinden dolayı madde incelenmesi, kristal yapı belirlenmesi ve daha birçok alanda X ışınlarından faydalanılmaktadır [1]. Günümüzde X ışınları tıp alanında tanı ve tedavi amacıyla yaygınca kullanılmaktadır.

Tıbbi görüntüleme için damar yoluna katater yerleştirme, ağız yoluyla boya maddesi alma, radyoaktif madde enjeksiyonu, ultrason, termal teknikler gibi çok çeşitli teknikler kullanılmaktadır. Özellikle 1970'li yıllarda Bilgisayarlı Tomografi (BT)'nin uygulama alanına girmesiyle görüntüleme teknolojisi iyi noktalara ulaşmıştır. İlk BT'de bir resmin oluşturulması 9 gün sürdü ve 28000 bilinmeyen denklemler için yaklaşık iki buçuk saatlik bir süreye ihtiyacı vardı [1]. Oysa

günümüzde yüzbinlerce bilinmeyen oluşun denklemler saniyeler içinde çözümlenerek, görüntü oluşturulabilmektedir.

X ışınları ve bilgisayarlı tomografi, Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRI: Magnetic Rezonans Imaging) ve türevleri (fMRI: fonksiyonel MRI ve MRA: MR Anjiyografi), nükleer tıp (PET: Pozitron Emisyon Tomografi ve SPECT: Single Photon Emission Tomography), Ultrasonografi (US), Elektroensefalogram (EEG) vb. birçok tıbbi görüntüleme tekniği vardır. Mevcut klinik ortamda, tıbbi görüntüleme; araştırma, planlama ve cerrahi prosedürlerin radyoterapötik değerlendirilmesi gibi çok sayıda alanda paha biçilmez bir bileşendir [2].

Klinik olarak kullanılan tıbbi görüntüleme uygulamaları temel olarak 5 tekniğe göre yapılır [1, 3]:

1. X ışınını insan bedeninden geçirerek ölçme,
2. Ultrason dalgalarının dokulara gönderilmesi ve yansımalarını ölçme,
3. Damardan radyoaktif madde enjekte edilmesi ve yayılan gama ışınlarını ölçme,
4. Dokuları yüksek manyetik alana maruz bırakıldığı MR yöntemi,
5. Termal görüntüleme.

1.1. TIBBİ GÖRÜNTÜ ANALİZİNE GENEL BAKIŞ

Günümüzde tıbbi görüntüleme, tanı ve tedavi için anatomik ve fonksiyonel bilgi veren en önemli kaynağıdır. Görüntüleme teknikleri, anatomik ve fonksiyonel olarak iki ana kategoriye ayrılabilir. X-Işınları, BT ve MR anatomik yöntemlerdir, çünkü beyin anatomisini zarifçe göstermektedirler. MR kullanarak yumuşak doku açıkça görülebilir ve aynı şekilde BT kullanılarak kemikler ve kabaca anatomi açıkça görülebilir. Nükleer tıp (PET ve SPECT), EEG ve fMRI fonksiyonel yöntemlerdir ve öncelikle metabolizmanın anatomisi hakkında bilgi verirler. PET, SPECT ve fMRI görüntüleme yöntemleri doğrudan beyin aktivasyonu ölçme yeteneğine sahiptir [2, 3].

1.1.1. Tıbbi Görüntüleme Yöntemleri

W. C. Röntgen 1895 yılında X ışınlarını keşfettiğinde tıbbi teşhis için kullanılabileceği hemen fark edildi. X ışınları biyolojik dokuların çoğuna nüfuz ederek az miktarda zayıflar ve insan vücudunun projeksiyon görüntülerinin elde edilmesi için nispeten kolay bir yol sağlar. Bu nedenle X ışını tıpta en çok tercih edilen görüntüleme yöntemlerindedir. Anatomik ayrıntıyı en iyi veren yöntem olduğu için sıklıkla tercih edilmektedir. Kemik doku, metal cisimler ve gaz dolu boşluklar çevrelerindeki yumuşak dokulara göre çok farklı yoğunluklarda olduklarından iyi ayırt edilebilmektedirler. Klasik X ışını kullanan sistemlerde sabit tüpten gönderilen ışınlar vücuttan geçirilerek film üzerine düşürülür. Tüp çıkışında doz maksimum, film üzerinde ise minimum düzeydedir. Radyasyon 10-15 cm kenar uzunluğuna sahip karesel bir alanda hastaya nüfuz eder [1, 4].

BT'de ise bir tüp-dedektör sistemi hastanın etrafında dönmektedir. Hasta 1-8mm'lik küçük bir bölgede radyasyona maruz kalmaktadır. Çeşitli açılardan düşük iyonize edici X ışınları ile vücudun belli bir bölümünün kesit görüntüleri oluşturulur. Ancak BT'de alınan kesit sayısına göre hastanın maruz kalacağı radyasyon değişkenlik göstermektedir. BT tanı koymadaki başarısından dolayı tercih edilmektedir. Kesit aralıkları arttıkça ve kullanılan doz azaldıkça hasta daha az radyasyona maruz kalsa da, tanının başarısı açısından zaman zaman 1 mm'nin altındaki kesit aralıklarında görüntü alınmaktadır [1, 4]. Beyin ve kafa taramalarında kullanılmaya başlanan BT daha sonra vücudun tamamı için kullanılmıştır. BT ile kafa, boyun, göğüs, karın, pelvis ve vücudun diğer uzuvları incelenir. İhtiyaca göre kontrast maddeler kullanılarak anomalilerin tespiti kolaylaştırılabilir [1, 3].

MR, organların yüksek kalitedeki görüntülerini oluşturmak için manyetik alan ve radyo dalgalarını kullanan bir yöntemdir. Bu nedenle vücudunda metal implant veya protez olan kişilerde uygulanmaz. Bu yöntemde hasta hiçbir radyoaktif ışın veya enjekte edilen maddeye maruz kalmaz. Görüntüler güçlü manyetik alan, radyo frekans güç dönüştürücüleri ve bilgisayar destekli görüntü işleme ile oluşturulur. MR görüntüleme ile organların yapılarını yüksek düzeyde anatomik detay ile elde edilebilir

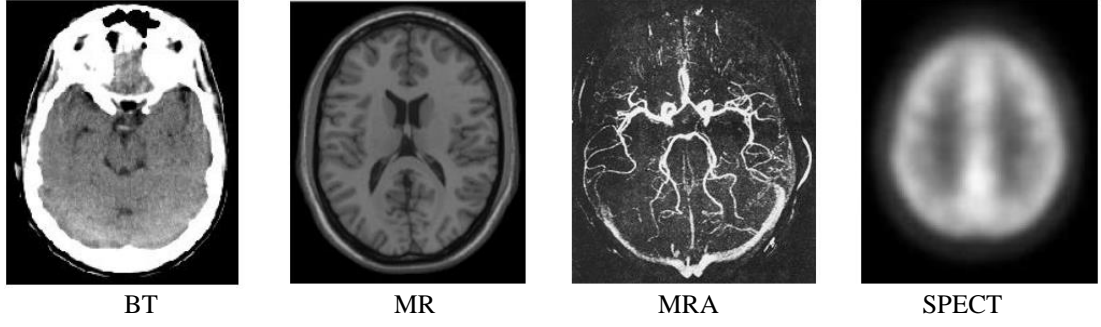
ve yapılarıdaki küçük değişimler bile bu yolla tespit edilebilir. BT görüntüleme kiyasla yumuşak dokular daha iyi kontrast içermektedir [1, 4].

MRA, MR görüntüleme tekniğine dayanan yeni bir anjiyografi yöntemidir. Damardan akan kanı, renkli sabit dokuyla çevrili parlak noktalar ve çizgiler olarak gösteren paralel kesitsel görüntü sağlar. Cerrahi operasyon planlamada, damar tıkanıklıkları gibi kan akışını değiştiren hastalıkların teşhisinde kullanılırlar. Geleneksel anjiyografiye göre oldukça uzun zaman almaktadır ve uzamsal çözünürlüğü düşüktür [5].

Fonksiyonel MRI kanın manyetik özelliklerine dayanan ve beyindeki oksijen ihtiyacının tespitiyle beyindeki tepkilerin ölçülmesi yöntemidir. Hastaya verilen bir görev, arka arkaya gösterilen resimler vb. gibi durumlarda beyin aktivitelerinin izlenilmesi bu yöntemle mümkündür. Tepkide beynin hangi kısmı daha çok oksijene ihtiyaç duyarsa, temiz kan o bölgeye doğru gidecektir ve beyindeki aktivitelerin ardışık gerçekleşip gerçekleşmediği veya hangi bölümlerinin harekete geçtiği tespit edilebilmektedir [4].

PET, damardan radyoaktif işaretli kimyasalların enjekte edilmesiyle, dolaşımında olan kimyasallardan gelen emisyonları ölçen bir yöntemdir. PET tarayıcıdaki algılayıcılar, farklı bölgelerde biriken bileşikler radyoaktivite olarak tespit eder. Bilgisayar, algılayıcılar tarafından toplanan verileri kullanarak çok renkli görüntüler üretir. Tarama işlemi kafa tabanı ve uyluk üst tarafı arasındaki bölgede yapılır. Farklı kimyasal bileşiklerle kan akışı, oksijen ve glikoz metabolizması, çalışan beynin fizyolojisi ve nörokimyası hakkında bilgi toplanabilir [4, 6].

Kullanılan teknik ihtiyaç duyulan bilgiye, hastanın ya da dokunun yapısına göre değişkenlik gösterebilmektedir. Örneğin yoğunlukları aynı olan yumuşak dokular BT ile ayırt edilemezken, MR ile ayırt edilebilir. X ışını kullanan görüntüleme teknikleri ile dokular radyasyona maruz bırakıldığından, sakıncalı durumlarda patolojik yapıları ayırmak için diğer tekniklerden faydalanılır. Şekil 1.1'de farklı görüntüleme yöntemleri ile elde edilmiş örnek görüntüler verilmiştir.



Şekil 1.1. Örnek tıbbi görüntüler.

1.2. KRANYOPLASTİ

Kafatasına ait (kranyal) hasarların giderilmesi için gerçekleştirilen cerrahi müdahaleye kranyoplasti denilmektedir. Genellikle kranyal hasar, daha önce geçirilen bir operasyonun veya sakatlanmanın sonucunda gerçekleşir. Tedavinin şekli kafatasındaki hasarlı kısmın kapatılması veya tamamlanması olarak tanımlanabilir. Genellikle ensefalit, serebrit, travma, malignite, hidrosefali, epilepsi, zihinsel veya psikolojik bozukluklar kranyoplastiye eşlik eder [7, 8]. Tedavinin amacı kafatası içindeki dokuların korunmasının yanısıra, estetik kaygıların en aza indirilmesini sağlamaktır [9]. Böylece hastanın sosyolojik ve psikolojik durumunun iyileştirilmesi de hedeflenir.

Kranyoplasti uygulamalarının tarihi M.Ö. 7000'lere kadar uzanmaktadır. Arkeolojik buluntular inorganik materyallerin organik materyallerden çok daha önce kullanılmaya başlandığını göstermektedir [10, 11]. 19. yüzyılda kaburga kemiği, kaval kemiği gibi geniş popülasyonlu donör gruplarından kemikler kullanılmıştır. Eksik kısmın tamamlanmasında kullanılacak materyalin ne olacağı konusunda kesin ve ortak bir görüş bulunmamakla birlikte, ideal materyalin özellikleri aşağıda verilmiştir [10]:

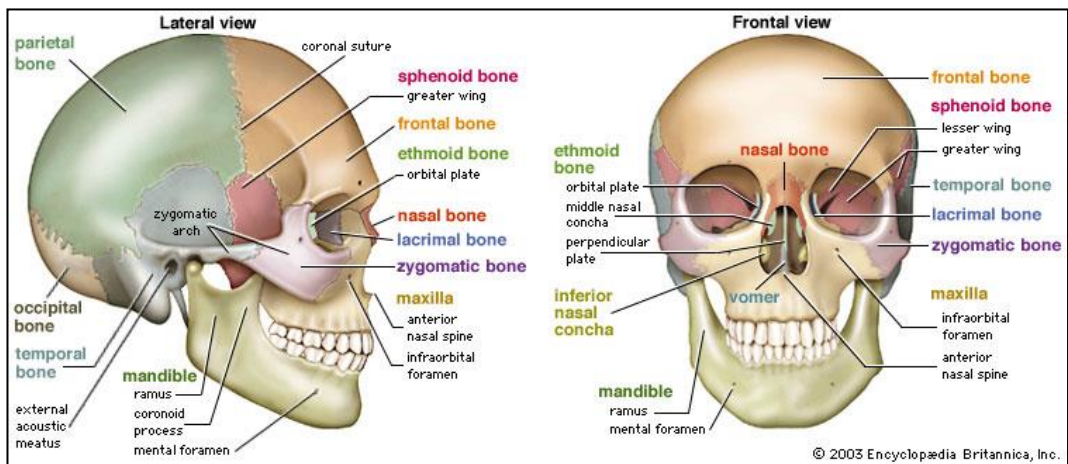
1. Hasarlı kısma tam oturarak hasarlı kısmı kapatan
2. Işın geçiren (radiolucency)
3. Isı ile açılmayan
4. Biyomekanik işlemlere karşı dayanıklılığı olan
5. Kolay şekil verilebilen
6. Ucuz

7. Kullanıma hazır
8. Dokular ile uyumlu ve hafif
9. Kanserojen ya da enflamatuvar sürece sebep olmayan
10. Kolayca steril edilebilen

Yukarıda özellikleri verilen madde şu ana kadar keşfedilememiş veya sentetik olarak üretilmemiştir. Günümüzde kranyoplastide kullanılan materyaller genel olarak şunlardır [10, 11]:

1. Orijinal kemik parçası (Eğer saklanmışsa)
2. Kaburga kemiği aşılama
3. Sentetik kemik
4. Titanyum ağ
5. Titanyum plaka
6. Akrilik malzeme (önceden hazırlanmış)
7. Akrilik malzeme (ameliyat esnasında hazırlanan)

Kranyoplasti uygulamaları frontal kemik, parietal kemik, oksipital kemik, sphenoid kemik ve temporal kemiğin bir kısmı üzerinde gerçekleştirilir. Şekil 1.2’de kafatasının yapısı görülmektedir.



Şekil 1.2. İnsan kafatası [12].

Bu tezde amaç kranyoplasti operasyonunda kullanılacak implantın geometrik şeklinin nasıl olacağıın matematiksel bir modelle üretilmesini sağlayarak, tedavi edilen kafatasının orijinaline en yakın olmasını sağlamaktır. İmplantın operasyon öncesinde üretilmiş olması, operasyon süresini kısaltmayı sağlarken, matematiksel modelle üretim implant şeklinin operatör veya cerrah yeteneğinden bağımsız hale getirilmesini sağlamaktadır. Ülkemizde insan üzerinde klinik uygulamaların yasak olması sebebiyle yöntemin doğrulanması, ele alınması gereken başka bir konudur.

Tezin ikinci kısmında gelişen bilgisayar teknolojisinin kranyoplasti uygulamalarındaki kullanımı hakkında literatür bilgisi verilmiştir.

Tezde ele alınan problem bölütleme, simetri eksenini tespiti ve RTF'ye dayanan aradeğerleme olarak üç farklı kısımdan oluşmaktadır. Bunların birbirleriyle olan ilişkisi anlatım kolaylığı açısından üçüncü bölümde verilmiştir.

Dördüncü bölümde önışlem olarak kullanılan bölütleme algoritmaları hakkında bilgi verildikten sonra önerdiğimiz model detaylandırılmıştır.

Beşinci bölümde simetri düzlemi tespit etmek için literatürde kullanılan yöntemler incelendikten sonra, önerilen yöntem sunulmuştur.

Altıncı bölümde literatürde halihazırda kullanılan RTF yaklaşımı açıklandıktan sonra, kranyoplasti uygulamalarındaki kullanımı verilmiştir.

Yedinci bölümde deneysel sonuçlar sunulmuş ve son olarak yöntemin yetersiz kaldığı durumlar ile gelecek çalışmalar için öneriler verilmiştir.

BÖLÜM 2

LİTERATÜRDE BİLGİSAYAR TEKNOLOJİSİ KULLANILAN KRANYOPLASTİ UYGULAMA ÖRNEKLERİ

Bilgisayar destekli tasarım ve üretimin yaygınlaşması, kranyoplasti alanındaki uygulamalarda da kullanılmasını sağlamıştır. Literatüre bakıldığında bilgisayarlı uygulamalarda implant modeli için iki farklı yaklaşım bulunmaktadır. Bunlardan ilki, görüntüleme teknolojisiyle elde edilen kafatasındaki eksik kısmın geometrik şekline operatörün karar verdiği uygulamalar, diğeri ise geometrik şeklin matematiksel yöntemlerle oluşturulduğu uygulamalardır.

Carr vd. RTF yaklaşımıyla yüzey aradeğerlemesi yaparak eksik kısmın tamamlanması üzerine çalışmışlardır [13]. Çalışmada hasarlı kısmı içeren bölgenin yükseklik haritası çıkarılmış ve 2B’de yoğunluk olarak gösterilmiştir. Yükseklik haritasındaki hasarlı kısmın yükseklik bilgisi RTF yaklaşımı ile tahmin edildikten sonra, eksik kısmı kapatacak şekilde oluşturulan implantın şekli 3B olarak oluşturulmuştur. Çalışmada farklı RTF çekirdekleri ile denemeler yapılmış ve en başarılı çekirdek fonksiyonunun ince-plaka spline olduğu tespit edilmiştir. Çalışmada sunulan yöntem başarılı olmasına rağmen sonuçların kafatasının farklı bölgelerinde ve farklı hasar boyutlarında aynı başarıyı gösteremediği tespit edilmiştir [14].

Heissler vd. BT’den elde edilen görüntüleri CAD/CAM (computer aided design/computer aided manufacturing) kullanarak kafatasının sağlam tarafını aynalayarak, hasarlı kısmı oluşturmuşlardır. BT’den aldıkları görüntüleri endüstride araba üreticilerinin kullandığı formata dönüştürmüşler ve hasarlı kısımlara mükemmel şekilde oturan implant tasarlamışlardır [15]. Çalışma titanyum materyalin şekillendirilmesi, sağlam kısma geometrik uyum ve üretim yöntemi üzerine yapılmıştır. Üretilen implantlar klinik olarak da denenmiş ve 15 hastanın 14’ünde

başarılı sonuçlar almışlar. Üretim tekniği açısından başarılı bir çalışmadır, fakat simetrik bilgisi olmayan hasarlı bölgelerde yetersiz olması ve başarının operatör yeteneğine bağlı olması dezavantajdır.

Lee vd. tıbbi görüntüler üzerinde yaptıkları manipülasyonlarla benzetim, bölütleme ve operasyon planlaması işlemlerini gerçekleştirmişlerdir [16]. Sunulan çalışmada operasyon öncesinde BT verisinden STL (STereoLithography) formatına dönüştürülen fiziksel kafatası hızlı prototiplemeyle üretilmiş ve ışığa duyarlı reçine ile implant modeli operasyon öncesi test edilmiştir. Çalışmada kişiye özel implant tasarımının operasyon planlanmasındaki önemi ve 3B görüntüleme teknolojisinin faydaları vurgulanmıştır.

Fu vd. hastalara ait BT görüntüleri üzerinde analiz yaparak iyi oranlanmış nokta bulutu kümesine dayalı aritmetik profil eğri harmanlama yöntemi ismi verilen tersine mühendislik yöntemi ile kişiye özel implant tasarımı modeli önermişlerdir [17]. Ancak modelin gerçek verilerle doğrulanması yapılmamıştır. Ayrıca hasar boyutunun büyük olduğu durumlarda ortaya koyacağı başarı, izah edilen matematiksel modelin otomatik hesaplama yapmasını zorlaştıracaktır. Bunun için çalışmada kontrol noktalarının kullanıcı tarafından değiştirilebileceği bildirilmiştir.

Gerber vd. kişiye özel implant tasarımının pahalı olmasından dolayı, polimetilmetakrilat malzeme ile alternatif bir çözüm sunmuşlardır [18]. Tedavi ettikleri hastalar daha önce dekompresif kranyotami geçirdiklerinden, her bir hastanın hem sağlam hem de operasyon geçirmiş halde çekilmiş iki BT görüntüsü bulunmaktadır. İmplant şekli sağlam kafatasından, hasarlı olanın çıkarılmasıyla oluşturulmuş olduğundan, çalışmanın önemi polimetilmetakrilat ile kişiye özel implantın nasıl ucuza üretilebileceğidir. İmplant operasyon esnasında üretildiğinden, operasyon süresi sadece şekil verme için harcanan zaman kadar kısaltılabilmektedir.

Yusoff vd. 2B BT görüntülerini bilgisayar ortamında 3B haline getirdikten sonra, bölütlenmiş kafatasının tamamını STL formatına çevirmişlerdir. Daha sonra CATIA yazılımını kullanarak, simetrik bilgiden faydalanarak implant modeli oluşturmuşlardır [19]. Çalışmanın amacı kafatasının tamamını 3B fiziksel bir model olarak üretmek

teşhis, planlama ve cerrahi simülasyonlarda kullanılmaktadır. Fiziksel model üretimi için erimiş birikim modelleme yöntemini kullanmışlar ve dijital ortamdaki ölçümler ve üretilen fiziksel biyomodeli boyut olarak kıyaslamışlardır. Buna göre kafatasındaki hata miktarını 0.5mm olarak, dişlerdeki hatayı ise 0.17mm olarak tespit etmişlerdir. Böylece üretilen modelin kranyoplasti uygulamalarında operasyon öncesi provalarda ve implant tasarımında kullanılabileceğini göstermişlerdir.

Kung vd. kranyoplasti sonrası kişiye uyarlanmış implantların üzerindeki kafatası derisindeki adaptasyondaki zorluğu gidermek için CAD/CAM uygulamalarının depresif konturu yeniden oluşturmak için algoritmalar içermesi gerektiğini vurgulamışlardır [20]. OpenCV (Open Source Computer Vision Library) ve OpenGL (Open Graphics Library) nesne görüntüleyicisini kullanıcı etkileşimli kullanarak implant tasarımı yapmışlar. Simetri düzlemi kullanıcı tarafından seçildikten sonra eksik kısımlar simetrik bilgi ile tamamlanmaktadır. Daha sonra OpenCV hasarlı bölgeyi simetrik kontur ile doldurmaktadır. Son aşamada kullanıcı kafatasındaki asimetriden dolayı uygun hale getirmektedir. Simetrik konturlar kafatası simetri indeksi (KSI) kullanılarak hesaplanmıştır ve KSI'nin estetik açıdan sonuçları değerlendirmek için faydalı olduğunu ortaya koymuşlardır.

Castelan vd. özel yapım kranyal implantı DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) görüntülerden 3B yazdırma, CAD/CAM teknolojisi ve artımlı sac şekillendirme ile üretmişler [21]. Çalışmada öncelikle hasarlı kafatasının fiziksel modeli 3B yazıcı ile yazdırıldıktan sonra, CAD yazılımı ile implant modellenmiştir. Artımlı sac şekillendirme ile 0.5 mm titanyum plakadan implant üretilmiş ve daha sonra ısıl işlem uygulanmıştır. Daha sonra CAD model ile üretilen implantın boyut analizi yapıldıktan sonra implant biyomodelle monte edilmiştir. Çalışmada implant üretim metodu ve maliyetlerin azaltılması üzerinde durulmuştur. Biyouyumlu polimer veya titanyum malzemeden özel olarak üretilen, alan, şekil ve üretim işlemine göre 40,000-50,000 USD maliyeti olan implantın, tahminen 7,000-8,000 USD maliyetle üretilebileceğini ortaya koymuşlardır. Ancak elde ettikleri sonuçların yetersiz olduğunu bildirmişlerdir. İyileştirme için ısıl işlem ve şekillendirme parametrelerini değiştirmeyi ve kesim için lazer tabanlı bir yöntem

kullanılmasının boyutsal olarak önemli iyileştirmeler sağlayabileceğini ifade etmişlerdir.

Rudek vd.'nin çalışmalarında, kafatasının eksik kısımları eğri tanımlayıcılarla temsil edilmektedir. Tanımlayıcıların temel işlevi, kafatasının kontur geometrisini basitleştirmektedir. Parametrelerin tahmini için tanımlayıcılar meta-buluşsal süreç kullanılarak kübik bezier eğrilerinden tanımlanmıştır. En iyi sonucun elde edilmesi için yapay arı kolonisi algoritması optimizasyon tekniği tercih edilmiştir. [22]. Hasarlı BT kesit görüntülerindeki tanımlayıcılar medikal görüntü veritabanında aranan parametrelerdir ve benzer görüntüler benzer benzer tanımlayıcılarla aranmaktadır. Böylece implant benzer anatomik karakteristiğe sahip farklı bir kafatasından otomatik olarak üretilmiştir. Yöntem alın kısmındaki küçük bir bölgede 2B kesit görüntülere uygulanarak test edilmiş ve ilerki çalışmalar için faydalı olarak değerlendirilmiştir. Yöntemin başarısı doğal olarak, arama yapılan veritabanına bağlıdır.

Van der Meer vd. her çeşit hasarda kullanılacak dijital kranyoplasti tasarım tekniğini tarif etmişlerdir [23]. Geomatic Studio 12 isimli yazılımla, tamamı kullanıcı kontrollü olarak hem küçük hem de büyük hasarlar için uygulanabilen tarifile, ticari yazılımın eğri tabanlı boşluk doldurma algoritmasına göre implant tasarlanmanın yaklaşık 1 saatlik sürdüğü belirtilmiştir. Matematiksel algoritmaların uygulamasının önemli faydalarının olduğu belirtilen çalışma, Van der Meer'in doktora tezinin de bir bölümünü oluşturmaktadır.

Yapılan çalışmalarda genellikle operatörler CAD/CAM yazılımları ile simetrik veri kullanarak kafatasının hasarlı kısmı için implant tasarlanmaktadır [15, 16, 19–21]. Eğer operatör yetenekliyse, implant hasarlı kısma tam oturacak ve estetik olarak da başarılı olacaktır. Aynı zamanda tasarım süresi de kısa olacaktır. Sonuç olarak üretilen implantın uygunluğu operatörün yeteneğine bağlı olacaktır. Matematiksel model tabanlı yöntemler [13, 17, 22, 23] implant tasarımındaki operatör yeteneğinin katkısını ortadan kaldırmak için umut vericidir. Son çalışmalar da göstermektedir ki, operatör kontrollü matematiksel modeller yavaş yavaş ticari alanda da artma eğilimindedir [23, 24]. Yalnızca kafatası simetrisi kullanan yöntemler, kafatasının anatomik olarak tam

simetrik olmamasından dolayı ve her bölgenin simetriğinin olmamasından dolayı sınırlı kullanım imkanları sağlamaktadır.

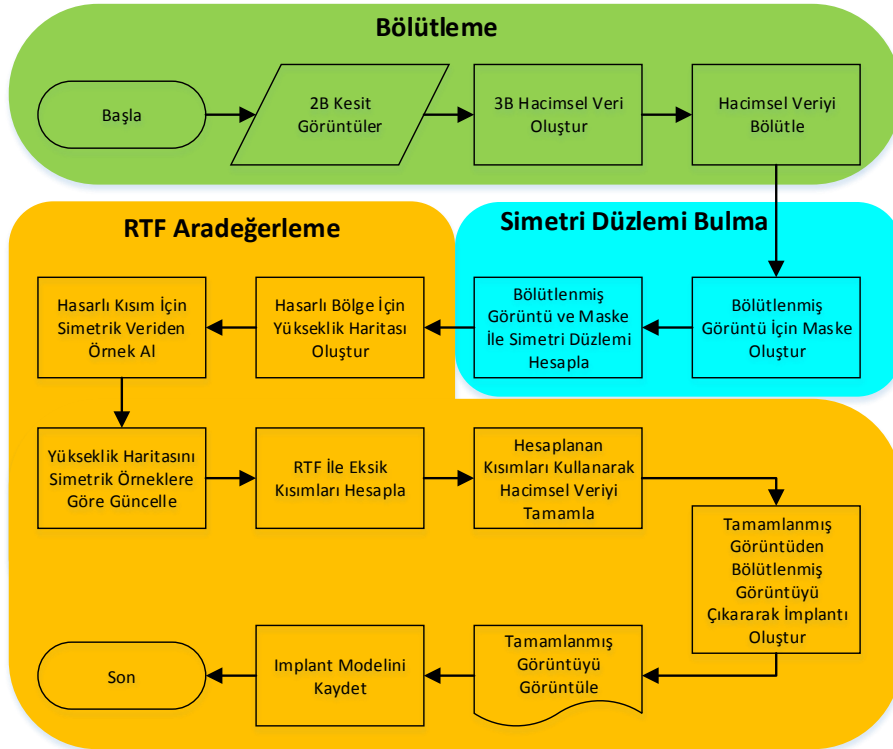
Literatürde kranyoplasti ile ilgili yapılan çalışmalara olan örnek sayısını arttırmak mümkündür. Ancak çalışmalar üretim tekniği, malzeme veya vakalarla ilgilidir [25–30]. Bu nedenle örnek olarak tez çalışmasına ilgi teşkil eden yukarıdaki çalışmalar verilmiştir. Kranyoplasti; implant geometrisi, üretim teknolojisi ve malzeme bilimi açısından halen üzerinde çalışılan bir alan olmaya devam etmektedir.

Bu tez çalışmasında ise 3B kafatası önerilen Toplam Değişim(TD) tabanlı bir bölütleme algoritması ile bölütlendikten sonra, kafatasının simetri düzlemi kullanıcı etkileşimli otomatik bir yöntemle tespit edilmiştir. Ardından RTF'ye dayanan aradeğerleme ile kranyal hasarlar için implant tasarlanmıştır. Önerilen yöntem simetrik bilgiyi kullanarak büyük hasarlarda kabul edilebilir sonuç üretebilir ve simetrik bilgi olmadığında veya sınırlı bilgi olduğunda ise belli boyutlardaki hasarlar için kabul edilebilir çözümler üretebilmektedir.

BÖLÜM 3

TEZDE ÇÖZÜLEN PROBLEME GENEL BAKIŞ

Gerçekleştirilen tezin asıl amacı kranyoplasti uygulamalarında implant modelinin mümkün olduğunca insan yeteneğinden bağımsız şekilde tasarlanmasını sağlayarak hem tıbbi hem de estetik açıdan başarılı sonuçlar üretilmesini sağlamaktır. Gerçekleştirilen işlemler birbirinden bağımsız görüntü işleme ve bilgisayarlı görme problemi olarak ele alınabilse de bir önceki adımda gerçekleştirilen işlemin çıktısı sonraki adımlarda kullanıldığından bütüne bakıldığında gerekçeler ve uyum anlaşılacaktır. Anlatımı kolaylaştırmak amacıyla bu bölümde gerçekleştirilen tüm işlemler, iş-akış sırasına göre verilerek, adımların birbirleriyle olan ilişkileri ve literatüre olan katkıları anlatılmıştır. Şekil 3.1’de tezde yapılan işlemlerin akış şeması verilmiştir.



Şekil 3.1. Tez akış şeması.

Şekil 3.1’de görüldüğü üzere, BT’den 2B alınan kesit görüntüler (tezde aksiyal görüntüler kullanılmıştır) 3D Slicer [31] programı yardımıyla 3B hacimsel veriye dönüştürülmektedir. 3D Slicer programı, 2B görüntüdeki boyutlar arasında çözünürlük farkı olması ($m \times m \times p$) durumunda hacimsel veri oluşturulurken uygun aradeğerleme yöntemlerinden (doğrusal, en yakın komşu, b-spline, cosinus, welch, lanzocs, hamming, blackman) tercih edilenle izotropik veri oluşturulmasını sağlamaktadır. Tezde lanzocs tercih edilmiştir.

3B hacimsel veri oluşturularak istenildiğinde sagittal ve koronal görüntülerin elde edilmesi sağlanmıştır. Bu 3B uzayda simetri düzlemi tespitinde aksiyal ve koronal görüntüler üzerinde yapılan işaretlemelerle aramanın iyi bir başlangıçtan olmasını sağlamaktadır. Ayrıca geliştirilen bölütleme modeli de hacimsel veri üzerinde çalışacak şekilde tasarlanmıştır.

3.1. BÖLÜTLEME GEREKLİLİĞİ

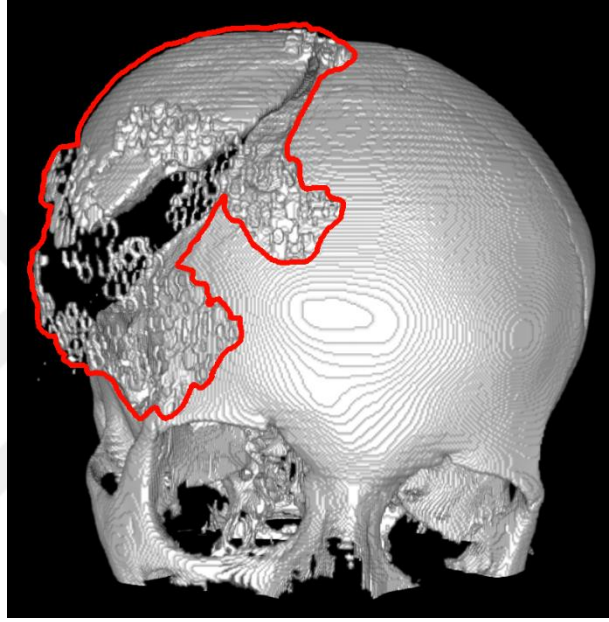
Bölütleme işleminde kafatasının kemik dokusu, yumuşak doku ve arkaplan görüntülerinden arındırılmaktadır. Görüntü işleminin temel zorluklarından birisi de gürültüdür. BT’de karşılaşılan gürültü tipleri Hanson [32] tarafından incelenmiştir. Buna göre homojen yapıdaki suyun görüntüsü bile homojen olarak elde edilememektedir. Bunun sebebi radyoaktif maddenin parçalanarak dağılması sonucunda oluşan gürültüdür ve Poisson gürültüsü olarak isimlendirilmiştir [33]. Poisson dağılımının Gauss dağılımı ile modellenebileceği bildirilmiştir [34] ve TD tabanlı algoritmalar bu tip gürültü temizlemede başarılıdır.

Önerilen yöntemde voksel komşuluk ilişkileri dikkate alındığından kenar özellikleri korunurken, komşuluk ilişkilerinin önemini belirten düzenleştirme terimi görüntüyü bir miktar yumuşatarak gürültüye karşı gürbüzlük sağlamaktadır.

RTF’ye dayanan aradeğerleme probleminde, hasarlı kısmın sağlam komşuları kullanıldığından, bölütleme kalitesi elde edilecek implant modelini doğrudan etkilediği için önemlidir. Tez planlamasında problemin tamamı TD tabanlı bir maliyet fonksiyonuyla ifade edilerek eniyileme yapılması hedeflenmişti. Ancak

gerçekleştirme esnasında problemi parçalı ele almanın daha kontrollü gitmemizi sağlamasından dolayı planda değişiklik yapılmıştır. Plan değişmeden önce bölütleme problemini çözmek için TD tabanlı bir yöntem geliştirilmiş ve sunulmuştur. Hekimlerle yapılan görüşmeler ve elde edilen görsel sonuçlar sonucunda önerilen yöntem başarılı bulunduğundan tezde kullanılmıştır.

3.2. MASKE OLUŞTURMANIN GEREKLİLİĞİ



Şekil 3.2. Bölütlenmiş BT görüntüsü.

Şekil 3.2’de verilen görüntü için bölütleme başarılıdır, ancak hasarlı kısım için implant tasarlanacağı zaman, hasarlı kısımdaki (kırmızı ile işaretli kısım) ağ yapısındaki malzeme ve kırık kafatası parçasının görüntüde olmaması gerekmektedir. Ayrıca simetri düzlemi hesaplanırken, karşılıklı voksel benzerlikleri dikkate alındığından bu kısmın hesap dışında bırakılması için yine maskeleye yapmak gerekmektedir. Sonuç olarak maskeleye işlemi çözülen probleme özgü gerekli bir adımdır.

Bu adımda oluşturulan maske kişiye özel olarak yapılacağı için her bir görüntü için yapılması kullanıcıya bağımlı bir iş olsa da gerçekleştirilecek işaretleme kabaca yapıldığından özel bir tecrübe ve yetenek gerektirmemektedir. Ek Açıklamalar A kısmında işaretlemenin nasıl yapıldığı anlatılmaktadır.

3.3. SİMETRİ EKSENİ TESPİTİ

Kafatası anatomik olarak tam simetrik olmasa da simetrik yapılar estetik açıdan insan gözüne daha güzel görünmektedir. Bu nedenle kafatasının orijinali hakkında yeterince bilgi sahibi olunmadığı durumlarda estetik açıdan başarılı, sosyal hayatta insanların dikkatini çekmeyecek modellerin oluşturulması hastanın fiziksel ve psikolojik sağlığı için önemlidir. Bu nedenle özellikle hasarın fiziksel boyutunun büyük olduğu yerlerde simetrik bilgidan örnekleme yaparak faydalanmak için simetri eksenini tespit edilmektedir.

Literatür bilgisi Bölüm 5'te verilmiştir. Literatürde kafatası simetrisi daha çok beyindeki patolojik yapıların tespiti ve gelişiminin izlenmesi için MR görüntülerinde çalışılmıştır. Ancak önerilen modellerin çoğunun kranyoplasti uygulamalarında kullanılması mümkün değildir. Bunun sebebi Şekil 3.2'de verilen bölütlenmiş kafatası görüntüsündeki kırmızı ile işaretli kısmın (kırık kafatası parçası ve bu parçayı tutturmak için kullanılan materyal) hesaplamalarda dikkate alınmaması gerekmektedir. Bu nedenle bölütlemeyen sonra bu kısım silinmeli veya maskelenerek hesaplama dışında tutulmalıdır. Önerilen simetri eksenini tespit modelinde maskeleyen yöntemi tercih edilmiştir.

3.4. RTF'YE DAYANAN ARADEĞERLEME İLE İMPLANT OLUŞTURMA

RTF'ye dayanan aradeğerleme ile implant oluşturma daha önce denenmiş bir yöntemdir [13]. 1×1×1 mm aralıklı görüntüde kafatasındaki hasarın çapı 70 mm'den fazla olduğunda üretilen sonuçların kafatasının göreceli olarak daha oval olduğu bölgelerde başarısız olduğu tespit edilmiştir [14]. Bu kısımda literatüre yapılan katkı estetik olarak insan gözünün rahatsız olmayacağı şekilde kafatasının tamamlanmasını sağlamaktır. Bunun için tespit edilen simetri düzleminin sağlam tarafındaki veri örneklenecek, hasarlı kısım için yapılan aradeğerlemede oluşabilecek hataların en az seviyede kalmasını sağlamaktır. Geliştirilen yöntemin başarılı olduğu tespit edilmiştir [35].

BÖLÜM 4

BÖLÜTLEME

Bölütleme, bir bütünü belirli kıstaslara göre benzer parçalara ayırma işlemi olarak tanımlanmaktadır. Görüntü işleme alanında ise, özellik veya nicelik açısından aynı türdeki piksel/voksellerin aynı kümede olmasını sağlayacak şekilde görüntünün türdeş ve anlamlı gruplara ayrılması olarak tanımlanabilir [36]. Görüntüdeki yoğunluk, gradyan değeri, renk, koordinatlar, zıtlık ölçüsü, spektral değerler, doku veya niteliksel özellikler gruplandırma ölçüsü olarak kullanılabilir. Bölütlemeye hedeflenen nesne ve arkaplanı birbirinden ayırmaktır ve neyin nesne, neyin arkaplan olduğuna karar vermek her zaman kolay bir problem olmayabilir.

Literatürde bölütleme ile ilgili çok sayıda yaklaşım önerilmiş olmasına rağmen, kötü konumlanmış bir problem olduğundan dolayı tüm görüntü formatlarında kabul edilebilir başarı sunan bir yöntem geliştirilememiştir. Bu haliyle bölütleme, görüntü işleme ve bilgisayarlı görme uygulamalarındaki en zor problemlerden biri olarak halen aktif çalışma konularındandır.

Tıbbi görüntü işlemenin en önemli kısmı bölütlemedir [37]. Tıbbi görüntü işlemede bölütleme, tümör, lezyon ve diğer patolojik bulguların tespitinde, dokuların hacimlerinin hesaplanmasında, anatomik yapıların incelenmesinde ve tedavi planlanmasında yaygınca kullanılmaktadır.

Birçok bölütleme yöntemi süreksizlik veya bölgesel homojenlikten faydalanır. Yine bu yöntemler çözümün farklı sunumlarına (ayrık/sürekli, açık/kapalı) ve farklı nümerik çözümlere (parçalı diferansiyel denklemler, maksimum akış algoritmaları, stokastik örnekleme, vb.) dayanır.

Bu bölümde bölütleme algoritmaları temel olarak incelenmiş ve kafatası için önerilen bölütleme modeli [38] sunulmuştur. Bölütleme yöntemleri genel olarak birbirini tamamlayan iki konseptte dayanır. Bölge tabanlı yöntemler ve kenar tabanlı yöntemler.

4.1. BÖLGE TABANLI YÖNTEMLER

Bölge tabanlı yöntemler, görüntü düzlemindeki bölgeleri bazı kriterlerin (parlaklık, renk, desen vb.) daha çok veya az düzenli olmasına göre tanımlar. Özellikleri benzer olan pikselleri aynı grupta toplamak ilkesine göre çalışır. Böylece homojen gruplar oluşturur.

Bölge tabanlı yöntemler basit eşikleme, bölge büyütme, bölge birleştirme yöntemleridir. Eşikleme en temel ve en hızlı görüntü bölütleme yöntemlerinden birisidir [36, 37]. Endüstriyel uygulamalarda halen kullanılmaktadır.

Bölütlemenin en basit yolu giriş görüntüsüne eşik uygulamaktır. B bölütlenmiş görüntüyü, G giriş görüntüsünü ve E eşik değerini temsil etmek üzere Eşitlik 4.1'de eşikleme ifade edilmiştir. Çoğu resim için uygun eşik değeri parlak değerlerin yumuşatılmış histogramının en küçüğü seçilerek otomatik olarak belirlenebilir. Eşik değerinin otomatik belirlenmesi için Otsu [39] gibi istatistiksel yöntemler de önerilmiştir. Otsu nesne ve arkaplanın parlaklık varyansının minimize edilmesiyle eşiği seçmek için sunulmuş bir yöntemdir.

$$B(x, y) = \begin{cases} E\text{ğer } G(x, y) \geq E \\ E\text{ğer } G(x, y) < E \end{cases} \quad (4.1)$$

Yöntemin çalışma hızı, adaptif versiyonlarıyla görüntünün parlaklığına adapte olma ve dağınık bölgelerde varyansı dikkate alması avantajlı yönleridir. Ancak uzamsal içeriği ihmal etmesi ve tüm pikselleri bağımsız değerlendirmesi dezavantajlı yönleridir.

Bölge tabanlı yöntemlerde B_x , bölgelerden herbirini ve G görüntüyü temsil etmek üzere, aşağıdaki şartlar sağlanmalıdır [40–42]:

1. Bölgelerin tamamı görüntüyü oluşturmalıdır ve boşta piksel kalmamalıdır.
$$B_1 \cup B_2 \cup B_3 \cup \dots \cup B_n = G$$
2. Bir piksel sadece bir bölgenin elemanı olabilir.
$$B_1 \cap B_2 \cap B_3 \cap \dots \cap B_n = 0$$
3. Bölgelerden birinin özelliği sadece o bölgeye ait olmalı; parlaklık, varyans gibi. Aynı özellik iki farklı bölgede olursa ayırt edici özellik olamaz.
$$P(G_i) = \text{Doğru} \quad \forall i, \quad P(G_i \cup G_j) = \text{Yanlış} \quad \forall i \neq j$$

Bölge büyütme bir başlangıç noktası (seed) aldıktan sonra başlangıç noktası/bölgesine bağlı komşu piksellere bakar. Kendine benzeyenleri aynı bölgeye dahil ettikten sonra bölgenin yeni komşularını aynı benzerlik kriterine göre değerlendirir [43]. Tüm komşular gezildikten sonra istenilen bölge(ler) bölütlenmiş olur. Bölge birleştirme ise her pikseli kendi bölgesinde olduğunu varsayarak bölütlemeye başlar ve benzer komşuları iteratif olarak birleştirerek bölütleme sonucunu oluşturur [44].

Kullanıcı tarafından başlangıç noktasının belirlenmesi, yöntemin gürbüzlüğünü zayıflatmaktadır. Ancak mamogram görüntülerinde lezyon tespiti için yaygınca kullanıldığını gösteren literatür mevcuttur [45]. Ayrıca otomatik başlangıç noktası üreten algoritmalar da geliştirilmiştir [46]. Otomatik başlangıç noktası genellikle farklı görüntü işleme yöntemlerinin çıktılarında da elde edilirler. Gürültüye karşı gürbüzdür ve renkli görüntüler üzerinde de çalışmaktadır.

4.2. KENAR TABANLI YÖNTEMLER

Kenar tabanlı bölütleme, kenar bulma yöntemlerinin kullanıldığı yöntemlerdir. Yöntem renk, gri seviyesi gibi özelliklerdeki süreksizliğin bulunması ilkesine göre çalışır. Sınır noktalarında gradyan değeri yüksek olur. Kenarlar tespit edilmek istenen nesne ile olan sınırları temsil etmektedir. Sobel, Prewitt, Roberts, Canny, Laplacian ve Marr-Hilclrath gibi geliştirilmiş bir çok yöntem mevcuttur [41].

İlk kenar tabanlı yöntemler genellikle aşağıdaki algoritmaya göre çalışır:

1. Görüntüye türev operatörü uygulanarak kenarların tespit edilmesi
2. Gradyan büyüklüklerinin ölçülmesiyle sınırların gücünün tespiti
3. Eşik değerinden büyük kenarların korunması ve zayıf olanların yok edilmesi
4. Kenarların kopma noktalarının tespiti ve kenar gücüne göre dahil etme veya çıkarma
5. Farklı eşik değerlerinin denenmesiyle 3. ve 4. adımdaki kapalı sınırların bulunmasıyla bölütlemenin tamamlanması

Birçok yayında böyle çok adımlı çözümler sunulmuştur. Ancak günümüzde böyle çok adımlı yöntemler tercih edilmemektedir. Burada neyin eniyilendiği açıkça belli değildir. Kenar tabanlı yöntemlerin gürültü hassasiyeti yüksektir, bunu azaltmak için çeşitli filtreleme yöntemleri kullanılır veya bölge tabanlı yöntemlerle birlikte tam bir bölütleme sağlarlar.

4.3. SINIFLANDIRMA TABANLI YÖNTEMLER

Sınıflandırma tabanlı yöntemler veri içerisinde belirli bir örüntüyü ararlar. Eğitim verisinden elde edilen örüntü aranarak bölütleme işlemi gerçekleştirilir. En yaygın kullanılan sınıflandırıcılar k-en yakın komşu ve maksimum benzerlik algoritmalarıdır [37, 47].

Bölütleme için eğitim verisine ihtiyaç duyan yöntem, örüntü özellikleri için çeşitli görüntü işleme yöntemlerini kullanmaktadır. Eğitim verisinin doğru seçilmesi, elde edilecek bölütlemenin sonucunu doğrudan etkilemektedir. En çok bilineni K-en yakın komşu algoritmasıdır.

K-en yakın komşu algoritması sınıflandırma için yaygınca kullanılan ve çok iyi bilinen bir yöntemdir. Yöntemdeki k en yakın komşu sayısını temsil etmektedir. Algoritma temel olarak aşağıdaki şekilde çalışmaktadır:

1. Eğitim verisi belirlenen kıstasa göre etiketlenir.
2. Bulunacak k adet komşu belirlenir.
3. Kıstas için metrik (Minkowski uzaklığı, Öklid uzaklığı, Manhattan uzaklığı, Chebyshev uzaklığı, Dilca uzaklığı vb. [48]) belirlenir.
4. Metriklerin hesaplanması ve sıralanması sonucunda yeni veriyi en yakın sınıfa dahil edilir.

4.4. KÜMELEME TABANLI YÖNTEMLER

Kümeleme algoritmalarının, sınıflandırma yöntemlerinden en temel farkı eğitim verisine ihtiyaç duymamalarıdır. Danışmansız öğrenme algoritmaları olarak da bilinen algoritmalar, üzerinde çalışılan verileri ana özelliklerine göre gruplandırmayı sağlarlar [37, 49, 50]. En çok bilinenleri k-ortalamlar ve bulanık C-ortalama algoritmalarıdır.

Eğitim verisi kullanmadan çalıştıkları için, sınıflandırma yöntemlerine göre daha hızlı çalışırlar. En çok bilinen algoritma K-ortalamlar ve bulanık c-ortalamlardır.

K-ortalamlar algoritmasındaki K, küme sayısını ifade etmektedir. Veri önce rastgele K adet kümeye bölünür ve daha sonra küme merkezleri Öklid uzaklığına göre en uygun yerde konumlanır [37, 49, 51]. Algoritma aşağıdaki gibi çalışır:

1. K değeri belirlenir ve merkez noktalar giriş veri uzayında rastgele yerlere konumlanır.
2. Verinin her bir elemanının her bir merkeze olan uzaklığı hesaplanır.
3. Herbir eleman kendisine en yakın olan merkezin kümesine dahil edilir.
4. Kümeleri oluşturan elemanların ortalaması alınarak merkezlerin konumları güncellenir.
5. Merkezlerin konumlarında değişim olduğu sürece 2-4. adımlar tekrar edilir.

Bu yöntemde küme sayısının belirlenmesi kullanıcı tarafından yapılmaktadır. Dolayısıyla kullanıcının görüntü üzerindeki bilgi ve birikimine göre bölütleme kalitesi değişkenlik gösterebilmektedir. Piksel gri seviyesi veya renk değerlerine göre çalıştığı için gürültüye karşı hassastır. Başlangıçta iyi bir yerden başlaması ve algoritmanın

gürbüzleşmesi için sunulmuş çalışmalar mevcuttur [52, 53]. Ayrıca histogramdaki tepe ve vadiler tespit edilerek merkez sayısı k otomatik olarak tespit edilebilir.

Bulanık C-ortalama algoritması da eğitim verisine ihtiyaç duymayan ve küme ortalamalarına göre benzer değerleri aynı kümeye dahil ederek bölütleme yapan bir yöntemdir. İstatistikte ve tıbbi görüntü işlemede yaygınca kullanılan bir algoritmadır [37, 54–57].

Diğer bölütleme algoritmalarında farklı olarak her bir eleman (veya piksel/voksel) birden fazla kümeye ait olabilir. Başka bir elemanın küme merkezlerine olan uzaklığı ile merkeze ait olması arasında ters orantı vardır. Ancak tüm kümelere ait olma oranlarının toplamı 1'e eşittir. Algoritmanın çalışma şekli aşağıda verilmiştir:

1. Ağırlık matrisi değerleri atanır (rastgele).
2. Bulanık parçalar kullanılarak küme merkezleri hesaplanır.
3. Elemanların kümelere olan aidiyet oranları (ağırlık matrisi) güncellenir.
4. Merkezlerdeki değişim sonlanana kadar 2. ve 3. adımlar tekrar edilir.

İstenilirse algoritma sonlandıktan sonra elemanlar en büyük aidiyetlerinin oldukları kümeye dahil edilip, diğerlerine olan aidiyetleri iptal edilerek bulanıklık berraklaştırılabilir.

4.5. ATLAS TABANLI BÖLÜTLEME

Atlas tabanlı bölütlemeye bölütlenecek nesne veya görüntü hakkında önceden istatistiksel bilgi bulunması gerekmektedir [58, 59]. Ayrıca yöntemin çalışabilmesi için bölütlenecek görüntü ile istatistiksel olarak bilgi barındıran şablon görüntünün çakıştırılması gerekmektedir. Çakıştırma işlemi en az iki görüntünün belli kıstaslara göre hizalanmasıdır. Hizalama için öteleme, dönme, ölçeklendirme, afin dönüşüm gibi tekniklerden faydalanılır [60]. Çakıştırma işleminden sonra atlas şablonundaki etiketler bölütlenmek istenen görüntüye yayılır ve bu yöntem atlas tabanlı bölütleme olarak adlandırılır.

4.6. DİĞER YÖNTEMLER

Bunlarla birlikte birden çok yöntemin birlikte kullanıldığı, melez yöntemler mevcuttur. Genel olarak bölge tabanlı yöntemler, kenar tabanlı yöntemlere göre daha güçlüdür. Ancak son 30 yıla kadar önerilen yaklaşımların çoğu açık bir eniyileme ölçütünden yoksundurlar. Dolayısıyla çok adımlı yaklaşımlarda her bir adımda yapılan işlemin toplam sonuca olan etkisi de açık değildir. Eniyileme bir niceliğin daha hızlı, daha iyi, daha az sistem kaynağına ihtiyaç duyan vb. gibi iyileştirilmesidir.

1980'lerin sonuna doğru görüntü bölütleme için ilk değişim tabanlı eniyileme yaklaşımları sunulmuştur [61, 62]. Bunlarla birlikte enerji tabanlı bölütleme literatürde yerini almıştır. Enerji tabanlı yöntemlerde en aza indirgenmeye çalışılan bir hedef (enerji) fonksiyonu vardır. İstenilen bölütleme sağlandığında enerji fonksiyonu en düşük sonucu üretmektedir. Aktif kontur (etkin çevrit) [61], seviye kümeleri (level set) [63] ve çizge kesme (graph cut) [64] bunlardan bazılarıdır. Enerji tabanlı yöntemler diğer yöntemlerle kıyaslandığında daha çok zamana ihtiyaç duyarlar [65].

4.6.1. Değişimsel Yöntemle Görüntü Bölütleme

Önerilen yöntem de TD tabanlı bir yöntem olduğundan, öncelikle değişimsel yöntem kullanan ilk görüntü bölütleme yöntemleri incelenmiştir.

4.6.1.1. Snakes

Kass vd. Eşitlik 4.2'de verilen fonksiyonelin minimizasyonunu (Snakes) önermişlerdir. Snakes'in görüntü bölütlemesindeki ilk değişimsel yöntem olduğu düşünülmektedir.

$$E(C) = E_{ext}(C) + E_{int}(C) \quad (4.2)$$

Eşitlikteki $E_{ext}(C)$ veri terimini, $E_{int}(C)$ ise düzenleme terimini ifade etmektedir. Veri teriminin açılımı Eşitlik 4.3'te, düzenleme teriminin açılımı da Eşitlik 4.4'te verilmiştir.

$$E_{ext}(C) = - \int_0^1 |\nabla I(C(s))|^2 ds \quad (4.3)$$

$$E_{int}(C) = \int_0^1 \left\{ \frac{\alpha}{2} |C_s(s)|^2 + \frac{\beta}{2} |C_{ss}(s)|^2 \right\} ds \quad (4.4)$$

Burada;

$I: \Omega \subset \mathbb{R}^2 \rightarrow \mathbb{R}$ giriş görüntüsünü

$C: [0,1] \rightarrow \Omega$ parametrik eğriyi,

C_s : s parametresine göre birinci türevi

C_{ss} : s parametresine göre ikinci türevi ifade eder.

Gürültülü bir görüntüde gradyan büyük olur ve sunulan çalışmanın kötü taraflarından biri budur. Düzenleştirme teriminin amacı sınır bağlantılarına ceza uygulamaktır. α ve β olmak üzere düzenleştirme terimi vardır. 1. ve 2. türevi cezalandırmaktadırlar. Veri terimi için çok iyi bir tanımlama yapılamamıştır, ancak tarihsel açıdan önemlidir. $E_{ext}(C)$ verilen herhangi makul bir C eğrisinin eğri boyunca sağlamlığını ölçen bir maliyet fonksiyonudur.

$E_{int}(C)$ ise hesaplanan eğriler üzerinde bazı yumuşamalara sebep olan bir düzenleyicidir. $\alpha \geq 0$ ve $\beta \geq 0$ ağırlıklandırılmış iki parametre eğrinin elastik uzunluk ve gerginliğini cezalandırır.

Toplam enerji minimizasyonu Eşitlik 4.2 ile sağlanır ve buna göre gradyan yerlerinden geçerken eğri kısa ve gergin olur.

Gerçek görüntüler tipik olarak maliyet fonksiyonunda yerel en küçüklere sebep olan birçok gradyan en büyüğüne sahiptir. Bu nedenle pratikte eğri istenilen çözüme yeteri kadar yakın atanmalıdır.

Alternatif olarak giriş görüntüsü ön işlem olarak yumuşatmaya tabi tutulabilir. Bu sahte yerel en küçükleri yok etmek için kullanılabilir. Fakat yumuşatma önemli kenar bilgilerini de giderebilir. Bunun için Blake ve Zisserman [66] iteratif olarak

yumuşatılmış görüntüden iteratif olarak yumuşatmayı azaltan bir yöntem önermişlerdir. Her bir seviyede önceki tahmin edilen eğriyi başlangıç olarak atamışlardır.

Diğer bir yaklaşım ise Cohen ve Cohen tarafından önerilmiştir [67]. Maliyet fonksiyonunu balon $E_{baloon}(C) = \gamma \int_{\Omega_{int(C)}} d^2x$ enerjisiyle genişletmişlerdir. Eğrinin büzülmesine sebep olmak için ($\gamma > 0$) veya genişlemesine sebep olmak için ($\gamma < 0$) olmalıdır. Böylece balon enerjisi C eğrisinin içindeki $\Omega_{int(C)}$ bölgesini ölçer.

4.6.1.2. Mumford-Shah Fonksiyoneli

Mumford ve Shah giriş görüntüsünün fonksiyoneli minimize ederek hesaplamak için parçalı yumuşak (İng: piecewise smooth) yaklaşımını önermişlerdir. Önerilen yaklaşım Eşitlik 4.5'te verilmiştir.

$$E(U, C) = \int_{\Omega} (I(x) - U(x))^2 dx + \lambda \int_{\Omega/C} |\nabla U(x)|^2 dx + V|C| \quad (4.5)$$

Eşitlik 4.5'teki ilk terim kuadratik veri terimi, ikincisi adaptif yumuşatma terimi ve son terim düzenlileştirici terimdir. Yaklaşım $U: \Omega \rightarrow R^3$ 'ye tanımlı görüntü ile birlikte ve tek boyutta devamsızlık seti $C \subset \Omega$ olmak üzere; veri terimi, U yaklaşımının giriş görüntü (I)'nin aslına uygun olduğunu garanti eder. $\lambda > 0$ ile ağırlıklandırılmış yumuşatma terimi devamsızlık seti haricindeki her yerde U 'nun yumuşak olduğunu garanti eder. $V > 0$ ile ağırlıklandırılmış düzenlileştirici bu devamsızlık setinin en küçük uzunlukta $|C|$ olduğunu garanti eder. $\lambda \rightarrow \infty$ giderken Ω/C yumuşatma teriminin cezalandırılmasını sağlar.

U ve C olmak üzere iki argüman bulunmaktadır. C izin verilen yerlerde sınır veya piksellerin devamsızlık seti olarak anılır. Buna göre devamsızlığa izin verilen bir pikselle karşılaşıldığında gradyan cezalandırılmaz. Buralardaki değiştirilmemiş gradyan sonsuz olma eğilimindedir ve bu bir sıçrama oluşturur. Çünkü bu piksel sınır olarak etiketlenirse, sıçramanın maliyeti olmaz. Denklemden Ω/C ile hariç tutulduğu

gösterilmiştir. Böyle olmasaydı minimizasyonda algoritma tüm pikselleri sınır olarak etiketleyebilirdi ve bu istenmeyen bir durum olurdu.

Örneğin TD ile en önemli fark TD’de sıçrama ve süreksizliklere izin verilir ve ne kadar sıçrama varsa o kadar maliyet oluşur. Burada ise maliyet oluşur, fakat sıçramanın büyüklüğünün bir önemi yoktur.

4.7. ÖNERİLEN YÖNTEM

Değişim tabanlı yöntemler veri sadakat terimi, düzenleme terimi ve bu iki terim arasındaki bağıl ağırlıktan meydana gelmektedir. Genellikle veri sadakat terimi ölçülen veri ile ilgili bilgiler içerir. Bağıl ağırlık, veri sadakat teriminin veya düzenleme teriminin önünde bir çarpan olabilir. Amaç bu maliyet fonksiyonunun eniyilenmesidir. Biz de bölütlemeyi bir ters problem olarak ele alarak değişimsel bir maliyetle çözmeyi öneriyoruz.

4.7.1. Modelin Oluşturulması

Önerilen bölütleme yöntemindeki maliyet fonksiyonu Eşitlik 4.6’da tanımlanmıştır.

$$\hat{S} = \arg \min_S J(S) \quad (4.6)$$

Burada $J(S)$ maliyet fonksiyonu Eşitlik 4.7’deki gibi tanımlanır ve eniyileme sonrası elde edilen S istenen bölütleme sonucu olur.

$$J(S) = \sum_p \frac{(I_p - \mu_1)^2}{v_1} (1 - S_p)^2 + \frac{(I_p - \mu_2)^2}{v_2} S_p^2 + \hat{I}_p (1 - S_p)^2 + (1 - \hat{I}_p) S_p^2 + \lambda (|\partial S|_p) \quad (4.7)$$

Burada S bölütlenmiş görüntüyü, I_p voksel parlaklık değerini, \hat{I}_p üst değeri 1 olacak şekilde normalize edilmiş parlaklık değerini ($\hat{I}_p = I_p/I_{\max}$), S_p vokselin ait olduğu

sınıfı ($S_p \in \{0,1\}$), p görüntüdeki voksel indis numarasını, λ komşuluk ilişkisinden kaynaklanan maliyetin ağırlığını, ∂ türev operatörünü,

$$\mu_1 = \frac{\sum_p I_p (1 - S_p)^2}{\sum_p (1 - S_p)^2} \quad (4.8)$$

$$\mu_2 = \frac{\sum_p I_p S_p^2}{\sum_p S_p^2} \quad (4.9)$$

$$v_1 = 2 \left(\frac{\sum_p (I_p - \mu_1)^2 (1 - S_p)^2}{\sum_p (1 - S_p)^2} \right)^{\frac{1}{2}} \quad (4.10)$$

$$v_2 = 2 \left(\frac{\sum_p (I_p - \mu_2)^2 S_p^2}{\sum_p S_p^2} \right)^{\frac{1}{2}} \quad (4.11)$$

ortalama ve ortalamadan sapma değerlerini göstermektedir. Önerilen maliyet fonksiyonunda S_p , $S_p = 1$ kemik doku olan vokselleri, $S_p = 0$ ise yumuşak doku ve arka planı temsil etmek üzere ikili değer alır.

Birinci sadakat terimi $S_p = 0$ olan vokselde yumuşak doku ve arka plan istatistiğine olan uyumu (μ_1, v_1), ikinci sadakat terimi $S_p = 1$ olan vokselde kemik istatistiğine olan uyumu (μ_2, v_2), üçüncü sadakat terimi arka plan ve yumuşak dokuların ($S_p = 0$) düşük parlaklık değerinde olmasını, dördüncü sadakat terimi kemik dokusunun ($S_p = 1$) yüksek parlaklık değerinde olmasını ve sonuncu terim ise bölütleme sonucu oluşan bölgelerin sınırının kısa olmasını sağlayan l_1 -norm düzenleme terimini ifade etmektedir. λ değeri arttıkça bölgelerin sınırları kısalmakta böylece küçük bölgelerin elimine edilmesi ve daha yumuşak bölge sınırlarının elde edilmesi mümkün olmaktadır. Bu yaklaşım morfoloji gibi soncul çözümlere göre çok daha zariftir.

Eşitlik 4.7’de verilen maliyet fonksiyonunu en küçük yapan S ’nin hesaplanabilmesi için maliyet fonksiyonun türevinin alınabilir olması gerekmektedir. Mutlak değer fonksiyonunun sıfır noktasında sağdan ve soldan limitleri birbirine eşit olmadığı için düzenleme teriminin türevi alınmaz. Bu nedenle Eşitlik 4.7’deki düzenleme terimi için Eşitlik 4.12 ile mutlak değere bir yakınsama yapılır [68, 69]. Eşitlik 4.12’de türevin mutlak değeri 3B görüntünün uzamsal yönleri olan x , y ve z türevlerinin mutlak değerlerinin toplamı şeklinde ifade edilir ve toplam sembolü içinde bu üç yön d ile ifade edilir:

$$\lambda(|(\partial S)_p|) = \lambda \left(\sum_{d \in \{x,y,z\}} \frac{(\partial_d S)_p^2}{|(\partial_d S)_p| + \varepsilon} \right) \quad (4.12)$$

Eşitlik 4.12’de tanımlanan yakınsamada ε (epsilon) küçük pozitif bir sabittir ve ε küçüldükçe yakınsamanın doğruluğu artar.

$$(W_x)_p = (|(\partial_x S)_p| + \varepsilon)^{-1} \quad (4.13)$$

$$(W_y)_p = (|(\partial_y S)_p| + \varepsilon)^{-1} \quad (4.14)$$

$$(W_z)_p = (|(\partial_z S)_p| + \varepsilon)^{-1} \quad (4.15)$$

Eşitlik 4.8 ile yakınsama yapılan düzenleme terimi sırasıyla Eşitlik 4.3-4.15 kullanılarak Eşitlik 4.16’deki yapıya getirilir:

$$\lambda(|(\partial S)_p|) = \lambda \left(\sum_{d \in \{x,y,z\}} (W_d)_p (\partial_d S)_p^2 \right) \quad (4.16)$$

Eşitlik 4.7’de verilen model, TD terimi için Eşitlik 4.16’deki W_x , W_y ve W_z sabit olarak kabul edilerek Eşitlik 4.17’deki şekliyle tekrar yazıldığında tüm terimleri ikinci dereceden dışbükey bir maliyet fonksiyonu ve yinelemeli bir sistem elde edilir:

$$\begin{aligned}
J(S) = \sum_p \frac{(I_p - \mu_1)^2}{v_1} (1 - S_p)^2 + \frac{(I_p - \mu_2)^2}{v_2} S_p^2 + \hat{I}_p (1 - S_p)^2 \\
+ (1 - \hat{I}_p) S_p^2 \\
+ \lambda \left((W_x)_p (\partial_x S)_p^2 + (W_y)_p (\partial_y S)_p^2 + (W_z)_p (\partial_z S)_p^2 \right)
\end{aligned} \tag{4.17}$$

Eşitlik 4.17'nin dışbükey olabilmesi için $V_s \in \{0,1\}$ yani sadece iki değer alabilme kısıtlaması kaldırılarak $V_s \in [0,1]$ olarak 0 ile 1 aralığında değer alabilecek şekilde gevşetilir. Bu gevşetme yapıldıktan sonra Eşitlik 4.16'nın matris-vektör formunda gösterimi Eşitlik 4.18 olarak ifade edilebilir:

$$\begin{aligned}
J(V_s) = (\vec{1} - V_s)^T M_A (\vec{1} - V_s) + V_s^T M_B V_s + \lambda (V_s^T C_x^T W_x C_x V_s \\
+ V_s^T C_y^T W_y C_y V_s + V_s^T C_z^T W_z C_z V_s)
\end{aligned} \tag{4.18}$$

Burada C_x, C_y, C_z türev matrislerini, V_s ise S_p değerlerinin vektör halini ve $\vec{1}$ ise birlerden oluşan vektörü tanımlar. M_A ve M_B ise köşegen matrisler olmak üzere şu şekilde tanımlanmıştır:

$$M_{A(p,p)} = \frac{(I_p - \mu_1)^2}{v_1} + \hat{I}_p \tag{4.19}$$

$$M_{B(p,p)} = \frac{(I_p - \mu_2)^2}{v_2} + (1 - \hat{I}_p) \tag{4.20}$$

Eşitlik 4.18'in V_s 'ye göre türevi alınarak sıfıra eşitlenirse Eşitlik 4.21'deki doğrusal sistem elde edilir:

$$\frac{\partial J(V_s)}{\partial V_s} = 0 \tag{4.21}$$

$$A^{(n)} V_s^{(n+1)} = V_b^{(n)} \tag{4.22}$$

Burada $A = M_A + M_B + \lambda L$, $L = C_x^T W_x C_x + C_y^T W_y C_y + C_z^T W_z C_z$ ve $V_b = M_A \vec{1}$ olarak tanımlıdır. Bu denklem sisteminde, n adım sayısını göstermek üzere, bölütlenmiş görüntü $V_S^{(n+1)}$, bir önceki döngüdeki sonuç, $V_S^{(n)}$, başlangıç değeri olarak kullanılarak hesaplanmaktadır.

4.7.2. Eniyileme İçin Başlangıç Değerlerinin Belirlenmesi

Oluşturulan modelin çalışabilmesi için μ_1 , μ_2 , v_1 , v_2 ve S_p 'nin başlangıç değerlerinin hesaplanması gerekmektedir. S_p ve diğer parametreler vokselle değerine göre belirlendiğinden uygun bir eşik değerinin tespit edilmesi gerekmektedir. Bunun için görüntü verisinin ilk %50'lik kısmının kesinlikle kemik olamayacağı, son %3'lük kısmının da kesinlikle kemik olacağı varsayımı ile arama uzayı daraltılmıştır. Eniyileme için başlangıç değerleri aşağıdaki sözde kod ile bulunur.

Girdi: Hacimsel Görüntü G , parametreler λ , ϵ

Başlangıç Atama: $I \leftarrow 3DmatrixToVector(G)$
 $startIndex \leftarrow percentile(I, \%50)$
 $endIndex \leftarrow percentile(I, \%97)$
 $I_{max} \leftarrow \max(I)$, $optimumThreshold \leftarrow 0$, $minCost \leftarrow \infty$,

Döngü $threshold = startIndex$ 'den $endIndex$ 'e kadar

$S_p \leftarrow (I_p > threshold)$
 μ_1, μ_2, v_1, v_2 'yi hesapla
 $J(S)$ 'yi Eşitlik 4.6 'ya göre hesapla

Eğer $J(S) < minCost$
 $minCost \leftarrow J(S)$
 $optimumThreshold \leftarrow threshold$

Eğer Sonu

Döngü Sonu

Çıktı: $S_p \leftarrow (I_p > optimumThreshold)$

Yukarıdaki sözde kod ile bulunan evrensel eşik değeri ile her bir voksel için bir ilk sınıf (S_p) elde edilmiş olur.

4.7.3. Önerilen Yöntemin Eniyilenmesi

Eşitlik 4.16 ile gösterilen doğrusal sisteminin çözümü Eşitlik 4.14 ile tanımlanan maliyet fonksiyonun en düşük değerine eşittir. Eşitlik 4.16'daki $A^{(n)}$ matrisi seyrek, gerçel, simetrik ve pozitif tanımlı 7 nokta Laplas matrisidir. Buna benzer doğrusal denklem sistemleri Jacobi, eşlenik gradyan, önkoşullu eşlenik gradyan (ing: preconditioned conjugate gradient, PCG) ve benzeri yinelemeli yöntemlerle çözülebilmektedir [70]. Eniyileme işlemi aşağıdaki sözde kod ile gerçekleştirilir.

Girdi: $V_S^{(1)} \leftarrow S_p$, parametreler $\lambda, \varepsilon, \maxIter, C_{Threshold}$

Döngü $n = 1$ 'den \maxIter 'e kadar

$W_x^{(n)}, W_y^{(n)}, W_z^{(n)} \leftarrow v_S^{(n)}$ (4.9-4.11) denklemleri kullanılarak

μ_1, μ_2, v_1, v_2 'yi hesapla

M_A, M_B 'yi hesapla

$L = C_x^T W_x^{(n)} C_x + C_y^T W_y^{(n)} C_y + C_z^T W_z^{(n)} C_z$

$A^{(n)} \leftarrow M_A + M_B + \lambda L$

$V_b^{(n)} \leftarrow M_A \vec{1}$

$A^{(n)}$ ve $V_b^{(n)}$ kullanılarak $V_S^{(n+1)}$ bulma ve (4.16)'yı çözme

$V_S^{(n+1)} \leftarrow \pi(|V_S^{(n+1)}|) \quad V_S^{(n+1)}$ 'nin $[0,1]$ 'e izdüşümünü al

Döngü Sonu

$C_p \leftarrow V_S^{(n+1)} > C_{Threshold}$

$B \leftarrow VectorTo3Dmatrix(C_p)$

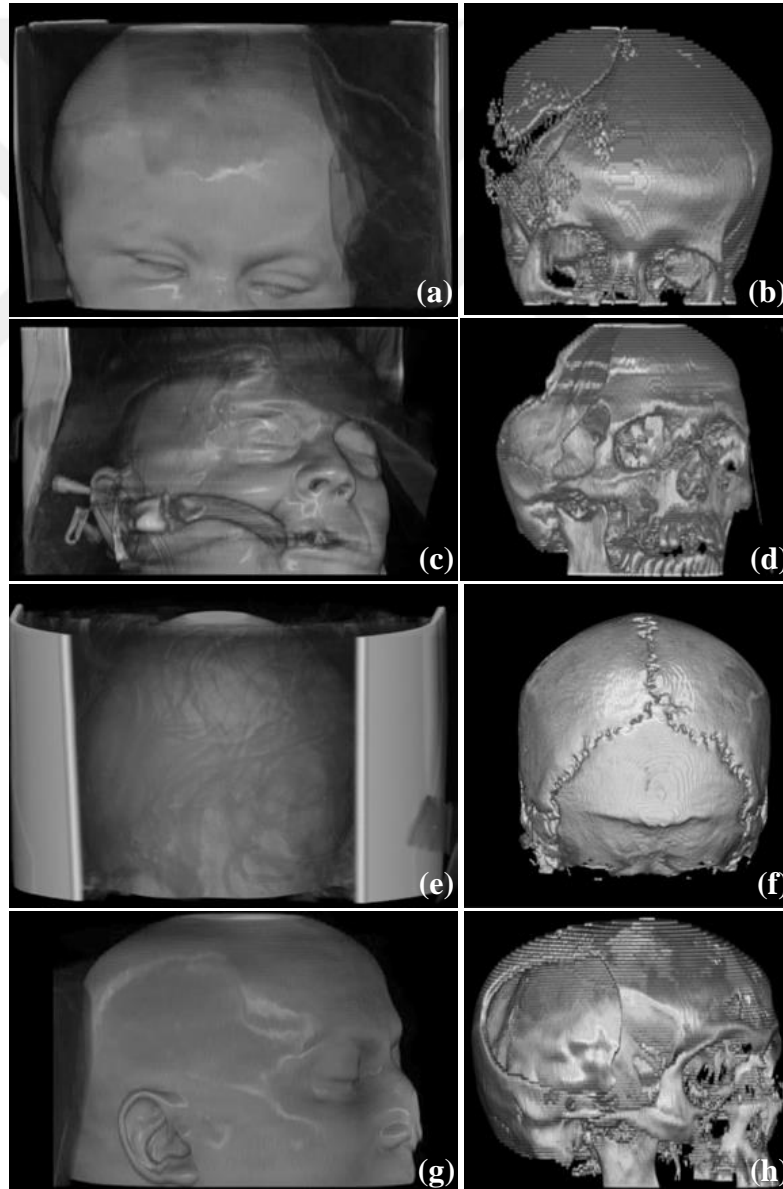
Çıktı: Bölütlenmiş Hacimsel Görüntü B

Etkin yapısından dolayı doğrusal sistemin çözümü için PCG ve tamamlanmamış Cholesky eşleniği (ing: InComlepte Cholesky, IC) kullanılmıştır. Sözde kodun çalışmasını takiben elde edilen sınıf haritası, $V_S^{(n+1)}$, bir eşik değeri ile eşiklenerek

($0 < C_{\text{Threshold}} < 1$) nihai bölütleme sonucu (B) elde edilir. Eşik değeri için 0.5 değeri kullanılabilir.

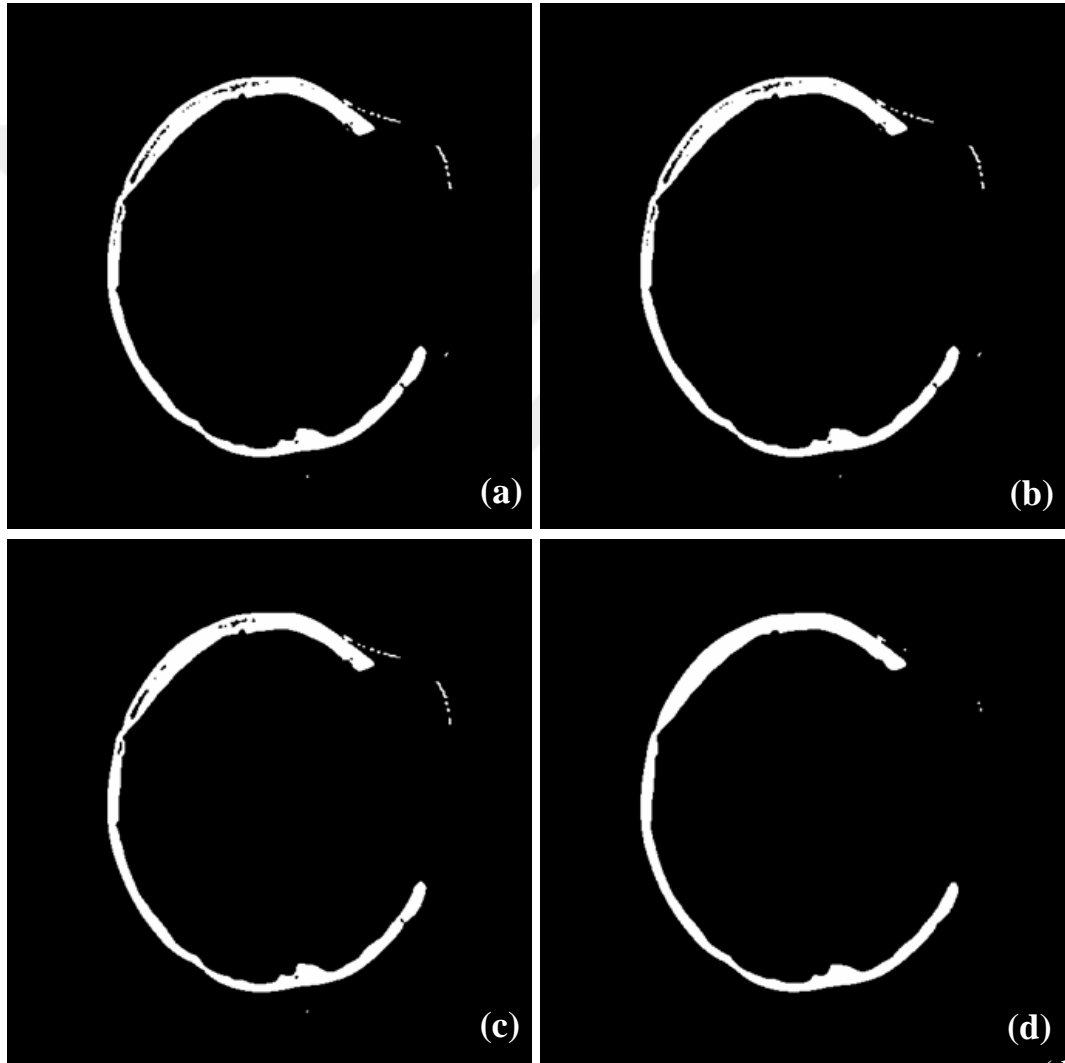
4.7.4. Önerilen Yöntemin Sonuçları

Çalışmada yinelemeli çözücü olarak ön koşullu eşlenik gradyan yöntemi kullanılmıştır ve tolerans 0.01 olacak şekilde çözümler hesaplanmıştır. Şekil 4.1’de 3B giriş görüntüleri ve 3B bölütleme sonuçları verilmiştir. Sonuçlar 16-bit çözünürlükte 512×512 piksellik dilimlerden elde edilmiş 3B BT görüntülere aittir.



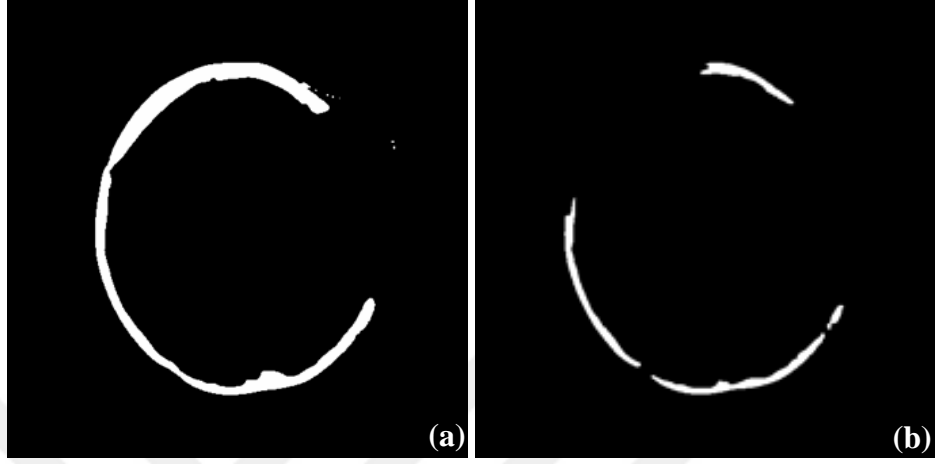
Şekil 4.1. Sonuçlar, a,c,e,g) Giriş görüntüleri, b,d,f,h) bölütleme sonuçları.

Bölütleme sonuçlarının başarısı, λ ve son eşik değerinin etkileri aksiyal görüntülerde daha açık şekilde görülmektedir. Farklı λ ve son eşik değerine ($C_{\text{Threshold}}=0.3$) göre oluşturulan bölütleme sonuçları Şekil 4.2’de verilmiştir. Modeldeki düzenleştirme terimi voksellerin komşu vokselleri ile olan ilişkisini λ katsayısı ile belirler. Şekil 4.2’de aynı son eşik değeri için farklı λ değerlerine ait sonuçlar görülmektedir. Görüntünün sağ üst kısmındaki ince kısmın $\lambda = 1000$ değeri için neredeyse kaybolduğu gözlenmiştir.



Şekil 4.2. 0.3 eşik değeri için farklı λ sonuçları, a) $\lambda = 0.01$, b) $\lambda = 10$, c) $\lambda = 100$, d) $\lambda = 1000$.

Şekil 4.3’de aynı λ değeri için farklı son eşik değerlerinin sonuçları görülmektedir. Eşik değeri 1’e yaklaştıkça BT görüntüsündeki en parlak yani en güçlü kemik kısımlar dışındaki tüm vokseller kemik olmayan gruba dahil edilmektedir.



Şekil 4.3. $\lambda=1000$ değeri için farklı eşik sonuçları, a) $C_{Threshold} = 0.2$, b) $C_{Threshold} = 0.7$.

4.7.5. Sonuç

Bu bölümün sonunda 3B BT görüntülerinden kemik dokusunun bölütlenmesi için TD tabanlı bir yöntem önerilmiştir. Önerilen maliyet fonksiyonu, etkin yakınsamalar kullanarak her bir adımında doğrusal bir sistem çözülen, yinelemeli bir yapıya getirilmiştir. Yöntemin tüm basamakları doğrusal hesaplama maliyetinde olup kullanılan matematiksel model seyrek matris yapısı kullanılarak çözüldüğünden bellek ve işlemci gücü ihtiyacı makul düzeydedir. Önerilen yöntem 3B BT veriler üzerinde test edilmiş ve elde edilen sonuçların başarısı hacim görselleştirmeler ve 2B dilimler olarak sunulmuştur. Önerilen yöntemde sadece dört parametre olup bunların da ayarlanması kolaydır. Bu dört parametre kesin kemik olmayan doku eşiği = %50, kesin kemik olan doku eşiği = %95, kemik dokusu yumuşaklığı λ , eşikleme parametresi $C_{Threshold}$ olarak sıralanabilir. İlk iki parametre için kullanılan sabit değerler genel olarak geçerli olup çoğu görüntü için aynen kullanılabilir. Kemik dokusu yumuşaklığı yani λ küçük bölgelerin istenip istenmediğine göre tercih edilir. Eşikleme değeri $C_{Threshold}$ ise genelde 0.5 olarak alınabilir. Sonuçlardan da görüleceği üzere yöntemin başarısı λ ve son eşik değeri $C_{Threshold}$ 'a bağlıdır.

BÖLÜM 5

SİMETRİ EKSENİ/DÜZLEMİ TESPİTİ

Simetri doğal ve sentetik nesnelere birçok farklı formda görülen bir olgudur ve nesnelere karşılıklı iki kısmı arasındaki benzerlik olarak tanımlanabilir. Simetri, bilgisayarlı görü ve grafik uygulamalarında, desen tanıma, restorasyon gibi işlemlerde kullanılmakta ve hesaplamalı simetri uygulamaları bu alanda çalışanların yakından ilgisini çekmektedir. Matematik, görüntü işleme ve bilgisayarlı görme alanında görüntü ve şekillere ait farklı simetrisi (yansıma, dönme, vb.) tespit etmek için çok sayıda çalışma yapılmıştır. Ayrıca dünyada simetri eksenini tespiti için yarışmalar da düzenlenmektedir [71]. Düzenlenen yarışmalarda genellikle gerçek dünya görüntüleri yer almakta ve görüntü sınıfı ayrımı pek yapılmamaktadır. Bu nedenle geliştirilen algoritmalar özel uygulamalar için geliştirilen modellere nazaran daha yavaş kalmaktadırlar [71, 72]. Simetri eksenini tespiti halen güncel bir konudur ve çalışmaya devam etmektedir [73].

Simetri eksenini/düzlemi tespiti tıbbi görüntü işleme alanlarından biridir. Tıbbi uygulamalarda kafatası simetrisine beyin cerrahi, yüz, ağız-çene cerrahi ve nörolojide ihtiyaç duyulmaktadır. Beyin cerrahi ve nörolojide beynin sağ ve sol lobu birbiriyle kıyaslanarak patolojik yapıların otomatik olarak tespit edilmesi istenilmektedir. Ağız-çene ve yüz cerrahisinde de operasyon sonrası birbirine benzer karşılıklı yapıların oluşturulması estetik açıdan önemlidir. Ayrıca vücudu ikiye ayıran bir düzlemin tespit edilmesi, farklı formatlardaki görüntüleri karşılaştırma probleminde de önemli bir adım olarak kullanılabilir.

Literatüre giriş yapmadan önce tıp terimleri hakkında bilgi vermek faydalı olacaktır.

Midsagittal düzlem: Vücudu simetrik iki parçaya ayırdığı düşünülen teorik dikey düzlem verilen isimdir [74].

Fisür: Çatlak, yırtık ve yarık anlamına gelmektedir. Beynin sağ ve sol lobunu ikiye ayıran çizgi kastedilmektedir.

5.1. LİTERATÜR

Ardekani vd. midsagittal düzlemi bulmak için orijinal ve yansımış görüntüler arasındaki çapraz korelasyonu, görüntünün düzleme göre simetri ölçüsü olarak kullanmışlardır [75]. En iyi simetri düzlemini bulurken hesapsal karmaşıklığı azaltmak için önışlem olarak filtreleme, yumuşatma ve boyut küçültme işlemlerini kullanmışlardır. Eniyileme yöntemi; başlangıç düzleminin pozisyonunu değerlendirmeyi de içerir. Değerlendirme işleminde; eşit olarak dağıtılan belli sayıda düzlem için simetri hesaplanır ve en uygun olan başlangıç düzlemi olarak belirlenir. Başlangıç düzlemi belirlendikten sonra aşağı iniş (downhill simplex) metodu ile eniyileme yapılmıştır. Yöntem 3B veriler üzerinde çalışmaktadır.

Sun ve Sherrah 3B görüntülerde simetri tespiti için genişletilmiş Gauss görüntülerini kullanmışlar. Bunun için 3B simetri bulma problemi Gauss görüntü korelasyon problemine dönüştürülmüş ve giriş görüntü formatının önemli olmadığı şekilde uygulanmış [76]. Genişletilmiş Gauss görüntünün, nesne tanıma [77] ve uzaydaki bir nesnenin yönünün tespitinde [78] kullanışlı bir işlem olduğu belirtilmiş. Bu çalışmada ise daha önceden bilinen, fakat 3B nesnelerin simetrisinin tespitinde kullanılmamış olan genişletilmiş Gauss görüntü ile başarılı sonuçlar elde edilmiştir. Buna göre eğer bir nesne simetrik ise, genişletilmiş Gauss görüntüsü de simetriktir [76]. Bunun için genişletilmiş Gauss görüntü, nesnenin yönlendirme histogramını vermek için genişletilmiş Gauss görüntüsünün ayrı bir formu olan düzenli yüzey parçalarında örneklenmiş. Yönlendirme histogramı elde edildikten sonra, orijinal görüntüye bakılmaksın simetriklik test edilmiş. Çalışmada tüm simetritlerden ziyade en güçlü simetri tespit edilmeye çalışılmıştır.

Thirion vd. 3B beyin görüntülerinde simetri düzleminin hesaplanması için iki aşamalı bir yöntem önermişlerdir [79]. Çalışmada bazı başlangıç düzlemlerinin zaten verildiği varsayılmaktadır. Görüntünün ortasındaki düzlem başlangıç düzlemi olabilir veya görüntüdeki beyin çok eğik ise, başlangıç düzlemi asal atalet eksenlerine göre

hesaplanarak bulunmaktadır. Önerilen yöntem otomatik olarak düzlemin yönünü değiştirerek yeniden merkezlenmesini sağlamaktadır. İlk aşamada demon algoritması [80] kullanılarak iki lob arasındaki noktadan noktaya uyum belirlenmektedir. Daha sonra bu uyumlar, en küçük kareler kriterini en aza indirgeyen düzlemin yeni konumunu bulmak için kullanılmaktadır.

Liu vd. kenar tabanlı çapraz korelasyon yaklaşımı ile 2B kesit görüntülerdeki simetri eksenlerini bularak, 3B için düzlem parametrelerinin gürbüz şekilde tahmin edilmesi için için bir yöntem önermişlerdir [81]. Önerilen yöntemde 2B kesit görüntülerde yumuşatma, alt örnekleme ve kenar algılama ön işlem olarak uygulanmaktadır. Amaç normal ve patolojik beyin görüntülerinde midsagittal düzlemin tespit edilmesini sağlamaktır. Önerilen yöntemin toleransı; beynin anatomik asimetrisini, giriş görüntüsündeki kayma ve gürültüye karşı test edilmiş ve ortak bilgi tabanlı çakıştırma tabanlı yöntemlerle kıyaslandığında çok iyi sonuçlar elde edilmiş. Yöntem kemik dokunun ağırlığı daha fazla olacak şekilde çalıştırıldığında elde edilen sonuçların doğruluğunun arttığı belirtilmiş. Ancak düzlem dışı dönme açısı 20 dereceden fazla olduğunda elde edilen sonuçlar güvensiz bulunmuş. Ayrıca çapraz korelasyon hesaplama maliyeti genel olarak zaten fazla olduğundan çok sayıda kesitten oluşan 3B görüntülerde yavaş kaldığı belirtilmiş.

Prima vd. anatomik ve fonksiyonel 3B beyin görüntülerinde midsagittal düzlemi hesaplayan iteratif bir yöntem önermişlerdir [82]. Önerilen yöntem [79]'de önerilen yöntemin gelişmiş bir versiyonudur. İlk aşamada demon algoritması yerine modifiye edilmiş blok eşleştirme ile beynin iki tarafını arasındaki yerel benzerlik ölçülmektedir. İkinci aşamada ise gürbüz en küçük kırılmış kareler kriterini kullanmışlardır. Sonunda bütün işlemler tekrar edilerek en iyi sonuç elde edilmektedir. Çalışma normal ve patolojik BT ve MRI görüntüleri üzerinde test edilmiş, sonuçların başarılı olduğu ifade edilmiştir.

Qingmao ve Wieslaw midsagittal düzlemi tespit etmek için 2B aksiyal kesitlerin işlenmeye uygun olanlarını tespit ettikten sonra, kesitlerdeki fisürlerin yerlerini belirlemişlerdir. Daha sonra histogram tabanlı aykırı değer çıkarıma uygulamışlar ve tespit edilen fisür çizgilerinden uygun değerleri seçip, seçilen uygun değerlerden

midsagittal düzlem denkleminin hesaplanmasıyla düzlemi bulmuşlardır. MRI görüntüleri üzerinde sonuçları sunulan yöntemin, BT görüntülerinin de en azından anomali içermeyenler üzerinde de çalışacağı öngörülmüştür [83]. Yöntem hem normal hem de patolojik görüntülerde çalışmaktadır. Algoritma fisür tabanlı çalıştığı için fisürdeki eğrilik midsagittal düzlemin tespitinde önemli bir problemdir. 110 mm'den büyük asimetriye sebep olan tümörler olduğunda ve dönme açısı 30 dereceden fazla olduğunda hesaplanan sonuçlar güvensizdir.

Volkau vd. iki dağılım arasındaki farkı Kullback-Leibler (KL) uzaklığı ile ölçen bir yöntem sunmuşlar [84]. Bunun için ilk aşamada 3B hacimsel veriyi sagittal kesit görüntülere dönüştürdükten sonra sagittal doğrultuda merkez kesit görüntüyü tespit etmişlerdir. Daha sonra merkez kesit görüntünün ± 2 cm yan doğrultusu ilgilenilen hacim (VOI: volume of interest) olarak tanımlanmıştır. VOI'nın ilk kesiti referans kesit olmak üzere, VOI'daki her dilim için KL uzaklığını hesaplamışlardır. En büyük KL uzaklığını veren kesit, merkez midsagittal düzlem olarak belirlenmektedir. İkinci aşamada ise merkez midsagittal düzlemin dört köşe noktası daha hassas arama yapılması için bir miktar değiştirilmektedir. Buradaki değişimler sonucunda elde edilen koordinatlarla midsagittal düzlem tespit edilmiş olur. Çalışma KL uzaklığının midsagittal düzlem tespiti için kullanılabileceği gösterilmiştir. Ayrıca yöntem çalışırken herhangi bir önışleme gerektirmemektedir. MRI ve BT görüntülerinde test edilerek başarılı sonuçlar alındığı rapor edilmiştir.

Jayasuriya vd. 3B MRI görüntülerinde simetri düzlemini bulmak için, beyin karmaşıklığını ve homojenlik karakteristiğini temsil eden fraktal boyut ve lakunarity (lacunarity) analizini kullanan yeni bir yaklaşım önermişlerdir [74]. Burada lakunarity olarak tanımlanan kelime; bir nesne ya da görüntüdeki dokunun homojen olmama derecesinin ölçüsünü ifade etmektedir. Eğer bir nesnedeki delikler veya boşluklar eşit oranda dağılmış ise, lakunaritesi yüksektir demektir. Beyin dokularındaki kendi kendine benzerlikten yola çıkarak midsagittal düzlem hesaplanmıştır. Fraktal boyut, bir nesnenin homojen ölçeklendirme özellikleri ile düzensizliğini analiz etmektedir. Ancak fraktal boyut, farklı düzensiz yapıdaki nesnelerin aynı fraktal boyuta sahip olabileceğinden dolayı yetersizdir. Bu nedenle lakunarity ölçüsü de kullanılmıştır [74]. Lakunarity ölçümü, nesnenin çevresindeki boş alanı tanımlayan ve alana nasıl

dolduğunu gösteren bir ölçüdür. Önerilen yöntemle elde edilen sonuçların başarılı olduğu bildirilmiştir.

Ramasamy ve Arulprakash [74]'de önerilen yöntemde beynin sağ ve sol lobu arasında belirli bir simetrikliğin olması gerektiğini ve sınırlamanın asimetrisi büyük görüntülerde başarısız olacağını savunmuşlardır. Bu sınırlamanın üstesinden gelebilmek için önerilen yöntem geliştirilmiş fraktal boyutları bir simetri ölçüsü olarak kullanmakta ve çoklu-fraktal spektrumlar ile midsagittal düzlemi tahmin etmektedir [85].

Midsagittal düzlem bulmak için yöntemler boyut olarak 2B ve 3B, yöntem olarak fisür ve simetri tabanlı olmak üzere sınıflandırılabilirler. 3B simetri tabanlı yöntemler, görüntüdeki olası eğimlere karşı 2B yöntemlere göre avantajlıdır [83]. Görüntüleme, görüntü işleme, bilgisayarlı görü, bilgisayarların hesaplama kabiliyet ve hızlarındaki gelişmelerle birlikte mevcut yöntemler geliştirilmekte, yeni yöntemler önerilmektedir. Problem kötü konumlanmış olduğundan tüm görüntü formatlarında çalışabilen ve başarılı sonuçlar üreten bir yöntem henüz bildirilmemiştir.

Kranyoplasti uygulamalarında hastanın kafatasındaki hasarlı kısım her zaman boş olmamaktadır. Zaman zaman hastaya ait kemik dokunun bir kısmı tel ağ ile kafatasına tutturulduğu için önerilen yöntemler doğru sonucu vermeyi garanti edemeyebilirler. Bu nedenle hasarlı kısmın bir operatör marifetiyle kabaca işaretlenmesi gerekmektedir. Böylece simetri hesaplanırken ilgili kısım maskelenerek simetri hesabı dışında tutulması sağlanabilecektir.

5.2. ÖNERİLEN YÖNTEM

Simetri düzlemi tespitinde kullanılan modeli açıklamadan önce, eniyileme için kullanılan matematiksel yöntemin izahı uygun olacaktır. Ardından simetri düzlemi hesaplama için kullanılan model açıklanmıştır.

5.2.1. 2B'de Simetri Ekseni Tespiti

Simetri bulmak için kullanılan model 2B ve 3B görüntülerde simetri eksenini başarılı bir şekilde tespit edebilmektedir. Eşitlik 5.1'de kullanılan modelin maliyet fonksiyonunun (düşey eksene paralel simetri eksenine için) 2B formu verilmiştir.

$$\tau = \sum_{x,y}^{\frac{W}{2},H} |V_{x,y} - V_{x,w-y}| * M_{x,y} * M_{x,w-y} \quad (5.1)$$

τ : Toplam maliyet

x, y : Sırasıyla görüntüdeki her bir piksele ait satır ve sütun indisleri

$\frac{W}{2}$: Görüntünün genişliğinin yarısı (Sütun sayısının yarısı)

H : Görüntünün yüksekliği (Satır sayısı)

$V_{x,y}$: Görüntünün simetri eksenine göre sol tarafındaki yoğunluk değeri

$V_{w-x,y}$: Görüntünün simetri eksenine göre sağ tarafındaki yoğunluk değeri

$M_{x,y}$: Görüntünün simetri eksenine göre sol tarafına ait maske

$M_{w-x,y}$: Görüntünün simetri eksenine göre sağ tarafına ait maske

Görüntü üzerinde, simetri eksenine göre kullanıcı tarafından işaretlenen eksik kısımlar maskede 0, diğer kısımlar ise 1 değerini almaktadır. Görüntüde herhangi bir eksik kısım yoksa maskenin tamamı 1 kabul edilir. Maske işaretlenen bölge ve simetriğindeki bölgenin maliyet hesabı dışında kalmasını sağlamaktadır.

Eşitlik 5.1'de verilen maliyet fonksiyonuna göre görüntünün sağındaki ve solundaki piksel yoğunluk değerleri (gri seviyeleri) arasındaki mutlak fark alınır. Daha sonra piksel ve simetriği maskede 0 olan bir kısma gelmiyorsa, toplam maliyete eklenir. Eğer piksel veya simetriğindeki piksel maskede 0 olan bir kısma denk geliyorsa $M_{x,y} * M_{w-x,y}$ çarpımından dolayı toplam maliyete etkisi olmaz. Geliştirilen modelin sözde kodu şöyledir:

Girdi: 2B G, 2B Maske M, DonusumVektoru(tx, r)

Başlangıç Atama: sonuc = ∞

DonusumVektoru = Powell(G,M,DonusumVektoru)

Çıktı: DonusumVektoru

Fonksiyon: Powell

Girdi: G, M, DonusumVektoru, Maliyet Fonksiyonu

Döngü: Yakınsama < Tolerans veya MaxIter'e kadar

DonusumVektorunu güncelle

$\tau \leftarrow \text{Maliyet}(G,M,DonusumVektoru)$

Eğer sonuc < τ

sonuc $\leftarrow \tau$

DonusumVektorunu aynı yönde güncelle

Değilse

DonusumVektorunu ters yönde güncelle

Eğer Sonu

Döngü Sonu

Çıktı: DonusumVektoru

Fonksiyon: Maliyet

Girdi: G, M, DonusumVektoru

TG \leftarrow DonusumVektorune göre ötelenmiş ve dönmüş G

TM \leftarrow DonusumVektorune göre ötelenmiş ve dönmüş M

(H, W) \leftarrow size(TG), $\tau \leftarrow 0$,

center = W/2, W \leftarrow W + 1

Döngü i=1'den center'a kadar

Döngü j=1'den H'ye kadar

leftSide \leftarrow TG(j,i) * TM(j,i)

rightSide \leftarrow TG(j, W-i) * TM(j, W-i)

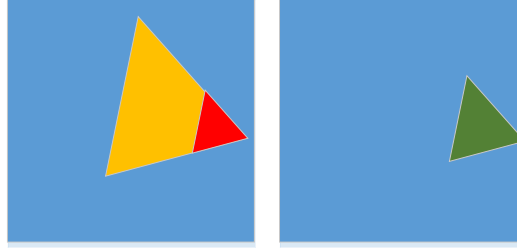
$\tau = \tau + \text{abs}(\text{leftSide} - \text{rightSide})$

Döngü Sonu

Döngü Sonu

Çıktı: τ

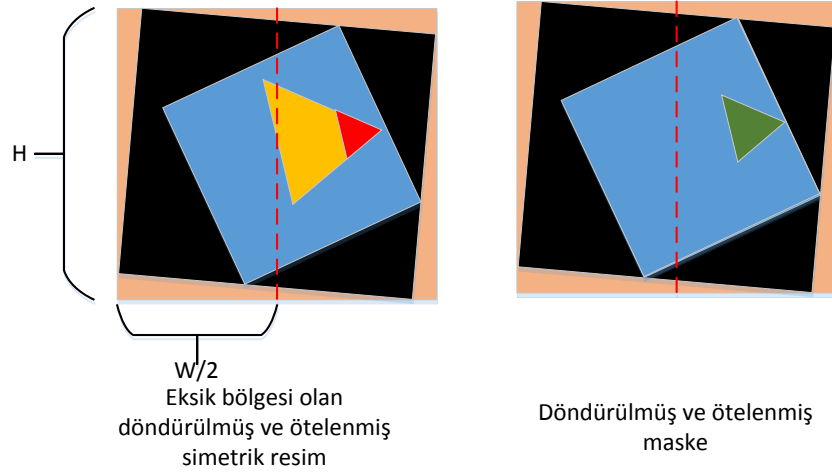
Buna göre Şekil 5.1 a'daki görüntü eksik bölgesi olan giriş görüntüsü, Şekil 5.1 b'deki görüntü de giriş görüntüsüne ait olan maske olsun.



Şekil 5.1. Giriş görüntüleri, a) Eksik bölgesi olan görüntü, b) Maske.

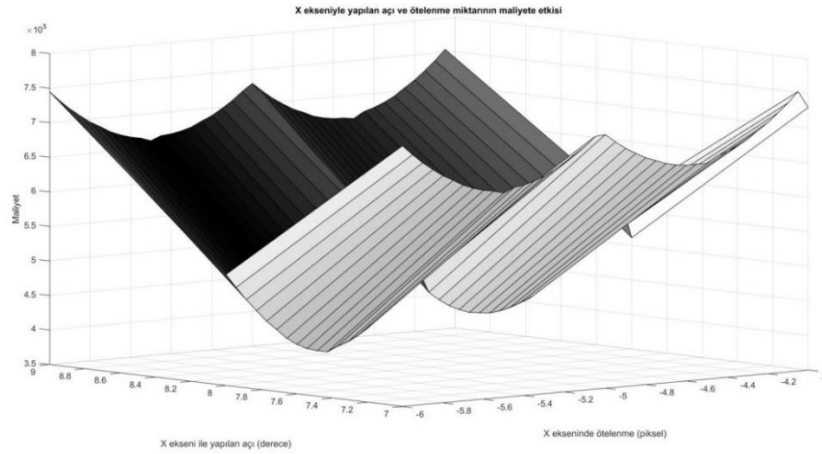
Bu iki görüntü ve maliyet fonksiyonu Powell'ın Eşlenik Yönleri Metodu (EYM)'de en az maliyeti sağlayan dönüşüm vektörünü bulana kadar minimize edilmektedir. En küçük maliyeti veren dönüşüm vektörüne göre giriş görüntüsü dönüşeme uğrar ve görüntünün ortası simetri ekseni olacak şekilde hizalanmış sonuç görüntüsü elde edilir.

Problemimiz türevlenebilir olmadığından EYM tercih edilmiştir. G giriş görüntüsü ve M ile oluşturulan fonksiyon DonusumVektoru(x eksenindeki ötelenme miktarı, görüntünün x eksenini ile yapacağı açı(derece)) başlangıç koşullarıyla EYM'ye gider. EYM'de giriş görüntüsü ve maske sabit bir değer gibi işlem görürken, dönüşüm vektörü parametreleri EYM ile en küçük maliyeti verecek şekilde değiştirilir. Simetri ekseninin dönüşüme uğratılarak elde edilen yeni görüntünün tam ortasında olduğu varsayılarak maliyet hesaplanır. Görüntünün dönme ve ötelenmesi sonucunda maliyetteki azalma her bir parametre için hangi yönde oluyorsa minimizasyon bu yönde gerçekleştirilir. Sonuç olarak resim sol ve sağ tarafı birbirine en çok benzeyen duruma yaklaştırılır. Maliyet hesaplanırken Şekil 5.1 b'de görülen maskedeki yeşil bölge 0, diğer bölgeler 1 olarak işlem gerçekleştirilir. Maliyet hesaplanırken üzerinde çalışılan görüntüde kayıp olmaması için gerektiğinde görüntünün boyutu artırılır.



Şekil 5.2. EYM'de maliyetin hesaplanması.

Maliyet fonksiyonunun x-eksenindeki ötelenme ve x-ekseniyle yapılan açı arasındaki ilişkisi Şekil 5.3'te gösterilmiştir. Buna göre maliyet fonksiyonunun yerel en küçüklerinin olduğu ve konveks olmadığı açıkça görülmektedir. Şekil 5.3'te görüldüğü üzere yerel en küçükler x-eksenindeki ötelenme işleminde oluşmaktadır. Bu durumun gerekçesi Ek Açıklamalar C'de verilmiştir.



Şekil 5.3. 2B için x ekseninde ötelenme ve x eksenini ile yapılan açı arasındaki ilişki.

5.2.3. 3B'de Simetri Düzlemi Tespiti

Eşitlik 5.1'de verilen maliyet fonksiyonunun 3B için yeniden yazılmış hali Eşitlik 5.2'de verilmiştir. Eşitlik 5.2'nin tek farkının boyuttaki artış olduğu görülmektedir.

$$\tau = \sum_{x,y,z}^{H,\frac{W}{2},D} |V_{x,y,z} - V_{x,w-y,z}| * M_{x,y,z} * M_{x,w-y,z} \quad (5.2)$$

3B görüntüler üzerinde çalışırken 2B'den farklı olarak maske çalışma anından önce 3D Slicer programında hacimsel olarak oluşturulmaktadır. Başlangıç durumundaki parametre sayısı ise eklenen 3. Boyut ile artmıştır. Buna göre x, y ve z eksenleri boyunca hem ötelenme, hem de dönme ile eniyileme gerçekleştirilmektedir.

5.2.4. Aradeğerleme Kusurları Ve Azaltılmasına Yönelik Yaklaşımlar

Aradeğerleme görüntü çakıştırma, geometrik dönüşüm işlemlerinde, 3B tıbbi görüntüleme sistemlerinde anizotropik görüntülerden izotropik görüntü oluşturmada sıklıkla kullanılmaktadır [86].

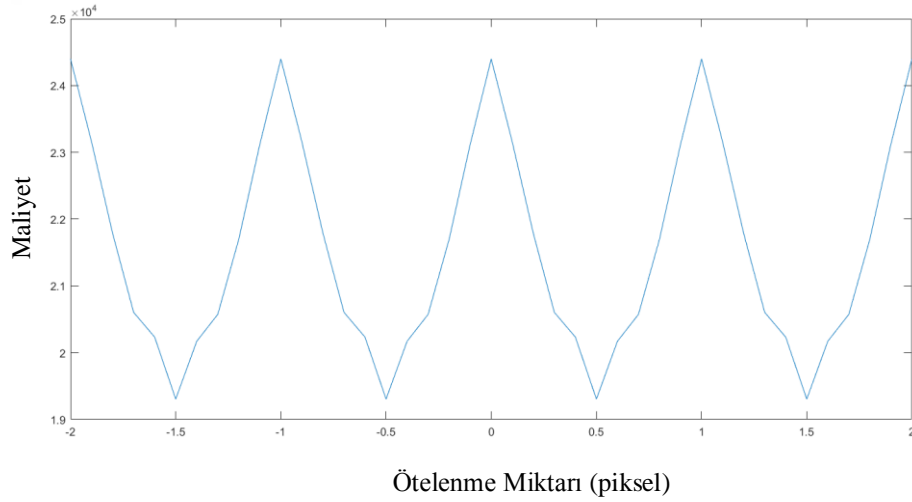
Ek Açıklamalar C'de de detaylandırıldığı üzere bu durum görüntünün histogramını da değiştirmektedir. Bu durum piksel/voksel yoğunluk değeri kullanan ortak bilgi tabanlı görüntü çalıştırma, simetri eksenini bulma gibi problemlerdeki maliyet hesaplamalarında dalgalanmalara sebep olmaktadır [87]. Bu kusurun ortadan kaldırılması henüz mümkün olmamıştır. Ancak kusurların kabul edilebilir düzeye indirgenerek kullanılması yolu seçilmiştir.

Ortak bilgi enformasyon teorisine göre iki farklı veri kümesi arasındaki istatistiksel bağımlılığın bir ölçüsü olarak tanımlanmaktadır [88]. Ortak bilgi, birden fazla görüntü verisinden elde edilebilen müşterek bilgi olarak tanımlanabilir. Renk derinliği, görüntünün boyutu, kenar bileşenleri vb. gibi parametreler ortak bilgiye örnek verilebilir.

Ortak bilgi tabanlı yöntemler tıbbi görüntü işlemede başarılı bir şekilde kullanılmaktadır. Klinik uygulamalarda da tercih edilen bir yöntem haline gelmiştir [89].

Görüntü çakıştırma problemlerinde ortak bilgi kullanımı [87, 89, 90]'te detaylıca incelenmiştir. Kullanılan görüntünün çözünürlüğü ve renk derinliği arttıkça, istatistiksel olarak daha çok bilgi verdiği için kusurlardan daha az etkilendiği tespit edilmiş [87]. Aradeğerleme kusurlarının azaltılması veya giderilmesi için aradeğerleme çekirdeğinin değiştirilmesi [87, 90–94], istatistiksel bilgi kullanımı [95, 96], örnekleme [90], histogram bulanıklaştırma [90] ve maliyet fonksiyonunu değiştirme [91, 93, 94] gibi yaklaşımlar önerilmiştir.

Piksel/voksel yoğunluk değerlerini kullanarak iki bölge arasındaki farkın en aza indirgenmesini amaçlayan kullandığımız model de ortak bilgi tabanlı bir yöntemdir. Dolayısıyla görüntünün geometrik dönüşüme uğraması sonucunda aradeğerleme işlemi gerçekleşmekte ve bahsedilen kusurlarla karşılaşmaktadır. Tezde aradeğerleme kusurlarının azaltılması için yeniden örnekleme tabanlı bir yaklaşım kullanılmıştır. Elde edilen iyileştirme sonuçları 5.2.5 Deneysel Sonuçlar kısmında verilmiştir. İyileştirme olmadan 2B bir görüntünün düşey ekseninde ötelenmesinden kaynaklanan maliyet Şekil 5.4'de görülmektedir.



Şekil 5.4. 2B görüntünün düşey ötelenmesinde aradeğerleme kusurlarından kaynaklanan değişken maliyet.

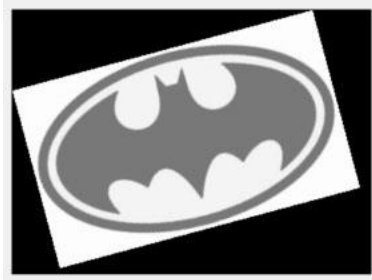
Yapılan iyileştirmeye göre görüntüden bir piksel seçildikten sonra koordinatlarına (−0.5,0.5) aralığında rastgele bir ekleme yapılarak doğrusal aradeğerleme ile voksel yoğunluk değeri tespit edildikten sonra, yeni koordinatların simetriğindeki vokselin

yoğunluk değeri de doğrusal aradeğerleme ile hesaplanmaktadır. Böylece aradeğerlemeden kaynaklanan farklılık her iki tarafta da benzer etkilere sebep olduğundan maliyet fonksiyonuna ait grafikteki salınımlar yok denecek kadar azalmaktadır. Simetri eksenini hesaplanırken görüntü dönüşme uğratılmadan, her bir piksel dönüşüme uğrasa nerede olurdu ve simetriği nerede olurdu şeklinde yapılan hesaplama da önemli katkılar sağlamıştır. Böylece edilen sonuçlarda görüntünün dikey eksenindeki hareketindeki maliyetin sabit kaldığı gözlemlenmiştir. Bu durum dönüşüm vektöründe parametre azaltmayı, aynı zamanda da arama uzayının daraltılmasını sağlamıştır.

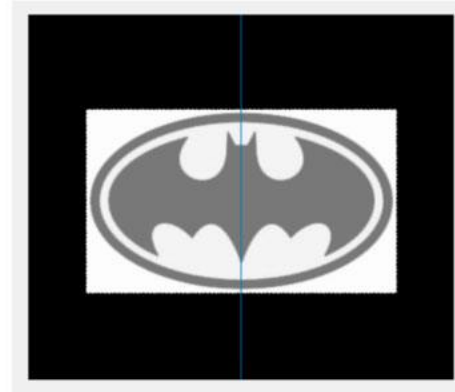
5.2.5. Önerilen Yöntemin Sonuçları

Bu bölümde öncelikle 2 B görüntüler için elde edilen sonuçlar verilmiştir. Elde edilen sonuçların doğruluğunun tespiti için kullanılan görüntüler simetrik olduğu bilinen görüntülerdir.

İlk uygulamada eksik kısımları olmayan ötelenmiş ve dönmüş bir resmin simetri eksenini bulunmaya çalışılmıştır. Şekil 5.5'te giriş görüntüsü ve elde edilen sonuç görülmektedir.



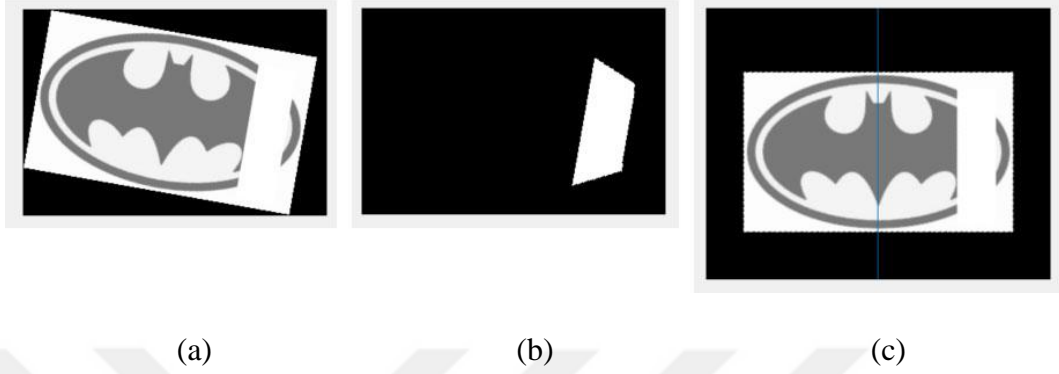
(a)



(b)

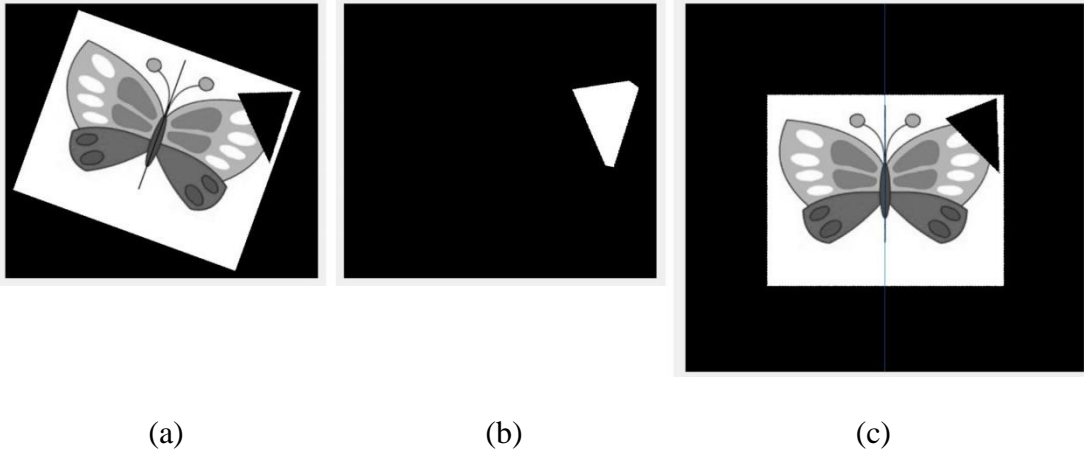
Şekil 5.5. 2B simetri eksenini bulma a) Ötelenmiş ve dönmüş giriş görüntüsü, b) Simetri eksenini bulunmuş sonuç görüntüsü.

İkinci uygulamada aynı resmin bir kısmı silinmekte ve eksik bölgesi olan resmin simetri eksenini hesaplanmaya çalışılmıştır. Şekil 5.6'da giriş görüntüsü, maske ve simetri eksenini tespit edilmiş sonuç görüntüsü verilmiştir.



Şekil 5.6. 2B eksik bölgesi olan görüntüde simetri eksenini bulma a) Ötelenmiş ve dönmüş giriş görüntüsü, b) Maske c) Simetri eksenini bulunmuş görüntü.

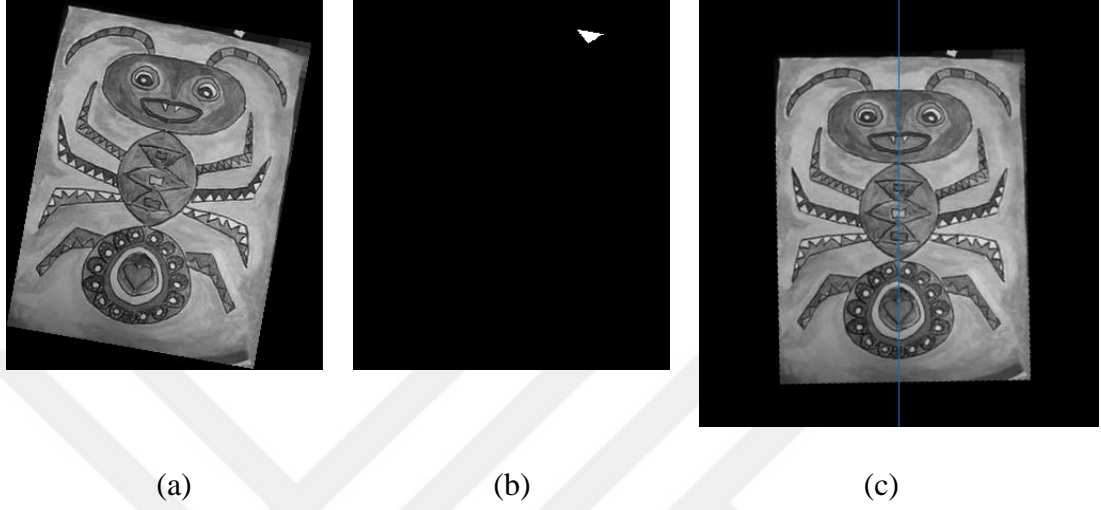
Üçüncü uygulamada ise giriş görüntüsü değiştirilerek, resmin bir kısmı silinmekte ve eksik bölgesi olan resmin simetri eksenini hesaplanmaya çalışılmıştır. Şekil 5.7'de giriş görüntüsü, maske ve simetri eksenini tespit edilmiş görüntü verilmiştir.



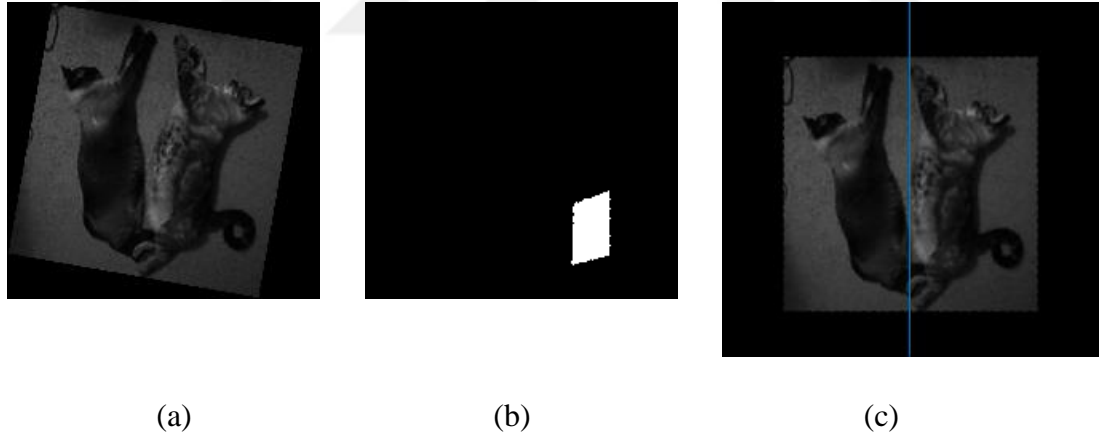
Şekil 5.7. 2B eksik bölgesi olan görüntüde simetri eksenini bulma a) Ötelenmiş ve dönmüş giriş görüntüsü, b) Maske c) Simetri eksenini bulunmuş sonuç görüntüsü.

2B sentetik görüntülerde elde edilen sonuçların anlamlı olması üzerine 2B gerçek veriler üzerinde denemeler yapılmıştır. International Conference on Computer Vision 2017 (ICCV 17) için verilen gerçek görüntüler üzerinde deneme yapılmış ve

görüntünün tamamındaki simetrikliğin arandığı veriler tercih edilmiştir. Şekil 5.8’de giriş görüntüsü, simetrikliği bozduğu düşünülen işaretlenmiş maske ve sonuç görüntüsü verilmiştir.



Şekil 5.8. 2B eksik bölgesi olan gerçek görüntüde simetri eksenini bulma a) Ötelenmiş ve dönmüş giriş görüntüsü, b) Maske c) Simetri eksenini bulunmuş görüntü.



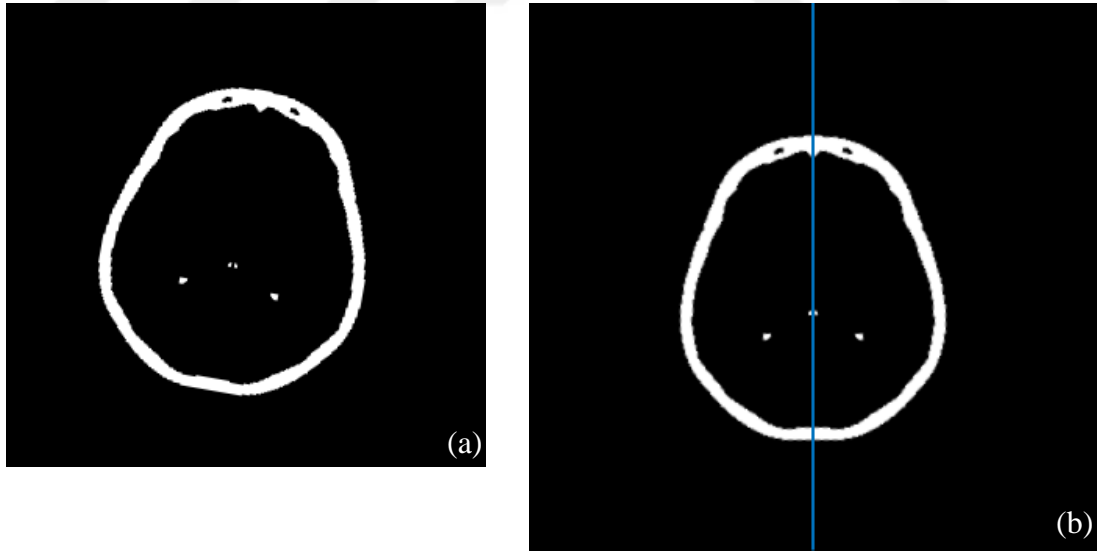
Şekil 5.9. 2B eksik bölgesi olan gerçek görüntüde simetri eksenini bulma a) Ötelenmiş ve dönmüş giriş görüntüsü, b) Maske c) Simetri eksenini bulunmuş sonuç görüntüsü.

Şekil 5.8’de elde edilen sonuç başarılıdır. Ancak Şekil 5.9’da elde edilen sonuç yalnız yoğunluk tabanlı hesaplama ile tespit edildiğinden hatalıdır. Bu durumda maliyet fonksiyonunun değiştirilmesi, kenar algoritmalarının kullanılması gibi çözümler faydalı olabilir. Ancak üzerinde çalışacağımız görüntüler tıbbi görüntüler olduğundan

ve iki bölge arasındaki yoğunluk farkı ikinci satırdaki kadar fazla olmayacağından algoritmanın önceki görüntülerde gösterdiği performans yeterli bulunmuştur.

2B görüntülerde son denemeler gerçek görüntüden elde edilmiş, simetrik olduğu kesinlikle bilinen sentetik görüntü üzerinde yapılmıştır. Bunun için sağlam kafatası görüntüsü eşikleme yöntemiyle bölümlendikten sonra, görüntünün sol tarafı aynalanarak sağ tarafa aktarılmıştır. Böylece elde edilen görüntünün sağ ve sol tarafının tam simetrik olduğu garantilenmiştir.

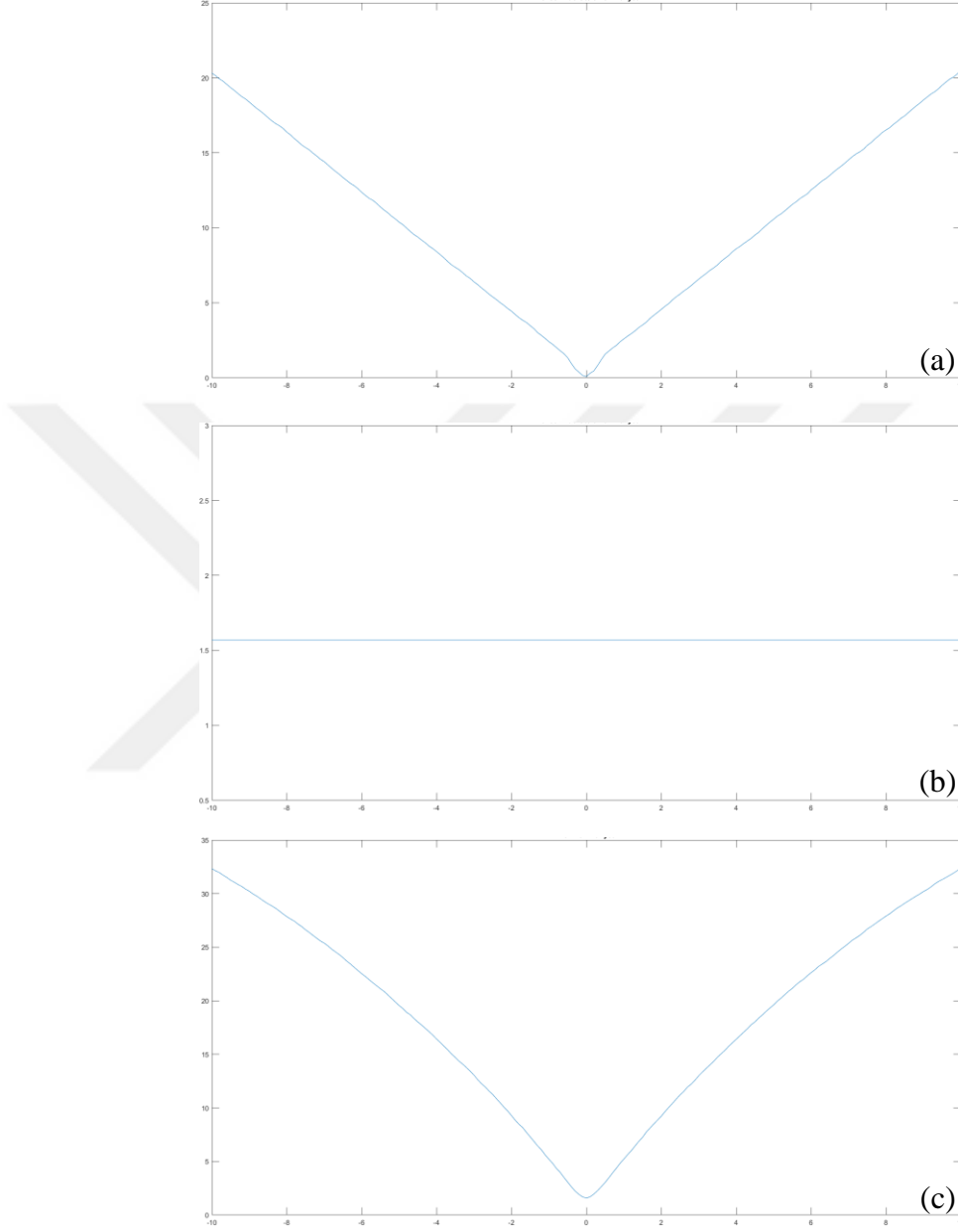
Şekil 5.10 a'da sağlıklı kafatasına ait simetrik olarak merkezlenmiş görüntü 10 piksel sola ötelenmiş ve x-ekseni ile 10 derece yapacak şekilde döndürüldükten sonra giriş görüntüsü olarak kabul edilmiştir. Daha sonra simetri eksenini tespit edilerek Şekil 5.10 b'de verilmiştir. Giriş görüntüsünden simetrik olarak merkezlenmiş sonuç görüntüsü elde etmek için EYM ile bulunan dönüşüm vektörüne göre 10.4049 piksel sağa öteleme ve -10.0511 derece döndürme yeterlidir. Buna göre ötelemedeki hata 0.4 piksel, döndürmedeki hata ise 0.0511 derecedir.



Şekil 5.10. 2B gerçek görüntüden elde edilmiş sentetik simetrik görüntüde simetri eksenini bulma a) Ötelenmiş ve dönmüş giriş görüntüsü, b) Simetri eksenini tespit edilmiş görüntü.

Aynı görüntü ile ötelemelerden ve dönmelerden kaynaklanan maliyetler Şekil 5.11'da verilmiştir. Görüntüye dönüşüm uygulanmadan dönüşüm maliyetinin hesaplanması ve

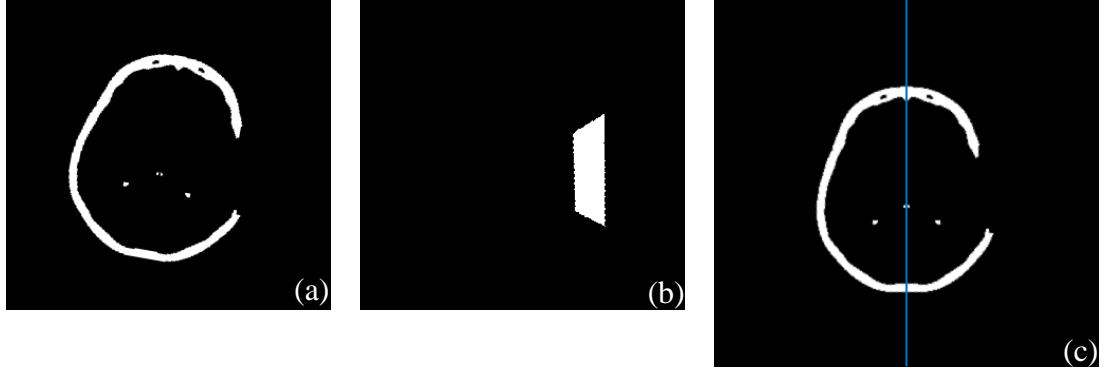
tekrar örnekleme ile aradeğerleme kusurlarının azaltılması yöntemin başarılı sonuç vermesini sağlamıştır.



Şekil 5.11. 2B gerçek görüntüde dönüşümden kaynaklanan maliyetler a) X ekseninde öteleme maliyeti, b)Y ekseninde öteleme maliyeti, c) Dönmeden kaynaklanan maliyet.

Son olarak eksik bölgesi olan kesit gerçek görüntüden elde edilmiş simetrik sentetik görüntü üzerinde simetri eksenini tespiti yapılmıştır. Şekil 5.12 a'da görüldüğü üzere, eksik bölgesi olan giriş görüntüsü, Şekil 5.12 b'de verilen maske ile birlikte EYM'ye gönderildiğinde Şekil 5.12 c'deki sonuç görüntüsü elde edilmiştir. Şekil 5.10 ile Şekil

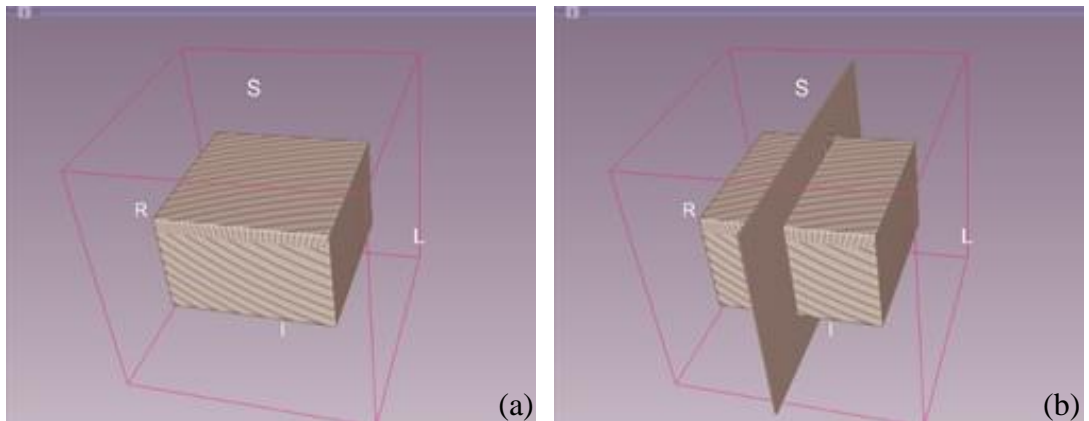
5.12'deki simetri eksenlerinin aynı yere konumlanmış olması, modelin eksik kısmı olan görüntülerde de başarılı olduğunu göstermektedir.



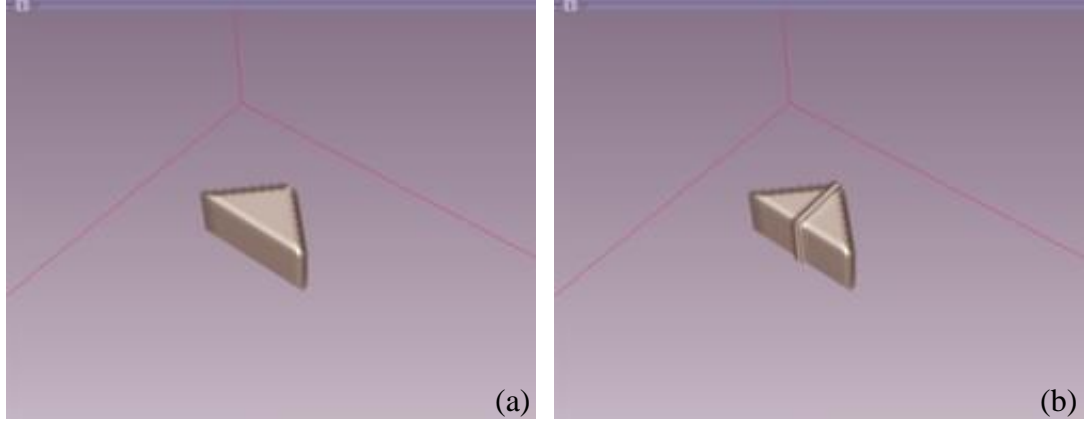
Şekil 5.12. Eksik bölgesi olan 2B gerçek görüntüden elde edilmiş sentetik simetrik görüntüde simetri eksenini bulma a) Ötelenmiş ve dönmüş giriş görüntüsü, b) Maske, c) Simetri eksenini tespit edilmiş görüntü.

2B görüntülerde elde edilen sonuçlardan sonra, aynı maliyet hesaplama yöntemiyle 3B görüntüler üzerinde testler gerçekleştirilmiştir. Dönüşüm işlemi uygulamadan maliyet hesaplama ve tekrar örnekleme yöntemleri kullanılarak elde edilen görsel sonuçlar öncelikle gerçek verilerden elde edilmiş simetrik sentetik görüntülerde denendikten sonra, gerçek veriler üzerindeki sonuçlar verilmiştir.

Şekil 5.13 ve 5.14'te sentetik görüntülerde elde edilen sonuçlar verilmiştir.

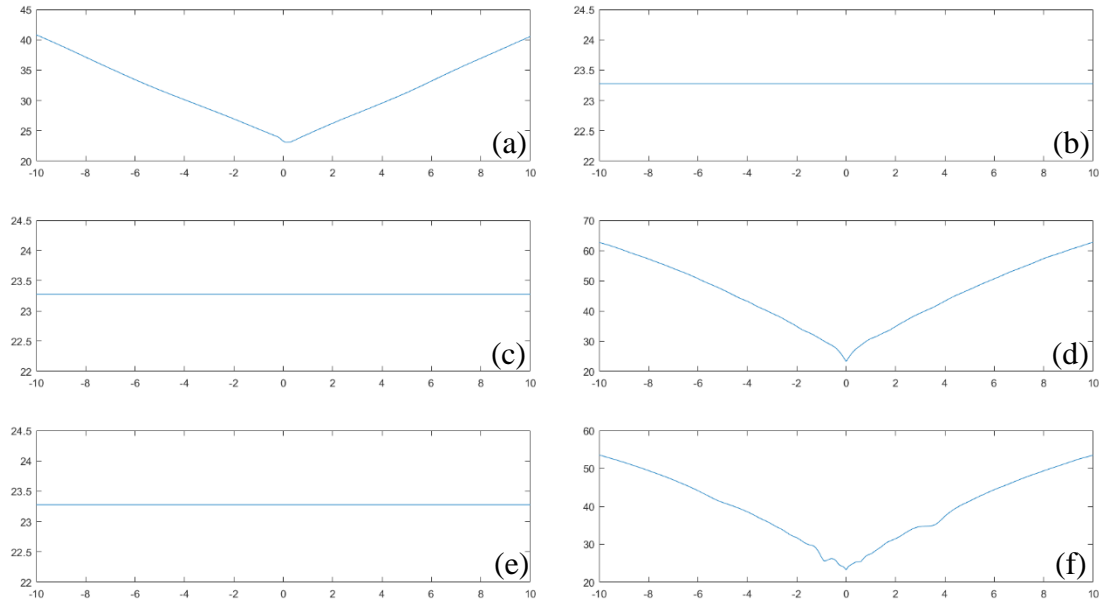


Şekil 5.13. Dikdörtgen prizmada simetri eksenini tespiti a) Ötelenmiş ve dönmüş giriş görüntüsü, b) Simetri düzlemini tespit edilmiş görüntü.



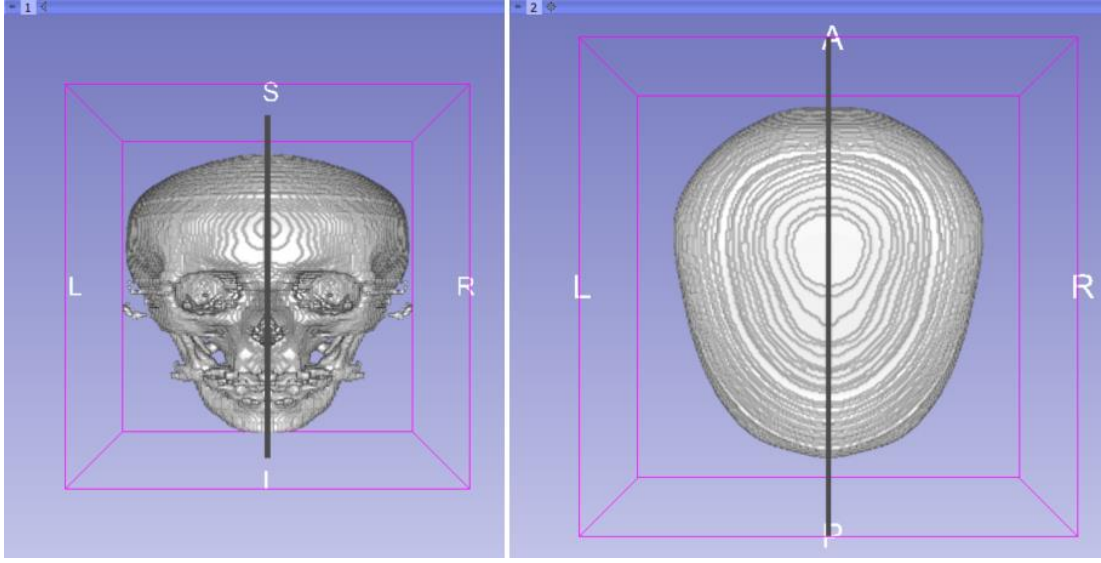
Şekil 5.14. Üçgen prizmada simetri eksenini tespiti a) Ötelenmiş ve dönmüş giriş görüntüsü, b) Simetri düzlemi tespit edilmiş görüntü.

Sentetik görüntülerde elde edilen sonuçların başarılı olması üzerine denemeler gerçek veriden elde edilmiş simetrik sentetik görüntüler üzerinde denenmiştir ve başarılı olduğu tespit edilmiştir. Şekil 5.15'te ötelenme ve dönme işlemlerinden doğan maliyetler verilmiştir.



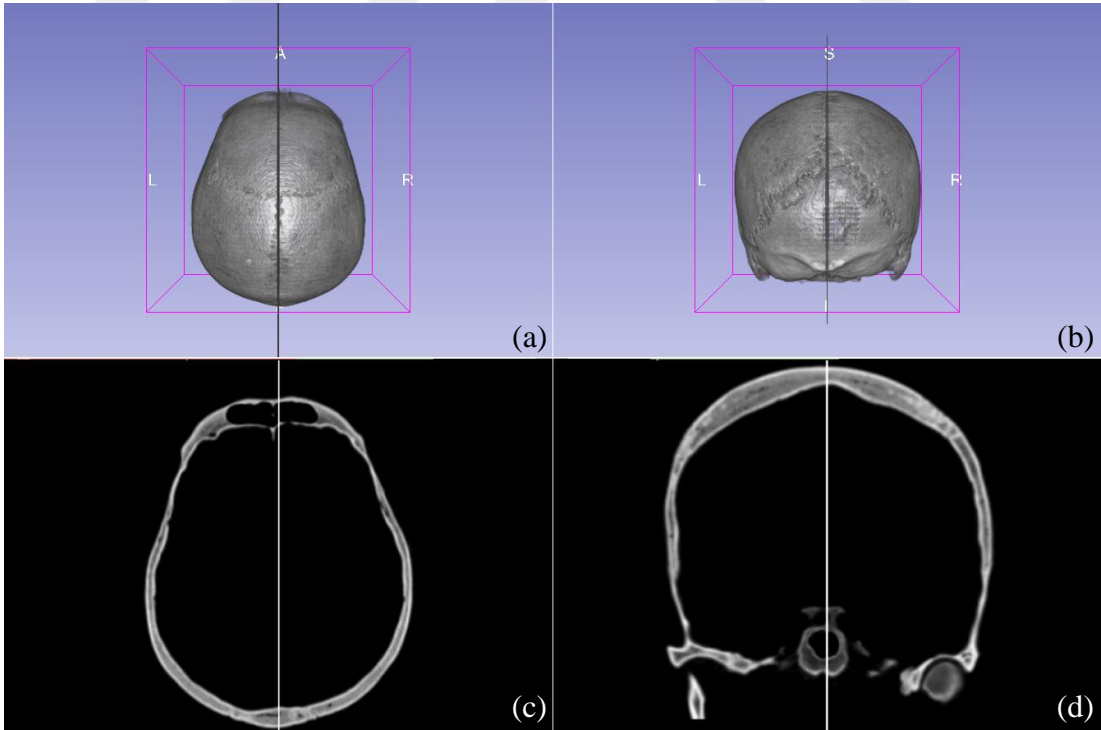
Şekil 5.15. Üçgen prizmada simetri eksenini tespit maliyetleri a,c,e) Sırasıyla x,y,z eksenleri boyunca ötelenme, b,d,f) Sırasıyla x,y,z eksenlerinde dönme.

Şekil 5.16'da simetri düzlemi bulunan kafatası görüntüsü verilmiştir. Görüntü gerçek veriden elde edilmiş sentetik simetrik veridir.

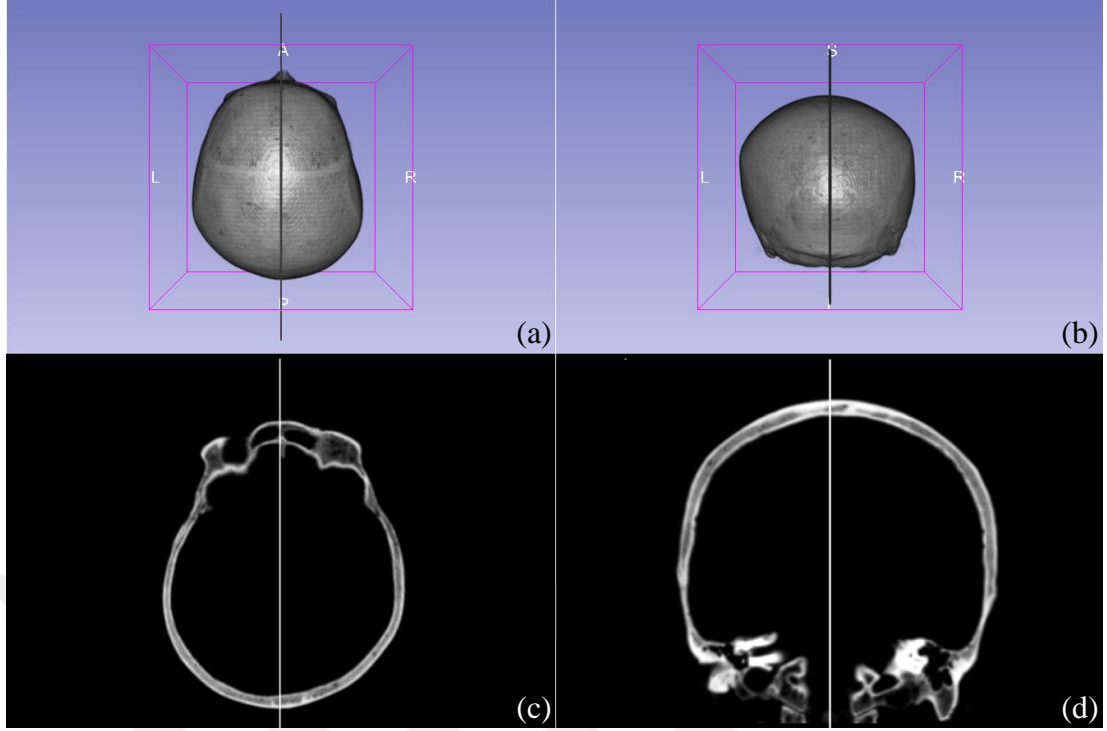


Şekil 5.16. Sentetik simetrik BT görüntüsünde simetri düzlemi tespiti a) Kafatasının önden görünüşü, b) Kafatasının üstten görünüşü.

Şekil 5.17 ve Şekil 5.18’de gerçek hastalara ait örnek BT görüntülerinde tespit edilen simetri düzlemleri verilmiştir.



Şekil 5.17. Gerçek BT görüntüsünde simetri düzlemi tespiti (Örnek hasta 1) a) 3B kafatasının üstten görünüşü, b) 3B kafatasının arkadan görünüşü, c) 3B kafatasının aksiyal görüntüsü, d) 3B kafatasının koronal görüntüsü.



Şekil 5.18. Gerçek BT görüntüsünde simetri düzlemi tespiti (Örnek hasta 2) a) 3B kafatasının üstten görünüşü, b) 3B kafatasının arkadan görünüşü, c) 3B kafatasının aksiyal görüntüsü, d) 3B kafatasının koronal görüntüsü.

Şekil 5.17’de bulunan simetri düzlemi gözle değerlendirildiğinde hemen, hemen kafatasını tam ortadan ikiye ayırmaktadır. Şekil 5.18’de de kafatası tespit edilen simetri düzlemiyle yapısal olarak tam ortadan ayrılmış olsa da, kafatasının anatomik yapısından kaynaklanan farktan dolayı simetrik bilginin doğrudan kullanılması yerine kullanıcı tarafından müdahaleye ihtiyaç duyacaktır.

BÖLÜM 6

RADYAL TEMELLİ FONKSİYON YAKLAŞIMI

RTF ile bilimsel hesaplamalarda bilinen verilerden bilinmeyen fonksiyonların yeniden oluşturulmasına odaklanılmıştır [97]. Bunun anlamı veri olmayan bölgelerde fonksiyon davranışının modellenmesidir.

Dağınık veri aradeğerlemesi, dağınık olarak (rastgele, düzensiz, gelişi güzel) örneklenmiş veri üzerinden pürüzsüz bir yüzeyin oluşturulması problemidir. Tıbbi görüntüleme ise BT veya MR görüntülerinden kapalı bir yüzey oluşturmak için dağınık veri kestirimi gereklidir [13].

Fonksiyon çok değişkene veya parametreye bağlı olduğunda, mümkün olduğunca çok veriyle tanımlandığında ve veri kendi çalışma uzayında dağınık olduğunda RTF modern ve çok uygun bir yaklaşımdır [98]. RTF yaklaşımı günümüzde makine öğrenmesi, istatistiki modelleme, örüntü analizi, resimden nesne çıkarma gibi içboyama problemleri dahil birçok mühendislik probleminde başarılı bir şekilde kullanılmaktadır.

Bu çalışmada da kafatasındaki hasarlı kısım komşu voksellerindeki ve varsa simetrik taraftaki örnek bilgiler kullanılarak yeniden oluşturulmuştur.

Ayrıca RTF aradeğerleme yönteminin aşağıda sayılan özelliklere sahip olması önemlidir [99]:

1. Yerellik : Keskin özellikleri ve detayları korur.
2. Topoloji : Topolojik olarak karmaşık nesnelere ele alınmasını sağlayan esneklik.

3. Bağımsızlık : Verinin dağılımından bağımsız (bazı bölgelerde seyrek veya yoğun) olması.
4. Esneklik : Gerektiğinde yaklaşıma veya aradeğerlemeye izin verir.
5. Gürültü : Gürültüye karşı gürbüzdür.
6. Boşluk Doldurma Kabiliyeti : Nokta bulutuna yüzey oturtma ve iyi ağ (İng: mesh) onarımı

6.1. RTF'NİN GENEL FORMU

RTF doğrusal olmayan temel fonksiyonların uzaklıkların ağırlıkları belirlemek için kullanır. d değişkenli $f: \mathbb{R}^d \rightarrow \mathbb{R}$ gerçel değerli fonksiyona $s: \mathbb{R}^d \rightarrow \mathbb{R}$ ile tahmin yapılır. Burada \mathbb{R}^d 'de $\{x_i: 1, 2, \dots, n\}$ ayrık değerlerideğerleri için verilen ayrık noktalar seti için $\{f(x_i): 1 = 1, 2, \dots, n\}$ kestirim düğümleri olarak isimlendirilirler. Böylece kestirimin yaklaşımsal formu Eşitlik 6.1'deki gibi yapılır [100, 101].

$$s(x) = p_m(x) + \sum_{i=1}^n \lambda_i \emptyset(\|x - x_i\|), \quad x \in \mathbb{R}^d, \quad \lambda_i \in \mathbb{R} \quad (6.1)$$

Burada p_m düşük dereceli bir polinomdur veya ihmal edilebilir. $\|\cdot\|$ Öklid normu ve \emptyset, \mathbb{R}^+ 'den \mathbb{R} tanımlı sabit fonksiyonu ifade eder ve çekirdek fonksiyonu olarak isimlendirilir. Radyal temelli fonksiyon s , tek radyal simetrik $\emptyset(\|\cdot\|)$ fonksiyonunun doğrusal kombinasyonu ve düşük dereceli polinomun toplamıdır. π_m^d çalışma uzayındaki tüm polinomların derecesi en çok d tane değişken için m olur. s yaklaşımının λ_i katsayıları s 'nin Eşitlik 6.1'deki aradeğerleme koşullarını Eşitlik 6.3'deki yan koşullarla birlikte sağladığı varsayılarak yapılır:

$$s(x_j) = f(x_j), \quad j = 1, 2, \dots, n \quad (6.2)$$

$$\sum_{j=1}^n \lambda_j q(x_j) = 0, \quad \forall q \in \pi_m^d \quad (6.3)$$

Eşitlik 6.4'te en yaygın kullanılan RTF çekirdek fonksiyonları verilmiştir [13, 102]:

$$\begin{aligned}
 \emptyset(r) &= r && \text{Doğrusal} \\
 \emptyset(r) &= r^2 \log r && \text{İnce-levha spline (İng: Thin-plate spline)} \\
 \emptyset(r) &= e^{-ar^2} && \text{Gauss} \\
 \emptyset(r) &= \sqrt{r^2 + c^2} && \text{Çoklu-kuadratik (İng: Multi-quadratic)} \\
 \emptyset(r) &= (1 - \varepsilon r)^4 (4\varepsilon r + 1) && \text{Wendland (2. mertebe)}
 \end{aligned} \tag{6.4}$$

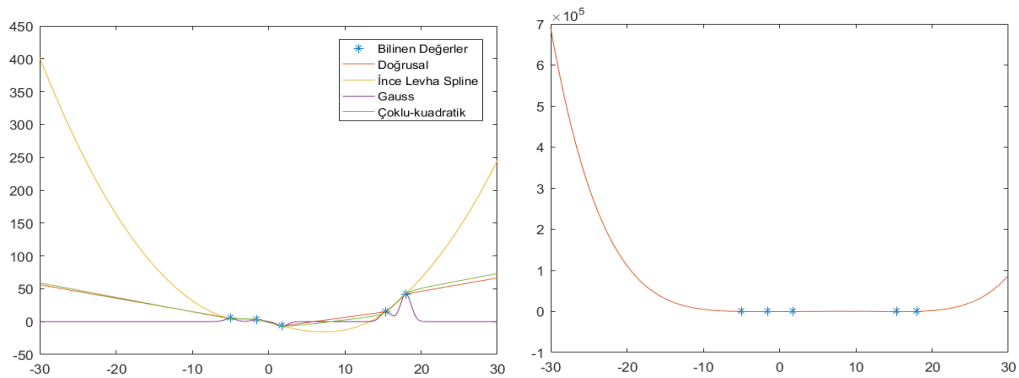
Burada $r \geq 0$, a ve c pozitif sabitlerdir.

6.2. RTF'NİN FARKLI BOYUTLARDA İNCELENMESİ

Bu bölümde RTF yaklaşımının 1B ve 2B dağınık veri kestiriminde kullanım örnekleri verilmiştir. Böylece Eşitlik 6.4'de verilen çekirdek fonksiyonlarının davranışlarının görüntüler üzerinde yorumlanması kolaylaşacaktır.

6.2.1. 1B Uzayda RTF

Burada tek değişken veya parametreye bağlı f fonksiyonunun farklı çekirdek fonksiyonlarıyla gösterdiği davranış incelenmiştir. Buna göre bilinen merkezler $x_i(-5, -1.5, 1.8, 15.4, 18)$ ve sırasıyla $f(x_i) = (5, 3.2, -6.5, 15, 42)$ olsun. $[-30,30]$ aralığındaki RTF aradeğerleme sonuçları Şekil 6.1'de verilmiştir.



Şekil 6.1. 1B uzayda çekirdek fonksiyonlarının davranışları a) Doğrusal, ince-levha spline, Gauss ve çoklu-kuadratik kıyaslaması, b) Wendland.

Buna göre Şekil 6.1 a'da ince-levha spline çekirdeğinin diğer çekirdeklere göre yumuşak bir geçiş gösterdiği net şekilde görülmektedir. Şekil 6.1 b'de Wendland çekirdeğinde de geçişin yumuşak olduğu düşünülse de, $f(x)$ değerleri 10^5 'li değerlere ulaşmaktadır. Buradan hareketle ince-levha spline çekirdeği kafatası gibi yumuşak geçişli ve oval yapıdaki bir nesnenin tamamlanması için en uygun çekirdek fonksiyonudur. Hesaplama adımları 2B uzayda RTF başlığı altında detaylandırılmıştır.

6.2.2. 2B Uzayda RTF

2B uzayda iki farklı parametre veya değişkene göre f fonksiyonunun davranışı incelenmektedir. Esasında tez çalışmasında da kullanılan yöntem 2B uzayda RTF ile aradeğerleme yapılmasıdır. 2B uzayda RTF Eşitlik 6.5'teki gösterildiği gibi uygulanır [13, 100, 101].

$$\begin{bmatrix} A & Q \\ Q^T & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \lambda \\ c \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} f \\ 0 \end{bmatrix} \quad (6.5)$$

Burada;

$$A = (a_{ij}) = (\emptyset(\|x_i - x_j\|)) \quad (6.6)$$

$$Q = \begin{bmatrix} 1 & x_1 & y_1 \\ 1 & x_2 & y_2 \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ 1 & x_n & y_n \end{bmatrix} \quad (6.7)$$

$$\lambda = (\lambda_1, \lambda_2, \dots, \lambda_n)^T \quad (6.8)$$

$$c = (c_0, c_1, c_2)^T \quad (6.9)$$

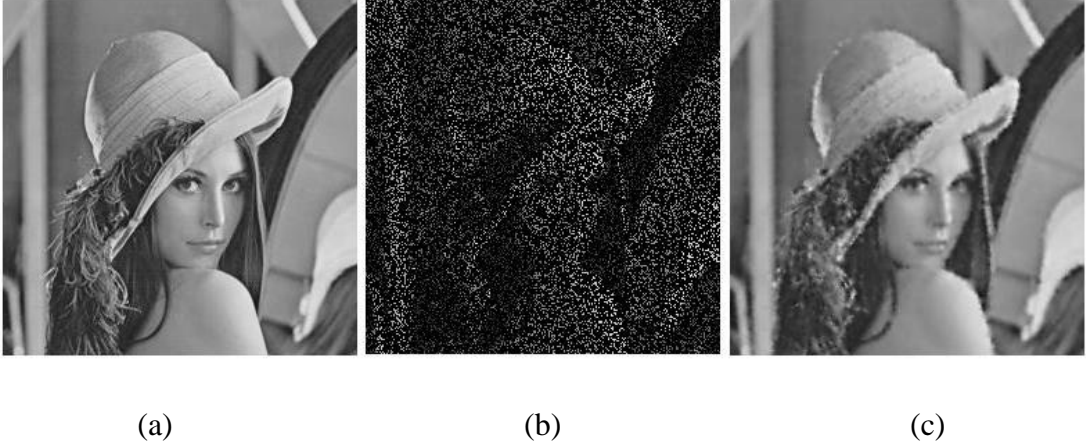
$$p_m(x) = c_0 + c_1x + c_2y \quad (6.10)$$

$$f = (f_1, f_2, \dots, f_n)^T \quad (6.10)$$

Hesaplama iki adımda gerçekleştirilir. Eşitlik 6.5'te verilen matris formundaki yapıda öncelikle bilinen A, Q ve f değerleri üzerinden λ ve c değerleri hesaplanır. Ardından Eşitlik 6.1 kullanılarak x parametresi veya değişkeni için $s(x)$ hesaplanarak bilinmeyen f fonksiyonunun x 'deki değeri tahmin edilmiş olur. Eşitlik 6.1'deki x 2B uzaydaki x ve y koordinatlarını temsil etmektedir.

2B uzayda RTF çalışmaları ile ilgili literatürde görüntüden nesne çıkartma [103], görüntüdeki filigranı yok etme veya resim tamiri [101] ve resimler üzerindeki rütüş işleminin otomatik olarak yapılması [104] örnek olarak verilebilir.

Şekil 6.2'de orijinal görüntünün %23'lük kısmı rastgele seçilmiş ve görüntüsün tamamı doğrusal çekirdekle üretilmiştir.



Şekil 6.2. 2B uzayda %23'ü bilinen resmin yeniden oluşturulması a) Orijinal görüntü, b) %23'ü bilinen görüntü, c) Doğrusal çekirdekle yeniden oluşturulan görüntü.

Şekil 6.3'de aynı görüntünü %23'lük kısmı rastgele seçilmiş ve ince-levha spline çekirdeği ile yeniden oluşturulan görüntü verilmiştir.



(a)

(b)

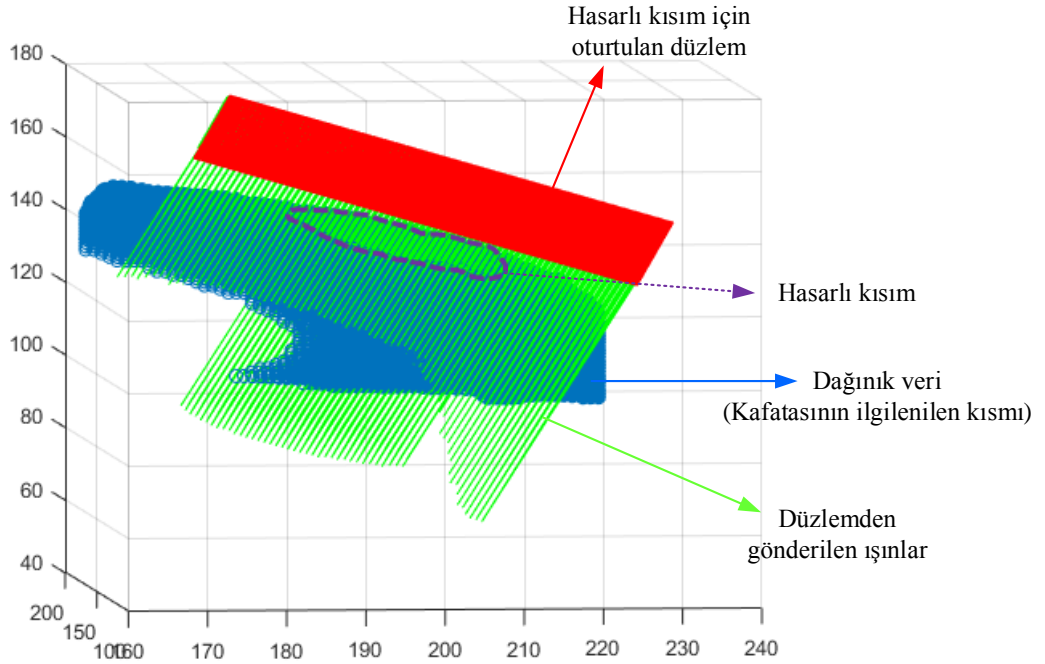
(c)

Şekil 6.3. 2B uzayda %23'ü bilinen resmin yeniden oluşturulması a) Orjinal görüntü, b) %23'ü bilinen görüntü, c) İnce-plate spline çekirdeği yeniden oluşturulan görüntü.

6.3. RTF'NİN KRANYOPLASTİ UYGULAMALARINDA KULLANIMI

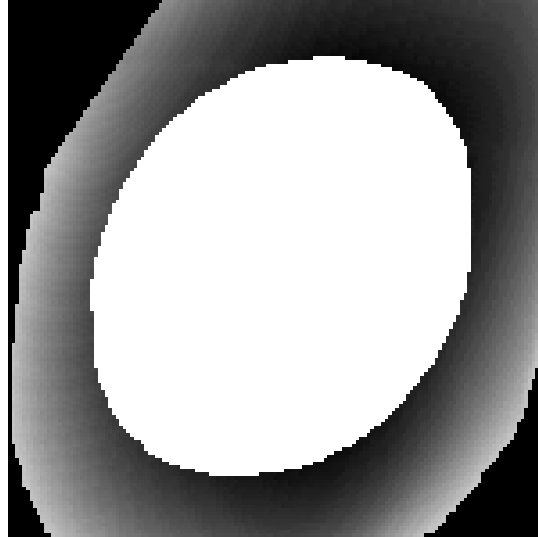
Carr vd. RTF ile kranyoplasti uygulamalarında kullanılabilecek implantların tasarımını yapmışlar [13]. Bu problem için 3B RTF kullanmak yerine, hasarlı bölgeye komşu olan sağlam kemik dokuyu kullanmışlardır. Sağlam kemik doku voksellerinin normalini hesaplayarak kafatasının u birim uzağında bir düzlem oluşturmuşlar ve daha sonra bu düzlemden kafatasına ışınlar göndererek uzunluklardan yükseklik haritası elde etmişlerdir.

Aynı yöntemle biz de implant tasarımı gerçekleştirdik [14]. Şekil 6.4'te kafatasındaki hasarlı kısım, sağlam komşu vokseller (mavi), hesaplanan normal doğrultusunda kafatasından u birim uzaklıkta oluşturulan düzlem (kırmızı) ve düzlemden kafatasına gönderilen ışınlar (yeşil) görülmektedir. Kafatasına ulaşan ışınların mesafesi yüksekliği verirken, kafatasına değmeden belirlenen eşik mesafeden uzun olan ışınlar kafatasının hasarlı kısmını ortaya çıkartmaktadır. Düzlemden kafatasına gönderilen ışınların mesafeleri 2B matris yapısında saklandığında elde edilen mesafelerle yükseklik haritası oluşmaktadır. Bu aynı zamanda yükseklik haritasının 2B düzleme izdüşümünü göstermektedir.



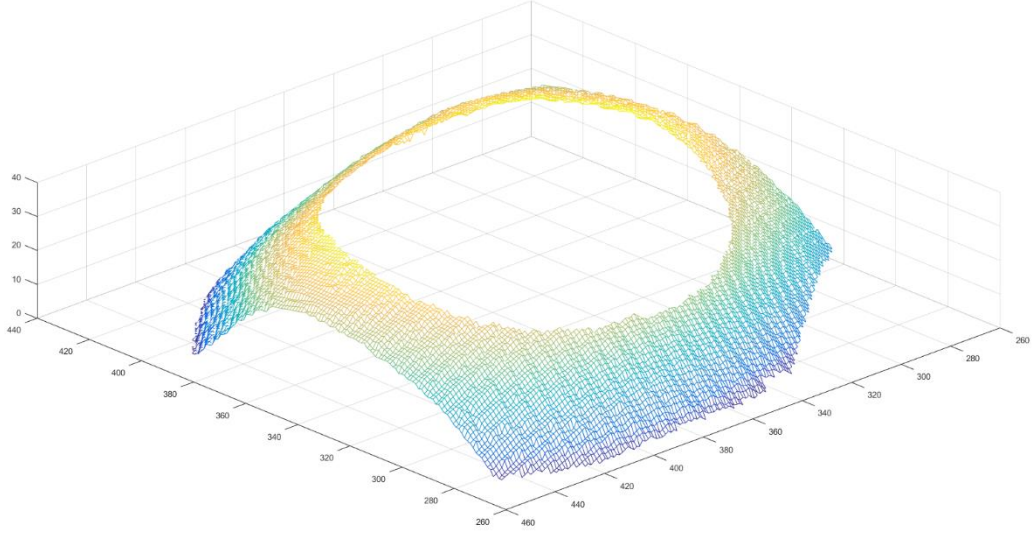
Şekil 6.4. Düzlem ve dağınık veri arasındaki mesafelerin hesaplanması.

Daha sonra elde edilen uzaklıklardan Şekil 6.5'te verilen yükseklik haritasının 2B düzlem üzerine izdüşümü görülmektedir.



Şekil 6.5. Yükseklik haritasının 2B düzlem üzerine izdüşümü.

Şekil 6.5'te kenarlardaki siyah bölge veri olmayan kısımları, ortadaki beyaz bölge hasarlı kısım ve farklı gri seviyelerdeki renkler ise ışın mesafelerini göstermektedir. Işın mesafelerine göre oluşturulan yükseklik haritası Şekil 6.6'da verilmiştir.

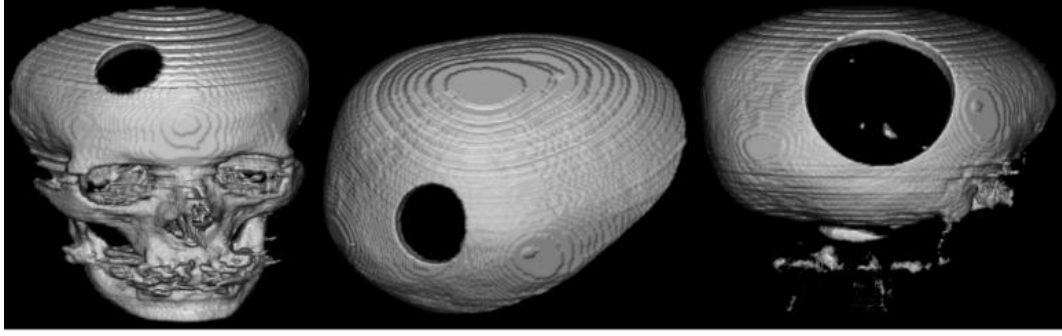


Şekil 6.6. Hesaplanan mesafelerden oluşturulmuş yükseklik haritası.

Şekil 6.5'teki gri seviyeli pikseller dağınık veride belinen merkez noktalarını ve bu koordinatlara (parametrelere) karşılık gelen sonuçları gösterebilir. Bu durumda beyaz bölgedeki bilinmeyen değerler RTF ile tahmin edildiğinde elde edilen sonuç oluşturulacak implantın yükseklik haritasının izdüşümünü vermektedir.

Buraya kadar anlatılanlar [13]'de yapılanlarla örtüşmektedir. Fakat yöntemin [13]'de açıklandığının ötesinde sınırlılıkları olduğu tespit edilmiştir. Buna göre kafatasının hangi bölgesinde çalışıldığı, üzerinde çalışılan verinin çözünürlüğü, hasarın boyutu ve kullanılan RTF çekirdek fonksiyonunun da önemli olduğunu ortaya koyulmuştur [14].

Bunun için kafatasının farklı bölgelerinde farklı çaplarda sentetik hasarlar oluşturduk. Ardından farklı çekirdek fonksiyonlarıyla üretilen sonuçları orijinali ile kıyasladık. Şekil 6.7'de test için kullanılan kafatası görüntüleri verilmiştir. Şekil 6.7 a'da kafatasının alın ve üst kısmına konumlanmış ve 70mm çapında bir hasar mevcuttur. Şekil 6.7 b'de ise kafatasının arka kısmında oval yapıdaki bölgesinde 70 mm çapında bir hasar vardır. Şekil 6.7 c'de ise yine kafatasını arka kısmındaki oval yapıdaki bölgesinde 130mm çapında bir hasar bulunmaktadır.



(a)

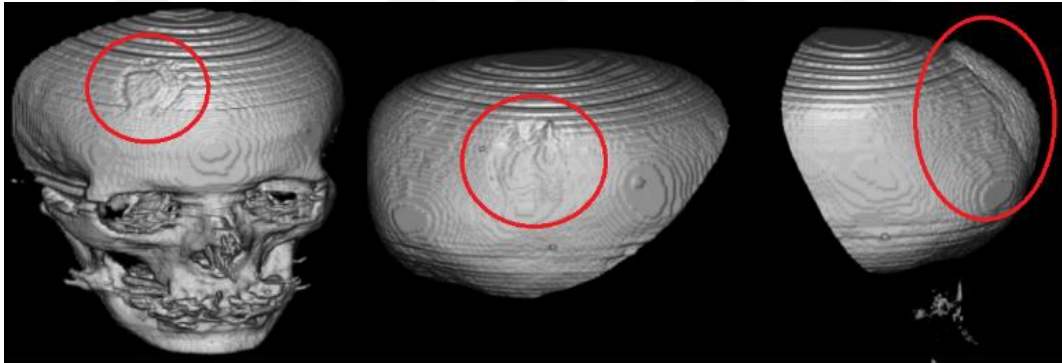
(b)

(c)

Şekil 6.7. Test için oluşturulan sentetik hasarlar a) Test 1, b) Test 2, c) Test 3.

Testlerde seçilen bölgeler özellikle oval olan bölgelerden seçilmiştir. Örneğin kafatasının üst kısmında oluşturulan sentetik bir hasarda doğrusal çekirdek bile yeterince iyi sonuçlar üretmektedir.

RTF aradeğerleme elde edilen sonuçlar Şekil 6.8’de verilmiştir.



(a)

(b)

(c)

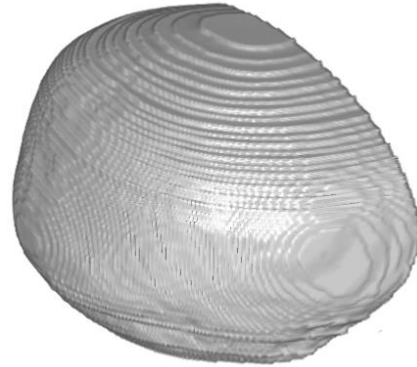
Şekil 6.8. RTF ile tamamlanmış kafatası görüntüleri a) Test 1, b) Test 2, c) Test 3.

Çizelge 6.1’de orijinal veri ile RTF ile tamamlanan hasarlı kısımlar arasındaki en büyük farklar verilmiştir.

Çizelge 6.1. Farklı çekirdek fonksiyonlarının farklı bölgelerdeki hataları.

Test Sonuçları	Doğrusal	İnce-levha Spline	Gauss
Test 1	1,61 mm	1,97 mm	2,29 mm
Test 2	2,70 mm	1,92 mm	3,70 mm
Test 3	11,00 mm	7,00 mm	17,00 mm

Hekimlerle yapılan görüşmelerde 2mm ve altındaki değerlerin estetik açıdan başarılı kabul edilebileceği bildirilmiştir. Bu durumda incel-levha spline çekirdeğinin başarısı fiziksel boyutu küçük olan kısımlarda yeterli bulunmaktadır. Ayrıca kafatasının üst kısmı nispeten düz bir bölge olduğu için Test 1 için doğrusal çekirdeğin daha az hataya sebep olduğu da açıkça görülmektedir. Ayrıca aynı hasar çapı için oval bölgedeki en iyi başarı ince-levha spline çekirdeğine aittir. Oval bölge olarak tabir edilen kısımlar Şekil 6.9’da verilmiştir.



Şekil 6.9. Kafatasının oval bölgesi.

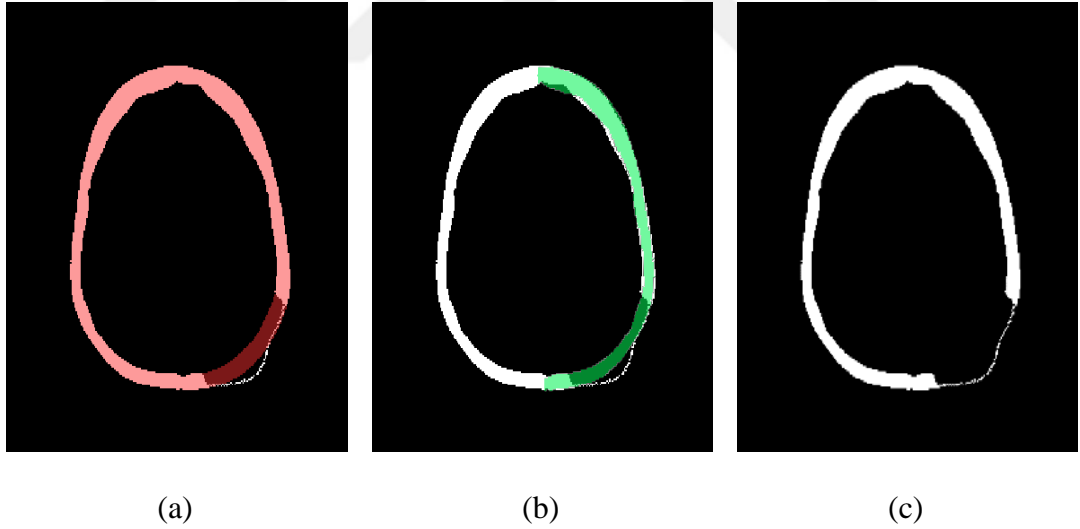
Bu durumdan hareketle hasarın fiziksel boyutu arttıkça kabul edilebilir sınırların dışında kalan yöntemin iyileştirilmesi üzerine çalışma yapılmıştır.

6.4. KRANYOPLASTİDE RTF PERFORMANSININ ARTTIRILMASI

Daha önce kafatasının anatomik olarak tam simetrik olmasa da sağ ve sol bölge olarak birbirine benzer olduğu ifade edilmişti. 5. Bölüm’de de kafatasının simetri düzlemini bulmak için önerilen yöntem sunulmuştu.

RTF aradeğerleme ile kranyoplasti uygulamalarında kullanılacak implantın modelinin üretilmesindeki zayıflık hasarın fiziksel boyutunun büyük olduğu durumlarda ortaya çıkmaktadır. Bunun temel nedeni ise istenilen değerlerin üretilebilmesi için hatalı sonuçlar üretilen kısımlara yakın bilinen merkez noktalarının olmamasıdır [35]. Buradan hareketle, eğer hasarlı kısmın RTF ile aradeğerlemesinde rehberlik edebilecek sınırlı sayıda örnek olursa, elde edilecek sonuçta başarılı olacaktır tezinden yola çıktık ve Test 3 örneği üzerinden yöntemi açıkladık. Bunun için kafatasının simetri düzlemi bulunduktan sonra, simetrik taraftaki bilgiler aynalanarak hasarlı kısmın olduğu bölgeye konumlandırılır.

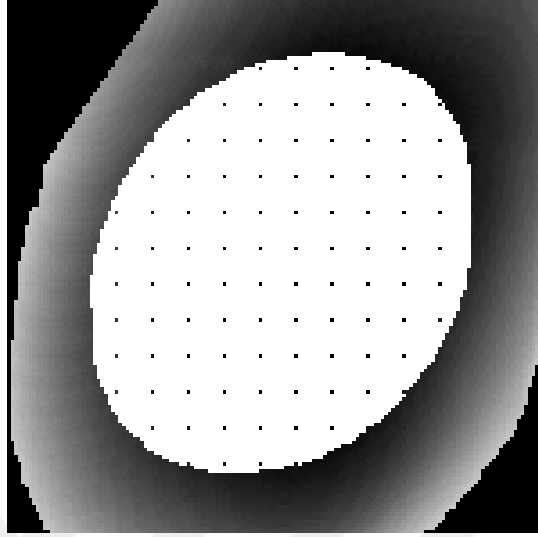
Şekil 6.10 a’da sağlıklı kafatası ve RTF ile yapılan tamamlama işlemi sonucu, Şekil 6.10 b’de hasarlı kısma simetri bilginin yansıtılmış hali ve Şekil 6.10 c’de yalnız RTF ile yapılan tamamlama sonucu verilmiştir. Şekil 6.10’da kırmızı kısım orijinal kafatasını, yeşil kısım yansıtılan simetrik bilgiyi ve ince beyaz çizgi RTF ile yapılan aradeğerleme sonucunu göstermektedir.



Şekil 6.10. RTF ile yüzey ara değerleme, a) Orijinal ile kıyaslama, b) simetrik bilgi ile kıyaslama, c) RTF ara değerleme sonucu.

Ardından Şekil 6.6’teki izdüşümde hasarlı kısım olarak tespit edilen koordinatlara karşılık gelen Şekil 6.4’teki düzlemden belirli aralıklarla ışınlar gönderilir. Böylece ikinci ışın gönderme işleminde alınan örnekler hasarlı kısmın simetriğinden olur.

Bunun sonucunda Şekil 6.4'teki izdüşüm haritası Şekil 6.11'deki gibi güncellenerek son halini alır.



Şekil 6.11. Yükseklik haritasının simetrik bilgi ile güncellenmiş hali.

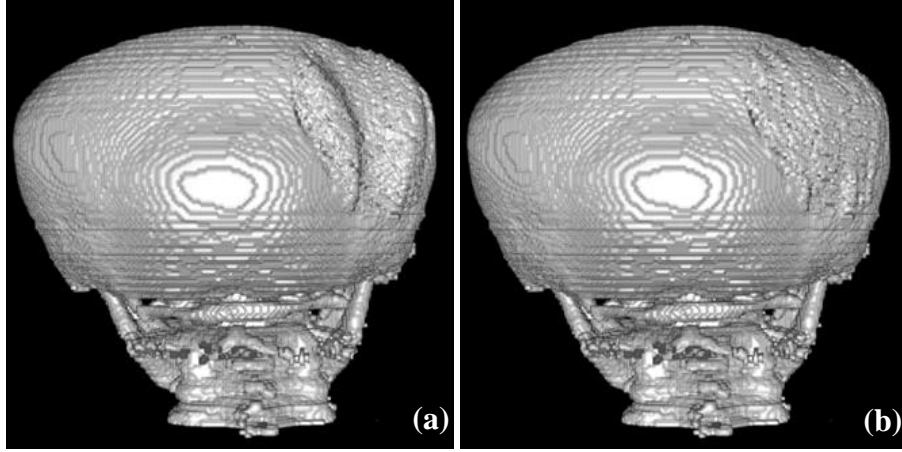
Böylece bilinmeyen bölgedeki hataların büyümesinin önüne geçmenin mümkün hale geleceği düşünülmüştür.

BÖLÜM 7

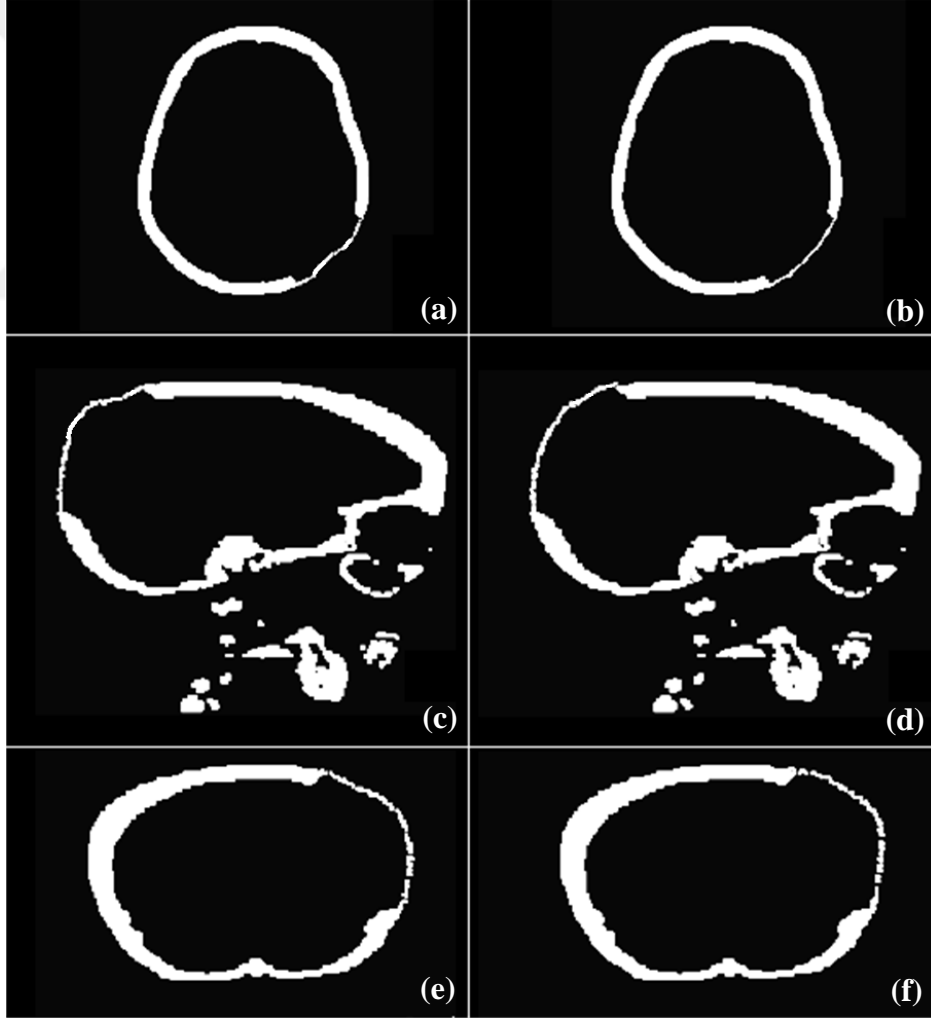
ÖNERİLEN YÖNTEMİN SONUÇLARI VE TARTIŞMA

RTF'ye dayanan aradeğerleme ile 70 mm'ye kadar çaptaki kranyal hasarların giderilmesinde üretilen implant modelleri cerrahlar tarafından kabul edilebilir sınırlar içinde görülmekteydi. Ancak Bölüm 6'da örneklendirilen Test 3 senaryosu için yalnız RTF'ye dayanan aradeğerleme ile üretilen implant modeli estetik olarak kabul edilemez derecede oluşturulmuştu. Bu problemin üstesinden gelinmesi için simetrik bilgiden faydalanma fikriyle RTF'ye dayanan aradeğerleme performansının artırılması için Bölüm 6'te önerilen yaklaşım 130 mm çapındaki hasarlı kafatasına uygulanmıştır. Çizelge 6.1'de İnce-levha spline çekirdeği ile elde edilen 7mm'lik hatanın 2 mm'ye indirilmesi mümkün hale gelmiştir. Eksik kısmın tamamlanmasında yine RTF'ye dayanan aradeğerleme kullanıldığından bilinen tüm merkezler arasındaki geçişler mümkün olduğunca pürüzsüz olmuştur.

Şekil 7.1'de RTF ile elde edilen sonuç ve simetrik bilgi kullanılarak elde edilen yeni sonuca ait 3B görüntüler verilmiştir. Şekil 7.2'de ise elde edilen sonuçların aksiyal, sagittal ve koronal kesit görüntülerdeki kıyaslaması verilmiştir. 130 mm çapındaki hasar için simetrik bilgi olmadan yapılan eksik bölge tamamlama ile kıyaslandığında hata miktarı 5 mm azaltılmıştır. Bunun sonucunda elde edilen sonuç hekimler tarafından belirtilen kabul edilebilir sınırlar içerisindeydir.



Şekil 7.1. 130 mm çapındaki hasarın giderilmesi, a) Yalnız RTF aradeğerleme sonucu, b) Simetrik bilgi ile RTF aradeğerleme sonucu.



Şekil 7.2. Sonuç kıyaslamaları, sol sütun yalnız RTF, sağ sütun simetrik bilgi ile RTF, a,b) aksiyal kesitler, c,d) sagittal kesitler, e,f) koronal kesitler.

BÖLÜM 8

SONUÇLAR

Bu tez çalışmasında kranyal hasarların onarımında kullanılan implantın şeklinin belirlenmesinde kullanılan RTF tabanlı aradeğerleme yönteminin performansı, sağlam taraftaki simetrik bilgiler kullanılarak arttırılmıştır. Önerilen yaklaşımla daha önce 70 mm'den büyük çaptaki hasarlarda karşılaşılan çözüm üretme sınırlılığı kısmen çözülmüştür. Performansı etkileyen faktörler BT görüntüsünün çözünürlüğü, hasarın fiziksel boyutu ve kafatasındaki konumu, bölütleme kalitesi ve kullanılan aradeğerleme yöntemidir. Bölütleme, istatistiksel bilgiyi kullanan TD tabanlı bir eniyileme problemi olarak ele alınmış ve oluşturulan maliyet fonksiyonu, yinelemeli yapıda her defasında doğrusal bir sistemin çözülmesi şeklinde etkin yakınsamalar yapan bir forma getirilmiştir. Yöntemin tüm adımları doğrusal hesaplama maliyetindedir ve seyrek matris yapısıyla üretilen çözümler bellek ve işlemci maliyetini makul düzeyde tutmaktadır. Önerilen yöntemde voksel komşuluk ilişkilerinin önemi λ katsayısı ile belirlenirken, $[0,1]$ aralığında gevşetilmiş bölütleme sonucu belirlenen son eşik değeri ile kesin sınırlarına çekilmektedir. Böylece kemik doku ve diğer kısımlar (arkaplan ve yumuşak doku) net bir biçimde ayrıştırılmaktadır. Eşik değeri ve λ katsayısının kullanıcı tarafından belirlenmesi dezavantajlı bir durum olsa da elde edilen bölütleme sonuçları başarılıdır. Performans kriterlerinden bir diğeri olan en başarılı çekirdek fonksiyonunun literatürde de belirtildiği üzere ince-levha spline olduğu deneysel sonuçlarla gösterilmiştir. Ancak elde edilen sonuçların 70 mm'den büyük çaptaki hasarlarda ortaya koyduğu performansın yeterince iyi olmamasından dolayı bu kısımda iyileştirmeye gidilmiştir. Yöntemin sınırlılığının temel sebebi, aradeğerleme yapılacak voksellerin kabul edilebilir sınırlar içinde olmasını sağlayacak bilinen komşu değerlerine yeterince yakın mesafe bulunmamasıdır. Bunun için kafatasının sağlam simetrik tarafındaki bilgi aynalanarak hasarlı tarafa aktarılmıştır. Aynalanarak yansıtılan sağlam simetrik bilgiden alınan örnekler, RTF aradeğerleme ile üretilen sonuçların kabul edilebilir düzeyde olmasını

sağlamıştır. Sağlanan iyileştirme deneysel sonuçlarla ortaya koyulmuştur. RTF performansının artırılması için kullanılan simetrik bilginin tespiti için kafatasının simetri düzleminin tespitine ihtiyaç duyulmuştur. Bu nedenle voksel yoğunluk değerlerine göre simetri düzlemi tespit eden, bir model açıklanmış ve bilinen verilerle yöntemin ürettiği sonuçlar paylaşılmıştır. Simetri eksenini/düzlemi bulunacak görüntüler olması gerektiği yapıda olduğunda maskeleme işlemine gerek yoktur. Ancak dekompresif kranyotami haricindeki operasyonlarda kafatasının sağlam verisi mevcut olmadığından, eksik veya hasarlı kısımların simetri hesaplamalarında dikkate alınmaması gerekir. Bölütleme sonuçlarında Şekil 4.1 b’de verilen kafatasının hasarlı kısmındaki orijinal kafatasına ait bir bölüm kafatasına delikli bir malzeme ile tutturulmuştur. Simetri hesaplarırken, hasarlı kısım için normal hesaplarırken ve yükseklik haritası çıkarılırken bu kısmın yok sayılması için maskeleme önemli ve gerekli bir adımdır.

Geliştirilen çözüm yöntemi grafik işlemcide paralel hesaplama ile hızlandırılabilir ve bu sayede daha hızlı sonuç alınması sağlanabilir.

Ayrıca elde edilen implant modeli STL formatına dönüştürülerek 3B yazıcılar aracılığıyla basılabilir veya kalıp oluşturmak için kullanılabilir.

Tez kapsamında aşağıda belirtilen akademik çalışmalar gerçekleştirilmiştir:

1. Proje: “Kranyoplasti Uygulamaları İçin Medikal Görüntü Tamamlama”, Ankara Yıldırım Beyazıt Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projesi, Araştırmacı, Proje No: YBU-BAP-587, Ağustos 2013-Ağustos 2015.
2. Uluslararası Makale: “Improvement of Radial basis Function Interpolation Performance on Cranial Implant Design”, International Journal of Advanced Computer Science and Applications (IJACSA), 2017.
3. Uluslararası Konferans: “Total Variation Based 3D Skull Segmentation”, IEEE 24. Sinyal İşleme ve İletişim Uygulamaları Kurultayı, 2016.

4. Ulusal Konferans: “Scattered data estimation on medical images for cranioplasty applications”, IEEE 22. Sinyal İşleme ve İletişim Uygulamaları Kurultayı, 2014.



KAYNAKLAR

1. Karagöz, İ. and Eroğul, O., "Tıbbi Görüntüleme Sistemleri", *Haberleşim Eğitim Vakfı*, Ankara, (1998).
2. Robb, R. A., "Three-Dimensional Visualization in Medicine and Biology", *Handbook of Medical Imaging*, *Elsevier*, 685-712 (2000).
3. Kumaş, A., "Radyasyon Fiziği ve Tıbbi Uygulamaları", 2. Ed., *Palme*, Ankara, (2009).
4. Aine, C. J., "A conceptual overview and critique of functional neuroimaging techniques in humans: I. MRI/fMRI and PET.", *Critical Reviews In Neurobiology*, 9 (2-3): 229-309 (1995).
5. Pommert, A. and Bomans, M., "Volume Visualization in Magnetic Resonance Angiography", *Medicine*, Vi (September): 12-13 (1992).
6. Okan Falay, F., "PET görüntüleme teknikleri, hasta hazırlığı ve görüntü yorumlama", *Bulletin Of Thoracic Surgery / Toraks Cerrahisi Bülteni*, 6 (2): 161-167 (2015).
7. Chibbaro, S., Di Rocco, F., Mirone, G., Fricia, M., Makiese, O., Di Emidio, P., Romano, A., Vicaut, E., Menichelli, A., Reiss, A., Mateo, J., Payen, D., Guichard, J. P., George, B., and Bresson, D., "Decompressive craniectomy and early cranioplasty for the management of severe head injury: A prospective multicenter study on 147 patients", *World Neurosurgery*, 75 (3-4): 558-562 (2011).
8. Honeybul, S. and Ho, K. M., "Long-term complications of decompressive craniectomy for head injury.", *Journal Of Neurotrauma*, 28 (6): 929-935 (2011).
9. Redfern, R. M. and Pülhorn, H., "Cranioplasty", *Adv Clin Neurosci Rehabil.*, 7 (5): 32-34 (2007).
10. Aydın, S., Kucukyuruk, B., Abuzayed, B., Aydın, S., and Sanus, G. Z., "Cranioplasty: Review of materials and techniques.", *Journal Of Neurosciences In Rural Practice*, 2 (2): 162-167 (2011).
11. Yu, Q., Chen, L., Qiu, Z., Zhang, Y., Song, T., Cui, F., Yu, Q., Chen, L., Qiu, Z., Zhang, Y., Song, T., and Cui, F., "Skull repair materials applied in cranioplasty: History and progress", *Translational Neuroscience And Clinics*, 3 (1): 48-57 (2017).
12. İnnetnet: Encyclopædia Britannica, "Skull Anatomy", <https://www.britannica.com/science/skull> (2017).

13. Carr, J. C., Fright, W. R., and Beatson, R. K., "Surface interpolation with radial basis functions for medical imaging", *IEEE Transactions On Medical Imaging*, 16 (1): 96–107 (1997).
14. Atasoy, F., Nar, F., Sen, B., and Ferat, M., "Scattered data estimation on medical images for cranioplasty applications", *22nd Signal Processing And Communications Applications Conference (SIU)*, 1682–1685 (2014).
15. Heissler, E., Fischer, F. S., Bolouri, S., Lehmann, T., Mathar, W., Gebhardt, a, Lanksch, W., and Bier, J., "Custom-made cast titanium implants produced with CAD/CAM for the reconstruction of cranium defects.", *International Journal Of Oral And Maxillofacial Surgery*, 27 (5): 334–338 (1998).
16. Lee, M., Chang, C., Lin, C., Lo, L., and Chen, Y., "Three-Dimensional Image Reconstruction and Rapid Prototyping Models Improve Defect Evaluation , Treatment Planning , Implant Design , and Surgeon Accuracy", *Engineering In Medicine And Biology*, (April): (2002).
17. Fu, H., Gao, L., Ju, L., and Liu, Y., "Personalized Cranium Defects Restoration Technique Based on Reverse Engineering", *Tsinghua Science And Technology*, 14 (SUPPL. 1): 82–88 (2009).
18. Gerber, N., Stieglitz, L., Peterhans, M., Nolte, L.-P., Raabe, A., and Weber, S., "Using rapid prototyping molds to create patient specific polymethylmethacrylate implants in cranioplasty", *2010 Annual International Conference Of The IEEE Engineering In Medicine And Biology*, 3357–3360 (2010).
19. Yusoff, W. A. Y. W., Ali, H. H. M., and Shukri, M. A. H. M., "Fabrication of surgical cranioplasty biomodel using fused deposition modeling", *ICIMTR 2012 - 2012 International Conference On Innovation, Management And Technology Research*, 550–554 (2012).
20. Kung, W.-M., Chen, S.-T., Lin, C.-H., Lu, Y.-M., Chen, T.-H., and Lin, M.-S., "Verifying Three-Dimensional Skull Model Reconstruction Using Cranial Index of Symmetry", *PLoS ONE*, 8 (10): e74267 (2013).
21. Castelan, J., Schaeffer, L., Daleffe, A., Fritzen, D., Salvaro, V., and Silva, F. P. da, "Manufacture of custom-made cranial implants from DICOM® images using 3D printing, CAD/CAM technology and incremental sheet forming", *Revista Brasileira De Engenharia Biomédica*, 30 (3): 265–273 (2014).
22. Rudek, M., Gumiel, Y. B., and Canciglieri, O., "Autonomous ct replacement method for the skull prosthesis modelling", *Facta Universitatis, Series: Mechanical Engineering*, 13 (3): 283–294 (2015).
23. Meer, W. J. Van Der, "3D Workflows in Orthodontics , Maxillofacial Surgery and Prosthodontics", (2016).
24. Murphy, R. J., Wolfe, K. C., Liacouras, P. C., Grant, G. T., Gordon, C. R., and Armand, M., "Computer-assisted Single-stage Cranioplasty", (Cci): 4910–4913 (2015).

25. Cho, H. R., Roh, T. S., Shim, K. W., Kim, Y. O., Lew, D. H., and Yun, I. S., "Skull reconstruction with custom made three-dimensional titanium implant", *Archives Of Craniofacial Surgery*, 16 (1): 11–16 (2015).
26. Joffe, J. M., McDermott, P. J., Linney, A. D., Mosse, C. A., and Harris, M., "Computer-generated titanium cranioplasty: report of a new technique for repairing skull defects.", *British Journal Of Neurosurgery*, 6 (4): 343–350 (1992).
27. Joffe, J., Harris, M., Kahugu, F., Nicoll, S., Linney, A., and Richards, R., "A prospective study of computer-aided design and manufacture of titanium plate for cranioplasty and its clinical outcome.", *British Journal Of Neurosurgery*, 13 (6): 576–80 (1999).
28. Wiggins, A., Austerberry, R., Morrison, D., Ho, K. M., and Honeybul, S., "Cranioplasty with custom-made titanium plates-14 years experience", *Neurosurgery*, 72 (2): 248–256 (2013).
29. Staffa, G., Nataloni, A., Compagnone, C., and Servadei, F., "Custom made cranioplasty prostheses in porous hydroxy-apatite using 3D design techniques: 7 Years experience in 25 patients", *Acta Neurochirurgica*, 149 (2): 161–170 (2007).
30. Lusquiños, F., Del Val, J., Arias--González, F., Comesaña, R., Quintero, F., Riveiro, A., Boutinguiza, M., Jones, J. R., Hill, R. G., and Pou, J., "Bioceramic 3D implants produced by laser assisted additive manufacturing", *Physica Procedia*, 56 (C): 309–316 (2014).
31. Fedorov, A., Beichel, R., Kalphaty-Cramer, J., Finet, J., Fillion-Robbin, J.-C., Pujol, S., Bauer, C., Jennings, D., Fennessy, F., Sonka, M., Buatti, J., Aylward, S., Miller, J. V., Pieper, S., and Kikinis, R., "3D slicers as an image computing platform for thw quantitative imaging network", *Magnetic Resonance Imaging*, 30 (9): 1323–1341 (2012).
32. Hanson, K. M., "Noise and contrast discrimination in computed tomography", *Radiology Of The Skull And Brain*, 5 (1): 3941–3955 (1981).
33. Borsdorf, A., Kappler, S., Raupach, R., and Hornegger, J., "Analytic noise propagation for anisotropic denoising of ct images", *IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record*, 5335–5338 (2008).
34. Sivakumar, R., "Denoising of Computer Tomography Images Using Curvelet Transform", *Journal Of Engineering And Applied Sciences*, 2 (1): 21–26 (2007).
35. Atasoy, F., Sen, B., Nar, F., and Bozkurt, I., "Improvement of Radial basis Function Interpolation Performance on Cranial Implant Design", *International Journal Of Advanced Computer Science And Applications*, 8 (8): 83–88 (2017).
36. Gonzalez, R. C. and Woods, R. E., "Digital Image Processing (3rd Edition)", *Prentice-Hall, Inc.*, Upper Saddle River, NJ, USA, (2006).

37. Norouzi, A., Rahim, M. S. M., Altameem, A., Saba, T., Rad, A. E., Rehman, A., and Uddin, M., "Medical Image Segmentation Methods, Algorithms, and Applications", *IETE Technical Review*, 31 (3): 199–213 (2014).
38. Atasoy, F., Sen, B., Nar, F., Ozcan, C., and Bozkurt, I., "Total variation based 3D skull segmentation", *2016 24th Signal Processing And Communication Application Conference, SIU 2016 - Proceedings*, (2016).
39. Otsu, N., "A Threshold Selection Method from Gray-Level Histograms", *IEEE Transactions On Systems, Man, And Cybernetics*, 9 (1): 62–66 (1979).
40. Tremeau, A. and Borel, N., "A region growing and merging algorithm to color segmentation", *Pattern Recognition*, 30 (7): 1191–1203 (1997).
41. Sharma, N., Ray, A., Shukla, K., Sharma, S., Pradhan, S., Srivastva, A., and Aggarwal, L., "Automated medical image segmentation techniques", *Journal Of Medical Physics*, 35 (1): 3 (2010).
42. Fan, J., Zeng, G., Body, M., and Hacid, M. S., "Seeded region growing: An extensive and comparative study", *Pattern Recognition Letters*, 26 (8): 1139–1156 (2005).
43. Adams, R. and Bischof, L., "Seeded Region Growing", *IEEE Transactions On Pattern Analysis And Machine Intelligence*, 16 (6): 641–647 (1994).
44. Brice, C. R. and Fennema, C. L., "Scene analysis using regions", *Artificial Intelligence*, 1 (3): 205–226 (1970).
45. Oliver, A., Freixenet, J., Martí, J., Pérez, E., Pont, J., Denton, E. R. E., and Zwiggelaar, R., "A review of automatic mass detection and segmentation in mammographic images", *Medical Image Analysis*, 14 (2): 87–110 (2010).
46. Gómez, O., González, J. A., and Morales, E. F., "Image Segmentation Using Automatic Seeded Region Growing and Instance-Based Learning", Progress in Pattern Recognition, Image Analysis and Applications: 12th Iberoamericann Congress on Pattern Recognition, CIARP 2007, Valparaiso, Chile, November 13-16, 2007. Proceedings, *Springer Berlin Heidelberg*, Berlin, Heidelberg, 192–201 (2007).
47. Selvaraj Assley, P. S. B. and Chellakkon, H. S., "A Comparative Study on Medical Image Segmentation Methods", *Applied Medical Informatics*, 34 (1): 31–45 (2014).
48. Taşçı, E. and Onan, A., "K- En Yakın Komşu Algoritması Parametrelerinin Sınıflandırma Performansı Üzerine Etkisinin İncelenmesi", *Akademik Bilişim 2016*, (2016).
49. Chebbout, S. and Merouani, H. F., "Comparative Study of Clustering Based Colour Image Segmentation Techniques", *2012 Eighth International Conference On Signal Image Technology And Internet Based Systems*, 839–844 (2012).

50. Withey, D. J. and Koles, Z. J., "A Review of Medical Image Segmentation : Methods and Available Software", *Methods*, 10 (3): 125–148 (2008).
51. Sariman, G., "Veri Madenciliğinde Kümeleme Teknikleri Üzerine Bir Çalışma: K-Means ve K-Medoids Kümeleme Algoritmalarının Karşılaştırılması", *Süleyman Demirel Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi*, 3 (15): 192–202 (2011).
52. Redmond, S. J. and Heneghan, C., "A method for initialising the K-means clustering algorithm using kd-trees", *Pattern Recognition Letters*, 28 (8): 965–973 (2007).
53. Celebi, M. E., Kingravi, H. A., and Vela, P. A., "A comparative study of efficient initialization methods for the k-means clustering algorithm", *Expert Systems With Applications*, 40 (1): 200–210 (2013).
54. Işık, M. and Çamurcu, A. Y., "K-means, k-medoids ve bulanik c-means algoritmalarının uygulamalı olarak performanslarının tespiti", *İstanbul Ticaret Üniversitesi Fen Bilimleri Dergisi*, 6 (11): 31–45 (2007).
55. Türe, H. and Başer, F., "BULANIK C-ORTALAMA KÜMELEME ALGORİTMASI İLE ÜLKE RİSK DEĞERLENDİRMESİ", *Ekonometri Ve İstatistik*, 2316–33 (2015).
56. Brandt, M. E., Bohan, T. P., Kramerg, L. a, and Fletcher, J. M., "Estimation of Csf , White and Gray Matter Volumes Children Using Fuzzy Clustering", *Computerized Medical Imaging And Graphics*, 18 (I): 25–34 (1994).
57. A.G, S. and S, D. H., "Spatial Fuzzy C-Means Clustering Based Segmentation On CT Images", *IEEE Sponsored 2Nd International Conference On Electronics And Communication Systems(Icecs '2015)*, 414–417 (2015).
58. Cabezas, M., Oliver, A., Lladó, X., Freixenet, J., and Bach Cuadra, M., "A review of atlas-based segmentation for magnetic resonance brain images", *Computer Methods And Programs In Biomedicine*, 104 (3): e158–e177 (2011).
59. Kutucu, H., Eker, C., Kitis, O., and Gonul, A. S., "Comparison of atlas based segmentation and manual segmentation of hippocampus", *2009 14th National Biomedical Engineering Meeting*, 1–3 (2009).
60. Gonzales, Rafael, C. and Woods, Richard, E., "Digital Image Processing (3rd Edition)", .
61. Kass, M., Witkin, A., and Terzopoulos, D., .
62. Mumford, D. and Shah, J., "Optimal approximations by piecewise smooth functions and associated variational problems", *Communications On Pure And Applied Mathematics*, 42 (5): 577–685 (1989).
63. Chunming LI ZhaoHua Ding, J. Chris Gatenby, Dimistris N. Metaxas, and John C. Gore, R. H., "A Level Set Method for Image Segmentation in the Presence of

- Intensity Inhomogeneities with Application to MRI", *IEEE Transactions On Image Processing*, 20 (7): 2007–2016 (2011).
64. Boykov, Y. and Funka-Lea, G., "Graph cuts and efficient N-D image segmentation", *International Journal Of Computer Vision*, 70 (2): 109–131 (2006).
 65. Sezgin, M. and Sankur, B., "Survey over image thresholding techniques and quantitative performance evaluation", *Journal Of Electronic Imaging*, 13 (1): 146 (2004).
 66. Blake, A. and Zisserman, A., "Visual Reconstruction", *MIT Press*, Cambridge, MA, USA, (1987).
 67. Cohen, L. D. and Cohen, I., "Finite-Element Methods for Active Contour Models and Balloons for 2-D and 3-D Images", *IEEE Transactions On Pattern Analysis And Machine Intelligence*, 15 (11): 1131–1147 (1993).
 68. Ozcan, C., Sen, B., and Nar, F., "Sparsity-driven despeckling for SAR images", *IEEE Geoscience And Remote Sensing Letters*, 13 (1): 115–119 (2016).
 69. Xu, L., Yan, Q., Xia, Y., and Jia, J., "Structure extraction from texture via relative total variation", *ACM Transactions On Graphics*, 31 (6): 1 (2012).
 70. Saad, Y., "Iterative Methods for Sparse Linear Systems", 2nd. Ed., *Society For Industrial And Applied Mathematics*, Philadelphia, PA, USA, (2003).
 71. Liu, J., Slota, G., Zheng, G., Wu, Z., Park, M., Lee, S., Rauschert, I., and Liu, Y., "Symmetry detection from realworld images competition 2013: Summary and results", *IEEE Computer Society Conference On Computer Vision And Pattern Recognition Workshops*, 200–205 (2013).
 72. Cai, D., Li, P., Su, F., and Zhao, Z., "An Adaptive Symmetry Detection Algorithm Based on Local Features", *2014 IEEE Visual Communications And Image Processing Conference*, 478–481 (2014).
 73. Cicconet, M., Birodkar, V., Lund, M., Werman, M., and Geiger, D., "A convolutional approach to reflection symmetry", *Pattern Recognition Letters*, 95 (1): 44–50 (2017).
 74. Jayasuriya, S. A., Liew, A. W. C., and Law, N. F., "Brain symmetry plane detection based on fractal analysis", *Computerized Medical Imaging And Graphics*, 37 (7–8): 568–580 (2013).
 75. Ardekani, B. A., Kershaw, J., Braun, M., and Kanuo, I., "Automatic detection of the mid-sagittal plane in 3-D brain images", *IEEE Transactions On Medical Imaging*, 16 (6): 947–952 (1997).
 76. Sun, C. and Sherrah, J., "3D symmetry detection using the extended gaussian image", *IEEE Transactions On Pattern Analysis And Machine Intelligence*, 19 (2): 164–169 (1997).

77. Ikeuchi, K., Katsushi, and Ikeuchi, "Recognition of 3-D Objects Using the Extended Gaussian Image", *In Proceedings Of The 7th International Joint Conference On Artificial Intelligence (Vancouver, Canada, Aug.)*, (March): 595–600 (1981).
78. Brou, P., "Using the Gaussian Image to Find the Orientation of Objects", *The International Journal Of Robotics Research*, 3 (4): 89–125 (1984).
79. Thirion, J. P., Prima, S., Subsol, G., and Roberts, N., "Statistical Analysis of Normal and Abnormal Dissymmetry in Volumetric Medical Images", *Medical Image Analysis*, 4 (2): 111–121 (2000).
80. Thirion, J.-P., "Image matching as a diffusion process: an analogy with Maxwell's demons", *Medical Image Analysis*, 2 (3): 243–260 (1998).
81. Liu, Y., Collins, R. T., and Rothfus, W. E., "Robust midsagittal plane extraction from normal and pathological 3-D neuroradiology images", *IEEE Transactions On Medical Imaging*, 20 (3): 175–192 (2001).
82. Prima, S. and Wiest-Daesslé, N., "Computation of the mid-sagittal plane in diffusion tensor MR brain images", *IEEE Transactions On Medical Imaging*, 21 (2): 651211 (2002).
83. Hu, Q. and Nowinski, W. L., "A rapid algorithm for robust and automatic extraction of the midsagittal plane of the human cerebrum from neuroimages based on local symmetry and outlier removal", *NeuroImage*, 20 (4): 2153–2165 (2003).
84. Volkau, I., Bhanu Prakash, K. N., Ananthasubramaniam, A., Aziz, A., and Nowinski, W. L., "Extraction of the midsagittal plane from morphological neuroimages using the Kullback-Leibler's measure", *Medical Image Analysis*, 10 (6): 863–874 (2006).
85. Ramasamy, U. and Arulprakash, G., "Mid-sagittal plane detection in brain magnetic resonance image based on multifractal techniques", *IET Image Processing*, 10 (10): 751–762 (2016).
86. Grevera, G. J. and Udupa, J. K., "An objective comparison of 3-D image interpolation methods.", *IEEE Transactions On Medical Imaging*, 17 (4): 642–52 (1998).
87. Pluim, J. P. W., Antoine Maintz, J. B., and Viergever, M. A., "Mutual information matching and interpolation artefacts", *Medical Imaging 1999: Image Processing*, 366156–65 (1999).
88. Zitová, B. and Flusser, J., "Image registration methods: A survey", *Image And Vision Computing*, 21 (11): 977–1000 (2003).
89. Pluim, J. P. W., Maintz, J. B. A. A., and Viergever, M. A., "Mutual-information-based registration of medical images: A survey", *IEEE Transactions On Medical Imaging*, 22 (8): 986–1004 (2003).

90. Tsao, J., "Interpolation Artifacts in Multimodal Image Registration based on Maximization of Mutual Information", *IEEE Transactions On Medical Imaging*, 22 (7): 854–864 (2003).
91. Rohde, G. K., Healy, D. M., Berenstein, C. A., and Aldroubi, A., "INTERPOLATION ARTIFACTS IN BIOMEDICAL IMAGE REGISTRATION", *2007 4th IEEE International Symposium On Biomedical Imaging: From Nano To Macro*, 648–651 (2007).
92. Soleimani, H. and Khosravifard, M. A., "Reducing Interpolation Artifacts for Mutual Information Based Image Registration", *Journal Of Medical Signals And Sensors*, 1 (3): 177–183 (2011).
93. Xu, L., Wan, J. W. L., and Bian, T., "A continuous method for reducing interpolation artifacts in mutual information-based rigid image registration", *IEEE Transactions On Image Processing*, 22 (8): 2995–3007 (2013).
94. Aganj, I., Yeo, B. T. T., Sabuncu, M. R., and Fischl, B., "On removing interpolation and resampling artifacts in rigid image registration", *IEEE Transactions On Image Processing*, 22 (2): 816–827 (2013).
95. Liu, J. and Liu, J., "Artifacts reduction in mutual information-based image registration using prior information", *Proceedings 2003 International Conference On Image Processing (Cat. No.03CH37429)*, 1 (2): I-1113-16 (2003).
96. Su, H., Miller, P., and Murtagh, F., "Interpolation artefact reduction by statistical approach in mutual information-based image registration", *Proc. SPIE*, 5823200–208 (2005).
97. Schaback, R., "A practical guide to Radial Basis Functions", *Electronic Resource*, 1–58 (2007).
98. Buhmann, M. D. and Buhmann, M. D., "Radial Basis Functions", *Cambridge University Press*, New York, NY, USA, (2003).
99. Tunçay, Y., "Application of Radial Basis Function Method to Advection-Diffusion and Viscoelastic Flow Problems", *Boğaziçi University*, (2009).
100. Carr, J. C., Beatson, R. K., Cherrie, J. B., Mitchell, T. J., Fright, W. R., McCallum, B. C., and Evans, T. R., "Reconstruction and Representation of 3D Objects with Radial Basis Functions", *Proceedings Of The 28th Annual Conference On Computer Graphics And Interactive Techniques*, 67–76 (2001).
101. Skala, V., "Fast reconstruction of corrupted images and videos by radial basis functions", *2013 International Conference On Control, Automation And Information Sciences, ICCAIS 2013*, 267–271 (2013).

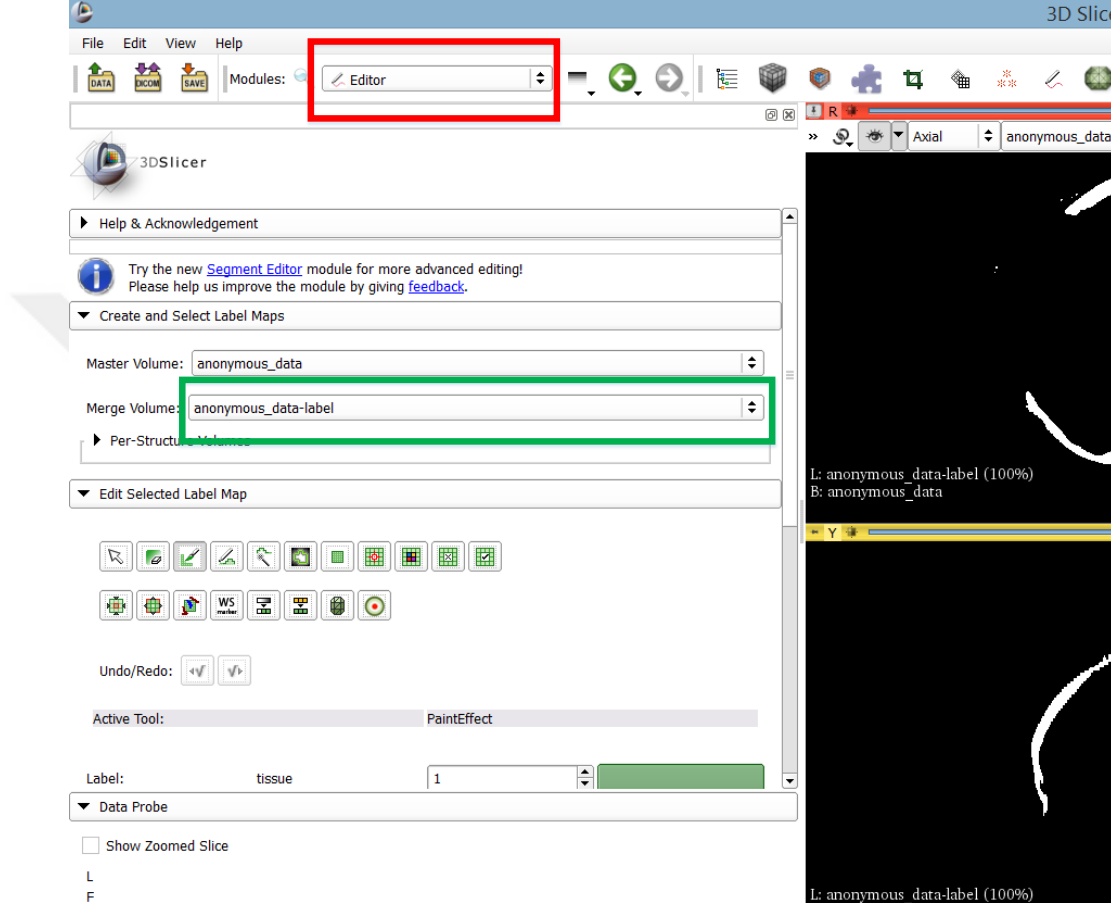
102. Fornberg, B. and Piret, C., "On choosing a radial basis function and a shape parameter when solving a convective PDE on a sphere", *Journal Of Computational Physics*, 227 (5): 2758–2780 (2008).
103. Wang, W., "An Image Inpainting Algorithm Based on CSRBF Interpolation", *International Journal Of Information Technology*, 28112–119 (2006).
104. Alsalamah, M. and Amin, S., "Medical Image Inpainting with RBF Interpolation Technique", *International Journal Of Advanced Computer Science And Applications*, 7 (8): 112–119 (2016).
105. Powell, M. J. D., "An efficient method for finding the minimum of a function of several variables without calculating derivatives", *The Computer Journal*, 7 (2): 155–162 (1964).
106. Press, W. H., Teukolsky, S. A., Vetterling, W. T., and Flannery, B. P., "Numerical Recipes 3rd Edition: The Art of Scientific Computing", 3. Ed., *Cambridge University Press*, New York, NY, USA, (2007).
107. Marova, K., "Numerical Optimization", *Charles University in Prague*, (2014).
108. Internet: Lewis, P., Disney, M., and Saich, P., "Vegetation Science Lecture #4: Non-Linear Canopy Reflectance Model Inversion", <http://www2.geog.ucl.ac.uk/~plewis/invert/nonlinear.htm> (2016).
109. Lehmann, T. M., G??nner, C., and Spitzer, K., "Survey: Interpolation methods in medical image processing", *IEEE Transactions On Medical Imaging*, 18 (11): 1049–1075 (1999).
110. Parker, J. a, Kenyon, R. V, and Troxel, D. E., "Comparison of interpolation methods for image resampling", *IEEE Transactions On Medical Imaging*, 2 (1): 31–39 (1983).
111. Ínternet: Wikipedia, "Bilinear Interpolation", https://en.wikipedia.org/wiki/Bilinear_interpolation (2017).
112. Thévenaz, P., Blu, T., and Unser, M., "Interpolation revisited", *IEEE Transactions On Medical Imaging*, 19 (7): 739–758 (2000).



EK AÇIKLAMALAR A.

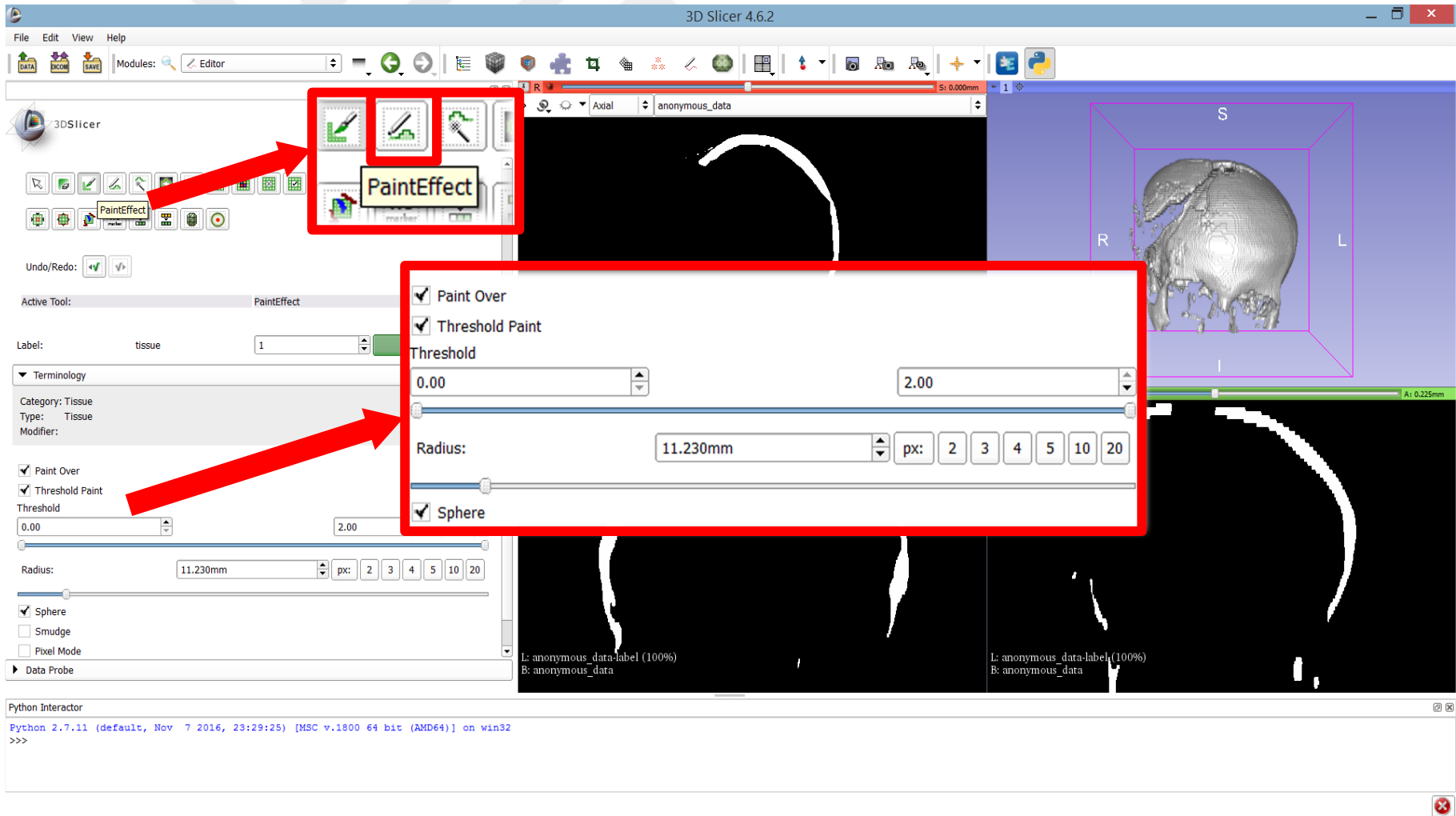
3B VERİ İÇİN MASKE OLUŞTURMA

3D Slicer programı açıldıktan sonra üzerinde çalışılacak veri sürükle-bırak ile yüklenebilmektedir. Üzerinde çalışılacak veri yüklendikten sonra “Modules” kutusundan “Editor” Modülü seçildikten sonra oluşturulacak maske “*yüklenen dosya adı-label*” şeklinde ilk ismini alır. Şekil EK A.1’de “Editör” modülü görülmektedir.

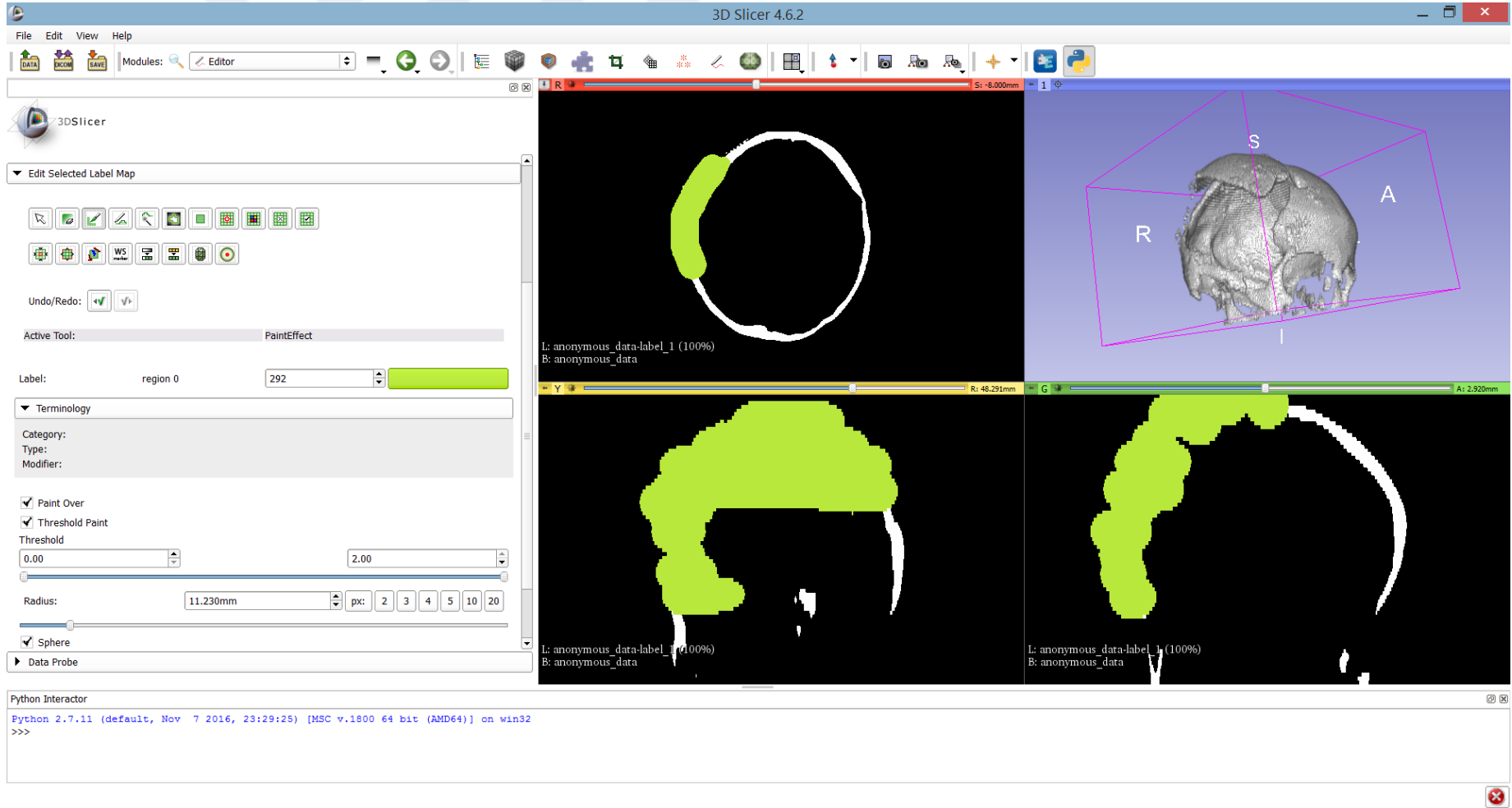


Şekil EK A.1. 3D Slicer Editör Modülü ekranı.

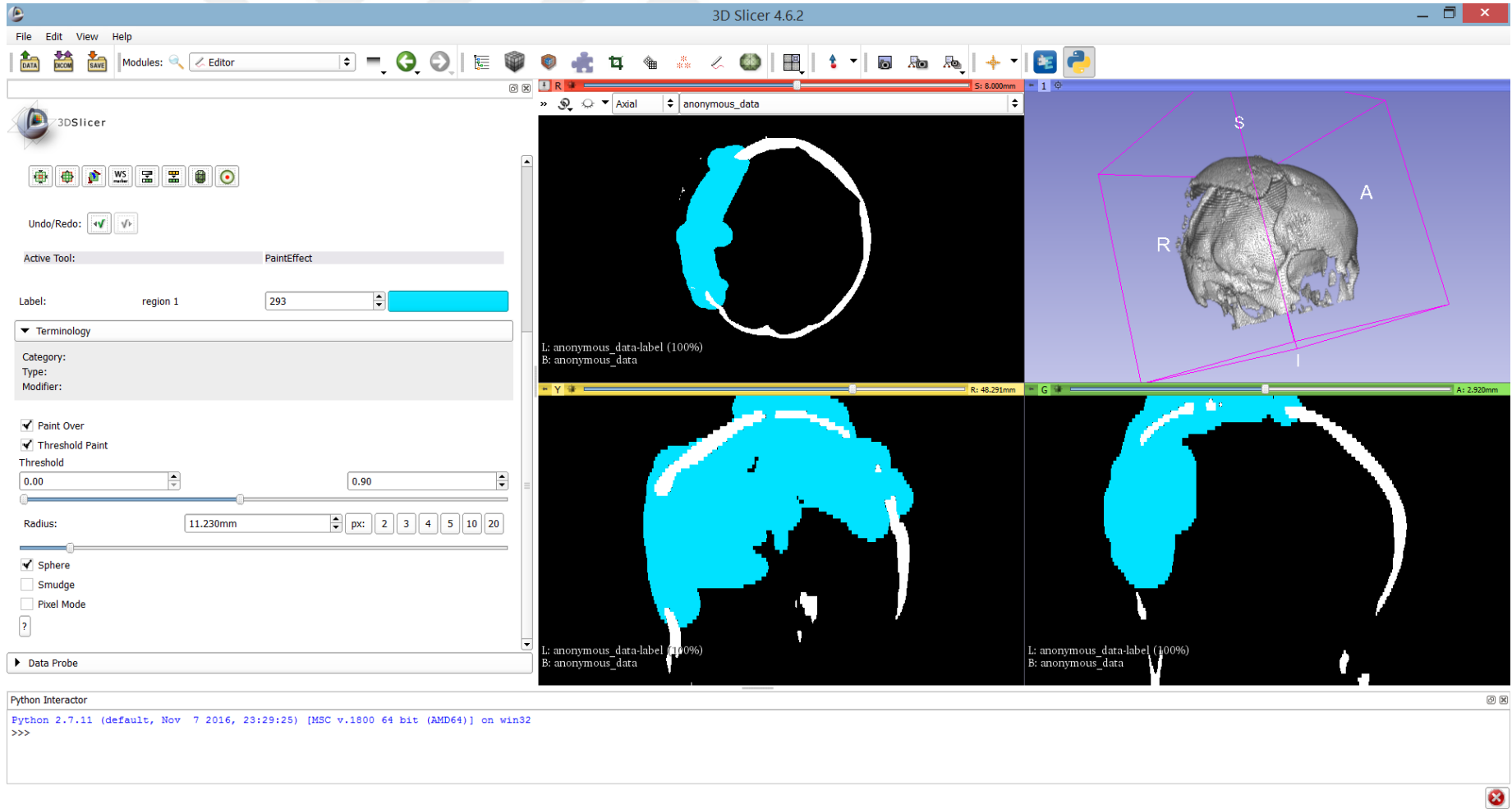
İşaretleme için boyama aracı (“Paint Effect”) seçildikten sonra istenilirse belli aralıktaki voksel değerleri (“Threshold Paint”) veya tüm voksel değerleri üzerine gelecek şekilde maske oluşturulabilir. Her aksiyal kesitte işlem yapmamak için belirtilen çapla birlikte küresel fırça (“Sphere”) seçilebilir. İlgili ayarlar Şekil EK A.2’de gösterilmiştir. Görüntü içinde hesaba katılması istenmeyen kemik doku veya sentetik nesne varsa; tüm voksel değerlerinde, yalnız eksik kısım için çalışılacaksa belirlenen eşik aralığında işaretleme yapılması uygundur. Tüm değerler için yapılan maskeleme Şekil EK A.3’te, yalnız eksik kısım için yapılan maskeleme Şekil EK A.4’te verilmiştir.



Şekil EK A.2. 3D Slicer Editör ayarları.



Şekil EK A.3. Tüm vokselle değerlerine yapılan maskeleme.



Şekil EK A.4. Yalnız eksik kısım için yapılan maskeleme.

Şekil EK A3 ve Şekil EK A.4 arasındaki temel fark ilkinde istenmeyen kısımların ve eksik bölgenin maskelenmesini sağlarken, ikincisinde yalnız eksik kısmın değerlendirme dışında bırakılması (simetri eksenine hesabında) sağlanabilmektedir. İkinci işaretleme kabaca yapılabilsede ilkinde sağlam kemik dokunun seçilmemesi için özen gösterilmelidir.





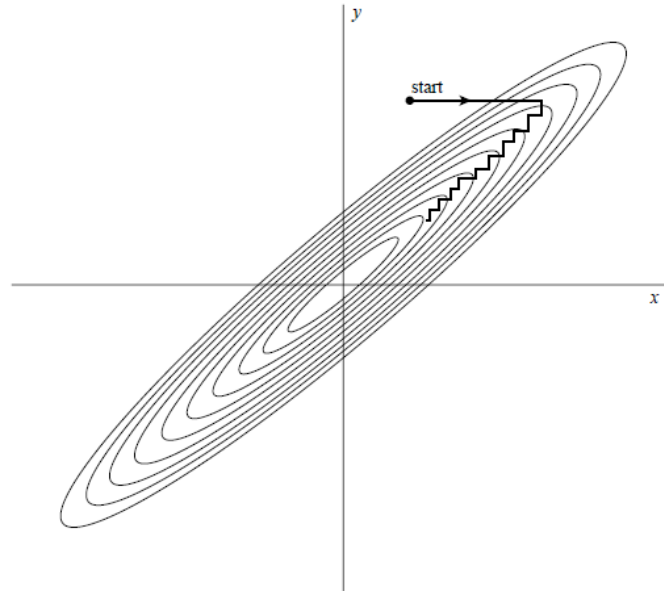
EK AÇIKLAMALAR B.

POWELL'IN EŞLENİK YÖNLERİ METODU

Powell'ın Eşlenik Yönu Metodu (EYM) Michael J. D. Powell tarafından bir fonksiyonun yerel minumum noktasını bulmak için önerilmiş bir algoritmadır. Minimize edilecek fonksiyonun türevlenebilir olmasına gerek yoktur ve algoritmanın hiçbir yerinde türev alınmamaktadır. Minimize edilecek fonksiyonun gerçel değerli ve gerçel değerli sabit sayıda giriş parametresi alması gerekmektedir. Fonksiyon EYM'ye gönderilirken başlangıç durumu ve başlangıç arama vektörleri ile birlikte gönderilir. Arama vektörleri tipik olarak her bir eksene hizalanmıştır [105, 106].

Algoritmaya göre fonksiyon sırayla herbir arama vektörü doğrultusu boyunca tek tek minimize edilir. Yeni durum arama vektörlerinin doğrusal bir kombinasyonu olarak ifade edilebilir. Algoritma anlamlı bir iyileşme olmayana (toleransa göre) veya belirtilen iterasyon sayısına ulaşıncaya kadar tekrar eder. Yöntem sürekli fakat karmaşık yapıdaki fonksiyonların yerel minumumlarının bulunmasında kullanışlıdır [107].

Temel yön ayarlama metotları Şekil EK B.1'de gösterildiği gibi ilerler. Ancak bu uzun süren bir arama yöntemidir. Ayrıca vadi optimum şekilde yönlendirilmediği sürece çok verimsizdir [106].



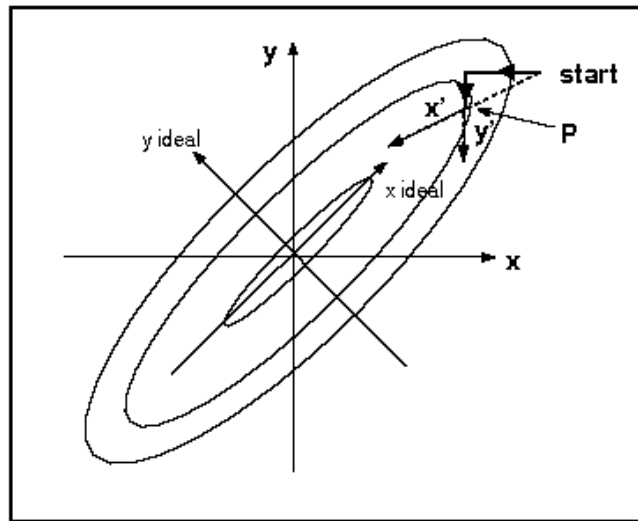
Şekil EK B.1. Koordinat yönlerinde ilerleyen başarılı bir minimizasyon [106].

Vadinin seçilen eksenlerle (x ve y) iyi hizalanmamış, geniş ve uzun olduğu durumda, temel eksenler takip edilmek zorunda olduğundan en küçük değere gitmek için çok sayıda küçük adımla ilerleme sağlanmalıdır. Bu durumda daha mantıklı bir yön seçmek akıllıca olur. EYM tam olarak bunu yapmaktadır. EYM karışıklığa sebep olan yönleri usulen eşlenik yönleri olarak tanımlamaktadır ve minimizasyon doğrultusunda N tane karşılıklı eşlenik yönleri oluşturmaktadır [108]. İyileştirilmiş yöntemin sözde kodu şöyledir [106]:

N karşılıklı eşlenik yönleri olmak üzere \mathbf{u}_i arama vektörlerine taban vektörlerini ilk değer olarak ata, $\mathbf{u}_i = \mathbf{e}_i, i = 1, \dots, N$ ve en küçüklenen f fonksiyonunun azalması durana kadar aşağıdaki adımları tekrarla:

1. Başlangıç konumunu \mathbf{p}_0 olarak kaydet
2. $i = 1, \dots, N$ 'e kadar minimum \mathbf{u}_i yönü boyunca \mathbf{p}_{i-1} 'i ilerlet ve bu noktayı \mathbf{p}_i olarak adlandır.
3. $i = 1, \dots, N - 1$ 'e kadar $\mathbf{u}_i = \mathbf{u}_{i+1}$ olsun.
4. $\mathbf{u}_N = \mathbf{p}_N - \mathbf{p}_0$ olsun.
5. En küçük \mathbf{u}_N yönü boyunca \mathbf{p}_N 'i ilerlet ve bu noktayı \mathbf{p}_0 olarak adlandır.
6. \mathbf{u}_i arama vektörlerine tekrar taban vektörlerini \mathbf{e}_i ata

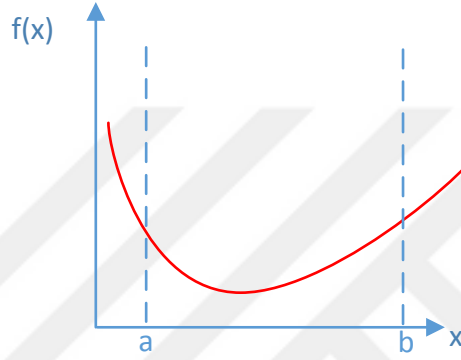
Şekil EK B.2'de EYM'nin eşlenik yönlerini nasıl ayarladığı gösterilmektedir.



Şekil EK B.2. EYM'nin yönerli değiştirme biçimi [108].

Sözde kodun 2. adımında altın kısım arama yöntemi ile çizgi minimizasyonu yapılmaktadır. Buna göre $[a, b]$ geçerli aralığında en küçük nokta bulunmaya çalışılmaktadır. Yöntemin ismi geçerli aralığın altın oran (0.618) ile daraltılmasından kaynaklanmaktadır.

Tek boyutlu $f(x)$ grafiği Şekil EK B.3' deki gibi verilmiş olsun. Çözüm verilen $[a, b]$ aralığında aranmaktadır (Tolerans değeri EYM'den aynen geçirilmektedir). Altın bölümlerle metodunun algoritması şöyledir [106]:

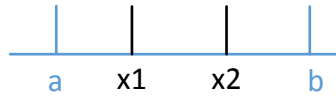


Şekil EK B.3. Örnek $f(x)$ fonksiyonu grafiği.

1. Şekil EK B.4'deki x_1 ve x_2 'yi hesapla

$$x_1 = a + (b - a) * (1 - 0.618)$$

$$x_2 = a + (b - a) * 0.618$$

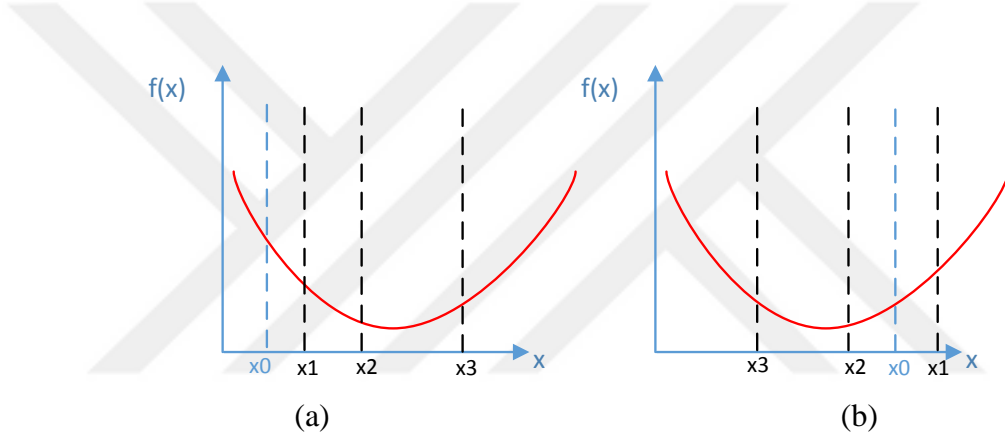


Şekil EK B.4. Geçerli aralığı daraltmak için x_1 ve x_2 'nin konumlanacağı yerler.

2. $f_1 = f(x_1)$ ve $f_2 = f(x_2)$
3. Eğer $f_1 > f_2$ ise sağa doğru kaydır
 $a = x_1$, $x_1 = x_2$, $f_1 = f_2$
 $x_2 = a + (b - a) * 0.618$, $f_2 = f(x_2)$

4. *Değilse ($f_2 > f_1$ ise) sola doğru kaydır*
 $b = x_2, \quad x_2 = x_1, \quad f_2 = f_1$
 $x_1 = a + (b - a) * (1 - 0.618), \quad f_1 = f(x_1),$
5. *Eğer ($b - a$) > Tolerans ise 3. adıma git*
6. *Değilse dur.*

EYM'nin aldığı parametreler içerisinde altın kısım arama yönteminde gereken çalışma aralığı bulunmamaktadır. Bu nedenle çalışma aralığı verilen başlangıç koşullarından oluşturulmaktadır. x_0 başlangıç durumu olmak üzere Şekil EK B.5 a ve b çalışma aralığının nasıl hesaplandığını göstermektedir.



Şekil EK B.5. Geçerli aralığın hesaplanma şekli a) Başlangıç durumu minimumdan küçükse, b) Başlangıç durumu minimumdan büyükse.

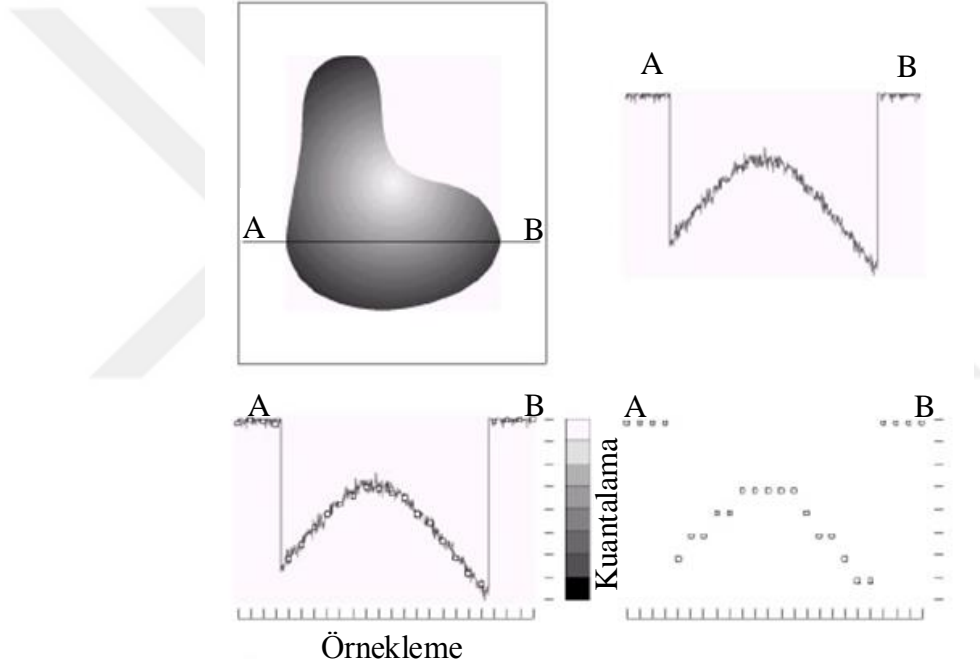
Başlangıç durumundan adım aralığı (stepsize) kadar belli yönde ilerleyerek fonksiyonun aldığı değere bakılmakta, öncekinden küçükse adım aralığı 2 katına çıkarılıp aynı yönde gitmeye devam edilmektedir. Fonksiyonun değeri bir öncekinden büyük çıkarsa orayı bir sınır olarak kabul etmektedir (Şekil EK B.5 a). Eğer Şekil EK B.5 b'deki gibi ters yönde gidilmesi gereken bir durum olursa, adım aralığı (-1) ile çarpılarak yön değiştirilmekte ve ilerleme yine her defasında adım aralığı 2 katına çıkarılarak devam ettirilmektedir. Buna göre her iki şekil için çalışma aralığı $[x_0, x_3]$ olarak belirlenmektedir. Bundan sonra bu aralık her iterasyonda 1 altın oran kadar azaltılarak en küçük değere yakınsanmaya çalışılmaktadır.



EK AÇIKLAMALAR C.

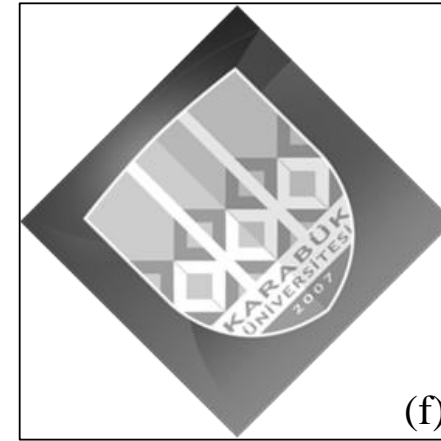
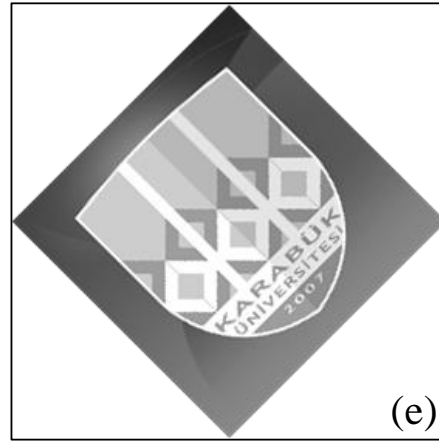
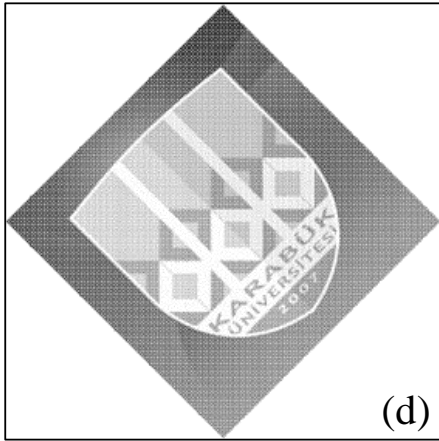
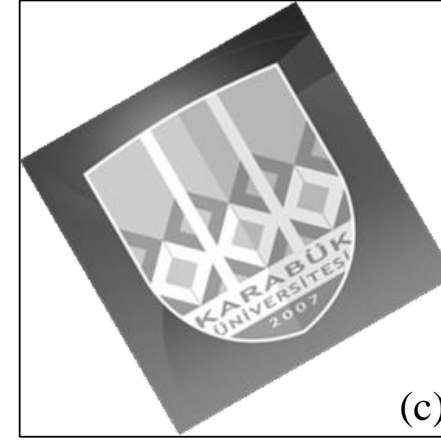
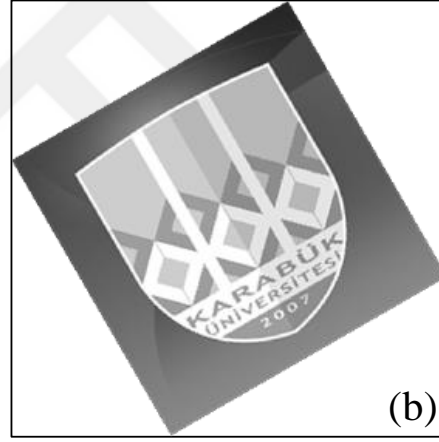
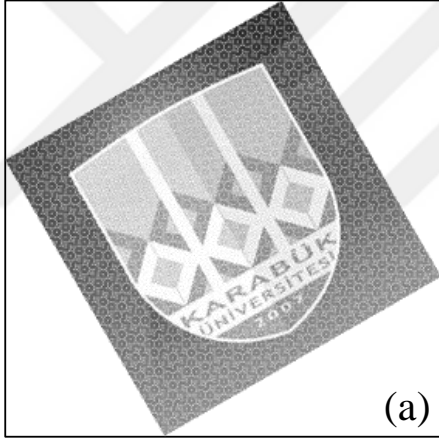
DÖNÜŞÜM İŞLEMİ VE ARADEĞERLEME

Gerçek hayatta bir cismin ötelenmesi, döndürülmesi, cisme yakından veya uzaktan bakmak gibi işlemlerde cisim yapısal olarak herhangi bir değişime uğramaz. Ancak dijital ortamda durum farklıdır. Bilgiler saklanırken sayısal olarak ifade edilmek zorundadır. Bu nedenle görüntüler sürekli uzaydan ayrık uzaya taşınırken örnekleme ve kuantalama işlemleriyle sayısallaştırılır. Örnekleme zaman düzleminde belirli aralıklarla sinyalden örnek alınması olarak tarif edilirken, kuantalama sinyalin kaç farklı seviyede sayısal olarak ifade edileceğini belirler. Şekil EK C.1’de örnekleme ve kuantalama işlemleri gösterilmiştir.



Şekil EK C.1. Sayısal görüntü oluşturma [36].

Elde edilen görüntüye çeşitli dönüşüm işlemleri uygulandığında görüntüyü oluşturan pikseller yer değiştirmektedir. Ancak burada pikselin yeni koordinatı her zaman tam sayı olmamaktadır. Örneğin Şekil EK C.2’de Karabük Üniversitesinin gri logo resmine farklı döndürme işlemleri uygulandıktan sonra elde edilen sonuçlar verilmiştir. İlk satır 30 derece, ikinci satır 45 derecelik döndürülmüş görüntülerdir.



Şekil EK C.2. Döndürme işlemi sonucunda oluşan görüntüler, a,d) giriş görüntüsünden sonuç görüntüsü oluşturma, b,e) sonuç görüntüsüne ters dönüşüm uygulayarak görüntü oluşturma, c,f) sonuç görüntüsüne ters dönüşüm uygulayarak aradeğerleme ile görüntü oluşturma.

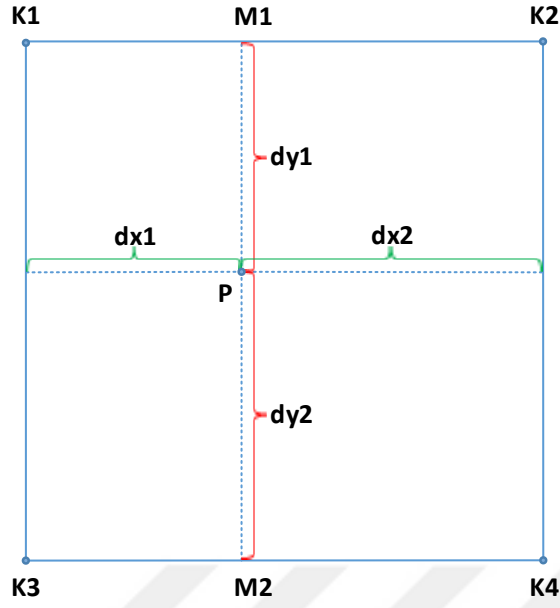
İlk sütunda giriş görüntüsündeki her bir pikselin dönüşümden sonraki koordinatına gidilerek (tam sayı koordinata yuvarlama yapıldıktan sonra) sonuç görüntüsünün piksel değeri olarak kaydedilmiştir. Bu durumda bazı piksellerin boş kaldığı görülmektedir. Bunun sebebi giriş görüntüsündeki birden fazla pikselin koordinatının sonuç görüntüsünde yuvarlamadan kaynaklanan sebeplerle aynı koordinata denk gelmesidir.

İkinci sütunda döndürme işlemi tersten yapılarak, sonuç görüntüsündeki koordinatlara ters dönüşüm uygulanarak sonuç görüntüsündeki koordinatların giriş görüntüsünde hangi koordinatlardan elde edildiği durumdur. Bu durumda da görüntüdeki piksel sayısı artmakla birlikte geçişlerdeki keskinlikten kaynaklanan bozulma rahatsız edici derecededir. Ancak sonuç görüntüsünde boş piksel olmaması öncekinden daha iyi bir durumdur.

Üçüncü ve son sütunda ise sonuç görüntüsüne ters dönüşüm uygulanarak, giriş görüntüsündeki piksellerden ara değerlendirme yaparak sonuç görüntüsündeki yoğunluk değerleri atanmıştır. Geçişlerin yumuşak olması rahatsız edici olan durumu azaltsa da resimdeki toplam piksel sayısı değişmiştir ve sonuç görüntüsü ile giriş görüntüsünün histogramları aynı değildir. Bilimsel çalışmalarda ve endüstriyel uygulamalarda da tercih edilen bu yöntemdir.

Döndürmeye benzer olarak giriş görüntüsü (0,1) açık aralığında bir miktar ötelenirse, görüntünün tüm pikselleri için yine benzer bir tablo ortaya çıkacaktır ve yeni değerler aradeğerleme ile tespit edilecektir. Tam sayılı öteleme ve 90 derecenin katlarındaki döndürme işlemleri haricindeki tüm geometrik dönüşüm işlemlerinde görüntünün yeniden örneklenmesi tavsiye edilir [109, 110].

Literatürde aradeğerleme için önerilmiş farklı yöntemler (çekirdek fonksiyonları) vardır. Örneğin Şekil EK C.3'te gösterilen P pikseli giriş görüntüsünde koordinatları tam sayıya tekabül etmeyen bir veri noktasını ifade etmektedir. K1-K4 ise P noktasının tam sayı koordinatlı komşu piksellerini göstermektedir.



Şekil EK C.3. Koordinatları tam sayı olmayan veri noktası.

P noktasından alınacak örnekleme değeri hesaplanırken farklı yöntemler kullanılabilir. Bunlardan en temel olanları şunlardır:

1. En yakın komşu
2. Doğrusal aradeğerleme
3. Kübik aradeğerleme
4. Yüksek dereceli aradeğerleme (Sinc, spline, lanczos vb.)

En Yakın Komşu algoritmasına göre P'deki değer en yakın komşu olan K1 pikselinin yoğunluk değeri olarak değerlendirilir.

Doğrusal aradeğerlemeye göre yoğunluk değeri Eşitlik EK C.1'ye göre hesaplanır.

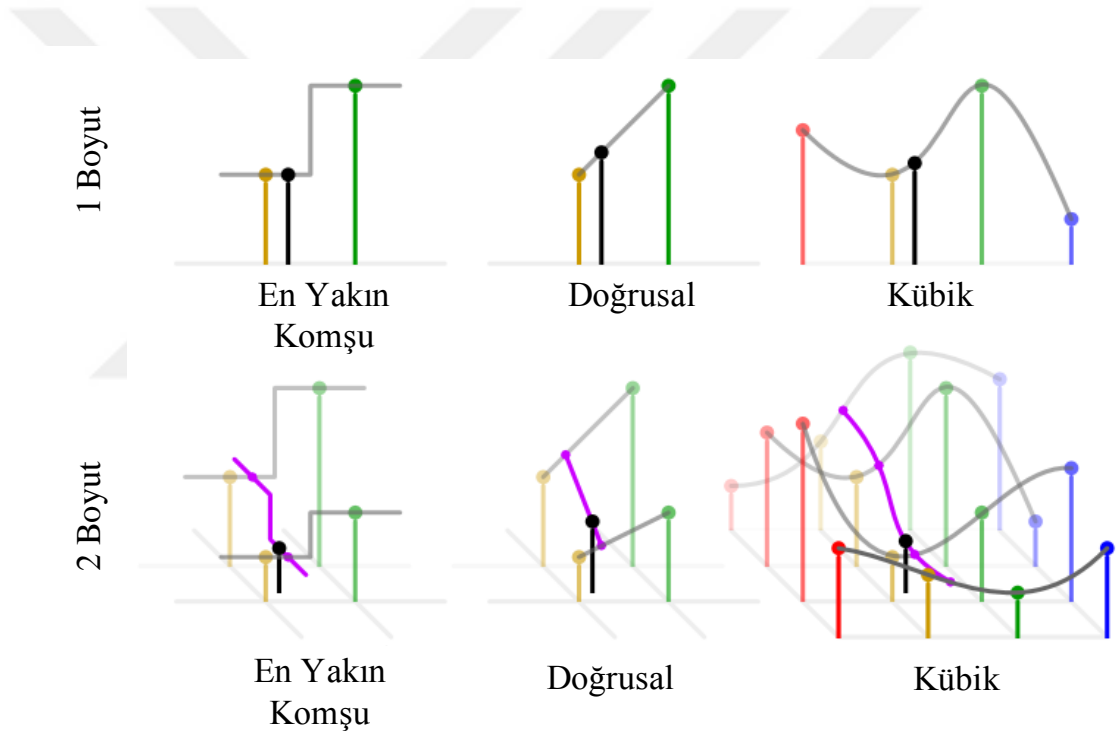
$$P = (K1 * dx_2 + K2 * dx_1) * dy_2 + (K3 * dx_2 + K4 * dx_1) * dy_1 \quad (\text{EK C.1})$$

Buna göre K1 ile K2 piksellerinin uzaklıklarına göre (yakın olanın ağırlığı daha fazla) M1, K3-K4 piksellerinin uzaklıklarına göre M2 değerleri hesaplandıktan sonra düşey uzaklıklara göre M1 ve M2 değerleri kullanılarak P noktasının yoğunluk değeri

hesaplanmış olur. Temel olarak her boyut için 2 komşu veri noktasının kullanıldığı açıkça görülmektedir.

Kübik aradeğerlemede ise 2B görüntüler için (4×4) 16 komşu piksel kullanılır. Aradeğerleme daha yumuşak geçişli olur ve aradeğerleme kusurları daha azdır. Hesaplama zamanının çok önemli olmadığı durumlarda tercih edilebilir.

Şekil C.4'te 1B ve 2B için aradeğerleme yöntemlerinin kıyaslaması görülmektedir. Siyah noktanın aradeğerlemesi kırmızı, sarı, yeşil ve mavi noktalara göre yapılmaktadır.



Şekil EK C.4. Aradeğerleme yöntemlerinin kıyaslanması [111].

Yüksek dereceli aradeğerleme de ise komşu sayısının artması söz konusudur. Derece arttıkça aradeğerleme kusurlarının azaldığı, fakat hesaplama maliyetlerinin de ciddi anlamda arttığı bir durum söz konusu olmaktadır. Teorik olarak en iyi aradeğerleme sonsuz sayıda komşuya göre hesaplanan sinc fonksiyonu ile olmaktadır [109, 112]. Ancak tüm aradeğerleme yöntemleri görüntüyü az veya çok yumuşatır. Keskin kenarlı ve yüksek kontrastlı görüntüler bu durumdan en çok etkilenenleridir [109].

Doğrusal aradeğerleme çalışmalarda en çok tercih edilen yöntem olmuştur [86]. Bunun sebebi ihtiyaç duyduğu sistem kaynağı ve hesaplama maliyetinden doğan zaman kısıtıdır. Bilgisayarların işlem gücünün ve kapasitesinin artmasıyla hesapsal maliyeti yüksek olan yöntemlerin kullanımı da yaygınlaşmaktadır.



ÖZGEÇMİŞ

Ferhat ATASOY 1984 yılında Ankara’da doğdu; ilk ve orta öğrenimini aynı şehirde tamamladı. Türk Telekom Anadolu Meslek Lisesi Telekomünikasyon Bölümü’nden 2002 yılında mezun oldu. 2003 yılında Gazi Üniversitesi Teknik Eğitim Fakültesi Elektronik-Bilgisayar Eğitimi Bölümü’nde öğrenime başlayıp 2008 yılında onur derecesi ile mezun oldu. 2008 yılında Karabük Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Bilgisayar Mühendisliği Donanım Anabilim Dalı’nda Araştırma Görevlisi olarak göreve başladı. Aynı yıl Gazi Üniversitesi Bilişim Enstitüsünde başladığı yüksek lisans eğitimini Karabük Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Bilgisayar Mühendisliği’nde tamamladı. Karabük Üniversitesi Uzaktan Eğitim Uygulama ve Araştırma Merkezi’nin kuruluşunda sistem kurulumu ve bakımında görev aldı. Halen Karabük Üniversitesi Bilgi İşlem Daire Başkanlığı’nda uzaktan eğitim sunucularının sistem yöneticiliği görevine devam etmektedir. Evli ve iki kız çocuğu babasıdır.

ADRES BİLGİLERİ

Adres : Karabük Üniversitesi
Bilgi İşlem Daire Başkanlığı
Balıklarkayası Mevkii / KARABÜK

Tel : +90 (555) 520 97 57

E-posta : ferhat.atasoy@gmail.com, ferhatatasoy@karabuk.edu.tr