

**ANKARA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

RADYOTERAPİ FİLM DOZİMETRİ SİSTEMİ

Alper PAHSA

BİLGİSAYAR MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

**ANKARA
2007**

Her hakkı saklıdır

Prof.Dr.Baki KOYUNCU Danışmanlığında, Alper PAHSA tarafından hazırlanan “**Radyoterapi Film Dozimetri Sistemi**” adlı tez çalışması 02/02/2007 Tarihinde aşağıdaki jüri tarafından oy birliği ile Ankara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı’nda **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Başkan: Prof. Dr. Baki KOYUNCU
Ankara Üniversitesi Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı

Üye : Doç.Dr. Kaan OYSUL
Gülhane Askeri Tıp Akademisi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı

Üye : Yrd.Doç. Refik SAMET
Ankara Üniversitesi Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı

Yukarıdaki sonucu onaylarım.

Prof.Dr.Ülkü MEHMETOĞLU
Enstitü Müdürü

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

RADYOTERAPİ FİLM DOZİMETRİ SİSTEMİ

Alper PAHSA

Ankara Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Baki KOYUNCU

Bu çalışmada amaç, beyin tümörlü hastaların tedavi planlaması sırasında teşhislerinde kullanılan bilgisayarlı tomografi ya da manyetik rezonans görüntülerinde tümörlü beyin dokularının sağlıklı dokulardan tam olarak ayrılabilmesi için sınır noktalarının ortaya çıkarılması ve radyoterapi sırasında kanserli hastaya verilen radyasyon dozlarının görüntülerden elde edilmesidir. Bu sebeple sayısal sayısal görüntü işleme teknikleri kullanılarak bir radyoterapi film dozimetri sistem yazılımı tasarlanmış ve geliştirilmiştir. Çalışmada hesaplamaların daha kolay işlenebilmesi için 8-bitlik gri skala yani siyah-beyaz renk değerleri baz alınmıştır. Yazılımın içerisinde beyin tomografi kesit görüntülerinin gri skala renk değerleri okunarak matris halinde yazılım içindeki dahili hafızada tutulmuştur. Bu çalışma iki ana adımdan oluşmaktadır. İlk adımda 2 boyutlu beyin kesit görüntüsünden 3 boyutlu yüzey profil grafikleri ortaya çıkarılarak, tümörlü dokuların detaylı olarak incelenmesi sağlanmıştır. Beyin kesit görüntülerinden elde edilen renk değerleri yazılım tarafından 3 boyutlu düzlemde profil doğruları olarak çizdirilerek 3 boyutlu beyin yüzey görüntüsü elde edilmiştir. Geliştirilen yazılımda 3 boyutlu beyin yüzey kesit görüntüsüne 360 derecelik rotasyon, büyültme ve küçültme özelliği ve iki boyutlu beyin kesit görüntüsü üzerinde seçilen bir bölgenin 3 boyutlu yüzey görüntüsünün ortaya çıkarılması sağlanmıştır. Ayrıca iki adet 2 boyutlu beyin kesit görüntüleri arasındaki fark ile bunlar üzerinde seçilen bir bölgeye ait farkın da 3 boyutlu koordinat sistemi üzerindeki yüzey görüntüsü ortaya çıkarılmıştır. İkinci aşamada ise beyin tomografi görüntülerinden elde edilen gri skala renk değer matrisleri, bu değerlerden hesaplanmış olan algılanan parlaklık (luminans), optik yoğunluk ve göreceli radyasyon doz değerleri hesaplanmıştır. Beyin kesit görüntüsü üzerinde, görüntünün üzerine konumlandırılmış olan referans maske görüntüsü tanımlanmıştır. Yine aynı boyuta sahip olan ve beyin kesit görüntüsünde doktor onayı alınarak tanımlanmış olan sağlıklı doku bölgelerinden referans maske görüntüsü kesilmiştir. Beyin kesit görüntü renk değerlerinden hesaplanmış olan algılanan parlaklık (luminans), optik yoğunluk ve göreceli radyasyon doz değer matrisleri olarak yazılımın dahili hafızasında saklanmıştır. Bu değerler referans maske içinde ayrıca hesaplanmıştır. Örnek maske, beyin kesit görüntüsü üzerinde yatay ekseninde klavye ile hareket ettirilerek konumlandırıldığı noktalara karşılık gelen yukarıdaki matris değerleri ile referans maskenin ilgili hesaplanan matris değerleri arasında korelasyon yapılmıştır. Bu işlemde aynı değerlere sahip matrisler arasındaki korelasyon minimum, farklı değerlere sahip matris değerleri ise maximum korelasyonu vermiştir. Korelasyon işlemi sonucunda, korelasyon katsayı matrisi ortaya çıkarılarak, matrisin ortalaması alınmıştır. Ortalama sonucu kullanılan, yazılımda kullanılan maskelerin boyutlarının orta noktalarının çakışımına karşılık gelen iki boyutlu koordinat düzleminde grafiksel olarak gösterilmiştir. Bu grafikte çizilen noktalardan maksimum olanları, beyin kesit görüntülerindeki tümörlü doku ile hastalıklı doku arasındaki geçişleri göstermektedir. Daha sonra elde edilen maksimum noktalara tekamül eden beyin kesit görüntüsündeki koordinat noktalarından yararlanılarak beyin tümörlü dokuların kontur görüntüleri üretilmiştir. Bu kontur noktalarından en dış çevresindeki noktaları, beyin kesit görüntüsündeki tümörlü dokuların, sağlıklı dokular içindeki sınır noktalarına karşılık geldiği ortaya çıkmıştır.

2007, 105 sayfa

Anahtar Kelimeler: Radyasyon Dozimetre, Görüntü Korelasyonu, Kontur Profilleme, Algılanan Parlaklık (Luminans), Optik Yoğunluk, Göreceli Radyasyon

ABSTRACT

MSc. Thesis

RADIATION FILM DOSIMETRY SYSTEM

Alper PAHSA

Ankara University
Graduate School of Natural and Applied Sciences
Department of Computer Engineering

Supervisor: Prof.Dr. Baki Koyuncu

Motivation of this work concentrates on finding a method that helps to surgeons and radiotherapy planners for detecting the brain tumor regional boundaries in healthy tissues with a precise manner on brain slice (either a computed tomography or magnetic resonance image) images during the diagnosis process and extracting the relative radiation doses (given in radiotherapy) from image pixel information. For this reason, a software application was developed. In this software image processing techniques has been applied to detect the boundary points of brain tumor regions in healthy tissues. Initially 8-bit gray scale images were parsed by the designated software application. For the sake of simplicity, 8-bit gray scale image was used during the work process. Gray scale intensity amplitude values were stored in a local memory of the software as a matrix form. This study was performed in two parts. Initial part of the work included generation of 3D graphs of the brain slice images to view the details of a tumor tissue in healthy brain tissues. Gray scale intensity amplitudes were plotted as 2D intensity profile lines in 3D axis coordinates. So that a 3D mesh of a brain slice image was generated. 360 degree rotation, zooming and 3D generation of a cropped region from the brain slice image attributes were added to the software application. Furthermore difference of the two brain slice images and the difference of two cropped regions from the two brain slice images were plotted as a 3D mesh form. In second part of the study, brain tumor detection system has been implemented based on brain slice image intensity information, computed relative radiation dose, optical density and perceived brightness (luminance) by using image correlation techniques. For this software application, a sample mask and a reference mask images were defined. Sample mask image was used to traverse the brain slice image. A reference mask image was cropped from the healthy tissue regions of brain slice images which were verified by the medical doctors. As the sample mask moved on the brain slice image horizontally, its covered region local intensity amplitudes during the motion, were extracted and stored in local memory of the software. An image correlation was performed between the sample mask and the reference mask to generate correlation coefficient matrices of the intensity amplitudes. Same operation was performed on the perceived brightness (luminance), optical density and relative radiation dose values. These values were computed from the intensity amplitude information of the brain slice image. Correlation coefficient matrices were averaged to generate points that were plotted to the corresponding intersection of the used masks middle points that were graphs were plotted against the coordinates which were correspondent to the intersection point of used masks middle point coordinates. Plotted point graphs were indicated the maximum peaks which represent the transitions between the dissimilar healthy/tumor regions on brain slice image. According to the correlation theory maximum peaks indicated the similarity and minimum points showed the dissimilar points. From these graphs, transition peaks were scanned and stored into a contour matrix to create contour boundary graph of the brain tumor regions detected in the healthy tissue regions on brain slice images. When compared to other pattern extraction and identification techniques, this study was an efficient way to recognize the dissimilarities in the image. Perceived brightness (luminance), optical density and relative radiation dose information had a direct impact on the contour extraction of the tumors in the brain. This, in return, gave the surgeon a digital positioning data for the tumor. He was able to interface this digital data to his numerical control devices such as robot arms so that the tumor could be removed precisely and accurately.

2007, 105 pages

Key Words : Radiation Dosimetry, Image Correlation, Contour Profiling,, Perceived Brightness (luminance), Optical Density, Relative Radiation

TEŞEKKÜR

Çalışmalarımı yönlendiren, araştırmalarımın her aşamasında bilgi, öneri ve yardımlarını esirgemeyerek akademik ortamda olduğu kadar beşeri ilişkilerde de engin fikirleriyle yetişme ve gelişmeme katkıda bulunan danışman hocam ve bölüm başkanımız sayın Prof. Dr. Baki Koyuncu'ya, çalışmalarım süresince pratik bilgi ve tecrübelerini paylaşan Doç. Dr. Bahar Dirican ve Doç. Dr. Kaan Oysul'a, projenin uygulanabilmesi için gerekli olan malzeme, laboratuvar ve teknik ekipman kullanmama izin veren Gülhane Askeri Tıp Akademisi Radyasyon Onkoloji Anabilimdalı başkanı Doç. Dr. Murat Beyzadeoğlu'na, çalışmalarım süresince maddi manevi desteklerini esirgemeyen ve birçok fedakarlıklar göstererek beni destekleyen aileme ve işarkadaşlarıma en derin duygularla teşekkür ederim.

Alper PAHSA
Ankara, Őubat 2007

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT.....	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
SİMGELER DİZİNİ.....	v
KISALTMALAR DİZİNİ.....	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	vii
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	xiii
1. GİRİŞ.....	1
2. KURAMSAL TEMELLER.....	3
2.1 3-Boyutlu Ağ Grafiği.....	4
2.2 Görüntü Korelasyonu.....	7
2.3 Algılanan Parlaklık (Luminans).....	10
2.4 Optik Yoğunluk.....	13
2.5 Radyasyon Dozimetri.....	17
3. MATERYAL VE YÖNTEM.....	21
3.1 Materyal.....	21
3.2 Yöntem.....	22
3.2.1 3 Boyutlu Yüzey Grafiğinin Çizdirilmesi.....	25
3.2.2 Görüntü Korelasyonu Yöntemi ile Sağlıklı ve Tümörlü Beyin Doku Ayrımı.....	40
3.2.2.1 Sayısal Renk Değerleri Kullanılarak Görüntü Korelasyon Yöntemi ile Sağlıklı ve Tümörlü Beyin Dokusu Ayrımı.....	43
3.2.2.2 Algılanan Parlaklık (Luminans) Değerleri Kullanılarak Görüntü Korelasyon Yöntemi ile Sağlıklı ve Tümörlü Beyin Dokusu Ayrımı.....	50
3.2.2.3 Optik Yoğunluk Değerleri Kullanılarak Görüntü Korelasyon Yöntemi ile Sağlıklı ve Tümörlü Doku Ayrımı.....	57
3.2.2.4 Radyasyon Dozimetri Sistemi Kullanılarak Görüntü Korelasyon Yöntemi ile Sağlıklı ve Tümörlü Doku Ayrımı.....	64
4. BULGULAR VE TARTIŞMA.....	73
5. SONUÇ.....	88
KAYNAKLAR.....	91
EKLER	
Ek-1 Sonuç Tabloları.....	95
Ek-2 Geliştirilen Yazılıma Ait Görüntüler.....	99
ÖZGEÇMİŞ.....	105

SİMGELER DİZİNİ

C/C++	C ya da C++ Programlama Dilleri
PS/2	Personal System 2 (Mouse Port)
KG	Kütle birimi-Kilogram
Joule	Enerji birimi
Log_{10}	10'luk tabanda logaritma fonksiyonu
E	Doğal logaritma fonksiyonu
Gamm	gamma fonksiyonu

KISALTMALAR DİZİNİ

BT	Bilgisayar Tomografisi
BMP	Bitmap görüntü formatı
ROD	Relative Optical Density(Göreceli Optik Yoğunluk)
MR	Manyetik Rezonans
MS	Microsoft
RAD	Rapid Application Developer
RAM	Random Access Memory
XP	Experienced
AGP	Accelerated Graphics Port
USB	Universal Serial Bus
CCD	Charged Coupled Device
LCD	Liquid Crystal Display
TAEK	Türkiye Atom Enerjisi Kurumu

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1 Radyasyoterapi film dozimetri sistemi yazılımı.....	4
Şekil 2.1.1 Yüzey alan grafikleriyle oluşturulan 3 boyutlu ağ grafığı ve düğüm noktaları	5
Şekil 2.1.2 Karınca problemi algoritması ile 3 boyutlu ağ grafığı.....	6
Şekil 2.1.3 Hacimsel 3 boyutlu ağ grafığı oluşumu.....	6
Şekil 2.2.1 Arama matrisi ve görüntü üzerindeki gösterimi.....	8
Şekil 2.2.2 $f(x,y)$ matrisi ile $h(x,y)$ arasındaki ters ilişki (görüntü korelasyonu) algoritması.....	9
Şekil 2.2.3 a) 3×3 sayısal renk değerleri matrisi ile üzerindeki bulunan b) referans matrisi arasındaki c) ters ilişki (görüntü korelasyon) matrisi.....	12
Şekil 2.3.1 Farklı film karakteristik eğrileri için gamma değerleri.....	13
Şekil 2.3.2 a) 0-255 aralıklı 8 bit 3×3 boyutlu gri renk skalasında renk yoğunluk değerler matrisi ve ona ait b) algılanan parlaklık (luminans) değerleri.....	13
Şekil 2.4.1 Film üzerinde renk yoğunlukları ile logaritmik tabanda ışınlama doz değeri arasındaki ilişki (X-Işını Filminin Karakteristik Eğrisi).....	15
Şekil 2.4.2 Optik yoğunluğun film üzerinde gösterimi.....	15
Şekil 2.4.3 a) 0-255 aralıklı 8 bit 3×3 boyutlu gri renk skalasında renk yoğunluk değerler matrisi ve ona ait optik yoğunluk değerleri.....	16
Şekil 2.5.1 Radyoterapi ışın cihazı.....	18
Şekil 2.5.2 a) 0-255 aralıklı 8 bit 3×3 boyutlu gri renk skalasında renk yoğunluk değerler matrisi ve üzerinden hesaplanan b) göreceli radyasyon dozu değerleri.....	20

Şekil 3.2.1 Radyasyon film dozimetri sistemi çözüm yöntemleri ve alt İşlemleri.....	24
Şekil 3.2.2 256X256'lık bitmap bilgisayar tomografi dosyasının açılması.....	25
Şekil 3.2.3 Bilgisayar tomografi görüntüsünün izlenmesi.....	25
Şekil 3.2.4 256x256'lık bilgisayar tomografi görüntüsünün 8x8'lik matrisi.....	26
Şekil 3.2.5 Test görüntüsü için lokal hafızadan yer ayrılması.....	27
Şekil 3.2.6 Kullanıcının test görüntüsünden bir satır seçimi.....	27
Şekil 3.2.7 Test görüntüsü tek boyutlu renk yoğunluk profili.....	28
Şekil 3.2.8 Birden çok satır seçimi ve profil çizimleri.....	28
Şekil 3.2.9 Tipik bir BT görüntüsü ve tek boyutlu profil çizimi.....	29
Şekil 3.2.10 Test görüntüsü ve 3 boyutlu çizim kontrolleri.....	30
Şekil 3.2.11 BT görüntüsünün 3 boyutlu yüzey ağ çizimi.....	30
Şekil 3.2.12 Tipik bir BT görüntüsü.....	31
Şekil 3.2.13 BT görüntüsünün tüm olarak 3 boyutlu ağ yüzey çizimi.....	31
Şekil 3.2.14 Test görüntüsünde seçili alan ve o alanın 3 boyutlu ağ yüzey çizimi.....	32
Şekil 3.2.15 BT görüntüsünde seçili alan ve o alanın 3 boyutlu ağ yüzey çizimi.....	33
Şekil 3.2.16 BT görüntüsü ve 3 boyutlu ağ yüzey çizimi.....	34
Şekil 3.2.17 Aynı hastaya ait beyin tümörlü iki beyin kesit bilgisayar tomografi görüntüsü.....	35
Şekil 3.2.18 Aynı hastaya iki beyin kesit görüntüsü arasındaki farkın 3 boyutlu ağ yüzey çizimi.....	36
Şekil 3.2.19 Tümörlü beyin kesit görüntüleri üzerinde eşgüdümlü olarak seçilmiş iki alan görüntüsü.....	37
Şekil 3.2.20 Seçili iki alan görüntüsü arasındaki farkın 3 boyutlu ağ yüzey çizimi gösterimi.....	37
Şekil 3.2.21 3 boyutlu ağ yüzey profil grafiği çıkarılması için kullanılan çözüm yöntemlerini gösteren iş akış diyagramı.....	39

Şekil 3.2.2.1 Referans maske hazırlamak için kullanılan çözüm yönteminin iş akış şeması.....	41
Şekil 3.2.2.2 Test motif görüntüsü üzerinden çıkarılan referans maske için referans maske hazırlama programındaki görüntüsü.....	42
Şekil 3.2.2.3 Ana programda kullanılacak olan test görüntüsünden elde edilecek referans maskenin çıkarımı için kullanılan referans maske hazırlama programındaki görüntüsü.....	42
Şekil 3.2.2.1.1 Sayısal renk değerleri ile yapılan 10x10 referans maske ile şablon maske arasındaki görüntü korelasyon işlemi ile ortaya çıkan 3 boyutlu korelasyon katsayı profili	46
Şekil 3.2.2.1.2 Sayısal renk (piksel) değerleri ile görüntü korelasyonu kullanılarak elde edilen beyin tümörlü dokuların sınırlarının çıkarılması işlemi ile ilgili akış diyagramı.....	47
Şekil 3.2.2.1.3 Sayısal renk değerleri ile yapılan görüntü korelasyon işlemi ile elde edilen beyin tümörü sınır değerleri beyaz renkli alanda gösterilmiştir. Sağdaki iki boyutlu grafik ise yatay eksene karşılık gelen korelasyon katsayı noktalarının aralarında 10'ar koordinat eksenini adım aralığı kaydırılarak çizdirilen 2 boyutlu grafiğidir.....	48
Şekil 3.2.2.1.4 İki renkten oluşan test üçgen referans görüntüsü, sayısal renk değerleri kullanılarak yapılan görüntü korelasyon algoritması ile çizdirilmiş olan korelasyon katsayısı profil grafiği ve bu grafikte çizdirilmiş olan sınır konturları profil grafiği.....	49
Şekil 3.2.2.1.5 İki renk ve iç içe oluşmuş çemberlerden oluşan test referans görüntüsü, sayısal renk değerleri kullanılarak yapılan görüntü korelasyon algoritması ile çizdirilmiş olan korelasyon katsayısı profil grafiği ve bu grafik ile çizdirilmiş olan sınır konturları profil grafiği.....	49
Şekil 3.2.2.2.1 Gri skala Mach bandı renk modeli ile bu modelin profil grafiği.....	51

Şekil 3.2.2.2.2 Eşdüzey kontrast' a örnek grafikler; tüm büyü karelerin içindeki küçük kareler aynı renk değerine sahipken dışarıya doğru çıktıkça daha açık görünmektedir.....	52
Şekil 3.2.2.2.3 Algılanan parlaklık (luminans) değerleri ile yapılan 10x10 referans maske ile şablon maske arasındaki görüntü korelasyon işlemi ile ortaya çıkan 3 boyutlu korelasyon katsayı profili.....	53
Şekil 3.2.2.2.4 Algılanan parlaklık (Luminans) değerleri ile görüntü korelasyonu kullanılarak elde edilen beyin tümörlü dokuların sınırlarının çıkarılması işlemi ile ilgili akış diyagramı.....	54
Şekil 3.2.2.2.5 Algılanan parlaklık (Luminans) değerleri ile yapılan görüntü korelasyon işlemi ile elde edilen beyin tümörü sınır değerleri beyaz renkli alanda gösterilmiştir. Sağdaki iki boyutlu grafik ise yatay eksene karşılık gelen korelasyon katsayı , noktalarının aralarında 10'ar koordinat eksenini adım aralığı kaydırılarak çizdirilen 2 boyutlu grafiğidir.....	55
Şekil 3.2.2.2.6 Algılanan parlaklık (Luminans) değerleri ile yapılan görüntü korelasyon işlemi ile elde edilen test görüntü üçgen motifinin korelasyon profil grafiği ile sınır kontur görüntüsü.....	56
Şekil 3.2.2.2.7 Algılanan parlaklık (luminans) değerleri ile yapılan görüntü korelasyon işlemi ile elde edilen test görüntü motiflerinden biri ile yapılan korelasyon profil grafiği ile sınır kontur görüntüsü.....	56
Şekil 3.2.2.3.1 Optik yoğunluk ton skalası.....	58
Şekil 3.2.2.3.2 Optik yoğunluk değerleri ile yapılan 10x10 referans maske ile şablon maske arasındaki görüntü korelasyon işlemi ile ortaya çıkan 3 boyutlu korelasyon katsayı profili.....	60
Şekil 3.2.2.2.3 Optik Yoğunluk değerleri ile görüntü korelasyonu kullanılarak elde edilen beyin tümörlü dokuların sınırlarının çıkarılması işlemi ile ilgili akış diyagramı.....	61

Şekil 3.2.2.3.4 Optik yoğunluk değerleri ile yapılan görüntü korelasyon işlemi ile elde edilen beyin tümörü sınır değerleri beyaz renkli alanda gösterilmiştir. Sağdaki iki boyutlu grafik ise yatay eksene karşılık gelen korelasyon katsayı noktalarının aralarında 10'ar koordinat ekseni adım aralığı kaydırılarak çizdirilen 2 boyutlu grafiğidir.....	62
Şekil 3.2.2.3.5 Optik yoğunluk değerleri ile yapılan görüntü korelasyon işlemi ile elde edilen test görüntü üçgen motifinin korelasyon profil grafiği ile sınır kontur görüntüsü.....	63
Şekil 3.2.2.3.6 Optik yoğunluk değerleri ile yapılan görüntü korelasyon işlemi ile elde edilen test görüntü çember ve iç üçgenden oluşan motifinin korelasyon profil grafiği ile sınır kontur görüntüsü.....	63
Şekil 3.2.2.4.1 3x3 boyutlu referans maske a) sayısal renk değerleri b) sayısal renk değerlerinden hesaplanarak elde edilen göreceli piksel boyutlu radyasyon doz miktarları, c) 35x35 cm'lik gerçek film boyutunda sayısal renk değerleri tarafından referans maske cm'ye çevrilmiş olan sayısal renk değerlerinin göreceli radyasyon dozun'a çevrilmiş halidir.....	67
Şekil 3.2.2.4.2 Göreceli radyasyon dozu değerleri ile yapılan 10x10 referans maske ile şablon maske arasındaki görüntü korelasyon işlemi ile ortaya çıkan 3 boyutlu korelasyon katsayı profili.....	68
Şekil 3.2.2.4.3 Göreceli radyasyon doz değerleri ile görüntü korelasyonu kullanılarak elde edilen beyin tümörlü dokuların sınırlarının çıkarılması işlemi ile ilgili akış diyagramı.....	70
Şekil 3.2.2.4.4 Göreceli radyasyon dozu değerleri ile yapılan görüntü korelasyon işlemi ile elde edilen beyin tümörü sınır değerleri beyaz renkli alanda gösterilmiştir. Sağdaki iki boyutlu grafik ise yatay eksene karşılık gelen korelasyon katsayı noktalarının aralarında 10'ar koordinat ekseni adım aralığı kaydırılarak çizdirilen 2 boyutlu grafiğidir.....	71

Şekil 3.2.2.4.5 Göreceli radyasyon dozu değerleri ile yapılan görüntü korelasyon işlemi ile elde edilen test görüntü çember ve iç üçgenden oluşan motifinin korelasyon profil grafiği ile sınır kontur görüntüsü.....	72
Şekil 4.1 Beyin tümörlü BT görüntü kesiti ve ona ait 3 boyutlu ağ profil grafiği.....	74
Şekil 4.2 Beyin tümörlü BT kesit görüntüsü, tümörlü dokuya ait korelasyon katsayı profil grafiği ile sınır kontur grafiği.....	75

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.3.1 Optik yoğunluk şiddeti ve iletilen şiddet yüzdeleri.....	14
Çizelge 4.2 Karşılaştırma için kullanılan 3x3 boyutlu referans maske ve ona ait sayısal renk değerleri.....	76
Çizelge 4.3 Karşılaştırma için kullanılan 10x10 boyutlu referans maske ve ona ait sayısal renk değerleri.....	76
Çizelge 4.4 Karşılaştırma için kullanılan 15x15 boyutlu referans maske ve ona ait sayısal renk değerleri.....	77
Çizelge 4.5 Karşılaştırma için şablon maskenin yatay eksen hareketine başladığı başlangıç koordinatları.....	78
Çizelge 4.6.a) 3x3 boyutlu referans maske ve şablon maske kullanılarak sayısal renk değerleri ile görüntü korelasyonu yöntemiyle elde edilen tümör en sol duvar ve en sağ duvar sınır koordinatları.....	78
Çizelge 4.6.b) 10x10 boyutlu referans maske ve şablon maske kullanılarak sayısal renk değerleri ile görüntü korelasyonu yöntemiyle elde edilen tümör en sol duvar ve en sağ duvar sınır koordinatları.....	79
Çizelge 4.6.c) 15x15 boyutlu referans maske ve şablon maske kullanılarak sayısal renk değerleri ile görüntü korelasyonu yöntemiyle elde edilen tümör en sol duvar ve en sağ duvar sınır koordinatları.....	79
Çizelge 4.7.a) 3x3 boyutlu referans maske ve şablon maske kullanılarak algılanan parlaklık değerleri ile görüntü korelasyonu yöntemiyle elde edilen tümör en sol duvar ve en sağ duvar sınır koordinatları.....	80
Çizelge 4.7.b) 10x10 boyutlu referans maske ve şablon maske kullanılarak algılanan parlaklık değerleri ile görüntü korelasyonu yöntemiyle elde edilen tümör en sol duvar ve en sağ duvar sınır koordinatları.....	81
Çizelge 4.7.c) 15x15 boyutlu referans maske ve şablon maske kullanılarak algılanan parlaklık değerleri ile görüntü korelasyonu yöntemiyle elde edilen tümör en sol duvar ve en sağ duvar sınır koordinatları.....	81

Çizelge 4.8.a) 3x3 boyutlu referans maske ve şablon maske kullanılarak optik yoğunluk değerleri ile görüntü korelasyonu yöntemiyle elde edilen tümör en sol duvar ve en sağ duvar sınır koordinatları.....	82
Çizelge 4.8.b) 10x10 boyutlu referans maske ve şablon maske kullanılarak optik yoğunluk değerleri ile görüntü korelasyonu yöntemiyle elde edilen tümör en sol duvar ve en sağ duvar sınır koordinatları.....	82
Çizelge 4.8.c) 15x15 boyutlu referans maske ve şablon maske kullanılarak optik yoğunluk değerleri ile görüntü korelasyonu yöntemiyle elde edilen tümör en sol duvar ve en sağ duvar sınır koordinatları.....	83
Çizelge 4.9.a) 3x3 boyutlu referans maske ve şablon maske kullanılarak göreceli radyasyon dozu değerleri ile görüntü korelasyonu yöntemiyle elde edilen tümör en sol duvar ve en sağ duvar sınır koordinatları.....	84
Çizelge 4.9.b) 10x10 boyutlu referans maske ve şablon maske kullanılarak göreceli radyasyon dozu değerleri ile görüntü korelasyonu yöntemiyle elde edilen tümör en sol duvar ve en sağ duvar sınır koordinatları.....	84
Çizelge 4.9.c) 15x15 boyutlu referans maske ve şablon maske kullanılarak göreceli radyasyon dozu değerleri ile görüntü korelasyonu yöntemiyle elde edilen tümör en sol duvar ve en sağ duvar sınır koordinatları.....	85

1. GİRİŞ

Tıpta tedavi olgusunun en önemli temelini, hastalığın teşhisinin konması ya da tanısının yapılmasını oluşturur. Özellikle kanserli hastaların cerrahi müdahalelerinde ya da radyoterapi ile olan tedavilerinde, tanı konurken kanserli dokuların sağlıklı dokulardan ayrıştırılması tedavide büyük öneme sahiptir. Medikal uzmanlar (cerrahlar, radyoterapi onkoloğu, sağlık teknisyeni ve Sağlık Fizikçisi gibi), özellikle bu konu üzerinde hassasiyetle dururlar. Radyoterapi planlama veya cerrahi operasyonlarda kullanılan robotların otonom yazılımlarında, kanserli dokuların sağlıklı dokulardan ayrıştırılması işlemi, görüntü işleme teknikleri yardımıyla belirlenmektedir. Örneğin, görüntü işleme teknikleri ile kanserli dokuların BT ya da MR görüntülerinde sağlıklı dokulardan ayrılması için kullanılmaktadır. En çok kullanılan yöntem ise kontrast eşik değerine bağlı olarak sınır değerlerinin ortaya çıkarılmasıdır. Ancak bu yöntemdeki en büyük sorun diyagnostik görüntüleme araçlarına bağlı, farklı tümör koordinat sonuçlarını ortaya çıkmasıdır. Diğer bir nokta ise tedavi planlama sistemleri (radyoterapi planlama sistemleri) ya da sayısal teşhis sistemlerini (Bilgisayar Tomografi vb.) kullanan tedavi planlama(radyoterapi onkologları), tanı (radyologlar) ve cerrahi uzmanları (operatör doktorlar) karar verme süreçlerinde öznel değerlendirmelerde bulunmaktadır. Özellikle tümörlü bölgelerin kendi alan bilgilerine bağlı olarak kullandıkları teşhis görüntülerinde hedef kitle bölgesinin (tümörlü dokunun) sınırlarının farklı koordinat eksenlerinde zaman ve kullanılan araçların farklılığına bağlı olduğu görülmüştür.

En kritik vücut organlarından birisi olan beyinde meydana gelen tümörlerin belirlenmesi için genelde doktorlar çıplak gözleriyle kendi tecrübelerini kullanarak BT ya da MR görüntüleri üzerinde hedef kitlenin teşhisini veya tanımlamasını yapmaktadırlar. Ancak burada insan rolünün etkisinin büyük olmasından dolayı yanlış bir tedavinin hastaya uygulanması ile hastanın ölümüne sebebiyet vermek olasıdır. Bir cerrahi ya da radyoterapi planlayıcı uzman (onkolog), BT ya da MR görüntülerindeki kontrast parametrelerini kullanarak kendi tecrübesiyle çıplak gözle kanser dokusunun belirleyebilmektedir.

Radyoterapide amaç sağlam dokulara ve kritik organlara en az hasarı verirken, tedavi edilecek bölgeyi homojen olarak ışınlamaktır. Gerek hastalığı kontrol etmek gerekse

sağlam dokuları korumak için hastaya verilen doz dağılımının doğruluğunun bilinmesi büyük önem taşır. Bunun bir parçası da doğru tedavi planlamaları yapılabilmesidir. Tedavi planlama sistemlerine radyoterapi merkezlerinde bulunan cihazların cihaz ve radyasyon demetlerinin dozimetrik bilgileri girilir. Her hastanın tedavi bölgelerinin görüntü bilgilerinin de girilmesinden sonra bu bilgilere tedavi planlamaları yapılır. Görüntülerdeki yoğunluk farklılıklarının doğru olarak algılanması hedef ve kritik organların yeterince (kesin) iyi ayırt edilebilmesi önemlidir.

Cerrahi operasyonlarda ise tümörlü dokuların sağlam dokulardan optimum düzeyde ayrıştırılarak kesilmesi hedefdir. Tümörlü dokuların sağlam dokularda amelyat sonrası kalmaması ve ileri düzeyde kan yoluyla yayılmaması için kesilen bölgenin sınırları en iyi şekilde tanımlanmalıdır. Özellikle sayısal teknolojinin gelişmesiyle beraber otonom cerrahi sistemlerin veya cerrahi operasyonlarda kullanılan robot yazılımların, hedef kitlenin sınırlarının en iyi şekilde ortaya çıkarması amaçlanmıştır.

Bu çalışma ile hem radyoterapi hemde cerrahi uygulamalarda tümörlü beyin dokularının sağlam dokulardan ayırt edilebilmesi için, sayısal görüntü işleme tekniklerinden görüntü özellikleri olan sayısal renk değerleri, algılanan parlaklık, optik yoğunluk ve göreceli radyasyon dozu değerleriyle görüntü korelasyon algoritması kullanılmıştır. Ayrıca 3 boyutlu ağ yüzey çizimi kullanılarak görüntü korelasyon algoritmasında ortaya çıkan yüzey şekillerindeki tümörlü ve sağlıklı dokulara ait geçişler çevirim içi geliştirilen yazılımda ifade edilmiştir. Çalışmada kullanılan görüntülerde sınır değerlerinin belirlenmesi en zor olan beyin tümör dokuları incelenmiştir. Beyin dokusu diğer vücut yüzeylerinden daha fazla miktarda farklı yoğunlukta doku grubundan oluştuğundan tasarlanan yazılımın denenebilirliği açısından önemli bir seçim olmuştur.

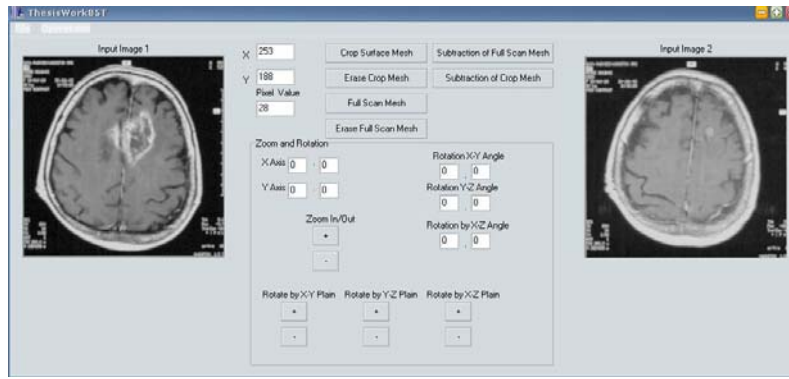
2. KURAMSAL TEMELLER

Kanser, vücut dokularında meydana gelen kontrolsüz hücre çoğalmasdır. Her sene Türkiye de binlerce çocuk ya da erişkin, beyin tümörleri ya da merkezi sinir sistemi kanserlerinden ölmektedirler. Beyin Tümör Birliğinin Amerika'da yürüttüğü araştırmaya göre, hersene yaklaşık 100,000'e yakın insana primer ya da metastas yapmış beyin tümörü tanısı konmuştur (Glasbey 1999). Beyin tümör vakalarının sayısını azaltmak için erken teşhis, cerrahi operasyonlar ve radyoterapi açısından önemlidir.

Beyin tümörlerinde teşhis ve tanı için en önemli araçlardan birisi MR ya da BT görüntüleridir. BT ve MR görüntüleme sistemleri en genel tanımıyla, yüksek kaliteye sahip tıbbi görüntüleme çeşitleridir. Özellikle beyin veya akciğer gibi vücudun kritik organlarının görüntülemesinde konvansiyonel radyoloji sistemlerin yetersiz kaldığı durumlarda BT ve MR görüntüleri daha iyi sonuçlar vermektedir. Beyin tümörlerinin tedavi süreçleri BT ve MR görüntüleri yardımıyla açıkça takip edilebilmektedir. Tümör kitlelerinin tedaviye nasıl tepki verdikleri ise BT ya da MR görüntülerindeki dokusal değişimlerden kolayca anlaşılmaktadır (Romejin *et al.* 2002).

BT ya da MR beyin kesit görüntülerinde, tümörlü kitlelerinin sınırlarının doğru şekilde tanımlanabilmesi tedavi metodları açısından önemli bir husustur. Bu işlem için doktorlar ya da alan uzmanları kendi bilgi ve tecrübelerini kullanarak görüntülerdeki tümörlü kitlelerin sağlıklı dokular içindeki sınırlarını çıplak gözleriyle belirleyebilmektedirler. Ancak bu işlemde ki en önemli problem tümörlü kitlenin sınırının tam olarak belirlenmesinde yaşanmaktadır. Bu çalışma ile hedeflenen sonuçlar gerçekleştirilmeye çalışılmıştır. Genel tecrübelerden hareketle, doktorların tümörlü kitleleri sağlıklı dokulardan ayırıştırma sırasında yaptıkları yorumlar kişiden kişiye değişebilmektedir. Bu da belirlenen görüntülerde belirlenen sınır noktalarını sürekli olarak değiştirmektedir. Bu da yapılan tedaviyi ve dolayısıyla hastayı kötü olarak ta etkileyebilmektedir. Bu istenmeyen bir sonuçtur. Bu tür problemleri çözebilmek için literatürde çok sayıda araştırma bulunmaktadır. En uygulanabilir çözümlerden birisi ise sayısal görüntü işleme teknikleridir.

Bu çalışma iki adımdan oluşmaktadır. Çalışmanın ilk adımında beyin tümörlü kitlelerin sağlıklı dokulardan ayrıştırılabilmesi için beyin 2 boyutlu kesit görüntüsünün renk yoğunluk değerlikleri ile ortaya çıkan profil eğrilerinin 3 boyutlu düzlemde yüzey grafiklerinin çizilmesi yer alır. İkinci adımda ise beyin kesit görüntülerinin renk yoğunluk değerlerinden elde edilen algısal parlaklık (luminans), optik yoğunluk ve göreceli radyasyon doz değerleri ile görüntü korelasyon algoritması kullanılarak ortaya çıkan beyin tümörlü dokuların kontur noktaları ile sınırları çizdirilmiştir. Bu işlemleri gerçekleştirebilmek için (Şekil 2.1) deki yazılım uygulaması geliştirilmiştir.

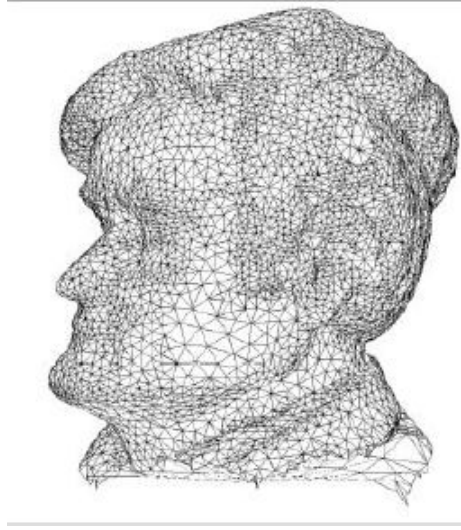


Şekil 2.1 Radyasyon film dozimetri sistemi yazılımı

2.1 3-Boyutlu Ağ Grafiği

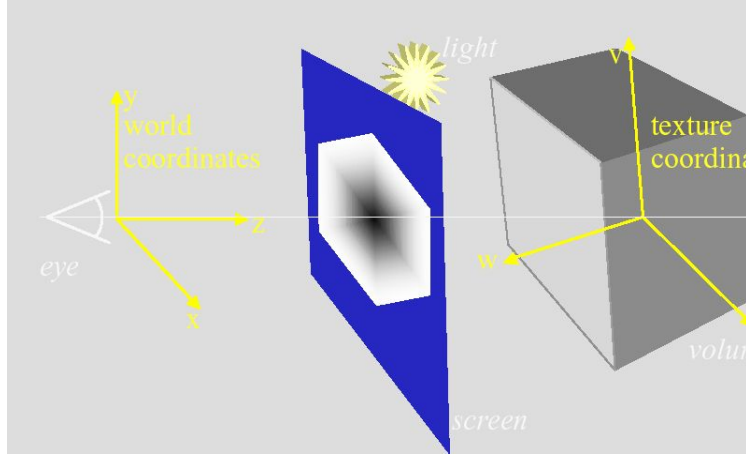
3-Boyutlu ağ grafiği, herhangi bir geometrik yüzey alanını daha küçük poligonlar haline veya küçük üçgenler şekline ayrıştırmak ya da 2 boyutlu profile eğrilerinin birleşimiyle oluşan 3 boyutlu grafiklerdir. 3 boyutlu ağlar genellikle bilgisayar grafiği, coğrafi bilgi sistemleri ile tıp alanındaki uygulamalarda kullanılmaktadır. Literatürde 3 boyutlu ağ grafiği üretimiyle ilgili en sık kullanılan algoritmadır. Ancak bu algoritmalarda en önemli unsur üretilen ağ grafiğinin gerçeğe yakın şekle sahip olmasıdır. 3 boyutlu düzlemde bir ağ grafiği, üretilen düğüm noktaları ile bu düğüm noktaları arasındaki bağlantılar ile oluşur. En sık kullanılan 3 boyutlu ağ üretim algoritmaları ise hacimsel ağ üretimi (volume rendering), üçgenleme metodu ile yüzey grafikleriyle ağ üretimi (surface graphics via triangulation) ve karınca problemi algoritması ile ağ grafiği oluşturma metodlarıdır (Sakas, 2002). Genel anlamda 3 boyutlu ağ grafiği üretimi 2 ana

gruba ayırır. Bu ana gruplardan birincisi yapısal 3 boyutlu ağ grafiği diğeri ise yapısal olmayan 3 boyutlu ağ grafiği metodudur. Yapısal 3 boyutlu ağ üretimi grafik algoritmaları beraberlerinde hem avantajları hemde dezavantajlarını barındırır. Yapısal 3 boyutlu ağ grafiği metodu sonlu farklar metodlarına uygun olması ve de basitliği ile dikkat çekmektedir. Yapısal olmayan 3 boyutlu ağ grafikleri ise değişken boyutlardaki eleman sayıları ile büyük şekilleri ayrıştırmakta sağladığı kolaylıkları ile dikkat çekmektedir (Seth, 1996).



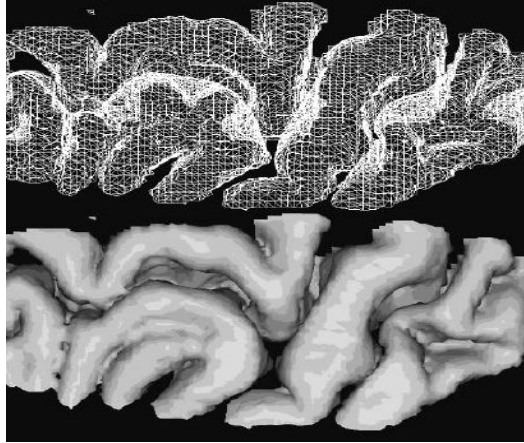
Şekil 2.1.1 Yüzey alan grafikleriyle oluşturulan 3 boyutlu ağ grafiği ve düğüm noktaları (Sakas, 2002)

Yüzey grafikleriyle yapılan 3 boyutlu ağ üretimi (Şekil 2.1.1), kapalı alan şekillerinin daha küçük poligon yüzeylerine ayrıştırılarak kümelendirilmeleriyle oluşan şekillerdir (Muller, 2003). Hacimsel 3 boyutlu ağ üretimi (Şekil 2.1.2) algoritmalarında ise kapalı alan şekilleri küpler halinde ayrıştırarak kümelendirmelerle oluşturulur. Karınca problemi algoritmalarında 3 boyutlu ağ grafiği (Şekil 2.1.3) üretiminde ise herşey



Şekil 2.1.2 Hacimsel 3 boyutlu ağ grafiği oluşumu (Sakas, 2002)

hacimsel elemanların (voxel-volume elements) kümelendirilmesiyle oluşturulan grafiklerin üretimi üzerine dayanır.



Şekil 2.1.3 Karınca problemi algoritması ile 3 boyutlu ağ grafiği (Sakas, 2002)

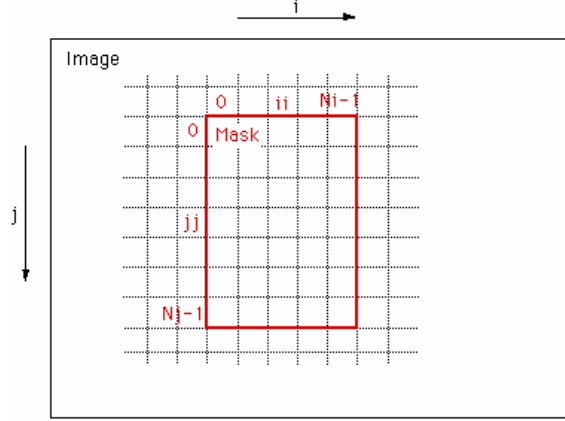
Bu algoritmalarda objeler volumetrik elemanların üzerinde gerçekleştirilen farklı 3 boyutlu ağ grafiği çizim metodlarıyla değiştirilebilmektedirler. Örneğin 3 boyutlu ağ grafiği oluşturulmak istenen objelerin ya da kapalı şekillerin, volumetrik elemanlarının bir kısmında üçgenleme metodu kullanılarak optimum ağ grafikleri oluşturulabilmektedir. Bu çalışmada sayısal renk değerleri kullanılarak yapısal olmayan 3 boyutlu ağ yüzey çizimi geliştirilmiştir. Çalışmada renk yoğunluk değerleri 3 boyutlu koordinat düzleminde profil eğrilerinin birleştirilmesiyle ortaya çıkar. Burada düğüm

noktalarının her birini iki boyutlu koordinat düzlemindeki noktaların kesişimine tekamül eden renk yoğunluk değerlerinin 3. boyut olarak tanımlanmasıyla meydana gelir. (Glasbey, 1999) Böylece herhangi bir kesit resimin yapısal olmayan 3 boyutlu düzlemde topografik profili ortaya çıkar.

2.2 Görüntü Korelasyonu

Korelasyon, bir anakütleden seçilmiş en az iki veya daha fazla örnek grup (referans maske görüntüsü ile beyin tümörlü kesit görüntüsü) alınarak, bu gruplar arasındaki etkileşim katsayısı olarak ifade edilmektedir. Bu katsayı korelasyon katsayısıdır. Korelasyon analizinin yapılacağı değişkenler arasında etkileşime bakılırken, regresyon analizinde olduğu gibi bağımlı değişken ya da bağımsız değişken olma şartı aranmaz. Korelasyonuna bakılacak olan değişken gruplar ikiden fazla olsalar dahi ikili olarak ele alınırlar ve bu ikili değişkenlerin etkileşimi, katsayı yardımıyla yön ve kuvvet olarak tayin edilirler. Korelasyonun katsayısı, değişkenin yönü etkileşimlerin nasıl olduğu hakkında bilgi verir. Değişkenlerin birbiri arasındaki etkileşim var mı, varsa etkileşimin çok fazla mı yani kuvvetli mi olduğu ve gözlem gruplarından birbirinin gözlem değerleri artarken diğerinin azalıyor mu yoksa aynı yönde mi değerleri değişiyor olduğu gözlenebilir (Koyuncu *et. al* 2006).

Görüntü korelasyonunun amacı, sayısal görüntü üzerindeki aynı yapıya sahip olan (homojen) noktaların belirlenmesidir. Bu amaçla ilk görüntü üzerinde bir A referans matrisi ve ikinci bir görüntü üzerinde daha büyük boyutta B arama matrisi tanımlanır. Daha sonra referans matris ile arama matrisi içerisindeki, referans matris boyutundaki her alt matris arasında bir korelasyon katsayısı hesaplanır. En büyük değerlikli korelasyon katsayısı B arama matrisi içerisinde A referans matrisinin en olasılıklı yerini ifade eder (Jeodezi ve Fotogrametri Müh. Forumu ,2006). Aşağıdaki (Şekil 2.2.1) de arama matrisinin görüntü üzerindeki koordinat eksenlerdeki sınırlarını ifade etmektedir (Bourke, 1996).

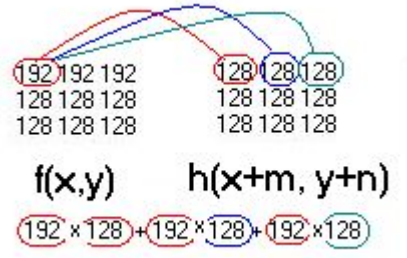


Şekil 2.2.1 Arama matrisi ve görüntü üzerindeki gösterimi

Maske görüntünün her noktası için ortalanan ve korelasyonu için iki boyutlu bir korelasyon katsayı matrisi oluşturulur. Bu oluşum aşağıdaki formül ile hesaplanır(Gonzales, 2001):

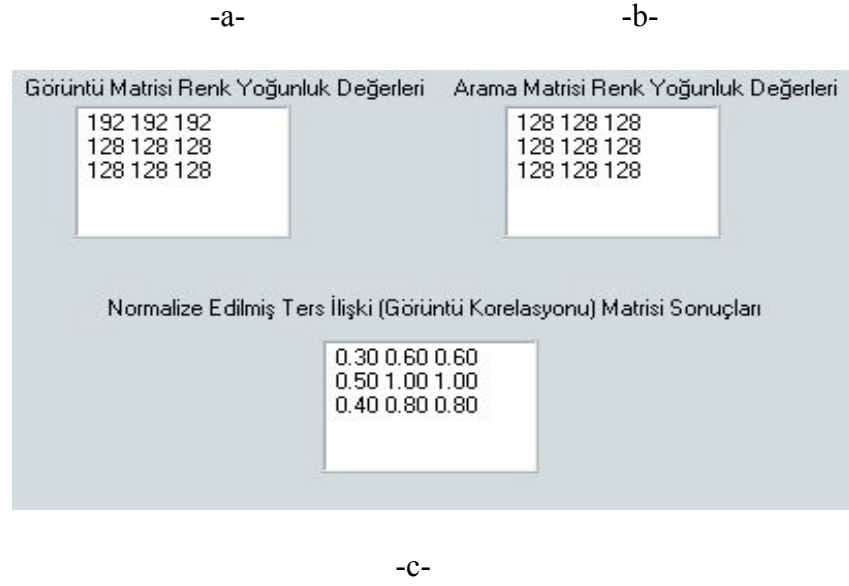
$$f(x,y) \circ h(x,y) = \frac{1}{MN} \sum_{m=0}^{M-1} \sum_{n=0}^{N-1} f^*(m,n)h(x+m,y+n) \dots\dots\dots(2.2.1)$$

(2.2.1) fonksiyonunda iki boyutlu ayrık çapraz korelasyonu tanımlanmıştır. Burada $f(x,y)$ değeri görüntüdeki yatay ve dikey eksen koordinatlarına karşılık gelen her bir renk yoğunluk değerliği fonksiyonunu temsil eder. $h(x+m, y+n)$ görüntü içindeki arama matrisini ifade eder. M ve N iki fonksiyonun boyutunu, m,n ise 0 dan başlayarak M ve N'ye kadar olan ardışık sayıları ifade eder. Aynı şekilde x,y yine M ve N değerine kadar olan sırayı ifade eden ardışık sayılardır. Arama matrisi görüntü üzerinde hareket ederken, görüntü üzerinde geçtiği her noktanın renk yoğunluk değeri ile korele edilir. Çapraz korelasyon ya da görüntü korelasyonuna göre, korele edilecek iki dizi birbirinden farklı ise maksimum değerlikli korelasyon katsayısı elde edilirken, aynı yapıya sahip diziler de ise minimum değerlikli korelasyon katsayısı elde edilir. Aşağıdaki (Şekil 2.2.2)'de arama matrisi ile üzerinden geçtiği görüntü matrisi arasındaki ters ilişki (görüntü korelasyonu) yukarıda söz edilen ifade yardımıyla ile (Şekil 2.2.3)'te hesaplanarak gösterilmiştir:



Şekil 2.2.2 $f(x,y)$ matrisi ile $h(x,y)$ arasındaki ters ilişki (görüntü korelasyonu) algoritması

Şekil 2.2.3'te görüntü matrisi olarak adlandırılan renk yoğunluk değerleri, k 0-255 aralığında tanımlı 8 bitlik herhangi bir siyah-beyaz bir sayısal görüntü matrisi olmak üzere , yine 0-255 aralığında tanımlı 8 bitlik siyah-beyaz bir sayısal görüntü arama matrisi tanımlanmış olup aralarında tersinir ilişki katsayıları (görüntü korelasyon algoritması) hesaplanmıştır. Hesaplanan bu korelasyon katsayıları, maksimum korelasyon katsayısına göre normalize edilmiş olup sonuçları aşağıdaki (Şekil 2.2.3)'te belirtilmiştir.



Şekil 2.2.3 a)3x3 sayısal renk değerleri matrisi ile üzerindeki bulunan b)referans matrisi arasındaki c)ters ilişki (görüntü korelasyonu) matrisi

2.3 Algılanan Parlaklık (Luminans)

Luminans (algılanan parlaklık) birim alana düşen lumen şiddet olarak tanımlanır. Lumen ise fotopik vizyon eğrisinin maksimum değerine karşılık gelir. Literatürde de bilindiği üzere bir objenin algılanan parlaklığı o objenin komşularıyla olan konumsal ilişkileri yani kontrast değerine bağlıdır. Gözlemciye göre algılanan parlaklık luminansın bir özelliğidir. Algılanan parlaklık verisi yine göreceli olarak görüntü yoğunluk değerlerinden aşağıdaki formül ile hesaplanabilir (Imatest LLC, 2006):

$$Luminans = (görüntü pikseli / 255)^{gamm} \dots\dots\dots(2.3.1)$$

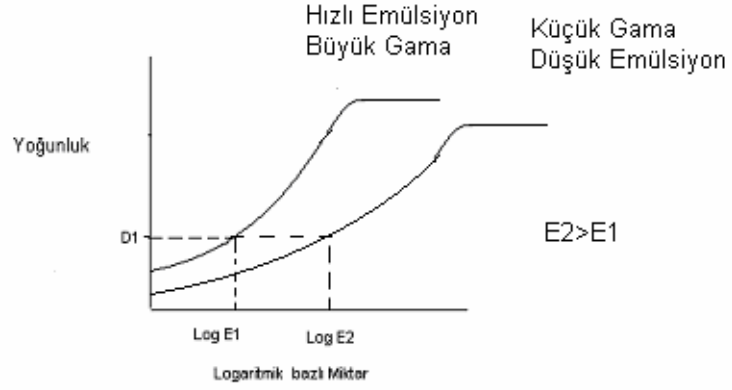
Bu formül, özellikle kamera ya da bilgisayar monitörleri gibi cihazların algıladıkları görüntüye karşı verdikleri tepkisel değeri ölçmek için kullanılır. *Gamm* değeri, cihazların algıladıkları görüntünün ortalama renk yoğunluk değerlerinin tepkisel değerini veren bir özel fonksiyondur. Bu değer cihazdan cihaza farklılık arz etmektedir. Kişisel bilgisayar monitörlerinin değeri 2.2'dir. Formülde *görüntü pikseli* olarak tanımlanan kısım beyin kesit görüntüsündeki her koordinat değeri için karşılık gelen renk yoğunluk değerleridir.

X-ışını ile çekilmiş filmlerin karakteristik grafiğinde elde edilen eğrinin ilk kısmı (lineer kısım), yoğunluk aralıkları uygulanan X-ışını demetinin miktarının görülmesi açısından en çok işlem gören kısımdır. Film karakteristik eğrisi genel olarak radyasyon terapisinde kullanılabilir ve her filmin sınıflandırılmasını kolayca sağlayacak referans bir parametredir. Film karakteristik eğrisinin tahmini lineer olan kısmının eğimine *gamm* denir (Heatron, 1999). Karakteristik eğrisinde tahmini bir lineer eğim yoksa o zaman ortalama eğim noktalar ile aşırı dik eğimli noktalar arasında hesaplanır. Film üzerindeki yoğunluk zerrecik miktarı arttıkça çözünürlüğü azaltır ve bulanık keskin olmayan bir görüntü ortaya çıkar (Weber, 1998). Film karakteristik eğrisi üzerinden hesaplanan *gamm* aşağıdaki bağıntı ile ifade edilmektedir (Heatron, 1999):

$$\gamma = \frac{D_2 - D_1}{\log E_2 - \log E_1}$$

.....(2.3.2)

(2.3.2) bağıntısında D_2 ve D_1 filmlerinin üzerindeki farklı noktalarında görüntü ışını farklı miktarda soğurarak ortaya çıkan yoğunluk değerlerini göstermektedir. “ $\log E_2$ ” ve “ $\log E_1$ ” değerleri ise logaritmik tabanda hesaplanan görüntü ışın dozunu göstermektedir. Karakteristik eğrisinde tahmini bir lineer eğim yoksa o zaman ortalama eğim tanımlı noktalar ile aşırı dik eğimli noktalar arasında hesaplanır. Film üzerindeki yoğunluk zerrecik miktarı arttıkça çözünürlüğü azaltır ve ayrıca bulanık kesin olmayan bir görüntü ortaya çıkar. Aşağıdaki (Şekil 2.3.1)’de *gamm* ve farklı film karakteristik eğrileri gösterilmiştir (Weber, 1998).



Şekil 2.3.1 Farklı film karakteristik eğrileri için gamm değerleri

Film üzerindeki izdüşüm radyasyon yoğunluk miktarı filmin hızını da gösterir. Film hızı emülsiyonu yaratan kristallere ve film üzerine gönderile X-ışını enerji miktarı ile belirlenir. Gama fonksiyonu ile Röntgen filmindeki kontrast miktarını da hesaplamak mümkündür. Burada sözü edilen film, X-ışını kaynaklı Röntgen filmi ya da bilgisayarlı tomografi görüntülerine karşılık gelmektedir.

İnsan gözü 0.25'ten başlayarak 2.5'a kadar olan tüm yoğunluk aralığını kolayca seçebilmektedir. Eğer bir film üzerinde elde edilen yoğunluk farklarının logaritmik radyasyon ışınlama miktarı ile olan grafiği çizilirse, ortaya çıkan grafik eğrisi her film için karakteristik eğrisini ortaya çıkaracaktır. Eğer karakteristik grafiğinde kullanılan değerler lineer olarak tekrar çizilseydi, film üzerinde yer alan renk yoğunluk değerine dönüşen X-ışını demetlerinin değerlerinde sabir bir artış görülecektir. Sınırlı miktardaki yoğunluk eğer 0 dozunda ise görüntünün sisli (puslu) ya da belirsiz olduğu gözlemlenecektir. Bunun sebebi film işlendiği anda ortamın sıcaklığı, nem vb. parametreler filmdeki renk yoğunluklarında ekilidir.

Aşağıdaki örnek (Şekil 2.3.2) 'de 8-bitlik 0-255 renk aralığında tanımlı olan 3x3 boyutlu sayısal görüntü renk yoğunluk değerler matrisine karşılık gelen algılanan parlaklık (luminans) değer matrisini göstermektedir:

-a-

Görüntü Matrisi Renk Yoğunluk Değerleri		
192	192	192
128	128	128
128	128	128

Algılanan Parlaklık (Luminans) Değerleri		
54	54	54
22	22	22
22	22	22

-b-

Şekil 2.3.2 a)0-255 aralıklı 8 bit 3x3 boyutlu gri renk skalasında renk yoğunluk değerler matrisi ve ona ait b)algılanan parlaklık (luminans) değerleri

2.4 Optik Yoğunluk

Herhangi bir X-ışını ile elde edilen filmdeki siyah rengin yoğunluğu o noktadan geçen görülebilir ışığın ölçülmesi ile hesaplanır. Buna optik yoğunluk hesabı denir. Optik yoğunluğu aşağıdaki bağıntı ile ifade edebilir (Weber, 1998):

$$D = \left(\frac{I}{L}\right) \times \log \frac{I_0}{I_i} \dots\dots\dots(2.4.1)$$

(2.4.1) ifadesinde D yoğunluğu, I_0 başlangıçta gelen ışığı ve I_i geçen ışık şiddeti temsil etmektedir. L ise ışığın geçtiği ortamın kalınlığının ölçüsünü ifade eder ve “cm” mertebesinde ölçülmektedir. Bu çalışmada L değeri standart filmler için sabit olduğundan hesaba katılmaz. Bu ifadeyi temel alan üç avantaj yer almaktadır:

1. Bu oran insan gözünün görebildiği ve psikolojik olarak gözün verdiği tepkiyi de logaritmik olarak ifade etmektedir.

2. Oran büyük bir aralıkta yer aldığı için de sonuçta ortaya çıkacak yoğunluk değeri küçük ve üzerinde kolayca işlem yapılabilir türden bir değerdedir.
3. İki filmin toplam yoğunluk değeri iki filmin her biri için hesaplanmış yoğunluk değerlerinin toplamıdır. Optik yoğunluk ile geçen şiddet değerleri arasındaki ilişki aşağıdaki (Çizelge 2.3.1)'de belirtilmiştir (Weber, 1998):

Çizelge 2.3.1 Optik yoğunluk şiddeti ve iletilen şiddet yüzdeleri

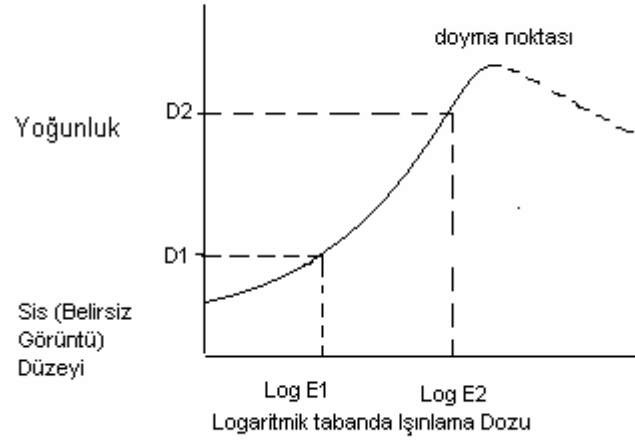
Geçen Şiddet Değeri (%)	Optik Yoğunluk $D = \log_{10} (I_0 / I_i)$
% 10	$\log_{10} 10 = 1.0$
% 1	$\log_{10} 100 = 2$
% 0.01	$\log_{10} 1000 = 4$

İki filmin toplam yoğunluğu:

$$D = \log_{10} (I_0 / I_i) = [\log_{10} (I_0 / I) * (I / I_i)] = \log_{10} (I_0 / I) + \log_{10} (I / I_i) = D_1 + D_2$$

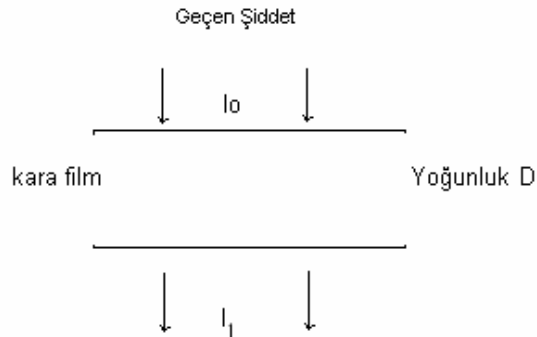
ile ifade edilmiştir. Buna göre D_1 ve D_2 iki farklı filmin optik yoğunluklarını göstermektedir. Herbir film için hesaplanan optik yoğunluk formülünün toplamı iki filmde geçen ışının ortaya çıkardığı optik yoğunluk değeri olarak ifade edilmiştir.

İnsan gözü 0.25'ten başlayarak 2.5'a kadar olan tüm yoğunluk aralığını kolayca seçebilmektedir. Eğer bir film üzerinde elde edilen yoğunluk farklarının logaritmik radyasyon ışınlama miktarı ile olan grafiğini çizersek, ortaya çıkan grafik eğrisi her bir filmin karakteristik eğrisini belirtecektir. Bu grafik eğrisi aşağıdaki (Şekil 2.4.1)'deki gibidir (Weber, 1998):



Şekil 2.4.1 Film üzerinde renk yoğunlukları ile logaritmik tabanda ışınlama doz değeri arasındaki ilişki (x-ışını filminin karakteristik eğrisi)

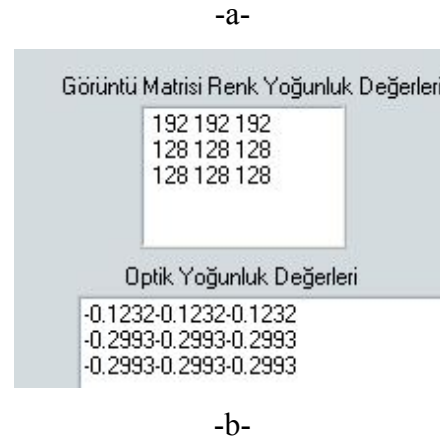
Eğer karakteristik grafiğinde kullanılan değerler lineer olarak tekrar çizilseydi doz değerlerinde sabit bir artış görülecektir. Sınırlı miktardaki yoğunluk eğer 0 dozunda ise görüntünün sisli (puslu) yada belirsiz olduğu gözlemlenecektir. Bunun sebebi film işlendiği anda ortamın sıcaklığı, nem vb. parametreler filmdeki renk yoğunluklarında etkilidir. Optik yoğunluğun hesaplanmasında tek bir film üzerindeki gösterimi aşağıdaki (Şekil 2.4.2)'deki gibidir.



Şekil 2.4.2 Optik yoğunluğun film üzerinde gösterimi

Bu çalışmada I_0 olarak ifade edilen, çalışmada beyin kesit görüntülerindeki her bir koordinata tekamül eden renk yoğunluk değerleri olarak ifade edilmiştir. I_i ise beyin kesit görüntüsündeki maksimum değerlikli renk yoğunluğunu ifade etmektedir. Beyin kesit görüntüleri 8 bitlik gri skala renk yoğunluk değerleri olarak 0 ile 255 arasında ifade edilmiştir. Burdan da maksimum renk yoğunluk değeri I_i için 255 olarak belirlenmiştir.

Aşağıdaki örnek (Şekil 2.4.3) 'de 8-bitlik 0-255 renk aralığında tanımlı olan 3x3 boyutlu sayısal görüntü renk yoğunluk değerler matrisine karşılık gelen optik yoğunluk değer matrisini göstermektedir:



Şekil 2.4.3 a)0-255 aralıklı 8 bit 3x3 boyutlu gri renk skalasında renk yoğunluk değerler matrisi ve ona ait b) optik yoğunluk değerleri

2.5 Radyasyon Dozimetri

Radyasyon, insan hayatının bir parçasıdır. Isı ve ışık güneşten gelen radyasyonun doğal formudur. Bununla birlikte mikrodalgalar, radyo dalgaları, radar, X-ışınları, gama ışınları radyasyonun diğer türleridir. Bunlar çevremizde doğal olarak bulunduğu gibi sunii olarak da elde edilebilmektedir. Radyasyon, madde üzerindeki etkilerine göre çeşitli tiplere ayrılmaktadır (TAEK, 2006):

- iyonlaştırıcı radyasyon (X-ışınları, gama ışınları, alfa, beta radyasyonları, kozmik ışınlar, nötronlar)
- iyonlaştırıcı olmayan radyasyon (ultraviyole, kızılötesi, radyo dalgaları, mikrodalgalar)

şeklinde sınıflandırılır. Baz istasyonları, cep telefonları, mikrodalga fırınlar, radarlar, yüksek gerilim hatları iyonlaştırıcı olmayan radyasyon kaynaklarıdır. Madde ile etkileştiğinde elektrik yüklü parçacıklar veya iyonları oluşturarak iyonizasyon meydana getiren X-ışınları ile radyoaktif maddelerden yayılan alfa, beta, gama ışınları gibi radyasyonlar, iyonlaştırıcı radyasyon olarak tanımlanır.

Radyasyon dozu, malzeme ve dokular tarafından emilmiş toplam radyasyon miktarıdır. Terim olarak genellikle röntgen olarak ifade edilen maruz kalma dozu anlamında kullanılır ve bu da radyasyon miktarının havada oluşturabileceği iyonlaşma toplam miktarının ölçüsüdür. Radyasyon dozu farklı birimlerle ölçülmektedir. Buna göre rad olarak verilen belli bir vücut dokusuna gram başına emilen enerjiyi temsil eden emilmiş dozdan ayırt edilebilir. Ek olarak ta rem olarak ifade edilen biyolojik radyasyona maruz kalmanın biyolojik etkinlik ölçüsüdür (Vikipedi, 2006).

Radyoterapi ve radyolojide kullanılan radyasyon tipi iyonlaştırıcı radyasyondur. Konvansiyonel X-ışını cihazlarında kullanılan ışınlama birimi radyasyon röntgen ile ölçülür. Normal hava şartlarında havanın 1 kg'ında 2.58×10^{-4} C'luk elektrik yükü değerinde pozitif ve negatif iyonlar oluşturan x ve gama ışını miktarıdır (TAEK, 2006). Tedavi düzeyinde ve diyagnostik cihazlarında hastaların maruz kaldığı radyasyon

miktarı ise soğurulmuş doz olarak adlandırılır. Birim kütle başına depolanan enerjinin ölçüsüdür. (Şekil 2.5.1)'de konvansiyonel tedavi tipli radyasyon ışın cihazı gösterilmektedir (TAEK, 2006):



Şekil 2.5.1 Radyoterapi ışın cihazı

Her tür radyasyona uygulanabilir. Birimi Gray (Gy)= 1 Joule/kg. 1 Gy yüksek bir doz değeridir. Radyoterapide tedavi dozları 50-60 Gy civarındadır. Klasik radyolojik tetkiklerde alınan doz 0.001 Gy'den küçüktür. Yıllık doğal radyasyondan kaynaklanan doz düzeyi ise (Toprak, Kozmik, gıdalar, Radon, vb.) yaklaşık 0.0024 Gy'dir. (TAEK, 2006)

Radyasyon dozimetri, radyoterapi ya da konvansiyonel diyagnostik radyoloji cihazlarında üretilen ve hastalar tarafından soğurulan radyasyon miktarının yani dozunu ölçülerek, kullanılan cihazların kalibrasyonu için kullanılan bir yöntemdir. Bu çalışmada beyin kesit görüntülerinden radyasyon dozunu elde etmek için aşağıdaki formül kullanılmıştır (Baş, 2005):

$$Dose(cGy) = \sqrt[b]{\frac{(PixelValue - Y_0 \times X_0^b - ax X_0^b)}{Y_0}} \dots\dots\dots(2.5.1)$$

(2.5.1) ifadesinde kullanılan doz miktarını $Dose(cGy)$ ile ifade gösterilirken. cGy birim olarak kullanılmıştır. cGy , yukarıda da belirtildiği gibi birim kütle başına depolanan enerjinin 100'de bir kadardır. Formülde ifade edilen $Pixel Value$, görüntü renk değerliğini göstermektedir. X_0 ve Y_0 görüntünün yüzeysel koordinat sisteminin merkez

koordinatlarını temsil eder. a ve b ise görüntünün çekildiği ya da bastırıldığı ortamın sıcaklık, nem vb. özellikler cinsinden ifade eden ortalama katsayılarıdır. Katsayılar bu çalışma için Gülhane Askeri Tıp Akademisi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı çekilen filmlerin ortamını temsilen “ $a=299.2$ ” olmak üzere “ $b=-1.02$ ” olarak seçilmiştir.

Bu çalışmada görüntünün her renk değerine karşılık bir radyasyon doz değeri hesaplanmıştır. Radyasyon dozlarının hesaplanırken, radyasyonun soğurulduğu örneğin tipine bağlı olarak cansız objelerde kalınlık, canlı objelerde doku tipine, radyasyona neden olan ışın kaynağının bulunduğu ortamın sıcaklığı, nem derecesine ve de ışın kaynağının cihazından kaynaklanan parçacıkların görüntü üzerinde yarattığı bozulmalar ve parazitlerin etkisine göre renk değerleri değişmektedir. Bu yüzden hesaplanan radyasyon dozu değerleri dolaylı olarak etkilenmektedir. Bunu engelleyebilmek içinse radyasyon kaynağının bulunduğu ortamın sabit koşullar altında bulunması ve de en iyi hassaslık derecesine sahip ışın cihazının kullanılması gerektiği bilinmelidir. Hesaplanan göreceli radyasyon dozlarının, konvansiyonel radyasyon dozimetri sistemleri ile ölçülerek karşılaştırılmalı ölçümler yapılmalıdır. Böylece çalışmada ortaya çıkarılan yazılımın kullandığı yöntem ile elde edilmiş olan göreceli radyasyon dozu değerlerinin de kontrol grupları da ortaya konmuş olur.

Aşağıdaki örnek (Şekil 2.5.2) ‘de 8-bitlik 0-255 renk aralığında tanımlı olan 3x3 boyutlu sayısal görüntü renk yoğunluk değerler matrisine karşılık gelen ve yukarıda verilen ifade ile hesaplanan göreceli radyasyon dozu değerleri matrisini göstermektedir:

-a-

Görüntü Matrisi Renk Yoğunluk Değerleri

192	192	192
128	128	128
128	128	128

Relative Radiation Dose

5.52	5.52	5.52
5.93	5.93	5.93
5.93	5.93	5.93

-b-

Şekil 2.5.2 a)0-255 aralıklı 8 bit 3x3 boyutlu gri renk skalasında renk yoğunluk değerler matrisi ve üzerinden hesaplanan b)göreceli radyasyon dozu değerleri

3. MATERYAL VE YÖNTEM

3.1 Materyal

Bu çalışmada kullanılan materyaller genel olarak iki başlık altında toplanmıştır. Birincisi kullanılan donanım ikincisi ise önerilen yöntemleri uygulamak için kullanılacak yazılımlardır. Aşağıda kullanılan donanım ve yazılımlar aşağıda sıralanmıştır. Önerilen çözümün işlerliğinin gösterilmesi için geliştirilen yazılımı derlemek için Borland C++ Builder 6.0 Rapid Application Developer (RAD) derleyici yazılım kullanılmıştır (Borland, 2006) ve Microsoft Windows 2000 ve üzeri 32bitlik mimarilerde ancak kullanılabilir. Kullanılan yazılım ve donanımlar aşağıdaki gibidir:

Donanım Gereksinimleri:

- Lineer Hızlandırıcı,
- Co-60 teleterapi Cihazı
- Su fantomu,
- Katı su fantomu iyon odaları,
- Kama filtreler
- Röntgen/Bilgisayar Tomografi filmi Nicemleyicisi (Quantizer)
- Intel Pentium II marka 450 MHz Hızında ve üzeri işlemci
- 64 MB RAM ve üzeri hafıza
- 8 MB AGP ve üzeri çözünürlükte ekran kartı
- PS/2 Mouse yada USB mouse
- 1 adet klavye ve fare
- 1 adet CCD yada LCD monitör
- Mustek marka Tarayıcı
- Yeterli Miktarda Sayısallaştırılmış BT görüntüsü

Yazılım Gereksinimleri:

- MS Windows 2000 ya da XP İşletim Sistemi
- MS Office 9x, 2000 ya da XP Ofis programları

- Borland lisanslı C++ Builder versiyon 6 RAD(Rapid Application Developer) yazılım geliştirme ortamı
- MathWorks lisanslı MatLab versiyon 6.5 Sayısal Analiz Uygulaması

3.2 Yöntem

Bu çalışmanın sonuçlandırılmasına yönelik olarak, bir yazılım uygulaması geliştirilmiştir. Böylece kuramsal temellerde anlatılan hesaplamaların uygulamasıda açıkça ortaya konmuştur.

Geliştirilen yazılım uygulaması, Borland C++ Builder versiyon 6 ile geliştirilmiştir. Borland C++ Builder versiyon 6 yazılımı, MS Windows 32 Bit platformları için C/C++ programlama dillerini kullanan bir uygulama geliştiricidir ve derleyicisidir. Bu uygulama geliştirme derleyicisi grafiksel arabirim programlamasını esas aldığından, bu tür çalışmalarda kullanılmak üzere en çok seçilen yazılımlardan birisidir. Bu uygulama geliştirme derleyicisinde, herhangi bir MS Windows 32 bit uygulamasında yer alan pencere ekranlarını ve üzerlerindeki butonlarını birer hazır form ve onlara bağlı araçlar haline getirerek, son kullanıcının görsel bakış açısına göre tasarlanan her uygulama C/C++ kaynak kodları ile ilişkilendirilir ve kod kütükleri haline getirilerek, gerçek zamanda derlenir. Böylece nesnelere haline getirilen kaynak kodları, MS Windows 32 bit işletim sisteminde kullanılmak üzere uygulama haline dönüştürülmüş olur. Bu çalışmada kullanılan kuramsal hesaplar, geliştirilen yazılımda kaynak kodu haline getirilerek, geliştirilen yazılıma entegre edilmiştir. Böylece kuramlar kısmında anlatılan formüller, formülde kullanılan girdiler ve hesaplanan sonuçları da, geliştirilen yazılıma dahil edilmiştir. Geliştirilen yazılıma, kontrollü ve test girdileri verilerek elde edilen sonuçlar genel olarak MatLab uygulama yazılımı sonuçları, kontrollü girdilerden elde edilen referans sonuçlar, ve doktorların da görsel kontrolü ile doğrulanmıştır. Burada söz edilen girdiler çalışmada kullanılan beyin kesit bilgisayar tomografi ya da röntgen görüntüleridir. Referans sonuçlar ise EK1’de yer alan çizelgelerdir.

Klasik Röntgen filmi ya da bilgisayar tomografisi ile elde edilmiş görüntüler özel bir tarayıcı yardımıyla (Röntgen/Bilgisayar tomografi film nicemlendiricisi-Quantizer)

bilgisayar ortamına aktarılarak, “.BMP” uzantılı sayısal görüntü dosya formatları haline dönüştürülmüştür. Bu dönüşümün amacı her gerçek renk değerinin bilgisayar ortamında önce tarayıcı tarafından nicemlendirilmesi ve örnekleme ile ikili renk (siyah ve beyaz) olarak sayısal görüntü matrisleri haline çevrilmesidir. Bu değerler aslında üç boyutlu olup, ikili koordinat sistemi düzeneği içerisinde her matris elemanı x ve y koordinat değerleri vardır. Bu koordinat değerleri ile bilgisayar ortamında sayısal bit değerlerine karşılık gelen fonksiyonlar hesaplanır. Bu fonksiyon $f(x,y)$ olarak tanımlandığında her bit için ortaya resim elemanları ya da “piksel” olarak da adlandırılan z değerleri hesaplanır:

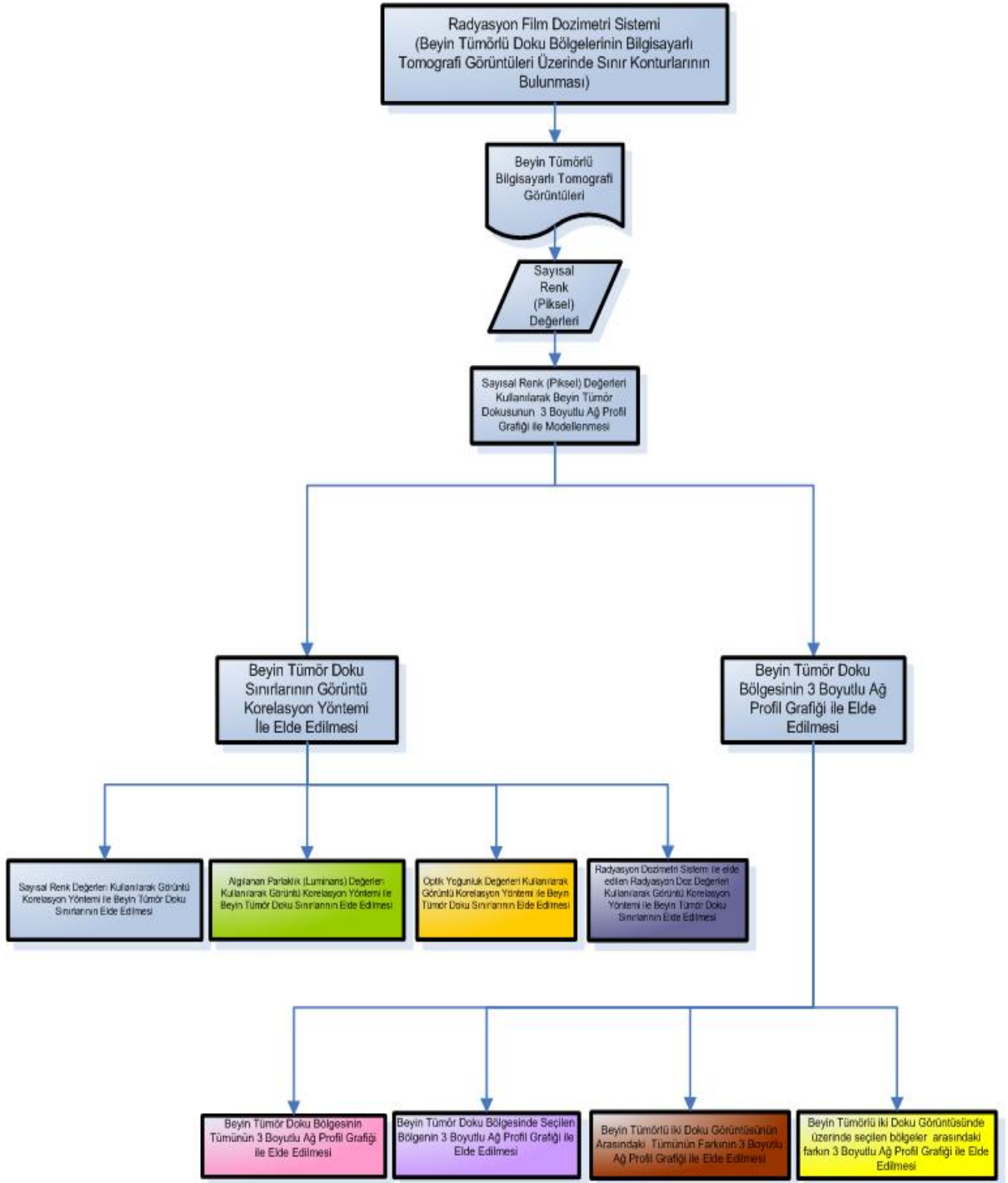
$$z=f(x,y)$$

Her bir görüntü matris şeklinde olduğundan sayısal görüntü matrisleri $M \times N$ boyutlu olarak bilinir. Sayısal görüntü matrisleri haline getirilmiş Röntgen filmi ya da bilgisayarlı tomografi görüntüsü, geliştirilen program uygulaması tarafından taranarak ve sistemin içerisindeki diğer süreçlerde kullanılır hale getirilmiştir. Böylece elde edilen sayısal görüntü matrisleri sistem yazılımında diğer işlemlerde kullanılmak üzere lokal hafızasında saklanmıştır.

Geliştirilen yazılımda çalışmada kullanılmak üzere iki ana yöntem kullanılmıştır. Birincisi görüntü işleme algoritmalarından görüntü korelasyonu ya da ters ilişkilendirme (karşıt korelasyon) algoritması, diğeri ise 3 boyutlu ağ grafiği çizim algoritmasıdır.

Çalışmanın birinci aşamasında iki boyutlu beyin kesit görüntülerinden 3 boyutlu ağ grafiği çizilerek, ikinci kısımda kullanılan ters ilişkilendirme (karşıt korelasyon) algoritması ile ortaya çıkan, ters ilişki (karşıt korelasyon) katsayı profil grafiklerinin çizimi için temel oluşturulmuştur. Yazılımda kullanılan ters ilişki (görüntü korelasyon) algoritması, sayısal analiz paket programı olan MatLab 6.5 `xcorr()` fonksiyonu ile doğrulanmış olup geçerliliği ispatlanmıştır. Kullanılan görüntü korelasyon algoritmasının yerine kenar çıkarımı algoritmalarından Gradient metodu uygulanmış sayısal renk değerleri için çalışmış ancak algılanan parlaklık (luminans), optik yoğunluk gibi değerler için geçerliliği sağlanamadığından başarısız sonuçlar vermiştir. Bunun aksine ters ilişki (görüntü korelasyon) algoritması ise, kullanılan tüm değerler için başarılı sonuçlar vermiştir. Bu algoritmanın geçerliliği test motifi olan ve iki

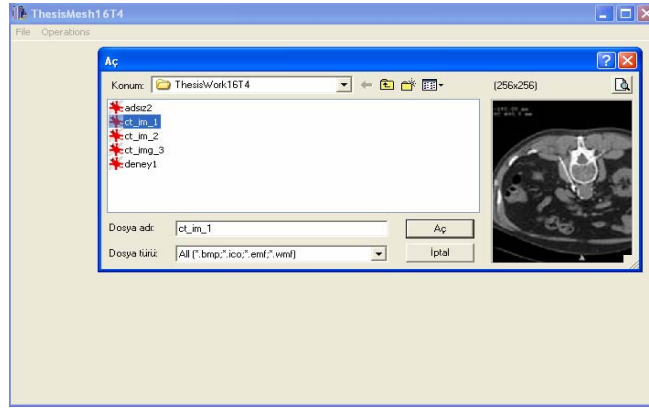
renkten oluşan referans görüntüleri ile geçerliliği doğrulanmıştır. Aşağıdaki (Şekil 3.2.1) de gösterilen iş akış şemasında, çalışmada kullanılan çözüm yöntemleri ile onlara ait alt işlemleri gösterilmiştir.



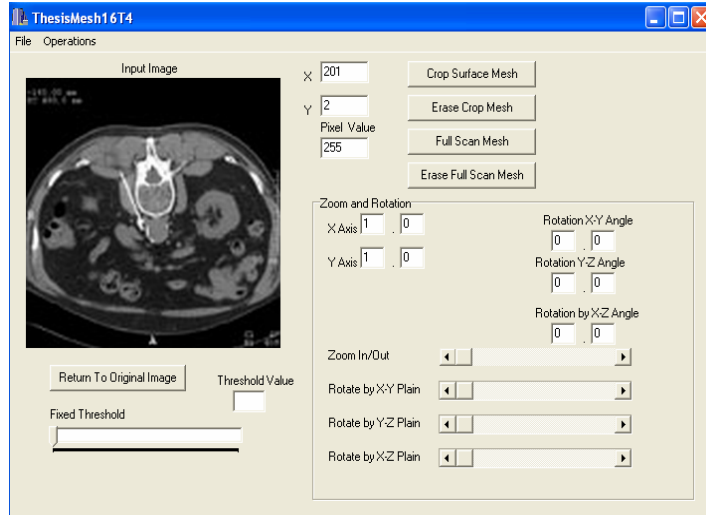
Şekil 3.2.1 Radyasyon film dozimetri sistemi çözüm yöntemleri ve alt işlemleri

3.2.1 3 Boyutlu Yüzey Grafiğinin Çizdirilmesi

Yazılımı değerlendirme sayısallaştırılmış 256x256 boyutundaki BMP BT görüntü dosyasını okuma uygulamasıyla başlar. Görüntü dosyaları 0 ile 255 gri renk aralığında 8 bitlik siyah ve beyaz görüntülerdir. Bunun devamındaki figürler gri seviyede 256x256 boyutunda BT görüntü dosyasının açılışı (Şekil 3.2.2) ve görüntülenmesidir (Şekil 3.2.3) ve son figür olarak ta bunun 256x256 boyutundaki piksel matrislerinden 8x8 lik matrisidir (Şekil 3.2.4).



Şekil 3.2.2 256X256'lık bitmap bilgisayar tomografi dosyasının açılması

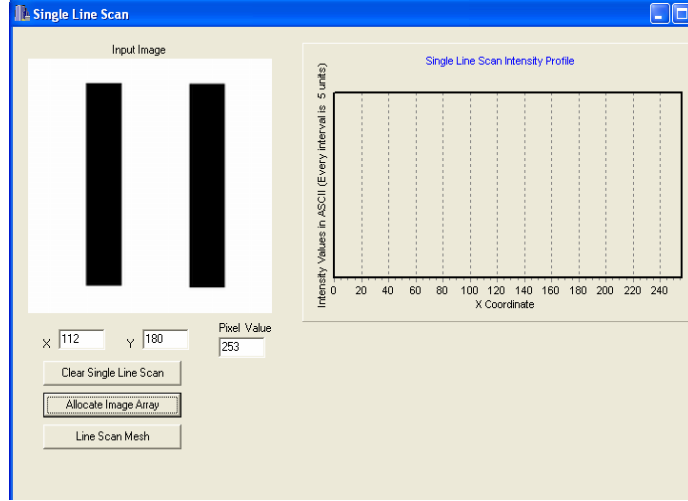


Şekil 3.2.3 Bilgisayar tomografi görüntüsünün izlenmesi

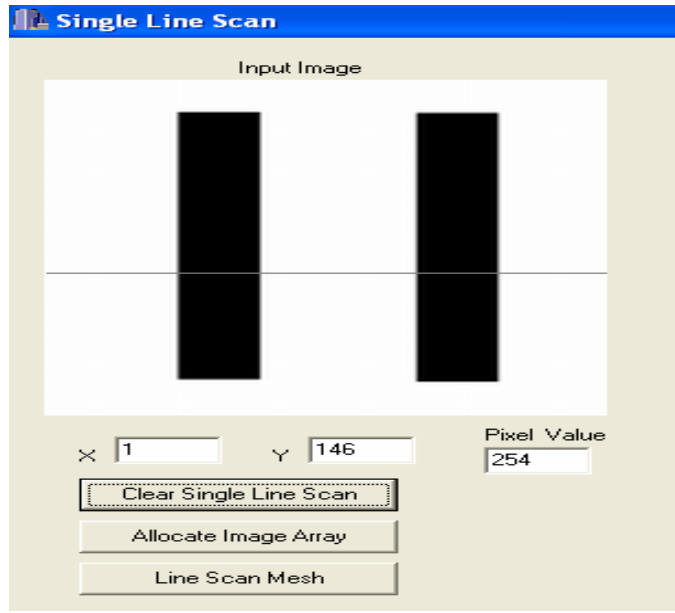
7	9	22	36	43	40	28	15
15	24	49	75	87	78	50	24
24	36	66	97	109	96	61	28
28	40	67	93	103	89	58	27
21	31	50	69	76	66	42	19
13	21	33	46	52	44	26	12
16	26	39	51	54	44	25	11
26	42	62	76	78	62	37	15

Şekil 3.2.4 256x256'lık bilgisayar tomografi görüntüsünün 8x8'lik matrisi

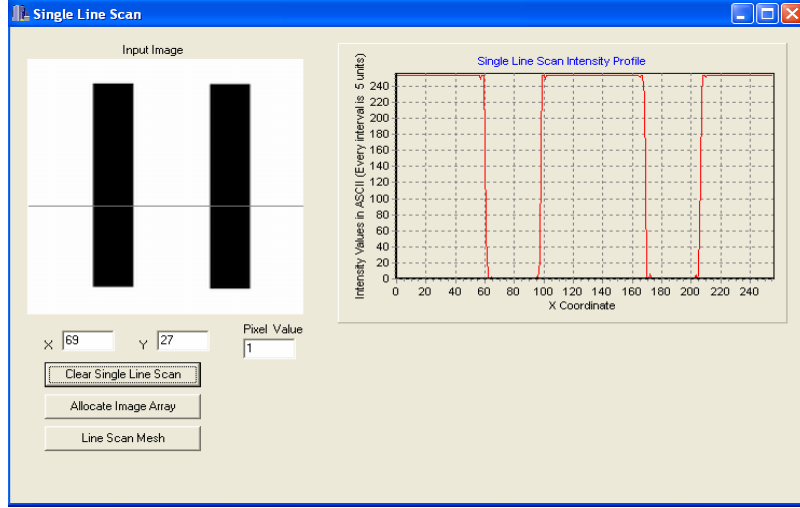
Program bit haritası dosyasını okurken, BMP görüntü dosyasını piksel değerlerde saklamak için 256x256 şeklinde dizilişlere ayırır. Ardından MS Windows ' C:/ ' yöneticisi altında bir ASCII dosyası yaratır ve bu dosya da geçici bir 256x256 piksel matris oluşturur. Çalışmanın başında, BT görüntüsü üzerinde X koordinatlarındaki konumlarına ters olarak her sıra piksel girişi için 2 boyutlu bir profil grafiği çizilmiştir (Şekil 3.2.5). İlk olarak kullanıcı programın yerel hafızasından gelen BT görüntü girişleri için 256x256'ık bir matris ayrılmalıdır (Şekil 3.2.5). Daha sonra kullanıcı bu seçilmiş sıranın 2 boyutlu profil grafik çizimini görmek için görüntü üzerinden gelişigüzel tekli bir sıra seçebilir (Şekil 3.2.6). Sonrasında eğer kullanıcı rasgele sıralar seçmeye devam ederse taslak halindeki grafikler plan üzerinde işaretlenir. 2 boyutlu çizim grafiğinin kontrolü tekli beyaz arka plan üzerinde iki siyah sütundan oluşturulmuş siyah ve beyaz görüntülü test numuneleri aracılığıyla yapılmıştır. Test numunelerinin beklenen 2 boyutlu profil çizimi kare atımlı sinyal grafiğidir ve test numunelerinin profili 2 boyutlu profil grafiği üzerinde beklenildiği gibi görülmüştür (Şekil 3.2.7). Bir görüntü üzerinde kullanıcı istediği kadar satır seçerek, o satırlara ait 2 boyutlu grafiğininde görebilmektedir (Şekil 3.2.8). Eğer 2 boyutlu yoğunluk profili çizim grafiği algoritması test numunesi aracılığıyla doğrulanırsa kullanıcı BT görüntüsü üzerinden bir sıra seçerken tek satır taramalı tipik bir 2 boyutlu BT görüntü profili çizimi belirlenir (Şekil 3.2.9).



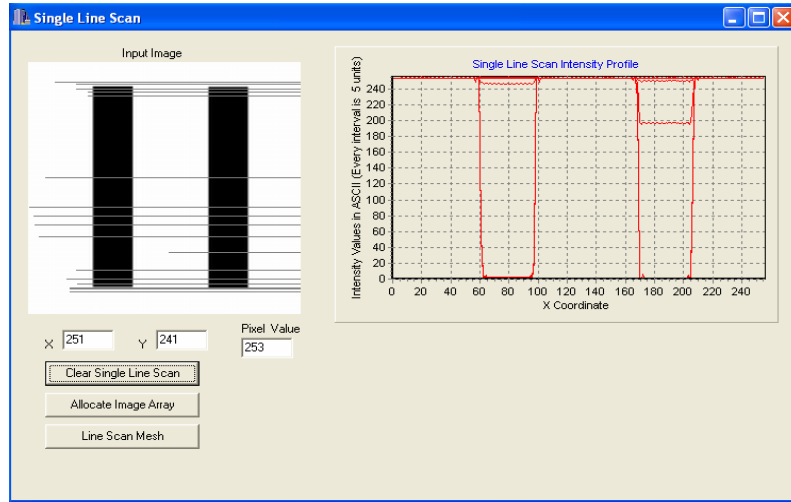
Şekil 3.2.5 Test görüntüsü için lokal hafızadan yer ayrılması



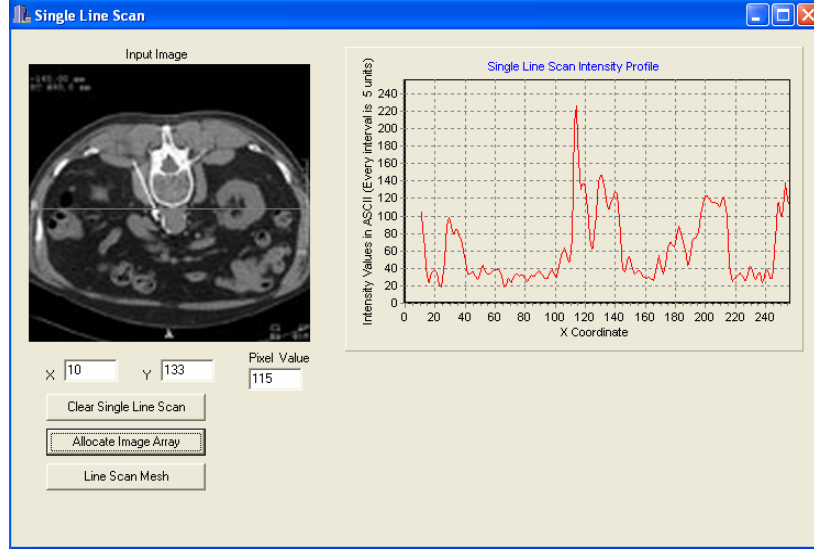
Şekil 3.2.6 Kullanıcının test görüntüsünden bir satır seçimi



Şekil 3.2.7 Test görüntüsü tek boyutlu renk yoğunluk profili

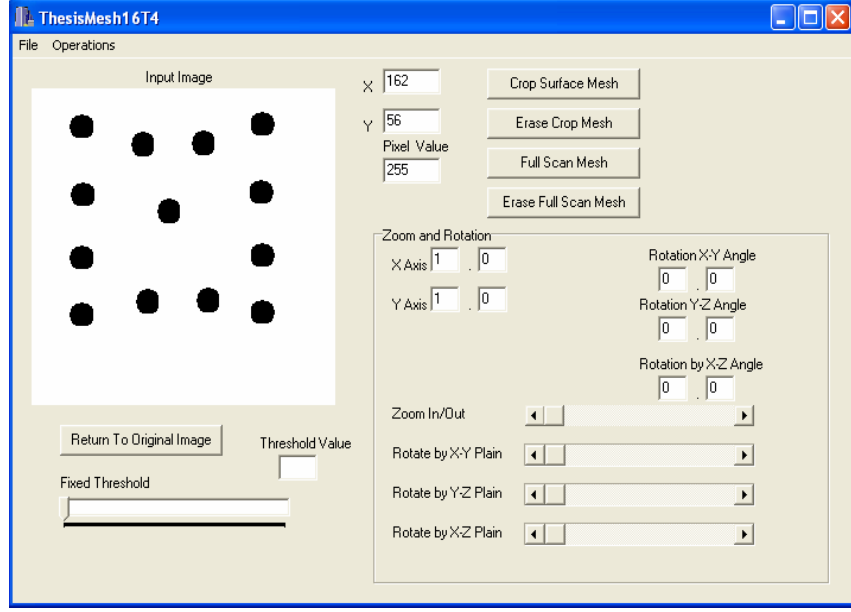


Şekil 3.2.8 Birden çok satır seçimi ve profil çizimleri

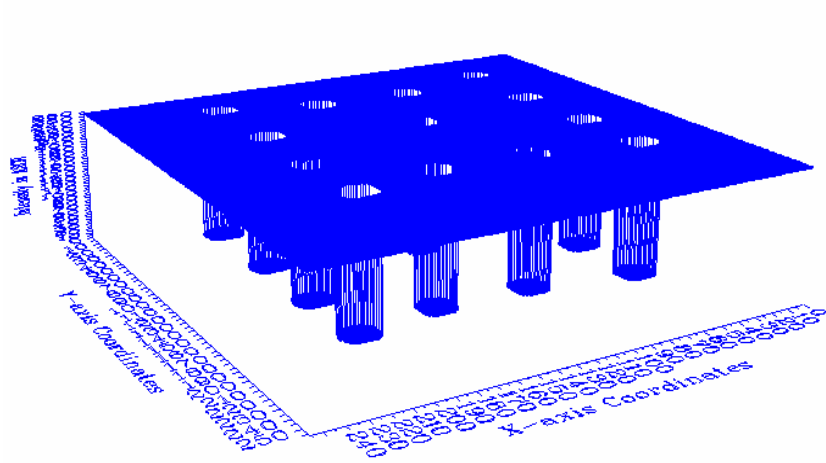


Şekil 3.2.9 Tipik bir BT görüntüsü ve tek boyutlu profil çizimi

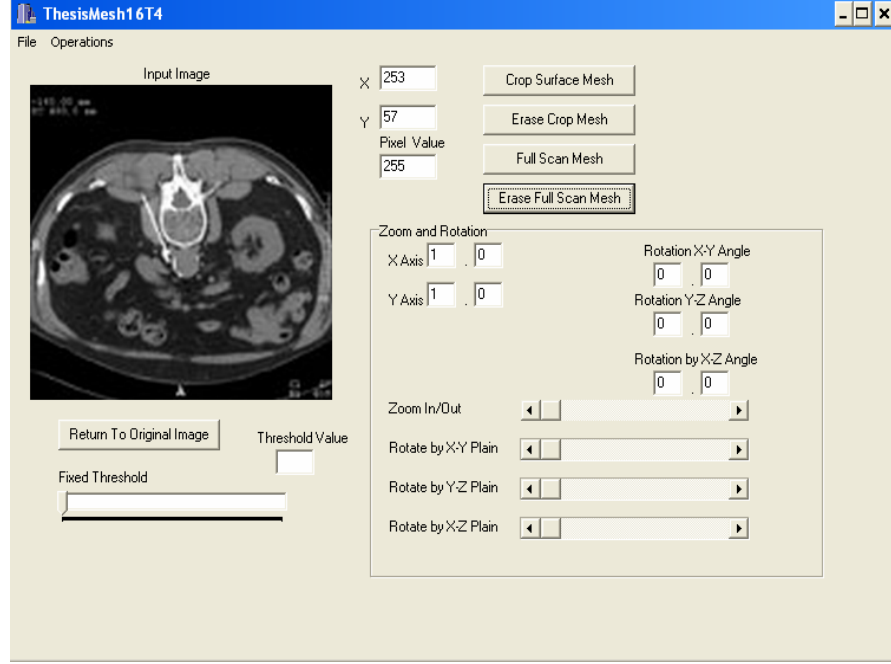
Yazılımın üçüncü aşamasında yoğunluk profiline yakınlaştırma ile X-Y, Y-Z ve X-Z düzleminde 360 derece dönme kapasiteli 3 boyutlu bir yüzey çizim ağı oluşturulmuştur. Aynı zamanda BT görüntü girişi üzerinden kullanıcı seçimine bağlı olarak 3 boyutlu yüzey çizim ağı ekstra yetenekli seçilmiş bir alan olarak geliştirilmiştir. Ayrıca 3 boyutlu yüzey çizim ağının kontrolü aşağıda verilen (Şekil 3.2.10)'da görülebilir. Test numunelerinin görüntüsü yine beyaz arka plan üzerinde rasgele dağıtılmış çoklu siyah noktalardan oluşmuş siyah-beyaz görüntülerdir (Şekil 3.2.10). Beklenen 3 boyutlu yüzey ağ oluşumu, üzerlerinde silindirik sütun kalıbıyla birlikte onları tavan gibi kaplayan yüzeydir (Şekil 3.2.11). 3 boyutlu ağ yüzey grafiği test görüntüsü için izlenebildiğinden 2 boyutlu BT görüntüsünün (Şekil 3.2.12) 3 boyutlu ağ yüzey grafiği (Şekil 3.2.13) izlenebilmesi kesindir. Aynı zamanda alan seçimi için test numunesinin 3 boyutlu ağ yüzey alanı (Şekil 3.2.13) tipik BT görüntüsünün 3 boyutlu ağ yüzey kurgusu (Şekil 3.2.14) seçimi için yazılım mekanizması tarafından teyid edilir. Seçili bir alanın herhangi bir BT görüntüsü üzerindeki seçimi ile



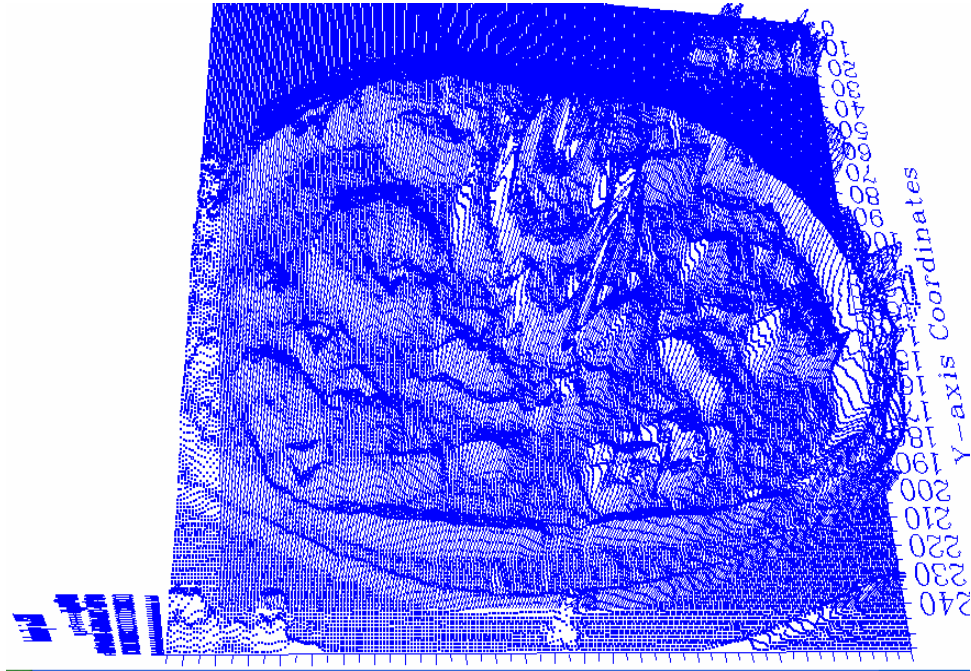
Şekil 3.2.10 Test görüntüsü ve 3 boyutlu çizim kontrolleri



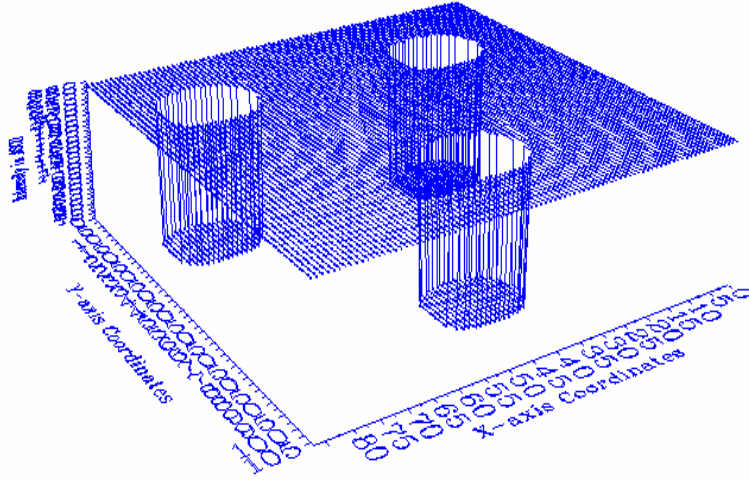
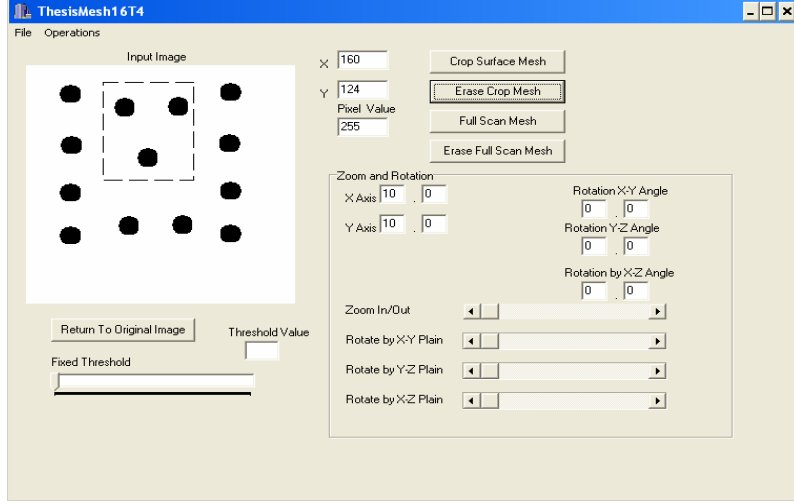
Şekil 3.2.11 BT görüntüsünün 3 boyutlu ağ yüzey çizimi



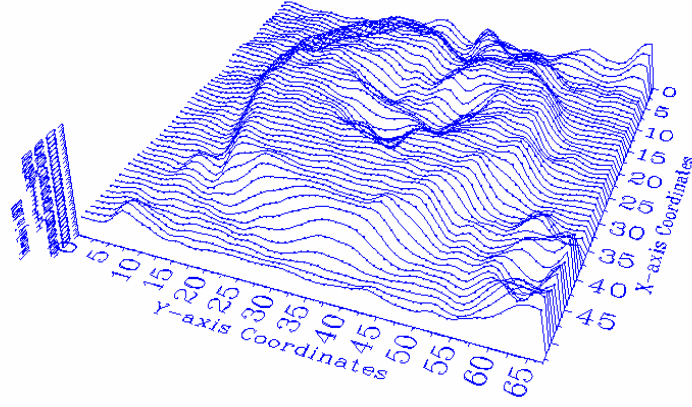
Şekil 3.2.12 Tipik bir BT görüntüsü



Şekil 3.2.13 BT görüntüsünün tüm olarak 3 boyutlu ağ yüzey çizimi

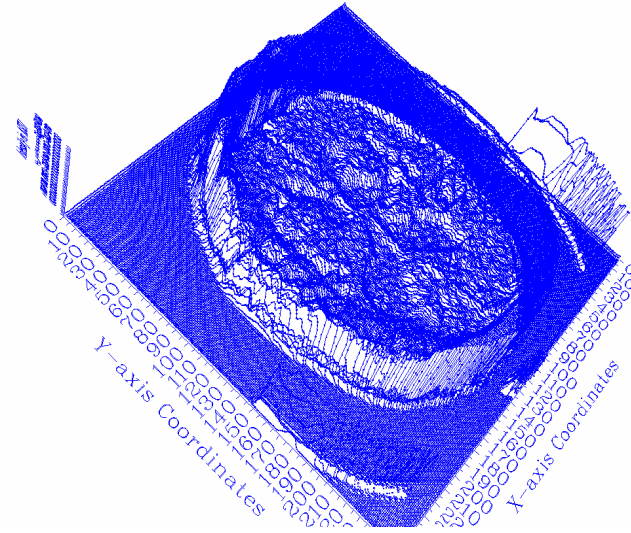
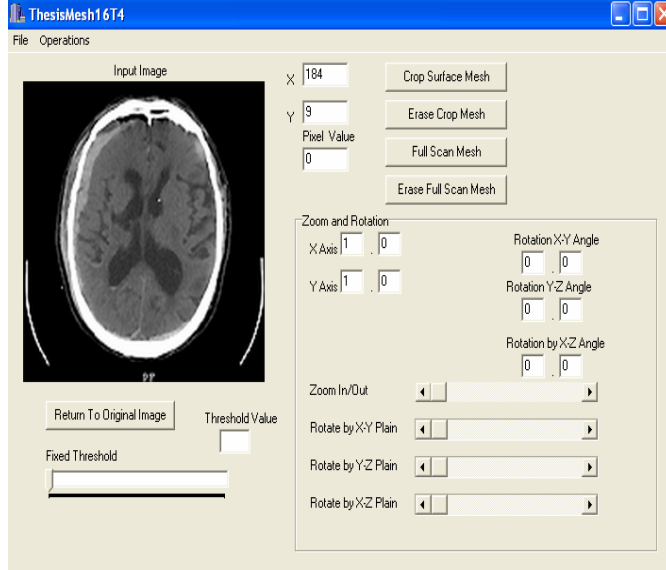


Şekil 3.2.14 Test görüntüsünde seçili alan ve o alanın 3 boyutlu ağ yüzey çizimi



Şekil 3.2.15 BT görüntüsünde seçili alan ve o alanın 3 boyutlu ağ yüzey çizimi

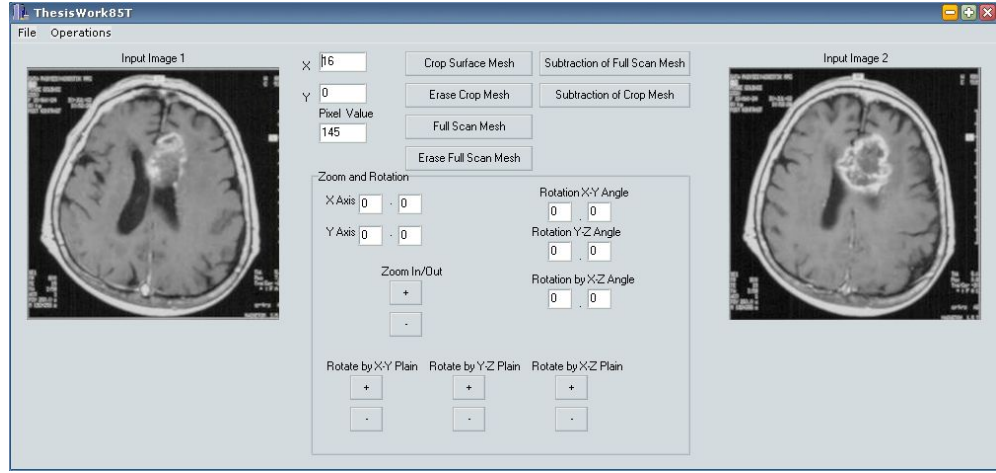
3 boyutlu ağ yüzey çizimi yüksek ve düşük eşik değerdeki gri tepelerle eşleşir ve böylece BT beyin profili görüntüsü üzerinde ani değişimler oluşur (Şekil 3.2.16).



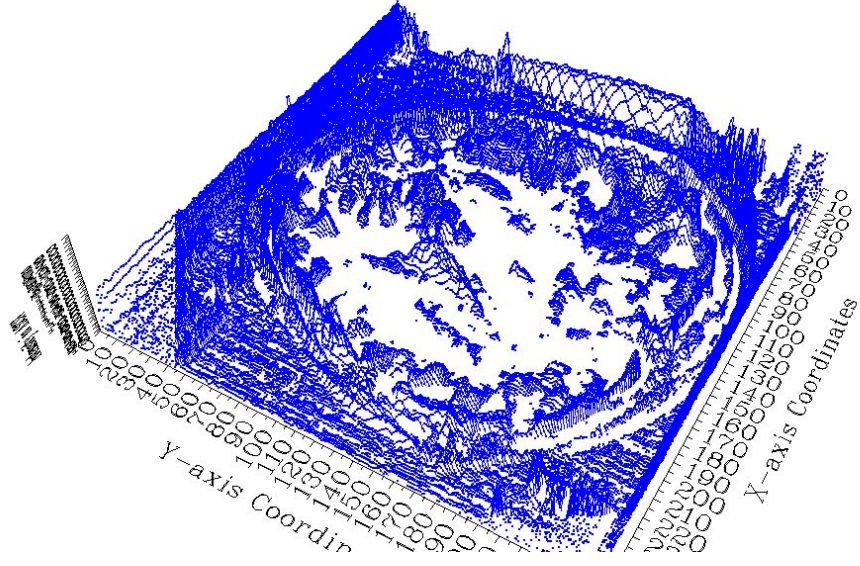
Şekil 3.2.16 BT görüntüsü ve 3 boyutlu ağ yüzey çizimi

Yine yazılımda gerçekleştirilen diğer bir özellik ise, iki boyutlu iki beyin kesit görüntüsünün birbirleri arasındaki farkı 3 boyutlu ağ grafiği ile gösterilmesidir. Fark hesaplanırken ilk görüntünün renk yoğunluk değerlerinden ikinci görüntünün renk yoğunluk değerleri arasındaki tam değer farkları hesaplanır. Hesaplanan değerler 0-255

aralığında olup yine 8 bitlik sayısal görüntü renk yoğunluk değerleri olarak elde edilir. Elde edilen fark renk yoğunluk matrisinin 3 boyutlu ağ profil görüntüsü çizilmiştir. Çizilen bu görüntü üzerinde yine büyültme, küçültme, X-Y düzleminde, Y-Z düzleminde ve de X-Z düzleminde 360 derecelik dönme özelliği de kullanılabilir. Aşağıdaki (Şekil 3.2.17)'de aynı hastaya ait iki beyin kesit görüntüsü yazılımda gösterilmiş ve (Şekil 3.2.18)'de ise aralarındaki fark 3 boyutlu ağ yüzey çizimi şeklinde ifade edilmiştir:



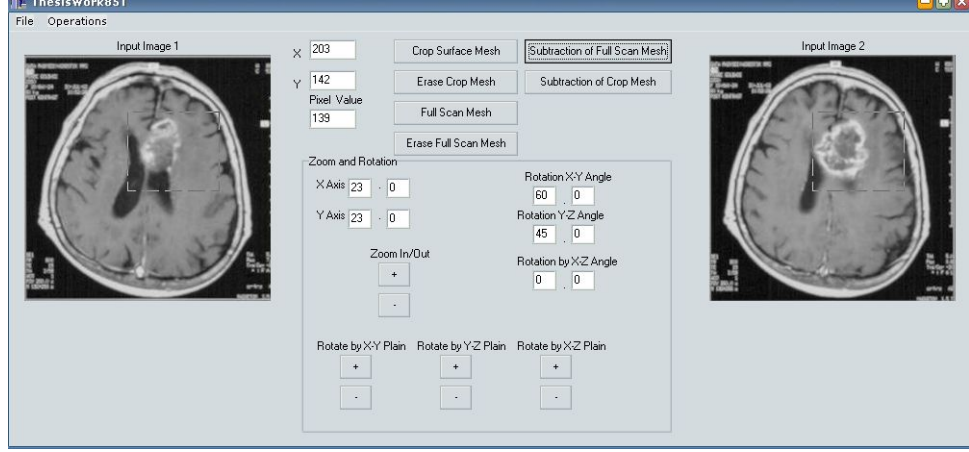
Şekil 3.2.17 Aynı hastaya ait beyin tümürlü iki beyin kesit bilgisayar tomografi görüntüsü



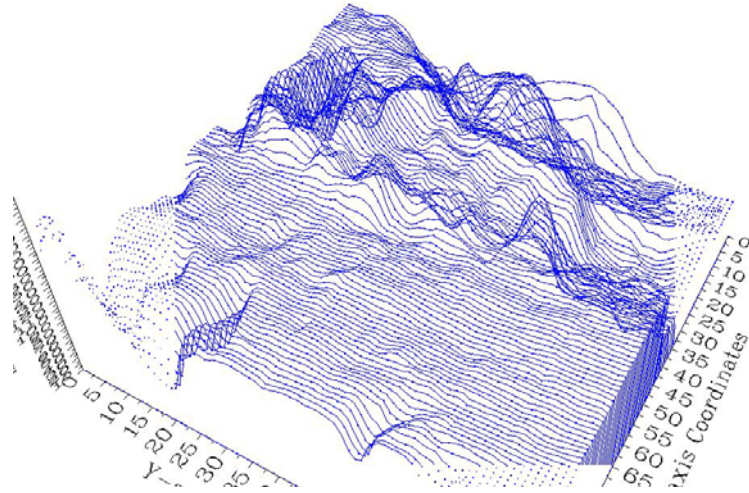
Şekil 3.2.18 Aynı hastaya iki beyin kesit görüntüsü arasındaki farkın 3 boyutlu ağ yüzey çizimi

Birinci görüntü üzerinde ikinci görüntü üzerinde de eşgüdümlü olarak fare ile kullanıcı tarafından seçilen bir bölgenin sayısal görüntü matrisleri elde edilerek renk yoğunluk değerleri arasındaki farkları hesaplanabilmektedir. Bu hesaplanan fark değerleri yine 0-255 aralığında tanımlı olup 8 bitlik gri skala görüntü yoğunluk değerleridir. Elde edilen fark görüntüsünde 3 boyutlu ağ yüzey çizimi geliştirilmiş olup, çizilen bu profil grafiğinde büyütme, küçültme, X-Y, Y-Z ve X-Z düzlemlerinde 360 derecelik dönme özelliği kullanılabilmektedir.

Aşağıdaki (Şekil 3.2.19)'de aynı hastaya ait iki beyin kesit görüntüsü üzerinde seçilen bölge yazılımda gösterilmiş ve (Şekil 3.2.20)'de ise bu seçili iki bölge arasındaki fark 3 boyutlu ağ yüzey çizimi şeklinde çizdirilmiştir:



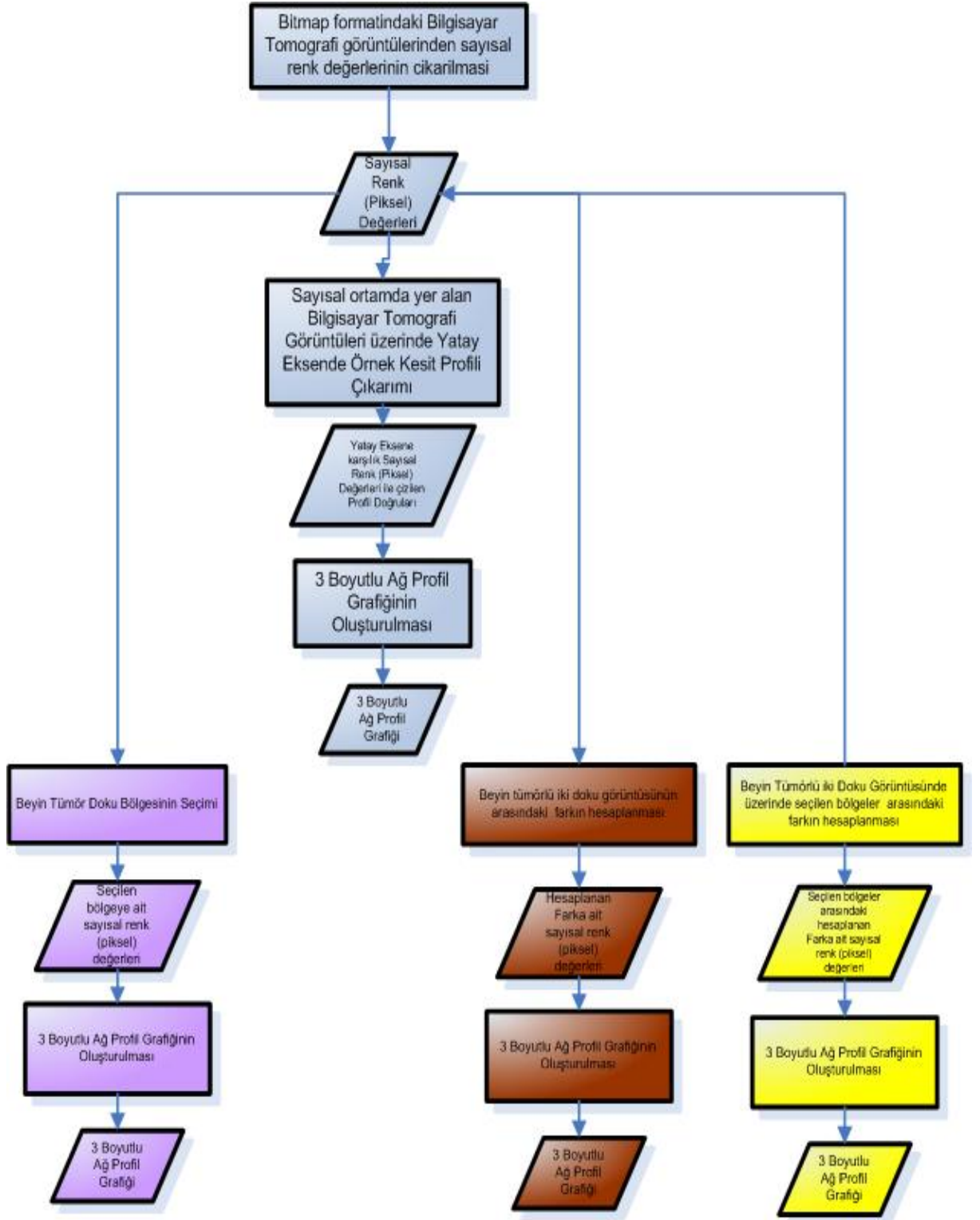
Şekil 3.2.19 Tümörlü beyin kesit görüntüleri üzerinde eşgüdümlü olarak seçilmiş iki alan görüntüsü



Şekil 3.2.20 Seçili iki alan görüntüsü arasındaki farkın 3 boyutlu ağ yüzey çizimi gösterimi

3 boyutlu ağ profil grafiği, çalışmanın ikinci aşamasında yeralan görüntü korelasyonu ile beyin tümör dokularının sınır konturlarının çıkarılması yönteminde kullanılmak üzere korelasyon katsayı profillerinin 3 boyutlu düzlemde gösterilmesi sağlanmıştır. Böylece beyin tümörlü görüntü üzerinde tanımlanmış olan ve yatay ekseninde hareket eden referans maske ile aynı görüntüden elde edilmiş olan şablon maskesi arasındaki korelasyonun değişimlerinin de 3 boyutlu ağ profil ile gözlemlenmesine olanak

sağlamıştır. Bu özellikleri sayesinde tasarlanan program, beyin tümörlü hastaların doktorlar tarafından amelyat ya da radyoterapi operasyonları iyileşim süreçlerinin izlenebileceği düşünülmüştür. Tedavi öncesi ve tedavi sonrası, tedavi edilen odak kanserli dokunun bulunduğu noktanın bilgisayarlı tomografi ya da röntgen görüntüleri çekilip amelyat ile kanserli dokunun ne kadarının kesildiği ya da ışın tedavisi ile tümörlü dokunun ne kadar küçüldüğü görüntüler arasındaki farkların 3 boyutlu ağ profil grafikleri gözlemlenerek doktorun hastanın iyileşme süreçlerini izlemesinde yardımcı olabileceği düşünülmektedir. Yukarıda anlatılanlar ışığında 3 boyutlu ağ profil grafiğinin çıkarılmasına ait çözüm yöntemleri aşağıdaki (Şekil 3.2.21) iş akış diyagramı halinde gösterilmiştir.

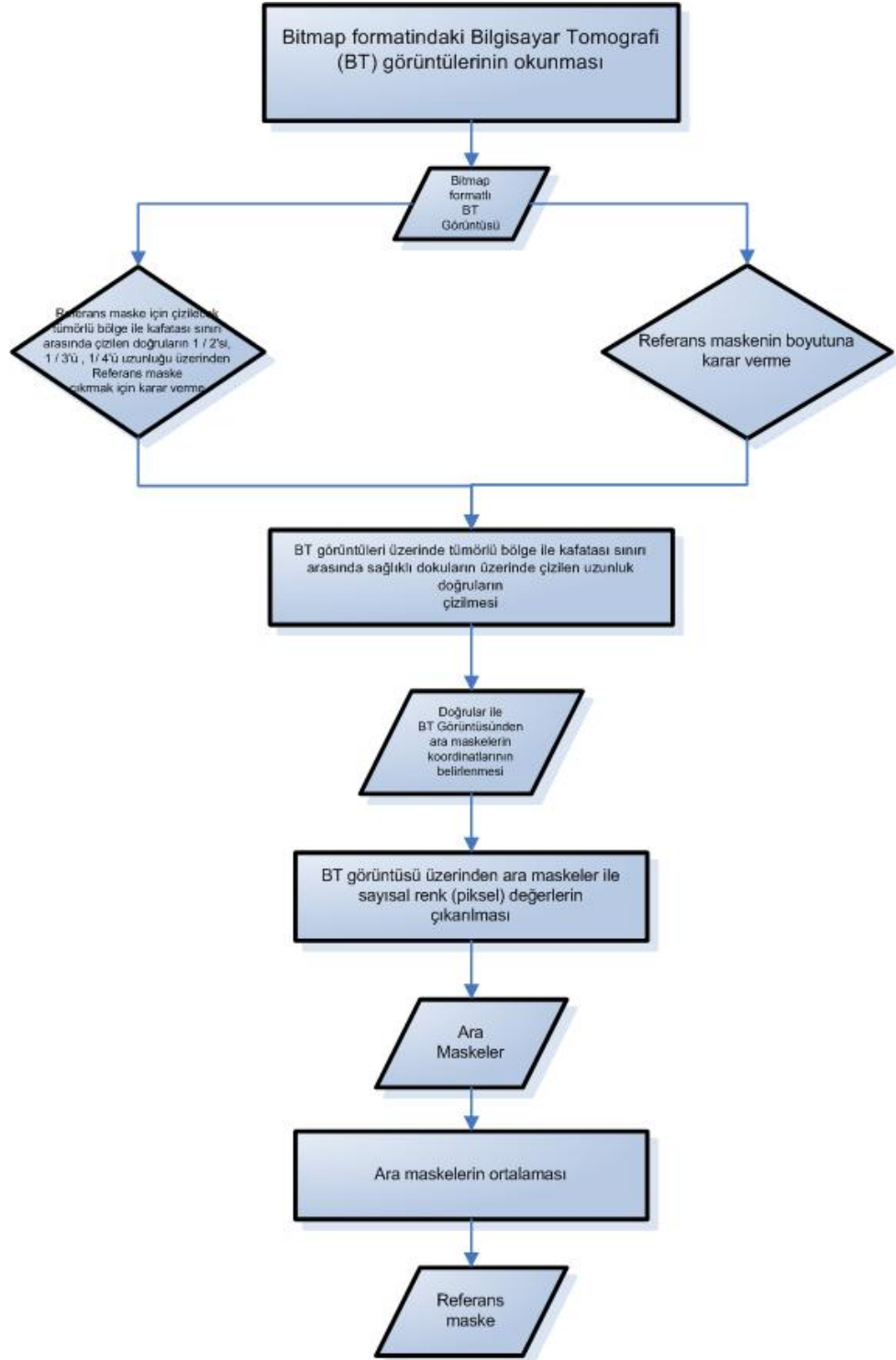


Şekil 3.2.21 3 boyutlu ağ yüzey profil grafiği çıkarılması için kullanılan çözüm yöntemlerini gösteren iş akış diyagramı

3.2.2 Görüntü Korelasyonu Yöntemi ile Sağlıklı ve Tümörlü Beyin Doku Ayırımı

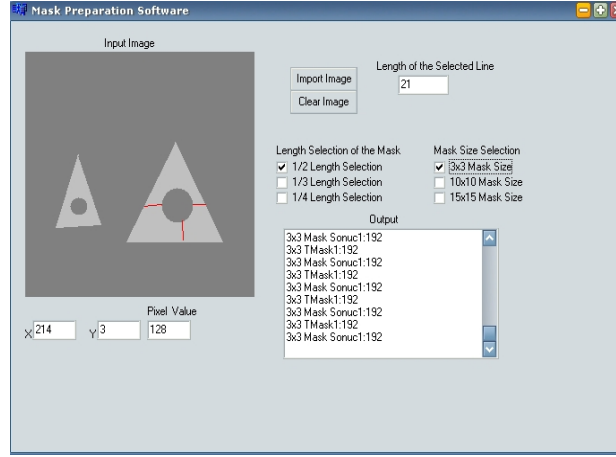
Bu çalışmada amaç beyin tümörlü bilgisayar tomografi görüntü kesitlerinde, tümörlü doku ile sağlıklı dokularından birbirinden ayrılması için sayısal renk değerleri ile onlar üzerinden hesap edilmiş olan algılanan parlaklık (luminans), optik yoğunluk değerleri ve radyasyon dozimetri doz değerleri kullanılarak görüntü korelasyon (çapraz ilişki) yöntemi geliştirilmiştir. Bu yöntemde görüntü korelasyon katsayılarının ortalama değerleri hesaplanarak yatay eksene karşılık 2 boyutlu grafiği çizdirilmiştir. Bu grafikte ortaya çıkan maksimum tepe noktalara karşılık gelen beyin tümörlü tomografi görüntüsünün koordinatsal düzlemine çakıştırılmış ve tümörlü bölgelere tekabül eden en dış noktaları hesaplanmıştır. Bu noktalar daha sonra tümörün sınır kontur grafiğini verecek şekilde birleştirilmiştir (Şekil 3.2.2.1.3).

Çalışmada görüntü korelasyon yöntemi kullanılırken korelasyon işleminde referans maske ile şablon maske görüntüsü kullanılmıştır. Referans maske, ana programda kullanılan beyin tümörlü görüntü kesiti üzerinden çıkarılır. Öncelikle tümörlü doku ile kafatası sınırı arasında ve doktor tarafından onaylanmış olan sağlıklı dokular üzerinden çizilen doğruların 1/2'si, 1/3'ü ya da 1/4'ü uzunluğunda belirlenen başlangıç koordinatlarını temel alan 3 adet ara maskenin çıkarılmasıyla elde edilir. Çıkarılan bu ara maskelerin boyutları da 3x3, 10x10 ve 15x15 boyutlu matrisler halinde seçilerek beyin tümörlü görüntü kesitlerinden elde edilen sayısal renk (piksel) değerlerinden oluşur. Bu ara maskelerin daha sonra ortalaması alınarak referans maske elde edilir. Bu işlemi yapabilmek için referans maske yazılımı hazırlanmıştır. Bu algoritmayı (Şekil 3.2.2.1)'de iş akış şeması ile özetleyebiliriz.



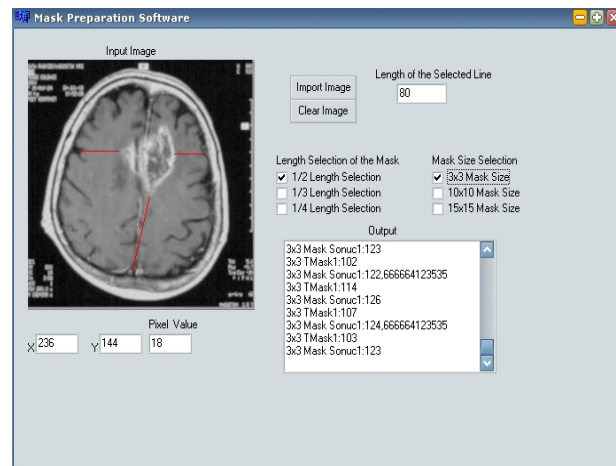
Şekil 3.2.2.1 Referans maske hazırlamak için kullanılan çözüm yönteminin iş akışı şeması

Aşağıdaki (Şekil 3.2.2.2)'de referans maske yazılımı ana programda test motif görüntüsü kullanmak üzere test motif görüntüsü üzerinden referans maske çıkarımı gösterilmektedir.



Şekil 3.2.2.2 Test motif görüntüsü üzerinden çıkarılan referans maske için referans maske hazırlama programındaki görüntüsü

Yine (Şekil 3.2.2.3)'te ana programda görüntü korelasyon algoritması için kullanılacak test görüntüsü üzerinden elde edilecek referans maske çıkarımı ifade edilmektedir.



Şekil 3.2.2.3 Ana programda kullanılacak olan test görüntüsünden elde edilecek referans maskenin çıkarımı için kullanılan referans maske hazırlama programındaki görüntüsü

3.2.2.1 Sayısal Renk Değerleri Kullanılarak Görüntü Korelasyon Yöntemi ile Sağlıklı ve Tümörlü Beyin Dokusu Ayırımı

İnsan vücudunda ki hücrelerin kontrolsüz bir biçimde bölünmeleri gerektiği miktardan daha fazla bölünerek çoğalmalarına, ölmeleri gerekirken ölmemelerine ya da hacimce dokusal olarak artışa tümör adı verilir. İnsan vücudunda ise en kritik organlardan birisi olan beyinde meydana gelen tümörler ise gözlenip, kontrol altına alınması gereken önemli konulardan birisidir. Beyin tümörlerinin teşhis sürecinde en önemli nokta, tümör dokularının sağlıklı beyin tümör dokuları arasındaki sınır geçişlerinin blirlenmesidir.

Özellikle tedavinin erken ve etkili bir biçimde yapılabilmesi için beyin tümörlü dokuların sınırlarının tam olarak belirlenmesi gerekir. Beyin tümörlü hastalar için uygulanan genel tıbbi operasyonlardan birisi radyasyon terapisi diğeri ise cerrahi operasyonlardır.

Literatürde yer alan birden çok tümör algılama yöntemi yer almaktadır. Bu yöntemlerden bazıları klasik radyoloji, Bilgisayar Destekli Pozisyon Emisyon Tomografisi, Manyetik Rezonans Görüntüleme ve Ultrasonografidir. Bu sistemlerde esas kullanım sayısal görüntü bilgisidir. Bu bilgi ile hedef dokuların, kritik yani sağlıklı dokulardan tam olarak ayırt edilmesi sağlanır. Böylece hem tedavi için optimizasyon sağlanırken, hassas dokuların zarar görmesi engellenmiş olacaktır.

Tıbbi işlemlerde tanı, tedavi süreci için büyük önem taşır. Hastanın hakkında doğru bilginin yanışması ve doğru tedavi için anahtar rolü üstlenmektedir. Bunu sağlayabilmek için beyin tümörlerinin sınır konturlarının, sağlıklı dokulardan ayrıştırılması ile yapılabilmektedir (Glasbey, 1999). Tümörlü dokunun sağlam dokulardan ayrıştırılabilmesi için sayısal görüntü işleme tekniklerinden yararlanılmaktadır (Photonics Dictionary, 2006).

Bu çalışmada kullanılan görüntü tipi ise bilgisayar tomografi beyin tümör kesit görüntüsüdür. Bilgisayar tomografisi, X-ışınlarını kullanarak vücudun iç yapısına yönelik detaylı görüntü sağlar. Bilgisayarlı tomografi çekilirken hasta x eksenine paralel

olarak sırt üstü yatarak, makinanın vücuda X-ışını gönderdiği noktalardan yani odak noktalardan geçerken helozonik şekilde açılarak, hastaya X-ışınları gönderir. Gönderilen X-ışınları vücut dokularından geçerken, ışınla beraber dokulara kinetik enerji nüfuz ederek, gönderilen bir kısım enerji emilir. Bu emilen enerjinin ışında yarattığı şiddetin değişimi, bilgisayar tomografi cihazı tarafından algılanarak, renk değişimleri halinde algılanır. Yani gönderilen X-ışınları, daha az yoğunluklu dokulardan geçerken daha güçlü şiddette iken, daha çok yoğunluğa sahip olan organlarda X-ışını şiddeti düşmektedir. Bilgisayar bu bilgiyi kullanarak göreceli yoğunluk değerlerine göre girdi ışın şiddeti değeri ile çıktı şiddeti arasındaki orana bakarak dokuları inceler. İnsan vücudunu tararken bilgisayar tomografisi ile vücut organlarının kesit kesit görüntüleri elde edilerek, vücut organlarının 3 boyutlu görüntüsü oluşturulur (Brandt, 2005)

Bazen bir tümörün belirlenebilmesi için, bilgisayar tomografi görüntülerinde kontrast madde yani iyotlu bir sıvı kullanılmaktadır. Bu sıvı ile vücutta damar dokularında kanın akışının izlenebilmesi ve diğer dokudaki problemlerin görüntülenmesi mümkün olmaktadır. Böylece saf ışınım ile elde edilemeyen görüntüler, bu iyotlu sıvılar sayesinde açık ve net bir şekilde görülebilmektedir (Nissl, 2005).

Çalışmada kullanılmak üzere, Gülhane Askeri Tıp Akademisi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'ndan* farklı tipteki tümör tiplerine bağlı olarak tedavi gören ve beyin tümör vaka olarak teşhis edilmiş olan bilgisayar tomografi beyin görüntü kesitleri elde edilmiştir. Elde edilen bilgisayar tomografi görüntüleri Phillips Bilgisayar Tomografi Cihazı kullanılarak elde edilmiş ve film halinde basılmıştır. Basılmış olan filmlerdeki tomografi görüntüleri Vidar System Corporation VXR-16 Radyasyon Dozimetri film sayısallaştırıcı cihaz ile taranarak, bilgisayarda bitmap görüntü formatı halinde kaydedilmiştir (Vidar, 2001). VXR-16 film sayısallaştırıcı cihaz, sayısallaştırılan beyin tomografi kesit görüntülerini 16 bit gri skala düzeyinde 256x256 piksel halinde kaydetmiştir. Elde edilen sayısal bitmap görüntüleri siyah ve beyaz renk üzerine tanımlı olarak, orjinal basılı görüntüsüne nazaran, VXR-16 cihazı tarafından sayısallaştırıldığından, sinyal bozulma oranı en düşük seviyede olup detaylar bire bir görüntünün sayısal haline de yansımıştır. Sayısal görüntü haline getirilen beyin bilgisayar tomografi görüntü kesitlerine ait sayısal renk değerleri yani piksel değerleri

256 adet tek renk sınıfına sahiptir. Yani siyah beyaz renk aralığında tanımlı olup, grinin tonları ile tanımlanmış olan [0,255] aralığında 256 adet gri piksel değeri bulunmaktadır.

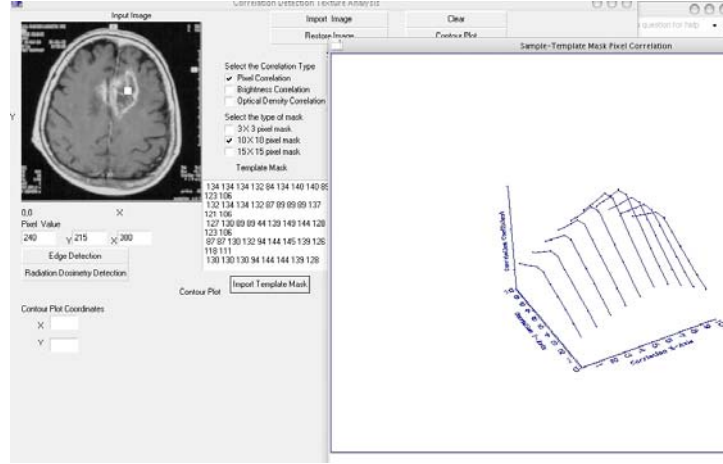
Elde edilen bu ham sayısal görüntü renk değerleri, görüntü işleme tekniklerinden biri olan görüntü korelasyonu işlemine tabi tutulmuştur. Görüntü korelasyon algoritması bir ters ilişki ya da çapraz korelasyon olarak adlandırılan algoritmanın adıdır. Bu teknik ile şablon bir maskes görüntüsü ile (Korelasyon kernel maskesi görüntüsü) gerçek bir kamera ile elde edilmiş olan bir objeye ait görüntü arasında karşılaştırma yapılarak, yeni bir korelasyon görüntüsü elde edilir. Bu korelasyon görüntüsünde şablondaki maske görüntüsünün, gerçek görüntü üzerinde eşleştiği alanların belirlendiği noktalar yer alır.

Çalışmada elde edilen bitmap formatındaki sayısal görüntüleri üzerinde herhangi alanında $M \times M$ piksel boyutunda bir örnekleme maske seçilerek aynı boyuttaki şablon görüntü ile çapraz korelasyona sokulmuştur. Burada örnekleme maske alanı olarak tanımlanmış olan ve görüntü üzerinde yatay ekseninde hareket ederek üzerinde bulunduğu görüntüye ait alanın renk değerleri ile şablon maske görüntüsü olarak tanımlanmış bir görüntü arasında çapraz korelasyon işlemi uygulanarak korelasyon katsayıları elde edilmiştir.

Şablon maske görüntüsü, sayısal beyin tümörlü kesit görüntüsü üzerinde tümör ile beyin kafatası sınırı arasında çizilmiş olan uzunluk doğrusunun $1/2$, $1/3$ ve $1/4$ uzunluğuna karşılık gelen yüzey koordinatlardan kesilen 3×3 piksel, 10×10 piksel ve 15×15 piksel boyutlu 3 adet maskenin sayısal renk değerlerinin ortalaması olarak belirlenir. Hazırlanan bu maske görüntüsü tümör doku ile beyin kafatası kemik dokusu sınırı arasında kalan ve doktor tarafından doğrulanmış olan sağlıklı dokulardan kesilmiş olan bir maskedir. Şablon maske görüntüsünün kesildiği sayısal beyin tümörlü görüntü kesiti aynı zamanda görüntü korelasyonu işlemine tabi tutulacağından, elde edilen şablon maske görüntüsü ile aynı görüntü üzerinde yatay ekseninde hareket ettirilecek olan örnek referans maske ve kapladığı alanın sayısal renk değerleri arasında çapraz ilişki karşılaştırılması yapılır.

Sayısal beyin tümör görüntüsü kesiti üzerinde tanımlanmış olan referans maske, farklı piksel boyutlarında olabilir (3×3 , 10×10 , and 15×15). Bulunan bu maske görüntüsü ile

aranan şablon görüntüsü arasında görüntü korelasyonu işlemi gerçekleştirilir. (Şekil 3.2.2.1.1)'de 10x10 büyüklüğünde referans maske ile şablon maske arasındaki sayısal renk değerleri üzerinden hesaplanan görüntü korelasyon katsayıları 3 boyutlu profil grafiği verilmiştir.

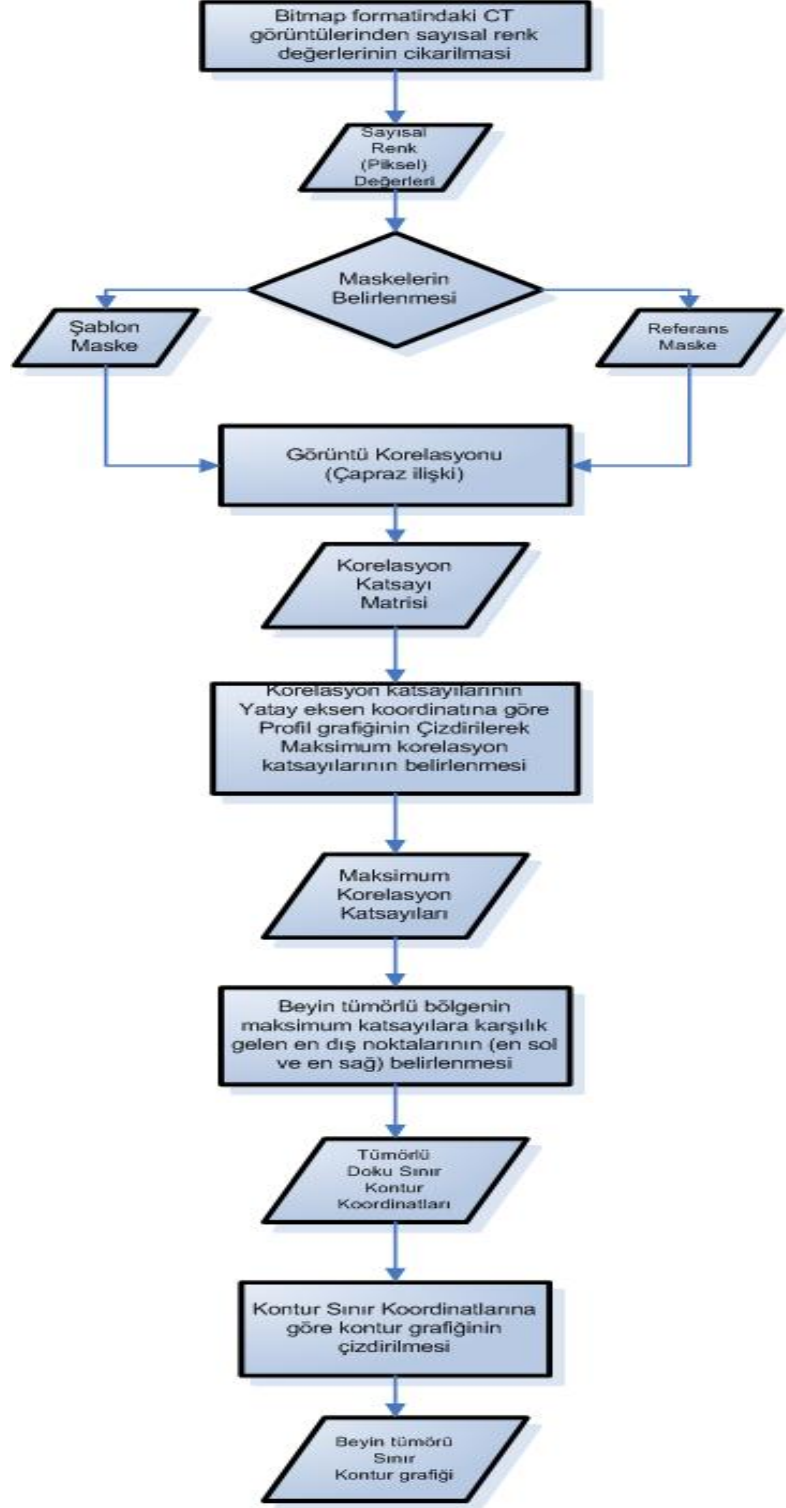


Şekil 3.2.2.1.1 Sayısal renk değerleri ile yapılan 10x10 referans maske ile şablon maske arasındaki görüntü korelasyon işlemi ile ortaya çıkan 3 boyutlu korelasyon katsayı profili

Elde edilen korelasyon katsayıları, taranan sayısal beyin tümör görüntü kesitine karşılık gelen yatay eksen koordinatı olan farklı boyutlardaki referans (3x3, 10x10 ve 15x15 piksel boyutlu) maskenin orta noktasına çakışacak şekilde 2 boyutlu grafik halinde çizilir. Sayısal beyin tümörlü görüntü kesiti üzerinde görüntü korelasyon işlemi için, kullanıcı referans maskesini tümörün üzerinden geçecek şekilde bir kaç tarama yapabilir. Böylece korelasyon katsayıları ile birden fazla doğru grafikte çizdirilmiş olur. Görüntü korelasyonu (Çapraz İlişki) kuramına göre, farklı noktalar için maksimum noktalar elde edilirken, benzeşen noktalar için ise minimum noktalar elde edilmektedir.

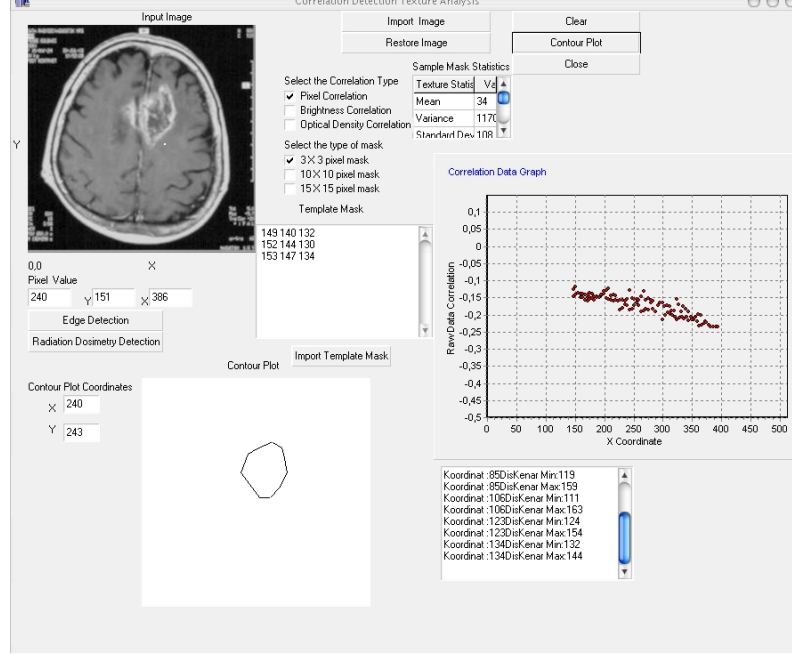
Buna göre elde edilen korelasyon katsayı grafiğinde de elde edilen maksimum tepe noktaları, tümörlü dokular ile hastalıkla dokular arasında geçişlerin yaşandığı noktalara karşılık gelmektedir. Elde edilen bu maksimum noktalar daha sonra çalışma için geliştirilen yazılımın lokal hafızasındaki bir dizide beyin tümörlü görüntü kesiti boyutu kadar olan bir dizide saklanır. Bu dizide toplanan maksimum korelasyon katsayılarından, ilk ve son yatay eksen koordinatına karşılık gelen noktalar beyin kesit görüntüsünde yer alan tümörün sınırlarını vermektedir. Elde edilen bu sınır noktaları

daha sonra doğrular ile birleştirilerek, 2 boyutlu beyin tümör sınır noktaları elde edilmektedir. Anlatılan yöntem aşağıdaki akış diyagramı (Şekil 3.2.2.1.2)'de gösterilmiştir.



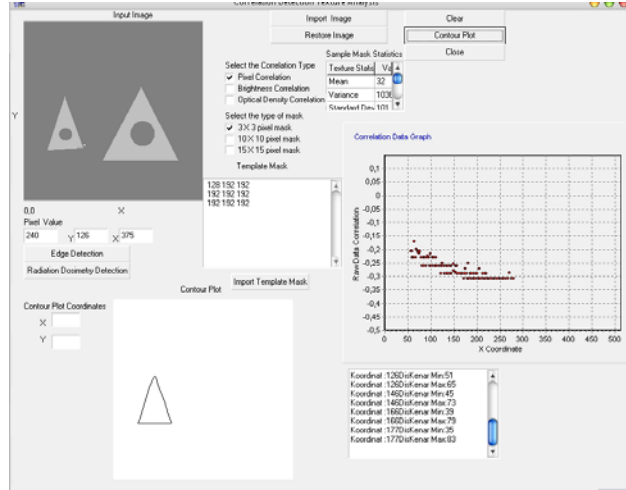
Şekil 3.2.2.1.2 Sayısal renk (piksel) değerleri ile görüntü korelasyonu kullanılarak elde edilen beyin tümörlü dokuların sınırlarının çıkarılması işlemi ile ilgili akış diyagramı

Aşağıdaki (Şekil 3.2.2.1.3)'de sayısal renk değerleri üzerinden hesaplanan ve 3x3 piksel boyutundaki referans maske ile şablon maske görüntüsü arasındaki korelasyondan elde edilen tümör sınır noktaları gösterilmiştir.

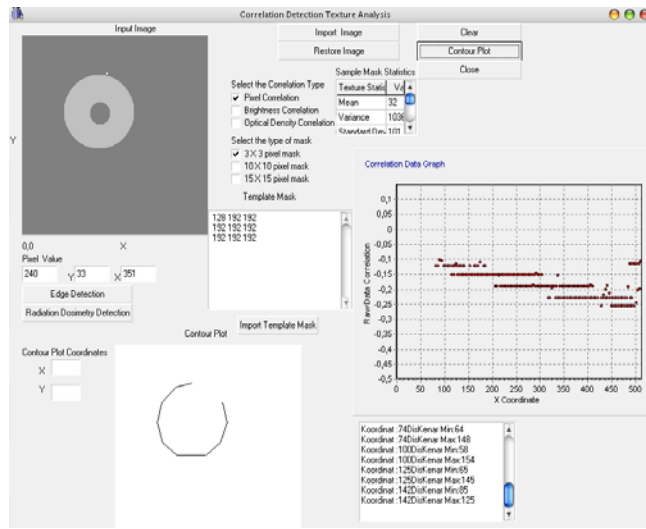


Şekil 3.2.2.1.3 Sayısal renk değerleri ile yapılan görüntü korelasyon işlemi ile elde edilen beyin tümörü sınır değerleri beyaz renkli alanda gösterilmiştir. Sağdaki iki boyutlu grafik ise yatay eksene karşılık gelen korelasyon katsayı noktalarının aralarında 10'ar koordinat ekseni adım aralığı kaydırılarak çizdirilen 2 boyutlu grafiğidir.

Sayısal renk değerleri kullanılarak görüntü korelasyonu sonucu ortaya çıkan tümör sınır noktaları, önceden iki renkten oluşan test motiflerinden oluşan referans görüntü örnekleri kullanılarak doğrulanmıştır. Buna göre aşağıdaki (Şekil 3.2.2.1.4), (Şekil 3.2.2.1.5)'te, test görüntü motifinden elde edilen sınır noktaları ile çizilen kontur sınır görüntüsü bunu en açık şekilde ifade etmektedir.



Şekil 3.2.2.1.4 İki renkten oluşan test üçgen referans görüntüsü, sayısal renk değerleri kullanılarak yapılan görüntü korelasyon algoritması ile çizdirilmiş olan korelasyon katsayısı profil grafiği ve bu grafikle çizdirilmiş olan sınır konturları profil grafiği



Şekil 3.2.2.1.5 İki renk ve iç içe olmuş çemberlerden oluşan test referans görüntüsü, sayısal renk değerleri kullanılarak yapılan görüntü korelasyon algoritması ile çizdirilmiş olan korelasyon katsayısı profil grafiği ve bu grafik ile çizdirilmiş olan sınır konturları profil grafiği

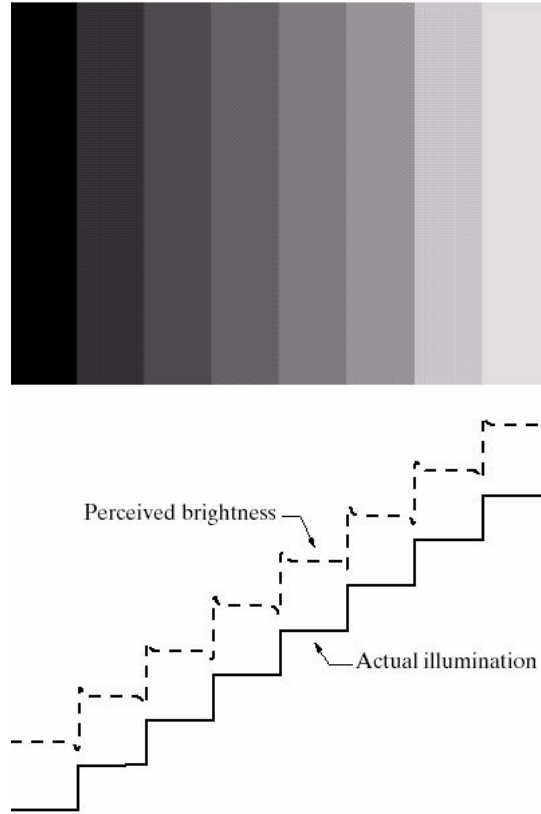
3.2.2.2 Algılanan Parlaklık (Luminans) Değerleri Kullanılarak Görüntü Korelasyon Yöntemi ile Sağlıklı ve Tümörlü Beyin Dokusu Ayırımı

Görüntü korelasyon algoritmasında kullanılmak üzere yine sayısal renk değerlerinden hesap edilen algılanan parlaklık (luminans) değerleride geliştirilen metodlardan birisidir. Algılanan parlaklık (luminans), noktasal olmayan bir kaynaktan birim alana uygulanan lümen şiddetinin adıdır. Gözlem yapan kişiye göre ışın kaynağının luminans özelliği, onun parlaklığıdır (Bright View Electronics Co., 2006). Çoğu kez parlaklık denilince akla görüntü işleme alanında ki sayısal renk değerlerinin parlaklık seviyesi anlaşılmaktadır. Ancak görüntülenen bir nesne ile onun algısı arasında çok büyük farklar bulunmaktadır. Örnek olarak bir bilgisayar ekranındaki pikselin luminans (algısal parlaklık) değeri ile o pikselin ölçülen parlaklığı arasında bir fark bulunmaktadır. Eğer ekrandaki luminans (algısal parlaklık) şiddetini iki katına çıkartıldığında, ölçülen parlaklık değeri de iki katına çıkmış sayılmaz. Bu yüzden ölçülen parlaklık değeri diğer faktörlere bağlıdır. Bu faktörlerden bazıları pikseller arasındaki kontrast ve çeşitli bilişsel işlemleri olarak örnek verilebilir. Mesela herhangi bir ışık kaynağı belli bir dalgaboyu ve enerji ile bir alana gönderildiğinde belli şiddette yansıma olmaktadır. Yansıma o ışının uygulandığı alan için belirleyici bir unsurdur. Yansıma şiddeti 0 ile 1 değerleri arasında olmaktadır. Buna göre belli yansıması 1 olan alanın tüm ışınları aldığından söz edilirken, yansıması 0 olan bir alan için ise hiçbir ışının o bölgeye gönderilmediğinden bahsedilebilir (Maintz, 2005). Bu yansıma sayesinde ki algılanan parlaklık (luminans) değeri ışınlanan alanları ayırt edilmesinde belirleyici bir faktör olmaktadır.

Belirli şartlar altında, insan gözünün kendi için parlaklık adaptasyon seviyesi bulunmaktadır. Göz, algılanan parlaklık değişimlerini belirli adaptasyon seviyeleri için algılayabilmektedir. Bunu belirten en açık teorem, Weber oranı olarak bilinen ve aşağıdaki şekilde açıklanan belirli bir algılanan parlaklık seviyesi aşağıdaki şekilde hesaplanmaktadır (Agouris, 2006).

$$\frac{\Delta I_c}{I} \rightarrow \text{Weber ratio} \dots\dots\dots(3.2.2.2.1)$$

(3.2.2.2.1) ifadesinde “ ΔI_c ” belirli bir alan için uygulanan belli miktardaki ışın şiddeti zamansal olarak değişimini ifade ederken, “ I ” is kaynaktan çıkan ışın şiddeti olarak algılanabilir. Düşük değere sahip olan Weber oranları algılanan parlaklığın ayırt ediciliğinin iyi olduğunu, yüksek değerlerde ise algılanan parlaklığın ayırt edici özelliğinin azaldığını ifade etmektedir. Tipik bir gözlemci bir ya da iki düzüne farklı ışın şiddeti değişimlerini algılayabilmektedir. Algılanan parlaklık, ışın şiddetine bağlı bir basit bir fonksiyon değildir. Buna örnek olarak (Şekil 3.2.2.2.1)’deki Mach eşit aralıklı renk bandı modeli, ve (Şekil 3.2.2.2.2)’deki eşdüzeye sahip kontrast grafiği verilebilir (Agouris, 2006).



Şekil 3.2.2.2.1 Gri skala Mach bandı renk modeli ile bu modelin profil grafiği

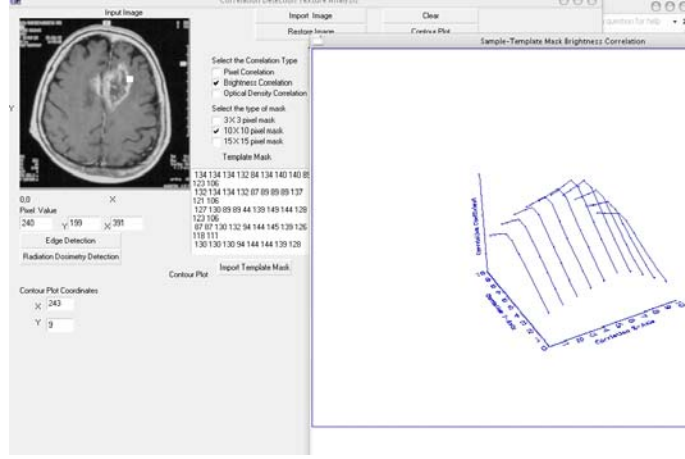


Şekil 3.2.2.2.2 Eşdüzey kontrast' a örnek grafikler; tüm büyüklükteki karelerin içindeki küçük kareler aynı renk değerine sahipken dışarıya doğru çıktıkça daha açık görünmektedir. Bu çalışmada kullanılan algılanan parlaklık (luminans) değeri, aşağıdaki formül kullanılarak hesaplanmıştır (Imatest LLC, 2006):

$$Luminance = (pixel\ value / 255)gamm$$

Bu denklem aynı zamanda elektronik algılama cihazlarının (kamera ya da kişisel bilgisayar monitörü) görüntü ışınlarına karşı tepkisel katsayılarını ölçmek için kullanılır. Formülde yer alan “gamm” algılama cihazlarının ortalama sayısal renk değerlerinin tepkisel katsayısına bağlı olan özel bir fonksiyon ile hesaplanan değerdir. Tüm görüntüleme cihazlarında tepkisel katsayı farkına bağlı olarak görüntülenen tüm sayısal renk değerleri, ışın şiddetinde cihazın fiziksel karakteristiklerine bağlı olarak farklı “gamm” değerine göre gösterilmektedir. Bu çalışmada ise kişisel bilgisayar monitörü kullanıldığından, denklemde kullanılan “gamm” değeri 2.2’dir.

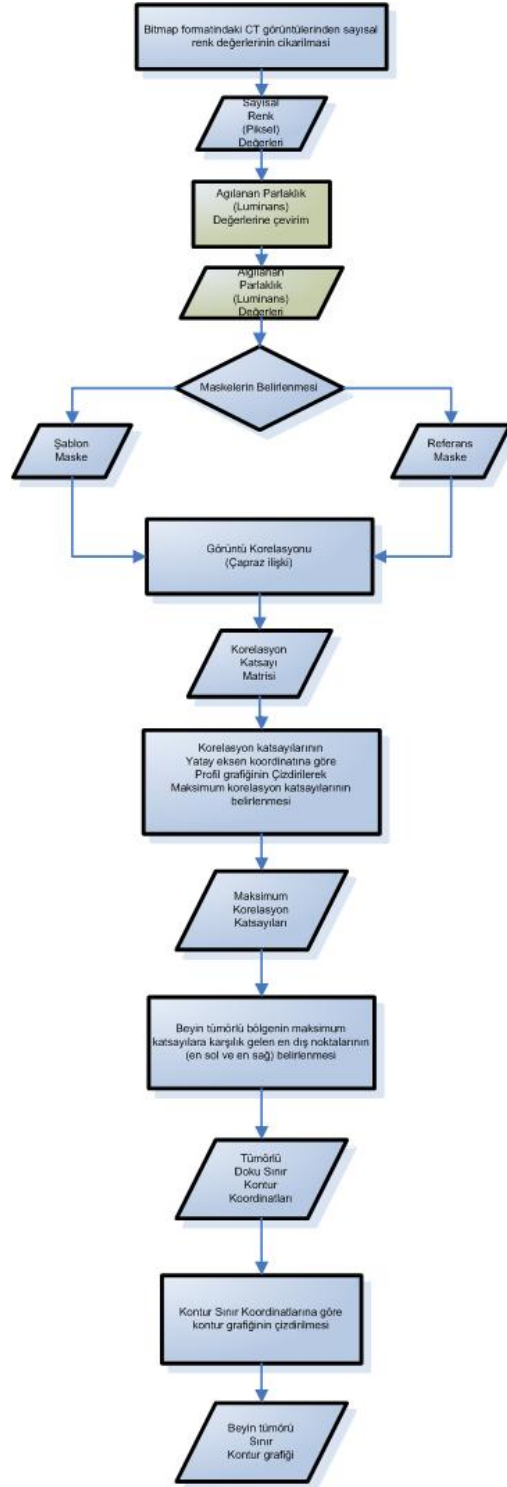
Formülde “Pixel Value” olarak kullanılan ifade ise, çalışmada kullanılan beyin tümörlü görüntü kesitlerinden elde edilen sayısal renk değerleri olarak kullanılmıştır. Algılanan parlaklık (luminans) değerleri bu yukarıda gösterilen ifade ile beyin tümörlü görüntü kesitlerinden elde edilmiş sayısal renk değerleri üzerinden hesaplanarak görüntü korelasyonu işlemine tabi tutulmuştur. (Şekil 3.2.2.2.3)’de 10x10 büyüklüğünde referans maske ile şablon maske arasındaki algılanan parlaklık (luminans) değerleri üzerinden hesaplanan görüntü korelasyon katsayıları 3 boyutlu profil grafiği verilmiştir.



Şekil 3.2.2.2.3 Algılanan parlaklık (luminans) değerleri ile yapılan 10x10 referans maske ile şablon maske arasındaki görüntü korelasyon işlemi ile ortaya çıkan 3 boyutlu korelasyon katsayı profili

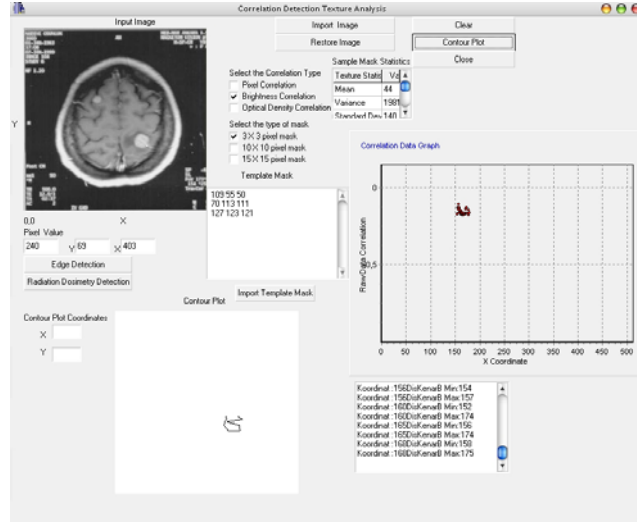
3x3 piksel boyutlu referans maske, 256x256 piksel boyutlu beyin tümörlü görüntü kesiti üzerinde yatay eksen boyunca hareket ettirilerek, yine 3x3 boyutlu şablon maske ile görüntü korelasyon (çapraz ilişki) işlemine tabi tutulmuştur. Hesaplanan bu katsayılar 3x3 matrisler halinde olup ortalamaları alınarak yatay ekseninde hareket ettirilen referans maske boyutunun ortasına x koordinat eksenine karşılık gelecek şekilde 2 boyutlu grafikte gösterilmiştir. Elde edilen korelasyon katsayı grafiğinde maksimum ve minimum tepeler elde edilmiş olup, maksimum tepeler görüntü korelasyonu (çapraz ilişki) kuramına bağlı olarak farklı doku geçişlerini, minimum tepeler ise aynı doku noktaları olduğunu göstermektedir. Farklı doku noktalarından kasıt ise beyin tümörlü noktalar ile sağlıklı dokular arasındaki geçişleri göstermektedir.

Elde edilen maksimum noktalar ise geliştirilen yazılımın lokal hafızında dizi halinde saklanmıştır. Bu saklanan değerlerin her biri lokal hafıza dizisinde satır halinde konumlanmıştır. Her satırda konumlanan maksimum noktalardan en dış konumlananlar yine yazılımda filtrelenmiştir. Daha sonra filtrelenen bu noktalar, beyin tümörünün sınır konturunu verecek şekilde beyin tümörü kontur grafiği olarak çizdirilmiştir. Anlatılan bu yöntem ile aşağıda iş akış diyagramı halinde (Şekil 3.2.2.2.4)'te gösterilmiştir.



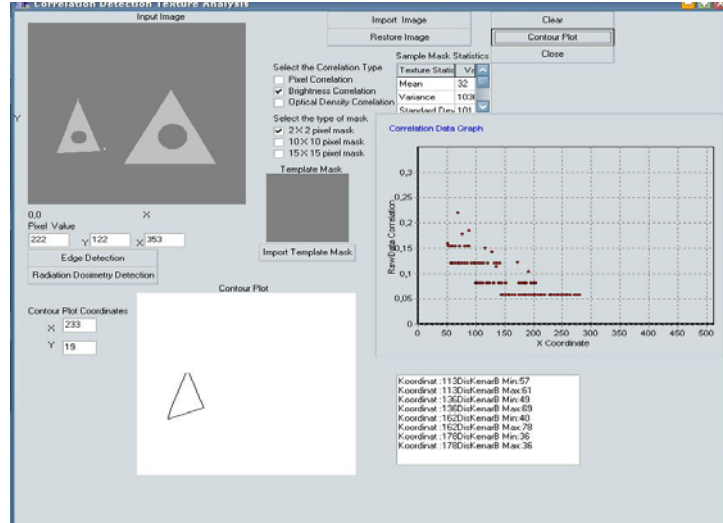
Şekil 3.2.2.2.4 Algılanan parlaklık (luminans) değerleri ile görüntü korelasyonu kullanılarak elde edilen beyin tümörlü dokuların sınırlarının çıkarılması işlemi ile ilgili akış diyagramı

Aşağıdaki (Şekil 3.2.2.2.5)'te sayısal renk değerleri üzerinden hesaplanan algılanan parlaklık (luminans) değerleri için kullanılan 3x3 piksel boyutundaki referans maske ile şablon maske görüntüsü arasındaki korelasyondan elde edilen tümör sınır noktaları gösterilmiştir.

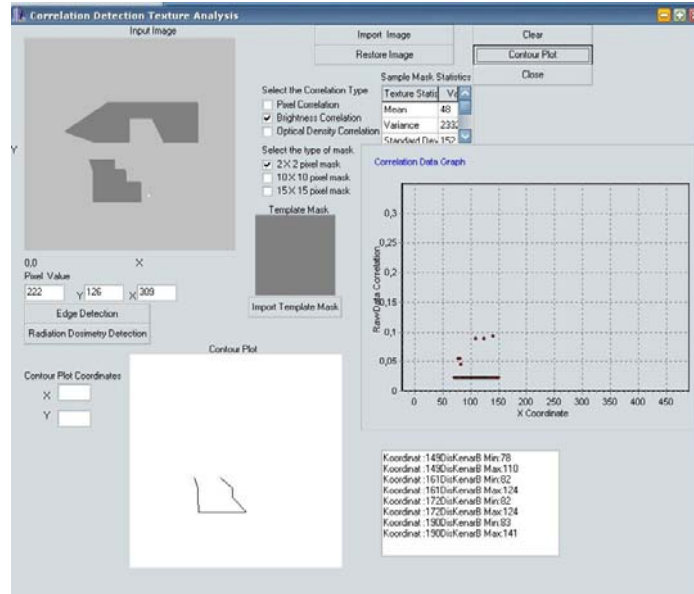


Şekil 3.2.2.2.5 Algılanan parlaklık (luminans) değerleri ile yapılan görüntü korelasyon işlemi ile elde edilen beyin tümörü sınır değerleri beyaz renkli alanda gösterilmiştir. Sağdaki iki boyutlu grafik ise yatay eksen karşılık gelen korelasyon katsayı noktalarının aralarında 10'ar koordinat eksenini adım aralığı kaydırılarak çizdirilen 2 boyutlu grafiğidir.

Algılanan parlaklık (luminans) değerleri kullanılarak görüntü korelasyonu sonucu ortaya çıkan tümör sınır noktaları, önceden iki renkten oluşan test motiflerinden oluşan referans görüntü örnekleri kullanılarak doğrulanmıştır. Buna göre aşağıdaki (Şekil 3.2.2.2.6), (Şekil 3.2.2.2.7)'de, test görüntü motifinden elde edilen sınır noktaları ile çizilen kontur sınır görüntüsü bunu en açık şekilde ifade etmektedir.



Şekil 3.2.2.2.6 Algılanan parlaklık (Luminans) değerleri ile yapılan görüntü korelasyon işlemi ile elde edilen test görüntü üçgen motifinin korelasyon profil grafiği ile sınır kontur görüntüsü

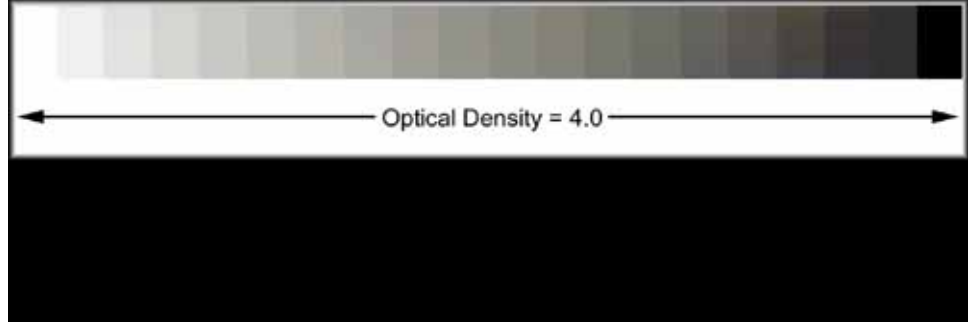


Şekil 3.2.2.2.7 Algılanan parlaklık (luminans) değerleri ile yapılan görüntü korelasyon işlemi ile elde edilen test görüntü motiflerinden biri ile yapılan korelasyon profil grafiği ile sınır kontur görüntüsü

3.2.2.3 Optik Yoğunluk Değerleri Kullanılarak Görüntü Korelasyon Yöntemi ile Sağlıklı ve Tümörlü Doku Ayırımı

Bu çalışmada üçüncü olarak sayısal renk değerlerinden hesap edilmiş optik yoğunluk değerleri kullanılmış olup, görüntü korelasyon işlemine tabi tutulmuştur. Optik yoğunluk, birim uzaklığında konumlanan herhangi bir görüntüyü ortaya çıkaran λ dalga boyundaki ışının optik soğurulma katsayısıdır (Wikipedia, 2006). Optik yoğunluk “D”, bir maddenin opaklık “O” değeri ile bulunur. Opaklık değeri “O” ise bir maddeye düşen ışın şiddeti ile maddeden geçtikten sonraki ışın şiddeti arasındaki orandır. Tümüyle şeffaf bir madde kendisine gelen ışın şiddeti ile bu maddeden çıkan ışın şiddeti miktarları birbirlerine eşit olduğundan, o maddenin opaklık değeri $O = 1$ 'dir. Buna karşın tamamiyle opak bir madde ise sonsuz büyüklükte O değerine sahiptir. Bir madde % 1 oranında ışın iletimi yapıyorsa, opaklık değeri o madde için $100/1=100$ 'dür. Optik yoğunluk, D, ile ifade edilirse, $D=\log_{10} O$ şeklinde ifade edilebilir. Tamamiyle şeffaf bir madde için optik yoğunluk 0'dır ($\log_{10} 1=0$). Diğer taraftan eğer madde için iletim %1 oranında ışın iletimine sahipse optik yoğunluk değeri 2 olarak hesaplanır ($\log_{10} 100=2$) (Marshall, 2006).

Optik yoğunluk aynı zamanda dinamik aralık olarak da bilinir. Optik yoğunluk bir tarayıcının (scanner, monitörler vb.) tüm renk tonlarını algılayabilmesidir. Toplam ton ölçümü 0.0 (beyaz)'dan 4.0'a kadar (siyah) olan bir skala üstünde yapılmaktadır. Bu durumda aralığı 4 olarak belirlenen bir tonu, tarayıcı nasıl algılayacaktır ? Bu üreticilerin belirlediği standart kullanım dökümanlarında belirlenmektedir. Genellikle ortalama pazardaki tüm tarayıcıların optik yoğunluğu 2.5'tir. Aşağıdaki ton skala aralığı (Şekil 3.2.2.3.1)'de gösterilmiştir.



Şekil 3.2.2.3.1 Optik yoğunluk ton skalası

Optik yoğunluk değerini aynı zamanda, kontrast olarakta düşünülebilir. Bir tarayıcı sınırlı bir optik yoğunluk değerine sahipse daha yüksek miktardaki kontrastlı görüntüleri algılayabilmektedir. Algılanan bu tip görüntülerde detaylar ve kenarhatları kaybolmuştur. Buna karşın, daha yüksek optik yoğunluk değerine sahip olan tarayıcılarda ise algılanan görüntülerde tüm ton skalasına sahip olduğu gibi görüntülerdeki kenar hatları ve detaylar net bir şekilde ortaya çıkmaktadır. Kullanıcılar yüksek kaliteye sahip bir tarayıcı ile algılanan görüntünün kontrastını daima verimli bir şekilde artırabilir (ton detaylarını göz ardı ederek), ancak tarayıcı tarafından algılanan görüntünün kontrastını düşürerek (ton detaylarının artırılması) daha düşük kalitede görüntü yaratmak, istenmeyen bir durumdur. Kısaca, optik yoğunluk taranan bir kaynağın görüntüsünün ne kadar çok detay bilgisinin görüntüde gösterilmesi olarakta tanımlanabilmektedir (Modern Imaging, 2006).

Optik yoğunluk yukarıda verilen bilgiler ışığında tanımlandığında, optik soğurulmanın ölçülmesidir. Bazı durumlarda optik yoğunluk değeri bir maddenin refraksiyon indeksi olarak da tanımlanabilir. Optik yoğunluğun hesaplanması için aşağıdaki denklem kullanılabilir (Wikipedia, 2006):

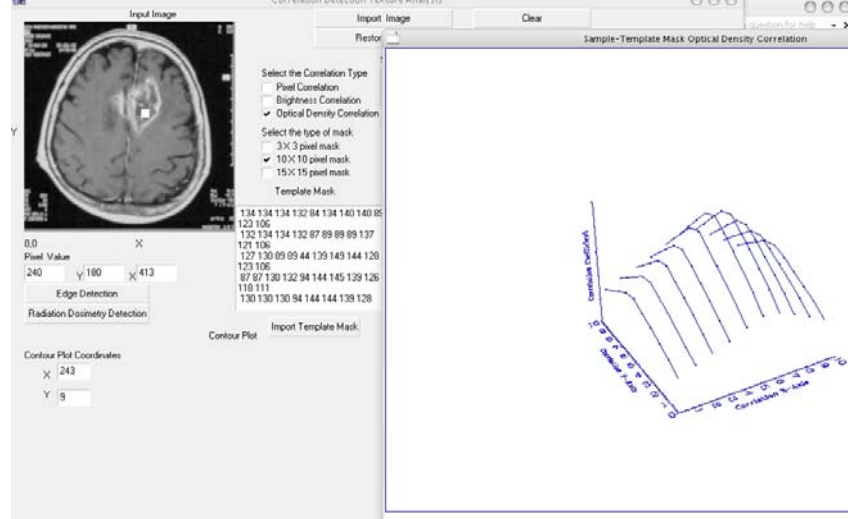
$$OD_{\lambda} = \frac{A_{\lambda}}{l} = -\frac{1}{l} \log_{10} T = \frac{1}{l} \log_{10} \left(\frac{I_0}{I} \right) \dots\dots(3.2.2.3.1)$$

bu ifade de “ T ” ışınlanan maddenin kalınlığı cm cinsinden gösterilmesidir. “ A_{λ} ” , ışınlanan madde için λ dalgaboyundaki soğurulma katsayısını, “ T ” ışığın birim iletimini, “ I_0 ” maddeden emildikten sonra ortaya çıkan ışın şiddetini, “ I ” ise kaynaktan

çıkan orjinal ışın demetini göstermektedir. Gerçekte soğurulmanın gerçek bir ölçü birimi olmamasına rağmen, soğurulma katsayıları “ AU ” olarak gösterilmektedir. Optik yoğunluk birimi ise “ ODU ” ile ifade edilir ve “ $AU \text{ cm}^{-1}$ ” olarak ifade edilmektedir. Optik yoğunluk değeri ne kadar yüksek olursa, ışın demetinin maddeden iletimi o kadar düşüktür. Optik yoğunluk 10 ile çarpıldığında ortaya iletim kaybı oranı çıkmaktadır ve cm^{\prime} ye düşen decibel olarak ifade edilir. Örnek olarak 0.3 optik yoğunluk birimi değeri, cm^{\prime} ye 3 db iletim kaybı olarak ifade edilir. Optik yoğunluk bazen de maddenin kalınlık değeri ifade edilmeden, o madde için ışın demeti soğurulma miktarı olarakta ölçülebilmektedir. Doğal yoğunluk filtreleride bu şekilde ölçeklendirilir (Wikipedia, 2006).

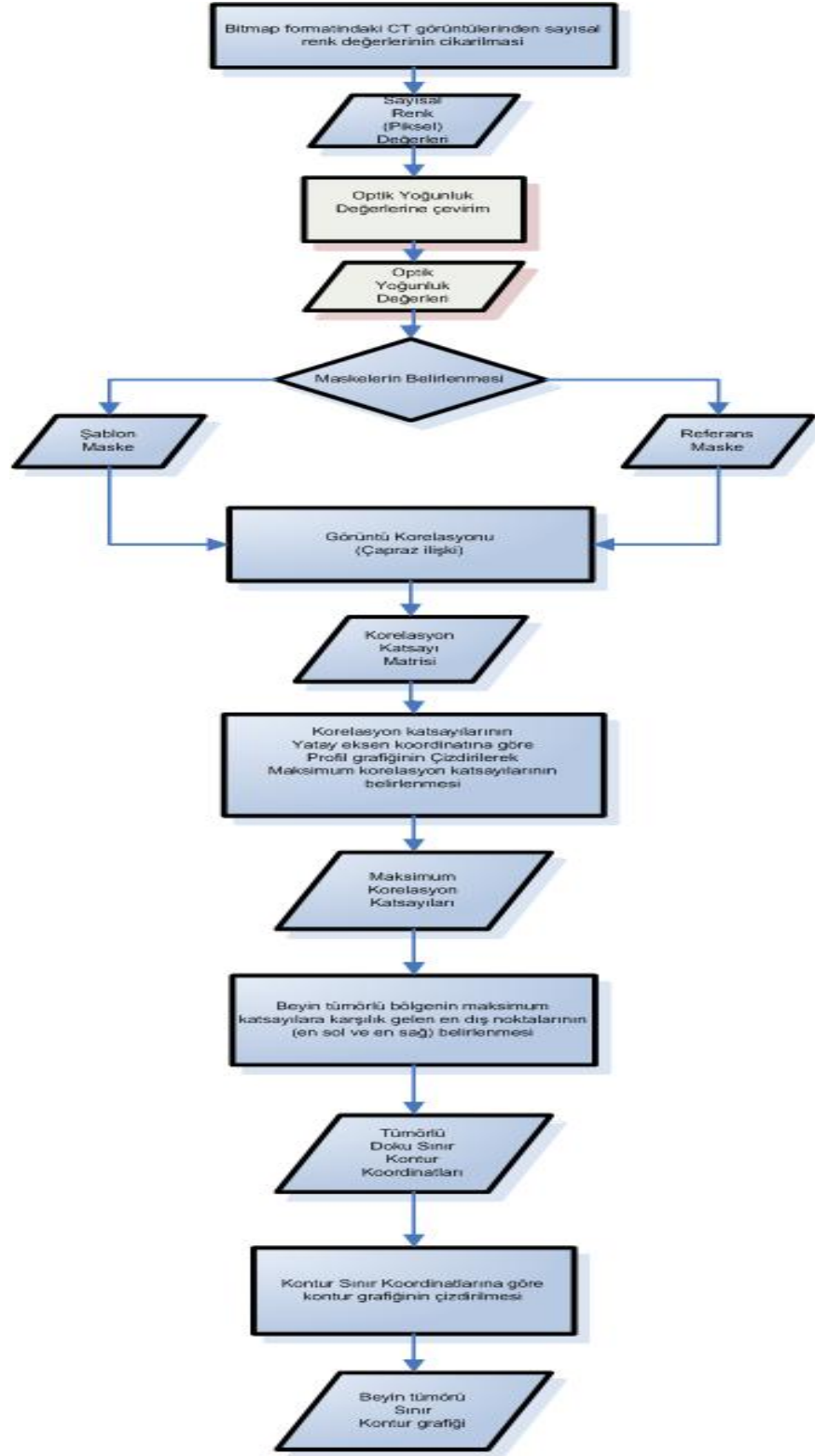
Bu çalışmada optik yoğunluk değerlerini hesap edebilmek için yukarıdaki denklem düzenlenmiş ve çalışmada kullanılan beyin tümörlü görüntü kesitlerinden elde edilmiş olan sayısal renk değerleri üzerinden hesap edilmiştir. Denklemde kullanılan ışın şiddeti miktarları, 16 bitlik gri skala 256 adet sayısal renk değer aralığına dönüştürülmüştür. Böylece beyaz ışık değeri 256 renk değeri ile ifade edilirken, tam siyah yani karanlık ise 0’olarak belirlenmiştir. Yukarıdaki denklemde ifade edilmiş olan “ I_o ” ifadesi beyin tümörlü görüntü kesitlerinde farklı koordinat noktaları olarak tanımlanan sayısal renk değerleri olarak alınmış, “ T ” değeri ise görüntüdeki maksimum sayısal görüntü renk değerine karşılık gelen 256 ile ifade edilmiştir.

Optik yoğunluk değerleri yukarıda gösterilen ifade ile beyin tümörlü görüntü kesitlerinden elde edilmiş sayısal renk değerleri üzerinden hesaplanarak görüntü korelasyonu işlemine tabi tutulmuştur. (Şekil 3.2.2.3.2)’de 10×10 büyüklüğünde referans maske ile şablon maske arasındaki optik yoğunluk değerleri üzerinden hesaplanan görüntü korelasyon katsayıları 3 boyutlu profil grafiği verilmiştir.



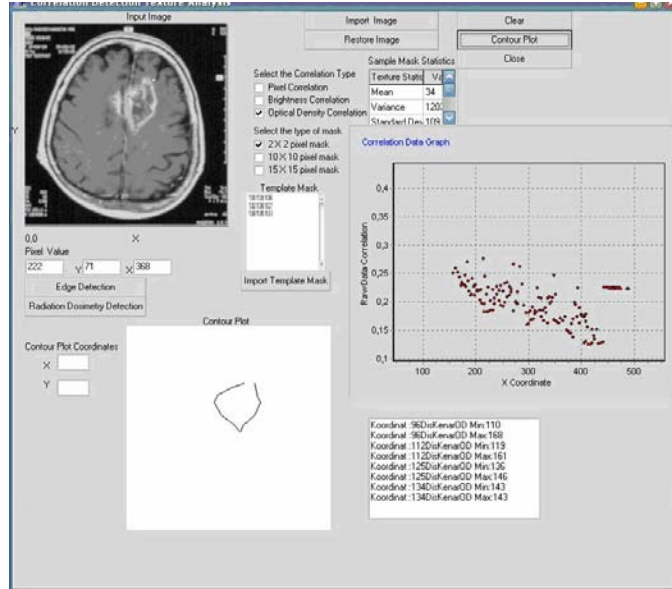
Şekil 3.2.2.3.2 Optik yoğunluk değerleri ile yapılan 10x10 referans maske ile şablon maske arasındaki görüntü korelasyon işlemi ile ortaya çıkan 3 boyutlu korelasyon katsayı profili

3x3 piksel boyutlu referans maske, 256x256 piksel boyutlu beyin tümörlü görüntü kesiti üzerinde yatay eksen boyunca hareket ettirilerek, yine 3x3 boyutlu şablon maske ile görüntü korelasyon (çapraz ilişki) işlemine tabi tutulmuştur. Hesaplanan bu katsayılar 3x3 matrisler halinde olup ortalamaları alınarak yatay ekseninde hareket ettirilen referans maske boyutunun ortasına x koordinat eksenine karşılık gelecek şekilde 2 boyutlu grafikte gösterilmiştir. Elde edilen korelasyon katsayı grafiğinde maksimum ve minimum tepeler elde edilmiş olup, maksimum tepeler görüntü korelasyonu (çapraz ilişki) kuramına bağlı olarak farklı doku geçişlerini, minimum tepeler ise aynı doku noktaları olduğunu göstermektedir. Farklı doku noktalarından kasıt ise beyin tümörlü noktalar ile sağlıklı dokular arasındaki geçişleri göstermektedir. Elde edilen maksimum noktalar ise geliştirilen yazılımın lokal hafızında dizi halinde saklanmıştır. Bu saklanan değerlerin her biri lokal hafıza dizisinde satır halinde konumlanmıştır. Her satırda konumlanan maksimum noktalardan en dış konumlananlar yine yazılımda filtrelenmiştir. Daha sonra filtrelenen bu noktalar, beyin tümörünün sınır konturunu verecek şekilde beyin tümörü kontur grafiği olarak çizdirilmiştir. Anlatılan bu yöntem kısaca aşağıdaki (Şekil 3.2.2.3.3)'te iş akış diyagramı halinde çizdirilmiştir.



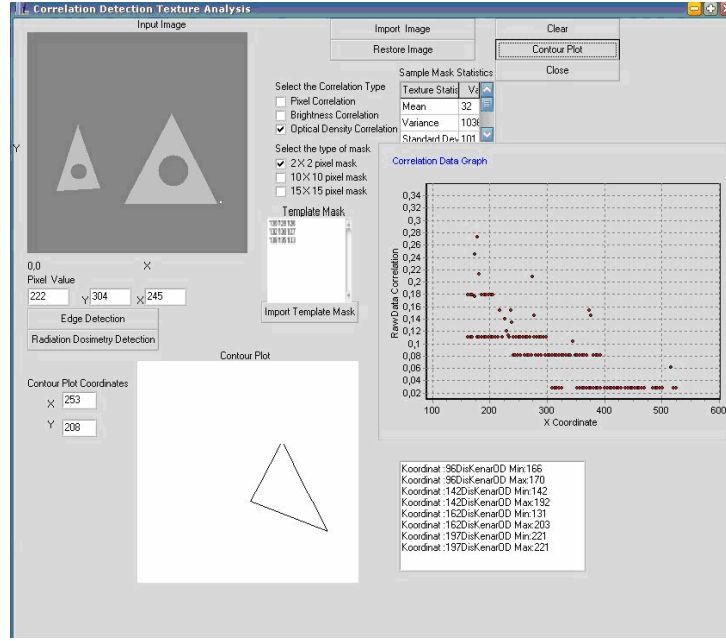
Şekil 3.2.2.2.3 Optik yoğunluk değerleri ile görüntü korelasyonu kullanılarak elde edilen beyin tümörlü dokuların sınırlarının çıkarılması işlemi ile ilgili akış diyagramı

Aşağıdaki (Şekil 3.2.2.3.4)'te sayısal renk değerleri üzerinden hesaplanan optik yoğunluk değerleri için kullanılan 3x3 piksel boyutundaki referans maske ile şablon maske görüntüsü arasındaki korelasyondan elde edilen tümör sınır noktaları gösterilmiştir.

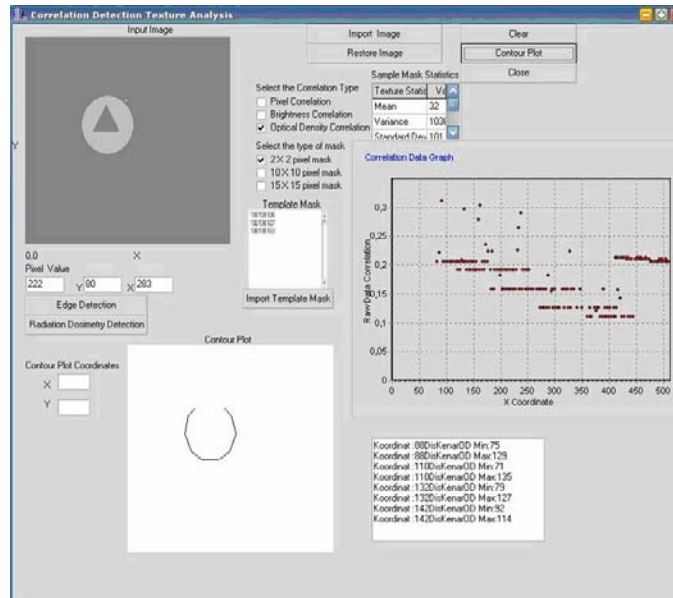


Şekil 3.2.2.3.4 Optik yoğunluk değerleri ile yapılan görüntü korelasyon işlemi ile elde edilen beyin tümörü sınır değerleri beyaz renkli alanda gösterilmiştir. Sağdaki iki boyutlu grafik ise yatay eksene karşılık gelen korelasyon katsayı noktalarının aralarında 10'ar koordinat ekseni adım aralığı kaydırılarak çizdirilen 2 boyutlu grafiğidir.

Optik yoğunluk değerleri kullanılarak görüntü korelasyonu sonucu ortaya çıkan tümör sınır noktaları, önceden iki renkten oluşan test motiflerinden oluşan referans görüntü örnekleri kullanılarak doğrulanmıştır. Buna göre aşağıdaki (Şekil 3.2.2.3.5), (Şekil 3.2.2.3.6)'te, test görüntü motifinden elde edilen sınır noktaları ile çizilen kontur sınır görüntüsü bunu en açık şekilde ifade etmektedir.



Şekil 3.2.2.3.5 Optik yoğunluk değerleri ile yapılan görüntü korelasyon işlemi ile elde edilen test görüntü üçgen motifinin korelasyon profil grafiği ile sınır kontur görüntüsü



Şekil 3.2.2.3.6 Optik yoğunluk değerleri ile yapılan görüntü korelasyon işlemi ile elde edilen test görüntü çember ve iç üçgenden oluşan motifinin korelasyon profil grafiği ile sınır kontur görüntüsü

3.2.2.4 Radyasyon Dozimetri Sistemi Kullanılarak Görüntü Korelasyon Yöntemi ile Sağlıklı ve Tümörlü Doku Ayırımı

Radyasyon dozimetri sisteminde ölçülen göreceli radyasyon dozu değerleri sayısal renk değerleri kullanılarak elde edilmiştir. Elde edilen bu göreceli radyasyon dozu değerleri görüntü korelasyonu işlemine tabi tutulmuştur. Bu işlem ile beyin tümör dokularının sınır dokuları kullanılan bir şablon maske görüntüsüyle sağlıklı dokulardan ayrıştırılarak, beyin tümör dokularının sınır kontur noktaları belirlenmiştir. Bu elde edilen kontur noktaları ise CT görüntü kesiti üzerindeki tümörlü bölgenin sınırlarını belirlemiştir.

Radyasyon dozimetrisi, radyoterapide cihazlarının kalibrasyonu için ölçülen radyasyon dozu miktarını doğrulamak üzere kullanılmıştır (Stern *et al.* 2004). Radyasyon dozu, malzeme veya dokular tarafından emilmiş toplam radyasyon miktarı olarak tanımlanır. Radyasyon dozu terimi genellikle *röntgen* olarak ifade edilen maruz kalma dozu anlamında kullanılır ve bu da radyasyon miktarının havada oluşturabileceği *iyonlaşma* toplam miktarının ölçüsüdür. Bu yine *rad* olarak verilen belirli vücut dokusunca gram başına emilen enerjiyi temsil eden emilmiş dozdan ayırt edilebilir. İlaveten “*rem*” olarak ifade edilen biyolojik doz radyasyona maruz kalmanın biyolojik etkinlik ölçüsüdür (Wikipedia, 2006).

Özellikle radyoterapide tümör bölgelerinin tedavisi için uygulanan radyasyon dozunun optimizasyonu ya da diyagnostik radyasyon işlemlerinde tam olarak tümör bölgesinin görüntülenebilmesi için tanının yapılacağına hassas doku bölgelerine verilen radyasyon dozunun azaltılarak en verimli şekilde kullanılabilmesi radyasyon dozimetrisinin en önemli temelini oluşturmaktadır. Bu alanda yapılan araştırmalardan biride bilgisayar kontrollü lineer hızlandırıcılarla uygulanan radyoterapinin farklı dozlar ile birden fazla çeşit tedavinin uygulanabilmesini sağlamaktadır. Özellikle bu tip işlerde ne kadar radyasyon dozunun optimize edilmesi gerektiği tedavinin uygulandığı dokuların tepkisine bağlı olarak çeşitlenebilmektedir. Dozimetrinin temel olarak dokular tarafından soğurulan radyasyon doz miktarına bağlıdır. X-ışınının farklı vücut dokularına uygulanması ve kesin olarak uygulanan doz miktarının ölçülebilmesi için dokular tarafından soğurulan miktar önemlidir. Dokular tarafından soğurulan doz

miktarının ölçülebilmesi için temel olarak su (insan vücuduna benzer) klinik uygulamalarda temel alır. Su tarafından soğurulan radyasyon dozu sabit küçük bir değer olduğundan, diğer farklı vücut dokularının emdiği radyasyon dozu miktarıda o ölçüde değişmektedir. Soğurulan doz ölçümleri için en sık kullanılan ölçüm cihazı iyon odaları ya da su fantomlarıdır. Radyasyon dozimetri için kullanılan iyon odalarında birim kütle için salınan kinetik enerji (KERMA, birimi j/kg, Gray) maddenin birim kütlesine soğurulan enerjinin ta kendisidir (Roger, 2005). Bu fenomen X ışınına maruz kalan farklı yapıdaki dokuların birbirinden farklı miktarda birim kütleyle farklı miktarlarda kinetik enerji depladıklarını öngörür ki buda radyasyon dozunun görüntü üzerinden hesaplanmasında kullanılabilir temellerden birisidir.

Radyasyonun bir objeden geçişi sırasında algılanan farklılıklar genellikle radyolojik görüntülerde yer almaktadır. Radyolojide X ışınlarının algılanması için kullanılan ortak iki adet radyasyon tipi vardır. X ışınları genellikle kısaltılabilir boyu ve kinetik enerjisine sahiptir. X ışınlarından kaynaklanan radyasyon dozunun ölçülmesi için *Gray* (Gy) ya da Röntgen (R) birimi kullanılır. 1R ise 1 elektrostatik birimi üreten radyasyon dozunun yayılımına denir. *Gray* aynı zamanda uluslararası sistem birimlerine göre radyasyon dozu olarak tanımlanmıştır. X ışınları, ışınlanan maddeye parçacıklarına hızlı hareket ederek çarpmasıyla oluşur. X ışınlarıyla elde edilen görüntülerin kalitesi kontrast çözünürlüğüne ve radyografik duyarlılığa bağlıdır. Radyografik duyarlılık, görüntüdeki detayların net ve açık biçimde ne kadar görüldüğü ile ilgilidir. Bu duyarlılık yüzey ve kontrast çözünürlüğüne bağlıdır. Radyasyonun yayılımı, ışınlanan maddenin kalınlığına bağlı olup aşağıdaki denklem ile ifade edilir (NDT, 2001):

$$I = I_0 \exp(-\mu t) \dots\dots\dots(3.2.2.4-1)$$

Bu denklemde ifade edilen I maddenin ışını aldıktan sonraki radyasyon şiddetini, I_0 ise orjinal kaynaktan yayılan radyasyonu şiddetini, t maddenin kalınlığını ve μ ise maddenin lineer soğurulma katsayısını ifade eder. Soğurulma katsayısı genellikle, ışınlanan materyalin özağırlığı ile kütlesinin çarpımı olarak ifade edilir. Radyasyon nezaman bir obje ile karşı karşıya gelse, ikincil radyasyon her yöne doğru dağılarak yayılm gösterir. Dağılarak yayılan radyasyon, görüntünün kalitesini düşürür. Nitekim

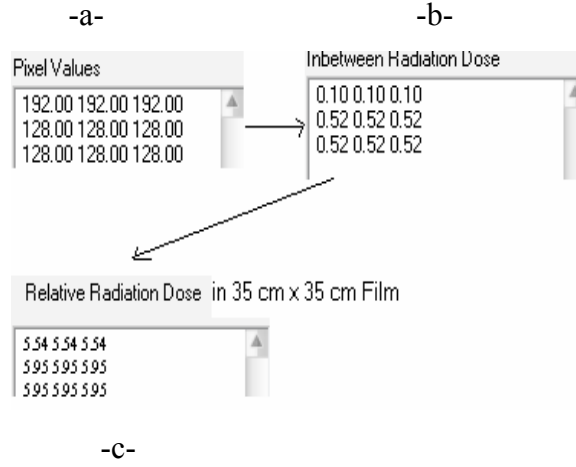
gerçek zamanlı X ışınlamasıyla elde edilen görüntü uygulamalarında birden fazla kompleks tepki ve geometrik bağlar oluşmaktadır (Bond, 1998). Örnek olarak çevresel sıcaklık, nem ya da X ışını üretilen cihazın parçacık bozulmalarından kaynaklanan kompleks tepki ve geometrik bağlar elde edilen görüntülerde ortaya çıkmaktadır. Yukarıda verilen denklem çeşitli çevresel parametreler ve kalibrasyon sırasında yapılan ölçümler ile oluşturulan radyasyon dozunun görüntüdeki optik yoğunluklara karşı grafiğinin hesaplanan eğimine bağlı olarak genişletildiğinde aşağıdaki denklem elde edilir (Baş, 2005):

$$Dose(cGy) = \sqrt[b]{\frac{(PixelValue - Y_0 \times X_0^b - ax X_0^b)}{Y_0}} \dots\dots\dots(3.2.2.4-2)$$

Bu denklem ile çalışmada kullanılan beyin tümörlü görüntü kesitlerinden elde edilen sayısal renk değerleri göreceli radyasyon dozuna dönüştürülmüştür. Burada “ X_0 ” ve “ Y_0 ” göreceli radyasyon dozunun hesaplanması için gerekli olan referans maskenin merkez koordinatlarını ifade eder. Bu merkezi koordinatlar piksel bazındaki uzunluk ölçüsünden centimeter’a (cm) aşağıdaki formül ile çevrilmiştir (Classical Web Designs, 2006):

$$(x_0, y_0 \text{ values})cm = \left(\frac{pixels}{dpi}\right) \times 2.54 \dots\dots\dots(3.2.2.4-3)$$

burada “ dpi ” olarak ifade edilen “dots per inch” yani birim noktaya düşen inch’i ifade eder ve her türlü görüntüleme aracının piksel noktası başına düşen inch çözünürlüğü farklıdır. Bu çalışmada kişisel bilgisayarlarda standart olan 96 dpi değeri kullanılmıştır. “ $pixels$ ” olarak ifade edilen parametre ise sayısal renk değerini belirtmektedir. Hem referans maskenin hemde şablon maskenin korelasyon işlemi sırasında sayısal renk değerlerinden elde edilmiş olan göreceli radyasyon dozu değerleri kullanılmıştır. Bu değerlerin hesap edilebilmesi için piksel olarak ifade edilen merkez koordinatlarının önce inch ölçüsü daha sonra 2.54 sabiti ile çarpılıp centimeter’ye (cm) çevrilerek yeni koordinat değerleri hesap edilmiştir. Aşağıdaki (Şekil 3.2.2.4.1) nolu grafik, referans maskenin merkez koordinatlarının, “cm” (centimeter) cinsine çevrilerek sayısal görüntü değerlerinden adım adım göreceli radyasyon dozuna nasıl çevrildiği ifade edilmiştir:

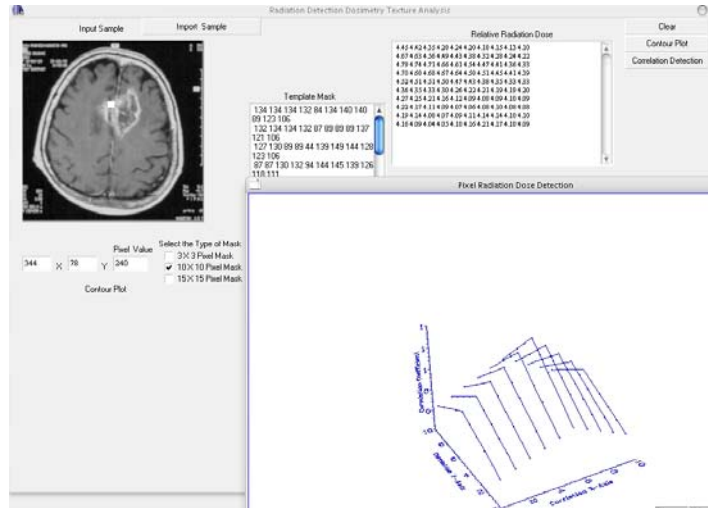


Şekil 3.2.2.4.1 3x3 boyutlu referans maske a) sayısal renk değerleri b) sayısal renk değerlerinden hesaplanarak elde edilen göreceli piksel boyutlu radyasyon doz miktarları, c) 35x35 cm'lik gerçek film boyutunda sayısal renk değerleri tarafından referans maske cm'ye çevrilmiş olan sayısal renk değerlerinin göreceli radyasyon dozun'a çevrilmiş halidir.

Yukarıdaki sayısal renk değerlerinden elde edilen göreceli radyasyon dozu formülünde "a" ve "b" beyin tümörlü görüntü kesitlerin çekildiği ortamdaki sıcaklık, nem ve benzeri çevresel etkileri gösteren ampirik katsayılarıdır. Bu çalışmada kullanılan katsayılar "a=-299.2" ve "b=-1.02" olarak ifade edilmiştir. Çalışmada kullanılan ve ortamdaki cihazların kalibrasyonu için kullanılan test görüntüsü, farklı kalınlıklardaki kama filtreleri kullanılarak elde edilmiştir. Kama filtresi merdiven şeklinde metal objelerden oluşarak, filtredeki her merdiven adımı farklı kalınlık seviyelerinde olduğundan, X ışınına maruz kalan merdiven adımlarının izleri film üzerinde beyazdan siyaha kadar olan farklı gri skala renk tonlarını bant şeklinde ortaya çıkarmıştır. Işınlanan kama filtreleri 6Mvoltage büyüklüğünde ışınlama dozuna tabi tutulmuştur (Jukovich, 2004). "a" ve "b" katsayıları, kalibrasyon ile elde edilen görüntü üzerindeki renk tonları VXR-16 Pro film sayısallaştırıcı tarayıcı ile sayısal oratama aktarılarak sayısal 16 bitlik gri skala 256 renk seviyelik bitmap sayısal görüntü formatına dönüştürülmüştür. Bitmap formatı görüntüden elde edilen sayısal renk değerleri ile X ışını cihazının kalibrasyonu sırasında radyasyon dozimetri cihazları ile zamanla değişen radyasyon miktarlarının elde edilen görüntü sayısal renk değerlerine karşılık 2 boyutlu grafiği çizdirilmiştir. Kalibrasyon işlemi ile birden fazla görüntü elde edilerek bu

grafikteki noktalar ile elde edilen eğim ile yukarıdaki denklemde kullanılan ampirik çevre katsayılarını formüle ekleyerek, sayısal renk değerlerinden, göreceli radyasyon dozlarına çevirim yaptırılmıştır. Kalibrasyonda kullanılan test görüntüleri için Kodak markalı 35x35 cm, 10x10 cm ve 5x5'cm lik filmler seçilmiştir.

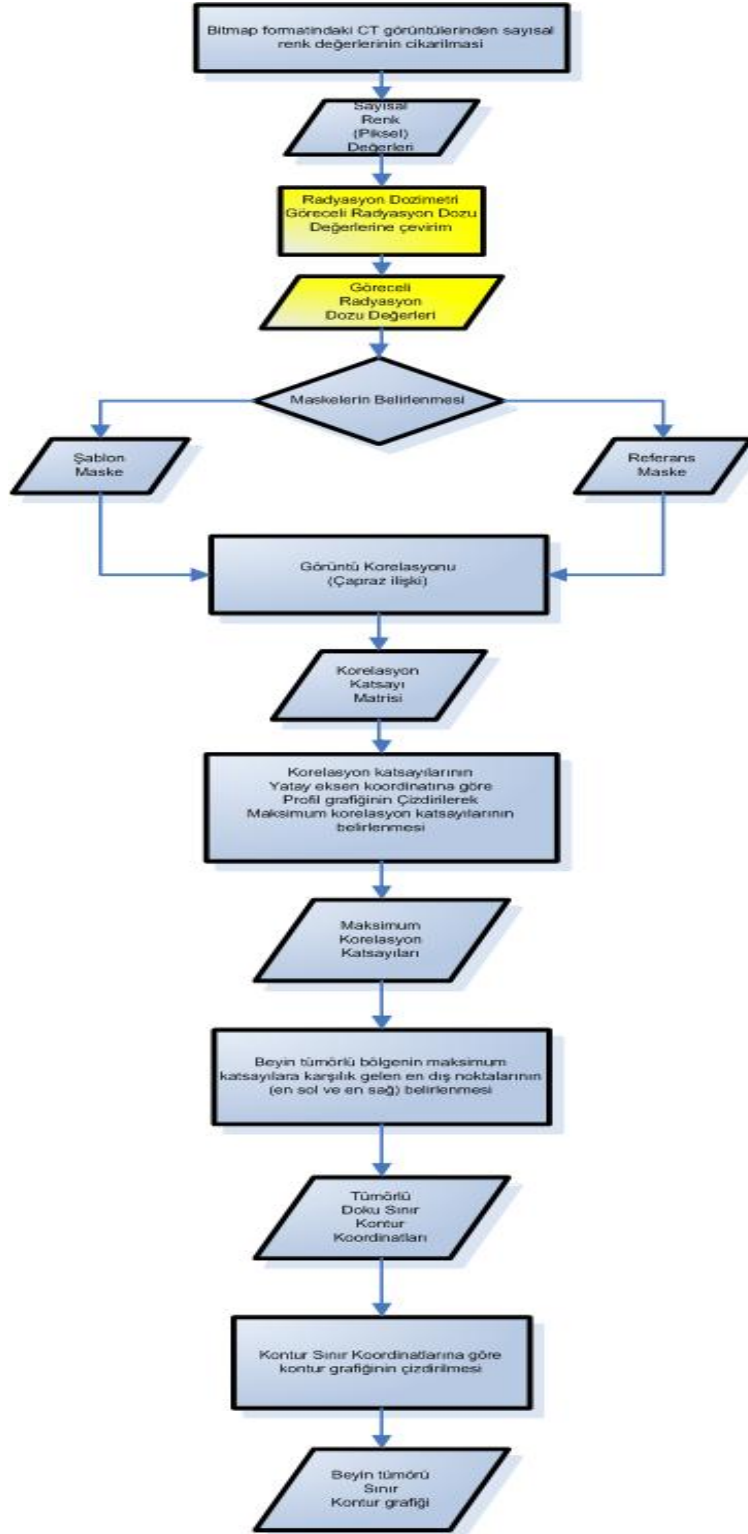
Sayısal renk değerleri üzerinden yukarıdaki 3.2.2.4-2 nolu ifade ile hesaplanan göreceli radyasyon dozu değerleri yukarıda gösterilen ifade ile beyin tümörlü görüntü kesitlerinden elde edilmiş sayısal renk değerleri üzerinden hesaplanarak görüntü korelasyonu işlemine tabi tutulmuştur. (Şekil 3.2.2.4.2)'de 10x10 büyüklüğünde referans maske ile şablon maske arasındaki göreceli radyasyon dozu değerleri üzerinden hesaplanan görüntü korelasyon katsayıları 3 boyutlu profil grafiği verilmiştir.



Şekil 3.2.2.4.2 Göreceli radyasyon dozu değerleri ile yapılan 10x10 referans maske ile şablon maske arasındaki görüntü korelasyon işlemi ile ortaya çıkan 3 boyutlu korelasyon katsayı profili

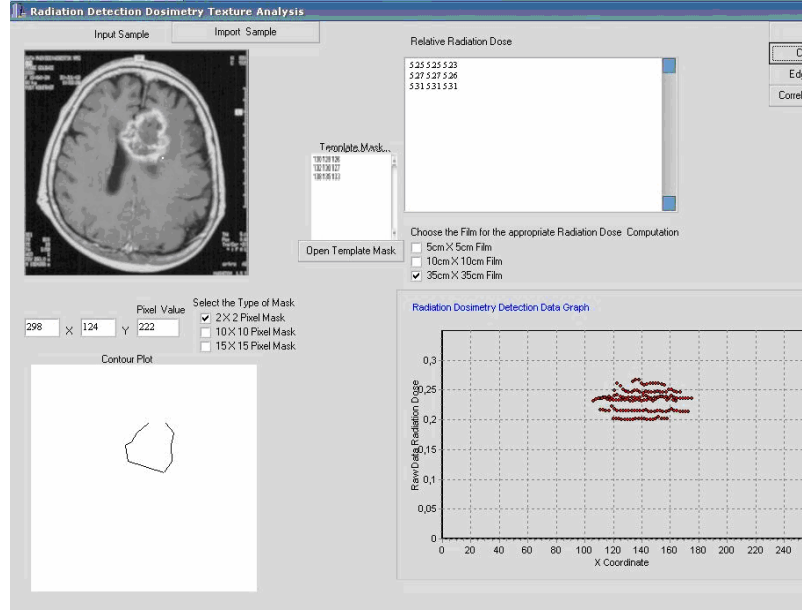
3x3 piksel boyutlu referans maske, 256x256 piksel boyutlu beyin tümörlü görüntü kesiti üzerinde yatay eksen boyunca hareket ettirilerek, yine 3x3 boyutlu şablon maske ile görüntü korelasyon (çapraz ilişki) işlemine tabi tutulmuştur. Hesaplanan bu katsayılar 3x3 matrisler halinde olup ortalamaları alınarak yatay ekseninde hareket ettirilen referans maske boyutunun ortasına x koordinat eksenine karşılık gelecek şekilde 2 boyutlu grafikte gösterilmiştir. Elde edilen korelasyon katsayı grafiğinde maksimum ve

minimum tepeler elde edilmiş olup, maksimum tepeler görüntü korelasyonu (çapraz ilişki) kuramına bağlı olarak farklı doku geçişlerini, minimum tepeler ise aynı doku noktaları olduğunu göstermektedir. Farklı doku noktalarından kasıt ise beyin tümörlü noktalar ile sağlıklı dokular arasındaki geçişleri göstermektedir. Elde edilen maksimum noktalar ise geliştirilen yazılımın lokal hafızında dizi halinde saklanmıştır. Bu saklanan değerlerin her biri lokal hafıza dizisinde satır halinde konumlanmıştır. Her satırda konumlanan maksimum noktalardan en dış konumlananlar yine yazılımda filtrelenmiştir. Daha sonra filtrelenen bu noktalar, beyin tümörünün sınır konturunu verecek şekilde beyin tümörü kontur grafiği olarak çizdirilmiştir. Anlatılan bu işlem kısacak aşağıdaki (Şekil 3.2.2.4.3)'de iş akış diyagramı halinde çizdirilmiştir.



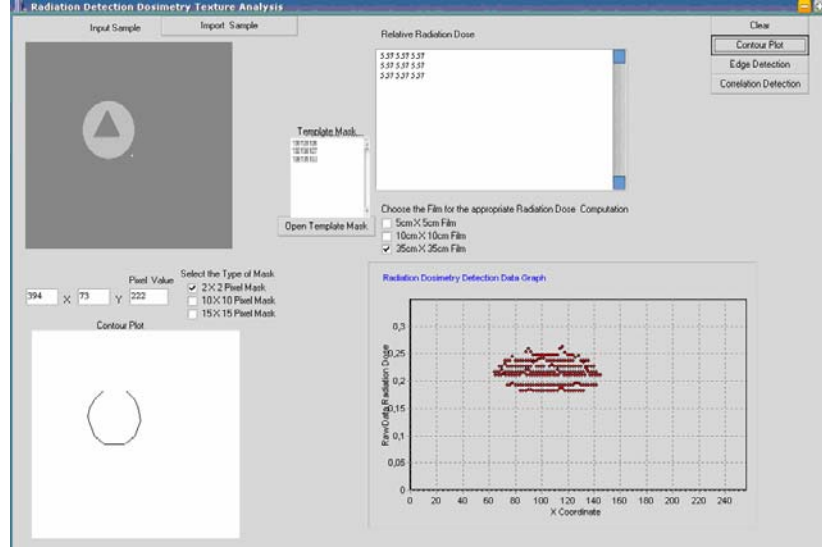
Şekil 3.2.2.4.3 Göreceli radyasyon doz değerleri ile görüntü korelasyonu kullanılarak elde edilen beyin tümörlü dokuların sınırlarının çıkarılması işlemi ile ilgili akış diyagramı

Aşağıdaki (Şekil 3.2.2.4.4)'de sayısal renk değerleri üzerinden hesaplanan göreceli radyasyon dozu değerleri için kullanılan 3x3 piksel boyutundaki referans maske ile şablon maske görüntüsü arasındaki korelasyondan elde edilen tümör sınır noktaları gösterilmiştir.



Şekil 3.2.2.4.4 Göreceli radyasyon dozu değerleri ile yapılan görüntü korelasyon işlemi ile elde edilen beyin tümörü sınır değerleri beyaz renkli alanda gösterilmiştir. Sağdaki iki boyutlu grafik ise yatay eksene karşılık gelen korelasyon katsayı noktalarının aralarında 10'ar koordinat ekseni adım aralığı kaydırılarak çizdirilen 2 boyutlu grafiğidir.

Göreceli radyasyon dozu değerleri kullanılarak görüntü korelasyonu sonucu ortaya çıkan tümör sınır noktaları, önceden iki renkten oluşan test motiflerinden oluşan referans görüntü örnekleri kullanılarak doğrulanmıştır. Buna göre aşağıdaki (Şekil 3.2.2.4.5)'te, test görüntü motifinden elde edilen sınır noktaları ile çizilen kontur sınır görüntüsü bunu en açık şekilde ifade etmektedir.



Şekil 3.2.2.4.5 Göreceli radyasyon dozu değerleri ile yapılan görüntü korelasyon işlemi ile elde edilen test görüntü çember ve iç üçgenden oluşan motifinin korelasyon profil grafiği ile sınır kontur görüntüsü

4. BULGULAR VE TARTIŞMA

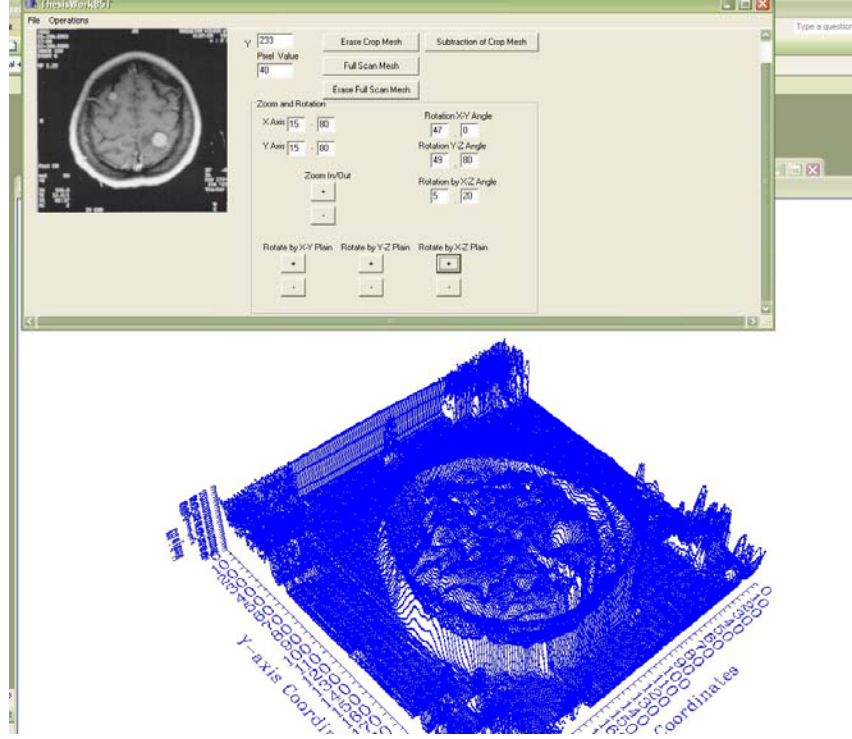
Çalışmada görsel yazılım derleme araçlarıyla geliştirilen uygulama yazılımı ile beyin tümörlü kesit bilgisayar tomografi görüntüleri üzerinde tümörlü doku sınır konturları ortaya çıkarılmış ve kontur grafiği çizdirilmiştir. Geliştirilen algoritmalar ile bilgisayar tomografi görüntüleri sayısal ortama aktarılarak, sayısal renk (piksel) değerleri elde edilmiştir. Bu değerler çalışmanın ilk aşamasında 2 boyutlu koordinat düzleminde yatay eksene karşılık gelecek şekilde ağ profil doğruları halinde çizdirilmiştir.

Çizdirilen bu doğrular daha sonra 3 boyutlu koordinat düzleminde ardı ardına birleştirilerek, beyin tümörlü kesit görüntünün yapısal olmayan 3 boyutlu ağ profil grafiği çizdirilmiştir. Böylece beyin tümörlü bilgisayar tomografi (BT) görüntülerinde tümörlü bölgenin 3 boyutlu ortamda görüntülenmesine çalışılmıştır. Yazılımın geliştirilen bu kısmında üretilen algoritma ile hem BT görüntüsü üzerinde seçilen bir bölgenin 3 boyutlu ağ profil grafiği elde edilmiştir. Bu seçim ile beyin tümörlü bölge, görüntü üzerinde seçilerek 3 boyutlu ağ profili halinde gösterilmesi sağlanmıştır. Elde edilen bu 3 boyutlu ağ profil grafiğine aynı zamanda 360 derecelik X-Y, Y-Z ve X-Z düzleminde dönüş kabiliyeti ile büyültme ve küçültme özellikleri eklenmiştir.

Yine yazılımda iki BT görüntüsü arasındaki sayısal renk değerliğini matrisleri farkı ile 3 boyutlu ağ profil grafiği çizdirilmiştir. Böylece iki görüntü arasındaki farkın görülmesi sağlanmıştır. Bununla birlikte iki görüntü üzerinde seçilen bir bölgenin sayısal renk değerlikli matrisleri arasındaki farkın 3 boyutlu ağ profil grafiğinde çizdirilmiştir. 360 derecelik X-Y, Y-Z ve X-Z düzleminde dönüş kabiliyeti ile büyültme ve küçültme özellikleri de yine bu kısma eklenmiştir. Çalışmanın doğrulanması için elde edilen sayısal renk değerlikli matrisler hem MatLab V6.0 mesh() (MathWorks Inc., 2006) komutu ile hemde geliştirilen yazılımda aynı bölge için aynı yapıdaki 3 boyutlu ağ profil görüntüsü oluşturduğu görülmüştür.

Algoritma geliştirilirken içerik yönünden doğrulanması için iki renkli test motif görüntüleri kullanılmıştır. Böylece ortaya çıkan görüntülerin 3 boyutlu ağ profillerinin karşılaştırılması kolaylaşmıştır. Sonuçta ortaya çıkan test motif görüntüsü başarılı olduğundan yazılımın geliştirilen kısmındaki 3 boyutlu ağ profil grafiği algoritması

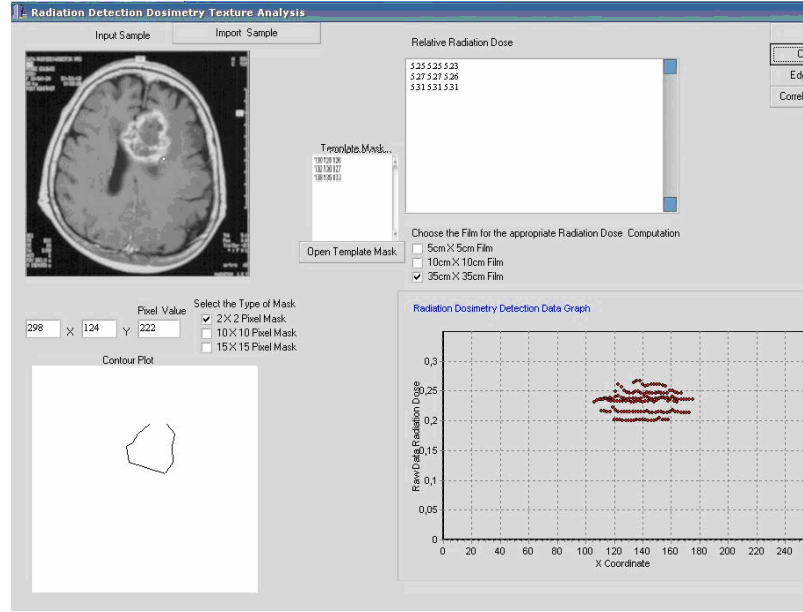
geçerliliği doğrulanmıştır. Aşağıdaki (Şekil 4.1) beyin tümörlü BT görüntüsüne ait 3 boyutlu ağ profil grafiğini göstermektedir.



Şekil 4.1 Beyin tümörlü BT görüntü kesiti ve ona ait 3 boyutlu ağ profil grafiği

Çalışmanın birinci kısmında el edilen 3 boyutlu ağ yüzey çizimi algoritması, çalışmanın ikinci kısmında kullanılan görüntü korelasyon algoritması (ters ilişki) 3 boyutlu ağ profil grafiklerinin çizdirilmesinde kullanılmıştır. Beyin tümörlü görüntü kesitlerinden elde edilen sayısal renk değerleri daha sonra hem kendisi hemde üzerlerinden hesap edilen algılanan parlaklık (luminans), optik yoğunluk ve radyasyon dozu değerleri görüntü korelasyon (ters ilişki) algoritmasına tabi tutulmuştur.

Korelasyon işleminde referans maske ile şablon maske kullanılmıştır. Referans maskenin elde edilmesi için referans maske hazırlama programı kullanılmıştır. Elde edilen bu maske daha sonra ana programda BT görüntüsü üzerinde yatay eksene paralel hareket ettirilen şablon maske ile korele edilmiştir. Korelasyon sonucu ortaya korelasyon katsayı matrisleri üretilmiştir. Elde edilen bu matrislerin ortan noktasına çakışan yatay eksen koordinatına karşılık korelasyon katsayıların ortalaması alınarak 2 boyutlu grafikte çizdirilmiştir (Şekil 4.2).



Şekil 4.2 Beyin tümörlü BT kesit görüntüsü, tümörlü dokuya ait korelasyon katsayı profil grafiği ile sınır kontur grafiği

Çizilen bu grafikte yatay eksene karşılık korelasyon katsayı profil grafiği ortaya çıkarılmıştır. Korelasyon grafiğinde maksimum tepe noktaları programın yerel hafızasında 256x256 lık matriste saklanmış, saklanan bu tepe noktalarının beyin tümörlü BT görüntüsü üzerinde tümörlü bölgenin sınır noktalarına karşılık gelen matristeki en dış tepe noktaları filtrelenerek birleştirilmiştir. Birleştirilen bu noktalar beyin tümörlü dokunun sınır konturlarını vermiş ve tümörlü dokuya ait sınır kontur grafiği çizdirilmiştir.

Geliştirilen yazılımda gerçekleştirilmiş olan sayısal renk değerleri ile onun üzerinden hesap edilerek ortaya çıkarılan algılanan parlaklık (luminans), optik yoğunluk ve göreceli radyasyon dozu değerleri ile gerçekleştirilen görüntü korelasyonu yapılmıştır. Algılanan parlaklık (luminans), optik yoğunluk ve göreceli radyasyon dozu değerleri ile gerçekleştirilen görüntü korelasyonu algoritmasıyla ortaya çıkarılan beyin tümörlü sınır konturlarının koordinatları, sayısal renk (piksel) değerleri ile gerçekleştirilen görüntü korelasyon algoritması ile ortaya çıkarılmış olan beyin tümörlü sınır konturlarının koordinatları aşağıdaki tablolarda karşılaştırılmıştır.

Karşılaştırılması yapılan beyin tümörü sınır kontur koordinatları, (Şekil 3.2.2.4.3)'te kullanılan beyin tümörlü BT görüntü kesiti için gerçekleştirilmiştir. Karşılaştırmalarda ana programda kullanılan 3x3, 10x10 ve 15x15 boyutlu referans maskeler için gerçekleştirilmiştir. Bu maskeler geliştirilen referans maske programı ile geliştirilmiş referans maskelerdir. Karşılaştırma için kullanılan 3x3, 10x10 ve 15x15 boyutlu referans maskeler sayısal renk değerleri ile beraber sırasıyla aşağıdaki (Çizelge 4.2), (Çizelge 4.3) ve (Çizelge 4.4)'te verilmiştir.

Çizelge 4.2 Karşılaştırma için kullanılan 3x3 boyutlu referans maske ve ona ait sayısal renk değerleri

	1	2	3
1	146	124	118
2	149	129	117
3	152	129	118

Çizelge 4.3 Karşılaştırma için kullanılan 10x10 boyutlu referans maske ve ona ait sayısal renk değerleri

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1	154	160	161	164	162	153	152	152	153	140
2	157	165	165	167	164	158	155	155	158	151
3	153	163	162	162	160	157	158	155	155	153
4	147	155	149	144	140	138	149	154	153	151
5	132	147	138	123	118	128	140	154	158	152
6	114	138	138	123	110	121	131	146	154	154
7	95	121	133	130	120	112	117	131	146	152
8	75	106	130	136	125	112	112	125	141	149
9	69	87	114	133	131	124	121	130	144	149
10	81	84	94	122	140	136	136	144	151	151

Çizelge 4.4 Karşılaştırma için kullanılan 15x15 boyutlu referans maske ve ona ait sayısal renk değerleri

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
1	143	131	117	115	125	144	168	180	178	179	186	190	173	177	201
2	147	137	121	113	119	140	164	180	186	185	185	186	174	168	185
3	146	139	125	115	119	135	157	177	187	187	183	178	171	164	176
4	141	139	129	118	123	141	162	176	182	185	181	175	171	168	172
5	142	140	129	123	130	152	170	177	179	178	176	171	171	167	168
6	139	136	126	126	137	160	173	174	172	171	172	169	170	167	163
7	129	129	127	134	150	165	170	170	166	166	167	164	170	171	167
8	121	127	131	143	158	162	165	167	166	168	169	164	168	175	176
9	123	134	140	148	158	152	154	163	168	176	179	175	167	171	180
10	121	127	130	132	136	127	137	153	165	178	182	179	167	168	183
11	126	140	149	144	138	128	125	132	148	169	173	170	160	162	181
12	141	169	189	186	173	157	125	111	127	157	166	166	159	156	176
13	150	165	181	187	185	170	139	113	113	146	169	175	167	160	171
14	163	159	153	148	145	145	140	121	108	138	173	180	172	165	163
15	174	165	148	127	114	114	120	110	101	137	176	182	175	174	164

Karşılaştırmada kullanılan şablon maske beyin tümörlü görüntü kesitinde yatay eksene hareket ettirilerek referans maske ile korele edilmiştir. Kullanılan şablon maske yine 3x3, 10x10 ve 15x15 boyutlu referans maske boyutunda olacak şekilde seçilmiştir. Şablon maske karşılaştırma sırasında sayısal renk (piksel) değerleri, algılanan parlaklık (luminans), optik yoğunluk ve göreceli radyasyon dozu değerleri için kullanılan BT görüntüsünde yatay eksende aynı koordinat noktalarından başlatılarak karşılaştırmada elde edilen tümör sınır koordinat değerleri için kontrollü bir deney yapılmıştır. Karşılaştırma için kullanılan BT görüntüsü sayısal ortama aktarılmadan önce 35cm X 35cm boyutunda olup sayısal ortamdaki bitmap formatı hali 256x256 piksel boyutundadır. Görüntü korelasyonu için kullanılan değerlerin karşılaştırmasında hesaplanan koordinatsal farklar 256x256 piksel boyutu için hesap edilerek daha sonra 35cm x 35cm boyutundaki haline (cm) dönüştürülmüştür. Aşağıdaki (Çizelge 4.5)'te karşılaştırma da kullanılan başlangıç koordinat noktaları çizelgeler halinde kullanılmıştır. Başlangıç koordinatları birim olarak piksel tipindedir.

Çizelge 4.5 Karşılaştırma için şablon maskenin yatay eksen hareketine başladığı başlangıç koordinatları

Başlangıç X Koordinatı (Piksel)	Başlangıç Y Koordinatı (Piksel)
145	70
105	108
120	119
128	133

Yukarıdaki başlangıç koordinat noktalarına göre şablon maskesi hareket ettirilerek referans maskesi ile korele edilmiştir. İlk olarak (Çizelge 4.2)'de verilen referans maske ile 3x3, 10x10 ve 15x15 boyutlu şablon maske ile sayısal renk değerleri üzerinden görüntü korelasyonu işlemi gerçekleştirilmiştir. (Çizelge 4.5)'te verilen şablon maskesi başlangıç hareket koordinatlarına göre elde edilen sayısal renk (piksel) değerleri ile görüntü korelasyonları ile elde edilen beyin tümörü kontur sınır koordinatları aşağıdaki Çizelge 4.6'da 3 tablo halinde verilmiştir. (Çizelge 4.6.a, Çizelge 4.6.b ve Çizelge 4.6.c)'de kolon 1 satırları tümör sol duvarının sınır kontur koordinatlarını kolon 2 ise tümör sağ duvarının sınır kontur koordinatlarını vermiştir.

Çizelge 4.6.a) 3x3 boyutlu referans maske ve şablon maske kullanılarak sayısal renk değerleri ile görüntü korelasyonu yöntemiyle elde edilen tümör en sol duvar ve en sağ duvar sınır koordinatları

Sayısal Renk (Piksel) Renk Değerleri ile Görüntü Korelasyonu Tümör Sol Duvar Sınır Koordinatları (X Sol: XPL ve YPL :YS) 3x3 maske	Sayısal Renk (Piksel) Renk Değerleri ile Görüntü Korelasyonu Tümör Sağ Duvar Sınır Koordinatları (XSag: XPR ve YSag: YPR) 3x3 maske
XPL: 145 YPL:70	XPR:159 YPR:70
XPL:108 YPL:109	XPR:162 YPR:109
XPL:123 YPL:120	XPR:157 YPR:120
XPL:131 YPL:134	XPR:143 YPR:134

Çizelge 4.6.b) 10x10 boyutlu referans maske ve şablon maske kullanılarak sayısal renk değerleri ile görüntü korelasyonu yöntemiyle elde edilen tümör en sol duvar ve en sağ duvar sınır koordinatları

Sayısal Renk (Piksel) Renk Değerleri ile Görüntü Korelasyonu Tümör Sol Duvar Sınır Koordinatları (X Sol: XPL10 ve YSol :YPL10) 10x10 maske	Sayısal Renk (Piksel) Renk Değerleri ile Görüntü Korelasyonu Tümör Sağ Duvar Sınır Koordinatları (XSag: XPR10 ve YSag: YPR10) 10x10 maske
XPR10:161 YPL10:70	XPR10:161 YPR10:70
XPR10:116 YPL10:109	XPR10:146 YPR10:109
XPR10:141 YPL10:120	XPR10:151 YPR10:120
XPR10:138 YPL10:134	XPR10:138 YPR10:134

Çizelge 4.6.c) 15x15 boyutlu referans maske ve şablon maske kullanılarak sayısal renk değerleri ile görüntü korelasyonu yöntemiyle elde edilen tümör en sol duvar ve en sağ duvar sınır koordinatları

Sayısal Renk (Piksel) Renk Değerleri ile Görüntü Korelasyonu Tümör Sol Duvar Sınır Koordinatları (X Sol: XPL15 ve YSol :YPL15) 15x15 maske	Sayısal Renk (Piksel) Renk Değerleri ile Görüntü Korelasyonu Tümör Sağ Duvar Sınır Koordinatları (XSag: XPR15 ve YSag: YPR15) 15x15 maske
XPL15:171 YPL15:70	XPR15:171 YPR15:70
XPL15:136 YPL15:109	XPR15:166 YPR15:109
XPL15:135 YPL15:120	XPR15:165 YPR15:120
XPL15:159 YPL15:134	XPR15:154 YPR15:134

İkinci adımda 3x3,10x10 ve 15x15 boyutlu şablon maskesi yine (Çizelge 4.5)'te verilen referans maske ile korele edilmiştir. Bu adımda ise referans maske ile şablon maskeye ait sayısal renk (piksel) değerlerinden algılanan parlaklık (luminans) değerleri hesap edilmiştir. Hesaplanan bu değerler ile yine görüntü korelasyon işlemi gerçekleştirilmiştir. Elde edilen korelasyon katsayıları ile çizdirilen tümör sınır konturlarına ait koordinatlar aşağıdaki (Çizelge 4.7)'deki 3 tabloda verilmiştir. Çizelge 4.7.a, Çizelge 4.7.b ve Çizelge 4.7.c)'de kolon 1 satırları tümör sol duvarının sınır kontur koordinatlarını kolon 2 ise tümör sağ duvarının sınır kontur koordinatlarını vermiştir.

Çizelge 4.7.a) 3x3 boyutlu referans maske ve şablon maske kullanılarak algılanan parlaklık değerleri ile görüntü korelasyonu yöntemiyle elde edilen tümör en sol duvar ve en sağ duvar sınır koordinatları

Algılanan Parlaklık (Luminans) Değerleri ile Görüntü Korelasyonu Tümör Sol Duvar Sınır Koordinatları (X Sol: XBL ve Ysol :YBL) 3x3 maske		Algılanan Parlaklık (Luminans) Değerleri ile Görüntü Korelasyonu Tümör Sağ Duvar Sınır Koordinatları (XSag: XBR ve YSag: YBR) 3x3 maske	
XBL:145	YBL:70	XBR:149	YBR:70
XBL:108	YBL:109	XBR:162	YBR:109
XBL: 123	YBL:120	XBR:149	YBR:120
XBL: 133	YBL:134	XBR:143	YBR:134

Çizelge 4.7.b) 10x10 boyutlu referans maske ve şablon maske kullanılarak algılanan parlaklık değerleri ile görüntü korelasyonu yöntemiyle elde edilen tümör en sol duvar ve en sağ duvar sınır koordinatları

Algılanan Parlaklık (Luminans) Değerleri ile Görüntü Korelasyonu Tümör Sol Duvar Sınır Koordinatları (X Sol: XBL10 ve Ysol :YBL10) 10x 10 maske	Algılanan Parlaklık (Luminans) Değerleri ile Görüntü Korelasyonu Tümör Sağ Duvar Sınır Koordinatları (XSag: XBR10 ve YSag: YBR10) 10 x 10 maske
XBL10: 161 YBL10:70	XBR10: 161 YBR10:70
XBL10: 116 YBL10:109	XBR10:165 YBR10:109
XBL10:131 YBL10:120	XBR10: 151 YBR10:120
XBL10:139 YBL10:134	XBR10:139 YBR10:134

Çizelge 4.7.c) 15x15 boyutlu referans maske ve şablon maske kullanılarak algılanan parlaklık değerleri ile görüntü korelasyonu yöntemiyle elde edilen tümör en sol duvar ve en sağ duvar sınır koordinatları

Algılanan Parlaklık (Luminans) Değerleri ile Görüntü Korelasyonu Tümör Sol Duvar Sınır Koordinatları (X Sol: XBL15 ve YSol :YBL15) 15x15 maske	Algılanan Parlaklık (Luminans) Değerleri ile Görüntü Korelasyonu Tümör Sağ Duvar Sınır Koordinatları (XSag: XBR15 ve YSag: YBR15) 15x15 maske
XBL15:171 YBL15:70	XBR15:171 YBR15:70
XBL15:136 YBL15:109	XBR15:166 YBR15:109
XBL15:136 YBL15:120	XBR15:166 YBR15:120
XBL15:144 YBL15:134	XBR15:159 YBR15:134

Çalışmada üçüncü adımda ise optik yoğunluk değerleri 3x3 boyuttaki şekil 4.2’de verilen referans maske ile 3x3, 10x10 ve 15x15 boyutundaki şablon maskeye ait sayısal renk değerleri kullanılarak hesaplanmıştır. Elde edilen bu değerler yine görüntü korelasyon algoritmasına sokularak beyin tümörüne ait sınır kontur koordinatları elde edilmiştir. Elde edilen bu koordinatlar (Çizelge 4.8)’de 3 tablo halinde verilmiştir. (Çizelge 4.8.a, Çizelge 4.8.b ve Çizelge 4.8.c)’de kolon 1 satırları tümör sol duvarının sınır kontur koordinatlarını kolon 2 ise tümör sağ duvarının sınır kontur koordinatlarını vermiştir.

Çizelge 4.8.a) 3x3 boyutlu referans maske ve şablon maske kullanılarak optik yoğunluk değerleri ile görüntü korelasyonu yöntemiyle elde edilen tümör en sol duvar ve en sağ duvar sınır koordinatları

Optik Yoğunluk Değerleri ile Görüntü Korelasyonu Tümör Sol Duvar Sınır Koordinatları (X Sol: XOL ve Ysol :YOL) 3x3 maske	Optik Yoğunluk Değerleri ile Görüntü Korelasyonu Tümör Sağ Duvar Sınır Koordinatları (XSag: XOR ve YSag: YOR) 3x3 maske
XOL: 147 YOL:70	XOR:159 YOR:70
XOL: 118 YOL:109	XOR:154 YOR:109
XOL:147 YOL:120	XOR:155 YOR:120
XOL:143 YOL:134	XOR:143 YOR:134

Çizelge 4.8.b) 10x10 boyutlu referans maske ve şablon maske kullanılarak optik yoğunluk değerleri ile görüntü korelasyonu yöntemiyle elde edilen tümör en sol duvar ve en sağ duvar sınır koordinatları

Optik Yoğunluk Değerleri ile Görüntü Korelasyonu Tümör Sol Duvar Sınır Koordinatları (X Sol: XOL10 ve YSol :YOL10) 10x10 maske	Optik Yoğunluk Değerleri ile Görüntü Korelasyonu Tümör Sağ Duvar Sınır Koordinatları (XSag: XOR10 ve YSag: YOR10) 10x10 maske
XOL10:151 YOL10:70	XOR10:151 YOR10:70
XOL10:116 YOL10:109	XOR10:146 YOR10:109
XOL10:131 YOL10:120	XOR10:151 YOR10:120
XOL10:139 YOL10:134	XOR10:139 YOR10:134

Çizelge 4.8.c) 15x15 boyutlu referans maske ve şablon maske kullanılarak optik yoğunluk değerleri ile görüntü korelasyonu yöntemiyle elde edilen tümör en sol duvar ve en sağ duvar sınır koordinatları

Optik Yoğunluk Değerleri ile Görüntü Korelasyonu Tümör Sol Duvar Sınır Koordinatları (X Sol: XOL15 ve YSol :YOL15) 15x15 maske	Optik Yoğunluk Değerleri ile Görüntü Korelasyonu Tümör Sağ Duvar Sınır Koordinatları (XSag: XOR15 ve YSag: YOR15) 15x15 maske
XOL15: 171 YOL15:70	XOR15:171 YOR15:70
XOL15: 121 YOL15:109	XOR15:151 YOR15:109
XOL15: 136 YOL15: 120	XOR15:151YOR15:120
XOL15:145 YOL15:134	XOR15:147 YOR15:134

Karşılaştırma için hesaplanan son değer ise göreceli radyasyon dozu değerleridir. Göreceli radyasyon dozu değerleri, 3x3, 10x10 ve 15x15 boyutlu şablon ve kullanılan referans maskeden elde edilmiş olan sayısal renk (piksel) değerleri kullanılarak hesaplanmıştır. Her iki maske içinde hesaplanan göreceli radyasyon değerleri görüntü korelasyonu işlemine tabi tutularak beyin tümörlü sınır konturlarına ait koordinatlar hesaplanarak (Çizelge 4.9.a, Çizelge 4.9.b ve Çizelge 4.9.c)'de 3 tablo halinde verilmiştir.

Çizelge 4.9.a) 3x3 boyutlu referans maske ve şablon maske kullanılarak göreceli radyasyon dozu değerleri ile görüntü korelasyonu yöntemiyle elde edilen tümör en sol duvar ve en sağ duvar sınır koordinatları

Göreceli Radyasyon Dozu Değerleri ile Görüntü Korelasyonu Tümör Sol Duvar Sınır Koordinatları (X Sol: XRL ve YSol :YRL) 3x3 maske	Göreceli Radyasyon Dozu Değerleri ile Görüntü Korelasyonu Tümör Sağ Duvar Sınır Koordinatları (XSağ: XRR ve YSağ: YRR) 3x3 maske
XRL: 146 YRL: 70	XRR:154 YRR:70
XRL: 119 YRL:109	XRR: 148 YRR:109
XRL: 132 YRL:120	XRR: 154 YRR:120
XRL: 133 YRL:134	XRR: 133 YRR:134

Çizelge 4.9.b) 10x10 boyutlu referans maske ve şablon maske kullanılarak göreceli radyasyon dozu değerleri ile görüntü korelasyonu yöntemiyle elde edilen tümör en sol duvar ve en sağ duvar sınır koordinatları

Göreceli Radyasyon Dozu Değerleri ile Görüntü Korelasyonu Tümör Sol Duvar Sınır Koordinatları (X Sol: XRL10 ve YSol :YRL10) 10x10 maske	Göreceli Radyasyon Dozu Değerleri ile Görüntü Korelasyonu Tümör Sağ Duvar Sınır Koordinatları (XSağ: XRR10 ve YSağ: YRR10) 10x10 maske
XRL10: 160 YRL10:70	XRR10:160 YRR10:70
XRL10: 110 YRL10:109	XRR10: 154 YRR10:109
XRL10: 130 YRL10:120	XRR10: 150 YRR10:120
XRL10: 130 YRL10:134	XRR10: 130 YRR10:134

Çizelge 4.9.c) 15x15 boyutlu referans maske ve şablon maske kullanılarak göreceli radyasyon dozu değerleri ile görüntü korelasyonu yöntemiyle elde edilen tümör en sol duvar ve en sağ duvar sınır koordinatları

Göreceli Radyasyon Dozu Değerleri ile Görüntü Korelasyonu Tümör Sol Duvar Sınır Koordinatları (X Sol: XRL15 ve YSol :YRL15) 15x15 maske	Göreceli Radyasyon Dozu Değerleri ile Görüntü Korelasyonu Tümör Sağ Duvar Sınır Koordinatları (XSag: XRR15 ve YSag: YRR15) 15x15 maske
XRL15: 165 YRL15:70	XRR15: 165 YRR15:70
XRL15:117 YRL15:109	XRR15: 135 YRR15:92
XRL15: 134 YRL15:120	XRR15: 168 YRR15:107
XRL15: 122 YRL15:135	XRR15: 122 YRR15:135

(Çizelge 4.6), (Çizelge 4.7), (Çizelge 4.8) ve (Çizelge 4.9)'da gösterilen tablo değerlerinin karşılaştırılabilmesi için, Şekil 4.6'da verilen sayısal renk (piksel) değerleri kullanılarak yapılan görüntü korelasyon işlemi ile ilgili değerler ile (Çizelge 4.7), (Çizelge 4.8) ve (Çizelge 4.9)'daki değerlerin arasındaki farklar hesaplanmıştır. Hesaplanan bu farklar tam değer fonksiyonu ile kullanılarak Ek 1'deki tablolarda gösterilmiştir. Hesaplanan farklar 256x256 boyuttaki BT görüntüsü için gerçek boyuttaki olan 35 cm x 35cm'lik haline dönüştürülmüştür. Böylece görüntü korelasyon algoritmasında kullanılan değerler ile elde edilen beyin tümörüne ait sınır kontur koordinatları arasındaki farklar gösterilmiştir. Hesap edilen piksel tipindeki farklar daha sonra sayısal renk değerinin ekranın birim inch değerine düşen nokta sayısına oranı ile inch değerine çevrilir. Daha sonra elde edilen bu inch değeri 2.54 sabiti ile çarpılarak cm'ye çevrilir. Kullanılan dönüşüm formülü aşağıdaki gibidir:

$$(x_0, y_0 \text{ values})cm = \left(\frac{\text{pixels}}{\text{dpi}}\right) \times 2.54 \dots\dots\dots(4.1)$$

Formül (4.1)'de “ X_o ” ve “ Y_o ” değerleri fark değerlerine karşılık gelen X fark ve Y fark koordinatlarını temsil etmektedir. “*pixels*”, sayısal renk değerlerini ifade eder. “*dpi*” ise birim inch başına düşen nokta sayısını ifade eder. 2.54 sabiti de inch birimine karşılık gelen “*pixels/dpi*” ifadesini cm'ye dönüştürür. Burada “*dpi*” kullanılan görüntü sistemlerindeki çözünürlüğünü ifade eder. Bu araştırmada kullanılan çözünürlük analog monitörlerdeki en temel sayı olan 96 dpi olarak belirlenmiştir. Buna göre EK 1 'de hesap edilen farklar yukarıdaki ifade ile cm'ye dönüştürülmüştür. Bu fark dönüşümleri 256x256 boyutlu beyin tümörlü BT görüntü kesitinin cm cinsinden değeri olan 6.77 cm x 6.77 cm'lik boyutundaki ifadesidir.

Ek 1 'de verilen tablolara göre 3x3, 10x10 ve 15x15 boyutlu referans ve şablon maske kullanılarak BT beyin tümörlü görüntü kesitinin sayısal renk (piksel) değerleriyle elde edilen algılanan parlaklık (luminans), optik yoğunluk ve göreceli radyasyon doz değerleri görüntü korelasyon algoritmasına sokulmuş ve beyin tümörüne ait sınır kontur koordinatları elde edilmiştir. Algılanan parlaklık (luminans), optik yoğunluk, göreceli radyasyon doz değerleriyle elde edilen beyin tümör sınır kontur tümör sol duvar ve sağ duvar yatay eksen koordinatları arasındaki farklar hesaplanmıştır. Hesaplanan bu değerler arasındaki fark ana yazılımda kullanılan 6,77 cm x 6, 77 cm 'lik (256x256) film boyutuna döüştürülmüştür. Daha sonra hesaplanan bu farkların aralarındaki değişimler kıyaslanmıştır. Bu farklar hesap edilirken dikey eksen olan Y koordinatı sabit tutulmuş, yatay eksen X koordinat değerleri karşılaştırma için kullanılmıştır.

Ek 1 Çizelge 1 'de verilen 3x3 boyutlu maskeler için elde edilen tümör kontur sınırları arasındaki koordinatların farklarına bakıldığında, ortaya çıkan X koordinatı farkları göz önüne alındığında sayısal renk değerleri, algılanan parlaklık, optik yoğunluk ve göreceli radyasyon dozu değerleri kullanılarak elde edilen tümör sınır konturlarına ait yatay eksen tümör sağ duvarı ile sol duvar koordinatları arasındaki farkların çok az olduğu gözlenmiştir. Bu gözlemler değerlendirildiğinde beyin tümör sınır konturlarına ait koordinatların elde edilebilmesi için algılanan parlaklık (luminans), optik yoğunluk ve göreceli radyasyon dozu değerleri ile görüntü korelasyon algoritması birbirlerine yakın sonuçlar verdiğiinden hesaplanan tüm değerlerin uygulanabilirliği gösterilmektedir.

Ek 1 Çizelge 2’de maske boyutu 10x10’a çıkarılmış ve tablodaki değerler kıyaslanmıştır. Değerlendirmeye göre sayısal renk değerleri, algılanan parlaklık, optik yoğunluk ve göreceli radyasyon dozu değerleri ile kullanılan görüntü korelasyon yöntemiyle elde edilen yatay eksen koordinatları arasındaki farkların birbirine yakın olduğu görülmektedir. Bu gözlemler değerlendirildiğinde beyin tümör sınır konturlarına ait koordinatların elde edilebilmesi için algılanan parlaklık (luminans), optik yoğunluk ve göreceli radyasyon dozu değerleri ile görüntü korelasyon algoritması birbirlerine yakın sonuçlar verdiği için hesaplanan tüm değerlerin uygulanabilirliği gösterilmektedir.

Ek 1 Çizelge 3’te ise maske boyutu 15x15’e çıkarılmış ve tablodaki değerler kıyaslanmıştır. Ortaya çıkan fark değerlerine bakılacak olursa en sayısal renk değerleri, algılanan parlaklık, optik yoğunluk ve göreceli radyasyon dozu değerleri ile kullanılan görüntü korelasyon yöntemiyle elde edilen yatay eksen koordinatları arasındaki farkların birbirine yakın olduğu görülmektedir. Buradan çıkarılabilecek sonuç ise kullanılan tüm değerlerin görüntü korelasyon algoritmalarında kullanılabilirliği görülmektedir. Ancak elde edilen farkların hassaslık düzeyi gözlemlendiğinde, referans ve şablon maskelerin boyutları 3x3 ile 10x10 arasında seçildiğinde beyin tümörlerine ait sınır kontur koordinatlarını en doğru şekilde yansıttığı gözlemlenmiştir.

5.SONUÇ

Bu çalışmada amaç, radyoterapide kullanılan film dozimetre sisteminin sayısal görüntü işleme teknikleri yardımıyla kullanılabilirliği test edilmiştir. Radyoterapi sistemlerinde kullanılan radyasyonun uygun doz miktarlarında tedavinin uygulandığı bölgeye doğru şekilde iletilmesinin denetlenmesi, tedavi edilen bölgenin sağlık dokulardan ayırt edilebilmesi ile tedavi odağının doğru miktardaki radyasyon dozunu alabilmesi için uygun tedavi planlamasına yardımcı olmaktadır.

Bu sebeple çalışmayı gerçekleştirmek için deneysel bir uygulama yazılımı geliştirilmiş, deney ortamı olarak beyin dokusu seçilmiştir. Beyin, farklı yapıdaki dokulara sahip olduğundan gerçekleştirilen çalışmada en iyi uygulama ortamı olarak seçilmiştir. Beyin tümörlü görüntü kesitleri hasta arşivlerinden ya da radyoterapi cihazlarındaki anlık çekim yapılarak film halinde basıldığından çalışmada kullanılan görüntüler sayısal ortama VXR-16 Pro cihazı ile 16 bitlik 256 gri skala renk seviyesi tanımlı siyah beyaz bitmap formatlı halde siyah beyaz beyin tomografi görüntüleri olarak aktarılmıştır.

Çalışmada 3 ana hedef gerçekleştirilmiştir:

a)İlk olarak beyin tümörlü kesit görüntülerinin ve üzerlerinde tümörlü bölge etrafında seçilen bir bölgenin 3 boyutlu ağ grafiği çizdirilerek sağlıklı dokulardan ayrıldığı noktaların doktorlar tarafından daha detaylı incelenmesi sağlanmıştır. Yine beyin tümörlü iki BT görüntüsü arasındaki farklar 3 boyutlu ağ grafiğinde çizdirilerek tümörlere ait iyileşme süreçleri takip edilebilir bir araç geliştirilmiştir.

b)İkinci olarak beyin tümörlü kesit bilgisayar tomografi (BT) görüntülerinden elde edilen sayısal renk değerleri özel fonksiyonlarla göreceli radyasyon dozuna çevrilmiştir. Sayısal ortamdaki film üzerinde tanımlanmış olan şablon bir maske ile resim üzerinden 5cm x 5cm'lik, 10cm x 10cm'lik ve 35 cm x 35 cm'lik gerçek film boyutlarına dönüştürülen göreceli radyasyon dozları elde edilerek farklı boyutlarda tedavi için belirlenen odak noktaya gönderilmiş olan radyasyonun diyagnostik doz tipi ölçülmeye çalışılmıştır.

c)Üçüncü adımda ise sayısal renk değerleri ve ondan hesap edilen algılanan parlaklık, optik yoğunluk ve yine ikinci çalışmada hesap edilmiş olan göreceli radyasyon dozu değerleri görüntü korelasyon algoritması ile beyin tümörlü bilgisayar tomografi görüntü (BT) kesitlerinde tümör doku sınırlarına ait konturlar belirlenerek hassas sağlam dokulardan ayrılması sağlanmıştır. Böylece geliştirilen yöntemle doğru tedavi süreçleri için kullanılabilir bir tanı belirleme sistemi ortaya çıkarılmıştır.

Özellikle bu çalışma ile geliştirilen uygulama yazılımı sayesinde bilgisayar destekli radyoterapi ya da cerrahi robotların operasyonel işlemlerinde, tedavi yapılacak bölgenin tam olarak sınırlarının belirlenmesi sağlanarak optimum tedavi yararı ve en az zararı sağlamak esastır. EK-2’de farklı beyin tümörlü görüntü kesitlerine ait bilgisayar tomografi görüntüleri, onlara ait 3 boyutlu ağ profil görüntüleri, görüntüler üzerinde seçilmiş bir bölgenin 3 boyutlu ağ profil grafiği, ve görüntü korelasyon algoritması ile ortaya çıkarılmış olan tümör ile normal doku sınırlarına ait kontur grafiklerini belirtmiştir. EK-3’te çalışmada kullanılmış olan algoritmalar ile ortaya konulan sonuçlara ait yayınlanacak ve yayınlanmış olan ulusal ve uluslararası yayın listesinde belirtilmiştir.

Görüntülerdeki optik yoğunluk ya da parlaklık farklılıklarının doğru olarak algılanması hedef ve kritik organların yeterince (kesin) iyi ayırt edilebilmesi önemlidir. Yine radyoterapide kontrol çalışmalarında film dozimetri yöntemi kolay ve geçerli bir yöntemdir. Bu yöntemin de daha da geliştirilerek radyasyon alanlarındaki doz dağılımlarını doğru ve güvenilir olarak vermesi radyasyonun çeşitli dozimetrik parametrelerinin kontrolünü kolaylaştıracaktır.

Çalışmada hazırlanan yazılım ile uygulamaya geliştirilen çözüm yöntemleri literatürde yer alan diğer örüntü tanıma ve belirleme algoritmalarına katkısı olacağı kesindir. Geliştirilen yazılım ile ortaya çıkarılan beyin tümörlü sınır konturlarına ait koordinatlar yazılım ile bir dosya ya kaydedilerek, bilgisayar ortamında kayıt altına alınmıştır. Böylece bu dosyalar bilgisayar destekli otonom tedavi cihazları için kullanılabilmesi sağlanmıştır. İster radyoterapi cihazları olsun isterse otonom cerrahi müdahale cihazları yada robotları olsun geliştirilen yazılım ve algoritmalar diğer örüntü tanıma ve belirleme algoritmalarına göre zamandan, bellek miktarı bakımından tasarruf sağlamış olup performans hızı açısından bir artış gerçekleştirmiştir.

Çalışmanın bir sonraki adımı olarak ortaya çıkarılan veriler bir sayısal robot ya da otonom cihaza verilip tümörlü bir doku bölgesinin doğru şekilde tedavisinin gerçekleştirildiğinin belirlenmesi olacaktır. Bu çalışmada geliştirilen algoritmalar ile bilgisayar destekli medikal görüntü analiz metodu radyoterapi açısından film dozimetri sisteminin sayısal görüntü işleme teknikleri yardımıyla kullanılabilirliğinin ispatı açısından güvenilir ve gerekli bir araç olduğu gösterilmiştir.

7. KAYNAKLAR

Agouris P., “Digital Image Processing & Analysis”, Lecture Slide No 2, Department of Spatial Information Science and Engineering, Maine University, 2006

Baş Hande, “Small Fields 6MV Photon Dosimetry for Stereotactic Radiosurgery”, Ankara Üniversitesi Fizik Mühendisliği Bölümü Master Tezi, 2005

Borland C++ Builder V 6.0 Enterprise Suite Version 5, 1983-2000, Borland Corporation, Erişim tarihi: 04.10.2006, web sitesi: <http://www.borland.com>

Bourke P., “Cross Correlation”, Western Australia Supercomputer Program, University of Western Australia, Ağustos 1996, Erişim tarihi: 05.11.2006 web sitesi: <http://local.wasp.uwa.edu.au/~pbourke/other/correlate/>

Brandt J. C., Burnett S., Munro J. A., Pillinger J, “CT Scan”, NetDoctor.co.uk, September 2005, Erişim tarihi: 24.10.2006, web sitesi: http://www.netdoctor.co.uk/health_advice/examinations/ctgeneral.htm

Bright View Electronics Frequently Asked Questions, “What is Luminance?”, Bright View Electronics Co., Ltd. Teipei Hsien, Taiwan, web sitesi: http://www.bvled.com.tw/08_faq.htm

Classical Web Designs, “Pixel to Inches (Centimeters) Converter”, 2000-2006, Classical Web Designs, Erişim tarihi: 17.09.2006, web sitesi: <http://www.classical-webdesigns.co.uk/resources/pixelinchconvert.html>

Glasbey C. A., Robinson C. D., “Estimation of tissue proportions in X-ray CT images using a new mixed pixel distribution”, Erişim tarihi: 16.10. 2006, web sitesi: <http://www.bioss.sari.ac.uk/image/task.pdf>

Gonzales C. R. , Richard E. W., “Digital Image Processing”, second edition, 2001,

Prentice Hall publications, pp. 52-53

Heatron B, Dendy PP, “Physics for Diagnostic Radiology”, Second Edition, pp. 89-90, pp. 115-119, IOP Publishing Ltd, 1999

Jeodezi ve Fotogrametri Müh. Forumu, “Görüntü Korelasyonu”, Erişim tarihi: 14.09.2006, web sitesi:

<http://www.jfm.gen.tr/designer/depo/fotogrametri/dijital%20fotogrametri.ppt>

Imatest LLC, “Digital Image Quality Testing”, 2006, Erişim tarihi: 23.11.2006, web sitesi: <http://www.imatest.com/docs/q13.html>

Jukovich I. A., “Evaluation of a Desktop Computed Radiography System for IMRT Dosimetry”, Department of Physics and Astronomy, Luisiana State University and Agricultural and Mechanical College, 2004, Erişim tarihi: 09.10.2006, web sitesi: http://etd.lsu.edu/docs/available/etd-10132004-211301/unrestricted/Jurkovic_thesis.pdf

Maintz T., “Digital and Medical Image Processing”, Department of Information and Computing Sciences, Utrecht University, pp. 17-21, 2005

Marshall P., “Optical Density”, About: Photography, About Inc. part of The New York Times Company, 2006, Erişim tarihi: 11.11.2006, web sitesi: http://photography.about.com/library/glossary/bldef_opticald.htm

Modern Imaging Services, “Optical Density”, Modern Imaging webportalı Education Kısmı Digital Topics Scanners altbaşlığı, Erişim tarihi: 21.09.2006, web sitesi: http://www.modernimaging.com/optical_density.htm

Mueller Klaus, “CSE:564 Scientific Visualisation, Lecture 10: Introduction to Volume Rendering”, Stony Brook University Computer Science Department, 2003,

Erişim tarihi: 08.09.2006, web sitesi:
http://www.cs.sunysb.edu/~mueller/teaching/cse564/volumeIntro_2006.pdf

NDT (Nondestructive Testing), “Transmitted Intensity and Linear Attenuation Coefficient”, NDT Course Material, National Science Foundation, 2001, Erişim tarihi: 03.12.2006, web sitesi:
<http://www.ndted.org/EducationResources/CommunityCollege/Radiography/Physics/attenuationCoef.htm>

Koyuncu Baki, Pahsa Alper, “Contour Profiling of Brain Tumor Areas by Using Image Correlation and Peak Detection Techniques”, International Journal of Computer Science and Network Security, pp. 46-48, Vol.6 No: 11, November 2006, ISSN: 1738-7906

Nissl J., Traugher D. P., Sutherland B. K., “A-Z Health Guide from WebMD: Medical Tests-Computed Tomography Scan of the Body”, Healthwise Incorporated, November 2005

Photonics Dictionary, “Image Correlation”, Laurin Publishing, May 2006, Erişim tarihi: 13.11.2006, web sitesi: <http://www.photonics.com/directory/dictionary/lookup.asp?url=lookup&entrynum=2496&letter=i>

Roger D. , “Ionizing Radiation Dosimetry and Medical Physics”, Institute for National Measurement Standards, National Research Council of Canada Ottawa, July 2005

Romejin Edwin H, Ravindra K. Ahuja, and Dempsey F. James, “A new linear programming approach to radiation therapy treatment planning problems”, December 2002, Erişim tarihi: 10.08.2006, web sitesi: “<http://www.ise.ufl.edu/ahuja/PAPERS/Romejin-Ahuja-IMRT-OR2005.pdf>”

Roger D. , “Ionizing Radiation Dosimetry and Medical Physics”, Institue for National Measurement Standards, National Research Council of Canada Ottawa, July 2005

Seth, “Mesh Generation”, 1996, Graphics at MIT, Erişim tarihi: 08.10.2006
web sitesi: [http://people.csail.mit.edu / seth/pubs/taskforce/section3_7.html](http://people.csail.mit.edu/seth/pubs/taskforce/section3_7.html)

Stern R. L., Kurylo J., Siantar C. H., Lehmann J, Goldberg Z.,
“Film dosimetry in the peripheral region using multiple sensitometric curves”,
Dept. of Radiation Oncology, University of California Davis, Sacramento,
California USA, 2004

TAEK (Türkiye Atom Enerjisi Kurumu), “Radyasyon”, TAEK Websayfası Bilgi
Köşesi, Erişim tarihi: 25.11.2006, web sitesi:
http://www.taek.gov.tr/bilgi/bilgi_maddeler/radyasyon.html

VIDAR Systems Corporation, “VXR-16 Dosimetry PRO X-ray Film Digitizer
for Radiation Dosimetry”, VIDAR Publication V999VXR-16DP-005, 2001

Vikipedi, “Radyasyon Dozu”, Vikipedi Özgür Ansiklopedisi, Erişim
tarihi: 0.4.11.2006, web sitesi: http://tr.wikipedia.org/wiki/Radyasyon_dozu

Weber, “The Physics of Medical Imaging”, pp. 42, IOP Publishing, 1998

Wikipedia, The Free Encyclopedia, “Optical Density”, Erişim tarihi: 03.09.2006
Wikimedia Foundation Inc, web sitesi:
http://en.wikipedia.org/wiki/Optical_density

EK-1
Sonuç Tabloları

Ek-1

Çizelge-1) Tabloda verilen 3x3 boyutlu referans ve şablon maske kullanılarak sayısal renk (piksel), algılanan parlaklık (luminans), optik yoğunluk ve göreceli radyasyon dozu değerleri üzerinden yapılan görüntü korelasyonu yöntemiyle elde edilen beyin tümör sol duvar ile sağ duvar kontur sınır koordinatları arasındaki farkların cm cinsinden değerleri ile bu değerler arasındaki kaymaların cm cinsinden değerleri (Farklar Çizelge 4.5, Çizelge 4.6, Çizelge 4.7 ve Çizelge 4.9’ daki tablolara göre hesaplanmıştır.)

Sayısal Renk Değerleri ile Yapılan Görüntü Korelasyonu Tumor Sol Duvar ile Sağ Duvar Koordinat Farkları Tam Değer Fonksiyonu cinsinden Değerleri (3x3 Maske) $\Delta XP=XPL-XPR$	Algılanan Parlaklık (Luminans) Yapılan Görüntü Korelasyonu Tumor Sol Duvar ile Sağ Duvar Koordinat Farkları Tam Değer Fonksiyonu cinsinden Değerleri (3x3 Maske) $\Delta XB=XBL-XBR$	Optik Yoğunluk ile Yapılan Görüntü Korelasyonu Tumor Sol Duvar ile Sağ Duvar Koordinat Farkları Tam Değer Fonksiyonu cinsinden Değerleri (3x3 Maske) $\Delta XO=XOL-XOR$	Göreceli Radyasyon Doz Değerleri ile Yapılan Görüntü Korelasyonu Tumor Sol Duvar ve Sağ Duvar Koordinat Farkları Tam Değer Fonksiyonu cinsinden Değerleri (3x3 Maske) $\Delta XR=XRL-XRR$	Algılanan Parlaklık (luminans) ile Sayısal Renk Değerleri Arasındaki Sol Duvar ve Sağ Duvar Farkları Arasındaki Tam Değer Fonksiyonu cinsinden Kayma Farkları (3x3 Maske) $\Delta XPB=\Delta XP-\Delta XB$	Optik Yoğunluk ile Sayısal Renk Değerleri Arasındaki Sol Duvar ve Sağ Duvar Farkları Arasındaki Tam Değer Fonksiyonu cinsinden Kayma Farkları (3x3 Maske) $\Delta XPO=\Delta XP-\Delta XO$	Göreceli Radyasyon Doz Değerleri ile Sayısal Renk Değerleri Arasındaki Sol Duvar ve Sağ Duvar Farkları Arasındaki Tam Değer Fonksiyonu cinsinden Kayma Farkları (3x3 Maske) $\Delta XPR=\Delta XP-\Delta XR$
$\Delta XL: 0,37$ cm	$\Delta XB: 0,10$ cm	$\Delta XO: 0,32$ cm	$\Delta XR: 0,21$ cm	$\Delta XPB: 0,27$ cm	$\Delta XPO: 0,05$ cm	$\Delta XPR: 0,16$ cm
$\Delta XL: 1,42$ cm	$\Delta XB: 1,42$ cm	$\Delta XO: 0,92$ cm	$\Delta XR: 0,77$ cm	$\Delta XPB: 0$ cm	$\Delta XPO: 0,5$ cm	$\Delta XPR: 0,65$ cm
$\Delta XL: 0,89$ cm	$\Delta XB: 0,69$ cm	$\Delta XO: 0,21$ cm	$\Delta XR: 0,58$ cm	$\Delta XPB: 0,20$ cm	$\Delta XPO: 0,67$ cm	$\Delta XPR: 0,31$ cm
$\Delta XL: 0,32$ cm	$\Delta XB: 0,26$ cm	$\Delta XO: 0$ cm	$\Delta XR: 0$	$\Delta XPB: 0,06$ cm	$\Delta XPO: 0,32$ cm	$\Delta XPR: 0$ cm

Ek-1

Çizelge-2) Tabloda verilen 10x10 boyutlu referans ve şablon maske kullanılarak sayısal renk (piksel), algılanan parlaklık (luminans), optik yoğunluk ve göreceli radyasyon dozu değerleri üzerinden yapılan görüntü korelasyonu yöntemiyle elde edilen beyin tümör sol duvar ile sağ duvar kontur sınır koordinatları arasındaki farkların cm cinsinden değerleri ile bu değerler arasındaki kaymaların cm cinsinden değerleri (Farklar Çizelge 4.5, Çizelge 4.6, Çizelge 4.7 ve Çizelge 4.9', 'daki tablolara göre hesaplanmıştır.)

Sayısal Renk Değerleri ile Yapılan Görüntü Korelasyonu Tümör Sol Duvar ile Sağ Duvar Koordinat Farkları Tam Değer Fonksiyonu cinsinden Değerleri (10x10 Maske) $\Delta XP=XPL10-XPR10$	Algılanan Parlaklık Yapılan Görüntü Korelasyonu Tümör Sol Duvar ile Sağ Duvar Koordinat Farkları Tam Değer Fonksiyonu cinsinden Değerleri (10x10 Maske) $\Delta XB=XBL10-XBR10$	Optik Yoğunluk ile Yapılan Görüntü Korelasyonu Tümör Sol Duvar ile Sağ Duvar Koordinat Farkları Tam Değer Fonksiyonu cinsinden Değerleri (10x10 Maske) $\Delta XO=XOL10-XOR10$	Göreceli Radyasyon Doz Değerleri ile Yapılan Görüntü Korelasyonu Tümör Sol Duvar ve Sağ Duvar Koordinat Farkları Tam Değer Fonksiyonu cinsinden Değerleri (10x10 Maske) $\Delta XR=XRL10-XRR10s$	Algılanan Parlaklık ile Sayısal Renk Değerleri Arasındaki Sol Duvar ve Sağ Duvar Farkları Arasındaki Tam Değer Fonksiyonu cinsinden Kayma Farkları (10x10 Maske) $\Delta XPB=\Delta XP-\Delta XB$	Optik Yoğunluk ile Sayısal Renk Değerleri Arasındaki Sol Duvar ve Sağ Duvar Farkları Arasındaki Tam Değer Fonksiyonu cinsinden Kayma Farkları (10x10 Maske) $\Delta XPO=\Delta XP-\Delta XO$	Göreceli Radyasyon Doz Dğerleri ile Sayısal Renk Değerleri Arasındaki Sol Duvar ve Sağ Duvar Farkları Arasındaki Tam Değer Fonksiyonu cinsinden Kayma Farkları (10x10 Maske) $\Delta XPR=\Delta XP-\Delta XR$
$\Delta XP: 0 \text{ cm}$	$\Delta XB: 0 \text{ cm}$	$\Delta XO: 0 \text{ cm}$	$\Delta XR: 0 \text{ cm}$	$\Delta XPB: 0 \text{ cm}$	$\Delta XPO: 0 \text{ cm}$	$\Delta XPR: 0$
$\Delta XP: 0,79 \text{ cm}$	$\Delta XB: 1,27 \text{ cm}$	$\Delta XO: 0,79 \text{ cm}$	$\Delta XR: 1,16 \text{ cm}$	$\Delta XPB: 0,48 \text{ cm}$	$\Delta XPO: 0,48 \text{ cm}$	$\Delta XPR: 0,37 \text{ cm}$
$\Delta XP: 0,26 \text{ cm}$	$\Delta XB: 0,53 \text{ cm}$	$\Delta XO: 0,53 \text{ cm}$	$\Delta XR: 0,53 \text{ cm}$	$\Delta XPB: 0,27 \text{ cm}$	$\Delta XPO: 0,27 \text{ cm}$	$\Delta XPR: 0,27 \text{ cm}$
$\Delta XP: 0 \text{ cm}$	$\Delta XB: 0 \text{ cm}$	$\Delta XO: 0$	$\Delta XR: 0 \text{ cm}$	$\Delta XPB: 0$	$\Delta XPO: 0 \text{ cm}$	$\Delta XPR: 0 \text{ cm}$

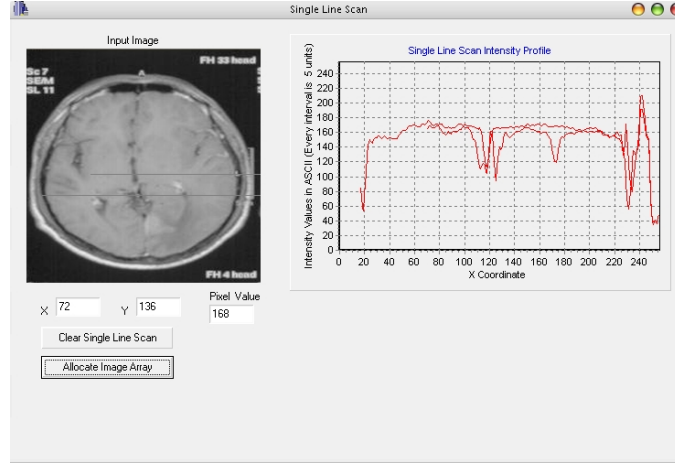
Ek-1

Çizelge-3) Tabloda verilen 15x15 boyutlu referans ve şablon maske kullanılarak sayısal renk (piksel), algılanan parlaklık (luminans), optik yoğunluk ve göreceli radyasyon dozu değerleri üzerinden yapılan görüntü korelasyonu yöntemiyle elde edilen beyin tümör sol duvar ile sağ duvar kontur sınır koordinatları arasındaki farkların cm cinsinden değerleri ile bu değerler arasındaki kaymaların cm cinsinden değerleri (Farklar Çizelge 4.5, Çizelge 4.6, Çizelge 4.7 ve Çizelge 4.9’ daki tablolara göre hesaplanmıştır.)

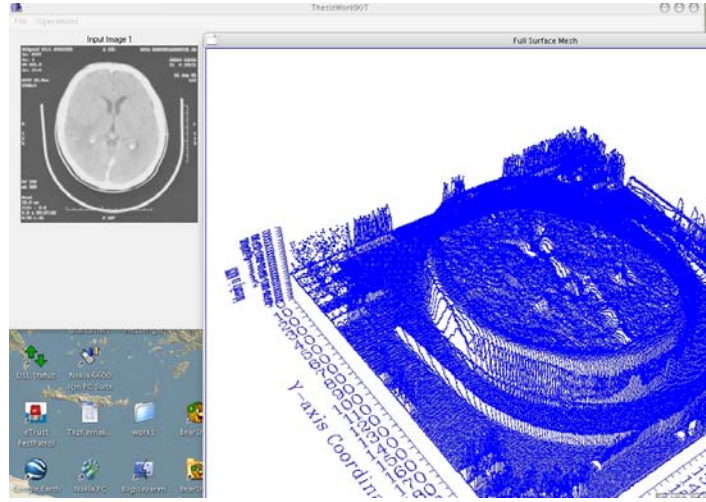
Sayısal Renk Değerleri ile Yapılan Görüntü Korelasyonu Tumor Sol Duvar ile Sağ Duvar Koordinat Farkları Tam Değer Fonksiyonu cinsinden Değerleri (15x15 Maske) $\Delta XP = XPL15 - XPR15$	Algılanan Parlaklık Yapılan Görüntü Korelasyonu Tumor Sol Duvar ile Sağ Duvar Koordinat Farkları Tam Değer Fonksiyonu cinsinden Değerleri (15x15 Maske) $\Delta XB = XBL15 - XBR15$	Optik Yoğunluk ile Yapılan Görüntü Korelasyonu Tumor Sol Duvar ile Sağ Duvar Koordinat Farkları Tam Değer Fonksiyonu cinsinden Değerleri (15x15 Maske) $\Delta XO = XOL15 - XOR15$	Göreceli Radyasyon Doz Değerleri ile Yapılan Görüntü Korelasyonu Tumor Sol Duvar ve Sağ Duvar Koordinat Farkları Tam Değer Fonksiyonu cinsinden Değerleri (15x15 Maske) $\Delta XR = XRL15 - XRR15$	Algılanan Parlaklık (luminans) ile Sayısal Renk Değerleri Arasındaki Sol Duvar ve Sağ Duvar Farkları Arasındaki Tam Değer Fonksiyonu cinsinden Kayma Farkları (15x15 Maske) $\Delta XPB = \Delta XP - \Delta XB$	Optik Yoğunluk ile Sayısal Renk Değerleri Arasındaki Sol Duvar ve Sağ Duvar Farkları Arasındaki Tam Değer Fonksiyonu cinsinden Kayma Farkları (15x15 Maske) $\Delta XPO = \Delta XP - \Delta XO$	Göreceli Radyasyon Doz Değerleri ile Sayısal Renk Değerleri Arasındaki Sol Duvar ve Sağ Duvar Farkları Arasındaki Tam Değer Fonksiyonu cinsinden Kayma Farkları (15x15 Maske) $\Delta XPR = \Delta XP - \Delta XR$
$\Delta XP: 0 \text{ cm}$	$\Delta XB: 0 \text{ cm}$	$\Delta XO: 0 \text{ cm}$	$\Delta XR: 0 \text{ cm}$	$\Delta XPB: 0 \text{ cm}$	$\Delta XPO: 0 \text{ cm}$	$\Delta XPR: 0 \text{ cm}$
$\Delta XP: 0,79 \text{ cm}$	$\Delta XB: 0,79 \text{ cm}$	$\Delta XO: 1,85 \text{ cm}$	$\Delta XR: 0,47 \text{ cm}$	$\Delta XPB: 0 \text{ cm}$	$\Delta XPO: 1,06 \text{ cm}$	$\Delta XPR: 0,32 \text{ cm}$
$\Delta XP: 0,79 \text{ cm}$	$\Delta XB: 0,79 \text{ cm}$	$\Delta XO: 0,39 \text{ cm}$	$\Delta XR: 0,89 \text{ cm}$	$\Delta XPB: 0 \text{ cm}$	$\Delta XPO: 0,40 \text{ cm}$	$\Delta XPR: 0,10 \text{ cm}$
$\Delta XP: 0,13 \text{ cm}$	$\Delta XB: 0,40 \text{ cm}$	$\Delta XO: 0,05 \text{ cm}$	$\Delta XR: 0 \text{ cm}$	$\Delta XPB: 0,27 \text{ cm}$	$\Delta XPO: 0,08 \text{ cm}$	$\Delta XPR: 0,05 \text{ cm}$

EK-2
Geliştirilen Yazılıma Ait
Görüntüler

Ek-2

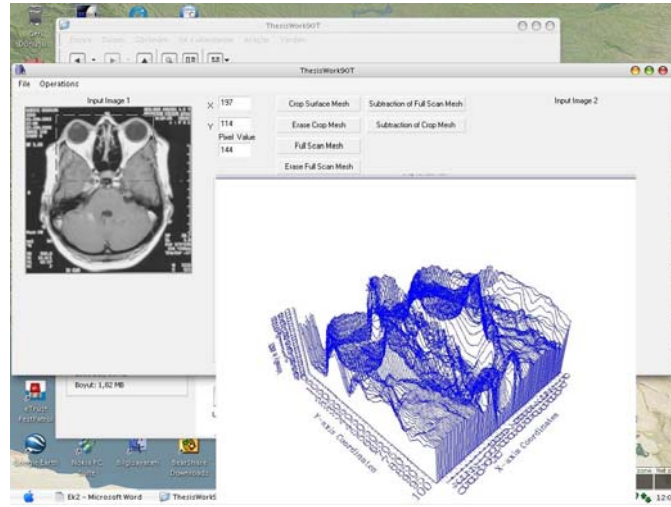


Şekil-1 Beyin tümörlü bilgisayar tomografi (BT) görüntü kesiti ve üzerine çizilen profil çizgileri ve üzerinden geçtiği sayısal renk değerlerine ait profil grafiği çizimi

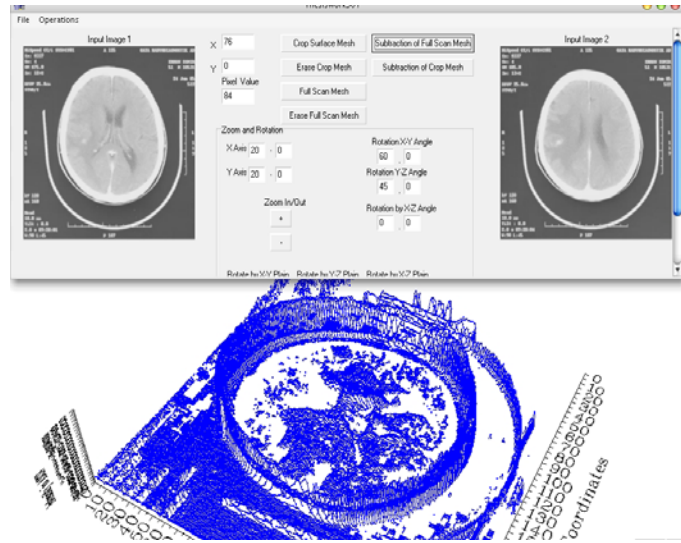


Şekil-2 Beyin tümörü BT görüntüsü ve ona ait 3 boyutlu profil ağ grafiği

Ek-2

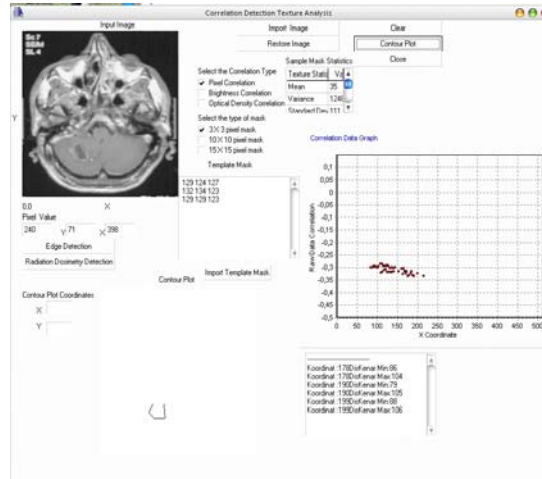


Şekil-3 Beyin tümörlü BT görüntü kesiti üzerinde seçilen bir bölgeye ait 3 boyutlu profil ağ grafiği

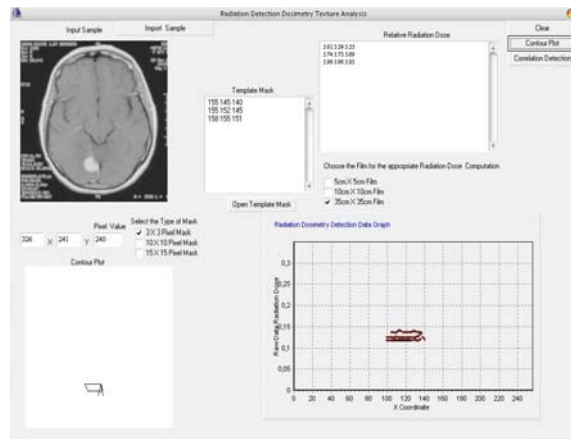


Şekil-4 İki beyin tümör BT görüntü kesiti ve aralarındaki sayısal renk değerleri arasındaki farka ait 3 boyutlu ağ profil grafiği

Ek-2

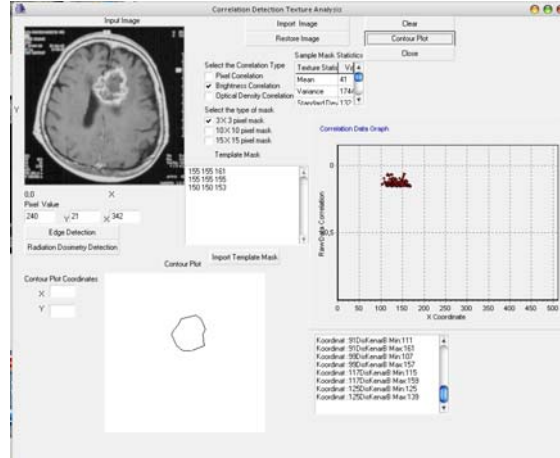


Şekil-5 Altbeyin tümörü BT görüntü kesiti ve sayısal renk değerleri ile görüntü korelasyon algoritması kullanılarak elde edilen korelasyon profili ve tümöre ait sınır kontur grafiği

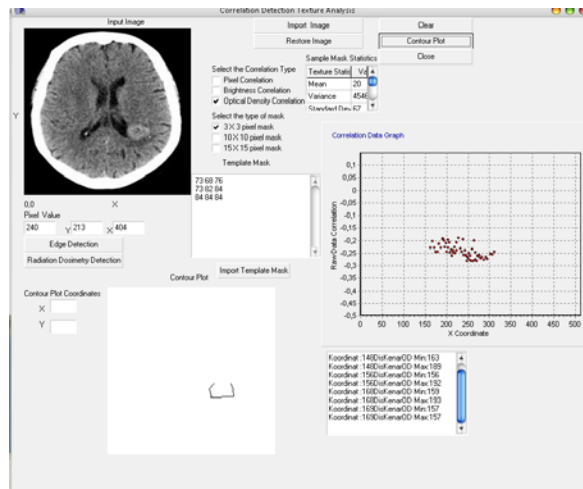


Şekil-6 Beyin tümörlü BT görüntü kesiti ve göreceli radyasyon dozu değerleri ile görüntü korelasyon algoritması kullanılarak elde edilen korelasyon profili ve tümre ait sınır kontur grafiği

Ek-2

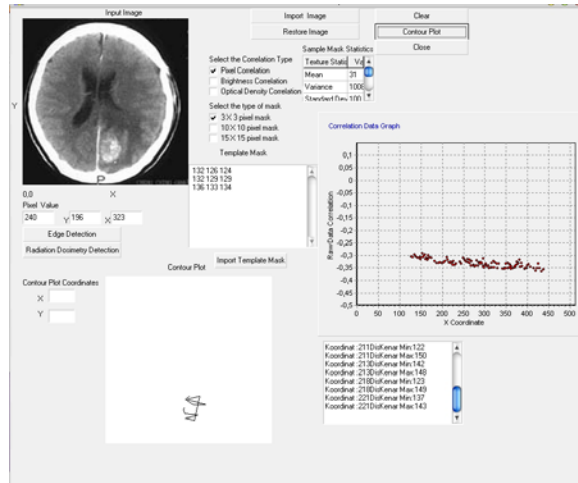


Şekil-7 Beyin tümörlü BT görüntü kesiti ve algılanan parlaklık değerleri ile görüntü korelasyon algoritması kullanılarak elde edilen korelasyon profili ve tümre ait sınır kontur grafiği



Şekil-8 Beyin tümörlü BT görüntü kesiti ve optik yoğunluk değerleri ile görüntü korelasyon algoritması kullanılarak elde edilen korelasyon profili ve tümre ait sınır kontur grafiği

Ek-2



Şekil-9 Beyin tümürlü BT görüntü kesiti ve sayısal renk değerleri ile görüntü korelasyon algoritması kullanılarak elde edilen korelasyon profili ve tümöre ait sınır kontur grafiği

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı: Alper Pahsa

Doğum Yeri: Diyarbakır

Doğum Tarihi: 22.12.1981

Medeni Hali: Bekar

Yabancı Dili: İngilizce, Almanca, İspanyolca

Eğitim Durumu (Kurum ve Yıl)

Lise : Ankara Ayrancı Lisesi, 1999

Lisans : Atılım Üniversitesi, Bilgisayar Mühendisliği Bölümü, 2003

Yüksek Lisans : Ankara Üniversitesi, Bilgisayar Mühendisliği Anabilimdalı

Çalıştığı Kurum/Kurumlar ve Yıl:

Hava Elektronik Sanayi (HAVELSAN) A.Ş., 2005

Yayımları (SCI ve diğer):

Bilimsel Dergiler

1-)Koyuncu Baki, Pahsa Alper, “Contour Profiling of Brain Tumor Areas by Using Image Correlation and PeaDetection Techniques”, International Journal of Computer Science and Network Security, pp. 46-48, Vol.6 No:11, November 2006, ISSN: 1738-7906

2-)Koyuncu Baki, Pahsa Alper, “Generating Contours of Brain Tumor images by Using Their Optical Density Information and Image Correlation Techniques”, Journal of X-Ray Science and Technology, ISSN: 0895-3996

Konferans, Sempozyum ve Bilimsel Toplantı Yayınları

1-)Koyuncu Baki, Pahsa Alper, “3D Visualization of Brain Slices by Using Computer Techniques”, pp.127-134, Industrial Conference on Data Mining Poster Proceedings, July 2006, ISSN:1617-2671

2-)Koyuncu Baki, Pahsa Alper, “3D Visualization of Brain Slices by Using Computer Techniques”, TAINN 2006, ISBN: 975-7207-70-5

3-)Koyuncu Baki, Pahsa Alper, “Contour profiling of Brain Tumors by using Perceived Brightness information and Image Correlation techniques”, International Conference on Artificial Intelligence and Pattern Recognition, 2007 Proceedings