

743064

**CT, MR KESİTLERİ VE DİJİTAL GÖRÜNTÜLER
KULLANILARAK DOKULARIN ÜÇ BOYUTLU MODELLERİNİN
OLUŞTURULMASI VE DEĞERLENDİRİLMESİ**

**DOKTORA TEZİ
Y. Müh. Sedat DOĞAN
(501982614)**

Y.C. YÖNETİMİ
DOKÜMAN TASTAYON

143064

**Tezin Enstitüye Verildiği Tarih : 29 Ağustos 2002
Tezin Savunulduğu Tarih : 18 Mart 2003**

Tez Danışmanı : Prof. Dr. M. Orhan ALTAN

Diğer Jüri Üyeleri Prof.Dr. Ali Çetin SARIOĞLU (İ.Ü.)

Prof.Dr. Onur GÜRKAN (B.Ü.)

Prof.Dr. Sıtkı KÜLÜR (İ.T.Ü.)

Prof.Dr. Tefik AYAN (İ.T.Ü.)

MART 2003

ÖNSÖZ

Bu doktora çalışması, İTÜ Fen Bilimleri Enstitüsü, Jeodezi ve Fotogrametri Anabilim Dalı, Jeodezi ve Fotogrametri Mühendisliği programında yapılmıştır. Uzun bir süreçte, yoğun emek harcayarak ortaya koyduğum bu çalışmanın gerçekleştirilmesi sürecinde çok değerli insanların yardımları eksik olmadı. Başta tez danışmanım, hocam sayın Prof Dr. M. Orhan ALTAN'ın çalışmalarım sırasında yardımları ve destekleri hiçbir zaman eksik olmadı. Kendilerine sonsuz teşekkürlerimi bir borç bilirim. Hocam, Sayın Prof. Dr. Sıtkı KÜLÜR'ün desteklerini sürekli yanımda hissettim, kendilerine sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum. Yine, hocam sayın Prof. Dr. Gönül TOZ kahrımızı çekti. Kendilerine sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum. Akademik hayatım boyunca, bitmek tükenmek bilmeyen desteği ve yardımlarıyla bana güç veren hocam Sayın Prof. Dr. Gürol BANGER'e sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.

Çalışmam boyunca benden yardımları hiç eksik olmayan ve bana her türlü desteği veren arkadaşım, arkadaştan da öte kardeşim M. Devrim AKÇA'ya teşekkürlerimi sunuyorum.

Bugünlere gelmemde bir çok katkılarını gördüğüm sevgili ablam Serap DOĞAN GÜLEÇ'e sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum. Bütün hayatım boyunca, sevgisiyle ve ilgisiyle bana inanılmaz güç veren sevgili annem Meliha DOĞAN'a sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum. Hayatım boyunca sevgisi, şefkati eksik olmayan, yıldızlar ülkesindeyken bile bana güç verebilen sevgili babam Cemil DOĞAN'a sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum. Huzur içinde uyu emi?

Benim her türlü kahrımı çeken, çalışmam boyunca hiçbir zaman desteğini eksik etmeyen, beni hayata bağlayan sevgili eşim Rukiye DOĞAN'a sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.

Mart 2003

Yük.Müh. Sedat DOĞAN

İÇİNDEKİLER

KISALTMALAR	vi
TABLO LİSTESİ	vii
ŞEKİL LİSTESİ	viii
SEMBOL LİSTESİ	x
ÖZET	xi
SUMMARY	xii
1. GİRİŞ	1
1.1. Çalışmanın Amacı ve İzlenen Yollar	3
2. TOMOGRAFİ, MR GÖRÜNTÜLERİNİN ÖZELLİKLERİ VE İŞLENMESİ	8
2.1. Tomografi Görüntülerinin Elde Edilişi ve Özellikleri	9
2.1.1. Bilgisayarlı tomografide CT sayılarının belirlenmesi	12
2.2. MR Görüntülerinin Elde Edilişi ve Özellikleri	13
2.3. CT ve MR Görüntülerinin 3-Boyutlu Modeller Oluşturmak İçin İşlenmesi	14
2.4. Sayısal Görüntülerin Bölümlemesi ve Sınıflandırılması	17
2.4.1. Bölgeler	18
2.4.2. Bölgeler ve kenarlar	18
2.4.3. Bölge bölümlleme (region segmentation)	20
2.4.4. Görüntülerin otomatik olarak eşiklenmesi	21
2.4.4.1. P_Tile yöntemi	22
2.4.4.2. Mod yöntemi	22
2.4.5. Kenar ya da sınır esaslı bölümlleme	24
2.4.5.1. Sobel operatörleri	25
2.4.5.2. Prewitt operatörleri	27
2.4.5.3. Frei-Chen maskeleri	27
2.4.5.4. Laplace operatörleri	29
2.5. Konumsal Filtrelerle Görüntü Filtreleme	30

3. CT VE MR GÖRÜNTÜLERİ KULLANILARAK HACİM VE YÜZEY MODELLERİNİN OLUŞTURULMASI(HACİM VE YÜZEY KAPLAMA) 33

3.1. Hacim ve Yüzey Gösterimleri İçin Kullanılacak CT ve MR Görüntülerinde Koordinat Sistemleri	34
3.2. Hacim Kaplama	37
3.2.1. Görüntü sıralama yaklaşımı ile hacim kaplama	39
3.2.2. Hacim verilerinin yeniden örneklenmesi	42
3.2.3. Nesne sıralama yaklaşımı ile hacim kaplama	45
3.2.4. Hacimlerin ışıklandırılması	46
3.3. Yüzey Kaplama	49
3.3.1. Yüzey modellerini temsil etmek için kullanılan poligonal ilkeller	50
3.3.2. Yüzeyi oluşturan noktaların belirlenmesi	55
3.3.2.1. Marching cubes algoritması ile eşyüzeylerin çıkarılması	57
3.3.3. Yüzey modellerinin görüntülenmesi	59
3.3.4. Gizli yüzeylerin belirlenmesi	62
3.3.4.1. Genel yaklaşımlar	64
3.3.4.2. Z-buffer algoritması (depth-buffer algorithm)	65
3.3.4.3. Warnock algoritması	67
3.3.5. Yüzeylerin gölgelendirilmesi	68
3.3.5.1. Gouraud gölgelendirme modeli	69
3.3.5.2. Phong gölgelendirme modeli	71

4. CT VE MR GÖRÜNTÜLERİYLE OLUŞTURULAN MODELLERİN DİJİTAL FOTOĞRAFLAR KULLANILARAK FOTOREALİSTİK GÖRÜNTÜLENMESİ 73

4.1. Kontrol Noktalarının Tasarımı	75
4.2. Ek Parametrelerle Demet Dengelemesi	79
4.2.1. Dengeleme modeline teorik bakış	79
4.3. Demet Dengelemesi İçin Gerekli Resim Koordinatlarının Ölçülmesi	83
4.4. Üç Boyutlu Affine Dönüşümü	86
4.5. Üç Boyutlu Benzerlik Dönüşümü	87
4.6. Texture Mapping (Doku Haritalama)	88
4.6.1. Texture mapping işleminin aşamaları	89
4.6.2. Kolinearite eşitlikleri ile texture koordinatlarının bulunması	89
4.6.3. Üç boyutlu affine dönüşümü ile texture koordinatlarının bulunması	90

4.6.4. (u, v) koordinatlarının poligonlar içinde enterpolasyonu	91
5. GELİŞTİRİLEN SİSTEMLE GERÇEK BİR MEDİKAL UYGULAMA	92
5.1. Kontrol Noktalarının Nesne Koordinatlarının ve Model Koordinatlarının Ölçülmesi	93
5.2. Hastanın CT, MR ve Dijital Görüntülerinin Çekilmesi	95
5.2.1. Tarayıcı masasının kesit görüntülerinden çıkarılması	96
5.3. Kesit Görüntüleri İle Hacim Modellerinin Oluşturulması	97
5.3.1. DICOM formatı	100
5.4. Hacim Görüntüleme Örnekleri	101
5.5. Kesit Görüntüleri İle Yüzeylerin Oluşturulması ve Tümörün Belirlenip Ölçülmesi	105
5.6. Deri Yüzeyine Hastanın Fotoğraflarının Yapıştırılması (Texture Mapping)	114
5.7. Yüzey Modellerinin Analiz Edilmesi	118
6. KULLANILAN ALGORİTMALARIN DUYARLIKLARININ SİMULASYONLARLA TEST EDİLMESİ	121
6.1. Sentetik Test Nesnelerinin Oluşturulması	122
6.2. Marching Cubes Algoritmasının Duyarlılığı	125
6.3. Gauss Fonksiyonu İle Yumuşatılan Kesitlerle Oluşturulan Yüzey Modellerinin Duyarlılığı	126
6.4. Yumuşatılmış Görüntülerden Elde Edilen Yüzeyin Laplace Fonksiyonu İle Yumuşatılması Sonucunda Elde Edilen Yüzeyin Duyarlılığı	129
7. SONUÇLAR VE TARTIŞMA	132
KAYNAKLAR	134
EKLER	141
ÖZGEÇMİŞ	142

KISALTMALAR

CT	: Computerized Tomography
MR	: Magnetic Resonance
MIP	: Maximum Intensity Projection
VOI	: Volume of Interest
VTK	: Visualization Toolkit
ALSM	: Adaptive Least Squares Matching
DLL	: Dynamic Link Library
SGI	: Silicon Graphics Inc.
GL	: Graphics Library
OpenGL	: Open Graphic Library
RF	: Radio Frequency
JPEG	: Joint Programmers Expert Group
BMP	: Bitmap
TIFF	: Tagged Image File Format
RGB	: Red, Green, Blue
API	: Application Programming Interface
MC	: Marching Cubes

TABLO LİSTESİ

	<u>Sayfa No</u>
Tablo 5.1. Kontrol noktalarının nesne koordinatları.....	94
Tablo 5.2. Kontrol noktalarının model koordinatları.....	95
Tablo 6.1. MC algoritmasının test sonuçları.....	126
Tablo 6.2. Gauss fonksiyonunun alan ve hacme etkisi.....	129
Tablo 6.3. Laplace fonksiyonu ile yumuşatma hataları.....	130



ŞEKİL LİSTESİ

	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1 : CT tarayıcısında nesnelerin taranması.....	11
Şekil 2.2 : Taralı alan bütün alanın %p'lik kısmını ifade eder.....	22
Şekil 2.3 : Gauss dağılımlı görüntüde eşik değerleri.....	23
Şekil 2.4 : n tane nesne için otomatik eşik seçimi.....	24
Şekil 2.5 : İdeal ve gerçek kenarlar.....	25
Şekil 2.6 : Orijinal görüntü.....	26
Şekil 2.7 : Sobel operatörleri.....	26
Şekil 2.8 : Prewitt operatörleri.....	27
Şekil 2.9 : Frei-Chen maske örnekleri.....	29
Şekil 2.10 : Frei-Chen projeksiyonu.....	29
Şekil 2.11 : Laplace operatörü.....	30
Şekil 2.12 : Medyan filtre.....	31
Şekil 2.13 : Ortalama filtre.....	32
Şekil 3.1 : CT ve MR'da üç ana tarama düzlemleri.....	35
Şekil 3.2 : Hacim ve yüzey modelleri için koordinat sistemi.....	36
Şekil 3.3 : Görüntü sıralama yaklaşımı ile hacim kaplama.....	40
Şekil 3.4 : Hacim kaplamada kullanılan iki temel ışın izleme ve örnekleme yöntemi.....	43
Şekil 3.5 : Ayrık ışın sınıflandırması.....	44
Şekil 3.6 : Hücre türleri.....	51
Şekil 3.7 : Hexahedron hücresi örneği.....	52
Şekil 3.8 : Kare hücresinde bir konturun olası topolojik yolları.....	58
Şekil 3.9 : Bir görüntünün oluşumu.....	61
Şekil 3.10 : Warnock algoritması.....	67
Şekil 3.11 : Poligonlar ve görüntü penceresi arasındaki ilişkiler.....	68
Şekil 3.12 : Köşeleri ABCD olan bir poligonun gouraud gölgelendirme modeliyle gölgelendirilmesi.....	70
Şekil 3.13 : Komşu yüzlerin normallerinin ortalaması ile hesaplanan köşe normalleri.....	70
Şekil 3.14 : Normal gölgelendirmede anomali hatasının düzeltilmesi.....	71
Şekil 3.15 : Phong gölgelendirme modeli.....	72
Şekil 4.1 : Kurşun ve plastik kontrol noktaları.....	76
Şekil 4.2 : Kürenin taranması ve merkezinin bulunması.....	77
Şekil 4.3 : Küre merkezinin koordinatlarının bulunması.....	78
Şekil 4.4 : Görüntü (piksel veya resim) koordinat sistemi.....	79
Şekil 4.5 : Şablon ve arama penceresi.....	83
Şekil 5.1 : Kontrol noktaları.....	93
Şekil 5.2 : Kontrol noktasının kesit görüntüsü.....	94
Şekil 5.3 : Hastanın dijital fotoğrafları.....	95

Şekil 5.4	: Union işlemi ve VOI maskesi.....	96
Şekil 5.5	: Orijinal kesit ve maskelenmiş kesit.....	97
Şekil 5.6	: Kesit görüntülerinin yüklenmesi.....	98
Şekil 5.7	: Açılan kesit görüntüleri.....	99
Şekil 5.8	: Hacim kaplama modülü.....	99
Şekil 5.9	: DICOM bilgileri.....	100
Şekil 5.10	: Deri ve kemik doku (gölgesiz).....	101
Şekil 5.11	: Deri ve kemik doku (gölgeli).....	102
Şekil 5.12	: Deri ve kemik doku (farklı açılardan-gölgesiz).....	102
Şekil 5.13	: Deri ve kemik doku (farklı açılardan-gölgeli).....	103
Şekil 5.14	: Opak deri modeli.....	103
Şekil 5.15	: Opak deri modeli (farklı açılardan).....	104
Şekil 5.16	: MIP yöntemi ile kemik doku ve deri.....	104
Şekil 5.17	: Farklı açılardan MIP kemik ve deri dokusu.....	104
Şekil 5.18	: Eşyüzey hacim kaplama.....	105
Şekil 5.19	: Tümörün bölümlenmesi.....	105
Şekil 5.20	: Yüzey parametrelerinin tanımı.....	107
Şekil 5.21	: Tümör yüzeyi ve gerekli bilgiler.....	109
Şekil 5.22	: Tümör yüzeyinin noktaları.....	110
Şekil 5.23	: Tümör yüzeyinin yumuşatma hataları.....	111
Şekil 5.24	: Beyin modeli ve yumuşatılmış hali.....	112
Şekil 5.25	: Yüzey noktalarının azaltılması.....	113
Şekil 5.26	: Kafatası ve dişler.....	113
Şekil 5.27	: Deri dokusunun yüzey modeli.....	114
Şekil 5.28	: Texture mapping parametrelerini ve resmin seçilmesi.....	115
Şekil 5.29	: Ortak noktalarının ölçülmesi.....	116
Şekil 5.30	: Foto-realistik yüz modeli.....	117
Şekil 5.31	: Foto-realistik yüz modeli (farklı açılardan).....	117
Şekil 5.32	: Beyin ve tümör.....	118
Şekil 5.33	: Deri yüzeyi ve tümör.....	119
Şekil 5.34	: Deri, tümör ve beyin.....	119
Şekil 5.35	: Tümör, beyin ve deri (farklı açılardan).....	120
Şekil 6.1	: Test nesneleri ve boyutları.....	122
Şekil 6.2	: Kesit kalınlıklarının ve kesit sayısının belirlenmesi.....	123
Şekil 6.3	: Sentetik kesit görüntüleri.....	124
Şekil 6.4	: MS Paint yazılımı ile oluşturulan kesit görüntüsü.....	124
Şekil 6.5	: Marching Cubes algoritması ile oluşturulan test yüzeyleri.....	125
Şekil 6.6	: Yüzeylerde merdiven etkisi.....	127
Şekil 6.7	: Yumuşatılmış kesit görüntüsü.....	128
Şekil 6.8	: Gauss fonksiyonu ile yumuşatılan test nesnelerinin yüzey modelleri.....	128
Şekil 6.9	: Laplace fonksiyonu ile test yüzeylerinin yumuşatılması.....	130

SEMBOL LİSTESİ

U	: Küme birleşimi
R_i	: Görüntü alt bölümleri
I	: Görüntü
$I(t_0, \omega)$	: Işıklandırma etkisi
$Q(t)$	: Örnekleme değeri
ω	: Işının yayılımı
$\sigma_a(t)$	: Işığın emilme miktarı
$\sigma_{sc}(t')$	: Yayılma değerinin ölçüsü
$E(t)$	: Örnek tarafından emilen ışık miktarı
$\rho_{sc}(\omega - \omega)$	: Saçılma fonksiyonu
ω, ϕ, κ	: Dönüklük açıları
μ, σ	: Ortalama ve standart sapma
$r_{i,j}$	: Dönüklük matrisinin elemanları
X, Y, Z	: Nesne koordinatları
x, y, z	: Resim koordinatları
X_0, Y_0, Z_0	: Koordinat sisteminin öteleme miktarları
$\lambda, \lambda_x, \lambda_y, \lambda_z$	: Ölçek faktörü
(u, v)	: Texture koordinatları
V_i	: Düzeltmeler
Q	: Varyans kovaryans matrisi
r_s, r_t	: Radyometrik öteleme ve ölçek
$g(r, c)$	: Hedef görüntü pikselleri
m_0	: Karesel ortalama hata
q_{ii}	: Bilinmeyenlerin ters ağırlıkları

CT, MR KESİTLERİ VE DİJİTAL GÖRÜNTÜLER KULLANILARAK DOKULARIN ÜÇ BOYUTLU MODELLERİNİN OLUŞTURULMASI VE DEĞERLENDİRİLMESİ

ÖZET

Bu çalışmada, CT ve MR Kesitleri ile birlikte dijital görüntüler kullanılarak, insan vücudundaki dokuların 3-boyutlu modellerinin oluşturulması ve bu modellerle tümör gibi anormal oluşumların konumlarının yüksek doğrulukta belirlenmesi amaç edinilmiştir. Bu amaca ulaşılabilmesi için dijital fotogrametri, radyoloji ve bilgisayar grafikleri teknikleri bir araya getirilmiştir.

3-boyutlu doku modellerinin oluşturulması için hacim ve yüzey kaplama teknikleri kullanılmıştır. Çalışmada, insan beynindeki tümörlerin konumunun belirlenmesi üzerine bir uygulama yapılmıştır. Uygulama için hastanın yüzüne kontrol noktaları yerleştirilerek hastanın kafasının CT ve MR kesit görüntüleri ve dijital fotoğrafları çekilmiştir. CT ve MR kesitleri kullanılarak hastanın hem beyninin hem de dış yüzünün 3-boyutlu hacim ve yüzey modelleri oluşturulmuş, oluşturulan modeller kontrol noktaları yardımıyla gerçek nesne koordinat sistemine dönüştürülmüştür. Diğer taraftan, hastanın yüzünün dijital fotoğrafları kullanılarak hastanın dış kafa yüzeylerinin fotorealistik görüntüsü elde edilmiştir. Bunun için texture mapping yöntemleri ile hastanın fotoğrafı, CT ve MR kesitlerinden elde edilen yüz modeline yapıştırılmıştır. Daha sonra beyindeki tümör dokuları belirlenmiş ve tümörün konumu hesaplanmıştır.

Yukarıda sayılan bütün bu işlemleri gerçekleştirmek için bir medikal görüntüleme ve fotogrametri yazılımı geliştirilmiştir. Yazılım, Borland C++ Builder programlama dili kullanılarak geliştirilmiştir. Ayrıca, açık kod OpenGL kütüphanelerini destekleyen açık kodlu VTK C++ medikal görüntüleme kütüphaneleri de yazılımda gerektiğinde yeniden yorumlanarak kullanılmıştır. Fotogrametri modülü için, demet dengelemesi ve texture mapping fonksiyonları yazılmıştır. Yazılım ve yazılımla ilgili bilgiler, tezin sonuna eklenen CD’de verilmiştir.

3D RECONSTRUCTION AND EVALUATION OF TISSUES BY USING CT, MR SLICES AND DIGITAL IMAGES

SUMMARY

In this study, it's aimed to reconstruct 3D models of tissues of a human body by using CT, MR Slices and digital images and thus precisely finding locations of abnormalities such as tumors on these 3D models. For this purpose, photogrammetry, radiology and computer graphics techniques have been brought together.

Volume and surface rendering techniques are used to construct 3D models of tissues. In this study, an application has been made to find the location of tumor cited on human brain. During the application some control points have been located on to the face of the patient and then her/his head has been scanned with CT and MR scanners. Digital images of the patient's head, have also been taken. By using CT and MR images, 3D models of both brain tissues and outer face surface have been constructed. These models have been transformed to object coordinate system by using control points. On the other hand, by using digital photographs of patient's head, photo realistic visualization of the 3D face model has been obtained by texture mapping. Finally, tumor has been detected and its location has been obtained.

In order to realize above works, a medical imaging and photogrammetry software has been developed. This software has been coded with Borland C++ Builder. Furthermore, open source VTK C++ libraries, which supports OpenGL have been used and when required, VTK's functions have been modified. For the photogrammetric module; self calibration with bundle adjustment and texture mapping functions, have been written. Software and related information have been given in the CD, as an attachment at the end of the thesis.

1. GİRİŞ

Günümüzde, tıp dünyasında bir çok hastalığın tanısında, tanıdan sonra tedavide ve gerektiğinde cerrahi operasyonlarda hasta dokuların görüntülerinden yararlanılır. Görüntüleme için farklı teknikler kullanılır. Bunlara örnek olarak CT, MR, NMR ve Ultrasound görüntüleme teknikleri verilebilir. Her bir yöntemde farklı donanımlar ve farklı fiziksel ve matematiksel modeller kullanılır. Bu görüntülerin tam otomatik olarak yorumlanmasına olanak tanıyan sistemlerin henüz geliştirilememiş olması nedeniyle, yorumlar daha çok görüntüleri yorumlayan radyoloji uzmanları ya da klinik hekimlerinin bilgisi ve deneyimlerine bağlı olmakta bu da subjektif bir değerlendirmeye yol açmaktadır. Radyoloji uzmanları görüntüleri doğru olarak yorumlasalar bile, tedaviyi yapacak olan klinik hekimleriyle 2-boyutlu görüntüleri kullanarak yeterince bilgi alışverişi yapamamaktadırlar. Ayrıca, gerek radyoloji uzmanları gerekse tedaviyi yapacak olan hekimler, şüpheli dokuların tam olarak yerini belirleyememektedirler (Ney ve diğ., 1990). Özellikle de cerrahi operasyonlardan önce ve operasyon esnasında hastalıklı dokuların yerlerinin tam olarak belirlenmesi ihtiyacı ortaya çıkmaktadır. Bunun için dokuların; genel bir ifadeyle insan vücudunun 3-boyutlu modellerinin oluşturulması gerekmektedir.

Medikal ve biomedikal görüntüleme teknikleri ile ilgilenen bilim adamları özellikle 1990'lı yıllarda, tıbbi tanı, tedavi planlaması ve tedavi sürecinde sıkça gereksinim duyulan konum ve büyüklük ölçülerinin yapılması amacıyla kullanılması düşünülen 3-boyutlu yüzey ve hacim modellerinin oluşturulması konularında yoğun bir çalışma sürecine girmişlerdir (Tiede ve diğ., 1990). Bilgisayarlarda 3-boyutlu verilerin tanımlanması, temsili ve gösterimi ile ilgili yoğun çalışmalar yapılmıştır. Son yıllarda ise, sadece 3-boyutlu görüntülerin yetmediği, bunun yanısıra görüntülenen nesnelerin ya da dokuların geometrik yönden tam doğru olarak gerçeğe en yakın ölçülerde temsil edilmesi gereği de iyice anlaşılmıştır. Bu amaçla, insan vücudunun dış yüzeylerinin 3-boyutlu yüzey modellerinin oluşturulması yönünde fotogrametriciler klasik fotogrametrik teknikleri kullanmışlardır. 1990'lı yıllarda, klasik röntgen filmleri kullanılarak fotogrametriciler ortopedik rahatsızlıkların

tadavisi amacıyla fotogrametrik teknikleri kullanmışlardır. Bu çalışmalarda, belli röntgen filmleri üzerinden şüpheli bölgelere ait belli sayıda noktalar ölçülerek bu noktaların 3-boyutlu koordinatları dolayısıyla şüpheli bölgelerin konumu hesaplanmıştır. Ancak, röntgen filmlerinden 3-boyutlu yüzey ya da hacimlerin oluşturulması konusunda yeterli çalışmalar yapılamamıştır (Elad ve Einav, 1990). 1990'lı yılların sonlarına doğru, fotogrametri özellikle diş hekimliğinde sıkça kullanılmaya başlanmıştır (Jansa ve diğ., 1999).

1980'li yılların sonlarında, medikal görüntüleme için bilgisayarlı tomografi (computed tomography CT), pozitron emisyon tomografisi (positron emission tomography PET), manyetik rezonans görüntüleme (Magnetic Resonance Imaging MRI) teknikleri yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. Bu tekniklerle, dokuların belirli aralıklarla 2-boyutlu kesit görüntüleri oluşturulur. Bu 2-boyutlu kesitler kullanılarak dokuların 3-boyutlu modellerinin elde edilmesi amacıyla çalışmalar başlamıştır. Bunun için hacim ve yüzey kaplama teknikleri (volume rendering, surface rendering) geliştirilmiştir (Klingenbeck ve Reinfelder, 1990). Ancak, bütün bunların yanısıra, medikal tanı ve tedavide, şüpheli bölgelerin gerçekçi ve dış yüzeylerden referans alınarak konumlarının doğru bir şekilde belirlenmesi ve hastalıklı dokuların yine gerçeğe uygun bir şekilde alan, hacim uzunluk vs. gibi büyüklüklerinin de belirlenmesine gereksinim duyulmuştur.

Örneğin, bir beyin tümörünün tam olarak nerede olduğunu, insanın yüzünde alınacak referans noktalarına göre belirlenmesi ihtiyacı duyulmaktadır. Bunun yanısıra, tümörün hacminin ne kadar olduğu, yüzey alanının büyüklüğü ya da beyindeki hangi dokulara ne kadar uzaklıkta olduğu gibi bilgilerin de hem tanı hem de tedavi aşamasında bilinmesine gereksinim duyulmaktadır. Bu bilgilerin yanında, olası hatalı vargıları en aza indirmek için tümörlü dokuların hem tümörle hem de tümörden bağımsız olarak istenen açılardan istenen ışık koşulları altında 3-boyutlu olarak görüntülenmesine de gereksinim duyulmaktadır.

Bir başka örnek, diş hekimliği için de verilebilir. Hastanın ağız yapısına göre protezlerin planlanması ve imal edilmesi, diş implantasyonunda dişin olması gerektiği açıyla olması gereken yere çakılmasının sağlanması, diş dolgularında dolgu yapılacak dişlerin ve bu dişlerde kullanılacak dolgu hacimlerinin belirlenmesi gibi daha bir çok konuda, hastanın çene ve diş dokularının 3-boyutlu hacim ve yüzey modellerinin oluşturulmasına gereksinim duyulmaktadır (Schewe ve diğ., 1999).

Plastik cerrahide, yapılacak estetik operasyonların simulasyonunda, protez kol ve bacakların tasarımında, akciğer tümörlerinin belirlenmesinde, böbrek taşlarının teşhisinde, meme tümörlerinin belirlenmesinde ve daha akla gelebilecek her türlü tıbbi uygulamada, sözkonusu dokuların 3-boyutlu modellerinin oluşturulup, her türlü ölçümün ve hesabın yapılmasını sağlayan bir sistemin çok büyük yararları olacaktır.

Bu doktora çalışmasında, CT ve MR görüntüleri kullanılarak 3-boyutlu hacim ve yüzey kaplama konusunda kullanılan bütün teknikleri bir araya getiren etkin bir medikal görüntüleme yazılımı geliştirilmiştir. Bu sisteme ayrıca, dijital fotogrametri modülü de eklenerek tıbbın gereksinim duyduğu yukarıda anlatılan ihtiyaçların büyük bölümünün karşılanması sağlanmıştır. Sözkonusu sistemde ayrıca, 2-boyutlu dijital görüntüler olan CT ve MR kesitlerinin bölümlenmesi ve sınıflandırılmasını (segmentation and classification) sağlayan etkin fonksiyonlar sunulmuştur. Gerektiğinde kesit görüntülerinin filtrelenmesi, düzeltilmesi, onarılması ya da görüntülerin iyileştirilmesi amacıyla uygulanan ön işleme tekniklerini sunan görüntü işleme fonksiyonları da sağlanmıştır. Bütün bu sistem, Borland C++ Builder programlama dili kullanılarak geliştirilmiş, ayrıca OpenGL standartlarını sağlayan açık kod (Open Source) VTK C++ kütüphaneleri de kullanılmıştır.

1.1. Çalışmanın Amacı ve İzlenen Yollar

Bu doktora çalışmasında, CT ve MR görüntülerinin dijital fotoğraflarla birlikte kullanılmasıyla, insan vücudunun hem iç hem de dış dokularının 3-boyutlu modellerinin elde edilmesi ve bu modellerle tümör gibi oluşumların 3-boyutlu bir sistemde gerçek konumunun ve büyüklüğünün hesaplanıp gerçekçi 3-boyutlu görüntüleriyle tıp dünyasının kullanımına sunulması amaç edinilmiştir.

Çalışmanın başlangıç aşamalarında, halen dünyada kullanılmakta olan 3-boyutlu medikal görüntüleme teknikleri araştırılmış ve bu amaçla yazılan 3-boyutlu medikal görüntüleme yazılımları incelenmiştir. 3-boyutlu medikal görüntüleme teknikleri için genelde hacim kaplama (*volume rendering*) ve yüzey kaplama (*surface rendering*) teknikleri kullanılmaktadır (Ney ve diğ., 1990). Hacim ve yüzeylerin, kaplama teknikleriyle oluşturulan 3-boyutlu modellerinin bilgisayar ekranında görüntülenmesi için kullanılan bütün bu yazılımlar bilgisayar grafikleri tekniklerini kullanmakta olup, genelde bilgisayar grafikleri konusunda standart hale geldiği kabul edilen OpenGL açık kodlu grafik kütüphane fonksiyonlarını, kullandıkları programlama

dillerinde yorumlamışlardır. OpenGL, Silicon Graphics tarafından geliştirilmiştir. OpenGL'den önce, grafik donanım üreticileri farklı grafik kütüphaneler kullanmışlardır. Bu nedenle, bu farklı donanımlar ve kütüphaneler farklı platformlarda kullanılırken büyük sorunlar ortaya çıkmıştır. En önemli sorun ise geliştirilen bu donanım ve kütüphanelerin çalıştıkları platformlara ve donanımlara bağımlı olmasıdır. Bu sorunu gidermek için Silicon Graphics şirketi (Silicon Graphics Inc. SGI), OpenGL API (Application Programming Interface) adını verdikleri grafik kütüphane fonksiyonlarını üretmiştir (Hill, 2000). Bu grafik kütüphane, Unix, Windows, Windows NT, Windows XP vs. gibi platformlarda grafik görüntüleme amacıyla, bilgisayar programlama dillerinde yorumlanmıştır. OpenGL' i yazılımlarda kullanmak için genellikle C++, Microsoft Visual C++ ya da Borland C++ Builder programlama platformları kullanılmaktadır. Bu platformları ifade etmek için programcılar, platform yerine programlama dili ifadesini kullanmaktadırlar. Programcıların OpenGL'i yukarıda sayılan programlama dilleri ile kullanabilmeleri için farklı yollar vardır. Doğrudan düşük düzeyli fonksiyonlar kullanılarak yorumlanabileceği gibi, düşük düzeyli fonksiyonların nesne arayüzüne çevrilmesiyle ve kaynak kodla nesne kodlarını birbirine bağlayan DLL (*dynamic link library*) fonksiyonları kullanılarak da yorumlanabilir. Konuyla ilgili detaylı bilgiler <http://www.sgi.com> sitesinden elde edilebilir. Düşük düzeyli fonksiyonlar daha çok profesyonel amaçlar için bilgisayar programcısı, bilgisayar mühendisleri ve bilgisayar sistem programcıları tarafından kullanılırlar (Rua ve Öztürk, 1995). Bu fonksiyonlar daha çok donanıma bağlı fonksiyonlar olup her platformda çalışamazlar (Yanık, 2000). Halbuki bir yazılımın donanımdan ve sistem platformundan bağımsız olarak çalışması gerekir (Shepherd, 1987; Duce ve Hopgood, 1987; Sproull ve diğ., 1989). Bu bağımsızlığı sağlamak için 3-boyutlu görüntüleme amacıyla Mesa (<http://www.mesa3d.org>), VTK, GTK gibi açık kodlu geliştirilmeye açık ve DLL fonksiyonları oluşturulabilen kütüphaneler geliştirilmiştir (Scroeder ve diğ., 1997).

Çalışma kapsamında araştırılan tıbbi görüntüleme yazılımlarında, yukarıda sayılan bu kütüphane fonksiyonlarının kullanıldığı görülmektedir. Örneğin 3D-Doctor, VolView, PolyViz gibi yazılımlar VTK kütüphaneleri kullanmaktadırlar. Bu yazılımlarla ilgili detaylı bilgiler <http://www.kitware.com> ve <http://www.ablesw.com/3d-doctor> sitelerinden edinilebilir.

Doktora çalışmasında asıl amaç; dokuların, fotogrametri ve radyoloji tekniklerini birleştirerek tam konumlarının ve boyutlarının belirlenmesi işidir. Bu amacı sağlamak için bu doktora çalışmasının başlangıç dönemlerinde, dünyada kullanılmakta olan mevcut 3-boyutlu tıbbi görüntüleme yazılımlarının kullanılıp, buna ek olarak fotogrametrik yöntemlerin de kullanılmasıyla bu yöntemlerin birleştirilmesi yönünde bir plan ortaya konulmuştur. Bu plan doğrultusunda, doktora çalışmasının amacına ulaşmasına katkıda bulunabilecek birçok yazılım incelenmiştir. Bu yazılımlar; 3D-Doctor, VolView, PolyViz gibi yazılımlardır. Bu yazılımların lisanslı sürümlerinin satın alınması mümkün olamamış ancak demo versiyonları ile yetenekleri sınanmış ve doktora çalışmasının amacına uygun olup olmadıkları iyice analiz edilmiştir. Bu yazılımların lisanslı fiyatları oldukça pahalıdır. Ayrıca bu yazılımların hepsi bütün 3-boyutlu görüntüleme tekniklerini bir arada bulundurmamaktadırlar. Örneğin VolView, sadece hacim görüntüleme teknikleriyle CT ve MR kesit görüntülerini 3-boyutlu göstermekte, herhangi bir vektörel ölçümün yapılmasına olanak vermemektedir. Yani, sadece hekimlerin hacimleri görmesini sağlamakta, ne dokuların konumunu belirleyebilmekte ne de hacmini ölçebilmektedir. Sadece görsel anlamda hekimlere fikir vermektedir. 3D-Doctor yazılımı, hem hacim hem de yüzey kaplayıp görüntüleyebilmektedir. Vektörel ölçü yapılmasına olanak sağlasa da, fotogrametrik teknikler ve texture mapping fonksiyonları sunmamaktadır. Ayrıca, tümörün konumu ve büyüklüğü ölçülememektedir. Bu yazılımda bir yüzey yumuşatılabilmekte ancak yumuşatma sonucunda ortaya çıkan hatalar hakkında sayısal bilgiler elde edilememektedir. Bunun yanı sıra modellerin istenilen yerlerden kesilmesine de olanak tanımamaktadır.

Dokuların ve anormal oluşumların konumlarını duyarlı bir şekilde belirlemeyi amaç edinen bir sistemin, model oluşturulurken ortaya çıkan hataları da hesaplayıp görüntülemesi gerekir. Bu tarz eksiklikleri nedeniyle, yukarıda bahsedilen yazılımlar bu doktora çalışmasında kullanılamamıştır. Yine yukarıdaki yazılımlar, 3-boyutlu modelleme için yapılması gereken görüntü bölümlleme (*image segmentation*) işlemlerinde de yeterli etkinliği sağlayamamaktadırlar. Bütün bu olumsuzluklar nedeniyle, mevcut medikal görüntüleme yazılımlarının kullanılması yerine, doktora çalışmasının amacına ulaşabilmesi için, yukarıda sayılan eksiklikleri de gideren yeni bir yazılımın geliştirilmesi gereği zorunluluk olarak ortaya çıkmıştır. Bu zorunluluktan dolayı, bu çalışmada Borland C++ Builder programlama dili

kullanılarak yeni bir yazılım geliştirilmiştir. Bu yazılımla, diğer ticari yazılımların sunduğu bir çok özellik bir araya getirilmiştir. Bunun yanısıra, geliştirilen yazılımda her türlü vektörel bilgilerin elde edilmesi ve koordinat bilgilerinin listelenmesi, hataların hesaplanması vs. gibi bir çok etkin fonksiyonlar sunulmuştur.

Yazılımı geliştirmek için en akıllıca yöntemin, diğer bütün ticari ya da akademik amaçlı yazılımların kullandığı tekniklerin kullanılması yöntemidir. Bu yazılımlar yukarıda da bahsedildiği üzere, 3-boyutlu görüntüleme amacıyla Silicon Graphics tarafından geliştirilen OpenGL, açık kod C++ DLL kütüphanelerini kullanmaktadır. Bu durumda, doktora çalışması kapsamında geliştirilecek yazılımının hangi kütüphaneyi kullanmasının gerektiğine karar verilmesi gerekmiş ve bu kararın verilebilmesi için literatür araştırmasının yanısıra, internet üzerinden dünyanın farklı yerlerinde çalışan uzmanların görüşleri sorulmuştur. Bu bilgiler sonucunda, tıbbi görüntüleme amacıyla en uygun C++ kütüphanesinin VTK (Visualization Toolkit) olduğuna karar verilmiştir. VTK, hem OpenGL'i desteklemekte hem de tıbbi görüntüleme konusunda hazır fonksiyonlar sunmaktadır. Bu fonksiyonların açık kod olması sayesinde, bunların değiştirilmesi ya da amaca uygun olacak şekilde düzenlenmesi mümkündür. Bu çalışmada, vektörel bilgilerin elde edilmesi gibi özel problemler, açık kodların değiştirilmesi yoluyla yazılan fonksiyonlarla çözülmüştür. Ancak, VTK medikal görüntülerin bölünmesi ve sınıflandırılması için fonksiyonlar sunmamaktadır. Bu amaçlar için yeniden en baştan fonksiyonlar yazılmış ve yazılıma eklenmiştir.

Buraya kadar anlatılan yollarla çalışmanın amacı olan 3-boyutlu görüntüleme sistemi geliştirildikten sonra, sıra fotogrametrik yöntemleri bu sistemle bütünleştirmeye gelmiştir. Bu amaçla, fotogrametrik işlemlerin yapılmasını sağlayan bir fotogrametrik modül geliştirilmiştir. Bu modülde, yakın fotogrametri teknikleriyle, ışın demetleriyle blok dengelemesi, self kalibrasyon ve resimlerden nokta koordinatlarını ölçen fonksiyonlar sunulmuştur. Resim koordinatlarının ölçülmesi için görüntü eşleştirme fonksiyonu da eklenmiştir. Hastanın dış yüz modelini fotorealistik olarak görüntüleyen texture mapping fonksiyonları da geliştirilip programa eklenmiştir. Daha sonra çalışmada, kullanılmak üzere, küre şeklinde kontrol noktaları tasarlanmış, ve bu tasarlanan noktalar hastanın yüzüne yerleştirilerek hem tomografi görüntüleri çekilmiş hem de hastanın dijital kamera ile fotogrametrik amaçlı resimleri çekilmiştir. Kontrol noktaları hem CT görüntülerinde

hem de hastanın yüzünün dijital fotoğraflarında görülmekte ve bu sayede dokuların ve tümör gibi anormal oluşumların gerçek bir nesne koordinat sisteminde konumlandırılması ve ölçülmesi sağlanmaktadır. Çalışma sırasında hiç bir maddi destek kullanılmamış olup, çalışmada kullanılan her araç ve program çalışma sırasında tasarlanıp geliştirilmiştir.

Çalışma için gerçek bir hastanın kullanılması için etik kurullardan izin alınamamıştır. Bu nedenle doktora çalışmasının yazarı ve yazarın eşi, radyasyon riskine rağmen gönüllü olarak kendi kafalarının tomografi görüntüsünü çekirmişlerdir. Beyni tümörlü gerçek bir hastanın çalışmada kullanılmamış olması nedeniyle, çekilen tomografi görüntülerine, dijital anatomi atlası görüntülerinden alınan tümör görüntüleri yapay olarak eklenmiştir.

Doktora çalışması sonrasında, bu çalışmada gerçekleştirilen sistemin kadvralar ve gerçek hastalar üzerinde denenmesi ve çalışma sonucunda önerilen yaklaşımların hayata geçirilebilmesi için gerekli olan destek sağlama girişimlerinin olumlu sonuç almasının, çalışma ile ortaya çıkarılan somut sonuçlarla daha kolay olacağı düşünülmektedir.

Çalışma sonucunda, tıp dünyasına yararlı olacağından kuşku duyulamayacak sonuçlar elde edilmiştir. Çalışmada, tümörlerin konumlarının, hastanın kendi yüzü referans alınarak duyarlı bir şekilde belirlenmesi sağlanmıştır. Bu sayede tıbbın en çok gereksinim duyduğu konum belirleme sorununun aşılacağı, bunun için fotogrametrik yöntemlerin de kullanılması gerektiği fikri somut olarak ortaya konmuştur. Son yıllarda, ISPRS'in medikal görüntü analizi konusunda başlattığı çalışmaların çok yerinde olduğu, fotogrametrinin tıbbın bütün alanlarında kullanılması gerektiği sonucu da çıkarılmıştır.

Bütün bunların yanısıra, çok pahalı medikal görüntü işleme sistemlerinin satın alınması yerine, en az bu sistemler kadar etkin bir sistemin, ülkemizin beyin gücü ve öz kaynaklarıyla da geliştirilebileceği, bunun için gerekli finansal desteğin bu tarz çalışmalara olabildiğince aktarılması gerektiğinin önemi de ortaya çıkmaktadır. Bu çalışma kapsamında oluşturulan 3-boyutlu görüntüleme modülü yeni tekniklerle oluşturulmamış, sadece var olan tekniklerin bir araya getirilmesi yoluyla ortaya çıkarılmıştır.

2. TOMOGRAFİ, MR GÖRÜNTÜLERİNİN ÖZELLİKLERİ VE İŞLENMESİ

Medikal görüntülerle 3-boyutlu modellerin oluşturulabilmesi için öncelikle kullanılacak görüntülerin özelliklerinin bilinmesi gerekir. CT ve MR görüntüleriyle 3-boyutlu doku modellerinin oluşturulabilmesi için hacim ve yüzey modelleme teknikleri kullanılmaktadır. Bu modellerin oluşturulabilmesi için matematiksel ve fiziksel tanımların yapılması ve modellerin matematiksel olarak ifade edilmesi gerekir. Öyleyse, bu modellerin oluşturulması için kullanılacak CT ve MR görüntülerinden hangi tür bilgilerin nasıl kullanılacağına, gerekli matematiksel ve fiziksel tanımların nasıl yapılacağına bilinmesi gerekir. Bu durumda, kesit görüntülerinin özelliklerinin bilinmesi gerekir. Bu özellikleri geometrik ve radyometrik özellikler şeklinde iki gruba ayırmak doğru bir yaklaşım olur. Çünkü sayısal görüntü olan kesit görüntülerinin, sayısal görüntülerde olduğu gibi geometrik ve radyometrik özellikleri görüntüyü karakterize etmektedir (Kak ve Slaney, 1998).

3-boyutlu modeller oluşturmak için kesit görüntülerinin birbirine göre geometrik konumlarının bilinmesi gerekir. Bu geometriyi tanımlayabilmek için uygun bir 3-boyutlu koordinat sisteminin tanımlanması ve bu sisteme göre her bir kesit görüntüsündeki piksellerin 3-boyutlu bir koordinat sisteminde konumlarının belirlenmesi gerekir. Daha sonra konumları belirlenen görüntüler ve dolayısıyla piksellerin nasıl bir 3-boyutlu hacim oluşturacağını belirlenmesi zorunluluğu ortaya çıkacaktır. Bunun için 3-boyutlu hacim elemanları olan voksellerin tanımlanması gerekir. Dokuların görünümü ve şeklini ise kesit görüntüleri üzerindeki sayısal renk ya da gri düzey değerleri oluşturur. Bu gri düzey değerlerine, piksel ya da voksellerin parlaklık değerleri adı verilir. Bu parlaklık değerlerine radyoloji literatüründe dansite değeri adı da verilir. Bu çalışmada, görüntülerin radyometrisini oluşturan parlaklık değerlerini ifade etmek için yukarıdaki terimlerin hepsi de kullanılmaktadır. Bu dansite değerlerinin, CT ve MR tarayıcılarından nasıl elde edildiklerinin bilinmesi gerekir. Bu sayede dansite değerlerinden oluşan dokuların kesit görüntülerinin yorumlanması daha kolay olacaktır (West ve diğ., 1997).

Fotogrametri ve uzaktan algılamada kullanılan sensörlerle (CCD kameralar, lazer tarayıcılar vs.) elde edilen görüntülerin renk değerlerinin örneklenmesinde izlenen fiziksel ve matematiksel yaklaşımlar kullanılarak kesit görüntüleri oluşturulur. Bu uygulamalarda, görüntüsü alınan nesnelerin sadece görünen dış yüzeylerinden yansıyan farklı dalga boylarındaki elektromanyetik dalgalar örneklenmekte ve sonuçta nesnelerin yüzey görüntüleri elde edilmektedir (Mather, 1999; Richards, 1993; Sabins, 1987). CT ve MR tarayıcılarında ise bilindiği gibi nesnelerin (yani dokuların) sadece yüzey görüntüleri değil, iç kısımlarının görüntüleri de oluşturulmaktadır. Bunun için de yine elektromanyetik spektrumda yer alan ve nesnelerin içinden geçebilen elektromanyetik dalgalara ihtiyaç duyulur. Örneğin MR görüntüleri oluşturulurken, dokuların elektron yapılarında oluşan iyonizasyon etkileşimleri sonucu yayılan elektromanyetik dalgalar ölçülerek görüntüler oluşturulur (Oyar, 1998). Bu dalgaların nasıl yorumlanacağı bilinmezse, farklı dokuların birbirlerinden nasıl ayırt edilebileceği konusunda şüpheler var olacaktır.

Bu doktora çalışmasında, dokuların 3-boyutlu modellenmesi için CT ve MR tarayıcılarıyla elde edilip örneklenmiş hazır kesitler kullanılacağından, bu görüntülerin CT için Radon geri çatma tekniği ile (Radon Reconstruction) MR için de Fourier kesit teorisi ile (Fourier slice theory) nasıl oluşturulduğunun detaylarına girilmeyecek, ancak 3-boyutlu modelleme için gerekli olan özet bilgiler verilecektir. Bu bilgiler sayesinde bu görüntülerin yorumlanması daha kolay olacaktır.

2.1. Tomografi Görüntülerinin Elde Edilişi ve Özellikleri

İnsan gözünün çıplak olarak görebildiği nesnelerin görüntülerinin nasıl elde edildiği bilinmektedir. Genellikle bunun için merkezi izdüşüm esaslarıyla çalışan fotoğraf kameraları kullanılmaktadır. Elde edilen görüntülerden konum bilgilerinin yorumlanması için de merkezi izdüşümün esasları kullanılmakta ve bununla ilgili konular da fotogrametrinin temelini oluşturmaktadır.

Diğer taraftan, çıplak insan gözünün göremediği nesnelerin görüntülerinin klasik fotoğraf kameralarıyla ve görünen ışın dalgalarıyla elde edilmesi mümkün değildir. Örnek olarak, bir insan vücudunun iç organları çıplak insan gözüyle görülemez ve bu organların görüntüsü bilinen fotoğraf makineleriyle elde edilemez. Genelde, görünen

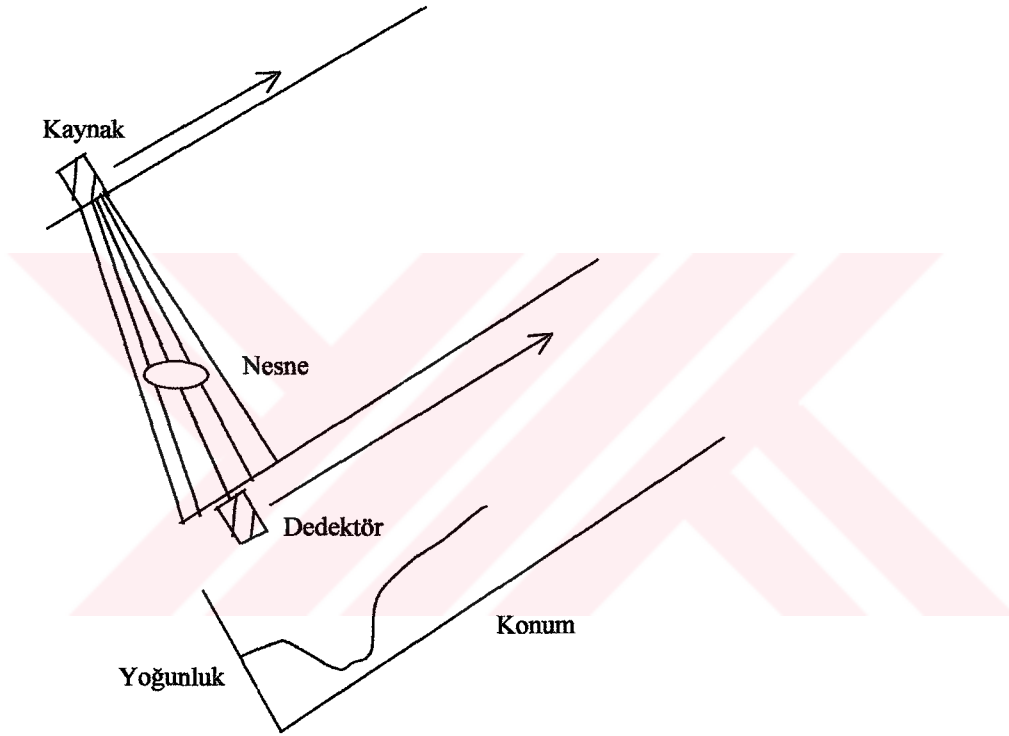
ışık dalgaları, nesnelere çarptıktan sonra geriye yansımakta ve geriye yansıyan ışın bir düzleme izdüşürülerek nesnelerin görüntüsü oluşturulmaktadır. Aynı mantıkla, iç organların görüntüsünü oluşturmak mümkün değildir. Çünkü bu organlara görünen ışık dalgalarının gönderilmesi ve bunların gönderilen ışını yansıtması mümkün değildir.

Bir rastlantı olarak X-ışınının keşfedilmesi ve bu ışının birçok maddenin içinden geçtiğinin anlaşılması üzerine, X-ışınlarının görüntüleme amacıyla kullanılabileceği fikri doğmuştur. Bu fikirler; *“Eğer, X-ışınları bir maddeden geçebiliyorsa, maddeyi geçtikten sonra ilk enerjisinden bir miktarını kaybetmiş olmalıdır. Eğer gerçekten de enerji kaybı ortaya çıkıyorsa, bu kayıpta hem cismin biçiminin hem de cismin iç yapısının mutlaka rolü olmalıdır.”* şeklindeki mantıksal muhakemelerin doğruluğunun kanıtlanmasıyla ortaya çıkmıştır. Gerçekten de, bir cismin içinden X-ışınları geçirildiğinde, cismin geometrisine ve özellikle de maddesel yapısına bağlı olarak X-ışınlarının bir miktarını madde emmekte ve böylece kalan ışının enerjisi azalmaktadır (Low, 1991). Buna göre, eğer kaybolan enerji miktarı bir şekilde ölçülebilir ve farklı maddelerin enerjiyi emme oranları deneysel olarak belirlenebilirse, ölçülen enerjiyle cismin yapısı arasında bir matematiksel ilişki kurulabilir. Bu ilişkilerle cisimlerin dokuları hakkında matematiksel bilgiler elde edilmiş olur. Bu bilgiler bir şekilde görüntü olarak yorumlanabilirse, yapay olarak oluşturulan bu görüntü, cisimler hakkında gerçeğe çok yakın görüntü bilgileri içerecektir. Bu şekilde dolaylı bilgilerden görüntüler elde etme işine genel olarak *görüntü çatma (image reconstruction)* adı verilir. Tıbbi görüntülerin oluşturulması için de görüntü çatma teknikleri kullanılır. CT’lerde geri çatma işlemi, X-ışınlarının emilme miktarlarının ölçülerinden yararlanılarak yapılır (Napel ve diğ., 1993; Sonka ve diğ., 1994; Kak ve Slaney, 1998).

CT görüntülerinin elde edilmesi için en başta, en az bir tane X-ışını üreten ışın kaynağına ve ışının enerji değişimini (emilme miktarını) ölçen en az bir algılayıcı ya da dedektöre ihtiyaç duyulur. Bir dedektör, tek bir doğru boyunca X-ışını değişimini kaydeder ve sonuçta tek boyutlu bir projeksiyon yapılmış olur. Yani, aslında iki boyutlu bir kesitin tek boyutlu bir izdüşümü yapılmış olur. Bu durum Şekil 2.1’de gösterilmiştir (Low, 1991).

Bir monokromatik x-ışını demeti homojen bir ortamdan geçirilirse, ışının yoğunluğunda bir değişiklik ortaya çıkar. Bunun nedeni, ışının ortamla etkileşmesidir. Tanı enerjisi yönünden bu etkileşmeler, temelde Compton dağılımı ve fotoelektrik emme sonucunda ortaya çıkan moleküler iyonlaşmadır (Lodge ve diğ., 1996).

Eğer ortam çok ince bir kesit ise, ışın demetindeki azalma (yani, demetten ayrılan x-ışını foton sayısındaki azalma), başlangıçtaki foton sayısı ve ortamın kalınlığı ile doğru orantılı olacak şekilde azalır.



Şekil 2.1 CT tarayıcısında nesnelerin taranması

Şekil 2.1’de görüldüğü gibi, görüntüsü oluşturulacak nesne, kaynak ve dedektörler arasına yerleştirilir. Daha sonra, x-ışını kaynağı şeklindeki gibi doğrusal bir yol boyunca hareket ederek belirli aralıklarla nesneye bir tek x-ışını dalgası gönderir. Tam kaynağın karşısında ve kaynağa paralel olan bir doğru boyunca, kaynakla aynı anda ve aynı aralıkla hareket eden bir dedektör bulunur. Dedektör, x-ışınının en son enerjisini kaydeder. Bu işlem nesnenin şeklindeki gibi bir kesiti tamamlanıncaya kadar sürer. Her bir yeni konumda yeni bir değer kaydedilir. Kaydedilen enerji değişimleri, Şekil 2.1’deki gibi bir konum-yoğunluk grafiği oluşturur. Bu grafiğe *sinogram* adı

verilir. Bu şekilde tek bir kesitin ölçülmesine ise *tarama* adı verilir. Taramayı yapan sisteme de *CT tarayıcısı (CT scanner)* denir (Low, 1991).

Günümüzde kullanılan gelişmiş CT tarayıcılarında, kaynak ve dedektör sadece tek bir ışınla değil, birden çok ışın demetiyle tarama yapar. Buna *yelpaze yayımlı (fan beam) tarama* adı verilir. Bu şekilde çalışan tarayıcılara ise *yelpaze yayımlı tarayıcı (fan beam scanner)* denir (Oyar, 1998; Lodge ve diğ., 1983).

2.1.1. Bilgisayarlı tomografide CT sayılarının belirlenmesi

Herhangi bir ortamın doğrusal emilme katsayısı, X-ışını enerjisinin bir fonksiyonudur. Bir organın karakteristiklerinin (örneğin yoğunluğunun ya da dansite değerinin) geri çatılan doğrusal emilme katsayılarıyla belirlenebilmesi için, x-ışını demetinin enerji spektrumunun bilinmesi gerekir. Spektrumların tarayıcıdan tarayıcıya farklılık göstermesi nedeniyle, CT sayılarının kullanımı için bir yaklaşıklık kabul edilir. Bu yöntemde, herhangi bir tarayıcı ile hava ve su için ölçülen doğrusal emilme katsayıları, dokularda ölçülen emilme katsayılarını standart hale dönüştürmek için kullanılır. Bu durumda elde edilen göreceli birime *CT sayısı* adı verilir.

Suyun CT sayısı sıfır (0), havanın ki ise $-K$ 'dır. İlk CT tarayıcılarında ölçek olarak $K=500$ değeri kullanılmıştır. Bu durumda havanın CT sayısı -500 olur ve yoğun bir kemiğin CT sayısı ise 500-1000 arasında değişir. Bu ilk tür CT'lerde yumuşak dokuların çoğunun CT sayıları +20 ile +30 arasında değişmektedir. CT sayısının 5 artması ya da azalması halinde, bu değişim doğrusal emilme katsayısında yaklaşık olarak %1'lik bir değişime karşılık gelmektedir (Oyar, 1998).

Son nesil CT tarayıcılarında ise genelde bütün üretici firmalar K değerini 1000 olarak almaktadırlar. Bu durumda havanın CT sayısı -1000 olmaktadır. Yoğun bir kemiğin CT sayısı 1000-2000 arasında, yumuşak dokuların CT sayıları ise +40, +60 arasında olmaktadır. Bu son ifade edilen ölçeğe Hounsfield Birimleri adı verilir ve H ile gösterilir (Lodge ve diğ., 1983). Bir Hounsfield Birimlik değişim, doğrusal emilme katsayısında yaklaşık %1'lik bir değişime karşılık gelmektedir.

CT sayıları, dokuların birbirinden ayırt edilmesi için kullanılırlar. DICOM formatında ham CT sayıları raw pgm dosya formatında saklanırlar. Bu ham verilerin kullanıldığı CT kesitleriyle 3-boyutlu modeller oluşturmak için gereken sınıflandırma işlemi, doğrudan bu sayılarla yapılabilir. Eğer ham veriler dijital görüntü formatına uyacak şekilde, kullanılan görüntünün band genişliğine göre yeniden örneklenmişse, bu durumda sınıflandırma işlemlerinin görüntü işleme teknikleriyle yapılması gerekir. Genellikle CT ve MR görüntüleri, mikro bilgisayar platformlarına görüntü dosyaları formatında aktarılırlar.

2.2. MR Görüntülerinin Elde Edilişi ve Özellikleri

Manyetik Rezonans (MR) görüntüleme tekniği, yumuşak dokuların dansite değerlerinin örneklenmesinde en iyi çözünürlüğü sağlayan radyolojik görüntüleme yöntemidir (Oyar, 1998). Bu özelliği ile başta merkezi sinir sistemi olmak üzere vücuttaki tüm yumuşak dokuların incelenmesinde kullanılan dokulara zararlı radyasyon içermeyen bir radyolojik görüntüleme tekniği olan MR, ilk kez 1946 yılında Bloch ve Purcell tarafından geliştirilmiştir (Oyar, 1998). Fiziksel ilkeleri CT'den önce geliştirilmiş olmakla birlikte görüntüleme yöntemi olarak kullanılması için uzun bir zaman dilimi geçmiş, ilk kez 1973 yılında Lauterbur tarafından kullanılmıştır (Oyar, 1988). 1980 yılında Hawkens, MR'ın çok kesitli görüntüleme özelliğini ortaya çıkarmış ve bu yöntemle ilk kez dokulardaki lezyonu saptamıştır.

MR görüntülerinin değerlendirilmesindeki zorluk, görüntülerdeki gri düzey tonlarının, CT'deki gibi kolayca açıklanamamasından gelmektedir. Aynı lezyon, bazı görüntüleme parametreleri ile siyah (hipointens) izlenirken bazı görüntüleme parametreleri ile beyaz (hiperintens) görülebilir. Bunun yanı sıra, beyazlık ya da siyahlık, yalnızca dokuya ait özelliklere göre değil, görüntüleme tekniklerine göre de değişmektedir. Ayrıca dokulara ait özellikler, kullanılan cihazının manyetik alan gücü ile de farklılaşmaktadır. Tüm bu unsurlar, fizik prensipleri de diğerlerine göre oldukça karmaşık olan MR'ı anlaşılması en zor radyolojik yöntem durumuna getirmektedir.

MR sistemlerinde kullanılan bilgisayarlar, RF sargıları tarafından dokulardan algılanan sinyalleri, sinyaller osiloskopta ölçüldükten sonra güçlendirip, çeşitli

filtreleme işlemlerinden geçirir ve filtrelenmiş sinyalleri örnekleyerek sayısallaştırır. Sayısallaştırılan sinyallerin genlik değerleri gri düzey tonları ile görüntülenir. Bu sayede dokuların görüntüsü elde edilmiş olunur (**Chang ve Fitzpatrick, 1992**).

MR'da veri toplama ve görüntünün oluşturulmasında en çok kullanılan yöntem Fourier dönüşümüdür. Bu teknikte belirli aşamalar söz konusudur:

1. Görüntüsü çekilecek doku bölgesi manyetik alan içine yerleştirilir.
2. Kesit alınması istenilen düzleme dik yönde bir gradiyent uygulanır. Bu şekilde vücut üzerindeki manyetik alan baş ve ayak ucu tarafında farklı olmak üzere düzgün bir eğri şeklinde kontrollü olarak değiştirilir. Bu şekilde vücudun her bir noktasındaki ana manyetik alan gücü farklılaşmış olur.
3. RF sargıları ile, kesit alınacak vücut düzlemindeki manyetik alan gücü değerinde (Larmor frekansı eşitliğinde) bir RF pulsu gönderilerek, sadece istenilen kesit alanındaki protonlar uyarılır. RF pulsunun frekansı hasta üzerindeki kesit yerini, frekansın bant genişliği ise kesit kalınlığını belirlemektedir.

Bu şekilde, farklı frekans ve genlikteki sinyaller kaydedilir. Bu haliyle bu sinyaller Fourier spektrumunda görüntüleri temsil ederler. Sinyallere ters Fourier dönüşümü uygulanarak, görüntü uzayı yani dokuların görüntüleri elde edilir (**Jahne, 1997**).

2.3. CT ve MR Görüntülerinin 3-Boyutlu Modeller Oluşturmak için İşlenmesi

CT ve MR tarayıcılarından elde edilen sayısal görüntüler, tarayıcı sistemleri tarafından DICOM formatında kaydedilir. DICOM formatında, tarayıcıların dedektörlerinden elde edilen ham veriler saklanırlar. DICOM formatıyla ilgili detaylı bilgiler <http://www2.ocn.ne.jp/~xray/Labo/rinku.htm> adresinden elde edilebilir. Bu verilerin bir görüntü şeklinde bilgisayar ekranında görüntülenebilmesi için, bilgisayarın RGB bandlarının frekanslarına uygun olacak şekilde ve frame-buffer adı verilen grafik adaptörün tampon belleğinin renk adreslerine uygun olacak aralıklarla yeniden örneklenmesi gerekir. Örneğin 24 bitlik gerçek renkli görüntüleri RGB bandlarıyla görüntüleyen bir bilgisayarda her üç band için 8 bit olmak üzere bir tek piksel, toplam 3 bandla yani 24 bitle görüntülenir. Gri düzeyli görüntülerde üç bandın genlik değeri de birbirine eşittir (**Gonzalez, 1987; Teuber, 1993**). Bu durumda her

banddaki genlik değerleri, 8 bit kullanılarak 0-255 aralığında sayılarla ifade edilir. Bunun anlamı, 8 bitlik bir gri düzey görüntüde toplam 256 tane farklı tonun ifade edilmesidir. CT ve MR tarayıcılarından elde edilen verilerin, bilgisayarda görüntü şeklinde gösterilebilmesi için, bu verilerin 0-255 sayılarına karşılık gelecek şekilde yeniden örneklenmesi gerekir. Örneğin ham CT verileri, önceki bölümde anlatıldığı gibi Hounsfield Birimi (HU) yada CT sayısı adı verilen sayısal değerlerden oluşur. X-ışınının emilim derecesini ifade eden bu sayılar, 0-2000 arasında değerlerden oluşmaktadır (**Hovard ve diğ,** 1990). Oysa her renk bandı için 8 bit genişliğe sahip bir bilgisayarda en çok 0-255 arasındaki değerler görüntülenebilir. Bu durumda 0-2000 arasındaki CT sayılarının 255'den büyük değerlerinin rneklenmeden görüntülenmesi mümkün olamaz. Bu durumda, yüksek CT sayısı değerlerine sahip olan kemik dokuları görüntülenemez. Bu sorunun çözülmesi için 0-2000 aralığındaki CT sayılarının 0-255 aralığına projekte edilmesi yani bu aralıkta yeniden örneklenmesi gerekir. Bu işlem, sayısal görüntü işleme tekniklerinde kullanılan nicelleme (quantization) işlemidir (**Low, 1991**). Bunun için şöyle bir yaklaşım kullanılır. 0-2000 aralığındaki CT sayıları için sıfırın siyaha yani 0'a karşılık geldiği, 2000'in de beyaza yani 255'e karşılık geldiği düşünülür. Buna göre 0-2000 arasındaki diğer sayılar doğrusal bir enterpolasyonla 0-255 aralığına sıkıştırılır. Bu doğrusal enterpolasyonla ortaya çıkan kesirli sayılar en yakın tamsayı değerlerine dönüştürülür (**Gonzalez, 1987**). Bu tamsayıya çevirme işlemi sırasında veri sayısı azalacak yani artık CT görüntüsünü ifade etmek için 2000 tane sayı yerine 256 tane sayı kullanılacaktır. Böyle bir yaklaşımda veri kaybı olduğu kesindir. Ancak görüntünün taşıdığı bilgiler yönünden çok büyük hataların ortaya çıkmayacağı, yani bu yöntemle elde edilen 8 bitlik yeni görüntünün dokuları yeterli doğrulukta ifade ettiği görülecektir. Çünkü kemik doku sadece 1000 değerinden oluşmaz. Kemik dokuyu ifade eden sayısal değerler 900-1300 civarında belli bir standart sapmaya sahip farklı CT sayılarıyla ifade edilir (**Howard ve diğ., 1990**). Bu standart sapma içindeki sayılar, 8 bitlik rneklenmede daha az sayıda gri düzey değer değeriyle temsil edilse de bu dokuların görüntüsü kaybolmamaktadır. Yani kemik doku çok geniş aralıktaki tonlar yerine tek bir renkle ifade edilmiş gibi düşünülse bile, aslında hiçbir kaybın oluşmadığı, zira kemik dokunun yine ifade edildiği görülecektir. Burada kolay anlaşılması için kemik dokunun tek bir renkle ifade edildiği söylenmiştir. Aslında gerçekte bir tek renkle değil yine belli bir aralıkta ifade edilir.

0-255 aralığında yeniden örneklenen CT ve MR kesitleri, artık bilgisayar ekranında gri tonlu görüntüler şeklinde görüntülenebilir. İstenirse sahte renklerle (yani psoydo color enhancement) renkli olarak da görüntülenebilir. CT ve MR görüntülerinin sahte renklerle renklendirilmesi uygulaması öteden beri kullanılmaktadır. Bilgisayar ekranında 8 bitle ya da 24 bitle görüntülenen CT ve MR görüntülerinin bilinen raster görüntülerden (dijital görüntülerden) hiçbir farkı yoktur. Yani bu görüntüler, TIFF, JPEG, BMP vs. gibi herhangi bir raster görüntü formatında saklanabilir. Bu aşamadan sonra da, bu görüntülere her türlü sayısal görüntü işleme teknikleri uygulanabilir (Murray ve vanRyper, 1996; Rabbani ve Jones, 1991).

Bilinen bir görüntü formatına dönüştürülen CT ve MR görüntüleri ile, 3 boyutlu doku modellerinin elde edilmesi için gerektiğinde bu görüntülerin iyileştirilmesi gerekir. Örneğin, bir CT veya MR görüntüsü, hem görüntü ilk olarak elde edilirken atmosferik şartlardan ya da teknik nedenlerden dolayı hem de 0-255 aralığında yeniden örneklenirken dokuların detaylarını ifade eden gri düzey değerleri, dar bir aralığa yığılmış olabilir. Bu durumda, aslında birbirinden farklı dokulara ait olan pikselleri çıplak gözle birbirinden ayırt etmek mümkün olmayabilir. Yani farklı iki dokuya ait iki pikselin var olduğu düşünülürse, bu iki pikselin gri düzeyleri birbirinden farklı olmakta olup çok yakın değerlere sahiptirler, bu iki ayrı pikseli birbirinden ayırt etmek mümkün olmaz. Bu durumda görüntünün tamamı birbirine benzer tonlardan oluşmuş bir görüntü olur ve detayları ayırt edilemez. Matematiksel olarak böyle görüntülerin histogramları ya da piksellerinin olasılık yoğunluk fonksiyonları belli bir aralığa sıkışmış olur. Bu durumdaki görüntülerin detaylarının açığa çıkarılması için histogramın geniş bir aralığa yayılması ya da olasılık yoğunluk fonksiyonunun uniformlaştırılması gerekir (Gonzalez, 1987). Bu durumda görüntüdeki detaylar çok net bir şekilde ortaya çıkar. Bu tarz görüntü iyileştirme işlemleri, gerek duyulduğunda CT ve MR görüntülerine uygulanmak zorundadır. Bu işlemler de, sayısal görüntü işleme tekniklerinden başka bir şey değildir.

Doktora çalışmasında, CT ve MR görüntüleriyle 3-boyutlu modelleme oluşturmak için bir çok görüntü işleme teknikleri kullanılmaktadır. Öncelikle, kesit görüntülerinin ön işlemlerden geçirilerek iyileştirilmesi (netleştirilmesi) gerekir. Daha sonra, 3-boyutlu modeli oluşturulmak istenen dokuların, görüntü bölümleme ve sınıflandıma (*image segmentation /classification*) teknikleri ile çıkarılması gerekir.

Bundan sonra da, hacim ve yüzey modellerini oluşturmak için kullanılacak algoritmaların yazılması için gerekli olan ışın izleme, kontur çıkarma, modellerin gölgelendirilmesi için gereken yüzey normallerinin hesabı gibi daha bir çok konuda görüntü işleme teknikleri kullanılmalıdır (**Schroeder ve diğ., 1997**). Hacim verilerinin örneklenmesi, görüntülerin yumuşatılması, gradyenlerin hesaplanması, hacim ve yüzey modellerinin ölçeklendirilmesi döndürülmesi gibi bir çok işlemi yapabilmek için görüntü işleme teknikleri kullanılır. Aynı şekilde, fotogrametrik olarak görüntülerden nokta koordinatlarının ölçülmesi, görüntü eşleştirme gibi işlemlerin yapılmasında da görüntü işleme teknikleri kullanılır (**Gruen, 1985; Clarke ve diğ., 1995**). Bu bölümde, 3-boyutlu modelleme için vazgeçilmez olan görüntü bölümlenme ve sınıflandırma teknikleri anlatılacaktır.

2.4. Sayısal Görüntülerin Bölümlenmesi ve Sınıflandırılması

Sayısal görüntülerin kullanıldığı uygulamalarda, görüntüdeki nesnelerin neler olduğunun bilinmesi gerekir. Bu nesnelerin şeklinin ve büyüklüğünün belirlenmesi sayesinde farklı amaçlar için çok yararlı bilgiler ortaya çıkarılır. Örneğin bir görüntüden insanları ayırt ederek, bunların kimliğini belirlemek bir güvenlik sisteminde kullanılabilir. Bir insan bir resme baktığında, resimde insanları, binaları, yolları kolayca ayırt edebilir ve bu nesnelerin dış sınırlarını bir kalem kullanarak resim üzerinden elle çizebilir. Ancak çok fazla sayıda görüntünün kullanıldığı ve çok ince detaylara sahip çok sayıda nesnenin belirlenmesini gerektiren uygulamalarda, bir insanın elle teker teker bütün nesnelerin sınırlarını çizmesi ve nesnelerin şekillerini sınır koordinatlarını da ölçerek belirlemesi günler, aylar hatta yıllar alabilir. Bu zaman alıcı süreç, bilgisayar tekniklerinin kullanılmasıyla ortaya çıkan avantajları ortadan kaldırır. O zaman görüntüdeki nesnelerin otomatik olarak belirlenmesini sağlayan yöntemlerin geliştirilmesi ihtiyacı da kendiliğinden ortaya çıkmaktadır.

Görüntülerden nesnelerin çıkarılması işlemi, görüntüyü parçalayıp, sadece nesneleri oluşturan piksellerin görüntüden çekilip çıkarılması şeklinde de yorumlanabilir. Bu durumda görüntü, bölümlere yani parçalara ayrılmış olunur. Bu nedenle, görüntüden nesnelerin çıkarılması için kullanılan teknikler genelde görüntü bölümlenme (image segmentation) modelleriyle yapılır (**Jain ve diğ., 1995**).

Görüntü bölümlleme için renk değışimleri kullanıldığında öncelikle nesnelerin sınır çizgilerini belirleyen sınır yaklaşımları kullanılabileceği gibi, nesnelerin içindeki pikselleri belirleyerek aslında nesneyi oluşturan görüntü bölgelerini tanımlayan bölge ya da alan yaklaşımlı bölümlleme teknikleri de kullanılır (Jain ve diğ., 1995; Gonzalez, 1987).

Buna göre görüntü bölümlleme işlemi bölge esaslı ve kenar ya da sınır esaslı bölümlleme teknikleri olmak üzere iki genel yaklaşımla yapılır.

2.4.1. Bölgeler

Görüntüdeki bir bölge, birbirine benzer özellikleri olan piksellerinin birbirine bağlanmasıyla oluşan görüntü parçasıdır. Bölgeler, görüntüdeki nesnelerin yüzeylerine de karşılık geldiği için bölgelerin yorumlanması sonucunda çok önemli bilgiler elde edilir. Bir görüntüde birden fazla nesne olabileceği gibi, her nesnenin de farklı bölgelere sahip birden fazla bölgeleri de olabilir. Bir görüntünün doğru bir şekilde yorumlanabilmesi için, görüntünün hem nesnelere karşılık gelen bölgelerinin hem de nesnelerin içindeki farklı bölgelerinin bölümlenmesi gerekir. Bu işlemler sırasında ortaya çıkabilecek bölümlleme hatalarını en aza indirmek ya da ortadan kaldırmak için tek başına bölge-nesne ilişkilerinin yorumlanması yeterli olmayacaktır. Bu ilişkilerin yanı sıra, nesneye özgü bilgilerin de ortaya çıkarılıp, ileri aşamalarında bu bilgilerin de yorumlamada kullanılması gerekir.

2.4.2. Bölgeler ve kenarlar

Bir görüntünün analizi ve bölgelerin çıkarılması için izlenmesi gereken ilk adım, görüntünün her nesneyi ayrı ayrı temsil eden bölgelerinin belirlenmesi ve bu bölgelerin her nesne için birbirinden farklı ama nesne içinde birbiriyle aynı renkte olacak şekilde bölgeye ait piksellerin işaretlenmesi yani etiketlenmesidir. Bu şekilde görüntünün bölgelere ayrılması için, görüntüyü oluşturan piksellerin gri-düzey değerlerinin karakteristik özelliklerinden yararlanılabilir. Bu görüntüyü bölgelere ayırmak için iki yaklaşım kullanılabilir. Bunlar, bölge esaslı bölümlleme ve kenar belirleyerek nesne sınırlarının kestirimi ile görüntü bölümlleme (Jain ve diğ., 1995).

Bölge esaslı yaklaşımda, bir nesneye karşılık gelen pikseller bir arada gruplandırılır ve bu piksellerin aynı bölgeye ait olduğunu ifade eden bir işaretle etiketlenirler. Bu sürece "bölümleme (segmentation)" adı verilir (Low, 1991; Teuber, 1993; Gonzalez, 1987). Belirli bir kritere göre bir bölgeye atanan pikseller, görüntünün geri kalan piksellerinden ayırt edilebilecek bir şekilde ya işaretlenir ya da farklı bir renge boyanır. Bölümlemede çok önemli iki prensip vardır. Bunlar piksel değerlerinin birbirine benzerliği ve piksel konumlarının birbirine göre yakınlık ölçütleridir. İki piksel aynı gri-düzey değerine sahipse ve birbirine tanımlanan uzaklıktan daha yakınsa, bu iki pikselin aynı bölgeye ait olduğu söylenir. Benzerlik kriteri olarak örneğin iki pikselin gri düzeylerinin farkları kullanılabilir. Konumsal yakınlık içinse Euklides uzaklığı ölçüt olarak kullanılabilir. Değer benzerliği için bir bölgeye ait piksellerin varyans değerleri de kullanılabilir. Aynı varyans değeri konumsal benzerliğin tanımlanmasında da kullanılabilir (Jain ve diğ., 1995).

Benzerlik ve yakınlık yaklaşımı, bir nesneye ait noktaların yaklaşık olarak aynı renkte ve geometrik olarak da birbirlerine yakın olmaları gerektiği şeklindeki bir varsayımdan yola çıkılarak ortaya atılmıştır. Ama biraz dikkatlice düşünülürse, bu varsayımın bir çok durum için geçerli olamayacağı anlaşılabılır. Ancak bu olumsuzluğu ortadan kaldırmak da mümkündür. Bunun için bu iki varsayıma göre görüntüyü bölümledikten sonra, geometrik ya da konumsal ilişkilerden bağımsız olan ve farklı koşullarda değişmeden kalan özelliklerin (Spatial invariant properties), eşleştirilmesi ile doğru bölümlemeyi yapmak mümkündür (Jain ve diğ., 1995).

En basit durumlarda, görüntü bölümleme işlemi, eşikleme ve etiketleme yöntemleri ile yapılabilir. Daha karmaşık görüntüler için eşiklemeden daha gelişmiş yaklaşımların kullanılması gerekir.

Görüntü bölümleme işlemi, bir bölgenin sınır çizgisi üzerindeki piksellerin bulunması yoluyla da yapılabilir. Sınır çizgisi üzerindeki piksellere kenar pikselleri adı verilir. Kenar pikselleri sınır çizgisi üzerinde bulunacağından ve sınırın bölge tarafındaki piksellerle diğer taraftaki bölgeye ait olmayan piksellerin renk farklarıyla ayırt edildiğine ya da ortaya çıktığına dikkat edilirse, bu durumda sınır piksellerinin komşu piksellerin gri düzey değerlerinin farklarına bakılarak bulunabileceği kolayca anlaşılabılır. Sınır ya da kenar belirleme işlemlerinde de bu farklılıklar kullanılır.

Bunun için kenar arama operatörleri tanımlanmıştır. Kenar arama operatörlerinin çoğu sadece piksellerin gri düzey ya da yoğunluk değerlerinin karakteristik özelliklerini esas alarak çalışır. Doğrudan yoğunluk değerleri kullanılabileceği gibi bu değerlerin yan yana diziliş şeklini inceleyerek texture yada doku şekillerinin belirlenip bu dokuların karakteristik özelliklerine bakılarak da kenarlar belirlenebilir.

İdeal bir görüntüde, bir bölge kapalı bir eğri sınır ile ya da başka bir deyişle kapalı bir eş yoğunluk eğrisi (kontur) ile çevrilidir. Bu konturun işlenmesi yoluyla da görüntü bölümlenmesi yapılabilir. Ancak bu yöntem yukarıdaki yöntemlerle tam olarak aynı sonucu vermese de, hemen hemen aynı denebilecek düzeyde sonuçlar üretir. Çizgi izleme yöntemiyle kontur belirlendikten sonra, alan doldurma teknikleri ile konturun içindeki bölge kolayca tanımlanabilir. Ancak gerçek görüntülerde kenarlar tam olarak aynı değerlerden oluşmadığı için kenarların ve bölgelerin kusursuz ve etkin bir şekilde belirlenmesi mümkün olamamaktadır. Hele bir de, görüntülerde gürültü ya da buna benzer bozucu etkiler varsa, bu durumda görüntü bölümlenme işi daha da güçleşmektedir (Schroeder ve diğ., 1997).

2.4.3. Bölge bölümlenme (region segmentation)

I , verilen bir görüntünün piksellerinden oluşan bir küme olsun. $P(.)$ ifadesi ise homojenlik durumunu gösterebilir. I görüntüsünde S parçalanması ile n tane R bölgesinin bulunması işine bölge bölümlenme adı verilir (Jain ve diğ., 1995). Bu durumda;

$$\bigcup_{i=1}^n R_i = I \quad (2.4)$$

olur. Homojenlik ölçütü ve görüntünün bölümleri arasında;

$$P(R_i) = \text{True} \quad (2.5)$$

şeklinde bir ilişki vardır. Eğer iki bölge arasında

$$P(R_i \cup R_j) = \text{False} \quad (2.6)$$

şeklinde bir ilişki varsa, bu iki bölgenin birbiriyle birleştirilmesi mümkün değildir demektir. Başka bir ifadeyle R_i ve R_j bölgeleri farklı nesnelere aittir.

Görüntü bölünmesi işlemleri binary görüntülerde daha kolay uygulanır. Renkli ve gri düzeyli görüntüleri eşikleme işlemiyle binary görüntü şekline dönüştürmek kolaydır (Doğan ve Bektaş, 1999). Aşağıdaki bölümlerde görüntü eşikleme konuları anlatılmaktadır.

2.4.4. Görüntülerin otomatik olarak eşiklenmesi

Görüntü bölümleme işleminin daha etkin ve hızlı bir şekilde yapılabilmesi için eşikleme işleminin otomatik olarak yapılması gerekir. Bunun için görüntüden eşik değerinin otomatik olarak seçilmesi gerekir. Eşik değerinin otomatik olarak seçilebilmesi için görüntüden bazı bilgilerin çıkarılıp bunların analiz edilmesi gerekir. Bu bilgiler;

- Nesnelerin piksel yoğunluk değerlerinin karakteristik özellikleri,
- Nesnelerin boyutları,
- Nesneler tarafından işgal edilen görüntünün fonksiyonları,
- Görüntüdeki farklı türden nesnelerin sayısı

gibi bilgilerdir.

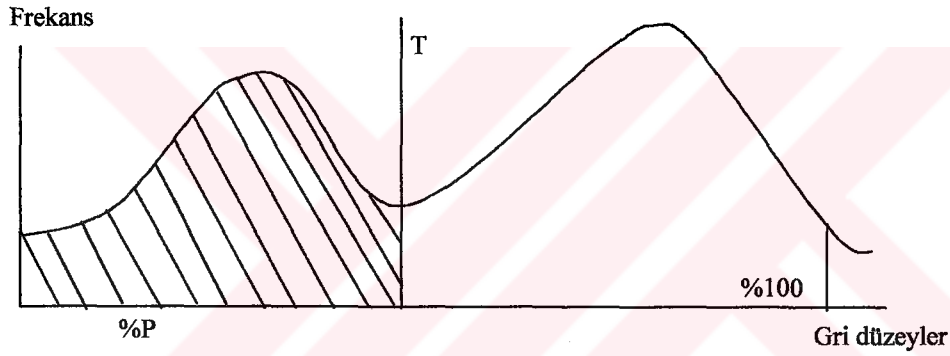
Otomatik eşikleme teknikleri ile yukarıda sayılan bilgiler analiz edilerek bir ya da birden çok eşik değeri bulunur. Bunun için görüntünün gri düzeylerinin olasılık dağılım fonksiyonu veya olasılık yoğunluk fonksiyonu (histogramı) kullanılır (Gonzalez, 1987; Haris ve diğ., 1998).

Bir görüntüde n tane $O_1, O_2, \dots, O_n$ nesnesi ve bir de görüntünün arka fonu var olsun. Farklı örnek gruplarından gri düzey değerleri de $p_1, p_2, \dots, p_n$ olsun. Bunların olasılık dağılımları da $P_1(z), P_2(z), \dots, P_n(z)$ olsun. Bir çok uygulamada, bu bilgilere ek olarak nesnelerin görüntülerde görünme olasılıkları olan $P_1, P_2, \dots, P_n$ de bilinir. Bu bilgiler kullanılarak otomatik eşik değeri kolayca seçilebilir (Jain ve diğ., 1995).

Otomatik eşik değerin seçimi için, kullanıldığı uygulamaların türüne göre farklı varyasyonlar kullanılmaktadır. Bu farklı yorumların en çok kullanılanlarından üç türü aşağıdaki bölümde anlatılmıştır.

2.4.4.1. P_Tile yöntemi

Bu yöntemde, bir görüntünün eşiklenmesi için, eşiklenecek nesnenin şekil ya da alan büyüklükleriyle ilgili bilgiler kullanılır. Bu bilgi kullanılarak, görüntünün histogramı bir ya da daha fazla sayıda eşik değeri ile eşiklenebilir. Eşik değerleri, piksel değerlerinin nesnenin %P'lik kısmını temsil ettiğini ifade eden bir olasılık değerinin atanması yoluyla hesaplanır. Şekil 2.2'de bu yaklaşımla yapılan eşikleme anlatılmaktadır (Jain ve diğ., 1995).

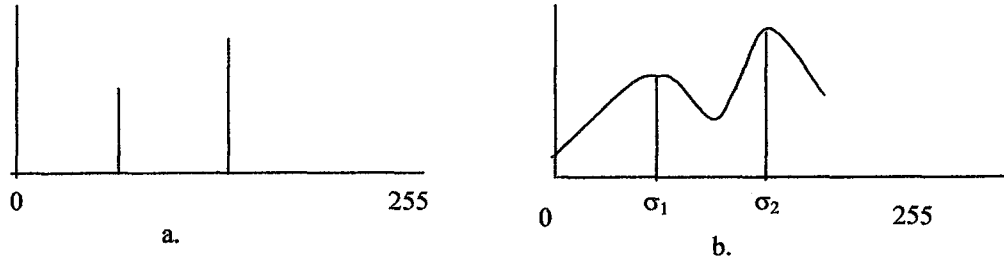


Şekil 2.2 Taralı alan bütün alanın %P' lik kısmını ifade eder

Bu yöntemin çok sınırlı kullanım alanları vardır. Eğer nesnelerin alanları bilinmiyorsa ki bir çok uygulamada bilinemez, bu durumda bu yöntem kullanılamaz.

2.4.4.2. Mod yöntemi

Eğer bir görüntüdeki nesneler aynı gri düzey değerlerine sahipse, arka fon mutlaka farklı bir renkte olacaktır. Buna ek olarak, görüntünün sıfır ortalama değerli Gauss gürültüsüyle de yüklü olduğu varsayılırsa, bu durumda gri düzey değerlerinin farklı iki tane normal dağılımdan oluştuğu düşünülebilir. Bu dağılımlar (μ_1, σ_1) ve (μ_2, σ_2) parametreleri ile ifade edilebilir. Bu durumda görüntünün histogramı, Şekil 2.3' deki gibi iki tane tepe noktasından oluşur.



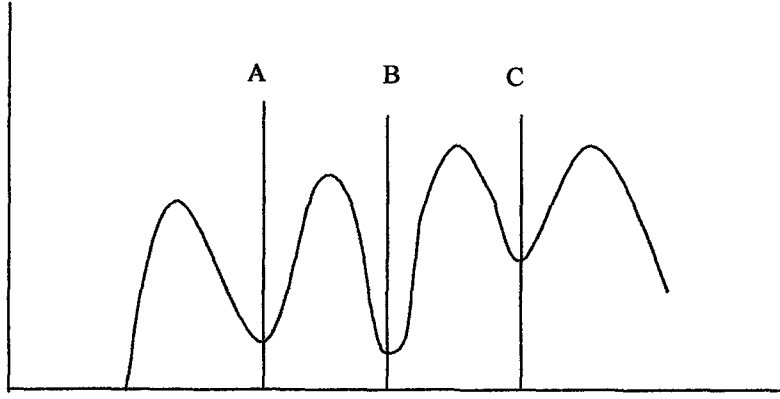
Şekil 2.3 Gauss dağılımlı görüntüde eşik değerleri

İdeal bir sabit görüntüde $\sigma_1 = \sigma_2 = 0$ olacaktır. Bu durumda eşik değeri iki tepe arasındaki herhangi bir yerde olabilir (Şekil 2.3b). Bu durumda tepe ve çukur noktalarının histogramdan aranarak bulunması gerekir. Eşik değeri çukur noktaya yerleştirilebilir. Nesnenin alanı ile arka fonun alanı aynı sayıda pikselden oluşursa, sınıflandırma hatası minimum olur. Çoğu uygulamada histogramın dağınık olduğu yerler çukur noktalar arasında olacağından, bölümleme işlemi eşik değerine karşı çok duyarlı olamayacaktır. Bu durumda çok büyük sınıflandırma noktalarının oluşacağı söylenemez.

Otomatik eşiklemede, tepe ve çukur noktalar için bir değer seçilebilir. Buna göre bu noktalar otomatik olarak belirlenir. Tepe noktasının seçimi için örneğin şöyle bir algoritma kullanılabilir:

- İki tane en yüksek lokal maksimum noktasını bul. Bu noktalar g_i, g_j olsun.
- g_i, g_j arasındaki en düşük g_k noktasını bul.
- Minimum $(g_i, g_j, g_k) / g_k$ noktasını bul. Bu nokta tepe nokta olma ölçütünü temsil eder.
- En yüksek tepe ölçüt değerine göre (g_i, g_j, g_k) kombinasyonunu kullan. g_k eşik değeri için en uygun değer olacaktır.

Bu yaklaşım kolayca genelleştirilebilir yani görüntüde birden fazla nesne olması durumunda da kullanılabilir. Bu durumda n tane nesne $(\mu_1, \sigma_1), (\mu_2, \sigma_2), \dots, (\mu_n, \sigma_n)$ şeklinde normal dağılımlarla ifade edilirler. Arka fon ise (μ_0, σ_0) dağılımında olur. Bu durumda $n+1$ tane tepe noktası yukarıdaki gibi bulunur (Şekil 2.4).



Şekil 2.4 n tane nesne için otomatik eşik seçimi

2.4.5. Kenar ya da sınır esaslı bölümlleme

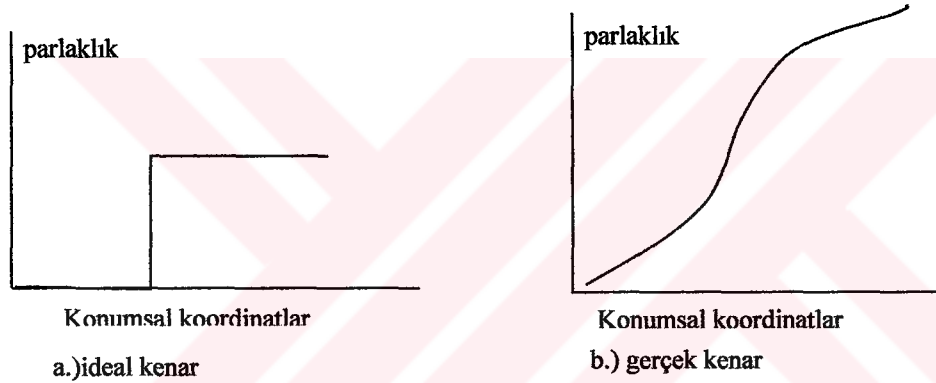
Görüntüden kenar ve doğruların aranması için birçok değişik arama operatörü kullanılmaktadır. Bunların da çoğu konvolüsyon maskeleriyle uygulanır ve çoğu diferansiyel işlemlerdir. Diferansiyel işlemleri, görüntüde renk ya da parlaklık değişimlerini ve bu değişimlerin yönünü saptamak için kullanılır. Çok kısa bir aralıkta, şiddetli bir parlaklık değişiminin var olması demek büyük ihtimalle o yerde bir kenarın var olması demektir. Bazı kenar arama operatörleri, yukarıda da değinildiği gibi, parlaklık değişiminin yanısıra değişimin yönüyle de ilgili bilgiler içerir (Gonzalez, 1987; Umbaugh, 1998; Low, 1991).

Kenar arama operatörleri, nesneleri belirlemek için ilk adım olarak kullanılır. Karmaşık sınırları bulunan nesnelerin olası kenarları, kenar arama yöntemleri ile ilk adımda saptanır. Bu işlem sırasında, her bir olası kenarın yönü de belirlenir. İkinci adım olarak, bulunan olası kenar değişimleri, yön bilgileri de kullanılarak birleştirilir ve kenarların son hali elde edilir.

Kenar arama amacıyla kullanılan operatörlerin çoğu gürültülü görüntülerde gürültü noktalarından olumsuz yönde etkilenir. Bu nedenle, gürültülü görüntülerden kenar aramadan önce gürültülerin olabildiğince ayıklanması gerekir. Kenar arama operatörlerinin gürültülerden fazlaca etkilenmemesi için parametrelerinin uygun seçilmesi önemlidir. Eğer parametreler gürültülere duyarlı olacak şekilde seçilirse, bu durumda gürültü noktalarının da kenar olarak algılanması mümkündür. Ayrıca kenar

arama için kullanılan maske boyutu ne kadar büyükse, operatör gürültülerden o kadar fazla etkilenir.

Kenar arama operatörlerinin temel ilkesi, görüntüdeki her pikselin komşularıyla arasındaki parlaklık değerlerinin karşılaştırılması esasına dayanır. Örneğin; eğer bir pikselin gri düzey değeri komşularının gri düzey değerlerine eşit ya da yakınsa, bu bölgede büyük ihtimalle bir kenar bulunmayacaktır. Ancak, pikselin gri düzey değeriyle komşuları arasında belirgin bir fark varsa bu durumda bu noktada bir kenarın varlığından söz edilebilir. İdeal olarak bir kenar ani ve belirgin gri düzey farkıyla ortaya çıkacaktır. Ancak pratikte böyle ani değişimler yerine, yavaşça değişen renk tonları oluşur. Şekil 2.5’de ideal ve pratik kenarlardaki gri düzey değişimleri ifade edilmektedir.



Şekil 2.5 İdeal ve gerçek kenarlar

Aşağıdaki bölümlerde bazı kenar arama operatörleri anlatılmaktadır.

2.4.5.1. Sobel operatörleri

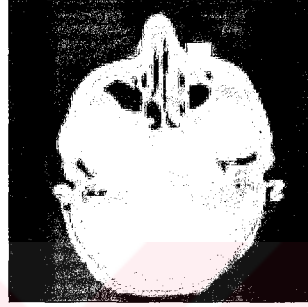
Sobel kenar arama maskeleri yatay ve düşey yönlerdeki olası kenarları ayrı ayrı arar ve bu iki yöndeki kenarlar sonuçta birleştirilir. Sobel maskeleri şöyledir; (Gonzalez, 1987).

Yatay maske	Düşey maske
$\begin{bmatrix} -1 & -2 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix}$

Bu iki maske, ayrı ayrı görüntüyle konvolüsyon işlemine tabi tutulur. Her iki maskenin konvolüsyon sonuçları kullanılarak kenarın büyüklüğü ve yönü sırasıyla şöyle bulunur.

$$S = \sqrt{S_1^2 + S_2^2} \quad \alpha = \tan^{-1}[S_1 / S_2] \quad (2.7)$$

Şekil 2.7’de, Şekil 2.6’da görünen orijinal görüntüye uygulanmış Sobel operatörlerinin etkisi gösterilmiştir.



Şekil 2.6 Orijinal görüntü



a. Yatay Sobel maskesinin etkisi b. Düşey Sobel maskesinin etkisi

Şekil 2.7 Sobel operatörleri

Şekil 2.7a’da, yatay sobel maskesi, 2.7b’de ise düşey Sobel maskesi orijinal görüntüyle konvolüsyona tabii tutulmuştur. Şekil 2.7c’de ise bu yatay ve düşey maskelerle tanımlanan kenarların şiddeti yani büyüklüğü gösterilmiştir.

2.4.5.2. Prewitt operatörleri

Prewitt operatörleri de Sobel operatörlerine benzerdir. Maske katsayıları farklıdır.

Yatay maske

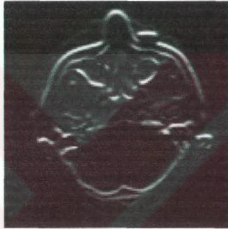
$$\begin{bmatrix} -1 & -1 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}$$

Düşey maske

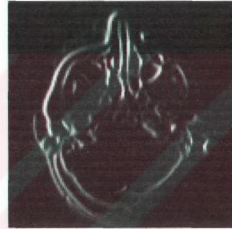
$$\begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Yine kenarın büyüklüğü ve yönü benzer şekilde hesaplanır.

$$S = \sqrt{P_1^2 + P_2^2} \quad \alpha = \tan^{-1}[P_1 / P_2] \quad (2.8)$$



a. Yatay Prewitt maskesi



b. Düşey Prewitt maskesi

Şekil 2.8 Prewitt operatörleri

2.4.5.3. Frei-Chen maskeleri

Frei-Chen maskeleri, temel vektör kümelerinin tamamını kapsayan tek anlamlı maskelerdir. Bunun anlamı; 3*3'lük bir görüntü alanı, dokuz tane Frei-Chen maskesinin ağırlıklı toplamı ile temsil edilir. Bu tarz bir projeksiyon işlemi de konvolüsyon işlemine benzemektedir. Önce her maske 3*3'lük görüntü alanlarıyla konvolüsyona tabi tutulur. Daha sonra bütün maske sonuçları toplanır. Yani vektörlerin iç çarpımı yapılır.

Aşağıda dokuz tane Frei-Chen maskesi görülmektedir (Umbaugh, 1998; Gonzalez, 1987).

$$\frac{1}{2\sqrt{2}} \begin{bmatrix} 1 & \sqrt{2} & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -\sqrt{2} & -1 \end{bmatrix} \quad f_1$$

$$\frac{1}{2\sqrt{2}} \begin{bmatrix} 1 & 0 & -1 \\ \sqrt{2} & 0 & -\sqrt{2} \\ 1 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad f_2$$

$$\frac{1}{2\sqrt{2}} \begin{bmatrix} 0 & -1 & \sqrt{2} \\ 1 & 0 & -1 \\ -\sqrt{2} & 1 & 0 \end{bmatrix} \quad f_3$$

$$\frac{1}{2\sqrt{2}} \begin{bmatrix} \sqrt{2} & -1 & 0 \\ -1 & 0 & 1 \\ 0 & 1 & -\sqrt{2} \end{bmatrix} \quad f_4$$

$$\frac{1}{2} \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ -1 & 0 & -1 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \quad f_5$$

$$\frac{1}{2} \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 0 & -1 \end{bmatrix} \quad f_6$$

$$\frac{1}{6} \begin{bmatrix} 1 & -2 & 1 \\ -2 & 4 & -2 \\ 1 & -2 & 1 \end{bmatrix} \quad f_7$$

$$\frac{1}{6} \begin{bmatrix} -2 & 1 & -2 \\ 1 & 4 & 1 \\ -2 & 1 & -2 \end{bmatrix} \quad f_8$$

$$\frac{1}{9} \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix} \quad f_9$$

Yukarıdaki maskelerin ilk dördü kenarları, sonraki dördü doğruları, sonuncusu ise ortalamayı hesaplar.

Frei-Chen maskelerinin kenar arama için kullanılabilmesi için, bu maskeler 4'erli gruplara ayrılmıştır. Kenar arama için bu maskelerden uygun olanları seçilir ve bu seçilen maskeyle projeksiyon yapılır. Projeksiyon eşitlikleri ise şöyledir.

$$\cos\theta = \sqrt{\frac{M}{S}} \quad (2.9)$$

$$\text{burada; } M = \sum_{k \in \{e\}} (f_s, f_k)^2 \quad \text{ve} \quad S = \sum_{k=1}^R (f_s, f_k)^2$$

Burada $\{e\}$ kümesi, maske katsayıları olup (f_s, f_k) ise maskenin altında kalan görüntü pikselleridir. Şekil 2.9'da f_1 ve f_4 maskelerinin etkisi gösterilmiştir.



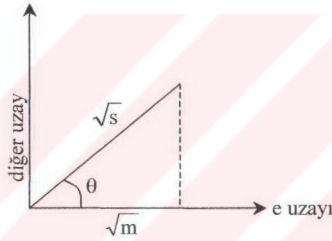
a. Frei-Chen f_1 maskesinin etkisi



b. Frei-Chen f_4 maskesinin etkisi

Şekil 2.9 Frei-Chen maske örnekleri

Şekil 2.10'da ise Frei-Chen projeksiyonunun iki boyutlu geometrik yorumu görülmektedir.



Şekil 2.10 Frei-Chen Projeksiyonu

Frei-Chen projeksiyonu ile ilgili detaylı bilgiler **Gonzalez, (1987)**' de bulunabilir.

2.4.5.4. Laplace operatörleri

Laplace operatörleri de yukanda açıklanan operatörler gibi çalışır. Laplace operatörleri simetriktr. Yani bütün yönlerdeki değişimler sonucu etkiler. Sonucun işareti, kenarın değişim yönünü belirtir. Aşağıda Laplace maskeleri gösterilmiştir.

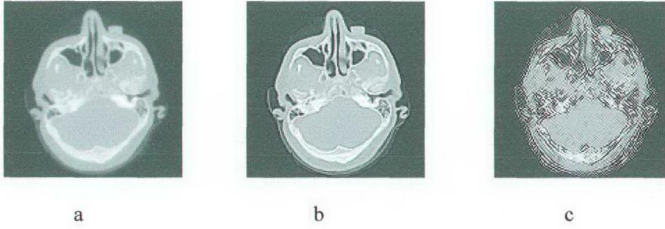
0	-1	0
-1	5	-1
0	-1	0

I_1

1	-2	1
-2	5	-2
1	-2	1

I_2

Şekil 2.11a'daki orijinal görüntüye, l_1 ve l_2 maskeleri uygulanmış, sonuçları 2.11b ve 2.11c'de gösterilmiştir.



Şekil 2.11 Laplace operatörü a.)Orijinal görüntü, b.) l_1 maskesinin etkisi c:) l_2 maskesinin etkisi

Buraya kadar sayılan maskelerden başka, Roberts operatörleri, Kirsch Compass Maskeleri, Robinson Compass Maskeleri vs. vardır. Ancak hepsinin temel prensipleri aynıdır. Bu nedenle bunlara da yarıca değinilmeyecektir.

Kenar arama operatörleriyle olası kenar pikseller bulunduktan sonra, bu piksellerin birleştirilmesi gerekir. Bunun için farklı teknikler kullanılabilir ama bunlardan en etkili olanı Hough dönüşümüdür.

2.5. Konumsal Filtrelerle Görüntü Filtreleme

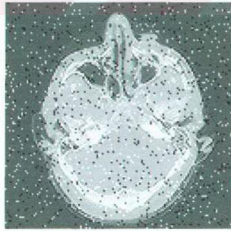
Konumsal filtreler, görüntüdeki değişik türde gürültüleri ayıklamak için etkili bir şekilde kullanılmaktadır. Bu filtreler, 3×3 'lük piksel komşuluğundan 11×11 boyutlarındaki komşuluklara kadar etkili olmaktadır.

Bu bölümde, görüntülerde sadece gürültü noktalarının olduğu ve görüntülerde başka herhangi bir bozukluğun bulunmadığı varsayılmıştır.

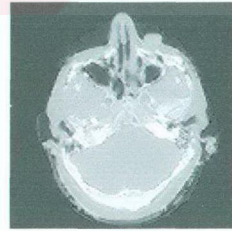
Konumsal filtreler iki ana gruba ayrılır. Sıralı filtreler ve ortalama filtreler. Sıralı filtrelerde, seçilen komşuluktaki görüntü gri-düzey değerleri, küçükten büyüğe doğru sıralanır. Bu sıradan doğru olma olasılığı en yüksek olan gri-düzey değeri seçilir ve maskenin merkezine karşılık gelen görüntü düzlemindeki pikselin değeri seçilen gri düzey değeriyle değiştirilir. Ortalama filtrelerde ise, seçilen komşuluktaki gri düzeylerin tanımlanan bir ortalama değeri hesaplanır, bu ortalama değer maskenin

merkezine karşılık gelen görüntü pikselinin gri düzey değeri olarak kabul edilir. Sıralı filtreler daha çok tuz-biber türünde yani belli bir kurala uymadan görüntü üzerine saçılmış gürültü noktaları, negatif exponansiyel gürültüler ve rayleigh dağılımındaki gürültülerin temizlenmesinde oldukça etkilidir. Ortalama filtreler ise, daha çok Gauss dağılımına uyan ya da uniform dağılımlı gürültülerin ayıklanmasında etkilidir.

Sıralı filtrelerin en etkilisi medyan filtresidir. Bu filtrede, seçilen komşuluktaki piksel gri-düzeyleri küçükten büyüğe doğru sıralanır ve maskenin merkezindeki görüntü pikselinin değeri, sıralı dizinin medyan (ortanca) değeri ile değiştirilir. Gürültü noktaları, seçilen komşuluktaki orijinal görüntü gri-düzeylerinden belirgin bir şekilde ayrılacaktır. Yani seçilen komşuluktaki sıralanan gri düzey değerlerinden ya daha küçük olacaktır ya da daha büyük olacaktır. Bu durumda, bu gürültü noktaları sıralama sonucunda büyük bir ihtimalle, ya sıranın baş tarafında veya başa yakın olacak, ya da sıranın sonunda veya sonuna yakın olacaktır. Olası gürültü noktasının sıranın orta yerinde bulunma olasılığı çok düşük olacaktır. Hatta gürültüler noktasal yapıda ise belkide hiç ortanca değer olmayacaktır. Öyleyse, maskenin merkezine gelen görüntü pikselinin değeri sıranın medyan değeriyle değiştirilirse, eğer o piksel gürültü noktasıysa gürültü ortadan kaldırılmış olacak yerine de komşu piksellerin değeriyle daha uyumlu olması muhtemel olan medyan değeri atanmış olacaktır. Şekil 2.12'de medyan filtresinin etkisi gösterilmiştir.



a. Gürültülü görüntü



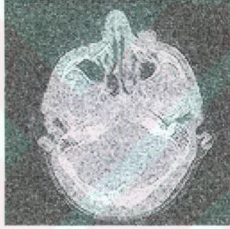
b. 3*3 medyan filtre etkisi

Şekil 2.12 Medyan filtre

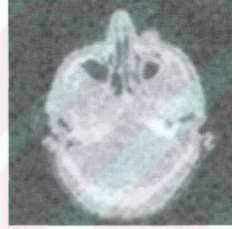
Şekil 2.6'daki orijinal görüntüye 5000 tane rastgele tuz-biber gürültüsü eklenmiş ve bu görüntü 3*3 boyutlu komşuluktaki maskeyle medyan filtreyle ayıklanarak 2.12b'deki görüntü elde edilmiştir.

Sıralı filtrelerin, medyan yerine sıranın maksimum, minimum ya da maksimum ve minimum değerlerin ortalama değeri vb. değerlerin kullanıldığı farklı etkileri olan türleri de vardır. Hepsinin uygulanması medyan filtresinin uygulanmasıyla aynı olması nedeniyle bunlarla ilgili örnekler verilmemiştir.

Ortalama filtrelerde ise, seçilen komşuluktaki piksellerin gri-düzey değerlerinin ortalama değeri, maske merkezindeki görüntü pikseliyle değiştirilir. Şekil 2.13'de ortalama filtrenin etkisi görülmektedir.



a.)Gauss dağılımlı gürültü



b.) Ortalama filtrenin etkisi

Şekil 2.13 Ortalama filtre

Şekil 2.13'deki ortalama filtrede aritmetik ortalama kullanılmıştır. Bundan başka, geometrik ortalama, harmonik ortalama, kontra-harmonik ortalama vb. gibi ortalama değerlerinin de kullanıldığı başka ortalama filtrelerde vardır. Uygulanma şekli yukarıdakine benzediği için örnekler verilmemiştir.

3. CT ve MR GÖRÜNTÜLERİ KULLANILARAK HACİM ve YÜZEY MODELLERİNİN OLUŞTURULMASI (HACİM ve YÜZEY KAPLAMA)

CT ve MR tarayıcılarından elde edilen kesit görüntüleri 2-boyutlu sayısal görüntülerdir. Bu iki boyutlu kesit görüntülerinin yorumlanması için özel olarak eğitim almış radyoloji uzmanlarına gereksinim vardır. İnsan vücudunun iç dokularının belli bir açıdan çekilmiş 2-boyutlu kesit görüntüsünün yorumlanması çok zor bir iştir. Bunun için görüntüsü alınan dokuların anatomik yapılarının çok iyi bilinmesi gerekir ve ayrıca bu kesitleri yorumlayacak radyoloji uzmanının 3-boyutla iki boyut arasındaki ilişkileri doğru bir şekilde tanımlayabilecek hayal ve tasarım gücünün de gelişmiş olması gerekir. Radyoloji uzmanının bilgi ve deneyimi ne kadar fazla olursa olsun, yine de çok özel durumlarda tümör gibi dokuların ya da benzer anormalliklerin tanısında şüphelerin ortadan kaldırılamadığı görülmektedir (Ney ve diğ., 1990). Yapılan yorumlar sonucunda tümörün varlığından şüphe duyulmadığı durumlarda ise tümörün tam olarak yeri ve büyüklüğünü belirlemek 2-boyutlu kesitlerle mümkün olamamaktadır. Bütün bu olumsuzlukların yanı sıra, tedavi planını hazırlayıp tedaviyi yapacak olan hekimler radyoloji uzmanları değildirler. Başka bir ifade ile tedaviyi yapacak klinik doktorları, bu 2-boyutlu kesitleri yeterince yorumlayamamakta, daha çok radyoloji uzmanlarının yorumlarına bağlı kalarak tedavi şeklini belirlemektedirler. Radyoloji uzmanlarının yorumlarını tam olarak anlayabilmek için radyolojici ile klinik hekimi arasında bilgi alışverişi yapılmaktadır. Bu bilgi alışverişi ve analizi sırasında birçok yanlış anlaşılmanın ya da yorumlardaki güçlüklerin tıbbi uygulamalarda giderilmesi gereken sorunlar olduğu belirtilmektedir (Ney ve diğerleri, 1990). Halbuki, 2-boyutlu kesitler yerine bunlardan oluşturulan 3-boyutlu modellerin kullanılması durumunda hem teşhisin konulması hem de radyoloji uzmanı ile klinik hekimlerinin iletişim kurması çok kolay olacak ve birçok şüphenin de ortadan kalkmasını sağlayacaktır. Bunun da ötesinde, 3-boyutlu modellerden tümörleri ya da anatomik yapıların hacmini, konumunu, koordinatlarını vs. ölçmek de mümkün olacaktır.

2-boyutlu kesitlerin, 3-boyutlu modellerle sunulması yönünde birkaç seçenek vardır. Bunlar, 3-boyutlu modeller oluşturmak için yeterli bilgileri sağlayan 2-boyutlu kesitlerin, 3-boyutlu hacim ya da 3-boyutlu yüzey modeli şeklinde modellenmesi için kullanılan tekniklerden oluşur.

Matematiksel ve algoritmik yaklaşımlara girmeden önce, hacim ve yüzey modellerinin ne anlama geldiği ve birbirinden ne tür farkları olduğunun kavramsal düzeyde ortaya konması yararlı olacaktır.

3-boyutlu verilerin modellenmesi ve görüntülenmesi için genellikle iki teknik kullanılır. Bunlar, yukarıda bahsedildiği gibi hacim ve yüzey modelleridir. Nesnelerin görüntüleri, nesne yüzeylerinin nesneyi aydınlatan ışık ışınlarıyla yaptığı etkileşim sonucunda oluşur. Bununla birlikte, yüzeyi ışığı geçiren saydam nesneler de vardır. Örneğin sis, duman ve cam saydam nesneler olup ışığı geçirirler. Benzer şekilde CT ve MR görüntüleri ile iç organların doku görüntülerinin elde edilişi sürecinde, dış dokular sanki saydammış gibi düşünülür. Çünkü x-ışını ya da iyonizasyon etkileşimi sonucunda oluşan dalgalar, dokuların içlerinden geçerek dedektörlere ulaşır. Böyle saydam nesnelerin görüntüsü ise ortamı aydınlatan ışınların, nesnenin iç dokularıyla etkileşimi sonucunda oluşur. Bu tarz saydam nesnelerin bütün iç yapılarının modellenmesi sırasında yüzey etkileşimini kullanmak yeterli olmaz. Öyleyse burada da birbirinden farklı iki ana durum ortaya çıkmaktadır. Birincisi, ışığın nesnelerin yüzeyle etkileşimleri ile modelleme, ikincisi ise ışığın nesnelerin iç yapıları ile etkileşimi ile modellemedir. Bu iki tür modelleme yaklaşımı sırasıyla yüzey ve hacim modelleme yaklaşımlarına karşılık gelmektedir (**Schroeder ve diğ., 1997; Payne ve diğ., 1990; Doğan ve Altan, 2002**).

Bir tıbbi görüntüleme sistemi, hem hacim hem de yüzey görüntüleme yeteneklerine sahip olmalıdır.

3.1. Hacim ve Yüzey Gösterimleri İçin Kullanılacak CT ve MR Görüntülerinde Koordinat Sistemleri

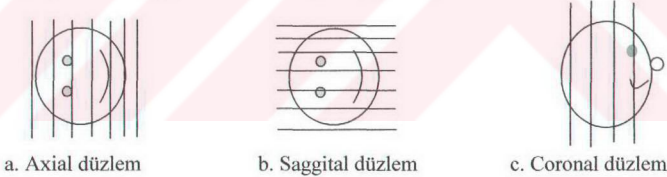
Hacim ve yüzey gösterimleri için gerekli olan matematiksel hesapların yapılması, hacim ve yüzeylerde noktaların ve voksellerin konumlarının belirlenmesi, 3-boyutlu modellerin ışıklandırılması için kullanılacak ışınların uzayda konumlandırılması gibi bir çok işlem için bir koordinat sisteminin tanımlanması gerekir.

Konum belirlemek için yapılan çalışmalarda, noktaların birbirine göre ve nokta kümesi dışındaki başka bir referansa göre konumlarının belirlenebilmesi için, uygulamadan beklenen amaçları sağlayacak şekilde bir koordinat sisteminin tanımlanması gerekir. Geometriden çok iyi bilindiği gibi koordinat sistemleri 1, 2, 3 ya da n-boyutlu kartezyen koordinat sistemleri olabileceği gibi; küresel, silindirik, elipsoidal ve kutupsal koordinat sistemleri gibi farklı parametrelerle ifade edilen koordinat sistemleri de olabilir. Ancak, seçilecek koordinat sisteminde hem verileri yorumlamak kolay olmalı, hem de sistemde temsil edilecek verilerin geometrik doğasını da gerçeğe uygun olacak şekilde en iyi temsil etmelidir (**Dilaver, 1997**).

CT ve MR görüntülerinden 3-boyutlu hacim ve yüzey modelleri oluşturmak için kullanılacak koordinat sisteminin nasıl olması gerektiğini anlamanın yolu, CT ve MR görüntülerinin birbirleriyle nasıl bir geometri oluşturduğunun bilinmesidir. Bunun için kesit görüntülerinin nasıl elde edildiğine bakılmalıdır.

CT ve MR görüntülerini elde etmek için nesnenin seçilen yönlerde dilim dilim parçalanıp bu parçaların birbiri ardına görüntülerinin çekildiği varsayılabilir.

Şekil 3.1'de gösterildiği gibi, kesitlerin taranması için kullanılan üç ana düzlem gösterilmiştir. Bunlar sırasıyla axial, coronal ve saggital düzlemler olarak ifade edilirler (**Rousu ve diğ., 2000; Howard ve diğ., 1990**).

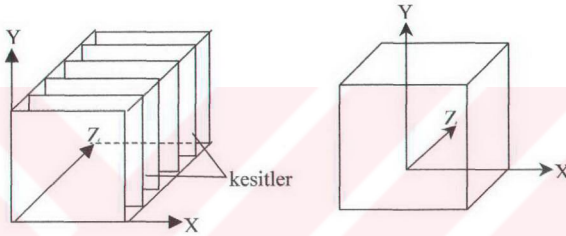


Şekil 3.1 CT ve MR'da üç ana tarama düzlemleri

Şekle bakılırsa, axial düzlem insanın kafasının üstten görüntümünün kesit kesit görüntüleridir. Saggital düzlem ise, axial düzleme dik olup kafanın yandan profillerini oluşturur. Coronal düzlem, hem axial hem de saggital düzleme dik olup, kafanın önden bakılarak kesitlerinin oluşturulması ile elde edilir (**Tiede ve diğ., 1990**).

Koordinat sistemleri bu kesit düzlemleri kullanılarak tanımlanır. Elde edilen kesit düzlemleri iki boyutlu görüntülerdir. Bu görüntü düzlemleri her durumda x-y kartezyen koordinat sistemi eksenlerini içeren x-y düzlemini oluşturur. Z eksenine ise,

görüntü düzlemine dik bir düzlem üzerinde olup, pozitif artış yönü tarama yönü olacak şekilde tanımlanabilir. Tarama yönü, CT ve MR görüntüleri taranırken belirlenir. Örneğin axial kesitler taranırken, tarama yönü başın üstünden ayaklar yönünde olabileceği gibi, tersi de mümkündür. Bu iki durum, kesitlerin aynadan yansıtılmasına karşılık gelir. Bu nedenle tarama yönüne dikkat edilmelidir. Aksi halde gerçekte beynin sağ tarafında olan bir tümör sanki sol tarafındaymış gibi yorumlanır. Bu da çok büyük bir hata olur. Şekil 3.2.'de, CT ve MR görüntüleri için 3-boyutlu kartezyen koordinat sistemi gösterilmiştir (Rousu ve diğ., 2000; West ve diğ., 1997).



Şekil 3.2 Hacim ve yüzey modelleri için koordinat sistemi

Şekilde z-ekseni, tarama yönünü gösterir. x-y düzlemi kesit düzlemidir. Sistemin orijin noktası ilk kesit üzerinde tanımlanabilir. Bunun için ilk kesitin sol alt köşesi ya da merkezi (orta noktası) orijin olarak tanımlanabilir. Orijin noktası ilk kesit üzerinde değil de, ona paralel olduğu düşünülen hacim dışındaki bir sanal düzlem üzerinde de tanımlanabilir. Bu durumda, sanal düzlemin kesitlere uzaklığı bilinmelidir.

CT ve MR kesitleri alınırken, 2-boyutlu kesit görüntülerindeki piksel sayıları (sıra ve sütun) birbirine eşit olur. Günümüzdeki CT ve MR tarayıcılarında görüntülerin boyutları genellikle 256x256 ya da 512x512 piksel² boyutlarındadır. Koordinatların metrik olarak yorumlanabilmesi için bir pikselin x ve y yönlerindeki kenarlarının metrik olarak boyutlarının bilinmesi gerekir. Aksi halde oluşturulan modellerde bir noktanın koordinat değerleri piksel biriminde olacaktır. Kesit görüntülerinin z koordinatları, kesitlerin hangi aralıklarla tarandığına göre belirlenir. Örneğin kesitler 5 mm aralıklarla oluşturulmuşsa ve bütün kesitlerin birbirine paralel olduğu varsayılırsa, bu durumda ilk kesitteki noktaların z koordinatları sıfır olurken ikinci kesitin z koordinatları 5 mm olacaktır ve böylece devam edecektir.

Burada dikkat edilirse, kesitlerin birbirine paralel olmaması durumunda, bir kesit üzerindeki noktaların z koordinatlarının birbirinden farklı olacağı anlaşılabılır. Bu durumda, hem hacim modeli hem de yüzey modeli oluşturulurken, hesaplamalarda çok sorunlar ortaya çıkar. Bu durumu ortadan kaldırmak için ya paralel olmayan kesitler en başta birbirine paralel hale getirilmeli ya da kesitler ilk taranırken birbirine paralel olacak şekilde taranmalıdır.

Kesitler paralel taranmamışsa, bu durumda kesitlerin birbirine göre üç elemanlı dönüklüklerinin bilinmesi gerekir. Aynen fotogrametride yapılan karşılıklı yöneltmede olduğu gibi önce kesitler birbirine paralel hale getirilir sonra da yükseklik farklarından oluşan hatalar düzeltilir. Başka bir ifadeyle kesitlerin rektefe edilmesi gerekir (**Atkinson, 1996; Kraus, 1993**). Bunun için geometrik görüntü dönüştürmeleri ve gri düzey örnekleme yapılmalıdır. Dönüşüm parametreleri kesitlerin yöneltmesiyle elde edilir. Ancak bu şekilde yapılan yeniden örnekleme ve dönüşüm işlemleri görüntülerin duyarlılığını önemli ölçüde azaltır. Bu nedenle hassas konum belirleme amacıyla böyle normalize edilmiş görüntülerin kullanılması istenmez.

Yukarıda anlatılan sorundan dolayı, CT ve MR görüntülerinin daha en başta birbirine paralel kesitlerle taranması yoluna gidilmiştir. Bunun için kesitlerin, hastanın kıvrılmasına fırsat vermeyecek kadar hızlı bir şekilde yapılması da gerekmektedir. Hasta kıvrılmasına bile; kalp, akciğer, mide gibi organların 3-boyutlu modellerinin oluşturulması için CT ve MR görüntülerinin çekildiği düşünülürse bu organlar istem dışı hareket ettiklerinden, bunların iki ya da üç hareketi arasında hızlı bir şekilde birbirine paralel kesitlerinin çekilmesi ihtiyacı vardır. Bu ihtiyaçları çözebilmek için spiral ya da hexial adı verilen tarama tekniği geliştirilmiş ve spiral CT ve MR tarayıcıları geliştirilmiştir. Bu tarayıcılarla, birbirine paralel kesitler, çok küçük kesit aralıklarıyla 5-10 sn içerisinde hızlıca elde edilebilmektedir. Bu nedenle dünyada, 3 boyutlu görüntüleme için spiral CT ve MR görüntüleri kullanılır (**Soyer ve diğ., 1996**). CT tarama 5-10 saniye gibi çok kısa bir sürede yapılırken, MR tarama işi aynı sayıda kesit için 15-20 dakika kadar sürmektedir.

3.2. Hacim Kaplama

Nesnelerin geometrik şekillerinin gösterilmesi için geometrik nesneler; nokta, doğru ve poligonlar gibi temel geometrik şekillerle vektörel olarak ifade edilirler. Yeryüzü

şekillerinin, mimari yapıların veya iç organların yüzeylerinin görüntülenmesi için bu vektörel teknikler çok etkilidir. Ancak bazı verilerin, doğası gereği yüzey denklemleriyle değil de, hacim olarak görüntülenmesi bazı uygulamalar açısından daha uygun olur. Özellikle biomedikal görüntüleme; MR ya da CT görüntüleri, elektron mikroskoplarının görüntüleri ya da ultrasound görüntüleri kullanılarak iç organların 3-boyutlu olarak görüntülenmesi için hacimsel gösterimler vektörel gösterimlere göre daha gerçekçi olur. Hacim kaplama için hacmi oluşturacak milyonlarca verinin işlenmesi gerekir. Bu nedenle hem gelişmiş donanımlara hem de gelişmiş algoritmalara gereksinim vardır. Bu tür algoritmaların geliştirilmesi için son 10-20 yılda hacim kaplama teknikleri adı verilen konular üzerine yoğun çalışmalar yapılmıştır. Hacim kaplamanın amacı, hacimsel veriler içindeki bilgilerin etkin olarak sunulması ve ifade edilmesidir **(Schroeder ve diğ., 1997; Johnson ve diğ., 1996)**.

Doğrudan hacim kaplama tekniklerinden bazıları, hemen hemen geometrik yüzey kaplama teknikleriyle aynı sonuçları vermektedir. Örneğin, ışın izleme (ray casting) yöntemiyle eşyüzey fonksiyonu kullanılarak yapılan hacim kaplama işlemi, eşyüzeylerin çıkarılmasıyla oluşturulan yüzey kaplama tekniğiyle tam olarak aynı olmamakla beraber neredeyse aynıymış gibi sonuçlar vermektedir **(Schroeder ve diğ., 1998)**.

Hacim kaplamak amacıyla kullanılan temel yöntemler, görüntü sıralama ve nesne sıralama olmak üzere iki ana yaklaşımla gerçekleştirilir. Görüntü sıralama yönteminde, her vokselden geçen ışınlar hacim boyunca izlenerek vokselin değeri belirlenmektedir. Nesne sıralama yönteminde ise; hacim, arkadan öne ya da önden arkaya doğru gidilerek, nesnelere ait vokseller işlenmektedir. Bunlardan başka, ne görüntü sıralama ne de nesne sıralama olarak adlandırılacak başka hacim kaplama yöntemleri de vardır. Örneğin, hem görüntüde hem de hacim verilerinde bir ışının aynı anda izlenmesiyle yapılan hacim kaplama ya da frekans uzayında yapılan hacim kaplama teknikleri yukarıda bahsedilen iki gruba da girmez **(Schroeder ve diğ., 1998)**.

CT ve MR verilerinin hacim kaplama yöntemi ile modellenmesi işlemi genel olarak altı adımda gerçekleştirilir. Bunlar; **(Tiede ve diğ., 1990)**.

- Hacim oluşturma (vokselleri oluşturma),

- Sınıflandırma,
- Yüzey tanımlama,
- Geometrik dönüşümler,
- Gölgeleme ve
- İzdüşüm (Projeksiyon) görüntüsünü oluşturma

adımlarıdır. Yukarıdaki adımlardan yüzey tanımlama ve gölgeleme adımları hacim kaplama tekniklerinde seçimlidir. Yani isteğe bağlı olarak bu adımlar atlanabilir. Bu adımlar atlandığında hacim kaplama işlemi oldukça hızlı olur. Ancak, bir medikal görüntüleme sistemi bu iki adımı da hacim oluşturmak için seçimlik olarak sunmalıdır. Çünkü, örneğin CT kesitleri ile oluşturulan bir hacim modelinde kemik dokuları gölgesiz hacimde daha iyi görülürken, yumuşak dokular gölgeci hacim modellerinde daha etkin görüntülenmektedir.

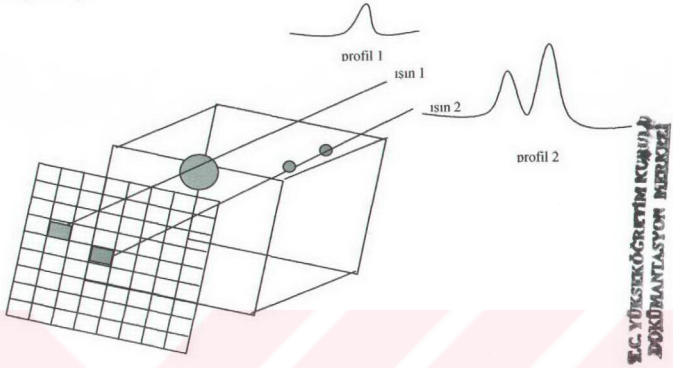
Yukarıdaki adımların matematiksel olarak anlatılmasına geçmeden önce, hacim kaplama amacıyla kullanılan temel algoritmik yaklaşımların öncelikle verilmesi uygun olacaktır.

3.2.1. Görüntü sıralama yaklaşımı ile hacim kaplama

Görüntü sıralama yöntemiyle hacim kaplama işlemine ışın izleme yöntemi (ray casting) adı verilir. Bu yöntemde hacim verilerine belli bir noktadan bakıldığı varsayılır. Bu bakış noktasını matematiksel olarak ifade etmek için, bu noktaya bir kamera konduğu ve hacim görüntüsünün kameranın resmi düzlemine izdüşürüldüğü varsayılır. Sonuçta ekrandaki görüntü kameradaki pozitif izdüşürülmüş görüntü olur. Bu sayede hacme hem perspektif geometriyle bakmak hem de paralel projeksiyonla ortografik bakış yapmak mümkün olur. Kameranın konumuna göre, görüntü düzleminden hacme doğru hacimden geçecek şekilde ışınlar gönderilir. Işınlar boyunca tanımlanan bir fonksiyona göre görüntü düzlemindeki piksellerin piksel değerleri (skalar) hesaplanır.

Bu bölümde detaylarıyla anlatılacağı üzere ışın izleme yöntemi, herhangi bir düzenli grid yapısındaki veri kümesi için kullanılabilen esnek bir yöntemdir. Bu yöntemle çok değişik özelliklerde görüntüler elde etmek mümkündür. Düzenli gridler için kullanılan temel ışın izleme yöntemini, topolojisi düzenli olan herhangi bir dikkörtgen gride ya da başka düzenli gridlere uyarlamak kolaydır. Bütün bu olumlu

özelliklerinin yanısıra, ışın izleme tekniği çok yavaş çalışan bir tekniktir. Hız sağlamak için birkaç özel yöntem kullanılabilir. Bu yöntemler de bu bölümde anlatılacaktır. Işın izleme yöntemi Şekil 3.3’de gösterilmiştir (Schroeder ve diğ., 1997; Hill, 2000).



Şekil 3.3 Görüntü sıralama yaklaşımı ile hacim kaplama (ışın izleme “ray casting”)

Şekil 3.3’de, standart ortografik kamera projeksiyonu kullanılmıştır. Yani, bütün ışınlar birbirine paralel olacak şekilde görüntü düzlemine gelmektedir. Bir ışının izlediği yol boyunca karşılaştığı piksellerin değerleri, önceden tanımlanan bir fonksiyona göre hesaplanır. Bu fonksiyona *ışın fonksiyonu* adı verilir. Işın fonksiyonu farklı amaçlar için kullanılabilir. Örneğin, ışın yolu boyunca rastlanılan en büyük yoğunluk değerini seçerek, bunu bir gri-düzey değerine çevirmek için kullanılabilir. Bu çevrim işlemi için minimum değerın saydam siyaha ve maksimum değerın de opak beyaza karşılık geldiği varsayılabilir.

Işın izleme yönteminde iki tane temel işlem adımı vardır:

- Işın yolu boyunca rastlanılan değerleri belirlemek,
- Bu belirlenen değerleri ışın fonksiyonu ile işlemek.

Programlama sırasında bu iki adım aynı anda gerçekleştirilir. Ancak, konunun kolay anlaşılması bakımından, bu iki adımın bağımsızmış gibi yapıldığını varsaymak daha uygun olacaktır. Işın yolu boyunca, hacim verilerinin değerlerini belirleyen özel ışın fonksiyonları vardır. Bu özel ışın fonksiyonlarının en sık kullanılanları şunlardır:

- Maksimum yoğunluk fonksiyonu,

- Ortalama yoğunluk fonksiyonu, ve
- Eşik yoğunluk değeri fonksiyonu.

Bu üçünden başka, daha genel ışın fonksiyonları da kullanılır. Bu genel fonksiyonlara *birleşik (karma) ışın fonksiyonları (composite ray functions)* adı verilir. Kompozit fonksiyonlar, alfa katlama tekniğini kullanır. Bunun için ışın yolu boyunca, hacim uniform yani eş aralıklarla örneklenir. Bu örnekleme sırasında, birim uzaklığa karşılık gelen saydamlık değerleri hesaplanır. Kompozit ışın izleme yöntemi, diğer üç yöntemde olduğu gibi ışın profilleri ile ifade edilebilir. Bu yöntemde skalar değerler üretilmez (**Schroeder ve diğ., 1998**).

Eğer, ışın izleme yönteminde kullanılan ışın fonksiyonu maksimum yoğunluk fonksiyonu ise, bu fonksiyonla yapılan hacim kaplama işlemine *maksimum yoğunluk projeksiyonu (Maximum Intensity Projection =MIP)* adı verilir (**Schroeder ve diğ., 1998**). MIP tekniği, hacim verilerinin görüntülenmesi amacıyla en sık kullanılan tekniklerden biridir. Bu teknik, ışın yolu boyunca hacim verileri içerisinde rastlanılan en büyük yoğunluk değerini bulur ve bu değeri görüntüler (**Napel ve diğ., 1993**). Sonuçta en büyük değer görüntülediğinden, MIP tekniğinin olası gürültü verilerinden etkilenme olasılığı yüksektir. Bu nedenle, MIP tekniği ile hacim kaplanmadan önce, hacim verilerinin olası gürültülerden ayıklanması gerekir. MIP sonucunda elde edilen görüntüleri anlayabilmek için sezgisel yorumların yapılması gerekir. Çünkü bu yöntemde, maksimum değerin ışın yolu üzerinde hangi konumda bulunduğu dair bir bilgi elde edilemez. Bu yüzden, sonuçta elde edilen görüntü 3-boyut izlenimiyle görünse de, derinlik bilgileri yoğunlukla doğru olmayacaktır. Başka bir ifadeyle, MIP görüntüsünde, görüntüdeki hangi nesnenin hangisinin arkasında ya da önünde olduğunu anlamak mümkün değildir. Bu sorunu çözmek için, aynı hacimsel verilere ait bir tek MIP görüntüsü oluşturmak yerine, birden çok MIP görüntüleri oluşturmak daha mantıklıdır. Bunun için orijinal hacim verileri altkümelere ayrılarak ve her altküme farklı kamera açılarından izdüşürülerek birden çok hacim modelleri oluşturularak ek bilgilerin elde edilmesi yoluna gidilmelidir.

Ortalama yoğunluk ışın fonksiyonları, ışın yolu boyunca yer alan yoğunluk değerlerinin ortalamasını hesaplayıp görüntüler. Sonuçta elde edilen 3-boyutlu hacim görüntüsü daha yumuşak ve bulanık bir görüntü olur. Eşik yoğunluk fonksiyonu ise, ışın yolu boyunca yer alan yoğunluk değerlerini, önceden tanımlanan bir eşik

değerine göre belli bir yoğunluğa dönüştürür ve elde edilen yeni değeri görüntüler. Bir tek eşik değeri tanımlanabileceği gibi, belli bir aralığı eşiklemek için iki tane eşik değeri de kullanılabilir.

Renkli ve gölgeli görüntüler daha çok bilgi içerirler. Ancak bu tür görüntülerin yorumlanması hem güç olabilir hem de hatalı yorumlar yapılabilir. Bu nedenle, bir hacmi incelemek için bilinen bütün görüntüleme yöntemlerinin kullanılması ve bu yöntemlerle oluşturulan görüntülerin hepsiyle birlikte, aynı anda yorumların yapılması daha uygun olur. Bu doktora çalışmasında, bilinen bütün hacim kaplama (hacim görüntüleme) yöntemlerini gerçekleştiren bir C++ yazılımı yazılmıştır.

Hacim modelleri, 3-boyutlu düzenli grid noktaları olarak adlandırılan bir nokta kümesi ile temsil edilir. 2-boyutlu düzenli gridlerde her grid bir piksele karşılık gelirken, 3-boyutlu uzayda bir grid bir kübe yani bir voksele karşılık gelir. Her voksele en az bir tane skalar sayısı atanır. Bu sayı vokselin gri-düzye değeri olabileceği gibi, RGB değerlerine karşılık gelen renk skalarları ya da yükseklik değerleri gibi bilgiler olabilir. Bu değerler hangi veriyi temsil ederlerse etsinler, bunların ekranda görüntülenmesi için mutlaka bir renk değerine dönüştürülmeleri gerekir. Bir hacmi düzenli gridlerle ifade edebilmek için ışın izleme yönteminde hacmin, düzenli gridler oluşturacak şekilde yeniden örneklenmesi gerekir. Yeni oluşturulmuş olan gridlerin yeni değerlerini bulmak için interpolasyon teknikleri kullanılır. Aşağıdaki bölümde, hacim verilerinin yeniden örneklenmesi konusu anlatılmıştır.

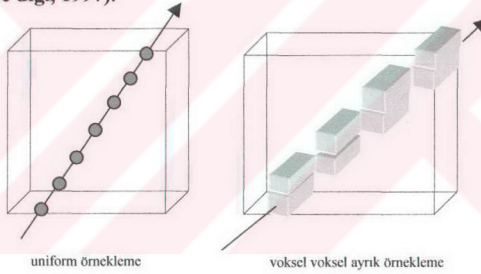
3.2.2. Hacim verilerinin yeniden örneklenmesi

Hacimlerin düzenli gridlerle ifade edilmesi için öncelikle bir vokselin 3-boyutunun uzunluğu belirlenir. Sonra bu boyutlara göre bütün hacmin etrafına büyük bir küpün çizildiği varsayılır. Bu büyük küpün voksellerin toplamından oluştuğu varsayılır. Yani, tersten düşünülürse, sınır küpün baştan tanımlanan voksel boyutlarına eşit küçük küplere bölündüğü varsayılır. Bu küçük küplerin her birine bir voksel denir. Bu aşamadan sonraki en büyük sorun, bu voksellerin skalar değerlerinin ne olması gerektiğinin belirlenmesi sorunudur. Bu sorunu çözmek için interpolasyon yöntemleri kullanılır. En basit interpolasyon yöntemi, sıfırıncı dereceden interpolasyon olarak da adlandırılan en yakın komşu interpolasyonudur. Bu yöntemde, yeni değeri belirlenecek küpün orijinal hacimde hangi konumda olduğuna

bakılır. Bu orijinal konumda, kendisine en yakın olan noktanın (gridin) skalar değeri ne ise, yeni konumda bu küpe o değer verilir. Böyle bir yöntemle, grid noktaları etrafında eş uzaklıkta ve eş boyutta yani uniform kutucuklar oluşturulur. Yeni skalar değerin bulunması için, en yakın komşu enterpolasyonundan başka, trilineer enterpolasyon da kullanılır. Ancak trikuadratic vs. gibi daha üst dereceden enterpolasyon fonksiyonları hesap yükünün çok fazla olması nedeniyle kullanılmamaktadır. Zaten daha üst dereceden fonksiyonlar sonuç görüntüyü anlamsız şekilde bulandıracaktır.

Trilineer enterpolasyon ile bir (x,y,z) noktasının skalar değerini bulmak için 8 tane trilinear fonksiyon yazılır. Bu fonksiyonların katsayıları, 8 nokta için 24 denklem yazılarak çözülür. Sonuçta, katsayıları bilinen fonksiyonda, noktanın x,y,z koordinatları yerine konarak skalar değer elde edilir (Eisert, 1998).

Işın izleme yönteminde bir ışını izlerken, ışın yolu üzerinde vokseller uniform ya da ayrık olarak örneklenebilir. Uniform ve ayrık örnekleme Şekil 3.4’de gösterilmiştir (Schroeder ve diğ., 1997).



Şekil 3.4 Hacim kaplamada kullanılan iki temel ışın izleme ve örnekleme yöntemi

Şekilde gösterilen izleme yöntemlerinden hangisinin seçileceğine, kullanılan ışın fonksiyonu ve enterpolasyon tekniğine göre karar verilir. Ayrıca, sonuçtan beklenen duyarlılık ve işlem hızı da, kullanılacak yöntemin seçiminde göz önünde bulundurulması gereken kriterlerdir.

Bir ışın, aşağıdaki gibi parametrik bir formla ayrık olarak ifade edilebilir.

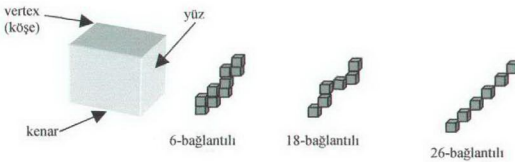
$$(x, y, z) = (x_0, y_0, z_0) + (a, b, c) t \quad (3.1)$$

Burada, (x_0, y_0, z_0) ışının orijini. Orijin, merkezi izdüşümde kameranın odak noktasıdır. Paralel izdüşümde ise görüntü düzlemindeki herhangi bir pikseldir. (a, b, c) , normalize edilmiş ışın yön vektörüdür. t ise, ışının hacme girip çıktığı noktalar arasındaki uzaklıktır.

Uniform aralıkla örnekleme yapılırken ortaya çıkan en büyük sorun örnekleme aralığının seçimidir. Eğer örnekleme aralığı çok geniş seçilirse kaplanan hacimde detaylar kaybolur. Eğer aralık çok küçük seçilirse, o zaman da veri miktarı çok artar ve kaplama işlemi için gereken işlem sayısı ve hesap süresi artar. Örnekleme aralığını seçmek için kullanılabilecek teorik bir yaklaşım bulunmamaktadır. Halen en iyi yöntem, deneyerek belirleme yöntemidir.

Bazı durumlarda, hacmin uniform aralıklarla örneklenmesi yerine, hacimdeki her bir vokselin kendisinin izlenmesi daha duyarlı sonuçlar verebilmektedir. Örneğin eğer, enterpolasyon yöntemi olarak en yakın komşu enterpolasyonu kullanılırsa, blok etkisinin azaltılması için uniform örnekleme yerine, hacimdeki her vokselin kendisinin teker teker örneklenmesi daha doğru sonuç verecektir. Enterpolasyon fonksiyonu olarak trilineer enterpolasyon yöntemi kullanılırsa, ışın yolu boyunca her vokselin lokal maksimum değerinin tam konumunu bulmak mümkündür. Bunun için ışın yolu boyunca her voksel noktasında ışın fonksiyonunun birinci türevi alınır ve sonuç denklem çözülür. Bu yolla fonksiyonların extremum noktaları bulunmuş olur. Bu sayede voksellerin voksel altı (subvoxel) duyarlılıkta konumları elde edilir (Fornage, 2000).

Sürekli formdaki ışın yollarını ayrık forma dönüştürmek için Bresenham algoritmasının bu amaçla düzenlenmiş hali kullanılır. Ayrık vokseller şeklinde ifade edilen bir ışın, $v_1, v_2, \dots, v_n$ gibi sıralı vokseller dizisi şeklinde gösterilir. Bu vokseller, birbirine bağlantı şekillerine göre; 6-bağlantılı, 18-bağlantılı ya da 26-bağlantılı vokseller şeklinde sınıflandırılır, (Şekil 3.5) (Schroeder ve diğ., 1997).



Şekil 3.5 Ayrık ışın sınıflandırması.

Her vokselin 6 yüzü, 12 kenarı ve 8 köşesi vardır. Eğer ardışık v_i ve v_{i+1} voksel çiftlerinin birer yüzleri ortak ise, bu voksellere 6-bağlantılı denir. Eğer iki vokselin birer kenarları ve bir yüzleri ortak ise, bu voksellere 18 bağlantılı denir. Son olarak da, eğer bu iki vokselin birer kenar, birer yüz ve birer köşeleri yapışık ise bu voksellere de 26 bağlantılı adı verilir. 26-bağlantılı ışın izleme yöntemi, 6-bağlantılı yöntemle göre daha kolaydır. Ancak 26-bağlantılı ışın izleme yöntemi 6-bağlantılı yöntemle göre detayların kaybolmasına neden olur (**Fujishiro ve diğ., 2000; Schroeder ve diğ., 1997**).

Eğer paralel projeksiyon kullanılırsa ve ışın fonksiyonu voksel voksel izlenerek etkin bir şekilde hesaplanabilirse, bu durumda 26-bağlantılı ışın izleme yönteminde, şablonlu ışın izleme tekniği kullanılabilir. Bu durumda bütün ışınlar aynı yöndedir; bu nedenle her ışın için aynı şablon kullanılarak örnekleme yapılabilir.

3.2.3. Nesne sıralama yaklaşımı ile hacim kaplama

Nesne sıralama yaklaşımı ile hacim kaplama yöntemlerinde, veri kümesi içindeki vokseller, kamera parametreleri ile yeniden düzenlenir. Alfa birleştirme (Alpha composite ya da alfa kompozit) yöntemi kullanıldığında, doğru sonuçların elde edilebilmesi için voksellerin önden arkaya ya da arkadan öne doğru sırayla izlenmesi gerekir. Bu durumda, her vokselin saydamlık değerleri kullanılan alfa kanalına göre daha doğru bir şekilde belirlenecektir. Alfa değerlerini birleştirmek için grafik donanım kullanıldığında, arkadan öne doğru sıralama daha çok tercih edilir. Çünkü, arkadan öne doğru yapılan sıralamada, grafik adaptörün tampon belleğinde, alfa bit değerlerine gerek kalmadan, alfa katlama işlemi yapılabilmektedir. Burada adı geçen alfa kompozit ve alfa bitleri ile ilgili işlemler ve kavramlar, grafik programlamada kullanılan terimlerdir. Herhangi bir görüntü bilgisayar ekranında görüntülenirken, renklerin yanısıra ekrana çizilen renklerin saydam olup olmayacağı, saydam olacağı hangi oranda saydam olacağı da belirtilir. Bu saydamlık dereceleri, grafik adaptörde bulunan RGB bitlerinin yanısıra ek olarak kullanılan ve alfa adı verilen bitlerle ifade edilir. Bu saydamlık değerlerinin ifade edildiği alfa bitlerinin bulunduğu bellek bölgesine alfa kanalı adı verilir. İşte yukarıda adı geçen alfa terimleri ve alfa kompozit terimleri grafik adaptörün ya da daha genel olarak grafik donanımın alfa kanalı ile ilgilidir. Eğer alfa katlama işlemi yazılımla yapılacaksa, bu durumda önden arkaya sıralama tercih edilmelidir. Çünkü bu durumda, tam opak bir voksele

ulaşıldığı anda, z yönünde başka voksellere bakmaya gerek kalmaz. Çünkü zaten başka vokseller var olsa bile görünemezler. Bu sayede hesap yükü önemli ölçüde azalmış olur (Schroeder ve diğ., 1997).

MIP ya da ortalama yoğunluk ışın fonksiyonu ile yapılan ışın izleme işlemlerinde, herhangi bir yönde sıralama yapılabilir. Bu nedenle, MIP tekniği, nesne sıralama değil görüntü sıralama yaklaşımına dahil edilir.

Arkadan öne doğru yapılan sıralamada, voksel izlemeye görüntü düzlemine en uzak olan vokselten başlanır ve en yakın olan voksellere doğru sırayla izlenir. Bir voksel işlendikten sonra, bu vokselin görüntü düzlemine izdüşürüldüğü konum belirlenir. Bu konumdaki pikselin değeri, voksel ve veri kümesindeki bilgilerle belirlenir. Aslında bu işlem, ışın fonksiyonuyla yapılan işleme benzemektedir. Böyle sıralama yöntemleri çok hızlı olsa da, görüntülerde hataların oluşmasına neden olmaktadır. Bu hataların büyük çoğunluğu, ayrı voksellerin seçilmesi anında ortaya çıkmaktadır. Örnek olarak, eğer kamera hacme yaklaştırılırsa, merkezi izdüşümde komşu vokseller çok uzak piksellere izdüşecektir. Bu durumda, aslında komşu olan vokselleri görüntü düzleminde ayırmış gibi görünecek yani, komşu piksellerin arasında boşluklar oluşacaktır.

Bu son sayılan türden sorunları gidermek için voksel atlama (voxel splatting) adı verilen bir hacim kaplama tekniği kullanılır. Bu teknikte, bir vokselin enerjisi, birden çok piksele yayılır. Atlama yöntemi, bir nesne sıralama yöntemidir. Bir vokselin enerjisi, görüntü düzlemine izdüşürülür. İzdüşüm ile, görüntü düzleminde voksel ayak izi olarak adlandırılan bir iz oluşturulur. Atlama yöntemini, perspektif izdüşümle kullanmak oldukça zordur.

3.2.4. Hacimlerin ışıklandırılması

Önceki bölümlerde anlatılan hacimlerin hiç birisinde ışıklandırma yapılmamıştır. Bazen, hacimlerin daha iyi görüntülenmesi için ışıklandırılması istenebilir. Böyle bir ışıklandırma, hacimsel verilerin daha kolay yorumlanmasına yardımcı olabilir. Örneğin bir MIP hacminde koyu bir bölge, yüksek oranda geçirgenlik özelliği bulunmayan bir bölgedir. Ancak bu görüntü ışıklandırılırsa, düşük saydamlık değerleri gölgelendirilerek gradyen doğrultularının ışık kaynağına göre konumuyla uyacak şekilde daha gerçekçi bir görüntü verecektir.

Hacim ışıklandırmanın daha birçok avantajı vardır. Bunun daha iyi anlaşılması için hacim kaplama işleminin, 3-boyutlu verilerin 2-boyutlu görüntüsünü elde etme işi olduğu unutulmamalıdır. Sonuçta elde edilen 2-boyutlu görüntüden, bu hacmin 3-boyutlu yapısı kolayca anlaşılabilir. Bir kişi, 3-boyutlu bir çevrenin fotoğrafına bakarsa, 2-boyutlu fotoğraftan çevrenin 3-boyutlu yapısı hakkında çok önemli bilgiler edinecektir. Ancak, önceki bölümlerde anlatılan hacimlerle fotoğraflar arasında, ışıklandırma ve gölgelendirme yönünden çok büyük farklılıklar vardır. Bir MIP görüntüsünde, ışığın etkisinden dolayı oluşan gölge veya karanlık bölgeler bulunmaz. Bu nedenle, böyle bir görüntüyü yorumlamak çok güç olur. Ancak kompozit (bileşik) ışın fonksiyonuyla oluşturulmuş bir kompozit hacim, hem ışık etkisini hem de buna bağlı olarak gölgeleri görüntülemek üzere düzenlenebilir. Gölgelendirilmemiş bir görüntüde, hangi nesnenin hangisinin arkasında olduğunu anlamak çok güçtür. Ama gölgeli görüntülerde bu durum açıkça görülebilmektedir.

Işıklandırma etkisini doğru olarak elde edebilmek için, iletim teorisinin ışın modeli kullanılabilir. Bu model, bir piksele ulaşan ışının I yoğunluğunu, ışın yolu boyunca tanımlanan bir integralle ifade eder (Schroeder ve diğ., 1997; Schroeder ve diğ., 1998; Ney ve diğ., 1990).

$$I(t_0, \vec{\omega}) = \int_{t_0}^{\infty} Q(t) \cdot e^{-\int_{t_0}^t (\sigma_a(t') + \sigma_{sc}(t')) dt'} dt \quad (3.2)$$

Eğer burada, kameranın sınır netlik düzlemleri kullanılırsa, bu durumda t_0 ve ∞ yerine, netlik düzlemleri t_{min} ve t_{max} konulabilir. t_{min} yakın netlik düzlemi, t_{max} ise uzak netlik düzlemidir. $Q(t)$, ışın boyunca, her bir t uzaklığına karşılık gelen örnekleme değerinin, $\vec{\omega}$ boyunca nasıl yayıldığını ve yoğunluğun t , t_0 aralığında $\sigma_a(t')$ emilme ve $\sigma_{sc}(t')$ yayılma değerlerine göre nasıl değiştiğini gösterir. Herhangi bir t noktasındaki $Q(t)$ değişimi,

$$Q(t) = E(t) + \sigma_{sc}(t) \int_{4\pi} \rho_{sc}(\vec{\omega}' - \vec{\omega}) \cdot I(t, \vec{\omega}') d\vec{\omega} \quad (3.3)$$

şeklinde tanımlanabilir. Burada $E(t)$, bir örnek tarafından doğrudan emilen ışık miktarını göstermektedir. Ayrıca (3.3)'de, bu örneğin ışın yolu boyunca geriye doğru

saçtığı ışık miktarı da modellenmiştir. $\vec{\omega}'$ doğrultusunda gelen ve $\vec{\omega}$ doğrultusu yönünde saçılmaya neden olan saçılma fonksiyonu $\rho_{sc}(\vec{\omega}' - \vec{\omega})$ şeklinde tanımlanır. Bütün yönlerden ulaşan farklı saçılma miktarlarını hesaplayabilmek için bu ışıma modeli iteratif olarak her yön için tekrar hesaplanmalıdır.

Eğer bu saçılma doğru olarak modellenirse, bu durumda ışın fonksiyonuna göre, iletim teorisinin ışıma modeli gerçekçi ışıma etkilerine sahip görüntüler oluşturacaktır. Ancak, yukarıda anlatılan modelin hesabı oldukça zor ve karmaşıktır. Bu nedenle bu modelin pratikte kullanılabilmesi için bazı yaklaşık değerler kullanılarak basitleştirilmesi gerekir. Bunun için ilk akla gelecek şey, saçılma etkisini tümüyle ihmal etmektir. Bu durumda;

$$I(t_0, \vec{\omega}) = \int_{t_0}^{\infty} E(t) e^{-\int_{t_0}^t \sigma_a(t') dt'} dt \quad (3.4)$$

elde edilir. (3.4) eşitliği daha da basitleştirilebilir. Bunun için, birim uzunluğa karşılık gelen ışığın emilme miktarı ve ışın yolu boyunca ışığın kaybettiği enerji miktarı bir tek $\alpha(t)$ parametresi ile kontrol edilebilir. Ayrıca dıştaki integral; netlik düzlemleri arasındaki bölgede kalan ışınlar boyunca örnekleri toplayan toplam operatörü ile, içteki integral ise çarpım operatörü ile değiştirilebilir. Yani;

$$I(t_{\min}, \vec{\omega}) = \sum_{t=t_{\min}}^{t \leq t_{\max}} \alpha(t) \prod_{t'=t_{\min}}^{t' \leq t} (1 - \alpha(t')) \quad (3.5)$$

yazılabilir. Bu son eşitlik, aşağıdaki şekilde, iteratif formda yeniden yazılabilir.

$$I(t_n, \vec{\omega}) = \alpha(t_n) + (1 - \alpha(t_n))I(t_{n+1}, \vec{\omega}) \quad (3.6)$$

Böylece, (3.6) eşitliği, basit kompozit işlemine eşdeğer olarak elde edilmiş olur. Ancak (3.6) eşitliği ile elde edilen görüntüler, tam olarak fotorealistik olmayacaktır.

Eğer hacimsel veriler içindeki herhangi bir eşyüzey görüntülenecekse, bunun için ileriki bölümlerde anlatılan yüzey ışıklandırma modeli kullanılabilir. Dikkat edilirse, bütün ışıma modellerinde yüzey normallerine gereksinim duyulmaktadır. Özellikle gölgelendirme etkilerinin bulunması için yüzey normallerinin mutlaka hesaplanması gerekir. Yüzey normallerinin hesabı için çok farklı teknikler kullanılabilir.

Eğer hacim kaplama işlemi sonucunda elde edilen görüntünün her pikselinin görüntü düzleminden yüzeye olan uzaklıkları biliniyorsa, bu durumda yüzey normallerini bulmak için bu görüntü bir son işleme tabi tutulabilir. Herhangi bir (x_p, y_p) piksel konumundaki gradyen, merkezi farklar yöntemi ile şöyle hesaplanabilir: (Ney ve diğ., 1990).

$$\begin{aligned}\frac{\partial z}{\partial x} &= \frac{z(x_p + \Delta x, y_p) - z(x_p - \Delta x, y_p)}{2\Delta x} \\ \frac{\partial z}{\partial y} &= \frac{z(x_p, y_p + \Delta y) - z(x_p, y_p - \Delta y)}{2\Delta y} \\ \frac{\partial z}{\partial z} &= 1\end{aligned}\tag{3.7}$$

Sonuçlar, birim vektör oluşturacak şekilde normalize edilirler. 3-boyutlu gradyen hesabında olduğu gibi, Δx ve Δy 'nin seçimine dikkat edilmelidir. Burada Δx ve Δy , x ve y yönlerinde piksel komşuluğudur. Yani, Δx ve Δy piksel birimi cinsinden uzaklık değerleridir. Eğer Δx ve Δy büyük seçilirse, sonuç görüntü düşük frekanslı veriler içereceğinden daha yumuşak olur.

3.3. Yüzey Kaplama

Önceki bölümde anlatılan hacim oluşturma ve görüntüleme tekniklerinde, sadece belli bir anatomik yapıyı diğerlerinden ayrı olarak görüntülemek mümkün olamamaktadır. Bunun için ancak ilgilenilen bölge (volume of interest VOI) seçilerek, yine kübik voksellerle istenen bölgenin hacim modeli görüntülenmektedir. VOI seçilse bile istenen anatomik yapının sınır çizgileri ile sınırlandırılmış sadece kendi yüzeyinin hacmini görüntülemek mümkün olmaz. Örneğin beyinde, bir anatomik yapı olan corpus callosum'un diğer yapılardan ayrı olarak hacim modeli ile görüntülenmesi mümkün değildir. Böyle durumlarda sadece belli bir anatomik yapının hacmini, alanını vs. gibi büyüklüklerini de yüksek doğrulukta belirlemek mümkün olamaz.

Bu sorunu aşmanın en etkin yolu, söz konusu anatomik bölgelerin 3-boyutlu katı (solid) yüzey modellerinin oluşturulması ve görüntülenmesidir. Bu sayede bütün anatomik yapıları birbirinden bağımsız olarak veya istenen kombinasyonlarda görüntülemek mümkün olacaktır. Yüzey modellerinin yararları sadece bununla sınırlı değildir. Yüzey modelleri, yüzeyleri temsil etmek için geometrik ilkeleri ve

matematiksel fonksiyonları görüntülediğinden, bu modellerin alanlarının, hacimlerinin, birbirine göre uzaklıklarının vs. gibi vektörel büyüklüklerinin hesaplanmasını da mümkün kılmaktadır. Bütün bu yararların yanısıra; anatomik yapıların yüzey modelleri ile hacim modellerinin aynı anda kullanılması elbette ki en doğru yaklaşım olacaktır. Bu sayede tıbbi tanı ve tedavi sürecinde olası yorum hataları en aza indirilmiş olacaktır. Özetle, yüzey modelleme teknikleri ile CT ve MR kesitlerinden oluşan 3-boyutlu veri uzayını bölümlmek, sadece istenilen anatomik yapıyı çekip çıkarma ve bu çıkarılan anatomik yapıları bağımsız 3-boyutlu yüzey modelleri şeklinde görüntülemek mümkündür.

3-boyutlu yüzey modellerinin oluşturulması için hacim eşikleme, marching cubes ve çok eskilerden kullanılan sınır izleme teknikleri kullanılmaktadır (Schroeder ve diğ., 1997). Bu tekniklerle yüzeyler doğrudan sahte renklendirme ile (pseudo coloring) görüntülenebileceği gibi bilgisayar grafik teknikleri kullanılarak yüzey normalleri ile gölgeli modeller şeklinde de görüntülenebilir. Her iki yöntemin de kendine özgü avantaj ve dezavantajları vardır. Bunlar yeri geldiğinde anlatılacaktır.

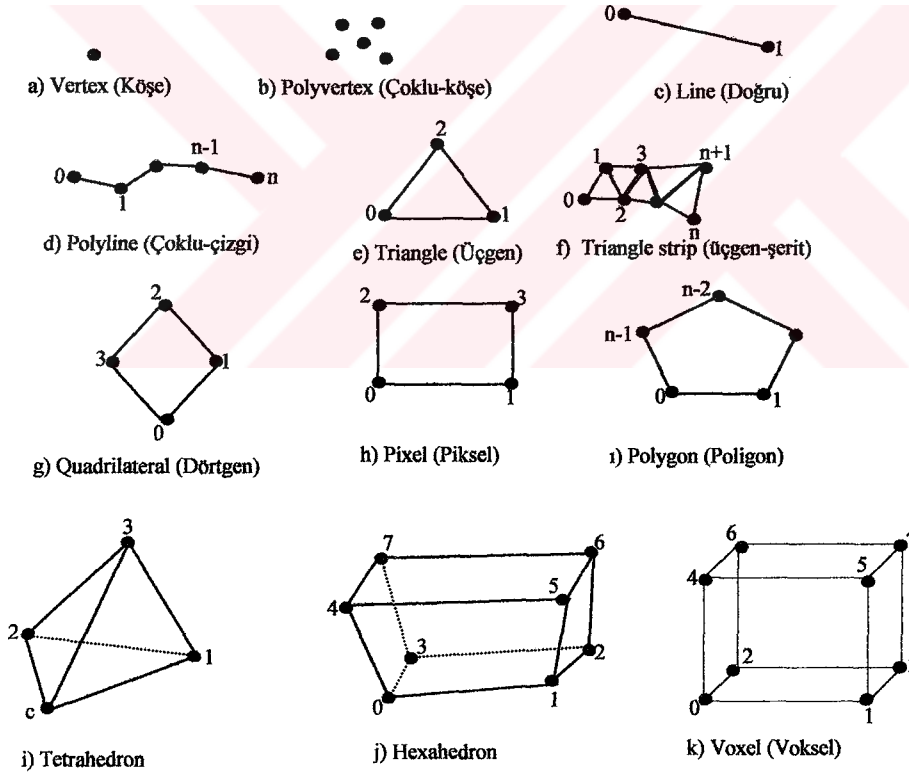
Yüzey modelleri üzerine, fotorealistik görünüm kazandırmak amacıyla nesnelerin fotoğrafları da texture mapping (doku haritalama) yöntemi ile yapıştırılabilir. Bu sayede daha gerçekçi yüzey modelleri elde edilir (Shirman ve diğ., 1997).

Yüzey modelleme yöntemleri ile matematiksel fonksiyonları görüntülemek de mümkündür. Küre, düzlem, çember gibi geometrik nesnelerin matematiksel fonksiyonlarla ifade edilebildiği düşünülürse, bu yeteneğin 3-boyutlu görüntüleme sisteminde çok büyük yararlarının olacağı anlaşılabılır. Örneğin, matematiksel fonksiyonla tanımlanan bir düzlemi 3-boyutlu yüzey modeli şeklinde görüntülemek mümkün olacaktır. Bu sayede bir yüzey modelini bir düzlemle kesmek, yüzeyi kesen düzlemi de yüzey modeli ile birlikte görüntülemek mümkün olacaktır. Benzer şekilde bir yüzeyi hatta hacmi, bir düzleme, küreye ya da başka bir matematiksel fonksiyonla tanımlanan yüzeye projekte ederek görüntülemek mümkün olacaktır (Schroeder ve diğ., 1997).

3.3.1. Yüzey modellerini temsil etmek için kullanılan poligonal ilkeller

Gerçek nesne yüzeylerinin, matematiksel olarak sürekli fonksiyonlar olduğu düşünülür. Sadece geometrisi düzgün olan nesnelerin yüzeyleri bir tek sürekli matematiksel fonksiyonla ifade edilebilir. Örneğin küre, elipsoid, düzlem, tam olarak

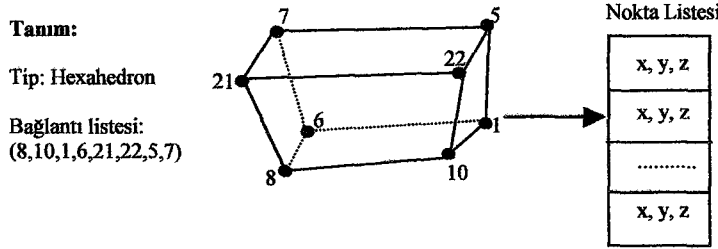
bir tane sürekli fonksiyonla ifade edilebilirler. Yüzey geometrisi düzensiz olan yüzeylerin matematiksel olarak tam bir fonksiyonla tanımlanması mümkün olmaz. Böyle düzensiz yüzeyler, yüzeyi oluşturan sonsuz nokta içinden, yüzeyi en iyi temsil edeceğine inanılan sonsuz sayıda yüzey noktası seçilerek, bu noktaları birleştiren küçük poligon yüzey elemanları ile ifade edilir. Her bir yüzey elemanı, matematiksel olarak tanımlanabilen düzgün geometriye sahip fonksiyonlar olarak da düşünülebilir (örneğin üçgen, tetrahedra vs. gibi). Düzensiz yüzeyleri bu şekilde küçük yüzey elemanları ile temsil eden yüzey modeli, gerçek yüzeyin sadece bir yaklaşığıdır. Bu bölümde, yüzey modellerini bilgisayarda görüntülemek için kullanılan temel yüzey elemanları yani poligonal ilkeller anlatılacaktır. Bu poligonal ilkeller, hücre olarak da ifade edilmektedir. Şekil 3.6'da, bir yüzeyi bütünüyle ifade etmek için kullanılabilecek temel ilkeller yani hücreler görülmektedir (Schroeder ve diğ., 1997).



Şekil 3.6 Hücre türleri

Şekil 3.6'da numaralar, tanımlanan noktaların tanım sırasını ifade eder. Buna topolojik sıra adı da verilir. Bir hücre, hücrenin tipini ifade eden bir tip ismi ve bu isimle birlikte kullanılan sıralı noktalar dizisi şeklinde tanımlanır. Buradaki sıralı nokta dizisine "bağlantı listesi" adı verilir. Bağlantı listesi ve tip ismi tam olarak bir

hücresinin topolojisini tanımlar. x, y, z nokta koordinatları hücresinin geometrisini tanımlar. Şekil 3.7’de, bir hücre türü olan hexahedron gösterilmiştir. Şekilde görüldüğü gibi, bağlantı listesi nokta numaralarından oluşan bir dizidir. Bu dizi, bu noktaların koordinatlarının kayıtlı olduğu bellek bölgesine (koordinat listesine) pointer (gösterici, ya da işaretleyici) olarak kullanılarak indeks görevi görür. Bu hücresinin topolojisi tam olarak bilinmektedir: (8,10) kenarı, 12 kenardan biridir ve (8, 10, 22, 21), hücresinin 6 yüzünden birisidir. Bu şekilde hücreyle ilgili bütün topolojik ilişkiler, tip ismi ve bağlantı listesiyle açık tanımlanmıştır.



Şekil 3.7 Hexahedron hücresi örneği.

Şekilde görüldüğü gibi, topoloji, bağlantı listesi ile tam olarak tanımlanmıştır. Bir hücre, matematiksel olarak C_i gösterimi ile ifade edilir. Bu durumda bir hücre, $C_i = \{p_1, p_2, p_3, \dots, p_n\}$, $p_i \in P$ şeklinde tanımlı bir sıralı nokta dizisidir. Burada P , n -boyutlu noktalar kümesidir. Burada $n=3$ 'tür. Yani bir nokta 3 tane koordinat değerine sahiptir. Başka bir deyişle bir nokta 3-boyutlu uzaydaki bir konumu belirtmektedir. Hücresinin tipi, noktaların sırasını belirler. Başka bir ifadeyle; hücresinin tipi, hücresinin topolojisini tanımlar. Nokta sayısı n , hücresinin boyut olarak uzunluğunu belirler. Eğer $p_i \in C_i$ ise, C_i hücresi p_i noktasını kullanıyor demektir. Buna göre, $U(p_i)$ ifadesi ise p_i noktasını kullanan bütün hücrelerin kümesini ifade eder. Yani, $U(p_i) = \{ C_i : p_i \in C_i \}$ şeklinde ifade edilebilir. Bütün noktalar 3-boyutlu uzayda tanımlanmıştır. Ancak hücrelerin topolojik boyutları değişkendir. Köşe, doğru, üçgen ve tetrahedron, sırasıyla 0, 1, 2 ve 3-boyutlu hücreler olup bunlar 3-boyutlu uzayda yer almaktadırlar. Birleşik (composite =kompozit) hücreler, bir ya da daha fazla türde hücreler içerir. Halbuki kompozit olmayan ilkel hücreler kesinlikle başka hücrelere ayrılamazlar. Bir üçgen şerit (triangle strip), kompozit bir hücredir. Çünkü, bu hücre daha küçük üçgen hücrelere ayrılabilir. Ancak tek bir üçgen hücre, kompozit değildir, ilkeldir. Çünkü, üçgen hücre başka hücrelere ayrılamaz.

Farklı türde hücre kombinasyonlarıyla sonsuz sayıda kompozit hücre oluşturmak mümkündür. Ancak, bu çok da anlamlı olmaz. Gerçek uygulamaların çoğu sınırlı sayıda hücre bileşimleriyle gerçekleştirilebilmektedir. Tetrahedron ve hexahedron hücreleri genellikle sayısal simülasyonlarda kullanılır. Diğer hücreler ise genelde grafik görüntüleme için kullanılırlar (Schroeder ve diğ., 1997; Sproul ve diğ., 1989).

Şekil 3.6'da gösterilen hücre türlerinin tanımları aşağıdaki gibidir:

Vertex (Köşe): Köşe, 0-boyutlu ilkel bir hücredir. Bir köşe, bir tek nokta ile tanımlanır.

Polyvertex (Çoklu köşe): Çoklu köşe, 0-boyutlu kompozit bir hücredir. Çoklu köşe, noktaların keyfi sırada sıralanması ile oluşturulan bir sıralı liste ile tanımlanır.

Line (Doğru/Çizgi): Doğru, 1-boyutlu ilkel bir hücredir. İki tane nokta ile tanımlanır. Doğrunun yönü, ilk noktadan ikinci noktaya doğru tanımlanır.

Polyline (Çoklu çizgi): 1-boyutlu kompozit bir hücredir. Bir ya da daha çok sayıda bağlantılı doğrulardan oluşur. Bir çoklu çizgi, $n+1$ tane sıralı nokta listesi ile tanımlanır. Burada n , çoklu çizgideki doğru sayısıdır. Her bir $(i, i+1)$ nokta çifti bir doğruyu tanımlar.

Triangle (Üçgen): Üçgen, 2-boyutlu ilkel bir hücredir. Üçgen, saat ibresi tersi yönünde sıralanmış üç sıralı nokta listesi ile tanımlanır. Noktaların sırası, üçgenin yüzey normalinin sağ el kuralına göre yönünü gösterir.

Triangle Strip (Üçgen şerit): Üçgen şerit, 2-boyutlu kompozit bir hücredir. Bir ya da daha fazla sayıda üçgenden oluşur. Üçgen şeridi tanımlayan noktaların aynı düzlemde olmaları gerekmez. Bir üçgen şerit, $n+2$ tane noktanın sıralı listesi ile tanımlanır. Burada n , üçgen sayısıdır. Noktaların sırası, $(i, i+1, i+2) \ 0 \leq i \leq n$ şeklinde tanımlanır.

Quadrilateral (Dörtgen): 2-boyutlu ilkel bir hücredir. Aynı düzlemde bulunan 4 tane noktanın sıralı listesi şeklinde tanımlanır. Dörtgen konveks olmalı ve kenarları birbirini kesmemelidir. Noktalar saat ibresinin tersi yönünde sıralanır. Sıranın yönü, sağ el kuralına göre, yüzey normalinin yönünü tanımlar.

Pixel (Piksel): Bir piksel, 2-boyutlu ilkel bir hücredir. Dört tane sıralı nokta listesi ile ifade edilir. Piksel hücresi topolojik olarak dörtgen hücresiyle eşittir. Ancak,

geometrik olarak ek özellikleri vardır. Bir pikselin her bir kenarı komşu kenarına diktir ve bu kenarlar x, y, z koordinat eksenlerine paraleldir. Bu nedenle, pikselin yüzey normali, koordinat eksenlerine paraleldir. Noktaların sırası, dörtgenin sırasından farklıdır. Noktalar; x, y, z sırasıyla koordinat eksenlerinin pozitif artım yönüne doğru sıralanır. Piksel, dörtgenin özel bir halidir ve hesaplama gücünü arttırmak için tanımlanmıştır.

Burada dikkat edilmesi gereken önemli bir detay vardır. Buradaki piksel hücresinin tanımı, klasik pikselin tanımından farklıdır. Klasik tanımda bir piksel, grafik donanımında sabit değere sahip bir resim elemanı olarak tanımlanır. Diğer taraftan piksel hücresinde ise, dört tane resim elemanı yani, dört tane piksel, bir hücrenin dört tane köşe noktasını tanımlar.

Polygon (Poligon): Poligon, 2-boyutlu ilkel bir hücredir. Bir poligon, üç ya da daha fazla sayıda sıralı nokta listesi şeklinde tanımlanır. Bütün noktalar aynı düzlem üzerinde olmak zorundadırlar. Poligonun normali, noktaların saat ibresi tersi yönünde sıralanmasına göre, sağ el kuralı kullanılarak tanımlanır. Poligon konveks olmayabilir. Ancak, kendi içinde kapalı döngüler oluşturamaz ve kenarları birbirini kesemez. Bir poligonun n tane kenarı vardır. Burada n, poligonun nokta sayısına eşittir.

Tetrahedron (Üçgenyüzlü): Tetrahedron, 3-boyutlu ilkel bir hücredir. Tetrahedron, dört tane farklı düzlemdeki sıralı noktalar listesi şeklinde tanımlanır. Tetrahedronun 6 tane kenarı ve 4 tane üçgen yüzü vardır.

Hexahedron (Altıyüzlü): 3-boyutlu ilkel bir hücredir. 6 tane dörtgen yüzü, 12 tane kenarı ve 8 tane köşesi vardır. 8 tane sıralı nokta listesi ile ifade edilir.

Voxel (Voksel): Voksel, 3-boyutlu ilkel bir hücredir. Voksel, topolojik olarak hexahedrona eşit ancak geometrik olarak ek özelliklere sahiptir. Vokselin her yüzü, koordinat eksenlerine diktir. Noktalar, koordinat eksenlerinin x, y, z artış yönüne göre sıralanır. Voksel, hexahedronun özel bir halidir ve hesaplama performansını arttırmak için tanımlanmıştır.

Pikselde olduğu gibi, buradaki voksel hücresi, klasik hacim elemanı anlamındaki vokselden farklıdır. Klasik 8 tane voksel, voksel hücresinin 8 tane köşesini oluşturur.

Yukarıda açıklanan hücrelerden başka, VTK'da programcılar kendi hücrelerini de tanımlayabilirler.

3.3.2. Yüzeyi oluşturan noktaların belirlenmesi

Yüzey poligonlarının çizilebilmesi için köşe noktalarının 3-boyutlu koordinatlarının bilinmesi gerekir. Bu köşe noktaları sürekli yüzeyi temsil eden sınırlı sayıdaki noktalardır. Jeodezi ve fotogrametri uygulamalarında bir yeryüzü parçasının 3-boyutlu modellerinin oluşturulabilmesi için, söz konusu yeryüzü parçası üzerinde yüzeyin şeklini en iyi temsil ettiği düşünülen noktaların 3-boyutlu koordinatları ölçülerle hesaplanmaktadır. Örneğin yüzey noktalarının x, y, z koordinatları takeometrik alım yöntemiyle bulunabilmektedir. Aynı amaçla GPS ölçüleri gibi gelişmiş yöntemlerin de kullanıldığı çok iyi bilinmektedir. Aynı amaçla, yani yüzeyi temsil eden noktaların belirlenmesi ve koordinatlarının ölçülmesi amacıyla fotogrametrik yöntemler de kullanılmaktadır. Bu durumda gerçek yüzeyin (yani sürekli/analog yüzeyin) stereo resim çiftleri çekilir ve resimler üzerinden karakteristik yüzey noktaları seçilir. Eğer yüzeyde bir eğim varsa, eğimin başladığı yerlerde sıkça noktaların ölçülmesi gerektiği, aksi halde sonuç modelde bu eğimlerin temsil edilemeyeceği, dolayısıyla sonuç modelin gerçeği yansıtmayacağı jeodezik ve fotogrametrik uygulamalardan çok iyi bilinmektedir. Yukarıda anlatılan şekilde ölçülen yüzey noktaları düzensiz yapıdadır. Yani, bu noktaların birbirlerine komşu olanlarının x, y, z yönlerindeki uzaklıkları dolayısıyla da uzaysal uzaklıkları birbirine eşit değildir. Başka bir deyişle, böyle düzensiz noktaların düzenli bir topolojik ilişkileri yoktur. Bu nedenle her bir noktanın bilgisayarda düzensiz bir veri yapısıyla ve pointerlarla ifade edilmesi gerekir. Her bir noktanın x, y, z koordinatları ve eğer varsa öznitelik bilgileri ayrı ayrı tutulmalıdır. Bu tarz düzensiz noktaların yüzey modelini oluşturmak için, bu noktaları köşe kabul eden üçgenlerin kullanıldığı ve bu üçgenlerin hangi noktalardan geçeceğinin belirlenmesi için voroni diyagramlarının ya da Drichlet mozaikleme yönteminin kullanıldığı Deleunay üçgenleme yöntemi yine jeodezi ve fotogrametri uygulamalarından bilinmektedir (Elad ve Einav, 1996; Woodhouse ve diğ., 1999).

CT ve MR kesitlerinden 3-boyutlu doku modellerinin oluşturulması için kullanılan modeller yukarıda anlatılan yeryüzü modellerinin oluşturulmasında kullanılan yaklaşımları esas alırlar. Bir gerçek dokunun 3-boyutlu yüzey modelinin

oluşturulması için, bu dokunun yüzeyindeki sınırlı sayıda noktanın ölçülmesi ya da belirlenmesi gerekir. Noktalar yüzeyin karakteristik özelliklerini yansıtmalıdır. Bir insan bir resme bakınca, nesne yüzeylerinin eğriliklerini kolayca sezgilemektedir. Yani resimdeki yüzeyin eğriliğinin hangi yönde olduğunu, nereden başladığını, ne kadar keskin olduğunu resme bakan bir insan hemen anlar. Bunun için insan aslında farkında olmasa da, resimdeki renklerden yararlanmaktadır. Renk tonlarının dağılımı ve şiddeti, bir eğri yüzey izlenimi vermektedir. Farklı iki rengin yanyana geldiği resim bölgesinde bir kenarın görülür. Yanyana iki renk aynı olmuş olsa, herhangi bir kenarın varlığından söz edilemez. Aynı yorumlar, CT ve MR görüntüleri için de geçerlidir. O zaman, CT ve MR görüntülerinden 3-boyutlu modeli oluşturulacak dokunun öncelikle diğer dokulardan ayırt edilmesi gerekir. Bunun için renk dağılımlarını analiz eden ve ikinci bölümde anlatılan görüntü bölümleme teknikleri kullanılır. Bölümlenen yani diğer dokulardan ayırt edilen söz konusu dokunun artık sınır noktaları her kesit görüntüsünde belirlenmiş demektir. Bu sınır içindeki noktaların da belirlenmesi gerekir. Bölümlenen bir dokuya sabit renkler aktarılsa, bu sabit renklerden geçecek eş yüzeyler belirlenebilir. 2-boyutta isocontour adı verilen eş değere sahip eğrilere karşılık, 3-boyutta eş yüzeyler (isosurface) kullanılarak alanlar ve hacimler gösterilebilir. 2-boyutta isocontour' a örnek olarak eş yükselti eğrileri, eş basınç eğrileri vs. verilebilir. 2-boyutta eş contourlar belirlenirken, bunların geçtiği noktaların koordinatlarının lineer interpolasyonla bulunduğu bilinmektedir. Benzer şekilde 3-boyutta da eş yüzeylerin geçtiği noktaların koordinatları tri-lineer interpolasyonla bulunur. Bilgisayarda, bu isocontour ların belirlenmesi için kontur izleme algoritmaları kullanılır. Bu algoritmaların hızlı ve duyarlı olması gerekir. Özellikle CT ve MR görüntülerinde, küçük bir doku yüzeyinin bile yüz binlerce nokta ölçüsüyle oluşturulduğu düşünülürse, sözkonusu algoritmaların hızlı ve güvenilir olmasının önemi çarpıcı bir şekilde ortaya çıkmaktadır (Schroeder ve diğ., 1997).

CT ve MR görüntüleri, düzenli sıralanmış vokSELLERden oluştuğu için, bütün yüzey noktaları da bu düzenli uzayın içinde olacaktır. Dolayısıyla bu hacim uzayının topolojisi ve geometrisi, veri temsili yönünden düzgündür. Düzenli gridlerle oluşmuş bir veri kümesinde 3-boyutlu Deleunay üçgenleme yöntemi, yüzey ilkellerinin oluşturulması için kullanılabilir. Bu durumda üçgen yerine üçyüzlüler ilkel olarak kullanılır. Ancak, düzenli gridlerde hız ve duyarlılık yönünden şu anda bilinen en

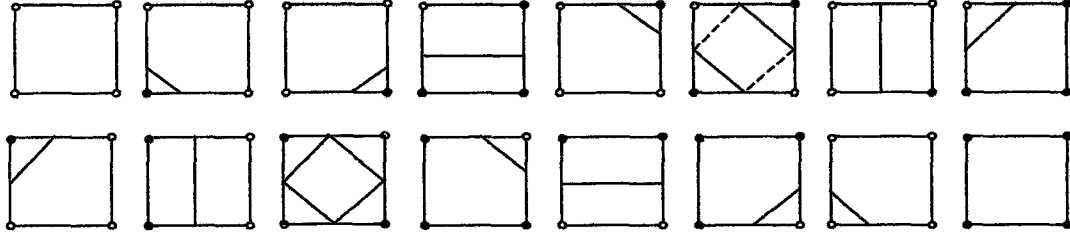
etkin yöntemlerden birisi olarak adlandırılan "marching cubes" algoritması daha hızlı çalışmaktadır. Bu doktora çalışmasında, CT ve MR yüzeyleri için marching cubes, düzensiz noktalar içinse Deleunay üçgenleme yöntemi kullanılmıştır. Bu iki teknik, hem yüzey noktalarını belirlemekte hem de yüzeyi temsil etmek için kullanılacak ilkelleri yüzeye çizmektedir.

3.3.2.1. Marching cubes algoritması ile eş yüzeylerin çıkarılması

Marching cubes algoritması; üçgenlerle temsil edilen klasik yüzey algoritmalarını, gri düzey gradyenleri ile hesaplanan yüzey normallerini de kullanarak daha da etkin hale getiren bir yaklaşımdır. Bu yaklaşımda, bir voksel hücresinin nesnenin içinde ya da dışında oluşuna göre belirlenen durumlara göre, voksel hücresinin oluşturduğu kübün içine dörde kadar sayıda üçgen yüzeyler yerleştirilir. Daha sonra, üçgenlerin köşe noktalarındaki yüzey normalleri hesaplanır. Yüzey normalleri, küplerin kenarlarındaki gri düzey gradyenlerinin lineer enterpolasyonu ile hesaplanır. Bu şekilde yüzey normalleri de hesaplanmış olan poligonal yüzey, gölgelendirme modelleri kullanılarak gölgelendirilebilir. Örneğin Phong gölgelendirme tekniği kullanılabilir (Tiede ve diğ., 1990; Schroeder ve diğ., 1997; Ney ve diğ., 1990).

Marching cubes tekniğinde temel düşünce, bir kontur eğrisinin bir voksel hücrelerinden sınırlı sayıda yollardan geçmesi gerektiği varsayımına dayanmaktadır. Buna göre; bir konturun, hücreden geçebileceği olası yolların topolojisini tanımlayan bir durum tablosu oluşturulur. Bu tablo, her olası durumu temsil etmek için kullanılan sayılardan oluşur. Topolojik durumların sayısı, hücrenin köşe sayısına ve kontur değerine göre her bir köşenin kontur değerinin içinde ya da dışında olmasına bağlıdır. Eğer bir köşedeki skalar değer kontur değerinden büyükse, bu köşe konturun içinde kalıyor demektir. Skalar değeri kontur değerinden küçük olan köşeler ise, konturun dışındadır. Örneğin bir hücrenin dört tane köşesi varsa, her bir köşe konturun ya içinde ya da dışında olabilir. Bu durumda, bir konturun geçebileceği $2^4 = 16$ tane olası yol var demektir. Durum tablosunda konturun hücrenin neresinden geçtiği ile ilgili geometrik bir bilgi yoktur. Yani durum tablosunda, konturla hücrenin kesiştiği noktaların koordinat bilgileri yer almaz. Sadece, konturun hücreden nasıl geçtiği, yani konturun hücre içerisindeki topolojisi belirlenir (Schroeder ve diğ., 1997) .

Şekil 3.8’de bir kare hücre için 16 olası topolojik kombinasyon gösterilmiştir. Konturun, hücreden nasıl geçeceği belirlendikten sonra, konturun nereden geçtiğini hesaplamak kolaydır. Bunun için lineer enterpolasyon kullanılarak konturun nereden geçtiği kolayca hesaplanabilir.



Şekil 3.8 Kare hücresinde bir konturun olası topolojik yolları. Siyah köşeler konturun içindedir.

Marching cubes algoritmasında bir hücre işlendikten sonra, bir sonraki hücreye geçilir. Bütün hücreler tek tek işlendikten sonra bir kontur tamamlanır. Özet olarak marching cubes algoritması aşağıdaki adımlarla gerçekleştirilir.

- Bir hücre seçilir.
- Hücrenin köşelerinin iç/dış durumları hesaplanır.
- Her bir köşenin durumunu belirten bir index, durum tablosundaki uygun topolojiyi işaret edecek şekilde, her köşeye atanır.
- Hücrenin topolojik durumunu, durum tablosundan izlemek için bir index kullanılır.
- Enterpolasyon ile durum tablosundaki kenarlar için konturun kenarı kestiği konumu hesaplanır. Hangi kenar olduğu durum tablosundan bulunur. bu kenarı oluşturan köşelerin skalarları ve hücrenin kenar uzunluğu kullanılarak lineer enterpolasyonla konturun kenarı kestiği noktanın koordinatları bulunur.(Köşelerin koordinatları bilinmektedir).

Bu algoritma ile her hücrenin içinde birbirinden bağımsız ilkel geometrik poligonal yüzeyler oluşturulur. Bu nedenle, hücrelerin sınır kenarlarında iki kez oluşturulmuş (hatta üst üste çakışmış) köşelerin ve kenarların oluşması mümkündür. Bu ikilemeler, özel bir nokta birleştirme işlemi ile ayıklanabilir.

Konturun konumunun belirlenebilmesi için yapılan enterpolasyon işlemleri bütün kenarlarda aynı yönde yapılmalıdır. Eğer farklı yönlerden yapılırsa, yuvarlatmalardan kaynaklanacak farklar nedeniyle aynı nokta farklı yönlerden hesaplanınca farklı farklı yerlerde çıkacak ve bunların birleştirilmesi mümkün olmayacaktır.

3-boyutta, bir vokselin 8 köşesi olduğundan, durum tablosunda $2^8 = 256$ tane olası topoloji söz konusu olacaktır. Bu 256 durum, simetri ve dönüklüklerle 15 tane durum ile ifade edilebilmektedir (Schroeder ve diğ., 1997).

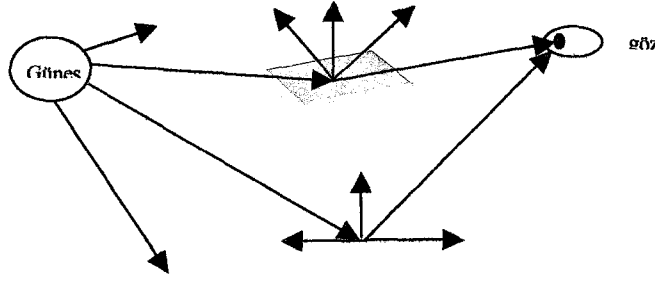
3.3.3. Yüzey modellerinin görüntülenmesi

Bilgisayarda 3-boyutlu yüzey ve hacimlerin görüntülenmesi için bilgisayar grafikleri teknikleri kullanılır. CT ve MR görüntülerinden oluşturulacak olan 3-boyutlu yüzey ve hacim modellerinin görüntülenmesi için de temel bilgisayar grafikleri tekniklerinin bilinmesi gerekir. İster tıbbi görüntüler isterse herhangi bir başka görüntü olsun, bu görüntülerdeki nesnelerin bilgisayarda 3-boyutlu olarak gösterilmesi ve analiz edilmesi sözkonusu olduğunda, bilgisayar grafikleri biliminin geliştirdiği temel algoritmaların ve matematiksel yöntemlerin kullanılması gerekir. 3-boyutlu modeller bilgisayarda, bilgisayar monitörü üzerinde gösterilmektedir. Bilgisayar monitörü gerçekte 2-boyutlu olduğundan, nesnelerin 3-boyutlu modelleri, ekranda ancak ışık, gölge ve perspektif efektleri kullanılarak üçüncü boyut izlenimi oluşturmak suretiyle gösterilebilir. Başka bir deyişle, ekrandaki görüntü gerçekte 2-boyutludur. Üçüncü boyut ışık, gölge ve perspektif izlenimler kullanılarak sezgisel olarak temsil edilir. Öyleyse, 3-boyutlu olarak görüntülenmesi istenen nesnelerin, gerçeğe yakın şekilde ışıklandırılması ve gölgelendirilmesi gerekir. Bunun yanı sıra, başka bir nesnenin arkasında kalan diğer nesnelerin bakış noktasına göre görünmemesi gereken yerlerinin gizlenmesi gerekir. Yine, uzaktaki nesnelerin yakındaki nesnelere oranla daha küçük görünmesi gerekir. Bu ve bunun gibi bütün özellikler, matematiksel hesaplarla belirlenir ve bilgisayar ekranında çizdirilir. Nesnelerin ışık, gölge ve perspektif görünümlerini gerçeğe uygun olarak belirlemek için bilgisayar grafikleri adı verilen bilim dalı gelişmiştir. Bu dalda, artık standart kabul edilen algoritmalar bütün 3-boyutlu görüntüleme sistemlerinde kullanılmaktadır. 3-boyutlu tıbbi görüntüleme sistemleri de, zorunlu olarak bu algoritmaları kullanmak zorundadır.

Bir cismin bilgisayarda 3-boyutlu görüntüsünün oluşturulması ve görüntülenmesi için doğal 3-boyutlu görüşü etkileyen faktörlerin doğru olarak belirlenmesi ve modellenmesi gerekir. Bir nesneyi 3-boyutlu olarak tanımlamak demek, bu nesnenin 3-boyutlu bir koordinat sisteminde matematiksel tanımını elde etmek demektir. Bu tanım, geometrik yapısı bilinen düzgün nesneler için yüzey ya da hacim denklemleri kullanılarak; karmaşık geometrik yapıdaki nesneler içinse önceki bölümlerde anlatılan parçalı yüzey ya da hacim denklemleri kullanılarak yapılır. Bu şekilde oluşturulan yüzeyler, bu haliyle sadece geometrik ilkeleri içerir ve tel kafes (wireframe) adı verilen bir iskelet yapı görünümündedir. Bu yüzeyin gerçekçi görünmesi için poligonların renklendirilmesi ve ışıklandırılması gerekir. Renkli ve ışıklı modellerin, farklı bakış açılarına göre perspektif görüntüleri de elde edilmelidir. Yüzeylerin görüntülenmesi için sayılan bu işlemlerin bütün 3-boyutlu görüntüleme sistemlerinde kullanılması gerekmektedir. Bu işlemler, dünyada neredeyse standart olarak kabul edilmiş ve gelişmiş grafik adaptörlerinin bu algoritmaları özel çiplerle yorumlamasıyla gerçekleştirilir. Ancak buna rağmen, grafik adaptörün kullanacağı verilerin yazılımlarla hesaplanması gerekmektedir. Bunun için gerekli fonksiyonlar OpenGL grafik kütüphanesinde yorumlanıp programcılara C++ fonksiyonları ile sunulmuştur. Bu çalışmada OpenGL'i kullanan VTK kütüphaneleri kullanılmıştır (Schroeder ve diğ., 1997).

Bir doğal fenomenin bilgisayarda tanımlanıp görüntülenmesi için gerekli yöntemleri inceleyen ve geliştiren bilim konularının başında “bilgisayar grafikleri” konusu gelmektedir. Bilgisayar grafikleri terimi, genel olarak bilgisayarlar kullanarak görüntü oluşturma işlemini ifade etmek için kullanılmaktadır. Görüntü oluşturma sürecine İngilizce’de “rendering” adı verilmektedir. Bu terim, görüntü verilerini görüntüye dönüştürme işlemini ifade etmek için kullanılır. Türkçe’de buna karşılık olarak, görüntü verilerini kaplayarak yani işleyip boyayarak görüntü oluşturma anlamında “görüntü kaplama” adı verilebilir. Kaplama işlemleri 2-boyutlu görüntülerden 3-boyutlu görüntülere kadar çok büyük bir alanı kapsar (Schroeder ve diğ., 1997).

Kaplama işlemi, matematiksel veya grafiksel ifadelerin görüntüye dönüştürülmesi işlemi olarak da yorumlanabilir. Şekil 3.9’da, bir görüntünün fiziksel olarak nasıl oluştuğu görülmektedir.



Şekil 3.9 Bir görüntünün oluşumu.

Şekilde, ışık kaynağı olarak güneş örnek gösterilmiştir. Işık kaynağından çıkan ışınlar her yönde doğrusal bir yol izleyerek yayılır. Işık kaynağından yayılan bu ışın demetlerinden bazıları şekildeki küpün yüzeyine çarpmaktadır. Küpün yüzeyi gelen ışınların bir miktarını emerken, bir miktarını da geriye yansıtır. Bu geriye yansıyan ışınlar, yüzeye geliş açılarına göre farklı yönlerde yayılabilir. Bu yayılan ışıklardan bazıları da bizim bulunduğumuz yere ulaşır gözlerimize girebilir. Bu durumda, yani küpten yayılan ışınların gözlerimize girmesi durumunda artık küpü görmeye başlarız. Gözümüze sadece küpten yansıyan ışınlar değil başka ışınlar da ulaşır. Bazı ışınlar yere ya da başka nesnelere de çarpar. Onlardan yansıyan ışıklardan bazıları da küpten yansıyan ışınlarla birlikte gözlerimize girerler. Bu durumda onları da görürüz. Ancak, bütün cisimlerden yansıyan ışınlar göze aynı anda girdiğinden ve bu cisimlerin renkleri ve parlaklıkları yansıttıkları ışınların şiddetine göre değiştiğinden, bu durumda aynı küpü farklı cisimlerin yanındayken az da olsa farklı bir renkteymiş gibi görmemiz mümkündür.

Kısaca özetlenen bu sürecin bilgisayarda canlandırılması oldukça güçtür. Böyle bir görme olayının bilgisayarda canlandırılması için bazı önemli detayların açık olarak ortaya konması gerekir. Örneğin, böyle bir görüntünün oluşturulması için her şeyden önce, bir ışık kaynağının var olması gerekir. Bu ışık kaynağının konumunun bilinmesi gerekir. Benzer şekilde gözün konumu ve bakış açısı da bilinmelidir. Yine, diğer nesnelerin konumu ve şekli de bilinmelidir. Hangi nesnenin hangi yüzünün göze görüneceğini anlamak için ilk akla gelen şey, ışık kaynağından yayılan bütün ışınların gittiği yolu takip etmektir. Bu yöntemle “ışın izleme” (ray tracing ya da ray casting) yöntemi adı verilir. Bu yöntemde, kaynaktan yayılan bütün ışınlar teker teker takip edilir ve ışınların bir nesneye çarpıp çarpmadıkları belirlenir. Asıl amaç hangi nesnenin göze görüneceğinin belirlenmesi amacı olduğundan, bu izleme

işlemini gözden geriye doğru ters yönde yapmak daha mantıklıdır. Bu sayede gerekli görülürse, perspektif özellikler de gözönünde bulundurulabilir.

Işınlar izlenirken eğer herhangi bir ışın bir nesneyi keserse, yani bir nesneye çarparsa, ışının çarptığı noktanın ışık kaynağı tarafından aydınlatılıp aydınlatılmadığı kontrol edilir. Bu şekilde ters yönde yapılan, yani gözden geriye doğru yapılan ışın izlemede, bütün ışınların kontrolü gerekmez. Böylece hız ve zamandan kazanılmış olunur. Işının nesneye çarptığı noktanın ışık kaynağı tarafından aydınlatılıp aydınlatılmadığı kontrol edilirken, nesneyle ışık kaynağı arasında başka bir nesnenin var olup olmadığına bakılır. Eğer arada başka bir nesne daha var ise, bu durumda bu noktanın ışık kaynağı tarafından aydınlatılmadığına karar verilir. Eğer birden çok ışık kaynağı varsa, her biri için ışık ışınları geriye doğru izlenir ve yukarıda anlatılan kontrol işlemleri her biri için tekrarlanır. Işının bir nesneye çarptığı noktadaki toplam ışımaya ve gölge değerleri; ışın kaynağı etkisi ve buna eklenecek olan yüzey yansıması etkilerinin toplanması ile bulunur. Bu etkiler fiziksel ve matematiksel modellerle belirlenir. Gözden geriye doğru ışın demetleri izlenirken sadece görüş açısına giren ışınların izlenmesi yeterlidir. Çünkü göz, sadece görüş açısındaki nesneleri görebilir. Bu görüş açısı sınırlandırması ile, bütün ışınların izlenmesine gerek kalmaz. Böylece, işlem yükü önemli ölçüde azaltılmış olur.

3.3.4. Gizli yüzeylerin belirlenmesi

Bilgisayar grafiklerinde en önemli sorunlardan birisi, katı nesnelerin görüntülerinden nesnenin görünmemesi gereken yüzeylerinin bulunması işidir. Bu işleme *yüzey gizleme işlemi (hidden surface elimination/removal)* adı verilir. Yüzey gizleme amacıyla kullanılan algoritmalara da *yüzey gizleme algoritması (hidden surface algorithm)* adı verilir. Gizli yüzeylerin belirlenmesi için bir tek çözüm yolu yoktur. Amaca göre, aralarında farklılık bulunan değişik yöntemler kullanılır. Bu yöntemlerin yapısı algoritmik olduğundan, gizli yüzeylerin saklanması için yüzey gizleme adı verilen algoritmalar kullanılır (Schroeder ve diğ., 1997).

Gerçek hayatta, saydam olmayan cisimler yani opak cisimler, arkalarındaki diğer nesnelerin yüzeylerinin görünmesini engeller. Bu gerçek modelin bilgisayarda canlandırılması için ekrandaki hangi nesnenin hangi nesnelerin ne kadarlık kısmını örttüğünü bulmak gerekir. 3-boyutlu nesneler, 2-boyutlu ekrana projekte edildiğinden, projeksiyonda 3-boyutlu bir algılamının sağlanması için görünmeyen

kısımların doğru bir şekilde belirlenmesini sağlayan hesaplar yapılmalıdır. Aksi halde 2-boyutlu projeksiyon görüntüsünde, hangi nesnenin önde hangisinin arkada olduğunu anlamak mümkün olmaz.

Bir 3-boyutlu görüntüleme sisteminde, gizli yüzeyler belirlendikten sonra, görünmesi gereken yüzeylerin hangi renkte ve hangi ışık etkisinde görüldüğü, ayrıca görünen nesnelerin ışıklar tarafından oluşturulan gölgelerinin nasıl olduğu hesaplanmalı ve sonuçta sadece görünen yüzeylerin gölgelendirilmiş modelleri ekranda gösterilmelidir. Öyleyse, gerçekçi bir 3-boyutlu model oluşturmak için öncelikle gizli yüzeyler belirlenmeli ve daha sonra görünmesi gereken yüzeylerin ışık ve gölge etkileşimleri hesaplanmalıdır. Bu bölümde, yüzey gizleme algoritmaları anlatılacak, sonraki bölümde ise görünen yüzeylerin gölgelendirme modelleri detaylı bir şekilde açıklanacaktır.

Yüzey gizleme algoritmaları ile ilgili ilk çalışmalar 1960'lı yılların başlarında yapılmaya başlamıştır. O zamanlar ilk algoritmaların geliştirildiği dönemlerde, grafik görüntü terminalleri sadece çizgileri çizebilecek kapasitedeydi. Bu nedenle ilk algoritmalar daha çok gizli doğruların belirlenmesini amaçlamıştır. Bu ilk algoritmalar oldukça yavaş çalışıyordu. Zamanla, raster görüntü terminallerinin gelişmesiyle birlikte, çizgi gizleme algoritmalarından yüzey gizleme algoritmalarına geçiş yapılmıştır. Gizli yüzeylerin belirlenmesini sağlayan bir çok algoritma geliştirilmiştir. Bu algoritmalar ilk yıllarda yazılımlarla yorumlanırken, artık günümüzde yüzey gizleme algoritmalarını yorumlayan özel işlemciler geliştirilmiş ve grafik donanıma eklenmiştir. Bu sayede, günümüzde bu özel donanımlarla çok hızlı bir şekilde yüzey gizleme algoritmaları kullanılabilir. Bu özel donanımlarla gerçekçi bir görüntü, 50-60 görüntü/saniye hızda ekranda görüntülenebilmektedir. Bu donanımların bütün görüntüleme sistemleri tarafından kullanılabilmesi için standart sayılabilecek OpenGL görüntüleme sistemi tanımlanmıştır. OpenGL sayesinde bu temel algoritmaların, programcılar tarafından yeniden yorumlanmasına gerek kalmadan doğrudan kullanılması olanağı sağlanmıştır.

Yüzey gizleme algoritmaları, kullandıkları tasarım yaklaşımlarına göre farklılıklar içerseler de, bütün bu algoritmalar bazı temel yaklaşımları ortaklaşa kullanırlar. Bütün algoritmalar bir nesnenin görünen yüzeylerini görünmeyen yüzeylerden ayırmak için geometrik sıralama tekniği kullanırlar. Alfabetik sıralamada nasıl

sözcüklerin birbirine göre uzaklıkları esas alınıyorsa, yüzey gizlerken de nesnelerin gözlemciye olan uzaklıkları esas alınarak sıralama yapılır. Buna geometrik sıralama adı da verilebilir. Geometrik sıralama, alfabetik sıralamaya göre çok daha zor ve karmaşıktır. Çünkü, geometrisi karmaşık olan nesneleri sıralamak zordur.

Çizgi ve yüzey gizleme algoritmaları, hesap yükünü azaltmak için komşuluk ya da yakınlık ilişkilerini kullanır. Farklı komşuluk ilişkileri, farklı bir sıraya karşılık gelir. Örneğin satır tarama yönteminde, satırların komşuluk ilişkileri kullanılabilir. Çünkü, taranan bir satır büyük olasılıkla kendisinden bir önceki sırada taranmış olan satıra içerik olarak çok benzeyecektir. Ayrıca, nesne komşulukları da kullanılabilir. Örneğin, farklı farklı nesnelerin bazı parçaları birbirine benzeyebilir. Bu ilişkiler bir önceki bölümde görüntü sıralama ve nesne sıralama terimleri ile ifade edilmiştir. Yani satır tarama algoritmaları, görüntü sıralama yöntemidir. Nesne komşulukları ise, nesne sıralama yöntemidir.

Yüzey gizleme algoritmaları, 2-boyutlu raster satır tarama çevrimi (raster scan line conversion) tekniği ile çok yakın benzerliklere sahiptir. Her iki teknik de sıralama ve komşuluk ilişkilerini kullanır. Aslında, 3-boyutlu algoritmaların bir çoğunda raster satır tarama çevrimi tekniği temel rolü oynamaktadır.

3.3.4.1. Genel yaklaşımlar

Yüzey gizleme algoritmalarında iki genel yaklaşım kullanılır. Yüzey gizleme işlemi ya nesne uzayında (nesne sıralama yöntemi) ya da görüntü uzayında (görüntü sıralama yöntemi) yapılır. Nesne uzayındaki algoritmalarda, nesnelerin hangi yüzlerinin görünüp hangilerinin görünmeyeceğini belirlemek için ekranda, nesneler arasındaki geometrik ilişkiler incelenir.

Görüntü uzayındaki algoritmalarda ise, nesne yüzeylerinin değil, hangi piksellerin görüntülenip hangilerinin görüntülenmeyeceği araştırılır.

Nesne uzayı algoritmaları, olabildiğince duyarlı geometrik hesaplama temeline dayanır. Bu hesaplamalarda float duyarlıkları sonuçlar elde edilir. Bu sonuçların duyarlılığı, grafik görüntü terminalinin çözünürlüğünden daha yüksek olduğundan, görüntü ne kadar büyültülürse büyültülsün duyarlılık kaybolmaz. Görüntü uzayı algoritmalarında ise tam tersi bir yöntem izlenir. Bu yöntemde, elde edilebilecek en büyük duyarlılık, ekranın piksel çözünürlüğü kadar olmaktadır. Görüntü uzayında, bir çok piksel noktasındaki yoğunluk değerleri (gölge ve renk) hesaplanır.

Nesne uzayı ve görüntü uzayı yaklaşımları, farklı yeteneklere ve performansa sahip algoritmaların geliştirilmesinde temel rol oynarlar. Nesne uzayında, nesne sayısı çoğaldıkça, hesaplamalar için gereken zaman ihtiyacı artar. Görüntü uzayında ise, görüntünün görünen kısımlarının karmaşıklığı ne kadar çoksa, hesaplama yükü de o oranda çok olur. Ancak, genel olarak görüntü uzayındaki hesap yükü, nesne uzayına göre daha azdır.

Bu bölümde anlatılan algoritmaların çoğu, görüntü uzayı yaklaşımını kullanan algoritmalar. Çünkü asıl amaç yüzey gizleme olduğu için görüntü uzayı yaklaşımı daha uygundur. Nesne uzayı yaklaşımı daha çok doğru gizleme için kullanılmaktadır. Raster görüntü sistemleri kullanılacağı için görüntü uzayının kullanılması ile daha gerçekçi görüntülerin elde edilmesi sağlanmış olacaktır.

3.3.4.2. Z-buffer algoritması (depth-buffer algorithm)

Görüntü uzayı algoritmaları içinde en basit olanı z-buffer algoritmasıdır. Z-buffer ifadesi, görüntüdeki nesne noktalarının derinlik değerlerinin saklandığı bir tampon bellek alanı anlamına gelmektedir. Ekrandaki her piksel için bu piksellerin gözlemciye olan uzaklık değerleri hesaplanır ve kaydedilir. Bu uzaklık değerlerine ek olarak, her bir pikselin yoğunluk değerleri de kaydedilir. Bu yoğunluk değerleri, nesnelerin ekranda hangi renklerle gösterileceğini belirler.

Aşağıda anlatılan z-buffer algoritması için iki tane diziye ihtiyaç duyulur. Birisi yoğunluk (gölge/ışık), birisi de derinlik (z) değerleri için kullanılır. Bu z değerleri, (x,y) piksel koordinat değerleri ile indekslenir.

Algoritma adımları şöyledir: (Sproull ve diğ., 1989).

1. Ekrandaki bütün piksellerin derinlik (z) değerlerinin başlangıç değerlerine $depth[x,y]=1$ değeri atanır. Yoğunluk değerleri ise $Intensity[x,y]=\text{arka fon rengi}$ olacak şekilde atanır.

2. Ekrandaki her poligon için bu poligonların projeksiyonu yapıldıktan sonra, projeksiyon yüzeyinde poligonların sınırları içerisinde kalan (x,y) pikselleri bulunur. Bulunan bu piksellerin her birisi için

a. Poligonun (x,y) konumundaki z derinlik değerleri hesaplanır.

b. Eğer, $z < depth[x,y]$ ise, bu pikselin ait olduğu poligonlar içerisinde, bu poligon gözlemciye daha yakındır. Bu durumda $depth[x,y]=z$ ataması yapılır.

$Intensity[x,y]$ dizisinin elemanına ise, bu poligonun hesaplanan gölge değeri atanır. Eğer, $z > depth[x,y]$ ise, o zaman bu (x,y) konumundaki en son kaydedilen poligon gözlemciye daha yakındır. Öyleyse $depth[x,y]$ değeri aynen kalmalıdır. Yani bu durumda herhangi bir atama işlemi yapılmaz ve ikinci adım tekrar edilir.

Bütün poligonlar işlendikten sonra, yoğunluk dizisinin elemanları istenen çözüm kümesi olacaktır.

Z-buffer algoritması, diğer bütün yüzey gizleme algoritmalarının kullanabileceği bazı genel özellikler sunar. Örneğin, ekrandaki bütün opak yüzeylerin temsil edilmesi gerekir. Bu temsil işi poligonlarla yapılır. Poligonlar, bir polihedronun yüzleri olabileceği gibi, basit yapıda ince opak düzlemler de olabilir. Opak yüzeyler üzerindeki (x,y) noktalarının numaralandırılmasına olanak sağlayan herhangi bir model, z-buffer algoritmasındaki aynı yaklaşımı kolaylıkla kullanabilir. Yüzeylerin numaralandırılması için kullanılabilecek yöntemler ileriki bölümlerde anlatılacaktır.

Algoritmanın bir diğer önemi ise, ekran koordinat sistemini kullanıyor olmasıdır. Birinci adımdan önce, ekrandaki bütün poligonlar ekran koordinat sistemine dönüştürülür. Perspektif dönüşümler için matris çarpımları kullanılır. Poligonların bütünüyle görüntü penceresinde görünmesini garanti etmek için pencere dışına taşan poligon parçalarının kırılması gerekir. Buna ek olarak derinlik kırpma işlemi de yapılmalıdır. Derinlik kırpma sayesinde, derinlik dizisi $depth[x,y]$ 'deki herhangi bir elemanın doğru bir karşılığının varlığı da garanti edilmiş olur. Kırpma işlemleri bitirildikten sonra, x y koordinatlarının görüntü penceresindeki piksel koordinat sisteminde görüntülenmesi için bir görüntü penceresi (viewport) koordinat dönüşümü yapılır.

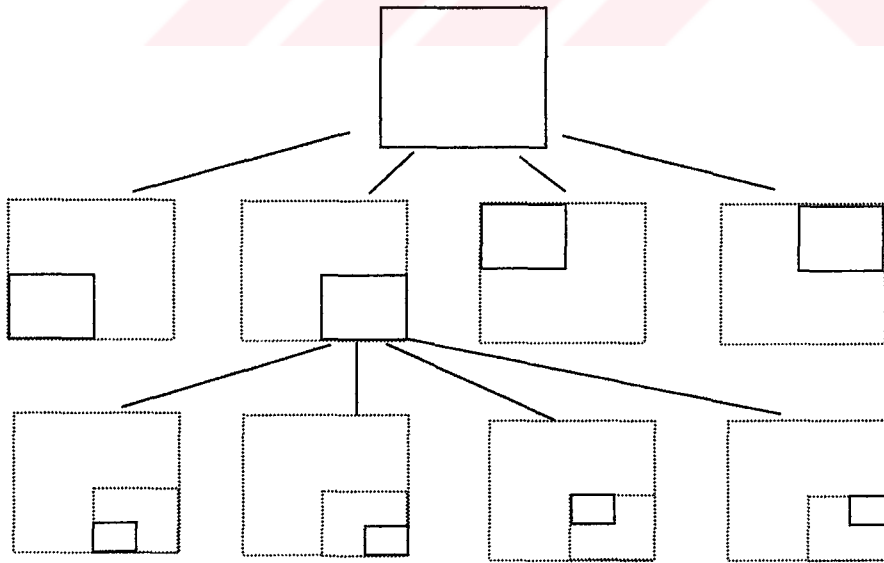
Bütün bu işlemlerden sonra, z-buffer algoritması ekran koordinat sistemine dönüştürülmüş poligonlar üzerinde uygulanır. Ekran koordinat sisteminin iki tane önemli özelliği vardır. Birincisi; herhangi bir nesnenin ekran koordinat sistemindeki perspektif görüntüsü ortografik bir projeksiyon olduğu için, projekte edilen poligonun sınırları içerisindeki (x,y) piksel koordinatlarının numaralandırılması işlemi, raster-satır çevrimi yöntemi ile duyarlı olarak yapılabilmektedir. Başka bir ifadeyle, poligon köşelerinin x , y ekran koordinatları doğrudan raster-satır çevrimi algoritması ile elde edilerek, z-buffer algoritmasının ikinci adımı kolayca gerçekleştirilebilir.

Ekran koordinat sisteminin ikinci özelliği ise; ekrandaki herhangi bir keyfi poligonun (x,y) noktasındaki z derinlik değerinin doğrudan hesaplanmasına olanak tanınmasıdır. Yani, her poligonun düzlem denklemleri ekran koordinat sisteminde kaydedileceği için, bu denklemler sayesinde sıra gözetmeksizin rasgele herhangi bir (x,y) noktasındaki z değeri hesaplanabilmektedir.

3.3.4.3. Warnock algoritması

Warnock yönteminde, görüntü alanları iteratif bir yolla belirlenir. Algoritma ilk olarak, yüzey gizleme problemini bütün ekranı kaplayan alan için çözmeye çalışır. Eğer poligonlar x ya da y yönünde üst üste binerlerse, poligonlar arasında karar verme sürecini başlatan bir fonksiyon devreye girer ve pencere için sonuç görüntü oluşturulur. Ekranda bir tek poligonun bulunması halinde problem çok kolay çözülür, **Sproul ve diğ., 1989**).

Eğer karar verme süreci için ekranda çok karmaşık bir görüntü varsa, ekran alanı dörde bölünür ve dört tane küçük pencere alanı elde edilir. Her bir alan için algoritma tekrar edilir. Eğer bu yeni alanlardan herhangi biri yine çok karmaşıksa, bu sefer bu alan da kendi içinde dörde bölünür ve algoritma tekrar edilir. Bu şekilde bütün parçalarda tek bir poligon parçası kalıncaya kadar bölme işlemleri devam eder. Sonuçta, Şekil 3.10'da görüldüğü gibi bir ağaç yapısı elde edilir.



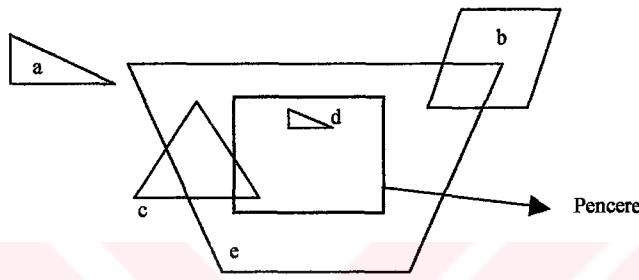
Şekil 3.10 Warnock algoritması

Poligonlar karşılaştırılırken kullanılan karar verme süreci ile poligonlar aşağıdaki üç sınıftan birisine dahil edilir (Şekil 3.11).

1. Ayrık poligonlar (Şekil 3.11'deki a ve b poligonları). Poligonlar, x ve y yönlerinde pencere alanına girmezler.

2. Kesişen poligonlar (Şekil 3.11'deki c ve d poligonları). Poligonlar pencere alanıyla kesişirler.

3. Çevreleyen poligon (Şekil 3.11'deki e poligonu). Poligon, pencere alanının tümünü çevreler.



Şekil 3.11 Poligonlar ve görüntü penceresi arasındaki ilişkiler

Görüntülenmesi gereken nesnelerin belirlenmesi için yapılan hesaplarda, yukarıda anlatılan sınıflandırmadan yararlanılır. Dikkat edilirse, ilk sınıfa giren poligonlar kesinlikle görüntülenmeyeceklerdir. Yüzey gizleme algoritmalarında, çevreleyen poligonların belirlenmesi işi anahtar adımdır.

3.3.5. Yüzeylerin gölgelendirilmesi

3-boyutlu bir raster tarama görüntüsünün gerçekliği gölgelendirme efektlerinin başarıyla canlandırılmasına bağlıdır. Öncelikle 3-boyutlu görüntüdeki görünmeyen gizli yüzeyler, gizli yüzey algoritmasıyla belirlenir. Daha sonra yüzeylerin görünen kısımlarının görüntülenmesi için renk ve yoğunluk değerleri hesaplanır. Bu renk ve yoğunluk değerleri, gölgelendirme etkileri hesaplanarak belirlenir. Gölgelendirme için farklı teknikler kullanılmaktadır.

Bir gölge modeli, ışık ve yüzeylerin gerçek dünyadaki davranışlarını gerçeğe tam uygun olarak modelleyemez. Bu model, gerçeğin sadece yaklaşık bir temsili olabilir. Yaklaşıklık sözkonusu olduğunda, gölge modelinin geometrik modele benzediğini söylemek mümkündür. Modelin tasarımı, duyarlık ve hız ölçütlerine bağlı olarak yapılmaktadır. Bir görüntüleme sisteminde, gölgelerin modellenmesini zorlaştıran en

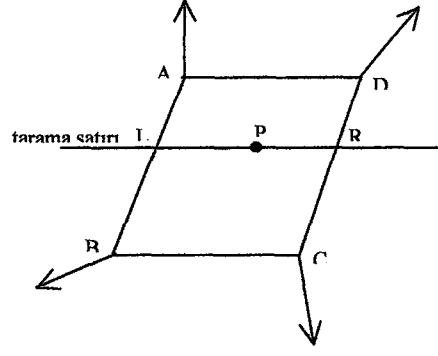
büyük etken, görme sistemlerinin gerçeği algılama süreçlerinin karmaşık olmasıdır. Bu nedenle, bir gölge modeli oluşturulurken algılamayı daha da karmaşıklştıracak yaklaşıklıklardan kaçınılmalıdır.

Bir gölge modelinin oluşturulması için göz önünde bulundurulması gereken iki ana öge vardır. Bunlar, yüzeyin özellikleri ve yüzey üzerine çarpan ışığın ışıma etkisidir. Yüzeyin özellikleri arasında en önemlisi yüzeyin ışığı yansıtma özelliğidir. Yansıtma özelliği, yüzeye gelen ışınların ne kadarının geriye yansıtıldığını belirler. Eğer yüzey, üzerine çarpan farklı dalga boylarındaki ışınları farklı oranlarda geriye yansıtıyorsa, bu durumda bu yüzey renkli bir yüzey olarak görülecektir. Eğer yüzey farklı dokulardan oluşmuşsa ve bu dokular farklı renklere boyanmışsa, ışınlar yüzey üzerindeki renklerin konumuna bağlı olarak geriye yansıyacaktır. Yansımaya etki eden bir diğer önemli özellik ise yüzeyin ne kadar saydam olup olmadığını belirleyen saydamlık (transparency) özelliğidir. Eğer bir yüzey, üzerine gelen ışınların bir miktarını arka yüzeylerine geçiriyorsa, bu yüzeylere *saydam yüzeyler* adı verilir.

Bir nesnenin yoğunluğunun hesaplanması için bu nesnenin yüzey özelliklerinin yanı sıra, nesneye gelen ışık ışınlarının miktarı da önemli rol oynar. Eğer bir ortama her yönden uniform ışık geliyorsa, bu ışıma *uniform ışıma* ya da *difüz ışıması* (uniform lighting/ diffuse lighting) adı verilir. Ayrıca, ortamı aydınlatan noktasal ışık kaynakları var olabilir. Bu tür ışık kaynakları, difüz yansıma yerine küresel yansıma ya da spot yansıması adı verilen *speküler yansıma* (specular reflection) yolaçarlar. Bir nesnenin ışıma miktarı, eğer nesne farklı nesnelerin gölgesinde kalıyorsa, bunların gölgelerinden de etkilenir (Sproul ve diğ., 1989).

3.3.5.1. Gouraud gölgelendirme modeli

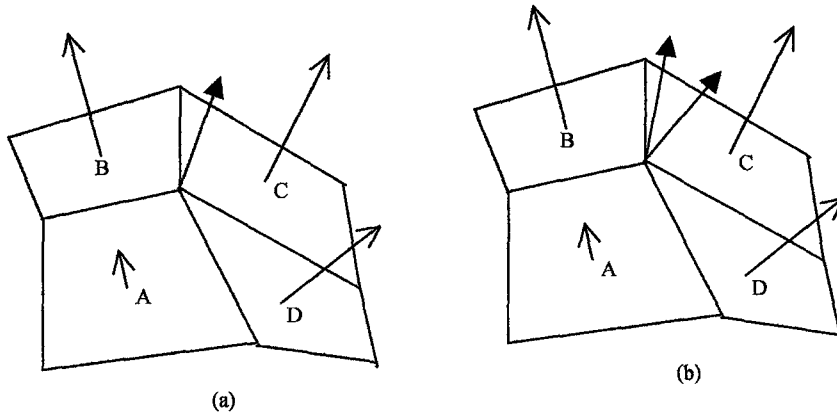
Bu yöntemde, yüzeyi oluşturan poligonların köşe noktalarındaki normaler kullanılarak gölge değerleri hesaplanır. Gouraud modeli, doğrusal enterpolasyon tekniğine dayanan yumuşak bir gölgelendirme tekniğidir (Şekil 3.12).



Şekil 3.12 Köşeleri ABCD olan bir poligon Gouraud gölgelendirme modeliyle gölgelendirilmesi.

Şekil 3.12’de bir tarama satırı, poligonu L ve R noktalarında kesmektedir. L’deki gölge değeri, A ve B köşelerindeki gölge değerleri kullanılarak AB arasında yapılan bir doğrusal interpolasyonla hesaplanır. R’deki gölge değeri ise, C ve D köşeleri arasında yapılan doğrusal interpolasyonla bulunur. En sonunda, P noktasının gölge değerinin bulunması için L ve R noktaları arasında, L ve R gölge değerleri kullanılarak bir tane doğrusal interpolasyon daha yapılır. Bu basit interpolasyonlar, tarama satırları kullanılarak yapılan yüzey gizleme algoritmasında yapılacak küçük bir değişiklik ile, gizli yüzeylerle birlikte hesaplanabilir. Bu durumda gölge modeli, $E = a \cdot y + b$ şeklinde ifade edilebilir. Bu ifade ile gölge interpolasyonu tekrarlı artımlarla yapılabilir (Sproul ve diğ., 1989).

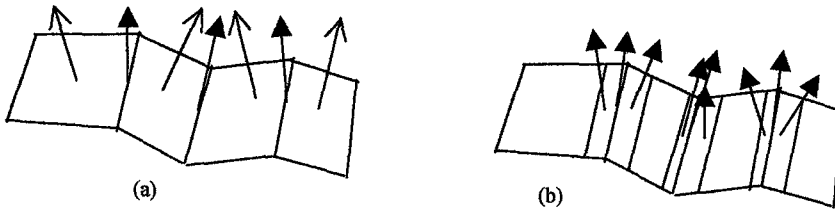
Köşe normalleri doğrudan yüzey modelinden ya da yüzey normallerinin ortalaması alınarak hesaplanabilir (Şekil 3.13).



Şekil 3.13 Komşu yüzlerin normallerinin ortalaması ile hesaplanan köşe normalleri. (a) Yumuşak gölgelendirme bütün yüzeylerin ortalaması ile yapılır. (b) BC ve AD poligonlarının sınırlarında gölge süreksizlikleri ortaya çıkar.

Normallerin, ortalama alınarak hesaplandığı bu yöntemin en büyük avantajı, yüzey modeline gereksinim duyulmamasıdır. Eğer yüzey çok sayıda yüzler kullanılarak yaklaşık olarak modellenmiş olsa bile yumuşaklık etkisi hala var olacaktır. Bazı durumlarda, yumuşak gölgelendirme modelinde, nesnenin keskin kenarlarını ifade etmek için bu kenarlarda yumuşama etkisinin ortadan kaldırılması gerekir. Şekil 3.13b’de, bir köşede hesaplanmış iki tane normal görülmektedir. Birisi A ve B yüzlerinin ortalama normali, diğeri ise C ve D yüzlerinin ortalama normalidir. A ve B yüzünün gölgelendirilmesi için bunların ortalama normali, C ve D’nin gölgelendirilmesi için de C ve D’nin ortalama normali kullanılır. Bu sayede, A-B ve C-D yüzlerinin sınırı olan kenar, keskin bir gölge değeri ile ifade edilmiş olacaktır.

Normallerin ortalamasının alınması sırasında bazen düzeltilmesi gereken gölge anomalisi adı verilen bir hata ortaya çıkabilir. Şekil 3.14’de, bir dizi yüzey ve bu yüzeylerin ortalama normalleri gösterilmiştir. Bu normallerin hepsi özdeştir. Gouraud gölgelendirme tekniği, bütün bu yüzeyleri sabit bir gölge değeri ile gölgelendirecektir. Çünkü bütün yüzeylerin köşe gölge değerleri eşittir. Yüzeylerin ışığa göre konumları farklı olduğu için bu yüzeylerin gölge değerlerinin sabit olarak belirlenmesi büyük bir yanılıştır. Bu yanılışığa *gölge anomalisi* adı verilir. Hatayı düzeltmek için sınırı oluşturan kenarlara yakın yerlere küçük küçük yeni yüzeyler eklenir. Bu durum, Şekil 3.14b’de görülmektedir. Yeni yüzeylerin eklenmesi ile, hesaplanan ortalama değerlerin birbirine eşit olması olasılığı ortadan kalkmış olur (Sproul ve diğ., 1989).

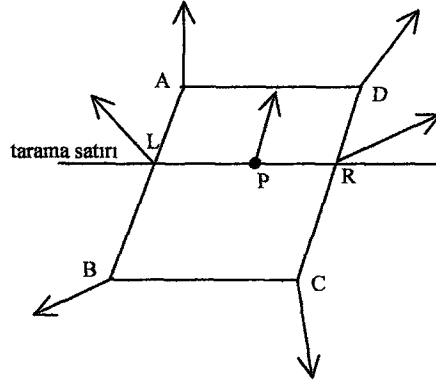


Şekil 3.14 Normal gölgelendirmede anomali hatasının düzeltilmesi.

3.3.5.2. Phong gölgelendirme modeli

Gouraud tekniğinde ortaya çıkan sorunların çoğu, Phong modelinde ortadan kalkar. Bununla beraber, Phong modelinin hesap yükü daha ağırdır. Bu yöntemde, gölge değerlerinin enterpolasyonu yerine normallerin enterpolasyonu yapılır. Normal vektörlerin enterpolasyonundan sonra, gölge denklemleri, görüntülenecek her bir

piksel için teker teker hesaplanır. Phong yöntemi Şekil 3.15’de gösterilmiştir (Sproul ve diğ., 1989).



Şekil 3.15 Phong gölgelendirme modeli.

Gouraud yönteminde olduğu gibi enterpolasyon işlemi, tarama satırları üzerinde yapılır. Bir yüzün bir kenarı boyunca normal N_1 y N_2 şeklinde ifade edilebilir. Bu vektör eşitliği, artırımlarla kolayca yorumlanabilir. Her nokta için normal vektör hesaplandıktan sonra, gölge değerinin hesaplanması için gölge denklemleri kullanılır (Sproul ve diğ., 1989).

4. CT ve MR GÖRÜNTÜLERİYLE OLUŞTURULAN MODELLERİN DİJİTAL FOTOĞRAFLAR KULLANILARAK FOTOREALİSTİK GÖRÜNTÜLENMESİ

Bu bölümde, CT ve MR kesitleriyle oluşturulan 3 boyutlu modellerde hastanın yüzünün fotorealistik olarak görüntülenmesi konusu anlatılmaktadır.

Oluşturulan yüzey modelleri, ışıklandırma ve gölgelendirme teknikleriyle ve sahte renklerle görüntülenebilmektedir. Bu çalışmada geliştirilen sisteme, hastanın 3-boyutlu katı yüz modelini, fotorealistik olarak gösterebilen fonksiyonlar eklenmiştir. Bunun için hastanın dış yüzünün resimleri dijital fotoğraf kamerası ile çekilmiş ve çekilen bu resimler oluşturulan katı yüz modeline gerçeğe uygun şekilde yapıştırılmıştır. Bilgisayar grafikleri literatüründe bu işleme genel olarak “texture mapping” adı verilir (Shirman and Kamen, 1997). Fotoğraf detaylarının, yüzeyi oluşturan üçgen poligonlar üzerine tam anlamıyla istenilen şekilde yerleştirilebilmesi için, yüzeydeki üçgenlerin köşe noktalarının koordinatları ile dijital resimler üzerinde bu köşelerin karşılık geldiği piksellerin resim koordinatlarının hesaplanması gerekir. Daha sonra da, üçgenlerin içine resimdeki karşılık gelen üçgenlerin içindeki piksellerin renkleri çizdirilir (Watt and Watt, 1992). Ölçeklerin farklı olması nedeniyle model ve resimdeki karşılıklı üçgenlerin alanlarının birbirine eşit olamayacağı açıktır. Bu durumda, resimdeki piksellerin hepsinin bire-bir modelde karşılığı bulunmaz. Bu nedenle, hangi piksellerin modelde çizileceğini belirlemek için ya da başka bir ifadeyle modeldeki üçgen alanı içindeki piksellerin renklerinin ne olacağının bulunması için, gri-düzey ya da renklerin yeniden örneklenmesi gerekir. Bunun için de enterpolasyon teknikleri kullanılır.

Texture mapping yapılmış bir model ekranda görüntülenirken, modelin texture renkleri, gölge ve ışık denklemleriyle bütünleştirilerek yansıma ve gölge efektleri ile birlikte görüntülenebilirler. Bunlar için gerekli olan hesaplar çok fazla olduğundan ve oldukça zaman alıcı işlemler olduğundan, bu işlemler grafik donanımına eklenen çiplerle gerçekleştirilir. Bu çiplerin çoğu OpenGL kütüphanesindeki ışık ve gölge modellerini hesaplayacak şekilde programlanmıştır. Bu çipleri kullanabilmek için grafik sürücülerini OpenGL fonksiyonlarını kullandıran API (Application

Programming Interface) fonksiyonlarını sunarlar (Hill, 2000). Programcılar bu API'leri kullanarak oluşturdıkları modellere gölge ve ışıklandırma etkilerini kendileri kod yazmadan ekleyebilirler. Benzer şekilde, texture mapping yapılmasını sağlayan olanaklar da OpenGL ile sunulmuştur. Bunun için programcıların OpenGL' in sınırlı olanaklarına uygun olacak şekilde texture koordinatlarını kendilerinin hesaplaması gerekir. Hesaplanan bu koordinatların da OpenGL'e uygun olacak şekilde yorumlanması gerekir.

Bu çalışmada, detayları birazdan anlatılacak olan texture koordinatlarını elde edebilmek için birkaç değişik ve de etkin yöntem kullanılmıştır. Bunlardan birisi, fotogrametrik kolinearite eşitlikleri ile model ve resim koordinatları arasındaki ilişki ile texture koordinatlarını bulunmasıdır. İkinci yol ise, model ve resim koordinatları arasındaki ilişkinin 3-boyutlu (uzay) Affine dönüşümü ile modellendirilmesi yöntemidir.

Yukarıda bahsedilen iki yöntemden farklı olarak, dış yüzün nokta bulutu (point cloud) şeklinde, tamamen fotogrametrik yöntemlerle oluşturulması ve renklendirilmesi esasına dayanan üçüncü bir yöntem daha vardır. Bu yöntemde, iç ve dış yönlendirmesi yapılan görüntüler kullanılarak, resimler üzerinden otomatik görüntü eşleştirme tekniği ile çok sayıda nokta çiftinin resim koordinatları ölçülür. Bunun için yaklaşık 40 000 kadar nokta çifti ölçülmelidir. Otomatik görüntü eşleştirme için resimler üzerinde eş noktaların ayırt edilmesini sağlayan ve aralarında yüksek korelasyon bulunan ton değişimlerine (yada doku/texture) gereksinim duyulur. Bu amaçla, resim çekilirken resmi çekilecek nesne yüzeyine yapay texture projekte edilir. Eşleştirme sonucunda resim koordinatları ölçülen noktaların, 3-boyutlu nesne koordinatları yine otomatik olarak kolinearite eşitlikleri kullanılarak hesaplanır. Her noktanın renk değerleri de ayrıca bellekte depolanır. Sonuçta elde edilen 3-boyutlu noktalar, nokta bulutu şeklinde 3-boyutlu görüntüleme teknikleriyle görüntülendiğinde noktalar sanki yüzeymiş gibi görünür (D'apuzzo, 1998; D'apuzzo, 2001; Jansa ve diğ., 1999). Bu kadar çok sayıda işlemin yapılmasını sağlayan grafik donanım bulunmamaktadır. Bu nedenle böyle yoğun hesapların kısa sürede yapılabilmesi için paralel işlemciler gereksinim duyulur. Bu çalışmada, paralel işlemcili bilgisayar olanağı bulunmadığından bu son sayılan teknik ile ilgili somut sonuçlar elde edilememiştir. Ancak, texture mapping ile ilgili bahsedilen ilk yöntem için fotogrametri teknikleriyle resim koordinatlarının ölçülmesini sağlayan

fonksiyonlar zorunlu olarak çalışmada yazılmıştır. Bunlar ek parametrelili ışın demeti dengelemesi ve ALSTM görüntü eşleştirme tekniği ile ileriden ve geriden kestirme fonksiyonlarıdır. Bu fotogrametrik fonksiyonlar sayesinde texture mapping işleminin yanı sıra resimlerle ilgili fotogrametrik ölçü ve değerlendirmelerin de yapılması mümkündür.

Yukarıda özetle anlatılan işlemlerin gerçekleştirilmesi için hastanın yüzüne kontrol noktaları yerleştirilmelidir. Bu noktalar sadece fotogrametrik değerlendirmeler için değil dokuların konumlarının bu noktaların tanımlı olduğu koordinat sisteminde belirlenmesi için de gereklidir.

Bu bölümde, yukarıda özetle açıklanan işlemler anlatılacaktır. Bunun için sırasıyla ;

- Kontrol noktalarının tasarımı,
- Ek parametrelerle demet dengelemesi,
- Görüntü eşleştirme(Resim noktalarının ölçülmesi),
- 3-Boyutlu Affine dönüşümü ve
- Texture Mapping

konuları anlatılmıştır.

4.1. Kontrol Noktalarının Tasarımı

Kontrol noktalarının tasarımı için, kontrol noktası olarak kullanılacak maddelerin fiziksel özellikleri ve geometrik şekli göz önünde bulundurulmalıdır. En başta, kontrol noktalarının CT ve MR’da rahatlıkla görülebilecek bir maddeden yapılması gerekir. CT tarayıcılarında X-ışınları kullanıldığından, kontrol noktası olarak düşünülen nesnenin, X-ışınlarını geçirmemesi gerekir. Ancak bu sayede noktanın görüntüsü CT kesitlerinde yer alabilir. Madde X-ışınlarını geçirmezken, etrafına fazla miktarda ışın yansıtırsa, bu yansıma nedeniyle görüntüde büyük oranlarda bozulmalar ortaya çıkar. Kontrol noktası olarak CT görüntülerinde kurşun ve plastik gibi maddeler önerilmektedir (Maurer ve diğ., 1996; Pelizzari ve diğ., 1989; Maurer ve diğ., 1997). Ancak kurşun ve benzeri metaller görüntülerde çok fazla bozulmalara neden olmaktadır. Şekil 4.1.b’ de kurşun kontrol noktasının yol açtığı bozulmalar, Şekil 4.1.a’ da ise plastik malzemeden yapılmış bir kontrol noktasının görüntüsü görülmektedir.



a. Plastik

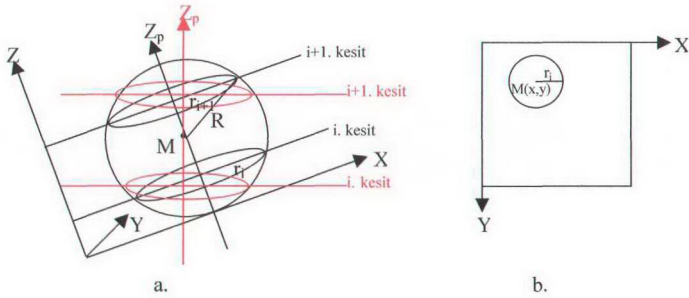


b.Kurşun

Şekil 4.1 Plastik ve kurşun kontrol noktaları

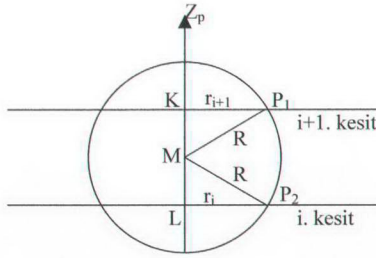
Bu çalışmada öncelikle kurşundan yapılmış silindir şeklinde kontrol noktaları denenmiştir. Ancak bu deneme sonucunda kurşunun Şekil 4.1.b' de görüldüğü gibi yansımadan dolayı çok büyük bozulmalara yol açtığı gözlenmiştir. Ayrıca, kontrol noktalarının silindir şeklinde olmasının da bir çok olumsuz yönü tespit edilmiştir. Silindir, asal eksenine dik kesitler şeklinde tarandığında, elde edilen CT görüntülerinde silindirin görüntüsü bir daire kesiti şeklinde çıkacaktır. Hasta, tarayıcı masasına yatırıldığında, tam olarak Z eksenine paralel olacak şekilde yerleştirilemeyebilir. Bu durumda, eğer silindirik kontrol noktaları hastanın yüzüne tarama eksenine paralel olacak şekilde yerleştirilmiş olsa bile, kesitler tam olarak silindir eksenine dik olmayacaktır. Bu durumda silindirin kesit görüntüleri daire değil elips olacaktır. Koordinat dönüşümü, texture mapping, ya da fotogrametrik dengeleme gibi uygulamalarda, ortak nokta olarak seçilecek en uygun nokta, silindirin tam ortasındaki merkez noktasıdır. Bu merkez noktasının görüntü (model) koordinatlarının, kesitlerde yapılacak ölçümlerle belirlenmesi de çok güç olur. Bu nedenle, kontrol noktası olarak kullanılacak olan nesnenin geometrik şeklinin silindir yerine küre olması daha büyük kolaylık ve doğruluk sağlar. Bir kürenin, hangi yönden taranırsa taransın, kesit görüntüleri daima daire olacaktır. Bu daireler, tarama ekseninin küreyi deldiği noktalar kutup noktaları olmak üzere, bu kutba dik küçük daireler olur. Bu durumda, kesit görüntülerinden kürenin merkezinin koordinatlarının hesaplanması da çok kolay olur. Bunun için, kürenin i . ve $i+1$. kesitle çıkan görüntüleri üzerinde, küçük dairelerin merkez koordinatlarının ve r_i ,

r_{i+1} yarıçaplarının ölçülmesi gerekir. Kürenin yarıçapı ise bilinmelidir. Şekil 4.2' de kürenin taranması ve merkez koordinatının nasıl hesaplanacağı gösterilmiştir.



Şekil 4.2 Kürenin taranması ve merkezinin bulunması

Şekilden anlaşılacağı gibi, hasta hangi açıdan taranırsa taransın Z eksenine daima tarama yönüne paralel olacağından, Z eksenine paralel olan ve kürenin merkezinden geçen bir tane Z_p doğrusu mutlaka var olacak ve kesit görüntüsündeki kürenin merkezi de bu doğrunun üzerinde yer alacaktır. Buna göre Z_p doğrusu boyunca sıralanan bütün noktaların x,y model koordinatları birbirine eşit olacaktır. Öyleyse kürenin merkezinin x,y model koordinatları da, küre merkezi Z_p üzerinde olduğundan r_i ve r_{i+1} yarıçaplı küre kesitlerinin merkezinin x,y model koordinatına eşit olur. Başka bir deyişle, kürenin merkezinin x,y model koordinatları, kesitlerdeki aynı kürenin daire kesitinin merkezine eşit olur ve küre merkezinin koordinatını bulmak demek daire kesitinin koordinatlarının kesit görüntüsünden ölçülmesi demektir. Geriye küre merkezinin z koordinatının bulunması kalır. Bunun için Şekil 4.3'deki geometrik durumdan yararlanılır.



Şekil 4.3 Küre merkezinin koordinatlarının bulunması

Şekil 4.3'e bakılırsa, KMP_1 ve LMP_2 üçgenleri dik üçgenlerdir. R kürenin yarıçapı bilinmektedir. r_i ve r_{i+1} küçük daire yarıçapları Şekil 4.2.b'deki gibi kesit görüntülerinden ölçülür. Bu durumda kürenin merkezi olan M noktasının z koordinatı, $Z_M = Z_K - KM$ ve $Z_M = Z_L + ML$ bağıntıları ile bulunur. Burada $KM = \sqrt{R^2 - r_{i+1}^2}$ ve $ML = \sqrt{R^2 - r_i^2}$ 'dir. Z_L ve Z_K sırasıyla i ve i+1. kesitlerin z değeridir. Bu değerler, kesit kalınlığı bilindiği için bilinirler. Örneğin kesit kalınlığı 5 mm ise, yani kesitler 5 mm aralıklarla çekilmişlerse, bu durumda $Z_L = 5i$ ve $Z_K = 5(i+1)$ olacaktır. Burada i ve i+1 kesit numaralarıdır. Şekle göre $Z_K - Z_L = 5$ mm olmalıdır ki, bu da kesit kalınlığına karşılık gelmektedir. Bu şekilde, kürenin merkezinin doğru olarak hesaplanabilmesi için, bir tane kürenin en az iki tane ardışıl kesitte görünmesi gerekir. Aksi halde tek kesit çıktığında, bu kesitin kürenin kuzey yarıküresinde mi yoksa güney yarıküresinde mi olduğu anlaşılamaz. Bu anlaşılamayacağı için merkezin z koordinatı da hesaplanamaz. Çünkü, şekilden de anlaşılabileceği gibi, bu durumda KM ya da ML uzunluklarından sadece birisi var olacaktır. O zaman, kürenin merkezinin z koordinatını bulmak mümkün olamaz. Bu nedenle, kontrol noktası olarak kullanılacak kürenin çapı, tarama için seçilecek kesit kalınlığının en az iki katı büyüklüğünde olmalıdır. Bu çalışmada, kesit kalınlığı 5 mm olduğu için, çapı 10.66 mm olan küreler kontrol noktası olarak kullanılmıştır.

Bu ölçü ve hesaplardan sonra, kürenin merkezinin x,y,z model koordinatları elde edilir. Yukarıda anlatılan yöntem, kürenin herhangi bir yönünde yapılan paralel kesitler için geçerlidir. Paralel kesitlerle tarama yapılabilmesi için normal durumda spiral tarama tekniği kullanılmalıdır.

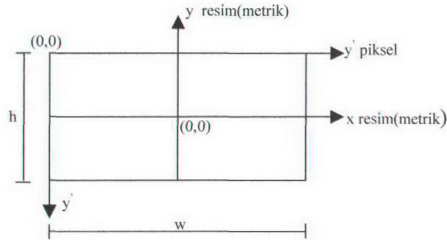
MR tarayıcılarında, plastik ya da metal kontrol noktaları görüntülenemez. Ancak hidrojen içeren maddeler görüntülenebilir. Bu nedenle bu çalışmada, MR görüntülerinde kontrol noktaları kullanılamamıştır. Çünkü, radyopak renkte, silindirik yapıda ve hidrojen içeren özeler kimyasal maddeler elde edilememiştir.

4.2. Ek Parametrelerle Demet Dengelemesi

Çalışmada, metrik olmayan dijital kamera kullanıldığı için, fotogrametrik değerlendirme yapılabilmesi için kameranın kalibre edilmesi gerekmektedir. Kalibrasyon işlemi, ışınların yeniden oluşturulması için gerekli olan parametrelerin, eldeki ölçüler ve öncül bilgilerle hesaplanması işlemi olarak tanımlanabilir (Remondino, 2000). Kalibrasyon işlemi, kameranın performansını en iyi şekilde tanımlayabilmek için gerekli olan parametrelerin belirlenmesi sürecini de içerir. Fotogrametride kullanılan kamera modelleri genelde kolinearite şartına dayanır. Kolinearite şartının yanı sıra iç yöneltme, mercek ve diğer distorsiyon etkilerinin modellenmesi için ek parametreler de kullanılır. Bu çalışmada kamera kalibrasyonu, referans noktaları kullanılarak demet dengelemesiyle self kalibrasyon tekniği ile yapılmıştır. Bunun için hastanın yüzüne yerleştirilen kontrol noktaları ve resimden ölçülen bağlantı noktaları kullanılmıştır. Kontrol noktalarının koordinatları jeodezik yöntemlerle ölçülmüştür.

4.2.1. Dengeleme modeline teorik bakış

Dengeleme işleminde önce dijital görüntülerde resim koordinat sisteminin nasıl tanımlandığı hakkında kısaca bilgi verilmesi yerinde olacaktır. Şekil 4.4'de resim koordinat sistemi görülmektedir.



Şekil 4.4 Görüntü (Piksel veya resim) koordinat sistemi

Şekil 4.4'de görüntü koordinat sistemi ve resim koordinat sistemi görülmektedir. Görüntünün koordinat sistemi piksel biriminde olup, orijini görüntünün sol üst köşesidir. Bu sistemin eksenleri şekilde x' , y' ile gösterilmiştir. Resim koordinat sisteminin birimi ise metrik birim olup, fotogrametride kullanılan resim koordinat sistemidir. Yani, resim koordinat sisteminin orijini resmin (görüntünün) orta noktasıdır. Şekilde, resim koordinat sisteminin eksenleri x , y ile gösterilmiştir. Resim koordinat sistemi ile piksel koordinat sistemi arasında (4.1) ilişkisi vardır (**Kraus, 1993; Remondino, 2000**).

$$x = \left(x' - \frac{w}{2} \right) \cdot P_{sx} \quad 4.1a$$

$$y = \left(y' - \frac{h}{2} \right) \cdot P_{sy} \quad 4.1b$$

Burada x , y resim koordinatlarını, x' , y' piksel koordinatlarını w , h sırasıyla görüntünün piksel biriminde genişliği ve yüksekliğini ve P_{sx} ve P_{sy} ise x ve y yönlerinde bir pikselin boyutunu ifade etmektedir.

Kameranın algılayıcı sistemi, merkezi izdüşümün geometrik esaslarına dayanarak çalışır. Her bir resim noktası ile bu noktaların nesne uzayındaki karşılıkları kolinearite eşitliklerini sağlarlar. Buna göre, kalibrasyon için yapılacak demet dengelemesi de kolinearite eşitliklerine dayanır (**Krauss, 1993; Aytaç ve diğ., 1983**).

$$x = x_p - c \frac{r_{11}(X - X_0) + r_{21}(Y - Y_0) + r_{31}(Z - Z_0)}{r_{13}(X - X_0) + r_{23}(Y - Y_0) + r_{33}(Z - Z_0)} \quad 4.2a$$

$$y = y_p - c \frac{r_{12}(X - X_0) + r_{22}(Y - Y_0) + r_{32}(Z - Z_0)}{r_{13}(X - X_0) + r_{23}(Y - Y_0) + r_{33}(Z - Z_0)} \quad 4.2b$$

Burada; x , y resim koordinatlarını, x_p , y_p ana noktanın koordinatlarını, c kamera sabitini, X , Y , Z resim noktasının nesne koordinatlarını, X_0 , Y_0 , Z_0 izdüşüm merkezinin nesne koordinatlarını ve r_{ik} elemanları ise R dönüşüm matrisinin elemanlarını ifade eder. r_{ik} elemanları ω , ϕ , κ dönüklük açılarının fonksiyonlarıdır. (4.2) eşitlikleri, ek parametrelerle birlikte aşağıdaki gibi yazılabilir.

$$x - x_p = -cf^x + \Delta x \quad 4.3a$$

$$y - y_p = -cf^y + \Delta y \quad 4.3b$$

Burada Δx ve Δy , ek parametrelerin fonksiyonlarıdır. Ek parametreler; iç yöneltme, sensörlerin hataları, mercek distorsiyonları, düzlemden sapma miktarları ve diğer rasgele deformasyonları modellemek için kullanılır. Buna göre ek parametreler dijital kameralar için genellikle;

- c, x_p, y_p : kamera sabiti ve ana noktanın koordinatları (iç yöneltme elemanları)
- k_1, k_2, k_3 : simetrik mercek distorsiyonu parametreleri
- P_1, P_2 : teğetsel mercek distorsiyonu parametreleri ve
- Resim koordinat eksenlerinin birbirine dikliklerini engellediği varsayılan affinite parametreleri (S_x , x yönündeki ölçek faktörü, A y yönündeki bükülme etkisi) olmak üzere 10 parametre olarak seçilmektedir.

Buna göre ek parametreler açık ifadeyle;

$$\Delta x = \Delta x_p - \frac{\bar{x}}{c} \Delta c - \bar{x} S_x + \bar{y} A + \bar{x} r^2 k_1 + \bar{x} r^4 k_2 + \bar{x} r^6 k_3 + (r^2 + 2\bar{x}^2) P_1 + 2\bar{x} \bar{y} P_2 \quad 4.4a$$

$$\Delta y = \Delta y_p - \frac{\bar{y}}{c} \Delta c + \bar{x} A + \bar{y} r^2 k_1 + \bar{y} r^4 k_2 + \bar{y} r^6 k_3 + 2\bar{x} \bar{y} P_1 + (r^2 + 2\bar{y}^2) P_2 \quad 4.4.b$$

şeklinde yazılabilir.

Burada, $r = \sqrt{x^2 + y^2}$ ve $\bar{x} = x - x_p$, $\bar{y} = y - y_p$, Δc , Δx_p , Δy_p ise iç yöneltme elemanlarının değişimini ifade etmektedir.

Dengeleme işlemine, ek parametrelerin (4.2) eşitliklerine (4.3)'de olduğu gibi eklenmesiyle başlanır. İki resmin kullanılması durumunda, resimlerin dış yöneltme elemanlarıyla birlikte toplam 22 tane bilinmeyen vardır. Bunların çözümü için yeterli sayıda kontrol noktasına gereksinim duyulur. Başka bir ifadeyle dengelemenin serbestlik derecesi yüksek olmalıdır. Eğer ikiden fazla resim kullanılıyorsa, bu durumda her resmin dış yöneltme bilinmeyenleri de modele eklenerek blok dengelemesi yapılır. Modelin serbestlik derecesini arttırmak için resimler üzerinden bağlantı noktaları da ölçülmelidir (**Kraus, 1993**). Bu durumda bağlantı noktalarının nesne koordinatları da modele bilinmeyen olarak sokulur.

Bu çalışmada, bilinmeyenlerin ağırlıkları eşit ve korelasyonsuz oldukları varsayılmıştır. Buna göre dengelemenin modeli, Gauss-Markoff modeliyle;

$$l(x_i, y_i) + (Vx_i + Vy_i) = f_x^x(X_0 + dX_0, Y_0 + dY_0, Z_0 + dZ_0, c_0 + dc, \omega_0 + d\omega, \varphi_0 + d\varphi, \chi_0 + d\chi, x_{p0} + dx_p, y_{p0} + dy_p, P_{10} + dP_1, P_{20} + dP_2, k_{10} + dk_1, k_{20} + dk_2, k_{30} + dk_3, S_{x0} + dS_x, A_0 + dA, X_i + dX_i, Y_i + dY_i, Z_i + dZ_i) \quad 4.5$$

Şeklinde yazılabilir. Burada “0” alt indisi ile gösterilen parametreler, bilinmeyenlerin yaklaşık değerleridir. Doğrusal olmayan düzeltme denklemleri (4.5)’deki yaklaşık değerler kullanılarak Taylor serisine açılır ve doğrusallaştırılır. Doğrusal düzeltme denklemleri (4.6) şeklinde elde edilir (**Kraus, 1993; Öztürk ve Şerbetçi, 1989**).

$$\underline{V} = \underline{A} \underline{x} - \underline{l} \quad (\text{doğrusal düzeltme denklemleri}) \quad 4.6$$

$\underline{V}^T \underline{P} \underline{V} = \min$ olacak şekilde normal denklemler,

$$\underline{A}^T \underline{P} \underline{A} \underline{x} - \underline{A}^T \underline{P} \underline{l} = 0 \quad 4.7$$

şeklinde elde edilir. Buradan da bilinmeyenler,

$$\underline{x} = (\underline{A}^T \underline{P} \underline{A})^{-1} \cdot \underline{A}^T \underline{P} \underline{l} \quad 4.8$$

şeklinde elde edilir. Dengeleme işlemi sonucunda elde edilen duyarlıklar ise şöyle bulunur;

$$m_0 = \sqrt{\frac{\underline{V}^T \underline{P} \underline{V}}{n - u}} \quad (\text{birim ölçünün karesel ortalama hatası}) \quad 4.9$$

$$\underline{Q}_{xx} = (\underline{A}^T \underline{P} \underline{A})^{-1} \quad (\text{bilinmeyenlerin ters ağırlık matrisi}) \quad 4.10$$

$$m_{xi} = m_0 \sqrt{q_{ii}} \quad (\text{bilinmeyenlerin karesel ortalama hatası}) \quad 4.11$$

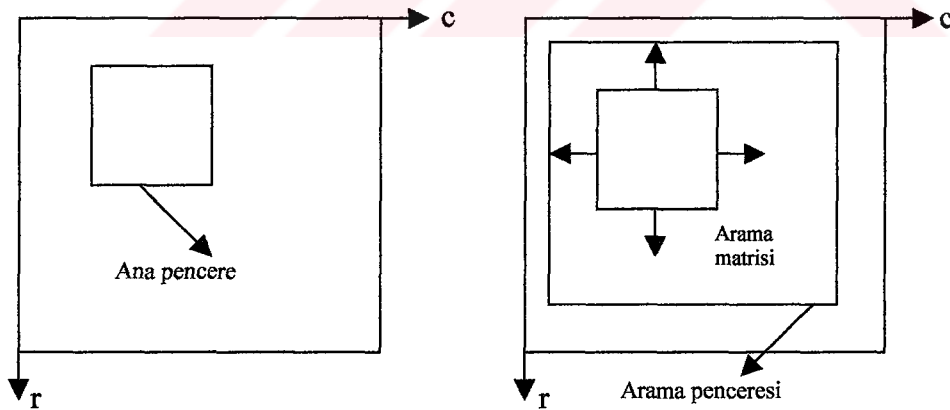
Dengeleme için gerekli olan bilinmeyenlerin yaklaşık değerlerinin hesabı için bazı teknikler geliştirilmiştir (**Kraus, 1993; Zeng and Wang, 1992; Atkinson, 1996**). Eğer dengeleme sonucunda istenen duyarlık elde edilememişse, bu durumda hesapla bulunan dengeli değerler yaklaşık değerler olarak kabul edilerek yeniden dengeleme

yapılır. Bu işleme istenen duyarlık elde edilinceye kadar iteratif adımlarla devam edilir.

4.3. Demet Dengelemesi İçin Gerekli Resim Koordinatlarının Ölçülmesi

Dengeleme hesabının yapılabilmesi için hem kontrol noktalarının resim koordinatları hem de bağlantı noktaları ölçülmelidir. Bunun için ilk resimden bir noktanın koordinatı ölçülünce, diğer resimlerden aynı noktanın karşılığının çok doğru bir şekilde ölçülmesi gerekir. Resimler arasında dönüklük ve ölçek farkları olması nedeniyle bu noktaları elle kullanıcının ölçmesi bazen sorunlar çıkarabilir. Bu tür sorunları gidermek için ilk resimden seçilen noktanın karşılığının diğer resimlerden otomatik olarak bulunmasını sağlayacak yöntemler geliştirilmiştir. Bu yöntemlere görüntü eşleştirme (image matching) adı verilir. Görüntü eşleştirme problemi, bir resimden seçilen bir bölgenin diğer resimlerdeki karşılığının bulunması problemi şeklinde de tanımlanabilir (Gruen, 1985; Gruen, 1998; Doğan and Altan, 2001).

Sayısal görüntü eşleştirme için kullanılan ilk teknikler çapraz korelasyon hesabı esasına dayanmaktadır. Çapraz korelasyon için, ilk görüntüden (ana görüntü) şablon adı verilen ana pencere seçilir. İkinci görüntüde de eş noktanın yaklaşık olarak bulunduğu bölgede, ana pencereden daha büyük bir arama penceresi seçilir, (Şekil 4.5).



Şekil 4.5 Şablon ve arama penceresi

Arama penceresi içerisinde, şablon pencere gezdirilerek, şablon pencerenin pikselleri ile, arama penceresinde gezdirilen pencerenin (arama matrisi) altında kalan ikinci

resmin pikselleri arasındaki çapraz korelasyon, (4.12) bağıntısıyla hesaplanır (Gruen, 1998).

$$\rho = \frac{\sum_{r=1}^R \sum_{c=1}^C (g_1(r,c) - \mu_1)(g_2(r,c) - \mu_2)}{\sqrt{\sum_{r=1}^R \sum_{c=1}^C (g_1(r,c) - \mu_1)^2 \sum_{r=1}^R \sum_{c=1}^C (g_2(r,c) - \mu_2)^2}} \quad 4.12$$

Burada $g_1(r,c)$; ana pencerenin ana resmindeki gri-düzey değerlerini, μ_1 ; ana penceredeki ortalama gri-düzey değerini, $g_2(r,c)$; arama matrisindeki piksellerin gri-düzey değerlerini, μ_2 ; arama matrisindeki gri-düzeylerin ortalamasını R,C ise arama matrisinin satır, sütun sayılarını ifade eder.

Şablon pencere, arama penceresi içerisindeki bütün piksellerde gezdirilir ve her yeni konumda, (4.12) bağıntısı ile çapraz korelasyon hesaplanır. Hesaplanan çapraz korelasyon değerleri içerisinde en büyük korelasyon değerinin bulunduğu $g_2(r,c)$ koordinatları, aranan eş noktanın yaklaşık piksel koordinatına eşit kabul edilir. Bu konumda, eş noktanın piksel altı koordinatlarının bulunması için, yaklaşık (r,c) pikseli etrafındaki 8 tane pikselde hesaplanan çapraz korelasyon değerleri kullanılarak bilineer enterpolasyonla çapraz korelasyonun 1 olduğu noktanın koordinatları hesaplanır. Bu noktanın koordinatları, aranan piksel altı koordinatlardır.

İki resim arasında ölçek farkının büyük olması durumunda çapraz korelasyonla görüntü eşleştirme yöntemi doğru çözümü üretmez. Bunun yerine, iki resim arasındaki ölçek farklarını da modelleyen “adaptive least squares matching” (ALSM) yöntemi şu anda kullanılan en etkin yöntemdir. Bu yöntem, eşleştirme anında iteratif dengeleme adımlarında ana pencerenin ölçeğini ve konumunu kendi kendine değiştirdiğinden adapte olan anlamında “adaptive” ön ekiyle adlandırılmıştır. ALSM görüntü eşleştirme tekniğinde ana pencere yani şablon, $f(x,y)$ fonksiyonu ile hedef pencere ise $g(x,y)$ fonksiyonu ile ifade edilirse; buna göre temel mantık, kusursuz bir eşleşmenin $f(x,y)=g(x,y)$ olması durumunda sağlanacağı gerçeğine dayanır. Yani ideal eşleştirme anında,

$$f(x,y) = g(x,y) \quad 4.13$$

olacaktır. Rasgele gürültülerden dolayı (4.13) eşitliği pratikte sağlanamaz. Ana görüntünün yani, $f(x,y)$ 'nin hatasız, hedef görüntü $g(x,y)$ 'nin ise hatalı olduğu

varsayılırsa, bu durumda $g(x,y)$ görüntüsüne bir $v(x,y)$ düzeltmesi eklendiğinde kesin değer $f(x,y)$ 'nin elde edileceği düşünülerek, $e(x,y)$ gürültülerini düzelten $v(x,y)$ düzeltmeleri tanımlanabilir. Bu durumda ;

$$f(x,y) = g(x,y) + v(x,y) \quad 4.14$$

olur. Buradan,

$$v(x,y) = f(x,y) - g(x,y) \quad 4.15$$

olur. $v(x,y)$ düzeltmelerini, yani, şablonla hedef görüntünün piksel değerlerinin farklarını minimum yapan $g(x,y)$ konumunun bulunması durumunda istenen çözüm elde edilmiş olur. $g(x,y)$ 'nin başlangıçtaki yaklaşık konumu ile bulunması istenen asıl konumu arasındaki geometrik ilişki ise Affine dönüşümü ile ifade edilebilir. Çünkü, şablon ve hedef pencereler görüntüye göre çok küçük olduğu için böyle küçük alanlar arasındaki geometrik deformasyon ilişkileri, merkezi izdüşüm yerine Affine dönüşümü ile yeterli doğrulukta modellenenir.

Bu durumda $g(x,y)^0$ ile $g(x,y)$ arasında Affine dönüşümü,

$$x = a_{11} + a_{12}x_0 + a_{21}y_0 \quad , \quad y = b_{11} + b_{12}x_0 + b_{21}y_0 \quad 4.16$$

şeklinde yazılabilir. Burada x, y ; aranan $g(x,y)$ konumunun koordinatları, x_0, y_0 ; başlangıçtaki yaklaşık $g(x_0,y_0)$ konumunun koordinatları, $a_{12}, a_{21}, b_{12}, b_{21}$; R dönüşüm matrisinin elemanları, a_{11}, b_{11} ; öteleme parametreleridir.

(4.15) düzeltme denklemlerinin doğrusal olmaması nedeniyle yaklaşık değerlerle Taylor serisine açılarak doğrusallaştırılması gerekir. Bu durumda doğrusal düzeltme denklemleri,

$$v(x,y) = g^0(x,y) + \frac{\partial g^0(x,y)}{\partial x} \cdot dx + \frac{\partial g^0(x,y)}{\partial y} \cdot dy - f(x,y) \quad 4.17$$

olur. (4.16) eşitliklerinden dx ve dy hesaplanıp (4.17)'de yerine konulursa sırasıyla,

$$dx = da_{11} + x_0 da_{12} + y_0 da_{21} \quad 4.18$$

$$dy = db_{11} + x_0 db_{12} + y_0 db_{21} \quad 4.19$$

ve

$$v(x,y) = g^0(x,y) + \frac{\partial g^0(x,y)}{\partial x} \cdot da_{11} + \frac{x_0 \partial g^0(x,y)}{\partial x} \cdot da_{12} + \frac{y_0 \partial g^0(x,y)}{\partial x} \cdot da_{21} + \frac{\partial g^0(x,y)}{\partial y} \cdot db_{11} + \frac{x_0 \partial g^0(x,y)}{\partial y} \cdot db_{12} + \frac{y_0 \partial g^0(x,y)}{\partial y} \cdot db_{21} + r_s + g^0(x,y)r_t - f(x,y) \quad 4.20$$

elde edilir. (4.20)'de r_s ve r_t değişkenleri ayrıca düzeltme denklemine eklenmiştir. Bu r_s ve r_t ; $f(x,y)$ ve $g(x,y)$ pencereleri arasındaki radyometrik ilişkiyi modellemek için eklenmiştir. Yani, iki pencere içindeki piksel parlaklıkları arasında doğrusal bir ilişki olduğu varsayılır. r_s , radyometrik öteleme r_t ise radyometrik ölçektir. (4.20) eşitliği $V^T V = \min$ olacak şekilde en küçük kareler ilkesine göre çözülür. Çözüm sonucunda hesaplanan bilinmeyenler 6 tane affine dönüşümü parametreleri ve iki tane radyometrik parametredir. Dönüşümden sonra, belirlenen bir duyarlık kriteri sağlanıncaya kadar dengeleme iteratif olarak devam eder. Her iterasyon sonucunda hedef pencere, hesaplanan affine parametrelerine göre döndürülür. Döndürme sonucunda yeni $g(x,y)$ penceresinin piksel değerini hesaplamak için parlaklık değerleri yeniden örneklenir. Yeniden örnekleme için, en yakın komşu, lineer veya bilineer enterpolasyon teknikleri kullanılır. Yeniden örneklenen $g(x,y)$ penceresine ayrıca $r_s + g(x,y) \cdot r_t$ radyometrik düzeltmesi yapılır ve iterasyon sonucunda bulunan bilinmeyenler yeni yaklaşık değerler olarak kabul edilerek sonraki iterasyona geçilir. Bu işlemler sonucunda istenen duyarlığın sağlandığı hedef pencere konumu piksel altı duyarlıkta elde edilir.

Bu çalışmada, yukarıda anlatılan ALSM tekniği ile görüntü eşleştirme işlemini yapan C++ fonksiyonları yazılmıştır. Programda ana görüntüden seçilen noktanın piksel altı duyarlıkta koordinatlarının ölçülebilmesi için centroid filtre yaklaşımı kullanılmıştır. Hedef görüntüdeki hedef pencerenin yaklaşık konumunu ise kullanıcı mouse ile işaretleyerek belirler. Bunun için kullanıcı hedef resimde hedef noktanın yakınına cursor'ü getirir ve farenin sol tuşuna basar.

4.4. Üç Boyutlu Affine Dönüşümü

Çalışmada 3-boyutlu Affine dönüşümü, texture mapping için gerekli olana texture koordinatlarını elde etmek için kullanılmıştır. Bunun için 3-boyutlu model koordinatları 2-boyutlu resim koordinatlarına Affine dönüşümü ile dönüştürülmüştür. Dönüşümün yapılabilmesi için, resim koordinatlarının üçüncü boyutu z , bütün noktalar için sıfır kabul edilmiştir. Bu sayede, matematiksel olarak 3-boyutlu Affine

dönüşümü yapılabilmiştir. Model ile texture mapping amacıyla kullanılan resim arasında, koordinat eksenleri yönünde ölçekler farklı olduğu için Affine dönüşümü kullanılmıştır. Dengeleme işlemi için, dönüşüm matrisinin elemanları üç eksen yönündeki $\lambda_x, \lambda_y, \lambda_z$ ölçek faktörleriyle çarpılmış ve matrisin elemanları bu çarpma işleminden sonra bilinmeyen olarak seçilmiştir. Bu durumda dönüşümün bilinmeyenleri 9 tane matris elemanı ve 3 tane öteleme bilinmeyenleri olmak üzere toplam 12 bilinmeyenden oluşmuştur. Bu 12 bilinmeyen için dengeleme hesabı yapılmıştır. Dengeleme hesabı yapılabilmesi için en az 5 tane ortak noktaya ihtiyaç duyulur. Bu açıklamalara göre çalışmada yapılan dönüşümün genel modeli;

$$\begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a & b & c \\ d & e & f \\ g & h & i \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} X_0 \\ Y_0 \\ Z_0 \end{bmatrix} \quad 4.21$$

şeklinde ifade edilmiştir. Resim koordinatları hatalı kabul edilerek dolaylı ölçüler yöntemiyle dengeleme yapılmıştır. Düzeltme denklemleri bilinmeyenlere göre doğrusal olduğundan, yaklaşık değerlere gerek kalmadan tek adımda bilinmeyenler çözülmüştür. Dengeleme sonucunda bilinmeyenlerin ve ölçülerin duyarlılıkları hesaplanabilmektedir. (4.21) bağıntısına bakılırsa dengeleme sonucunda $\lambda_z=0$ ve $z=0$ elde edilir.

4.5. Üç Boyutlu Benzerlik Dönüşümü

Çalışmada, model koordinatlarının nesne koordinatlarına dönüştürülmesi için 3-boyutlu benzerlik dönüşümü kullanılmıştır. Bu durumda bilinmeyenler 3 dönüklük açısı, 3 öteleme ve 1 ölçek faktörü olacaktır. Bilinmeyenlerin yaklaşık değerleri tek anlamlı çözüm için gerekli sayıda nokta kullanılarak direkt çözümle elde edilmiştir. Bu yaklaşık değerler kullanılarak, model koordinatları hatalı ölçüler olarak varsayıp düzeltme denklemleri kurulmuş ve Gauss-Markoff modeli ile dengeleme yapılarak dönüşüm parametreleri bulunmuştur. Dönüşüm matrisi olarak, x, y, z eksenleri sırasıyla bu eksenler etrafında var olduğu varsayılan ω, ϕ, κ dönüklük açılarıyla elde edilmiş olan (4.22) matrisi kullanılmıştır.

$$R_{\omega\phi\kappa} = \begin{bmatrix} \cos\phi\cos\kappa & -\cos\phi\sin\kappa & \sin\phi \\ \cos\alpha\sin\kappa + \sin\alpha\sin\phi\cos\kappa & \cos\alpha\cos\kappa - \sin\alpha\sin\phi\sin\kappa & -\sin\alpha\cos\phi \\ \sin\alpha\sin\kappa - \cos\alpha\sin\phi\cos\kappa & \sin\alpha\cos\kappa + \cos\alpha\sin\phi\sin\kappa & \cos\alpha\cos\phi \end{bmatrix} \quad 4.22$$

4.6. Texture Mapping (Doku Haritalama)

Poligonal nesneler üzerine resimlerin yapıştırılması işlemine texture mapping (doku haritalama) adı verilir. Bu yöntem, poligonal yüzeylerin gerçeğe daha yakın görünümde görüntülenmesi için gerekli olan detayları sağlar. Örneğin bir evin bir odasını gösteren küp şeklindeki bir poligonal modelin yan yüzeylerinin iç tarafına, odanın duvarlarının resmi yapıştırılabilir. Bu sayede odanın gerçekçi bir modeli elde edilmiş olunur (Watt ve Watt, 1992).

Texture mapping’de iki tür bilgiye gereksinim duyulur. Birincisi texture map, diğeri ise texture koordinatlarıdır. Texture map, yüzeye yapıştırılacak resmi, texture koordinatları ise resmin yüzeyin neresine yapıştırılacağını belirleyen konum bilgileridir. Daha genel anlamda, texture mapping işlemi, poligon yüzeyinin renklendirilmesi için kullanılan bir renk tablosu uygulaması (color lookup) olarak da ifade edilebilir (Schroeder ve diğ., 1997). Texture haritaları ve texture koordinatları daha çok 2-boyutludur. Son zamanlarda 3-boyutlu texture haritaları ve texture koordinatları, hacim kaplama teknikleri için kullanılmaya başlanmıştır. Bu çalışmada, 2-boyutlu görüntüler, 3-boyutlu yüzey üzerine yapıştırıldığından, problemin doğası gereği 2-boyutlu texture mapping yöntemleri kullanılmıştır. Texture mapping sonucunda yüzeye yapıştırılan resimler, ışıklandırma ve gölgelendirme denklemleriyle de birleştirilebilir.

İki boyutlu texture koordinatları, bilgisayar grafikleri terminolojisinde (u,v) gösterimleri ile gösterilir. u ve v koordinatları (0,0) ile (1,0) arasında değişirler. u değeri görüntünün eni yönünde v ise yüksekliği yönünde tanımlanır. Başka bir ifadeyle, $0.0 \leq u \leq 1.0$ ve $0.0 \leq v \leq 1.0$ ’dır. Diğer taraftan (u,v)=(0.5,0.5) değeri, görüntünün yani texture haritasının tam orta noktasına karşılık gelir. Bu açıklamalara göre texture mapping işlemi 3-boyutlu nesne koordinat sisteminin 2-boyutlu görüntü uzayına projekte edilmesi şeklinde tanımlanır (Watt ve Watt, 1992).

4.6.1. Texture mapping işleminin aşamaları

Texture mapping işlemi iki adımda gerçekleştirilir.

- Poligonal modelin köşe koordinatlarının (u,v) koordinatlarıyla ilişkilendirilmesi,
- Poligonların içlerinin doldurulması için (u,v) koordinatlarının enterpolasyonu ile poligon içlerindeki noktaların (u,v) koordinatlarının bulunması.

(u,v) koordinatlarının köşe noktalarıyla ilişkilendirilmesi için kullanılabilecek bir çok yöntem (Watt, 92) de anlatılmıştır. Örneğin, bu amaçla poligonal modellerle görüntü uzayı arasında silindirik ve küresel koordinat sistemleri ile ilişki sağlanabilir. Örneğin, küresel koordinat sisteminin kullanılması durumunda modelin (x,y,z) koordinatları küresel koordinatlara dönüştürülür. Küresel koordinatlarla bir nokta enlem ve boylam değerini ifade eden iki açı ile birim küre üzerinde ifade edilebilir. Bu durumda bütün köşelerin köşe normalleri $N=(x,y,z)$ küresel koordinatlarla ifade edilebilir. Bu küresel koordinat çiftleri (u,v) texture koordinatları olarak kullanılabilir. Bu yaklaşımda futbol topu gibi küresel nesnelerin texture mappinge kaplanması çok daha doğru ve gerçekçi görüntü oluşturur.

Benzer şekilde, silindirik nesneler içinse silindirik koordinat sistemi kullanılabilir. Texture mapping için daha farklı parametrik koordinat sistemleri de kullanılabilir (Shirman ve Kamen, 1997).

Yukarıda sayılan silindirik ve küresel koordinat sistemleri ve ayrıca düzlem koordinat sistemleri OpenGL tarafından sağlanmaktadır. Ancak doktora çalışmasında, hastanın yüzünün texture koordinatlarının belirlenmesi için fotogrametrideki kolinearite eşitlikleri ve ayrıca 3-boyutlu affine dönüşümü kullanılmıştır.

4.6.2. Kolinearite eşitlikleri ile texture koordinatlarının bulunması

Nesne noktaları ile nesnenin fotoğraf makinesiyle çekilen görüntü noktaları arasında,

$$x = x_p - c \frac{r_{11}(X - X_0) + r_{21}(Y - Y_0) + r_{31}(Z - Z_0)}{r_{13}(X - X_0) + r_{23}(Y - Y_0) + r_{33}(Z - Z_0)} + \Delta x \quad 4.23a$$

$$y = y_p - c \frac{r_{12}(X - X_0) + r_{22}(Y - Y_0) + r_{32}(Z - Z_0)}{r_{13}(X - X_0) + r_{23}(Y - Y_0) + r_{33}(Z - Z_0)} + \Delta y \quad 4.23b$$

şeklinde kolinearite ilişkisi vardır. Burada x,y görüntü koordinatları, x_p,y_p asal nokta koordinatları, c kamera sabiti, X,Y,Z nesne koordinatları, X_0,Y_0,Z_0 izdüşüm merkezinin nesne koordinatları, r_{ik} dönüşüm matrisinin elemanları ve $\Delta x, \Delta y$ ek parametrelerdir.

(4.23) bağıntısındaki x,y resim koordinatları texture koordinatları olarak, X,Y,Z model koordinatları ise nesne koordinatları olarak kullanılmıştır. CT görüntüleri çekilirken kullanılan kontrol noktaları resimlerde de görünmektedir. Daha duyarlı sonuç için kontrol noktalarının nesne koordinatları, model koordinatları olarak yorumlanarak resimlerin demet dengelemesi ile yöneltme bilinmeyenleri hesaplanmıştır. Buradan kontrol noktalarının koordinatları olarak model koordinatlarının alınmasının nedeni, resimlerin model üzerine yapıştırılacak olmasıdır. Yöneltme bilinmeyenlerinin hesabından sonra, modeldeki her bir üçgenin köşe koordinatlarının (X,Y,Z) , kolinearite eşitlikleri ile resim düzlemindeki karşılıkları yani (u,v) texture koordinatları hesaplanmıştır. Bütün bu işlemlerin yapılmasını sağlayan kodlar C++ dilinde yazılıp programa eklenmiştir. Burada anlatılan yöntemle elde edilen sonuçlar 5. bölümde gerçek bir uygulamada elde edildiği şekliyle gösterilmiştir.

4.6.3. Üç-boyutlu affine dönüşümü ile texture koordinatlarının bulunması

Çalışmada geliştirilen yazılıma ayrıca Affine dönüşümü ile (u,v) koordinatlarını hesaplayan fonksiyonlar da yazılarak eklenmiştir. Bunun için Bölüm 4.4’de anlatılan 9 parametrelili Affine dönüşümü kullanılmıştır. Bu parametreler 3 ölçek, 3 dönüklük ve 3 öteleme parametreleridir. Çözüm için en küçük kareler yöntemi kullanılmıştır. Texture mapping için dönüşüm parametreleri yerine 9 bilinmeyenli matris ve 3 öteleme parametresi bilinmeyen olarak seçilip toplam 12 bilinmeyen en küçük kareler yöntemi ile dengelenmiştir. Dengeleme için ortak noktalar kolayca seçilebilmektedir. Bunun için ekranda aynı anda hem 3-boyutlu model hem de resim görüntülenmektedir. Kullanıcı fare ile ortak noktaları sırasıyla modelden ve görüntüden seçebilmekte ve seçtikten sonra tek tuşa basarak texture mapping işlemini gerçekleştirebilmektedir. Dengelemenin duyarlıkları da ekranda görüntülenmektedir.

4.6.4. (u,v) koordinatlarının poligonlar içinde enterpolasyonu

Poligonların köşe noktalarının (u,v) texture koordinatları belirlendikten sonra, poligonların köşelerinden başka iç kısımlarının da (u,v) koordinatları bulunmalıdır. Bunun için lineer yada bilineer enterpolasyon teknikleri kullanılır. Enterpolasyon için satır tarama tekniğinden yararlanılır (**Watt ve Watt, 1992**). OpenGL, enterpolasyon için lineer enterpolasyon tekniğini kullanmaktadır. Bu çalışmada OpenGL kullanıldığı için texture mapping'de poligon içlerinin (u,v) koordinatları lineer enterpolasyonla üretilmiştir.



5. GELİŞTİRİLEN SİSTEMLE GERÇEK BİR MEDİKAL UYGULAMA

Bu bölümde çalışmada geliştirilen sistemin gerçek bir uygulamada kullanımı anlatılacaktır. Uygulamanın gerçekleştirilmesi için aşağıdaki işlem adımları yapılmıştır.

- Kontrol noktalarının nesne koordinatlarının ve model koordinatlarının ölçülmesi,
- Hastanın kontrol noktalarıyla birlikte CT görüntülerinin ve dijital kamera ile fotoğraflarının çekilmesi,
- Kamera kalibrasyonu, dış yöneltme ve dış yöneltme için kontrol noktalarının resim noktalarının koordinatlarının ölçülmesi,
- CT görüntülerinden, tarayıcı masasının görüntülerinin çıkarılması
- CT görüntüleri ile ışın izleme tekniği kullanılarak hacim görüntülerinin oluşturulması,
- Bölümlenen dokuların 3-boyutlu katı yüzey modellerinin oluşturulması,
- Yüzey modellerinin iyileştirilmesi (yumuşatma, decimation, üçgenleme vs.)
- 3-boyutlu afin dönüşümü ile model ve nesne koordinatları arasındaki dönüşüm parametrelerinin hesaplanması,
- Model koordinatlarının nesne koordinat sistemine dönüştürülmesi,
- Dokuların hacimlerinin ve konumlarının hesaplanması,
- Texture noktalarının model koordinatlarının hesabı ve texture'ların dış yüzey modeline yapıştırılması,
- Modeller üzerinde hekimlere yardımcı olabilecek kesme, kırpma vs. gibi örneklerin verilmesi,

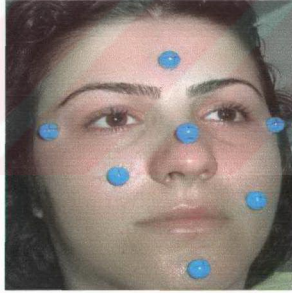
- Sistemin duyarlılığının simülasyonlarla belirlenmesi.

Bütün bu sayılan işlem adımları, detaylarıyla anlatılacaktır. Aynı zamanda karşılaşılan sorunlar ve çözüm önerileri de bu bölümde yeri geldiğince anlatılacaktır.

5.1. Kontrol Noktalarının Nesne Koordinatlarının ve Model Koordinatlarının Ölçülmesi

Kontrol noktalarının tasarımı ve modelde merkez koordinatlarının nasıl hesaplanacağı konusunda Bölüm 4’de detaylı bilgiler verilmiştir.

Uygulamada ilk olarak kontrol noktalarının nesne koordinatları ölçülmüştür. Bunun için küre şeklindeki plastik malzemeden yapılmış yarıçapı 5.33 mm olan düzgün boncuklar kullanılmıştır. Fotogrametrik değerlendirmede, resimlerde kürenin dış yüzeyi görülmekte yani merkezi görünmemektedir. Bu nedenle, küre yüzeyinde hedef olarak artı işareti şeklinde işaretler konmuştur. Şekil 5.1’de, hastanın yüzüne yerleştirilen küresel kontrol noktaları görülmektedir.



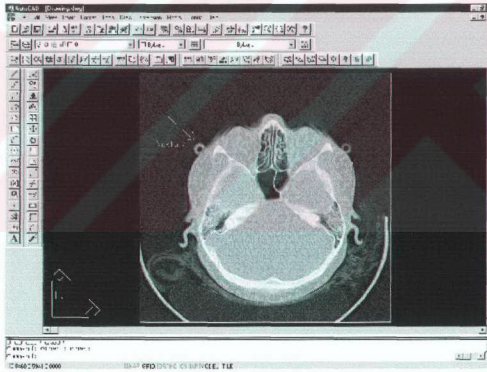
Şekil 5.1 Kontrol noktaları

Kürenin merkezinin nesne koordinatlarının bulunabilmesi için, nesne koordinat sisteminde küreler üzerinde üçer tane farklı nokta jeodezik ölçülerle ölçülmüş ve kürelerin yarıçapları da bilindiğinde, analitik küre denklemleri kullanılarak kürelerin merkez koordinatları hesaplanmıştır. Koordinat sistemi olarak, bilinen sol sistem kartezyen 3-boyutlu koordinat sistemi kullanılmıştır. Tablo 5.1’de, kontrol noktalarının merkezlerinin nesne koordinatları görülmektedir.

Tablo 5.1 Kontrol noktalarının nesne koordinatları

Nokta No	X(cm)	Y(cm)	Z(cm)	Nokta No	X(cm)	Y(cm)	Z(cm)
1	53.30	79.10	11.80	5	50.60	80.70	4.95
2	46.90	77.80	7.65	6	57.60	80.10	3.50
3	53.50	82.60	7.75	7	54.40	82.20	0.00
4	59.80	76.90	8.65				

Kontrol noktalarının model koordinatları ise, kesit görüntüleri üzerinden ölçülmüştür. Model koordinatlarının metrik birimde ölçülebilmesi için, kesit görüntülerinin tarandığı CT tarayıcısının, kesit görüntülerinin x ve y yönlerindeki piksel boyutlarının bilinmesine gereksinim duyulur. Bu çalışmada kullanılan CT tarayıcısının x ve y yönlerindeki piksel boyutları birbirine eşit olup 0.44140625 mm'dir. Kontrol noktaları, Bölüm 4'de anlatıldığı gibi, kesitlerde küçük daire yayları şeklinde görülmektedir. Örnek olarak Şekil 5.2'de, çalışmada kullanılan ve 23. kesit'in AutoCAD yazılımında ölçülmesi görülmektedir.



Şekil 5.2 Kontrol noktasının kesit görüntüsü

Şekil 5.2'de, görüldüğü şekilde, 2 numaralı kontrol noktasının daire kesiti olan görüntüsünün etrafına fare ile çember üzerinde 3 tane nokta işaretlenerek vektörel anlamda bu üç noktadan geçen çember çizdirilmiştir. Daha sonra çemberin yarıçapı ve merkezinin x, y resim koordinatları piksel biriminde ölçülmüştür. Koordinat ve yarıçapın metrik değeri, piksel boyutuna göre hesaplanmıştır. Aynı noktanın, 22. kesitte de görüntüsü vardır. Bu kesitte de nokta daire şeklindedir. Benzer şekilde bu

dairenin x, y koordinatları önceki kesitle aynı olmalıdır. Çünkü kesitler birbirine paraleldir. Ayrıca bu yeni kesitteki dairenin yarıçapı da ölçülmüştür. Daha sonra da Bölüm 4’de anlatıldığı gibi kürenin merkezinin model koordinatları hesaplanmıştır. Tablo 5.2’de, kontrol noktalarının model koordinatları görülmektedir.

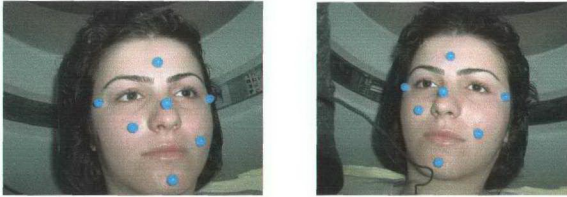
Tablo 5.2 Kontrol Noktalarının Model Koordinatları

Nokta No	X(mm)	Y(mm)	Z(mm)	Nokta No	X(mm)	Y(mm)	Z(mm)
1	117.639	197.788	137.599	5	86.154	179.855	72.612
2	185.486	157.469	107.466	6	158.052	171.057	52.835
3	117.624	205.15	87.187	7	119.648	179.504	12.122
4	53.675	157.38	107.548				

x ve y model koordinatlarının duyarlılığı en başta tarayıcının piksel boyutlarına bağlıdır. Her bir daire kesitinin merkez ve yarıçapları üçer değişik ölçü gruplarıyla hesaplanmıştır. Buna göre koordinatlardaki en büyük hata x ve y için $m_x=m_y=\pm 0.61$ mm ve z için $m_z=\pm 0.33$ mm. olarak bulunmuştur.

5.2. Hastanın CT, MR ve Dijital Görüntülerinin Çekilmesi

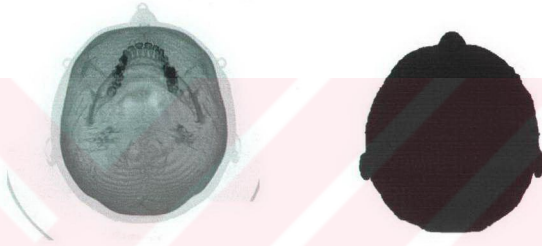
CT masasına yatan hastanın kımıldaması engellenerek önce yüzünün resimleri dijital kamera ile çekilmiştir. Resimler, bütün kontrol noktalarını içerecek şekilde iki ayrı noktadan çekilmiştir (Şekil 5.3). Hasta kımıldamasa da, tarayıcı masasında istenmeyen sarsıntılar oluşmuştur. Hastane çok kalabalık olduğundan ve çalışma için özel izin alınmadığından, 4-5 farklı hastanede 5 kez görüntüler çekilmiş ancak, hepsinde de normal çalışma saatleri içerisinde, çok kısa bir süreye sıkıştırılarak görüntüler çekilmiştir. Bu nedenle ideal bir çekim ortamı maalesef sağlanamamıştır.



Şekil 5.3 Hastanın dijital fotoğrafları

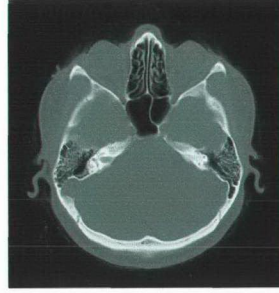
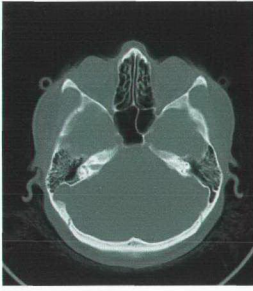
5.2.1. Tarayıcı masasının kesit görüntülerinden çıkarılması

CT görüntüleri çekilirken, hastanın yattığı masanın görüntüleri de kesitlerde görülür. Masanın görüntüdeki dansite değerleri, dokuların yoğunluğuna çok yakın olduğu için, bölümlene sırasında bir çok sorunlar çıkmaktadır. Bu sorunları çözebilmek için, sayısal görüntü işleme teknikleri ile bu bölgeler maskelenmiştir. Bunun için yazılımda önce bütün kesit görüntüleri "or" operatörü ile üst üste bindirilerek union işlemi yapılmış ve böylece, kafa bölgelerinin maksimum sınırı bulunmuştur (Şekil 5.4).



Şekil 5.4 Union işlemi ve VOI maskesi. Solda union görüntü ve sağda maske.

Daha sonra bu bölge yazılımla bölümlenmiş ve VOI bölgesi siyahla gösterilip diğer yerler beyazla gösterilerek bir maske elde edilmiştir. Daha sonra bütün CT kesitleri VOI maskesi ile birlikte işlenerek masa görüntüleri çıkarılmıştır. Bunun için, her bir kesit oluşturulan maskeyle piksel piksel karşılaştırılmış ve maskedeki siyah bölgeye karşılık gelen kesit görüntüleri orijinal renkleriyle boyanırken, maskede beyaza karşılık gelen orijinal kesitteki pikseller silinmiş yani siyaha boyanmıştır. Bu sayede masa görüntüleri kesitlerden çıkarılmıştır. Şekil 5.5' de maskesiz ve maskelenmiş bir kesit görüntüsü görünmektedir.

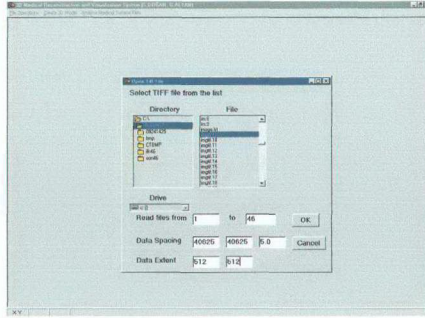


Şekil 5.5 Orijinal kesit ve maskelenmiş kesit

5.3. Kesit Görüntüleri ile Hacim Modellerinin Oluşturulması

Çalışmada geliştirilen yazılımda, hekimlerin kesit görüntüleriyle oluşturulan hacim modellerini izleyerek, dokularla ilgili şüphelerinin giderilmesi ya da azaltılması için etkin hacim görüntüleme fonksiyonları eklenmiştir. Hacim görüntüleme için Alfa katlama ışın izleme (Alpha Blending Ray Casting), maksimum yoğunluk projeksiyonu (MIP) ve eşyüzey ışın izleme yöntemi ile hacimler görüntülenmektedir.

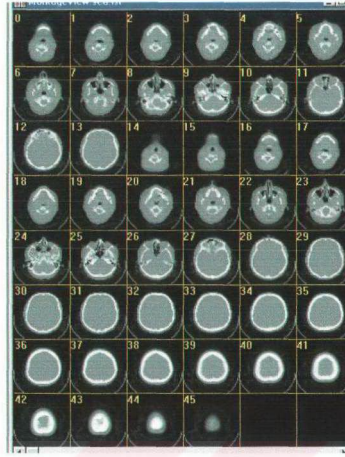
Hacim kaplamak için öncelikle kesit görüntüleri açılmalıdır. Geliştirilen yazılım tif, bitmap ve ham pgm formatında kaydedilmiş görüntüleri kullanmaktadır. Kesit görüntülerinin otomatik olarak açılabilmesi için kesit dosya adları dosya_adı.kesit_numarası şeklinde verilmelidir. Kesit numaraları ardışık sayılardan oluşmalıdır. Örneğin image.1, image.2, image.3,, image.46 gibi. Bu sayede otomatik olarak görüntüler açılabilir ve görüntülenebilir. Görüntüleri açmak için ana pencereden File menüsü kullanılır. Örneğin tiff formatında kesit görüntülerini açmak için “Open tiff files” seçeneği seçilmelidir. Bu durumda Şekil 5.6’da görülen pencere ekrana gelir.



Şekil 5.6 Kesit görüntülerinin yüklenmesi

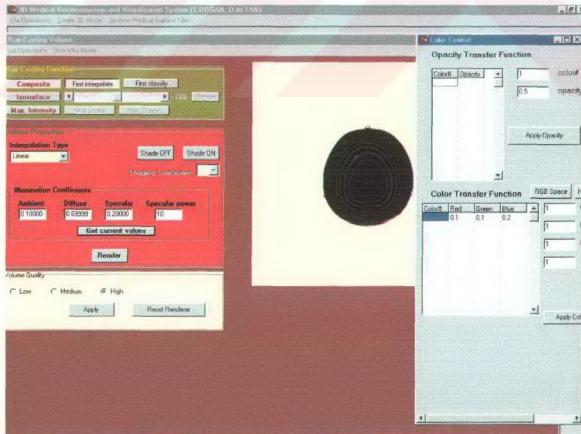
Şekil 5.6'da görüldüğü gibi, açılması istenen kesitlerden birisi seçilir. Daha sonra, "Reads file from" alanına hangi kesitlerin açılacağı yazılır. Bu çalışmada 46 tane kesit kullanılmış ve hepsinin de açılması istenmiştir. Bu nedenle okunacak kesitler 1-46 olarak yazılmıştır. Eğer yazılan aralıkta eksik bir kesit varsa hata mesajı iletilir. Yani 1-46 arasında ardışık olarak bütün kesitler bulunmalıdır. Eğer kullanıcı 1-46 yerine 10-20 yazarsa, bu durumda 10. ve 20. kesitlerle birlikte aradaki diğer kesitler açılır.

"Data Spacing" alanına, kesitlerin x ve y yönlerindeki piksel boyutları ve kesit kalınlığı yazılmalıdır. Bu çalışmada kullanılan tarayıcının x, y yönlerindeki piksel boyutları 0.44140625 mm'dir. Taranan kesitlerin kalınlığı ise 5 mm'dir. "Data Extent" alanına ise görüntülerin piksel olarak boyutları yazılır. Hacim ve yüzeyler oluşturulurken, piksel ve voksellerin metrik olarak boyutlandırılabilmesi için "Data spacing" değerlerinin doğru olarak mutlaka girilmesi gerekir. Kesit kalınlığı ve tarayıcı ile ilgili bilgiler DICOM formatında oluşturulan dosyalardan elde edilebilir. İlerleyen bölümde DICOM formatına değinilecektir. Şekil 5.6'da görülen parametreler tanımlandıktan sonra, "Ok" butonuna basınca kesitler açılır ve ekranda görüntülenir (Şekil 5.7).



Şekil 5.7 Açılan kesit görüntüleri

Açılan kesitlerle hacimlerin oluşturulması için ana penceredeki “Create 3D Model” menüsünden, “Ray Casting Volume Rendering” seçeneği seçilmelidir. Bu seçimden sonra ekrana hacim görüntüsü ve bir de hacmin voksellerini sınıflandırmak için kullanılacak renk kontrol penceresi gelir (Şekil 5.8).



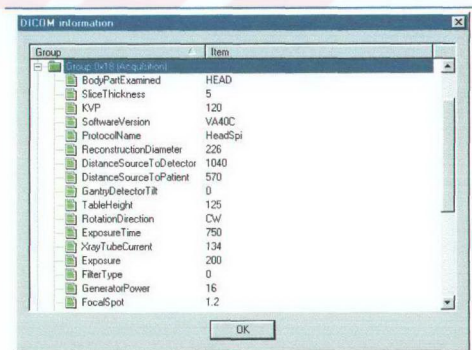
Şekil 5.8 Hacim kaplama modülü

Şekil 5.8'e bakılırsa, sol üstte yeşil zemin üzerinde 3 değişik hacim kaplama yöntemi görülmektedir. Bunlardan birisi seçildiğinde, o anda tanımlı olan renk ve opacity fonksiyonlarıyla etkileşimli olarak hemen hacim görüntüsü yeniden oluşturulur. Şekilde görülen “volume properties” kısmından istenilen özellikler seçilir. Voksellerin yeniden örneklenmesi için iki değişik interpolasyon tekniği kullanılır. Bunlar nearest neighbour ve lineer enterpolasyon yöntemleridir. Yine daha hızlı görüntü elde etmek için hacmin kalitesi de azaltılabilir. Şekil 5.8'deki siyah görülen hacim görüntüsü, renk kontrol penceresinde yeni renk ve opacity değeri eklendiğinde, etkileşimli olarak yenilenir. Kullanıcı, renk değerlerini değiştirerek değişimi ekrandan izler ve ideal görüntü elde edilinceye kadar renk değerleri değiştirilebilir. Etkileşimin daha hızlı olması için düşük kalite tercih edilip, istenen sınıflandırmanın elde edilmesi halinde yüksek kaliteye geçilebilir.

Aşağıdaki bölümde DICOM formatıyla ilgili kısa bir bilgi verilip daha sonra yazılımla elde edilen hacim görüntüleri örnekleri verilecektir.

5.3.1. DICOM formatı

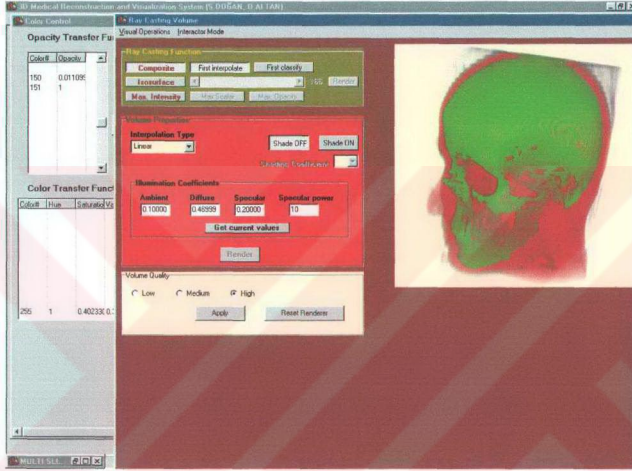
DICOM formatında kaydedilen kesit görüntüleri ile birlikte tarayıcı sistemin özellikleri ve hasta ile ilgili girilen bilgiler de kaydedilir. Bu bilgilere göre piksel boyutları, tarama parametreleri vb. bilgiler elde dlebilir. Şekil 5.9'da, çalışmada kullanılan kesitlerle ilgili bilgiler DICOM dosyasından görüntülenmektedir.



Şekil 5.9 DICOM bilgileri

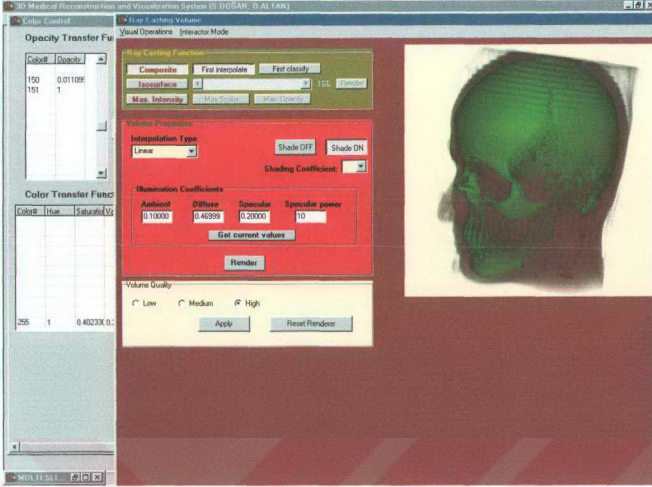
5.4. Hacim Görüntüleme Örnekleri

Bu bölümde, çalışmada oluşturulan hacim görüntülerine örnekler verilecektir. Hekimlerin kesit verilerini kullanarak dokuların iç kısımlarını hacim görüntüleri ile izlemeleri mümkündür. Şekil 5.10'da, alfa katlama ışın izleme (kompozit) yöntemiyle oluşturulmuş deri ve kemik doku görülmektedir. Deri dokusu saydam tanımlanmıştır.



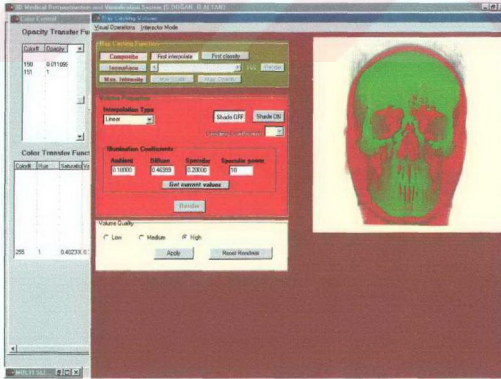
Şekil 5.10 Deri ve kemik doku (gölgesiz).

Şekil 5.11'de, yukarıdaki görüntünün gölgelendirilmiş hacim şeklinde görüntüsü görülmektedir.

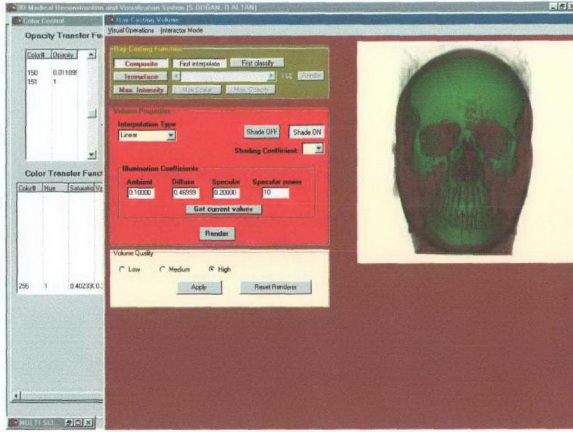


Şekil 5.11 Deri ve kemik doku (gölgeli)

Şekil 5.12' ve 5.13'de, Şekil 5.10 ve 11'deki hacimlerin farklı bir açıdan görünümü verilmiştir. Hacimleri döndürmek ya da büyütmek için, fare kullanılır. Farenin sol tuşu basılı iken fare hareket ettirilirse, hareket yönüne doğru hacimler döndürülür. Sağ tuş basılı iken fare hareket ettirilirse, görüntü büyür ya da küçülür.

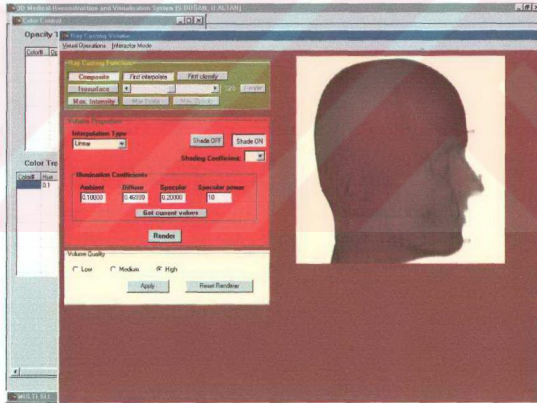


Şekil 5.12 Deri ve kemik doku (farklı açılardan-gölgesiz)



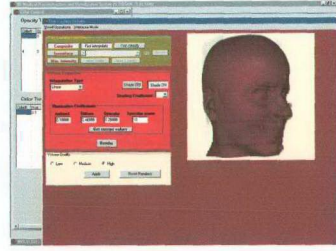
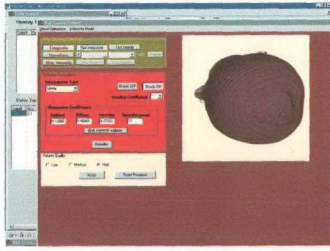
Şekil 5.13 Deri ve kemik doku (farklı açılardan-gölgeli)

Şekil 5.14’de, opak deri modeli görülmektedir.



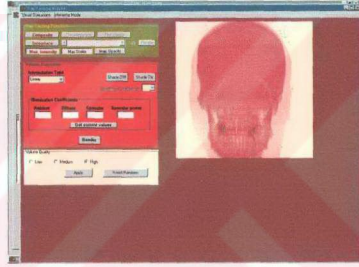
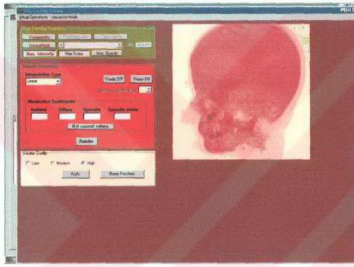
Şekil 5.14 Opak deri modeli

Şekilde, kontrol noktaları da belirgin bir şekilde görülmektedir. Şekil 5.15’de ise deri modeli farklı açılardan gösterilmiştir.



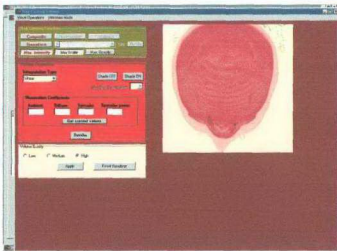
Şekil 5.15 Opak deri modeli(farklı açılardan)

Şekil 5.16 ve 5.17’de ise, MIP yöntemine göre oluşturulmuş deri ve kemik doku farklı açılardan görülmektedir.



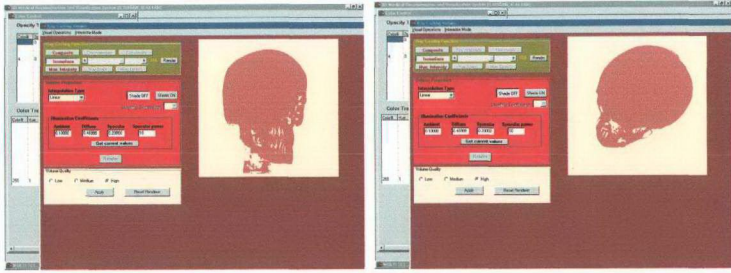
Şekil 5.16 MIP yöntemiyle kemik doku ve deri

MIP yönteminde, hacim içinde ışın boyunca rastlanılan en büyük yoğunluk değeri, renk ve opacity fonksiyonuyla görüntülenir. Bu nedenle görüntüdeki detayların hangisinin önde hangisinin arkada olduğu anlaşılmaz.



Şekil 5.17 Farklı açılardan MIP kemik ve deri dokusu

Şekil 5.18’de ise, 166 dansite değerinden geçen eşyüzeyin hacim görüntüsü görülmektedir.

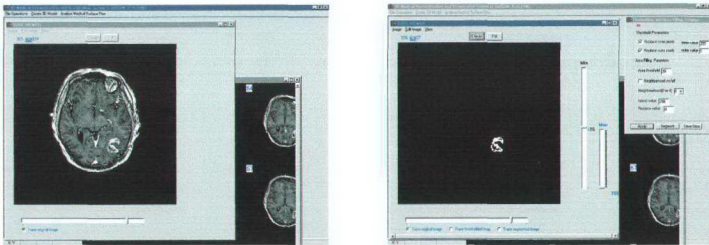


Şekil 5.18 Eşyüzey hacim kaplama

5.5. Kesit Görüntüleri İle Yüzeylerin Oluşturulması ve Tümörün Belirlenip Ölçülmesi

Bu bölümde, hastanın kafa dokularının yüzey modellerinin geliştirilen yazılımla nasıl oluşturulacağı ve analiz edileceği konusu gerçek örneklerle anlatılacaktır.

Her bir dokunun yüzey modelinin diğerlerinden bağımsız olarak oluşturulabilmesi için sadece ilgilenilen dokunun kesit görüntülerinden çıkarılması gerekir. Bunun için görüntü bölümlleme teknikleri kullanılır. Örneğin tümörün yüzey modelinin oluşturulabilmesi için, sadece tümörü oluşturan piksellerin bulunup, diğer bütün piksellerin silinmesi (ya da farklı bir renge boyanması) gerekir. Şekil 5.19’da, tümörün görüldüğü bir axial kesit ve tümörün bölünmüş hali görülmektedir.

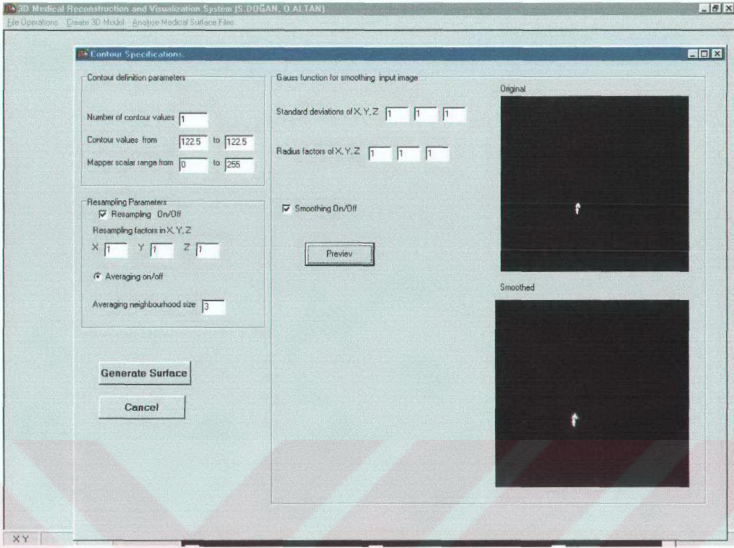


Şekil 5.19 Tümörün bölünmesi

Şekil 5.19’da görülen pencereler, geliştirilen yazılımın görüntü bölümleme modülüdür. Bu modüle geçmek için, açılan kesit görüntülerinden herhangi birine fare ile çift klik yapılmalıdır. Bu durumda, bu kesitle ilgili görüntü işleme uygulamaları yapılacağı varsayılarak, yukarıdaki pencereler otomatik olarak açılır. Burada, kesit görüntüsünü iyileştirmek için gerekli olan çok sayıda görüntü işleme fonksiyonları sunulmuştur. Örneğin, görüntü filtreleme, kenar çıkarma, gradyen hesabı, histogram eşitleme, görüntü bölümleme vs. gibi işlemler verilebilir. Bu pencerelerde, Şekil-5.19’un sağdaki görüntüsünde görülen track barlarla histogram eşik değerleri etkileşimli olarak seçilir. Bu eşik değeri seçilir seçilmez etkisi pencereden görülür. İstenen doku tek başına etrafındaki dokulardan ayrıldıktan sonra, sağda görülen küçük pencereden, küçük alanların otomatik olarak ayıklanmasını sağlayan seçeneklere göre bölümleme yapılır. Küçük alanları ayıklamak için, connected components analysis adı verilen görüntü işleme teknikleri kullanılmıştır. Bunlar için gerekli kodlar yazılarak yazılıma eklenmiştir. Bu analizlerden sonra hala istenmeyen pikseller kalmışsa, bunların elle silinmesini sağlayan fonksiyonlar da sunulmuştur. Bu sayede sadece istenen doku kalınca ekrandaki bölümlenen görüntü ikili görüntü formatında dosyaya uygun dosya TIFF formatında kaydedilir. Kayıt yapılırken, dosya yeni isimle ve uygun şekilde kaydedilir.

Bütün dokular bölümlendikten sonra her bir doku ayrı bir dosyaya kaydedilir. Bu çalışmada, sırasıyla dış yüz (deri modeli), kafatası, dişler, boyun kemiği, beynin kıvrımlarını oluşturan cortex ve tümör dokuları ayrı ayrı bölümlenmiş ve yüzey modelleri oluşturulmuştur.

Yüzey modellerini oluşturmak için, ana penceredeki File menüsünden bölümlenen kesit görüntüleri açılır. Daha sonra, “Create 3D Model” menüsünden “Contour Segmented Surface Rendering” menüsü seçilir. Bu seçilince, oluşturulacak yüzeyle ilgili gerekli parametrelerin girileceği Şekil 5.20’de görülen pencere ekrana gelir.



Şekil 5.20 Yüzey parametrelerinin tanımı

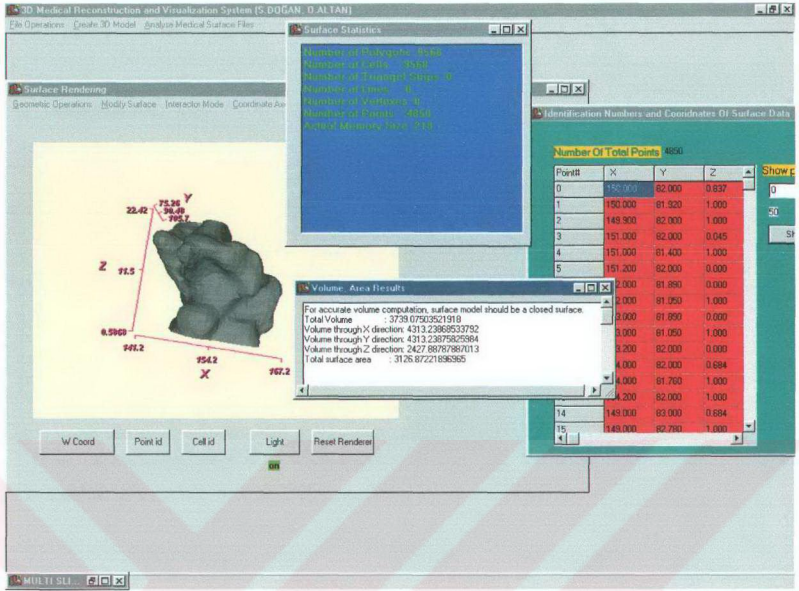
Şekil 5.20'ye bakılırsa, yüzey noktalarının Marching Cubes algoritması ile otomatik olarak belirleneceği eşyüzey sayısı ve eşyüzeyin geçeceği gri düzey sayıları girilmelidir. Ayrıca, orijinal kesitlerin geometrik ve radyometrik olarak yeniden örneklenip örneklenmeyeceğinin de seçimlik olarak belirlenmesi mümkündür. Örneğin orijinali 512×512 piksel² olan bir kesit dizisinde çok sayıda kesit görüntüsü varsa, ve eşyüzey sayısı da fazlaysa, bu durumda yüzeyi oluşturmak için gereken hesap sayısı çok artmaktadır. Bu çalışmada, 1.0 GH işlemcili ve 128MB RAM bellekli bir PC kullanılmıştır. Kullanılan PC bu denli güçlü olsa bile, yeniden örnekleme yapmadan 46 kesitle deri modelinin oluşturulması işi sadece bir tek eşyüzey değerinin seçilmesi durumunda bile 6 saat sürmektedir. Oluşturulan yüzeyin üçgen ve nokta sayıları da 500 000 ile 1000 000 arasında hatta bazen daha da fazla sayıda olmaktadır. Bu durumda bilgisayarda büyük bellek sorunları çıkmakta ve analizler yapılamamaktadır. Bu olumsuzlukları engellemek için ya çok daha güçlü paralel işlemcili bilgisayarlar kullanılmalı ya da veriler azaltılmalıdır. Bu çalışmada geliştirilen yazılımda, bu sorunu aşabilmek için verilerin azaltılmasını sağlayan verileri yeniden örnekleme olanağı sunulmuştur. Bunun için, Şekil 5.20'de görülen

“Resampling Factor in X Y Z” menüsünde, orijinal kesitlerin kaç kat küçültüleceği seçilir. Örneğin 512 x 512 boyutlu bit görüntü için örnekleme faktörleri 1,1,1 seçilirse, görüntü 256 x 256 boyutlarına küçültülüp küçültülen görüntülerle yüzey hesaplanır. Küçültme sonucunda metrik olarak ölçeğin bozulmaması için, x,y,z yönlerindeki örnekleme faktörlerine göre piksel boyutları da otomatik olarak yeniden hesaplanır. Örneğin 0.44140625 olan x,y yönlerindeki piksel boyutu 256 x 256 boyutlu yeniden örneklenmiş görüntü için iki katı yani 0.8828125 olur.

Yeniden örneklemeden sonra, ölçek düzeltilse de, küçülen görüntülerde dokuların detayları kaybolur. Bu nedenle yeniden örneklenen görüntülerle elde edilen yüzeylerin duyarlılıkları da kaybolur. Bu çalışmada, zorunlu hallerde yeniden örnekleme yapılmıştır. Ancak, Bölüm 6’da anlatılan simülasyonlarda yeniden örnekleme yapılmamıştır.

Şekil 5.20’de görüldüğü gibi, sınıflandırılan görüntülerden oluşacak yüzeylerin merdiven gibi kat kat olmaması için, Gauss fonksiyonu ile yumuşatılması mümkündür. Şekil 5.20’de, seçilen bir kesitin Gauss fonksiyonu ile yumuşatılmış hali görülmektedir. Gauss fonksiyonunun x,y,z yönlerindeki standart sapmalarını ve konvolüsyon için gereken maskenin yarıçapını seçmek mümkündür.

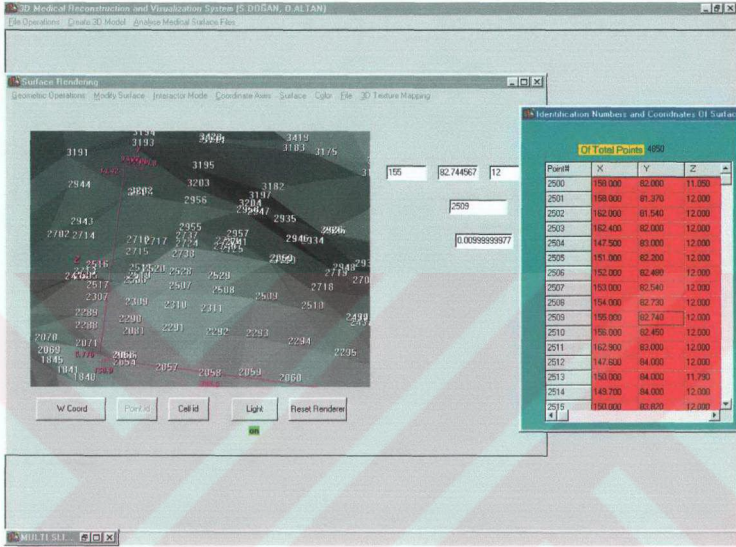
Şekil 5.21’de, tümörün oluşturulan yüzey modeli görülmektedir. Şekilde, 3-boyutlu koordinat eksenleri, ve tümör yüzeyi ile ilgili bilgiler ve ayrıca yüzeyi oluşturan noktaların koordinatları görülmektedir.



Şekil 5.21 Tümör yüzeyi ve gerekli bilgiler

Şekilde görüldüğü gibi, yazılım otomatik olarak tümörün hacmini ve yüzey alanını hesaplamıştır. Buna göre tümörün hacmi 4313.238 mm^3 'tür. Yüzey alanı ise, 3126.872 mm^2 'dir. Hacim hesabı için yüzeyi oluşturan üçgenlerle, yüzeyin içinde seçilen bir noktayı tepe kabul eden üçgen sayısına eşit sanal tetrahedronlar oluşturulmuştur. Bundan sonra yüzeyin x, y ve z yönlerinde tetrahedronların tabanı değiştirilerek üç ayrı hacim hesabı yapılmıştır. Bunun için Heron formülleri ve maximum divergence yöntemi kullanılmıştır. Eğer yüzeyin bir yönde açıklığı varsa, bu surumda o yönde hesaplanan hacim yanlış olacaktır. Şekil 5.21'den z yönündeki hacmin 2427.888 mm^3 olarak hesaplandığı görülüyor. Bu değer yanlıştır, çünkü z yönünde açıklık vardır. Oysa x ve y yönlerinde hesaplanan hacimler eşittir. Yani eğer z yönü de kapalı olsaydı, hesaplanan hacim 4313.238 olacaktı. Bu üç ayrı yönde hacmin hesaplanması kontrol olanağı sağlar. Eğer üç yönde de hacim farklı ise bu durumda, üç yönde de yüzeyin kapanmadığı anlaşılır ve hesaplanan hacim yanlıştır. Bu durumda, yüzeyin kapatılması gerekir. Bunun için convex hull teknikleri kullanılabilir.

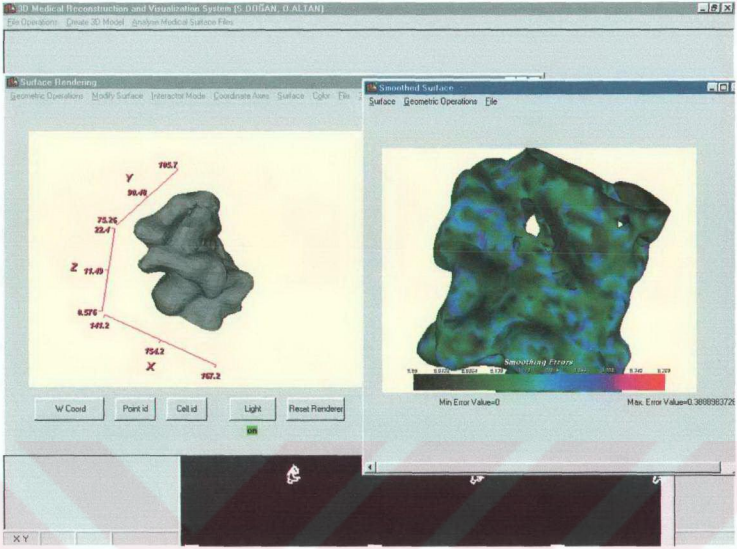
Yine Şekil 5.20’de, tümörü oluşturan üçgen ve nokta sayısı verilmiştir. Buna göre tümör yüzeyinde, 9568 tane üçgen ve 4850 tane nokta vardır. Şekilde ayrıca tümörü oluşturan noktaların koordinatları görülmektedir. Bu noktalar istenirse tümör üzerine işaretlenebilir ve numaraları yazdırılabilir (Şekil 5.22).



Şekil 5.22 Tümör yüzeyinin noktaları

Şekilden 2509 numaralı nokta fare ile işaretlenmiş ve koordinatları yan tara yazdırılmıştır. Yine aynı noktanın koordinatları nokta listesinde de görülmektedir. Bu nokta koordinatları, model koordinat sistemindedir. Model koordinatları ile gerçek koordinatlar arasında ölçek farkı yoktur. Başka bir ifadeyle, modelden hesaplanan uzaklıkla aynı uzaklığın nesne koordinatlarıyla hesaplanan değerleri birbirine çok yakındır. Ancak, çalışmada buna rağmen bir tek ölçek faktörü ile benzerlik dönüşümü ve üç ölçek faktörü ile afin dönüşümü ile model koordinatları nesne koordinatlarına dönüştürülebilmektedir.

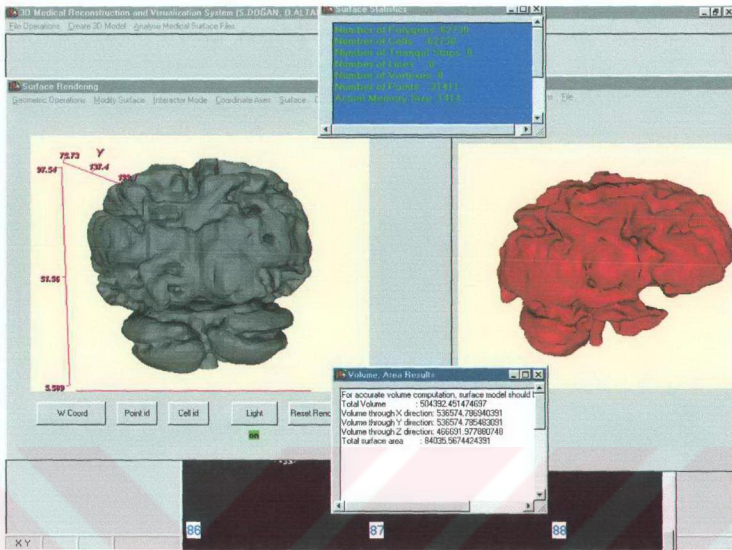
İstenirse, yüzey modelleri Laplace fonksiyonu ile yumuşatılabilmekte ve yumuşatma hataları da görüntülenebilmektedir (Şekil 5.23).



Şekil 5.23 Tümör yüzeyinin yumuşatma hataları

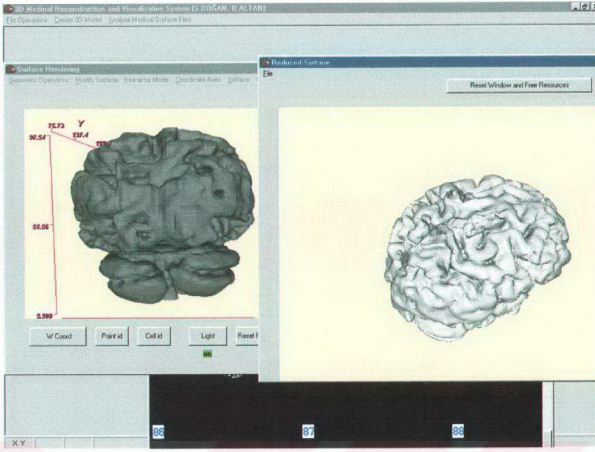
Şekil 5.23'de tümör yüzeyinin yumuşatılması işlemi görülmektedir. Yumuşatma 2 iterasyonla %25 oranında yumuşatma faktörü ile yapılmıştır. Yumuşatma sonucunda elde edilen hatalar grafik olarak verilmiştir. Yumuşatma sonucunda maksimum hata 0.389 mm olarak elde edilmiştir. Hata şöyle hesaplanmıştır. Yumuşatılan yüzeyin noktalarının teker teker orijinal yüzeydeki karşılıklarına olan Euklides uzaklıkları hesaplanmıştır. Bu uzaklıkların en büyük olanı maksimum hata olarak alınmıştır. Kullanıcı isterse hata kriterini başka bir fonksiyonla da tanımlayabilir. Örneğin, Euklides uzaklıkları yerine, x,y,z yönlerindeki koordinat farklarını hata kriteri olarak kabul edip buna göre hataları hesaplatılabilir.

Şekil 5.24'de, beyin dokularının (cortex) yüzey modeli görülmektedir. Bütün bu modeller, tümörün oluşturulmasında kullanılan yaklaşımlarla elde edilmiştir.



Şekil 5.24 Beyin modeli ve yumuşatılmış hali

Şekil 5.24'de Beynin orijinal ve yumuşatılmış hali görülmektedir. Beynin alan ve hacmi de verilmiştir. Bütün hesap ve analizler bütün yüzeyler için yapılabilir. Yüzeyi oluşturan nokta sayılarının çok fazla olması durumunda, nokta sayıları azaltılabilir. Bunun için decimation adı verilen teknikler kullanılabilir. Şekil 5.25'de beyin yüzeyinin üçgen sayılarının azaltılması sonucunda elde edilen yüzey modeli görülmektedir.

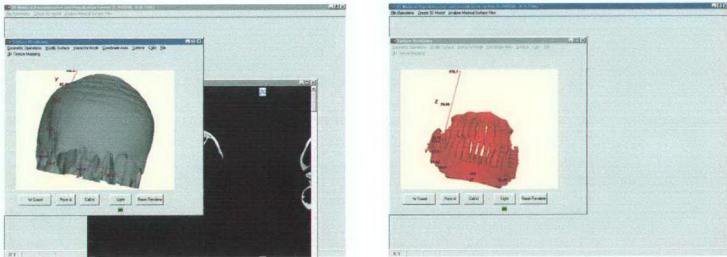


Şekil 5.25 Yüzey noktalarının azaltılması

Şekil 5.25'de sağ tarafta, soldaki orijinal yüzeyin nokta ve üçgen sayısının %95 oranında azaltılması ile elde edilmiş yeni yüzey görülmektedir.

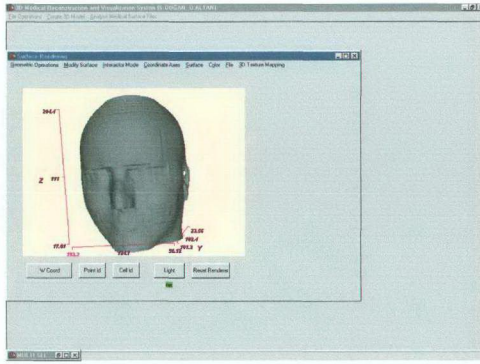
Yapılan işlemlerde elde edilen tüm sonuç görüntüler, yüzey olarak ayrı ayrı yeni dosyalara kaydedilebilmekte ve daha sonra aynen orijinal yüzeylere yapılan bütün işlemler bu yüzeylere de yapılabilmektedir.

Şekil 5.26'da damakla birlikte dişlerin ve ayrıca kafatasının yüzey modelleri görülmektedir.



Şekil 5.26 Kafatası ve dişler

Şekil 5.27’de, deri modeli görülmektedir.

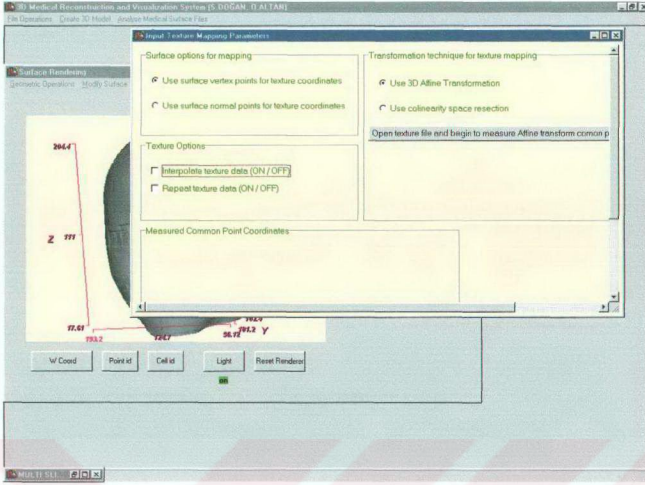


Şekil 5.27 Deri dokusunun yüzey modeli

5.6. Deri Yüzeyine Hastanın Fotoğraflarının Yapıştırılması (Texture Mapping)

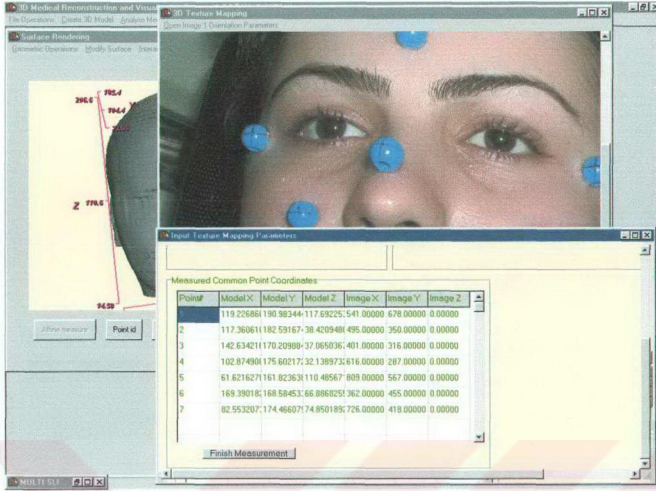
Oluşturulan dış deri yüzeyine, geliştirilen yazılımla iki türlü texture mapping yapmak mümkündür. Birincisinde 3D afin dönüşümü ile texture koordinatlarının bulunup texture mapping’in yapılması diğeri ise fotogrametrik demet dengelemesi ile fotoğrafları yöneltip, geriden kestirme ile resim koordinatlarının yapılmasıdır.

Burada Affine dönüşümü ile texture mapping örneği verilecektir. Bunun için yazılımda yüzey modelinin gösterildiği penceredeki “3D texture mapping” menüsü seçilir. Burada Affine, benzerlik dönüşümlerinin yanı sıra, texture koordinatlarının sanal gerçeklik için (virtual reality) otomatik olarak üretilmesini sağlayan fonksiyonlar da sunulmuştur. Foto gerçeklik için de menüden “3D Mapping” seçeneği seçilmelidir. Bu menü seçilince ekrana Şekil 5.28’deki pencere gelir.



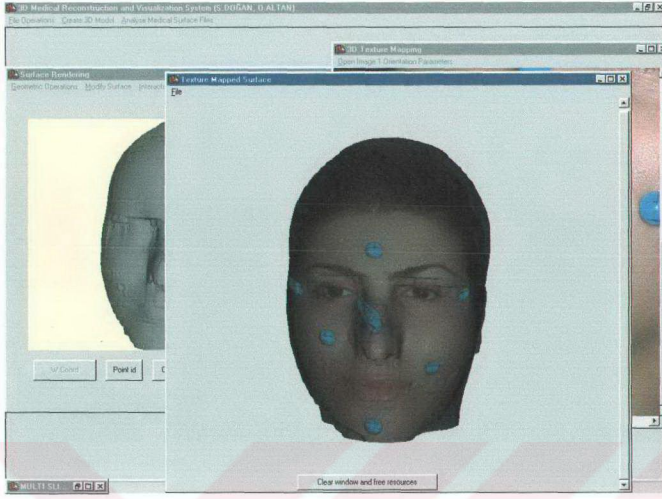
Şekil 5.28 Texture mapping parametrelerinin ve resmin seçilmesi

Şekilden görüldüğü gibi, texture koordinatlarının hesabı için ya yüzeyin üçgen köşeleri ya da yüzey normalleri kullanılabilir. Yüzey normallerinin seçilmesi durumunda, ekrandaki yüzeyin normalleri otomatik olarak hesaplanır. İstenirse yüzey normalleri ayrıca görüntülenebilir. Şekil 5.28'den ya Affine dönüşümü ya da kolinearite eşitlikleri seçilebilir. Daha sonra texture görüntüsü açılmalıdır. Şekil 5.29'da texture görüntüsü ve Afin dönüşümü için noktaların ölçülmesi görülmektedir. Şekilde ayrıca, texture mapping için kullanılacak resim de görülmektedir.

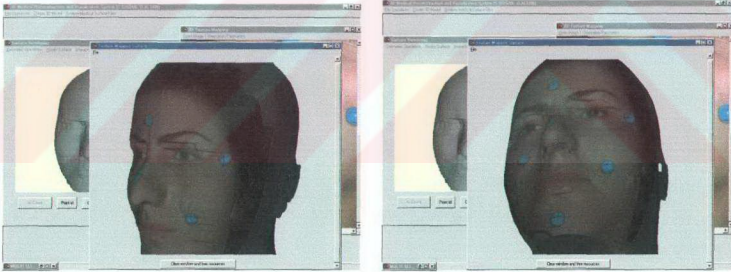


Şekil 5.29 Ortak noktaların ölçülmesi

Ortak noktalar ölçüldükten sonra, "Finish measurement" butonuna basılınca dönüşüm parametreleri ve istatistiksel parametreleri hesaplanılarak texture mapping yapılır (Şekil 5.30 ; Şekil 5.31).



Şekil 5.30 Foto-realistik yüz modeli



Şekil 5.31 Foto-realistik yüz modeli (farklı açılardan)

5.7. Yüzey Modellerinin Analiz Edilmesi

Geliştirilen modelleri birlikte analiz edebilmek için de etkin fonksiyonlar sunulmuştur. İstenen yüzey istenen diğer bir yüzeyle görüntülenebilir, kesilip kırılabilir. Her türlü koordinat ve konum ölçüsünün alındığı önceki bölümlerden bilinmektedir. Koordinat ölçüsü için ölçüsü için fare istenilen noktaya getirilip kliklenmelidir. İşaretlenen noktanın koordinatları 3-boyutlu olarak ekranda gösterilmektedir. Üçüncü boyut yani, derinlik değeri Z-buffer'dan hesaplanmaktadır.

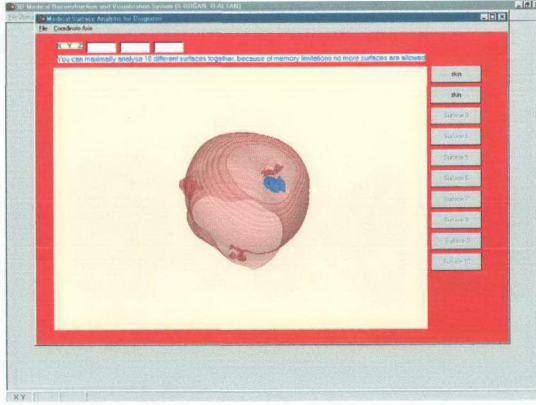
Şekil 5.32'de beyin ve tümör birlikte görülmektedir. Beyin saydam hale getirilmiştir. İstenilen renk ve gölge modeli seçilebilmektedir.



Şekil 5.32 Beyin ve tümör (sol saydam beyin, sağ opak)

Şekil 5.32'de, sol tarafta beyin saydamlaştırılmış ve tümör ise opak ve pembe ile gösterilmiştir. Yukarıda ise tümör üzerinde bir noktanın koordinatı görülmektedir. Şeklin sağında ise beyin ve tümör opak görüntülenmiş ve dikkat edilirse tümör beynin içinde pembe renkle görülmektedir.

Şekil 5.33'de, saydam deri yüzeyi ve tümör birlikte görülmektedir.



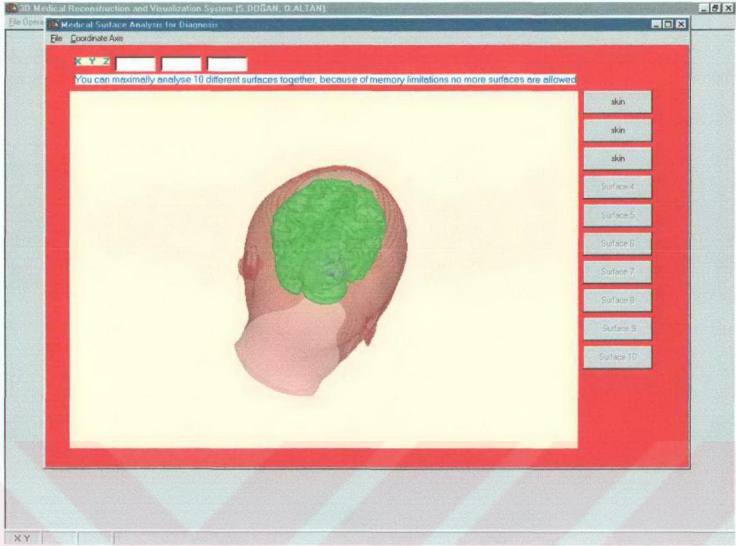
Şekil 5.33 Deri yüzeyi ve tümör

Şekil 5.34’de ise deri, beyin ve tümör birlikte görüntülenmiştir. Burada deri yine saydam tanımlanmıştır.



Şekil 5.34 Deri, tümör ve beyin

Şekil 5.34’de beyin opak olduğundan tümör farkedilemiyor. Şekil 5.35’de ise, beyin de saydamlaştırılıp tümörün görünmesi sağlanmıştır.



Şekil 5.35 Tümör, beyin ve deri

Şekil 5.35’de, beyin yeşil renkte ve tümör kafanın arkasında koyu mavi renkte görülmektedir. Bu modellerde her türlü ölçü yapılabilmektedir.

Geliştirilen sistemde, buraya kadar anlatılan uygulamalardan başka daha bir çok etkinlik yazılım tarafından sağlanmaktadır. Örneğin, kesit görüntüleri istenilen yönde yeniden örneklenebilmektedir. Yüzeyler istenilen yerlerden kesilebilmektedir. Bu bölümde, en etkin ve gerçekleştirilmesi en zor olan uygulamalar örnek olarak verilmiştir.

6. KULLANILAN ALGORİTMALARIN DUYARLIKLARININ SİMULASYONLARLA TEST EDİLMESİ

Tümör veya herhangi bir başka dokunun alan, hacim, uzunluk gibi geometrik nicelikleri, vektörel ölçü ve hesaplara olanak tanıyan yüzey modelleri kullanılarak hesaplanmaktadır. Bu durumda, doğal olarak akla gelen ilk şey, yapılan bu hesapların doğruluk derecesinin ne olduğu sorusudur. bu soruya yanıt verebilmek için genelde radyoloji literatüründe fantom adı verilen test objeleri kullanılmaktadır. Bu test objeleri CT veya MR tarayıcısıyla taranmakta ve test objesinin kesit görüntüleri alınıp, bu görüntüler kullanılarak duyarlık testleri yapılmaktadır. Ancak, böyle bir yaklaşımla algoritmaların duyarlığı hakkında net bir şey söylenemeyeceği düşünülerek bu çalışmada sentetik sanal nesnelerle duyarlık testlerinin yapılması daha uygun bulunmuştur. Çünkü, fantom nesnelerin tarayıcıda taranması sırasında hem ölçü hataları hem de artefakt adı verilen bozucu hataların ortaya çıkması kaçınılmazdır. Bu tarz hataların kuramsal bir modelle belirlenip giderilmesi, deterministik olmayan doğaları gereği mümkün olamamaktadır. Bu durumda, fantom nesnenin gerçek kesit görüntüleri ile yapılan testlerde, hata miktarlarının algoritmadan mı yoksa artefaktlardan mı kaynaklandığının anlaşılması tam olarak mümkün değildir.

Bu çalışmada, sentetik sanal nesnelerle algoritmaların test edilmesinin çok daha doğru ve etkin bir yaklaşım olduğu düşünülmüştür. Çünkü sentetik nesnelerde, tarama anında ortaya çıkacak artefaktlar bulunmayacak, kuramsal olarak kusursuz kesit görüntüleri oluşturulmuş olunacaktır. Başka bir deyişle, gerçek nesneler kullanılıyormuş gibi düşünülebilecektir. Bu durumda, yapılan testlerde ortaya çıkacak hata farklarının kaynakları ölçüler olmayacak, hataların kaynağı olarak şüphelenilmesi gereken tek şey algoritmalar olacaktır. Dolayısıyla, test sonuçları doğrudan algoritmaların duyarlığını yansıtacaktır.

Bu bölümde, öncelikle sentetik nesnelerin nasıl oluşturulduğu anlatılacak, daha sonra da tümörün konumu ve niceliklerini doğrudan etkileyen algoritmalar sırasıyla test edilecektir.

Testteki temel yaklaşım şuna dayanmaktadır: Sentetik nesnelerin alanı, hacmi ve boyutları kuramsal olarak bilinmektedir. Öyleyse, algoritmadan sonra hesaplanan alan, hacim ve büyüklükler bilinen büyüklüklerle karşılaştırılırsa, farklar hata miktarları olacaktır. Bu çalışmada, bu farklar irdelenmiştir. Testler sonucunda elde edilen hata farkları, yapılan ölçü ve hesapların duyarlılığı hakkında yeterli güvenilir bilgileri sağlamaktadır.

6.1. Sentetik Test Nesnelerin Oluşturulması

Bu ve bundan sonraki bölümlerde, sentetik test nesnesi yerine, sadece test nesnesi ifadesi kullanılacaktır. Bu sayede ifadeler kısalarak daha kolay anlaşılması sağlanacaktır.

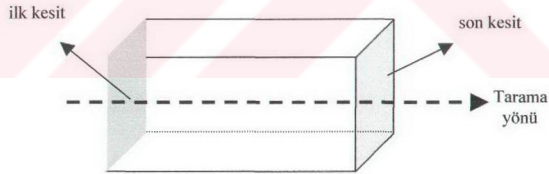
Çalışmada, iki tane test nesnesi tasarlanmıştır. Birisi küp şeklinde bir nesne, diğeri ise dikdörtgen prizma şeklinde bir nesnedir. Nesnelerin boyutları Şekil 6.1’de gösterildiği gibi tanımlanmıştır.



Şekil 6.1 Test nesneleri ve boyutları

Şekildeki küpün bir kenarının yüksekliği 114 pikseldir. 1024*768 çözünürlükte 15 inch boyutlu monitörde bir piksel 0.263671875 mm.’dir. Buna göre küpün kenar uzunlukları metrik birimle 30.05859375 mm olur. Hacim hesaplarının duyarlı bir şekilde test edilebilmesi için boyut değerlerinin virgülden sonra üçten çok basamakla ifade edilmesi daha uygun olacaktır. Sentetik prizmanın bir kesitinin boyutları ise, 76*76 piksel²’dir. Buna göre 76 piksel 20.03906250 mm olur. Prizmanın derinliği ise

30 mm olarak kabul edilmiştir. Buna göre test nesnelerinin hacimleri sırasıyla $V_{küp} = 27158.512 \text{ mm}^3$, $V_{prizma} = 12046.920 \text{ mm}^3$ olur. Bu iki test nesnesinin ayrı ayrı kesit görüntülerinin oluşturulduğu varsayılacaktır. Buna göre, seçilen bir kesit kalınlığına göre sentetik kesit görüntülerinin oluşturulması gerekir. Bu hiç de zor değildir. Ancak, burada çok önemli bir noktanın kavranması gerekir. Gerçek uygulamalarda küpün CT ya da MR tarayıcısında tarandığı, bunun için axial kesitlerin tam birbirine paralel olduğu ve eksenler arasında hiç bir dönüklüğün olmadığı spiral tarama tekniği ile tarandığı varsayılabilir. Böyle taransa bile, gerçek uygulamada, ilk kesitin tam olarak küpün bir yüzeyine eşit olması, son kesitin de tam olarak tarama yönündeki son yüzüne eşit olması olasılığı çok düşüktür. Bu durumda, küpün bir parçası ya da iki parçası (ilk ve son kesitte) eksik çıkacak dolayısıyla hesaplanan hacimler daima gerçek hacimden daha az olacaktır. Bunu anlamak için gerçek bir tümör düşünülün. Tümör beyin içinde olduğundan ve geometrisi ve yeri bilinmediğinden, kesit kalınlığı ne kadar küçük olursa olsun, bir tümörün tarama yönüne göre baş ve son noktalarını içine alan kusursuz kesitlerin bulunması mümkün değildir. Algoritmaların testi için kusursuz kesitler tanımlanmalıdır. Bu da hiç zor değildir. Bunun için, küpün ilk yüzü birinci kesit, son yüzü sonuncu kesit olacak şekilde, eşit kesit aralıkları hesapla bulunabilir (Şekil 6.2).

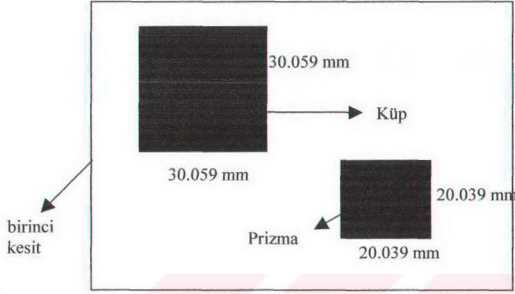


Şekil 6.2 Kesit kalınlıklarının ve kesit sayısının belirlenmesi

Şekil 6.2'ye göre, kesit kalınlıklarının 2 mm. seçildiği varsayılırsa, birinci kesit küpün ilk yüzü sonuncu kesit son yüzü olacak şekilde, 30 mm.'lik uzunlukta, toplam 15 tane kesit olacaktır. Aynı şekilde prizma nesnesi için de 2 mm. aralıkla uzun kenar boyunca tarama yapıldığı varsayılırsa 15 kesit gerekecektir.

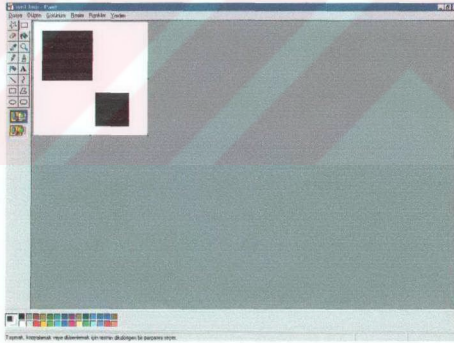
Buna göre kesit görüntüleri kolayca oluşturulabilir. Bunun için 15 tane görüntüye gereksinim duyulur. Her görüntüde kesitler, küp ve prizma için birer kare olacaktır.

Böyle sentetik bir görüntü herhangi bir resim boyama programında oluşturulabilir. Bütün kesitler birbirine paralel olduğundan, diğer bütün kesitler ilk kesitlerin kopyası (bire-bir aynısı) olmak zorundadır. Buna göre, oluşturulan test nesnesinin kesit görüntüleri Şekil 6.3’de görüldüğü gibi olacaktır.



Şekil 6.3 Sentetik kesit görüntüleri

Bütün kesitlerin, yani 15 tane kesitin hepsi de, şekil 6.3’ün aynısı olmak zorundadır. Şekil 6.4’de, Microsoft Paint yazılımı ile oluşturulan kesit görüntüsü görülmektedir.



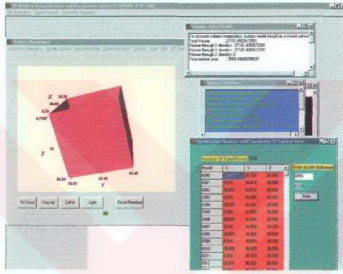
Şekil 6.4 MS Paint yazılımı ile oluşturulan kesit görüntüsü

Şekil 6.4’de, dikkat edilirse nesnelerin kesit görüntüleri homojen renklerden (tam siyah) oluşturulmuştur. Oysa gerçek uygulamalarda homojen renklerden oluşmaz. Ancak, algoritmalarla emin olunması için homojen olması istenen bir durumdur.

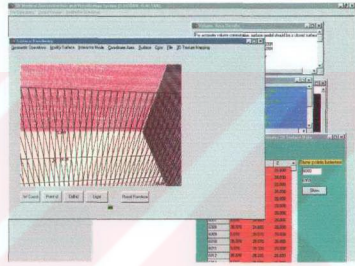
Bu aşamadan sonra, algoritmaların testine geçilebilir. Aşağıdaki bölümlerde algoritmalar test edilmektedir.

6.2. Marching Cubes Algoritmasının Duyarlılığı

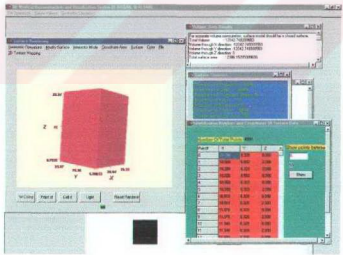
Marching Cubes (MC) Algoritması ile oluşturulan yüzeyler üçgenlerle temsil edilirler. Oluşturulan yüzeyin hacmi, bu üçgenlerle oluşturulduğu varsayılan tetrahedronların hacimlerinin toplanmasıyla bulunur. Bu çalışmada, tetrahedronların hacim hesabı için Heron formülleri, maksimum divergence yöntemiyle yapılmıştır. Şekil 6.5’de, MC yöntemiyle oluşturulan küp ve prizma yüzeyi görülmektedir.



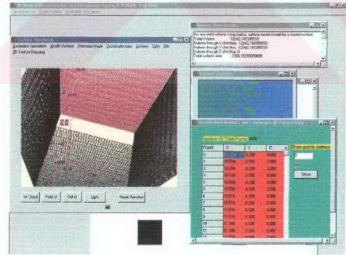
a. Küp



b. Küpün tel kafes görüntüsü (büyültülmüş)



c. Prizma



d. Küpün tel kafes görüntüsü (büyültülmüş)

Şekil 6.5 Marching Cubes algoritması ile oluşturulan test yüzeyleri

Şekil 6.5’de gösterilen sentetik test nesneleriyle elde edilen test sonuçları Tablo 6.1’de verilmiştir.

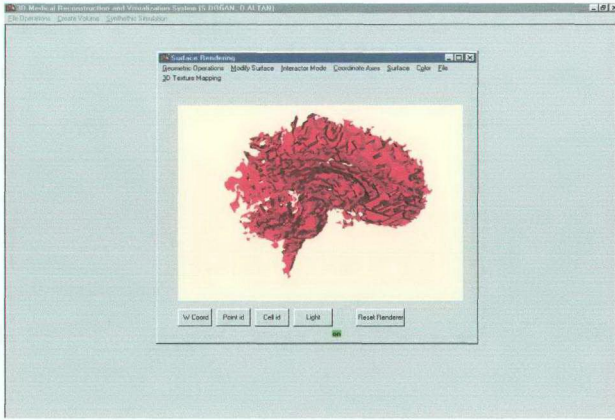
Tablo 6.1 MC algoritmasının test sonuçları

Nesne	Üçgen Sayısı	Nokta sayısı	Gerçek Hacim	Hesaplanan Hacim	Fark	Gerçek Alan	Hesaplanan Alan	Fark
Küp	13560	7232	27158.512 mm ³	27101.400 mm ³	57.112 mm ³	3614.076 mm ²	3588.497 mm ²	25.579 mm ²
Prizma	9000	4800	12046.920 mm ³	12042.749 mm ³	4.171 mm ³	2404.688 mm ²	2386.153 mm ²	18.535 mm ²

Tabloya dikkat edilirse, yüzey modelindeki üçgen ve nokta sayısı arttıkça hacim ve alan farkları da artmaktadır.

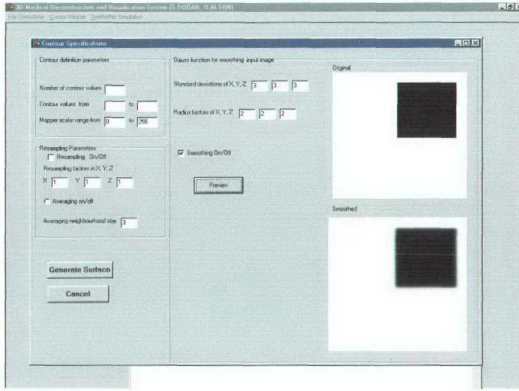
6.3. Gauss Fonksiyonu ile Yumuşatılan Kesitlerle Oluşturulan Yüzey Modellerinin Duyarlılığı

Dokuların yüzey modelleri oluşturulmadan önce, ilgili dokuyu diğerlerinden ayırmak için görüntü bölümlenir ve sadece ilgilenilen dokunun görüntüsü kesitlerde kalır. Bu bölümlere sabit bir gri-düzey değeri atanarak bölümlenen doku etiketlenir. Bu çalışmada, etiket değeri olarak 255 yani beyaz rengi temsil eden piksel değeri kullanılmıştır. Yüzeyler, MC algoritması ile etiketlenmiş kesit görüntülerinden oluşturulmuştur. MC algoritmasında, etiketlenmiş görüntüden eş yüzeyin çıkarılması için, eşyüzey değeri olarak 255 seçilmelidir. Bu durumda, 255 değerini içeren, daha doğrusu 255 değerinden geçen eşyüzeyler çizilir ve yüzey oluşturulur. Bu şekilde oluşturulan eş yüzeyler, kat kat merdiven şeklinde oluşur ve gerçeği yansıtmaz. Küp ve prizma için bu istenen bir durumdur. Ancak diğer geometrik şekillerde bu katlar yüzeyin bozuk görünmesine neden olur. Şekil 6.6'da, yumuşatılmamış kesit görüntüsünden oluşturulan beyin anatomisinden bir yüzey görülmektedir.



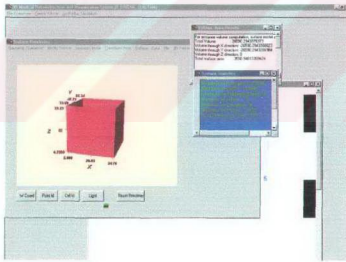
Şekil 6.6 Yüzeylerde merdiven etkisi

Bu çalışmada, etiketlenen kesitler, MC algoritması ile kullanılmadan önce, Gauss fonksiyonu ile yumuşatılmaktadır. Şekil 6.7’de, test nesnelere ait kesit görüntülerinin Gauss fonksiyonu ile yumuşatılmış hali görülmektedir. Yumuşatma için kullanılan Gauss fonksiyon 3-boyutlu olup, $R = 1$, $\sigma_x = \sigma_y = \sigma_z = 1$ olacak şekilde seçilmiştir. Burada R ; Gauss fonksiyonunu görüntüye uygulamak için kullanılan konvolüsyon maskesinin yarıçapını ($R=1$, 8’li komşuluğa karşılık gelir) ve σ_i ; x-y-z eksenleri yönündeki standart sapmaları ifade etmektedir. Yumuşatılan görüntülerde eş yüzey değeri 122.5 olarak tanımlanarak yüzey oluşturulmuştur. 122.5 değeri **Schroeder ve diğ. (1998)**’e göre, deneysel olarak en uygun değerdir. Kuramsal hiçbir gerekçesi yoktur. Bu çalışmada da gerçekten de deneysel olarak en iyi değer 122.5 olduğu görülmüştür.

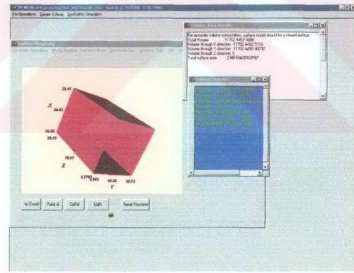


Şekil 6.7 Yumuşatılmış kesit görüntüsü

Şekil 6.8’de, Gauss fonksiyonu ile yumuşatılan kesitlerden oluşturulmuş yüzeyler görülmektedir. Gauss fonksiyonu ile görüntüler yumuşatılınca, sonuç yüzeyde noktaların sayıları ve koordinatları, dolayısıyla modelin hacmi ve alanı da değişmektedir. Bu değişim miktarları ve hacim farkları Tablo 6.2’de görülmektedir. Bu değerler sentetik test nesneleri ile elde edilmiştir.



a. Küp



b. Prizma

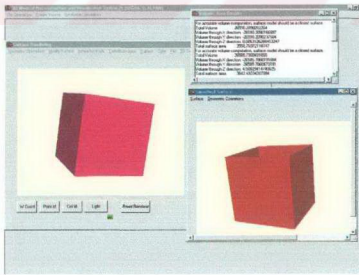
Şekil 6.8 Gauss fonksiyonu ile yumuşatılan test nesnelerinin yüzey modelleri

Tablo 6.2: Gauss fonksiyonunun alan ve hacme etkisi

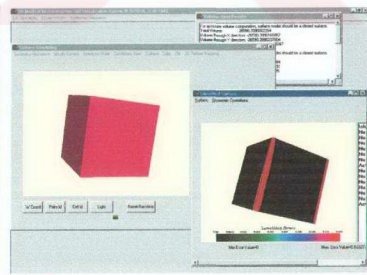
Nesne	Üçgen Sayısı	Nokta sayısı	Gerçek Hacim	Hesaplanan Hacim	Fark	Gerçek Alan	Hesaplanan Alan	Fark
Küp	13560	7232	27158.512 mm ³	26590.294 mm ³	568.218 mm ³	3614.076 mm ²	3550.948 mm ²	63.128 mm ²
Prizma	9000	4800	12046.920 mm ³	11702.449 mm ³	344.471 mm ³	2404.688 mm ²	2348.604 mm ²	56.084 mm ²

6.4. Yumuşatılmış Görüntülerden Elde Edilen Yüzeyin Laplace Fonksiyonu İle Yumuşatılması Sonucunda Elde Edilen Yüzeyin Duyarlılığı

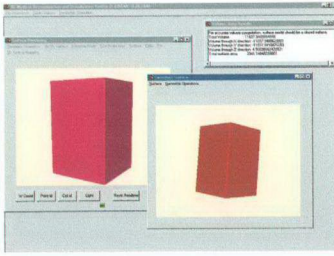
Bazı durumlarda, oluşturulan yüzey modellerinin daha yumuşak bir görünüme getirilerek daha gerçekçi görüntülenmesi istenebilir. Bu amaç için bu çalışmada, Laplace fonksiyonu ile yüzeyin yumuşatılmasına olanak tanıyan fonksiyonlar sunulmuştur. Yumuşatma sonunda yüzey noktalarının sayısı ve hücreler aynen kalmakta, ancak yumuşak görüntü elde edilebilmesi için noktaların yerleri (yani koordinatları) değiştirilmektedir. Bu durumda yüzeyin hacminin değişeceği de açıkça ortadadır. Bu bölümde, yumuşatma işleminin yüzey hacminde ve alanında ne kadarlık bir değişime yol açtığı test edilerek belirlenmiştir. Şekil 6.7’de, Gauss fonksiyonu ile yumuşatılmış kesitlerden marching cubes ile oluşturulan yüzey modeli ve Laplace fonksiyonu ile yumuşatılan yüzey modeli görülmektedir. Tablo 6.3’de ise iki yüzeyin karşılaştırılması görülmektedir.



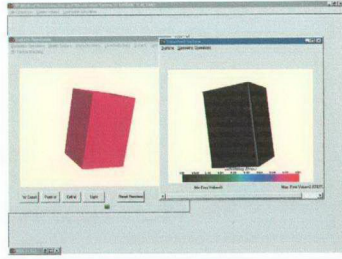
a. Küp



b. Kübün yumuşatma hataları



c. Prizma



d. Prizmanın yumuşatma hataları

Şekil 6.7 Laplace fonksiyonu test yüzeylerinin yumuşatılması

Şekil 6.7'de görülen küp ve prizma yüzeylerinin oluşturulması için öncelikle kesit görüntüleri Gauss fonksiyonu ile yumuşatılıp, 122.5 eşyüzey değeri ile yüzeyler oluşturulmuştur. Daha sonra oluşturulan yüzeyler, Laplace fonksiyonu ile yumuşatılarak yeni yumuşatılmış yüzeyler elde edilmiştir. Yumuşatma oranı %50 ve iterasyon sayısı 3 olarak tanımlanmıştır. Yüzeylerin nokta ve üçgen sayıları orijinal yüzeye eşittir. Yani, yüzeylerin topolojisi korunarak yumuşatma işlemi yapılmıştır. Yumuşatma esnasında, keskin kenarların ve sınırların da yumuşatılmasına izin verilmiştir. Yumuşatma hataları, Şekil 6.7.b. ve Şekil 6.7.d.'de gösterilmiştir. Tablo 6.3'de, yumuşatmanın hacim ve alan üzerindeki etkileri görülmektedir.

Tablo 6.3 Laplace fonksiyonu ile yumuşatma hataları

Nesne	Üçgen Sayısı	Nokta sayısı	Gerçek Hacim	Hesaplanan Hacim	Fark	Gerçek Alan	Hesaplanan Alan	Fark
Küp	13560	7232	27158.512 mm ³	26585.786 mm ³	572.726 mm ³	3614.076 mm ²	3543.492 mm ²	70.584 mm ²
Prizma	9000	4800	12046.920 mm ³	11697.941 mm ³	348.979 mm ³	2404.688 mm ²	2341.148 mm ²	63.544 mm ²

Şekil 6.7'ye dikkat edilirse, yumuşatma hatalarının küp ve prizmanın kenarlarında en büyük değerlere ulaştığı görülmektedir. Her ikisinde de en büyük yumuşatma hatası miktarı, 0.823 mm olarak elde edilmiştir. Bunun anlamı, yumuşatılan görüntüdeki noktaların orijinal konumlarından en büyük uzaklığı 0.823 mm demektir. Daha önce de anlatıldığı gibi, Laplace fonksiyonu ile yumuşatılan yüzeylerde, yumuşatma

fonksiyonuna göre, sadece orijinal yüzeyin noktalarının geometrik yerleri değiştirilmektedir. Yani, nokta sayısı ve dolayısıyla üçgen sayıları sabit kalmaktadır.

7. SONUÇ VE TARTIŞMALAR

Bu tez çalışmasında, tıbbi amaçlar için, CT, MR ve diğer medikal görüntüleme teknikleri kullanılarak hastalıkların ya da hasta dokuların konumlarının noktasal olarak duyarlı bir şekilde belirlenebileceği gösterilmiştir. Ayrıca tıbbi tanı, tedavi planlarının hazırlanması ve tedavi sürecinde fotogrametrik yöntemlerle bütünleştirilmiş 3-boyutlu görüntüleme sistemlerinin sayısız yararları olacağı da ortaya konmuştur. Böyle bir sistemle, tedavi planlaması aşamasında her türlü analizin yapılması olanaklıdır. Hekimler, dokuları istedikleri açılardan, istedikleri ölçeklerde izleyebilir ve her türlü ölçüyü duyarlı şekilde yapabilirler.

İnsan vücudundaki hastalıklı dokuların belirlenmesinden sonra yapılacak tedavi planlarının hazırlanması aşamasında ve tedavi sürecinde, böyle bir sistemle hastalığın zamanla değişimi de kolay bir şekilde izlenebilir. Bunun için tedavi sürecinde farklı zamanlarda çekilen görüntülerle oluşturulan 3-boyutlu modellerin, birbirleriyle karşılaştırılması ve buna göre hastalığın seyri hakkında daha etkin yorumların yapılması kolay olacaktır.

Bu çalışmada, yukarıda sayılan kolaylıkları sağlayan küçük bir sistem geliştirilmiş ve bu sistemde bir uygulama gerçekleştirilmiştir. Sistemin duyarlılığı hem kontrol noktalarıyla hem de simülasyonlarla test edilmiştir. Ancak, bu sistemin tıp alanında kullanılabilmesi için eksikliklerinin giderilmesi ve yoğun bir test sürecinden geçirilmesi gerekir. Sistemin gerçek hayatta kolayca uygulanabilmesi için, özel olarak kontrol noktaları tasarlanmalı ve görüntülerin alınması sırasında hastanın kımıldamasını engelleyecek düzenekler yapılmalıdır. Hastanın dijital fotoğraflarının otomatik olarak çekilmesi için de en az iki dijital kameradan oluşan bir fotoğraf sistemi kurulmalıdır.

Dünyada 3-boyutlu tıbbi görüntüleme konusunda kullanılmakta olan sistemler çok pahalı sistemlerdir. Bununla beraber, bu sistemlerde fotogrametrik teknikler yeterince kullanılmamaktadır. Tıbbın farklı dallarında, özellikle diş hekimliği ve plastik cerrahi alanında dijital fotogrametri mutlaka kullanılmalıdır. Bu çalışmada, bu

tür sistemlerin ülkemizin beyin gücüyle geliştirilmesinin hiç de zor olmayacağı konusunda cesaretlendirici sonuçlar alınmıştır. Ülkemizde bu tarz çalışmalara ciddi destek sağlanmalıdır. Bu sayede, ülkemiz hem bilimde daha ileri düzeylerde yer alacak hem de ülkemizin kaynakları daha etkin kullanılmış olacaktır.

Bu çalışmanın tıp doktorlarıyla birlikte kurulacak bir ekiple daha da geliştirilmesi yönünde çalışmalar planlanmaktadır. Gelecekte, dokuların otomatik olarak bölümlenmesi için yapay sinir ağlarının kullanılması düşünülmektedir.

KAYNAKLAR

- Atkinson, K.B.**, 1996. Close Range Photogrammetry and Machine Vision, J.W. Arrowsmith Ltd., Bristol.
- Aytaç, M., Örmeci, C., Altan, O.**, 1983. Fotogrametri. İTÜ Matbaası (çeviri), İstanbul.
- Chang, H. and Fitzpatrick, M.**, A Technique for Accurate Magnetic Resonance Imaging in the Presence of Field Inhomogeneities, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, **11**, 319-329.
- Clarke, T.A., Cooper, M.A.R., Chen, J. And Robson S.**, 1995. Automated Three Dimensional Measurement Using Multiple CCD Camera Views, *Photogrammetric Record*, **85**, 27-42.
- Dilaver, A.**, 1997. Jeodezide Temel Koordinat Sistemleri, KTÜ Mühendislik Fak. Ders Notları 47, Trabzon.
- D'apuzzo, N.**, 1998. Automated Photogrammetric Measurement of Human Faces. *Intenrtional Archieves of Photogrammetry and Remote Sensing*, **32(B5)**, Hakodate, Japan, 402-407.
- D'apuzzo, N.**, 2001. Human Face Modelling from Multi Images. *Proc. of 3rd International Image Sensing Seminar on New Development in Digital Photogrammetry, September 24-27, Gifu, Japan*, 28-29.
- Doğan, S., and Bektaş., S.**, 1999. Enhancement of Raster Images with Histogram Analysis Techniques. *3rd Turkish-German Joint Geodetic Days, June 1-4 ,Istanbul, Turkey*, 444-454.
- Doğan, S., and Altan, O.**, 2001. Image Matching with Artificial Neural Networks. *4th Turkish-German Joint Geodetic Days, April 3-6, Berlin, Germany*, 29-36.
- Doğan, S., and Altan, O.**, 2002, 3D Brain Volume and Surface Visualization with CT and MR Images for Diagnosis Abnormal Structures: Integration

with Photogrammetric Techniques. *ISPRS Commision V Symposium*, 2-6 September, Corfu, Greece, 250-257.

Duce, D.A. and Hopgood, F.R.A., 1987. The Graphical Kernel System (GKS). *Computer Aided Design*, **19(8)**, 396-409.

Ebbinghaus, W.W., 1987. Simultaneous Calibration of a Photogrammetric StereoPair, *Photogrammetric Record*, **70**, 519-523.

Eisert, P. and Girod, B., 1998. Analyzing Facial Expressions for Virtual Conferencing. *IEEE Computer Graphics and Applications*, **272-1716**, 70-78.

Elad, D. and Einav, S., 1996. 3D Measurement of Biological Surfaces, *Photogrammetric Record*, **(45)**, 248-265.

Erdun, H., 1994. Turbo C Programlama Dili, Beta Basım Yayım A.Ş., İstanbul.

Fornage, B.D., Atkinson, E.N., Nock, L.F. and Jones, P.H., 2000. US with Extended Field of View: Phantom-tested Accuracy of Distance Measurements, *Radiology*, **214**, 579-584.

Fujishiro, I, Takeshima, Y., Azuma, T. and Takahashi, S., 2000. Volume Data Mining Using 3D Field Topology Analysis, *IEEE Computer Graphics and Applications*, **272-1716**, 46-51.

Gonzalez R.C., 1987. Digital Image Processing, Addison-Wesley Publishing Company, USA.

Gruen, A.W., 1985. Adaptive Least Squares Correlation: A Powerful Image Matching Technique, *South African J. of Photogrammetry Remote Sensing and Cartography*, **14**, 175-187.

Gruen, A., 1998. DTM Generation and Visualization, *Symposium on Digital Photogrammetry*, 21-22 May, Istanbul, Turkey, V1-V16.

Haris, K., Efstratiadis, S.,N., Maglonveras, N., and Katsaggelos, A.,K.,1998. Hybrid Image Segmentation Using Watersheds and Fast Region Merging. *IEEE Trasnactions on Image Processing*, **7(12)**, 1684-1699.

Haykin, S., 1999. Neural Networks A Comprehensive Foundation, Prentice Hall, New Jersey.

- Hill, F.,S.,** 2000. Computer Graphics Using OpenGL, Prentice Hall Inc., USA.
- Howard, J.,D., Elster, A.D. and May, J.S.,** 1990. Temporal Bone:Three Dimensional CT Part I. *Radiology*, **177**, 421-425.
- Howard, J.,D., Elster, A.D. and May, J.S.,** 1990. Temporal Bone:Three Dimensional CT Part II Pathologic Alterations. *Radiology*, **177**, 427-430.
- Jahne, B.,** 1997. Digital Image Processing, Springer-Verlag, Berlin.
- Johnson P.T., Heath, D.G., Kuszyk, B.S. and Fishman, E.K.,** 1996. CT Angiography with Volume Rendering:Advantages and Applications in Splanchnic Vascular Imaging, *Radiology*, **200**, 564-568.
- Jain, R., Kasturi, R. And Schunck, B.G.,** 1995. Machine Vision. McGraw-Hill Inc., Singapore.
- Jansa, J., Balazs, M., Öhreder, C., Rasse, M.,** 1999. A Videometric Set-up for Surface Determination of Human faces, *3rd Turkish-German Joint Geodetic Days, Istanbul, Turkey, 1-4 June*, 257-263.
- Kak, A.C. and Slaney, M.,** 1998. Principles of Computed Tomographic Imaging. IEEE Press, NJ.
- Karagülle, İ. ve Pala, Z.,** 2000. C++ Builder 4, Türkmen Kitabevi, İstanbul.
- Klingenbeck, K. and Reinfelder, H.E.,** 1990. Medical Imaging Techniques. *ISPRS Journal of Photogrammetry and Remote Sensing*, **45**, 203-226.
- Kraus, K.,** 1993. Photogrammetry, Fundamentals and Standard Processes I, Ferd. Dümmlers Verlag, Bonn.
- Lodge, M.A., Webb, S., Flower, M.A. and Binnie, D.M.,** 1996. A Prototype Rotating Slat Collimator for Single Photon Emission Computed Tomography, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, **15**, 500-511.
- Low, A.,** 1991. Introductory Computer Vision and Image Processing. McGraw Hill Book Co., London.
- Mather, P.,M.,** 1999. Computer Processing of Remotely Sensed Images. John Wiley & Sons Inc., England.

- Maurer, C.,R., Aboutanos, G.,B., Davant, B.,M., ve diğ.,** 1996. Effect of Geometrical Distortion Correction in MR on Image Registration Accuracy. *Journal of Computer Assisted Tomography*, **20(4)**, 666-679.
- Maurer, C.,R., Fitzpatrick, M., Weng, M.,Y., ve diğ.,** 1997. Registration of Head Volume Images Using Implantable Fiducial Markers. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, **16(4)**, 447-455.
- Murray, J.,D., and vanRyper, W.,** 1996. Graphics File Formats. O'Reilly & Associates Inc., USA.
- Napel, S., Rubin, G.D. and Jeffrey, R.B.,** 1993. STS-MIP: A New Reconstruction Technique for CT of the Chest, *Journal of Computer Assisted Tomography*, **17(5)**, 832-838.
- Newman, W. M. and Sproull, R.F.,** 1979. Principles of Interactive Computer Graphics, McGraw Hill, London.
- Ney, D.R., Fishman E.K. and Magid, D.,** 1990. Volumetric rendering of Computed Tomography Data: Principles and Techniques, *IEEE Computer Graphics and Applications*, **17**, 24-32.
- Nolte, J.,** 1988. The Human Brain An Introduction to its Functional Anatomy. The C.V. Mosby Company, Missouri.
- Oyar, O.,** 1998. Radyolojide Temel Fizik Kavramlar, Nobel Tıp Kitabevleri LTD ŞTİ., İstanbul.
- Öztürk, E. ve Şerbetçi, M.,** 1989. Dengeleme Hesabı Cilt I, K.T.Ü. Basımevi, Trabzon.
- Öztürk, E. ve Şerbetçi, M.,** 1989. Dengeleme Hesabı Cilt II, K.T.Ü. Basımevi, Trabzon.
- Payne, B.A. and Toga, A.W.,** 1990. Surface Mapping Brain Function on 3D Models. *IEEE Computer Graphics and Applications*, **17**, 33-40.
- Pelizzari, C.,A., Chen, G.,T.,Y., Spelbring, D.,R., ve diğ.,** 1989. Accurate Three Dimensional Registration of CT, PET, and/or MR Images of the Brain. *Journal of Computer Assisted Tomography*, **13(1)**, 20-26.

- Rabbani, M., and Jones, P.W.,** 1991. SPIE Optical Engineering Press, USA.
- Remondino, F.,** 2000. Investigation and Calibration of Digital Camera Sony DSC-F505 Cybershot, IGP ,ETH, Zurich.
- Richards, J., A.,** 1993. Remote Sensing Digital Image Analysis. Springer-Verlag, Germany.
- Rousu, J.S., Kohls, Kohls, P.E., Kall, B. And Kelly P.J.,** 2000. Computer-Assited Image-Guided Surgery Using The Regulus Navigator, Compass International Inc., Rochester.
- Rua, P. ve Öztürk, Ö.,** 1995. PC'nin Sırları, Kesmeler ve Düşük Seviyeli Fonksiyonlar. Sistem Yayıncılık, İstanbul.
- Rueckert, D., Sonada, L.I., Hayes, C., Hill,D.L.G., Leach, M.O. and Hawkes, D.J.,** 1999. Nonrigid Registration Using Free-Form Deformations:Application to Breast MR Images, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, **18**, 712-721.
- Sabins, F., F.,** 1987. Remote Sensing Principles and Interpretation. WH. Freeman and Company, USA.
- Schewe, H., Ifert, F., Kopp, S. and Gründig, L.,** 1999. PictranMed-An Orthodontic Application of Digital Photogrammetry, *Third Turkish German Joint geodetic Days*, İstanbul, Turkey, June 1-4, 257-261.
- Schroeder, W., Avila, L.S., Martin, K.M., Hoffman, W.A., Law, C.C.,** 1998. The Visualization Toolkit User's Guide, Kitware Inc., USA.
- Schroeder, W., Martin, K. and Lorensen, W,** 1997. The Visualization Toolkit An Object Oriented Approach to 3D Graphics, Prentice Hall PTR, New Jersey.
- Shirman, L. and Kamen, Y.,** 1997, Fast and Accurate Texture Placement, *IEEE Computer Graphics and Applications*, **270**, 60-66.
- Shepherd, B.,J.,** 1987. Graphics Standards: Issues and Approaches. *Computer Aided Design*, **19(8)**, 394-395.
- Sonka, M., SundaraMoorthy, G., and Hoffman, E.,A.,** 1994. Knowledge Based Segmentation of Intrathoracic Airways from Multidimensional High

Resolution CT Images. *Physiology and Function From Multidimensional Images, Proc. SPIE*, **2168**, 73-85.

Soyer, P., Heath, D., Bluemke, D., Choti, M., Kuhlman, J. and Reichle, R., 1996. Three-Dimensional Helical CT of Intrahepatic Venous Structures: Comparison of Three Rendering Techniques. *Journal of Computer Assisted Tomography*, **20**(1), 122-127.

Sproull, F.R., Sutherland, W.R. and Ullner, M.K., 1989. Device Independent Graphics. McGraw Hill Book Company, Singapore.

Teuber, J., 1993. Digital Image Processing, Prentice Hall, Cambridge.

Tiede, U., Hoehne, K., Bomans, M., Pommert, A., Riemer, M and Wiebecke, G., 1990. Investigation of Medical 3D-Rendering Algorithms, *IEEE Computer Graphics and Applications*, **17**, 41-53.

Umbaugh, S.E., 1998. Computer Vision and Image Processing a Practical approach using CVIPtools, Prentice Hall PTR, New Jersey.

Watt, A., and Watt, M., 1992. Advanced Animation and Rendering Techniques. Addison-Wesley, USA.

Wells, P., Davis, J., and Morgan, M., 1994. Computed Tomography. *Materials Forum*, **18**, 111-133.

West, J., FitzPatrick, M., Maurer, C.R., ve diğ., 1997. Comparison and Evaluation of Retrospective Intermodality Brain Image Registration Techniques. *Journal of Computer Assisted Tomography*, **21**(4), 554-566.

Woodhouse, N., G., Robson, S., and Eyre, J., R., 1999. Vision Metrology and Three Dimensional Visualization in Structural Testing and Monitoring. *Photogrammetric Record*, **16**(94), 625-641.

Yanık, M., 2000. C++ Builder, Beta Basım Yayım Dağıtım A.Ş., İstanbul.

Zeng, Z., and Wang, X., 1992. A General Solution of a Closed Form Space Resection. *Photogrammetric Engineering & Remote Sensing*, **58**(3), 327-338.

Zuo, C., S., Jiang, A., Buff, B.L., Mahon, T.G. and Wong, T.Z., 1996. Automatic Motion Correction for Breast MR Imaging, *Radiology*, **198**, 903-905.

EKLER

Çalışmada geliştirilen, medical görüntü işleme ve analiz sistemi (MIPAS) yazılımı ve yazılımla ilgili bilgiler, arka kapakta verilen CD ROM içerisinde sunulmuştur.

ÖZGEÇMİŞ

01.03.1972 yılında, Amasya'nın Gümüşhacıköy ilçesinde doğdum. İlk ve orta öğrenimimi Gümüşhacıköy'de tamamladım. 1985-1989 yılları arasında Ankara'da Tapu ve Kadastro Meslek Lisesinde lise öğrenimimi tamamladım.

Eylül 1989-Eylül 1990 yılları arasında Samsun'un Vezirköprü ilçesi Kadastro Müdürlüğünde kadastro teknisyenliği görevi yaptım. Eylül 1990'da K.T.Ü. Jeodezi ve Fotogrametri Mühendisliği Bölümü'nü kazandım ve kadastrodaki görevimden ayrıldım. 1990-1994 yılları arasında lisans öğrenimimi tamamladım.

Ekim 1994'de, Gümüşhane'nin Torul ilçesi Kadastro Müdürlüğüne kontrol mühendisi olarak atandım. Şubat 1995'te kadastrodaki görevimden ayrıldım ve Nisan 1995'te K.T.Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü, Jeodezi ve Fotogrametri Mühendisliği Anabilim Dalına araştırma görevlisi olarak atandım. Yüksek lisans çalışmamı Temmuz 1996'da bitirdim.

Şubat 1997'de, KTÜ'deki görevimden ayrılarak, Samsun Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Jeodezi ve Fotogrametri Mühendisliği Bölümüne araştırma görevlisi olarak atandım. Şubat 1998'de ise aynı üniversitede öğretim görevlisi olarak yeniden atandım ve halen bu görevime devam etmekteyim. Kasım 1998 - Haziran 2001 tarihleri arasında Başbakanlık Yönetim ve Bilişim Sistemleri Merkezi'nde 2547 sayılı yasanın 38. maddesine göre görevli olarak çalıştım. Dördü uluslararası olmak üzere, yayımlanmış toplam 14 tane makalem vardır.