

**KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

BİLGİSAYAR MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

**HACİMSEL VERİ GÖRÜNTÜLEME ve WEB TABANLI TIBBİ
GÖRÜNTÜ ARŞİVLEME İLETİM SİSTEMİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Rıza KUŞ

**TEMMUZ 2006
TRABZON**

ÖNSÖZ

Böylesi güncel ve faydalı, önü açık bir tez konusu seçiminde bana yol gösteren ve ihtiyacım olduğunda beni yönlendiren, her zaman desteğini gördüğüm Sayın Hocam Yrd. Doç. Dr. Cemal KÖSE'ye, zorlandığım zamanlarda gösterdiği yakın anlayışından ve bana verdiği engin bilgisinden dolayı sonsuz teşekkür ve şükranlarımı sunarım.

Tez süresince paralel çalışmalar yürüttüğüm ve karşılaştığım zorlukları göğüslerken sürekli yanımda olan ve desteğini esirgemeyen Öğretim Görevlisi Yasin KAYA'ya teşekkür ederim.

Bana olan desteğini hiçbir zaman esirgemeyen, verdiği güven ve moralden, gösterdiği sabır ve anlayıştan dolayı biricik aşkım Sultan VELİ'ye sonsuz teşekkür ve şükranlarımı sunarım.

Tez yazım aşamasında bana gösterdiği büyük anlayıştan dolayı Sayın Bölüm Başkanım Yrd. Doç. Dr. Zafer KÜÇÜK'e şükranlarımı sunarım.

Zorlu çalışma günlerinde bana verdikleri destek, gösterdikleri sabırdan dolayı Araştırma Görevlileri Uğur ŞEVİK, Kamil Öncü ŞEN'e, Öğretim Görevlisi Özkan BİNGÖL'e teşekkür ederim.

Her şeyden önce beni bu günlere getiren, her türlü fedakârlığı yaparak benim yetişmemi isteyen ve gereken her şeyi yapan çok sevgili Annem ve Babama layık bir evlat olabilmek temennisi ile kendilerine saygı ve sevgilerimi sunarım.

Bu çalışmanın hazırlanması esnasında bana desteği olan adını sayamadığım nice insana, Karadeniz Teknik Üniversitesi'ne teşekkür ederim.

Rıza KUŞ
Trabzon, 2006

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa No</u>
ÖNSÖZ.....	II
İÇİNDEKİLER	III
ÖZET.....	V
SUMMARY.....	VI
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	VII
TABLolar DİZİNİ	IX
TABLolar DİZİNİ	IX
1. GENEL BİLGİLER.....	1
1.1 Giriş	1
1.2 Görüntü Arşivleme ve İletim Sistemi.....	4
1.3 PACS'in Avantajları Nelerdir?.....	5
1.3.1 Hasta İçin Avantajları	5
1.3.2 Hastane İçin Avantajları	6
1.4 Tıpta Sayısal Görüntüleme ve İletimi.....	6
1.4.1 Tıpta Sayısal Görüntüleme ve İletim Dosya Formatı.....	7
1.4.2 Tıpta Sayısal Görüntüleme ve İletim Dosya Başlığı	8
1.4.3 Bilgi Nesneleri Tanımlamaları	12
1.4.4 Tıpta Sayısal Görüntüleme ve İletim İçin Temel Kodlama İlkeleri.....	13
1.5 DICOM İçin Veritabanı Tasarımı ve Tanımı.....	15
1.6 Sayısal Resim Sıkıştırma	18
1.6.1 Görüntü Dosyası Formatları.....	18
1.6.1.1 Kayıplı Sıkıştırma Dosya Formatları.....	18
1.6.1.2 Kayıpsız Sıkıştırma Dosya Türleri	19
1.7 Eşiğe Dayalı Hacimsel Veri Görüntüleme.....	20
1.7.1 Tri-Linear Interpolasyonu	22
1.7.2 Görüntüleme Süreci	23
1.7.3 Gölgeleme	24
1.7.3.1 Phong Aydınlanma Modeli	24
1.7.3.1.1 Ortam Işığı	24
1.7.3.1.2 Dağınmık Yansıma.....	26

1.7.3.1.3	Düzgün Yansıma	27
1.7.4	Sınıflandırma.....	30
1.7.4.1	Bölge Sınırlı Yüzeyle	31
1.7.5	Işın Atma Algoritması	32
1.8	Üç Boyutlu Doku ve Organ Bölümleme.....	36
1.8.1	İstatistiksel Doku Ayırt Etme Fonksiyonu.....	39
1.9	Hacimsel Veri Görüntülemeye Döndürme İşlemleri.....	41
2.	YAPILAN ÇALIŞMALAR, BULGULAR VE İRDELEME.....	42
2.1	Sistem Gereksinimleri.....	42
2.2	PACS'in İşleyişi	42
2.3	PACS Mimarisi	43
2.3.1	PACS Sunucu.....	43
2.3.2	Veritabanı Sunucu	44
2.3.3	Dosya Sunucu.....	44
2.3.4	Web Sunucu	44
2.3.5	İstemci Arayüzü	44
2.3.6	Web İstemci Arayüzü	44
2.4	Sistem Aşamaları.....	45
2.4.1	Hasta Kayıt Sorgulama	45
2.4.2	Görüntüleme Arayüzü.....	46
2.4.3	Hacimsel Veri Görüntüleme Arayüzü	53
2.4.4	Metin Veri Arayüzü.....	59
3.	SONUÇLAR VE ÖNERİLER	61
3.1	Eşiğe Dayalı Üç Boyutlu Doku Bölümleme Testleri	61
3.2	Seçime Dayalı Üç Boyutlu Doku Bölümleme Testleri.....	63
4.	KAYNAKLAR.....	70
	ÖZGEÇMİŞ.....	73

ÖZET

Tıbbi görüntülerin arşivlenmesi, iletilmesi ve işlenmesi oldukça fazla disk kapasitesi, ağ bant genişliği ve çok yoğun hesaplama gerektirmektedir. Bu çalışmada web tabanlı PACS (Picture Archiving and Communication System) görüntü arşivleme, iletim ve işleme sistemi konu olarak seçilmiştir. Özellikle, hacimsel veri depolama, görüntüleme ve bölümlenme konusunda çalışmalar yapılmıştır. Bu amaca yönelik olarak, örnek bir PACS sistemi gerçekleştirilmiş ve bu sistem üzerinde hacimsel veri görüntüleme işlemleri için geleneksel yöntemler incelenmiştir. Hacimsel verilerdeki üç boyutlu doku ve organların bölümlenmesi için eşik ve istatistiksel temelli yöntemler uygulanmıştır. Ayrıca, hacimsel görüntülerin değişik bakış açılarından incelenebilmesi için öteleme, döndürme ve izdüşüm teknikleri kullanılmıştır.

DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) formatındaki dosyaların okunarak, röntgen görüntüleri üzerinde parlaklık-karşıtlık, yakınlaştırma-uzaklaştırma, büyüteç, döndürme, filtreleme ve hekimlere yardımcı olacak çeşitli görüntü işleme işlemleri ile hacimsel röntgen görüntülerinin üç boyutlu olarak görüntülenmesi üzerine yoğunlaşmıştır. Işın atma algoritması kullanılarak, bölümlenen üç boyutlu doku veya organların etkileşimli görüntülenmesi gerçekleştirilmiştir. Geliştirilen hacimsel veri görüntüleme modüllerinin diğer tıbbi görüntü arşivleme ve iletim sistemleri ile kolayca bütünleştirilebileceği gösterilmiştir.

Test materyali olarak Karadeniz Teknik Üniversitesi Farabi Hastanesi Radyoloji Bölümü'nden farklı bireylere ait CT, MR, Tomografi ve X-Ray görüntüleri alınmış ve bu görüntülerle sistem test edilmiştir.

Sonuç olarak, web tabanlı bir tıbbi görüntü arşivleme ve iletim sistemi, eşik tabanlı ve doku tabanlı hacimsel veri görüntüleme yapabilen, bir uygulama geliştirilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Web Tabanlı PACS, DICOM, Hacimsel Veri Görüntüleme, Işın Atma, Görüntü İşleme, Hacimsel Doku Bölümlenme

SUMMARY

Volume Rendering and Picture Archiving and Communication System

Medical data archiving, communication and processing requires large amount of storage, bandwidth and computations. This thesis primarily deals with the threshold, texture based 3D volume rendering, and web based Picture Archiving and Communication System (PACS). Then, we explored the details of the 3D volume rendering techniques and web based PACS. An interactive volume rendering and segmentation techniques are used to visualize three dimensional tissues and organs in the volumetric data. Here, a statistical segmentation approach is developed to segment the three dimensional tissues and organs.

In this study, Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) standard is used to archives and communicate the medical data. A web based PACS system that includes brightness-contrast, zoom, magnifier, rotate, filter and some special image processing operators is implemented to help clinicians during diagnosis process. A ray casting method is also employed to visualize the segmented volumetric data. These approaches may easily be integrated to other PACS systems.

Test material such as CT, MR, Tomography and X-Ray images are taken from the Radiology Department at Karadeniz Technical University Farabi Hospital. Practically, the developed system is examined in the same hospital.

Finally, a threshold and texture based three dimensional volume rendering system is developed and integrated to a web based PACS.

Key Words: Web Based PACS, DICOM, Volume Rendering, Ray Casting, Image Processing, Volumetric Texture Segmentation

ŞEKİLLER DİZİNİ

	<u>Sayfa No</u>
Şekil 1. Varsayımlı DICOM resim dosyası	8
Şekil 2. Bir DICOM dosyasının genel yapısı	9
Şekil 3. Gerçek DICOM başlık yapısı.....	10
Şekil 4. Örnek bilgi nesnelere tanımlamaları	13
Şekil 5. Bir DICOM elemanın format yapısı.....	15
Şekil 6. PACS sisteminde kullanılan veritabanı ana tabloları	16
Şekil 7. PACS veritabanında kullanılan tablo ilişkileri ve anahtar alanların	17
Şekil 8. Işın atma modeli	21
Şekil 9. p noktası, nesne 2 ve nesne 3'ten yansıyan fotonlar tarafından aydınlatılmaktadır.....	25
Şekil 10. Kumaş, kağıt, tahta, tebeşir gibi mat ve pürüzlü yüzeyler, üzerine gelen ışığı her yöne eşit şiddette yansıtırlar. Bu nedenle bu tür yüzeylere hangi doğrultudan bakılırsa akılsın aynı aydınlıkta gözlemlenir.	26
Şekil 11. Dağınık yansıma bileşeni Lambert teoremine göre hesaplanır.....	27
Şekil 12. Düzgün yansıma bileşeni, r ve v vektörleri arasındaki açığa bağlıdır.....	28
Şekil 13. Phong aydınlanma modeli ortam ışığı, dağınık yansıma ve düzgün yansıma bileşenlerinin toplamına eşittir.	29
Şekil 14. Hacimsel veri görüntüleme süresince kullanılan koordinat sistemleri.....	33
Şekil 15. Hacimsel veri görüntüleme algoritmasının akış diyagramı.	35
Şekil 16. Serbest seçim aracı ile doku seçimi.....	37
Şekil 17. PACS mimarisi.....	43
Şekil 18. Hasta sorgulama arayüzü	46
Şekil 19. Görüntüleme arayüzü	47
Şekil 20. Yakınlaştırma-uzaklaştırma işlemi.....	48
Şekil 21. Büyüteç işlemi.....	49
Şekil 22. Parlaklık-karşıtlık işlemi.....	50
Şekil 23. Görüntü işleme filtreleri	52
Şekil 24. Eşik temelli hacimsel veri görüntüleme arayüzü	53
Şekil 25. Eşik temelli hacimsel veri görüntüleme arayüzü	54
Şekil 26. Eşik temelli hacimsel veri görüntüleme arayüzü	55
Şekil 27. Eşik temelli hacimsel veri görüntüleme arayüzü	56
Şekil 28. Eşik temelli hacimsel veri görüntüleme arayüzü	57

Şekil 29. Doku temelli hacimsel veri görüntüleme için doku seçimi	58
Şekil 30. Seçilen dokuya karşılık üretilen üç boyutlu görüntü.....	59
Şekil 31. Hacimsel veri içeren DICOM dosyasına ait metin bilgileri	60
Şekil 32. Eşik değeri 84 için 25,216 saniyede üretilen eşik temelli hacimsel görüntü	62
Şekil 33. Eşik değeri 70 için 22,973 saniyede üretilen eşik temelli hacimsel görüntü	63
Şekil 34. Seçilen doku yapısına göre $t=0.15$ için 541 milisaniyede üretilen üç boyutlu görüntü	64
Şekil 35. Seçilen doku yapısına göre sırasıyla $t=0.1$ için 461 milisaniyede ve $t=0.03$ için 411 milisaniyede üretilen üç boyutlu görüntü.....	64
Şekil 36. Seçilen doku yapısına göre, $t=0.15$ için standart hata kullanılarak tanımlanan aralık üzerinde 1051 milisaniyede üretilen üç boyutlu görüntü.....	65
Şekil 37. Seçilen alandaki pixel sayısı 120, eşik hata toleransı 3, aralık t değeri 1 için 53,47 saniyede basit istatistiksel yöntemle hesaplanan üç boyutlu görüntü	66
Şekil 38. Seçilen alandaki pixel sayısı 168, eşik hata toleransı 5, aralık t değeri 2 için 73,95 saniyede basit istatistiksel yöntemle hesaplanan üç boyutlu görüntü	66
Şekil 39. 512x512 pixel, pixel başına 8 bit ve 85 resim çerçevesinden oluşan hacimsel veride doku alanı seçimi	67
Şekil 40. Seçilen alandaki pixel sayısı 110, eşik hata toleransı 5, aralık t değeri 1 için 18,55 dakikada basit istatistiksel yöntemle hesaplanan üç boyutlu görüntü	68
Şekil 41. Seçilen alandaki pixel sayısı 100, eşik hata toleransı 7, aralık t değeri 2 için 17,22 dakikada basit istatistiksel yöntemle hesaplanan üç boyutlu görüntü	69

TABLolar DİZİNİ

	<u>Sayfa No</u>
Tablo 1. Örnek transfer syntax UID tanımlamaları	11
Tablo 2. Örnek DICOM veri türleri	14

1. GENEL BİLGİLER

1.1 Giriş

Sağlık hizmetleri gün geçtikçe karmaşıklaşmakta ve bilgisayara bağlı hale gelmektedir. Her yıl hastalar için toplanan ve depolanan tıbbi veri miktarı büyük bir hızla artmakta ve katlanarak büyümektedir. Bu verilere yeniden ulaşma, kullanma ve işleme bir yandan giderek daha zor bir hale gelirken, bir yandan da bu gereksinim daha fazla önem kazanmaktadır. Bunun bir sonucu olarak, bilgi işleme yöntemlerinin sistematik uygulamasına, karmaşık sorunları çözecek kuramlara ve tekniklere, bilgisayar ve bilgi teknolojilerinin kullanımına büyük bir gereksinim ve talep doğmaktadır.

Tıp teknolojisinin gelişimi, bilgisayar teknolojisinin gelişimi ile paralellik gösteriyor. Tıp alanında kullanılan ölçüm ve görüntüleme yöntemleri, test, analiz ve izleme cihazları hızla gelişmekte ve çoğalmakta, bunun sonucunda tıp bilgisi gün geçtikçe zenginleşmektedir. Yeni tanı ve tedavi yöntemlerinin çoğunun kullanımı bilgisayara bağlıdır.

Bir hastalığa tanı konması, en az tedavi kadar önemli bir aşamadır. Hastalığın adı ne olursa olsun, başarılı bir tedavi ancak doğru tanı konulduğunda gerçekleştirilebiliyor. Bu açıdan bakıldığında, radyolojik görüntülemenin tanı yöntemleri içinde ayrı bir önemi var. Bundan yaklaşık 1995 Yılında 100. Yılına tamamlayarak ikinci yüzyılına giren Diagnostik Radyoloji’de konvansiyonel radyolojik görüntüler, modern ünitelerde yerini sayısal radyolojiye bırakmaktadır. Artık tanı için Manyetik Rezonans Görüntüleme, Bilgisayarlı Tomografi, Anjiyografi ve Ultrasonografi, kas-iskelet ve akciğer radyografileri için Dijital Luminescence Radyografi veya Dijital Radyografi, travma geçirmiş acil hastalar, mide barsak ve angiografik incelemeler için Dijital Floroskopi gibi dijital yöntemler kullanılmaktadır. Bu yöntemlerle görüntü kalitesinde artma, kullanılan radyasyon miktarında azalma sağlanmıştır.

Tanıda kullanılan görüntüleme yöntemlerinin değişmesiyle birlikte, elde edilen görüntülerin taşınması ve saklanmasında da bazı kolaylıklar oluşmaya başladı. Bu konudaki en son gelişme ise, kısaca PACS olarak adlandırılan (Picture Archiving and Communication System) görüntü arşivleme ve iletim sistemi. PACS, panoramik ve lokal radyolojik görüntülerin sayısal olarak elde edilmesi, arşivlenmesi ve iletilmesi sistemi

olarak tanımlanabilir. Hastanın, hastaneye adımını atması ile başlayan gerçek süreçleri elektronik ortamda radyolojiye ulaştıran bir sistem ve buradan diğer kliniklere dağılımı yapan bir yapı oluşturmaktadır. Sistem, sayısal olarak elde edilen görüntülerin saklanması sağladığı gibi, bu görüntülerin bilgisayar ağları aracılığı ile sağlık merkezinin içinde yer alan herhangi bir bilgisayara veya başka merkezlere ulaştırılmasına da imkân tanımaktadır.

PACS'in ilk ortaya çıkış nedeni, film maliyetlerinin azaltılması ve elde edilen görüntünün hızlı bir şekilde transfer edilerek arşivlenmesidir. Bu sistemler ilk önce direkt radyolojik sistemler üzerinde başladı. Günlük rutinlerde çok fazla yapılan, direkt grafilerde hastaya basit bir film verip, o filmlerin değişik dış koşullar nedeniyle bozulmasını ya da hastanın veya hastanenin kendi sistemi içinde kaybolmasını engellemek için PACS sistemi kullanılmaya başlanmıştır. PACS sayesinde milyonlarca görüntünün arşivlenmesi ve yıllar boyunca ilk günkü kalitesinde saklanması sağlanır. Oysa filme basılan görüntüler nem ve güneş ışığı gibi dış etkenler nedeniyle birkaç yıl içinde kalitesini yitirdiği gibi, hastanın elinde ya da hastanede kaybolma olasılığı da yüksektir. PACS sisteminde saklanan ve transfer edilen görüntüler son derece kalitelidir. Kaliteli görüntüler, tanıyı koyan hekimin işini kolaylaştırmaktadır.

Sistemin üç aşamadan oluşmaktadır. PACS sisteminin ilk aşaması Manyetik Rezonans, Bilgisayarlı Tomografi, Anjiyografi ve Ultrasonografi, Mammografi gibi değişik cihazlar aracılığı ile görüntülerin sayısal olarak alınmasıdır. Hasta bilgileri sadece röntgen görüntülerinden oluşmamaktadır. Aynı zamanda hastaya ait veriler, ses ve video olarak ta elde edilip saklanır. Alınan bu sayısal bilgiler depolanmak üzere sistemin arşiv sunucusuna gönderilir ve terabyte'larca veri saklama kapasitesi olan manyetik disklerde saklanırlar. Ayrıca hasta görüntüleri, ikinci saklama yeri olarak, DVD mantığı ile çalışan Jukebox ve Optik Disk'e işlenerek sistem içinde saklanır. İstendiği zaman o hasta ismi ile çağırılıp, DVD'den gerekli görüntüler alınabilir. Bunlar son derece geniş hafızası olan cihazlardır. İşlemin ikinci aşaması, bu görüntülerin doktorlar ve radyologlar tarafından değerlendirilmesidir. Bu aşama görüntüleme ve değerlendirme olarak adlandırılır. Son aşama ise görüntülerin radyologlar tarafından raporlanıp işlemin sonlandırılmasıdır. Hospital Information System (Hastane Bilgi Sistemi), Radyology Information System (Radyoloji Bilgi Sistemi) ve PACS arasında kurulan bağlantı sayesinde radyolojik görüntülerin yanı sıra, görüntülerin raporları ve hastanın kayıtlı bulunan diğer bilgileri de

internet yoluyla gözlenebilir. Böylece hekim bir tuşa bastığında, masasından hastanın bütün bilgilerine ulaşabilir ve karşılaştırmalı değerlendirme yapabilir.

PACS sisteminin en önemli avantajlarından biri de sayısal görüntülerin dünyanın herhangi bir yerindeki sağlık merkezine gönderilebilmesidir. PACS sisteminde görüntüler, DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) olarak, yani değişik cihazlardan elde edilen medikal görüntüler tüm dünyada kullanılan standart bilgi formatında saklanır. Böylece bu bilgiler hastane içinde başka bilgisayarlara iletilebildiği gibi, ülke içindeki başka merkezlere ya da yurtdışındaki merkezlere de aynı kalitede gönderilebilir. Eğer hekim ihtiyaç duyarsa ya da hasta talep ederse, hastanın radyolojik görüntüleri yurtdışındaki merkezlere gönderilerek başka uzman hekimlerden de görüş alışverişi istenebilir.

Hekimlere teşhis sürecinde karar vermeye yardımcı olacak uygulamalardan biri de hacimsel veri görüntülemesidir. Hacimsel veri görüntüleme, kullanıcılara karmaşık üç boyutlu veriler üzerinde inceleme yapma imkânı sağlayan güçlü bir yöntemdir. Hacimsel veriyi farklı bakış açılarından görüntülemek, mühendislere ve bilim adamlarına verinin üç boyutlu uzaysal yapıları ve karmaşık dinamiği üzerinde çalışma olanağı sağlar [16]. Hacimsel veri görüntüleme, tıp biliminde cerrahi müdahaleye gerek kalmadan insan vücudunun içinin görüntülenmesi ve arkeolojide mumyaların iç kısımlarının görüntülenmesi gibi birçok alanda kullanılan uygulamalara sahiptir [34].

Hacimsel veri, üç boyutlu uzaysal veriden veya iki boyutlu uzaysal veriden ve bir frekans boyutundan oluşan farklı kombinasyonlardan meydana gelebilir. Hacimsel veri çok büyüktür ve üzerinde fazla sayıda hesaplama gerektirir.

Hacimsel veri görüntüleme, uzaysal olarak belirlenmiş çok boyutlu hacimsel veri kümesinin iki boyutlu tek bir görüntüye dönüştürülmesi işlemidir. Hacimsel görüntüleme, mevcut bakış açısının elle hareket ettirilmesi suretiyle hacimsel veri döndürülerek kullanıcının veriyi her yönden incelemesi sağlanır. Hacimsel görüntüleme, her farklı bakış açısı için bir görüntü üretir [17, 18, 19, 20, 21].

Tıbbi görüntüleme, hacimsel veri görüntülemenin en popüler uygulama alanlarından biri olduğuna göre bu çalışmada Computed Tomography (CT) cihazlardan elde edilen hacimsel verilerin görüntülenmesi üzerinde çalışmalar yapılmıştır.

1.2 Görüntü Arşivleme ve İletim Sistemi

Görüntü arşivleme ve iletim sistemi (PACS) görüntü ve veri alımı, depolama ve görüntülemeyi sağlayan dijital ağ ve uygulama yazılımının birleşmesinden meydana gelir. Küçük bir görüntü veritabanı olan bir iş istasyonu ile birbirine bağlı bir görüntü alma cihazı kadar basit veya çok büyük görüntü yönetim sistemleri kadar karmaşık olabilir. PACS 1980'lerde geliştirildi, bir radyoloji bölümünün tüm işlemlerini yapacak, modül olarak adlandırılan küçük alt birimler halinde temel işlemleri yapacak şekilde tasarlandı. Bu PACS modüllerinin her biri diğer birimlerle iletişim kuramayan birer bağımsız ada olarak görevlendirildi. PACS kavramı olarak gösterilmelerine ve her bir radyoloji ve klinik servislerde layıkıyla çalışmalarına rağmen, modüller arasındaki bağlanabilirlik ve işbirliğinin karmaşıklığı adım adım yaklaşımla ifade edilemedi. Bu zaaf daha çok PACS modülünün hastane ağına bağlanmasıyla ortaya çıktı. Bakım, kararların yönlendirilmesi, makinelerin koordine edilmesi, hata toleransı ve sistemin genişletilebilirliği artarak büyük problemler haline gelmiştir. İlk tasarım kavramlarındaki bu yetersizliği, büyük ölçekli PACS implementasyonunun karmaşıklığının kısmen anlaşılabilmesi ve o zaman ki PACS'le ilişkili birçok teknolojiye ulaşamamasından kaynaklanmaktadır.

PACS tasarımı, şu anda anladığımızı kadarıyla, sistemin bağlanabilirliğini vurgulamaktadır. Kolayca genişletilebilen, esnetilebilen ve hastane bilgi sistemi (HIS) ve PACS alt yapısı içerisinde birçok işe uygun, genel bir çoklu ortam veri yönetim sistemidir. Yönetim açısından, yöneticiler için hastane çapında veya büyük ölçekli bir PACS caziptir çünkü sistemin implementasyonu ekonomik olanaklar sağlamaktadır. Sadece radyoloji bölümlerindeki kaynakların değişiminin dengesi olarak maliyet – yarar oranındaki iyilik değerlendirilmemelidir ama bütün hastane ve bütün operasyonlara genişletilerek PACS'i tarafları ikna edilebilir. Bu kavram hareket gücü kazandırmıştır. Dünya çapında birçok hastane ve büyük çapta sağlık birimleri büyük ölçekli PACS sistemleri kurmuşlardır ve PACS'in sağlık birimlerinin etkinliğini arttırdığının ve hastane masraflarını azalttığına somut kanıtlarını sunmuşlardır. Mühendislik açısından, PACS alt yapısının temel kavramlarını sağlayan, standartlaştırma, açık mimari, gelecek büyümeler için genişletilebilirlik, bağlanabilirlik, güvenilirlik, hata toleransı ve maliyet-verimlilik gibi PACS'in özelliklerini içerir. Bu tasarım felsefesi bir sonraki bölümde bahsedilecek altyapı tasarımı ile inşa edilebilir.

PACS altyapı tasarımı, dağınık ve heterojen görüntü aygıtlarının zorunlu yapısını sağlar ve hastayla ilgili tüm bilgilerin uygun bir veri tabanı yönetimi tarafından yapılmasını mümkün kılar. Ayrıca, çalışma sonuçlarının görüntülenmesi, analizi ve belgelenmesi bakımından ve çalışma sonuçlarının ilgili doktora hızlı bir yöntemle iletilme bakımından hızlı ve verimli çalışan bir sistemdir. PACS altyapısı standardize, iletişim için esnek yazılım sistemi, veritabanı yönetimi, iş tarifeleme, hata yakalama ve ağ izleme gibi birimlerin birleşiminden oluşan donanım bileşenlerinin (Görüntü aygıt arayüzleri, depolama aygıtları, Bilgisayarlar, İletişim ağı, Görüntüleme sistemleri) temel iskeletinden meydana gelir. Altyapı bütünüyle birçok işi yapabilen, sadece temel PACS işlemlerini yürütmekle kalmayıp aynı zamanda daha karmaşık araştırmaları, klinik servisleri ve eğitim ihtiyaçlarını güvenle karşılayabilecek kuralları da içermektedir. Altyapının yazılım birimleri yeterli anlayışı ve işbirliğini sadece kişisel ağla birleştirilmiş bilgisayarlardan farklı olarak beraber çalışan bileşenlerin sistem yetki seviyesini de sağlar.

Sistem fiziksel olarak bağlandıktan sonra sistemlerin birleştirilmesi sırasında sistem entegrasyonu ve klinik birleşme diğer iki zorunlu bileşendir. PACS CONTROLLER genişletilerek PACS altyapısına araştırma, eğitim ve diğer klinik uygulamalar için, uygulama sunucuları bağlanmıştır.

Donanım bileşenleri hasta veri sunucuları, görüntüleme aletlerini, veri arayüzlerini, veritabanı ve arşivli PACS denetçilerini (PACS CONTROLLER) ve PACS sisteminden veri ve görüntüleri almak için ağla birleştirilmiş görüntüleme iş istasyonlarını içerir [12, 13, 14]. PACS içerisinde depolanan veri ve görüntü arşive atılabilir veya çeşitli kullanımlar için uygulama sunucuya gönderilebilir.

1.3 PACS'in Avantajları Nelerdir?

1.3.1 Hasta İçin Avantajları

1- Hastalar hekim kontrolüne gittiklerinde yanlarında film taşımak zorunda kalmazlar. Görüntü transferi ile hastane içindeki film kullanımı ortadan kalkmıştır.

2- Filmlerin evde saklanması sorunu yok, dolayısıyla daha önce kaydedilen görüntülerin kaybedilme riski de yok.

3- Görüntüler, aynı kalitede ve üzerinde işlem yapabilir özellikte saklanmaktadır. Filmler zaman içinde çevresel koşullar nedeniyle deforme olur. Oysa dijital görüntüler her zaman en kaliteli şekliyle saklanabiliyor. Görüntüde kalite kaybı olmadığı için, hekim yıllar sonra bile doğru değerlendirme yapılabiliyor.

4- Hastanın önceki görüntüleri ile daha sonra kaydedilen görüntüleri bilgisayar ortamında karşılaştırmalı olarak incelenebiliyor. Özellikle kronik hastalıklarda ve kanser vakalarında önemli olan geçmiş kayıt ve görüntüler birbiri ile karşılaştırılabilmektedir.

Böylece değerlendirmede daha başarılı sonuçlar elde ediliyor. Gerektiğinde görüntüler yurtdışındaki merkezlere gönderilebiliyor. Eğer hasta isterse, dijital görüntülerini CD'ye kaydedilmiş olarak alabiliyor.

1.3.2 Hastane İçin Avantajları

1- PACS sisteminin özellikle yoğun olan hastaneler için en önemli getirisi, film maliyetlerinin azaltılması.

2- Arşivleme sisteminde kolaylık sağlıyor. Hastanelerde arşiv mekânlarını çok küçültmüş ve sorun olmaktan çıkarmıştır. Milyonlarca görüntü, bir disk içinde teorik olarak sonsuza kadar hiçbir deformasyona uğramadan saklanabiliyor. Ayrıca arşivleme sisteminin getirdiği bir avantajla, hastanın o anki görüntüleri ile arşivde yer alan daha önceki görüntüleri birlikte değerlendirilebiliyor ve karşılaştırmalı sonuçlar elde edilebiliyor.

3- Dijital görüntüler, bir network bağlantısı ile bütün departmanlar içinde eş zamanlı olarak dağıtılabiliyor. Bu da değerlendirmenin hızlandırılmasını sağlıyor. Aynı şekilde, görüntü kalitesinin artması nedeniyle radyologlar tarafından yapılan değerlendirme daha isabetli oluyor.

4- Film ve bu filmlerin banyosu için gerekli kimyasal solüsyonlar kullanılmadığı için çevre dostu.

1.4 Tıpta Sayısal Görüntüleme ve İletimi

Tıpta sayısal görüntüleme ve iletimi anlamına gelen DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) radyoloji departmanlarında kullanılan donanımsal cihazların kullandığı standart bir resim dosyası formatıdır [11]. DICOM, tıpta dijital

görüntüleme alanındaki haberleşmeleri sağlayan standartlardan oluşur. DICOM standartları tıbbi görüntü ve bunlarla ilgili bilgilerin görüntüleme cihazları, bilgisayarlar ve hastaneler arasında alışverişini sağlar. Standartlar ortak bir dil yoluyla görüntülerin ve bilgilerin bir kullanıcının bilgisayarında oluşturulmasına ve bu oluşumun diğer kullanıcılar tarafından başka bilgisayarlarda kullanımına olanak tanır. Dijital resimler birçok türe sahip radyolojik donanımlar tarafından üretilmektedir. Her bir cihaz veriyi toplar ve elektronik olarak kodlayarak DICOM formatında depolar. Bu uluslararası dosya türü, donanım cihazları arasında veri değiş tokuşunu, cihazı üreten firmadan bağımsız olarak kolay bir şekilde yapabilmek amacıyla geliştirilmiştir. DICOM dosyaları, çok büyük miktarlarda veri depolama kapasitesine sahiptir ve genellikle bu iş için özel geliştirilmiş DICOM görüntüleme istasyonlarında içerikleri okunarak görüntülenir veya üzerinde özel DICOM okuma yazılımları yüklü olan başka bir bilgisayara elektronik ortamda transfer edilerek içerikleri görüntülenir.

1.4.1 Tıpta Sayısal Görüntüleme ve İletim Dosya Formatı

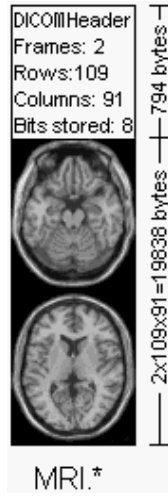
Sayısal resimlerin, radyolojide kullanımının artması sonucunda ACR (American College of Radiology) ve NEMA (National Electrical Manufacturers Association) 1983'te tıbbi görüntüleri depolamak ve iletmek için bir standart oluşturmak amacıyla bir araya gelerek komite kurdular [11]. Bu komite 1993'te DICOM 3.0 standardını yayınladı. Yakın zamandaki gelişmelerle birlikte tıbbi görüntü içeren dosyaların farklı üretici firmaların ürettiği cihazlardan oluşan ortamda iletimine izin verildi. Bu durum, PACS ve dijital görüntüleme ara yüzleri gibi tıbbi bilişim sistemlerinin geliştirilmesine olanak sağladı.

Her DICOM dosyasının, diğer öğelerin arasında, hasta demografik bilgileri, cihazlardan elde edilen veriye ait elde etme parametreleri, yönlendirici, pratisyen ve operatöre ait kimlik bilgileri, tarama türü ve resim boyutları gibi bilgileri içeren bir başlık kısmı vardır. DICOM dosyasının geri kalan kısmı görüntü verisini taşımaktadır. DICOM resim verisi, resim boyutunu küçültmek için sıkıştırılabilir. Dosyalar, JPEG (Joint Photographic Experts Group Format) formatının veri kayıplı (lossy) ve veri kayıpsız (lossless) biçimleri kullanılarak, hem de bazı TIFF (Tagged Image File Format) formatındaki resimlerde rastlanan ve paketlenmiş bitler halinde sıkıştırma anlamına gelen veri kayıpsız "lossless Run-Length Encoding" biçimi kullanılarak sıkıştırılabilirler

(URL-1, 2006). Çok sayıda yüksek çözünürlüklü resim içerdikleri için DICOM dosyaları büyük olma eğilimindedir ve depolama ve transferden önce genellikle sıkıştırılırlar. Örneğin bir beynin CT (Computed Tomography) resimleri 35 megabyte genişliğinde olabilmektedir.

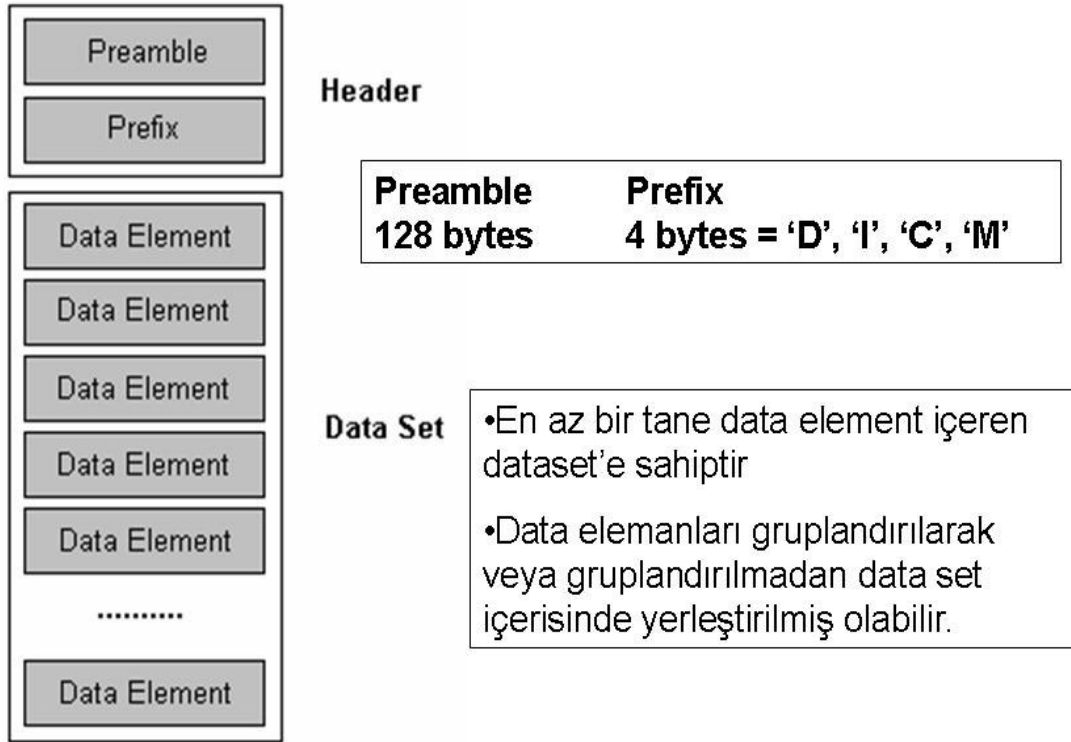
1.4.2 Tıpta Sayısal Görüntüleme ve İletim Dosya Başlığı

Şekil 1'deki resim varsayımlı bir DICOM resim dosyasını göstermektedir.



Şekil 1. Varsayımlı DICOM resim dosyası

Bu örnekte ilk 794 byte, resim boyutlarını ve tarama hakkında diğer metin bilgilerini tutan, DICOM formatının başlığı olarak kullanılmaktadır [36]. Başlık kısmının boyutu, içerisinde ne kadar başlık bilgisi depolandığına bağlı olarak değişir. Bu örnekte başlık, veri çözünürlüğü voxel başına 1 byte olan ve boyutları 109x91x2 voxel'den oluşan bir resim tanımlar. Bu yüzden tüm resmin boyutu toplam 19838 byte'tır. DICOM dosyasında, başlık bilgisini takiben resim verisi yer almaktadır. Başlık ve resim verisi Şekil 2'de gösterildiği gibi aynı dosyada yer almaktadır.



Şekil 2. Bir DICOM dosyasının genel yapısı

Şekil 3'te, gerçek DICOM başlığından alınmış detaylı bir listeye göz atalım.

```

First 128 bytes: unused by DICOM format
Followed by the characters 'D','I','C','M'
This preamble is followed by extra information e.g.:

0002,0000,File Meta Elements Group Len: 132
0002,0001,File Meta Info Version: 256
0002,0010,Transfer Syntax UID: 1.2.840.10008.1.2.1.
0008,0000,Identifying Group Length: 152
0008,0060,Modality: MR
0008,0070,Manufacturer: MRIcro
0018,0000,Acquisition Group Length: 28
0018,0050,Slice Thickness: 2.00
0018,1020,Software Version: 46\64\37
0028,0000,Image Presentation Group Length: 148
0028,0002,Samples Per Pixel: 1
0028,0004,Photometric Interpretation: MONOCHROME2.
0028,0008,Number of Frames: 2
0028,0010,Rows: 109
0028,0011,Columns: 91
0028,0030,Pixel Spacing: 2.00\2.00
0028,0100,Bits Allocated: 8
0028,0101,Bits Stored: 8
0028,0102,High Bit: 7
0028,0103,Pixel Representation: 0
0028,1052,Rescale Intercept: 0.00
0028,1053,Rescale Slope: 0.00392157
7FE0,0000,Pixel Data Group Length: 19850
7FE0,0010,Pixel Data: 19838

```

Şekil 3. Gerçek DICOM başlık yapısı

Dikkat edersek DICOM başlığı her biri sıfır olan 128 byte'lık bir başlangıç kısmından ve bunu takip eden 'D', 'I', 'C', 'M' harflerini içeren prefix kısmından oluşmaktadır. Başlangıçtaki 128 byte, ilerleyen yıllarda, DICOM standardına ek özellikler eklemeye ihtiyaç duyulur düşüncesi ile kullanılmak üzere boş bırakılmıştır. Bu byte'ların arkasından gelen 'D', 'I', 'C', 'M' harfleri bu dosyanın DICOM dosyası olduğunu göstermektedir. Başlangıç kısmından sonra gruplar halinde organize edilmiş başlık bilgileri yer almaktadır. Örneğin, 0002hex grubu dosya meta bilgi grubudur ve üç adet elemandan oluşmaktadır; bir tanesi grup uzunluğunu tanımlar, bir tanesi dosya sürümünü saklar ve üçüncüsü de transfer sözdizimini saklar.

Resim türüne bağlı olarak ihtiyaç duyulan elemanlar, DICOM standardının üçüncü sürümünde listelenmiştir. Örneğin grup:eleman 0008:0060'ra bakacak olursak bu resmin sekli (modality) 'MR' ve MRI yankı zamanını (MRI echo time) tanımlayan elemanlara sahip olmalıdır. Bu resim için bu bilginin olmaması, DICOM standardını ihlal etmek anlamına gelmektedir. Pratikte, birçok DICOM görüntüleme aracı, bu elemanların

çoğunun bulunup bulunmadığını kontrol etmez, sadece başlık bilgisinden resim boyutlarını çıkarır.

Pratik açıdan grup: eleman olmak üzere 0002:0010 etiketine sahip olan eleman değeri çok önemlidir. Bu transfer sözdiziminin eşsiz kimlik bilgisini “Transfer Syntax Unique Identification” tanımlar. Bu değer, resim verisinin yapısını, verinin sıkıştırılıp sıkıştırılmadığını belirterek raporlar. Tablo 1’de, örnek transfer sözdizimleri ve karşılığında anlamları verilmiştir. Birçok DICOM görüntüleme aracı, sadece sıkıştırılmamış ham veri içeren DICOM dosyalarını işleyebilir. DICOM resimleri, bazı yüksek frekans bilgilerinin kaybolduğu veri kayıplı JPEG sıkıştırma şeması ve tıbbi görüntüleme dışında nadiren görülen orijinal Huffman veri kayıpsız JPEG sıkıştırma şeması kullanılarak sıkıştırılabilir. DICOM resimlerini sıkıştırmada kullanılan, Huffman JPEG kayıpsız sıkıştırma yöntemi en son çıkan ve verimli olan JPEG-LS algoritması ile karıştırılmamalıdır.

Tablo 1. Örnek transfer syntax UID tanımlamaları

Transfer Syntax UID	Definition
1.2.840.10008.1.2	Raw data, Implicit VR, Little Endian
1.2.840.10008.1.2.x	Raw data, Explicit VR x = 1: Little Endian x = 2: Big Endian
1.2.840.10008.1.2.4.xx	JPEG compression xx = 50-64: Lossy JPEG xx = 65-70: Lossless JPEG
1.2.840.10008.1.2.5	Lossless Run Length Encoding

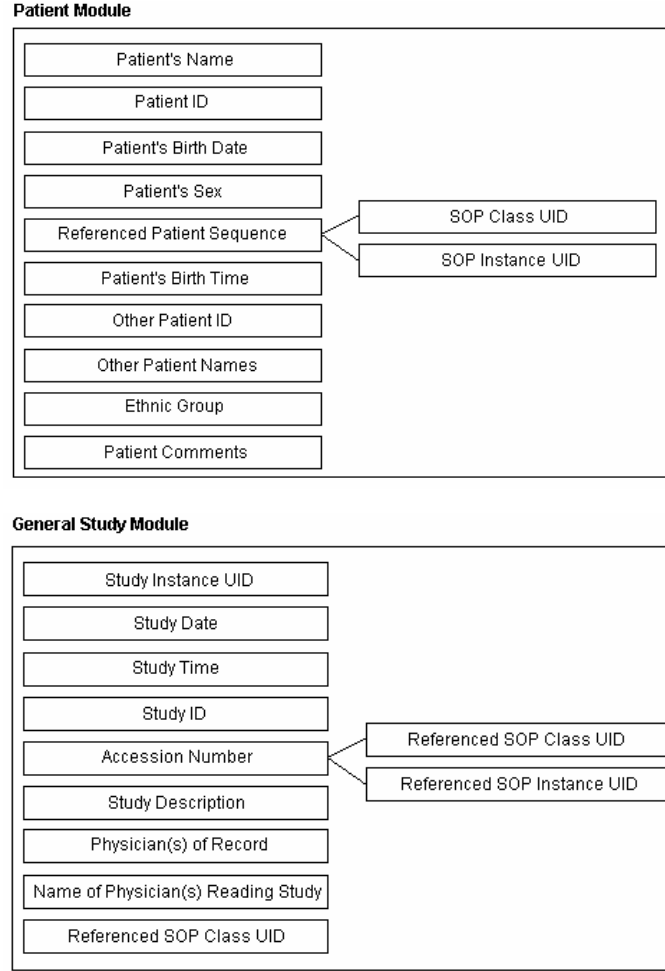
Not edelim ki, eğer sıkıştırılma kullanılmışsa, sıkıştırma tekniğini rapor ederken, transfer sözdiziminin eşsiz kimlik bilgisi (Transfer Syntax UID) ayrıca ham veri için byte sırasını rapor eder. Tablo 1’de örnek Transfer Syntax UID tanımlamaları verilmiştir. Farklı bilgisayarlar, tamsayı değerlerini bellekte saklarken, “Big Endian” ve “Little

Endian” sıralaması olarak adlandırılan farklı sıralamalar kullanılmaktadırlar. Değeri 257 olan 16 bit’lik bir tam sayı ele alalım. En anlamlı byte 01 değerini saklarken en anlamsız byte ise 02 değerini saklar. Bazı bilgisayarlar bu değeri 01:02 şeklinde saklarken, bazıları da 02:01 şeklinde saklar. Bu yüzden voxel başına 8 bit’ten fazla verinin tutulduğu durumlarda, DICOM görüntüleyici kendi bilgisayarımızın kullandığı byte sırası ile uyumlu olması açısından byte’ların yerini değiştirebilir.

Transfer sözdiziminin eşsiz kimlik bilgisine ek olarak, resim aynı zamanda pixel başına örnek sayısı “Samples Per Pixel (0028:0002)”, fotometrik yorumlama “Photometric Interpretation (0028:0004)”, tahsis edilen bit sayısı “Bits Allocated (0028:0100)” ile belirlenir. MRI ve CT resimlerinin çoğu için fotometrik yorumlama, tipik olarak gri seviye pixel’lerle tanımlanmış sürekli ve tek renkli resimdir. DICOM standardında bu tek renkli resimler için fotometrik yorumlama değeri “MONOCHROME1” (düşük değerler = parlak, yüksek değerler = loş) veya “MONOCHROME2” (düşük değerler = karanlık, yüksek değerler = parlak) olarak atanır. Ancak ultrason resimlerinin ve tıbbi fotoğrafların çoğu renk içermektedir ve bunlar Palette, RGB, CMYK, YBR vs. gibi farklı fotometrik yorumlamalarla tanımlanırlar. Tek renkli veya paletleştirilmiş resimler pixel başına bir örnek saklarken, bazı renkli resimler örneğin RGB, biri kırmızı, biri yeşil ve biri de mavi için olmak üzere her pixel için üç adet örnek saklamaktadır. Her resim, pixel başına 8 bit (256 seviye) veya 16 bit (65535 seviye) saklar bazı tarayıcılar ise 12 bit veya 32 bit çözünürlüğünde veri saklar. Bu yüzden pixel başına, her örnek için 8 bit olmak üzere 3 örnek saklayan RGB resmi potansiyel olarak $256^3 = 16$ milyon renk tanımlayabilir.

1.4.3 Bilgi Nesneleri Tanımlamaları

DICOM 3.3 standardı, dijital tıbbi bilginin iletişimi için uygulanabilir olan, günlük kullanım nesnelerinin soyut tanımlamalarını sağlayan, bilgi nesneleri tanımlamalarının bir bütünü belirler. Bilgi nesnesi tanımlaması (Information Object Definitions IODs), günlük kullanım nesneleri hakkında bilgi vermek için kullanılan, nesneye yönelik soyut bir veri modelidir. Bilgi nesnesi tanımlaması, değiş tokuş edilecek bilgiye ortak bir bakışla, uygulama varlıklarının iletişimini sağlar. Bir bilgi nesnesi tanımlamasının yapısı Şekil 4’te gösterilmiştir.



Şekil 4. Örnek bilgi nesneleri tanımlamaları

1.4.4 Tıpta Sayısal Görüntüleme ve İletim İçin Temel Kodlama İlkeleri

Tıpta sayısal görüntüleme ve iletim nesneleri, ikili formda özellik listeleri olarak kodlanmaktadır [15]. Her özellik veya kodlamadan bahsediyorsak her veri elemanı, 16-bit grup numarası ve 16-bit eleman numarası olmak üzere bir araya geldiklerinde veri elemanını eşsiz olarak tanımlayan bir etiket aracılığı ile tanımlanır. Veri kümesinde, veri elemanları, artan etiket numaralarına göre ve her veri elemanı bir kez gönderilerek saklanır. Başka bir deyişle veri kümesi, IOD'lerde tanımlanan yapı veya sırada kodlanmamaktadır. IOD, aynı etiketi birden çok kez tanımlayan modüllere sahip olduğu

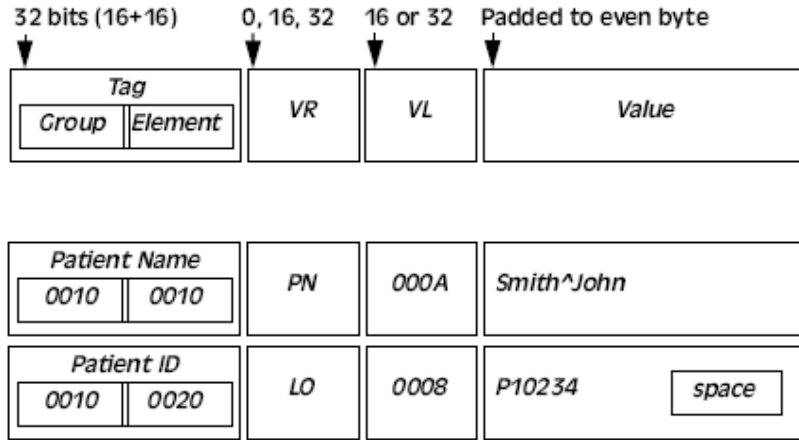
zaman, veri kümesinde bu etiket gerçekten sadece bir kez kodlanır. Çift numaralı gruplarda yer alan veri elemanları standart DICOM elemanlarıdır. Tek grup numarasına sahip olan elemanlar ise özel elemanlardır. Bu elemanların gereksinimleri ve davranış karakteristikleri uygulamaya bağlıdır.

Veri elemanının değerinin anlamı, içerisinde kullanıldığı IOD tarafından tanımlanmıştır. Verinin tarih, zaman, ikilik değer, metin, isim vs. ne türde olduğunu gösteren veri türünün biçimi VR (Value Representation), veri sözlüğünde tanımlanmıştır. Veri sözlüğü, tüm standart veri elemanları için veri türünün biçimini VR ve veri çok katlılığını VM (Value Multiplicity) tanımlayan DICOM standardının bir parçasıdır. Veri türlerinin biçimleri aşağıdaki Tablo 2’de gösterilmiştir.

Tablo 2. Örnek DICOM veri türleri

AE	Application Entity	AS	Age String	AT	Attribute Tag
CS	Code String	DA	Date	DS	Decimal String
DT	DateTime	FL	Float Single	FD	Float Double
IS	Integer String	LO	Long String	LT	Long Text
OB	Other Byte	OW	Other Word	PN	Person Name
SH	Short String	SL	Signed Long	SQ	Sequence
SS	Signed Short	ST	Short Text	TM	Time
UI	Unique Identifier	UL	Unsigned Long	UN	Unknown
US	Unsigned Short	UT	Unlimited Text		

Veri sözlüğünün kendisi, veri kümesi ile birlikte iletilmez. Örneğin standarttan şunu bilmeliyiz ki, (0010,0010) etiketli veri elemanı hasta adını tanımlamaktadır. Kodlanmış veri kümesinin içinde bunu gösterecek hiçbir şey yoktur. Veri elemanı içerisinde, verinin byte cinsinden uzunluğunu gösteren ve VL (Value Length) olarak adlandırılan alan açıkça tanımlanmıştır. Bu Şekil 5’te gösterilmiştir.

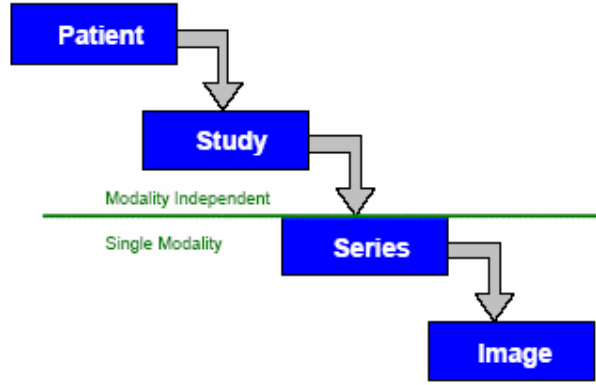


Şekil 5. Bir DICOM elemanın format yapısı

Örnekten de anlaşılacağı gibi, 0010 grup numarası hasta grubunu, 0010 ve 0020 eleman numaraları da sırasıyla hasta grubuna ait olan, hasta adı ve hasta kimlik numarasını belirten veri elemanlarını göstermektedir (URL-5, 2006).

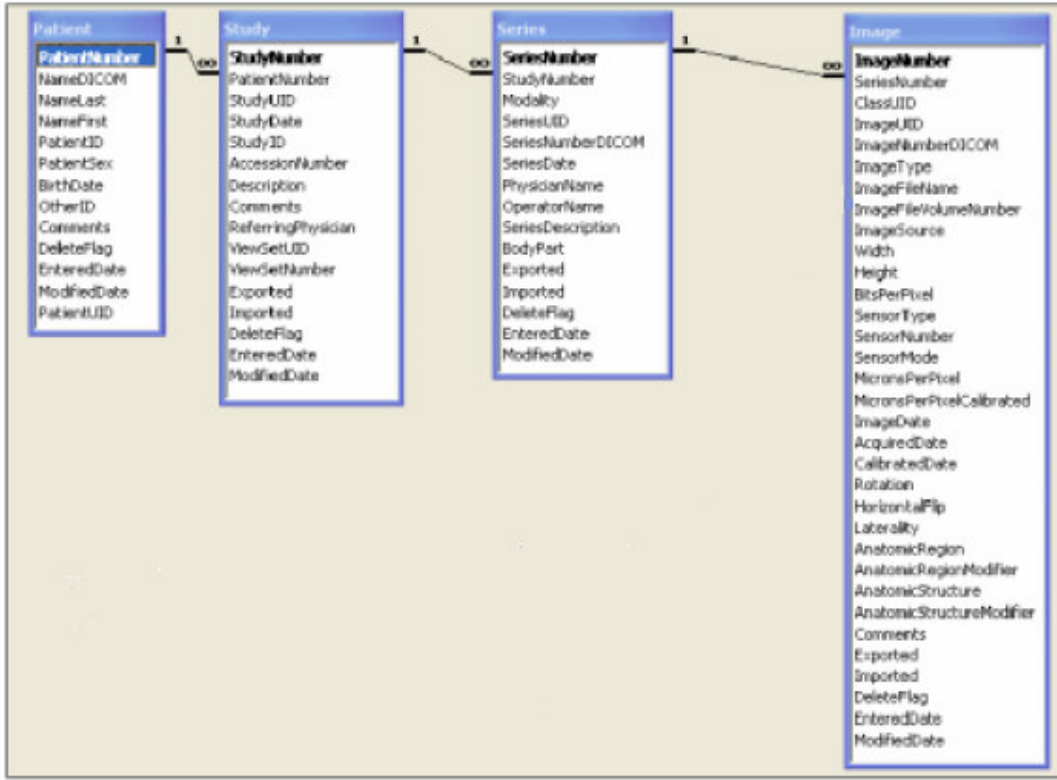
1.5 DICOM İçin Veritabanı Tasarımı ve Tanımı

Bu tezde geliştirilen PACS Sunucusu modülü, hastalar, resimler ve diğer ilgili veri nesnelerini depolamak için ORACLE veritabanı kullanmaktadır. Veri tabanı, sadece resimler hakkındaki bilgileri tutmaktadır. DICOM formatındaki asıl resim dosyası, sunucunun hard diskinde ayrı olarak tutulmaktadır. Basitleştirilmiş DICOM günlük kullanım modelini temel alan, veritabanındaki ana tablolar Şekil 6'da gösterilmiştir.



Şekil 6. PACS sisteminde kullanılan veritabanı ana tabloları

Veritabanında karşılığı bulunan tablolar hasta tablosu, çalışma tablosu, seri tablosu ve resim tablosudur. Veritabanında kayıtlı bir hasta için birden çok çalışma yapılmış olabilir. Her çalışma içinde, çalışmaya ait birden çok seri bulunabilir ve her seri içinde de seriye ait birden çok resim bulunabilir [10]. Bu durumları özetleyen tablo ilişkileri ve anahtar alanların bağlantıları Şekil 7’de verilmiştir.



Şekil 7. PACS veritabanında kullanılan tablo ilişkileri ve anahtar alanların

PACS Sunucusu modülü, veritabanına yeni bir kayıt eklemeye önce hasta tablosunda ilgili hastaya ait daha önceden kaydedilmiş bir kaydın olup olmadığına bakar. Eğer önceden hasta kaydedilmemiş ise hastaya bu tabloda yeni bir kayıt açar. Eğer hasta önceden kaydedilmiş bir hasta ise, kayıtlı hasta için çalışma tablosunda hasta numarasına referans göstererek yeni bir kayıt oluşturur. Hastaya ait çalışma, birden çok seri içeriyorsa, seri tablosunda çalışma numarasına referans göstererek her seri için yeni kayıtlar oluşturur. Benzer şekilde çalışmaya ait seriler birden çok resim içerebilir. Seri, birden çok resim içerirse, resim tablosunda, seri numarasına referans göstererek yeni kayıtlar oluşturur. Böylece bir DICOM dosyasının içeriğindeki metin bilgiler, DICOM dosyasının depolanması ve gerektiğinde aranarak tekrar çağırılması için veri tabanındaki tablolara eklenerek saklanır [35].

1.6 Sayısal Resim Sıkıştırma

Resim sıkıştırma, dosya büyüklüğünü küçültmek, kayıt ortamında arşivlenen verinin miktarını arttırmak ve veri transfer hızını arttırmak için kullanılan metottur [11]. DICOM dosyaları özel yazılımlar kullanarak sıkıştırılabilir.

Veri sıkıştırmanın iki ana yöntemi vardır. Kayıpsız (lossless) ve kayıplı (lossy). Kayıpsız sıkıştırma herhangi bir veri kaybı olmadan dosyanın sıkıştırılmasını sağlar. Bu gerektiğinde tüm verinin orijinal hali ile tekrar geri alınmasını sağlar. Kayıpsız sıkıştırmada veri kümesinde tekrar eden aynı değerler tek bir değer ile yer değiştirerek sıkıştırma kayıpsız olarak yapılır. Bu süreç çok büyük bir işlem gücü kullanır ve sıkıştırılan dosyaların yavaş açılıp kaydedilmesine sebep olur.

Karşıt olarak, kayıplı resim sıkıştırma, kalıcı olarak dosya verisinin bir kısmını eler ve sonuç olarak dosya büyüklüğünde dikkate değer azalmalara sebep olur. Bu sıkıştırmada amaç, resim kalitesine çok fazla zarar vermeden, veri kümesinden gereksiz verileri elemektir. Fakat çok yüksek sıkıştırma oranları kaçınılmaz olarak resim kalitesinin bozulması ile sonuçlanır.

1.6.1 Görüntü Dosyası Formatları

DICOM formatından farklı olarak istenenden fazla dijital resim dosya formatı vardır. Farklı formatlar, kayıplı sıkıştırmayı gerektiren JPEG (Joint Photographic Experts Group) ve kayıpsız sıkıştırma kullanan TIFF (Tagged Image File Format) gibi alt gruplara bölünebilir.

1.6.1.1 Kayıplı Sıkıştırma Dosya Formatları

Joint Photographic Experts Group Format (JPEG) bu sıkıştırma türü kullanıcıya ne oranda sıkıştırma yapacağına buna bağlı olarak ta orijinal veride ne oranda veri kaybı olacağına karar vermesine olanak tanır. JPEG formatı, insan gözünün küçük renk değişimlerini genellikle parlaklıktaki değişimleri çok az algılamasını sömürerek sıkıştırma yapar [11]. Böylece sıkıştırma sonucu orijinal resimdeki veri kaybının oluşturduğu kalitedeki küçük değişimi insan gözü algılayamaz. JPEG formatının dezavantajı, veride geri dönüşümü mümkün olmayan kayıplar sonucunda görüntü

kalitesindeki bozulmanın kabul edilebilir seviyelerde olmamasıdır. Buna rağmen avantajı ise çok küçük dosya büyüklüğüdür.

1.6.1.2 Kayıpsız Sıkıştırma Dosya Türleri

Portable Network Graphic Format (PNG) resim formatı birkaç iyi özelliğe sahiptir. PNG formatının yararlı bir özelliği resim dosyasının içine metin gömebilmemizdir bu sebeple “metadata” olarak adlandırılır. Bu DICOM dosyası ile ilişkilendirilen başlık kısmına çok benzemektedir ve dosya içerisine gömülen metin bilgisine göre resim dosyalarını bulan, web tabanlı arama motorlarının üzerinde çalıştığı eğitim amaçlı dosya veritabanlarının geliştirilmesi için uygundur.

Tagged Image File Format(TIFF) dosyaları için kayıplı veya kayıpsız sıkıştırma yöntemlerinden ikisi de belirtilebilir. TIFF dosyaları için kayıpsız sıkıştırma Lempel-Ziv-Welch algoritması kullanılarak yapılmaktadır. Bu dosya türünün dezavantajı diğerlerine göre oldukça büyük olan dosya büyüklüğüdür. Bu dosya büyüklüğü, TIFF dosyalarını, internet veya eğitim amaçlı PowerPoint sunularında kullanılamaz hale getirmektedir.

Graphic Interchange Format (GIF) bu format ilk olarak 1987’de geliştirildi ve LZW kayıpsız sıkıştırma algoritmasını kullanmaktadır. GIF dosyalarının sıkıştırılması PNG dosyalarına göre (yaklaşık olarak 5-25%) daha az verimlidir ve bu dosya formatı PNG formatının geniş ölçekli özelliklerinden yoksun kalmaktadır. Sonuç olarak GIF formatının yerini yaygın olarak PNG formatı almıştır.

Joint Photographic Experts Group 2000 Format (JPEG 2000) formatı, resmin belirli bir bölgesinin ilgi alanı olarak tanımlanmasına olanak tanımaktadır [11]. Bu ilgi alanı resmin diğer bölgelerinden önce görüntülenebilir, resmin diğer bölgeleri kayıplı olarak sıkıştırılırken, ilgi alanı kayıpsız olarak sıkıştırılabilir. PNG formatında olduğu gibi JPEG 2000 formatı da resim dosyasına “metadata” gömülmesine izin vermektedir. JPEG 2000 yeni bir dosya formatıdır ve radyologlar tarafından henüz yaygın kullanılmamaktadır. Gelişmiş özellikleri sayesinde gelecekte geniş kullanım alanlarına sahip olacağı tahmin edilmektedir.

Bu yüzden bu dosya türlerinden hangisi kullanılmalıdır? Genellikle konuşulan, kayıplı olarak sıkıştırılan resimler, bilgisayarlarda ve küçük dosya büyüklüklerinin, hızlı resim yüklemeye olanak sağlayarak, bilgisayarlar arasındaki resim transferini kolaylaştırdığı web tabanlı sunumlarda kullanmak için kusursuz uygunluğa sahiptir.

Karşıt durumda, kayıpsız olarak sıkıştırılan dosya formatları, arşivleme, eğitim ve bilimsel yayınlarda kullanmak için daha elverişlidir.

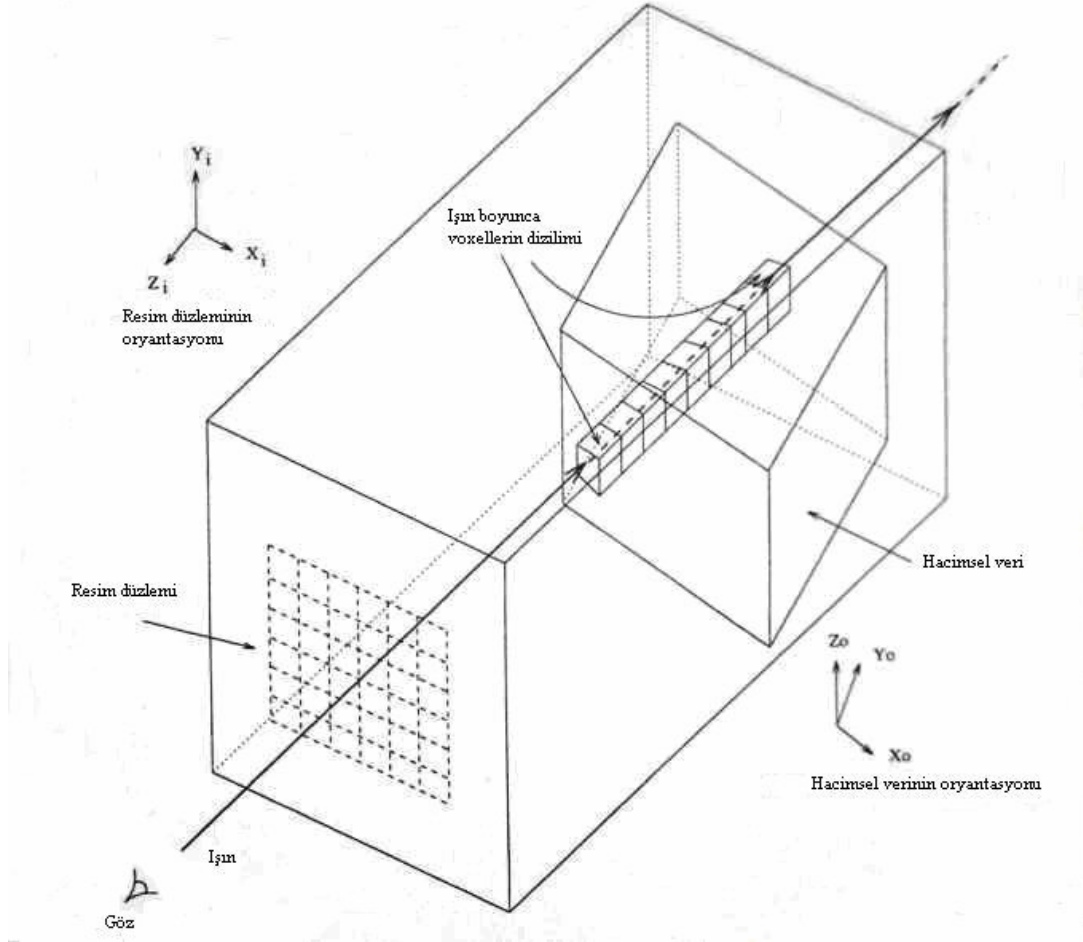
1.7 Eşiğe Dayalı Hacimsel Veri Görüntüleme

Son on yıldan bu yana, voxel'leri etkileşimli biçimde yorumlayan birçok hacimsel veri görüntüleme (volume rendering) algoritması önerilmiştir. Bu algoritmalara özgü birçok kısıtlama vardır. Örneğin düşük resim kalitesi, küçük görüntü arabirimi veya sabit sınıflandırma. Buna karşı, etkileşimli yüksek kaliteli algoritmalar günümüzde hala diğer algoritmalara meydan okumaktadırlar. Işın atma (ray casting) muhtemelen günümüzde en yaygın kullanılan hacimsel veri görüntüleme metodudur. Birçok algoritmanın geliştirilmesi ile birlikte, bazıları direk hacimsel veri görüntüleme adı altında alt kategoriye ayrılmıştır. Bu metotlarda hacimsel verinin herhangi bir ara gösterimine ihtiyaç duyulmadan, tüm veri kümesi orijinal hali ile yorumlamada kullanılmaktadır [33].

Hacimsel veri görüntüleme, veriye geometrik primitifler uygulamadan örneklenmiş sayısal veya vektör alanların üç boyutlu olarak gösterilmesi tekniğidir. Bu tekniklerin bir altkümüsi, renkli yarısaydam hacimsel verinin iki boyutlu projeksiyonlarını hesaplayıp, veriden yerel operatörler vasıtası ile her bir nokta için renk ve saydamlık değerlerini elde ederek resimleri üretir [3]. Resimler, her bir örneklem noktasının gölgelendirilip resim tuvali üzerine iz düşürülmesi ile şekillendirilir. Yüzey gölgelendirme işlemleri her bir voxel üzerinde, yerel gradient vektörlerinin yüzey normalleri olarak kullanılması ile gerçekleştirilir. Sonraki aşamada, her bir voxel için kısmi saydamlık değerlerini elde etmek amacıyla yüzey sınıflandırma operatörleri uygulanır [2]. Her bir resmin üretilmesinde tüm voxel'lerden yararlanıldığı için yorumlama zamanı veri kümesinin büyüklüğü ile doğru orantılı olarak artmaktadır.

Işın atma metodunda yorumlayıcı, Şekil 8'de gösterildiği gibi hacimsel veriye, resim tuvalinin arasından geçecek şekilde bakış noktasından bir grup ışın atar. Her bir ışın hacimsel veri içerisinde yol alırken, yorumlayıcı ışın yolu üzerindeki kesişme noktalarında yeni örneklem noktalarını üretmek için bu hacimsel veriyi interpolate etmektedir. Bu örneklem noktalarında, sadece kullanıcı tarafından belirlenen yoğunluk eşiğini aşan voxel'ler için saydamlık ve yoğunluk toplamsal olarak biriktirilir. Işın, hacimsel veri içerisinde ilerlerken hacimsel veri tükendi ise veya ışın yolu boyunca biriktirilen saydamlık toplamı belirlenmiş bir eşik değerini aştıysa ışın, yolu kesilerek

durdurulur [32]. Işının ilerleme sürecinin erken sonlandırılması ışın atma yönteminin optimize edilmesini sağlar. Her bir pixel için elde edilen birikimli renk ve saydamlık değerleri bellekte saklanır. Tüm pixel'ler değerlendirildikten sonra, görüntülenen resimdeki gürültüleri azaltmak için bazı filtreleme teknikleri uygulanabilir [4, 5, 6, 2, 7, 8].



Şekil 8. Işın atma modeli

Bu işlemlerin tipik sırası şu şekilde verilebilir.

1- Orijinal nesnelere doğru bir şekilde örneklenerek ve filtrelendirildikten sonra sistem belleğine kaydedilirler. Uygun düzenleme filtresi kullanılarak giriş örnekleri filtrelenip ayrık giriş hacimsel verisi elde edilir, bu veri ile de sürekli hacimsel veri fonksiyonu inşa edilir.

2- Yeniden düzenlenmiş sürekli fonksiyonlar resim uzayına dönüştürülür.

3-Gölgelendirme süreci dönüştürülmüş sürekli fonksiyona uygulanır, gölgelendirilmiş ve yeniden düzenlenmiş nesne uygun low-pass filtresi ile filtrelenir.

4- Fonksiyonun son hali resmin çözünürlüğünden elde edilen oranla örneklenir ve görüntüleme fonksiyonu icra edilerek resmin son görüntüsü üretilir.

1.7.1 Tri-Linear Interpolasyonu

Mevcut örneklem noktaları arasında yeni örneklem noktaları, en yakın sekiz adet nesne kafesi noktalarının tri-lineer interpolasyonu ile hesaplanabilir. Tri-lineer interpolasyon yaklaşımı, hücre içerisindeki yoğunluğun veya materyalin uzaysal değişiminin her bir ekseninde lineer veya tri-lineer olduğunu varsayar. Başka bir deyişle, hücre içerisinde her bir noktadaki yoğunluk değeri $P = (x, y, z)$ aşağıdaki fonksiyon yardımıyla yaklaşık olarak tahmin edilebilir.

$$F\{P(x, y, z)\} = a_1 + a_2x + a_3y + a_4z + a_5xy + a_6xz + a_7yz + a_8xyz \quad (1)$$

Burada a_1, a_2, \dots, a_8 bilinmeyen değerlerdir ve matris sistemi tarafından belirlenirler. Hücrenin her köşesindeki örneklem noktaları fonksiyon tarafından interpolate edilir. Her hücre köşesi, sekiz adet bilinmeyen yerine sekiz adet denklemin kullanıldığı bir denklem sağlar.

$$X_{ij} A_{ij} = P_i \quad (2)$$

Burada X_{ij} hücrenin koordinatlardan oluşan matris, A_{ij} ise bilinmeyen katsayılarının vektörünün vektörüdür ve P_i de hücrenin köşe noktasının yoğunluk değeridir. Matris dikgen ise, bu matris denklemini L-U ayrışım metodu kullanılarak doğrudan hesaplanabilir [9].

Tri-lineer interpolasyon, yoğunluğun kartezyen eksenlere paralel olan çizgiler boyunca lineer olarak değiştiğini, iki boyutlu açıdan düşünecek olursak ta eksenlere paralel olan düzlemler boyunca lineer olarak değiştiğini varsayar. Bu şekilde, basit ve hızlı olmasına rağmen tatmin edici değildir. Fonksiyon, hücre döndürüldüğünde oldukça farklı bir tahmin değeri üretmektedir. Bir diğer ihtimal, köşe değerlerinin belirli yöneline

sahip bir tri-linear fonksiyon temsil etmemesidir. Bu interpolasyonun bir diğer zayıf noktası da iç yüzeyler boyunca sürekliliği garanti etmemesidir.

1.7.2 Görüntüleme Süreci

Öncelikle $x_i = (x_i, y_j, z_k)$ konumlarındaki voxel'ler için elde edilmiş değerlerin dizisi olan $f_0(x_i)$ ile işe başlayacağız. İlk aşama verinin hazırlanmasıdır. Elektron yoğunluk haritalarında örneklenmiş ortogonal olmayan ızgaralar, CT veri içerisindeki hasta hareketi, karışıklık artırma, ek örneklemlerin interpolasyonu için düzeltmeler gerekebilir. Bu aşama sonucunda düzenlenmiş verilerden oluşan $f_1(x_i)$ dizisi elde edilir. Bu dizi sonraki aşamalarda açıklanacak olan shading modele giriş verisi olarak verilir, bu modelde voxel renklerinin dizisi olan $c_\lambda(x_i)$, $\lambda = r, g, b$ değerlerinin elde edilmesinde kullanılacaktır. Ayrıca bu dizi, voxel'lerin saydamlık değerlerinden oluşan $\alpha(x_i)$ dizisinin elde edilmesi için sonraki aşamalarda açıklanacak olan sınıflandırma prosedürlerinde giriş verisi olarak kullanılacaktır. Daha sonra gözlemcinin bakış noktasından ışınlar bu iki diziye saçılmaktadır. Her bir ışın için voxel veri tabanı, ışın boyunca tarafsızca ayrılmış K adet $x_i^\sim = (x_i^\sim, y_j^\sim, z_k^\sim)$ konumlarında örneklenir. Bu konumlara denk düşen örneklem hacimleri, kendilerini en yakın kuşatan sekiz adet voxel'in tri-linear olarak interpolate edilmesi ile ışın üzerindeki her bir örneklem noktası için renk ve saydamlık değerleri elde edilir. Bu hesaplamalar sonucunda ışın için, ışın yolu boyunca örneklenmiş renklerin vektörü $c_\lambda(x_i^\sim)$ ve saydamlık değerlerinin vektörü $\alpha(x_i^\sim)$ elde edilir. Son olarak tamamıyla ışık geçirmez $c_{ark,\lambda}$ rengine sahip bir arka zemin veri kümesinin arkasına yerleştirilir ve örneklenmiş renkler ve saydamlık değerleri arka zemin ile birlikte her biri birleştirilerek, ışın için tek bir $C_\lambda(u_i^\sim)$ rengini oluşturmak üzere önden arkaya doğru karılırlar. Her bir resim pixel'i için, $u_i^\sim = (u_i^\sim, v_j^\sim)$ pixel konumunda sadece bir ışın saçılır.

Yukarıdaki işlemler bütünü basit linear interpolasyonlardır. Belirli bir şekilde, ışının her bir örneklem konumundan ayrılırkenki rengi $C_{g,\lambda}(u_i^\sim)$ bu konuma girerkenki rengi $C_{g,\lambda}(u_i^\sim)$, saydamlık $\alpha(x_i^\sim)$ ve renk $c_\lambda(x_i^\sim)$ ile ilişkilidir. Örneklem noktasında saydamlık formülü vasıtası ile

$$C_{g,\lambda}(u_i^-) = C_{g,\lambda}(u_i^-)(1 - \alpha(x_i^-)) + c_\lambda(x_i^-)\alpha(x_i^-) \quad (3)$$

ışının örneklem konumundan ayrılırken ki rengi hesaplanır [2].

1.7.3 Gölgeleme

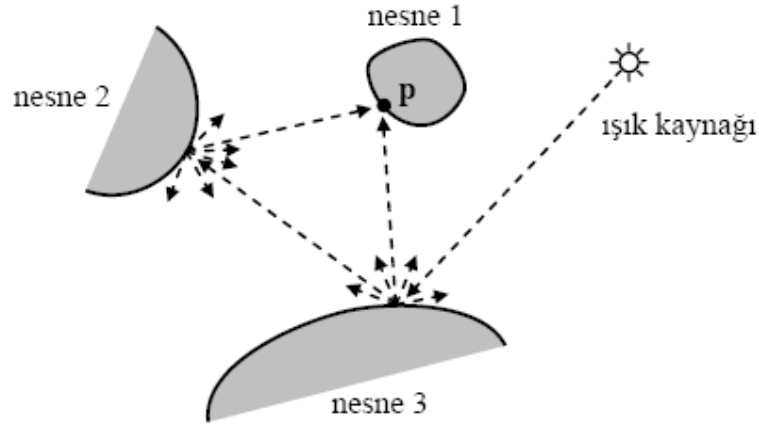
Yukarıda anlatılan işlem dizisi vasıtası ile elde edilmiş veriden renkli veriye geçiş üç boyutlu şekiller sırası oluşturur fakat sınıflama işlemine katılmaz [2]. Buna göre, makul maliyet karşılığında tatmin edici pürüzsüzlükte sanal yüzey oluşturan bir gölgeleme modeli seçilmiştir. Seçilen model, Phong modelidir.

1.7.3.1 Phong Aydınlanma Modeli

Bu model Bui-Tuong Phong tarafından 1975 yılında geliştirilmiştir [30]. Phong aydınlanma modeli geliştirildiği yıllardan beri bilgisayar grafiklerinde çok yaygın olarak kullanılmıştır. Phong aydınlanma modeli ortam ışığı, dağınık yansıma ve düzgün yansıma adı verilen üç temel bileşenden oluşur.

1.7.3.1.1 Ortam Işığı

Bir ışık kaynağından direk olarak ışık almayan yüzeyler, sahnede bulunan diğer yüzeylerden yansıyan fotonlar tarafından aydınlatılabilir. Bir başka deyişle, sahnede bulunan yüzeyler hem ışık kaynakları tarafından doğrudan (direct lighting) hem de diğer yüzeyler tarafından yansıtılan fotonlar tarafından dolaylı olarak (indirect lighting) aydınlatılır.



Şekil 9. p noktası, nesne 2 ve nesne 3'ten yansıyan fotonlar tarafından aydınlatılmaktadır.

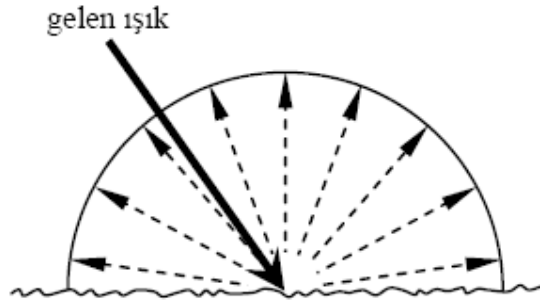
Şekil 9'da nesne 1'in yüzeyinde bulunan **p** noktası ışık kaynağından direk olarak ışık almamasına rağmen, nesne 2 ve nesne 3'ten yansıyan fotonlar **p** noktasının aydınlatılmasına yol açmaktadır. Bu aydınlanma değerinin tam olarak hesaplanması, sahnede bulunan nesnelerin birbirleri arasındaki ışık etkileşimlerinin hesaplanmasını gerektirdiğinden, zor ve uzun zaman alan bir süreçtir. Ayrıca Phong aydınlanma modeli yerel bir modeldir. Yerel aydınlanma modellerinde, aydınlanma hesaplamaları yapılırken ışık kaynakları ve aydınlatılan noktanın özellikleri dışında hiçbir etken göz önünde bulundurulmaz. Phong aydınlanma modelinde, nesneler arası ışık etkileşimleri nedeniyle oluşan aydınlanma miktarı ortam ışığı (sahne ışığı, arkaplan ışığı) adı verilen sabit bir bileşenle taklit edilmeye çalışılır. Ortam ışığının yüzeyin her noktasına eşit miktarda düştüğü kabul edilir ve hiç bir yön özelliği yoktur. I_a ortam ışık kaynağının şiddeti ve k_a yüzeyin ortam ışık katsayısı olmak üzere bir yüzeyin ortam ışığından dolayı kaynaklanan aydınlanma miktarı;

$$I_{ortam} = I_a k_a \quad (4)$$

olarak hesaplanır.

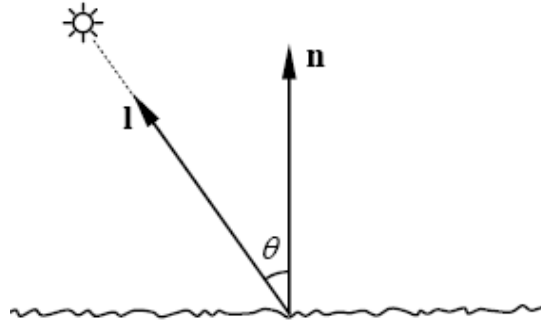
1.7.3.1.2 Dağınık Yansım

Kumaş, kağıt, tahta, tebeşir gibi mat ve pürüzlü yüzeylere hangi yönden bakılırsa bakılsın aynı aydınlıkta gözlenir. Phong aydınlanma modelinin ikinci bileşeni olan dağınık yansım, yüzeylerin üzerine gelen ışığın belirli bir miktarını her yöne eşit şiddette yansıtmasından dolayı ortaya çıkar. Bu durum Şekil 10'da gösterilmiştir. Bu tür yüzeylerin aydınlanma değeri, üzerine gelen ışık enerjisinin miktarına ve yüzeyin yansıtma özelliklerine bağlıdır. Hesaplamalarda bakış noktasının konumu dikkate alınmaz.



Şekil 10. Kumaş, kağıt, tahta, tebeşir gibi mat ve pürüzlü yüzeyler, üzerine gelen ışığı her yöne eşit şiddette yansıtırlar. Bu nedenle bu tür yüzeylere hangi doğrultudan bakılırsa bakılsın aynı aydınlıkta gözlemlenir.

Dağınık yansım bileşeni Lambert teoremine göre hesaplanır. Bu teoreme göre bir yüzeyin dağınık yansım nedeniyle kaynaklanan aydınlanma miktarı, yüzeyin normal vektörü \mathbf{n} ile ışık kaynağına doğru olan \mathbf{l} (light) vektörü arasındaki açının kosinüsü ile orantılıdır. Bu durum Şekil 11'de gösterilmiştir.



Şekil 11. Dağınık yansıma bileşeni Lambert teoremine göre hesaplanır.

I ışık kaynağının şiddeti, k_d yüzeyin dağınık yansıma katsayısı ve θ yüzey normal vektörü ile ışık kaynağına doğru olan vektör arasındaki açı olmak üzere dağınık yansıma miktarı;

$$I_{dağ} = Ik_d \cos \theta \quad (5)$$

denkleminde hesaplanır.

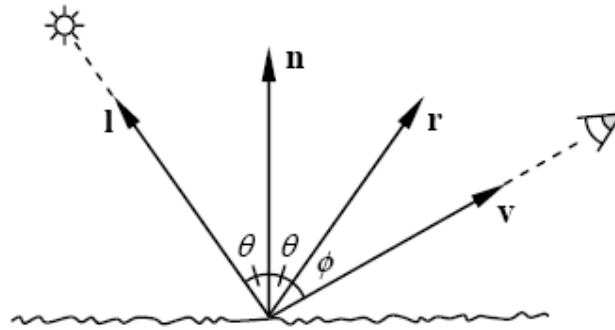
1.7.3.1.3 Düzgün Yansıma

Birçok durumda gerçekçi aydınlanma sonuçları elde etmek için ortam ışığı ve dağınık yansıma bileşenleri yetersiz kalır. Bunun başlıca nedeni çoğu yüzeyin üzerlerine gelen ışığı her yöne eşit şiddette yansıtmamasıdır. Örneğin, düzgün, pürüzsüz ve cilalı yüzeyler söz konusu olduğu zaman, bakış doğrultusunun algılanan ışık şiddeti üzerinde etkisi vardır ve bakış noktasının konumunun değişmesiyle yüzey üzerinden algılanan ışık şiddeti de değişir. Çünkü düzgün yüzeyli nesnelere bir bakıma ayna gibi davranır ve üzerlerine gelen ışığın büyük çoğunluğunu yansıma doğrultusunda yansıtır.

Phong, bu olguyu gözledikten sonra aydınlanma modeline düzgün yansıma adı verilen üçüncü bir bileşen eklemiştir. Phong aydınlanma modelinin temelini düzgün yansıma bileşeni oluşturur. Zaten sadece ortam ışığı ve dağınık yansıma bileşenleri ile oluşturulan basit aydınlanma modelleri, Phong aydınlanma modeli ortaya atılmadan önce de kullanılmaktaydı [31].

Phong aydınlanma modelinin dayandığı hiçbir matematiksel ya da fiziksel kuram yoktur. Bütünüyle Bui-Tuong Phong tarafından yapılan gözlemler sonucu elde edilmiş ampirik (bir kurama değil de yalnızca deneye, gözleme dayanan) bir modeldir. Ancak gerçekçi sonuçlar elde edilmesinin yanında hesaplanmasının kolay olması, Phong aydınlanma modelinin bilgisayar grafiklerinde çok geniş bir yer edinmesine olanak sağlamıştır. Ayrıca bilgisayar grafiklerinde kullanılan birçok geleneksel aydınlanma modeli teoride yeri olmayan çok sayıda varsayım, hile ve basitleştirme içerir. Ancak, bunlar pratikte oldukça düzgün sonuçlar verir.

Düzgün yansıma bileşeninin değeri, bakış noktasına doğru olan \mathbf{v} (viewing) vektörü ile yansıma doğrultusunu belirten \mathbf{r} (reflection) vektörü arasındaki açığa bağlıdır. Bu durum Şekil 12’de gösterilmiştir.



Şekil 12. Düzgün yansıma bileşeni, \mathbf{r} ve \mathbf{v} vektörleri arasındaki açığa bağlıdır.

Bu iki vektör arasındaki açı ϕ ile belirtilirse, Bui-Tuong Phong, modelinin en önemli kısmını oluşturan düzgün yansıma bileşenini;

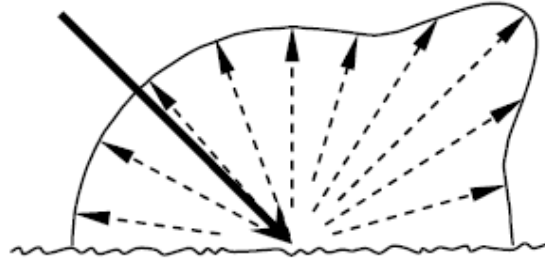
$$W(\theta) \cos^{n_s} \phi \quad (6)$$

fonksiyonunu temel alarak modellemiştir. Fonksiyonda bulunan n_s katsayısı yüzeyin düzgünlüğüyle bağlantılıdır: Bu katsayı büyüdükçe daha keskin, küçük alanlı ve odaklanmış yansımalar elde edilir. $W(\theta)$ ise yüzeyin kendine has optik özelliklerine bağlı yansıma fonksiyondur. Birçok durumda bu fonksiyonun sabit bir k_s katsayısına eşit olduğunun kabul edilmesi istenilen görsel sonuçları elde etmek için yeterlidir.

Phong aydınlanma modeli, kendisini oluşturan üç bileşenin (ortam ışığı, dağınık yansımaya ve düzgün yansımaya) toplamına eşittir;

$$I = I_a k_a + I(k_d \cos \theta + k_s \cos^{n_s} \phi) \quad (7)$$

Bu üç bileşenin toplamı Şekil 13'te gösterilmiştir.



Şekil 13. Phong aydınlanma modeli ortam ışığı, dağınık yansımaya ve düzgün yansımaya bileşenlerinin toplamına eşittir.

Phong modeli, hacimsel veri görüntüleme işlemlerinde aşağıdaki denklemde gösterildiği gibi kullanılır.

$$c_\lambda(x_i) = c_{p,\lambda} k_{a,\lambda} + \frac{c_{p,\lambda}}{k_1 + k_2 d(x_i)} \left[k_{d,\lambda} (N(x_i) \cdot L) + k_{s,\lambda} (N(x_i) \cdot H)^n \right] \quad (8)$$

Burada

$c_\lambda(x_i) = x_i, \lambda = r, g, b$ voxel konumundaki λ . renk unsuru.

$c_{p,\lambda}$ = paralel ışık kaynağının λ . renk unsuru.

$k_{a,\lambda}$ = λ . renk unsuru için ortam ışığı (ambient light) yansımaya katsayısı.

$k_{d,\lambda}$ = λ . renk unsuru için dağınık yansımaya (diffuse reflection) katsayısı.

$k_{s,\lambda}$ = λ . renk unsuru için aynasal yansımaya (specular reflection) katsayısı.

n = ışıklı bölüme yakınsamak için kullanılan üs.

k_1, k_2 = derinlik sıralamasının lineer yakınsamasında kullanılan sabitler.

$d(x_i)$ = resim tuvalinden voxel konumu x_i ye olan dikey uzaklık.

$N(x_i)$ = x_i voxel konumundaki yüzey normali.

L = ışık kaynağı yönündeki normalleştirilmiş vektör.

H = maksimum ışıklı bölge yönündeki normalleştirilmiş vektör.

Eğer paralel ışık kaynağı kullanılırsa, L sabittir. Ayrıca,

$$H = \frac{V + L}{|V + L|} \quad (9)$$

Burada

V = gözlemci yönündeki normalleştirilmiş vektör.

Orthographic projeksiyon kullanılırsa V ve dolayısıyla H ta birer sabittir. Son olarak yüzey normali şöyle elde edilir

$$N(x_i) = \frac{\nabla f(x_i)}{|\nabla f(x_i)|} \quad (10)$$

Gradient vektörü aşağıdaki gibi hesaplanır.

$$\begin{aligned} \nabla f(x_i) &= \nabla f(x_i, y_j, z_k) \approx \\ &\left[\frac{1}{2} [f(x_{i+1}, y_j, z_k) - f(x_{i-1}, y_j, z_k)] \right] \\ &\frac{1}{2} [f(x_i, y_{j+1}, z_k) - f(x_i, y_{j-1}, z_k)] \\ &\frac{1}{2} [f(x_i, y_j, z_{k+1}) - f(x_i, y_j, z_{k-1})] \end{aligned} \quad (11)$$

1.7.4 Sınıflandırma

Bu kısımda, bilgisayarlı tomografi (CT) verisi içinde bulunan bölge sınırlı yüzeyleri (Region Boundary Surfaces) ele alacağız.

1.7.4.1 Bölge Sınırlı Yüzeyler

İnsan vücudu, her biri oldukça homojen ve tahmin edilebilir yoğunlukta olan biyolojik dokuların karmaşık düzeninden oluşmaktadır. Doktorlar, anatomik özelliklerin ölçüleri ve uzaysal boyutlarından bir sonuç çıkarabilmek için, genellikle dokular arası sınırlarla, dokuların ve organların yüzeysel biçimleri veya kanser hastalarında tümörlerin üç boyutlu bölünmesi ile ilgilenmektedirler.

Birçok araştırmacının medikal verileri görüntülemek için eş yüzeyleri kullanmasına rağmen, bu yüzeylerin bu amaç için çok uygun olduğu açık değildir. Bunun sebebi şöyle açıklanabilir. $f_{VA} < f_{VB}$ olmak üzere f_{VA} ve f_{VB} değerlerine sahip iki ayrı A ve B dokusunu içeren bir anatomik görüntü verilsin. Veri elde etme işlemi $f_{VA} \leq f(x_i) \leq f_{VB}$ olmak üzere $f(x_i)$ değerlerine sahip voxel'ler üretir. B dokusunun ince özellikleri, tüm voxel'lerin f_{VB} den küçük değerler aldığı alanlar halinde gösterilebilir. Öyleyse, B dokusunun ince alanlarını keyfi olarak keşfetmeyi garanti edecek f_{VA} değerinden büyük bir eşik değeri ve gürültüleri sinyal olarak tespit edecek f_{VA} ya yakın eşikler yoktur. Bu çalışmada icra edilecek prosedür, anatomik görüntülerin ve CT tarama sürecinin basitleştirilmiş modeline dayanır. Farz ediyoruz ki görüntüler, CT sayılarını bilinen bir değer için yakın komşuluğuna düşüren gelişigüzel sayıda doku türü içerir. Ayrıca farz ediyoruz ki verilen görüntüde, bir doku türü, en çok iki farklı doku türüne temas etmektedir. Son olarak farz ediyoruz ki eğer türleri CT sayısı ile sıralarsak, o zaman her tür, sıralamada sadece kendi bitişiğindeki türlere temas etmektedir. Biçimsel olarak $f_{v_n}, n = 1, \dots, N$, $N \geq 1$ CT sayılarına denk düşen N adet doku türü verilsin, öyle ki $f_{v_m} < f_{v_{m+1}}, m = 1, \dots, N - 1$ o zaman $f_{v_{n_1}}$ CT değerlerine sahip bir doku ve $f_{v_{n_2}}, |n_1 - n_2| > 1$ CT değerlerine sahip bir doku arasında temas yoktur.

Eğer bu kriterler bir araya gelirse, her bir doku türüne bir saydamlık değeri atanabilir ve f_{v_n} voxel değerlerini α_{v_n} saydamlık değerlerine, $f_{v_{n+1}}$ voxel değerlerini $\alpha_{v_{n+1}}$ saydamlık değerlerine ve ara voxel değerlerini ara saydamlık değerlerine dönüştüren parça-parça lineer haritalama inşa edilebilir. Tüm voksel'lere sıfırdan farklı saydamlık değerleri atanarak resmin son hali elde edilir. Bu yapı ince doku tabakalarının resimde durgun bir şekilde ancak biraz bulanık olarak görüneceğini garanti eder.

Deri ve kemik gibi çoklu yarı saydam yüzeylerin bir araya gelişi CT verisinin kapsamını büyük ölçüde arttırmaktadır. Hacimsel veri görüntüleme kullanarak bu tür etkileri elde etmek için, dokuların dış yüzeylerinin saydamlıklarını arttırırken, doku iç kısımlarının saydamlıklarını yok etmek isteriz. Bu işlemi saydamlık değerlerini yerel gradient vektörünün büyüklüğü ile ölçekleyerek uygularız [2].

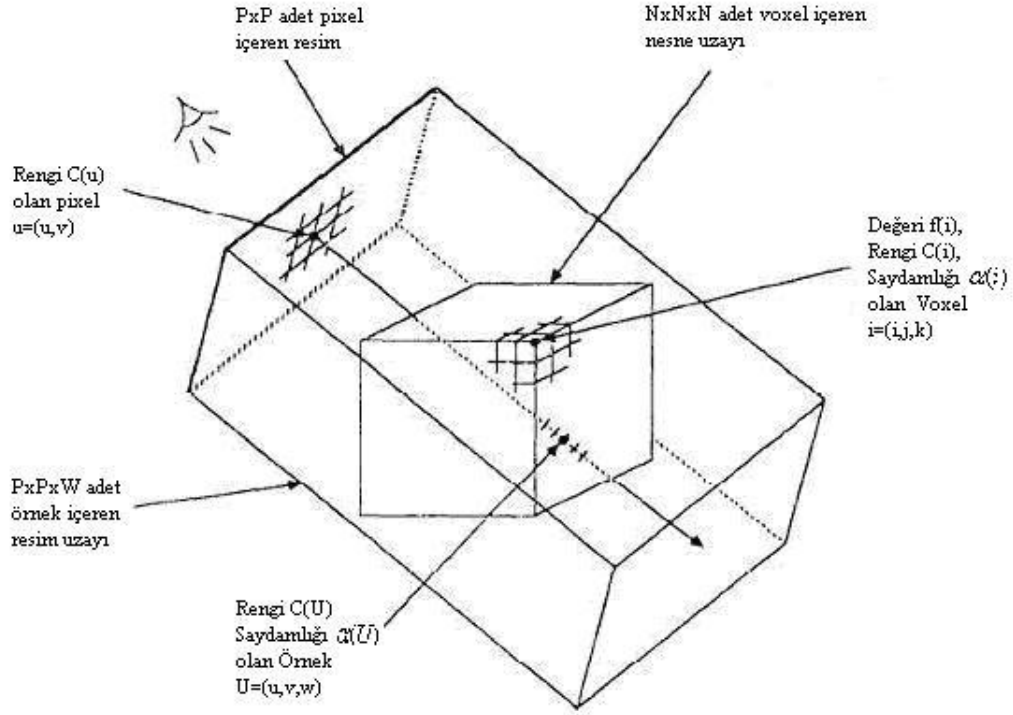
Bu iki işlemin birleşiminden aşağıdaki ifadeleri elde ederiz.

$$n = 1, \dots, N - 1, \quad N \geq 1 \text{ için}$$

$$\alpha(x_i) = |\nabla f(x_i)| \begin{cases} \alpha_{v_{n+1}} \left[\frac{f(x_i) - f_{v_n}}{f_{v_{n+1}} - f_{v_n}} \right] + \alpha_{v_n} \left[\frac{f_{v_{n+1}} - f(x_i)}{f_{v_{n+1}} - f_{v_n}} \right] & \text{eğer } f_{v_n} \leq f(x_i) \leq f_{v_{n+1}} \\ 0 & \text{diğer durumlarda} \end{cases} \quad (12)$$

1.7.5 Işın Atma Algoritması

Bu algoritma Brute-Force algoritması olarak ta bilinmektedir. Veri örneklerinden oluşan üç boyutlu dizi ile işe başlayacağız. Basitlik olması açısından, her bir kenarında N adet voxel içeren, sayısal değerler dizisinden oluşan bir küp varsayalım. Voxel'lere sürekli fonksiyonun örnek noktaları gibi davranalım, daha ziyade homojen değerlerden oluşan hacimsel veri olarak düşünelim. Voxel'ler $i, j, k = 1, \dots, N$ olmak üzere $i = (i, j, k)$ vektörü ile indekslenir. Voxel i 'nin değerini $f(i)$ ile gösterelim.



Şekil 14. Hacimsel veri görüntüleme süresince kullanılan koordinat sistemleri

Yerel operatörleri kullanarak, her bir voxel için sayısal veya vektör renk $C(i)$ ve saydamlık $\alpha(i)$ değerleri elde edilir.

Şekil 14'te gösterildiği gibi bir gözlemci pozisyonundan hacimsel veri içerisine paralel ışınlar atılır. Varsayalım resim, her bir kenarında P adet pixel içerecek şekilde karesel ölçülerde olsun ve her bir pixel için bir ışın atılsın. Pixel'ler ve bundan dolayı ışınlar $u, v = 1, \dots, P$ olmak üzere $u = (u, v)$ vektörü ile indekslenir. Her bir ışın için, ışın boyunca tarafsız olarak mesafelere ayrılmış W örneklem konumlarını kuşatan sekiz adet voxel'in renk ve saydamlık değerleri tri-linear interpolasyon ile hesaplanıp veri örneklenerek renklerin ve saydamlık değerlerinin bir vektörü hesaplanır. Örnekler, (u, v) ışını karakterize etmek üzere ve $w = 1$ için göze en yakın konumda olmak anlamına gelen $w = 1, \dots, W$ ışın boyunca mesafeyi göstermek üzere, $U = (u, v, w)$ vektörü ile indekslenirler. U örnekleme için renk değeri $C(U)$ ve saydamlık değeri $\alpha(U)$ ile gösterilsin. Son olarak ışına bir renk tahsis etmek için tamamıyla ışık geçirmez olan bir arka zemin veri kümesinin arkasına serilir ve ışın boyunca örneklenen renk değerleri, saydamlık değerleri ve arka zemin birbiri ile karılır. Bu rengi $C(u)$ ile göstereceğiz.

Bu çalışmada, ışın yolu üzerinde her bir örneklem noktasının renk ve saydamlık değerlerini bileştirirken, önden arkaya doğru (front to back) ve arkadan öne doğru (back to front) yaklaşımlarının her ikisi de kullanılmıştır. Belirli bir biçimde, U örneklem noktası için gerekli işlemlerin yapılmasından sonra ışın u için saydamlık formülü ile elde edilen renk $C_{\varphi}(u;U)$ ve saydamlık değeri $\alpha_{\varphi}(u;U)$, ışının örneklem noktasındaki işlemleri yapmadan önceki rengi $C_{zyer}(u;U)$ ve saydamlık değeri $\alpha_g(u;U)$ ve örneklem noktasının rengi $C(U)$ ve saydamlık değeri $\alpha(U)$ ile ilişkilidir.

$$\hat{C}_{\varphi}(u;U) = \hat{C}_g(u;U) + \hat{C}(U)(1 - \alpha_g(u;U)) \quad (13)$$

ve

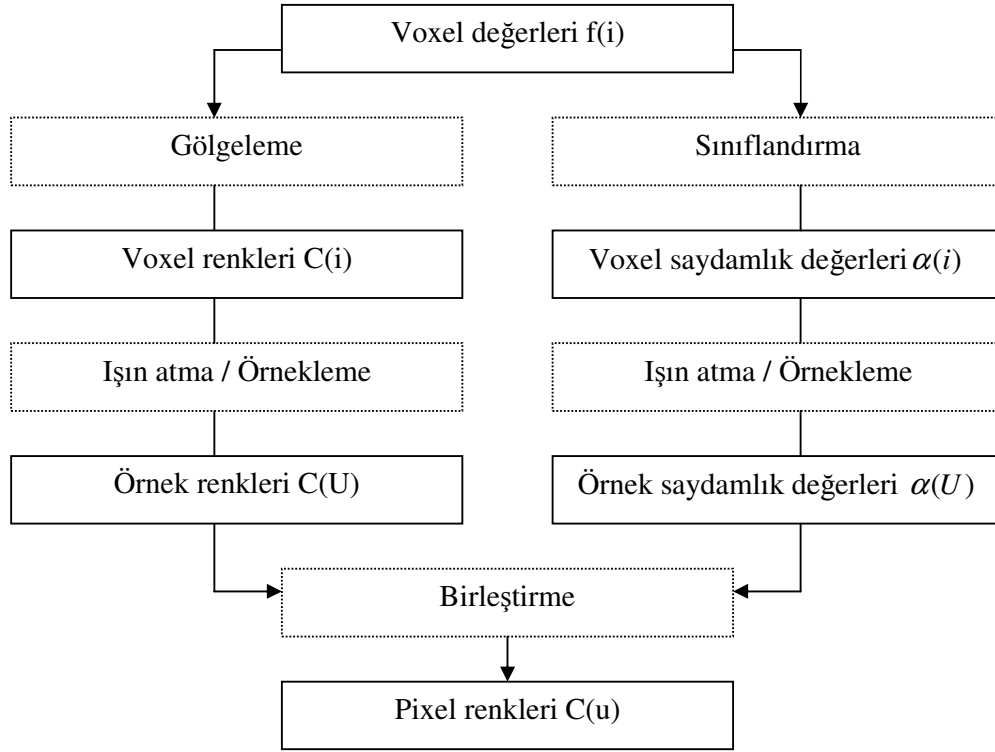
$$\alpha_{\varphi}(u;U) = \alpha_g(u;U) + \alpha(U)(1 - \alpha_g(u;U)) \quad (14)$$

Burada $\hat{C}_g(u;U) = C_g(u;U)\alpha_g(u;U)$, $\hat{C}_{\varphi}(u;U) = C_{\varphi}(u;U)\alpha_{\varphi}(u;U)$ ve $\hat{C}(U) = C(U)\alpha(U)$ olarak hesaplanır.

Işın boyunca tüm örneklem noktaları için gerekli hesaplamalar yapıldıktan sonra, ışının rengi $C(u)$, $W = (u, v, W)$ olmak üzere,

$$C(u) = \hat{C}_{\varphi}(u;W) / \alpha_{\varphi}(u;W) \quad (15)$$

ifadesi ile elde edilir. Tamamıyla ışık geçirmez olan bir arka zeminin $w' = W + 1$ konumunda veri kümesinin arkasına serilmesi ve ışın veri kümesinden geçtikten sonra arka zeminin ışının altında kalması sonucunda $W' = (u, v, w')$ olmak üzere $\alpha_{\varphi}(u;W') = 1$ elde edilir ve bu normalleştirme aşaması hesaplamalara ilave edilir [3]. Hacimsel veri görüntüleme algoritmasının akış diyagramı Şekil 15'te gösterilmiştir.



Şekil 15. Hacimsel veri görüntüleme algoritmasının akış diyagramı.

Hacimsel veri görüntüleme algoritmasının ışın atma, örnekleme, değerleri karma adımları aşağıdaki gibi özetlenebilir.

procedure IşınIzle(u) **begin**

$\hat{C}(u) := 0;$

$\alpha(u) := 0;$

$x_1 := İlk(u);$

$x_2 := Son(u);$

$U_1 := [resim(x_1)];$

$U_2 := [resim(x_2)];$

{Döngü içerisinde veri ile kesişen tüm örneklem noktaları için }

for $U := U_1$ to U_2 **do begin**

$x := Nesne(U);$

{Örneklenen saydamlık değeri > 0 ise }

{o zaman renk değerini örnekle ve ışına dâhil ederek bileştir }

```

 $\alpha(U) := \text{Örnek}(\alpha, x);$ 
if  $\alpha(U) > 0$  then begin
     $\hat{C}(U) := \text{Örnek}(\hat{C}, x);$ 
     $\hat{C}(u) := \hat{C}(u) + \hat{C}(U)(1 - \alpha(u));$ 
     $\alpha(u) := \alpha(u) + \alpha(U)(1 - \alpha(u));$ 
end
end
end Işınızle

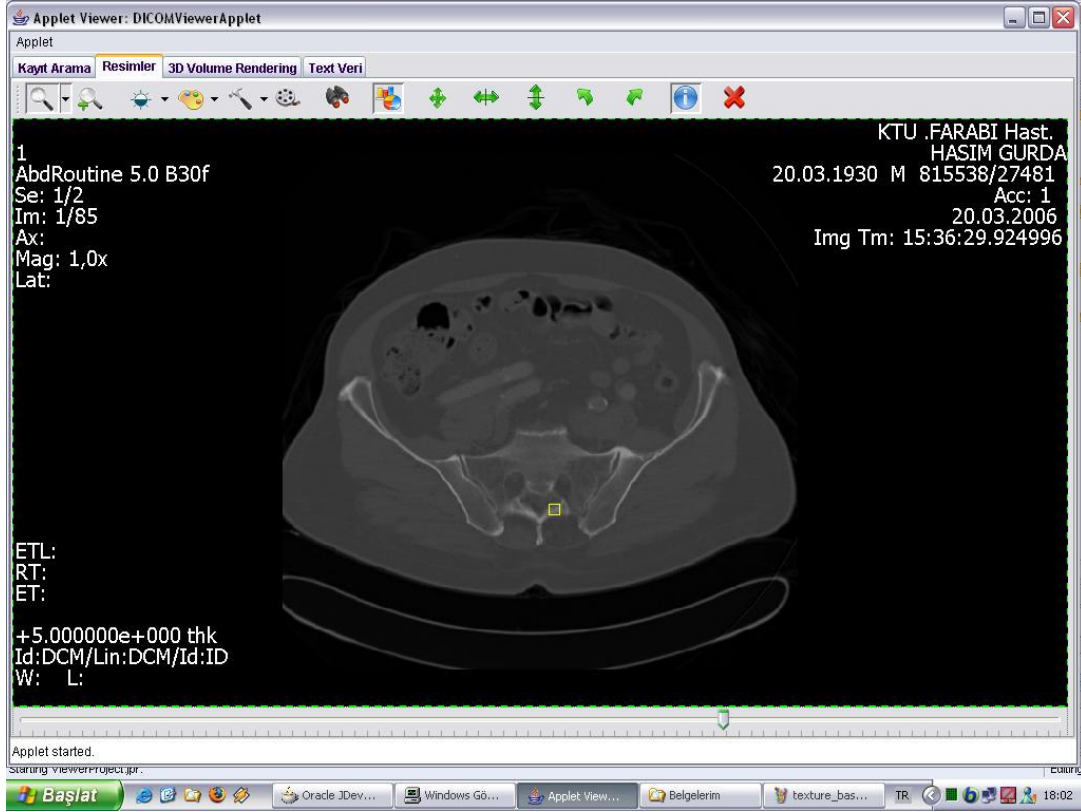
```

Sırasıyla, İlk ve Son prosedürleri parametre olarak ışın indeksini alır ve ışının veriye girdiği ve veriden çıktığı konumların nesne uzayındaki noktasal koordinatlarını geriye döndürür. Bu koordinatlar $1 \leq x, y, z \leq N$ olacak şekilde $x = (x, y, z)$ formunda gerçek vektörler ile sembolize edilir. Nesne ve Resim prosedürleri, nesne uzayı koordinatları ile resim uzayı koordinatları arasındaki dönüşümleri yaparlar. Bu hesaplamalar normal olarak matris çarpımları gerektirir. Örnek prosedürü parametre olarak renk ve saydamlık değerlerini içeren üç boyutlu bir dizi ile örneklem noktasının nesne uzayı koordinatlarını alır ve bu örneklem noktasını kuşatan sekiz adet voxel'in renk ve saydamlık değerlerini tri-lineer interpolasyon'dan geçirip renk ve saydamlık değerleri için elde ettiği tahminleri geri döndürür.

1.8 Üç Boyutlu Doku ve Organ Bölümleme

Bu çalışmada, doku temelli hacimsel veri görüntüleme (Texture Based 3D Volume Rendering) yukarıda açıklanan Mark Levoy'un algoritması doku bölümleme işlemleri ile bütünleştirilmiştir. Ayrıca kullanıcıların, görmek istedikleri bölgeleri kendilerinin belirleyebilmesi için, Levoy'un algoritması ile birlikte üç boyutlu parçalama algoritması da uygulanmıştır. Bu bizim görüntüleme sistemimizi oluşturmaktadır. Kullanıcı, verilmiş dilimde belirli bir bölgeyi görmek istediği zaman, o bölgenin yoğunluk değerini belirleyerek bölgeyi seçebilir. Bununla birlikte bölge, birbiriyle aynı yoğunluk değerlerine sahip voxel'lerden oluşmamış olabilir veya hacimsel veride gürültüler olabilir. Bu nedenle tek bir yoğunluk değeri ile ilgilenilen bölge hakkında bilgi

sağlamak yerine, ilgilenilen alanı belirlemek daha yararlıdır. Bu çalışmada kullanıcılar, görüntü dilimini inceleyerek ilgilendikleri bölgenin doku yapısını dikdörtgensel seçim aracı ile Şekil 16’da gösterildiği gibi işaretleyebilirler.



Şekil 16. Serbest seçim aracı ile doku seçimi

Dikdörtgenin büyüklüğü kullanıcılar tarafından kontrol edilebilir ve dikdörtgen, ilgilenilen alandaki dokuya ait bilgileri bulmada kullanılır. Gerçekte bu bilgiler, dikdörtgen alanının içerisinde kalan pixel’lerin parlaklık değerlerinin ortalaması ve varyans’ından meydana gelmektedir. Bu bilgiler, ilgilenilen alan için üyelik ölçütünü tanımlamada kullanılır. Hacimsel görüntüleme işlemleri yapılırken ışın üzerinde örneklenen voxel’in, ilgilenilen alanın bir üyesi olup olmadığına, bu voxel’in yoğunluk değerinin, t parametresinin kullanıcı tarafından kontrol edildiği bir $[ort - t \text{ var}, ort + t \text{ var}]$ aralığına düşüp düşmediğine bakılarak karar verilir [1]. Daha büyük t değeri için daha geniş bir üyelik aralığı tanımlanabilir. Yoğunluğu bu aralığa düşen voxel’ler

hesaplamalara katılarak kullanıcının seçtiği doku, diğer doku türlerinden ayırt edilmeye çalışılmıştır.

Seçilen doku alanlarındaki istatistiklerden yararlanarak farklı aralık türleri tanımlanabilir. Örneğin aralık genişliği hesaplanırken varyans yerine standart hata da kullanılabilir. Bu durumda elde edeceğimiz aralık $[ort - t\sqrt{var}, ort + t\sqrt{var}]$ şeklinde olacaktır. Bu basit yaklaşım hızlı sonuçlar üretmesine rağmen elde edilen görüntü kalitesi tatmin edici değildir. Bunun üzerine bu çalışmada dokuları bölümlenmek için daha etkili bir yöntem geliştirilmiştir.

Seçilen alandaki pixel'lerin istatistiksel değerleri aşağıdaki gibi hesaplanır.

Img Resmi için ortalama pixel parlaklık değeri şöyle hesaplanır;

$$E(\text{Im } g) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \text{Im } g(i) \quad (16)$$

$E(\text{Im } g)$ = Tüm pixel'lerin parlaklık değerleri toplamı / toplan pixel sayısı

Img Resmi için pixel parlaklık değerlerinin varyansı şöyle hesaplanır;

$$\text{Var}(\text{Im } g) = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (\text{Im } g(i) - E(\text{Im } g))^2 \quad (17)$$

$\text{Var}(\text{Im } g)$ = Ortalama parlaklık değeri ile her bir pixel'in parlaklık değerinin farkının karesel toplamı / toplam pixel sayısı

Standart Hata = $\sqrt{\text{Var}(\text{Im } g)}$ olmak üzere üyelik aralığı aşağıdaki gibi elde edilir.

$$E(\text{Im } g) - t\sqrt{\text{Var}(\text{Im } g)} \leq I_{\text{pix}(x,y,z)} \leq E(\text{Im } g) + t\sqrt{\text{Var}(\text{Im } g)} \quad (18)$$

İstatistik değerleri ve aralık elde edildikten sonra ilgilenilen alandaki pixel'lerin dağılımı çıkarılır. Bu dağılım, seçilen alan içerisinde, belirli bir parlaklık değerine sahip pixel'lerden kaç adet olduğunu gösterir. Parlaklık değerleri 0 ile 255 arasında değişen gri seviye renk değerlerinden oluşur. Dağılım bir dizi olarak bilgisayar belleğinde tutulur. Yukarıdaki hesaplamalardan sonra ilgilenilen alandaki dokunun istatistiksel karakteristiği elde edilir ve bu bilgiler sistem belleğinde saklanır [22, 23, 24, 25, 26, 27, 28, 29].

Sonraki adımda, üç boyutlu hacimsel veri, seçilen dikdörtgen alanının boyutlarına bağlı kalarak taranır. Her derinlik seviyesinde iki boyutlu resimler dikdörtgensel alan ile taranarak örnek doku alanlarının dağılımları çıkartılır. Hacimsel veriden örneklenen her doku alanı, kullanıcının seçtiği doku alanı ile bir benzerlik fonksiyonu yardımıyla karşılaştırılır. Doku alanlarının benzerlik fonksiyonu ile ikili karşılaştırmaları sonucunda benzerlik fonksiyonu geriye bir benzerlik değeri döndürür. Bu benzerlik değeri, önceden belirlenen bir eşik değerinden küçük ise, iki doku benzer yapıdadır yorumu yapılır ve hacimsel veriden örneklenen dikdörtgensel alanın tam ortasındaki pixel'in renk bilgisi veri kümesine dahil edilir. Eğer benzerlik fonksiyonunun karşılaştırmadan sonra geriye döndürdüğü benzerlik değeri, eşik değerinden daha büyük çıkıp eşiği aşarsa, karşılaştırılan iki doku arasında benzerlik yoktur yorumu yapılır ve hacimsel veriden örneklenen dikdörtgensel alanın tam ortasındaki pixel'in renk değerine sıfır atanarak pixel veri kümesinden dışlanır, veri kümesine dâhil edilmez.

1.8.1 İstatistiksel Doku Ayırt Etme Fonksiyonu

Kullanıcının seçtiği doku alanının dağılımı ve hacimsel veriden örneklenen doku alanının dağılımı 0 ile 255 arasında değişen yoğunluk seviyelerinden oluşmaktadır ve bu dağılımlar her bir yoğunluk seviyesinin, seçilen alan içerisinde kaç kez yer aldığını göstermektedir. Kullanıcının seçtiği doku bölgesindeki pixel'lerin dağılımı aşağıdaki formülle hesaplanır.

$$\sum_i \sum_j [X_{\text{dağ}}[I] + 1]_{\text{pix}(i,j)} \quad (19)$$

Benzerlik fonksiyonu, kullanıcının seçtiği doku alanındaki pixel'lerin dağılımı, hacimsel veriden örneklenen alandaki pixel'lerin dağılımı ve üyelik aralığı üzerinde işlemler yaparak iki doku arasındaki benzerliği aşağıdaki gibi hesaplar.

$$\Xi = \left[\sum_{I=\text{ara_alt}}^{\text{ara_üst}} |\text{örn_dağ}(I) - \text{img_dağ}(I)| \right]_{V(x,y,z)} \quad (20)$$

Burada,

$\text{örn_dağ}(i) =$ kullanıcının seçtiği doku alanının dağılımında, $0 \leq i \leq 255$ olmak üzere i yoğunluk seviyesine karşılık gelen değeri

$\text{img_dağ}(i) =$ hacimsel veriden örneklenen doku alanının dağılımında, $0 \leq i \leq 255$ olmak üzere i yoğunluk seviyesine karşılık gelen değeri

$$\text{ara_alt} = E(\text{Im } g) - t\sqrt{\text{Var}(\text{Im } g)} \quad \text{alt aralık değerini}$$

$$\text{ara_üst} = E(\text{Im } g) + t\sqrt{\text{Var}(\text{Im } g)} \quad \text{üst aralık değerini}$$

göstermektedir.

Benzerlik toplamı hesaplanırken formülden de anlaşılacağı gibi, dağılımlar üzerinde gri seviye renkler 0 ile 255 aralığında taranmak yerine, daha güçlü bir benzetim yapmak ve algoritmanın hesaplama karmaşıklığını azaltarak, yazılımın daha hızlı çalışmasını sağlamak açısından, üyelik aralığının alt ve üst sınırları arasında kalan gri renk seviyeleri dağılımlar üzerinde taranır ve her bir gri renk seviyesine karşılık gelen dağılım değerlerinin birbiriyle farkı hesaplanarak bu farklar mutlak değerleri alındıktan sonra toplamda biriktirilir.

Benzerlik değeri hesaplandıktan sonra, hata toleransını temsil eden bir eşik değeri ile karşılaştırılır. Benzerlik fonksiyonunun hesapladığı benzerlik sayısı eşik derinden küçükse hata kabul edilebilir büyüklüktedir ve karşılaştırılan iki doku benzerdir yorumlaması yapılır. Eğer benzerlik fonksiyonunun hesapladığı benzerlik sayısı eşik derinden büyükse hata kabul edilemeyecek kadar fazla çıkmıştır ve karşılaştırılan iki doku birbiriyle benzer değildir yorumu yapılır.

Bu tezde eşik değeri şöyle belirlenmiştir. Üyelik aralığının alt ve üst sınırları arasında kaç adet yoğunluk seviyesi olduğuna bakılır ve her bir seviye için kabul edilebilir hata tespit edilir. Buradan eşik değeri

$$\varepsilon = \left[K(2t\sqrt{\text{Var}(\text{Im } g)} + 1) \right]_{V(x,y,z)} \quad (21)$$

ile hesaplanır.

Eşik formülündeki K hata toleransı ve üyelik aralığındaki t parametresi kullanıcı tarafından keyfi olarak kontrol edilebilmektedir. Bu parametrelerin farklı değerleri için algoritma farklı kalitede görüntüler üretecektir. Örneğin, algoritmanın seçilen dokunun yapısına çok sadık kalmasını istiyorsak, eşik formülündeki K parametresinin değerine küçük bir sayı atamalıyız.

1.9 Hacimsel Veri Görüntülemeye Döndürme İşlemleri

Kullanıcıların hacimsel veriyi farklı bakış açılarından görüntüleyip inceleyebilmeleri için hacimsel veri görüntüleme uygulamasına fare ile döndürme özelliği eklenmiştir. Döndürme işlemleri aşağıdaki hesaplamalar ile yapılmaktadır.

Z eksenini etrafında döndürme işlemi;

$$\begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \theta_1 & -\sin \theta_1 & 0 \\ \sin \theta_1 & \cos \theta_1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} \quad (22)$$

denklemleri ile hesaplanır.

X eksenini etrafında döndürme işlemi;

$$\begin{bmatrix} x_2 \\ y_2 \\ z_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \theta_2 & -\sin \theta_2 \\ 0 & \sin \theta_2 & \cos \theta_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \end{bmatrix} \quad (23)$$

denklemleri ile hesaplanır.

Y eksenini etrafında döndürme işlemi;

$$\begin{bmatrix} x_3 \\ y_3 \\ z_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \theta_3 & 0 & \sin \theta_3 \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \theta_3 & 0 & \cos \theta_3 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_2 \\ y_2 \\ z_2 \end{bmatrix} \quad (24)$$

denklemleri ile hesaplanır.

Origin'e göre öteleme işlemi aşağıdaki denklem ile hesaplanır;

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_3 \\ y_3 \\ z_3 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \end{bmatrix} \quad (25)$$

2. YAPILAN ÇALIŞMALAR, BULGULAR VE İRDELEME

2.1 Sistem Gereksinimleri

Web tabanlı PACS sistemi Java ile geliştirilmiştir. Java, platform bağımsız olduğu için sistem, işletim sistemine bağlı kalmadan Windows, Linux, MacOS olmak üzere tüm işletim sistemlerinde sorunsuz çalışmaktadır. İsteğe göre, ister masa üstü uygulaması olarak ister Java Applet kullanılarak web tarayıcısı vasıtası ile internet uygulaması olarak çalıştırılabilir. Uygulama JDeveloper 10g kullanılarak programlanmıştır. JDeveloper 10g yazılım geliştirme arayüzü açık kaynak olarak (URL-2, 2006) linkinden indirilebilir. Sistem geliştirilirken görüntü işleme işlemleri için Java Advanced Imaging (JAI) kütüphaneleri kullanılmıştır. Bu kütüphaneler standart Java kurulumu ile birlikte kurulmazlar. Kullanıcı bu kütüphaneleri ihtiyaç duyduğunda kendisi kurmalıdır. Görüntü işleme işlemleri için JAI API ve JAI Image I/O kütüphanelerinde tanımlı olan fonksiyonlar kullanılmıştır. Bu kütüphaneler açık kaynak olarak (URL-3, 2006) linkinden indirilebilir. DICOM formatındaki dosyaları okumak ve üzerinde işlem yapmak için tezde kodu açık kaynak olarak dağıtılan ve bu alandaki birçok bilimsel çalışma ve yayınlarda bahsi geçen dcm4che kütüphanesi kullanılmıştır. Bu kütüphane açık kaynak kod olarak (URL-4, 2006) linkinden indirilip kurulabilir.

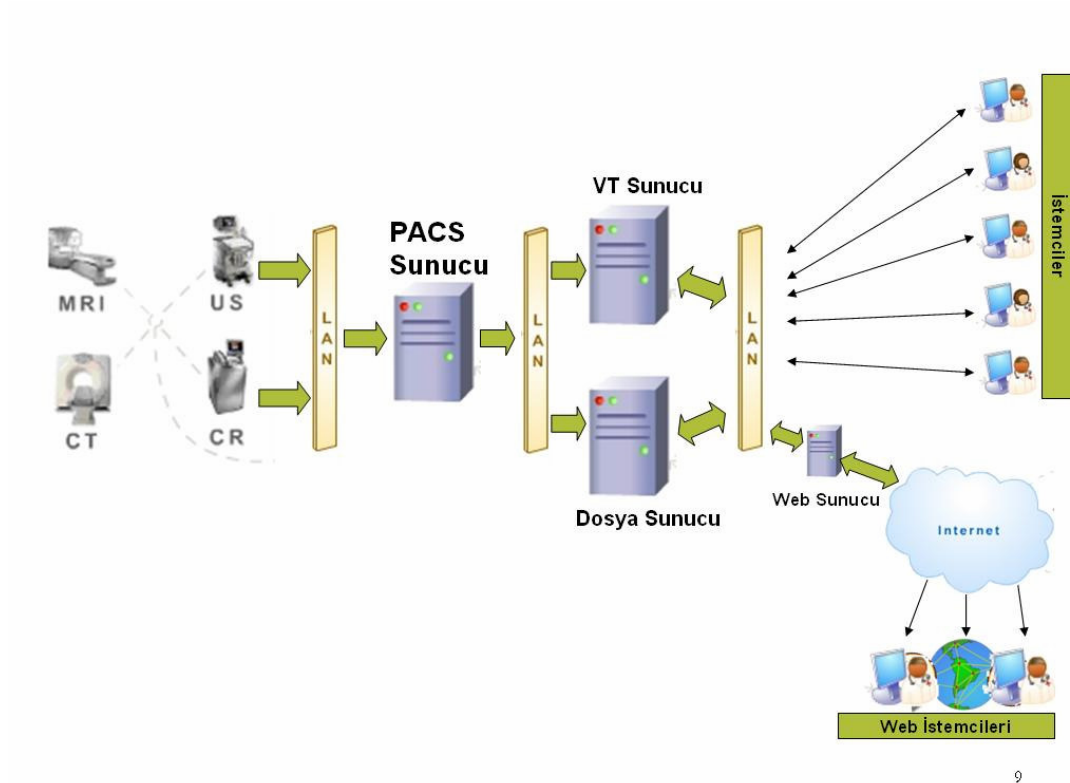
2.2 PACS'in İşleyişi

Resim Arşivleme ve İletişim Sistemi; Manyetik Rezonans Görüntüleme(MR), Bilgisayarlı Tomografi (CT), Ultrasonografi, Angiografi ve Dijital Radiografi cihazlarından elde edilen görüntüleri, uygun formata dönüştürerek (DICOM) yerel ağ aracılığı ile PACS server'a iletilir. PACS server gelen bu görüntüleri alarak gerekli ayrıştırmaları yapar ve görüntülerin kalıcı olarak saklanacağı Veritabanı Sunucusu (DB Server) ve Dosya Sunucusuna (File Server) iletir. Bu işlem tamamlandıktan sonra Radyoloji birimlerinde ve Doktorların kendi bilgisayarlarında bulunan İstemci (Client) arayüzleri kullanılarak görüntülere ulaşılabilir, üzerinde görüntü işleme işlemleri yapılabilir, teşhis ve tedavi için notlar eklenebilir ve görüntülerin raporları alınabilir. WEB İstemci Arayüzü kullanılarak, yer ve zamandan bağımsız olarak görüntülere

Internet ağı üzerinden ulaşılabilir. Yurt içi ve yurtdışındaki hastanelerden hastanın radyolojik görüntülerine ulaşarak başka uzman hekimlerden de konsültasyon istenilebilir.

2.3 PACS Mimarisi

Şekil 17’de PACS mimarisi görülmektedir. Bu mimaride yer alan birimlerin işleyişlerinden aşağıda bahsedilmiştir [21].



Şekil 17. PACS mimarisi

2.3.1 PACS Sunucu

Tıbbi görüntü üreten cihazlardan görüntülerin alınması, gerekli dönüşümlerin yapılması (ANALOG→DIGITAL, DICOM...), DICOM veriden hastaya ait veri yapılarının ayrıştırılması, elde edilen metin verilerin hasta kayıt arama işlemlerinde

kullanılmak üzere Oracle veritabanı sunucusuna aktarılması ve hastaya ait DICOM dosyasının arşivlenmek üzere dosya sunucusuna aktarması işlemlerini gerçekleştirir.

2.3.2 Veritabanı Sunucu

PACS Sunucusu tarafından gönderilen hasta verileri üzerinde kayıt, arama, güncelleme, yedekleme, silme ve güvenlik gibi işlemleri gerçekleştirir. Bu amaç için bu tezde Oracle veritabanı kullanılmıştır (URL-6, 2006).

2.3.3 Dosya Sunucu

PACS sunucusu tarafından sıkıştırılmış olarak gelen dosya halindeki verilerin (DICOM, AVI, MPG...) uygun ortamlarda kaydedilmesi, bu verilerin gerektiğinde istemci arayüzlerine gönderilmesi, dosyaların güvenliği ve yedeklenmesi gibi işlemleri gerçekleştirir.

2.3.4 Web Sunucu

İnternet kullanıcılarının sisteme uzaktan ulaşmalarını sağlayacak web arayüzlerinin tutulduğu web sunucusudur. Bu sunucu üzerinde diğer birimlerle iletişimi gerçekleştirmek için gerekli uygulamalar bulundurulur. Bu işlem için APACHE veya Microsoft IIS kullanılabilir.

2.3.5 İstemci Arayüzü

Hasta verilerine erişimi sağlayan birimdir. Tanı ve teşhiste doktora yardımcı olacak gerekli görüntü işleme fonksiyonlarını, doktorun görüntüler üzerinde mesafe, açı ölçme, parlaklık-karşıtlık, yakınlaştırma-uzaklaştırma, taşıma, döndürme vb. işlemleri yapmasını sağlayacak araçları içerir.

2.3.6 Web İstemci Arayüzü

Doktorun hasta verilerine internet üzerinden güvenli bir şekilde erişilmesini sağlayan birimdir. İstemci arayüzünde olduğu gibi doktorların daha iyi karar vermelerini

sağlayacak görüntü işleme fonksiyonlarını ve parlaklık-karşıtlık, yakınlaştırma-uzaklaştırma, taşıma, döndürme, büyüteç vb. araçları içerir.

2.4 Sistem Aşamaları

Yazılım dört aşamadan oluşmaktadır. Sorgu aşaması, resimlerin paneller halinde görüntülenmesi aşaması, üç boyutlu hacimsel veri görüntüleme aşaması ve DICOM dosyasının içeriğindeki metin verileri görüntüleme aşaması.

2.4.1 Hasta Kayıt Sorgulama

Bu aşamada hekim, üzerinde inceleme yapacağı hastaya ait olan DICOM dosyasını arşivden çağırmalıdır. Hasta sorgulama işlemi, hastanın hastane kimlik numarasına göre, hastanın adı ve soyadına göre, hastanın doğum tarihine göre yapılabilir. Ayrıca hekim arzu ederse belirli bir tarihten sonraki kayıtları veya belirli bir tarihten önceki kayıtları yâda iki tarih arasında yapılmış olan farklı hastalara ait çalışmalarını listelenebilir. Kayıtlar hastanenin bilgi sisteminden sorgulanır ve veritabanından çekilen kayıtlar hekime listelenir. Hekim incelemek istediği hastaya ait olan kayıt satırına fare ile çift tıkladığında hekimin bilgisayarında kurulu olan web istemci modülü PACS sisteminde bulunan dosya sunucusuna TCP/IP soket ile bağlantı kurar ve dosya sunucusundan hastaya ait olan DICOM dosyasını ister. Dosya sunucusu web istemcisinin talebine cevap verir ve soket üzerinden DICOM dosyasını web istemcisinin üzerinde çalıştığı bilgisayara gönderir. DICOM dosyası web istemcisinin yerel klasörüne transfer edildikten sonra içeriği otomatik olarak okunur ve yeni bir görüntüleme paneli oluşturularak mevcut paneller arasına eklenerek görüntülenir. Sorgulama arayüzünün yapısı Şekil 18’de gösterilmiştir.

The screenshot shows the DICOMViewerApplet interface. On the left, there is a search form with fields for 'Hasta No', 'Adı Soyadı', and 'Doğum Tarihi'. Below these fields are radio buttons for 'den' (checked) and 'ekadar', and a date input field containing '26.06.1995'. There are also buttons for 'Ara', 'Temizle', and 'Sil'. Below the search form, a progress bar indicates 'Dosya Transfer Ediliyor...' at 63%.

The main area contains a table with the following columns: Hasta No, Adı Soyadı, Doğum Tarihi, Cinsiyeti, Kayıt Tarihi, Doktor Adı, and Teshis. The table contains 15 rows of patient data.

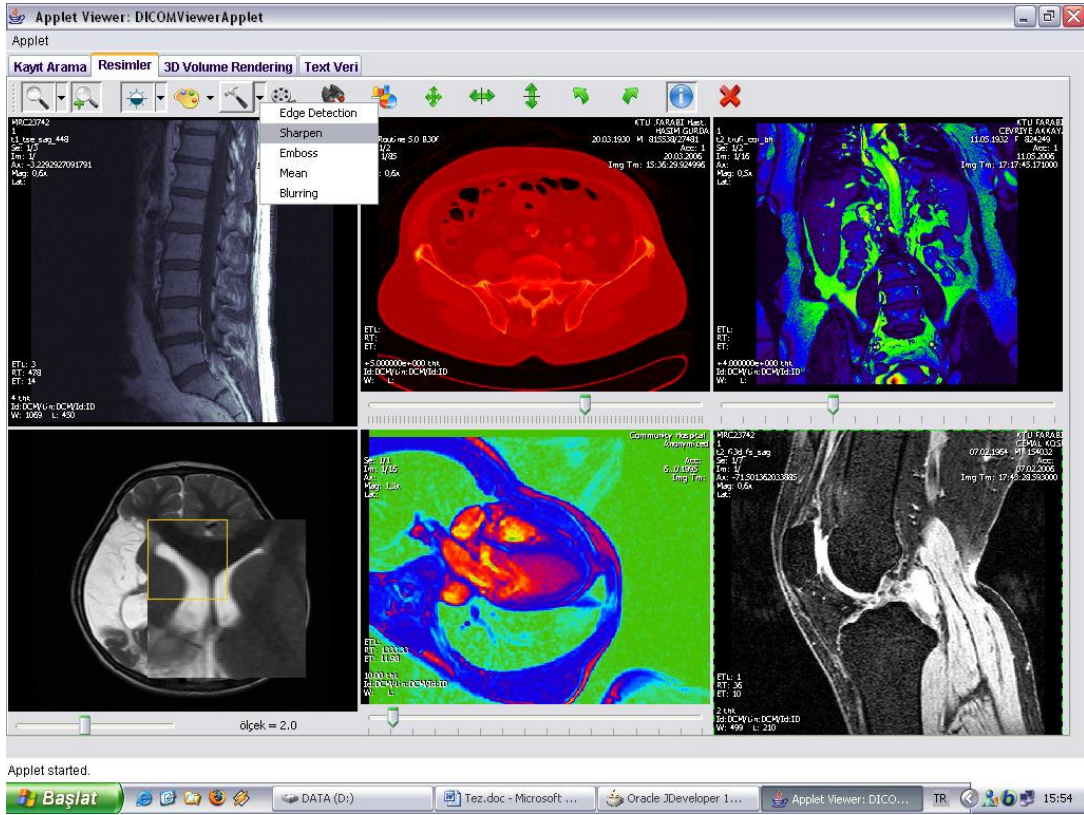
Hasta No	Adı Soyadı	Doğum Tarihi	Cinsiyeti	Kayıt Tarihi	Doktor Adı	Teshis
815538-27481	HASIM GURDAL....	20 Mart 1930 Per...	M.	20 Mart 2006 Paza...	Unknown.....	
824249	CEVRIYE AKKAYA....	11 Mayıs 1932 Çar...	F.	11 Mayıs 2006 Per...	Unknown.....	
815538-27481	HASIM GURDAL....	20 Mart 1930 Per...	M.	20 Mart 2006 Paza...	Unknown.....	
829474-28746	RECEP SANÇAR....	21 Nisan 1988 Per...	M.	21 Nisan 2006 Cuma	Unknown.....	
824249	CEVRIYE AKKAYA....	11 Mayıs 1932 Çar...	F.	11 Mayıs 2006 Per...	Unknown.....	
824249	CEVRIYE AKKAYA....	11 Mayıs 1932 Çar...	F.	11 Mayıs 2006 Per...	Unknown.....	
811627	FADİME CALIK....	16 Mayıs 1941 Cuma	F.	16 Mayıs 2006 Salı	Unknown.....	
633116	HAKAN AYHAN.....	11 Mayıs 1998 Paz...	M.	11 Mayıs 2006 Per...	Unknown.....	
	Anonymized	30 Aralık 1899 Cum...		06 Temmuz 1995 P...	Anonymized	
556182	ORHAN KOKSAL	30 Aralık 1952 Salı	M	30 Aralık 2005 Cuma		
556182	ORHAN KOKSAL	30 Aralık 1952 Salı	M	30 Aralık 2005 Cuma		
	Anonymized	30 Aralık 1899 Cum...		06 Haziran 1997 C...		
556182	ORHAN KOKSAL	30 Aralık 1952 Salı	M	30 Aralık 2005 Cuma		
154032	CEMAL KOSE	07 Şubat 1964 Cuma	M	07 Şubat 2006 Salı		

The taskbar at the bottom shows the system tray with the 'Başlat' button, several icons, and the system clock showing 15:33 on 07 Şubat 2006.

Şekil 18. Hasta sorgulama arayüzü

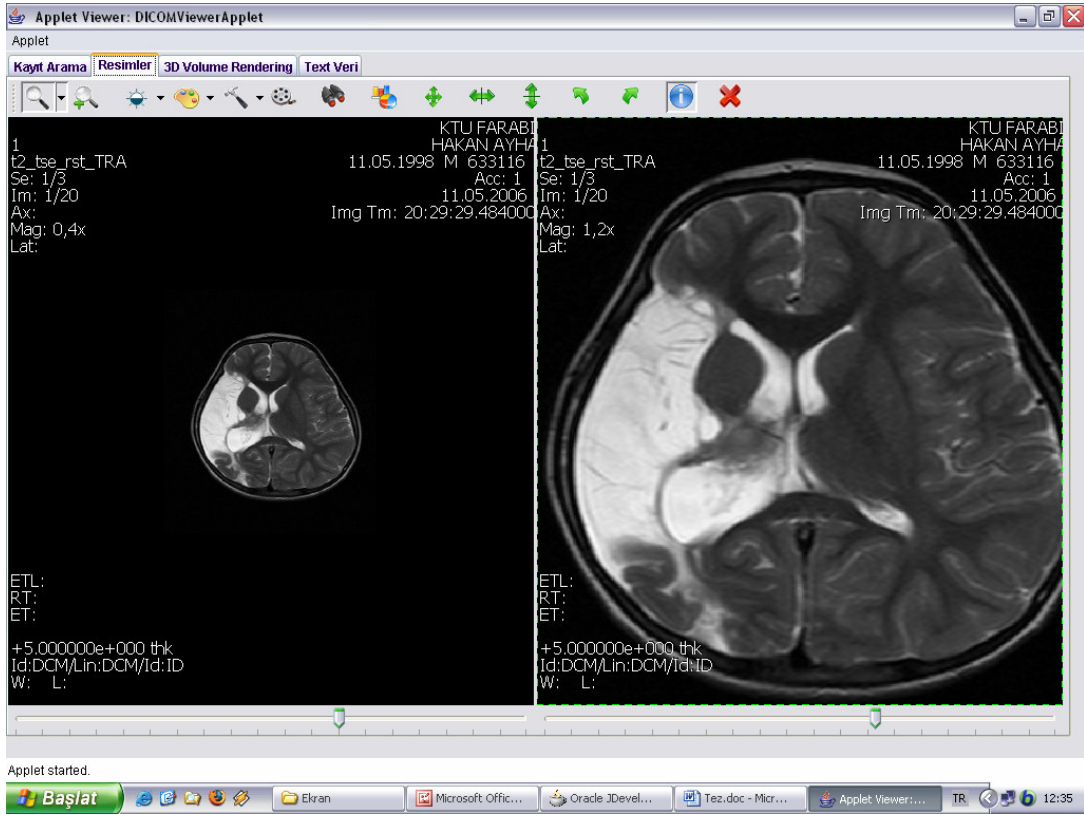
2.4.2 Görüntüleme Arayüzü

Görüntüleme arayüzü Şekil 19'da gösterilmiştir. Başarılı bir tedavi ancak hastalığa doğru teşhisin konması ile yapılabilir. Hastalığın teşhisi aşamasında doktora karar verme sürecinde yardımcı olacak araçlar görüntüleme arayüzündeki araçlar menüsünde mevcuttur. Bu araçlar aşağıda açıklanmıştır.



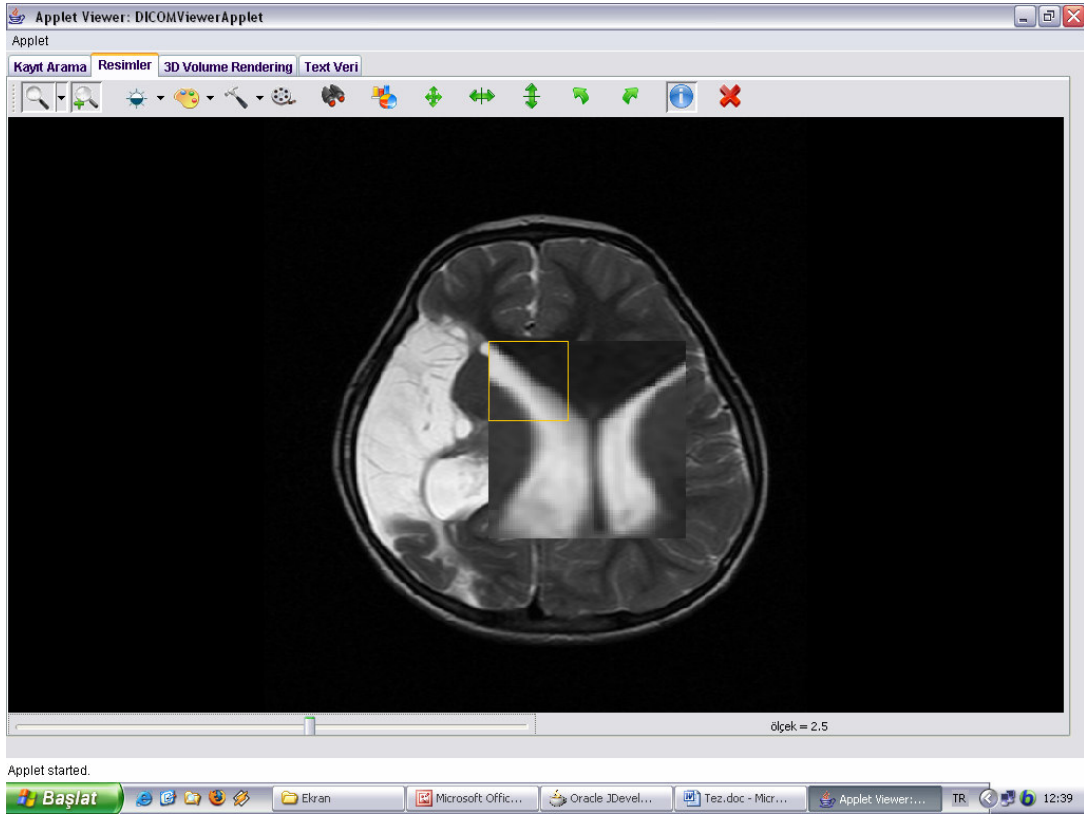
Şekil 19. Görüntüleme arayüzü

Yakınlaştırma-uzaklaştırma arcı, küçük resimleri büyötmek, büyük resimleri küçölmek veya resme daha yakından bakıp incelemek için hekimlerin ihtiyaç duyduğu bir araçtır. İşlemin etkisi Şekil 20’de gösterilmiştir.



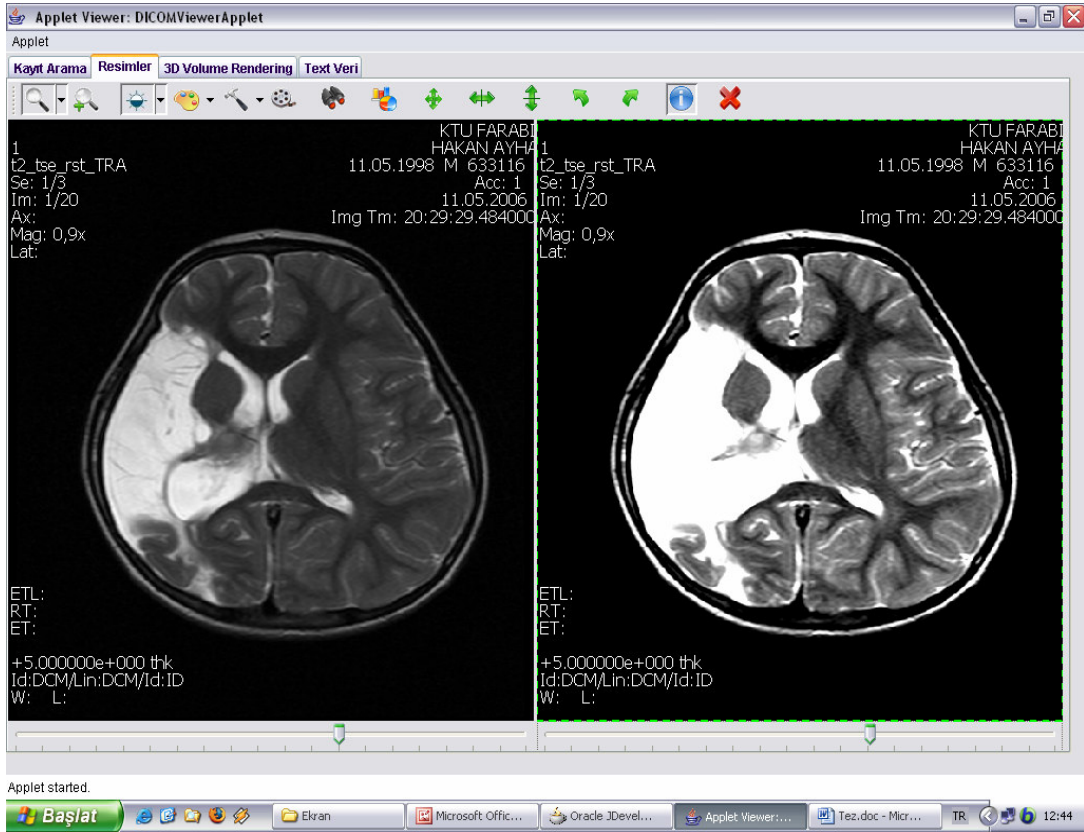
Şekil 20. Yakınlaştırma-uzaklaştırma işlemi

Büyüteç aracı, doktorlar röntgen görüntülerini incelerken bazı durumlarda resmin belli bölgelerini büyüteç ile büyütürken daha detaylı olarak görmek ister. Bir röntgen resminin büyüteç ile incelenmesi Şekil 21’de gösterilmiştir.



Şekil 21. Büyüteç işlemi

Parlaklık-karşıtlık aracı, doktorlar röntgenleri incelerken resmin parlaklık ve karşıtlık değerlerini değiştirerek daha net görüntüler elde etmek isteyebilirler. Bu araç hasta sağlığı açısından da önemlidir çünkü hastanın röntgen filmi çekilirken, daha net görüntüler elde edebilmek için hastaya daha yüksek dozda radyasyon verilmektedir. Bu işlem, görüntü işleme fonksiyonları ile bilgisayar ortamında hekim tarafından yapıldığı için hastaya röntgen filmi çekilirken yüksek dozda radyasyon vermeye gerek kalmamaktadır. Bu da hasta sağlığını korumaktadır. Parlaklık-karşıtlık işleminin sonucu Şekil 22’de gösterilmiştir.



Şekil 22. Parlaklık-karşıtlık işlemi

Renk arama tablosu aracı, doktorlar kemik, kalp, ültrason vb. röntgenleri incelerken daha rahat karar verebilmek için röntgen resimlerini özel renk kombinasyonları ile renklendirerek resimlerin bazı bölgelerini daha vurgulu görüntüleme ihtiyacı duyarlar. Bu kodun etkisi Şekil 19'da gösterilmiştir.

Görüntü işleme aracı, görüntü kalitesini artırmak, görüntü üzerindeki gürültüleri kaldırmak için bazı durumlarda doktorlar, röntgen resimlerini görüntü işleme filtreleri ile filtreleme ihtiyacı duyarlar. Doktorlar kenar algılama (edge detection), sivirtme (sharpen), kabartma (emboss), yumuşatma (mean) ve bulanıklık (blurring) filtrelerini sık kullanmaktadır. Görüntü işleme işlemlerinde uygulanan filtreler Java koduyla birlikte aşağıda verilmiştir.

```
public void edgeDetection() {
    float[] values = {
        0f, -1f, 0f,
        -1f, 4f, -1f,
    }
```

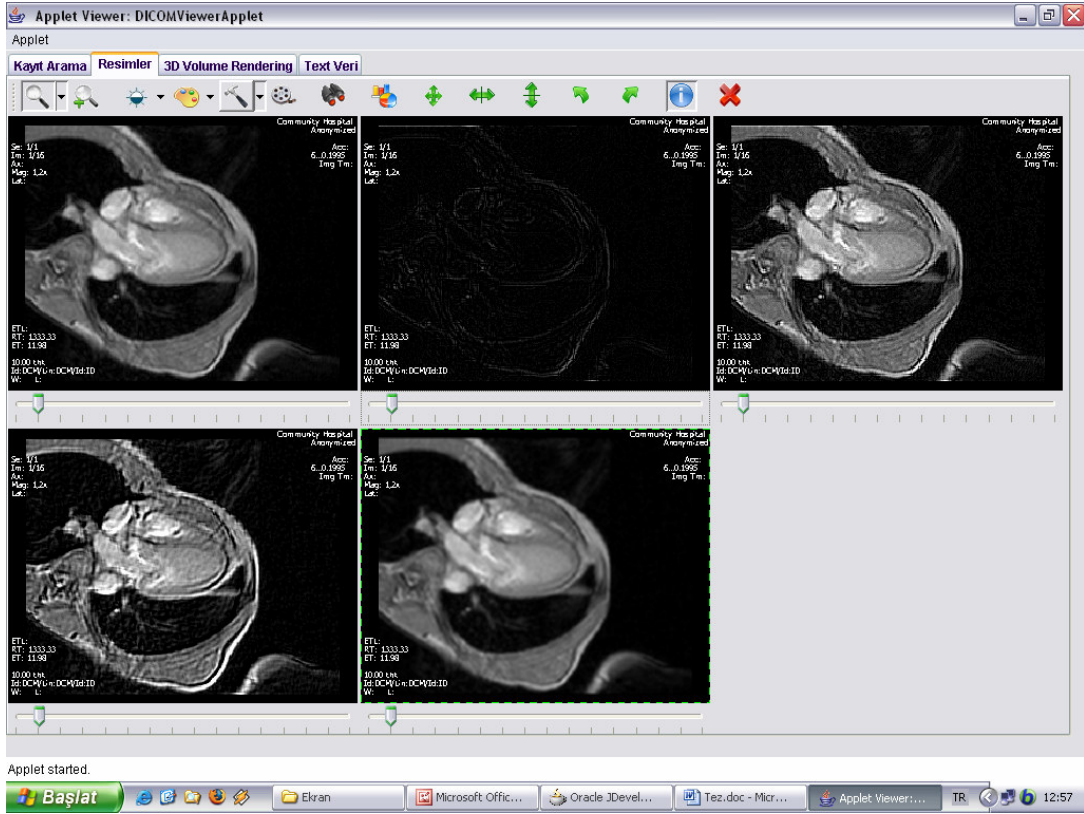
```
        0f, -1f, 0f
    };
    Kernel kernel = new Kernel(3, 3, values);
    ConvolveOp cop = new ConvolveOp(kernel);
    image = cop.filter(image, null);
}

public void sharpenImage() {
    float[] values = {
        0.f, -1.f, 0.f,
        -1.f, 5.0f, -1.f,
        0.f, -1.f, 0.f };
    Kernel kernel = new Kernel(3, 3, values);
    ConvolveOp cop = new ConvolveOp(kernel);
    image = cop.filter(image, null);
}

public void embossImage() {
    float[] values = {
        -2, 0, 0,
        0, 1, 0,
        0, 0, 2 };
    Kernel kernel = new Kernel(3, 3, values);
    ConvolveOp cop = new ConvolveOp(kernel);
    image = cop.filter(image, null);
}

public void meanImage() {
    float[] values = {
        1f/9f, 1f/9f, 1f/9f,
        1f/9f, 1f/9f, 1f/9f,
        1f/9f, 1f/9f, 1f/9f };
    Kernel kernel = new Kernel(3, 3, values);
    ConvolveOp cop = new ConvolveOp(kernel);
    image = cop.filter(image, null);
}
```

Bu filtrelerin orijinal resim üzerindeki etkileri sırasıyla orijinal resim, kenar algılama, sivirtme, kabartma ve yumuşatma olarak Şekil 23'te gsterilmiŝtir.



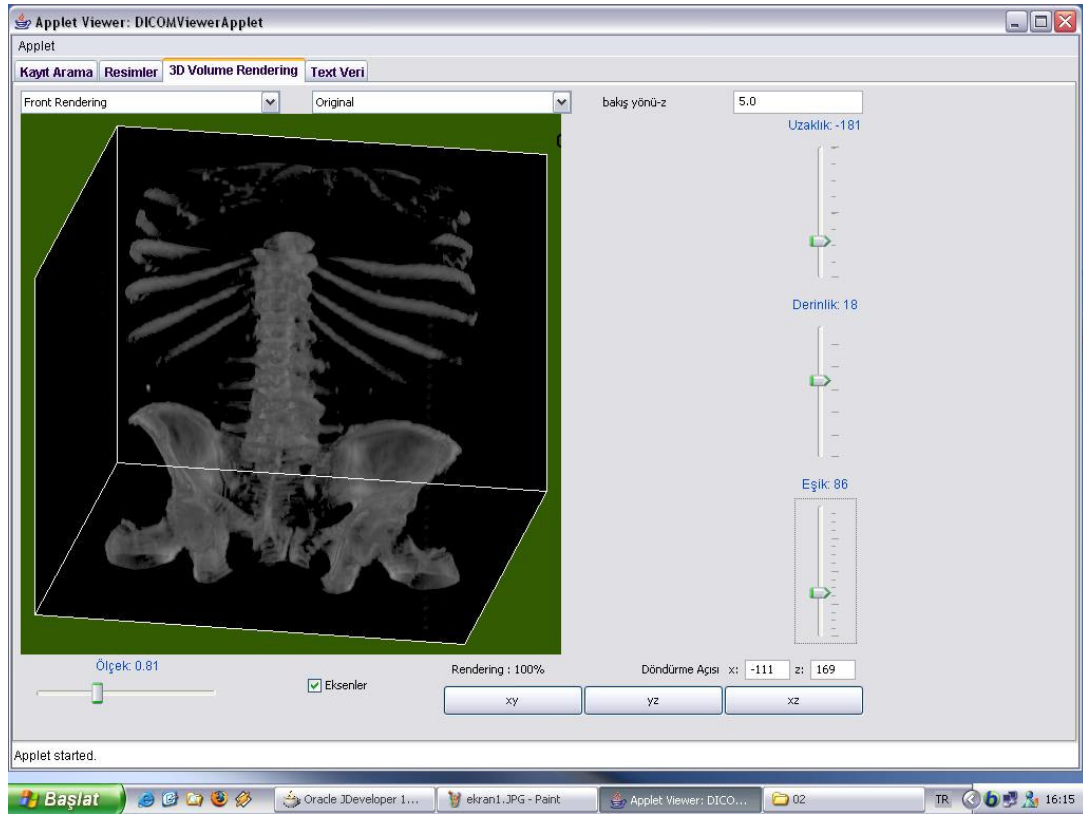
Şekil 23. Görüntü işleme filtreleri

Taşıma aracı, çok büyük resimler bazen görüntüleme paneline sıŐmamaktadır veya yakınlıŐtırma işlemi sonucunda büyüyen resim görüntüleme alanına sıŐmaz. Böyle durumlarda doktorlar, inceledikleri bölgeyi görebilmek için röntgen resmini fare ile sürükleyip taşıma ihtiyaı duyarlar.

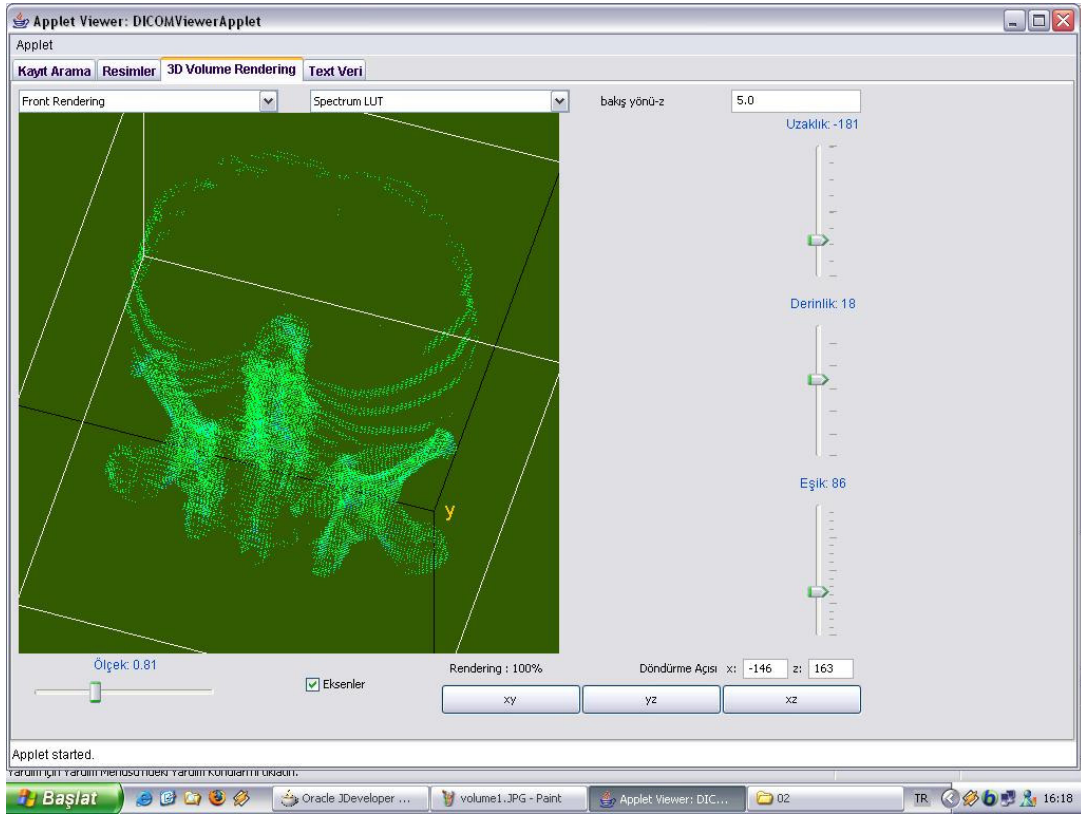
Simetri ve döndürme aracı, teşhis sürecinde hekimlere yardımcı olacak diŐer araçlar röntgen resimlerinin koordinat eksenlerine göre yatay ve dikey simetrilerini alan ve resimleri merkez etrafında belirli bir aı ile döndüren araçlardır.

2.4.3 Hacimsel Veri Görüntüleme Arayüzü

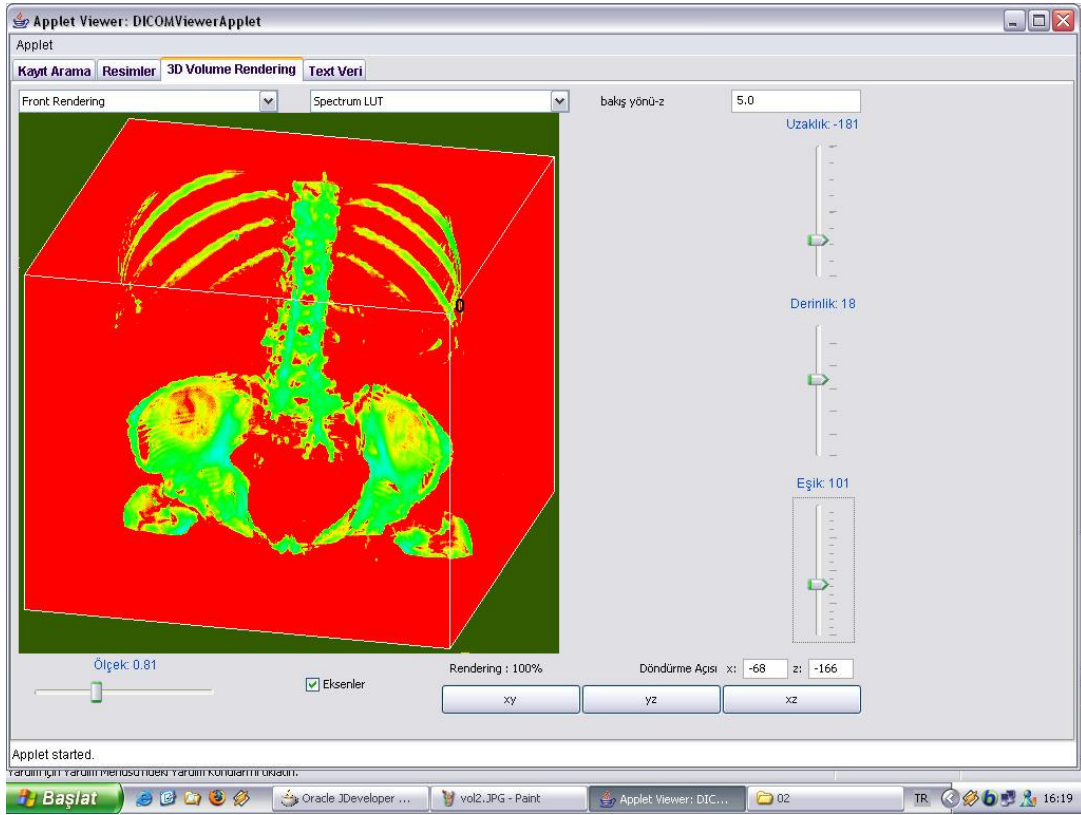
Tezde ağırlıklı olarak üzerinde durulan konu üç boyutlu hacimsel verilerin görüntülenmesidir. Hekimler, teşhis aşamasında, organ ve farklı dokuların üç boyutlu görüntüleri üzerinde incelemeler yaparak daha sağlıklı kararlar verebilirler. Bu arayüz, eşik ve doku temelli üç boyutlu görüntüleme işlemlerinin yapıldığı arayüzdür. Üç boyutlu görüntüler Şekil 24, 25, 26, 27, 28’te gösterilmiştir.



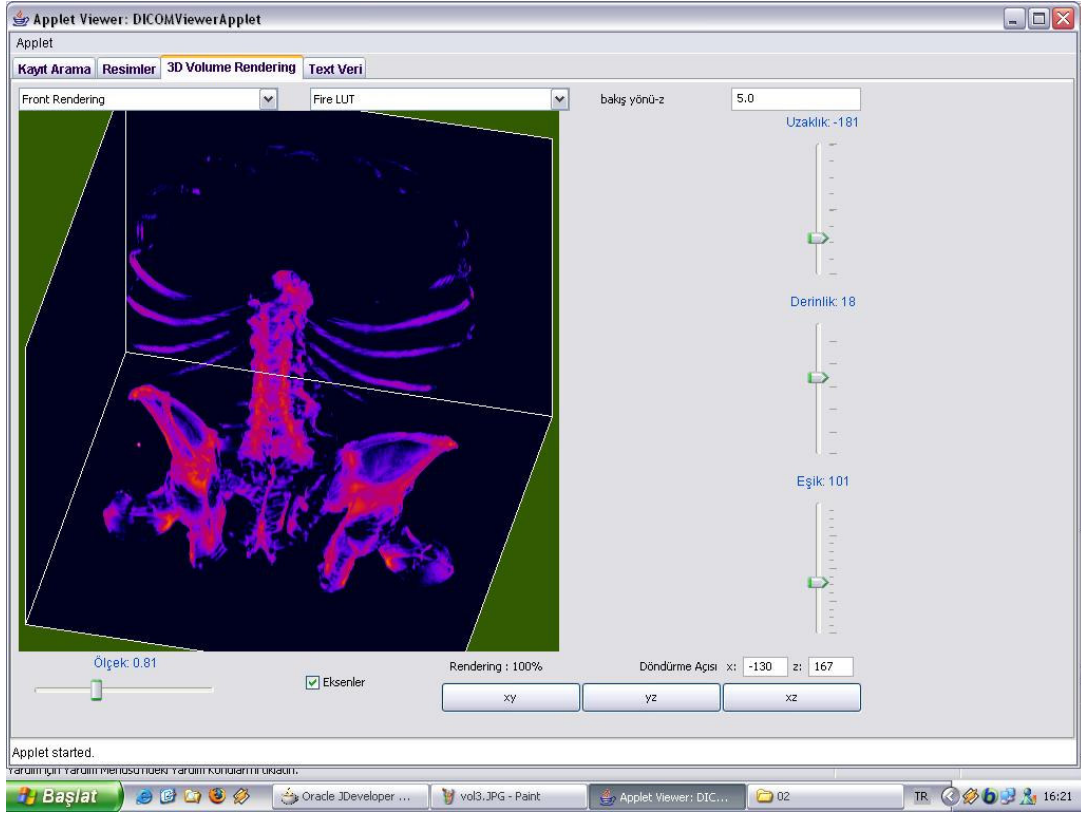
Şekil 24. Eşik temelli hacimsel veri görüntüleme arayüzü



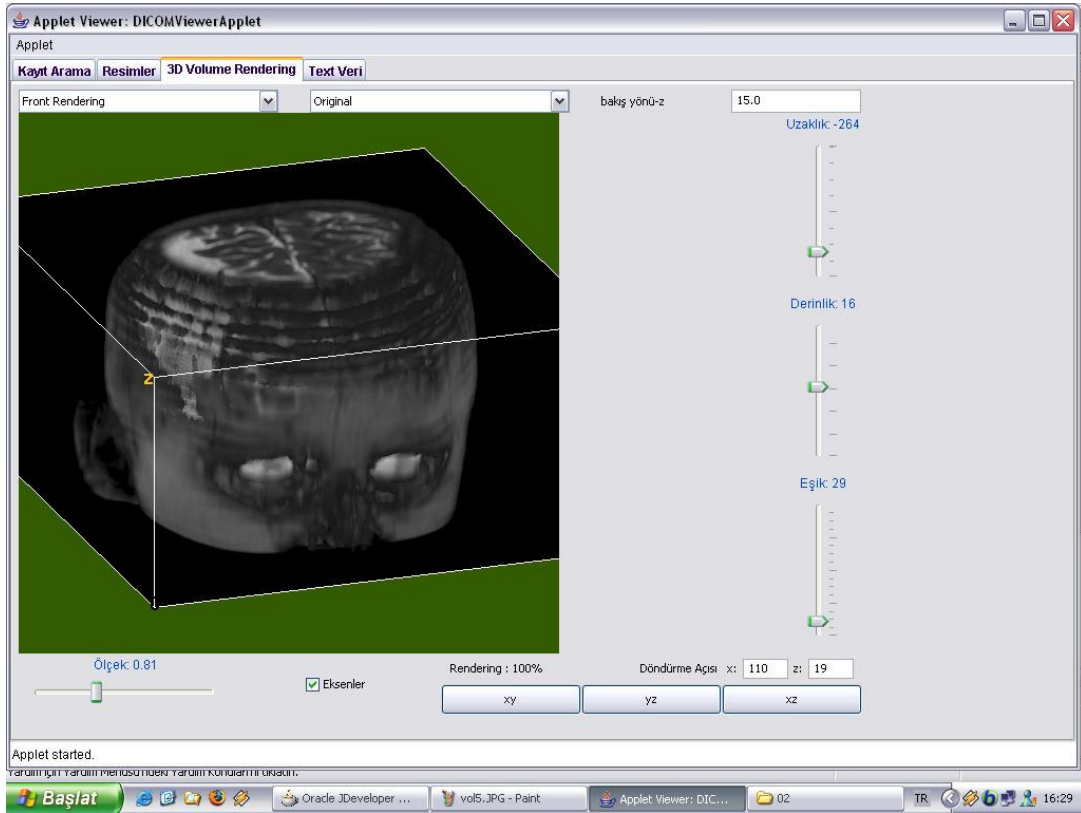
Şekil 25. Eşik temelli hacimsel veri görüntüleme arayüzü



Şekil 26. Eşik temelli hacimsel veri görüntüleme arayüzü



Şekil 27. Eşik temelli hacimsel veri görüntüleme arayüzü

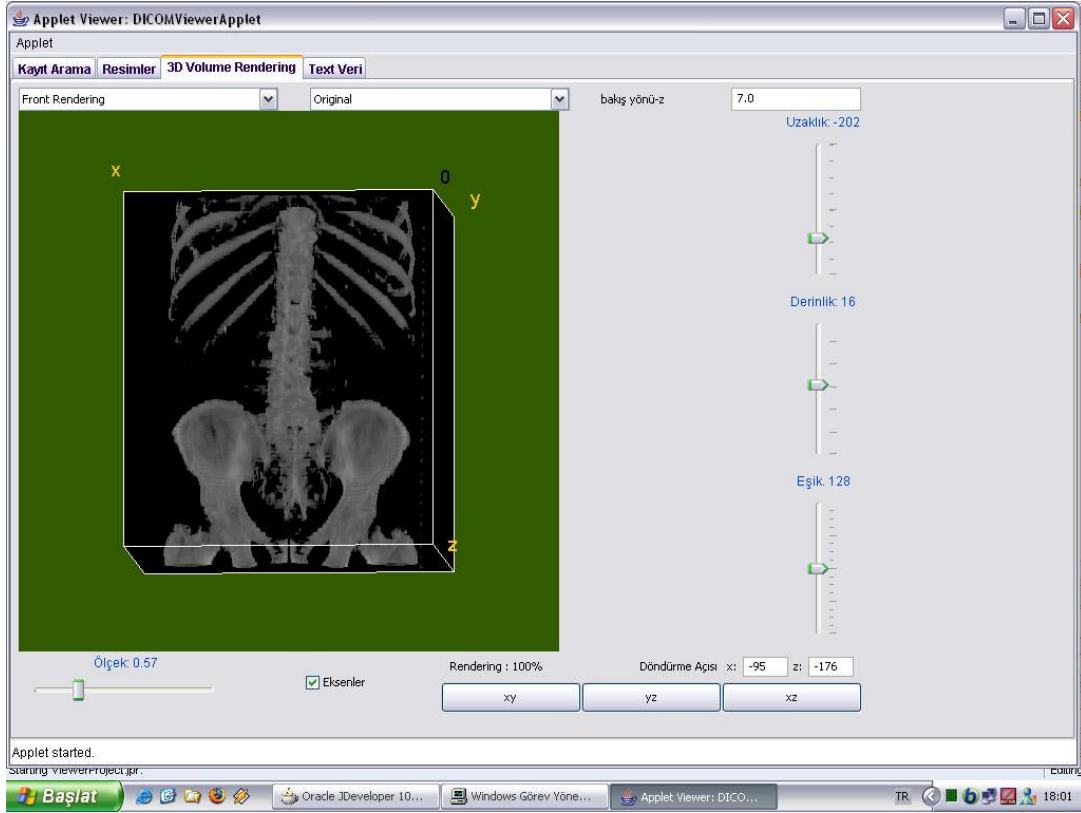


Şekil 28. Eşik temelli hacimsel veri görüntüleme arayüzü

Doku temelli üç boyutlu hacimsel veri görüntülemek için doktor öncelikle ilgilendiği dokuyu Şekil 29’da gösterildiği gibi fare ile seçmelidir. Daha sonra hesaplamalar başlatılarak görüntü Şekil 30’da görüldüğü gibi elde edilir.



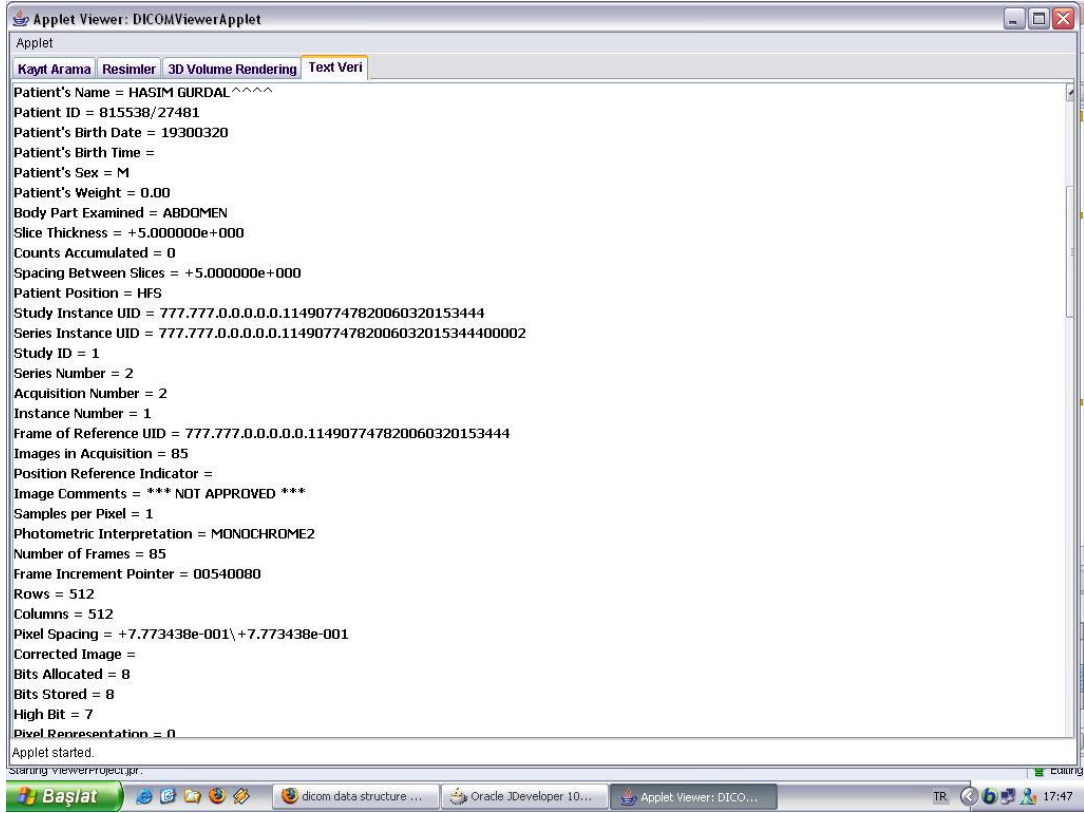
Şekil 29. Doku temelli hacimsel veri görüntüleme için doku seçimi



Şekil 30. Seçilen dokuya karşılık üretilen üç boyutlu görüntü

2.4.4 Metin Veri Arayüzü

Bu arayüzde, DICOM dosyasının içeriğindeki hasta kayıt bilgileri ve çalışmaya ait metin bilgileri Şekil 31’de görüldüğü gibi listelenmektedir.



Şekil 31. Hacimsel veri içeren DICOM dosyasına ait metin bilgileri

3. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

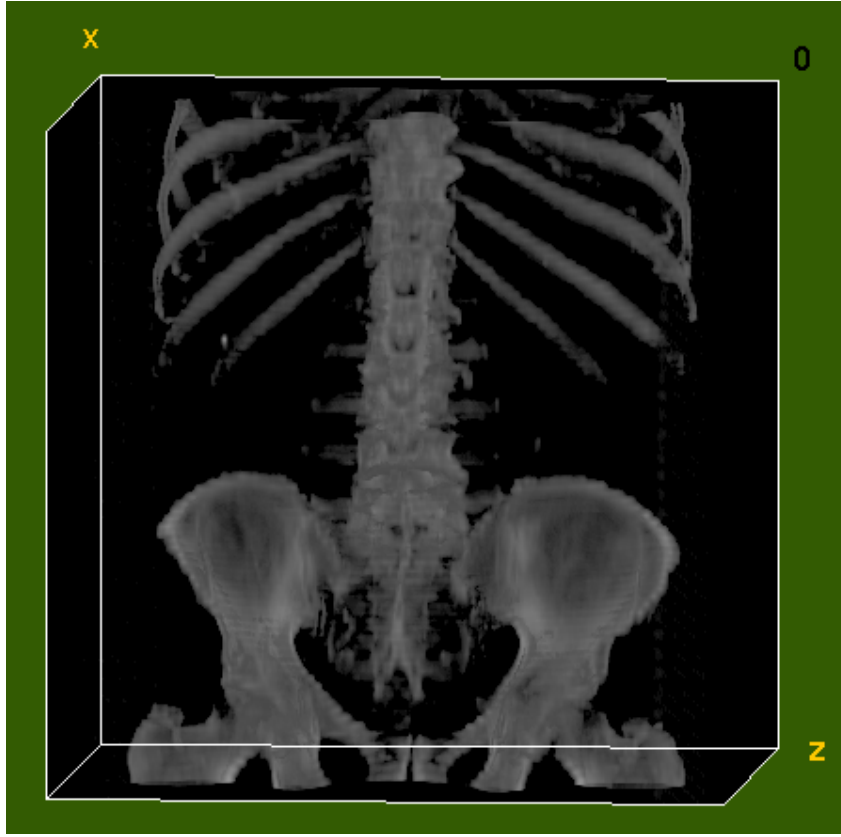
PACS sisteminin kullanılmasıyla, radyoloji departmanlarının ve tıbbi görüntü birimlerinin üretkenlikleri arttırılmaktadır. Görüntü işleme tekniklerinin kullanımı ile resim ve görüntü kalitesinin artırılması, yorumlama ve rapor süresinin azaltılması hekimlerin teşhis sürecinde daha doğru kararlar vermelerini sağlamaktadır. Hastane içinde bilgisayar ağları ile dijital ortamda yapılan görüntü transferi, film transferini ortadan kaldırmaktadır. Hastalar hekim kontrolüne gittiklerinde yanlarında film taşımak zorunda kalmazlar. Aynı zamanda filmlerin evde saklanması sorunu da ortadan kalkmış ve filmlerin kaybedilme ve zaman içinde çevresel koşullar nedeni ile deforme olma sorunu ortadan kalkmıştır. Hastanın önceki görüntüleriyle daha sonra kaydedilen görüntüleri bilgisayar ortamında karşılaştırmalı olarak incelenebilir. Bu sayede değerlendirmede daha başarılı sonuçlar elde edilmektedir. Gerektiğinde görüntüler yurtdışındaki hastanelere gönderilebilir. Hastanın isteği üzerine CD ye kaydedilmiş olarak hastaya teslim edilebilir.

PACS sisteminin özellikle çok yoğun olan hastaneler için en önemli getirisi, film ve bu filmlerin banyosu için gerekli kimyasal solüsyonların maliyetlerinin azalmasıdır. Hasta için ise tedavi giderleri ve teşhis süresi azalmaktadır. PACS sisteminin kullanımı hastanelerde arşiv mekânlarını çok küçültmüş ve sorun olmaktan çıkartmıştır.

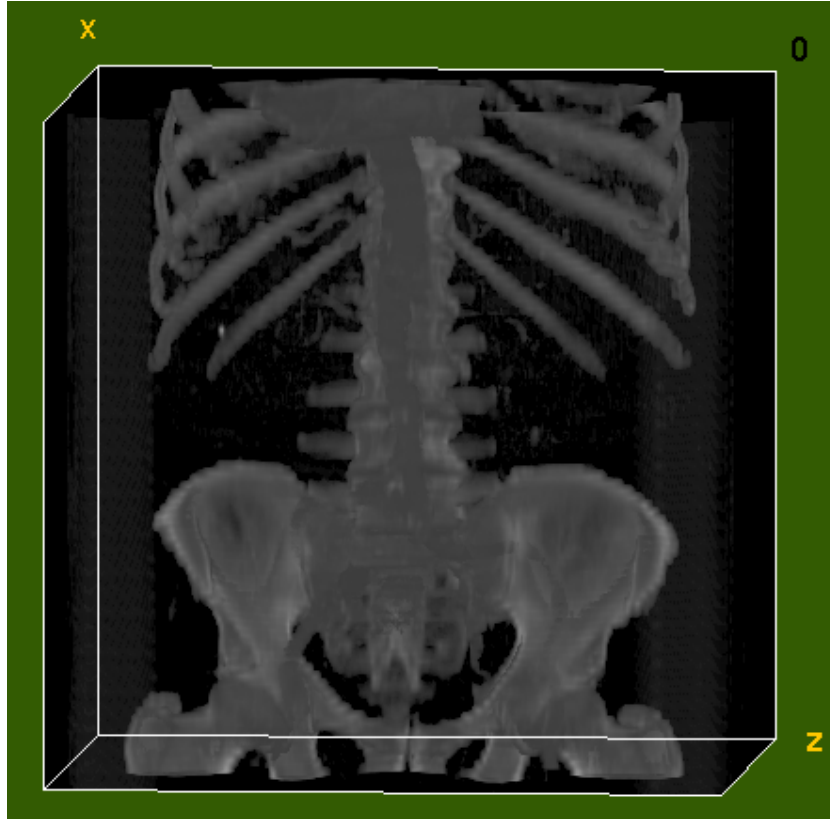
Sistem, Karadeniz Teknik Üniversitesi Farabi Hastanesi'nden alınan röntgen görüntüleri üzerinde test edilmiştir. Test farklı parametreleri kullanarak yapılmıştır. Parametrelerin değiştirilmesi ile ya sistemin hızı artırılmıştır ya da daha kaliteli görüntüler elde edilmesi sağlanmıştır.

3.1 Eşiğe Dayalı Üç Boyutlu Doku Bölümleme Testleri

Bu yöntemde, ışının izlediği yol boyunca, belirlenen bir yoğunluk değerini aşan pixel'ler üzerinde işlem yapılır. Eşik temelli üç boyutlu görüntü üretimi Şekil 32, 33'te gösterilmiştir.



Şekil 32. Eşik değeri 84 için 25,216 saniyede üretilen eşik temelli hacimsel görüntü



Şekil 33. Eşik değeri 70 için 22,973 saniyede üretilen eşik temelli hacimsel görüntü

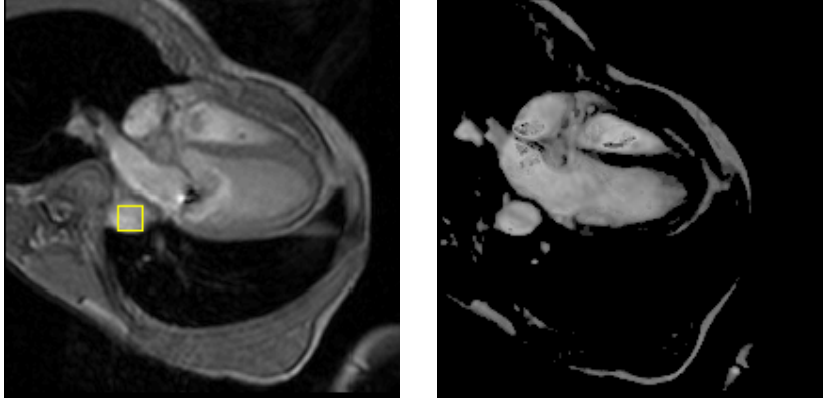
Testlerden anlaşıldığı gibi, eşik değeri düşürüldükçe, daha düşük yoğunluk değerlerine sahip olan etli doku, yüksek yoğunluklu kemik dokuyu kuşatmaya başlamaktadır.

Sonuçta, web üzerinde Java Applet olarak çalışan ve üç boyutlu hacimsel veri görüntüleme özelliğine sahip olan, doktorlara teşhis aşamasında yardımcı olacak araçları ve görüntü işleme fonksiyonlarını içeren geniş kapsamlı bir uygulama geliştirilmiştir. Yazılım, nesneye yönelik modüler yapıda tasarlandığından yazılım modülleri başka PACS sistemleri ile kolayca bütünleştirilebilir.

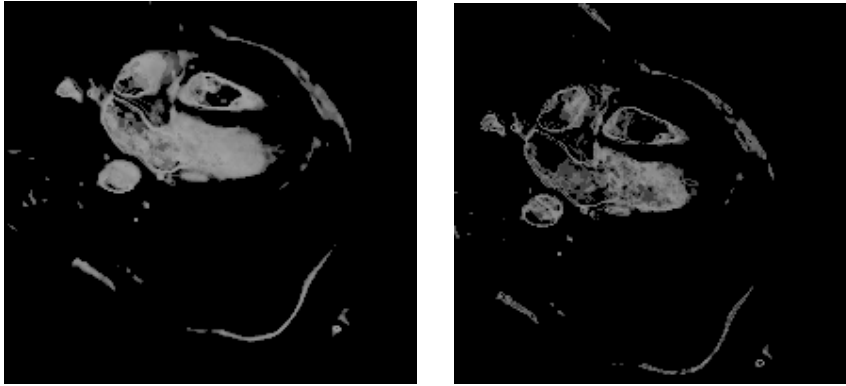
3.2 Seçime Dayalı Üç Boyutlu Doku Bölümleme Testleri

İlk testte, doku tabanlı üç boyutlu hacimsel veri görüntülemeye basit istatistiksel yöntem kullanmak yerine seçilen doku alanındaki pixel parlaklıklarının ortalaması ve varyansı hesaplanarak parlaklıkları belirlenen $[ort - t \text{ var}, ort + t \text{ var}]$ aralığına düşen

pixel'ler üzerinde işlem yapılmıştır. Daha büyük t değerleri için daha geniş bir aralık tanımlanabilir [1]. Bu sayede sistemin çok hızlı çalışması sağlanmıştır. Fakat bu aynı zamanda sistemin ürettiği görüntülerin kalitesinin düşmesine neden olmuştur. Farklı t değerleri için sistemin ürettiği görüntüler ve işlem süreleri Şekil 34, 35'te gösterilmiştir. Seçilen görüntü, 256x256 pixel, pixel başına 8 bit ve 16 adet resim çerçevesinden oluşmaktadır. Testler, Toshiba Satalite A100 L10, Centrino 1.6 Ghz, 768 Mb Ram, 4200 Rpm özelliklerine sahip dizüstü bilgisayarda yapılmıştır.



Şekil 34. Seçilen doku yapısına göre $t=0.15$ için 541 milisaniyede üretilen üç boyutlu görüntü

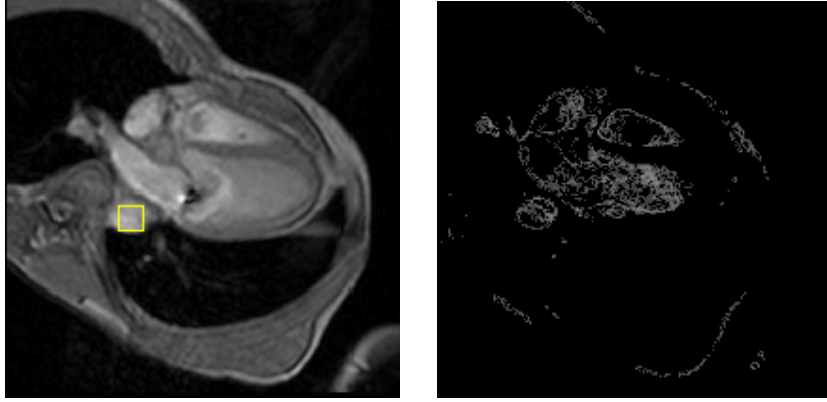


Şekil 35. Seçilen doku yapısına göre sırasıyla $t=0.1$ için 461 milisaniyede ve $t=0.03$ için 411 milisaniyede üretilen üç boyutlu görüntü

Test sonuçlarından da görüldüğü gibi daha büyük t değerleri için tanımlanan geniş aralıklar üzerinde yapılan işlemler daha yüksek kalitede görüntü üretmektedir fakat

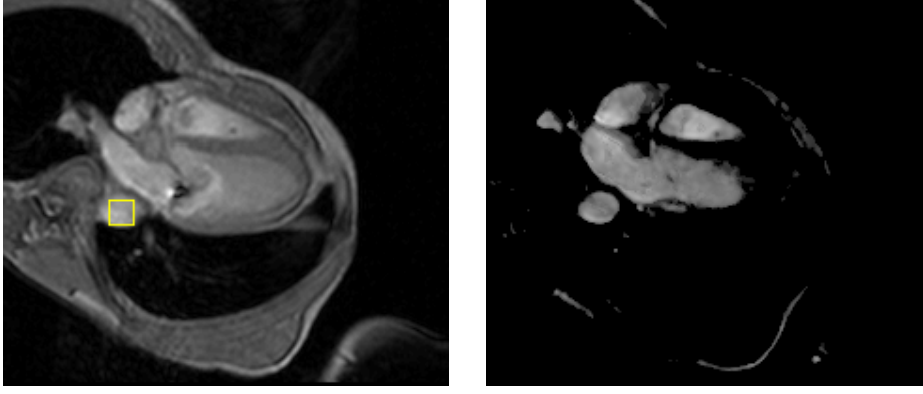
işlem süreleri de buna bağlı olarak artmaktadır. Daha küçük t değerleri için aralık küçülmekte işlemler daha hızlı yapılamakta fakat görüntü kalitesi düşmektedir.

Seçilen doku alanlarındaki istatistiklerden yararlanarak farklı aralık türleri tanımlanabilir. Örneğin aralık genişliği hesaplanırken varyans yerine standart hata da kullanılabilir. Bu durumda elde edeceğimiz aralık $[ort - t\sqrt{var}, ort + t\sqrt{var}]$ şeklinde olacaktır. Standart hata kullanılarak tanımlanan aralık üzerinde yapılan testin sonucu Şekil 36'da vermiştir. Testlerden anlaşıldığı gibi aralık tanımında varyantsan yararlanmak daha başarılı ve daha hızlı sonuçlar elde etmemizi sağlar.

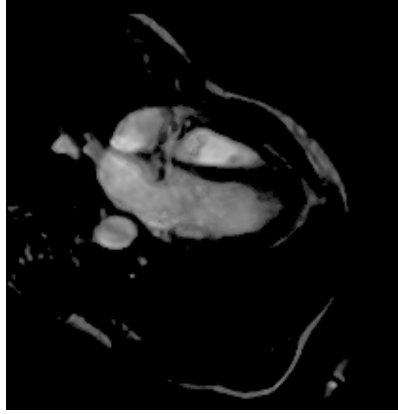


Şekil 36. Seçilen doku yapısına göre, $t=0.15$ için standart hata kullanılarak tanımlanan aralık üzerinde 1051 milisaniyede üretilen üç boyutlu görüntü

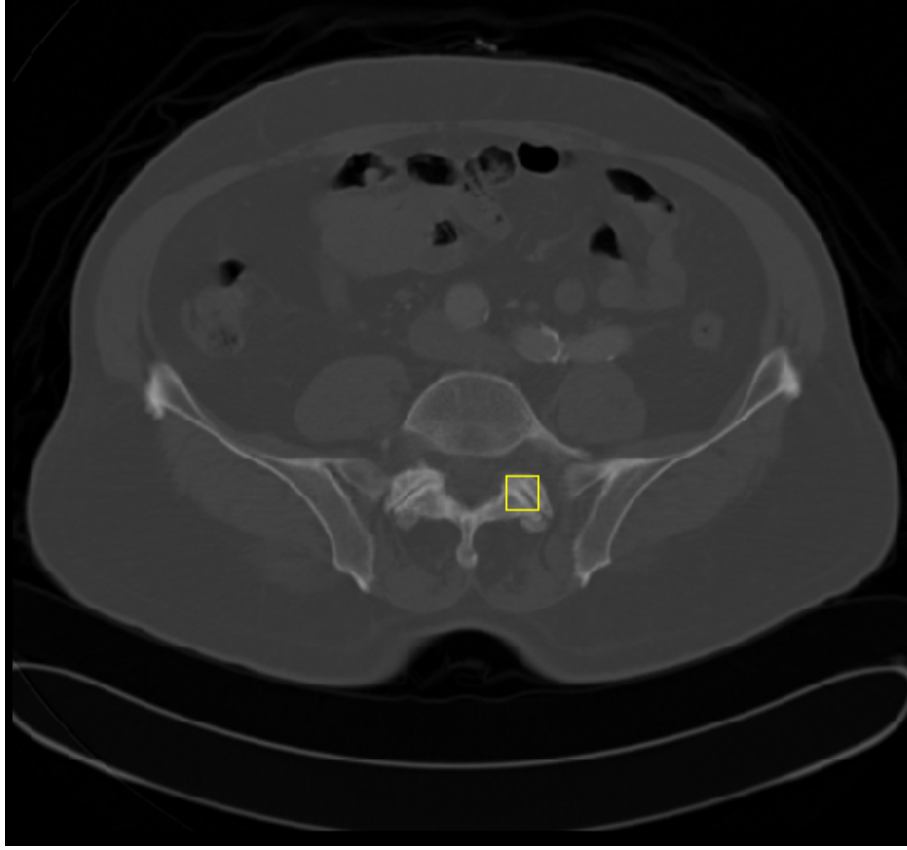
Her şeye rağmen çok büyük ve fazla sayıda resim içeren hacimsel veriler için bu yaklaşımlar yetersiz kalmaktadır. Bunun yerine tezde, doku tanımada daha güçlü bir yöntem olan basit istatistiksel yöntem kullanılmıştır. Bu yöntemin işlem adımları yukarıdaki bölümlerde açıklanmıştır. Daha gelişmiş yöntem olan basit istatistiksel yöntem kullanılarak elde edilen test sonuçları Şekil 37, 38, 39, 40, 41'de gösterilmiştir.



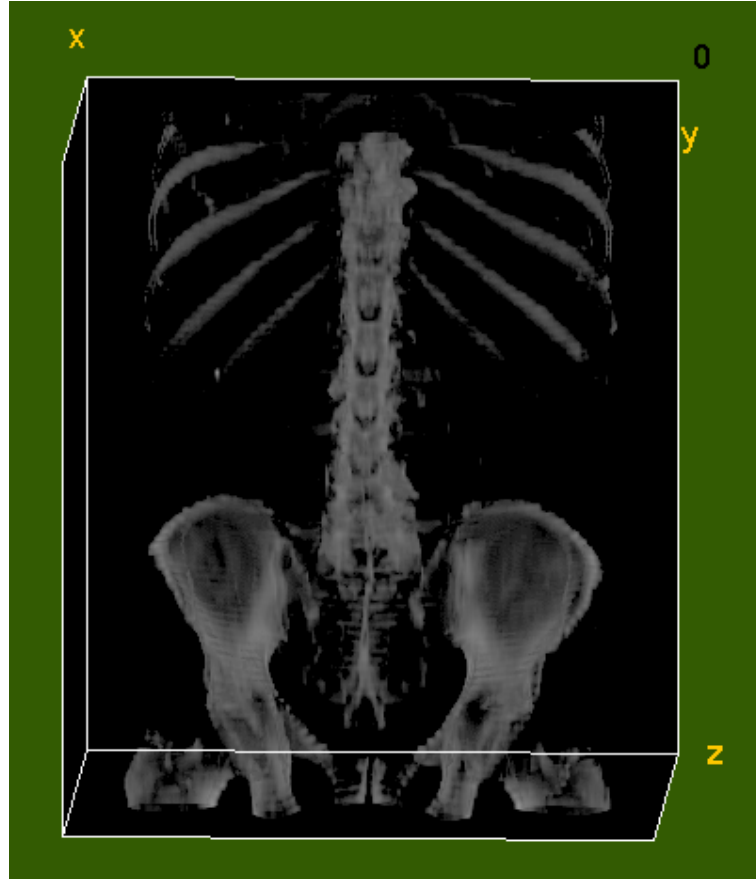
Şekil 37. Seçilen alandaki pixel sayısı 120, eşik hata toleransı 3, aralık t değeri 1 için 53,47 saniyede basit istatistiksel yöntemle hesaplanan üç boyutlu görüntü



Şekil 38. Seçilen alandaki pixel sayısı 168, eşik hata toleransı 5, aralık t değeri 2 için 73,95 saniyede basit istatistiksel yöntemle hesaplanan üç boyutlu görüntü



Şekil 39. 512x512 pixel, pixel başına 8 bit ve 85 resim çerçevesinden oluşan hacimsel veride doku alanı seçimi



Şekil 40. Seçilen alandaki pixel sayısı 110, eşik hata toleransı 5, aralık t değeri 1 için 18,55 dakikada basit istatistiksel yöntemle hesaplanan üç boyutlu görüntü



Şekil 41. Seçilen alandaki pixel sayısı 100, eşik hata toleransı 7, aralık t değeri 2 için 17,22 dakikada basit istatistiksel yöntemle hesaplanan üç boyutlu görüntü

Testlerden anlaşıldığı gibi t parametresinin büyük değerleri için daha geniş aralık tanımlanarak veri uzayı üzerinde daha fazla ikili karşılaştırmalar yapılmaktadır. Bu işlem süresinin uzamasına neden olmaktadır. İşlem süresi aynı zamanda seçilen doku alanındaki pixel sayısı ile de doğru orantılı olarak artmaktadır. Beklenen doku yüzeyine sahip olan görüntüyü elde etmek eşik fonksiyonundaki $\Delta Hata$ parametresinin değerine bağlıdır. Seçilen alandaki dokuya mümkün olduğunca sadık kalmak için bu parametrenin değeri büyük verilmemelidir. Birebir benzerlikleri elde etmek için 1 sayısına yakın değerler verilmelidir. Basit istatistiksel yöntemin daha kaliteli doku yüzeyleri oluşturduğu yapılan testlerden anlaşılmaktadır.

4. KAYNAKLAR

1. Junk, M.-R., Park, H., ve Paik, D. . An Analytical Ray Casting of Volume Data, Sixth Pacific Conference on Computer Graphics and Applications October 1998, Singapore, Bildiriler Kitabı, Cilt I, 26-29.
2. Marc, L.,. Display of Surfaces from Volume Data, IEEE Computer Graphics and Applications, 8, 3 (1988) 29-37.
3. Marc, L.,. Efficient Ray Tracing of Volume Data, ACM Transactions on Graphics, 9, 3 (1990) 245-261.
4. Jones, M.W. . Volume Rendering, Department of Computer Science of The University of Wales, PhD Thesis, 1995.
5. Kaufman, A., Kohen, D., ve Yagel, R.,. Volume Graphics, IEEE Computer, 26, 7 (1993) 51-64.
6. Ke, H.-R., ve Chang, R.-C., 1995. Ray-Cast Volume Rendering Accelerated by Incremental Trilinear Interpolation and Cell Templates, Visual Computer, 11, 11, 297-308.
7. Neumann, U.,. Volume Reconstruction and Parallel Rendering Algorithms: A Comparative Study, Department of Computer Science, The University of North Carolina at Chapel Hill, PhD Thesis, 1993.
8. Nielson, G.M.,. Research Issues in Data Modelling for Scientific Data Modelling, IEEE Computer Graphics and Applications, 3, 10 (1994), 70-73.
9. Wilhelms, J.,. Direct Volume Rendering of Curvilinear Volumes, Computer Graphics, 24, 5 (1990) 41-47.
10. Schick Technologies,. Database Design and Description for CDR DICOM, Schick Technologies, Inc., http://www.schicktech.com/flash_default.php, 13 Mart 2006.
11. Graham, R.N.J., Perriss, R.W., ve Scarsbrook, A.F., 2005. DICOM Demystified: A Review of Digital File Formats and Their Use in Radiological Practice, Clinical Radiology, 60 (2005) 1133-1140.
12. Huang, H.K.,. Elements of Digital Radiology: A Professional Handbook and Guide, Prentice-Hall, Inc., N.J, New Jersey, 1987.
13. Huang, H.K.. Picture Archiving and Communication Systems in Biomedical Imaging, VCH Publishers, NY, 489 s, New York, 1996.

14. Huang, H.K.. Picture Archiving and Communication Systems: Principles and Applications, Wiley & Sons, 521 s, New York,1999.
15. Clunie, D.A.,. DICOM Structured Reporting, PixelMed Publishing, Bangor, Pennsylvania, 2000.
16. Derbin, R., A., Carpenter, L., ve Hanrahan, P.. Volume Rendering, Computer Graphics, 22, 4 (1988) 65-74.
17. Köse, C., Claire, W., ve Derek, P.. Fractal Volumes, 2nd ACM International Workshop on Paralel Graphics and Visualisation, May1994, Pilzen Czech Republic, Bildiriler Kitabı, Cilt I, 14-22.
18. Köse, C., Chalmers, A.. Memory Management Strategies for Perallel Volume Rendering, 19th World Occam and Transputer User Group Meeting, April 1996,Nottingham England, Bildiriler Kitabı, Cilt II, 54-62 .
19. Köse, C., Chalmers, A.. Profiling for Efficient Paralel Volume Visualisation, First Eurographics Workshop on Parallel Graphics and Visualisation, September 1996, Bristol England, Bildiriler Kitabı, Cilt I, 8-12.
20. Köse, C., Chalmers, A.. Dynamic Data Management for Parallel Volume Visualization, UK Parallel 96, February 1996, England, Bildiriler Kitabı, Cilt I, 18-23.
21. Köse, C., Chalmers, A.. Load Balancing for Interactive Volume Visualization, International Conference on Parallel and Distributed Processing Techniques and Applications, PDPTA'96, April 1996, California USA, Bildiriler Kitabı, Cilt II, 48-52.
22. Köse, C., Chalmers, A.,. Communication Cost of Parallel Volume Visualisation, Second Annual Spring Research Conference of the Faculty of Engineering, Abstract, January 1997, University of Bristol England.
23. Köse, C., Parallel Volume Visualisation, Ph.D. Thesis at the University of Bristol England, 1997, Bildiriler Kitabı, Cilt I, 8-10.
24. Köse, C., Chalmers, A.. Profiling for Efficient Paralel Volume Visualisation, Parallel Computing Special Issues on Applications Paralel Graphics and Visualisation, Elsevier, 1997.
25. Köse, C.. Hybrid Computational Model for Efficient Paralel Volume Visualisation, International Conference on Parallel and Distributed Processing Techniques and Applications, PDPTA'99, October 1999, USA, Bildiriler Kitabı, Cilt I, 28-32..
26. Köse, C., Chalmers, A.. Clusteral Models for Efficient Parallel Volume Visualisation, Parallel and Distributed Computing Practices , 3, 3, NOVA Publisher, 2000.

27. Köse, C., Etkin bir Paralel Hacimsel Data Görüntüleme için Çok-Threadleme, Elektronik-Bilgisayar Mühendisliği 9. Ulusal Kongresi, Eylül 2001, Kocaeli, Bildiriler Kitabı, Cilt II, 327-330.
28. Kayıkçıoğlu, T., Gangal, A., Turhal, M., ve Köse, C.. A Surface Based Method for Detection of Coronary Vessel Boundaries in Poor Quality X-Ray Angiogram Images, Pattern Recognition Letters, 23 (2002) 783-802.
29. Köse, C., Hızlı ve Gerçekçi Görüntü Üretimi için Çok-Threadli Paralel Işın Çizme, Yüksek Performanslı Bilişim Sempozyumu, Ekim 2002, Gebze, Bildiriler Kitabı, Cilt I, 1-8.
30. Bui, Tuong, P. . Illumination for Computer Generated Pictures, Communications of the ACM, 18, 6 (1975) 311-317.
31. Buoknight, W., J., Kelly, K., C.. An Algorithm for Producing Half-tone Computer Graphics Presentations with Shadows and Movable Light Source, Proceedings of SJCC, 1-10, AFIPS Press, Montvale, NJ, 1970.
32. Çakır, Ö., Köse, C., . Etkileşimli Işın İzleme, Elektronik-Bilgisayar Mühendisliği 11. Ulusal Kongresi, Eylül 2005, İstanbul, Bildiriler Kitabı, Cilt II, 338-352.
33. Mora, B., Jessel, J.-P., ve Caubet, R., A New Object-Order Ray-Casting Algorithm, IEEE Visualization, 10, 11 (2002) 203-210.
34. Treinish, L., A., Reconstruction of human fossils, IEEE Computer Graphics and Application, 1 (1995) 12-14.
35. Yücesoy, E., Köse, C., ve Yavuz, A., Ulusal Radyoloji Ağı İçin Bir Dağıtık Veri Tabanı Uygulaması, Otomasyon Dergisi, 8 (2005) 58-63.
36. URL-1, <http://medical.nema.org/dicom/> The DICOM Standard. 12 Ocak 2006.
37. URL-2, <http://www.oracle.com/technology/software/products/jdev/index.html> Oracle Corporation, Oracle JDeveloper Downloads. 17 Şubat 2006.
38. URL-3, <http://java.sun.com/products/java-media/jai/index.jsp> Sun Developer Network (SDN), Java Advanced Imaging (JAI) API. 10 Mart 2006.
39. URL-4, <http://sourceforge.net/projects/dcm4che/> SourceForge.net, dcm4che a DICOM Implementation in Java. 11 Mart 2006.
40. URL-5, http://medical.nema.org/dicom/2004/04_01PU.PDF NEMA DICOM Home Page, Digital Imaging and Communication in Medicine (DICOM) Introduction and Overview. 15 Şubat 2006.
41. URL-6, <http://www.oracle.com/technology/products/database/oracle10g/> Oracle Corporation, Oracle Database 10g. 15 Ocak 2006.

ÖZGEÇMİŞ

Rıza KUŞ, 1980 Silistre/BULGARİSTAN doğumludur. Üniversiteye kadar eğitim-öğretim hayatını İstanbul'un Büyükçekmece ilçesinde geçirmiştir. 1992'de Büyükçekmece İlkokulu'ndan, 1995'te Büyükçekmece Yavuz Selim Ortaokulu'ndan ve 1999'da Büyükçekmece Yabancı Dil Ağırlıklı Lisesinden mezun olduktan sonra Karadeniz Teknik Üniversitesi İstatistik ve Bilgisayar Bilimleri Bölümü'nü kazanmıştır. 2003 yılında bölüm birincisi olarak bölümden mezun olarak K.T.Ü Fen Bilimleri Enstitüsü Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı'nda yüksek lisans öğrenimine başlamıştır. Çok iyi derecede İngilizce bilmektedir.