

**YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**MANYETİK REZONANS (MR) GÖRÜNTÜLERİNİN ÜÇ  
BOYUTLU MODELLENMESİ VE ANALİZİ**

**Matematik Mühendisi Gülsüm Çiğdem ÇAVDAROĞLU**

**FBE Jeodezi ve Fotogrametri Mühendisliği Anabilim Dalında Hazırlanan**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**Tez Danışmanı : Yrd. Doç. Dr. Bülent BAYRAM (YTÜ)**

**İSTANBUL, 2006**

# İÇİNDEKİLER

|                                                                                | Sayfa |
|--------------------------------------------------------------------------------|-------|
| KISALTMA LİSTESİ.....                                                          | iv    |
| ŞEKİL LİSTESİ.....                                                             | v     |
| ÇİZELGE LİSTESİ .....                                                          | vii   |
| ÖNSÖZ .....                                                                    | viii  |
| ÖZET .....                                                                     | ix    |
| ABSTRACT .....                                                                 | x     |
| 1. GİRİŞ.....                                                                  | 1     |
| 1.1 Tıbbi Görüntüleme Aşamaları.....                                           | 4     |
| 1.1.1 Görüntünün Elde Edilmesi.....                                            | 4     |
| 1.1.2 Görüntü Bölümlendirme (Segmentation) .....                               | 4     |
| 1.1.3 Görselleştirme .....                                                     | 5     |
| 1.1.4 İnsan Bedeni Modellenmesi .....                                          | 5     |
| 1.2 Modellerin Tıbbi Araştırmalarda ve Uygulamalarda Kullanımı.....            | 5     |
| 1.2.1 İnsan Beyni Haritalaması (Beyin Atlası) .....                            | 5     |
| 1.2.2 Görüntü Analizi.....                                                     | 6     |
| 1.2.3 Sanal Modellerle Beyin Cerrahisi .....                                   | 7     |
| 1.3 Tezin Amacı .....                                                          | 8     |
| 2. MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME (MRG).....                                    | 10    |
| 2.1 MRG'nin Temel Fiziksel İlkeleri .....                                      | 10    |
| 2.2 MRG' de Görüntü Nasıl Oluşur? .....                                        | 12    |
| 2.2.1 Sinyalin Kaydedilmesi .....                                              | 13    |
| 2.2.2 Sinyal Kaynağının Anlaşılması .....                                      | 14    |
| 2.2.2.1 Kesit – Belirleme .....                                                | 14    |
| 2.2.2.2 Frekans – Kodlama .....                                                | 16    |
| 2.2.2.3 Faz Kodlama .....                                                      | 17    |
| 2.2.2.4 K-Space ve 2B Fourier Dönüşümü.....                                    | 17    |
| 2.2.3 T1, T2 ve Proton Ağırlıklı Görüntülerin Elde Edilmesi ve Tanınması ..... | 18    |
| 2.3 MR Cihazının Temel Parçaları.....                                          | 19    |
| 2.3.1 Veri Toplama Bölümü : .....                                              | 19    |
| 2.3.2 Bilgisayar Sistemi.....                                                  | 20    |
| 2.3.3 Görüntüleme Birimi.....                                                  | 20    |
| 2.4 MR Görüntülerinin Yorumlanması .....                                       | 20    |
| 2.5 MRG'nin Faydaları ve Zayıf Yönleri.....                                    | 20    |
| 2.6 MRG'nin Klinikteki Yeri.....                                               | 21    |
| 3. ÜÇ BOYUTLU MODELLEME TEKNİKLERİ .....                                       | 23    |
| 3.1 3B Model Elde Etme Teknikleri.....                                         | 23    |

|       |                                                                                   |    |
|-------|-----------------------------------------------------------------------------------|----|
| 3.1.1 | Analog (Physical Content) Modelleme Sistemleri .....                              | 24 |
| 3.1.2 | Aktif (İletimsel, Transmissive) Modelleme Sistemleri.....                         | 24 |
| 3.1.3 | Aktif (Yansıtıcı, Reflective) Modelleme Sistemleri .....                          | 25 |
| 3.2   | Görüntü Tabanlı Modelleme .....                                                   | 27 |
| 3.3   | 3B Gösterimde Temel Elemanlar .....                                               | 28 |
| 3.3.1 | Yüzey Grafiği.....                                                                | 28 |
| 3.3.2 | Hacim Grafiği.....                                                                | 29 |
| 3.4   | Voksel Yöntemleri İle Poligonlar Yöntemlerinin Karşılaştırılması.....             | 30 |
| 3.5   | Voksel .....                                                                      | 31 |
| 3.6   | Voksel Kullanımının Faydaları .....                                               | 32 |
| 3.7   | Voksel Kullanımının Zayıf Yönleri.....                                            | 33 |
| 3.7.1 | Voksel Komşulukları .....                                                         | 34 |
| 3.7.2 | Yüzey Voksel Listesi .....                                                        | 35 |
| 3.7.3 | Hacimsel Veri Grubu .....                                                         | 35 |
| 3.8   | Vokselizasyon .....                                                               | 35 |
| 3.9   | Voksellerin Kaydedilmesi.....                                                     | 37 |
| 4.    | UYGULAMA.....                                                                     | 40 |
| 4.1   | Kullanılan Araçlar .....                                                          | 40 |
| 4.2   | Uygulamanın İçeriği .....                                                         | 40 |
| 4.2.1 | Görüntü İşleme Altlığı Uygulaması.....                                            | 40 |
| 4.2.2 | 3B Model Oluşturma Uygulaması.....                                                | 42 |
| 4.2.3 | Hastalıklı Doku Belirleme Uygulaması.....                                         | 43 |
| 4.3   | Kullanılan Veri Modeli .....                                                      | 44 |
| 4.4   | Kullanılan Modelleme Tekniği .....                                                | 45 |
| 4.5   | Hastalıklı Doku Belirleme İşleminin Yapılması .....                               | 50 |
| 4.6   | 3B Modelleme ve Doku Belirleme Modüllerine İlişkin Program Akış<br>Diyagramı..... | 56 |
| 4.7   | Algoritma Karmaşıklığı .....                                                      | 56 |
| 4.7.1 | Modelleme Algoritmasının Zaman Karmaşıklığının Belirlenmesi .....                 | 57 |
| 4.7.2 | Uygulamanın Yer Karmaşıklığının Belirlenmesi .....                                | 57 |
| 4.8   | Olası Modelleme Hataları .....                                                    | 59 |
| 5.    | SONUÇ VE ÖNERİLER.....                                                            | 60 |
| 5.1   | Sonuç .....                                                                       | 60 |
| 5.2   | Öneriler .....                                                                    | 60 |
|       | KAYNAKLAR.....                                                                    | 62 |
|       | EKLER .....                                                                       | 64 |
| Ek 1  | Uygulama Kod Örneği .....                                                         | 65 |
|       | ÖZGEÇMİŞ.....                                                                     | 66 |

## KISALTMA LİSTESİ

|        |                                                                                           |
|--------|-------------------------------------------------------------------------------------------|
| 2B     | İki Boyutlu                                                                               |
| 3B     | Üç Boyutlu                                                                                |
| API    | Application Programming Interface                                                         |
| BSE    | Backscattered Electrons, Geri yansıtılan elektronlar                                      |
| BSP    | Binary Space Partitioning                                                                 |
| BT     | Bilişim teknolojileri                                                                     |
| CMM    | Coordinate Measurement Machines, Koordinat Belirleme Aletleri                             |
| CNA    | Cerefy Neuroradiology Atlas                                                               |
| CT     | Computer Tomography, Bilgisayarlı Tomografi                                               |
| DICOM  | Digital Imaging and Communications System, Sayısal Görüntüleme ve İletişim Sistemi        |
| FEM    | Finite Element Methods                                                                    |
| GE     | Gradient Eko                                                                              |
| MR     | Magnetic Resonance, Manyetik Rezonans                                                     |
| MRG    | Manyetik Rezonans Görüntüleme                                                             |
| MRI    | Magnetic Resonance Imaging                                                                |
| NEX    | Number of excitation, İşlem sayısı                                                        |
| OpenGL | Open Graphics Library, Açık Grafik Kütüphanesi                                            |
| PACS   | Picture Archiving and Communications System, Sayısal Veri Depolama ve İletişim Sistemleri |
| RAM    | Random Access Memory                                                                      |
| RF     | Radyo frekans                                                                             |
| SE     | Spin Eko                                                                                  |
| SNR    | Signal-to-Noise Ratio, Sinyal-gürültü oranı                                               |
| XML    | Extensible Markup Language                                                                |

## ŞEKİL LİSTESİ

|            |                                                                                                                                                                                                                                                                    |    |
|------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Şekil 1.1  | Bilgisayarlı grafik modelleme .....                                                                                                                                                                                                                                | 2  |
| Şekil 1.2  | MRI temelli elektronik atlaslar .....                                                                                                                                                                                                                              | 3  |
| Şekil 1.3  | Görüntü yorumlanması .....                                                                                                                                                                                                                                         | 7  |
| Şekil 2.1  | Elektronların spin hareketleri sonucunda etraflarında manyetik alan oluşturması                                                                                                                                                                                    | 10 |
| Şekil 2.2  | Solda manyetik alan uygulanmadan önce protonların rasgele yönlerde dönüş yapması, sağda manyetik alan içerisine yerleştirilen protonların manyetik alan yönünde veya tersi yönünde hareket etmesi .....                                                            | 11 |
| Şekil 2.3  | Voksel, sinyalin alındığı dokunun volümüdür; piksel ise ekranda vokselden kaynaklanan sinyalin temsil edildiği alandır. MR görüntüsü büyütüldüğünde bu karelere ulaşılır. ....                                                                                     | 12 |
| Şekil 2.4  | Solda sagittal kesit görüntüsünün alınması, ortada aksiyal kesit görüntüsünün alınması, sağda koronal kesit görüntüsünün alınması .....                                                                                                                            | 16 |
| Şekil 2.5  | Solda sagittal kesit MR görüntüsü, ortada aksiyal kesit MR görüntüsü, sağda koronal kesit MR görüntüsü .....                                                                                                                                                       | 16 |
| Şekil 2.6  | Solda T1 ağırlıklı MR kesitinde beyaz ve gri maddeler gerçek anatomideki gibi görünmektedir. Sağda T2 ağırlıklı kesitte beyaz madde gri maddeye oranla, anatomidekinin tersine daha koyu gri görünmektedir. ....                                                   | 19 |
| Şekil 2.7  | Proton yoğunluklu kesit .....                                                                                                                                                                                                                                      | 19 |
| Şekil 3.1  | Yüzeylerin vokselizasyonu .....                                                                                                                                                                                                                                    | 29 |
| Şekil 3.2  | Vokselin gösterimi .....                                                                                                                                                                                                                                           | 32 |
| Şekil 3.3  | Voksel komşulukları, (1) Merkezde yer alan voksele altı yüzeyinden komşu olan altı voksel, (2) Merkezde yer alan bir voksele on sekiz konumdan komşu olan sekiz voksel, (3) Merkezde yer alan voksele yirmialtı farklı konumdan komşu olan yirmi altı voksel ..... | 35 |
| Şekil 3.4  | Soldaki vokselizasyon sonucu elde edilmiş model üçgenlenerek yüzeyler yumuşatılmış ve sağdaki görünüm elde edilmiştir. ....                                                                                                                                        | 36 |
| Şekil 3.5  | Görüntü piramitleri oluşturulması amacıyla modele ait bir yüzeyin alt yüzeylere bölünmesi .....                                                                                                                                                                    | 37 |
| Şekil 3.6  | BSP Ağacı .....                                                                                                                                                                                                                                                    | 38 |
| Şekil 4.1  | Görüntü işleme altlığı genel görünümü .....                                                                                                                                                                                                                        | 40 |
| Şekil 4.2  | Görüntüye ilişkin histogram bilgilerinin alınması .....                                                                                                                                                                                                            | 41 |
| Şekil 4.3  | Görüntü işleme altlığı filtreler menüsü .....                                                                                                                                                                                                                      | 41 |
| Şekil 4.4  | Sobel kenar tanıma filtresinin uygulanması .....                                                                                                                                                                                                                   | 42 |
| Şekil 4.5  | Fark alma yöntemi ile kenar tanıma filtresinin uygulanması .....                                                                                                                                                                                                   | 42 |
| Şekil 4.6  | Görüntü konumlarının ve dilim aralığı miktarının belirlenmesi ve görüntü formatının seçilmesi .....                                                                                                                                                                | 43 |
| Şekil 4.7  | Beynin üç kesitte alınmış MR görüntüleri ile elde edilmiş 3B modeli .....                                                                                                                                                                                          | 46 |
| Şekil 4.8  | 3B modelin kesitlerine dilim kesme işleminin uygulanması .....                                                                                                                                                                                                     | 47 |
| Şekil 4.9  | Dilim kesmesi uygulanmış modelin saydamlaştırılması .....                                                                                                                                                                                                          | 48 |
| Şekil 4.10 | Beynin 3B modelinin saydamlaştırılması, başın yandan görünümü .....                                                                                                                                                                                                | 48 |
| Şekil 4.11 | Beynin 3B modelinin saydamlaştırılması, başın üstten görünümü .....                                                                                                                                                                                                | 49 |
| Şekil 4.12 | Voksel yüzeylerine yaklaşılmaları ile elde edilen yüzey görüntüsü .....                                                                                                                                                                                            | 49 |
| Şekil 4.13 | 2B ortamda hastalıklı dokuların belirlenmesi .....                                                                                                                                                                                                                 | 50 |
| Şekil 4.14 | Hastalıklı dokuların model üzerinde gösterilmesi .....                                                                                                                                                                                                             | 51 |
| Şekil 4.15 | Hastalıklı dokunun model içerisinde katı cisim olarak gösterimi .....                                                                                                                                                                                              | 52 |
| Şekil 4.16 | Koordinat değerlerinin sorgulanması .....                                                                                                                                                                                                                          | 53 |
| Şekil 4.17 | Ölçüm yapılacak koordinatların belirlenmesi .....                                                                                                                                                                                                                  | 53 |
| Şekil 4.18 | Belirlenen bir ölçü koordinatına göre ölçme işleminin uygulanması .....                                                                                                                                                                                            | 54 |

|            |                                                                              |    |
|------------|------------------------------------------------------------------------------|----|
| Şekil 4.19 | Belirlenen bir diğer ölçü koordinatına göre ölçme işleminin uygulanması..... | 55 |
| Şekil 4.20 | 3B Modelleme ve Doku Belirleme Modüllerine İlişkin Program Akış Diyagramı    | 56 |
| Şekil 4.21 | Modeli oluşturan algoritmanın karmaşıklığının hesaplanması .....             | 57 |
| Şekil 4.22 | Voksel yüzeylerinin genelleştirilmesi.....                                   | 59 |

## ÇİZELGE LİSTESİ

|           |                                                                                  |    |
|-----------|----------------------------------------------------------------------------------|----|
| Tablo 3.1 | Modelleme sistemleri.....                                                        | 26 |
| Tablo 3.2 | Yüzey ve hacim grafiklerinin karşılaştırılması .....                             | 31 |
| Tablo 4.1 | Görüntü boyutuna göre kullanılan RAM miktarı .....                               | 58 |
| Tablo 4.2 | Görüntü boyutuna göre modellerin sabit diskte kapladıkları alan miktarları ..... | 58 |

## ÖNSÖZ

Bu tezin hazırlanması sürecinde birçok kişinin emeği geçti ve yardımı oldu. Çalışmalarım süresince akademik bilgilerini ve deneyimlerini benimle paylaşan, çalışmamın her aşamasında, karşılaştığım her zorlukta beni cesaretlendiren ve yönlendiren, sevgili hocam Yrd. Doç. Dr. Bülent Bayram'a, Arş. Gör. Uğur Acar'a ve Arş. Gör. Melis Uzar'a; tıbbi konularda beni bilgilendiren, çalışmada kullandığım verileri sağlayan ve bana kıymetli zamanlarını ayıran sayın Doç Dr. Candan Gürses'e ve Dr. Umut Yaka'ya sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Çalışmamın her aşamasında, ihtiyacım olduğunda yardımına koşan ve bilgi birikimini benimle paylaşan sevgili dostum Hilmi Kemal Koca'ya; büyük bir sabırla beni destekleyen ve hep yanımda olduklarını hissettiren sevgili aileme teşekkür etmeyi borç bilirim.

İstanbul, 2006

G. Çiğdem Cavdaroğlu

## ÖZET

Üç boyutlu modelleme tıp bilimi, inşaat sektörü, yapı fuarları, turizm ve tasarım gibi birçok alanda kullanılmaktadır. Bilişim teknolojilerinde yaşanan gelişmeler, tıp alanında bilgisayar kullanımını desteklemekte ve her gün hekimlere yeni imkanlar ve yeni kolaylıklar sunmaktadır. Artık cerrahi uygulama yapılmaksızın, sadece hastadan alınan görüntüler kullanılarak hastanın iç organları modellenenilmekte ve tanı koyma aşaması model üzerinde yapılabilmektedir. Bu gelişmeler, uygulamalar sırasında yapılabilecek olası hataları en aza indirgeyen ve yüksek kalitede hizmet sunmayı sağlayan önemli adımlardır. Tıp biliminin insan sağlığı ve insan yaşamı üzerine çalıştığı düşünülürse, bu tür gelişmelerin insanlık adına önemli gelişmeler olduğu sonucuna kolaylıkla varılabilir.

Üç boyutlu modelleme yapabilmek için birçok yöntem geliştirilmiştir. Voksel tabanlı yöntemler de bu yöntemlerden birisidir. Voksel tabanlı yöntemler, özellikle düzgün kenarlara sahip olmayan, hacimleri içerisinde önemli bilgiler taşıyan nesnelerin modellenmesinde oldukça iyi sonuçlar üretirler. Voksel, hacimsel veriyi temsil eder. Sadece köşe noktalarında, yüzeylerinde değil hacmi içerisinde de bilgi taşır.

Hasta iç organlarına ilişkin gerçeğe yakın bir modelleme sunulması, kuşkusuz tıp bilimi için yeterli değildir. Hekime model üzerinde işaretlemeler yapabilme, modeli üç boyutlu ortamda taşıyabilme, eksenler etrafında döndürebilme gibi ek olanaklar da sunulabilmelidir. Bu amaçla oluşturulan model, iki boyutlu ortamda hekime sunulurken hekimin model ile ilgili birtakım işlemleri yapabilmesi ve sonuçları modele aktarabilmesi sağlanmıştır.

Bu tezde insan beynine ait manyetik rezonans görüntüleri kullanılarak insan beyninin bir modeli oluşturulmuş ve model üzerinde tanı koyma imkanı sunulmuştur. Bilişim teknolojisinin sunduğu faydalar ile hekimlerin bilgi, uzmanlık ve deneyimleri bir arada kullanılarak cerrahi uygulamalardaki hata olasılıklarının en aza indirgenmesi ve tıpta nitelikli hizmetlerin sunulması amaçlanmıştır.

**Anahtar kelimeler:** Tıbbi görüntüleme sistemleri, voksel tabanlı modelleme, üç boyutlu modelleme, MR görüntü analizi

JÜRİ :

1. Yrd. Doç. Dr. Bülent BAYRAM (Danışman)
2. Prof. Dr. Dursun Zafer ŞEKER
3. Doç Dr. Fatmagül BATUK

Kabul Tarihi : 19.06.2006

Sayfa Sayısı : 76

## ABSTRACT

Three dimensional modelling is used in many fields such as medicine, civil engineering, build fairs, turism and design. Recent developments in information technology encourage computer using in medicine and provide new chances and user friendly tools. Without any surgery operations, internal organs can be modeled and doctors can study with virtual models. All of these developments minimize surgery mistakes and provide high quality. Medicine is about people health and lives, so these are veriy important developments for humanity.

There are very methods for three dimensional modelling. One of these is voxel-based methods. Voxel-based methods provide good solutions for the objects which have not definite edges and have important aknowledge in their volumes. The most important disadvantage of voxel-based methods is registration. Voxels present volumetric data. They have not only vertices and surfaces, but also have very important knowledge in their volumes. But this increase the data which must be recorded. In this thesis, a new method is introduced for avoiding the disadvantages.

Provide a very realy model of internal organs is not enough for medicine. Doctors should make signs on the model, transport the model in three dimensional enviroment and rotate the model. For these reason, model viewed in two dimensional enviroment for doctor to materialize some operations. Diagnises transported to thre dimensional enviroment and provide better views of organs.

In these thesis, a brain model was constructed by using brain MR images. The advantages of information technology combine with expertise, information and experiments.

**Keywords:** Medical Imaging Systems, Voxel-based modelling, three dimensional modelling, MRI analysis.

JURY :

1. Yrd. Doç. Dr. Bülent BAYRAM (Supervisor)
2. Prof. Dr. Dursun Zafer ŞEKER
3. Doç. Dr. Fatmagül BATUK

Date : 19.06.2006

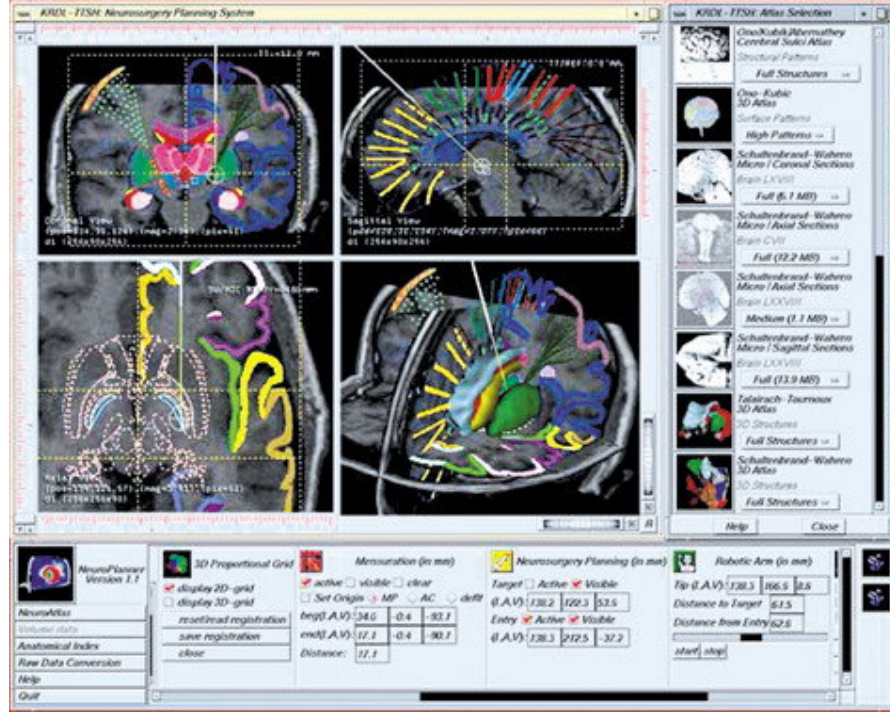
Page : 76

## 1. GİRİŞ

Tıp biliminde, kaliteli hizmet sunulabilmesi için tutarlı, eksiksiz, tarafsız, güvenilir ve güncel nitelikler taşıyan tanı ve tedavi yöntemleri geliştirilmelidir. Kanıta Dayalı Tıp Uygulamaları'nda, bu özellikleri taşıyan yöntemler kullanılarak tanı ve tedavi hizmeti sunulur. Verilen sağlık hizmeti, kanıtlara dayandırılmamışsa, uygulanan yöntemlerin yanlış olma olasılıkları yüksektir; bu nedenle de sunulan hizmetin kalitesinden de söz etmek olanaklı değildir. Kanıta dayalı olmayan, bilimsel dayanaktan yoksun uygulamalar, doktordan doktora ya da hastaneden hastaneye değişebilir. 1895 yılında, Roentgen'in X ışınlarını bulmasıyla ilk kanıta dayalı uygulamalar geliştirilmiştir. Başlangıçta varsayımlara ve kişisel tahminlere dayalı olarak yürütülen tanı uygulamaları, Röntgen cihazlarının kullanılmaya başlanmasıyla daha somut ve kesin nitelikler kazanmıştır. Günümüze gelindiğinde ise, tıbbi görüntülemenin sağlık alanındaki önemli konumunu açıkça görebilmekteyiz.

Tıpta ve tıbbi görüntülemede yaşanan bu gelişmeler, bu konu üzerinde yazılımların geliştirilmesini de tetiklemiştir. Yaşanan teknolojik gelişmelerle birlikte, oluşturulan yazılımların kullanıcıya sunduğu olanaklar da artmıştır. Başlangıçta tıbbi görüntüler, analog ortamda video görüntüsü olarak elde edilmiş ve video olarak ya da durağan görüntüler olarak kayıt edilerek sonra film ya da kağıtlara video yazıcılar aracılığı ile basılmıştır. Bu işlemlerin tamamı gerçek zamanlı olarak yapılmıştır. Bu nedenle de araştırma ve tanı koyma aşamasında hastanın da bulunması gerekli olmuştur. Bilişim teknolojilerinin (BT) gelişmesi, tıbbi görüntüleme alanında da beklenen etkiyi göstermiş ve gerçek zamanlı elde edilen görüntülerin sayısallaştırılması, bilgisayar ortamında saklanabilmesi, işlenebilmesi, yönetilebilmesi, arşivlenmesi ve bilgisayar ağına aktarılabilmesi ve paylaşılabilmesi olanaklı hale gelmiştir. Bu sayede, hastayla birebir etkileşim olmadan da araştırmaya devam edilebilmektedir.

Bilgisayar temelli cerrahi simülasyon eğitimi, cerrahi öncesi planlama ve beceri kazanma gibi alanlarda oldukça faydalıdır. Sanal gerçek simülatörler ile emme, delme, tutma, dikiş ve düğüm atma gibi cerrahi işlemlerin pratikleri yapılabilmektedir. Ancak bunların yapılabilmesini sağlamak için, simülatörler gerçek zamanlı çalışmalı, hasta organlarını detaylı ve gerçeğe yakın bir şekilde temsil edebilmeli, sayısal deformasyonları geri besleme yapabilmeli, çeşitli cerrahi operasyonları canlandırabilmelidir.



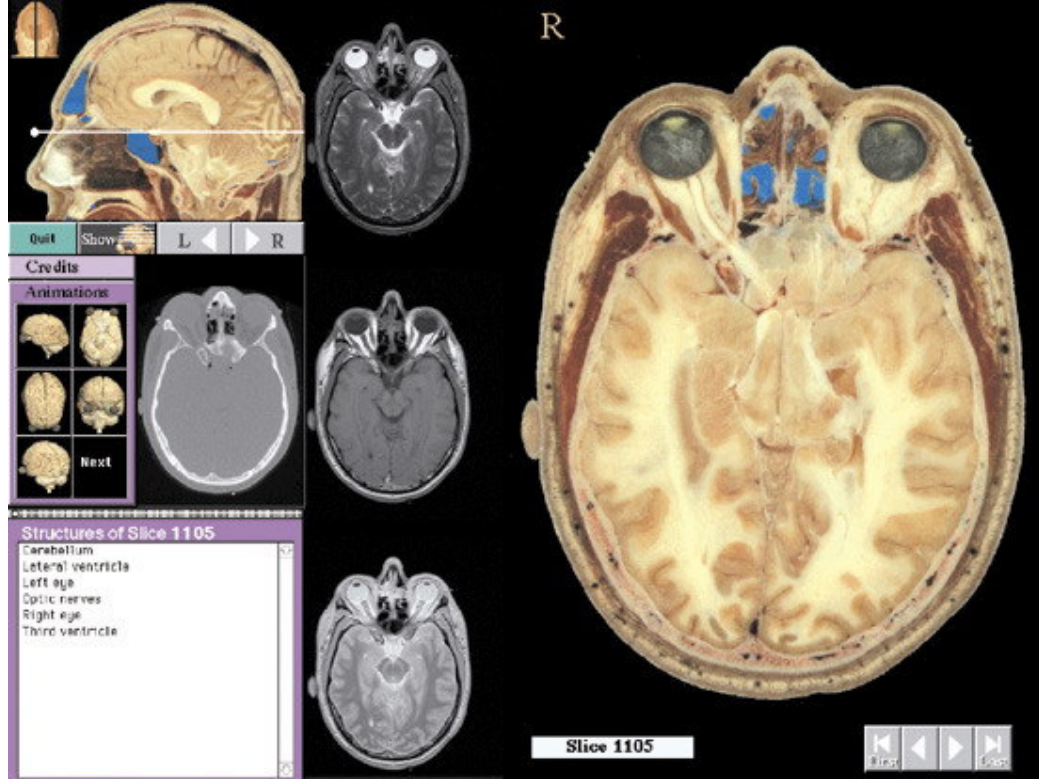
Şekil 1.1 Bilgisayarlı grafik modelleme [1]

Bilgisayarlı grafik modelleme, doku modelleme ve optik enstrüman kullanımındaki gelişmeler bilgisayar temelli cerrahi simülör uygulamalarının geliştirilmesinde büyük rol oynamıştır.

Bu tezde ele alınacak organ beyindir. Beyin üzerinde yapılan çalışmalarda iki tip bilgisayar-destekli modelleme yaklaşımı kullanılmaktadır. [1]

- Doğrudan hastadan alınan veri ile kurulan modeller
- Önceden hazırlanmış beyin atlaslarındaki verilerin hasta kayıtlarına uyarlanmasıyla kurulan modeller.

Günümüzde bu iki yaklaşım da kullanılmaktadır. Beynin öğrencilere öğretilmesinde önemli bir araç olarak kullanılan elektronik atlaslar yardımıyla, radyolojik görüntülerde beyin anatomisini ve dokuların fonksiyonlarını öğrenmek, aksiyel, koronal ve sagittal düzlemlerde kesitler alarak, beyindeki yapıların yerleşimi ve isimlerine ilişkin sınavlar yapmak olanaklıdır.



Şekil 1.2 MRI temelli elektronik atlaslar [1]

Bu konudaki öncü uygulamalar A.D.A.M., Brainstorm, Digital Anatomist, VOXEL-MAN isimli yazılımlardır. Geliştirilen ilk yazılımlardan olan A.D.A.M. yazılımı, Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi'nde 1993 yılından itibaren kullanılmaktadır. [1]

Sunulan tezde veri olarak beynin üç kesitte alınmış manyetik rezonans (MR) görüntüleri kullanılmıştır. MR görüntüleri yardımıyla beynin üç boyutlu (3B) uzayda tanımlanan bir koordinat sisteminde modellenmesi yapılmıştır. Daha sonra, kullanıcının beyne ait kesit görüntüleri seçmesine olanak tanınmış ve kullanıcının seçtiği kesit üzerinde hastalıklı olarak belirlediği dokuları çizim araçlarını kullanarak çizmesi sağlanmıştır. Kullanıcıdan alınan bu veriler ile beynin 3B modeli içerisinde, hastalıklı olan dokunun katı bir cisim olarak gösterilmesi sağlanmış ve bu hastalıklı dokunun beyin modelinin gösterildiği koordinat sistemine dönüştürmesi yapılmıştır. Elde edilen son görüntüde, hastalıklı dokunun beyin modelinin dış yüzeylerine olan uzaklıklarının belirlenmesi, hastalıklı dokuya ilişkin birtakım sayısal değerlerin ölçülmesi sağlanmıştır. Hastalıklı dokunun, beyin modeli içerisinde 3B olarak gösterilmesi ile cerrahi işlemlere başlamadan önce doktorun pratik yapabilmesi, problemi tam olarak görebilmesi amaçlanmış ve cerrahi işlemler sırasında beynin görebileceği olası zararlar bu şekilde en aza indirgenmek istenmiştir.

### 1.1 Tıbbi Görüntüleme Aşamaları

1895 yılından günümüze dek geliştirilen, tanı ve tedavilerde sıklıkla kullanılan önemli tıbbi görüntüleme cihazlarını şöyle sıralayabiliriz :

- X-ray cihazları (röntgen vb)
- Anjiyografi
- US (Ultrasound)
- MRI (Magnetic Resonance Imaging)
- CT (Computed Tomography)
- PET (Positron Emission Tomography)
- SPECT ( Single Proton Emission)
- Endoskopi Cihazları

#### 1.1.1 Görüntünün Elde Edilmesi

Tıbbi görüntüleme yöntemleri insan anatomisi, patoloji ve organların fonksiyonu ile bunlarda ortaya çıkan değişimlere ışık tutmaktadır. Günümüzde en sık kullanılan yöntem, X-ışını ile görüntülemedir. X-ışınları, vücutta dokulardan geçerken geçtiği dokunun özelliğine göre enerjisini kaybederek dokunun film üzerine değişik gri tonlarda projeksiyon edilmesini sağlar. CT, bir seri X-ışını ile görüntülerin alınması ve bu projeksiyonların matematiksel modellemelerle bir araya getirilmesi sonucu doku yapılarının uzaysal dağılımını gösterir. MRI ise bir manyetik alan ve radyo sinyalleri kullanılarak manyetik titreşim prensibi ile çeşitli görüntüler elde edilmesinde kullanılır. [1]

#### 1.1.2 Görüntü Bölümlendirme (Segmentation)

Bir görüntünün birtakım özellikleri bakımından homojen olan alt gruplarına bölünmesidir. Görüntü bölümlendirmesinin sayısal analiz, görüntüleme, sıkıştırma, bilgisayar destekli cerrahi uygulamalarında önemli bir yeri vardır. Bölümlendirme yöntemleri etkileşimli, yarı otomatik ve tam otomatik olarak üç gruba ayrılır. Bölümlendirme algoritmaları, görüntüdeki yoğunluk ve değişen dokusal özellikler üzerinde çalışır. Eşikleme (threshold), kenar belirleme, örüntü tanıma, yapay sinir ağları ve bulanık kümeleme gibi teknikleri ve bunların çeşitli kombinasyonlarını kullanırlar. Beynin doğru ve hassas bir şekilde bölümlendirilmesi

zor bir işlemdir. Genellikle bu yöntemlerin birkaç tanesi bir arada kullanılarak yapılır. [1]

### **1.1.3 Görselleştirme**

CT ve MRI veri grupları genellikle kesit görüntüler halinde görselleştirilir ve yorumlanır. Tanısal görüntülemedeki son gelişmeler ile çok algılayıcı CT ve daha hızlı MRI çekimleri, döngüsel (rotasyonel) X-ışını anjiyografisi gibi aletler kullanıma girmiştir ve bunlar yüksek çözünürlüklü hacimsel veri setleri kullanırlar. Bu tip veri setleri günümüzde tedavi açısında da önem kazanmaktadır. [1]

### **1.1.4 İnsan Bedeni Modellenmesi**

İnsan bedeni modellemesi, kestirim, değerlendirme, doğrulama yolu ile tanı ve tedavinin karar süreçleri için kullanılmaktadır. Kayıt aşamasında hastadan alınan veriler otomatik olarak modellenerek haritalanabilmektedir. Haritalama ve modelleme çalışmaları yöntemiyle beyinle ilgili çeşitli atlaslar yapılmıştır. Kağıt ortamındaki atlaslar son yıllarda yerini elektronik atlaslara bırakmışlardır. Bunlar 2 boyutlu ve 3 boyutlu görüntüler verebilen bilgisayar programlarıdır. Hazırlanış şekillerine göre MRI-temelli atlaslar, dondurularak kesit alınmış atlaslar gibi çeşitli atlaslar vardır. Bu atlaslardan en iyi bilineni Cerefy Elektronik Beyin Atlasıdır. Bu sistem 4 ayrı beyin atlasının bir veri tabanına aktarması ile elde edilmiştir. Veri tabanında yaklaşık 17 bin alan etiketlenmiştir ve beyin cerrahisi, nöroradyoloji ve tıp eğitiminde kullanılmaktadır. [1]

## **1.2 Modellerin Tıbbi Araştırmalarda ve Uygulamalarda Kullanımı**

### **1.2.1 İnsan Beyni Haritalaması (Beyin Atlası)**

İnsan vücudunun en gizemli organı olan beyin hakkında insanlığın bildikleri oldukça sınırlıdır. Amerikalı bilim adamları, 2003 yılında tamamladıkları ve "Beyin atlası" adını verdikleri insan vücudunun en karmaşık organı olan beynin sayısal haritasını çıkarmıştır. Beyin atlası, bir çeşit elektronik atlasır. Sayısal bir veritabanı olarak kabul edilebilecek bu çalışma sayesinde, insan beyninin çok yönlü işleyiş yöntemi çözülebilecek, hatta beyni görüntüleyerek patolojik mi yoksa normal mi olduğunu belirlemek olanağına kavuşulacaktır.

Araştırmalar açısından asıl önem gösteren konu insan beyni haritalamasıdır. Bu çalışmalar, davranışlarla beyin görüntülerinin arasındaki ilişkileri araştırmak için yapılmaktadır. Örneğin bir deneğin beyni görüntülenirken belli bir işlem yapması istenir ve bu sırada beyinde olan değişiklikler kaydedilir. Doğal olarak bu tip araştırmalar birden fazla denek üzerinde yapılır.

Bunun nedeni de farklı beyinleri karşılaştırmak için standart yaklaşımlara gerek olmasıdır. Bunun için;

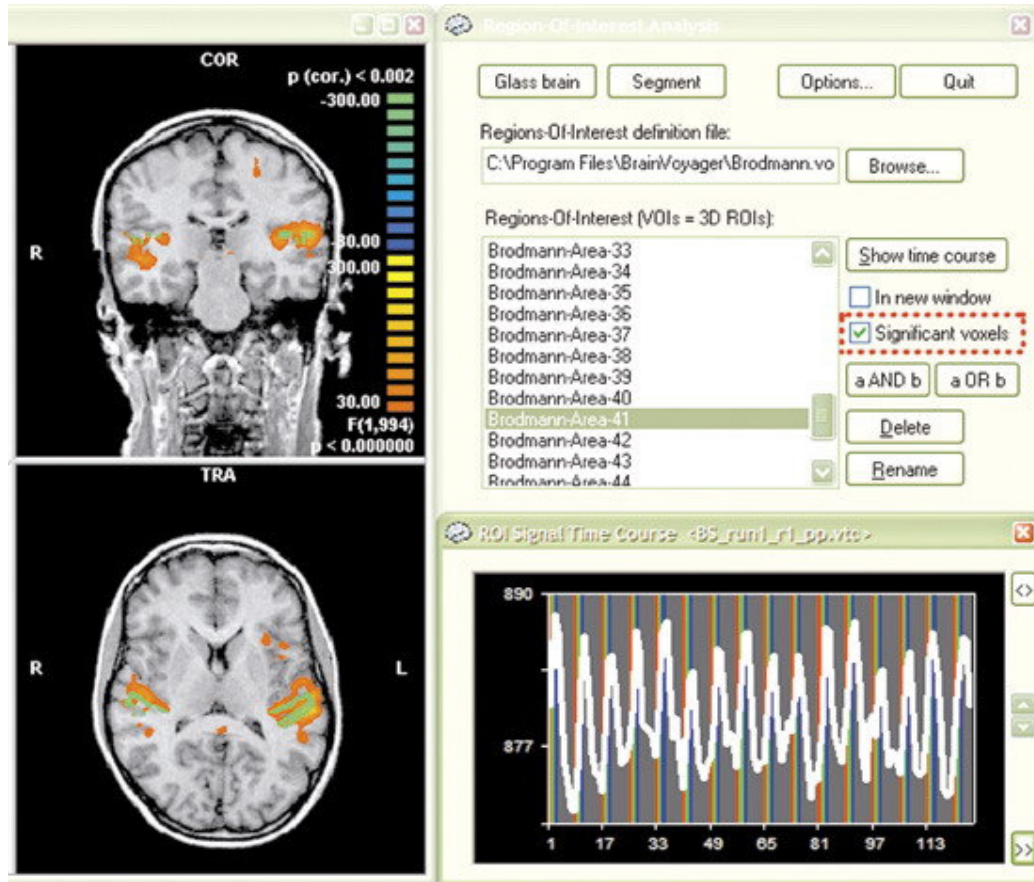
- Referans olarak kullanılacak standart bir beyin yapısı tanımlanır.
- Bir deneğin beyinde standart beyine eş düşen noktaları tanımlamak için gereken dönüşüm kuralları saptanır.
- Beyindeki belli noktaları tanımlayabilmek için bir koordinat sistemi oluşturulur.
- Tanımlanan işlemlere göre beyinin farklı bölgelerinde oluşan değişimler referans beyne göre yorumlanır. [1]

### 1.2.2 Görüntü Analizi

Sayısallaştırılmış görüntü verileri üzerinde çalışılarak görüntü işleme teknikleri uygulanarak bu sayede karar verme aşamasında kolaylıklar sağlanabilmektedir. Bu alandaki ilk çalışmalar, yapay zeka uygulamalarının bilgisayar kullanımlı otomatik tanı verebilmesi konusunda bir iyimserlik yaratmıştı. Fakat, çeşitli uygulamalardan bilgisayarın tek başına tanı koymasının olanaksız olduğu, buna karşın sadece bilgisayar destekli tanı koymanın daha doğru bir yöntem olduğu görüşü benimsenmiştir. Artık genelde de kabul edildiği üzere bilişim sistemleri, tanı koyma yerine doktorlara gerekli bilgileri sağlayarak kanıta dayalı tanı koymada da önemli bir yardımcı olarak kullanılmaktadır.

Bugün en iyi bilinen model-zenginleştirilmiş nöroradyoloji sistemi, internet üzerinden kullanımı da destekleyen Cerefy Neuroradiology Atlas'tır (CNA). Bu uygulama morfolojik ve fonksiyonel etiketlemeler yaparak, anatomik ve fonksiyonel çalışmaları görüntüleyerek nöroradyologların beyin kesitlerinin yorumlamasını hızlandırmaktadır. Atlasın bir diğer faydası da doktorun tarama sonucu elde ettiği bulguları, diğer hekimlere aktarmasını sağlamasıdır. CNA, görüntü üzerinde yazı yazılmasını, özel ilgi alanlarını işaretlenmesini ve çeşitli ölçümlerin aktarılmasını destekler. İşaretlenmiş ve üzerinde notlar alınmış kesitler DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) ve XML formatlarında kaydedilip saklanabilir. DICOM, tıbbi görüntülerin paylaşılması ve gösterilmesi için kullanılan bir standarttır. XML, verinin tanımlanması için kullanılan bir işaretleme dilidir. XML belgelerinin yapısı tamamen kullanıcı tarafından oluşturulur ve oluşturulan bu yapı ile belgeler kendilerini tarif edebilen bir yapı halini alırlar. Bu sayede kesitlerin Sayısal Veri Depolama ve İletişim Sistemleri PACS (Picture Archiving and Communications System) da arşivlenmesi ve web uygulamalarında kullanılması olanaklı olur. PACS, panoramik ve lokal

radyolojik görüntülerin sayısal olarak elde edilmesi, arşivlenmesi ve iletilmesi işlemlerini gerçekleştiren bir sistemdir. Bu 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 imkan tanır. Bu araçlar kullanılarak nöroradyolog tarafından yorumlanmış kesitler, diğer klinisyenlere ve tıp öğrencilerine aktarılabilir. Sonuç olarak nöroradyolojide beyin atlaslarının kullanımı ile etiketleme, üç-boyutlu kesitler alabilme, çok-modlu fonksiyonel görüntüler ile ilgili alana ait patolojinin anatomisinin gösterilmesi görüntünün yorumlanma süresini kısaltır. Yorumlanmış görüntüler, hekimler ve tıp öğrencileri arasında paylaşılabilir. Nöroradyoloğun anatomi ve çok-boyutlu ilişkilere ait bilgiler sayesinde tanı vermedeki doğruluğu artar. Nöroanatomi ve beyin kesitlerinin yorumlanmasını öğrenme açısından faydalar sağlar.



Şekil 1.3 Görüntü yorumlanması [1]

### 1.2.3 Sanal Modellerle Beyin Cerrahisi

Sanal Gerçeklik (VR, Virtual Reality) yöntemiyle gerçekleştirilen simülasyonlar, önceleri teknoloji eğitimlerinde kullanılmıştır. Simülatörlerin bu alandaki kullanımlarında başarılı

sonuçlar elde edilmesi, cerrahi eğitimi ve planlanmasında kullanımlarına da önayak olmuştur. Özellikle günümüzde bilgisayarlı grafikleme, doku modelleme ve optikteki ilerlemeler, bilgisayar temelli cerrahi simülatör uygulamalarının geliştirilmesinde büyük rol oynamıştır. Bir beyin cerrahı operasyona başlamadan önce, hastaya ait verinin kullanımı ile canlandırılmış bir bilgisayar modeli üzerinde yapacağı uygulamayı simüle edebilmektedir. Böylelikle daha güvenli ve etkin cerrahi yaklaşımlar planlanabilmekte ve operasyon odasında daha az zaman kaybı olmaktadır.

### 1.3 Tezin Amacı

Sunulan tezin amacı, beynin 3B modelinin oluşturulması ve hastalıklı dokuların 2B ortamda işaretlenerek 3B modele taşınması ile beyin modeli içerisinde gerçek konumlarında gösterilmesidir. Bilişim teknolojilerindeki ilerlemeler ve yeni araçların oluşturulması, görüntüleme yazılımlarının gelişmesini hızlandırmıştır. Bu gelişmelerle birlikte, çeşitli görüntüleme teknikleri geliştirilmiştir. Bu tekniklerden bazıları, nesnelerin sadece dış yüzeylerinin modellenmesini sağlar. Bu modellemede, nesnelerin iç kısımlarında taşıdığı bilgi kullanılmaz. Bu tezde de olduğu gibi, nesnelerin içlerinde taşıdıkları bilgilerin de gösterimi gerekli ise, böyle bir modellemeye imkan tanıyan teknikleri kullanılır. Bu tezde, beynin hem dış yüzeyin, hem de iç hacminin 3B modellemesi yapılacaktır. Elde edilen model, oluşturulacak bir yazılımla bilgisayar ortamında gösterilecektir. Yazılımda temel CAD çizim komutları sunularak hekimin, cerrahi uygulamadan önce hastalıklı dokuları belirlemesi sağlanacaktır. Hekim belirlediği bu dokuları 2B ortamda görüntü üzerinde işaretleyerek kaydedebilecek, daha sonra 2B işaretlenmiş görüntüleri tekrar 3B ortama aktararak dokunun 3B modelini görebilecektir. Yazılım, bu 3B hastalıklı doku modelini, beyin modelinin koordinat sisteminde uygun koordinatlara otomatik olarak yerleştirecektir. Bu sayede asıl tedaviye geçmeden önce, cerrahi uygulamanın simülasyonu sağlanabilecektir. Ayrıca koordinatlı model üzerinde mesafe ölçümleri yaparak, hastalıklı dokunun konumu gerçeğe yakın bir şekilde belirlenebilecek ve bu belirleme de cerrahi uygulamayı kolaylaştıracaktır.

İnsan beynine yapılan cerrahi uygulamalarda en büyük problem, uygulamanın yapılacağı dokunun yerinin tam olarak bilinmemesi ve bu dokunun araştırılması sırasında beyindeki diğer dokulara zarar verilebilmesidir. Bu tür zararlar, hastanın cerrahi uygulama sonrasında yaşamsal faaliyetlerine eskisi gibi devam edememesini sağlayabilecek kadar önemli sonuçlara yol açabilir. Bu nedenle, uygulamanın yapılacağı dokunun konumunun tam olarak belirlenmesi ve doğrudan o konuma etki edilmesi cerrahi uygulamalarda önemli bir adım

oluşturmaktadır.

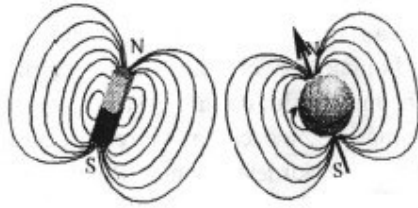
Cerrahi uygulamayı yapacak olan hekimin, hasta beyninin 3B modelini görmesi, uygulama öncesi yapılacak pratik uygulamalarda hekime büyük faydalar sağlayacaktır. Ancak bu da tek başına yeterli olmayabilir. Hekim MR görüntülerine birer birer bakarak hastalıklı dokuları kendi bilgi ve deneyimlerine dayanarak belirleyebilir. Ancak bu dokuların 3B model üzerinde canlandırılması, hekimin olayı daha iyi görebilmesi ve tanımlayabilmesi açısından önemli bir adım oluşturur. İşte bu amaçla, oluşturulan yazılımda, hekimin beyin MR görüntülerine 2B ortamda etki edebilme olanağı tanınacaktır. Hekim her görüntüyü birer birer inceleyerek hastalıklı dokuları temel CAD çizim elemanları ile işaretleyebilecek, daha sonra işaretlediği tüm dokuların 3B model üzerinde görünümüne de ulaşabilecektir. Yazılımda, 2B görüntüler üzerinde yapılan doku belirlemeleri saklanabilecek ve dokuların 3B model üzerinde gösterimi otomatik bir şekilde yapılabilecektir. Bu sayede hekime, tam olarak beynin neresine etki etmesi gerektiği net bir şekilde sunulabilecektir. Hastalıklı dokuların belirlenmesinin yazılım tarafından otomatik bir şekilde yapılmaması, bunun yerine hekime sayısal ortamda da tanı koyabilme imkanı tanınması tıbbi görüntülemeye yeni bir aşamayı da beraberinde getirmektedir. Bu aşama hekimin bilgi ve deneyimlerinin, bilişim teknolojilerinin sunduğu kolaylıklar ve hız ile bir arada kullanılabilmesini ve sonuç olarak da hekimin daha doğru cerrahi uygulama olanağına sahip olmasını, cerrahi uygulamalarda daha iyi ve doğru sonuçlar elde edilebilmesini sağlayacaktır.

## 2. MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME (MRG)

Manyetik Rezonans Görüntüleme, son yıllarda tıp dünyasında yaygınlık kazanmış ve görüntülemede yeni bir çığır açmış en modern teknolojilerden biridir. Özellikle yumuşak dokuları göstermedeki keskinliği pek çok hastalığın kesin ve doğru biçimde görüntülenebileceği bu teknikle, ayrıca hiçbir girişim yapmadan ya da ilaç kullanmadan damarların gösterilebilmesi bazı durumlarda konvansiyonel anjiyografi gerekliliğini ortadan kaldırmaktadır. MR anjiyografi tüm vücut damarsal yapılarını göstermede kullanılabilir. Bunun yanı sıra MRG ile fonksiyonel görüntüler, üç boyutlu ve hareketli (Cine) görüntüler de olanaklı olmaktadır. MR fizik prensibi olarak manyetik alan gücünden yararlanarak görüntü elde ettiği için zararlı olabilecek X ışınları içermemektedir. Bu özelliği ile de bebeklerde ve hamile bayanlarda tanısal amaçlı kullanılabilir. Radyolojik tanı yöntemleri içinde, yumuşak dokuları birbirinden en iyi ayıran yöntem MRG yöntemidir. (Tuncel, 2004)

### 2.1 MRG'nin Temel Fiziksel İlkeleri

Atom çekirdeğinin temel yapıları olan proton ve nötronlar kendi aksları etrafında dönerler. Buna spin hareketi adı verilir. Bu özellikleri nedeniyle protonlar manyetik bir çubuk gibi davranırlar ve çevrelerinde doğal olarak bir manyetik alan meydana gelir.

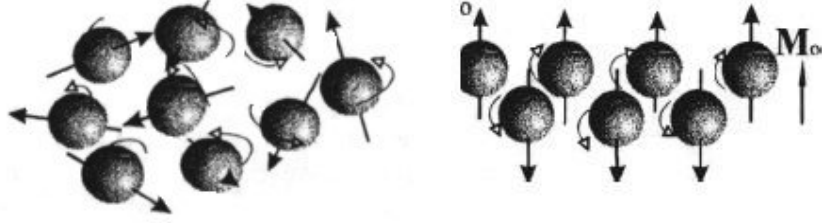


Şekil 2.1 Elektronların spin hareketleri sonucunda etraflarında manyetik alan oluşturmaları (Özkan, 2005)

Hidrojen atomu, çekirdeğinin tek protondan ibaret olması nedeniyle güçlü manyetik alana sahiptir. İnsan vücudunda bol miktarda bulunan bu çekirdek sinyal kaynağı olarak idealdir.

Protonlar, dokularda normalde birbirinin etkisini ortadan kaldıracak şekilde rastlantısal olarak dizilirler. Bu nedenle vücudun manyetizasyonu sıfırdır. İncelenecek vücut kesimi güçlü bir manyetik alan içerisine konduğunda, bu protonlar küçük demir çubukların manyetik alanda davrandıkları gibi, manyetik alan vektörüne paralel konuma geçerler. Ancak bu paralellik hareketsiz bir duruş değil, dış manyetik alan vektörü çevresinde topaç gibi bir dönüşle

birliktedir. Bu dönüş de yalpalama (presesyon) adı verilir. Protonların presesyonlarının frekansı manyetik alanın gücü ile doğru orantılıdır.

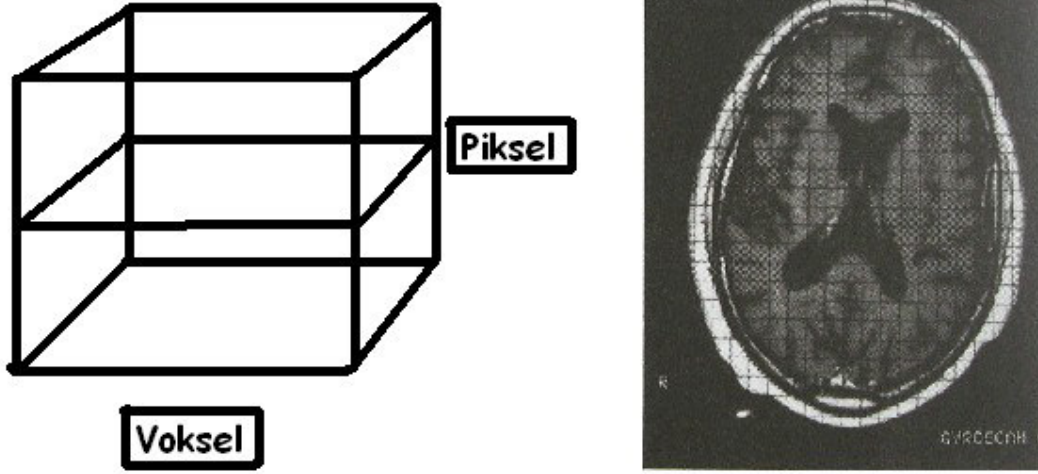


Şekil 2.2 Solda manyetik alan uygulanmadan önce protonların rasgele yönlere dönüş yapması, sağda manyetik alan içerisine yerleştirilen protonların manyetik alan yönünde veya tersi yönünde hareket etmesi (Özkan, 2005)

Yalpalama hareketi (presesyonel hareket), manyetik rezonans olayının temelidir. Yalpalama olmadan protonları etkilemek olanaksızdır. Protonları etkileyebilmek için önce onları manyetik alan içerisine koyarak yalpalama, başka bir deyişle titreşim hareketi yaptırmak gerekir. Ancak bu durumdaki protonlar dışarıdan gönderilecek titreşim frekansındaki bir radyo dalgasıyla (RF) rezonansa girebilirler.

Radyo dalgası ile uyarılan bu protonlar, manyetik alan vektörüne paralel olan konumlarından saparak vektörle bir açı yaparlar. Radyofrekans (RF) kesildiğinde ise tekrar eski konumlarına dönerler. Bu süreçte yaptıkları titreşim (tıpta spin hareketi de denilir) sonucu alternatif akım şeklinde saptanabilen bir sinyal yayarlar. İşte MR görüntülemeye kullanılan sinyal budur.

MR görüntüsü devamlı şekilde büyütülürse, en sonunda bir takım karelere ulaşılır. Bu kareler, bilgisayarın görüntü oluşturmak için kullanmak zorunda olduğu voksel ve piksellerdir. Voksel, sinyalin alındığı esas doku volümüdür. Piksel ilse ekrana yansıyan iki boyutlu alandır ve vokselden kaynaklanan sinyal, ekranda (görüntüde) piksele düşen alanda, parlaklık (intensite) olarak yansır. (Konez) [2]



Şekil 2.3 Voksel, sinyalin alındığı dokunun volümüdür; piksel ise ekranda vokselten kaynaklanan sinyalin temsil edildiği alandır. MR görüntüsü büyütüldüğünde bu karelere ulaşılır. [2]

Görüntüdeki sütun ve satır sayıları, görüntü matrisini (image matrix) belirler. Günümüzdeki çoğu MRG sistemlerinde, matris genellikle 128 x 256, 192 x 256 veya 256 x 256'dır. Görüntü oluşturmak için kullanılan piksel sayısı arttıkça, görüntüdeki detay (mekansal çözünürlük) artmaktadır.

## 2.2 MRG' de Görüntü Nasıl Oluşur?

RF vererek manyetik alandan sapıtılan protonların manyetik alana dik bir düzleme (x-y düzlemi) yatırıldığı varsayılacak olursa, yani protonların, manyetik alan vektöründen  $90^\circ$  saptıracak bir RF etkisi uygulanmış olsun. RF gönderim işlemi kesildiğinde ne olur? Düzleme yatırılan milyonlarca proton, sinyal kesildiğinde aynı fazla titreşime başlar. Bu başlangıç sinyalin en güçlü olduğu noktadır. Çünkü tam manyetik çubuklar (protonlar),  $90^\circ$ 'de en yüksek enerji seviyesindedir ve hepsi birden aynı fazda hareket ederek çok güçlü bir manyetik alan oluşturur. Bu güçlü manyetik alanın dönmesi ise yüksek bir alternatif akım yaratır.

Zaman geçtikçe, presesyonla birlikte başlayan protonların dönüş hızları, çevrelerindeki manyetik alanın küçük farklılıklarından etkilenecek değişmeye başlar. Bu farklılık, blok olarak dönen protonların gittikçe dağılmasına neden olur. Protonların dağılması, üretilen alternatif akımın (sinyalin) zayıflamasına yol açar. Protonların dağılımı bir daire oluşturup tümüyle farklı fazlarda dönmeye başladıklarında (başka bir deyişle defaze olduklarında)

sinyal biter.

Sinyalin zayıflaması sadece bu olaya bağlı değildir. RF'nin kesilmesiyle başlayan presesyonla, protonlar x-y düzleminden gittikçe küçülen daireler çizerek başlangıç konumlarına dönerler. Başlangıç konumuna yaklaştıkça da x-y düzlemindeki izdüşümü küçüleceğinden, sinyalin gücü azalacaktır. Protonlar başlangıç konumlarına gelmeden önce daima defaze olurlar, yani sinyalleri biter.

Her voksel içerisindeki protonların, içinde bulundukları ortama göre başlangıç konumlarına gelme ve defaze olma süreleri değişiktir. Protonların eski konumlarına gelme sürelerine T1, defaze olma sürelerine ise T2 süreleri denilmektedir. T1 süresi, T2 süresinden daima daha uzundur.

MR görüntüleri, dokulardaki protonların miktarı ile birlikte T1 ve T2 değerlerindeki farklılıklardan oluşturulur. Doku ve lezyonların, su içerikleri (proton yoğunluğu) ve protonların T1 ve T2 süreleri farklıdır. Görüntü oluşturulurken bu üç parametre de kullanılır. Bu üç parametre ile elde edilen tek görüntü de yeterli değildir. Genellikle incelenen bölgenin bu parametrelerden her birinin ağırlıklı olarak kullanıldığı üç ayrı görüntüsü elde edilir. Bu görüntülere, T1 ağırlıklı, T2 ağırlıklı ve proton ağırlıklı görüntüler denilmektedir. T1 ağırlıklı görüntüler anatomiye, T2 ağırlıklı görüntüler patolojiye çok iyi gösterir. Proton ağırlıklı görüntüler, T2 ağırlıklı görüntülerin yan ürünüdür ve üretmek için ayrı bir zamana gereksinim yoktur. Anatomiye çok iyi görüntüleyen proton ağırlıklı görüntülerin tanıya katkıları azdır. Asıl önemli olan görüntüler T1 ve T2 ağırlıklı görüntülerdir.

Bu görüntülere, spin eko (SE) görüntüleri denir. SE görüntüleme, MRG'nin ana görüntüleme yöntemidir. Rutin olarak kullanılır. Ancak inceleme süresinin kısaltılması gerektiğinde, gradyent eko (GE) yöntemleri kullanılmalıdır. Yağ baskılama, perfüzyon, difüzyon gibi değişik amaçlara göre hazırlanmış, farklı darbe (puls) sekanslarının varlığı, MRG'yi başlı başına bir uzmanlık alanı haline getirmiştir. (Tuncel, 2004)

### 2.2.1 Sinyalin Kaydedilmesi

Dokudan elde edilen sinyalin bilgisayarda kaydı, belli zaman aralıkları ile genlik ölçümü şeklinde yapılmaktadır. Bu ölçüm yapılan noktalara, örnekleme noktaları (sample points), bu işlemin yapıldığı sürece ise, örnek toplama süreci (sampling time) denilmektedir. Bir eko-sinyal süresince yapılan örnekleme nokta sayısı, dalgayı doğru olarak tanımlamak için, her dalgaya en az iki ölçüm noktası şeklinde düzenlenmelidir (bir tepe, bir dip nokta olacak

şekilde). Bu işlem kural olarak zamana karşı eşit aralıklarla yapılır.

Birbirini takip eden örnekleme noktaları arası, örnekleme arası (sampling interval) olarak adlandırılır ve bu süre 5 mikro saniye gibi kısa olabileceği gibi, 100 mikro saniyeden daha uzun da olabilir. Genellikle örnekleme nokta (sample points) sayısı 512'dir. (Bu sayı 128 ile 1024 arasında değişmektedir.)

Örnekleme süresi (sampling time), 1 mikro saniye kadar kısa olabileceği gibi, 30 mikro saniye kadar uzun da olabilir; bu süre örnekleme arasına ve örnekleme sayısına bağlıdır. Eğer örnekleme arası 20 mikro saniye ve örnekleme sayısı 256 ise, örnekleme süresi 5,12 mikro saniye olacaktır.

Örnekleme süresine bağlı olarak elde edilen görüntünün kalitesi, belirgin şekilde değişmektedir. Bu, elde edilecek SNR (sinyal – gürültü oranı, signal-to-noise ratio) değeri ile ilişkilidir. Örneklemenin uzun olması, SNR değerini artırırken, kısa olması SNR değerini düşürür. NEX (işlem sayısı, number of excitation) değerinin artırılması ile SNR değerinin artışı, bu sürenin artışı ile olur. [2]

### 2.2.2 Sinyal Kaynağının Anlaşılması

Sinyalin nereden geldiğinin anlaşılması için, ana mıknatısa göre çok daha küçük güçte olan gradyent sargılar (gradient coil) kullanılır. Bunların temel çalışma prensibi, mıknatıs içindeki manyetik alanı kademeli biçimde düşürmek ve artırmaktır. Ana mıknatısın oluşturduğu manyetik alan gücüne eklenen ilave bir manyetik alan oluşturur; ana mıknatısın oluşturduğu manyetik alanı kademeli olarak azaltır veya artırır. Buna bağlı olarak protonlar farklı manyetik alanlara maruz kalacaklarından, farklı salınım frekansları gösterirler. Bu gradyent sargılar sayesinde, mıknatıs içindeki bir voksel birimini bir diğerinden ayırabiliriz. Bunu yaratmak için ilk önce kullanılması gereken; kesit-belirleme gradyentidir. (Slice-selection gradient) [2]

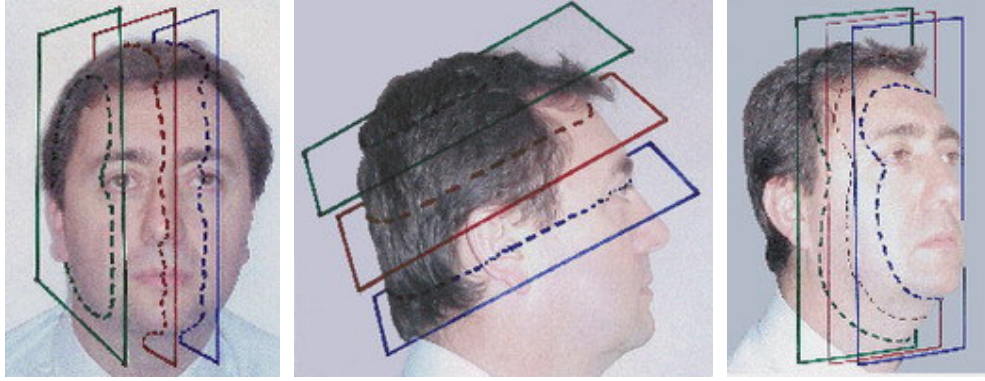
#### 2.2.2.1 Kesit – Belirleme

Gradyent sargısı uygulandığı eksen boyunca mıknatısın gücünü kademeli bir şekilde bir yöne doğru artırırken, diğer tarafa doğru da düşürmektedir. Kullanılan bu gradyent sargılar, mıknatısın gücünü değiştirir. Ancak bu ana mıknatıs gücü ile karşılaştırılırsa %0.01 kadar küçük değerlerdedir. Gradyent sargıların yapıları, mıknatıs tipine göre değişiklikler göstermekle birlikte çalışma sistemi hepsi için aynıdır. Z eksenini boyunca gradyent sargısı uygulayacak olursak, aksiyel olarak vücut alanları değişik oranlarda mıknatıs etkisinde

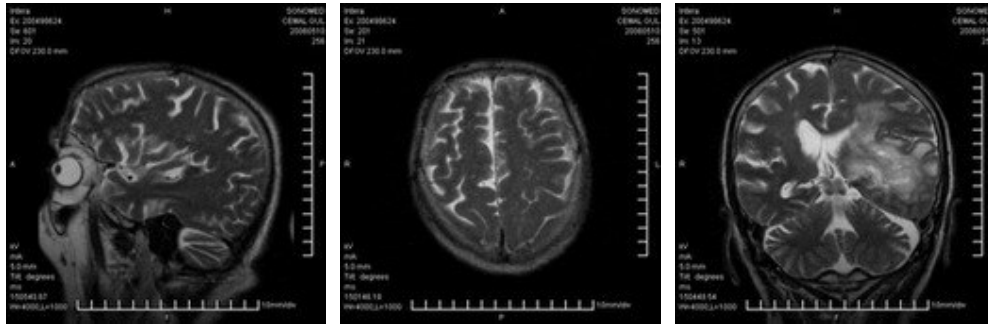
kalacağından, aksiyel kesitler halinde protonlar farklı frekanslarda salınım göstereceklerdir. Kesitin nerde olduğunu anlamak için, gradyentin merkezi (0) gradyent, merkezden bir yöne doğru (-) gradyent, diğer yöne doğru ise (+) gradyent olarak ayarlanır. Bu sayede mıknatıs merkezindeki protonlar, ana mıknatısın gerçek etkisi ile, merkezden bir yöne doğru gittikçe protonlar (+) gradyent ve ana mıknatıs etkisi ile, merkezden diğer yöne doğru gittikçe de, protonlar (-) gradyent ve ana mıknatıs etkisi ile salınım göstereceklerdir.

RF darbenin salınım hareketi yapan protonları etkilemesi ise salınım frekansı ile aynı frekansta olmalıdır; dolayısıyla Z ekseninde gradyent çalışıyor iken, RF darbe gönderdiğimizde sadece bir aksiyel kesit içine giren protonlar etkilenecek, bu aksiyel kesit dışındaki protonlar ise bu RF darbesinden etkilenmeyecektir. RF darbenin frekansını değiştirdiğimizde ise bu sefer farklı bir aksiyel kesit içindeki protonlar etkilenecektir. Artık, bu sayede mıknatıs içine konulan dokudan sinyal alındığında, bu sinyalin hangi aksiyel kesitten geldiği bilinebilir.

Gradyent sistem, her üç boyutta da çalışabildiği için hasta pozisyonu değiştirilmeden, sadece çalışacak olan gradyent değiştirilerek, koronal ve sagittal planda inceleme yapılabilir. Bu imkan, MRG' de çoklu planda inceleme imkanının temelini oluşturur. Gradyent sargı sayesinde kesit belirlendikten sonra, RF darbe uygulamaları ile elde edilen sinyaller ile bu kesit görüntüsü oluşturulur. Kesit-belirleme gradyenti ile elde edilen sinyal, bilinen bir kesitten gelir; ancak hangi vokselde geldiği veya elde edilen sinyale hangi pikselin ne oranda katıldığı bilinmemektedir. (RF darbe uygulamaları ile elde edilen sinyal, kesit içine giren tüm vokseller tarafından oluşturulur.) Bu amaçla, kesit belirleme gradyentine dik planda (kesite paralel) çalışan bir diğer gradyent sisteme gereksinim vardır, bu gradyente frekans-kodlama gradyenti (Frequency-encoding) denilmektedir. [2]



Şekil 2.4 Solda sagital kesit görüntüsünün alınması, ortada aksiyal kesit görüntüsünün alınması, sağda koronal kesit görüntüsünün alınması [3]



Şekil 2.5 Solda sagittal kesit MR görüntüsü, ortada aksiyal kesit MR görüntüsü, sağda koronal kesit MR görüntüsü

#### 2.2.2.2 Frekans – Kodlama

Sinyalin hangi kesitten geldiği artık bilinmektedir; ancak bunun kesitin neresinden geldiğinin belirlenmesi için, kesit-belirleme gradyentine dik eksen boyunca frekans-kodlama gradyenti çalıştırılır. Bu gradyent, sinyalin alındığı anda çalıştırılır ve aynı kesit-belirlemede olduğu gibi, çalıştığı ekseninde güçlü bir manyetik alanın gücünü gradyent gücü ile orantılı olarak negatif ve pozitif olarak kademeli bir biçimde değiştirir.

Bu gradyente bağılı olarak, kesitte farklı salınım frekansları gösteren kolonlar oluşur. Ancak kolonlar arasındaki salınım frekansları değiştirildiğinde, bu kolonlar arasında “in-phase” (iç faz) bozulur. Bunu engellemek için, bu uygulamadan önce “dephaser” (faz bozma) olarak adlandırılan uygulama yapılır. Bu sayede, sinyalin kaydının yapıldığı anda kolonlar arasında “in-phase” ile birlikte, kolonlar arasında frekans farklılıkları sağlanır. Bu durumda elde edilen sinyal, tek bir sinyal olmakla birlikte, farklı frekansları içeren karmaşık bir yapı gösterir. Bu

karmaşık sinyali çözümlemek, yani sinyalde hangi frekansların hangi genliklerde olduğunu anlamak olanaklıdır ve bu işlem Fourier dönüşümü olarak bilinir.

Elde edilen sinyalde, hangi frekansların ve bunların ne genlikte oldukları bu sayede anlaşılabilir ve frekans-kodlama gradyentinin hangi kolona hangi şiddette etki ettiği bulunabilir. Buna göre sinyale hangi kolonun ne oranda katıldığı da anlaşılabilir.

Kesit-belirleme ve frekans-kodlama gradyentleri ile, kesit ve kesit içerisindeki kolonlar artık birbirinden ayrılmış durumdadır. Ancak, matris voksellerden oluşmaktadır ve sinyalin hangi sıradan kaynaklandığı henüz bilinmemektedir. Bu amaçla MRG'nin ilk yıllarında frekans-kodlama gradyenti hasta çevresinde dönerek çalıştırılıp üçüncü boyut elde edilmiştir. Bu yöntem ilk olarak Dr. Auterbur tarafından kullanılmıştır ve "Zeugmatography" olarak adlandırılır.

Ancak daha sonra bu teknik bırakılmış ve 2B Fourier dönüşümü olarak bilinen yeni bir teknik geliştirilmiştir. Bu teknikte üçüncü boyut için, üçüncü bir gradyent sistem kullanılır ve buna faz-kodlama gradyenti denilir. [2]

### 2.2.2.3 Faz Kodlama

Üçüncü boyutta (kesit-belirleme ve frekans-kodlama gradyentlerine dik olarak) çalışan faz-kodlama gradyentinin çalışma ilkesi, diğer gradyent sistemlerinden farklı görünse de, temel ilke her gradyent sistem için aynıdır. Bu gradyentin gücü, her sinyal kaydıyla kademeli biçimde değiştirilmektedir. İlk sinyal kaydında (+) yönde maksimum güçte çalıştırılırken, son sinyal kaydında (-) yönde maksimum güçte çalıştırılır. Frekans-kodlama gradyentinin veya kesit-belirleme gradyentinin santralinde gradyent gücünün sıfır olması gibi, faz-kodlama gradyentinin bu kademeli uygulamasının da ortasında elde edilen gradyentin gücü sıfırdır.

Faz-kodlama gradyentinin esas amacı, kesit içindeki sıralar arasında faz değişimi (şifti) oluşturmaktır. Gradyent uygulamadan önce "in-phase" konumunda olan ve ana mıknatıs gücünün görece olarak homojen manyetik etkisi ile aynı frekansta salınım yapan protonlar, faz-kodlama gradyenti kısa bir süre çalıştırılıp kapatıldığında, yine ana mıknatıs etkisiyle aynı frekanslarda salınım gösterirler; ancak uygulanan faz-kodlama gradyentinin gücüne bağlı olmak üzere sıralar arasında faz değişimi oluşur. [2]

### 2.2.2.4 K-Space ve 2B Fourier Dönüşümü

K-space (veri matrisi), sinyal kaydı yapıldıktan sonra gerçekleştirilen ilk işlemdir. Bu matris, Kx ve Ky koordinatlarından oluşur ve her sinyal kaydı bir sıraya yerleştirilir. En üstte ilk

sinyal kaydı, en altta ise en son sinyal kaydı yer alır. İlk sinyal sırasında faz-kodlama gradyenti (+) yönde maksimum güçte çalıştırılır; buna bağlı olarak elde edilen sinyal genliği çok düşük olur. Kademeli biçimde, gradyentin faz-kodlama gücü azaltılıp, sinyal kaydına devam edilir. Ortadaki sinyal kaydında faz-kodlama gradyentinin gücü sıfır olduğundan, elde edilen sinyalin genliği maksimum; son sinyal kaydında ise gradyentin gücü (-) yönde maksimum güçte çalıştırıldığından yine faz değişimi belirgin ve sinyal genliği çok düşük olmaktadır.

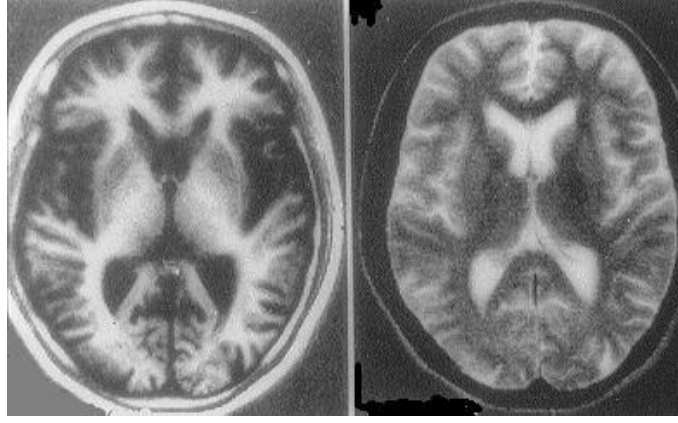
Veri matrisi elde edildikten sonra, ilk önce her sıra Fourier dönüşümü işleminden geçirilir. Fourier dönüşümü ile sinyalde hangi frekansın ne oranda olduğu anlaşılır. Daha sonra, bu kez her kolon dönüşümünden geçirilir. Sonuçta, artık dokudan elde edilen çok sayıda sinyal ile vokseller birbirinden ayrılabilir ve sinyalin geldiği konuma bağlı olmak üzere bunlar piksellere parlaklık olarak yerleştirilebilir. [2]

### **2.2.3 T1, T2 ve Proton Ağırlıklı Görüntülerin Elde Edilmesi ve Tanınması**

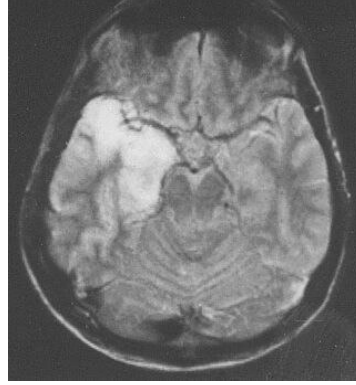
Bu görüntüleri oluşturmak için, gönderilen RF darbe arasındaki süre (TR) ve sinyal dinleme süreleri değiştirilir. Bu değerler, MR kesitlerinde görüntülerin kenarlarında belirtilirler.

T1 ağırlıklı görüntüler elde etmek için RF darbesi arka arkaya kısa aralıklarla göndermek (kısa TR), sinyal dinleme süresini de kısa tutmak (TE) gereklidir. (TR = 500 msn, TE = 15 msn gibi). T2 ağırlıklı görüntüler elde etmek için TR ve TE süreleri uzun olmalıdır. (TR = 2000 msn, TE = 90 msn gibi). Proton ağırlıklı görüntüler elde etmek için uzun TR ve kısa TE değerleri kullanılmalıdır. (TR = 2000 msn, TE = 15 msn gibi).

MR sekanslarını tanımanın bir yolu da, su, yağ gibi temel dokuların görünümlerine bakmaktır. T1 ağırlıklı görüntülerde su siyah, yağ beyaz görünürken; T2 ağırlıklı görüntülerde su beyaz, yağ ise beyaza yakın gri tonlarda görünecektir. Proton ağırlıklı görüntülerde ise su beyaza yakın gri tonda, yağ ise parlak beyaz görünür. (Tuncel, 2004)



Şekil 2.6 Solda T1 ağırlıklı MR kesitinde beyaz ve gri maddeler gerçek anatomideki gibi görünmektedir. Sağda T2 ağırlıklı kesitte beyaz madde gri maddeye oranla, anatomidekinin tersine daha koyu gri görünmektedir. (Tolun, Minareci, 2002)



Şekil 2.7 Proton yoğunluklu kesit

### 2.3 MR Cihazının Temel Parçaları

MR cihazı, üç parçadan oluşur :

#### 2.3.1 Veri Toplama Bölümü :

Bu bölümün ana parçası çok güçlü manyetik alan üreten mıknatıslardır. Genel amaçlı MRG'lerin manyetik alan gücü genellikle 1.0-1.5 Tesla civarındadır. Ortasında hastanın içine sokulduğu bir tüneli vardır. İçlerinde, kesit alabilmek için ana manyetik alanı kontrollü olarak hafifçe değiştiren ek sargılar bulunur. Bu sargılara gradyent sargılar denilmektedir. Üç düzlemde yerleştirilmiş bu sargılar sayesinde, hastanın pozisyonunu değiştirmeden her üç düzlemde de kesit alınabilir. Veri toplama bölümünün diğer çok önemli parçası RF sargılarıdır. RF sargıları, RF darbesini gönderen ve sinyalleri dinleyen cihazlardır. İncelenen bölgeye ne kadar yakın yerleşirlerse, veriler o kadar hassasiyetle elde edilir. Bu

nedenle incelenecek her bölgeye göre hazırlanmış RF sargıları vardır. İncelenecek bölgeye, RF sargısı yerleştirildikten sonra, hasta mıknatısın tüneli içerisine sokulur. (Tuncel, 2004)

### **2.3.2 Bilgisayar Sistemi**

Cihazların içerisinde gelişmiş bilgisayar sistemleri bulunmaktadır. Veriler, bu bilgisayarlarda işlenerek görüntüler oluşturulur. (Tuncel, 2004)

### **2.3.3 Görüntüleme Birimi**

Yüksek çözünürlüğe sahip bir monitörde görüntüler seçilir, işlenir ve filmler üzerine kaydedilir. Bu birim aynı zamanda sistemin kontrol ünitesidir. (Tuncel, 2004)

## **2.4 MR Görüntülerinin Yorumlanması**

Lezyonlar (tümör ya da enfeksiyon), genel olarak T1'de siyaha yakın (hipointens), T2'de beyaza yakın (hiperintens) görünürler. Bunun nedeni lezyonlarda, su içeriğinin artmış olmasıdır. Az sayıda doku ve lezyon, T1 görüntülerinde beyaza yakındır ve bu özellikleri radyolojik tanı açısından büyük önem taşır.

MRG'de kompakt kemik ve hava, serbest su içerikleri olmadığı için MR sessizdir. Yani tüm kesitlerde siyah görülür. Kan akımı MRG'de kontrast kullanmadan görüntülenebilir. Damarlar normal kesitlerde sinyalsiz siyah görünümündedir. Ancak damarları göstermek için yapılan özel sekanslara ayrıntılı anjiyografik görüntüler elde edilebilir. (Tuncel, 2004)

## **2.5 MRG'nin Faydaları ve Zayıf Yönleri**

MRG'nin faydaları şöyle sıralanabilir :

- İyonizan ışın kullanılmaz,
- Hastanın pozisyonunu değiştirmeden üç düzlemde de görüntü alınabilir,
- Yumuşak doku kontrast çözümleme gücü yüksektir,
- Kemik MR sessiz olduğundan kemiğe komşu yapılar çok iyi incelenebilir. (kafa tabanı, beyin sapı, spinal kord, eklemler gibi),
- Kan akımı kontrastsız görüntülenebilir,
- Kontrast maddesi, iyotlu kontrast maddelerden daha emniyetlidir.

MRG'nin zayıf yönleri şöyle sıralayabiliriz :

- Kalsiyumun iyi görüntülenememesi,
- Akut kanamanın, özellikle beyin omurilik sıvısının bulunduğu bölgedeki (subaraknoid bölge) kanamanın rutin incelemelerde iyi görüntülenememesi,
- Görüntüleme zamanının uzunluğu nedeniyle harekete çok duyarlı olması (başka bir deyişle GE darbe sekansları görüntüleme süresini çok kısaltarak bu zayıf yönü ortadan kaldırmaktadır.),
- Harekete duyarlılık nedeniyle hareket eden, yani çekim süresince psikoloji vb nedenlerle hareketsiz kalamayan hastaların veya yoğun bakımdaki hastalarda olduğu gibi birçok cihaza bağlı hastaların incelenememesi,
- Manyetik metallere yapılmış kalp kapağı, protez ve klip taşıyanların incelenememesi,
- Klostrofobi olgularının incelenememesi,
- Kuruluş ve işletme giderlerinin ve buna bağlı olarak da incelemenin fiyatının yüksek olması. (Tuncel, 2004)

## 2.6 MRG'nin Klinikteki Yeri

İyonizan ışın bulunmaması ve yumuşak dokuları en ayrıntılı biçimde görüntüleyen yöntem olması nedeniyle MR, birçok alanda temel tanı yöntemi konumuna gelmiştir. Günümüzde bir MR ünitesinin günlük hastasının yaklaşık %70'ini nöroradyolojik incelemeler, %20'sini spor hekimliği başta olmak üzere kas-yumuşak doku incelemeleri, geriye kalanını da karın ve mediasten incelemeleri oluşturmaktadır.

MRG'nin klinikteki yeri şu şekilde özetlenebilir :

MR görüntüleme, santral sinir sisteminde temel tanı yöntemi konumundadır ve diğer organ sistem hastalıklarının incelenmesinde de gittikçe daha sık kullanılmaktadır. Miyelografi gibi invaziv birçok yöntemin uygulanmasını hemen hemen ortadan kaldırmıştır. Medulla spinalis lezyonlarında temel yöntem olarak kullanılır.

Kas-iskelet sisteminde, eklemlerde, kemik iliğini değerlendirmede ve yumuşak doku tümörlerinde temel yöntem konumundadır. Kemik tümörlerinin yaygınlığı en iyi MR ile

saptanır.

Akciğerler hava ile dolu olduğu için MR için uygun bir yapı oluşturmaz. Ancak akciğer lezyonlarının çevre invazyonları (perikart, büyük damarlar, göğüs duvarı, diyafragma gibi) MR ile çok iyi gösterilebilir.

Mediasten kitleleri, özellikle vasküler yapılar, kontrast madde verilmeden çok iyi görüntülenir. Arka mediastendeki nörojenik tümörlerin medüller kanal ile ilişkisini en iyi gösteren yöntem MRG'dir. Dolayısıyla büyük damarların ve nörojenik tümörlerin incelenmesinde MRG öncelikli olarak kullanılır.

MR, yumuşak doku çözümleme gücünün yüksekliği nedeniyle, kitle lezyonlarının çevre yayılımını çok iyi gösterir dolayısıyla bu yayılımın önem taşıdığı jinekolojik kanserlerin evrelenmesinde, MR tercih edilen bir yöntemdir. Karaciğer metastazlarının saptanmasında en duyarlı non-invaziv tanı yöntemidir. MR, abdomende de sıklıkla kullanılan bir yöntem haline gelmektedir. (Tuncel, 2004)

### 3. ÜÇ BOYUTLU MODELLEME TEKNİKLERİ

3B nesnelerin modellerinin oluşturulabilmesi için günümüze dek birçok yöntem geliştirilmiştir. Hacimsel veriler, ilk olarak 1970'li yılların başlarında tıbbi görüntülemelerde kullanılmıştır. Günümüzde de bilimsel gösterimlerde (scientific visualization), bilgisayar grafiğinde (computer graphics) ve bilgisayarlı gösterimde (computer vision) yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Voksel kullanımı gerektiren yöntemler, donanımsal olarak ileri düzeyde hafıza kullanımı gerektirirler. Ancak gelişen teknoloji ile birlikte artan bilgisayar hızları ve donanımsal gelişmeler sayesinde, voksel tabanlı yöntemlerin bu zayıf yönleri etkisini yitirmiş ve bu yöntemler yüzey tabanlı yöntemlere göre daha sık kullanılır hale gelmiştir. Hacim modelleri, modellenen nesnenin birkaç bakış noktasından alınmış 2B görüntülerinden, nesnenin 3B modelini oluştururlar ve sunarlar. Bu yöntemler, özellikle karmaşık yapıya sahip nesnelerin modellenmesinde büyük miktarda kolaylık ve esneklik sunarlar. Gerektiği durumlarda 3B modeller, basit bir biçimde poligon sal modellere dönüştürülebilir ve bu şekilde sunulabilirler.

3B nesne modeli, bilgisayarlı gösterimde pratik bir yöntem olarak bilinen ve sıklıkla kullanılan siluet tekniğı (silhouettes technique) ile elde edilebilir. Siluet tekniğı ile model oluşturma hızlı çalışan bir tekniktir ve elde edilen sonuçlar gerçeğe oldukça yakındır. Ancak nesne üzerindeki konkav alanlar bu teknik ile bulunamamaktadır. Voksel renklendirme algoritmalarının geliştirilmesi sırasında, nesnenin birkaç açıdan alınmış fotoğrafları kullanarak modelinin çıkartılabileceğı görülmüştür. Voksel renklendirme algoritmalarında, nesnenin yüzey noktalarını diğer noktalardan ayırt edebilmek için renk değerleri kullanılır. (Kuzu, 2004)

İnsan vücudunun fiziksel-temelli (physically-based) modellenmesi için iki temel yöntem önerilmiştir : Kütle modeli (Mass spring model) ve sonlu elemanlar yöntemi (FEM) ile modelleme. Kütle modeli uygulanması kolay bir modeldir ve oldukça iyi sonuçlar üretir. Ancak insan vücudunun fiziksel davranışlarını betimleme konusunda yetersizdir. FEM ile modelleme yöntemi, kısmi diferansiyel denklemler ile modeli oluşturur ve hacimsel bir model üzerinde dinamik biçimde uygulanabilir. Bu yöntem karmaşık nitelikteki objelerin modellenmesinde de daha iyi sonuçlar üretmektedir. (Zhu, 1998)

#### 3.1 3B Model Elde Etme Teknikleri

Nesnenin modellenmesinde ilk olarak yapılması gereken, gerçek ortamın modellenmesidir.

3B modeller ve bu modellere ait dokular klasik CAD yöntemleri ile oluşturulurken, 3B objelere ait detay bilgilerin girilmesi için grafik arayüzler kullanılır. Ancak çok fazla miktarda verinin var olması durumunda bu yöntem çok iyi işlemeyecektir. Bu nedenle, nesnelerin taranması yoluyla otomatik bir şekilde 3B modelinin oluşturulması konusuna odaklanılmıştır. Nesnelere temas etmeden, onların 3B modellerinin oluşturulması gereksinimi, birçok alanda sıklıkla duyulmaktadır. Modelleme sistemleri üç ana başlık altında toplanarak incelenebilir.

### **3.1.1 Analog (Physical Content) Modelleme Sistemleri**

Analog yöntemler, mekanik yöntemler ve uygulamalı yöntemler olmak üzere iki alt başlık altında incelenebilir. Uygulamalı yöntemlere örnek olarak tıbbi gösterimler verilebilir. Beyin dondurularak katı bir cisim haline getirildikten sonra, microtome denilen bir makina yardımıyla dilimlere ayrılır. Bu dilimler, elektronik mikroskop gibi yüksek çözünürlüklü aletlerle taranarak beyin dokusu oluşturulur.

Koordinat ölçme makinaları (CMM, coordinate measurement machines) fiziksel temas cihazlarına örnek olarak verilebilir. Bu makinalar, uçak imalatı sanayisinde uçak kanatlarının doğru bir şekilde ölçülerek modellenmesi amacıyla kullanılmaktadır.

Analog yöntemlerle 3B modelleme yapmak için, fotogrametri bilimi de bazı olanaklar sunmaktadır. Bu yöntemlerde, üzerlerinde işaretler bulunan katı ve kalibre edilmiş dokunsal (tactile) aygıtlar kullanılır. Fotogrametrik yöntemlerin ilkinde, 3B modelin oluşturulacağı ortama birkaç kamera yerleştirilir. Bu kameraların hepsi kalibre edilmiştir ve konumlandırılmıştır. Dokunsal aygıt, modellenen nesnenin yüzeyine yerleştirilir. Kameralar da, aygıt üzerindeki işaretleri izler. Bu sayede, aygıtın konumundan, gerçek konum ve koordinat değerleri türetilir; sonuç olarak da aygıtın belirlediği yüzey noktasının 3B konumu hesaplanabilir. Diğer fotogrametrik yöntemde, durum tam tersine çevrilmiştir. Bu yöntemde kameralar, aygıt üzerine yerleştirilir. Kontrol noktaları ise modellenen nesne veya ortam üzerinde belirlenir. (Kuzu, 2004)

### **3.1.2 Aktif (İletimsel, Transmissive) Modelleme Sistemleri**

Nesne ile temas olmaksızın modelleme yapılan bu sistemlerde, nesne yüzeylerinden gelen enerji dikkate alınır ve gönderilen enerji ile yansıtılan enerji kaydedilir.

Bilgisayarlı Tomografi (CT), nesne içerisinde radyasyon göndererek çalışan aktif bir yöntemdir. Bu yöntemde, radyasyon ile nesne durumu arasındaki foton etkileşimi ölçülür. Nesnenin iç kısmı da CT aygıtlarıyla belirlenebilir. Ancak CT yöntemi pahalı bir yöntemdir

ve sağlık açısından da tehlikeli sonuçlara neden olabilmektedir.

Elektron mikroskobu tarayıcıları, genellikle aktif algılayıcılar olarak kullanılmasına karşın, bu tarayıcılar yüksek çözünürlüklü iletimsel modda da çalışabilirler. Elektron mikroskopları, örnek nesnenin yüzeyini, yüzeye elektron göndererek tararlar. Tarayıcı, aktif algılayıcı modunda çalıştırıldığında, nesne yüzeyine gelen bu elektronları belirler. (Kuzu, 2004)

### **3.1.3 Aktif (Yansıtıl, Reflective) Modelleme Sistemleri**

Bu sistemler, optik ve optik olmayan sistemler olmak üzere iki alt başlıkta incelenebilir. Optik olmayan sistemler, mikrodalga radarları ve sonarlardır. Sistemin temel ilkesi, nesne tarafından yansıtılan sesin veya mikrodalga enerjisinin gelmesi için gereken süreyi belirlemektir. Sonar sistemleri pahalı olmayan sistemlerdir, ancak çok doğru sonuçlar üretmezler. Mikrodalga radarları ise, genellikle uzun mesafeli uzaktan algılama uygulamalarında kullanılırlar.

Optik olmayan aktif algılayıcılara örnek olarak, tarayıcı elektron mikroskobu verilebilir. Bu mikroskop, örnek nesnenin yüzeyine gönderilen elektronların, nesne yüzeyi ile etkileştikten sonra yüzey tarafından geri yansıtılan elektronları (BSE, backscattered electrons) veya ikincil elektronları (SE, secondary electrons) belirlerler.

3B modellemede kullanılan optik yöntemler, pasif ve aktif yöntemler olmak üzere iki gruba ayrılabilir. Pasif yöntemler, obje ile fiziksel temas yapılmaksızın uygulanan yöntemlerdir. Aktif yöntemler ise, obje yüzeyine ışık düşürülmesi gibi obje ile fiziksel temas kurulmasını gerektiren yöntemlerdir. Mesafe tarama yöntemleri, aktif yöntemlere örnek olarak verilebilir. (Kuzu, 2004)

| 3B MODEL ELDE ETME                 |                                                                                                                                                              |                                                              |                                                                                                                                                                                                          |
|------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| 1. Analog                          | 1.1. Optik                                                                                                                                                   | Fotogrametrik Ölçme Aygıtı                                   |                                                                                                                                                                                                          |
|                                    | 1.2. Mekanik                                                                                                                                                 | Koordinat Ölçme Makinası (CCM)<br><br>Jointed Arm            |                                                                                                                                                                                                          |
|                                    | 1.3. Uygulamalı                                                                                                                                              | Dilimleme (Microtome)                                        |                                                                                                                                                                                                          |
| 2. Aktif (İletimsel, Transmissive) | 2.1. Endüstriyel Bilgisayarlı Tomografi (CT)<br><br>2.2. Ultrason<br><br>2.3. Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRI)<br><br>2.4. Elektron Yayımlayıcı Mikroskop |                                                              |                                                                                                                                                                                                          |
| 3. Aktif (Yansıtıl, Reflective)    | 3.1. Optik Olmayan                                                                                                                                           | Sonar, Mikrodalga Radarı<br><br>Tarayıcı Elektron Mikroskobu |                                                                                                                                                                                                          |
|                                    | 3.2. Optik                                                                                                                                                   | 3.2.1. Aktif                                                 | Pasif yöntemlerin aktif biçimleri:<br><br>1. Aktif Stereo<br>2. İnterferometri<br>3. Aktif Derinlik                                                                                                      |
|                                    |                                                                                                                                                              |                                                              | Uçuş Süresi                                                                                                                                                                                              |
|                                    |                                                                                                                                                              |                                                              | Üçgenleme                                                                                                                                                                                                |
|                                    |                                                                                                                                                              | 3.2.2. Pasif                                                 | Siluetten şekil elde etme<br><br>Stereo şekil elde etme<br><br>Gölgelendirerek şekil elde etme<br><br>Focus-defocus ile şekil elde etme<br><br>Hareketten şekil elde etme<br><br>Fotogrametrik üçgenleme |

Tablo 3.1 Modelleme sistemleri (Curless-II, 1997 Rusinkiewicz-I, 2001)

### 3.2 Görüntü Tabanlı Modelleme

Bilgisayarlı gösterimin temel hedefi, bir nesnenin değişik bakış açılarından yeni görüntülerinin üretilmesi ve gözlemcinin üretilen görüntüleri gerçek görüntülerle karşılaştırdığında doğru bir sonuca varabilmesinin sağlanmasıdır. Görüntü tabanlı modellemenin temel hedefi, nesnelerin gerçek görüntüleri veya 3B modelleri kullanılarak yeni bakış açılarından görüntülerinin üretilmesidir.

Klasik bilgisayar grafiği tekniklerinde, ilk olarak nesnenin 3B modeli oluşturulur. Daha sonra geometrik dönüşümler ve kamera parametreleri kullanılarak model, bir görüntü düzlemine düşürülür. Görüntü pikselleri ve gri değerlerinin de belirlenmesiyle nesneye ait bir görüntü elde edilir. Bu yöntem, 3B modelden 2B modele geçiş olarak düşünülebilir. Oluşturulan model, geometrik bilgi olarak nesnenin poligon sal gösterimini temsil eder. Detay bilgiler olarak yansıma değeri, renk, matlık gibi yüzey özelliklerini içerir. Bu aşamadan sonra bağlantılı imge (wire frame) modelleri, gölge hesaplama teknikleri kullanılarak modelin gerçeklik izlenimi artırılabilir. Ancak çok karmaşık yapılara sahip olan objelerin bu yöntemle modellenmeleri oldukça zordur. (Kuzu, 2004)

Bilgisayarlı gösterim tekniklerinde, nesnenin modelin oluşturulması için, nesneye ait görüntüler kullanılır. Başka bir deyişle 2B durumdan 3B duruma geçilir. Görüntü tabanlı modelleme algoritmaları kullanılarak nesne modellenir. Elde edilen 3B modele, farklı açılardan, farklı mesafelerden bakabilmek olanaklıdır. Nesnenin geometrik özellikleri, ışık ve reflektans gibi detay özellikleri nesneye ait görüntülerden elde edilir. Elde edilen bu bilgiler de kullanılarak nesneye ilişkin yeni görüntüler elde edilebilir. 2B durumdan 3B duruma geçiş bu aşamada yapılır.

Görüntü tabanlı modelleme, oldukça hızlı çalışan bir yöntemdir ve gerçeğe çok yakın sonuçlar ürettiği için yaygın bir şekilde kullanılır. Karmaşık ortamların, bu ortamlara ait görüntüler kullanılarak basit bir şekilde modellenmesini sağlar. Görüntüleme süresi, ortamın karmaşıklığından bağımsızdır. Modellemede kullanılan görüntü sayısı ne kadar fazla ise elde edilecek model de gerçeğe o kadar yakın olur. Bu yöntemin en önemli özelliklerinden birisi de nesnenin gerçek görünümüne olan gereksinimi ortadan kaldırmasıdır. Objeye farklı açılardan bakabilmek için, objenin her açıdan fotoğrafını çekilmesi ve kaydedilmesi yeterlidir.

3B gösterimin kalitesi büyük ölçüde bilgisayarın grafik donanımına bağlıdır. Bu nedenle en az donanımsal gereksinimle en iyi görünümü sunabilmek bilgisayarlı gösterimin temel araştırma alanlarından birisidir. OpenGL teknolojisi karmaşık yapıdaki 3B modellerin

gösteriminde oldukça başarılıdır, ancak bunun için güçlü bir donanıma gereksinim duyar. Bu zorlukların giderilmesi için yapılan çalışmalar sonucunda iki temel fikir sunulmuştur. Birincisi modelin 2B görünümüleri sunularak oluşturulan 3B gösterim, ikincisi ise gözlemcinin konumundan bağımsız olarak sunulan 3B görünümlemler ile oluşturulan 3B gösterimdir. [5]

### 3.3 3B Gösterimde Temel Elemanlar

3B gösterim teknikleri, yüzey grafikleri ve hacim grafikleri olmak üzere iki başlık altında incelenebilir. Yüzey grafiklerinde poligon, çizgi ve nokta gibi geometrik şekiller kullanılır. Hacim grafiklerinde ise, birim hacim elemanı olarak vokseller kullanılır. Voksel, “volumetric element” kelimelerinin kısaltılmasıyla elde edilmiş bir kelimedir. Kullandıkları veri yapılarına göre, yüzey grafiklerinin vektör grafiklerinin 3B karşılığı; hacim grafiklerinin ise raster grafiklerinin 3B karşılığı olduğunu söyleyebiliriz. (Kuzu, 2004)

Gösterimde kullanılan veri yapıları, geometrik tabanlı modeller ve sayısal (digital) modeller olmak üzere iki temel gruba ayrılabilir. Geometrik tabanlı modellerin 3B temel elemanları, çizgi, nokta, eğri, poligon ve yüzeylerdir. Geometrik tabanlı modeller, objeleri büyüklük, konum ve duruş gibi geometrik tanımlarını göz önünde bulundurarak gösterirler. Örneğin bilgisayar grafiğinde resimler, geometrik tabanlı modellerine göre oluşturulurlar. Sayısal görüntüler, renkler, veya gri değerleri içeren 3B diziler kullanılarak gösterilirler. Sayısal görüntüler, nesnenin geometrik bilgisini içermez; nesneye ait örnek noktaların gri değerlerini veya renk değerlerini içerir. Sayısal görüntünün birim elemanı pikseldir. Piksel, “picture element” kelimelerinin kısaltılmasıyla elde edilmiş bir kelimedir; küçük dörtgensel bir alan olarak düşünülebilir. Sayısal görüntü, bir fotoğrafın taranmasıyla veya sayısal kameralarla gerçek zamanlı kayıt yapılmasıyla elde edilir.

Eski bilgisayar grafik yöntemlerinde, objeler çizgi, eğri, yüzey ve poligonlar gibi geometrik şekillerle ifade edilir. Raster teknolojisinin gelişmesiyle görüntü işleme ve geometrik tabanlı bilgisayar grafiği teknikleri birlikte kullanılmaya başlanmıştır. Örneğin uzaktan algılama uygulamaları, uydu görüntülerini, yeryüzündeki geometrik tanımlara dayanan geometrik haritalarla kombine ederek kullanır. Günümüzde bilgisayar grafiğinde, yüzeylerin gerçeğe daha yakın görüntülerinin üretilmesi için doku haritaları oluşturulmaktadır.

#### 3.3.1 Yüzey Grafiği

Yüzey grafiğinde, gösterim için raster teknolojisi kullanılır. Modellenen ortamdaki her



yöntemleriyle oluşturulmuş bir geometrik model de hacim modeline dönüştürülebilir. Analitik bir formülle tanımlanabilen bir geometrik model, vokselize edilerek hacim tamponunda saklanır. Bu işlem aynı zamanda, hacim modelinde örneklenmemiş bazı objelerin dönüştürülmesi için de kullanılabilir.

Hacimsel modelleme, iki boyutlu modellemeye nazaran daha karmaşık bir yapıya sahiptir, ayrıca daha güçlü bir bilgisayar donanımı da gerektirmektedir. Hacimsel modellerin oluşturulmasında hız ve hafıza kazanımı açısından çeşitli çözümler de geliştirilmiştir. Örneğin hacimsel yüzeylerin modellenmesi amacıyla geliştirilmiş algoritmaları içeren ve farklı veri formatlarındaki verileri kullanarak modelleme yapabilen VolVis (Visual Flythrough) projesinde,. hız artışı sağlayabilmek amacıyla aynı sistem üzerinde birden fazla CPU birimi kullanılmıştır. Modelleme için paralel algoritmalar kullanılarak hız kazancı sağlanmıştır. (Prakash, 1997)

### **3.4 Voksel Yöntemleri İle Poligonalsal Yöntemlerin Karşılaştırılması**

Voksellerin sunduğu faydalar şöyle sıralanabilir :

- Ortamın ve objenin karmaşıklığından etkilenmezler.
- Örnek veriyi ve örnek verinin görünmeyen iç kısmını etkin bir şekilde gösterebilirler.
- Blok işlemlerini desteklerler.

Voksellerin temel zayıf yönleri ise şöyle sıralanabilir :

- Fazla hafıza ve işlemci gereksinimleri vardır.
- Geometrik bilgi kaybedilir.

|                                                        | Yüzey Grafikleri | Hacim Grafikleri |
|--------------------------------------------------------|------------------|------------------|
| Ortam/Objeye karmaşıklığına bağlı gösterim hassasiyeti | -                | +                |
| Blok işlemleri                                         | -                | +                |
| Örnek veri                                             | -                | +                |
| İç kısımlar                                            | -                | +                |
| Hafıza ve İşlemci                                      | +                | -                |
| Dönüştürmeler                                          | +                | -                |
| Geometrik bilgi                                        | +                | -                |

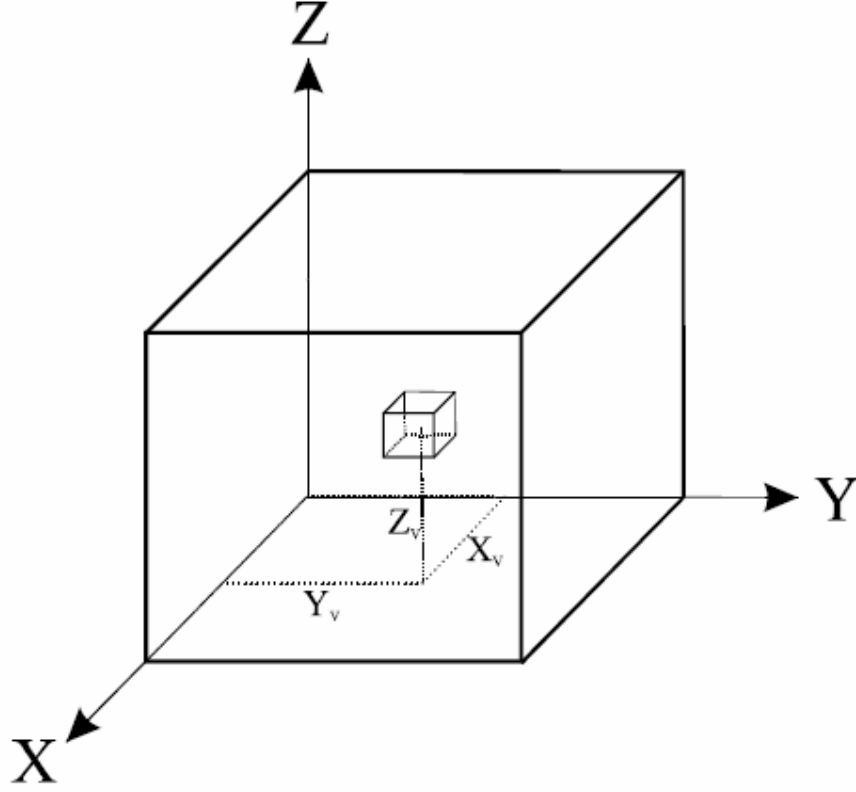
Tablo 3.2 Yüzey ve hacim grafiklerinin karşılaştırılması

### 3.5 Voksel

Voksel veri yapısı, modelleme için kullanılabilecek bir veri yapısı türüdür. Bu veri yapısı, bilgisayar donanımında yaşanan hızlı gelişmelerle kullanışlı hale gelmiş yeni bir veri yapısıdır. Bir voksel, altı yüze, sekiz köşeye ve on iki kenara sahip olan dörtgensel bir küp olarak tanımlanabilir. (Kuzu, 2002)

Hacim verisi ilk olarak 70'li yılların ortasında, tıp biliminde insan organlarının iç yapılarını gösterebilmek amacıyla kullanılmıştır. Voksel kelimesi, hacimsel pikselden (volumetric pixel) gelmektedir. Voksel bir birim hacimdir ve sayısal resim elemanı olan piksele üçüncü bir boyut ekler. Pikselleri bir görüntüdeki kare birim elemanları olarak düşünürsek, vokseller de 3B uzayda kübik birim elemanlar olarak düşünülebilir.

Vokseller, 3B uzaydaki her noktanın geometrik, fiziksel ve radyometrik özelliklerini tanımlar. Bu veriler üç boyutlu bir matriste saklanır. Her voksel, renk, matlık, yoğunluk ve ısı gibi bazı ölçülebilir özellikleri ifade eden sayısal bir değere sahiptir.



Şekil 3.2 Vokselin gösterimi (Kuzu, 2002)

### 3.6 Voksel Kullanımının Faydaları

Voksel yöntemleri, poligonalsal yöntemlere göre birkaç faydaya sahiptirler. Modelleme aşaması, nesnenin ve ortamın karmaşıklığından etkilenir; ancak gösterim bu karmaşıklıktan bağımsızdır. Çünkü gösterim aşaması, görüntülenen nesnelerin sayısından ya da karmaşıklığından değil; hacim tamponunun çözünürlüğünden etkilenir. Bu sayede, nesneler işlemci gereksinimi artmaksızın gösterilebilirler. Örtüşmeler ve doku gösterimi sadece bir defaya mahsus olmak üzere gerçekleştirilir ve her voksele bir renk değeri atanır. Nesnenin klasik yöntemlerle gösterimi zor ise, bu durumda hacim grafikleri tercih edilmelidir.

Voksel yöntemleri, nesnelerin iç kısımlarını da gösterebildiği ve sayısal örnekleri doğrudan kolay bir şekilde sunabildiği için daha gerçekçi yöntemlerdir. Poligonalsal yöntemlerde nesneler, poligonları oluşturan uygun kenarlar ve yüzeylerle gösterilir. Ancak gerçek dünyada 3B objeler kenarlar ve yüzeylerden oluşmayabilir, konkav niteliklere sahip olabilir.

Bir ağacın modellenmesinde, gerçeğe yakın bir gösterim elde edebilmek için, ağaca ait bir fotoğrafın taranmasıyla elde edilmiş raster görüntü kullanılabilir veya doğrudan sayısal bir

kamera ile ağacın görünümü kaydedilebilir. Elde edilecek görüntü, nesnenin gerçek dünyadaki görünümünün tamamen benzeri olduğu için, görüntünün gerçeğe yakın görünümü sadece görüntünün çözünürlüğüne bağlı olacaktır. Eğer bir ağaç iki boyutlu olarak çizgilerle ve poligonlarla temsil edilecek olursa, ağacın gerçeğe çok yakın bir görünümünün elde edilmesi olanaklı olmayacaktır.

Nesneler gerçek dünyadaki görünümlerinde keskin kenarlara sahip değildir. Ayrıca bu nesneler görünmeyen iç kısımlarında da bilgi taşırlar. Vokseller ile sadece nesnelerin kabuk kısımlarını değil, nesnelerin iç kısımları da gösterilebilir. Bu üstün özelliği, özellikle tıp gibi birçok alanda oldukça vksel tekniklerini önemli bir konuma taşımaktadır. Tıbbi modellemelerde vksel teknolojisinin kullanımıyla, organların iç kısımlarının gösterimi de olanaklı hale gelmektedir. Diğer taraftan, bulut, ateş, duman gibi belirli yüzeyleri olmayan ve kenarları keskin olmayan nesnelerin poligonlarla temsil edilmesi oldukça zordur. Bu nedenle de poligonlar gerçek dünyada bulunan nesnelerin gösteriminde etkin bir teknik değildir. Ancak insan yapımı birçok nesnenin gösteriminde kullanılabilirler. Örneğin bir masanın poligonlarla basit ve hızlı bir şekilde modellenmesi olanaklıdır. Ağaç, çiçek gibi bazı objelerin gösterimi için ise, milyonlarca sayıda poligonun kullanılması gerekebilir. Karmaşık bir ortamın modellenmesi için vksel tekniklerini kullanabiliriz. Topolojik veri ve tıbbi taramalar gibi bilimsel veriler, vokseller ile modellendiğinde daha anlaşılır bir hale gelir. Voksellere görünümünü ifade eden renk vb gibi özellikler de eklenerek algı düzeyi artırılabilir.

Hacim grafiğinde, nesnelerin 3B modellenmesi ve gösterimi 3B bir hacim tamponu kullanılır. Voksellerin gösterimi, objenin karmaşıklığına değil, vksel küpünün çözünürlüğüne bağlıdır. Bu nedenle de yüzeylerle çevrili karmaşık yapıdaki objelerin modellenmesi için çok fazla sayıda poligon ağı gerekirken, vokseller yardımıyla daha basit ve hızlı bir şekilde modellenmesi olanaklı olmaktadır.

Poligon yöntemlerine tezat olarak vksel yöntemleri, nesneye bakış noktasından bağımsızdır. Çünkü tüm nesneler voksellerle temsil edilmiş bir haldedir ve her vksel için bir birim hafıza ayrılmıştır. Poligonlar yöntemlerinde ise yüzeyin tamamı için bir birim hafıza ayrılmaktadır.

### 3.7 Vksel Kullanımının Zayıf Yönleri

Yükli hafıza ve kapasite gereksinimleri nedeniyle vksel yöntemleri, bilgisayar donanımına sıkı sıkıya bağlıdır. Hacimsel gösterimler, nesnenin modellenmesi için vokselleri kullanır.

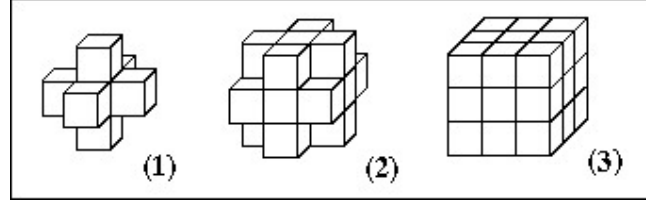
Vokseller de büyük miktarda hafıza gereksinimi duyarlar. Örneğin küçük bir küp için  $256^3$  byte (17.77 mbytes) lık hafıza gereklidir. Doğrusal çözünürlük artırıldığında, kübe bağlı olarak hafıza gereksinimi de artar. Örneğin  $n$  boyutlu  $2B$  bir görüntü  $n^2$  sayıda piksele sahip iken,  $n$  boyutlu  $3B$  bir küp  $n^3$  sayıda voksele sahiptir. Donanımdaki gelişmeler, artık daha hızlı, daha büyük ve ucuz hafıza birimleri sunduğundan, vokal yöntemlerinin bu zayıf yönleri yakın zamanda büyük bir problem olmaktan çıkacaktır ve vokal teknikleri daha etkin bir teknikler haline gelecektir.

Vokseller ile modellemede, düşük çözünürlük kullanıldığında, nesne ayırt etme işlemleri de zorlaşır. Voksellerle oluşturulan bir modele yaklaştığımızda, modelden detaylı bilgi alamayız. Poligonlar modelde ise, modele yaklaşıldığında önceden görünmez olan bazı bölgeler görünür hale gelebilir.

Bazı ölçüm işlemleri voksellerle daha kolay olmasına karşın, kübenin sınırlı çözünürlüğü, hacim ve alan ölçmeleri gibi vokal sayısına bağlı ölçmelerdeki doğruluğu da sınırlar. Model hareket ettirildiğinde veya başka bir koordinat sistemine taşındığında, bazı bilgiler yitirilebilir ve ardışık dönüşümler görüntüyü bozduğu için görüntü kalitesi de düşer. Vokseller komşu vokselleri hakkında bilgi taşımazlar. Bu nedenle de yüksek doğruluklu ölçmeler gerekli olduğu takdirde, poligonlar yöntemler daha kullanışlı olabilir.

### 3.7.1 Vokal Komşulukları

Sayısal bir görüntünün her pikseli diğer pikseller ile çevrelenmiştir. Vokseller piksellerin sahip olduğu iki boyutun yanı sıra üçüncü bir boyuta da sahiptirler. Her vokal için yirmi altı tane komşu vokal bulunmaktadır. Altı vokal ortak bir yüzeye, on iki vokal ortak bir kenara ve sekiz vokal ortak bir köşe noktasına sahiptir. Bu durumlara sırasıyla, birinci komşuluk, ikinci komşuluk ve üçüncü komşuluk denilmektedir. Ortak bir yüzeye sahip vokseller, altı komşulu voksellerdir. Ortak bir yüzeye ve ortak bir kenara sahip vokseller on sekiz komşulu voksellerdir. Ortak birer yüzeye, kenara ve köşe noktasına sahip vokseller ise yirmi altı komşulu voksellerdir. Gösterim amaçlı olarak kullanılan yüzey vokal listelerinde, voksellerin birbirleri ile olan bağlantı noktalarına, vokseller arasındaki ilişkiyi ifade eden ağırlık değerleri verilir. Bu nedenle voksellerin komşuluk kavramı önemlidir. (Kuzu, Sinram, 2002)



Şekil 3.3 Voksel komşulukları, (1) Merkezde yer alan voksele altı yüzeyinden komşu olan altı voksel, (2) Merkezde yer alan bir voksele on sekiz konumdan komşu olan sekiz voksel, (3) Merkezde yer alan voksele yirmi altı farklı konumdan komşu olan yirmi altı voksel [6]

### 3.7.2 Yüzey Voksel Listesi

Yüzey voksel listesi, nesnenin bir yüzeyini temsil eden tüm vokselleri içeren bir listedir. Yüzey listelerinin tanımlanması ve kullanılması, detay saklama işlemlerini basitleştirir. Bir yüzey voksel listesi, iki voksel sınıfı arasında kalan ortak yüzeydir. Saydam olmayan voksellerle çalışıldığında, voksellerin iç kısımlarında yer alan bilgiler kullanılmaz. Bu nedenle, sadece iki sınıfımız olacaktır. Modellenen nesneler ve modele dahil olmayan nesneler. Tıp bilimi gibi bazı alanlarda, voksellerin içlerinde taşıdıkları bilgiler de önem taşıdığından deri, kemik gibi yeni sınıfların türetilmesi de söz konusu olabilir. (Müller, 2005)

### 3.7.3 Hacimsel Veri Grubu

Hacimsel bir veri grubu (hacimsel veri), 3B bir model oluşturan vokseller grubudur. Hacimsel veri grubu, 3B uzayda yer alan düzenli bir gridin noktalarına ilişkin değerleri içerir. Hacim veri grupları, renk ve matlık gibi bazı optik özelliklerle donatıldığında 3B görüntüler olarak davranabilir. Örneğin 8 bitlik görüntülerde, voksel gri değerleri, ilgili pikselin gri değerlerinden türetilir ve voksel uzayındaki her V vokseli, 0-255 arasında bir değere sahip olur. Renk değeri, nokta koordinatlarının bir fonksiyonu olarak ifade edilebilir :  $V = g(x,y,z)$ . Hacimsel veri grubu eğer ikilik veri içeriyorsa, sıfır değerli siyah vokseller saydam alanları gösterir; bir değerli beyaz vokseller ise objeyi gösterir. (Kuzu, 2002)

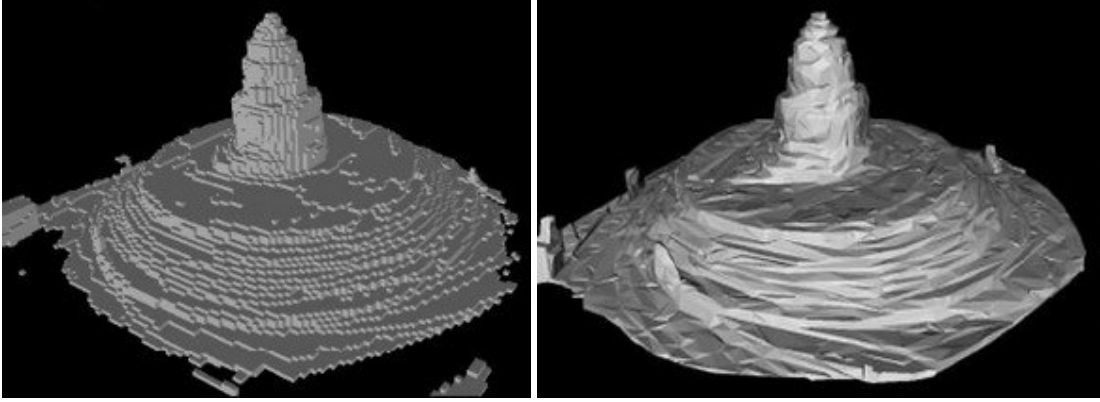
## 3.8 Vokselizasyon

İlk geliştirilen vokselizasyon algoritmaları, ikilik atamalar şeklinde çalışmaktadır. Bu algoritmalarda, uzayda belli bir hacmi temsil eden voksellere 1 değeri, boş hacmi temsil eden voksellere ise 0 değeri atanmaktadır. Ancak nesnelere ilişkin yüzey normal vektörleri hakkında çok fazla bilgi vermemektedir. Daha sonra geliştirilen vokselizasyon algoritmaları, modellenen nesneleri büyük komşuluklar içerisinde değerlendirerek yüzey normal

vektörlerine ilişkin daha fazla bilgi sunulmasını sağlamıştır. Yüzey normal vektörlerinin doğru ve tam bir şekilde tanımlanabilmesi, model üzerinde gölgelendirme ve ışıklandırma gibi işlemlerin yapılabilmesini sağlar. [4]

Vokselizasyon yöntemlerinin gelişme süreci içerisinde, nesne yönelimli (Object Oriented) programlama yöntemi kullanılarak işlemler yapan birtakım kütüphaneler oluşturulmuştur. Vxt sınıf kütüphanesi, bu kütüphanelere örnek olarak verilebilir. Vxt kütüphanesi, iki temel sınıfı temel alarak bu sınıflar üzerine geliştirilmiş hiyerarşik bir kütüphanedir. Kütüphanenin vxtObject3D isimli bir sınıfı ve bu sınıftan türetilmiş farklı özellikteki geometrik nesneleri temsil eden birkaç sınıfı bulunmaktadır. Farklı geometrik nesneler için vokselizasyon algoritmaları oluşturulmuş ve bu algoritmalar sınıflara metotlar olarak eklenmiştir. [4]

Vokselizasyon işlemi sonucunda elde edilen 3B model, doku ile kaplanmadan önce model üzerinde üçgenleme yapılarak yüzeylerin yumuşatılması sağlanabilir. Bu şekilde, model üzerinde keskin kıvrımların oluşması engellenir ve modelin gerçeğe daha yakın olması sağlanır. Model üzerinde üçgenleme yapan algoritmalar, modellenen nesnenin yüzeylerini birer birer dolaşır ve üçgenleme gerçekleştirir. Ancak daha doğru sonuçların elde edilmesi için yüzey üzerindeki voksellerin komşulukları da göz önünde bulundurulmalıdır. (Müller, vd., 2004)



Şekil 3.4 Soldaki vokselizasyon sonucu elde edilmiş model üçgenlenerek yüzeyler yumuşatılmış ve sağdaki görünüm elde edilmiştir. (Müller, vd., 2004)

Donanım kullanımından tasarruf etmek amacıyla model üzerine görüntü piramitleri tekniği uygulanabilir. Bu teknikte bir yüzey  $n$  adet farklı biçimde temsil edilir. Her biçim için yüzey belli uzunlukta ve genişlikte alt yüzey parçalarına bölünerek bilgileri atanır. Her yüzey görünümünün birim uzunluk değerleri birbirinden farklıdır ve gittikçe artan şekildedir. En

küçük birim uzunluklu yüzey parçaları ile oluşturulan yüzey en iyi çözünürlüğü veren yüzeydir. Birim uzunluk değerleri artırıldıkça çözünürlük azalır ve buna bağlı olarak görüntü kalitesi düşer. Görüntü piramitleri tekniği ile düşük çözünürlüklü ancak donanımı en az seviyede kullanan modeller elde edilebilir. (Wan, vd., 2001)

|   |   |   |   |   |
|---|---|---|---|---|
| 3 | 2 | 2 | 2 | 3 |
| 2 | 1 | 1 | 1 | 2 |
| 1 | 0 | 0 | 0 | 1 |
| 1 | 0 | 0 | 0 | 1 |

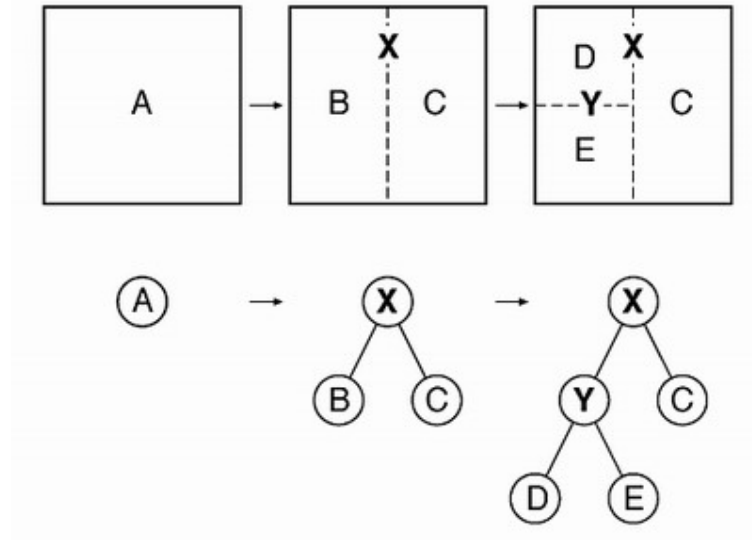
Şekil 3.5 Görüntü piramitleri oluşturulması amacıyla modele ait bir yüzeyin alt yüzeylere bölünmesi (Wan, vd., 2001)

### 3.9 Voksellerin Kaydedilmesi

Voksel tekniğinin en zayıf yönü, fazla miktarda bilgisayar hafızası gerektirmesidir. Voksel tekniklerinin büyük miktarda hafızaya gereksinim duymasının temel sebebi, modellenen ortamın birim küplere bölünmesi ve boş olan alan belirten voksellerin de gösterilmesi gerekliliğidir. Çözünürlüğü artırdığımızda, hafıza gereksinimi de 3'ün kuvvetleri şeklinde artar. Ancak bazı teknikler kullanılarak gereksinim duyulan hafıza miktarının azaltılması ve voksellerin daha etkin bir şekilde saklanması olanaklıdır. Bu teknikler arasında, hacim tamponunun kullanılması, sekizli ağaçlar, ikilik uzay-bölme ağaçları ve RLE (run-length-encoding) tekniği sayılabilir.

Hacimsel verinin saklanması en basit yolu, hacim tamponunun kullanılmasıdır. Hacim tamponu, her vokselin uzayda belli bir nesneyi ya da boşluğu gösterdiği üç boyutlu bir voksel dizisidir. Bu yöntem, sıkıştırma yapmadan depolama yapması nedeniyle çok fazla hafıza kullanımı gerektirir. Ancak küçük objelerin voksellerle modellenmesinde kullanılabilir.

İkilik uzay-bölme ağaçları (Binary Space Partitioning, BSP), uzayı bir düzlem ile özyinelemeli (recursive) olarak iki alt parçaya ayırır. Sekizlik ağaçlardan farklı olarak, ayırma düzleminin konumunun ve oryantasyonunun keyfi olması sebebiyle bölünme sonucu elde edilen alt uzaylar boyuta bağlıdır. Her kök, düzlemin iki yanında kalan uzayı temsil eden iki göstericiye sahiptir. Ayrıca her kök, belli bir kalınlık değerine de sahiptir.



Şekil 3.6 BSP Ağacı [7]

Şekil 3.6’da BSP ağaç yapısına bir örnek verilmiştir. Başlangıçta sadece A düzlemi varken, BSP ağacı da tek bir düğüme sahiptir. A düzlemi X doğrusu ile B ve C düzlemlerine bölündüğünde, BSP ağacı da bir kök düğüme ve bu kök düğümün alt düğümü olan B ve C düğümlerine sahiptir. B düzlemi Y doğrusu ile iki düzleme ayrıldığında, BSP ağacına D ve E alt düğümleri eklenmiştir.

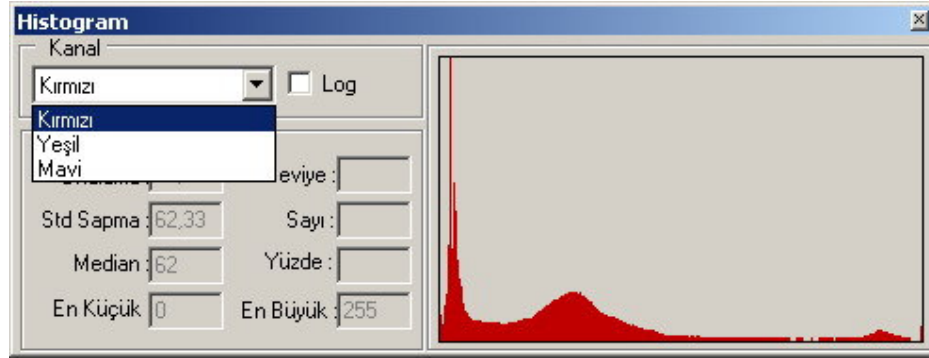
Hacimsel verinin saklanması için kullanılabilecek diğer bir yöntem, her örneğin bir byte ile temsil edilmesi ve kaydedilmesidir. RLE yönteminde izlenen teknik de budur. Bu yöntemde, her verinin dosyaya kaydedilmez, bunun yerine verinin homojen olabileceği ve tekrarlama gösterebileceği düşünülür ve bu koşul aranır. Bu yöntemde tekrarlanan verinin miktarının belirlenmesi olanaklıdır. Tekrarlanan veriler, veri grubundan çıkartılır. Verinin homojenliği arttıkça algoritma da daha etkin çalışır.

Sekizlik ağaç yapısı,  $2^n \times 2^n \times 2^n$  boyutlarındaki bir voksel dizisinin hiyerarşik bir gösterimidir. Voksel saklamak için kullanılan yöntem sekizlik ağaçlardır. Bu yöntemde saklanacak veri öncelikle sıkıştırılır. Tipik bir voksel rasteri büyük miktarda homojen bölge içerir. Bu homojen bölgelerin gösterilmemesi yoluyla hafızadan büyük kazançlar sağlanabilir. Sekizlik ağaç yöntemi, dörtlük ağaç yönteminden türetilmiştir. Dörtlü ağaç yöntemi 2B raster görüntülerin saklanmasında sıklıkla kullanılan bir yöntemdir. Sekizli ağaçlar, görüntü alanını eşit dörtgenlere böler. Bu bölme işlemi üç boyutta yapılır. Uzay, her adımda sekiz eşit oktanta bölünür. Bu oktantlar tamamen dolu olabilir, kısmen dolu olabilir veya boş olabilir. Oktantlar 0’dan 8’e kadar olan rakamlarla numaralandırılır. Eğer bu sekiz eş parça homojen ise, hepsi

silinir ve tam dolu olan ebeveyn eleman bu kök ile yer değiştirilir. Bu yöntem, hafıza kullanımı açısından oldukça ekonomik bir yöntem olmasının yanı sıra yüksek çözünürlük de sağlar.



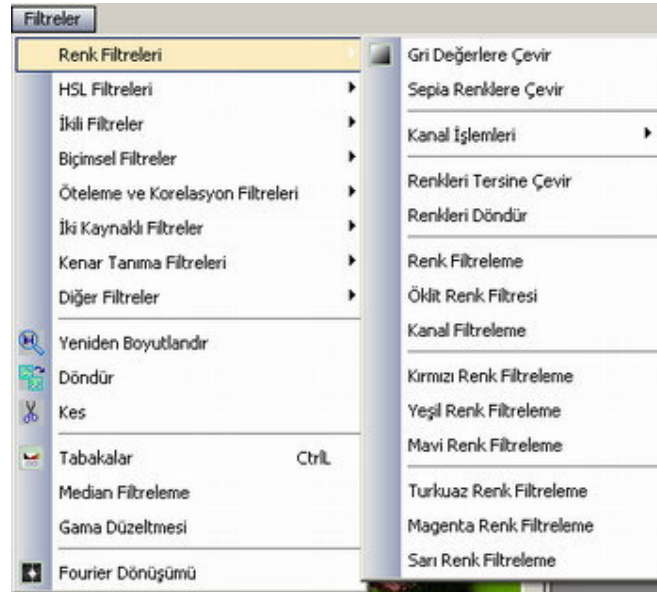
Görüntüler üzerinde kesme, yakınlaşma, uzaklaşma, döndürme, simetriğini alma, ekrana sığdırma gibi temel dosya işlemleri yapılabilmektedir. Görüntünün kırmızı, yeşil ve mavi bantlarda histogram bilgileri grafiksel olarak sunulabilmektedir.



Şekil 4.2 Görüntüye ilişkin histogram bilgilerinin alınması

Renkli görüntüler gri değerli görüntülere çevrilebilmektedir. Ayrıca görüntüye özel biçimsel operatör (morphology), özel öteleme operatörü (convolution), matlık (saturation) ayarlamaları ve Fourier dönüşümü gibi işlemler uygulanabilmektedir.

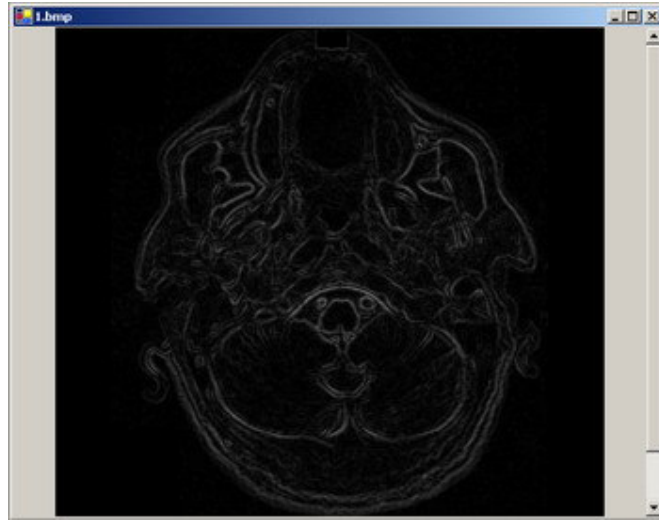
Görüntü işleme altlığı, görüntü işlemede özel amaçlarla kullanılan belli filtrelerin uygulanmasını da içermektedir. Şekil 4.3'te filtreler menüsü gösterilmiştir.



Şekil 4.3 Görüntü işleme altlığı filtreler menüsü



Şekil 4.4 Sobel kenar tanıma filtresinin uygulanması

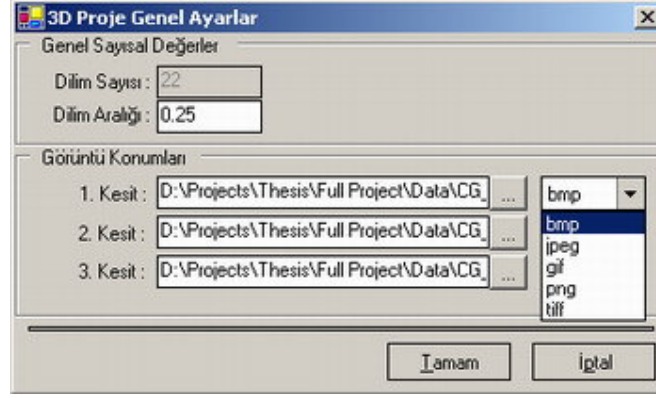


Şekil 4.5 Fark alma yöntemi ile kenar tanıma filtresinin uygulanması

#### 4.2.2 3B Model Oluşturma Uygulaması

Uygulamanın bu bölümünde, sisteme sayısal ortamda girdi olarak verilen üç kesitte alınmış MR görüntüleri kullanılarak beynin 3B modelinin oluşturulması sağlanmıştır. Bu amaçla, hacimsel anlamda beyni temsil edecek voksel kümesi oluşturulmuş ve voksel yüzeyleri beyin MR görüntüleri ile kaplanmıştır. Bu bölüm, genelleştirme ve görüntü piramitleri tekniklerini içermektedir. Bu teknikler ile kullanıcıya yüksek çözünürlük – fazla ayrıntı – fazla donanım kullanımı, düşük çözünürlük – az ayrıntı – donanımsal kazanç gibi seçenekler sunulmuş ve kullanıcının gereksiniminin tam anlamıyla karşılanması sağlanmıştır.

Modelleme uygulamasında kullanılacak MR görüntülerinin sabit diskteki konumları, uygulama başlatıldığında kullanıcı tarafından belirlenir. Bu aşamada, MR görüntülerinin dilim aralığı ve görüntülerin formatı da belirlenir. Uygulama seçilen konumlardaki görüntüleri kontrol ederek, dilim sayısını hesaplar.



Şekil 4.6 Görüntü konumlarının ve dilim aralığı miktarının belirlenmesi ve görüntü formatının seçilmesi

Şekil 4.6’da görüldüğü üzere, üç kesit için kullanılacak MR görüntülerinin konumları kullanıcı tarafından belirlenmektedir. Görüntüler 1’den başlamak üzere numaralandırılmış olmalıdır. Uygulama bu bilgileri kullanıcının dilim sayısını belirlemektedir. Dilim aralığı kullanıcı tarafından belirlenmektedir. Bilgiler kullanıcı tarafından onaylandığında, uygulama tarafından kontrol edilmekte ve model otomatik olarak oluşturulmaktadır.

#### 4.2.3 Hastalıklı Doku Belirleme Uygulaması

Uygulamanın bu bölümünde, katı cisim modellemesi yapılmıştır. Bu aşamada modellenen, beyindeki hastalıklı dokular kümesidir. Hastalıklı dokuların, MR görüntüleri üzerinde hekim tarafından etkileşimli bir şekilde seçilmesi öngörülmüştür. Hekim tarafından seçilen dokular, üzerlerinde bulundukları yüzeye kaydedilmiştir. 2B düzlem üzerinde poligonal yöntemler kullanılarak çizilen ve kaydedilen bu dokulara, yüzeylerden edinilen derinlik değerleri atanmıştır. Bu sayede, dokuların model üzerinde katı cisimler olarak modellenmesi aşamasında, katı cismin modelin hangi derinlik düzeyinde yer aldığı anlaşılabilmiştir.

Uygulama bu yetenekleri ile temel üç özellik göstermektedir :

- 3B bir modelleme yazılımı,
- 2B poligonal nesnelerin 3B katı cisimlere dönüştürülmesi ve 3B modele entegre edilmesi yazılımı

- Görüntü işleme kütüphanesi

### 4.3 Kullanılan Veri Modeli

Sunulan tezde 3B model elde edebilmek için voksel-tabanlı bir yöntem kullanılmıştır. Bu yöntemde vokseller doğrudan oluşturulmamıştır. Modellenecek olan nesnenin, her üç boyutunda da belli aralıklarla dilimlenerek alınmış görüntüleri 3B ortama taşınmış ve elde edilen düzlemlerin kesiştirilmesi sonucunda vokseller elde edilmiştir. Elde edilen vokseller, iç bilgiden yoksundur. Sadece yüzeyleri üzerinde bilgi taşımaktadır. Bu nedenle verinin 3B olarak değil, 2B olarak saklanması ile hafızadan kazanç sağlanması amaçlanmıştır. Elde edilen voksellerin iç yüzeyleri, daha iyi bir model görünümü elde edebilmek için yüzeylerden alınacak bilgiler kullanılarak renklendirilebilir. Bu işlem uygulamanın çalışma zamanında dinamik olarak yapılacağı için verinin saklanması, işlenmesi ve yüklenmesi sırasında da ek bir hafıza maliyeti çıkarmayacaktır.

Voksel tekniklerinin kullanılması, 3B modellemede büyük kolaylıklar sağlamasının yanında birtakım zorluklara da sahiptir. Elde edilen modele ait voksellerin renklendirilmesi ve her voksele ilişkin bu sayısal değerin kaydedilmesi, voksel tekniğinin zorlukları olarak sayılabilir. Sunulan tezde, elde edilen voksellere ilişkin sayısal değerler voksele ilişkin yüzeydeki görüntüden otomatik olarak alınmıştır. Bu veri, bilgisayar hafızasında saklanmamış, uygulamanın çalışma zamanında voksel yüzeylerinden alınarak voksele atanmıştır. Başka bir deyişle, bir voksele ilişkin sekiz köşe noktasının koordinatlarının saklanması yerine çalışma anında yüzeyler oluşturulurken, vokseli çevreleyen yüzeylerden koordinat bilgileri dinamik olarak alınmıştır. Bu yöntem hafıza gereksinimini azaltmaktadır. Voksel yüzeylerinin modellenen nesnenin gerçek görüntüleri ile kaplanması, voksel tekniklerinin bir diğer zorluğu olarak sayılabilir. Bu zorluk, voksel gösteriminde genellemeye gidilerek aşılıma çalışılmıştır. Aynı derinlik bilgisine sahip vokseller belirlenmiş, bu voksellerin ortak bir yüzey üzerinde yer aldığı anlaşılmıştır. Her voksele ilişkin görüntü bilgisinin ayrı ayrı saklanması yerine, aynı düzlemde yer alan voksellere ilişkin görüntü bilgisi sadece bir defa saklanmıştır. Modelin yüklenmesi aşamasında, voksellerin hangi yüzeyde yer aldığı otomatik olarak belirlenmiş ve o yüzeye ilişkin görüntü bilgisi voksele atanmıştır. Voksel tekniğinde genellemelerin kullanılması, hem hız açısından hem de hafıza kullanımı açısından büyük faydalar sağlamaktadır.

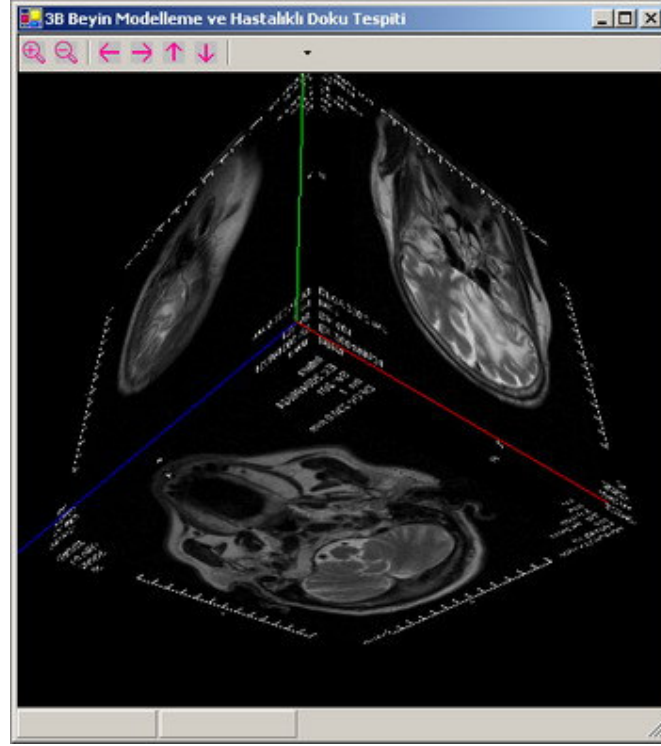
Modelleme aşamasında OpenGL teknolojisinden yararlanılmıştır. OpenGL (Open Graphics Library), bilgisayar ortamında iki veya üç boyutlu grafik çizdirmek amacıyla kullanılan bir

grafik kütüphanesidir. 1992 yılında Silicon Graphics Inc. (SGI) tarafından geliştirilmiştir. Bu grafik kütüphanesi, grafik işlemleri yapan API (Application Programming Interface) fonksiyonlarını içerir. Bu kütüphane doku oluşturma, renklendirme, gölgelendirme, ışıklandırma gibi işlemlerin kolay ve hızlı bir biçimde yapılmasını sağlamasının yanı sıra, geometrik nesnelerin dönüştürülmesi, döndürülmesi gibi analitik işlemleri yapan fonksiyonlar da içermektedir. Oluşturulacak modelleme sisteminde, OpenGL teknolojisinden yararlanılması, hız açısından büyük kazançlar sağlamıştır. Model üzerine doku döşenmesi aşamasında da bu teknolojinin kolaylıklarından yararlanılmıştır.

#### **4.4 Kullanılan Modelleme Tekniği**

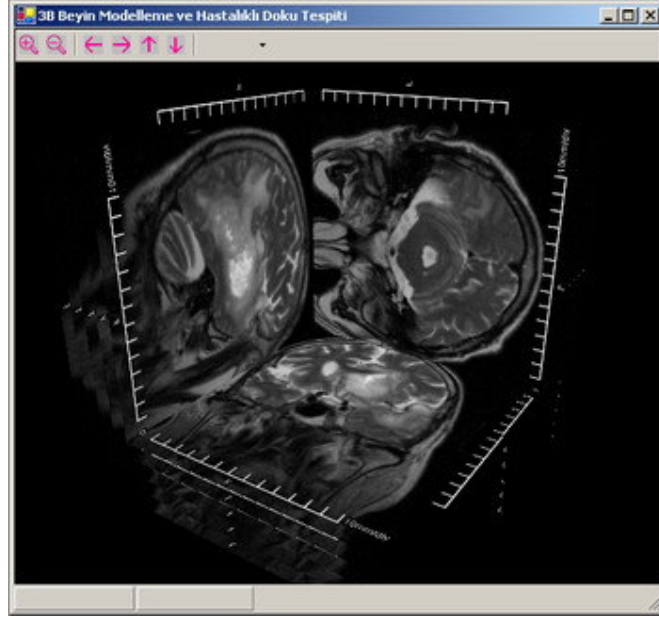
Daha önce de değinildiği gibi, sunulan tezde görüntü tabanlı bir modelleme sistemi kullanılmış ve bu sistem üzerine voksel tabanlı bir gösterim tekniği uygulanmıştır. Kullanılan görüntüler beynin üç kesitte alınan MR görüntüleridir. Voksel tabanlı gösterim olarak ise, önceki tekniklerden farklı ve bazı faydalar sağlayan yeni bir teknik geliştirilmiştir. Bu teknikte, vokseller doğrudan oluşturulmamıştır. Düzlemsel olarak alınmış görüntülerin uygun bir şekilde birbirlerine çakıştırılması ile voksellerin otomatik bir şekilde oluşturulması sağlanmıştır. Bu açıdan, oluşturulan vokseller “sanal vokseller” olarak isimlendirilmiştir.

İnsan beyninin MR görüntüleri, üç kesitte belli aralıklarda dilim dilim alınmaktadır. Bu görüntüleri kullanarak oluşturulan modelde, beynin iki dilimi arasında kalan kısımlarla ilgili bir bilgi bulunmayacaktır. Vokseller, yüzeylerinin yanı sıra, iç hacimlerinde de bilgi taşıyan hacimsel nesnelerdir. Voksellerin bu özelliklerinden doğrudan yararlanılmayacağı göz önünde bulundurulursa, voksellerin doğrudan oluşturulmamasının sebebi de ortaya konulmuş olacaktır.



Şekil 4.7 Beynin üç kesitte alınmış MR görüntüleri ile elde edilmiş 3B modeli

Şekil 4.7’de yazılımın 3B modelleme yapan ana bölümü görülmektedir. Bu ekranda kırmızı çizgi X eksenini, yeşil çizgi Y eksenini ve mavi çizgi Z eksenini temsil etmektedir. Resimde sol üst kısımda görülen, YZ düzleminde yer alan görüntü ve bu görüntüye paralel olan görüntüler beynin sagittal kesitte alınmış görüntüleri, alt kısımda görülen, XZ düzleminde yer alan görüntü ve bu görüntüye paralel olan görüntüler beynin aksiyal kesitte alınmış görüntüleri ve son olarak da sağ üst kısımda görülen, XY düzleminde yer alan görüntü ve bu görüntüye paralel olan görüntüler beynin koronal kesitte alınmış görüntüleridir. Aynı kesitte yer alan görüntüler dilimleme mesafesi MR bilgilerinden öğrenilerek birbirlerine paralel ve aralarında dilimleme mesafesi kadar mesafe olacak şekilde 3B ortama taşınmıştır. Bu işlemin tüm kesitlere uygulanmasıyla küp şeklinde bir model elde edilmiştir. Modeli oluşturan kesitlerin birbirleri ile kesiştirilmesi ile dörtgensel parçalar elde edilmiştir. Bu dörtgensel parçalar, oluşturulacak voksellerin yüzeyleridir.

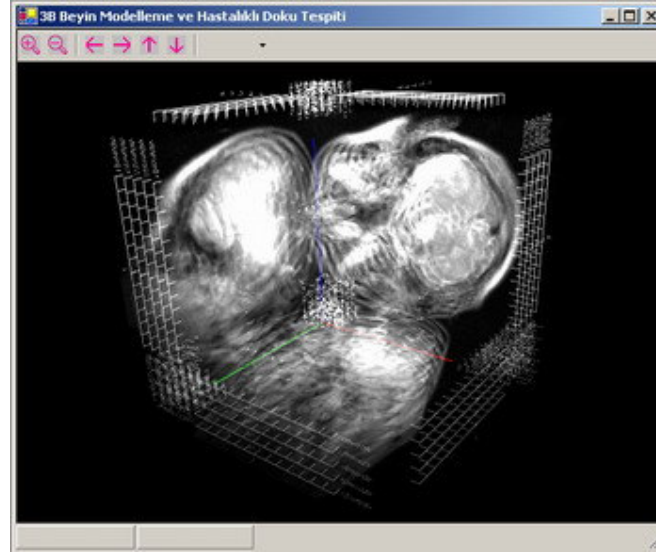


Şekil 4.8 3B modelin kesitlerine dilim kesme işleminin uygulanması

Şekil 4.8’de modelin başka bir açıdan görünümü gösterilmiştir. Bu görünüm, modelin her kesitinden belli sayıda görüntünün çıkartılması sonucu elde edilmiştir. Yukarıdaki görünümde her kesitteki ilk beş görüntü gösterilmiş, diğer görüntüler modelden çıkartılmıştır.

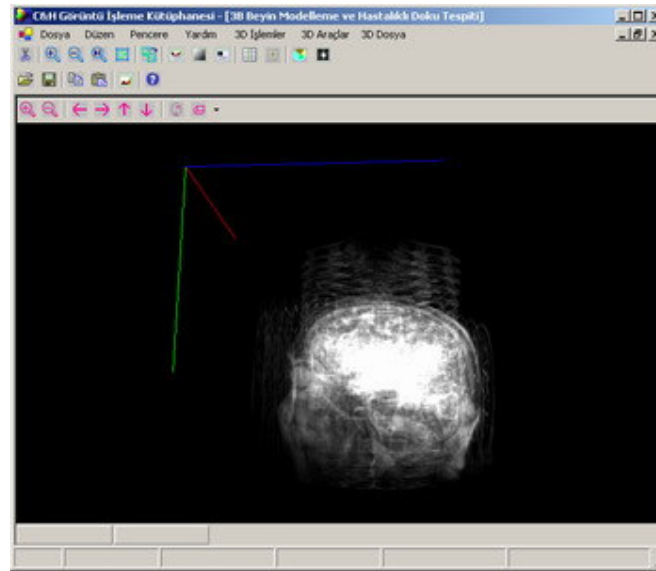
Modelin aynı kesit üzerinde yer alan düzlemsel dilimleri arasındaki mesafeler, veri olarak kullanılacak MR görüntü grubundan öğrenilmektedir. Örnek olarak kullanılan MR veri grubunda dilimler 5.0 mm aralıklarla alınmıştır. Oluşturulan modelde de dilimler arasında 5.0 mm mesafeler bırakılmıştır. Dilimleme aralığı miktarı aynı zamanda oluşturulacak voksellerin birim kenar uzunluğunu da belirler. Eşit aralıklarla dilimlenmiş bu düzlemler birbirleri ile kesiştirildiklerinde birim kenar uzunluğu dilimleme aralığı kadar olan yüzeyler oluşur. Her üç düzlemde de oluşan bu yüzeyler 3B model üzerinde birim hacim elemanlarını gösterir. Bu elemanlar sanal voksellerdir. Sanal vokseller iç hacimlerinde bilgi taşımamaktadır. İçi boş vokseller oluşturulması nedeniyle, model üzerinde dolaşırken, dilimler arasına girilerek görüntünün hem ön yüzeyinden hem de arka yüzeyinden görülebilmesi olanaklıdır.

Model bu haliyle sadece en üstte kalan yüzeylerin görünmesine olanak tanımaktadır. Ancak modele belli bir açıdan bakarken, öndeki yüzeyin arkasında kalan diğer yüzeylerin görülebilmesi de gerekli olabilmektedir. Bu amaçla görüntülerin saydamlaştırılmasına ve bu sayede arkada kalan yüzeylerin de görülebilmesinin sağlanmasına gerek duyulmuştur. Şekil 4.8’deki görünümün saydamlaştırılmış hali şekil 4.9’da gösterilmiştir.

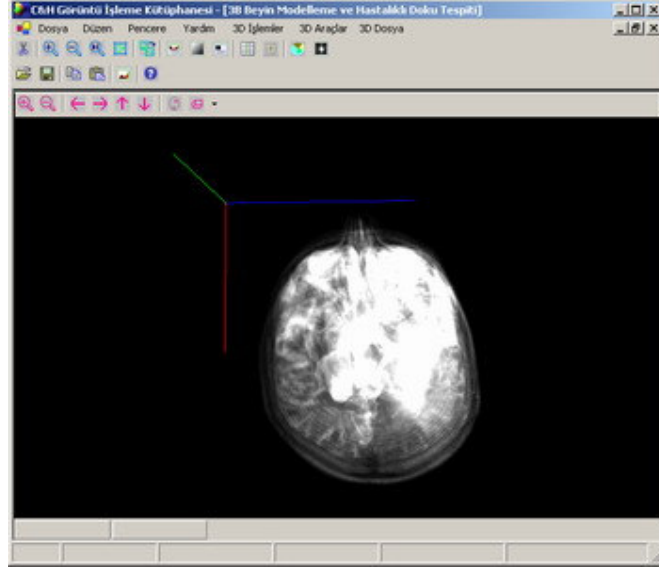


Şekil 4.9 Dilim kesmesi uygulanmış modelin saydamlaştırılması

Görüldüğü üzere saydam model üzerinde çalışırken, arka planda kalan yüzeylerin görülebilmesi de olanaklıdır. Bu sayede hastalıklı dokular arka planda kalsa bile model üzerinde görüntülenebilecektir. Beyne ait tüm MR görüntü dilimlerinin yüklenerek saydamlaştırılması ile elde edilen 3B model şekil 4.10’da görülmektedir.

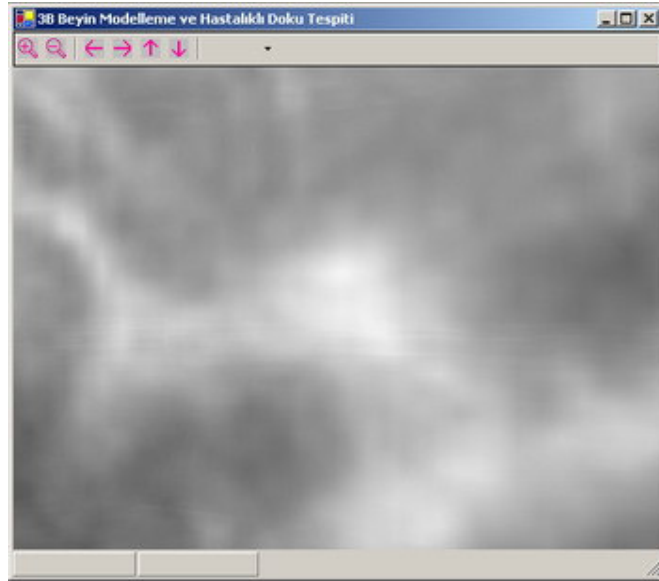


Şekil 4.10 Beynin 3B modelinin saydamlaştırılması, başın yandan görünümü



Şekil 4.11 Beynin 3B modelinin saydamlaştırılması, başın üstten görünümü

Kullanılan veri modelinde, elde edilen vokseller iç hacimlerinde bilgi taşımamaktadır. Bu nedenle 3B gösterime geçmeden önce her voksele, o vokseli çevreleyen yüzeylerden alınacak bir renk değeri atanmaktadır. Modele yaklaşıldıkça yüzey görüntüleri daha net bir şekilde görülebilmektedir.



Şekil 4.12 Voksel yüzeylerine yaklaşılmaları ile elde edilen yüzey görüntüsü

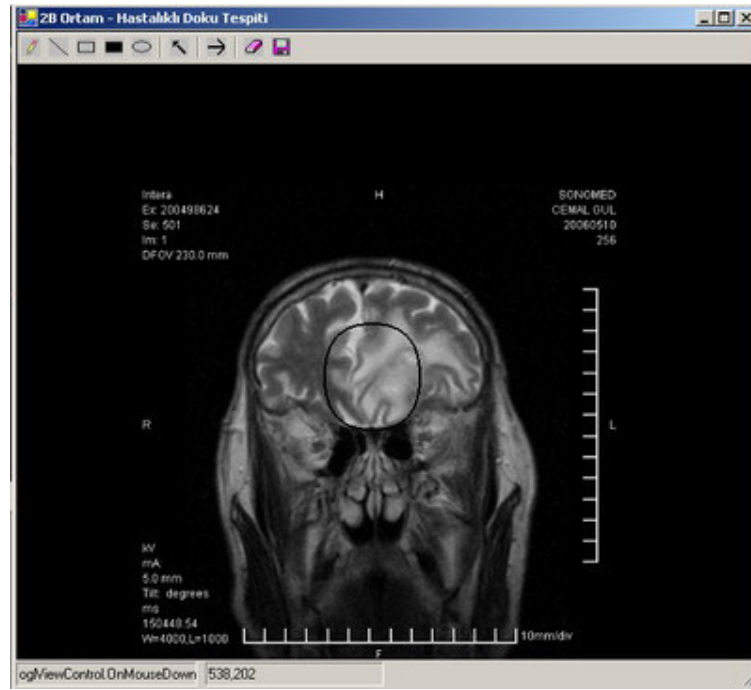
Görüldüğü üzere voksellerin yüzeyleri gerçek MR görüntüleri ile gösterilerek 2B düzlemsel bilgiler korunmuş, buna ek olarak voksellerin iç hacimleri yüzeyden alınan değer ile

doldurularak katı cisim şeklinde bir model oluşturulması sağlanmıştır.

Yazılım bu özellikleri ile 3B bir gösterim aracı olarak kabul edilebilir.

#### 4.5 Hastalıklı Doku Belirleme İşleminin Yapılması

3B model oluşturulma aşamasından sonra, hastalıklı dokuların 2B görüntüler üzerinde işaretlenmesi aşamasına geçilir. Bu aşamada herhangi bir kesit baz alınarak, bu kesit üzerindeki görüntüler sırasıyla gösterilmektedir. Hekim bu görüntüleri sırasıyla inceleyerek hastalıklı dokuları belirler ve sunulan temel CAD çizim araçları ile dokuları görüntü üzerinde işaretler.

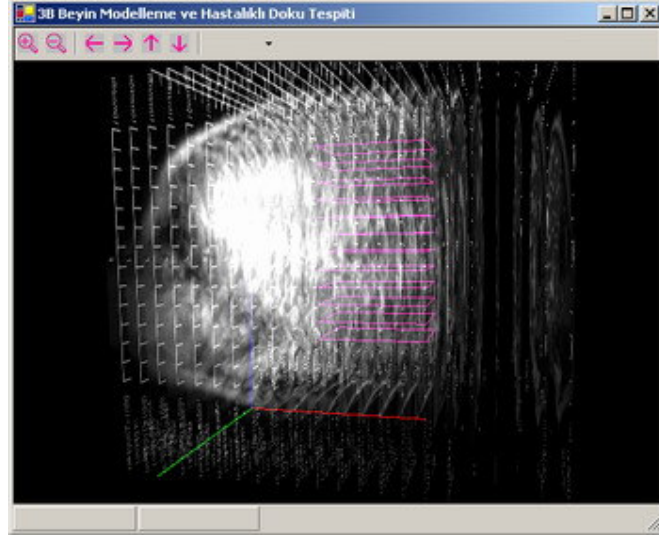


Şekil 4.13 2B ortamda hastalıklı dokuların belirlenmesi

Şekil 4.13'te beynin koronal kesitte alınmış ilk görüntüsü 2B ortama yüklenmiş olarak görülmektedir. 2B ortamda hekime görüntü üzerinde işaretleme yapabilmesi için temel CAD çizim araçları sunulmuştur. Bu araçlar kalem çizimi, düz çizgi, dikdörtgen ve elipstir. Hekim bu araçları kullanarak görüntü üzerinde koyduğu tanıları işaretler. Bir görüntüdeki işlemi tamamladıktan sonra, işaretlenen dokuları görüntüye kaydeder ve diğer görüntüye geçer. Bu işlem bir kesit boyunca alınmış tüm görüntüler üzerinde uygulanır.

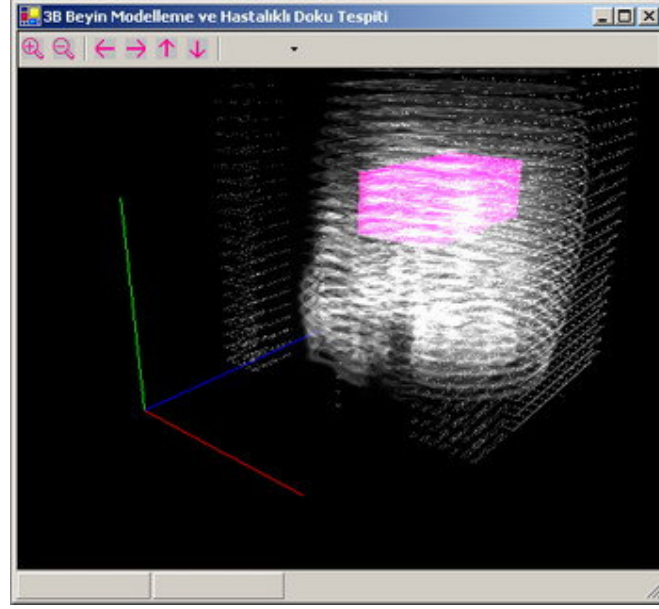
Hastalıklı doku sınırları işaretlendikten sonra 3B modele dönülerek programa, çizilen bu

dokuları modele entegre etmesini sağlayacak komut verilir. Hastalıklı dokular, 3B modele otomatik olarak entegre edilerek model içerisine oturtulur.



Şekil 4.14 Hastalıklı dokuların model üzerinde gösterilmesi

Şekil 4.14'te pembe renkte görülen dörtgensel alanlar, hastalıklı doku sınırlarının modele entegre edilmiş halini göstermektedir. Dokuları ifade eden poligonal alanlar derinlik değerlerini ait oldukları yüzeyden almaktadır ve modelin gösterildiği koordinat sistemine dönüştürülmüş haldedir. Ardışık yüzeyler üzerinde işaretlenmiş doku sınırlarının 3B model üzerindeki konumları arasında, dilimlenme mesafesi kadar fark bulunur. Bu bilgiler kullanılarak hastalıklı doku ile ilgili birtakım ölçümler yapılması olanaklıdır. Dokunun model üzerine katı cisim olarak entegre edilmiş hali şekil 4.15'te gösterilmiştir.



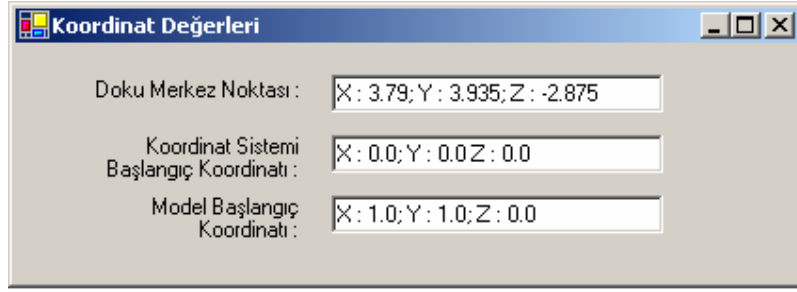
Şekil 4.15 Hastalıklı dokunun model içerisinde katı cisim olarak gösterimi

Dokuyu gösteren katı cismin ağırlık merkezinin koordinat sisteminin orijin noktasına olan uzaklığı iki nokta arasındaki mesafeyi veren formül yardımıyla hesaplanabilir.

$$d = \sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2 + (z_2 - z_1)^2} \quad (4.1)$$

3B modelleme sisteminin orijin noktasının koordinatları (0,0,0)'dır. Hastalıklı dokuyu temsil eden katı cismin ağırlık merkezi ise (3.79,3.935,-2.875)'tir. Buna göre hastalıklı dokunun ağırlık merkezinin orijine olan uzaklığı formül 4.1 kullanılarak 6.1736 olarak hesaplanır. Modelin başlangıç noktasının koordinatı ise (1.0,1.0,0.0)'dır. Hastalıklı dokunun ağırlık merkezinin bu noktaya olan uzaklığı ise yine formül 4.1 kullanılarak 4.9662 birim olarak bulunur.

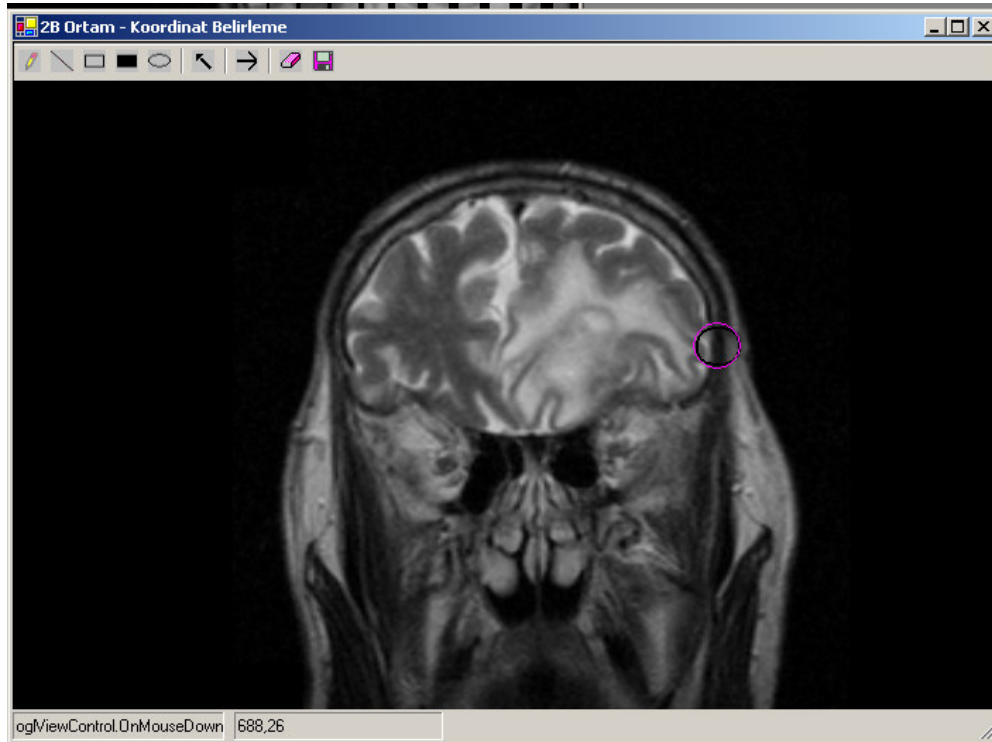
Koordinat bilgileri yazılım tarafından otomatik olarak hesaplanarak kullanıcıya gösterilmektedir.



Şekil 4.16 Koordinat değerlerinin sorgulanması

Model üzerindeki tüm noktalar, 3B koordinat sisteminde konumlandırılmış olduğu için, bu aşamadan sonra herhangi iki nokta arasındaki ölçüm işlemleri rahatlıkla yapılabilir.

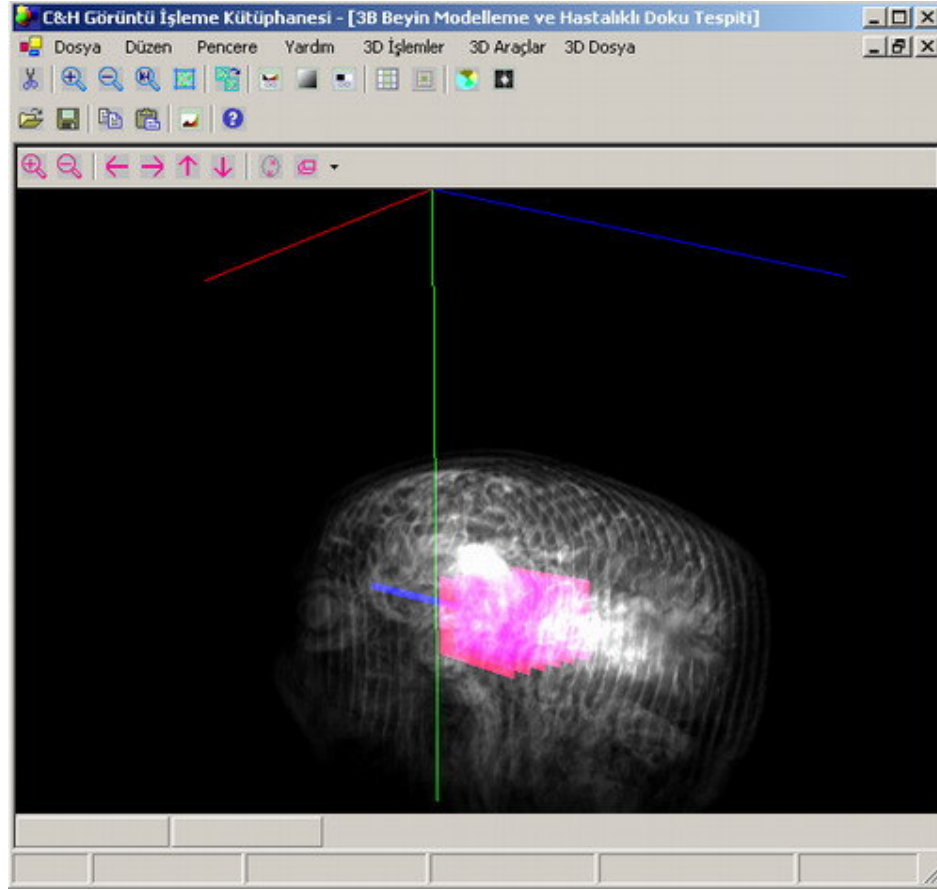
Hastalıklı dokulara ilişkin ölçme işlemlerinin yapılması için, kullanıcı yüzeyler üzerinde sırayla birer koordinat belirler. Belirlediği bu koordinatları yüzeyler üzerinde saklar. Belirlenen hastalıklı dokular, modele aktarıldıktan sonra daha önce belirlenmiş bu noktalara göre ölçüm işlemleri yapılır.



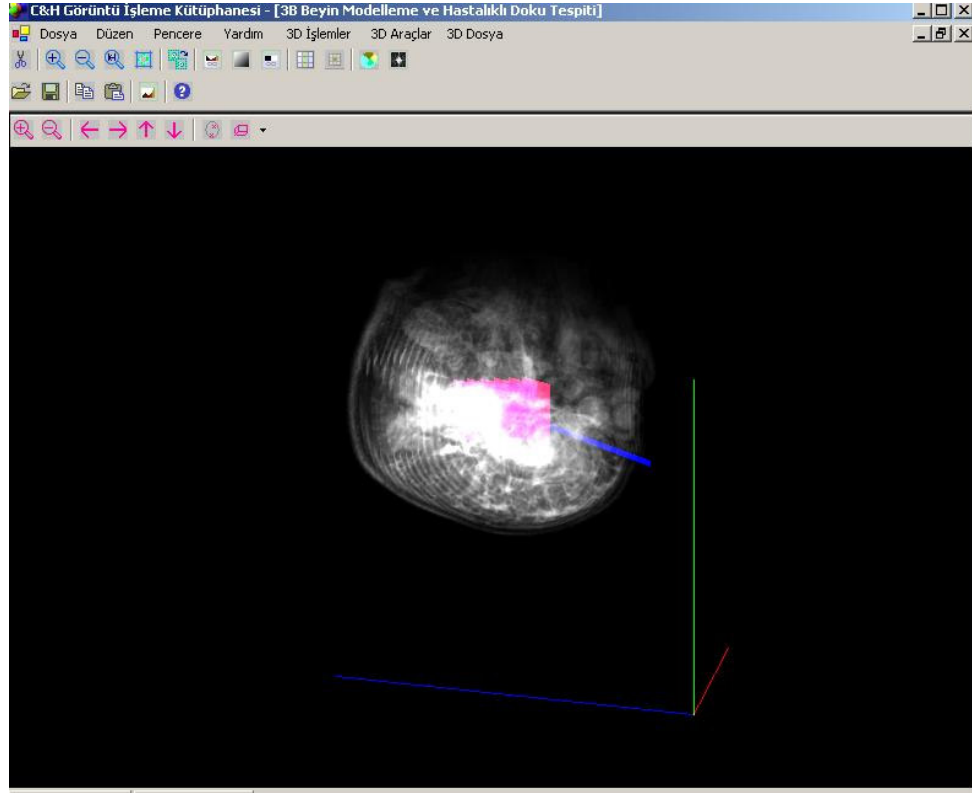
Şekil 4.17 Ölçüm yapılacak koordinatların belirlenmesi

Ölçüm yapılacak yüzeyler üzerinde koordinatlar belirlendikten sonra, 3B ortamda bu

koordinatlar ile hastalıklı dokunun koordinatları arasındaki uzaklık formül 4.1'e göre belirlenir.

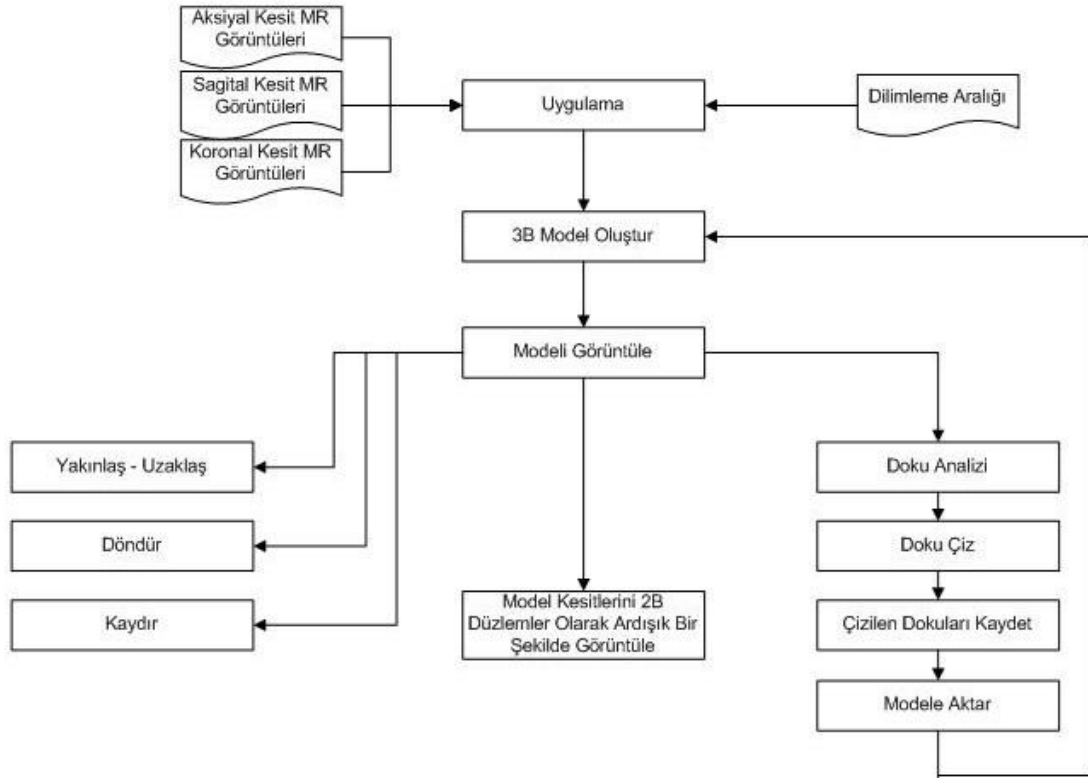


Şekil 4.18 Belirlenen bir ölçü koordinatına göre ölçme işleminin uygulanması



Şekil 4.19 Belirlenen bir diğer ölçü koordinatına göre ölçme işleminin uygulanması

#### 4.6 3B Modelleme ve Doku Belirleme Modüllerine İlişkin Program Akış Diyagramı



Şekil 4.20 3B Modelleme ve Doku Belirleme Modüllerine İlişkin Program Akış Diyagramı

#### 4.7 Algoritma Karmaşıklığı

Karmaşıklık, çözüme giderken geçilecek en uzun yol olarak tanımlanabilir. Bu kavram, zaman gibi donanıma göre değişebilecek değişkenler yerine, döngü çevrimi, karşılaştırma sayısı gibi evrensel ve özelleştirilebilir değişkenlerle ifade edilir. (Demiray, 2003) Bir programın performansı, genel olarak programın işletimi için gerekli olan bilgisayar zamanı ve belleğidir. (Uğur, 2002) Performansın bir ölçütü, algoritmanın belirli bir giriş verisine karşın, problemin çözümü için bilgisayarın harcadığı zamanın ölçülmesidir (programın zaman karmaşıklığı, time complexity). Diğer bir ölçütü ise, belirli giriş verisine karşı bilgisayarın kullandığı bellek miktarıdır (programın yer karmaşıklığı, space complexity). [9]

Bir algoritmanın performansını en iyi yansıtan gösterge, büyüme hızıdır. Büyük O gösterimi (Big O representation), bir algoritmanın performansını en iyi tanımlayan matematiksel formeldür ve algoritmanın iç ayrıntılarına bakılarak elde edilmektedir. Büyük O gösterimi, büyüme hızını göstermektedir ve girdi verisinin büyüklüğünü gösteren bir N parametresine dayanır. Büyük O gösteriminin hesaplanması için beş tane kural geliştirilmiştir [8] :

- Döngüler : Bir döngünün çalışma zamanı, döngü içindeki deyimlerin çalışma zamanının iterasyon sayısı ile çarpılması kadardır.
- İç içe döngüler : İç içe döngülerin toplam çalışma zamanı, bütün döngülerin çalışma sayılarının çarpımına eşittir.
- Ardışık deyimler : Ardışık deyimlerin toplam çalışma zamanı, her deyim çalışma zamanının birbirine eklenmesiyle hesaplanmaktadır.
- If – Then – Else deyimleri : If – then – else deyimlerinde en kötü çalışma zamanı hesaplanmaktadır. Test zamanına, then veya else deyimindeki çalışma zamanlarından daha büyük olan zaman eklenmektedir.
- Logaritmik karmaşıklık : Problemin büyüklüğünün belli oranda azaltılması için sabit bir zaman harcanıyorsa bu algoritmanın karmaşıklığı  $O(\log N)$  ile ifade edilmektedir.

#### 4.7.1 Modelleme Algoritmasının Zaman Karmaşıklığının Belirlenmesi

Modeli oluşturulan ve ek olarak verilen algoritmanın zaman karmaşıklığı büyük  $O$  gösteriminin ikinci ve üçüncü kuralları dikkate alınarak hesaplanabilir.

```
for (int i = 0; i < m_firstImages.Count; ++i)
{
    //...
}
```

↓  
Bir kesitteki görüntü sayısı kadar döner

Şekil 4.21 Modeli oluşturan algoritmanın karmaşıklığının hesaplanması

Verilen görüntüleri sırasıyla alarak üç boyutlu modeli oluşturan algoritma, görüntü sayısı kadar dönmektedir. Yukarıda gösterilen algoritma, her üç kesit için de çalıştırılmaktadır. Bu algoritmanın karmaşıklığı, ilgili kesitte yer alan görüntü sayısı kadardır. Bu karmaşıklık  $O(N_1)$  ile gösterilir. Burada  $N_1$ , toplam görüntü sayısını ifade etmektedir. Diğer kesitler için algoritma karmaşıklığı da, o kesitlerde yer alan görüntü sayıları kadardır. Bu karmaşıklıklar da sırasıyla  $O(N_2)$  ve  $O(N_3)$  ile gösterilir. Bu döngülerin ardı ardına çalıştırılması nedeniyle toplam karmaşıklık, değerlerin birbirlerine eklenmesi ile elde edilir. Bu değer de  $O(N_1) + O(N_2) + O(N_3)$  olmaktadır.

#### 4.7.2 Uygulamanın Yer Karmaşıklığının Belirlenmesi

Çeşitli boyutlarda MR görüntülerinin kullanılması ile elde edilen modelin çalışma zamanında kullandığı geçici bellek (RAM) miktarları ile ölçülmüştür.

| Görüntü Boyutu | Kullanılan RAM miktarı (KB) |
|----------------|-----------------------------|
| 512 x 512      | 143020 (139,66 MB)          |
| 256 x 256      | 36804 (35,94 MB)            |
| 128 x 128      | 16884 (16,48 MB)            |

Tablo 4.1 Görüntü boyutuna göre kullanılan RAM miktarı

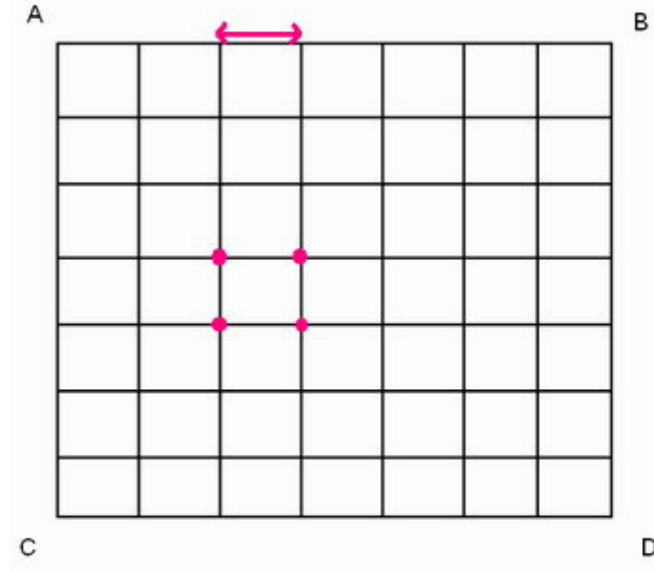
Görüntü boyutları küçültüğünde geçici bellekten büyük oranda kazanç sağlandığı görülmektedir. Ancak görüntü boyutlarının küçültülmesi, çözünürlüğün azalması nedeniyle veri kaybına neden olacaktır. Bu noktada kullanıcı geçici bellek kullanımından tasarruf yapmasının mı, veri kaybı yaşamamasının mı daha önemli olduğuna karar verip uygun görüntüleri seçmelidir.

Farklı boyutlarda görüntüler kullanılarak oluşturulan modellerin sabit disk kullanım miktarları arasında da büyük oranda farklılıklar vardır.

| Görüntü Boyutu | Sabit Diskte Kullanılan Alan (KB) |
|----------------|-----------------------------------|
| 512 x 512      | 13328 (13,01 MB)                  |
| 256 x 256      | 3727 (3,63 MB)                    |
| 128 x 128      | 1230 (1,20 MB)                    |

Tablo 4.2 Görüntü boyutuna göre modellerin sabit diskte kapladıkları alan miktarları

Kullanılan voksel – tabanlı yöntem ile sabit disk kullanımı azaltılmıştır. Modeli oluşturan noktalar, hacimsel veri grupları olarak değil, yüzeysel dörtgenler olarak saklanmıştır. Bu şekilde aynı noktanın tekrar kaydedilmesinden sakınılmıştır. Modelin kaydedilmesi aşamasında, genelleme tekniği izlenerek aynı düzlem üzerinde yer alan dörtgensel alanlar ayrı ayrı saklanmamış, bunun yerine dörtgensel alanların oluşturduğu düzlemin koordinatları saklanmıştır. Kaydedilmiş modelin okunması aşamasında, modelin dilimlenme mesafesine bakılarak voksel yüzeyleri dinamik bir şekilde oluşturulmuştur.



Şekil 4.22 Voksel yüzeylerinin genelleştirilmesi

Şekil 4.22’de aynı düzlemde yer alan kırk dokuz tane voksel yüzeyi görülmektedir. Bu voksel yüzeylerinin ayrı ayrı kaydedilmesi komşu yüzeylerin koordinatlarının birden fazla kaydedilmesine neden olur. Bu durum gereksiz sabit bellek kullanımına neden olacağı için, aynı düzlemde bulunan yüzeylerin genelleştirme yolu ile kaydedilmesi uygun görülmüştür. Şekil 4.22’deki voksel yüzeyleri, sadece en dış yüzeye ait A, B, C ve D noktalarının kaydedilmesi ile tek bir adımda saklanabilir. Şekilde ok ile gösterilen mesafe, dilimlenme mesafesini göstermektedir. Modelin dosyadan okunması aşamasında, A, B, C ve D koordinatları ve dilimlenme mesafesi öğrenilerek yüzey koordinatları basit bir şekilde oluşturulmaktadır.

#### 4.8 Olası Modelleme Hataları

Modeli oluşturmak için kullanılan MR görüntülerinin her üç kesitte de beynin sınırlarından başlayarak alındığı kabul edilmiştir. Araştırmalar sırasında MR görüntülerinin hangi dilimden alınmaya başlandığı konusunda kesin kurallar olmadığı görülmüştür. Bu modelleme yazılımında kullanılan MR görüntülerinin her üç kesitte de beyni sınırlayacak biçimde alınmış olması gereklidir. Farklı biçimlerde alınan MR görüntüleri kullanılarak oluşturulan model hatalı bir model olacaktır. Buna bağlı olarak model üzerinde yapılan her türlü ölçüm işlemi de hatalı sonuçlar üretecektir.

## 5. SONUÇ VE ÖNERİLER

### 5.1 Sonuç

Sunulan tezde oluşturulan voksel-tabanlı modelleme yöntemi, modellemeye yeni bir bakış açısı getirmiştir. Bu teknik, voksellerin iç hacim bilgilerinin elimizde hazır olarak bulunmadığı, ancak dinamik olarak bu bilgilerin atanmasını gerektiren durumlarda etkin bir şekilde kullanılabilir. Modelleme aşamasında gerçek görüntülerden yararlanılması, modelin gerçeğe yakınlık seviyesini artırmıştır. Kullanıcıya modeli oluşturan dilimler arasında dolaşabilme imkanı tanınarak görüntüleri her açıdan görebilmesi sağlanmıştır.

Voksellerin kaydedilmesi aşamasında, genelleme yöntemi izlenerek düzlemsel yüzeyler gruplanmış ve sadece en dış yüzeye ait model koordinatları saklanarak sabit bellek kullanımından kazanç sağlanmıştır.

Görüntüleme aşamasında OpenGL teknolojisinin sunduğu faydalardan yararlanılmış, model yüzeylerinin hızlı bir şekilde görüntülerle dokunması sağlanmıştır.

Otomatik tanı koyma algoritmalarının kullanılması yerine, hekime tanı koyabilmesi ve görüntüler üzerinde oynama yapabilmesi için olanak tanınmıştır. Hekimin 2B görüntüler üzerinde işaretlediği hastalıklı dokular, 3B modele taşınmış ve beyin hastalıklı doku ile birlikte hekime gösterilmiştir. Bu gösterim tıp bilimine iki fayda getirmektedir. İlk olarak, hekim cerrahi uygulama öncesinde, vakayı gözünde tam olarak canlandırabilecek ve model üzerinde oynama yapabilecektir. Bir diğer fayda ise, hekim hastasıyla birlikte model üzerinde konuşabilecek, hastasını vaka ile ilgili daha net bir şekilde bilgilendirebilecek ve hastanın da vakayı gözünde canlandırabilmesini sağlayacaktır. Tüm bu faydalar ile cerrahi uygulamalarda yapılabilecek olası hataların en aza indirgenmesi ve cerrahi uygulama gerektiren işlemlerde hastalara daha iyi bir hizmet sunulması amaçlanmıştır.

### 5.2 Öneriler

Bu uygulamada örnek görüntü olarak beyin üç kesitte alınmış MR görüntüleri kullanılmıştır. Görüntü üzerinde yapılacak analiz ve belirleme işlemleri uygulamayı kullanacak uzmana bırakılmıştır. Bu sayede uygulamanın beyinde yer alan herhangi bir hastalıklı doku üzerinde kullanılması olanaklı hale getirilmiştir. Diğer bir deyişle bu uygulama gerek beyindeki epileptik özellik gösteren dokuların modellenmesinde, gerek beyin tümörlerinin modellenmesinde kullanılabilir.

Uygulama, kullanılan görüntünün içeriğinden bağımsızdır. Bu nedenle kullanılan görüntünün beyin MR görüntüsü olma zorunluluğu yoktur. Örneğin uygulama jeolojik kesitlere ilişkin görüntüler kullanılarak çalıştırıldığında, ilgili bölgenin jeolojik modellenmesi yapılabilecektir. Doku belirleme modülü, oluşturulan bu jeolojik model üzerinde farklı amaçlarla kullanılabilir. Örneğin yer altına dönecek boru hatları modellenmek isteniyorsa, doku belirleme modülü kullanarak boru hatlarının 2B düzlemler üzerinde CAD araçlarıyla çizimi yapılabilir. Çizimler modele aktarıldıktan sonra, yapılacak projenin tasarım aşamasında gösterimi oluşturulabilir. Bu yetenekleri sayesinde uygulama genel bir nitelik taşımaktadır.

## KAYNAKLAR

- Dong Z., Chen W., Bao H., Zhang H. ve Peng Q., (2004), “Real-Time Voxelization for Complex Models”, Zhejiang University, China
- Gao Y. ve Radha H., (2005), “Multi-View Image Coding Using 3D Voxel Methods”, Department of Electrical and Computer Engineering, Michigan State University, USA
- Kang D.J., (1998), “A Fast and Stable Algorithm for Medical Images”, Signal Processing Lab., South Korea
- Kuzu Y., (2004), “Volumetric Object Reconstruction By Means Of Photogrammetry”, Technical University of Berlin, Germany.
- Kuzu Y. ve Sinram O., (2002), “Volumetric Reconstruction Of Cultural Heritage Artifacts”, Photogrammetry and Cartography Technical University of Berlin, Germany
- Lakare S., (2000), “3D Segmentation Techniques for Medical Volumes”, Center for Visual Computing Department of Computer State University of New York, USA
- Müller J., (2005), “Volume Modelling And Rendering Based On 3D Voxel Grids”, University of Koblenz-Landau
- Müller K., Smolic A., Kaspar B., Merkle P., Rein T., Eisert P. ve Wiegand T., (2004), “Octree Voxel Modeling With Multi-View Texturing In Cultural Heritage Scenarios”, Heinrich-Hertz Institut, Germany
- Özkan R., (2005), “Bilgisayarlı Tomografinin Temel Prensipleri”
- Prakash E., (1997), “Volume Terrain Modeling And Rendering For Visual Flythrough”, Center for Visual Computing and Department Science Suny at Stony Brook, USA
- Richard N., Dojat M. ve Garbay C., (2003), “Automated Segmentation of Human Brain MR Images Using a Multi-Agent Approach”, University of Center Hospitalier, France
- Tuncel E., (2004), “Radyolojiye Giriş ve Temel Kavramlar”, Uludağ Üniversitesi, Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı
- Uğur A., (2002), “Veri Yapıları”, Ege Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Bilgisayar Mühendisliği Bölümü
- Wan M., Zhang N., Qu H. ve Kaufman A., (2001), “Multi-Resolution Rendering of Large-Scale Voxel-Based Terrain”, Departments of Computer Science, State University of New York, USA
- Zhu Q., (1998), “3D Voxel-Based Muscle Volume Deformation By Finite Element Method”, Department of Computer Science Suny at Stony Brook, USA

## INTERNET KAYNAKLARI

- [1] [www.tbd.org.tr](http://www.tbd.org.tr)
- [2] <http://www.konez.com>
- [3] <http://www.cardiff.ac.uk/index.html>
- [4] <http://www.merl.com/people/pfister/courses/Bonn2000/Papers/SramekVoxelization.pdf>

- [5] [http://wscg.zcu.cz/wscg2004/Papers\\_2004\\_Short/J53.pdf](http://wscg.zcu.cz/wscg2004/Papers_2004_Short/J53.pdf)
- [6] <http://www.cs.sunysb.edu/%7Evislab/projects/volume/Papers/glossary.html>
- [7] <http://www.gamedev.net/reference/articles/article657.asp>
- [8] <http://www.fatih.edu.tr/~zorhan/bilm201/lecturenotes/Chapter1Complexitytr.ppt>
- [9] <http://www.bilmuh.gyte.edu.tr/BIL211/bolum8.pdf>
- [10] <http://www.pfizer.com.tr/index.asp>
- [11] <http://www.thehumanbrain.org>
- [12] [www.nehe.gamedev.net](http://www.nehe.gamedev.net)
- [13] [www.opengl.org](http://www.opengl.org)
- [14] [www.sifatip.com.tr.htm](http://www.sifatip.com.tr.htm)
- [15] [www.tbd.org.tr](http://www.tbd.org.tr)
- [16] <http://www.amerikanhastanesi.com.tr/default.aspx>
- [17] <http://www.brain-dynamics.net>
- [18] <http://www.brainresource.com>
- [19] <http://radyoloji.uludag.edu.tr>

**EKLER**

Ek 1 Uygulama Kod Örneği

## Ek 1 Uygulama Kod Örneği

```

LayerList slices = new LayerList();
double xVal = 1.0;
imageIndex = "1";

for (int i = 0; i < 5; ++i)
{
    Coordinate3D tLeftSlice = new Coordinate3D(xVal,1.0,0.0);
    Coordinate3DList coorsSlice = tLeftSlice.CreateCoordinateList
        (5.5,TypeOfSurface.tosSlice);
    Surface surSlice = new Surface(coorsSlice);
    surSlice.GLName = glName++;
    surSlice.TextureLocation =
        @"../../../../Data//CG_MR_128//Sagital//" + imageIndex + ".bmp";
    imageIndex = Convert.ToString((Convert.ToInt32(imageIndex) + 1));
    LineList llSlice = new LineList();
    llSlice.Add(new Line(surSlice));
    Layer lyrSlice = new Layer(llSlice);
    lyrSlice.LayerType = TypeOfLayer.tolSlice;
    slices.Add(lyrSlice);
    xVal += 0.25;
}
//...
//Benzer biçimde diğer kesitler de yüklenir
//...

LayerList faceLayers = new LayerList();
LayerList sliceLayers = new LayerList();
LayerList normalLayers = new LayerList();

Project3D project = new Project3D(faces,normals,slices);
project.DrawWithTexture(m_viewKoronal,m_viewAksial,m_viewSagital);

```

**ÖZGEÇMİŞ**

|               |                    |                                                                                                                                                   |
|---------------|--------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Doğum tarihi  | 28.08.1981         |                                                                                                                                                   |
| Doğum yeri    | Çivril / DENİZLİ   |                                                                                                                                                   |
| Lise          | 1995-1998          | İzmir İnönü Lisesi                                                                                                                                |
| Lisans        | 1998-2003          | Yıldız Üniversitesi Kimya - Metalurji Fak.<br>Matematik Mühendisliği Bölümü                                                                       |
| Yüksek Lisans | 2003--Devam ediyor | Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü<br>Jeodezi ve Fotogrametri Müh. Anabilim Dalı,<br>Uzaktan Algılama ve Coğrafi Bilgi Sistemleri |

**Çalıştığı kurumlar**

|                   |                                      |
|-------------------|--------------------------------------|
| 2003-2004         | Borat Sayısal Haritacılık Sistemleri |
| 2004-Devam ediyor | Sampaş Bilgisayar AŞ                 |