

# **Beyin Beyaz Cevher Yolaklarının Difüzyon Tensör Görüntüleme ile Gösterilmesi**

**Ali Demir**

**Yeditepe Üniversitesi Bilgisayar Mühendisliği**

**(Çift anadal: Biyomedikal Mühendisliği)**

Proje Danışmanları

**Assoc. Prof. Dr. Aziz M. ULUĞ**

**Prof. Dr. Mehmed ÖZKAN**

**20.06.2008**

**TEŞEKKÜRLER**

- Aziz M. ULUĞ *(Yeditepe Üniversitesi Biyomedikal Mühendisliği)*  
*(Cornell Üniversitesi Radyoloji Bölümü)*  
*(Yeditepe Üniversitesi Hastanesi Radyoloji Bölümü)*
- Mehmed ÖZKAN *(Bogaziçi Üniversitesi Biyomedikal Mühendisliği Enstitüsü)*  
*(Yeditepe Üniversitesi Bilgisayar Mühendisliği)*
- Ali Ümit KESKİN *(Yeditepe Üniversitesi Biyomedikal Mühendisliği)*
- Zeynep FIRAT *(Yeditepe Üniversitesi Hastanesi Radyoloji Bölümü)*
- Yeditepe Üniversitesi Hastanesi Radyoloji Bölümü

## ÖZET

Difüzyon tensör görüntüleme (DTG) doku içerisindeki difüzyonun hangi yönde daha çok kısıtlandığını gösteren ve bunu niceliksel olarak da ifade edebilen bir yöntemdir. Ayrıca voksel içinde karakterize edilen difüzyon bilgisi ile beyin ak maddesi fiber traktografi algoritmaları kullanılarak daha detaylı ve 3 boyutlu olarak gösterilebilir. DTG konusu araştırma ve geliştirmeye yönelik bir çok problemi içinde barındıran, çok popüler bir konudur. Bu projenin asıl amacı, DTG konusunda araştırma ve geliştirme projelerine destek olacak bir yazılım platformunu oluşturmak ve daha sonra kolaylıkla yeni yöntemleri üzerinde deneyebileceğimiz bir araç geliştirmektir. Bu yazılım temel olarak difüzyon tensorunun hesaplanması, tensörün diagonalize edilmesi, niceliksel ve renk kodlu beyin haritalarının oluşturulması, ve traktografi algoritmaları ile beyindeki beyaz cevher yollarının üç boyutlu olarak gösterilmesi işlemlerini yapabilmektedir. Ek olarak, kullanıcının işini kolaylaştıracak ve daha kısa sürede analizlerin yapılabilmesini sağlayacak bir platform oluşturulmuştur. Bu yazılım alt yapısı ile DTG'nin tam olarak gösteremediği bazı durumların ve kısıtlamaların çözümlenmesi için çalışmalar da yapılabilir.

Anahtar sözcükler: beyin ak maddesi, difüzyon, tensör, görüntüleme.

## 1 GİRİŞ

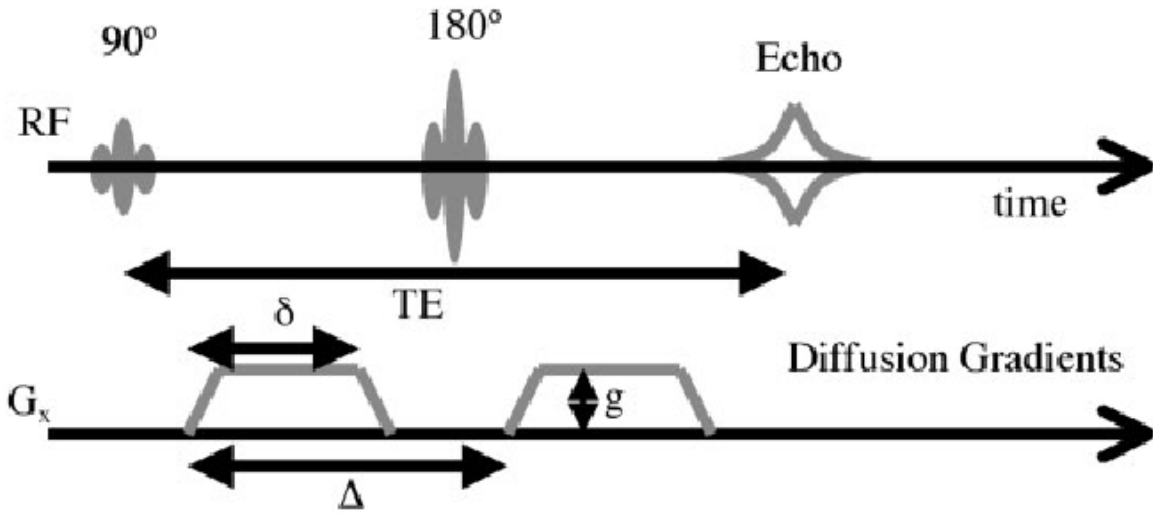
Beyin ak maddesi sinir hücresinde sinyal iletimini sağlayan aksonlardan oluşur. Aksonun en önemli özelliği yüksek oranda miyelin kılıflı olmasıdır. Miyelin büyük oranda yağ içerdiğinden dolayı beyaza yakın renktedir ve su moleküllerinin difüzyonuna engel teşkil eder. Difüzyon su moleküllerinin serbest (Brownian) hareketleridir. Difüzyon tensor görüntüleme (DTG) tekniğinde beyin içerisinde suyun difüzyonunun hangi yönlerde ne miktarda kısıtlandığı difüzyona ağırlıklı görüntülerden (DAG) hesaplanır. Ak madde içerisindeki ölçümlerde suyun belli yönlerde daha çok kısıtlandığı görülür. Bu özellik matematiksel olarak tensor ile tanımlanabilir. Difüzyonun kısıtlanmasına neden olan yapıların bulunmadığı, su moleküllerinin her yönde yaklaşık eşit miktarda hareket ettiği dokularda ellipsoid isotropik, difüzyonun kısıtlandığı dokular için hesaplanan ellipsoid ise anisotropiktir. Tensor dokulardaki difüzyonu matematiksel olarak tanımlayan 3x3 simetrik bir matristir. Simetrik bir tensör nümerik işlemler ile köşegenleştirilebilir. Bu işlem tensörü eksenlerinin yönü ve eksen yönündeki uzunlukları bilinen bir ellipsoide dönüştürür. Buna difüzyon ellipsoidi denir. Bu ellipsoidin eksenlerinin yönünü gösteren birim vektöre özvektör, özvektör yönündeki uzunluğuna da özdeğer denir. Bu ellipsoidin üç farklı özdeğeri arasındaki ilişki matematiksel ifadelerle kıyaslanarak fraksiyonel anisotropi (FA), göreceli anisotropi (sRA\*) gibi birbirinden farklı difüzyon haritaları oluşturulabilir. Bu tanıma göre ellipsoidin özdeğerleri arasındaki standart sapma hesaplanarak ellipsoidin özdeğerlerinin birbirlerinden ne ölçüde farklı oldukları niceliksel olarak ifade edilebilir ve beyin haritaları oluşturulabilir. Bunlara ek olarak anisotropinin yüksek olduğu yerlerde özvektörlerden özdeğeri en büyük olanının yönünü takip eden algoritmalar ile beyin ak maddesi ince çubuk veya çizgilerle üç boyutlu olarak oluşturulabilir.

Bu proje kapsamında MR cihazının ölçtüğü difüzyon ağırlıklı görüntülerden dokularda farklı yönlerdeki difüzyon katsayılarının (ADC) hesaplanması, ADC'lerden difüzyon tensörünün hesaplanması, tensörün köşegenleştirilerek difüzyon ellipsoidinin hesaplanması, elde edilen difüzyon ellipsoidinin matematiksel özelliklerinden niceliksel ve renkli beyin haritalarının oluşturulması ve difüzyon ellipsoidinin uzandığı yönü takip eden traktografi algoritması ile birbirini takip eden çizgi veya ince çubuklarla bilgisayarda modellenmesi aşamaları gerçekleştirilmiştir. Ayrıca klinik çalışmalarda kullanılabilmesi için bu aşamaların takibinin ve kontrolünün yapılabildiği kullanıcı dostu bir arayüz geliştirilmiştir.

## 2 DİFÜZYON TENSOR GÖRÜNTÜLEME

MR'da difüzyon sinyalinin elde edilmesi için normal sinyallerin toplandığı sırada protonların fazlarını değiştiren ve bir süre sonra tekrar eski fazlarını dönmesini sağlayan manyetik alan değişimleri uygulanır [2]. Yerini çok az değiştiren spinlerin fazları sıfırlanacaktır. Bu durumda meydana gelen sinyal azalması spinlerin hareketine bağlı olacaktır. Difüzyonun kısıtlandığı dokularda sinyal azalması çok düşük olacağından difüzyon ağırlıklı görüntülerde daha yüksek intensite değerine sahip olacaktır [1].

Difüzyon ağırlıklı görüntüde oluşan sinyal kaybı uygulanan manyetik alan değişiminin yönüne ve şiddetine göre değişir. Uygulanan manyetik değişimin gücü  $b$  değeri ile ifade edilir. Stajskal-Tanner spin eko sekansı (Figür 2.1) için  $b$  değeri uygulanan manyetik alanın süresine ( $\delta$ ), gücüne ( $G$ ) ve ardışık iki manyetik alan değişimi arasındaki zaman farkına bağlıdır ve Denklem 2.1 ile hesaplanır ( $\gamma$  gyromanyetik sabitidir). [2]



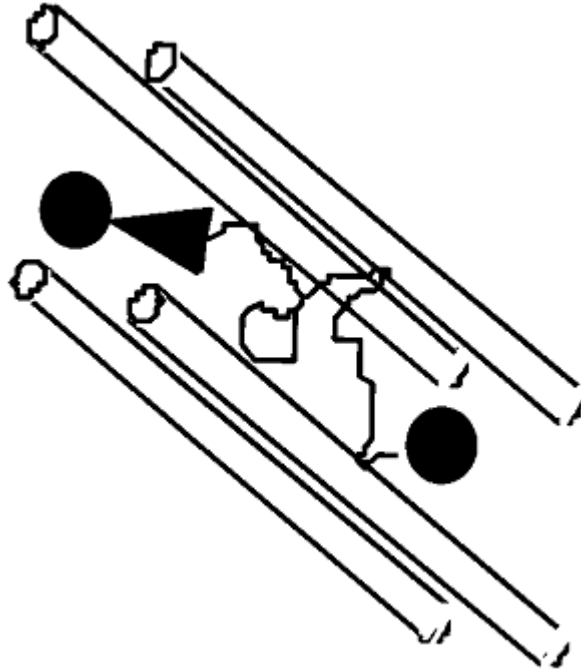
Figür 2.1: Diffusion weighted Spin Echo Pulse Sequence [3]

$$b = \gamma^2 G^2 \delta^2 \left( \Delta - \frac{\delta}{3} \right) \quad (2.1)$$

MR sinyalindeki azalma Denklem 2.2 ile matematiksel olarak ifade edilebilir. Bu denklemdaki  $S$  difüzyon ağırlıklı sinyal,  $S_0$  difüzyon manyetik alan değişimi uygulanmadan elde edilen sinyal,  $b$  difüzyon ağırlık faktörü ve  $D$  difüzyon katsayısıdır (ADC olarak da bilinir). [3]

$$S = S_0 e^{-bD} \quad (2.2)$$

Su için difüzyon katsayısı ortalama  $3.2 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$  olarak hesaplanmıştır. Difüzyon katsayısı difüzyonun her yönde eşit olduğu ortamlardaki isotropik difüzyonu ifade etmek için yeterlidir. Ancak, difüzyonun her yönde eşit olmadığı farklı yapılardan oluşan dokularda difüzyon anisotropik olduğu için difüzyon katsayısı bu dokudaki difüzyonu tanımlamak için yeterli değildir (Figür 2.2). [3]

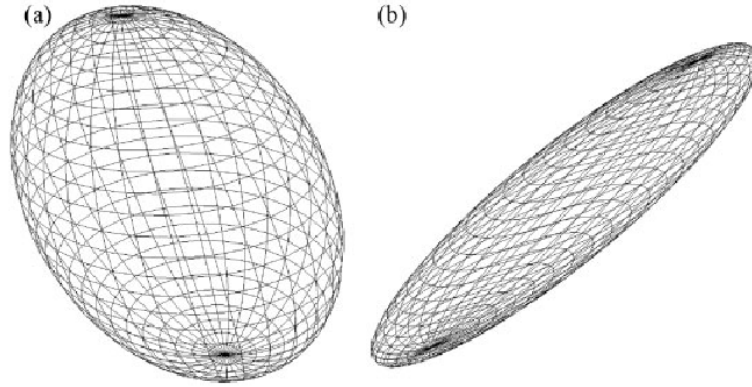


Figür 2.2: Diffusion of a molecule in restricted tissue [2]

Anisotropik difüzyon matematiksel olarak rankı 2 olan  $3 \times 3$  simetrik bir matris (Figür 2.3) ile gösterilebilir ve bu matrise tensör denir. Tensör difüzyonun 3 boyutta tanımlayan bir ifadedir. Difüzyonun isotropik olduğu durumda  $D_{xx}=D_{yy}=D_{zz}$ , ve  $D_{xy}=D_{xz}=D_{yz}=0$  [3]. Difüzyon tensörünün hesaplanabilmesi için en az 6 farklı yönde difüzyon ağırlıklı görüntünün ve buna ek olarak bir tane de difüzyon manyetik alan değişimi uygulanmamış ( $b=0$ ) referans görüntüsünün alınması gerekir. Pratikte 6'dan daha fazla yönde difüzyon ağırlıklı görüntü elde edilir ve sinyaller cebirsel işlemlerle tensör hesaplanır.

$$\bar{D} = \begin{pmatrix} D_{xx} & D_{xy} & D_{xz} \\ D_{xy} & D_{yy} & D_{yz} \\ D_{xz} & D_{yz} & D_{zz} \end{pmatrix}$$

Figür 2.3: Diffusion Tensor Model



Figür 2.4: Diffusion Ellipsoids for a) Grey matter b) White Matter [3]

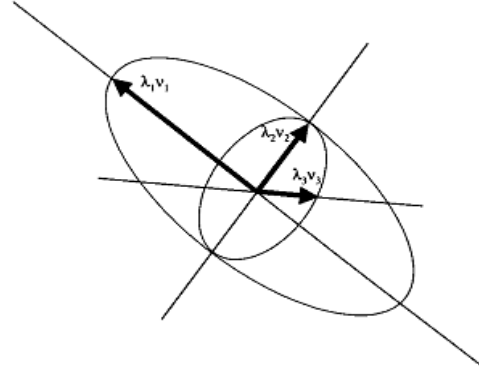
Difüzyonun tensör ile tanımlandığı bu durum için Denklem 2.2 Denklem 2.3'deki gibi olur. Burada  $b_0 = \gamma^2 \delta^2 \left( \Delta - \frac{\delta}{3} \right)$  ve  $\bar{g}$  ile gösterilen değer x, y, ve z yönlerindeki manyeti alan değişim gücüdür.

$$S = S_0 e^{-b_0 \bar{g}^T \bar{D} \bar{g}} \quad (2.3)$$

Difüzyon tensörü simetrik olduğu için her zaman Jacobi transformasyonu kullanılarak köşegenleştirilebilir ve 3x3'lük matriste sadece köşegen üzerinde 0'dan farklı değerler kalır. Köşegen üzerindeki bu 3 değere özdeğer denir. Köşegenleştirme işlemi sırasında kullanılan çarpanlar da özvektördür. Özdeğerlere karşılık gelen özvektörler ellipsoidin eksenlerinin yönünü gösterir (Figür 2.5).

$$\mathbf{D} = \begin{pmatrix} D_{xx} & D_{xy} & D_{xz} \\ D_{xy} & D_{yy} & D_{yz} \\ D_{xz} & D_{yz} & D_{zz} \end{pmatrix}$$

$$= [\mathbf{v}_1 \quad \mathbf{v}_2 \quad \mathbf{v}_3]^T \begin{pmatrix} \lambda_1 & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_2 & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_3 \end{pmatrix} [\mathbf{v}_1 \quad \mathbf{v}_2 \quad \mathbf{v}_3].$$



Figür 2.5: Tensor Diagonalization [2]

Tensörün kendisinin yöne bağımlı olmasının yanında tensörün difüzyonu niteleyen ve yönden bağımsız karakteristik parametreleri vardır. Table 2.1’de difüzyon tensörünün yönden bağımsız parametrelerinin özdeğerler ile hesaplanması belirtilmiştir. Table 2.2’de aynı parametrelerin tensör elemanlarıyla hesaplanması gösterilmiştir. Tanımlanan parametrelerden ilk üçü ( $I_1$ ,  $I_2$  ve  $I_3$ ) dışındakiler bu üç parametre kullanılarak da hesaplanabilir. Her bir parametre difüzyon ellipsoidinin farklı bir özelliğini belirtir. [4, 5]

Table 2.1: Rotationally Invariant Parameters of Diffusion Tensor (in terms of eigenvalues) [5]

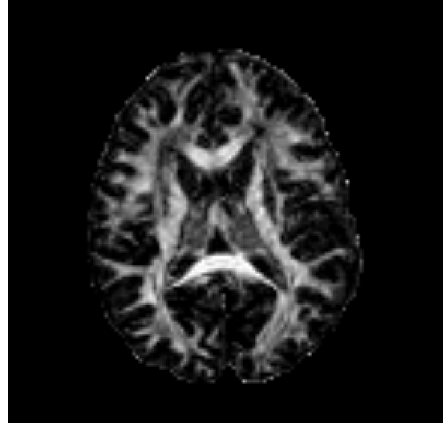
Parameter	Synonyms	Eigenvalue Formula
$I_1$	Trace	$\lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3$
$I_2$		$\lambda_1\lambda_2 + \lambda_2\lambda_3 + \lambda_3\lambda_1$
$I_3$	Determinant	$\lambda_1\lambda_2\lambda_3$
$I_4$	$I_1^2 - 2I_2 = \mathbf{D}:\mathbf{D} = \text{Trace}(\mathbf{D}^2)$	$\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2$
$D_{av}$	$I_1/3$ ; “A”	$(\lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3)/3$
$D_{surf}$	$(I_2/3)^{1/2}$ ; “J”	$[(\lambda_1\lambda_2 + \lambda_2\lambda_3 + \lambda_3\lambda_1)/3]^{1/2}$
$D_{vol}$	$I_3^{1/3}$ ; “G”	$(\lambda_1\lambda_2\lambda_3)^{1/3}$
$D_{mag}$	$(I_4/3)^{1/2} = (3D_{av}^2 - 2D_{surf}^2)^{1/2}$	$[(\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2)/3]^{1/2}$
$\mathbf{D}_{an}:\mathbf{D}_{an}$	$6D_{av}^2 - 2I_2$	$(\lambda_1 - D_{av})^2 + (\lambda_2 - D_{av})^2 + (\lambda_3 - D_{av})^2$
“K”	$I_2/I_1$	$(\lambda_1\lambda_2 + \lambda_2\lambda_3 + \lambda_3\lambda_1)/D_{av}$
“H”	$3I_3/I_2$	$3\lambda_1\lambda_2\lambda_3/(\lambda_1\lambda_2 + \lambda_2\lambda_3 + \lambda_3\lambda_1)$

Table 2.2: Rotationally Invariant Parameters of Diffusion Tensors (in terms of tensor elements) [5]

Parameter	Tensor Element Formula
$I_1$	$D_{xx} + D_{yy} + D_{zz}$
$I_2$	$D_{xx}D_{yy} + D_{yy}D_{zz} + D_{zz}D_{xx} - (D_{xy}^2 + D_{xz}^2 + D_{yz}^2)$
$I_3$	$D_{xx}D_{yy}D_{zz} + 2D_{xy}D_{xz}D_{yz} - (D_{zz}D_{xy}^2 + D_{yy}D_{xz}^2 + D_{xx}D_{yz}^2)$
$I_4$	$D_{xx}^2 + D_{yy}^2 + D_{zz}^2 + 2(D_{xy}^2 + D_{xz}^2 + D_{yz}^2)$
$D_{av}$	$(D_{xx} + D_{yy} + D_{zz})/3$
$D_{surf}$	$\{[D_{xx}D_{yy} + D_{yy}D_{zz} + D_{zz}D_{xx} - (D_{xy}^2 + D_{xz}^2 + D_{yz}^2)]/3\}^{1/2}$
$D_{vol}$	$[D_{xx}D_{yy}D_{zz} + 2D_{xy}D_{xz}D_{yz} - (D_{zz}D_{xy}^2 + D_{yy}D_{xz}^2 + D_{xx}D_{yz}^2)]^{1/3}$
$D_{mag}$	$\{[D_{xx}^2 + D_{yy}^2 + D_{zz}^2 + 2(D_{xy}^2 + D_{xz}^2 + D_{yz}^2)]/3\}^{1/2}$
$\mathbf{D}_{an}:\mathbf{D}_{an}$	$(D_{xx} - D_{av})^2 + (D_{yy} - D_{av})^2 + (D_{zz} - D_{av})^2 + 2D_{xy}^2 + 2D_{xz}^2 + 2D_{yz}^2$
“K”	$[(D_{xx}D_{yy} + D_{yy}D_{zz} + D_{zz}D_{xx}) - (D_{xy}^2 + D_{xz}^2 + D_{yz}^2)]/(D_{xx} + D_{yy} + D_{zz})$
“H”	$3[D_{xx}D_{yy}D_{zz} + 2D_{xy}D_{xz}D_{yz} - (D_{zz}D_{xy}^2 + D_{yy}D_{xz}^2 + D_{xx}D_{yz}^2)]/[(D_{xx}D_{yy} + D_{yy}D_{zz} + D_{zz}D_{xx}) - (D_{xy}^2 + D_{xz}^2 + D_{yz}^2)]$



Difüzyon anisotropisi indeksleri (DAI) ile değerleri 0 (isotropik) ile 1 (tamamen anisotropik) arasında değişen niceliksel difüzyon haritaları oluşturulur [4, 5]. Table 2.3 ve Table 2.4’de farklı DAI hesaplama yöntemleri listelenmiştir. Bunlardan beyin ak maddesi incelemelerinde en yaygın olarak kullanılanı FA haritalarıdır (Figür 2.6). FA haritası difüzyon ellipsoidinin öz değerleri arasındaki standart sapmanın hesaplanması ile elde edilir.



Figür 2.6: FA Map

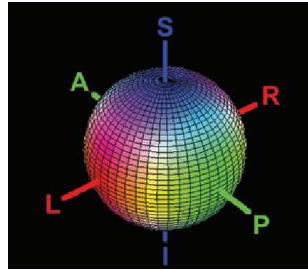
Table 2.3: Summary of 3D Intravoxel DAI formulas (in terms of eigenvalues) [5]

Index	Definition	Eigenvalue Formula
Fractional Anisotropy ( $FA$ )	$(3\mathbf{D}_{an}:\mathbf{D}_{sur}/2\mathbf{D}:\mathbf{D})^{1/2} = (1 - I_2/I_4)^{1/2}$	$\sqrt{\frac{3[(\lambda_1 - D_{av})^2 + (\lambda_2 - D_{av})^2 + (\lambda_3 - D_{av})^2]}{2(\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2)}}$
Scaled relative anisotropy ( $sRA$ )	$(\mathbf{D}_{an}:\mathbf{D}_{sur}/6)^{1/2}/D_{av} = (1 - D_{sur}^2/I_1^2)^{1/2}/D_{av}$	$\frac{\sqrt{(\lambda_1 - D_{av})^2 + (\lambda_2 - D_{av})^2 + (\lambda_3 - D_{av})^2}}{\sqrt{6} D_{av}}$
Volume fraction ( $VF$ ), volume ratio ( $VR$ )	$1 - I_3/D_{av}^3 = 1 - (D_{vol}/D_{av})^3 = 1 - 27I_3/I_1^3$	$1 - \lambda_1\lambda_2\lambda_3/D_{av}^3$
$UA_{surf}$	$1 - D_{sur}/D_{av}$	$1 - [(\lambda_1\lambda_2 + \lambda_2\lambda_3 + \lambda_3\lambda_1)/3]^{1/2}/D_{av}$
$UA_{vol}$	$1 - D_{vol}/D_{av}$	$1 - (\lambda_1\lambda_2\lambda_3)^{1/3}/D_{av}$
$UA_{vol,surf}$	$1 - D_{vol}/D_{surf} = (UA_{vol} - UA_{surf})/(UA_{surf} - 1)$	$1 - (\lambda_1\lambda_2\lambda_3)^{1/3}/[(\lambda_1\lambda_2 + \lambda_2\lambda_3 + \lambda_3\lambda_1)/3]^{1/2}$
Lattice index, $LI_N$	$(FA + FA^2)/2$	

Table 2.4: Summary of 3D Intravoxel DAI Formulas (in terms of tensor elements) [5]

Index	Tensor Element Formula
Fractional anisotropy ( $FA$ )	$\sqrt{\frac{3[(D_{xx} - D_{av})^2 + (D_{yy} - D_{av})^2 + (D_{zz} - D_{av})^2 + 2(D_{xx}^2 + D_{yy}^2 + D_{zz}^2)]}{2[D_{xx}^2 + D_{yy}^2 + D_{zz}^2 + D_{zz}^2 + 2(D_{xy}^2 + D_{xz}^2 + D_{yz}^2)']}}$
Scaled relative anisotropy ( $sRA$ )	$\frac{\sqrt{(D_{xx} - D_{av})^2 + (D_{yy} - D_{av})^2 + (D_{zz} - D_{av})^2 + 2(D_{xy}^2 + D_{xz}^2 + D_{yz}^2)}}{\sqrt{6} D_{av}}$
Volume fraction ( $VF$ ), Volume ratio ( $VR$ )	$1 - \frac{[D_{xx}D_{yy}D_{zz} + 2D_{xy}D_{xz}D_{yz} - (D_{zz}D_{xy}^2 + D_{yy}D_{xz}^2 + D_{xx}D_{yz}^2 + D_{xx}D_{yz}^2)]/D_{av}^3}{1}$
$UA_{surf}$	$1 - \frac{\sqrt{D_{xx}D_{yy} + D_{yy}D_{zz} + D_{zz}D_{xx} - (D_{xy}^2 + D_{xz}^2 + D_{yz}^2)}}{\sqrt{3} D_{av}}$
$UA_{vol}$	$1 - \frac{\sqrt[3]{D_{xx}D_{yy}D_{zz} + 2D_{xy}D_{xz}D_{yz} - (D_{zz}D_{xy}^2 + D_{yy}D_{xz}^2 + D_{xx}D_{yz}^2)D_{av}}}{1}$
$UA_{vol,surf}$	$1 - \frac{\sqrt[3]{D_{xx}D_{yy}D_{zz} + 2D_{xy}D_{xz}D_{yz} - (D_{zz}D_{xy}^2 + D_{yy}D_{xz}^2 + D_{xx}D_{yz}^2)}}{\sqrt{\frac{D_{xx}D_{yy} + D_{yy}D_{zz} + D_{zz}D_{xx} - (D_{xy}^2 + D_{xz}^2 + D_{yz}^2)}{3}}}$
Gamma variate Lattice index, $LI_N$	$[ae^{-bsRA}(b^2sRA^2 + 2bsRA + 2) - 2a]/b^3, a = -259.57, b = 8$ $(FA - FA^2)/2$

FA haritalarını üzerine özdeğerlerden en büyüğüne karşılık gelen öz vektörün yön bilgisi eklenerek renkli beyin haritaları oluşturulabilir. Renkli beyin haritalarında parlaklık anisotropiyi, renk de ellipsoidin uzandığı yönü gösterir. [6]



Figür 2.7: Color Hue [7]

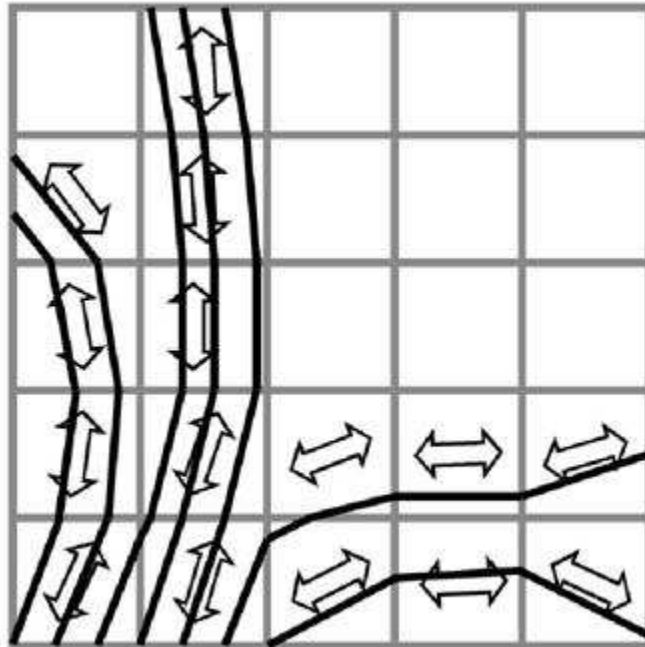
Figür 2.7’de gösterilen renk kodlamasına göre kırmızı renk soldan sağa doğru bir uzanımın olduğunu, yeşil renk önden arkaya (anteriordan posteriora) doğru, mavi renk de aşağıdan yukarıya doğru bir uzanımı göstermektedir.

### 3 TRAKTOGRAFI

DTG ile elde edilen bilginin en önemli özelliği dokulardaki difüzyonun hangi yönde daha fazla olduğunu anlaşılabilmesidir. Bu yöntem ile ölçüm alınan vokseldeki beyaz cevher (ak madde) yolaklarının hangi yönde ilerlediği anlaşılabilir. Vokseller arasındaki bağlantılar

fiber traktografi algoritmaları ile kurulabilir ve grafik objeleri ile beyaz cevher yolakları beyin görüntüleri üzerinde 3 boyutlu olarak gösterilebilir.

Fiber traktografi doğrusal ilerleyen ve olasılık temelli yaklaşımlarla ve farklı yöntemlerle yapılabilir. Bunlardan en popüler olanı doğrusal ilerleyen yöntemdir. Bu yöntemde seçilen bir başlangıç noktasından başlayan ve difüzyon ellipsoidinin uzandığı yönde ilerleyen çizgisel bir model oluşturulur. Farklı bir voksele geçildiğinde çizginin takip ettiği yön yeni vokselle için hesaplanmış difüzyon ellipsoidinin uzanım yönünü takip eder. Sonuçta beyin beyaz cevherinin seçilen başlangıç noktasından itibaren hangi yönde ilerlediği 3 boyutlu grafik objeleri ile gösterilebilir. Bu algoritma FACT (*Fiber Assignment by Continuous Tracking*) olarak bilinir ve klinik bulgular ile doğruluğu onaylanan ilk traktografi algoritmasıdır . [8]



Figür 3.1: Schematic diagram of tracking algorithm (FACT) [3]

Dokulardaki difüzyon  $180^\circ$  simetrik olduğundan dolayı belirlenen başlangıç noktasından maksimumdifüzyon doğrultusunda ve birbirine zıt yönde iki farklı çizgi takip edilir. [3]

Her yeni voksele geçildiğinde trak sonlandırma kriterleri kontrol edilir ve eğer bu kriterlerden herhangi biri doğrulanırsa trak sonlandırılır. Bu kriterlerden en önemlisi FA değeridir. Düşük FA değerleri gri cevherin olduğu kısımlarda görüldüğü için bu durumda trak sonlandırılır. Gri cevherin FA değerleri ortalama 0.1-0.2 arasında değişmektedir. Bu sebeple

tipik FA sınır değeri 0.2'dir. Bir diğer sonlandırma kriteri de birbirini takip eden voksellerin öz vektörleri arasındaki açıdır. Beyaz cevher yolaklarında keskin dönüşler olmadığı için bu durumda da trak sonlandırılmalıdır. Tipik açı sınır değeri  $30^\circ$  'dir. Bunların yanında bazı durumlarda kısa uzunluktaki trakların gösterilmemesi için sınır değeri belirtilip kısa trakların silinmesi sağlanabilir. [3]

## 4 YÖNTEMLER

Bu projede difüzyon ağırlıklı görüntülerin işlenerek beyin hakkında daha deyalı bilgi elde edilmesi ve kullanılan yöntemlerle beyin ak maddesinin 3 boyutlu olarak incelenmesi sağlanmıştır. İlk olarak Philips Achieva-3T MR cihazının ürettiği difüzyon ağırlıklı DICOM dosyasının içindeki bilgilerin okunması gerçekleştirilmiştir. Sonraki işlemlerde difüzyon tensörü ve difüzyon ellipsoidi hesaplanarak beyin haritaları oluşturulmuştur. Beyin haritaları üzerinde yapılabilecek analiz işlemleri için arayüz kontrolleri eklenmiştir. Son olarak arayüzdeki kontroller ile seçilen başlangıç noktalarından FACT traktografi algoritması ile beyin beyaz cevher yolaklarının 3 boyutlu görüntülenmesi sağlanmıştır.

### 4.1 DICOM Dosyasının Okunması

DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) medikal görüntülerin saklanıp taşınması için geliştirilmiş bir standarttır [10]. Dosyanın ön bilgi ve görüntü kısmı olmak üzere iki kısımdan oluşur. İlk kısımda alınan görüntü ile ilgili hasta adı, çekim adı, çekim parametreleri, görüntü boyutları gibi her türlü gerekli sayısal ve yazılı bilgiler bulunur. Takip eden kısımda alınan görüntünün sinyal büyüklükleri bulunur.

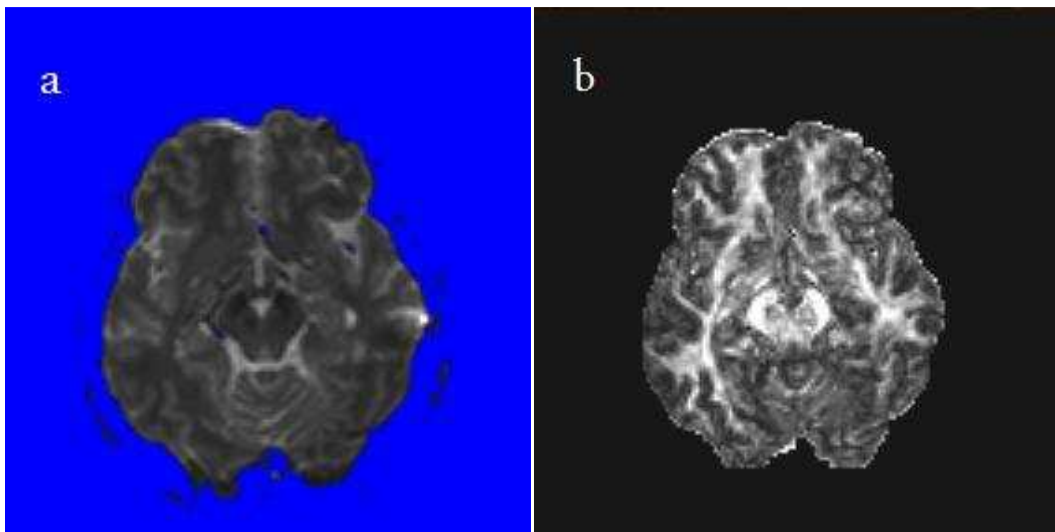
Ön bilgi kısmı grup ve elemanlar şeklinde sınıflandırılarak oluşturulmuştur. Örnek olarak hasta adı 0010<sub>H</sub> kodlu grup ve 0010<sub>H</sub> kodlu eleman olarak standartta belirlenmiştir. DICOM dosyasında bu grup ve eleman kodlarından sonra bilgi yazılır. Difüzyon ağırlıklı görüntüler için özel olan grup ve eleman çiftleri: b değeri için (0018<sub>H</sub>, 9087<sub>H</sub>), manyetik alan değişim yönü için (0018<sub>H</sub>, 9089<sub>H</sub>)'dir.

Bu bilgilerle difüzyon ağırlıklı görüntüler içeren DICOM dosyası bir fonksiyon içerisinde okunarak dosyadan gerekli ön bilgilerin bilgisayar hafızasında tutulması sağlanmıştır.

## 4.2 Mask Rutini

MR görüntüsünde beyinle ilgisi olmayan kısımların tensör hesaplamalarında incelenmesi gereksizdir. Bu kısımlar oluşturulan haritalarda görüntüyü bozucu etki yapar. Bu etkileri ortadan kaldırmak için bir mask rutini kullanılmıştır. Mask rutini için iki birbirini tamamlayan yöntem uygulanmıştır: 1) Sınır değer, 2) Erozyon ve dilasyon.

Sınır değer filtresi için  $b$  degerinin 0 olduğu referans görüntüsü kullanılmıştır. Kullanıcı arayüzünden seçilebilen sınır değer ile  $b=0$  olan görüntüde bu sınır değer üzerinde sinyal büyüklüğü olan kısımların 1, diğer kısımların 0 olarak işaretlendiği bir mask oluşturulmuştur. İkinci aşama oluşan maskın gürültülü kısmının çıkarılması için erozyon ve dilasyon filtresinin kullanılması olmuştur. Kullanıcı arayüzünden bu filtrenin boyutları değiştirilebilir. Figür 4.1a sınır değer filtresinin oluşturduğu maskı göstermektedir. Bu görüntüde kafa tasının olduğu kısımlardaki adacıklar gözükmemektedir. Bu maska erozyon ve dilasyon filtresinin uygulanması sonucu oluşan FA haritasında Figür 4.1b bu adacıkları görememekteyiz.



Figür 4.1: a) Output of the threshold filter. b) FA Map calculated with the mask filtered with additional erosion & dilation.

### 4.3 Difüzyon Tensörünün Hesaplanması

Tensör 6 elemanlı bir sütun matrisi olarak ifade edilir (Denklem 3.1).

$$D = [ D_{xx}, D_{yy}, D_{zz}, D_{xy}, D_{xz}, D_{yz} ]^T \quad (3.1)$$

Normalize edilmiş manyetik alan değişim yönlerinden ( $g_{xi}$ ,  $g_{yi}$ ,  $g_{zi}$ ) Denklem 3.2'de  $H_i$  olarak ifade edilen kodlama matrisi oluşturulur. Bundan sonraki hesaplamalar için yön sayısı  $M$  olarak ifade edilmiştir.

$$H_i = [ g_{xi}^2, g_{yi}^2, g_{zi}^2, 2g_{xi}g_{yi}, 2g_{xi}g_{zi}, 2g_{yi}g_{zi} ] \quad (3.2)$$

$H_i$  vektörleri birleştirilerek  $M \times 6$  boyutlarında bir  $H$  matrisi oluşturulur (Denklem 3.3, Denklem 3.4).

$$H = [ H_1^T, H_2^T, H_3^T, \dots, H_M^T ]^T \quad (3.3)$$

$$H = \begin{pmatrix} g_{x1}^2 & g_{y1}^2 & g_{z1}^2 & 2g_{x1}g_{y1} & 2g_{x1}g_{z1} & 2g_{y1}g_{z1} \\ g_{x2}^2 & g_{y2}^2 & g_{z2}^2 & 2g_{x2}g_{y2} & 2g_{x2}g_{z2} & 2g_{y2}g_{z2} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ g_{xM}^2 & g_{yM}^2 & g_{zM}^2 & 2g_{xM}g_{yM} & 2g_{xM}g_{zM} & 2g_{yM}g_{zM} \end{pmatrix} \quad (3.4)$$

ADC değerleri hesaplanarak  $Y$  matrisine koyulur.

$$Y_i = \frac{\ln\left(\frac{S_0}{S_i}\right)}{b} \quad (3.5)$$

$$Y = \left[ \frac{\ln\left(\frac{S_0}{S_1}\right)}{b}, \frac{\ln\left(\frac{S_0}{S_2}\right)}{b}, \frac{\ln\left(\frac{S_0}{S_3}\right)}{b}, \dots, \frac{\ln\left(\frac{S_0}{S_M}\right)}{b} \right] \quad (3.6)$$

Denklem 3.7 ADC değerlerinin H matrisi ile D matrisi arasındaki bağıntıyı göstermektedir. Bu denklemde gürültü faktörü  $\eta$  ile gösterilmiştir.

$$Y = HD + \eta \quad (3.7)$$

Gürültü faktörünü 0'a yakın kabul edersek, D yukarıdaki denklemin her iki tarafını H matrisinin tersi  $H^{-1}$  ile çarpılarak bulunabilir.

$$(H^{-1}H)D = D = H^{-1}Y \quad (3.8)$$

Genel kullanımda H matrisi kare bir matris değildir ve bu yüzden tersi yoktur. Ancak H matrisinin pseudo tersi ( $H^\psi$ ) alınarak işlem yapılabilir.

$$H^\psi H = I_{6 \times 6} \quad (3.9)$$

Pseudo tersinin alınması aşağıdaki gibi yapılabilir.

$$H^T Y = H^T H D \quad (3.10)$$

$$(H^T H)^{-1} H^T Y = (H^T H)^{-1} H^T H D \quad (3.11)$$

$$(H^T H)^{-1} H^T Y = D \quad (3.12)$$

Buradan  $H^\psi = (H^T H)^{-1} H^T$  olduğu çıkartılır ve D tensörü Denklem 3.13'deki gibi hesaplanabilir.

$$D = H^\psi Y \quad (3.13)$$

#### 4.4 Tensörün Köşegenleştirilmesi

Jakobi transformasyonu kullanılarak simetrik herhangi bir matris köşegenleştirilebilir. Bu işlem sırasında her bir transformasyon için kullanılan çarpan özvektör matrisini oluşturur. Asıl matrisin köşegeninde kalanlar ise özdeğerlerdir.

Her simetrik matrisin köşegenleştirilerek gerçel sayılardan oluşan özdeğer ve özvektörleri bu yöntem ile bulunabilir.

Difüzyon tensörü 3x3 simetrik bir matris olduğu için köşegenleştirme işlemi her farklı tensör için gerçel bir sonuç verir.

Bu projede Jakobi transformasyon algoritmasının c dilinde kodlanmış hali *Numerical Recipes in C: The Art and Scientific Computing* kitabından alınmıştır [9].

#### 4.5 Niceliksel Haritaların Hesaplanması

Niceliksel haritalar iki farklı yaklaşımla hesaplanabilir: 1) Tensör elemanları kullanılarak, 2) Özdeğer elemanları kullanılarak. Her iki yaklaşımda matemaiksel olarak aynıdır. Ancak Tensör elemanlarından hesaplanan haritaların avantajı köşegenleştirme işlemine gerek duyulmadan oluşturulabilmesidir.

Bu difüzyon haritaları oluşturulurken hesaplanan değerler 0 ile 255 arasında yeniden ayarlanarak gri tonlarda gösterilmesi sağlanır. Genelde DAI değerleri 0 ile 255 arasında değiştiği için bu değeri 255 ile çarpmak bunun için yeterli olur. Gri tonlarda bir harita oluşturmak için pikselin kırmızı yeşil ve mavi renk kodlarını aynı değere eşitlemek gerekir.

Bilgisayarın hafızasını verimli kullanmak için DAI formülleri kullanıcının her kesit değişim işlemi sırasında hesaplanıp arayüzdeki pencerede gösterilir. Bu hesaplamalar için 2'nci bölümde belirtilen özel bir c++ yapısı ve metodları geliştirilmiştir. Örnek haritalar bölüm 5.1'de gösterilmiştir.



## 4.6 Renk Kodlu Haritalar

Bu projede 4 farklı renk kodlu difüzyon haritası incelenip karşılaştırılmıştır. Bunlardan 2 tanesi tensörün köşegenindeki D değerleri kullanılarak hesaplanmıştır. Diğer iki yaklaşım ise difüzyon elipsoidinin uzandığı doğrultuyu gösteren özvektörün x, y ve z yönündeki bileşenleri kullanılarak hesaplanmıştır. Bir diğer farklı yaklaşım da hesaplamada kullanılan bileşenlerin karelerini kullanarak hesaplanan renk kodlu haritalardır. Her bir kategori için kırmızı, yeşil ve mavi renklerin hangi formül ile kodlandığı Tablo 3.1 de belirtilmiştir. Bu tabloda birincil öz vektör  $V = V_{xx}\mathbf{i} + V_{yy}\mathbf{j} + V_{zz}\mathbf{k}$  olarak kullanılmıştır ve tensörün köşegenindeki elemanlar  $D_{xx}, D_{yy}$  ve  $D_{zz}$ 'dir. Özvektör aynı zamanda birim vektör olduğu için uzunluğu 1'e eşittir; yani  $V_{xx}^2 + V_{yy}^2 + V_{zz}^2 = 1$ .

Table 4.1: Color Map Calculations

	RGB Pixel		
	Red	Green	Blue
Map#1	$\frac{255 \cdot D_{xx}}{D_{xx} + D_{yy} + D_{zz}}$	$\frac{255 \cdot D_{yy}}{D_{xx} + D_{yy} + D_{zz}}$	$\frac{255 \cdot D_{zz}}{D_{xx} + D_{yy} + D_{zz}}$
Map#2	$\frac{255 \cdot D_{xx}^2}{D_{xx}^2 + D_{yy}^2 + D_{zz}^2}$	$\frac{255 \cdot D_{yy}^2}{D_{xx}^2 + D_{yy}^2 + D_{zz}^2}$	$\frac{255 \cdot D_{zz}^2}{D_{xx}^2 + D_{yy}^2 + D_{zz}^2}$
Map#3	$\frac{255 \cdot V_{xx}}{V_{xx} + V_{yy} + V_{zz}}$	$\frac{255 \cdot V_{yy}}{V_{xx} + V_{yy} + V_{zz}}$	$\frac{255 \cdot V_{zz}}{V_{xx} + V_{yy} + V_{zz}}$
Map#4	$255 \cdot V_{xx}^2$	$255 \cdot V_{yy}^2$	$255 \cdot V_{zz}^2$

Örnek renk kodlu haritalar bölüm 5.4'de verilmiştir.

## 4.7 ROI Analizleri

Klinik uygulamalarda nicelisel beyin haritalarının incelenmeleri görüntü üzerinde bazı özel alanlar için istatistiksel olarak incelenir. Bu özel alanlara ROI (*region of interest*) denir. Bunun için arayüzde bir kontrol gurubu oluşturulmuştur ve kullanıcı kolay bir şekilde görüntü üzerinde istediği bölgeyi seçip sadece o bölge için özel incelemelere ulaşabilir.

ROI analizleri kapsamında ortalama, maksimum ve minimum FA, ADC, sRA,  $UA_{vol}$ , gibi DAI değerlerin analizi yapılabilir. Bunlara ek olarak seçilen ROI içinde kaç vokal olduğu, seçilen değerlerin standart sapma ve standart hataları da hesaplanır.

## 4.8 Fiber Traktografi

FACT algoritması ile beyin ak maddesindeki fiber yapılar 3 boyutlu grafik kütüphanesi kullanılarak gösterilebilir. Traktografi işlemi için belirlenmiş bir başlangıç noktasına ihtiyacı vardır. Dolayısıyla ilk işlem başlangıç noktalarının seçilmesi işlemidir. Başlangıç noktasından itibaren birincil özvektör yönündeki çizgi yeni bir voksele gelinceye kadar takip edilir. Difüzyon  $180^\circ$  simetrik olduğundan dolayı vokal içindeki başlangıç noktasından bir de ter yönde ama aynı doğrultuda çizgi takip edilir. Bu iki çizgi geçtikleri vokselde o vokselin birincil vektörünün yönünü takip edilmeye devam edilir. Çizgilerin takip edilmesi işlemi vokal için FA değeri belirlenmiş bir değerin altına düştüğünde veya birbirini takip eden komşu vokseldeki birincil özvektörlerin arasındaki açı belirlenmiş bir değerin üzerinde olduğunda sonlandırılır.

### 4.8.1 Başlangıç Noktalarının Belirlenmesi

Başlangıç noktaları ROI belirlerken olduğu gibi kullanıcı tarafından görüntü üzerindeki alanlardan istenilen bölge işaretlenerek seçilebilir. Başlangıç noktaları seçilen vokselin tam orta noktasıdır. “Level of Detail” denilen kontrol ile aynı vokal içinden birden fazla noktadan trak başlatılabilir. Bu durumda başlangıç noktaları vokal içerisine homojen olarak dağıtılır. “Level of Detail” 2 iken  $2^3=8$  ayrı noktadan trak başlatılır, 3 iken ise  $3^3=27$  farklı noktadan trak başlatılır.

### 4.8.2 Traktografi Algoritması (FACT)

1. Başlangıç voksellerini belirle.
2. Başlangıç noktasından geçen ve birincil özvektör doğrultusunda olan doğru denklemini hesapla.

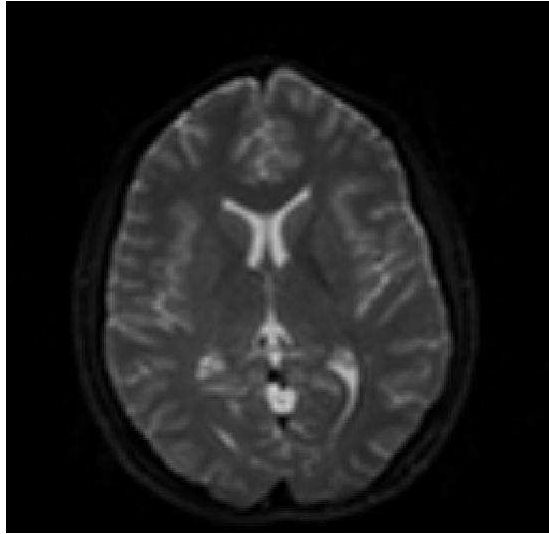
3. Bir önceki aşamada bulunan doğru üzerinde ileri yönde olan ve vokselin yüzeyindeki noktayı hesapla.
4. Eğer komşu vokselin FA değeri sınır FA değerinden küçükse veya komşu voksel ile üzerinde bulunan vokselin özvektörleri arasındaki küçük açı sınır değerden büyükse dur;  
Değilse, bir önceki nokta ile bulunan nokta arasında bir çizgi oluştur. 3 ve 4'üncü aşamaları tekrarla.
5. 2'nci aşamada bulunan doğru üzerinde geri yönde olan ve vokselin yüzeyindeki noktayı hesapla.
6. Eğer komşu vokselin FA değeri sınır FA değerinden küçükse veya komşu voksel ile üzerinde bulunan vokselin özvektörleri arasındaki küçük açı sınır değerden büyükse dur;  
Değilse, bir önceki nokta ile bulunan nokta arasında bir çizgi oluştur. 5 ve 6'ncı aşamaları tekrarla.
7. 2-6 arasındaki aşamaları her başlangıç noktası için tekrarla.

## 5 SONUÇLAR

### 5.1 Değerlendirme ve Test Yöntemleri

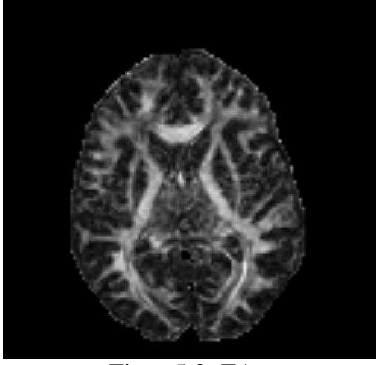
Yapılan çalışma farklı yöntemlerle test edilebilir. Bunlarda bir tanesi difüzyon katsayısı bilinen bir ortam için D hesaplanmasıdır. Su için 37°C’de difüzyon katsayısı yaklaşık  $3.2 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ . Corticospinal fluid (CSF) için hesaplanan ADC değerinin ortalama olarak b değere yakın olması gerekir. Oluşturulan beyin haritaları diğer DTG programları ile karşılaştırılabilir. Bunlara ek olarak normal bir beyin dokusunda cortico spinal trak (CST) veya corpus collosum (CC) gibi uzanımı bilinen belli başlı beyaz ceher yolaklarının görüntülerinin incelenmesi ile de yapılan çalışma değerlendirilebilir.

### 5.2 Niceliksel Beyin Haritaları

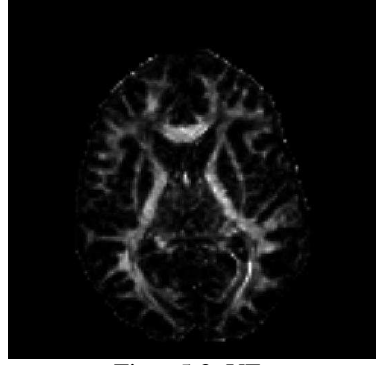


Figür 5.1: T2 weighted image (b=0, reference)

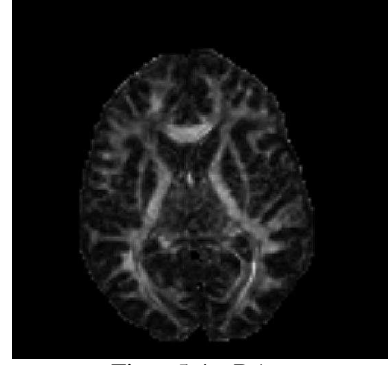
Figür 5.1’de b=0 olan difüzyon ağırlıklı görüntülerde ADC hesaplamasında kullanılan referans görüntüsü bulunmaktadır.



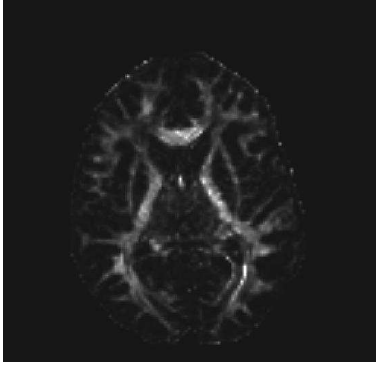
Figür 5.2: FA



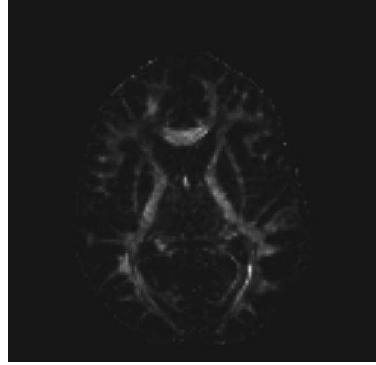
Figür 5.3: VF



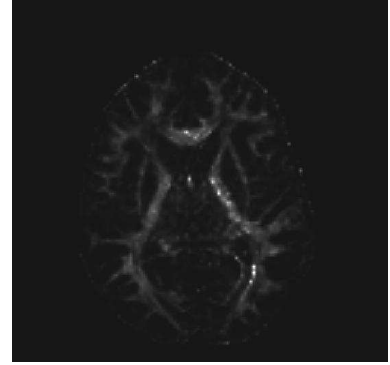
Figür 5.4: sRA



Figür 5.5: UAvol



Figür 5.6: UAsurf

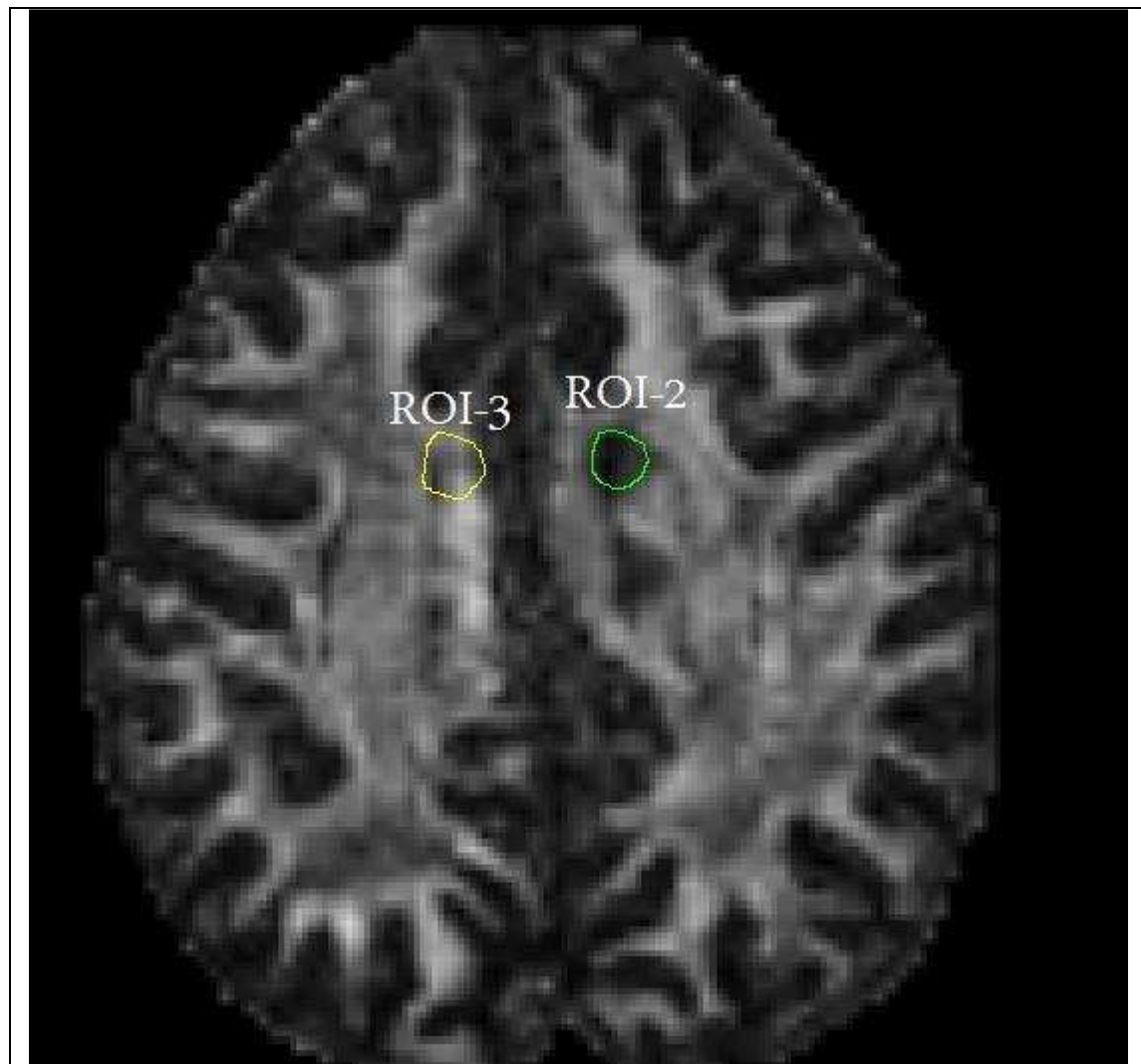


Figür 5.7: UAvol,surf

Yukarıdaki figürlerde birbirinden farklı difüzyon anisotropi haritaları bulunmaktadır. Bunlardan en sık kullanılanı ve en yaygın olarak bilineni FA haritasıdır. Bu haritalarda parlak bölgeler difüzyon elipsoidinin şeklinin yaklaşık olarak anisotropik olduğu bölgelerdir. Anisotropi belli yönde kısıtlanan difüzyonun olduğunu gösterir. Beyniğin bu kısımlar beyaz cevher yollarının bulunduğu kısımları gösterir. Bu haritalar arasındaki fark hesaplama yönteminin farklı olmasından, dolayısıyla karakterize ettiği özelliğin farklı olmasından kaynaklanmaktadır.

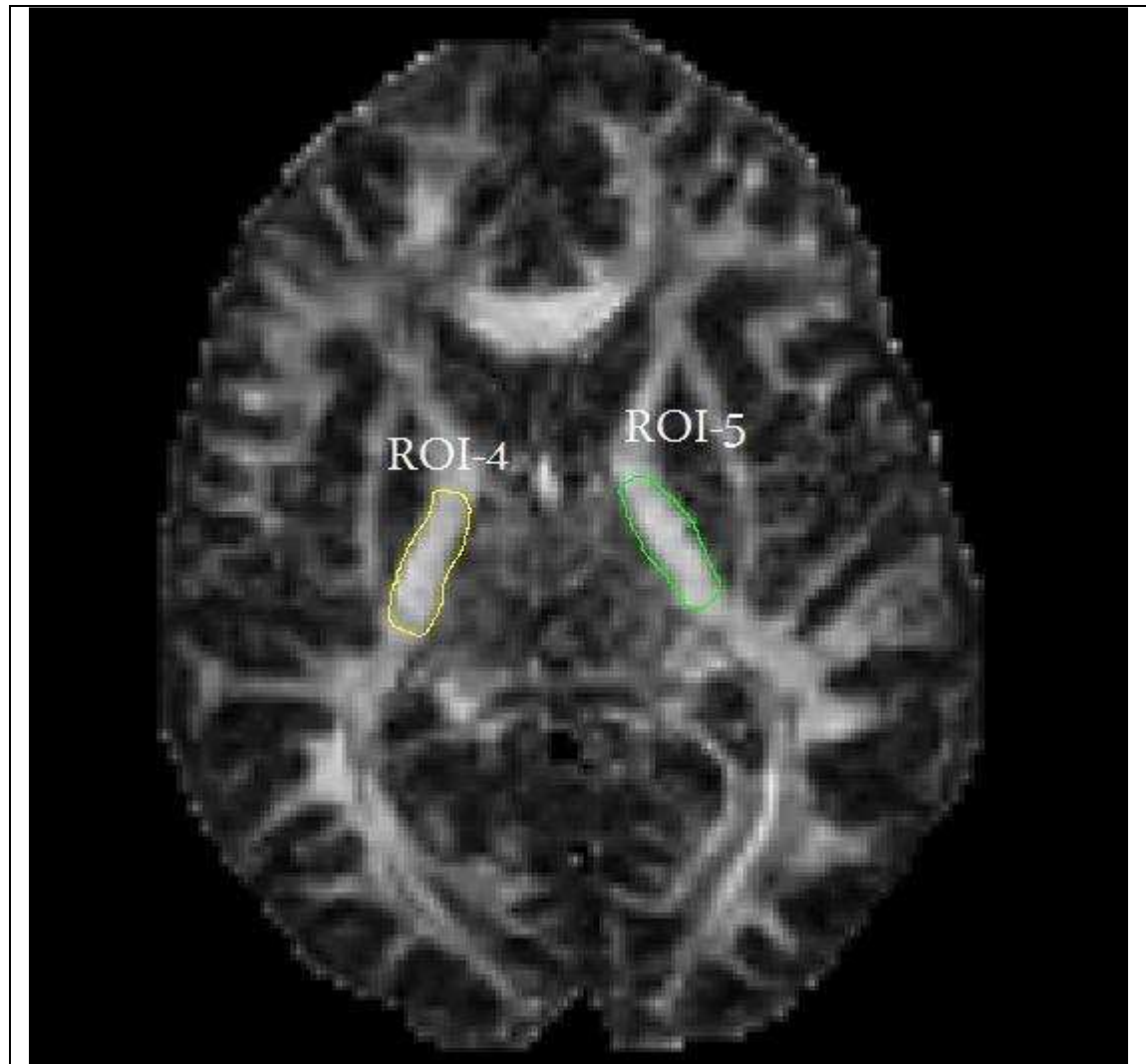
### 5.3 ROI Analizleri

Niceliksel beyin haritaları üzerinde istatistiksel işlemler özel seçilmiş bölgeler için yapılmaktadır. Bunu sağlamak amacıyla kullanıcı arayüzünde bir kontrol gurubu oluşturulmuş ve harita üzerinden istenilen bölgenin seçilebilmesi sağlanmıştır. ROI seçilir seçilmez program otomatik olarak gereken tüm hesaplamaları yaparak kullanıcıya sunmaktadır.



<p>ROI 2:</p> <p>Number of Voxels:17            Mean FA: 0.148377            FA MAX: 0.220766            FA MIN: 0.023009            STD DEV: 5.739364E-02            STD ERR: 1.392000E-02</p> <p>Mean ADC[mm<sup>2</sup>/s]: 1.242379E-03            ADC MAX: 1.645734E-03            ADC MIN: 8.151512E-04            STD DEV: 1.816326E-04            STD ERR: 1.137428E-05</p> <p>Mean UAsurf: 4.331596E-03            UAsurf MAX: 8.431264E-03            UAsurf MIN: 8.827053E-05            STD DEV: 2.676970E-03            STD ERR: 6.492606E-04</p>	<p>ROI 3:</p> <p>Number of Voxels:20            Mean FA: 0.398567            FA MAX: 0.656795            FA MIN: 0.149424            STD DEV: 1.419057E-01            STD ERR: 3.173107E-02</p> <p>Mean ADC[mm<sup>2</sup>/s]: 8.048225E-04            ADC MAX: 1.328618E-03            ADC MIN: 3.498749E-04            STD DEV: 1.897167E-04            STD ERR: 1.095330E-05</p> <p>Mean UAsurf: 3.728472E-02            UAsurf MAX: 1.066018E-01            UAsurf MIN: 3.784666E-03            STD DEV: 2.820483E-02            STD ERR: 6.306791E-03</p>
--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------

Table 5.1: ROI analysis of tumor

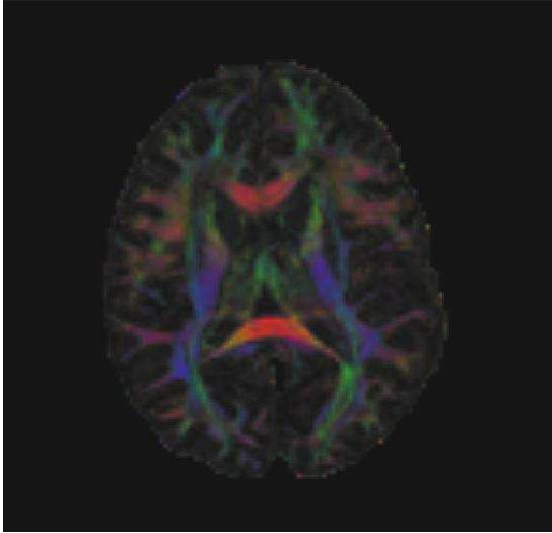


<p>ROI 4:</p> <p>Number of Voxels:60            Mean FA: 0.644913            FA MAX: 0.839789            FA MIN: 0.224307            STD DEV: 1.282682E-01            STD ERR: 1.655935E-02</p> <p>Mean ADC[mm<sup>2</sup>/s]: 7.442558E-04            ADC MAX: 1.735051E-03            ADC MIN: 1.903969E-04            STD DEV: 3.134120E-04            STD ERR: 1.044707E-05</p> <p>Mean UAsurf: 1.154521E-01            UAsurf MAX: 2.541361E-01            UAsurf MIN: 8.714601E-03            STD DEV: 5.224421E-02            STD ERR: 6.744699E-03</p>	<p>ROI 5:</p> <p>Number of Voxels:62            Mean FA: 0.664899            FA MAX: 0.844531            FA MIN: 0.318411            STD DEV: 1.215464E-01            STD ERR: 1.543641E-02</p> <p>Mean ADC[mm<sup>2</sup>/s]: 6.919992E-04            ADC MAX: 1.382594E-03            ADC MIN: 0.000000E+00            STD DEV: 2.565899E-04            STD ERR: 8.413915E-06</p> <p>Mean UAsurf: 1.259464E-01            UAsurf MAX: 2.605862E-01            UAsurf MIN: 1.828972E-02            STD DEV: 5.630736E-02            STD ERR: 7.151042E-03</p>
--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------

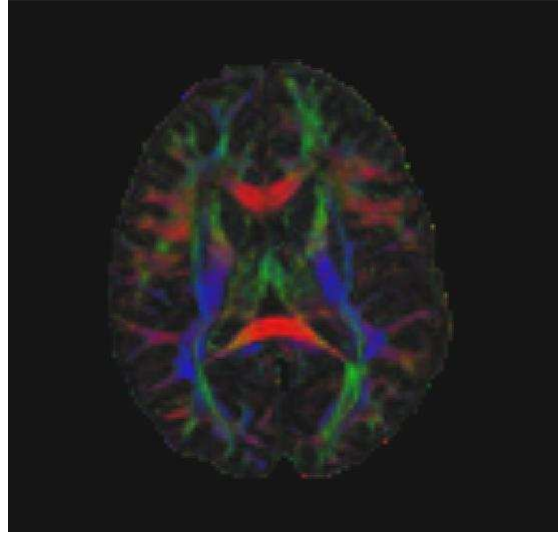
Table 5.2: ROI analysis of the corticospinal tract

#### 5.4 Renk Kodlu Beyin Haritaları

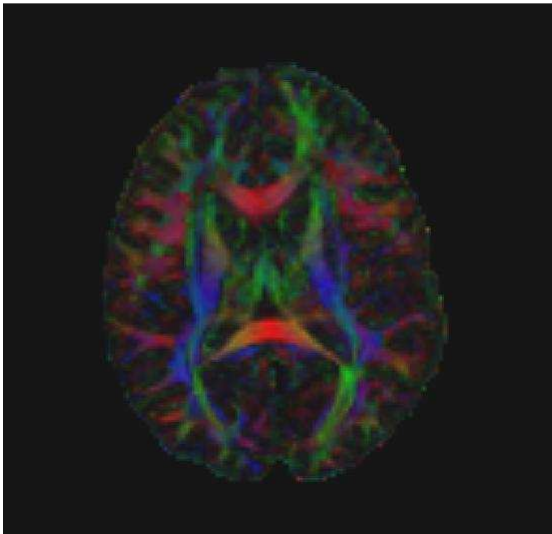
Bu çalışmada 4 farklı yaklaşım ile renk kodlu beyin haritaları oluşturulup karşılaştırması yapılmıştır. Bu görüntüler arasında çok az farklılıklar vardır.



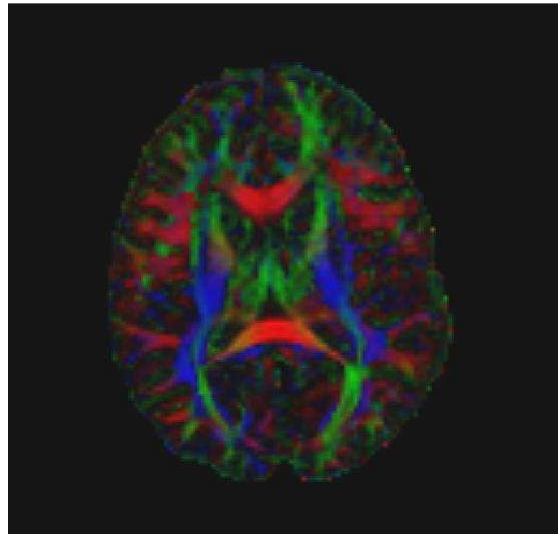
Figür 5.8: Color Map #1



Figür 5.9: Color Map #2



Figür 5.10: Color Map #3



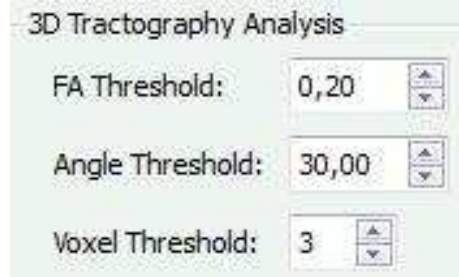
Figür 5.11: Color Map #4

Harita #3 ve #4 diğer iki haritaya göre daha fazla kontrasta sahiptir. Harita #3 ve #4 birincil özvektör elemanlarını kullanmaktadır. Traktografi algoritması bu vektörün yönünü kullandığından dolayı analizler için bu iki (Harita #3 ve #4) haritanın kullanılması daha doğrudur.

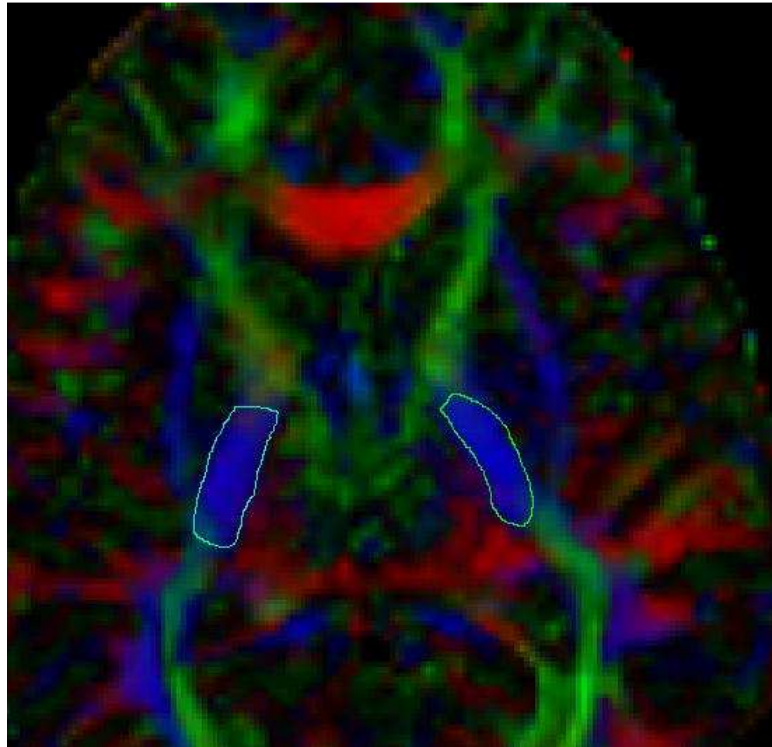


## 5.5 Traktografi

Traktografiye başlamadan önce sonlandırma kriterlerini kontrol etmek gerekebilir. Daha sonra başlangıç noktaları kullanıcı arayüzünden seçilebilir (Figür 5.12). “Tract Now” isimli düğmeye tıklandığında hesaplanan traktlar 3 boyutlu bir ekranda gösterilir.

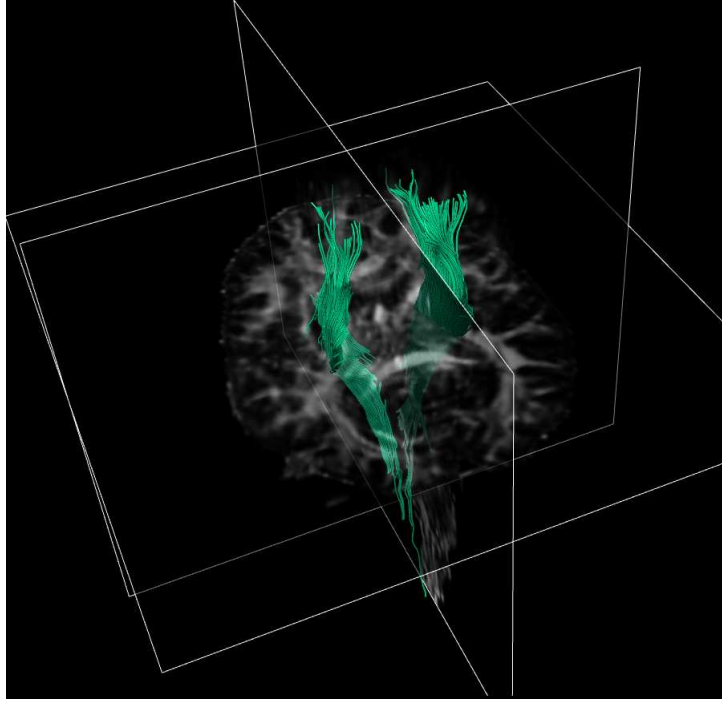


Figür 5.12: Tractography Termination Criteria

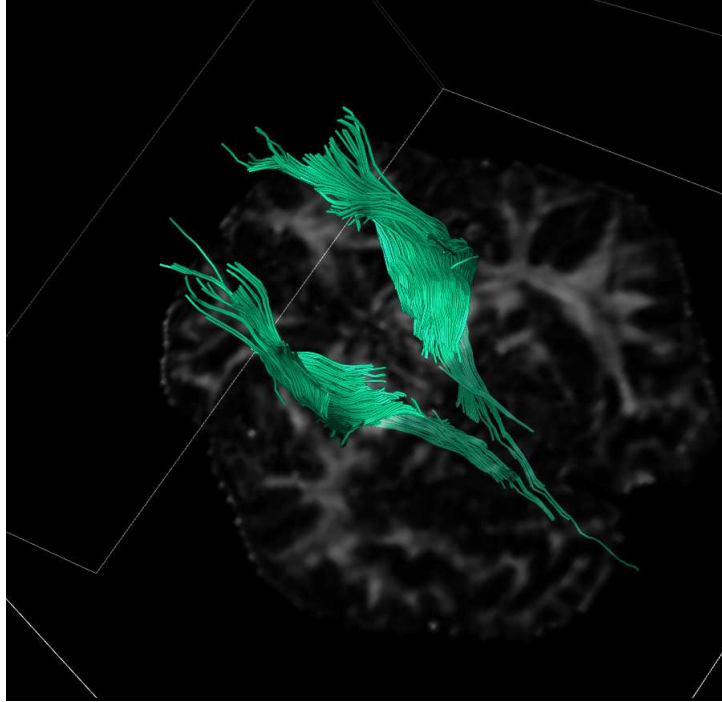


Figür 5.13: Seeds put on CST

CST'nin (Cortico Spinal Tract) 3 boyutlu oluşturulabilmesi için başlangıç noktaları Figür 5.13'deki gibi işaretlenmelidir. Algoritmanın hesapladığı noktalardan geçen bir eğrisel bir çubuk şeklindeki traktlar 3 boyutta incelenebilir (Figür 5.14 ve Figür 5.15).

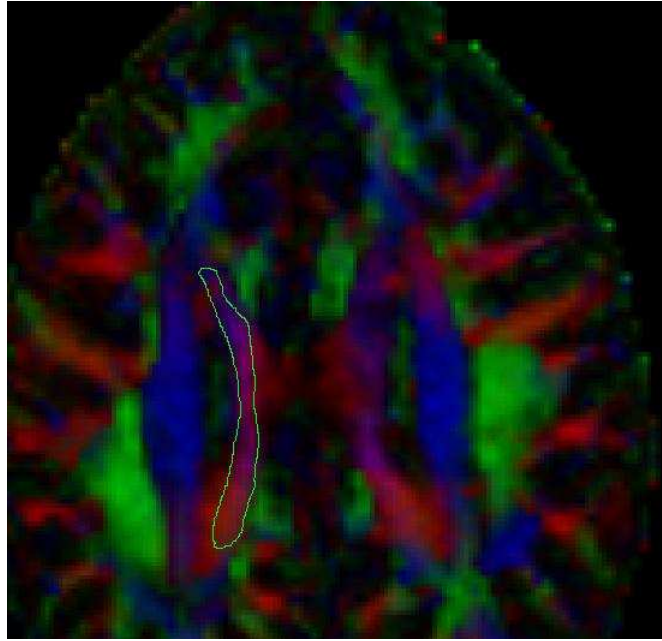


Figür 5.14: CST – View 1

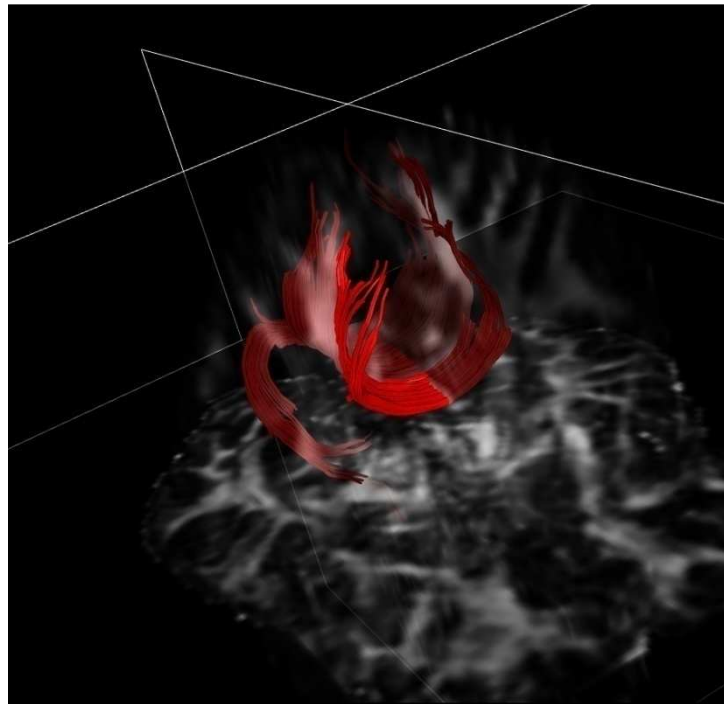


Figür 5.15: CST - View 2

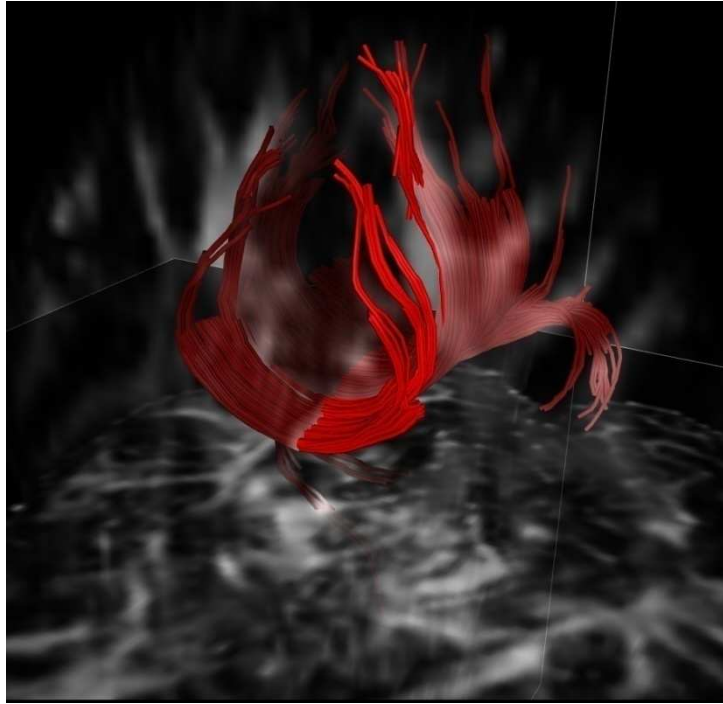
Önemli beyaz cevher yollarından biri de CC'dir (Corpus Collosum). Başlangıç noktaları Figür 5.16'daki gibi seçildiğinde bu trakların beynin diğer yarım küresiyle bağlantılı olduğu anlaşılır (Figür 5.17 ve Figür 5.18).



Figür 5.16: Seeds on CC



Figür 5.17: CC - View 1



Figür 5.18: CC - View 2

## 6 Programlama Yöntemi

Bu proje bilimsel bir proje olduğundan ve çok ağır matematiksel işlemlerin bilgisayar ile yapılması gerektiğinden dolayı C++ ile programlanmıştır. Kullanıcı arayüzü QT kütüphanesi ile oluşturulmuştur. ITK kütüphanesi ile DICOM dosyaları üzerinde işlemler yapılmıştır. VTK kütüphanesi ise 3 boyutlu yapıların ve pencerelerin oluşturulması için kullanılmıştır. Proje kodları MinGW ile derlenmiştir.

### 6.1 Yazılan Temel Program Fonksiyonları

‘*TensorCalc*’ yapısı tensörden DAI’lerin hesaplanmasını sağlayan fonksiyonları içerir.

```
//These functions return RGB pixel information
unsigned int calculate_FA();
unsigned int calculate_ColoredFA();
unsigned int calculate_ColoredFA_1();
unsigned int calculate_ColoredFA3();
unsigned int calculate_ColoredFA4();
unsigned int calculate_sRA();
unsigned int calculate_VF();
unsigned int calculate_UAsurf();

unsigned int calculate_UAvol();
unsigned int calculate_UAvolsurf();

//These functions returns real values
double calculate_double_FA( double *, double *,QRadioButton *, bool );
double calculate_double_UAsurf( double*, double*,QRadioButton *, bool );
double calculate_I1( double *, double *,QRadioButton *, bool );
double calculate_I2( double *, double *,QRadioButton *, bool );
double calculate_I3( double *, double *,QRadioButton *, bool );
double calculate_I4( double *, double *,QRadioButton *, bool );
double calculate_Dav( double *, double *,QRadioButton *, bool );
double calculate_Dsurf( double *, double *,QRadioButton *, bool );
double calculate_Dvol( double *, double *,QRadioButton *, bool );
double calculate_Dmag( double *, double *,QRadioButton *, bool );
double calculate_Dan_Dan( double *, double *,QRadioButton *, bool );
double calculate_K( double *, double *,QRadioButton *, bool );
double calculate_H( double *, double *,QRadioButton *, bool );
```

Kullanıcı arayüzü için “ui\_gui.h” oluşturulmuştur. Bu dosyada arayüz objelerinin bağlandığı fonksiyonlara ek olarak traktorafi algoritması için gerekli fonksiyonlar da yer almaktadır.

```
//GUI event handling control methods
void SliderChanged( int );
void gradientDirectionNumSliderChanged( int );
void sliceSpinBoxChanged( int );
void gradientDirectionNumSpinBoxChanged( int );
```

```

void brightnessSpinBoxChanged( int );
void brightnessSliderChanged( int );
void contrastSliderChanged( int );
void getPath();
void tractNow();
void allocate();
void loadImages();
void parseGEDicom(QString *);
void loadGEImages();
void FAMap_Clicked();
void GroupBox_Toggled( bool );
void zoomIn();
void zoomOut();
void adjustBrightness( int );
void screenShot( void );
void allocateAndSetIntensities( void );
void thresholdChanged( int );
void sliderThresholdChanged( int );
void eroseAndDilateDMask( void );
void filterSizeSpinBoxChanged( int );

//ROI control methods
void ROISelectionCheckBoxStateChanged( int );
void ROIItemChanged(QListWidgetItem * );
void ROICurrentRowChanged( int );
void calculateROIAnalysis( int );
void deleteROI( );
void deleteROIAt( int );

//Seed vontrol methods , similar to ROI
void seedSelectionCheckBoxStateChanged( int );
void seedItemChanged(QListWidgetItem * );
void seedCurrentRowChanged( int );
void calculateSeedAnalysis( int );
void deleteSeed( );
void deleteSeedAt( int );

//Tensor Calculation Methods
void calculateTensors();
void constructHMatrix();
void constructYMatrix();
void constructDMask();
void constructDMatrix();
void constructEigenMatrix();

//Tractography methods
void resetView( void );
void captureRenderWindow( void );
void opacityValueChanged( double );
void getNextPoint( double, double, double );
void nextPoint( double , double, double, int*, int* );

```

## 7 TARTIŞMA

DTG beyin beyaz cevher yolaklarında oluşan bir anormalliğin olduğu klinik vakalarda kullanılmaktadır. Beyaz cevher yolaklarındaki yer değiştirme veya zarar gören trakların gösterilmesinde daha önceki MR tekniklerine göre çok önemli bir üstünlüğü vardır. Operasyon öncesi planlamada ve operasyon sonrası traktardaki değişim gösterilmesinde sıklıkla kullanılmaktadır. DTG ile yaş ile beyin gelişiminin izlenmesi üzerine bir çok çalışma mevcuttur. Bunlara ek olarak niceliksel beyin haritalarının incelenmesi ALS, alzheimer, MPH, ve MS gibi nörodejeneratif hastalıkların teşhisinde ve gelişimin incelenmesinde altın standart haline gelmiştir. DTG ile beyaz cevher yolaklarının birbiri ile ve gri cevher ile ne ölçüde bağlantılı olduğu gösterilebilmektedir. Ayrıca 3 boyutlu beyin haritalarının anatomy eğitimi aşamalarına katkısı yadsınamaz.

DTG tekniğinin bazı kısıtlamaları mevcuttur. Bunlardan en önemlisi çözünürlüğün çok düşük olmasıdır. Çekim süresinin uzun olmasından dolayı hareket artefaktlarının oluşmasına neden olur ve sinyal/gürültü oranı düşüktür. Data üzerinde yapılan işlemlerin her aşamasında yapılan yuvarlama hesapları ile bilgi kaybı olmaktadır. Voksel boyutları yeterince küçük olmadığından dolayı birbirine yapışık veya biribiri içerisinden geçen traklar çizdirilememektedir.

Bu proje ile klinik uygulamalarda kullanılacak, aynı zamanda DTG araştırma ve geliştirme projelerinde kullanılacak bir yazılım platformu oluşturulmuştur. Platform piyasada kullanılan ürünlerle karşılaştırıldığında daha hızlı çalıştığı görülmüştür. FACT algoritması ile beyaz cevher yolakları başarı ile 3 boyutlu oluşturulabilmiştir.

**KAYNAKLAR**

1. Westbrook, C., *MRI at a Glance*, Massachusetts: Blackwell Science Ltd, 2002.
2. Melhem, E.R., Mori, S., et al. *Review: Diffusion Tensor MR Imaging of the Brain and White Matter Tractography*, *AJR*: 178, January 2002.
3. Watts, R., et al, *Fiber Tracking Using Magnetic Resonance Diffusion Tensor Imaging and Its Applications to Human Brain Development*, *MRDD Research Reviews* 9:168-177, 2003.
4. Uluğ, A.M., van Zijl P.C.M., *Orientation-independent diffusion imaging without tensor diagonalization: Anisotropy definitions based on physical attributes of the diffusion ellipsoid*, *Journal of Magnetic Resonance Imaging* 9:804–813, 1999.
5. Kingsley, P.B., *Introduction to Diffusion Tensor Imaging Mathematics*. Concepts in Magnetic Resonance Part A, Vol. 28A (2):123–154, 2006.
6. Jellison, B.J., et al., *Diffusion Tensor Imaging of Cerebral White Matter: A Pictorial Review of Physics, Fiber Tract Anatomy, and Tumor Imaging Patterns*, *AJNR*; 25:356–369, March, 2004.
7. Makris, N., et al., *Segmentation of Subcomponents within the Superior Longitudinal Fascicle in Humans: A Quantitative, In Vivo, DT-MRI Study*, *Cerebral Cortex* June; 15:854—869, 2005.
8. Mori, S., van Zijl, P.C.M., *Fiber tracking: principles and strategies – a technical review*, *NMR in Biomedicine*; 15:468–480, 2002.
9. *Numerical Recipes in C: The Art of Scientific Computing*, Cambridge University Press, 1992.
10. DICOM, <http://medical.nema.org/>, 2008.