T.C.
ERCİYES ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

BEYİN MR GÖRÜNTELERİNDEN VENTRİKÜL HACMİNİN BELİRLENMESİ

Hazırlayan
Ahmet Bahadır ÇEKGELOĞLU

Danışman
Yrd. Doç. Dr. Semra İÇER

Yüksek Lisans Tezi

Bu Tez
Erciyes Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi Tarafından FBE-4030 Kodlu Proje İle Desteklenmiştir.

Temmuz 2014

KAYSERİ

T.C.
ERCİYES ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

BEYİN MR GÖRÜNTELERİNDEN VENTRİKÜL HACMİNİN BELİRLENMESİ

(Yüksek Lisans Tezi)

Hazırlayan
Ahmet Bahadır ÇEKGELOĞLU

Danışman
Yrd. Doç. Dr. Semra İÇER

Temmuz 2014
KAYSERİ

BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK

Bu çalışmadaki tüm bilgilerin, akademik ve etik kurallara uygun bir şekilde elde edildiğini beyan ederim. Aynı zamanda bu kural ve davranışların gerektirdiği gibi, bu çalışmanın özünde olmayan tüm materyal ve sonuçları tam olarak aktardığımı ve referans gösterdiğimi belirtirim.

Adı-Soyadı: **Ahmet Bahadır ÇEKGELOĞLU**

İmza :

YÖNERGEYE UYGUNLUK

Beyin MR Görüntülerinden Ventrikül Hacminin Hesaplanması adlı Yüksek Lisans tezi, Erciyes Üniversitesi Lisansüstü Tez Önerisi ve Tez Yazma Yönergesi'ne uygun olarak hazırlanmıştır.

Hazırlayan

Ahmet Bahadır ÇEKGELOĞLU

Danışman

Yrd. Doç. Dr. Semra İÇER

Biyomedikal Mühendisliği ABD Başkanı

Prof. Dr. Mehmet Emin YÜKSEL

Yrd. Doç. Dr. Semra İÇER danışmanlığında **Ahmet Bahadır ÇEKGELOĞLU** tarafından hazırlanan "**Beyin MR Görüntülerinden Ventrikül Hacminin Belirlenmesi**" adlı bu çalışma, jürimiz tarafından Erciyes Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü **Biyomedikal Mühendisliği** Anabilim Dalında **Yüksek Lisans** tezi olarak kabul edilmiştir.

11/08/2014

JÜRİ:

Danışman : Yrd. Doç. Dr. Semra İÇER .....

Üye : Doç. Dr. Tolga ERTEKİN .....

Üye :Doç. Dr. Ayşegül GÜVEN .....

ONAY:
Bu tezin kabulü Enstitü Yönetim Kurulunun ..19/08/2014..tarih ve ..2014/36-14..sayılı kararı ile onaylanmıştır.

..19 / 08 / 2014..

Prof. Dr. Kâzım KEŞLİOĞLU

Enstitü Müdürü

ÖNSÖZ / TEŞEKKÜR

Çalışmalarım boyunca farklı bakış açıları ve bilimsel katkılarıyla beni aydınlatan, yakın ilgi ve yardımlarını esirgemeyen ve bu günlere gelmemde en büyük katkı sahibi sayın hocamYrd. Doç. Dr. Semra İÇER'e teşekkür ederim.

Çalışmalarım sırasında karşılaştığım zorlukları aşmamda yardımlarından dolayı Abdullah ÇALIŞKAN'A, Fatmatül Zehra USLU'ya, teşekkür ederim.

Bu tez çalışmasına maddi destek veren Erciyes Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi'ne (Proje No: FBY-4030) teşekkür ederim.

Ayrıca; çalışmalarım süresince sabır göstererek beni daima destekleyen aileme en içten teşekkürlerimi sunarım.

Ahmet Bahadır ÇEKGELOĞLU

Kayseri, Temmuz 2014

BEYİN MR GÖRÜNTÜLERİNDEN VENTRİKÜL HACMİNİN BELİRLENMESİ

Ahmet Bahadır ÇEKGELOĞLU
Erciyes Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü
Yüksek Lisans Tezi, Temmuz 2014
Danışman: Yrd. Doç. Dr. Semra İÇER

ÖZET

Görüntü işleme, sağlanan görüntünün çeşitli işlemlerle istenilen sayısal bilginin elde edilmesi olarak düşünüldüğünde her bilim dalında bulunan çeşitli problemlere yapılanişlemlerle bir çok çözümler sunulmaktadır. Görüntü işleme teknikleri sadece tıp alanında medikal görüntülerin işlenmesinde değil, karayollarında plaka tanıma, çevre mühendisleri için yeşil alanların ve bitki örtüsünün özelliklerinin belirlenmesinde, harita mühendisleri için coğrafi alanların sınırlarının belirlenmesinde, biyologlar için alınan örneklerin analizinde ve bu örnekler gibi daha birçok konuda çalışmalar yapılarak son kullanıcının kullanabileceği hale getirilmektedir.

Bu tez çalışmasında, öncelikli olarak kendi geliştirdiğimiz ‘üçgen-kare yöntemi’ ve ikinci olarak da literatürde bulunan fakat yine kendi geliştirdiğimiz ‘iterated conditional modes’ (icm) algoritması ile hesaplamalar yapıldı. Üçgen-kare yöntemi çalışma hızı olarak iyi değerlere sahip olmuş olsa da, icm yöntemi çalışma hızı olarak daha hızlı çalışmakta olduğundan sonuçlar daha hızlı elde edildi. Üçgen-kare yöntemi segmentasyon tabanlı yöntemler arasında adapte edilen bir yöntem olarak kullanılmıştır. Icm çalışma prensibi olarak en az enerjili bölgeleri tespit edip her iterasyonunda enerji optimize edilerek en iyi sonuç almaktadır.

Son olarak altın orana göre iki yöntemle de hesaplanan hacim değerleri karşılaştırıldı. Bu karşılaştırma işleminden sonra hasta ve sağlıklı data setlerinde kullanılması için yöntem önerisi yapıldı.

Anahtar Kelimeler: Görüntü işleme; üçgen-kare yöntemi; icm algoritmasıaltın oran; beyin ventrikül hacim; segmentasyon.

VENTRICULAR VOLUME CALCULATION OF BRAIN MR IMAGES

Ahmet Bahadır ÇEKGELOĞLU
Erciyes University, Graduate School of Natural and Applied Sciences
M.Sc. Thesis, July 2014
Supervisor: Yrd. Doç. Dr. Semra İÇER

ABSTRACT

Image processing of the image provided by various processes to obtain the desired digital information considering all the various problems in the art several solutions are presented in terms of tasks.Image processing techniques only in the medical field of medical images processing, but on the highways license plate recognition, for environmental engineers of green areas and vegetation in determining the properties map for engineers geographic area boundaries of determining, biologists samples for the analysis of these samples as well as many other subjects to be conducted by the end user are made available.

In this study, we have developed in primarily 'triangle-square method' and, secondly, that we have developed in the literature but still 'iterated conditional modes' (ICM) calculations were performed using the algorithm. Triangle-square method had good values as operating speed, though, ICM method is working faster operating speed results were achieved faster.Triangle-square method based methods of segmentation 'threshold' are adapted by the process is used as a method. ICM energy region, at least as a working principle of detecting and each iteration is the best result by optimizing the energy.

Finally, according to the golden ratio calculated by both methods were compared for volume.After this comparison data sets for use in patients and healthy practice recommendations were made.

Keywords: Image processing; triangle-square method; icm algorithm; the golden ratio; brain ventricular volüme; segmentation.

İÇİNDEKİLER

BEYİN MR GÖRÜNTÜLERİNDEN VENTRİKÜL HACMİNİN BELİRLENMESİ

BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK ..... **Ошибка! Закладка не определена.**

YÖNERGEYE UYGUNLUK i

KABUL ONAY ..... **Ошибка! Закладка не определена.**

ÖNSÖZ / TEŞEKKÜR iii

ÖZET v

ABSTRACT vi

İÇİNDEKİLER vii

TABLOLAR LİSTESİ x

ŞEKİLLER LİSTESİ xi

BÖLÜM 1

GİRİŞ

1.1. Temel Kavramlar 1

BÖLÜM 2

LİTERATÜR TARAMASI

2.1. Manyetik Rezonans ile Görüntüleme 4

2.2. Temel Yapılar 5

2.3. MR Aygıtı 8

2.4. BOS Dolaşımı ve Ventriküller 9

2.5. Beyin Omurilik Sıvısı (BOS) 11

2.6. Lateral Ventrikül İle İlgili Hastalıklar 12

2.7. Literatür Taraması 12

BÖLÜM 3

GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Görüntüleme 18

3.2. Görüntülerin Kaydedilmesi 30

3.3. MR Görüntülerinin Segmentasyonu 31

3.3.1. Üçgen – Kare Segmentasyon Yöntemi 31

3.3.2. ICM Algoritması 33

3.3.3. Altın Oran 33

BÖLÜM 4

BULGULAR

4.1. Beyin MR Görüntüleri 38

4.2. Üçgen – Kare Yöntemi 42

4.2.1. Üçgen – Kare Yöntemi İle Sağlıklı Görüntü Hesaplanması 42

4.2.2 Üçgen – Kare Yöntemi İle Hastalıklı Görüntü Hesaplanması 43

4.3. ICM Yöntemi 44

4.3.1. ICM Yöntemi İle Sağlıklı Görüntü Hesaplanması 44

4.3.2. ICM Yöntemi İle Hastalıklı Görüntü Hesaplanması 45

4.4. Altın Oran Yöntemi 44

4.4.1. Altın Oran Yöntemi İle Hastalıklı Görüntü Hesaplanması 45

4.4.2. Altın Oran Yöntemi İle Hastalıklı Görüntü Hesaplanması 45

4.5. Üçgen-Kare ve ICM Yöntemi İle Hesaplamalar 46

4.6. ICM ve Üçgen-Kare Yöntemleri İstatistiksel İncelemesi 52

BÖLÜM 5

TARTIŞMA – SONUÇ – ÖNERİLER

5.1. Tartışma 55

5.2. Sonuç ve Öneriler 57

KAYNAKLAR 59

EKLER..... 65

ÖZGEÇMİŞ..... 75

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2.1. Tesla değerlerine karşılık gelen hesaplamalar 5
Tablo 3.1. Magnet tesla değerlerine göre dokuların T1 ve T2 süreleri 22
Tablo 3.2. Data setlerine ait bilgiler 30
Tablo 4.1 1. - 2. ve 3. Data Set Hesaplamaları 48
Tablo 4.2. 4. - 5. ve 6. Data Set Hesaplamaları … 49
Tablo 4.3. 7. - 8. ve 9. Data Set Hesaplamaları. 50
Tablo 4.4. 10. - 11. ve 12. Data Set Hesaplamaları. 51
Tablo 4.5. Data Setlerinin İstatistiksel İncelemesi 54

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1. Spin hareketleri ve manyetik alan içerisindeki pozisyonları 6
Şekil 2.2. Manyetik alan içerisindeki spin hareketinin presesyon hareketleri 6
Şekil 2.3. Manyetik alan içerisindeki dokuda M0 konumundaki spin hareketleri 7
Şekil 2.4. Elektromanyetik Spektrum 8
Şekil 2.5. MR aygıtının bölümleri. 8
Şekil 2.6. BOS dolaşımı ve Ventriküller 8
Şekil 3.1. 90^0 RF puls uygulanması. 19
Şekil 3.2. Transvers manyetizasyonun ortadan kalkması 20
Şekil 3.3. FID gösterimi. 20
Şekil 3.4. Eko sinyal oluşumu 21
Şekil 3.5. Transvers manyetizasyonun tamamen ortadan kayboluşu. 21
Şekil 3.6. T1 ve T2 eğrilerinin zaman grafiği. 22
Şekil 3.7. BOS ve beyin dokusu için T1 ve T2 eğrileri 23
Şekil 3.8. Voksel ve pikselin ekrandaki görünüş 24
Şekil 3.9. Örnekleme zamanı gösterimi 24
Şekil 3.10. Farklı frekanslarda magnet gücü. 25
Şekil 3.11. Frekans kodlama 26
Şekil 3.12. Faz-kodlama 27
Şekil 3.13. MR Düzlem Şekli 29
Şekil 3.14. Üçgen – kare yöntemi akış diyagramımız 32
Şekil 4.1. T1 Ağırlıklı MR Görüntüsü 38
Şekil 4.2. Renkli MR Görüntüsü 38
Şekil 4.3. Beyin MR Görüntüleri Data Seti - 1 39
Şekil 4.4. Beyin MR Görüntüleri Data Seti - 2. 40
Şekil 4.5. Beyin MR Görüntüleri Data Seti - 3 41
Şekil 4.6. Üçgen – Kare Yöntemi Sağlıklı Data Seti Görüntüsü 42
Şekil 4.7. Üçgen – Kare Yöntemi Hastalıklı Data Seti Görüntüsü 43
Şekil 4.8. ICM Yöntemi İle Sağlıklı Data Seti Görüntüsü 44
Şekil 4.9. ICM Yöntemi İle Hastalıklı Data Seti Görüntüsü 45
Şekil 4.10. Altın Oran Yöntemi İle Sağlıklı Data Seti Görüntüsü 46
Şekil 4.11. Altın Oran Yöntemi İle Hastalıklı Data Seti Görüntüsü 47

BÖLÜM 1

GİRİŞ

1.1. Temel Kavramlar

Görüntü işleme, görüntünün çeşitli işlemlerle istenilen sayısal bilginin elde edilmesi için her bilim dalındaki problemlere yapılacak çeşitli işlemlerle çözümler sunmaktadır. Görüntü işleme çalışmaları da her geçen gün artmakta ve bu çalışmaların sonuçları daha detaylı projeleri ve kaliteli sonuçları oluşturmaktadır. Görüntü işleme teknikleri sadece tıp alanında medikal görüntülerin işlenmesinde değil, karayollarında plaka tanıma, çevre mühendisleri için yeşil alanların ve bitki örtüsünün özelliklerinin belirlenmesinde, harita mühendisleri için coğrafi alanların sınırlarının belirlenmesinde, biyologlar için alınan örneklerin analizinde ve bu örnekler gibi daha birçok konuda çalışmalar yapılarak son kullanıcının kullanabileceği hale getirilmektedir.

Teknolojideki bu denli ilerleme çözüm yollarının gelişmesini beraberinde getirmektedir. Fakat medikal görüntülerin daha çok hassasiyet arz etmesi çözüm yollarının bulunmasını zorlaştırmaktadır. Yapılan çalışmalar çeşitli uzmanlık alanlarından veya farklı ana bilim dallarından uzmanların çalışmasını gerektirmektedir. Metotların geliştirilebilmesi için üzerinde çalışılan problemin tıp alanındaki uzman görüşü büyük önem arz etmektedir. Mühendislik çalışması yapıldığı içinde ortak paydada buluşulması için yeni yöntemler denenerek farklılık oluşturulmaktadır ve bu metotlar problemdeki boşluğun doldurulmasını güvenilir yöntemlerle yapılma gerekliliğini sunmaktadır.

Medikal alanlardaki problemler her ne kadar kişiye has olsa bile, ortak özellikler bulunarak genel bir yöntem üzerinde ilerlenmektedir. Konu üzerine yaklaşımlar diğer problemlerden ayırt eden, diğer problemlerle karıştırılmayacak hale getirilerek güvenilir sonuçlar elde edilmeye çalışılmaktadır.

Yapılan çalışmalar için çeşitli algoritmalar, daha önce güvenilirliği kanıtlanmış algoritmalar geliştirilerek kullanılmaktadır. Tabi ki tek bir algoritma bu çözümü sunamasa bile bir araya getirilen algoritmalar geliştirilerek bu problemler için çözüm arayışında kullanılmaktadır.

Görüntüleme yöntemleri tabi ki günümüze kadar çok büyük bir gelişim göstermiştir. Özellikle manyetik rezonans görüntüleme (magnetic resonance imaging (MRI)) ile daha detaylı görüntüler elde edilmektedir. Bu data setlerdeki görüntülerin netlik, keskinlik, pikseller arasındaki farklılıklarla siyah ve beyaz ayrımı daha kolay yapılmaktadır.

Bu tezde, beynin bölümleri segmente edilerek oluşturulan görüntülerden lateral ventrikül alanları çıkartılmış, bu kesitlerin üst üste getirilerek üç boyutlu görüntü elde edilmiştir ve lateral ventrikülün hacmini bulunmuştur.

Çalışmamızın sonucunda doktorların hastanın manyetik rezonans (magnetic resonance (MR)) görüntülerini kullanarak lateral ventrikülün hacmini hızlı bir şekilde hesaplayarak teşhisine yardımcı olacak sayısal değerleri elde edilmiştir. Ventrikül deformasyonu olan hastalarda kontrol grubu ile birlikte ventrikül alanlarını görüntü işleme yöntemleri ile hesaplayarak hastalığın teşhisini kolaylaştıracak bir sayısal bilgi sunmak ve geliştirmek, ayrıca tedavi sürecinde gerek ameliyattan sonra gerek diğer tedavilerde iyileşme durumuna dair doktorlara destek olabilecek hesaplamaların geliştirilmesini sağlamaktadır.

Doktorlar şüphelendikleri hastalıklar için teşhis belirlemek için fiziki muayene yaptıktan sonra MR görüntülerinden tahmini olarak bir görüş çıkarıyorlar yada bazı programlar kullanarak hesaplama yapmaktadırlar. Fakat yazılan program daha hızlı ve daha kolay çalışarak doktorların hem zaman kazanmasını hem de program içerisinde detaylarla uğraşmasını ortadan kaldırarak direk sonuca ulaşmasını sağlamıştır.

Bunun yanı sıra bu tez çalışması ile diğer amacımız çeşitli beyin bölgelerinin hacminin hesaplanması konusunda kullanılan altın oran yöntemi ile karşılaştırarak yüksek doğruluk sağlaması yapılmıştır.

Eşikleme yöntemleri kullanılarak yapılacak görüntü işlemeleri ile 3 boyutlu modelleme oluşturulabilecek kesit dizisi oluşturulmuştur. Bu dizide de ortaya çıkacak ventrikülün

hacim ve ölçüm hesaplarına göre hekime yardımcı olunması ve hastalık teşhisine yardımcı olacak hesaplamalar yapılmıştır.

Bu tez çalışmasında kullanılan yöntemlerin kendi aralarındaki doğruluğun yüksek hassasiyete duyarlı olan algoritmasının ortaya çıkarılması için denenecek optimizasyon yönteminin ileride yapılabilecek çalışmalara yardımcı olabilmesi amaçlanmıştır. Çalışılan bir yöntem özellikle daha önce ventriküller ile ilgili çalışmalarda kullanılmamış fakat kullanılması uygun görülmüş bir algoritma olması nedeni ile kullanılmıştır.Bu yöntemlerin yüksek doğruluk oranı ile sonucu karşılaştırılan ve programı hazırlanan yöntem geliştirilmiş, doktora birkaç işlemle bütün kesitlerin alan değerlerinin yazdırıldığı yarı otomatik bir sistem oluşturulmuştur.

BÖLÜM 2

LİTERATÜR TARAMASI

2.1. Manyetik Rezonans ile Görüntüleme

Günümüzde kullanılan görüntüleme sistemleri arasında üzerinde en çok çalışma yapılan ve en gelişmiş yapıdaki radyolojik görüntüleme sistemi MR ile görüntüleme tercih edilmektedir.

Sistemde anatomik olarak veya patolojik farklılaşmaların ortaya konmasında kullanılan bu sistemin avantajları diğer invasiv ve non-invasiv sistemlere göre daha üstün olmasını sağlamaktadır. Avantajlarından en önemlisi hastaya X ışını yollayarak görüntüleme yerine güçlü bir manyetik alanda radyo frekansları (radio frequency (RF)) dalgaların kullanılmasıdır. Belirli frekanslarda yollanan radyo frekanslarının geri yansıyan frekansları ile de MR cihazı görüntüyü oluşturmaktadır. Bu özellik sayesinde de hasta üzerindeki iyonize radyasyon riskini ortadan kalkarak görüntü elde edilmektedir.

MR görüntüleme, MR spektroskopi ilkelerindenyola çıkaraknükleermanyetikmomentleringörüntüyüoluşturmasını sağlamıştır[1]. Görüntünün oluşturulmasına baktığımız zaman, manyetikalan oluşturulurken gücübilinmektedir ve buortamabirbirinden farklı çekirdeklerrezonansfrekanslarıile uygulanabilmektedir. Cihazdan yollanan RFdalgasının frekansı protonların frekansı ileeşit olduğunda bu protonlarda rezonans oluşmaktadır. Rezonans frekansı, bu frekansa sahip protonların dış kısmında oluşanmanyetikalandagücün haricinde kimyasal olarak moleküler yapıya bağlı olarak da değişmektedir. Bu sayede de sıvı olan yada yumuşak doku diye adlandırdığımız su ve yağ moleküllerindeki hidrojen farklırezonansasahip olmaktadır. Cihazların yüksek güce sahip olması (1.0 T (Tesla) ve üzeri) ve geliştirilmişprogramlarlabuetkiyi görüntülemenin kalitesini ve netliğini artırmak için kullanılmaktadır.

2.2. Temel Yapılar

Temel yapıya bakıldığında atom çekirdeğinin içindeki proton ve nötronlar kendi aksları etrafında dönmektedirler. Bu harekete de spin hareketi denmektedir. Bu spin hareketinin özellikleri nedeniyle protonlar manyetik bir çubuk şeklinde hareketine devam eder ve çevresinde manyetik alan meydana getirmektedir.

Hidrojen atomunda ise çekirdeğinin sadece tek bir protondan meydana gelmesi nedeniyle güçlü bir manyetik alana sahip olmaktadır. İnsan vücudunda çokça bulunan bu çekirdek, sinyal kaynağı olarak kullanılan ideal bir maddedir.

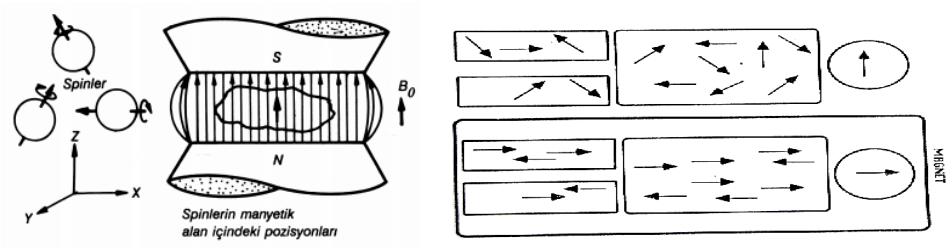
Magnetler cihazın görüntü oluşturması için kullanılan esas elemandır. Magnetin oluşturduğu güçlü manyetik alanın yönü B_o ile ifade edilmektedir [2].

Magnetlerin güç birimi Tesla olarak adlandırılmaktadır (1 Tesla (T) = 10.000 Gauss). Paralel olarak dizilen protonların, anti-paralel şekilde dizilenlerden çok az da olsa fazla olması ve bu durumun magnetin tesla gücü yükseldikçe farkta artarak daha rahat belirlenebilir hale gelmektedir (Tablo 2.1).

Tablo 2.1. Tesla değerlerine karşılık gelen hesaplamalar

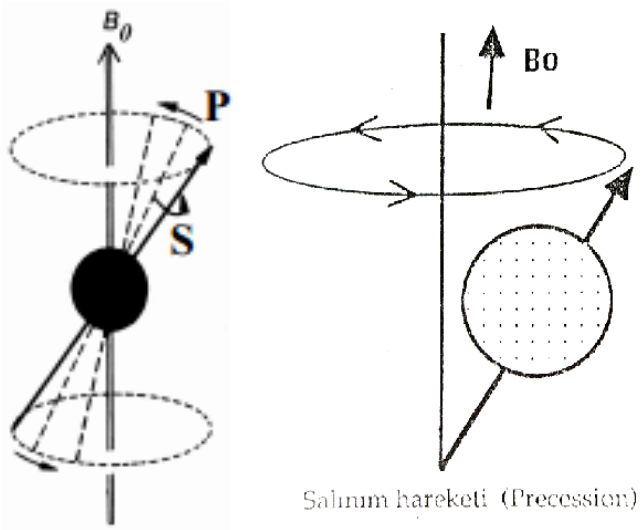
Tesla	Gauss	Paralel/anti-paralel	Her 2 milyon protonda Bo'a paralel dizilen protonlar
0,15	1500	1,0000010	0,99
0,35	3500	1,0000023	2,31
0,50	5000	1,0000033	3,30
1,00	10000	1,0000066	6,59
1,50	15000	1,0000099	9,89
2,00	20000	1,0000132	13,20
4,00	40000	1,0000264	26,40

Protonlar, normalde dokularda kendi etkisini sıfırlayabilecek şekilde rastlantısal olarak dizilmektedir. Bu kuraldan yola çıkılarak vücudun manyetizasyonunun sıfır olması açıklanmaktadır (Şekil 2.1).



Şekil 2.1. Spin hareketleri ve manyetik alan içerisindeki pozisyonları

Görüntüsü alınacak bölge güçlü bir manyetik alan içerisine girdiğinde, protonlar küçük birer demir çubukların manyetik alan içerisinde davrandığı gibi, uygulanan manyetik alan vektörüne paralel bir şekilde kendilerini yeni konumlarına adapte ederler. Fakat bu paralellikten doğan durum hareketsiz bir konumda değil, uygulanan manyetik alan vektörü etrafında topaç şeklinde bir dönüşle beraber olmaktadır. Buradaki dönüş hareketine ise presesyon denir (Şekil 2.2). Protonların bu hareketinin frekansı, manyetik alanın gücü ile doğru orantılı olarak değişmektedir.

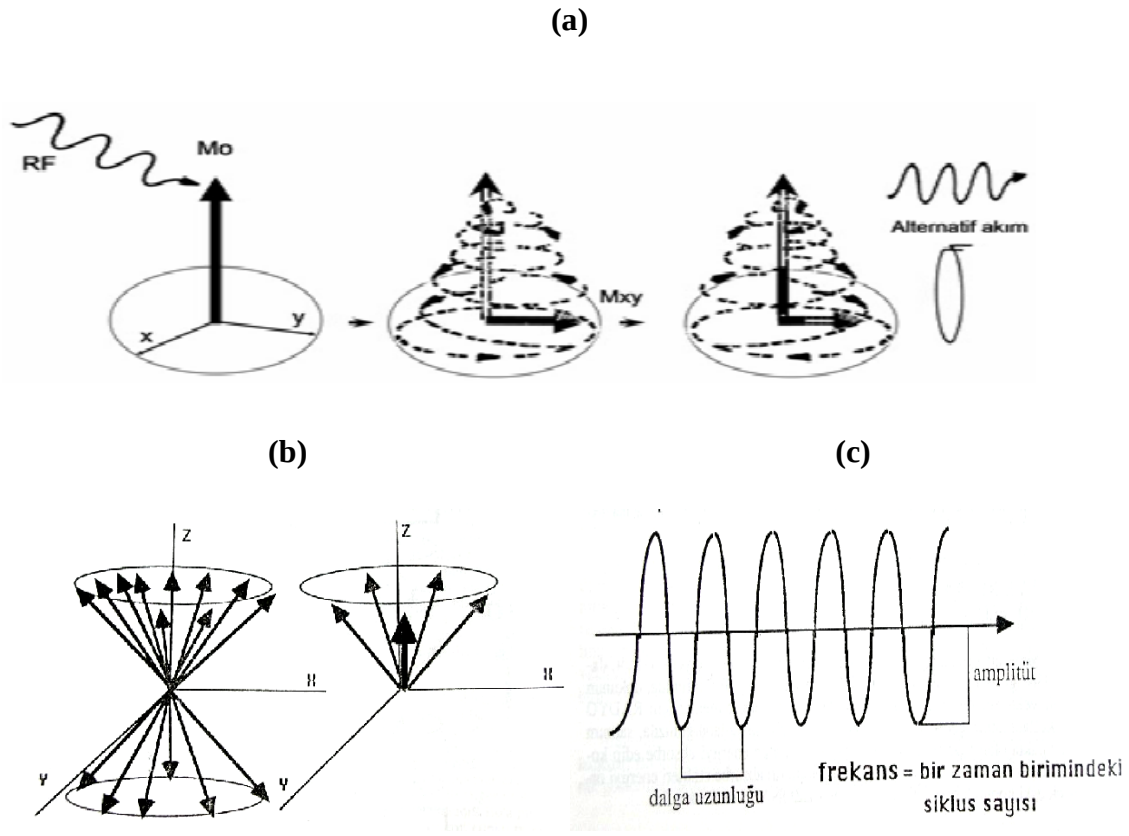


Şekil 2.2. Manyetik alan içerisindeki spin hareketinin presesyon hareketleri

Bo: Manyetik alanın yönü (vektörü), S: Spin hareketi , P: Presesyon hareketi

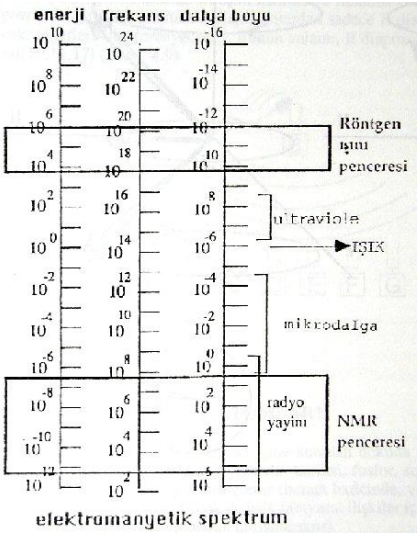
Buradaki presesyon hareketi, uygulanan MR temelidir. Atom içerisindeki protonları etkileyebilmek için ilk olarak onları manyetik alan içerisine koyarak presesyon hareketini oluşturması gerekir. Bu hareketi yapan protonlara dışarıdan uygulanacak presesyon frekansı olursa, bir radyo dalgasıylarezonans oluşturabilirler.

Uygulanan RF ile uyarılan bu protonlar manyetik alan vektörüne paralel olan konumlarından saparak vektörle bir açı yaparlar. RF uygulanması bittiğinde ise presesyon hareketi yaparak eski konumlarına dönerler. Bu presesyon hareketinin ürettiği alternatif akım görüntünün oluşabilmesi için gerekli MR sinyalidir (Şekil 2.3).



Şekil 2.3. (a) Manyetik alan içerisindeki dokuda M_0 konumundaki spin hareketleri uygun RF pulsu ile Mxy konumuna getirilir
(b) Puls bittikten sonra M0 konumlarına, yine presesyon yaparak dönerler
(c) Hareket esnasında oluşan alternatif akım görüntüsü

Elektromanyetik spektrum tablosunda belirtildiği gibi, insan vücudundan geçebilecek belli pencereler vardır ve bunlara elektromanyetik spektrum penceresi (electromagnetic spectrum window) denilmektedir (Şekil 2.4). Bu pencereler haricinde elektromanyetik dalgalar için insan vücudu mat şeffaf olmayan bir madde olarak geçmektedir X-ray penceresi ve nükleer manyetik rezonans (nuclear magnetic resonance (NMR)) penceresi olarak iki adet spektrum insan vücudundan geçebilmektedir. İşte MR ile görüntülemede bu pencerelerden yararlanılarak radyo dalgası ile protonlar etkilenmektedir [2].

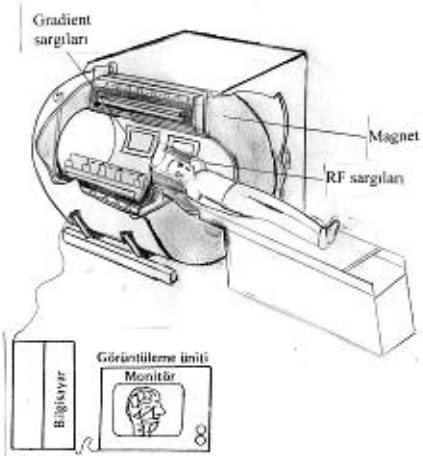


Şekil 2.4. Elektromanyetik Spektrum

MRG'de radyo dalgasının uygulanması süreklilik arz etmeyip, belirli aralıklarla ve belirli güçte demetler halinde uygulanmasından dolayı buna RF puls denilmektedir [2].

2.3. MR Aygıtı

MR aygıtı da BT gibi üç ana parçadan oluşur (Şekil 2.5).



Şekil 2.5. MR aygıtının bölümleri

Veri toplama bölümü: Bu bölümün ana parçası çok güçlü manyetik alan üreten mıknatıslar olarak yer almaktadır. Genel amaçlı MR'lerin manyetik alan gücü genellikle 1.0-1.5 Tesla civarında olmaktadır. Ortasında hastanın içine sokulduğu bir tüneli

bulunmaktadır. İçlerinde, kesit alabilmek için ana manyetik alanı kontrollü olarak hafifçe değiştiren ek sargılar bulunmaktadır. Bunlara gradiyent sargılar adı verilmektedir. Üç düzlemde yerleştirilmiş bu sargılar sayesinde hastanın pozisyonu değiştirilmeden her üç düzlemde de kesit alınabilmektedir.

Veri toplama bölümünde RF sargıları RF pulsunu gönderen ve sinyalleri toplayan aygıtlar olmaktadır. Bu sargıların bölgeye yakınlığı görüntü hassasiyetini oluşturmaktadır. Her bölgeiçin RF sargıları vardır ve bu sargı yerleştirildikten çekim işlemi başlamaktadır.

Bilgisayar sistemi: BT'de olduğu gibi, çok gelişmiş bilgisayar sistemleri bulunmaktadır. Veriler bu bilgisayarlarda işlenerek görüntüler oluşturulmaktadır.

Görüntüleme birimi: BT'deki gibidir. Yüksek çözünürlüğe sahip bir monitörde görüntüler seçilip işlendikten sonra ve filmler üzerine kaydedilmektedir. Bu birim aynı zamanda sistemin kontrol ünitesi olmaktadır.

2.4.BOS Dolaşımı ve Ventriküller

Liquor cebrospinalis: Berrak ve renksiz bir sıvı olarak yer almaktadır. Canalis centralis, beyin karıncıkları ve spatium subaracnoideum'u doldurmaktadır. Sıvının içerisinde az miktarda protein, glukoz ve inorganik tuzlar bulunmaktadır. Miktarı toplam 80-150 cm^3 kadar olmaktadır. BOS merkezi sinir sistemini travmalarakarşı korur, yastık görevi görmektedir. BOS karıncıklarda bulunan plexus choroideus'lar tarafından salgılanmaktadır. Günde yaklaşık olarak 840 ml. sıvı salgılanmaktadır. Büyük bölümü lateral ventirküllerde salgılanan BOS for. interventriculare'den geçerek üçüncü karıncığa (ventriculus tertius) gelmektedir. Burada salgılanan BOS'la birlikte aquaductus cerebri'den geçerek dördüncü karıncığa (ventriculus quartus) gelmektedir. Dördüncü karıncığın tavanında bulunan apertura mediana ve apertura lateralisyoluyla subarachnoid aralığa geçmektedir. Buradan granulationes arachnoidales tarafından (Pacchioni korpüskülleri) emilerek venöz sisteme geçmektedir. Dışarıda 1500 gr. gelen beyin BOS içerisinde 50 gr. kadar gelmektedir. Buda beynin korunmasında önemli rol üstlenmektedir. BOS'daki patolojik bir durumu teşhis etmek amacıyla L_{3-4} arasında

subarochnoid aralığa girilerek sıvı alınmaktadır. Bu işleme lumbal ponksiyon denilmektedir[38].

Beyinde toplam 4 tane ventrikül bulunmaktadır. Bunlardan hemisferlerin içerisinde yer alanlara ventriculus lateralis, iki hemisferin arasında bulunana ventriculus tertius ve bulbus, pons ve beyincik arasında yer alana ventriculus quartus denilmektedir.

Ventriculus lateralis (yan karıncık): Beyin yarımküreleri içerisinde bulunan boşluklar olup her bir lateral ventrikülün hacmi 7-10 cm^3 kadar olmaktadır. Her iki hemisferde bulunan ventriküller, septum pellucidum adı verilen bölme ile birbirinden ayrılmaktadır. Lateral ventriküller monro deliği ile üçüncü ventriküle açılırlar, dört bölümde incelenmektedir [38].

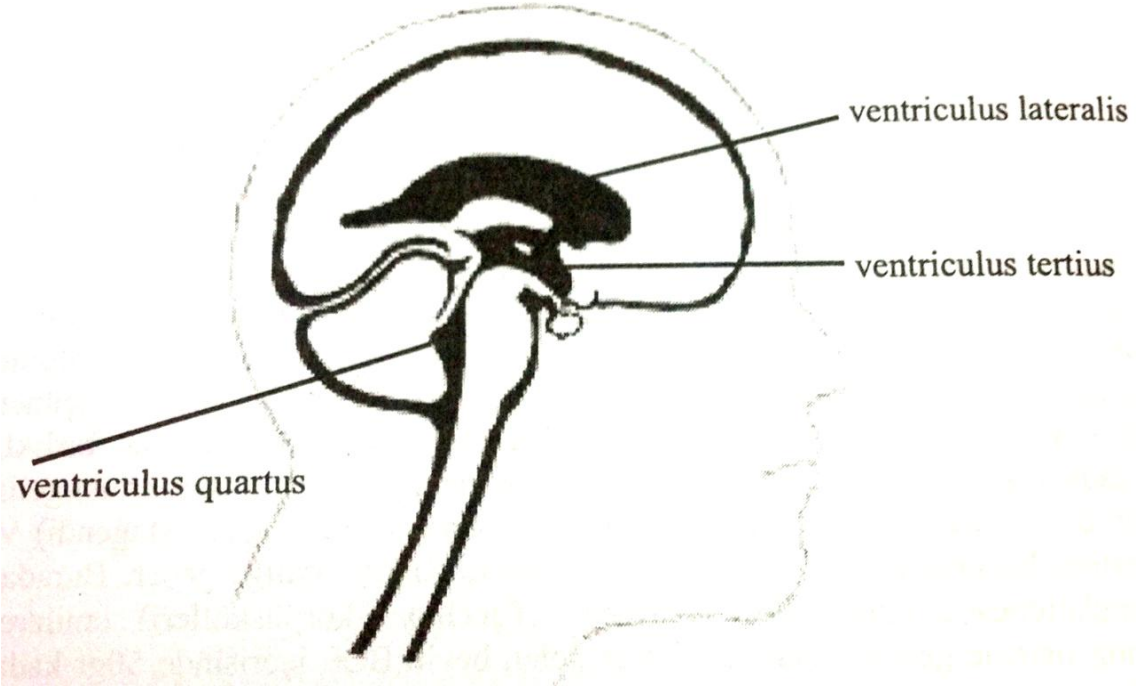
Pars centralis: Foramen interventriculare'den başlar, cornu inferius ve posterius'un birleşme yerine kadar devam etmektedir. Üst duvarını corpus callosum, alt duvarını nuc. caudatus ve thalamus oluşturmaktadır. İç duvarını septum pellucidum oluşturmaktadır. Kesitlerde üçgen şeklinde olmaktadır. Cornu frontale (anterior), yan karıncığın frontal lob içerisinde uzanan bölümü olarak sistemde yer almaktadır. Foramen interventriculare'den öne doğru uzanmaktadır. Cornu occipitale (posterior), lateral ventrikülün occipital lob içerisinde uzanan bölümü olmaktadır. Cornu temporale (inferior), lateral ventrikülün temporal lob içerisinde uzanan bölümü olarak sistemde yer almaktadır [38].

Foramen interventriculare: Yan ventriküllerleüçüncü karıncığı birbirine bağlayan delik olarak sistemde bulunmaktadır. İçerisinden BOS ve plexus choroideus geçmektedir [38].

Plexus choroideus:BOS'u salgılayan yapı olup iki tabaka pimater ve epandim hücrelerinden oluşmaktadır. Karıncıklar içerisinde bulunur. Yüzeyi 40 cm^3 kadar bulunmaktadır [38].

Ventriculus tertius (üçüncü karıncık): Her iki tarafın thalamus ve hipothalamus'ları arasında kalan dar bir aralık olmaktadır. Foramen interventriculare ile yan karıncıklara, arka bölümünde yer alan aquaductus cerebri ile dördüncü ventriküle bağlanmaktadır [38].

Ventriculus quartus (dördüncü karıncık): Bulbus, pons ve beyincik arasında oluşan boşluğa 4. ventrikül denilmektedir. Canalis centralis'in genişlemesiyle oluşmaktadır. Çadır şeklinde yer almaktadır. Yukarıda aquaductus cerebri, aşağıda canalis centralis ile devam etmektedir. Orta bölümde yanlara doğru oluşturduğu çıkıntılara recessus lateralis denilmektedir. Karıncığın döşemesini fossa rhomboidea oluşturmaktadır. Tavanını ise tegment ventriculi quarti oluşturmaktadır. dördüncü ventrikülün arka duvarının alt yarısında üç tane geçit (delik) bulunmaktadır. Bunlardan tek ve orta hatta olanı apertura mediana ventriculi quarti adını almaktadır. Çift olan ve recessus lateralis'lerin uçlarında yer alana ise apertura lateralis ventriculi quarti denilmektedir. Bu geçitler dördüncü ventrikülü subarachnoid aralığa bağlanmaktadır. İçerisinden BOS geçmektedir [38].



Şekil 2.6. BOS dolaşımı ve Ventriküller

2.5.Beyin Omurilik Sıvısı (BOS)

Lateral 3 ve 4. ventriküldeki koroid pleksusta ve pleksustaki kadar çok olmasa daspinalkordda da biraz üretilmektedir [3,4,5,6,18]. Günde ise yaklaşık olarak 500 mililitre BOSüretilmektedir [6, 20]. BOS hacminin toplam olarak yeni doğan bebeklerde 40 ile 50 mililitre arasında, çocuklarda ise65 ile 140 mililitre arasında olduğu hesaplanmıştır [3,6,7,19].

Kafa içi basınç (KIB), BOS üretimi ve emilimine bağlı olarak artmakta veya azalmaktadır [3,8,21]. Kafaiçi basıncındaki dalgalanma ve yükselmelerin hızlı kontrolü optimal fonksiyonel iyileşme potansiyelini arttırabilmektedir [9].

2.6.Lateral Ventrikül İle İlgili Hastalıklar

Beyindeki lateral ventriküllerin ölçümü aksiyal kesit görüntülerinde normalde uzunluğu 10 mm altında olmaktadır. Lateral ventrikül uzunluğu 10 mm veya üzerinde olmasına ventrikülomegali, 10 – 15 mm arasında olursa hafif ventrikülomegali denilmektedir.

Dr.Matson "Hidrosefalibirhastalık değildir, birçok farklı çeşidiolanpatolojikbirdurumdur.Ancakdaimabasınçlıolsunyadaolmasın BOSmiktarındaartmaileifade edilir ve insan hayatınınherhangibirzamanındaortaya çıkabilir." şeklinde ifade etmiştir [10,11,12].

MR görüntüleme aquaduct denilen dar bir BOS kanalındaki akımı ve buradaki basıncı değerlendirme konusunda da etkili olmuştur. MR görüntüleme hidrosefali tanısında çok daha etkin olmaktadır [13,14,15,16,17].

2.7. Literatür Taraması

Lateral ventriküllerin bir çok sayısal değerinin hesaplanması için çeşitli çalışmalar yapılmıştır.

Matthew J. Kempton ve arkadaşları lateral ventriküller konusunda hesaplama çalışmaları yapmak için Neuroimaging Informatics Tools and Resources Clearinghouse Enstitüsünde Matlab'da bir tool olarak çalışan istatistiksel parametre haritalama (statistical parametric mapping (SPM)) 8 Alvin yazılımı kullanmışlardır. MR görüntüleri bebekler, genç yetişkinler ve Alzheimer hastalığı olan hastalarda değerlendirilmiştir. 1.5T ve 3T MR cihazlarından görüntüler alınarak iki cihazın segmentasyonunun güvenilirliği incelenmiştir. Ayrıca sonuçları (FMRIB software library (FSL)) ve FreeSurfer programları ile karşılaştırmışlardır. FSL ve FreeSurfer programlarının segmentasyon başarısına ilave olarak Alvin programında Alzheimer

hastalığı veya geniş ventriküllü hasta görüntülerinde ventriküler hacim elde edilememiştir [34].

Jeroen De Bresser ve arkadaşları SIENA (FSL programında kullanılan otomatik segmentasyon yapmak için kullanılan yöntem), birleşik segmentasyon(unified segmentation (US)) (SPM 8 programında kullanılan sınıflandırma işlemine dayalı bir segmentasyon algoritması), en yakın komşu bulma (k-nearest neighbors (kNN)) (manual segmentasyon yapılan bir algoritma) yöntemlerini beyni segmente ederek yöntemlerin doğruluklarını ve hassasiyetlerini incelemişlerdir. Görüntüler 1,5 T güce sahip MR cihazları ile çekilmiş 10 kişinin görüntüleridir. Beyin hacminin hacim değişikliğine oranlanmasındaki tekrarlanma katsayısı US yönteminde diğer iki yönteme göre çok daha iyi çıkmıştır. Mutlak beyin hacim değerlerinin incelemesinde ise US yöntemi ile kNN yöntemlerinin korelasyonu $\rho \geq 0{,}96$ ve korelasyon katsayısı $p=0.001$ olarak bulmuşlar ve iki yöntem arasında yüksek korelasyon belirlemişlerdir. Sonuç olarak US ve kNN yöntemleri beyin hacim ölçümleri açısından iyi bir hassasiyet ve doğruluk göstermiştir ama hacim değişimi ölçümleri için ise en iyi performansı SIENA göstermiştir [35].

Ventriküler sistemi 3 boyutlu incelemesini yapan Yan Xia ve arkadaşları sağ ve sol ventrikül gövdesini, lateral ventriküllerin boynuzlarını, üçüncü ventrikülü ve çalışmalarında dördüncü ventrikül görüntülerini incelemişlerdir. Algoritmalarında iki ana işlem uygulamışlardır. Birinci basamakta görüntülerin her biri için yerel istatistiklerini hesaplamak, beyin omurilik sıvısı ve gri ve beyaz maddelerin yerel yoğunluk aralıkları belirlemek, ilgi bölgesi (region of interest (ROI)) içinde bir başlangıç noktası ayarlamak, 3 boyut için görüntüdeki farklılıkları belirlemek olarak işlem sırası uygulanır. İkinci ana işlem ise görüntü içindeki belirlenen bütün birbiri ile bağlantılı olan noktaları bağlayarak 3 boyutlu hacmi oluşturmaktır. 68 data setinde işlemler kalitatif ve kantitatif olarak uygulanarak sonuç elde edilmiştir. Bunun sonucunda uyuşma %98,79 olarak iyi bir metrik örtüşme sağlanmıştır [36].

Deming Wang ve David M. Doddrell'in çalışmasında beyin MR görüntülerinde lateral ventriküllerin hacimlerinin hesaplanması için bir yöntem oluşturulmuştur. Bu yöntemde görüntülerin segmentasyonu için görüntü yoğunluğu düzeltmesi ve eşikleme kombinasyonları kullanılmıştır. Yöntem içerisinde lateral ventriküllerin çevresindeki

voksellerin yanlış sınıflandırmaları yapılarak görüntüde karşıtlık oluşturularak voksellerin adreslemesi farklı yerde oluşturulur. Böylelikle ventrikül yalnız bırakılır. Bu yöntemle yapılan incelemede %10 ila %30 kadar ventriküller hata oranları ile otomatik olarak ayırt edilmiştir [37].

C. Tsai ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmalarında, MR görüntüleri kullanılarak beyin dokularının sınıflandırılması için basit eşikleme metodu kullanılarak verimli bir algoritma oluşturulmuşlardır. Bu çalışmada beyaz madde, gri madde, beyin omurilik sıvısı, yağ dokusu gibi bütün değerler hesaplanmıştır. Bunların hesaplanmasında morfolojik işlemlerle yöntem oluşturulmuş, beynin bölümleri sınıflandırılmış bu sınıflandırılan bölgeler içinse adaptif histogram analizi yöntemi kullanılarak işlemler yapılmıştır. Bu işlemler yüzden fazla görüntü üzerinde manuel olarak uygulanmıştır. Sonuç olarak görüntülerin içerisindeki bölgelerin yüzdelik dilimleri yaklaşık olarak oluşturulmuştur [39].

Guillaume Calmon, Neil Roberts çalışmalarında MR üzerinde beyindeki hacim değişikliklerini ve lateral ventriküllerin hacimlerini hesaplamıştır. Çalışmanın manuel olan kısmı ilk adımıdır. Analizde ilk olarak görüntüler zaman serisinde hassas bir şekilde tekrar kayıt edilir. İkinci aşamada ilk görüntüler ile ikinci görüntüler arasında deformasyon olan bölgelerin hesaplanması yapılır. Üçüncü aşamada ise ilgilenilen bölgedeki hacim değişikliğini hesaplamak için MR görüntülerinin yapısındaki farklılıklara bağlı olarak segmentasyon yapılır ve değişiklikler hesaplanır. Bu çalışma beyin hacmindeki değişiklikler için özellikle yapılmış amaprimer progresif afazi(primer progresif afazi (PPA)) olan hasta görüntülerine de tatbik edilmiştir. Sonuçlar sınır kayma integrali (boundary shift integral (BSI)) ile hesaplanarak ve stereolojik analiz ile de karşılaştırılmış sonuçların tutarlı olduğu görülmüştür [40].

Pierrick Coupe ve arkadaşlarının çalışmalarında, MR görüntülerinin kantitatif analizi ile sağlam nir tabana dayalı, doğru ve güvenilir sonuçlarla otomatik bölge çıkartma fonksiyonu oluşturmaya uğraşmışlardır. Serebral yapıların segmentasyonunda füzyon etiketleme stratejisi şablon-çözgü yöntemi kullanılarak yüksek hassasiyet ile hesaplamalar yapılmıştır. Bu çalışmada yeni bir yama tabanlı başarısı kanıtlanmış manuel segmentasyon önerilmiştir. Görüntülere gürültü eklenmesinden esinlenilerek genel yama tabanlı füzyon etiketleme yöntemi, 80 hasta 80 normal görüntü data setine

lateral ventrikül altındaki hipokampları segmente etmek için uygulanmıştır. Algoritmanın eğitim sayısı ve yama boyutu gibi farklı parametrelerin segmentasyonun doğruluğu üzerine etkisi de incelenmiştir. Görüntü analizi tabanlı farklı bir yöntem ve modelleme tabanlı bir yöntem ile karşılaştırması yapılmıştır. Önerilen yöntem ile elde edilen sonuçlar doğrultusunda en yüksek medyan kappa indeks değerleri hipokampüs için 0,884 olarak, lateral ventriküller içinse 0,959 olarak yüksek bir doğruluk oranına ulaşılmıştır [41].

Paula Suarez-Pinilla ve arkadaşları, kraniotomi için beyin deformasyonlarını sonlu elemanlar yöntemi ile hesaplayabilmek için bu çalışmayı yapmışlardır. MR çekimleri, çalışmada kullanılan görüntüler operasyon öncesi ve operasyon sırasında alınmış. Bu iki çekim geometrik ve lineer olmayan nesneleri belirleyebilmek için yapılmış. Sonlu elemanlar yöntemi ile hexahedron baskın örgü oluşturulmuş. Kraniotomi alanında beyin yüzeyinde öngörülen değişim hareketi modellenmiş. Hesaplama ayrık denklemler için kısa zamana entegre edilerek integrasyon şeması oluşturulmuş. Hizalanarak oluşturulan iki görüntünün analizinden elde edilen sonuçta tümör ve lateral ventriküller ile ilgili bilgi beyin yüzeyi hakkında elde edilen bilgiden çok daha azdır. Sunulan sonuçlar lineer olmayan biyomekanik modelleri medikal görüntü işleme teknikleri ile tamamlamak mümkündür [43].

Ioannis Gousias ve arkadaşları, erken doğan bebeklerin beyinlerinde meydana gelen hastalıkların mevcut beyin atlasları ile çözümlenmesi bir hayli zor olduğunu bildirmişlerdir. Bu sebeple yapılan çalışmada yeni doğan bebeklerin serebral MR görüntüleri manuel olarak segmente edilerek 50 farklı bölgeye ayrılmıştır. Bu işlem bebeklerin erken doğdukları aylar dikkate alınarak yapılmıştır. Daha sonrasında ise MR görüntülerinden bebeklerin beyinlerinin hacmi hesaplanmıştır. Yapılan hesaplamalar ile bebeklerin beyin büyüklükleri (yada amiglada talamus vb.) ile yaşları arasında korelasyon kurulmaya çalışılmıştır. Sonuçta küçük farklılıklar ile de olsa korelasyon olduğu bildirilmiştir [44].

Jorge Jovivich ve arkadaşları çalışmalarında, normal nöro-anatomi ve anormal nöro-anatomiye sahip beyinlerin hacimlerini otomatik şekilde hesaplamışlardır. Elde edilen veriler üzerinde görüntünün elde edilmesi esnasındaki çekim durumunun, MR sekansının, tarama güncellemesinin, manyetik alan salımı ve manyetik alan şiddeti gibi

parametrelerinetkili olabileceğini bildirmişlerdir. Bu parametrelerin yanında Freesurfer programının segmentasyon işlemi için kullandığı görüntü averajı gibi parametreler mevcuttur. Bu parametreler özellikle hastanın yaşına göre değişim göstermiş. Aynı zamanda bu parametreleri etkileyen bir diğer faktörde MR görüntüleri oluşturan cihazlar olduğu görülmüş. Bu çalışmada özellikle cihazlar arasındaki farklılıkların beyin hacimlerini nasıl etkilediği sorgulanmıştır [45].

Angela L. Jefferson ve arkadaşları, beyin ve kalp ventriküllerinin artifaktlarının oluşumu arasında bir bağlantı olup olmadığını araştırmışlardır. Alzheimer ve serebrovasküler hastaları kalp krizi açısından risk altında olduğunu bildirmişlerdir. Sol ventrikül ile kalbin çıkışındaki meydana gelen zararlar arasında bir keşişim olduğuna dair bir hipotez savunmuşlardır. Çalışmada çeşitli hastalardan alınan veriler çeşitli istatistiksel yöntemler ile teste tabi tutulmuştur. Fakat incelenen görüntüler sonucunda kıyaslanan veriler ışığında beyindeki Alzheimer gibi hastalıklardan dolayı oluşan artifaklar ile kalpte oluşan artifaklar arasında non-lineer bir ilişki olduğunu bildirmişlerdir [46].

L. A. Dade ve arkadaşları, çalışmalarında beyin kortikal ve subkortikal bölgelerini hızlı ve güvenli bir şekilde ele almak için yarı otomatik beyin bölge çıkarımı metodunu sunmaktadırlar. Bu metot ile beynin çeşitli yerlerini segmente ettikten sonra beynin gri cevher, beyaz cevher ve ventrikülleri ile ilgili birçok değer hesaplanmıştır. Yapısal MR görüntüleme yöntemi beyindeki bölgesel değişimleri gözlemlemek açısından uygun bir metottur. Beynin hacminin hesaplanması konusunda özelliklere bir çok yaklaşım mevcuttur. Bu yaklaşımların tamamı önemli bir manuel izleme ve bir nokta işaretlenerek izleme tekniklerine dayanır. 26 sağlıklı ve hastalıklı bireylerden alınan beyin görüntülerinde bu metot kullanılarak beyin hacimleri elde edilmiştir. Çalışmada bu metodun güvenilir ve hızlı bir metot olduğu görülmüştür [47].

M. Friedlinger ve arkadaşları, çalışmalarında minimum sayıda spektral MR görüntü kanalları kullanılarak hızlı ve otomatik 3 boyutlu beyin segmentasyonu ve beyin hacim hesaplaması yapmışlardır. Sunulan yöntemde iki boyutlu iteratif olmayan seviye segmentasyonu tekniğinin piksel sınıflandırması ve morfolojik işlemler yöntemleri ile çalıştırılarak hesaplamalar elde edilmiştir. Bu metot serebrospinal akışın hesaplanmasında ve gri cevher ile beyaz cevher hacimlerinin hesaplanmasında

kullanılmıştır. Sonuçlar mevcut klinik datalar ve literatürdeki diğer sonuçlar ile örtüşmektedir [48].

Matthieu Ferrant ve arkadaşları, bu çalışmada önerilen yöntem ile müdahale edilecek bölgenin yerini ameliyat esnasında belirleyerek gerekirse güncellemeler yaparak yeri tespit etmeye çalışmışlardır. Nöral ameliyatlarda MR görüntülerinden faydalanılarak beyin ameliyatları yapılmaktadır. Ameliyattan önce hasarlı bölge tespit edilerek bu bölgeye yönelimi yapılır fakat çeşitli bozucu etkilerden dolayı hasarlı yer belirlenen noktadan azda olsa farklı bir yerde olabildiği görülmüş. Çalışmada deforme yüzey eşleme algoritması kullanılmaktadır. Böylece belli önemli yapılar kortikal yüzey, ventriküller ve tümör gibi yapılar algılanmaktadır. Çalışma esnasında 0.6 – 0.7 mm sınır yüzey işaretlemeleri, sınır iç yüzey yerleri için 0.6 – 0.9 mm ve tümör çevresi içinse 0.9 – 1.6 mm yerlerin işaretlenerek ölçümü hassasiyetle yapılır. Önemli yapılara bu şekilde bir yakınsama söz konusu olmuştur ve başarı elde edilmiştir [49].

Nadeem Saeed ve arkadaşları, çalışmasında MR görüntülerinde ventrikül hacmindeki değişimlerin izlenmesi ile ilgili iki adet yarı otomatik teknik sunulmuştur. Birinci teknik ventriküllerin eşikleme ve kontur çıkarma metotları ile görüntünün doğrudan segmente edilmesine dayanmaktadır. İkinci teknikte ise görüntüler arasındaki farkların alınarak voksel temelli güç çıkarımı için kayıtta takip edilerek görüntülere uygulamasına dayanmaktadır. Bu metotta gürültünün üzerinde olan voksel yoğunlukları alınarak sınırlandırılmış alandaki hacimsel hesaplamalar yapılmış. Phantom hacmi hesaplanan bu metotlar ile birinci metot yüzde 0,0046, ikinci ise yüzde 0,167 değerde değişimler gözlemlenmiş. Öte yandan sağlıklı gönüllülerden alınan 9 ay ara ile alınan örneklerde ventrikül hacminin sırası ile birinci ve ikinci metot için yüzde 1,52 ve yüzde 1,54 oranlarında değişim izlenmiştir. Şizofren hastalarında ise bu oranlar yüzde 10,78 ve yüzde 9,43 olarak değişimler ölçülmüştür. Bu veriler radyolojik incelemelerle doğrulanmıştır [50].

BÖLÜM 3

GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Görüntüleme

Manyetik rezonans görüntüleme (magnetic resonance imaging (MRI)) görüntüleme tekniği görüntüleme sistemleri arasında en çok kullanılan yöntemlerden biri olmaktadır. MRG gerek X ışınlarını kullanmaması gerekse bütün dokular üzerinde ayrı ayrı tonlama yapmasından dolayı bütün vücut üzerinde görüntülemede etkin olarak kullanılmaktadır. Genel olarak bu yöntemin önemine baktığımızda detaylı görüntüler alınmasından dolayı sistem birçok hastalıktaki gerekli görüntüleri vermektedir. MRG'nin yüksek çözünürlüklü görüntüler vermesi, görüntü işleme tekniklerinde kullanıma da çok uygun olmaktadır.

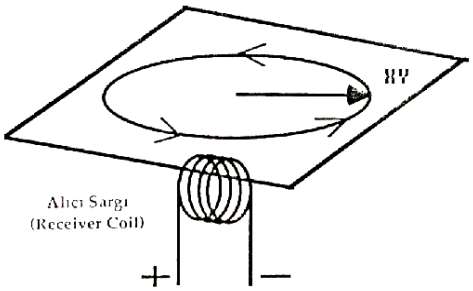
Beyin 28 ana bölümden oluşmaktadır, bu ana bölümlerin alt kısımları da düşünüldüğünde ne kadar karmaşık bir yapı olduğu ortaya çıkmaktadır. Bu yapının incelenebilmesi için yüksek çözünürlüğe sahip bir görüntüleme sistemi tarafından görüntünün alınması gerekmektedir. Görüntü işleme teknikleri ile yapılan çalışmaların büyük bir kısmı beyin üzerine yapılmaktadır. Bu çalışmaların hem hassasiyeti hem doğruluğu hem de daha düzgün sonuçlar ortaya çıkarması ancak yüksek çözünürlüğe sahip görüntü sistemlerinden alınan görüntülerle yapılabilmektedir. MR görüntülemenin önemi de burada ortaya çıkmaktadır.

Çalışmamızda kullandığımız görüntüleme sistemi MR görüntülemedir. MR görüntüleme genel anlamda hastaya zarar vermeden görüntü alan radyolojik bir sistem olmaktadır. Güçlü bir mıknatıs alanı içerisinde radyo dalgaları ile vücuttaki hidrojen atomunun titreşim yapması sağlanarak sinyal elde ederek vücut kesimlerinin görüntüsünün alınmaktadır. MR çekimi özel yalıtımlı odalarda hasta tünel şeklindeki bir mıknatıs içerisinde yerden bir metre kadar yüksekte hareketsiz yatmaktadır. Yumuşak dokuların yüksek çözünürlüklü görüntü alımı için önemli bir yöntem olmaktadır. Çekim parametreleri değiştirilerek vücuttaki dokuların değişik parlaklıklara sahip olarak

dönüşümleri ile çeşitli bilgiler elde edilmektedir.

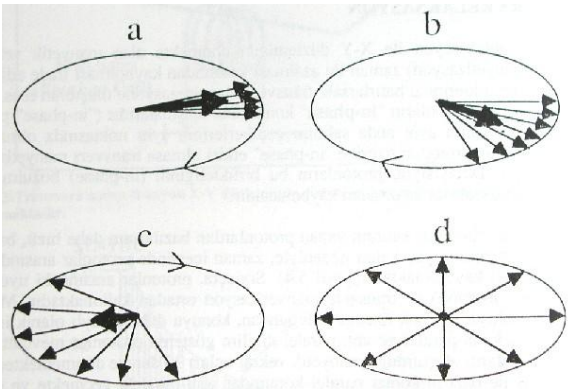
Manyetik alan büyüklüğü MR cihazlarında Tesla (T) ile belirlenir, 1 Tesla 10.000 gauss olarak ifade edilmektedir. MR cihazlarında kullanılan mıknatıslar 0,5 – 4 T arasında yer almaktadır.

Fizik kuralına göre, hareket halindeki manyetik güç elektrik akımı oluşturmaktadır.Bu güçlü manyetik alan içindeki, net manyetik vektörü Magnetin manyetik vektörü ile paralel olan dokuya 90^0 RF puls uygulandığında, dokunun net manyetik vektörü Z ekseninden 90^0 saparak X-Y düzleminde dönmeye başlamaktadır(Şekil 3.1). Bu anda sisteme "Alıcı sargı" eklendiğinde belirli bir frekansta dönmekte olan bu manyetik vektör, alıcı sargıda elektrik akımını yani sinyali oluşturmaktadır [27].



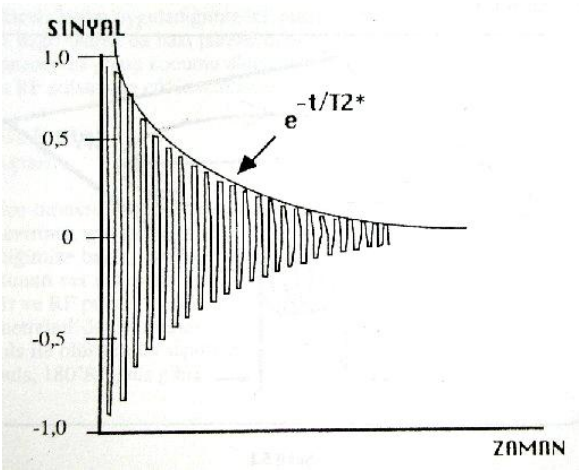
Şekil 3.1. 90^0 RF puls uygulanması

Relaksasyonun anlamı RF puls ile konum değiştiren protonların eski konumlarına ulaşmaları demektir. MR sinyali boyuna (longitudinal) veya enine (transvers) durulma (relaxation) zamanı olarak iki çeşit durulma zamanı bulunmaktadır. Transvers manyetizasyonu oluşturan esas etken, RF puls etkisi ile protonların vektör uçlarının aynı anda salınım çemberlerinin aynı noktasında "in-phase" konumunda olmaktadır. "In-phase" konumunda salınım yapan protonlardan bazılarının daha hızlı, bazılarının daha yavaş salınım yapmaları nedeniyle, zaman içerisinde protonlar arasındaki bu uyum kaybolmaktadır ve transvers manyetizasyon ortadan kalkmaktadır(Şekil 3.2).



Şekil 3.2. Transvers manyetizasyonun ortadan kalkması

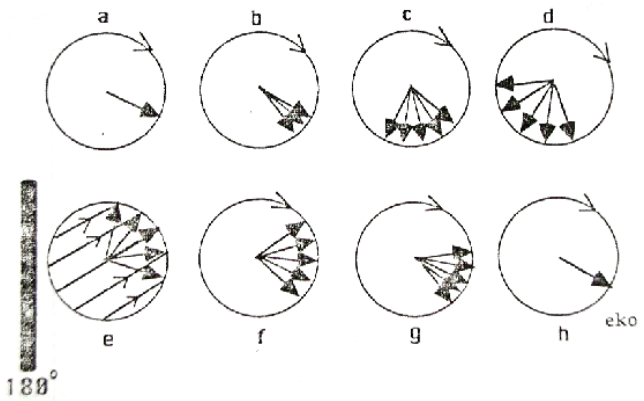
Protonların “in-phase konumundan” “out-of-phase” konumuna geçmelerinin nedeni serbest indüksiyon kaybolması (Free Induction Decay (FID)) olmaktadır. Bunun iki tane önemli nedeni bulunmaktadır. Birincisi güçlü manyetik alanın homojen olmaması yani gradiyent sargı sistemlerinin, görüntü oluşturmak için kullanılmak zorunda olmaktadır. İkincisi ise doku içindeki mikroskobik manyetik çevre farlılıkları bulunmaktadır. Protonlar arasındaki “in-phase” kısa sürede bozulması demek, görüntü kaydının sonlanması olarak gerçekleşmektedir. FID elde edilen sinyalin tepe noktası transvers manyetizasyon vektörü ucunun alıcıya en yakın olduğu, en dip noktası ise alıcıdan en uzak olduğu konumu göstermektedir(Şekil 3.3).



Şekil 3.3. FID gösterimi

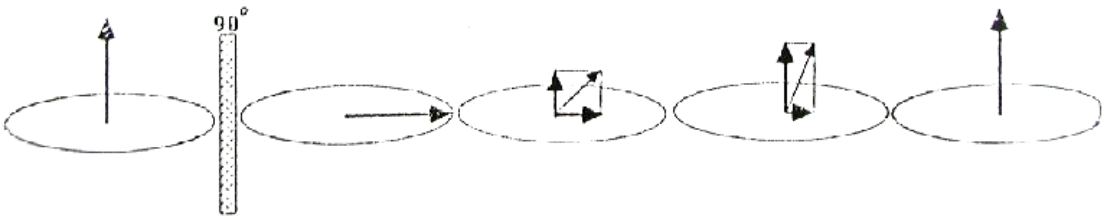
RF puls transvers manyetizasyon oluştuktan sonra protonlar arasındaki uyum “in-phase” bozulmaya “de-phase” olmaya başlamaktadır. Tabi bozulmalar oluşmaktadır. Bu amaçla

180^0 RF puls kullanılmaktadır. 90^0 RF puls sonrası180^0 RF pulsun kullanıldığı bu yönteme yani sekansa "Spin-eko sekansı" denmektedir. Belli bir süre sonra 180^0 RF puls uygulandığında protonların konumları tam ters çevrilmektedir. 180^0 RF puls ile hızlı salınım gösteren protonların bir an için geride kalmaktadır. Ancak 90^0 RF puls ile 180^0 RF puls arasındaki kadar zaman sonra hızlı, bununla birlikte 180^0 RF puls nedeni ile geride kalmış protonlar yavaş salınım göstermekte olan protonlara yetişmekte ve eko-sinyal oluşmaktadır. Bu sinyalin oluşup bitiş süresine "Echo-time" denilmektedir(Şekil 3.4).



Şekil 3.4. Eko sinyal oluşumu

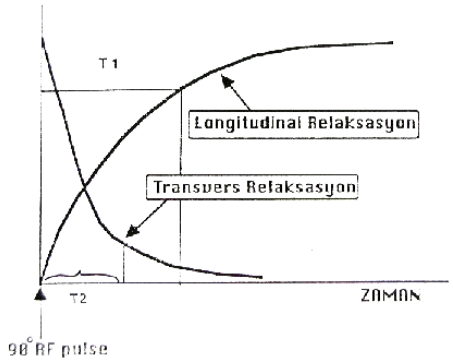
90^0 RF puls ile longitudinal manyetizasyon tamamen ortadan kaybolmakta ve longitudinal manyetizasyon ile aynı genlikte transvers manyetizasyon oluşmaktadır. Transvers manyetizasyon oluştuktan sonra aynı anda hem transvers hem de longitudinal relaksasyon başlamaktadır. Belli bir süre sonra bu sefer de transvers manyetizasyon tamamen ortadan kaybolmaktadır(Şekil 3.5).



Şekil 3.5. Transvers manyetizasyonun tamamen ortadan kayboluşu

T1 ve T2 relaksasyon eğrileri, her iki relaksasyonun aynı zamanda başladığına ve

bununla birlikte transvers relaksasyonun daha kısa sürede tamamlandığına, buna karşın longitudinal relaksasyon daha uzun sürede tamamlanmaktadır(Şekil 3.6).



Şekil 3.6. T1 ve T2 eğrilerinin zaman grafiği

Dokuda su oranı arttıkça hem T1 hem de T2 uzun olmaktadır. Buna karşın su oranının az olduğu dokularda yani kemik gibi veya protonların kompleks bağlar oluşturduğu dokularda yani yağ dokusu gibi hem T1 hem de T2 kısa sürede tamamlanmaktadır. Buna göre oluşturulan bazı dokuların magnet Tesla değerleri ile T1 ve T2 süreleri Tablo 3.1'de gösterilmiştir.

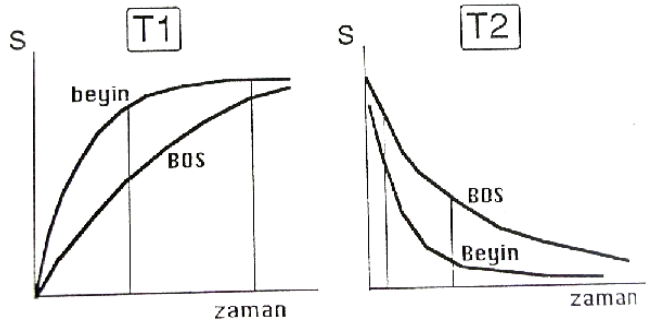
Tablo 3.1. Magnet tesla değerlerine göre dokuların T1 ve T2 süreleri

	0.5 Tesla			1.0 Tesla		
	T1	T2	T1/T2	T1	T2	T1/T2
Beyin	600	70	8,6	860	70	12,3
Kas	540	50	10,8	750	55	13,6
Yag	220	60	3,7	220	60	3,7
BOS	3000	2000	1,5	3000	2000	1,5
Kan	850	200	4,3	900	200	4,5

MRG incelemelerinin en az iki sekansta ve farklı iki düzlemde yapılması ilke olarak kabul edilmektedir. Yani, dokulardaki proton miktarlarının farklı olmasına bağlı olarak elde edilen görüntülere "Proton dansite" görüntüler denilmektedir. Dokuların T1 sürelerinin farklı olmasına bağlı olarak elde edilen görüntülere ise "T1 ağırlıklı" ve dokuların T2 sürelerinin farklı olmasına bağlı olarak elde edilen görüntülere ise "T2 ağırlıklı" görüntüler denilmektedir. Fakat bu ayrım pek çok zaman tam olarak olmaz;

bazı durumlarda görüntü dansite ile birlikte T2 ağırlıklı, bazı durumlarda T1 ağırlıklı görüntü ile bir miktar T2 ağırlıklı, bazı durumlarda ise proton dansite ile birlikte T1 ağırlıklı olabilmektedir.

Beyin dokusunun transvers relaksasyonu ve longitudinal relaksasyonu BOS'a göre daha kısa sürede tamamlanmaktadır. 0,5 T için beyin dokusunun T1: 600 msn, T2: 70 msn; BOS'un T1: 300 msn, T2: 2000 msn sürede tamamlanır. T1 eğrilerinde ilk anda dokular arasında belirgin fark olduğu halde zaman geçtikçe bu fark azalmakta; T2 eğrilerinde ise ilk anda dokular arasında belirgin bir fark yok iken belli nir zaman geçtikten sonra bu fark artmaktadır. Bu farklılıkların olması ile MR görüntüleri T1 ağırlıklı ve T2 ağırlıklı olarak elde edilmektedir(Şekil 3.7). Bu özelliklerden yararlanılmadığında ise proton ağırlıklı olmaktadır.

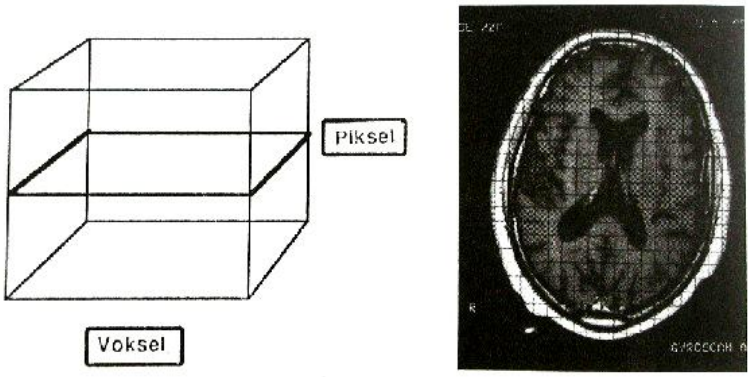


Şekil 3.7. BOS ve beyin dokusu için T1 ve T2 eğrileri

Bir kesit görüntüsü elde edebilmek için dokudan çok sayıda sinyal elde edilmesi gerekmektedir. Yani alacağımız tek sinyal ile kesit görüntüsü oluşturulamamaktadır. Bu nedenle RF puls uygulamalarını sadece bir kesit görüntüsü elde etmek için yüzlerce defa tekrarlanması gerekmektedir. Bu tekrarlanma arasındaki süreye, yani Spin-eko sekansı için 90^0 RF pulslar arasındaki süreye (time to repeat –(TR)) yani tekrarlanma zamanı ve bir plan dahilinde belli zaman aralıkları ve şiddette uygulanan RF puls demetlerine "Pulse sekansları" denmektedir.

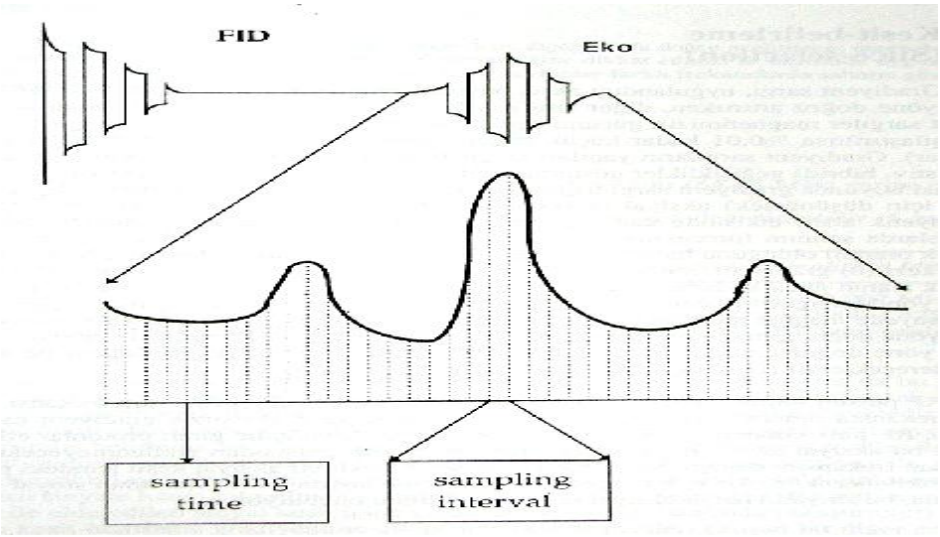
MR görüntüsünü devamlı şekilde büyütürsek en sonunda bir takım karelere ulaşılmaktadır; bu kareler bilgisayarın görüntü oluşturmak için kullanmak zorunda olduğu voksel-piksel'lerdir. Voksel, sinyalin alındığı esas doku volümüdür; piksel ise

ekrana yansıyan iki boyutlu alandır ve vokselden kaynaklanan sinyal, ekranda piksele yani görüntüye yansıyan alanda parlaklık olarak bulunmaktadır(Şekil 3.8).



Şekil 3.8. Voksel ve pikselin ekrandaki görünüş

Dokudan elde edilen sinyalin bilgisayarda kaydı, belli zaman aralıkları ile genlik ölçümü şeklinde yapılmaktadır. Bu ölçüm yapılan noktalara örnekleme noktaları (sample points) denilmektedir. Bu işlemin yapıldığı süreye ise "sampling time" örnek toplama süresi denilmektedir(Şekil 3.9). Bir eko-sinyal süresince yapılan örnekleme noktaları sayısı, dalgaya doğru olarak tanımlamak için, her dalgaya en az iki ölçüm noktası şeklinde oluşturulmalıdır yani bir tepe birde dip noktası olarak oluşturulmaktadır. Bu işlem kural olarak zamana karşı eşit aralıklarla yapılmaktadır.

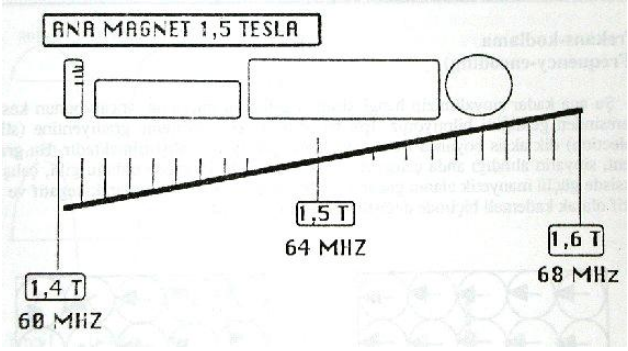


Şekil 3.9. Örnekleme zamanı gösterimi

Birbirini takip eden örnekleme noktaları arası (sampling interval) olarak bilinir ve bu 5 msn ile 100 msn arasında veya daha uzun olabilmektedir. Genellikle örnekleme nokta sayısı 128 ile 1024 arasında değişmektedir. "Sampling time" 1 msn ile 30 msn arasında veya daha uzun olabilmektedir. Eğer interval 20 mikrosn ve 256 örnekleme yapıldı ise örnekleme zamanı 5,12 msn olmaktadır. Örnekleme süresine bağlı olarak elde edilen görüntünün kalitesi belirgin şekilde değişmektedir. Bu elde edilecek sinyal gürültü oranı (signal-to-noise ratio (SNR)) yani sinyal gürültü oranı değeriyle ilişkilidir. Örneklemenin uzun olması SNR'yi artırırken, kısa olması SNR'yi düşürür ki buda elde edilen görüntü kalitesini belirgin şekilde etkilemektedir.

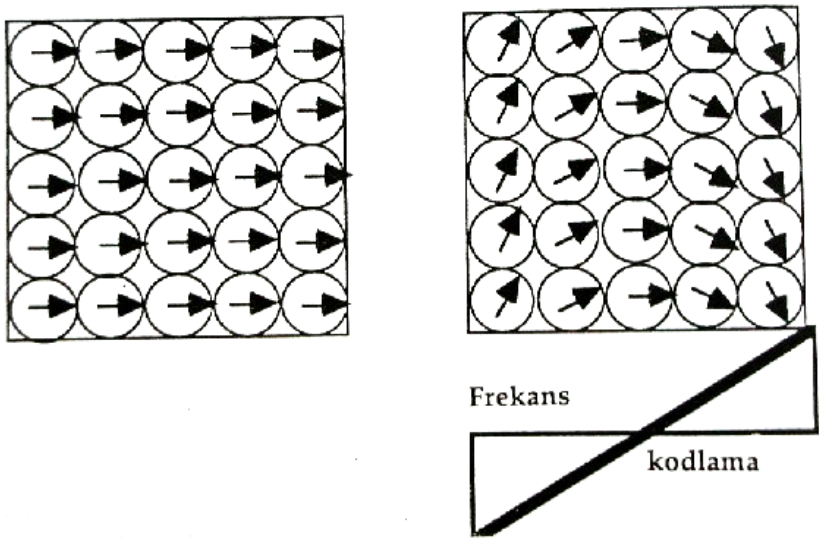
Bunun için magnet içine konulan, ana magnete göre çok daha küçük güçte "Gradiyent sargı" kullanılmaktadır. Bunların temel çalışma prensipleri, magnet içindeki manyetik alanı kademeli biçimde düşürmek ve artırmaktadır. Ana Magnetin oluşturduğu manyetik alan gücüne eklenen ilave bir manyetik alan oluşturur; ana magnetin oluşturduğu manyetik alanı kademeli olarak azaltmaktadır veya artırmaktadır. Buna bağlı olarak protonlar farklı manyetik alanlara maruz kalacaklarından farklı salınım frekansları gösterecektir. İşte bu gradiyent sargılar sayesinde, magnet içinde bir voksel birimini bir diğerinden ayrılmaktadır. Bunu yaratmak için ilk önce kullanılması gereken "kesit belirleme gradiyenti" olmaktadır.

Magnet gücünün bir tarafa doğru artarken diğer tarafa doğru azaldığına, magnet merkezinde gradiyent sargının manyetik alanı değiştirmemektedir(Şekil 3.10). Z aksisine uygulanan gradiyent sargı ile aksiyal planlarda değişmek üzere protonlar farklı frekanslarda salınım göstermektedir.



Şekil 3.10. Farklı frekanslarda magnet gücü

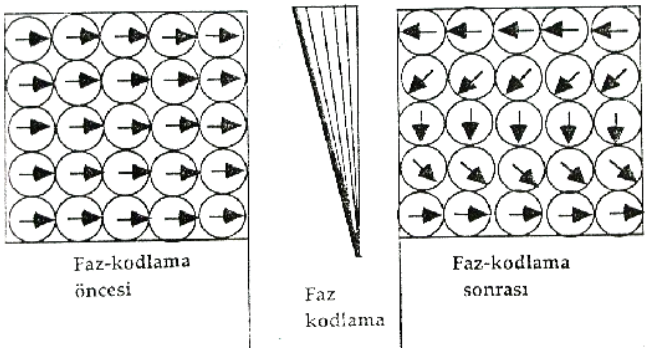
Sinyalimizin hangi kesitten geldiğini biliyoruz; ancak bunu kesitin neresinden geldiğini bilinmemektedir. İşte bu amaçla kesit-belirleme gradiyentine dik aksis boyunda frekans-kodlama gradiyenti çalıştırılmaktadır. Frekans kodlama gradiyenti çalıştırıldığında kolonlar farklı manyetik alanlara maruz kaldıklarından dolayı, her kolon için farklı salınım frekansları oluşturmaktadır. Bu gradiyent sinyal kaydının yapıldığı süre boyunca gerçekleşmektedir(Şekil 3.11).



Şekil 3.11. Frekans kodlama

Faz kodlama gradiyentinin esas amacı, kesit içindeki sıralar arasında faz kayması oluşturmaktır. Gradiyent uygulamadan önce “in-phase” konumunda olan ve ana magnet gücünün daha homojen manyetik etkisi ile aynı frekansta salınım yapan protonlar, faz-kodlama gradiyentinin kısa bir süre çalıştırılıp kapatıldığında, yine ana magnet etkisiyle aynı frekanslarda salınım gösterecekler, ancak uygulanan faz-kodlama gradiyentinin gücüne bağlı olmak üzere sıralar arasında faz kayması oluşmaktadır.

Faz-kodlama gradiyenti sinyal elde edilmeden önce, çok kısa bir süre çalıştırılmaktadır. Çalıştığı anda her sıradaki protonlar farklı manyetik alan etkisinde kalacağından, farklı salınım frekansları göstermeye başlamaktadır. Gradiyent kapatıldığında ise salınım frekansları yine her sıra için aynı olur; ancak daha önce çalıştırılan faz-kodlama nedeni ile artık sıralar arasında faz kayması olmaktadır(Şekil 3.12).



Şekil 3.12. Faz-kodlama

SNR (signal-to-noise-raito) : Bu değer sinyal gürültü oranıdır. Yüksek olursa görüntünün kalitesi yüksek, düşük olursa görüntü granüllü ve kalitesi anatomik detaydan yoksun olmaktadır. Tüm parametreler ile SNR arasında kompleks ilişkiler mevcuttur ve SNR değeri düşük olan görüntülerin kalitesi kötü, SNR değeri yüksek olan görüntülerin kalitesi yüksek olmaktadır.

Matriks : Ekrandaki piksel volümünü belirleyen faz-kodlama ve frekans-kodlama değerleri tarafından bir parametre olmaktadır. 256*256 veya 512*1024 gibi matrikse değerinin büyük olması görüntüyü oluşturan karelerin daha küçük boyutlarda olması veya ekranın daha küçük piksellere ayrılmaması demektir. Buna bağlı olarak görüntü kalitesi artmaktadır.

FOV (Field-of-view) : ekrana yansıyan görüntüye uyan dokunun büyüklüğüdür. FOV değerimiz 20 ise dokudaki 20 cm karelik bir alan ekrana gelmektedir. Eğer ilgilendiğimiz doku hacmi büyük ise FOV büyük, ilgilendiğimiz doku hacmi küçük ise FOV küçük olarak belirlenmeye çalışılmaktadır. FOV değeri ile uzaysal rezolüsyon ve SNR doğrudan etkilenmektedir.

NEX (Number-of-excitation) : Buna bazı sistemlerde “average” da denmektedir. Görüntü oluşturmak için faz-kodlama steplerinin kaç kere kullanıldığını tanımlamaktadır. NEX:1, NEX:2 veya daha fazla değerlerde olabilmektedir. Bunun ile uzaysal rezolüsyon değişmez, ancak SNR değeri NEX sayısı ile değiştiğinden görüntü kalitesi belirgin derecede etkilenmektedir.

Dokular arasında T1 zamanı farklılıklarını ortaya koymak için T1 zamanı farklı olan iki

dokuda radyo frekans gönderildikten sonra protonlarda oluşan boyuna manyetizasyon farkı aslında dokuların farklı görüntülerini çekmesini amaçlamaktadır. Boyuna manyetizasyon ölçümü yapılamadığından ikinci bir radyo frekans verilerek T1 zamanı farkı ortaya çıkarılmaktadır. İkinci uyarıdan hemen sonra alınan sinyallerde ölçülebilen enine manyetizasyon süresi aslında boyuna manyetizasyonun karşılığı olarak oluşmaktadır.

T2 zamanları birbirinden farklı olan iki dokunun arasındaki farkı ortaya koyabilmesi için T2 zamanı kullanılmaktadır. Bu zaman diliminde elde edilen görüntüye T2 ağırlıklı görüntü denmektedir. Seçilen sinyal süresinde enine durulmasını tamamlayan dokulardan sinyal alınamaz ve T2 zamanı uzun olan dokulardan sinyal alınabilmektedir.

Boyuna manyetizasyon enine manyetizasyondan daha uzun sürmektedir. Yani T1 zamanı her zaman T2 zamanından daha uzun sürmektedir. Klinik uygulamalarda T1 zamanı 300 – 2000 msec, T2 zamanı ise 30 – 150 msec arasında bir sürede tamamlanmaktadır. T1 ve T2 eğrileri birleştirilirse Şekil 8'deki eğri oluşturulmaktadır. Su yada su içeriği fazla olan dokuların T1 ve T2 durulma zamanları uzun sürmektedir. Patolojik yada hasta dokularda genellikle su içeriğinin arttığını görülmüştür. Yağ dokusunun ise T1 zamanı kısa, T2 zamanı çok daha kısa sürmektedir [22].

MR cihazı ile görüntüsü alınan hastaya ilk olarak 90 derece RF puls gönderilir ve enine manyetizasyon oluşturulmaktadır. T2 etki nedeniyle bu enine manyetizasyon hızlı bir şekilde azalmaya başlamaktadır. Bir doku kısa T2 süresi olan bir doku olduğunda, diğer doku ise uzun T2 süresi olan bir doku olarak alındığında ikisinin farkı ortaya çıkarılmaktadır. Her iki doku içinde T2 eğrisi 0 saniyede başlar ve o anda 90 derece RF pulsun kesildiği anı ifade etmektedir. TE/2 süresi kadar beklenir ve 180 derece RF puls gönderilmektedir. Yine TE/2 süresi kadar beklenir ve 90 derece RF puls gönderip kestiğimiz andan itibaren echo oluşturup sinyal alınması için beklenilen toplam süre TE zamanı olur ve sinyal alınmaktadır. Alınan sinyal 90 derece RF puls ile echo oluşumuna kadar geçen süreye "TE zamanı: time to echo" denilmektedir. TE zamanı kullanıcı tarafından seçilebilme özelliğine sahip olmaktadır. İki dokunun T2 eğrilerine bakacak olunursa da TE zamanını kısa seçtiğimizde dokulardan yüksek sinyal alacağımızı ancak dokuları arası sinyal farklılığının az olmaktadır. Bunun dışında uzun TE süresi seçildiğinde dokulardan alınan sinyal yoğunluğu azalmakta ve dokular arasında sinyal

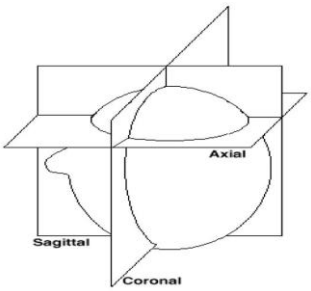
yoğunluğunun farkı artmaktadır [24].

Bu durumda doku kontrast farkının artırılması için uzun bir TE süresi beklenilmesi gerekmektedir. Bu gibi çekimlerle oluşturulan görüntülere “T2 ağırlıklı görüntü: T2 heavily image” denilmektedir [25].

Çekim zamanlarının değiştirilmesi görüntü kalitesi üzerinde çok etkili olmaktadır. Bu nedenle uygun bir TE süresi seçimi yapılmaktadır. Klinikte genel olarak kullanılan TE süreleri 30 mSec’den kısa TE süresine (Kısa TE), 80 mSec’den uzun TE süresine ise (Uzun TE) denilmektedir. 500 mSec’den kısa TR süresine (Kısa TR), 1500 mSec’den uzun TR süresine ise (Uzun TR) denilmektedir. Bu TR ve TE sürelerinin seçtiğimiz Puls sekanslarına göre T1 ve T2 ağırlıklı görüntüler oluşturulmaktadır [22].

T1 ağırlıklı görüntüler elde edilebilmesi için RF pulsunun arka arkaya kısa aralıklarla gönderilmesi (kısa TR), sinyal dinlenme süresini ise kısa tutmak (kısa TE) gerekmektedir [26]. TR: 500 mSec, TE: 15 mSec. T2 ağırlıklı görüntüler için ise TR ve TE değerleri uzun olmaktadır. TR: 2000 mSec, TE: 90 mSec. Proton ağırlıklı görüntüler ise uzun TR ve kısa TE süreleri ile elde edilmektedir. TR: 2000 mSec, TE: 15 mSec. MR sekanslarını farklı bir yolla da su, yağ gibi temel dokuların görünümlerine göre de ayırt edilebilmektedir. T1 ağırlıklı görüntülerde su: siyah, yağ: beyaz, T2 ağırlıklı görüntülerde su: beyaz, yağ: beyaza yakın gri rengi almaktadır. Proton ağırlıklı görüntülerde su: beyaza yakın gri tonda, yağ: parlak beyaz olarak görülmektedir [25].

Şekil 3.13’de görüldüğü üzere sagital düzlem görüntüyü sağ – sol, koronal düzlem ön – arka, aksiyal düzlem ise görüntüyü alt – üst olarak kesitlere ayırarak görüntüyü oluşturur.



Şekil 3.13. MR Düzlem Şekli

3.2. Görüntülerin Kaydedilmesi

Bu tez çalışmasında, Erciyes Üniversitesi Çocuk Hastanesi'nde bulunan 1,5 Teslalık MR görüntüleme cihazı ile çekilmiş T1 ağırlıklı 12 adet data seti kullanılmıştır. Bu data setlerine ait bilgiler Tablo 3.2'de verilmiştir. Gerçekleştirdiğimiz çalışma; Erciyes Üniversitesi Tıp Fakültesi Etik Kurulu'nun 05.06.2012 tarihli 2012/395 numaralı kararı ile onanmıştır. Bu çalışma, Erciyes Üniversitesi Bilimsel Araştırma Birimi tarafından FBY-4030 kodlu proje ile desteklenmektedir.

Tablo 3.2. Data setlerine ait bilgiler

	Cinsiyet	Doğum T.	TE süresi	TR süresi	FOV Değeri	Kesit Matriksi	Kesit Sayısı
1.	K	01.01.1969	4 ms	8 ms	250 mm	870*964	39
2.	E	13.02.1998	4 ms	8 ms	250 mm	870*964	39
3.	E	10.11.2005	4 ms	8 ms	250 mm	870*964	32
4.	K	01.01.1994	4 ms	8 ms	250 mm	870*964	33
5.	E	20.04.1985	4 ms	8 ms	250 mm	870*964	31
6.	E	01.01.1998	4 ms	8 ms	250 mm	870*964	29
7.	K	23.06.2005	4 ms	8 ms	250 mm	870*964	28
8.	K	23.01.1956	4 ms	8 ms	250 mm	870*964	32
9.	K	08.09.1965	4 ms	8 ms	250 mm	870*964	30
10.	K	20.10.1968	4 ms	8 ms	250 mm	870*964	35
11.	E	02.10.1992	4 ms	8 ms	250 mm	870*964	29
12.	E	25.11.1997	4 ms	8 ms	250 mm	870*964	31

Vücutta bulunan dokulardan ağırlıklı olarak yağ içerenleri daha belirgin görüntülemek için T1 ağırlıklı moduna hassas çekim yapılmıştır [28]. Sağlıklı görüntüler aynı zamanda T1 sekansta boyuna uzunlamasına gevşemesi hızlı olan dokular parlak görünmektedir [29]. Ventrikül görüntülerini üzerinde işlem yapılacağı için, eksenel görüntülerde de rahat çalışılmasından dolayı çene ve ağız gibi organların olduğu kesitler çalışma dışı bırakılması gerekmektedir [30]. Yan ventriküllerin başlangıç kesitinden bitiş kesitine kadar bütün ventrikül içeren kesitler kullanılmıştır.

3.3. MR Görüntülerinin Segmentasyonu

Bu tez çalışmasında görüntü işleme teknikleri arasında en sık kullanılan ana yöntemlerden biri olan segmentasyon tabanlı yöntemler kullanılmıştır. Segmentasyon yöntemi görüntü işlemede bize büyük kolaylıklar sağlasa da doğru bölgeyi segmente etmekte bir o kadar önem arz etmektedir. Örneğin bu çalışmada oluşabilecek bazı durumları göz önüne alındığında, MR görüntülerinde ventrikül bölgesi oluşturan piksellerin yakınında bulunan ventrikül piksel değerlerine yakın değerlerde olan piksel değerlerini de hesaplamalarda ventrikül değerlerine segmente eden bir program hassasiyet açısından düşük hassasiyete sahip olmasından çok doğru sonuçlar vermemektedir ve buda çalışmanın başarısızlığına yol açmaktadır. Bundan dolayı yazılan programlar, kullanılan algoritmalar segmente edilecek bölgenin yapısına uygun olmuştur. Segmentasyon hassasiyeti ve uygunluğu yüksek derecede uyum göstermelidir ki, bölgeye yapılan incelemelerde hesaplama yanlışlıkları doğru bölge segmentasyonu minimum düzeye indirgenebilmektedir.

Görüntü işlemek için tasarlananprogramlar .m uzantısına sahip dosyalara kaydedilerek Matlab programına entegre edilmiştir. Matlab programının kullanılma nedenleri arasında verileri analiz etmedeki yeteneği, görsel çalışma yeteneği ve en önemlisi geniş bir komut kütüphanesine sahip olması yer almıştır. Tasarlanan program ile işlenecek görüntülerin analizleri üç farklı yöntemde de Matlab programı ile hesaplanmıştır.

3.3.1. Üçgen – Kare Segmentasyon Yöntemi

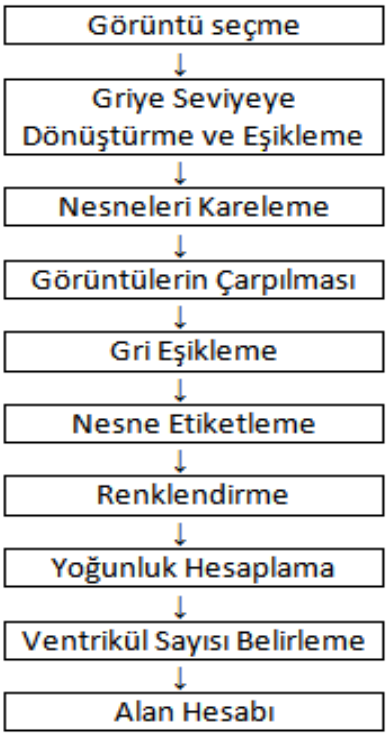
Üçgen-kare segmentasyon yöntemi genel anlamı ile derleme yaptığımız bir algoritma olarak kullanımı gerçekleştirilmiştir. Segmentasyon tabanlı yöntemler arasında eşikleme işlemi ile adapte edilen bir yöntem olarak kullanılmıştır.

Yöntemin ‘üçgen’ kısmı görüntüdeki nesneleri piksel değerlerine göre ayrıştıran, nesnelerin etrafında bulunan piksellerle ayrışmasını ve görüntüde bulunan hesaplamada kullanmayacağımız nesnelerin yani görüntüdeki işimize yaramayan gürültü olarak adlandıracağımız nesneleri çıkarabileceğimiz bir işlemi sunmaktadır. Bu yöntem için görüntüde hesaplamak için kullanacağımız ventrikülün sahip olduğu piksel değerlerinin analizi yapılarak üç adet sınır noktası belirlenmiştir. Alt değer, orta değer ve üst değer

olarak üç işlem noktası belirlenmiştir. Alt değerden küçük piksel değerleri ve üst değerden büyük piksel değerleri görüntüde elemine edilerek, alt değerle orta değer arasında kalan piksel değerleri ve orta değer ile üst değer arasında kalan piksel değerleri üzerinde esas işlemler yapılarak yöntemin akışı gerçekleştirilmektedir.

Yöntemin 'kare' kısmı görüntüdeki hesaplanacak nesneleri alan değerlerine göre ayrıştırmak için algoritmamızda kullanılmıştır. Kareleme işlemi MR beyin kesitinde ilk olarak kıvrımlı beyin görüntüsünü elde edebilmek ve kemiksi dokudan ayrıştırabilmek için kullanılmıştır. Kemiksi dokudan ayrıştırılan kıvrımlı beyin görüntüsü içinde ventrikül nesnelerini ayrıştırabilmek için ventrikül nesneleri görüntü içerisinde en büyük nesneler olarak bırakılarak işleme devam edilmiştir.

Genel olarak açıklamasını yaptığımız üçgen-kare yöntemimizin akış diyagramı Şekil 3.14'de gösterilen görüntü işleme algoritma, ilk olarak ventrikülün başladığı kesit seçilerek başlamaktadır.



Şekil 3.14. Üçgen – kare yöntemi akış diyagramımız

Seçilen görüntü gri seviyeli görüntüye çevrilir ve daha sonra beyin bölgesi kıvrımlarının ortaya çıkarılması için eşikleme işlemi yapılır. Bu eşikleme işlemi üçgen yöntemi olarak

da adlandırılmaktadır. Belirlenen noktalar arasında tonlama işlemi olarak kullanılmıştır. Alt, orta ve üst olarak üç nokta belirlenmiştir. Alt noktadan küçük değere sahip olan piksellerin değerini sıfıra eşitlenmiştir. Eğer piksel değerleri alt nokta ile orta nokta arasında ise değerin nokta değerine bölümü alınmıştır. Fakat değer orta ile üst nokta değeri arasında ise orta nokta değerinden farkını alıp orta nokta değerine bölümünü görüntüye adapte edilmiştir. Beyin kıvrımlarının içerisinin tamamen temizlenmesi için çukurların doldurulması sağlanmıştır. Temizlenen görüntüdeki nesnelerin belirlenmesi için nesneleri kare içerisine alacak ve en büyük nesnenin yani kıvrımlı siyah beyaz beyin görüntüsünü, beynin kalıbını elde edecek işlemi yapılmıştır. Elde edilen görüntüyü renkli görüntünün gri seviyeli hali ile çarparak bir önceki adımda kalıbı oluşturulan kıvrımlı beyin görüntüsünün kalıbının içine beyin görüntüsü yerleştirilmiştir. İkinci kez eşikleme işlemi yapılarak nesnelerin seçilmesi ve ayrıştırılması gerçekleştirilmiştir. Bulunan nesneler piksel değerleri bir değişkene, görüntüdeki bütün nesneler ise başka bir değişkene atanmıştır. Görüntüdeki nesneler sahip oldukları aile bağları yani bağlı olduğu grubu ve kendisi olarak sınırları belirlenmiştir ve renkli şekilde etiketleme işlemi yapılmıştır. Görüntüdeki nesnelerin özellikleri yani yoğunluk, alan, ortalama yoğunluk değerlerinin belirlemek işlemi yapılmıştır. Daha sonra ise bu yoğunluk değerlerine göre artan şekilde sıralama işlemi yapılmıştır. Bu yoğunluk değerlerine göre sıralama işlemi seçilecek ventrikül parçalarının belirlenmesi için yapılmıştır.Sıralama işleminde ilk sıralarda bulunan nesneler ventrikül parçaları olmuştur. Sadece kesitteki 1, 2, 3, 4 veya daha fazla ventrikül parçasının görüntüde yer alıp diğer nesneler atılması işlemi gerçekleştirilmiştir. Görüntüde nesneler sadece 0 ve 1 piksel değerlerinden oluşturulmuştur. Ventriküller beyaz renge sahip olmuştur ve görüntünün geri kalan kısmı ise siyah renge sahip olmuştur.Son işlem olarak görüntüdeki ventrikül parçalarının alanları hesaplanmıştır ve data setinde bulunan bütün görüntüler bittikten sonra alan değerleri toplanmıştır.

3.3.2. ICM Algoritması

Tekrarlanan koşullu mod (iterated conditional modes (ICM)) algoritması, gradiyent tabanlı basit ve hızlı çalışan bir algoritma olarak literatürde yer almaktadır. Aynı zamanda ICM algoritması segmentasyon işlemi uygulanacak görüntüler için önerilen metotlar arasında daha fazla kullanılmaya başlayan bir metot olarak literatürde yer

bulmaktadır.

ICM algoritması, MR görüntülerindeki normal, sabit bir şekle sahip olmayan nesnelerin şekillerinin tespit edilebilmesi için kullanılmaktadır. Çalışma prensibi olarak genel manada en az enerjili bölge tespit edilerek işleme başlanılmaktadır. Bu işlemler sonucunda ve her iterasyonda enerji optimize edilmektedir.

ICM işlemlerinin başlaması ile algoritmanın uygulandığı işlemler arasında görüntü katmanlara ayrılarak şekillendirilmektedir. Bu katmanların oluşması piksellerin birbirlerine yakınsaması ile meydana gelmektedir. İşlemin başarılı sonuca ulaşarak iterasyonu bitirmesi için gerek ve yeter şart, yakınsama işleminin en iyi değere ulaşana kadar devam etmesine karşın, enerjinin de minimuma mümkün olduğu kadar ulaşabilmesidir. Katmanlar oluşup iterasyon bittiği anda algoritma yakınsamış olmaktadır.

Özellikle klinik uygulamalar için 3-boyutlu segmentasyon algoritması mevcut sistemler içerisinde işlem süresi olarak çok uzun sürmektedir. Bu nedenle Besag tarafından geliştirilen Iterated Conditional Modes (ICM) algoritması alternatif yöntem olarak ortaya çıkmıştır [31].

Bu algoritma, X'in segmentasyonu ve homojen olmayan Y'nin olasılığını en üst düzeye çıkarıncaya kadar yineleme işlemi formül 3.1'de olduğu gibi devam etmektedir [31].

$$max_{\tau 1}\{p(x,y|z)\} = max_{\tau 1}\{p(x_i,y_i|z_i)e^{-\sum_{j\epsilon\vartheta}\rho x_i x_j}\} \qquad (3.1)$$

Her voksel üzerinde uygulanacak ilk işlemde en iyi olası segmentasyon τ_i olmaktadır. En üst düzeye sabitlenen nokta **y** olarak kabul edilmektedir. Komşuluk segmentasyonu $\mathbf{x_{\beta i}}$ olarak seçilerek maximum olasılık hesaplanmaktadır [31].

Algoritmanın akış diyagramında ikinci adımda ise; yinelenen homojen olmayan $\mathbf{y_i}$hesaplanmaktadır. En üst düzeye çıkartılacak her voksel için işaretleme **i** olmaktadır. Sabit **x** ve homojen olmayan komşuluk değeri $\mathbf{y_{\beta i}}$ seçilerek **x**'e bağlı yeni olasılık fonksiyonunun diferansiyeli formül 3.2 ile sıfıra eşitlenmektedir [31].

$$\frac{\partial}{\partial y_i} p(x, y|z) = 0 \tag{3.2}$$

Parzen – window dağıtım modeli bu **y** ile ilgili denklemi çözmek için çok karmaşık bir denklem olduğu ortaya çıkmaktadır. Bu nedenle Wells yöntemi kullanılmaktadır. Logaritmik ilerleme yoğunlukları formül 3.3 ile hesaplanarak,

$$\bar{\boldsymbol{x}}_i = \ln \boldsymbol{x}_i \tag{3.3}$$

bağımlı ortalaması $\boldsymbol{x}_{\tau_i}$ve kovaryansının matrisinin değeri Σ_{τ_i} şeklinde hesaplanarak bir Gaussian dağılımından yararlanılarak bu değerlere bağlı olasılığı formül 3.4 ile hesaplanmaktadır [31].

$$p(x_i|\tau_1, y_i) = \frac{1}{(2\pi)^{\frac{d}{2}}|\Sigma_{\tau_1}|^{\frac{1}{2}}} *[e^{-\frac{1}{2}(z_1+y_1-z_{x_1})^t * \Sigma_{x_1}^{-1}(z_1+y_1-z_{x_1})}] \tag{3.4}$$

Gaussian dağılımından yararlanılarak bulunan bu değerlere bağlı olasılık değerinin diferansiyeli formül 3.5ile,

$$\frac{\partial}{\partial y_i}\left\{\frac{1}{2}\left(\begin{matrix}(\bar{z}_1 + y_1 - \bar{z}_{x_1})^t \Sigma_{x_1}^{-1}(\bar{z}_1 + y_1 - \bar{z}_{x_1}) + \\ a\sum_{j\epsilon\beta_1}(y_i - y_j)^2 + \beta y_i^2\end{matrix}\right)\right\} = 0 \tag{3.5}$$

şeklinde hesaplanır.

Segmentasyon sabitlenmesi ve homojen olmayan komşulukların hesaplanması ile birlikte, en olası homojen olmayan $\mathbf{y_i}$'nin hesaplanması sağlanmaktadır. Bu hesaplama için formül 3.6 kullanılmaktadır.

$$y_i = A^{-1}\{2a\Sigma\tau 1 \sum_{j\epsilon\beta_1} y_j + (\bar{z}_{\tau_1} - \bar{z}_i) \tag{3.6}$$

En olası homojen olmayan $\mathbf{y_i}$'nin formülünde bulunan A değeri ise formül 3.7'deki gibi hesaplanmaktadır.

$$A = (2a\#n + 2\beta)\sum_{\tau_1} + 1, \quad \#n \in N \tag{3.7}$$

ICM1 uygulanmaya başlar ve homojen olmayan **y** değerinin sıfır olması için (y=0), **x** değerinin segmentasyonu en üst değerine ulaşır.

Homojen olmayan bir alanın segmentasyonu ile eski komşu segmentasyonundan, yeni segmentasyonun oluşmasına izin verilir. İterasyonun devamında ise bazı yerel sonuçlar global maksimumun sonradan hesaplanmasını gerektirmeyecek derecede istenilen değere sahip olabilir [31].

ICM1 hesaplaması bittikten sonra artık diğer akış yani ICM2 başlar. ICM2'de Wells yöntemi kullanılarak çözüm aranır. Wells yöntemi formül 3.8'deki gibi hesaplanmaktadır.

$$y_i = \frac{R_i}{N_i} \tag{3.8}$$

ICM1 hesaplaması bittikten sonra y_i değerinin hesaplanması için artan kısım olan yani R_i formül 3.9'daki gibi hesaplanmaktadır.

$$R_i = \sum_{\tau_1} p(x_i|\tau_i y_{i_{old}}) p(\tau_i) \sum_{\tau_1}^{-1} (\bar{x}_{\tau_1} - \bar{x}_i) \tag{3.9}$$

ICM2 hesaplamasında y_i artan kısım hesaplaması yapıldıktan sonra, normalize değerinin hesaplaması için formül 3.10'daki gibi hesaplama yapılmaktadır.

$$N_i = \sum_{\tau_1} p(x_i|\tau_i y_{i_{old}}) p(\tau_i) \sum_{\tau_1}^{-1}. \tag{3.10}$$

ICM2 hesaplamasında R_i artan kısım hesaplaması ve N_i normalize değerlerinin hesaplanması ile formüldeki bilinmeyenler hesaplanmış olur ve ICM2 değeri formülden hesaplanmaktadır [31].

3.3.3. Altın Oran

Altın oran yöntemi manuel segmentasyon işlemi olarak yapılmıştır. Uzman anatomist tarafından kesitler üzerinde lateral ventrikül parçalarının sınırları belirlenmiştir. Matlab

programında çok noktalı seçim işlemi yapılmıştır. Kesitler tek tek işleme alınarak her bir lateral ventrikül parçası uzman anatomist tarafından çizilen sınırlar dahilinde belirlenmiş ve olması gereken piksel alan değerleri hesaplanmıştır.

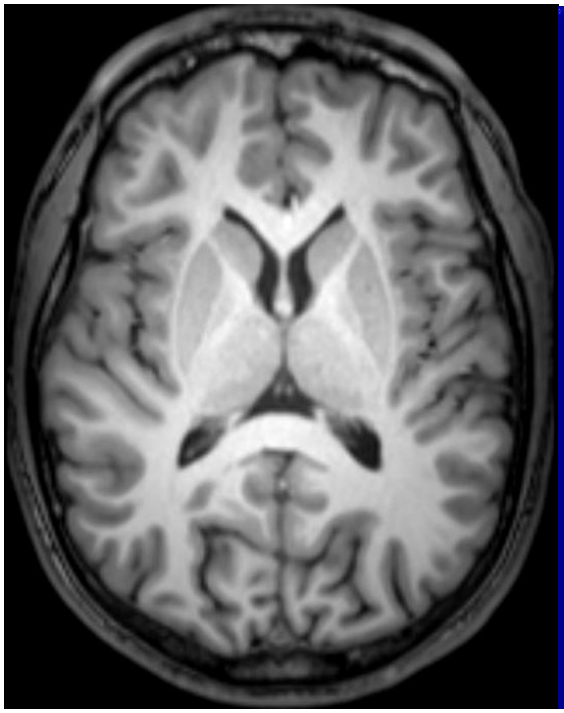
Stereoloji, üç boyutlu örneklerin (biyolojik yapılar vb.) iki boyutlu kesitlerinden elde edilen verilere dayanarak, onların gerçekteki üç boyutlu özellikleri ile ilgili yorumlar yapılmasını sağlayan bilim dalının ismidir [42]. Altın oran yöntemi bu işlemden yola çıkılarak yapılmıştır. Stereoloji işleminde kesitlerin çıktısı üzerine milimetrik noktalı kağıtlar konularak çizilen sınır değerleri içerisinde kalan alan hesaplanmaktadır. Manuel segmentasyon işlemi de altın oran hesaplaması yapılabilmesi için benzer yöntemin programda hesaplanması için yapılmıştır.

BÖLÜM 4

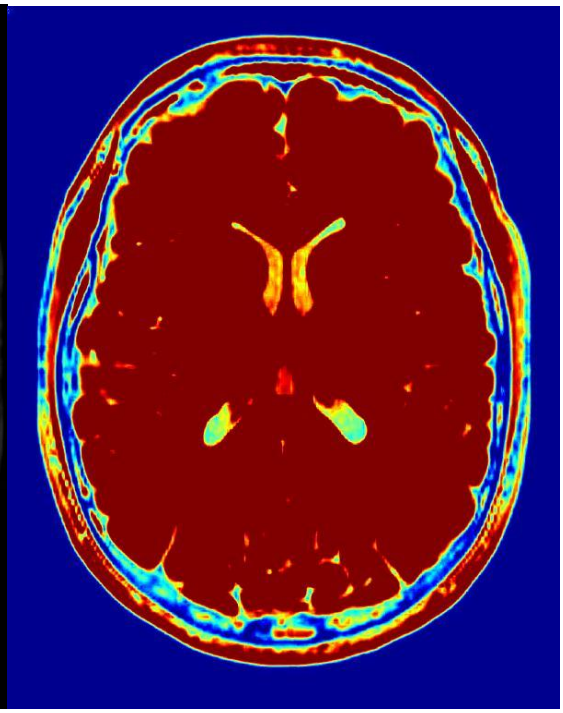
BULGULAR

4.1. Beyin MR Görüntüleri

Beyin MR görüntüleri T1 ağırlıklı 12 adet data setinden oluşmaktadır. İşlem uygulanılan görüntüler Şekil 4.1'de gösterilmiştir. Şekil 4.2'de renklendirilmiş MR görüntüsü gösterilmiştir.

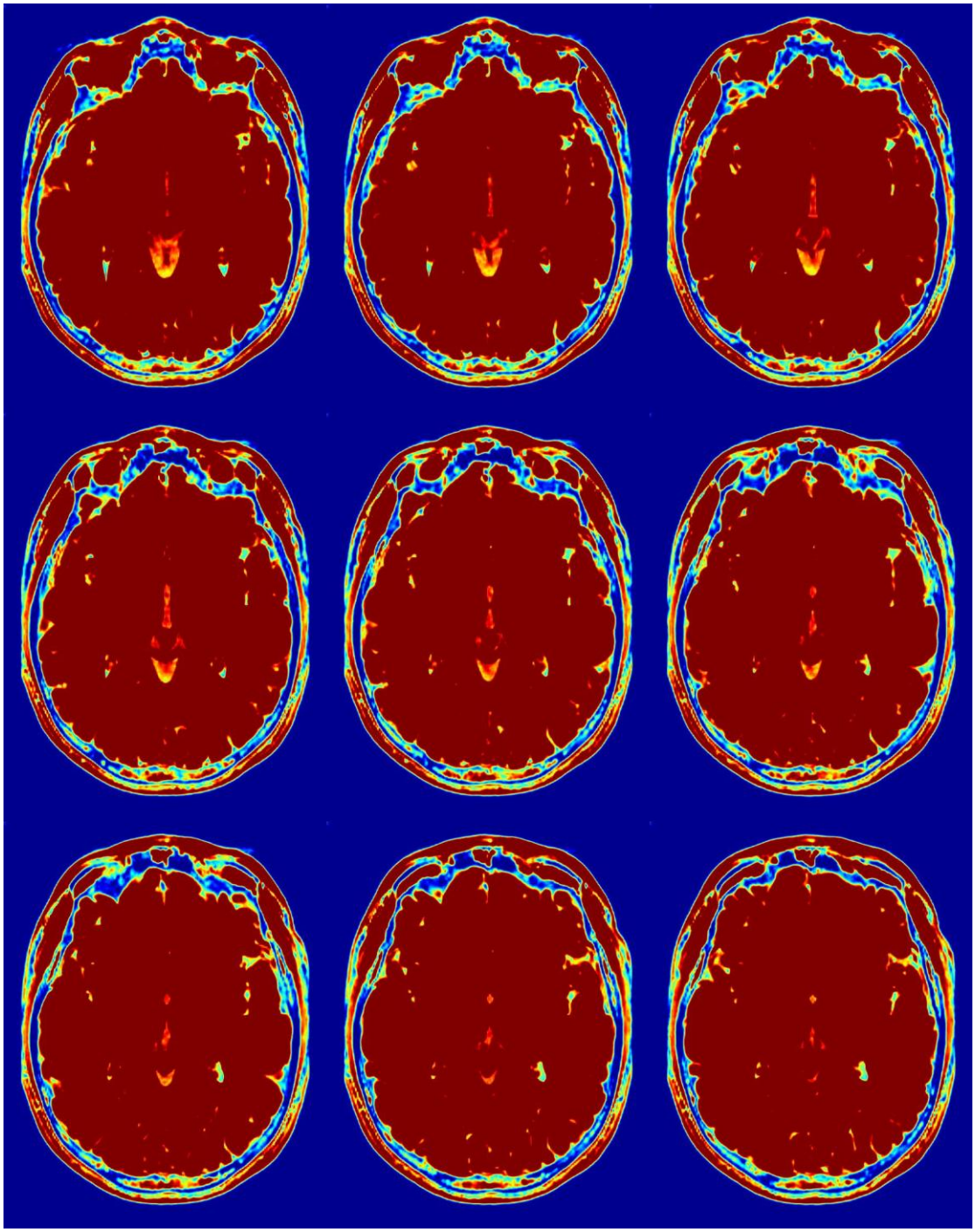


Şekil 4.1. T1 Ağırlıklı MR Görüntüsü

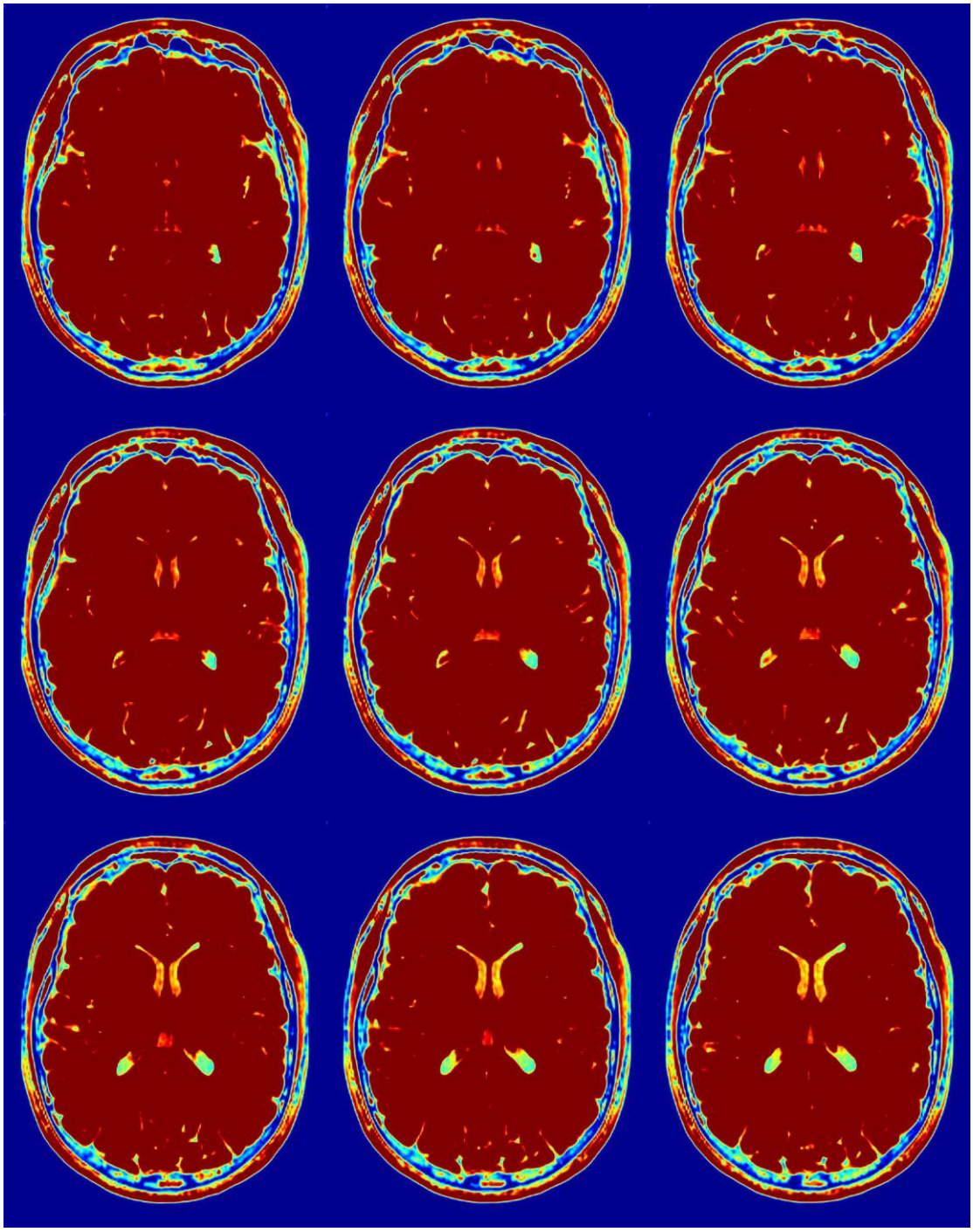


Şekil 4.2. Renkli MR Görüntüsü

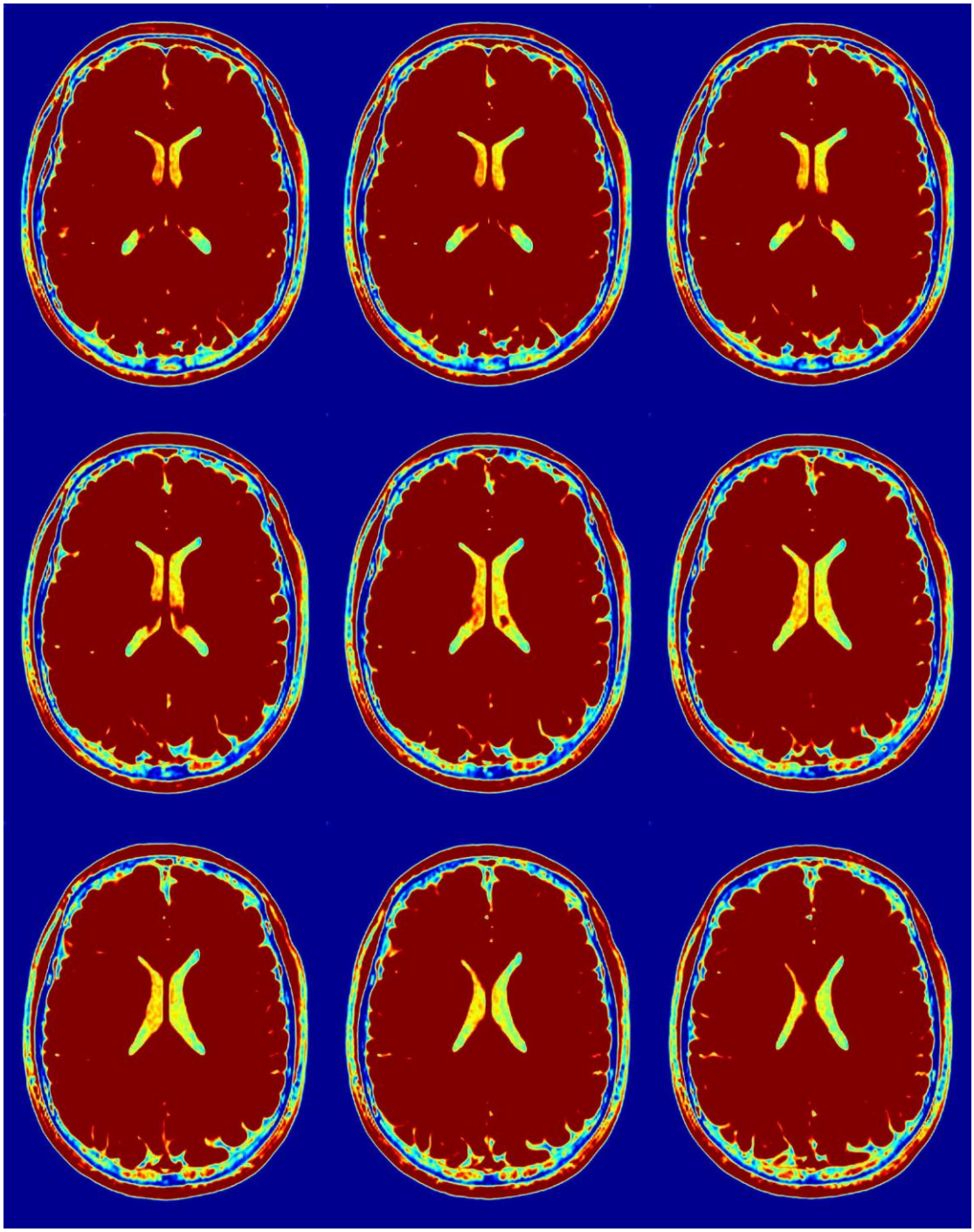
Hesaplamalarda kullanılan MR görüntü data setine ait bütün beyin MR görüntüleri renklendirilmiş olarak Şekil 4.3, Şekil 4.4, Şekil 4.5'te gösterilmiştir.



Şekil 4.3. Beyin MR Görüntüleri Data Seti - 1



Şekil 4.4. Beyin MR Görüntüleri Data Seti - 2

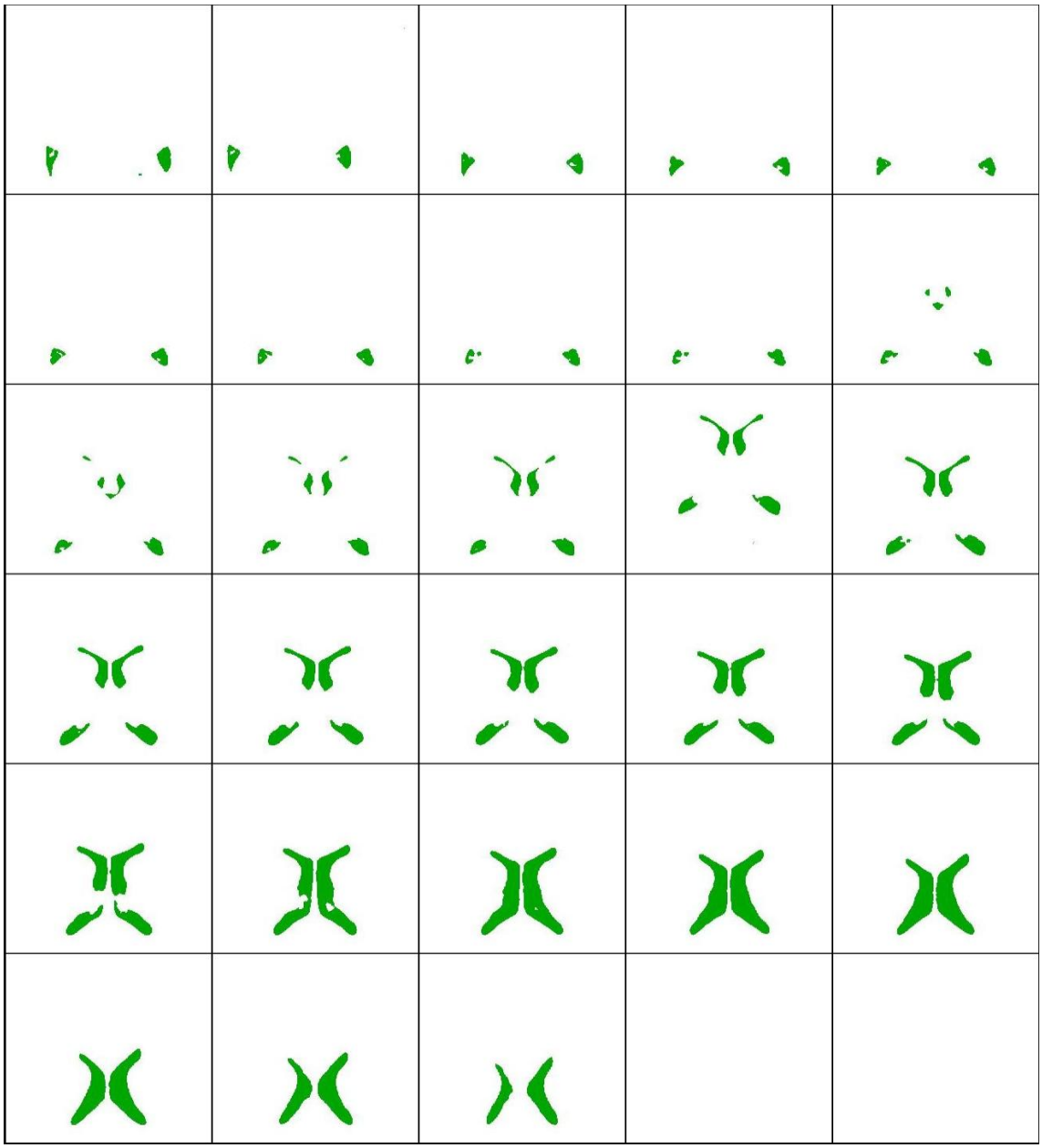


Şekil 4.5. Beyin MR Görüntüleri Data Seti - 3

4.2. Üçgen – Kare Yöntemi

4.2.1. Üçgen – Kare Yöntemi İle Sağlıklı Görüntü Hesaplanması

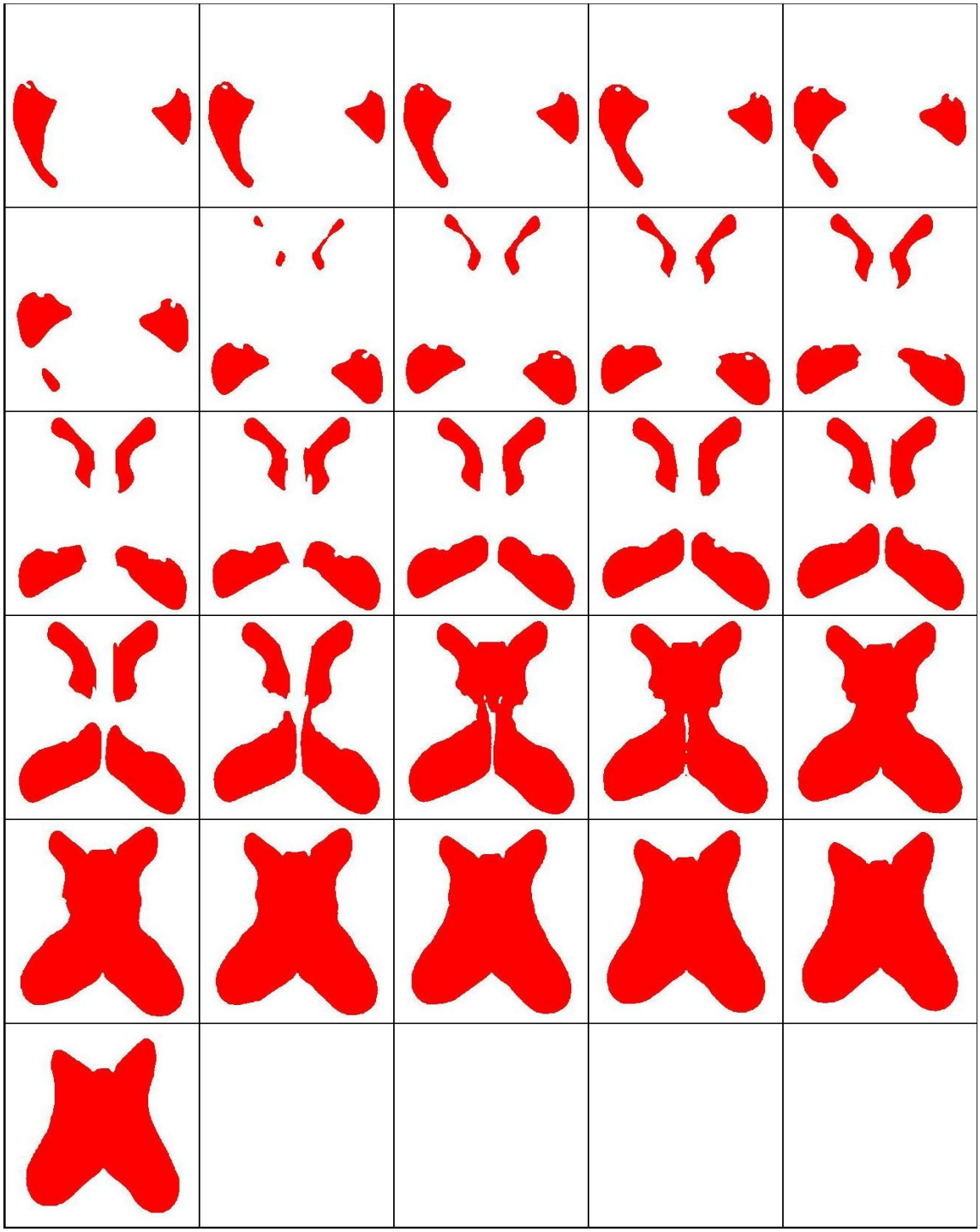
Üçgen – Kare yöntemi ile ilk hesaplamalar yapılmıştır. Sağlıklı data seti olarak hesaplanan data setlerinden bir örnek olarak bütün ventriküllerin işlem yapılarak çıkarılan görüntüleri Şekil 4.6'da gösterilmiştir. Şekilde data setinde bulunan toplam 28 ventrikül görüntüsü bulunmaktadır.



Şekil 4.6. Üçgen – Kare Yöntemi Sağlıklı Data Seti Görüntüsü

4.2.2 Üçgen – Kare Yöntemi İle Hastalıklı Görüntü Hesaplanması

Hastalıklı data seti olarak hesaplanan görüntülerden işlem yapılarak çıkarılan ventriküller Şekil 4.7'de gösterilmiştir. Şekildeki data setinde bulunan toplam 26 adetventrikül görüntüsü bulunmaktadır.

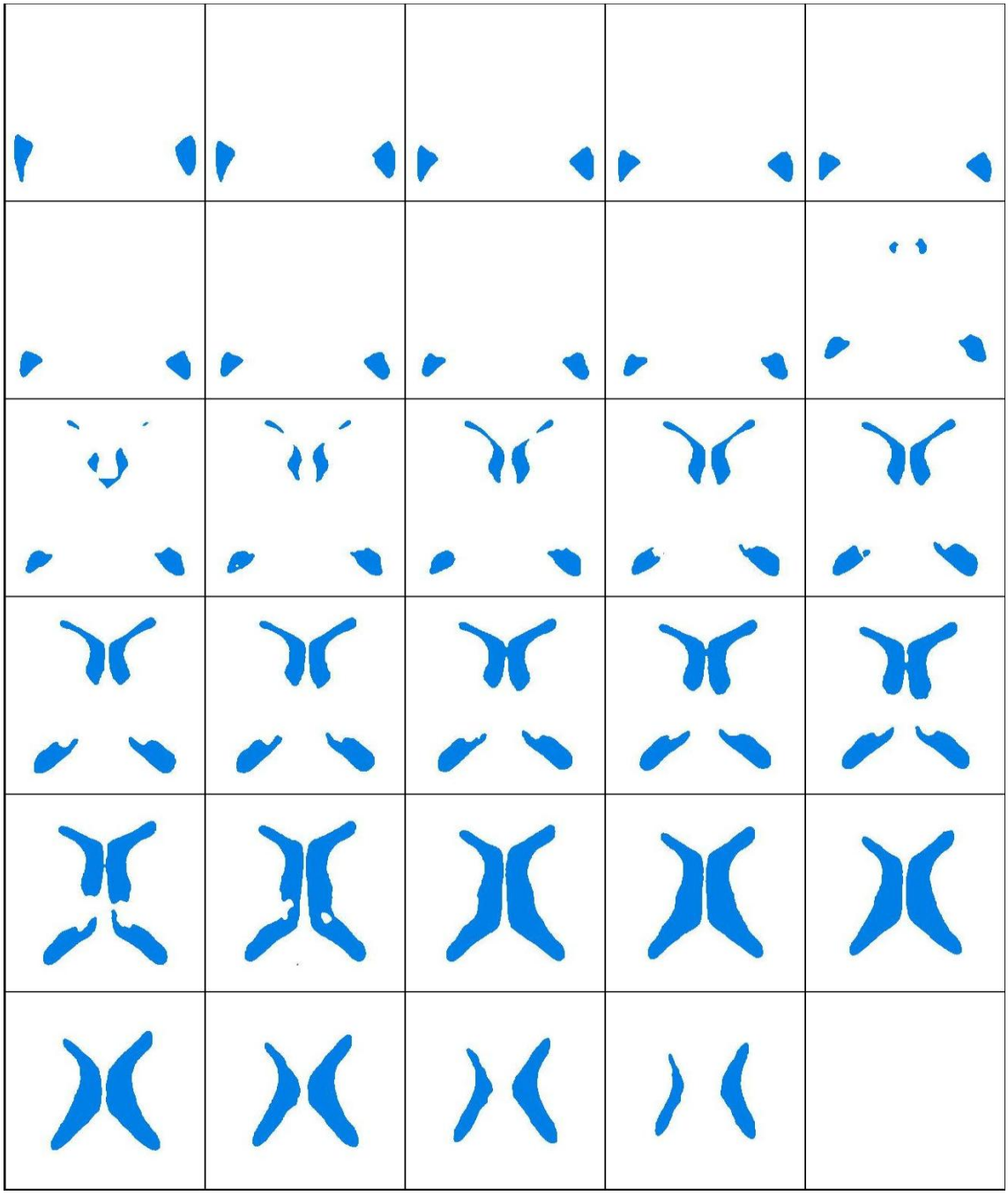


Şekil 4.7. Üçgen – Kare Yöntemi Hastalıklı Data Seti Görüntüsü

4.3. ICM Yöntemi

4.3.1. ICM Yöntemi İle Sağlıklı Görüntü Hesaplanması

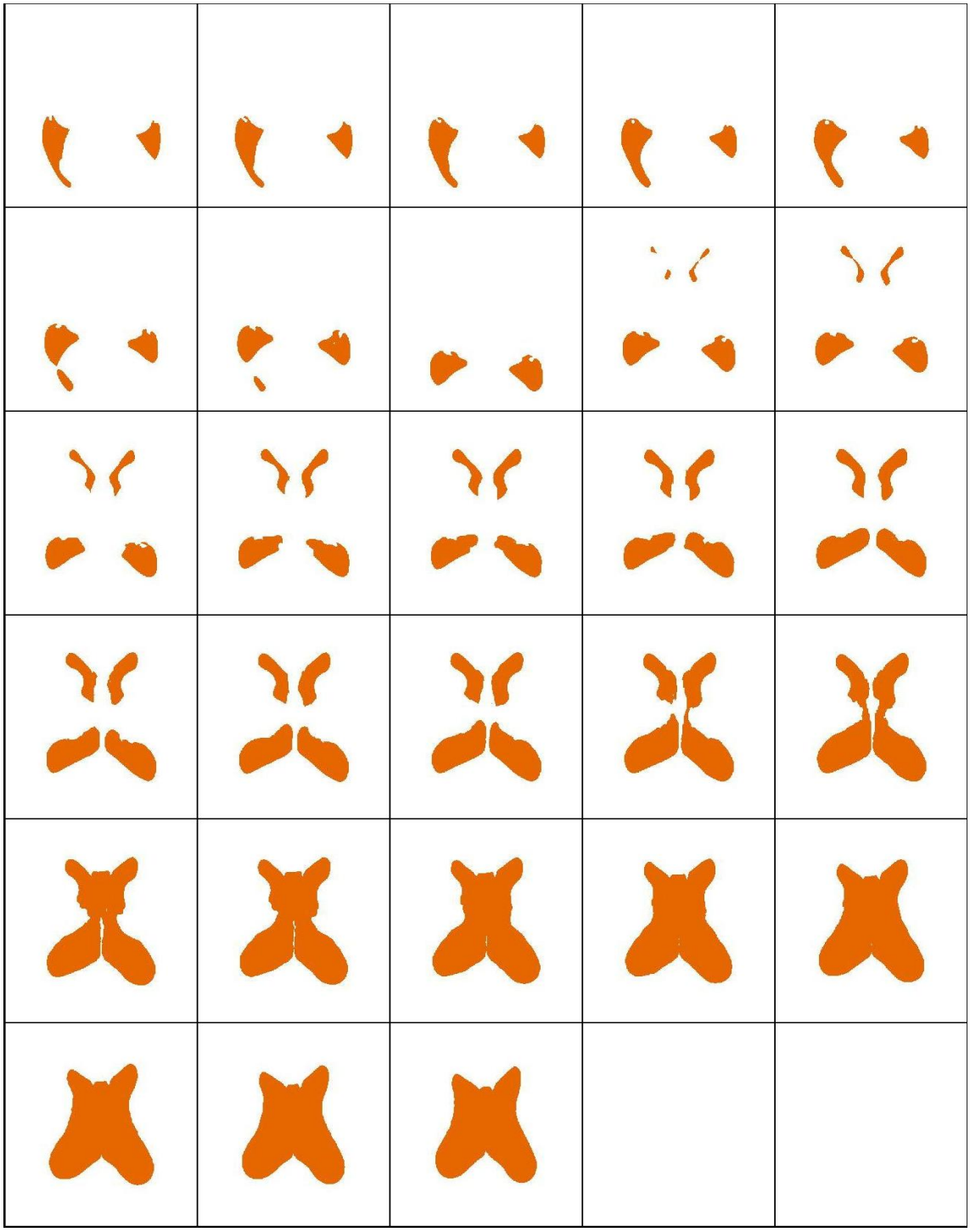
ICM yöntemi ile yapılan hesaplamalarda sağlıklı data seti olarak hesaplanan ventriküllerin, işlem yapılarak çıkarılan görüntüleri Şekil 4.8'de gösterilmiştir. Şekildeki data setinde bulunan toplam 29 ventrikül görüntüsü bulunmaktadır.



Şekil 4.8. ICM Yöntemi İle Sağlıklı Data Seti Görüntüsü

4.3.2. ICM Yöntemi İle Hastalıklı Görüntü Hesaplanması

ICM yöntemi ile yapılan hesaplamalarda hastalıklı data seti olarak hesaplanan ventriküllerin, işlem yapılarak çıkarılan görüntüleri Şekil 4.9'da gösterilmiştir. Şekilde toplam 28 ventrikül görüntüsü bulunmaktadır.

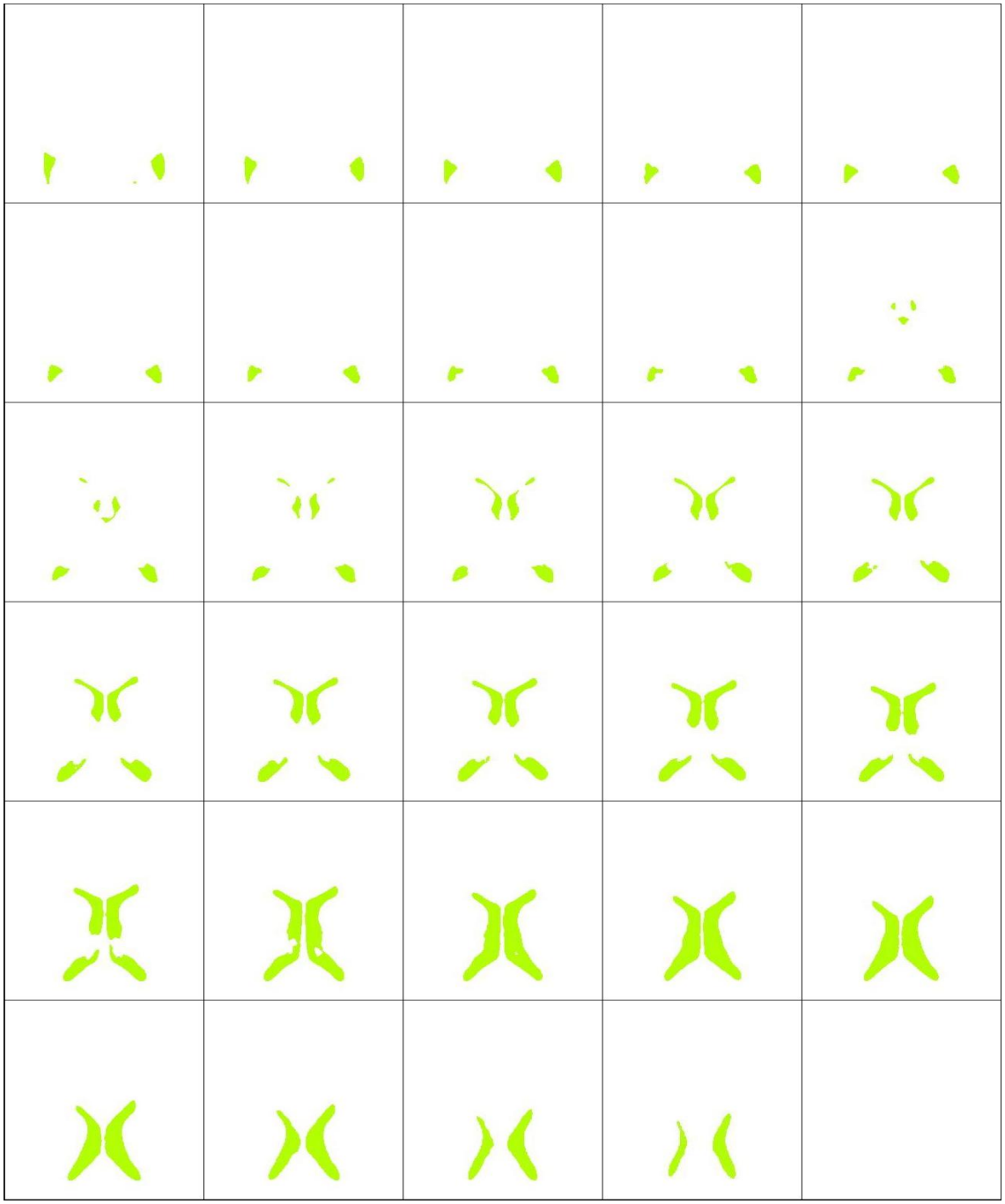


Şekil 4.9. ICM Yöntemi İle Hastalıklı Data Seti Görüntüsü

4.4.Altın Oran Yöntemi

4.4.1. Altın Oran Yöntemi Yöntemi İle Sağlıklı Görüntü Hesaplanması

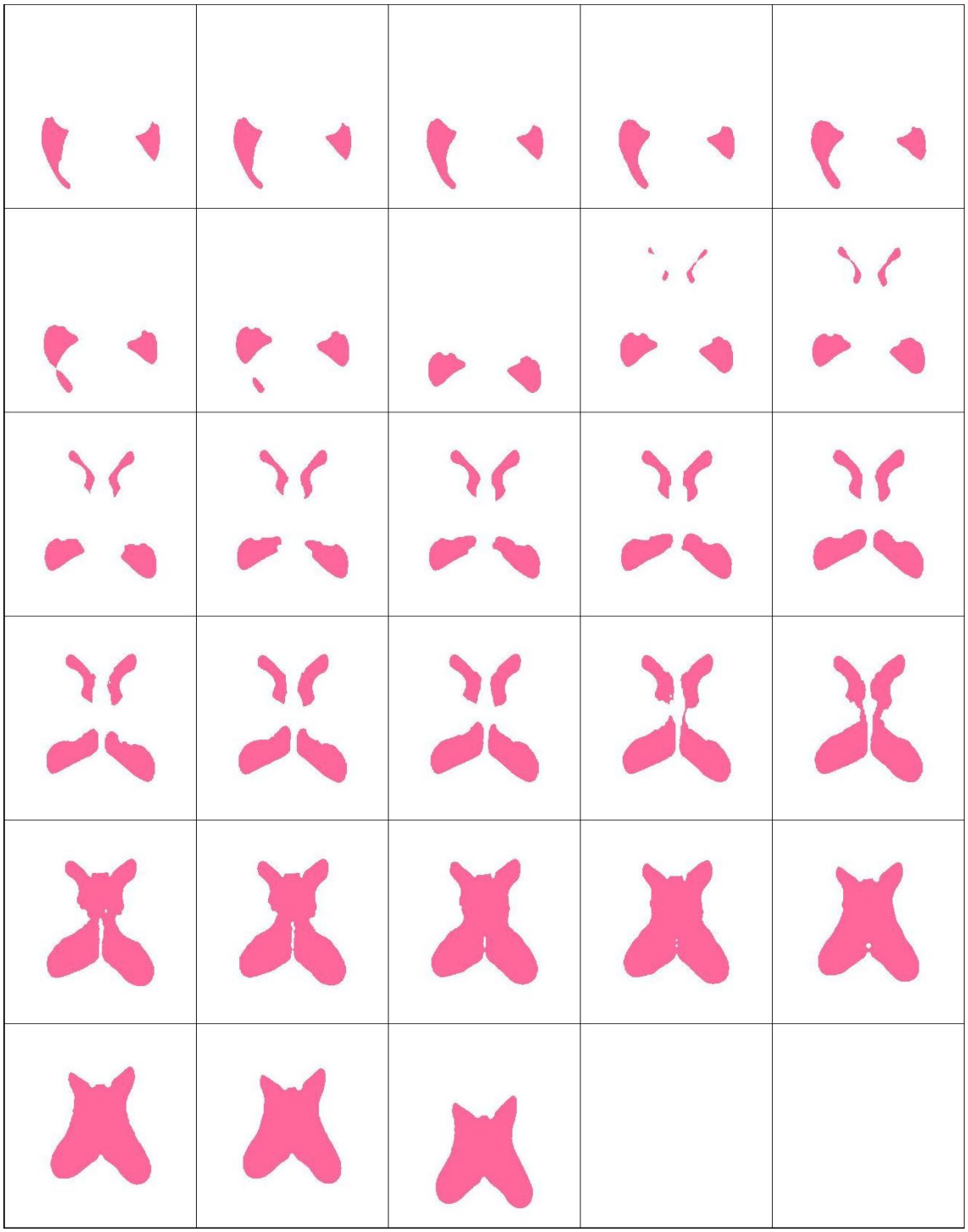
Altın oran yöntemi ile yapılan hesaplamalarda sağlıklı data seti olarak hesaplanan ventriküllerin, işlem yapılarak çıkarılan görüntüleri Şekil 4.10'da gösterilmiştir. Şekildeki data setinde bulunan toplam 29 ventrikül görüntüsü bulunmaktadır.



Şekil 4.10. Altın Oran Yöntemi İle Sağlıklı Data Seti Görüntüsü

4.4.2. Altın Oran Yöntemi İle Hastalıklı Görüntü Hesaplanması

Altın oran yöntemi ile yapılan hesaplamalarda hastalıklı data seti olarak hesaplanan ventriküllerin, işlem yapılarak çıkarılan görüntüleri Şekil 4.11'da gösterilmiştir. Şekildeki data setinde bulunan toplam 28 ventrikül görüntüsü bulunmaktadır.



Şekil 4.11. Altın Oran Yöntemi İle Hastalıklı Data Seti Görüntüsü

4.5. Üçgen-Kare ve ICM Yöntemi İle Hesaplamalar

Beyin MR görüntüleri data setleri için uygulanan ventrikül hacim hesapları üçgen-kare yöntemi ve ICM yöntemi ile hesaplanmıştır. Her data setinde bulunan bütün kesitlerde bulunan ventriküllerin alanları hesaplandıktan sonra hacim hesaplanmıştır. Kontrol hesaplaması olarak manuel system kullanılmış ve altın oran hesaplanmıştır. Hesaplamalar Tablo 4.1, Tablo 4.2, Tablo 4.3 ve Tablo 4.4'te gösterilmiştir.

Tablo 4.1. 1. - 2. ve 3. Data Set Hesaplamaları

		1			2			3	
	ICM	Üç-Ka	Alt-Or	ICM	Üç-Ka	Alt-Or	ICM	Üç-Ka	Alt-Or
1. Kesit	190	137	244	49	175	10	601	608	635
2. Kesit	214	149	281	104	249	186	777	865	832
3. Kesit	186	180	205	159	303	325	1214	1055	1367
4. Kesit	167	179	196	435	371	463	1495	1307	1317
5. Kesit	183	137	209	624	571	673	1554	1357	1542
6. Kesit	236	156	257	460	512	485	1656	1504	1597
7. Kesit	314	257	321	462	282	499	1669	1524	1673
8. Kesit	361	294	368	338	171	352	1573	1434	1708
9. Kesit	451	303	395	332	227	319	1574	1626	1632
10. Kesit	532	337	433	322	246	410	1405	1755	1508
11. Kesit	579	368	606	611	267	663	1427	1847	1409
12. Kesit	640	378	675	1039	950	1090	1474	1319	1396
13. Kesit	712	554	749	1527	1440	1607	1658	1527	1490
14. Kesit	932	824	968	1805	1503	1860	1988	1893	1735
15. Kesit	1170	1120	1119	2103	1613	2282	2437	2170	2078
16. Kesit	1426	1248	1435	2292	2103	2403	2765	2459	2494
17. Kesit	1591	1424	1662	2269	2280	2399	2906	2578	2868
18. Kesit	1693	1471	1787	2051	2414	2100	3065	2682	2930
19. Kesit	1667	1501	1796	2031	1902	2116	3261	2845	3121
20. Kesit	1681	1631	1802	1976	1780	2053	3486	3194	3353
21. Kesit	1723	1780	1823	2044	1683	2201	3767	3462	3576
22. Kesit	1814	2053	1962	2237	2007	2263	3890	3552	3837
23. Kesit	1938	2234	2038	2502	2449	2481	4076	3743	3952
24. Kesit	1948	2445	2065	2689	2421	2785	4293	4028	4262
25. Kesit	2208	2664	2184	2957	2646	3077	3575	3168	4456
26. Kesit	1976	2396	2056	3235	3059	3352	1961	1551	3728
27. Kesit	1125	1568	1430	2545	2400	2662	1678	713	2135
28. Kesit	729	998	1108	1869	1780	1993	781	559	829
29. Kesit	645	739	867	1307	1209	1304	620	508	372
30. Kesit	650	626	777	1046	932	1056			
31. Kesit	639	578	696						
Toplam	30320	30725	32514	43420	39944	45469	62626	56832	63832

Tablo 4.2. 4. - 5. ve 6. Data Set Hesaplamaları

		4			5			6	
	ICM	Üç-Ka	Alt-Or	ICM	Üç-Ka	Alt-Or	ICM	Üç-Ka	Alt-Or
1. Kesit	1033	1023	975	818	910	835	391	383	554
2. Kesit	1380	1366	1330	1030	1001	1051	551	540	661
3. Kesit	1259	1246	1348	1144	1016	1167	507	497	870
4. Kesit	1230	1218	1299	1247	1109	1272	455	446	780
5. Kesit	1253	1240	1334	1317	1243	1344	804	788	915
6. Kesit	1348	1335	1402	1495	1224	1525	1242	1217	1333
7. Kesit	1569	1553	1617	1430	1370	1459	1563	1532	1552
8. Kesit	1874	1855	1894	1377	1198	1405	1996	1956	2010
9. Kesit	2228	2206	2259	1318	1127	1345	2411	2363	2487
10. Kesit	2560	2534	2611	1690	1158	1724	2811	2755	2911
11. Kesit	2860	2831	2996	2030	1168	2071	3046	2985	3056
12. Kesit	3107	3076	3208	2382	1802	2430	3279	3213	3302
13. Kesit	3276	3243	3474	2632	2382	2685	3593	3521	3628
14. Kesit	3474	3439	3681	3273	2535	3377	3907	3829	4039
15. Kesit	3659	3622	3842	3724	2877	3851	4371	4284	4438
16. Kesit	3730	3693	3921	4056	3818	4240	4855	4758	4940
17. Kesit	3740	3703	3944	4499	4236	4606	4932	4833	5076
18. Kesit	3838	3800	4009	4685	4258	4793	5192	5088	5333
19. Kesit	3818	3780	3978	4793	4337	4899	5236	5131	5402
20. Kesit	3952	3912	4112	4845	4520	4943	5254	5149	5439
21. Kesit	4337	4294	4526	4978	4578	5079	5449	5340	5606
22. Kesit	4572	4526	4776	5026	4588	5128	6015	5895	6241
23. Kesit	4376	4332	4566	5036	4404	5138	6497	6367	6654
24. Kesit	3815	3777	3993	5741	5139	5857	6456	6327	6589
25. Kesit	3061	3030	3216	4823	4532	4920	5896	5778	6095
26. Kesit	2262	2239	2349	3499	3283	3570	5198	5094	5363
27. Kesit	1615	1599	1723	2568	2377	2620	4306	4220	4457
28. Kesit	963	953	995	1770	1651	1806	3256	3191	3392
29. Kesit	360	356	377	1274	942	1300	2327	2280	2465
30. Kesit				838	595	855	1386	1358	1398
31. Kesit				61	299	154	585	573	599
Toplam	76549	75784	79755	85399	75674	87446	103767	101692	107585

Tablo 4.3. 7. - 8. ve 9. Data Set Hesaplamaları

		7			8			9	
	ICM	Üç-Ka	Alt-Or	ICM	Üç-Ka	Alt-Or	ICM	Üç-Ka	Alt-Or
1	1860	1668	1925	1565	1557	1663	1550	1541	1586
2	1790	1582	1879	1608	1600	1809	1826	1815	1958
3	1741	1530	1830	1573	1565	1735	2056	2044	2047
4	1825	1699	1930	1701	1692	1865	2134	2121	2174
5	1729	1674	1822	2231	2220	2301	1968	1956	2054
6	1708	1385	1792	2483	2471	2536	1959	1947	2042
7	1702	1324	1789	2460	2448	2502	1877	1866	1953
8	2121	1512	2203	2239	2228	2259	1861	1850	1937
9	2355	1633	2445	2122	2111	2163	1927	1915	2023
10	2371	1693	2458	2367	2355	2411	2109	2096	2187
11	2652	2114	2711	2788	2774	2866	2473	2458	2476
12	3129	2771	3235	3049	3034	3188	2921	2903	2936
13	3607	3324	3751	3472	3455	3553	3366	3346	3340
14	3880	3881	4035	3868	3849	3965	3875	3852	3875
15	4064	4073	4227	4655	4632	4722	4392	4366	4264
16	4413	4457	4590	5102	5076	5199	4789	4760	4861
17	4235	4104	4404	5086	5061	5178	5134	5103	5256
18	4262	3980	4432	5188	5162	5239	5634	5600	5724
19	4494	4198	4674	5339	5312	5508	6066	6030	6273
20	4811	4435	5003	5409	5382	5535	6536	6497	6744
21	5239	4903	5571	5636	5608	5699	7595	7549	7702
22	5832	5347	6170	6222	6191	6294	8357	8307	8608
23	6798	6620	7160	6745	6711	6816	8536	8485	8673
24	8089	7949	8286	6901	6866	6947	8948	8894	9012
25	7726	7913	8073	6823	6789	6899	9244	9189	9276
26	7026	7155	7307	6699	6666	6756	8864	8811	8920
27	5977	5982	6216	6443	6411	6499	8346	8296	8425
28	4506	4390	4686	6187	6156	6256	7438	7393	7348
29	2972	2808	3091	5874	5845	5944	5733	5699	5847
30	1715	1608	1784	5365	5338	5408	4073	4049	4072
31	436	629	453	4558	4535	4608	2390	2376	2483
32				3566	3548	3614	1015	1009	1088
33				2649	2636	2728	309	307	310
34				1756	1747	1833			
35				1046	1041	1064			
36				867	863	885			
T	115065	108339	119933	141642	140934	144447	145301	144429	147474

Tablo 4.4. 10. - 11. ve 12. Data Set Hesaplamaları

		10			11			12	
	ICM	Üç-Ka	Alt-Or	ICM	Üç-Ka	Alt-Or	ICM	Üç-Ka	Alt-Or
1	2394	1934	2396	2211	2191	2011	7583	7356	7710
2	2221	1923	2248	2827	2802	2417	7817	7582	8020
3	2096	1876	2093	2697	2673	2629	7406	7184	7629
4	1954	1709	1935	2635	2611	2541	8522	8266	8664
5	1796	1613	1800	2433	2411	2345	8626	8367	8770
6	1774	1553	3525	2331	2310	2311	8381	8130	8521
7	1718	1496	1709	2405	2383	2234	7994	7754	8127
8	1620	1339	1631	2811	2786	2556	8919	8651	9097
9	1926	1612	1695	3191	3162	2948	10448	10135	10657
10	2370	2036	2180	3843	3808	3576	12048	11687	12289
11	2892	2606	2903	4379	4340	4229	13774	13361	14004
12	3695	3333	3787	4849	4805	4706	15576	15109	15836
13	4624	4204	4724	5360	5312	5178	17128	16614	17471
14	5556	5175	5689	5895	5842	5936	19101	18528	19483
15	6503	6007	6626	6512	6453	6494	20738	20116	20742
16	7463	7002	7508	7057	6993	6964	22813	22129	22818
17	8206	7797	8324	8561	8484	7667	24529	23793	24534
18	8858	8347	8982	8555	8478	8622	26843	26038	26849
19	9431	8921	9599	9579	9493	9176	28620	27761	28626
20	10076	9523	10194	10303	10210	10178	32009	31049	32016
21	11108	10531	11123	10783	10686	10890	33653	32643	33660
22	12696	12232	13147	11472	11369	11524	34184	33158	34191
23	13217	13149	14032	11798	11692	11848	35655	34585	35662
24	12857	12780	13564	11942	11835	12007	37061	35949	37069
25	12061	11877	12500	11922	11815	11985	36780	35677	36788
26	10776	10543	11095	11742	11636	11802	35986	34906	35993
27	9105	8813	9445	11494	11391	11546	34992	33942	35021
28	6992	6741	7243	11261	11160	11287	31661	30711	31687
29	5152	4861	5319	10957	10858	11013	28591	27733	28615
30				10590	10495	10674	26472	25678	26494
31				10080	9989	10161	23367	22666	23386
32				9441	9356	9492	20163	19558	20180
33				8670	8592	8725	14249	13822	14261
34				7703	7634	7748	10107	9804	10115
35				6281	6224	6477	6921	6713	6927
36				4766	4723	4930	4203	4077	4206
37				3154	3126	3242	3641	3532	3644
38				1876	1859	1944	2376	2305	2378
T	181137	171533	187016	264366	261987	262013	728937	707069	732141

4.6. ICM ve Üçgen-Kare Yöntemleri İstatistiksel İncelemesi

ICM ve üçgen-kare yöntemleri ile yapılan hesaplamaların anlam kazanabilmesi için farklı testler yapılması gerekmektedir. Bu yöntemler arasından hangisinin altın orana en yakın değerlere sahip olduğunun bulunabilmesi ve yöntemlerden hangisinin daha doğru olduğunun ispatlanabilmesi için istatistiksel olarak da incelenmesi gerekmektedir.

Hesaplanan data setleri için uygun inceleme tekniği olarak yapılan incelemeler sonucunda Kruskal-Wallis testinin en uygun analiz yöntemi olduğu görülmüştür. Kruskal-Wallis sınaması için yapılan ana varsayım, incelenen her anakütle grubunun, grup medyan değerlerindeki farklılık dışında, ayni dağılımda gösterilmektedir.

İstatistik bilim dalında Kruskal-Wallis, sıralamalı tek-yönlü varyans analizi, gruplar arası anakütle medyanlarının eşitliğini sınamak amacı ile kullanılan bir parametrik olmayan istatistik sınamasıdır. Aslında matematiksel olarak ayrı olmakla beraber, aynı zamanda tek yönlü varyans analizinin bir değişik şekli olarakta görülmektedir [33].

Kruskal-Wallis sıralamalı tek-yönlü varyans analizinin amacı içinde belirlenen grup sayısı kadar bulunan bir anakütlenin grup medyanlarının eşit olup olmadığını araştırması olması yöntemi öne çıkarmaktadır. Parametrik olmayan istatistik olduğu için Kruskal-Wallis sınaması anakütlenin normal dağılım gösterdiğini varsaymamaktadır ve bu nedenle şeklen benzeri olan tek yönlü varyans analizinden değişik olmaktadır [33].

ICM ve üçgen-kare yöntemi ile yapılan hesaplamalarla oluşturulan data setleri SPSS programına entegre edilmiştir. Entegre işlemi sonrasında SPSS programında Kruskal-Wallis analizi yapılarak her data seti için ayrı ayrı, aynı işlemler uygulanmıştır.

Hesaplanmış data setleri ile yapılan Kruskal-Wallis analizi sonucunda oluşturulan tabloda, yani Tablo 4.5’te Ü.K. – üçgen-kare metodunu, ICM – iterated conditional modes, A.O. – altın oranı nitelendirmektedir.

İlk sütun üçgen-kare yöntemi, ICM ve altın oran değerlerine uygulanan analizin sonuçlarını göstermektedir. İkinci sütun ICM ile altın oran değerlerine uygulanan analizi göstermektedir. Üçüncü sütun ise üçgen-kare yöntemi değerleri ile altın oran değerlerinin analizini göstermektedir.

Tabloda df. ile gösterilen değer serbestlik derecesini göstermektedir. Girilen grup değerinden 1 çıkarılarak hesaplanmaktadır.

Tabloda görülen hesaplanmış üç değerden biri olan asymp. Sig değerinin 0,05'ten büyük olması, data setleri içindeki değerlerin kendi arasındaki farklılığın istatistiksel açıdan anlamlı olmadığını göstermektedir. 12 data setine de bakıldığında asymp. sig. değerleri, her sütunda yani üç analizde de anlamlı olmamaktadır. Örneğin data seti 2 göz önüne alındığında, ilk analiz için bu değer 0.612, ikinci analiz için bu değer 0.647, üçüncü analiz içinse bu değer 0.352 olarak hesaplanmıştır.

Ki-kare değeri tabloda görülen hesaplanmış ilk değerdir. Yapılan hesaplamalar sonucunda ki-kare değerinin sıfıra yaklaşması, analizi yapılan yöntem ile altın oran arasındaki anlamlılığın göstermektedir. Örneğin data seti 7 için ki-kare değerleri göz önüne alındığında, ilk analiz için ki-kare değeri 2.132, ikinci analiz için ki-kare değeri 0.325, üçüncü analiz içinse ki-kare değeri 1.733 olarak hesaplanmıştır. Ki-kare değerinin sıfıra yaklaşması aynı zamanda veriler arasındaki sayısal farklılığın azaldığını göstermektedir.

Kruskal-Wallis analizi ile değerlendirmelerin ve oluşturulan tabloya bakıldığında, ICM metodu ile elde edilen değer ile altın oran değeri karşılaştırıldığında elde edilen sonucun üçgen-kare yöntemi ile altın oran değeri karşılaştırıldığında elde edilen sonuçtan çok daha düşük, yani sıfıra yakın olduğu görülmektedir. Tabloda bulunan ki-kare değerlerinin sıfıra yaklaştıkça, ICM ile üçgen-kare metotları arasındaki farkın minimum olacağı beklenen sonucu göz önünde bulundurulursa; altın orana en yakın değerlerin ICM metoduyla elde edilen değerler olduğu görülmektedir.

Bu yüksek lisans tez çalışmasının sonuçları 2012 ve 2013 yıllarında Tıp Teknolojileri Ulusal Kongresinde bildiri olarak sunulmuştur[51,52].

Tablo 4.5. Data Setlerinin İstatistiksel İncelemesi

		Ü.K. - ICM - A.O.	ICM - A.O.	Ü.K. - A.O.
		Test Statistics - a,b	Test Statistics - a,b	Test Statistics - a,b
1	Chi-Square	0,64	0,367	0,463
	df	2	1	1
	Asymp. Sig.	0,726	0,544	0,496
2	Chi-Square	0,982	0,21	0,868
	df	2	1	1
	Asymp. Sig.	0,612	0,647	0,352
3	Chi-Square	0,882	0,017	0,617
	df	2	1	1
	Asymp. Sig.	0,643	0,895	0,432
4	Chi-Square	0,61	0,358	0,468
	df	2	1	1
	Asymp. Sig.	0,737	0,549	0,494
5	Chi-Square	2,161	0,105	1,733
	df	2	1	1
	Asymp. Sig.	0,339	0,746	0,188
6	Chi-Square	0,417	0,234	0,288
	df	2	1	1
	Asymp. Sig.	0,812	0,629	0,591
7	Chi-Square	2,132	0,325	1,733
	df	2	1	1
	Asymp. Sig.	0,344	0,569	0,188
8	Chi-Square	0,234	0,131	0,173
	df	2	1	1
	Asymp. Sig.	0,89	0,717	0,677
9	Chi-Square	0,214	0,095	0,174
	df	2	1	1
	Asymp. Sig.	0,899	0,758	0,677
10	Chi-Square	0,773	0,066	0,654
	df	2	1	1
	Asymp. Sig.	0,679	0,797	0,419
11	Chi-Square	0,039	0,004	0,011
	df	2	1	1
	Asymp. Sig.	0,981	0,948	0,972
12	Chi-Square	0,246	0,051	0,18
	df	2	1	1
	Asymp. Sig.	0,884	0,822	0,671

a Kruskal Wallis Test
b Grouping Variable: GRUP

Ü.K. - Üçgen Kare Metodu
A.O - Altın Oran

BÖLÜM 5

TARTIŞMA – SONUÇ – ÖNERİLER

5.1. Tartışma

Günümüzde yanlış teşhis ve tedaviye tolerans yoktur. Bundan dolayı araştırmacılar doktorların işini kolaylaştırmak ve bu yanlış hesaplamaları en aza indirgemek, başarı oranını ise en yüksek seviyeye yükseltmek için bilgisayar destekli yöntemler ile uğraşmaktadırlar.

MR görüntülerimizin çekimindeki kesit aralığı olan 1 mm ile çarpılıp, bu metoda bağlı kalarak alan hesabı için piksel değerlerine bağlı "piksel*mm" şeklinde alan değerleri bulunmuştur. Kesitlerde bulunan ventriküllerin alanları tek tek hesaplanıp bireyin bütün kesitlerinin alanları toplanarak tek bir değer elde edilmiş bu değerde toplam ventrikül hacmini vermektedir.

Literatürdeki yöntemler uzun işlem süreleri ile hesaplamalarında uzun sürmesini sağlamaktadır. Literatürdeki çalışmalarda kullanılan data setleri üzerinde bütünlük sağlanmamış, her bir kesit ayrı ayrı hesaplanmıştır.

Bu araştırmada beyin ventrikül hacminin hesaplanması için iki ayrı yöntem geliştirilmiştir. Bu iki yöntemde bölütleme kavramına uyan çalışmalar olarak gerçekleştirilmiştir. Araştırmadaki en önemli amaç stereolojik metotla yapılan hacim hesaplamasını bilgisayar programlarıyla otomatik olarak çok kısa bir süre içerisinde yapılması olmaktadır. Yazılan programlarla yapılan hesaplamalar sadece sağlıklı bireylerde değil aynı zamanda hastalıklı bireylerde de yapılmıştır. Böylelikle hasta olması muhtemel görüntü setleri üzerinde uygulayarak ventrikül genişlemesinin yol açtığı hastalıkların teşhisinde yardımcı olacak seviyeye getirilmiştir.

Geliştirilen iki yöntemde de özellikle kontrast farkının görüntüdeki nesneler arasında fazla olduğu ve ventriküllerin yoğunluğunun yüksek olduğu görüntülerde hata oranının çok düşük olduğu gözlemlenmiştir. İki yöntem arasındaki farkın daha belirgin olarak ortaya çıkarılması için "altın oran" yöntemi olarak manuel segmentasyon yöntemi yapılmıştır ve kesin hacim sonuçları bulunmuştur. Üçgen – kare yöntemi ve ICM yöntemi bulunan altın oran yöntemindeki sonuçlarla karşılaştırılmıştır. Ayrıntılı inceleme yapılabilmesi için istatistiksel incelemede yapılmıştır.

Toplamda 12 ayrı görüntü setine ve toplamda 386 kesite iki yöntem ve bir sağlama yöntemi uygulanarak her data setinde de üç kere hesaplama yapılarak toplam 1.158 kesit hesaplaması bilgisayarda Matlab için yazılan özel programlarla yapılmıştır.

Üçgen – kare yöntemine göre ICM yönteminden altın oran yöntemine daha yakın sonuçlar elde edildiği görülmüştür. Bunun nedeni olarak ise, görüntülerdeki ventrikül kısımlarının "yoğunluk (intensity)" değerlerinin, ventrikülü oluşturmayan komşu piksellerin "yoğunluk (intensity)" değerleri ile arasındaki ventirkülleri oluşturan piksellerin çok az olmasından dolayı bu farkın çok yüksek düzeyde olması hesaplamayı ve nesneyi ayırmakta yönteme kolaylık sağlasa da bunun ICM yöntemi tarafından daha ayrıntılı şekilde sınırların belirlenmesi olması görülmektedir.

ICM algoritması gradyent tabanlı bir algoritma olduğu için üçgen – kare yönteminden ayrılmaktadır. ICM algoritması gradyent tabanlı bir yöntem olması ile klasik optimizasyon algoritmalarına dayalı bir yöntemdir. ICM algoritmasının enerji optimizasyonunun minumuma ulaşması için çalışan bir algoritma olması da mutlaka bu yöntemi öne çıkaran özellikleri arasında bulunmaktadır.

5.2. Sonuç ve Öneriler

Bu araştırmada geliştirilen yöntemler ve elde edilen sonuçlar literatürde olmayan noktalara hitap etmektedir. Her iki yöntem içinde yazılan program ve bu programlarla yapılan hesaplamalar sonucunda elde edilen bilgiler aşağıda sıralanarak sunulmuştur.

1- Literatürde kesitler tek tek ayrı ayrı hesaplanmakta iken artık bütün data seti aynı anda hesaplanarak toplam sonucu vermektedir.

2- Yine literatürde olan manuel yöntemler ile hesaplamalar çok uzun sürelerde bitirilmekte iken her iki yöntem ile çok kısa bir sürede bitirilmektedir. ICM yöntemi yaklaşık olarak bir data setini 150 saniyede bitirmekte iken üçgen – kare yöntemi yüzde 10 ile 20 arasında daha kısa sürede bitmektedir.

3- Literatürde yapılan çalışmalarda hata oranları yüksek kalmakta iken hem ICM hem de üçgen – kare yönteminde hata oranları çok düşük kalmaktadır ama her iki yöntem arasında bir karşılaştırma yapıldığında ise ICM yönteminin hata oranı daha düşük seviyelerde kalmaktadır.

4- Doktorların teşhis ve tedavi yöntemlerine yardımcı olması için yazılan program, doktorların kullanabileceği şekilde yapılmıştır.

Bu çalışmamızın gerek yöntem olarak gerekse literatür açısından geliştirilebilecek noktaları mutlaka bulunmaktadır. Gelecekte yapılacak çalışmalar ile farklı algoritmalar kullanılarak yeni programlar yazılabilir. Özellikle yazılacak bu yeni programlar sadece bir programa bağlı arayüz olmak yerine tek başına kullanılabilecek bir program haline getirilebilir.

Yapılacak yeni çalışmalar ile daha kısa süre içerisinde sonuç veren geliştirmeler yapılabilir. Yine yapılacak yeni çalışmalar ile hidrosefali hastalığına yönelik özel çalışmalar ile anlık yapılan çekimlerle hesaplama yapacak programlar yazılabilir. Bizim çalışmamızda MR görüntüleri üzerine işlemler uygulanmakta iken, yeni çalışmalar ultrason görüntüleri üzerine yapılabilir.

Bu öneriler ışığında da görülmektedir ki, yapılan çalışmalar literatüre ufak birer katkıda bulunmakta ama hiç bir zaman son olmamaktadır. Yapılacak yeni çalışmalar daha gelişmiş, hata oranı olarak da minumuma yaklaşan çalışmalar olacaktır. Özellikle yeni denenen algoritmalar seçilen en uygun algoritmayı oluşturacaktır. Örneğin Gibbs algoritması bu problem üzerine uygulanması gereken yegane algoritmalardan sadece biri olarak literatürde yer almaktadır.

KAYNAKLAR

1. Kienlin Von M.,1998. The Basic Of Mrs. Methodology, Spectroscopy And Clinical Mri,*15th Scientific Meeting*, 3- 7.
2. **http://www.konez.com/proton_magnet_radio.htm** (E.T.:12.05.2013)
3. WangP.,AvellinoA.,2005. Hydrocephalusinchildren, pp. 117-135.*In:*(Eds: Rengachary R., Ellenbogen R.E.), PrinciplesOf Neurosurgery, 2.Baskı, Philedelphia: Elsevier Mosby.
4. Voetmann E., 1949. On The Structure And Surface Area Of The Human Choroid Plexus;A Quantitative Anatomical Study, ActaAna Supplementum, Uzmanlık Tezi, Copenhagen, 116 pp.
5. DavsonH., Welch K., SegalM., 1987. The PhysiologyAndCerebropspinal Fluid Patophysiology Of TheHydrocephalus,NY: Churchill Livingstone, New York, 1013 pp.
6. Öztürk M., 2007. HidrosefalikİnfantlardaBOS'taNgfDüzeyiİle BilgisayarlıBeyinTomografisiBulgularıArasındakiİlişki.Fırat Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Beyin ve Sinir Cerrahi Anabilim Dalı, Uzmanlık Tezi, Elazığ, 71 s.
7. WrightE.,1974. Activetransportofiodideandotheranioneacross thechoroidplexus, **Journalof Physiology(Lund)**, **240**:535-566.
8. ShapiroK., Morris W.,TeoC.,1994. IntracranialHypertension:Mechanism AndManagement, Pediatric Neurosurgery OfTheDevelopingNervous System, 3.Baskı, Philedelphia:WbSaunders,307-319.
9. Karacan K., Çocuklarda Lateral Ventrikül Ve Beyin Hacminin Manyetik Rezonans İnceleme Yöntemi Kullanılarak Stereolojik Metotla Belirlenmesi, Sivas Cumhuriyet Üniv., Yüksek Lisans Tezi, 2008.
10. MatsonD.,1965. Hydrocephalus.**ClinicalNeurosurgery, 13**:324-343.
11. Yakar H.,2007.HidrosefalikİnfantlardaBeyin OmurilikSıvısı Ngf DüzeyiİleTranskraniyal DopplerBulgularıArasındakiİlişki.FıratÜniversitesiTıp Fakültesi,BeyinCerrahisiAnabilimDalı,UzmanlıkTezi,Elazığ, 82 s.

12. Kozan A., 2012. İntraoperatif Bos Basıncı Ölçülen Ve Ventriküloperitonel Şant Takılan Hidrosefalili Yenidoğanların 1 Yıllık Radyolojik Takipleri, Yüzüncü Yıl Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Nöroşürirji Anabilim Dalı,Tıpta Uzmanlık Tezi, Van, 67 s.

13. MccolluoghD.,1990. Ahistoryoftreatmentof hydrocephalus, **Neurosurgery,3**:1-10.

14. MataroM.,JunqueC.,PocaM.,SahuquilloJ,2 0 0 1 . Neuropsychological finding sincongenitalandacquiredchildhydrocephalus,**Neuropsychology Review,11**:169-178, 2001

15. SquierM.,1997. PathologicalAproachToTheDiagnosisOf Hydrocephalus, **Journalof ClinicalPathology, 50:**181-186.

16. GartonH.,PiatJ.,2004. Hydrocephalus,**PediatricClinics ofNorthAmerica, 51:**305-325.

17. PattisapuJ.,2001.Etiologyandclinicalcourseofhydrocephalus,**NeurosurgeryClinics ofNorthAmerica, 36:**651-659.

18. AschofA., KremerP., KunzeS., 1999.Thescientifichistory ofhydrocephalusanditstreatment,**NeurosurgicalReview, 22:**67-93.

19. WilkinsR.,1985. HistoryOfNeurosurgery.Neurosurgery.McGraw-Hill BookCompany, 1:3-15.

20. PudenzH.,1981. Thesurgicaltreatmentofhydrocephalusanhistoricalreview,**SurgicalNeurology, 15:**15-26.

21. Di RoccoC., Cinalli G.,Massimi L., SpennatoP., Cianciulli E., Tamburrini G., 2006. Endoscopic third ventriculostomyinthetreatmentofhydrocephalusinpediatricpatients, **Advances andTechnicalStandardsin Neurosurgery, 31**:119-219.

22. Diren H., , 1994. Manyetik Rezonans Görüntüleme, Ankara, 55 pp.

23. Kaya T.,Adapınar B., Özkan R., 1997. Temel Radyoloji Tekniği . Güneş & Nobel, Bursa, 224 pp.

24. Eriş S., 2008, Manyetik Rezonans Görüntüleme Teknikleri, Pamukkale Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü , Fizik Anabilim Dalı, Yüksek Lisans Tezi, Denizli, 99 s.

25. Tuncel E., 2004, Radyolojiye Giriş ve Temel Kavramlar, Uludag Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Radyoloji Ana Bilim Dalı, **http://radyoloji.uludag.edu.tr/sayi113.Htm#_Toc47243926**, (E.T.: 20.04.2013).

26. Catherine W., Carolyn K.,1998. Mri Practice Second Edition, Pennsylvania, 307 pp.

27. **http://www.konez.com/** (E.T.: 13.06.2013)

28. "T1 Weighted", **www.mr-tip.com** (E.T.: 20.07.2013)

29. "MR Sekans ve Görüntü Kalitesi", **www.turkrad.org.tr** (E.T.: 21.07.2013)

30. Yıldırım M.S., Kara S., Albayram M.S., 2011.spontane beyin omurilik sıvısı sızıntısı hastalarının teşhisine yardımcı matematiksel morfoloji tabanlı bir öznitelik geliştirilmesi, pp. 207.*Tıp Teknolojileri Ulusal Kongresi 11*, Ekim 13-16, 2011, Antalya.

31. Besag J., 1986. On the statistical analysis of dirty pictures, **Journal Of The Royal Statistical Society Series B, 48:** 259-302.

32. Demirkaya Ö., Asyalı M. H., Sahoo P. K.,2008. Image Processing Toolbox With Matlab, CRC Press, 451 pp.

33. Kruskal W., Wallis W.A.,1952.Use Of Ranks In One-Criterion Variance Analysis, **Journal Of The American Statistical Association, 47** (26): 583–621.

34. Kempton M., Underwood T., Brunton S., Stylios F., Schmechtig A., Ettinger U., Smith M., Lovestone S., Crum W., Frangou S., Williams S., Simmons A., 2011. A comprehensive testing protocol for mri neuroanatomical segmentation tecniques : evaluation of a novel lateral ventricle segmentation method, **Neuroimage, 58** (4): 1051-1059.

35. Bresser J., Portegies M., Leemans A., Biessels G., Kappelle J., Viergever A., 2011. A comparison of mr based segmentation methods for measuring brain atrophy progression, **Neuroimage, 54**: 760–768.

36. Xia Y., Hu Q., Aziz A., Nowinski W., 2004. A knowledge-driven algorithm for a rapid and automatic extraction of the human cerebral ventricular system from mr neuroimages, **Neuroimage, 21**: 269–282.

37. Wang D., Doddrell D., 2001. A segmentation-based and partial-volume-compensated method for an accurate measurement of lateral ventricular volumes on t1-weighted magnetic resonance images, **Magnetic Resonance Imaging, 19**: 267–272.

38. Unur E., Ülger H., Ekinci N., Ağustos 2009. Anatomi. Erciyes Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Anatomi Anabilim Dalı, Kayseri, 246/pp.

39. Tsai C., Manjunath B. S., Jagadeesan R.,1995.Automated segmentation of brain mr images, **Pattern Recognition, 28** (12): 1825-1837.

40. Calmon G., Roberts N., 2000. Automatic measurement of changes in brain volume on consecutive 3d mr images by segmentation propagation, **Magnetic Resonance Imaging, 18**: 439–453.

41. Coupé P., Manjón J., Fonov V., Pruessner J., Robles M., Collins D. L., 2011. Patch-Based Segmentation Using Expert Priors: Application To Hippocampus And Ventricle Segmentation, **Neuroimage, 54**: 940–954.

42. Mayhew TM., Gunderson HJG., 1996. If you assume, you can make a decade of the disector for stereological counting of particles in 3d space, **Journal of Anatomy, 188**: 1-15.

43. Suárez-Pinilla P., Roiz-Santiáñez R., Ortiz-García V., Foz D., Mata I., Fañanas L., Brambilla P., Ruíz-Pérez E., Crespo-Facorro B., 2013.Variants and brain volume changes in non-affective psychosis patients and healthy controls: a 3 year follow-up study, **Progress In Neuro-Psychopharmacology & Biological Psychiatry, 45**: 201–206.

44. Gousias I., Edwards D., Rutherford M., Counsell S., Hajnal J., Rueckert D., Hammers A., 2012.Magnetic resonance imaging of the newborn brain:

manual segmentation of labeled atlases in term-born and preterm infants, **Neuroimage, 62**: 1499–1509.

45. Jovicich J., Czanner S., Han X., Salat D., Kouwe A., Quinn B., Pacheco J., Albert M., Killiany R.,Blacker D., Maguire P., Rosas D., Makris N., Gollub R., Dale A., Dickerson B., Fischl B., 2009. mri-derived measurements of human subcortical, ventricular and intracranial brain volumes: reliability effects of scan sessions, acquisition sequences, data analyses, scanner upgrade, scanner vendors and field strengths, **Neuroimage**, **46**: 177–192.
46. Jefferson A., Himali J., Au R., Seshadri S., Decarli C., O'donnell C., Wolf P., Manning W., Beiser A., Benjamin E., 2011.md relation of left ventricular ejection fraction to cognitive aging (from the framingham heart study), **American Journal Of Cardiology**, **108** (9): 1346-1351.
47. Dade L.A., Gao F.Q.,Kovacevic N., Roy P., Rockel C., O'toole C.M., Lobaugh N.J., Feinstein A., Levine B., Black S.E., 2004. Semiautomatic brain region extraction: a method of parcellating brain regions from structural magnetic resonance images, **Neuroimage**, **22**: 1492–1502
48. Friedlinger M., Schröder J., Schad L.R., 1999. Ultra-fast automated brain volumetry based on bispectral mr imaging data, **Computerized Medical Imaging And Graphics,23**: 331–337.
49. Matthieu F., Arya N., Benoit M., Black P.M., Ferenc A. J., Kikinis R., Simon K., Warfield S., 2002. Serial registration of intraoperative mr images of the brain, **Medical Image Analysis**, **6**: 337–359.
50. Nadeem S., Basant K., Angela O., Joseph V., Young I., , 1998. Two methods for semi-automated quantification of changes in ventricular volume and their use in schizophrenia, **Magnetic Resonance Imaging**, **16** (10): 1237–1247.
51. İÇER S., ÇEKGELOĞLU A. B., Beyin Görüntülerinden Ventrikül Hacminin Belirlenmesi, 1-3 Kasım 2012, Antalya.

52. İÇER S., ÇEKGELOĞLU A. B., Beyin MR Görüntülerinde Üçgen-Kare Eşikleme Yöntemi İle ICM Algoritmasının Karşılaştırılması ve Beyin Hacminin Belirlenmesi, 31 Ekim – 2 Kasım 2013, Antalya.

EKLER

1- Üçgen – Kare Yöntemi Programı

```
[FileName,PathName,FilterIndex] = uigetfile('*.jpg');
I=imread(FileName);
I2=rgb2gray(I);
figure, imshow(I2);
[satir,sutun]=size(I2);
I3=ucgen2(I2,[50,90,110]);
I4=ucgen2(I2,[80,150,200]);
I5=kare(I4,[80,180]);
I6=I4+I5;
figure, imshow(I6);
[BW2,locations] = imfill(I6);
figure, imshow(BW2);
L=bwlabel(BW2>250);
lt=L(430,300);
BWW=(L==lt);
figure, imshow(BWW);
 I44=uint8(BWW).* I2;
figure, imshow(I44);
 I5=ucgen2(I44,[0,90,110]);
figure, imshow(I5);
 L = bwlabel(I5);
figure, imshow(L);
ma=max(L(:));
L2=label2rgb(L);
```

```
figure, imshow(L2);
stats = regionprops(L,I2,{ 'Area','FilledImage','BoundingBox','MeanIntensity' });
intensity = [stats.MeanIntensity];
intensity2=sort(intensity,'ascend');
nesne_sayisi=2;
 inte(1,1:nesne_sayisi)=intensity2(1:nesne_sayisi);
siralama=[];
t=1;
minimumlar=[];
for i=1:nesne_sayisi
a=inte(i);
    [x,y]= find(a==intensity);
    le=length(y);
if (le<2)
        siralama(t)=y;
else
for j=1:le
            siralama(t)=y(j);
end
end
t=t+1;
if t>nesne_sayisi
break ;
end
end
for s=1:nesne_sayisi
```

```
        kl=siralama(s);
end
depo=zeros(satir,sutun);
for  t=1:nesne_sayisi
resim=(L==siralama(t));
depo=depo+resim;
    imshow(L==siralama(t));
hold on
end
figure, imshow(depo);
```

1.1. Üçgen – Kare Yöntemi : Üçgen Fonksiyonu

```
function Ig=ucgen2(I,sinir)
[satir,sutun]=size (I);
 low=sinir(1);
orta=sinir(2);
high=sinir(3);
 YIg1=zeros(satir,sutun);
for i=1:satir
for j=1:sutun
aa=double(I(i,j));
if (aa<low)
   YIg1(i,j)= 0;
elseif ((aa>low)&&aa<orta)
    YIg1(i,j)= aa/orta;


elseif ((aa>orta)&&aa<high)
```

```
    YIg1(i,j)=( orta-aa)/orta;
else     YIg1(i,j)= 0;
end
end
end
Ig=uint8(YIg1.*255);
```

1.2. Üçgen – Kare Yöntemi : Kare Fonksiyonu

```
function Y1=kare(I,sinir)
 low=sinir(1);
high=sinir(2);
[satir,sutun]=size(I);
 YIg1=zeros(satir,sutun);
for i=1:satir
for j=1:sutun
a=double(I(i,j));
if(a<low)
t=0;
elseif (a>high)
t=0;
else
t=1;
end
       YIg1(i,j)=t;
end
end
Y1=uint8 ((YIg1).*255);
```

2. ICM Yöntemi Programı

```
[filename, pathname] = uigetfile('*', 'open image');
[X,MAP]=imread(fullfile(pathname, filename));
[m n]= size(X);
I2=rgb2gray(X);
figure, imshow(I2);
[satir,sutun]=size(I2);
I4=ucgen2(I2,[20,50,200]);
I5=kare(I4,[80,180]);
I6=I4+I5;
[BW2,locations] = imfill(I6);
figure, imshow(BW2);
L=bwlabel(BW2>250);
lt=L(430,300);
BWW=(L==lt);
figure, imshow(BWW);
I44=uint8(BWW).*I2;
figure, imshow(I44);
gimg=im2double(I44);
nReg=8;
simg=grayslice(gimg,nReg);
outimg = mipicmvectorized2dmr(gimg,simg,6,8,1.5,3);
figure,imshow(outimg,[]);
colormap(gray(nReg)),colorbar('YTick',1:nReg)
```

```
[m,n]=size(outimg);
for i=1:m
for j=1:n

if (outimg(i,j)==1 || outimg(i,j)==2);
        outimg(i,j)=6;
else
        outimg(i,j)=1;

end
end
end
figure,imshow(outimg,[]);
colormap(gray(nReg)),colorbar('YTick',1:nReg);
 I9=mat2gray(outimg);
figure,imshow(I9);
 [a,b] = ginput(5);
BW1 = roipoly(I9,a,b);
 [a,b] = ginput(5);
BW2 = roipoly(I9,a,b);
 [a,b] = ginput(5);
BW3 = roipoly(I9,a,b);
 [a,b] = ginput(5);
BW4 = roipoly(I9,a,b);
 BW=BW1+BW2+BW3+BW4;
```

```
[m n]=size(I9);

for i=1:m;
for j=1:n;

if BW(i,j)==0
        I9(i,j)=0;
else
       I9(i,j)=I9(i,j);

end
end
end

figure,imshow(I9);

[m n]=size(I9);
count1=0;

for i=1:m
for j=1:n

if I9(i,j)==1;
         count1=count1+1;

end
```

```
end
end

figure,imshow(I9);
 fprintf('\n \n %g piksel\n', count1);
```

3. Altın Oran Programı

```
folder = 'C:\...';
 aa=[];
for k = 104 : 110 ;
  baseFileName = sprintf('...%d.jpg', k);
  fullFileName = fullfile(folder, baseFileName);
    I = imread(fullFileName);
figure,imshow(imageArray);
 I=rgb2gray(I);
figure, imshow(I)

[a,b] = ginput(8);
BW1 = roipoly(I,a,b);

[a,b] = ginput(8);
BW2 = roipoly(I,a,b);

[a,b] = ginput(6);
BW3 = roipoly(I,a,b);

[a,b] = ginput(6);
```

```
BW4 = roipoly(I,a,b);

BW=BW1+BW2+BW3+BW4;

[m n]=size(I);
for i=1:m;
for j=1:n;

if BW(i,j)==0
        I(i,j)=0;

else I(i,j)=I(i,j);

end
end
end


[m n]=size(I);
for i=1:m;
for j=1:n;

if (I(i,j)==0 || I(i,j)>100);
            I(i,j)=0;

else I(i,j)=255;
```

```
end
end
end
[m n]=size(I);
count1=0;
for i=1:m
for j=1:n

if I(i,j)==255;
        count1=count1+1;
end
end
end

figure,imshow(I);
fprintf('\n \n %g piksel\n', count1);

aa=[aa;count1];
end
```

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı, Soyadı: Ahmet Bahadır ÇEKGELOĞLU

Uyruğu: Türkiye (TC)

Doğum Tarihi ve Yeri: 13 MAYIS 1986, AVANOS

Medeni Durumu: Bekâr

Tel: +90 530 320 80 50

email: abcekgeloglu@gmail.com

Yazışma Adresi: Yukarı Mah. Aydın Ekmek Fabrikası Yanı No:5
Avanos/NEVŞEHİR

EĞİTİM

Derece	Kurum	Mezuniyet Tarihi
Lisans	ERÜ Müh. Fak. Elkt-Elktr. Müh.	2011
Lise	Altınyıldız Koleji, Nevşehir	2005

İŞ DENEYİMLERİ

Yıl	Kurum	Görev
2012- 2014	Erciyes Üniversitesi Biyomedikal Mühendisliği	Proje Asistanı

YABANCI DİL

İngilizce

YAYINLAR

1. Çekgeloğlu A., İçer S., "Beyin MR Görüntülerinde Gibbs Algoritması İle ICM Algortimasının Karşılaştırılması ve Beyin Hacminin Belirlenmesi", TIPTEKNO 2013.
2. Çekgeloğlu A., İçer S., "Beyin Görüntülerinden Ventrikül Hacminin Belirlenmes", TIPTEKNO 2012.