

T.C.  
İSTANBUL AYDIN ÜNİVERSİTESİ  
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ



MR DİSTORSİYONUNUN SRS PLANLARINA ETKİSİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Duygu Sena TURAN

Sağlık Fiziği Anabilim Dalı  
Sağlık Fiziği Programı

Ocak, 2020

**T.C.  
İSTANBUL AYDIN ÜNİVERSİTESİ  
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ**



**MR DİSTORSİYONUNUN SRS PLANLARINA ETKİSİ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**Duygu Sena TURAN  
(Y1616.20019)**

**Sağlık Fiziği Anabilim Dalı  
Sağlık Fiziği Programı**

**Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Sinan KUDAY**

**Ocak, 2020**

T.C.  
İSTANBUL AYDIN ÜNİVERSİTESİ  
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜ



YÜKSEK LİSANS TEZ ONAY FORMU

Sağlık Fiziği Anabilim Dalı Sağlık Fiziği Tezli Yüksek Lisans Programı Y1616.020019 numaralı öğrencisi Duygu Sena TURAN'ın "MR Distorsiyonunun SRS Planlarına Etkisi" adlı tez çalışması Enstitümüz Yönetim Kurulunun 14.01.2020 tarihli ve 2020/01 sayılı kararıyla oluşturulan jüri tarafından oybirliği/oyçokluğu ile Tezli Yüksek Lisans tezi 30.01.2020 tarihinde kabul edilmiştir.

	<u>Unvan</u>	<u>Adı Soyadı</u>	<u>Üniversite</u>	<u>İmza</u>
<b>ASIL ÜYELER</b>				
Danışman	Dr. Öğr. Üyesi	Sinan KUDAY	İstanbul Aydın Üniversitesi	
1. Üye	Dr. Öğr. Üyesi	Fusun ÇETİN	İstanbul Aydın Üniversitesi	
2. Üye	<del>Doç.</del> Dr.	İsmail Hakkı SARPÜN	Akdeniz Üniversitesi	
<b>YEDEK ÜYELER</b>				
1. Üye	Dr. Öğr. Üyesi	İlknur HOŞ	İstanbul Aydın Üniversitesi	
2. Üye	Prof. Dr.	Tevfik Fikret ÇERMİK	Sağlık Bilimleri Üniversitesi	

ONAY

Prof. Dr. Ragıp Kutay KARACA  
Enstitü Müdürü

## **YEMİN METNİ**

Yüksek Lisans Tezi Olarak Sunduğum “MR Distorsiyonunun SRS Planlarına Etkisi” adlı çalışmamda, tezimin proje kısmından sonuçlandığı zamana kadar tüm süreçlerde bilimsel ahlak ve geleneklere aykırı düşecek bir yardıma başvurulmaksızın yazıldığını ve yararlandığım eserlerin kaynakçada gösterildiği gibi olduğunu, bunlara atıf yaparak yararlanılmış olduğunu belirtir ve beyan ederim.

**Duygu Sena TURAN**





*Aileme*

## **ÖNSÖZ**

Çalışmada, stereotaktik radyocerrahi yapılan beyin metastazlı hastalarda tedavi planlama aşamasında kullanılan MR yardımcı görüntülerindeki olası distorsiyonun tedavi plan kalitesine etkisini araştırmak amaçlanmıştır.

Geçmişten günümüze iletleyen teknoloji sayesinde radyoterapi tedavilerinde oldukça ilerleme kaydedilmiştir. Hedeflenen dokunun belirlenen dozu alması sırasında sağlıklı doku ve organları koruyarak uygulanan bu tedavi yönteminde cerrahi açıdan ulaşılması güç bölgelerin tedavisi mümkün hale gelmiştir.

Tanı ve tedavi aşamalarında kullanılan MR görüntüleme yöntemi sırasında görüntülerde oluşan distorsiyon tedavinin kalitesini ve doğruluğunu etkilemektedir. Bu sebeple distorsiyon oranını belirlemek ve oluşan bu bozulmaları düzeltmek tedavinin istenen sonucu vermesi açısından oldukça önemlidir.

**Ocak,2020**

**Duygu Sena TURAN**

# İÇİNDEKİLER

## Sayfa

ÖNSÖZ.....	1
İÇİNDEKİLER .....	ii
KISALTMALAR .....	iv
ÇİZELGE LİSTESİ.....	v
ŞEKİL LİSTESİ.....	vi
ÖZET.....	vii
ABSTRACT .....	ix
<b>1. GİRİŞ .....</b>	<b>1</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER.....</b>	<b>3</b>
2.1 MR Çalışma Prensipleri .....	3
2.2 Tedavi Planlama Sistemleri (TPS) .....	7
2.2.1 Eclipse TPS .....	7
2.2.2 AAA foton algoritması.....	7
2.2.3 Monaco tedavi planlama sistemi.....	8
2.3 Radyoterapi Planlamasında Görüntüleme Yöntemleri.....	8
2.3.1 Bilgisayarlı tomografi .....	8
2.3.2 Manyetik rezonans görüntüleme .....	9
2.4 MR Görüntüleme Yöntemindeki Belirsizlikler.....	10
2.4.1 Hasta kaynaklı bozulmalar.....	10
2.4.1.1 Hareket sonucu oluşan bozulmalar .....	10
2.4.1.2 Ferromanyetik madde sonucu oluşan bozulmalar.....	11
2.4.1.3 Hastanın yanlış pozisyonlanması sonucu oluşan bozulmalar .....	11
2.4.2 Görüntüleme kaynaklı bozulmalar.....	11
2.4.2.1 Örtüşme (Aliasing).....	11
2.4.2.2 Kesme (Truncation) .....	12
2.4.2.3 Kimyasal sapma .....	12
2.4.2.4 Girdap akımları (Eddy Current).....	12
2.4.2.5 Radyo dalgaları etkileşimi.....	12
2.4.3 Distorsiyon .....	12
2.5 Radyocerrahi Planlarında Değerlendirme İndeksleri .....	14
2.5.1 Konformalite indeks (KI).....	14
2.5.2 Gradyant indeks (GI) .....	15
2.5.3 Homojenite indeks (HI) .....	15
<b>3. MATERYAL VE METOD.....</b>	<b>17</b>
3.1 Araç ve Gereçler.....	17
3.1.1 Siemens 3 Tesla MR Magnetom Skyra ve Siemens 1.5 Tesla MR Magnetom Avanto.....	17
3.1.2 GE Discovery RT bilgisayarlı tomografi cihazı .....	18
3.1.3 Sun Nuclear StereoPHAN.....	19
3.1.4 BrainLab Elements.....	20
3.1.5 Fantom ölçümleri .....	20

3.1.6 Hasta tedavi planlaması .....	21
<b>4. SONUÇLAR .....</b>	<b>25</b>
4.1 Fantom Sonuçları .....	25
4.2 Hasta Plan Değerlendirmeleri .....	26
<b>5. TARTIŞMA .....</b>	<b>31</b>
<b>KAYNAKLAR .....</b>	<b>35</b>
<b>EKLER.....</b>	<b>38</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>40</b>





## KISALTMALAR

<b>MRG</b>	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
<b>RT</b>	: Radyoterapi
<b>T</b>	: Tesla
<b>SRC</b>	: Stereotaktik Radyocerrahi
<b>BT</b>	: Bilgisayarlı Tomografi
<b>KI</b>	: Konformalite İndeksi
<b>GI</b>	: Gradyent İndeksi
<b>HI</b>	: Homojenite İndeksi
<b>EPI</b>	: Echo Planar Imageing
<b>RF</b>	: Radyofrekans
<b>H</b>	: Hidrojen
<b>TPS</b>	: Tedavi Planlama Sistemi
<b>GPU</b>	: Grafik İşleme Ünitesi
<b>PET</b>	: Pozitron Emisyon Tedavisi
<b>MLC</b>	: Multi Leaf Collimator
<b>PTV</b>	: Planlanan Tümör Hacmi
<b>GTV</b>	: Gross Tümör Hacmi
<b>AAPM</b>	: American Association of Physicists in Medicine

## ÇİZELGE LİSTESİ

	<u>Sayfa</u>
<b>Çizelge 4.1:</b> Toplam 40 lezyon için ortalama KI değerleri .....	27
<b>Çizelge 4.2:</b> Toplam 40 lezyon için ortalama GI değerleri .....	28
<b>Çizelge 4.3:</b> Farklı manyetik alan şiddetinde farklı lokalizasyonlardaki tümörler için hesaplanan ortalama distorsiyon değerleri.....	29



## ŞEKİL LİSTESİ

### Sayfa

<b>Şekil 2.1:</b> (a) Manyetik alan içersine koyulan dokuda $M_0$ konumundaki spinler uygun RF dalgası ile $M_{xy}$ konumuna geçer. (b) RF dalgası kesildikten sonra $M_0$ konumlarına geri dönerler. Bu sırada meydana gelen alternatif akım resimde gösterilmiştir [10].....	4
<b>Şekil 2.2:</b> MR cihazının kesitsel olarak şematik gösterimi [35].....	6
<b>Şekil 2.3:</b> Beyin BT görüntüsü .....	9
<b>Şekil 2.4:</b> Tümör dokulu beyin MR görüntüsü.....	10
<b>Şekil 3.1:</b> Siemens 3 Tesla MR Magnetom Skyra Cihazı [36].....	18
<b>Şekil 3.2:</b> Discovery RT .....	19
<b>Şekil 3.3:</b> Sun Nuclear Stereophan .....	20
<b>Şekil 3.4:</b> Planlaması yapılan toplam 40 lezyonun lokalizasyon bilgileri .....	21
<b>Şekil 3.5:</b> Distorsiyon düzeltmesi yapılmış PTV (Sarı) ve distorsiyon düzeltmesi yapılmamış PTV (Kırmızı).....	23
<b>Şekil 3.6:</b> PTV yüzeyinden 1 mm uzaklıktan başlayarak 0,5 mm aralıklarla çizilmiş kabuklar .....	24
<b>Şekil 4.1:</b> Stereophan fantomu a)BT b) MRG ve c) BT-MR füzyon görüntüsü .....	25
<b>Şekil 4.2:</b> T1 ağırlıklı 1,5 T ve 3 T MR görüntülerinde hesaplanan distorsiyon değerleri .....	26
<b>Şekil 4.3:</b> T2 ağırlıklı 1,5 T ve 3 T MR görüntülerinde hesaplanan distorsiyon değerleri .....	26
<b>Şekil 4.4:</b> Çalışma için planlanan hasta dağılım tablosu .....	27
<b>Şekil 4.5:</b> Distorsiyon düzeltmesi yapılan ve yapılmayan planlarda reçete edilen dozu PTV kapsama oranları .....	29
<b>Şekil 4.6:</b> Düzlemsel ekseninde maksimum ve minimum distorsiyon değerleri.....	30

## MR DİSTORSİYONUNUN SRS PLANLARINA ETKİSİ

### ÖZET

**Yöntem ve Gereçler:** Bölümde tedavi edilen 40 beyin lezyonu (13 hasta) 2017-2019 yıllarında retrospektif olarak incelendi. Tüm bilgisayar taramaları için aynı bilgisayarlı tomografi kullanıldı. 20 lezyon 1.5 Tesla (T) MR (Siemens Magnetom Avanto) ile tarandı ve diğer 20 lezyon 3 T MR (Siemens Magnetom Skayra) ile tarandı. Her iki MR taramasından 10 lezyon manyetik alanın merkezine yerleştirildi ve diğer 10 lezyon ise manyetik alan merkezine en az 3 cm uzakta idi. MR görüntülerini düzeltmek için MR distorsiyon düzeltme algoritması (Brainlab, Element) kullanıldı. Aynı radyasyon onkoloğu tarafından hem düzeltilmemiş hem de düzeltilmiş brüt tümör hacmi (gross tumor volume) konturlandı. Planlanan tümör hacmi (planning tumor volüme) oluşturmak için 1 mm marj kullanıldı. Düzeltilmemiş PTV hacimleri SRC planlaması için kullanıldı. Yer değiştirme vektörleri ve PTV kapsamaları tüm SRC planları için değerlendirildi. Ek olarak, her iki MR'da da distorsiyon fantomu (StereOphan, Sun Nuclear) tarandı. Geometrik yer değiştirme belirlendi ve gerçek hasta sonuçlarıyla karşılaştırıldı.

**Sonuçlar:** Fantom ölçümlerinde T1 ve T2 ağırlıklı serilerde belirgin distorsiyon farklı gösterilmiştir. Manyetik alan şiddetine bağlı distorsiyon farklı gösterilememiştir. Manyetik alan merkezinden uzaklaştıkça distorsiyonda artış görülmektedir. 1,5 T taramalar için, *Büyük, Küçük R ve Küçük L* hacimleri için ortalama yer değiştirme sırasıyla 0,14 mm, 1,35 mm ve 1,73 mm olarak hesaplanmıştır. T2 ağırlıklı, 1,5 T taramalar için, *Büyük, Küçük R ve Küçük L* hacimleri için ortalama yer değiştirme sırasıyla 0,2 mm, 2,26 mm ve 1,63 mm olarak hesaplanmıştır. Benzer şekilde T1 ağırlıklı, 3 T taramalar için, *Büyük, Küçük R ve Küçük L* hacimleri için ortalama yer değiştirme sırasıyla 0.17 mm, 1.88 mm ve 1.4 mm olarak hesaplanmıştır. T2 ağırlıklı, 3 T taramalar için, *Büyük, Küçük R ve Küçük L* hacimleri için ortalama yer değiştirme sırasıyla 0,2 mm, 2,06 mm ve 1,84 mm olarak hesaplanmıştır. Tüm gerçek hasta tedavi planlama gruplarında düzlemsel boyutta distorsiyon hesaplamaları yapıldığında, yüksek manyetik alan şiddeti (3 T) ve merkez eksen dışı yerleşimli tümörlerde distorsiyonun daha fazla olduğu görülmüştür. 1,5 T ve 3 T MR cihazlarının her ikisi için de maksimum yer değiştirme tümörün merkezden en az 3 cm den daha uzak olduğu Grup 2 tümörlerde gerçekleşmiştir. Manyetik alan şiddetinden bağımsız merkezi yerleşimli tümörlerde (Grup 1) distorsiyon benzerdir. (1,5 T=0,68 mm, 3 T=0,75 mm). Distorsiyon düzeltilmesi yapılmayan tüm gruplarda ortalama kapsama %90'ın (%76,9-%96,37) altındadır. 1,5 T MR görüntüleme yapılan Grup 1 hastalarda ortalama kapsamalar distorsiyon düzeltilmesi yapılan planlarda daha iyi bulunmuştur. Sonuç 1,5 T MR görüntüleme yapılan Grup 1 hastaları için istatistiksel olarak anlamlıdır (p=0,001). 1,5 T MR görüntüleme yapılan Grup 2 hastalarda ortalama kapsamalar distorsiyon düzeltilmesi yapılan planlarda daha iyi bulunmuştur. Sonuç 1,5 T MR görüntüleme yapılan Grup 2 hastalarda istatistiksel olarak anlamlıdır (p=0,002). Benzer şekilde 3 T MR görüntüleme yapılan Grup 1 hastalarda ortalama kapsamalar distorsiyon

düzeltilmesi yapılan planlarda daha iyi bulunmuştur. Sonuç 3 T MR görüntüleme yapılan Grup 1 hastalarda istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p=0,000$ ). 3 T MR görüntüleme yapılan Grup 2 hastalarda ortalama kapsamlar distorsiyon düzeltilmesi yapılan planlarda daha iyi bulunmuştur. Sonuç 3 T MR görüntüleme yapılan Grup 2 hastalarda istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p=0,000$ ).

**Tartışma:** MR taramasından kaynaklanan bozulma kafa içi hedeflerin geometrik olarak gözden kaçmasına neden olabilir. Distorsiyon değerleri 3 boyutlu beyin MR görüntülerinde değişiklik gösterir.

**Anahtar Kelimeler:** *Manyetik rezonans görüntüleme, distorsiyon, stereotaktik radyocerrahi, lineer hızlandırıcı, stereofantom*



## EFFECT MRI DISTORTION ON RADIOSURGERY TREATMENT PLANS

### ABSTRACT

**Purpose:** Magnetic Resonance Imaging (MRI) is highly use to contour both target and critical volumes for intracranial stereotactic radiosurgery (SRS) treatments. Purpose of this study to evaluate the clinical impact of different type of MR scanner distortions in SRS planning.

**Methods and Materials:** We performed retrospective analysis of 40 brain lesions (13 patient) treated in our department in 2017-2019. Same computed tomography was used for all patient scans. 20 lesions were scanned with 1,5 Tesla (T) MR (Siemens Magnetom Avanto) and other 20 lesions were scanned with 3 T MR (Siemens Magnetom Skayra). 10 lesions from both MR scan were located center of magnetic field and other 10 lesions were 3 cm away. MR distortion correction algorithm (Brainlab, Element) was used to correct MR images. Same radiation oncologist was contour both uncorrected and corrected gross tumor volume (GTV). 1 mm margin was used to create a planning target volume (PTV). Uncorrected PTV volumes were used for SRS planning. Displacement vectors and PTV coverages were evaluated for all SRS plans. In addition, distortion phantom (StereoPhan, Sun Nuclear) was scanned in both MR. Geometric displacement was determined and compared with real patient results.

**Results:** Phantom measurements showed significant distortion in T1 and T2 weighted series. Distortion due to magnetic field strength could not be shown differently. As the magnetic field moves away from its center, distortion increases. For 1,5 T scans, the average displacement for Large, Small R and Small L volumes was 0,14 mm, 1,35 mm, and 1,73 mm, respectively. For T2-weighted, 1,5 T scans, the average displacement for Large, Small R and Small L volumes was 0,2 mm, 2,26 mm, and 1,63 mm, respectively. Similarly, for T1-weighted, 3 T scans, the average displacement for Large, Small R and Small L volumes were 0,17 mm, 1,88 mm, and 1,4 mm, respectively. For T2-weighted, 3 T scans, the average displacement for Large, Small R and Small L volumes were 0,2 mm, 2,06 mm, and 1,84 mm, respectively. When the planar dimension distortion calculations were made in all real patient treatment planning groups, it was observed that high magnetic field intensity (3T) and distortion was higher in off-center tumors. For both 1,5 T and 3 T MR devices, the maximum displacement occurred in Group 2 tumors where the tumor was at least 3 cm away from the center. Distortion is similar in centrally located tumors (Group 1) independent of magnetic field strength. (1,5 T= 0,68 mm, 3 T= 0,75 mm). The mean coverage was below 90% (76,9% to 96,37%) in all groups without distortion correction. In Group 1 patients who underwent 1,5 T MR imaging, the mean coverage was better in the distortion correction plan. The result was statistically significant in Group 1 patients who underwent 1,5 T MR imaging ( $p = 0,001$ ). In Group 2 patients who underwent 1,5 T MR imaging, the mean coverage was better in the distortion correction plan. The result was statistically significant in Group 2 patients who underwent 1,5 T MR imaging ( $p = 0,002$ ). Similarly, in Group

1 patients who underwent 3 T MR imaging, the mean scores were better in the distortion correction plan. The result was statistically significant in Group 1 patients who underwent 3 T MR imaging ( $p = 0,000$ ). In Group 2 patients who underwent 3 T MR imaging, the mean scores were better in the distortion correction plan. The result was statistically significant in Group 2 patients who underwent 3T MRI imaging ( $p = 0,000$ ).

**Discussion:** Distortion from MR scan could cause a geometric miss of intracranial targets. Distortion values varies within 3 dimension brain MR images.

**Keywords:** *Distortion, magnetic resonance imaging, stereotactic radiosurgery, linear accelerator, stereophan*



## 1. GİRİŞ

Kanser hastalığının tedavisinde kullanılan radyoterapi alanında son yıllarda geliştirilen cihaz ve teknikler sayesinde büyük ilerleme kaydedilmiştir. Radyoterapi tedavisinde asıl amaç hedefin maksimum dozu alması ve etrafındaki sağlıklı dokuların ve organların korunmasını sağlamaktır. Tümörü tamamen saran konformal izodoz dağılımları oluştururken alan dışında keskin doz granyentlerini sağlayabilmek günümüzde mevcut teknolojiler ile daha da kolaylaşmıştır [1,2].

Günümüzde giderek yaygınlaşan, modern cihazlar ve profesyonel ekipler ile birçok tümör tipinde kullanılan stereotaktik radyocerrahi ile sonuçlar gelecek için cesaret vermektedir. İlk olarak İsveç’li beyin cerrahı Lars Leksell tarafından 1951 yılında modern stereotaktik radyocerrahi tanımlanmış ve ilk hastalar 1967 de tedavi edilmeye başlanmıştır [3]. Güncel tedavi seçenekleri içinde stereotaktik radyocerrahinin yeri oldukça büyüktür. Bu yöntem sayesinde herhangi bir cerrahi işlem uygulamadan düşük fraksiyonda yüksek doz verilerek cerrahi işlem ile ulaşılması mümkün olmayan alanlar tedavi edilebilmektedir.

Geçmişten günümüze hızla gelişen görüntüleme teknikleri sayesinde tanı ve tedavi kolaylaşmış ve aynı zamanda radyoterapide kullanılan ışınların istenmeyen bölgelere gönderilme olasılığı azalmıştır. Bu nedenle radyoterapi tedavisi için en önemli aşamalardan birisi de görüntüleme aşamasıdır [4]. Çünkü planlama yapılırken hastanın manyetik rezonans görüntüleme (MRG), PET/CT gibi yardımcı görüntülerinden yararlanılarak bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleri üzerinde hedef ve kritik organlar konturlanmaktadır. Her ne kadar teknolojinin gelişmesi ile hassasiyet ve doğruluk oldukça yüksek olsa bile çok küçük tümörlerin yüksek dozlarla tedavisi aşamasında görüntüdeki milimetrik bozulmalar hayati öneme sahip olabilmektedir. Bu bozulmalar MRG da hasta kaynaklı, kimyasal shift veya görüntüleme kaynaklı distorsiyonlar olabilmektedir [5-7].



Stereotaktik radyocerrahi için kritik organ ve dokuların korunması hayati önem taşımaktadır. Görüntüleme sırasında oluşabilecek hasta, cihaz ve distorsiyonun hesaba katılmadığı durumlarda sağlıklı dokular yüksek dozlara maruz kalabilir ve bu durum istenmeyen sonuçlara yol açabilmektedir.

Bu çalışmanın amacı, stereotaktik radyocerrahi (SRC) yapılan beyin metastazlı hastalarda tedavi planlama aşamasında kullanılan MR yardımcı görüntülerindeki olası distorsiyonun tedavi plan kalitesine etkisini araştırmaktır.



## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1 MR Çalışma Prensipleri

Atom çekirdeği protonlar ve nötronlardan oluşmaktadır. Elektrik yüklü her parçacık eksenleri etrafında dönerek ya da belirli yönlerde hareket ederek manyetik alan oluştururlar. Eğer atom numaraları çift ise pozitif ve negatif olarak sıralanmaları durumunda birbirlerinin manyetik alan etkilerini yok edeceklerdir. Ancak bu durum tek sayılı proton veya nötron içeren atomlarda gözlenmez, net manyetik momentleri vardır. MR görüntüleme için kullanılan atom Hidrojen (H) atomudur. Çünkü H atomu vücudun %65'inin su olmasından kaynaklı bol miktarda bulunmaktadır ve aynı zamanda da yüksek manyetik momente sahiptir. Bir protonu incelediğimizde mıknatısa benzer N ve S kutuplarının olduğu söylenebilir. Bu durumda protonlar eğer düzensiz bir biçimde dizilirse, zıt yükler yan yana gelerek manyetik alan etkilerini yok edebilmektedirler. Protonlar bir manyetik alana maruz kalırlarsa, etki eden bu manyetik alan yönünde dizilim göstermektedirler. Dizilimleri paralel ve antiparaleldir. Paralel dizilen protonlar antiparalel dizilen protonlara göre düşük enerjili fakat fazla sayıdadırlar. Paralel yönde dizilerek net manyetik alan oluşturan protonlar manyetik rezonans ile görüntü sağlanmasına sebep olurlar. Dış manyetik alan etkisindeki protonların konumları sabit değildir. Kendi eksenleri etrafında dönerek spin hareketi yaparlar ve aynı anda manyetik vektörleri etrafında salınım hareketi yaparlar. Gerçekleşen bu salınım hareketi presesyon olarak adlandırılır. Protonun salınım frekansı dış manyetik alan ile doğru orantılıdır. Dış manyetik alan kuvveti büyüdükçe protonun salınım frekansı da aynı oranda artacaktır. Protonun salınım frekansını belirlemek için Larmor eşitliği kullanılmaktadır [9].

$$\text{Larmor formülü} \rightarrow W_0 = \gamma \cdot B_0 \quad (2.1)$$

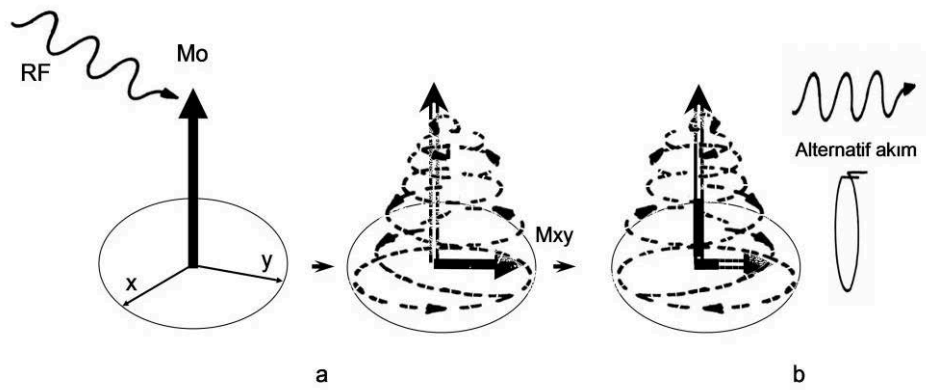
$W_0$ : salınım frekansı

$B_0$ : Dış manyetik alanın gücü

$\gamma$ : Gyro- manyetik sabit

Gyro manyetik değeri farklı atomlar için farklı değerlere sahiptir. MRG için kullanılan H atomu gyro manyetik sabit değeri 42,57 MHz/T dır. Manyetik alanın birimi Tesla' dır (T).

Protonun hareketleri (spin ve presesyon) sonucu x ve y eksenlerinde, enine (x ekseninde) ve boyuna (y ekseninde) manyetik momentleri oluşur. Proton diziliminden kaynaklanarak, enine manyetik momentler sıfırlanır ve sistem dengede kalır. Ancak görüntü elde edilebilmesi için bu denge durumunun bozulması gerekmektedir. Bu denge durumunun bozulması radyo frekans (RF) dalgaları ile mümkündür. Her çekirdeğin bir rezonans frekansı vardır ve aynı frekansta bir radyo dalgası gönderilirse enerji aktarımı oluşur ve bunun sonucunda bir titreşim (rezonans) meydana gelir. Bu durumda protonlar x eksen konumuna geçerler.



**Şekil 2.1:** (a) Manyetik alan içersine koyulan dokuda  $M_0$  konumundaki spinler uygun RF dalgası ile  $M_{xy}$  konumuna geçer. (b) RF dalgası kesildikten sonra  $M_0$  konumlarına geri dönerler. Bu sırada meydana gelen alternatif akım resimde gösterilmiştir [10].

Maruz bırakılan RF süresine bağlı olarak protonların manyetik vektörlerinde farklı açılarda sapmalar meydana gelir.

Bir süre sonra RF dalgaları kesildiğinde protonlar eski konumlarına geri dönecektir. Bu geri dönüş için aldıkları enerjiyi etraflarına yayarlar ve y eksen konumuna tekrar erişirler. Protonların tekrar denge konumlarına dönüş zamanları relaksasyon olarak adlandırılır.

Enine manyetizasyonun kaybolduğu süre T2 relaksasyon zamanı, boyuna manyetizasyonun tekrar oluşması için geçen zaman ise T1 relaksasyon zamanı

olarak adlandırılır. Her doku için T1 ve T2 süreleri değişkendir. Su için T1 ve T2 süreleri kısa olmak ile beraber yağ dokusu için ise uzundur. Bu sebeple T1 ve T2 süreleri görüntü karakteristiklerini etkileyen faktörlerdir [9].

Protonları uyarmak için RF dalgaları gönderen ve gelen sinyalleri algılayan kısım sarmaldır. Protonların denge konumlarına geçerken çevrelerine yaydıkları enerji, sarmalda bir akım oluşturur. Relaksasyon süreleri farkı sayesinde T1 ve T2 ağırlıklı farklı MR sinyalleri elde edilir.

MR görüntüleme kesitsel görüntü almak önemli bir özelliktir. Kesitsel görüntü, dış manyetik kuvvetin şiddeti değiştirilerek elde edilir. Manyetik alan şiddeti belirli oranlarda artırılarak uygulandığında aynı oranda protonun spin hızı da artacak ve elde edilen sinyal de fazla olacaktır. Bu manyetik alan z eksenine uygulandığında protonun kesitteki yeri belirlenirken, x ve y eksenlerine uygulanan gradyent alan ile ise protonun koordinatları belirlenmiş olur. Elde edilen sinyaller dijital olarak görüntüye dönüştürülürler.

MR cihazını oluşturan en önemli parça mıknatıstır. Bu mıknatıslar üç başlık altında incelenebilir [9].

### **1- Kalıcı mıknatıs (Permanent Magnet):**

Doğal bir manyetik alan oluşturma özelliğine sahip mıknatıslardır. Manyetik alan gücü oluşturmaları ağırlıkları ile orantılı olduğundan çoğunlukla oldukça ağırdırlar. Ancak ilerleyen teknoloji ile bu ağırlıklar minimize edilerek daha hafif mıknatıslar elde edilmektedir.

### **2- Dirençli mıknatıs (Resistive Magnet):**

Bu magnetlerin içinde elektrik akımının geçtiği bobin şeklinde sargılar vardır. Manyetizasyonu oluşturmak için elektrik akımı kullanılan bu magnetlerde ısı üretimi çok yüksek olduğundan bir dezavantaj sağlamaktadır.

### **3- Süperiletken mıknatıs (Superconductive Magnet):**

En çok kullanılan mıknatıs türüdür. Daha güçlü bir manyetik alan oluştururlar ve diğer mıknatıslar ile elde edilen görüntülere göre daha homojen bir görüntü elde edilir. Bu homojen görüntüyü elde etmek için sistemin +4 Kelvin'de soğutulmuş halde bulunması gerekir. Sistemin soğuk kalma işlevini sağlamak için helyum ve nitrojen sıvı halde kullanılırlar. Cihazın açık veya kapalı her

durumunda aralıksız olarak bu sıvıların bulunması sağlanmalıdır. Maddelerin eksikliği durumunda sistem hızla ısınır ve ciddi maddi zararlara sebep olur.

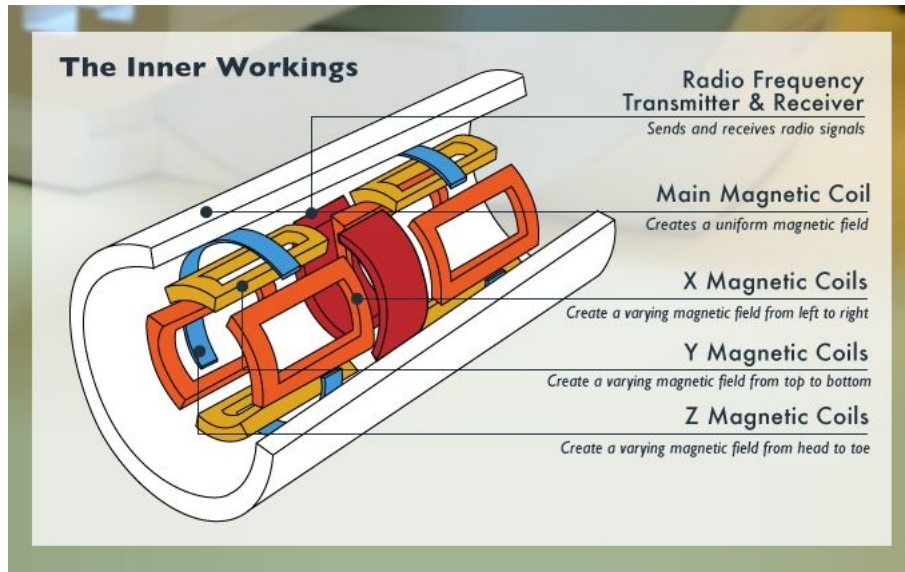
Cihazı oluşturan bir diğer kısım ise bobinlerdir. Aynı şekilde inceleyecek olursak:

**1- Düzeltme sargıları (Shim Coils):** Manyetik alanın homojenitesini düzeltmek için kullanılır. Superkonduktif ve rezistif magnetlerin iç kısmında bulunur.

**2- Gradyan sargıları (Gradient Coils):** Kesit belirleme, faz kodlama ve frekans kodlama aşamalarını oluşturur. Görüntü alma esnasında oluşan seslerin kaynağı bu kısımdır. Görüntü oluşurken hızlı bir şekilde açılıp kapatılır. Gradyan sargılar çalıştığında uçları arasında farklı manyetik kuvvetler oluşur. Aynı zamanda da protonlar da az farkla salınım frekansına sahip olurlar. Bu sistem sayesinde hasta sabit tutularak farklı kesitlerde görüntü elde edilebilir.

**3-Radyofrekans sargıları:** RF sargılarının iki amacı vardır. İlki atomları uyarmak ve hastaya uygun sinyalleri belirlenen açı ile göndermektir. Diğer amacı ise gelen sinyali saptamak ve bu sinyali kaydetmektir. Dokuların RF dalgalarından homojen olarak etkilenmesi gerekmektedir. Çünkü homojenite görüntü kalitesini arttıran bir faktördür.

Son olarak sistemde işlenen bu tüm veriler bilgisayarda toplanarak matematiksel işlemlerden geçtikten sonra görüntü haline gelir.



Şekil 2.2: MR cihazının kesitsel olarak şematik gösterimi [35]

## 2.2 Tedavi Planlama Sistemleri (TPS)

### 2.2.1 Eclipse TPS

Eclipse; proton, elektron, dış ışın, düşük hızlı brakiterapi ve kobalt tedavisi gibi çeşitli tedavi seçeneklerini destekleyen kapsamlı bir tedavi planlama sistemidir. Hasta tedavileri için gerekli tüm doz hesaplamalarının yapıldığı tedavi planlama yazılımıdır. Lineer hızlandırıcı cihazının tedavi teknikleri olan IMRT, Vmat ve radyocerrahi gibi yüksek hassasiyetli tedavi metotlarında doz hesaplaması işlemleri bu sistem ile kolaylıkla yapılabilmektedir. Hesaplama için aşağıdaki algoritma seçenekleri kullanılabilir [12]:

- AAA Foton Algoritması
- Acuros XB Foton Algoritması
- Acuros BV Brakiterapi Algoritması
- eMC Elektron Algoritması
- Biyolojik Optimizasyon Algoritması'dır.

Grafik işleme ünitesi (GPU) ile doz hesaplama aşaması kısa sürede gerçekleşir. Veriler Aria onkoloji bilgi sistemi ile entegredir ve böylece iş akışını kolaylaştırmaktadır. Bilgisayarlı tomografi (BT), pozitron emisyon tedavisi (PET), ve MR görüntüleme yöntemleri ile elde edilen görüntüler kullanılarak tümör üç boyutlu halde görülebilir [12]. Ayrıca Eclipse sistemi üzerinde kontur yapılarak hem tümör dokusu hem de kritik organlar belirlenir. MR ve BT görüntü füzyonu ve kontur aşamasından sonra planlama aşamasına geçilir. Belirlenen doz uygun şekilde plana yansıtılır ve bu sırada doz dağılımını aynı ekran üzerinde görmek mümkündür.

Çalışmanın yapıldığı hastanede Eclipse tedavi sistemi bulunduğundan çalışma bu sistem üzerinden yapılmıştır. Planlarda, doz hesaplama aşamasında kullanılan algoritma AAA foton algoritmasıdır.

### 2.2.2 AAA foton algoritması

AAA doz hesaplama algoritması saçılan elektronlar, saçılan odak dışı fotonlar ve birincil fotonlardan oluşan üç boyutlu bir algoritmadır. İçerikte yer alan sabit bloklar, hareketli kamalar, kompensatörler gibi ışınlarda düzenlemeye yardımcı

kısımların tamamı algoritma içerisinde yer almaktadır. Kurulum ve gerçek doz algoritmalarını içeren AAA hesaplama algoritması gerekli tüm fiziksel parametrelerin hızlı ve yüksek doğrulukta belirlenmesini sağlar. Ayarlama prosedürleri belirlendikten sonra gerçek doz hesaplamasında kullanılır.

### **2.2.3 Monaco tedavi planlama sistemi**

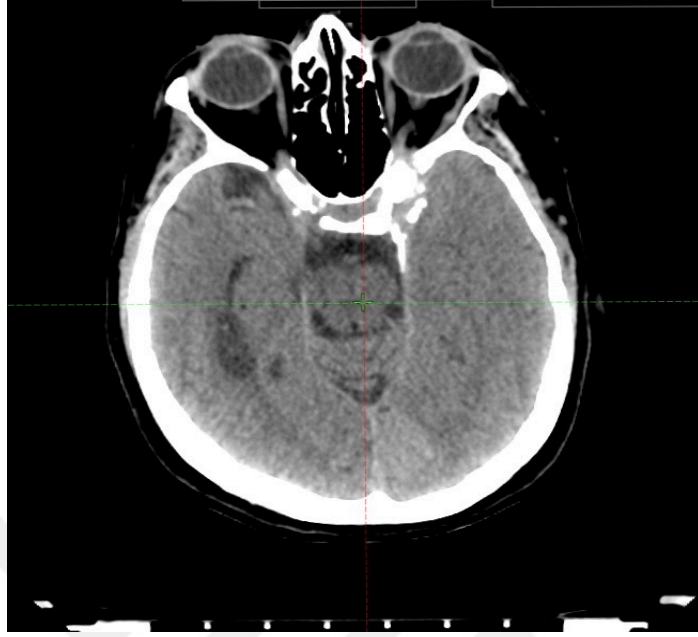
Monaco tedavi planlama sistemi Eclipse sisteminden farklı olarak Monte Carlo algoritmasını içermektedir. Bu algoritma yolu ile planlamada doz hesaplamaları yapılmaktadır. Sistemde verimliliğin artması için 1,024 dinamik kontrol noktası bulunmaktadır. Monaco sistemi üzerinde kontrolleme ve optimizasyon aşamaları uygulanarak tedavi planları oluşturulabilmektedir. Bu sistem kullanılarak yapılan tedavi planlarında tüm radyoterapi tedavilerinde amaçlandığı gibi hedef hacimde yüksek doz tutulumu sağlanırken çevredeki kritik organ ve sağlıklı dokularda keskin doz düşüşleri elde edilebilmektedir.

## **2.3 Radyoterapi Planlamasında Görüntüleme Yöntemleri**

### **2.3.1 Bilgisayarlı tomografi**

Bilgisayarlı tomografi yönteminde X ışınları vücuda çizgisel bir biçimde düşer ve bu şekilde kesitsel görüntüleme sağlanır. Görüntü alınırken x ışını tüpü ve dedektör hasta etrafında döner. Elde edilen görüntüyü pikseller oluşturur. Bu pikseller rakamsal değerler ile adlandırılır ve belirli renk tonlarına karşılık gelirler. Belirlenen rakam skalaları (Hounsfield skalası) -1000 ile +1000 arasında gri tonlamalardadır. Bu rakamsal karşılıklar sayesinde değerlerde oynamalar yapılarak yoğunluk farkları düzenlenir [18]. Görüntüde ışını en fazla absorbe eden bölgeler (kemik dokular gibi) beyaz renkte görünmektedir ve bu değer +1000 e karşılık gelmektedir. İlerleyen teknoloji sayesinde geliştirilmiş olan yeni BT cihazları ile görüntüleme daha geniş alanı daha hızlı, daha kısa süreli ve daha az bozulma ile belirlemek mümkündür. Oldukça yüksek çözünürlük ile görüntüdeki doğruluk oranı da artar. Elde edilen görüntüler bilgisayarda işlenerek üç boyutlu hale getirilir. İşlenen veriler radyoterapi tedavi planlama sistemine aktarılarak tedavi planına hazır hale getirilir. BT görüntülerinin en büyük sorunu yetersiz yumuşak doku kontrastlarıdır. Yüksek yoğunluklu kemikler çok net gözlemlenebilirken birbirine yakın yoğunlukta

dokuları ayırt etmek oldukça güçtür. Bu sebeple tedavi planlama sırasında MR görüntüleri ile BT görüntüleri füzyon yapılarak plan oluşturulur.

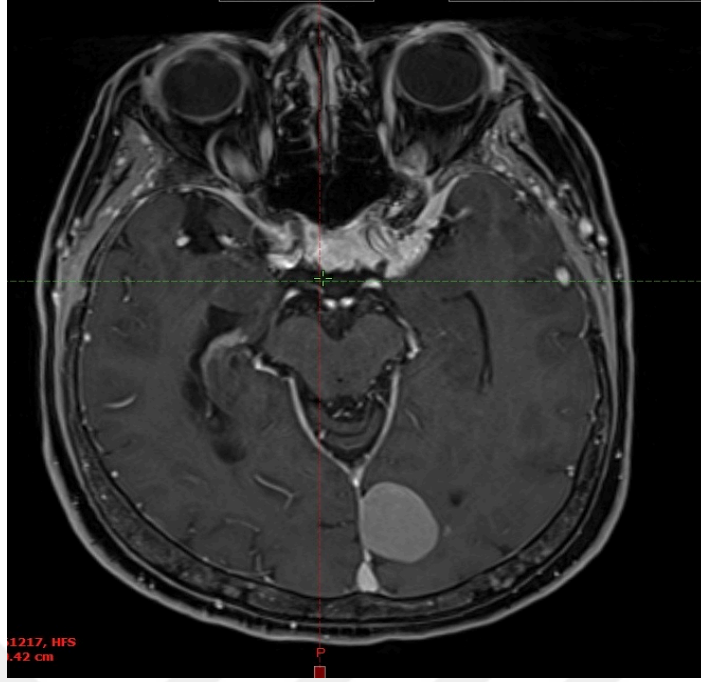


Şekil 2.3: Beyin BT görüntüsü

### 2.3.2 Manyetik rezonans görüntüleme

MR, yumuşak doku kontrastı çok yüksek bir görüntüleme sistemidir. Bu özelliği sayesinde iyi huylu ve kötü huylu dokuların ayrımını oldukça iyi gözlemlemeyi sağlar. MR görüntüsü, beyin tümörlerinin radyoterapi tedavi planlaması aşamasında da oldukça önemli bir role sahiptir. Tedavi planlaması sırasında dikkat edilen nokta, sağlıklı dokulara zarar verilmeden maksimum verimle tedavi planının oluşturulmasıdır. Hedeflenen maksimum doz mümkün oldukça tümör dokusunda tutulmaya çalışılır ve sağlıklı dokular korunur. MR görüntüsünün hem tümör hacminin hem de dokuların korunmasında büyük yeri vardır. Tanı ve tedavi aşamalarında MR görüntülerinden yararlanır. Ancak MR görüntüsü, oluşumu itibari ile elektron yoğunluğundan meydana gelmediği için doğru bir radyasyon doz dağılımı elde edebilmek amacıyla BT görüntüsü ile füzyonu sağlanır. Elde edilen füzyon görüntüsü üzerinden planlama sürdürülür.





**Şekil 2.4:** Tümör dokulu beyin MR görüntüsü

#### **2.4 MR Görüntüleme Yöntemindeki Belirsizlikler**

MR görüntüleme esnasında oluşabilecek bozulmaların birden fazla sebebi vardır. Bu bozulmalar da elde edilen görüntülerde belirsizliklere yol açar. Her ne kadar yeni cihazlarda bu bozulmaları azaltacak yazılımlar geliştirilmiş olsa da yeterli olmadığı durumlar da mevcuttur. Özellikle beyin tümörü tedavilerinde hassasiyet ve belirsizlikleri mümkün olan en az düzeye indirmek oldukça önemlidir. Görüntüleme bu belirsizlikler iki başlık altında incelenebilir;

- Hasta kaynaklı bozulmalar
- Görüntüleme kaynaklı bozulmalar

##### **2.4.1 Hasta kaynaklı bozulmalar**

Hastadan kaynaklanan artefaktlar; hareket (kardiyak, solunum, vasküler, peristaltic), ferromanyetik maddeler ve hasta pozisyonunun yanlış olmasından kaynaklanır.

###### **2.4.1.1 Hareket sonucu oluşan bozulmalar**

Görüntüleme süresine ve hastanın durumuna göre, hasta fiziksel olarak sabit kalamayabilir veya istemsiz gerçekleşen solunum, kardiyak sistemleri gibi hareketlerin sonucunda artefaktlar oluşabilir. Hastanın sabit kalamadığı

durumlarda gerekirse çekim sedasyon altında yapılır. İstem dışı olan fizyolojik hareketler; vasküler, kardiyak, solunum hareketleri gibi artefaktları ortadan kaldırmak için sinyal kaydı bu periyodik hareketlerin yalnızca bir safhasında yapılır. Bu işlem fizyolojik gate olarak adlandırılır. Bu sayede periyodik hareket kaynaklı artefaktlar minimize edilir.

#### **2.4.1.2 Ferromanyetik madde sonucu oluşan bozulmalar**

Ferromanyetik maddeler; protezler, cerrahi işaretçiler vb. Bunlarla birlikte hasta üzerinde bulunan anahtar, metal düğmeler, süs eşyaları gibi maddeler de artefakta yol açar. Bu maddeler görüntüde belirgin bir bozulma oluşturur ve görüntü homojenitesini bozarak kaliteyi düşürür.

Bu sebeple oluşan bozulmalar için görüntüleme cihazlarında bozulma azaltıcı yazılımlar mevcuttur. Bu yazılımlar sayesinde görüntüde oluşan bozulmalar en aza indirilebilmekte ve görüntü kalitesi artırılabilir.

#### **2.4.1.3 Hastanın yanlış pozisyonlanması sonucu oluşan bozulmalar**

MR görüntülemesinde hasta pozisyonunun doğru olması oldukça önemlidir. Tüm alıcı sargıların belli bir hacim duyarlılığı vardır. Bu duyarlılık sargı merkezinde maksimumdur ve merkezden uzaklaştıkça azalır. Eğer incelenecek alan sargı merkezinde değilse görüntü kalitesi ve doğruluğu azalır.

#### **2.4.2 Görüntüleme kaynaklı bozulmalar**

MR Görüntülemesinde hata kaynakları artefaktlar; örtüşme (aliasing), kesme (truncation), kimyasal sapma, girdap akımları (eddy currents), radyo dalgaları etkileşimleridir.

##### **2.4.2.1 Örtüşme (Aliasing)**

Görüntülenen bölge hasta hacminden küçük ise veya görüntülenecek hacimden daha küçük bir FOV aralığı kullanılırsa oluşacak bir artefaktır. Faz kodlama ve frekans kodlama gradientlerinin yerleri değiştirilerek ya da faz kodlamada daha yüksek matriks kullanılarak artefakt azaltılabilir.

#### **2.4.2.2 Kesme (Truncation)**

Bu artefaktı oluşturan sebep faz kodlama adım sayısıdır. Görüntü için gerekli olan sürede sinyal kaydı yapılmamasından kaynaklanır. Bu bozulmayı düzeltmek için adım sayısı arttırılabilir.

#### **2.4.2.3 Kimyasal sapma**

Kimyasal sapma olayı ise yağ dokusu ve sudaki protonların farklı frekanslarda salınımından kaynaklanır. Görüntüleme su molekülleri baz alınır ancak yağ dokusundaki protonların da farklı salınımı görüntüde distorsiyon oluşturur. Kimyasal sapma olayı MR görüntüsünü en çok etkileyen ve düzeltilmesi sırasında daha çok kayba yol açan bozulmadır. Kimyasal sapma sebebi ile protonların frekansları farklı olacağından sinyalin geldiği kısım bilgisayarda yanlış değerlendirilecektir.

#### **2.4.2.4 Girdap akımları (Eddy Current)**

Radyofrekans sinyalini saptamak için kullanılan alıcı sargıların belirli kapasiteleri bulunur. Hastaya göre ayarlanabilen bu kapasite eğer uygunsuz ise görüntü kalitesinde bozulma meydana gelir.

#### **2.4.2.5 Radyo dalgaları etkileşimi**

Sistem dış radyo dalgaları kaynaklarından yeterince ayrılmamış ise dış kaynak frekansı protonlara belirgin bir etki yaparak görüntüde bozulma oluşturur.

#### **2.4.3 Distorsiyon**

Radyoterapi planlamada BT ile birlikte, yumuşak doku hassasiyeti daha yüksek olduğundan MR görüntüleri füzyon yapılarak kullanılmaktadır. MR görüntüleme sırasında belirli sebeplerden kaynaklanan bozulmalar olmaktadır. Bunlar aşağıdaki gibi sıralanabilir [19,21]:

- Gradyan alanlardaki ölçekleme hataları
- Kimyasal kaymalar
- Gradyan alanların lineer olmaması
- $B_0$  girdap akımı (Eddy current)
- Ana mıknatıstaki kaymalar

- Farklı anatomik yapıların manyetik duyarlılıklarındaki farklılıklar

Radyocerrahi tedavilerinde uygulanan yüksek dozlar sebebi ile bu bozulmalar hayati önem taşımaktadır. Eğer düzeltilmezlerse sağlıklı beyin dokusu veya tümöre yakın kritik organlar beklendiğinden farklı dozlar alma olasılığı mevcuttur.

MR görüntüleme için gradyan manyetik alanlar oldukça önemlidir. Ancak bu gradyan alanlar doğrusal kabul edildiğinden görüntülerde oluşan bozulmalar da göz ardı edilmiş olmaktadır. MR görüntüleme sistemlerinde doğrusal alan gradyanları, uzaydaki her nokta ile bir rezonans frekansının ilişkili olmasını sağlamaktadır. Ancak farklı rezonans frekanslarının uzamsal lokalizasyonu incelendiğinde doğrusal olmama veya tek biçimli olmama gibi durumlardan kaynaklanan hatalar olmaktadır. Doğrusal olmama sebebi ile MR görüntülerinde geometrik distorsiyon oluşmaktadır. Bu bozulmalar öngörüldüğünden, cihaz sistemlerinde otomatik olarak hesaplanıp minimum hale getirilebilme imkanı bulunmaktadır. Ancak bu geometrik bozulmalar dikkate alınmayacak ölçüde küçük kabul edildiğinden her klinikte distorsiyon düzeltilmesi yapılmamaktadır.

MR görüntüleme sürelerini kısaltmak için bazı düzenlemeler yapılmaktadır. Bu düzenleme için genellikle '*Echo-Planar Imaging (EPI)*' yöntemi kullanılmaktadır [22]. Yapılan bu düzenlemeler görüntüleme süresini kısaltsa da görüntü kalitesini olumsuz yönde etkilemektedir. Görüntüleme hızı arttıkça girdap akımları da arttırmaktadır. İçinden akım geçen bir iletkeni çevreleyen manyetik alanın yönünde ya da yoğunluğunda yapılan değişiklikler girdap akımlarının oluşmasına sebep olmaktadır. Girdap akımlarının değişkenleri; döngü alanı, manyetik akı değişim hızı ve iletken direncidir. Bu değer, döngü alanı ve manyetik akı değişim hızı ile doğru, iletken direnci ile ters orantılıdır. Oluşan girdap akımının kendi manyetik alanı vardır ve ortamda olan manyetik alan ile birbirlerine karşı direnç göstermektedirler. Girdap akımları kendini oluşturan akımın özelliklerinde fakat tam tersi doğrultudadır. Bu sebeple, difüzyon ağırlıklı görüntülerde distorsiyon oluşmaktadır. Girdap akımlarının etkisini düzeltmek için bir düzeltme şeması kullanılmaktadır ve bu sayede difüzyon ağırlıklı görüntülerde oluşan distorsiyon en aza indirilebilmektedir.

Distorsiyonu meydana getiren bir diğer etken ise görüntülenen alanın homojen olmamasıdır. MR görüntülemeye üretilen statik manyetik alanın homojen olması oldukça önemlidir. Manyetik alandaki değişim görüntüleme sırasında sinyal kaybına neden olmaktadır. Bunun sonucunda ise elde edilen görüntülerde yoğunluk ve geometri bozulmaları oluşmaktadır. Distorsiyonun en az olduğu alan manyetik alanın merkezidir. Merkezden kenarlara doğru ilerlendiğinde görüntü alanının homojenliği daha çok bozulmaktadır. Görüntüde gürültü oranı fazla ve yağ bastırma oranı doğru ayarlanmadığında homojen olmama durumundan doğan distorsiyon artacaktır. Görüntüleme hacminin küçük tutulması, yağın bastırılması ve görüntülenen hacmin manyetik alan merkezinde olması distorsiyonu azaltacaktır.

## **2.5 Radyocerrahi Planlarında Değerlendirme İndeksleri**

Teknolojinin gelişmesi ile birçok farklı tedavi planlama sistemi üretilmiştir. Her planlama sisteminin kendine ait bir hesaplama yazılımı mevcuttur. Tüm bu yazılımlar birbirinden farklıdır ve tedavi planlama sistemine özel geliştirilmiştir. Hastaya ait SRC tedavi planlarının kolaylıkla incelenip değerlendirilmesi için ortak bir başlık altında belirli kriterlere dayanarak elde edilmiş olmaları gerekir. Bu kriterlerden başlıcaları; konformalite indeks, gradyant indeks ve homojenite indeks değerleridir. Tedavinin öngörülen yan etkilerini ve aynı hasta için farklı tedavi planlarını değerlendirmek bu hesaplar aracılığı ile mümkün olur.

### **2.5.1 Konformalite indeks (KI)**

1993 yılında Radiation Therapy Oncology Group tarafından önerilmiştir ve International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) a bir raporla tanımlamıştır. KI in evrensel olarak uygulanabilirliği önemlidir çünkü doz volüm histogramı ile elde edilen değerlerin kolay kullanılması gerekir. KI kullanılarak hem farklı hastalara ait olan iki tedavi planı hem de bir hasta için farklı tedavi teknikleri karşılaştırılabilir. Genel olarak KI; reçetelendirilmiş referans doz hacminin hedef hacime oranı olarak tanımlanır [23].

$$CI=TV/PTV \text{ (RTOG)} \quad (2.2)$$

TV= Reçete izodozu saran hacim

PTV=Hedef hacim

RTOG tarafından KI için ideal değer 1 olarak belirlenmiştir. Değerin 1 den büyük olması hedef hacimden daha fazla alanın ışınlanması, 1 den küçük olması ise hedef hacimden daha küçük bir alanın ışınlanması anlamına gelmektedir. KI hesabı için Paddick'in [23] formülü günümüzde birçok radyocerrahi merkezinde yoğunlukla kullanılmaktadır. Paddick formülünde reçete izodoz ile tümör hacminin hangi oranda örtüştüğü ve dozun hedef hacmi hangi oranda sardığını ölçmek daha kolaydır. Paddick formülü aşağıdaki gibidir:

$$CI= (TV_{PIV})^2 /TV \times PIV \quad (\text{Paddick}) \quad (2.3)$$

$TV_{PIV}$ = Reçete izodozun tümörü saran kısmının hacmi

TV=Hedef hacim

PIV=Reçete izodoz hacmi

### 2.5.2 Gradyant indeks (GI)

Radyocerrahi tedavilerinde tedavi plan kalitesini belirleyen diğer bir faktör gradient index değeridir. Gradient indeks değeri hedef hacim sonrası radyasyon dozunun keskin düşüşünü belirleyen önemli bir parametredir. Genellikle hedefi saran reçete izodozun hacmi ile dozun %50 ye düştüğü hacmin karşılaştırılması ile elde edilir. Paddick 2006 yılında [24] GI için aşağıdaki tanımlamayı yapmıştır:

$$GI= PIV_{\text{yarı}}/PIV \quad (2.4)$$

$PIV_{\text{yarı}}$ =Reçete izodozun yarısını saran izodozun hacmi

PIV=Reçete izodoz hacmi

### 2.5.3 Homojenite indeks (HI)

Tümöre verilmek istenen doz hesabı için hedef hacmi saran izodoz eğrileri kullanılmaktadır. Herhangi bir merkezi eksendeki doz en yüksek değere sahiptir ve kenarlara doğru azalır. Düz bir mantıkla düşünüldüğünde doğrusal bir çizgiye bakıldığında doz dağılımının eşit olması beklenir. Ancak bloklar, vücut konturundaki doku eksiklikleri, hacim içindeki inhomojeniteler doz homojenitesini etkiler. Bu nedenle aynı derinlikte ve hacimde farklı dozlar gözlemlenebilir. Radyoterapide hedef hacim içerisinde homojen bir doz dağılımı

oluşturmak 6nemlidir. Ancak çok sayıda ışın demeti ile tedavi planlandığında hedef alan içi doz homojenitesi bozulabilir. HI hedef hacimdeki maksimum doz ile minimum doz arasındaki oran olarak tarif edilebilir [25]. Bu değerin 1'den uzaklaşması alan içi homojenitenin azaldığını ifade eder.

Doz dağılımının homojen veya heterojen olması seçeneklerinin hangisinin daha iyi sonuç vereceği tartişma konusudur. Ancak her t6m6re g6re yapılan plan için homojen veya heterojen olarak farklı planlar ile başarılı sonuçlar elde edilir. Planlarda doz dağılımını belirleyen etkenler vardır. 6rneğin t6m6r yoğunluğu, kullanılan eř merkez sayısı gibi etkenler homojenite farklılıklarına yok açar. Eğer birden fazla kullanılan eř merkez varsa bu t6m6rde doz dağılımının heterojen olması beklenir. K66k alanlarda doz dağılımını genellikle homojen olmaz. Ancak plan kaynaklı bir heterojen dağılım s6z konusu olduğunda çok yapraklı kolimat6rler kullanılarak yoğunluklarda değişiklik yapmak da m6mk6nd6r. Dolayısıyla her plan için yapılan değerlendirme o planın şartlarına g6re olmalıdır.

### **3. MATERYAL VE METOD**

#### **3.1 Araç ve Gereçler**

Bu tez çalışması, Anadolu Sağlık Merkezi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi departmanında yapılmıştır ve aşağıda belirtilen cihazlar ve sistem platformları kullanılmıştır.

- Siemens 3 Tesla MR Magnetom Skyra
- Siemens 1.5 Tesla MR Magnetom Avanto
- GE Discovery RT Bilgisayarlı Tomografi cihazı
- Sun Nuclear StereoPHAN
- BrainLab Elements yazılımı

#### **3.1.1 Siemens 3 Tesla MR Magnetom Skyra ve Siemens 1.5 Tesla MR Magnetom Avanto**

Magnetom Skyra 3 T MR görüntüleme sistemidir. Mıknatıs sistemi 3 T süperiletken yapısına sahiptir. Bore genişliği 70 cm olarak tasarlanmıştır. Mıknatıs uzunluğu 163 cm'dir. Pasif ve aktif besleme mevcuttur. Pasif besleme kurulum sırasında yapılmaktadır. Tek çekim ve tek FOV'da aynı anda kullanılabilen bağımsız alıcı kanal sayısı 24, 48, 64 ve 128'dir. Görüntü kalitesini ve MR görüntüleme hızını arttıran 'Tim 4G's ultra yüksek sargı element yoğunluğu' adı verilen bir teknolojiye sahiptir.

Siemens 1,5 Magnetom Avanto MR cihazı, güçlü gradyant yapısı sayesinde yüksek çözünürlüklü görüntü kalitesi elde etmek mümkündür. 50 cm FOV genişliği mevcuttur. Tim dizaynı bu cihazda da mevcuttur. 76 tane entegre edilmiş matriks sargı element yapısı vardır ve tek görüntüleme matriksinde 32'ye varan bağımsız RF kanalı bulunmaktadır. Bore genişliği 60 cm'dir. Sistem uzunluğu 160 cm'dir. Kullanıcıya her çekimi hastaya özel bireyselleştiren "Dot" teknolojisi bulunmaktadır.





**Şekil 3.1:** Siemens 3 Tesla MR Magnetom Skyra Cihazı [36]

### **3.1.2 GE Discovery RT bilgisayarlı tomografi cihazı**

Discovery RT cihazı ile gantry boyunca her noktada tomografi görüntü sü elde edilebilmektedir. Cihaz 80 cm bore genişliğine sahiptir ve 170 cm uzunluğa sahiptir. MaxFOV algoritması ile alan içindeki tüm noktalar rahatlıkla görüntülenebilmektedir. 100 kW jeneratör ile güçlendirilmiş yapısı sayesinde 0,625 mm gibi çok küçük kesit kalınlıklarına kadar çekim yapılabilen ve MicroVoxel teknolojisi ile 2 boyutlu ve 3 boyutlu görüntülerde yeniden yapılandırma yapılabilir. Bu cihazın MAR yazılımı sayesinde metal artefaktlarda maksimum azaltma yapılabilir. Böylece daha doğru ve kaliteli bir görüntü elde edilebilmektedir. Bu sayede implantlar, omurga vidaları ve diş dolguları gibi vücuttaki metallerin neden olduğu artefaktlar azaltılarak kontur için daha doğru bir görüntü oluşturulabilir. 4 boyutlu görüntüleme sistemi ile solunum sırasında oluşan tüm değişimleri görüntülemektedir. Deviceless 4D yazılımı ile tedavi planlaması için 4 boyutlu görüntüler oluşturulmakta ve bu görüntüler yardımıyla farklı fazlarda hedef ve kritik organların hareketleri kolaylıkla takip edilerek konturlanabilmektedir.



**Şekil 3.2:** Discovery RT

### **3.1.3 Sun Nuclear StereoPHAN**

StereoPHAN, MR ve BT görüntüleri, görüntü füzyonu, QA gibi tedavi planlaması ve aşamalarının vazgeçilmez basamaklarını analiz etmek için geliştirilmiş Stereotaktik QA test fantomudur. Optik ve geometrik izomerkez, tablo indeksleme ve CBCT - MV/kV hizalaması, nokta ve film doz ölçümleri gibi geometrik doğruluğu değerlendirmek için kullanılır.

CT/MR görüntü füzyon algoritmasının doğruluğunu belirlemek amacı ile kullanılan ve fantomun aksesuarlarından biri olan küp, içerisi mineral yağ ile doludur ve değişen boyutlarda üç küresel oyuk içerir. Üç boyutlu bu küresel yapılar sayesinde CT ve MRG görüntülerindeki füzyonun doğruluğu test edilebilir. Beraberinde içi sıvı dolu bir küp bulunmaktadır ve MR görüntüsü alınırken sinyali sağlamaktadır.

Genel olarak;

- Stereotaktik (SRS/SRT/SBRT) end-to-end test
- CT için görüntü füzyon algoritmalarının kalite güvencesi
- MRG görüntüleme yöntemleri
- İyon odaları ile izomerkezde mutlak, rölatif ve nokta doz dozimetri
- QA ölçümleri; film kullanarak ilgili doz dağılımı uygulamaları için kullanılır.



**Şekil 3.3:** Sun Nuclear Stereophan

### 3.1.4 BrainLab Elements

BrainLab Elements programı, tedavi planlama ve görüntüleri değerlendirme aşamasında oldukça kolaylık sağlamaktadır. Akıllı fırça ile görüntülerin kontur aşamasında kısa sürede ve kolayca tüm kesitlerinde eş zamanlı uygulama imkânı sunmaktadır. Aynı zamanda MR görüntülerindeki bozulmaları belirler, bu bozulmaları düzeltir ve bozulmanın ölçüsünü belirler. Hasta görüntüleri Elements adı verilen yazılıma aktarılıp MR ve BT görüntüleri füzyonu yapıldıktan sonra hesaplama aşaması ile '*cranial distortion correction*' algoritması kullanılır. Bu algoritmanın özellikleri kısaca aşağıdaki gibidir:

Bu algoritma CT-MR, MR-MR ve MR-DTI görüntü modelitelerinde çalışmaktadır. Referans görüntü seti rijit füzyon yapılan seti daha iyi deforme ederek 'düzeltilmiş görüntü seti' oluşturmaktadır. Yazılım bu eşleştirmeyi yaparken genellikle ana anatomik yapıları referans almaktadır. Çekim kalitesi ve görüntü kesitlerindeki parlaklık farklılıklarından hassasiyet etkilenmektedir. Yazılımın çalışabilmesi için en az 10 kesit gerekmektedir. Görüntü alımı aralık bırakılmadan yapılmalı ve kesit kalınlığı 4 mm'den düşük olmalıdır. Kesitlerin yüksek çözünürlüklü, yüksek kontrastlı ve minimal artefaktlı olması sonucun doğruluğunu arttırmaktadır.

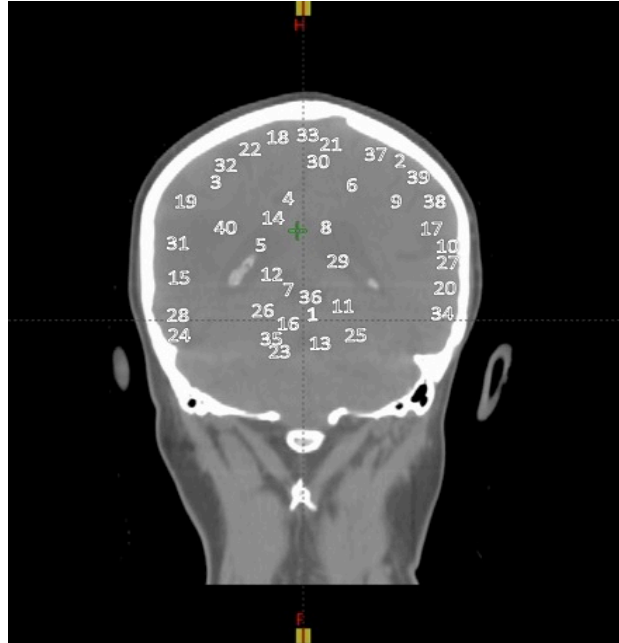
### 3.1.5 Fantom ölçümleri

Çalışma için Sun Nuclear marka Stereophan model fantom kullanılmıştır. Fantom gerçek insan boyutlarına ve dokusuna uygun olduğundan BT ve MR cihazında hasta ile benzer şekilde pozisyonlanabilmektedir.

Çalışma için Discovery RT cihazı kullanılarak 0,625 mm kesit kalınlığı kullanılarak BT görüntüleri alınmıştır. Bu görüntüler 3 boyutta yapılandırılarak Eclipse planlama sistemine aktarılmıştır. Ardından bölümdeki 1,5 T ve 3 T MR cihazları kullanılarak 1 mm kesit kalınlığında fantomun MR görüntüleri alınmıştır. Görüntülenen fantomda, içi insan dokusuna eş değer olan mineral yağ ile dolu üç oyuklu aksesuar kullanılmıştır. T1 ve T2 sürelerinde MR görüntüleri alınan fantomdan elde edilen tüm veriler Eclipse planlama sistemine aktarılmıştır. Eclipse planlama sistemine gönderilen BT ve MR görüntüleri yazılımın Dicom Import/Export programı kullanılarak konturlama istasyonuna indirilmiştir. Konturlama istasyonunda BT görüntüleri referans görüntü alınarak tüm T1 ve T2 görüntülerinin füzyonu yapılmıştır. Fantom içerisindeki referans 3 balon yapı referans olarak çizilerek distorsiyona bağlı MR görüntülerindeki sapmalar x,y,z koordinatlarında vektörel olarak belirlenmiştir.

### 3.1.6 Hasta tedavi planlaması

Çalışma için Anadolu Sağlık Merkezi Radyasyon Onkolojisi departmanında daha önce tedavi görmüş 13 hastaya ait MR ve BT görüntüleri kullanılmıştır. Bu görüntülerdeki toplam 40 lezyon çalışmaya dâhil edilmiştir (Şekil 3.4). Lezyonlar aşağıdaki gibi iki ayrı lokalizasyona ayrılarak incelenmiştir.

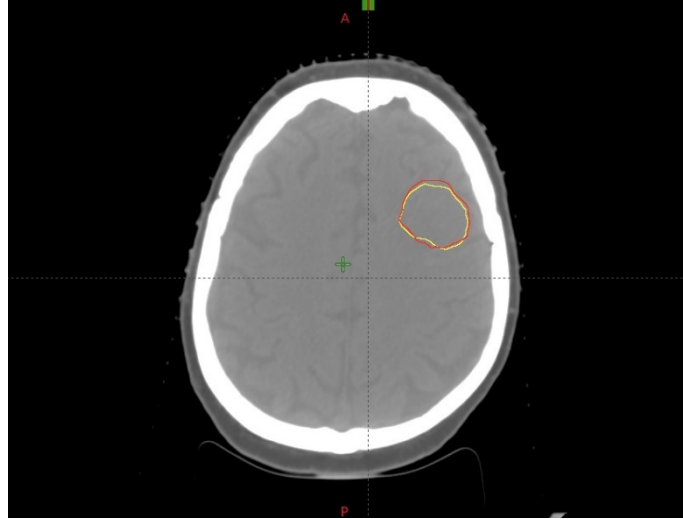


Şekil 3.4: Planlaması yapılan toplam 40 lezyonun lokalizasyon bilgileri

- Manyetik alan merkezine yakın, merkezi eksen yerleşimli lezyonlar (Grup 1)
- Merkezi eksenin 3 cm dışında, manyetik alan merkezine 1.gruba göre daha uzak lokalize olmuş sağ ve sol yerleşimli lezyonlar (Grup 2)

Çalışma için yukarıda bahsedilen 2 grup için toplam 13 hasta ve 10'ar lezyon seçilmiştir. Distorsiyona manyetik alan şiddetinin etkisini incelemek için 1,5 T ve 3 T MR kullanılmıştır. Manyetik alan merkezine yakın merkezi eksen yerleşimli lezyonu olan 1. Grup için 1,5 T ve 3 T cihazlarında MR çekilmiş 10'ar lezyon seçilmiştir. Benzer şekilde merkezi eksenin 3 cm dışında, manyetik alan merkezine 1. Gruba göre daha uzak lokalize sağ ve sol yerleşimli lezyonu olan 2. Grup için 10'ar lezyon seçilmiştir.

Tüm hasta BT, MR görüntüleri öncelikle Eclipse planlama sisteminden çıkarılarak Brainlab element sistemine aktarılmıştır. Element sisteminde referans görüntü BT üzerine, tüm T1 ve T2 MR görüntülerinin füzyonu yapılmıştır. Füzyon sonrası distorsiyon düzeltme algoritması kullanılarak yazılım yardımıyla distorsiyon düzeltmeleri yapılmıştır. Distorsiyon düzeltmesi yapılan her görüntü üzerindeki GTV'ler doktor tarafından çizilmiştir. Bu GTV'lere kliniğin protokolü olan 1 mm aralık verilerek PTV'ler oluşturulmuştur. Hastanın yeni oluşan "CT structure seti" çıkarılarak yeniden Eclipse planlama sistemine aktarılmıştır. Benzer şekilde Eclipse planlama sisteminde orijinal CT üzerine tüm T1 ve T2 MR setlerinin füzyonları yapılmış ve aynı doktor tarafından GTV konturlaması yapılarak benzer şekilde 1 mm PTV aralığı verilmiştir. Böylece tek bir tümör için elimizde iki ayrı '*BT structure set*' oluşturulmuştur. Eclipse planlama sisteminde oluşturulan PTV hacimleri distorsiyon düzeltmesi yapılmadığı için "düzeltilmemiş PTV hacmi" ve Brainlab element sisteminde oluşturulan PTV hacimleri *distorsiyon correction algoritması* kullanılıp distorsiyon düzeltmesi yapıldığı için "düzeltilmiş PTV hacmi" olarak tanımlanmıştır. Tüm vakaların kritik organ konturlamaları klinik dozimetrist tarafından yapılmıştır.

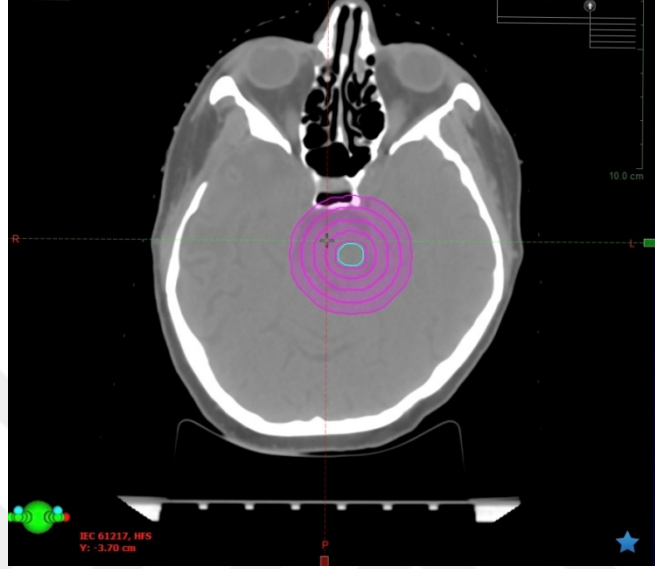


**Şekil 3.5:** Distorsiyon düzeltilmiş PTV (Sarı) ve distorsiyon düzeltilmemiş PTV (Kırmızı)

Düzeltilmiş ve düzeltilmemiş PTV hacimlerine ait tedavi planlamaları Eclipse planlama sisteminde yapılmıştır. Konturlanan hedef hacimlerde iyi doz gradyenti sağlamak için her tümöre 0,5 mm aralıklarla toplam 4 kabuk çizilmiştir. Kabuklar PTV yüzeyinden 1 mm uzaklıkta başlayıp 2 cm uzaklığa kadar devam etmektedir. (Şekil 3.6). Tüm vakalar için tek fraksiyon 16-18 Gy doz reçete edilmiştir. Tedavi tekniği olarak Vmat tekniği kullanılmıştır. Düzeltilmemiş ve düzeltilmiş tüm PTV hacimleri benzer planlama tekniği ile planlanarak, planlama sürecindeki farkların doz dağılımlarına katkısı elimine edilmiştir. Planlamada her lezyon için 2 arc (tam veya parsiyel) kullanılmıştır. Optimizasyon planlamanın SRC modülü seçilerek yapılmıştır. Analytical Anisotropic Algorithm (AAA) hesaplama algoritması tüm hesaplamalarda kullanılmıştır. Optimizasyon için kullanılan tüm parametreler her iki PTV hacmi için de aynıdır. Optimizasyonlarda heterojen plan yaklaşımı esas alınmıştır. Tüm PTV'lerde hedef içi maksimum doz %130'un altında tutulmuştur. Tüm hesaplamalar 0,1 cm grid size aralığında yapılmıştır. Hesaplamalarda kabuklara doz tanımlamaları yapılarak hedef sonrası keskin doz düşüşleri sağlamak amaçlanmıştır.

Düzeltilmiş ve düzeltilmemiş PTV hacimlerine ait tüm planlar doz hacim eğrileri (dose volüme histogram) kullanılarak değerlendirilmiştir. Tüm planlarda PTV hacminin en az %95'i dozun %100'ünü alacak şekilde plan yapılmıştır. Distorsiyona bağlı düzeltme yapılmamış MR üzerinden çizilen PTV

hacimlerinin doz kapsama oranları düzeltme yapıldıktan sonra yapılan planlarda tekrar bakılmıştır. Böylece distorsiyon düzeltilmesi yapılmayan planlarda dozun hedefi hangi oranda kaçırdığı ile ilgili veriler toplanmıştır. Tüm planlara ait KI, GI değerleri Paddick formülü kullanarak hesaplanmıştır. Sonuçlar Mann-Whitney U testi kullanılarak istatistiksel olarak değerlendirilmiştir.

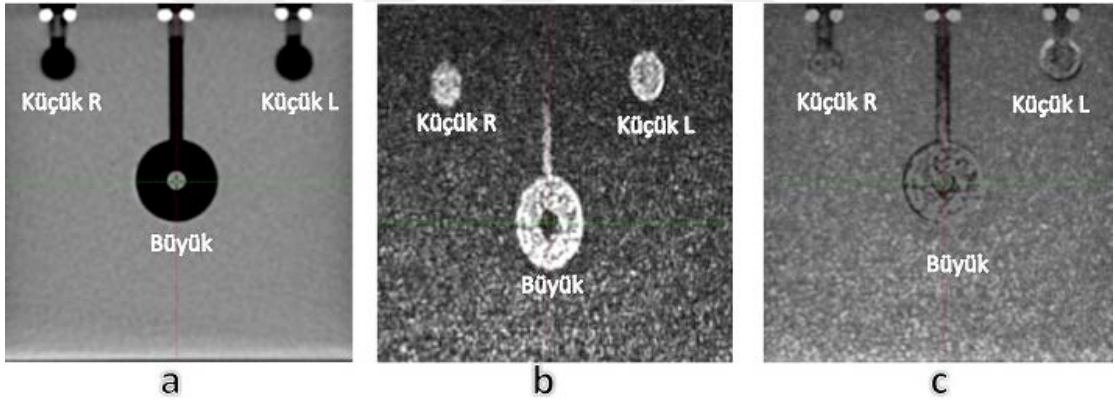


**Şekil 3.6:** PTV yüzeyinden 1 mm uzaklıktan başlayarak 0,5 mm aralıklarla çizilmiş kabuklar

## 4. SONUÇLAR

### 4.1 Fantom Sonuçları

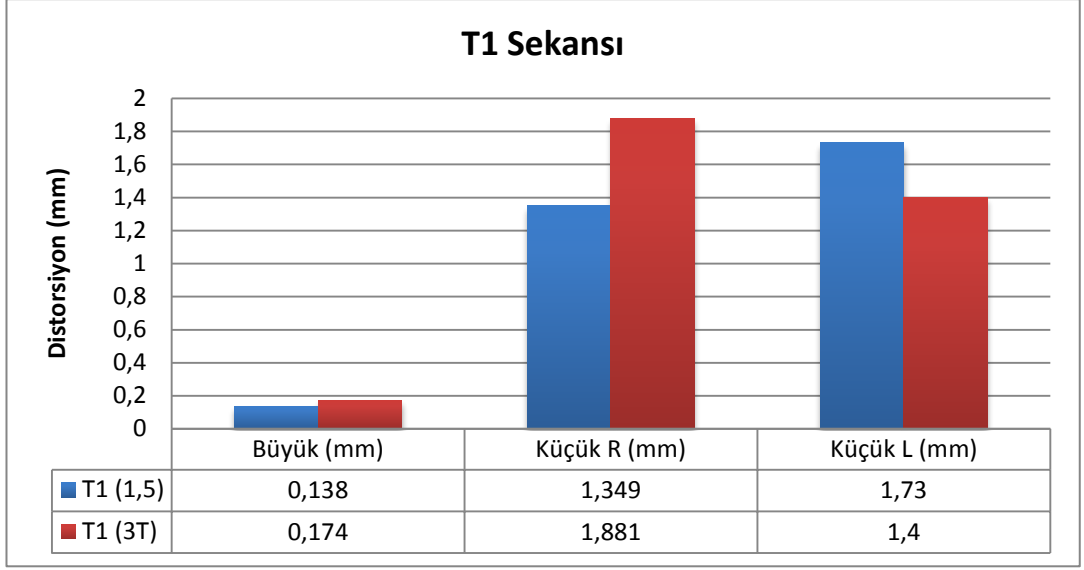
Fantom ölçümleri için Stereophan kullanılmıştır. Fantomun 1,5 T ve 3 T MR görüntüleri alınarak manyetik alan şiddetine bağlı görüntüde oluşan distorsiyona bakılmıştır. Fantomun merkezindeki büyük yuvarlak hacim (*Büyük*) ile her iki yandaki küçük yuvarlak hacimler (*Küçük L* ve *Küçük R*) BT-MR füzyonu sonrası karşılaştırılmıştır (Şekil 4.1). Her üç alanın merkezi, tomografi görüntüsünde hesaplanarak MR görüntülerinde bu merkezden vektörel sapmalara bakılmıştır.



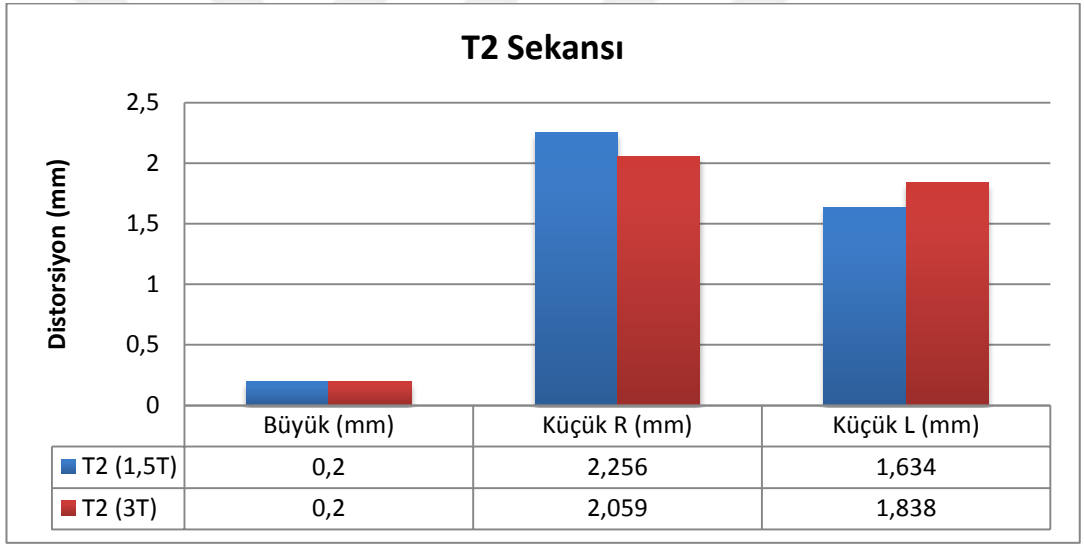
Şekil 4.1: Stereophan fantomu a)BT b) MRG ve c) BT-MR füzyon görüntüsü

T1 ağırlıklı, 1,5 T taramalar için, *Büyük*, *Küçük R* ve *Küçük L* hacimleri için ortalama yer değiştirme sırasıyla 0,14 mm, 1,35 mm ve 1,73 mm olarak hesaplanmıştır. T2 ağırlıklı, 1,5 T taramalar için, *Büyük*, *Küçük R* ve *Küçük L* hacimleri için ortalama yer değiştirme sırasıyla 0,2 mm, 2,26 mm ve 1,63 mm olarak hesaplanmıştır. Benzer şekilde T1 ağırlıklı, 3 T taramalar için, *Büyük*, *Küçük R* ve *Küçük L* hacimleri için ortalama yer değiştirme sırasıyla 0,17 mm, 1,88 mm ve 1,4 mm olarak hesaplanmıştır. T2 ağırlıklı, 3 T taramalar için, *Büyük*, *Küçük R* ve *Küçük L* hacimleri için ortalama yer değiştirme sırasıyla 0,2 mm, 2,06 mm ve 1,84 mm olarak hesaplanmıştır (Şekil 4.2 ve 4.3).





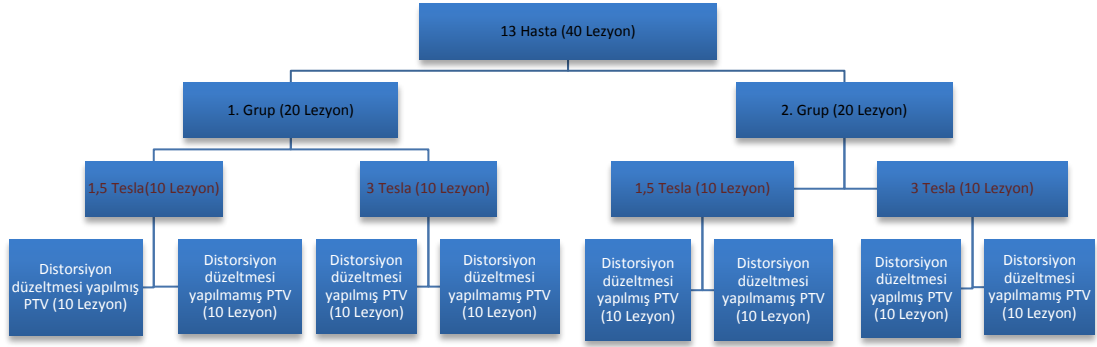
**Şekil 4.2:** T1 ağırlıklı 1,5 T ve 3 T MR görüntülerinde hesaplanan distorsiyon değerleri



**Şekil 4.3:** T2 ağırlıklı 1,5 T ve 3 T MR görüntülerinde hesaplanan distorsiyon değerleri

#### 4.2 Hasta Plan Değerlendirmeleri

Tedavi planlaması yapılan hastaların dağılımı Şekil 4.2 de gösterilmektedir.



**Şekil 4.4:** Çalışma için planlanan hasta dağılım tablosu

Eclipse planlama sisteminde füzyon sonrası distorsiyon düzeltilmesi yapılmadan ve aynı lezyonlara Brainlab Element yazılımında mevcut *Cranial Distortion Correction* yazılımı ile distorsiyon düzeltilmesi yapıldıktan sonra oluşturulan planlar için hesaplanan ortalama KI değerleri Çizelge 4.1’de gösterilmektedir. Tüm hasta MR’ları T1 vize görüntüsüdür. Benzer şekilde tümör sonrası keskin doz düşüşü gösteren ortalama GI değerleri Çizelge 4.2’de gösterilmektedir.

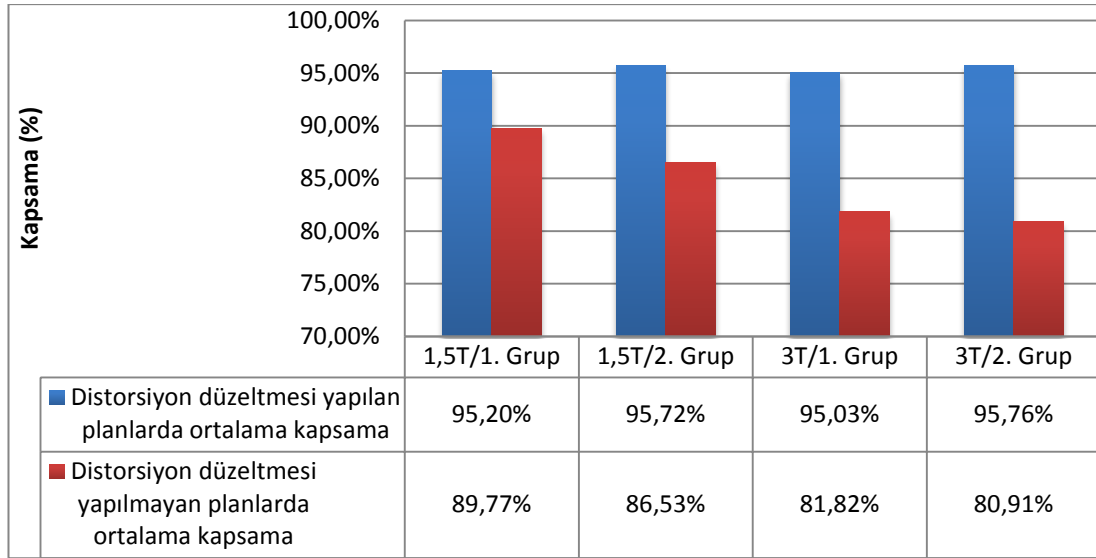
**Çizelge 4.1:** Toplam 40 lezyon için ortalama KI değerleri

			KI (Ortalama)
1,5 Tesla	Grup 1	Düzeltilmiş	0,851
		Düzeltilmemiş	0,773
3 Tesla	Grup 1	Düzeltilmiş	0,801
		Düzeltilmemiş	0,826
Grup 2		Düzeltilmiş	0,788
		Düzeltilmemiş	0,799
Grup 2		Düzeltilmiş	0,782
		Düzeltilmemiş	0,808

**Çizelge 4.2:** Toplam 40 lezyon için ortalama GI değerleri

			GI (Ortalama)
1,5 Tesla	Grup 1	Düzeltilmiş	4,324
		Düzeltilmemiş	4,035
	Grup 2	Düzeltilmiş	4,002
		Düzeltilmemiş	4,009
3 Tesla	Grup 1	Düzeltilmiş	4,487
		Düzeltilmemiş	4,99
	Grup 2	Düzeltilmiş	3,942
		Düzeltilmemiş	4,276

Düzeltilmiş ve düzeltilmemiş planlarda reçete edilen izodoz PTV hacminin en az %95'ini kapsayacak şekildedir. Düzeltilmiş planlar elde edildikten sonra aynı planlar üzerinde düzeltilmemiş PTV hacimlerinin kapsamı hesaplanarak, distorsiyonun PTV kapsamına etkisi incelenmiştir (Şekil 4.5). Distorsiyon düzeltilmesi yapılan tüm planlarda ortalama kapsama tüm gruplarda %95'in üstündedir. Distorsiyon düzeltilmesi yapılmayan tüm gruplarda ortalama kapsama %90 (%76,9-%96,4)'ın altında hesaplanmıştır. 1,5 T MR görüntüleme yapılan Grup 1 hastalarda ortalama kapsamalar distorsiyon düzeltilmesi yapılan planlarda daha iyi bulunmuştur. 1,5 T MR görüntüleme yapılan Grup 1 hastalarda sonuç istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p=0,001$ ). 1,5 T MR görüntüleme yapılan Grup 2 hastalarda ortalama kapsamalar distorsiyon düzeltilmesi yapılan planlarda daha iyi bulunmuştur. 1,5 T MR görüntüleme yapılan Grup 2 hastalarda sonuç istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p=0,002$ ). Benzer şekilde 3 T MR görüntüleme yapılan Grup 1 hastalarda ortalama kapsamalar distorsiyon düzeltilmesi yapılan planlarda daha iyi bulunmuştur. 3 T MR görüntüleme yapılan Grup 1 hastalarda sonuç istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p\cong 0,000$ ). 3 T MRI görüntüleme yapılan Grup 2 hastalarda ortalama kapsamalar distorsiyon düzeltilmesi yapılan planlarda daha iyi bulunmuştur. 3 T MRI görüntüleme yapılan Grup 2 hastalarda sonuç istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p\cong 0,000$ ).

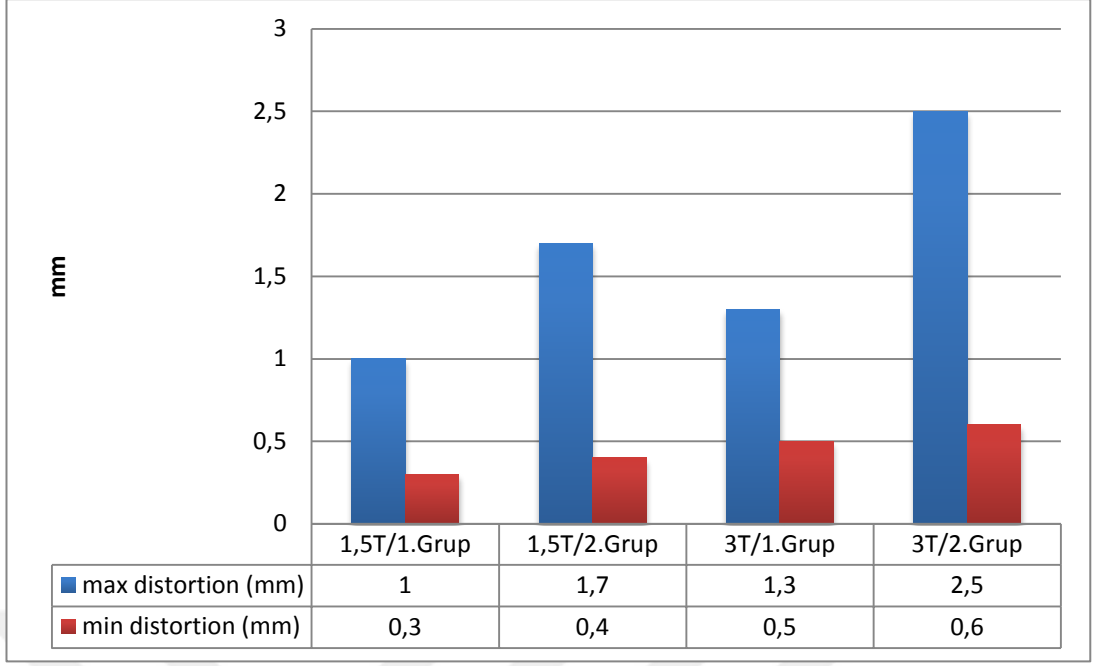


**Şekil 4.5:** Distorsiyon düzeltmesi yapılan ve yapılmayan planlarda reçete edilen dozu PTV kapsama oranları

Tüm tedavi planlama gruplarında düzlemsel boyutta distorsiyon hesaplamaları yapıldığında, yüksek manyetik alan şiddeti (3 T) ve merkez eksen dışı yerleşimli tümörlerde distorsiyonun daha fazla olduğu görülmüştür. Hesaplanan ortalama distorsiyon değerleri Çizelge 4.3’de görülmektedir. 1,5 T ve 3 T MR cihazlarının her ikisi için de maksimum yer değiştirme tümörün merkezden en az 3 cm den daha uzak olduğu Grup 2 tümörlerde gerçekleşmiştir. Manyetik alan şiddetinden bağımsız merkezi yerleşimli tümörlerde (Grup 1) distorsiyon benzerdir. (1,5 T=0,68 mm, 3 T=0,75 mm). Düzlemsel eksende hesaplanan maksimum ve minimum distorsiyon değerleri Şekil 4.6’de verilmiştir.

**Çizelge 4.3:** Farklı manyetik alan şiddetinde farklı lokalizasyonlardaki tümörler için hesaplanan ortalama distorsiyon değerleri

		Ortalama Distorsiyon(mm)
1,5 Tesla	Grup 1	0,68
	Grup 2	1,07
3 Tesla	Grup 1	0,75
	Grup 2	1,15



**Şekil 4.6:** Düzlemsel ekseninde maksimum ve minimum distorsiyon değerleri

## 5. TARTIŞMA

Stereotaktik radyocerrahi tedavisinde, belirlenmiş olan tümör dokularına maksimum doz verilirken çevresindeki sağlıklı dokular mümkün olduğunca fazla korunmaktadır. Normal dokuların korunması keskin doz düşüşleri ile sağlanır. SRC tedavilerinde uygulanan dozların çok yüksek olması nedeniyle hedefin en doğru şekilde lokalize edilmesi ve tedavide dozun doğru bölgeye uygulanması mutlak zorunluluktur. Nekroz riskinin yüksek olduğu beyin gibi dokularda SRC planlandığında görüntüleme, füzyon veya görüntü eşliğinde radyoterapi uygulamalarında gerçekleşecek küçük sapmalar büyük riskler oluşturabilmektedir.

Beyin tümörlerinin tedavisinde radyoterapi önemli yer tutmaktadır. Klinik uygulamalarda MR görüntüleme tekniği ile dokulardaki fiziksel özellikleri en ince detayına kadar tespit etmek mümkün olabilmektedir [20]. CT ile karşılaştırıldığında yumuşak doku kontrastlanması, hedef ve kritik organ sınırlarını belirlemedeki hassasiyeti nedeniyle intrakranial SRC tedavilerinde MR yoğunlukla uygulanmaktadır. Bu uygulamalardaki temel sorunlardan bir tanesi MR görüntülerinde oluşan geometrik distorsiyondur [6,19,21].

MR görüntülerindeki distorsiyonun birçok sebebi vardır. Bunlardan başlıcaları; gradyan alanlardaki ölçekleme hataları, kimsayal kaymalar, gradyan alanların lineer olmaması,  $B_0$  girdap akımı, ana mıknatıstaki beslenme anomalileri ve farklı anatomik yapıların manyetik duyarlılıklarındaki farklılıklar olarak sıralandırılabilir [26,30]. Gradyan alanlardaki ölçekleme hatası genellikle cihazın yanlış kalibrasyonu sonucu ortaya çıkmaktadır ve hassas bir kalibrasyon ile düzeltilebilir. Mıknatıstaki beslenme anomalileri genellikle çok nadir görülür ve standart beslenme prosedürü ile kontrol edilebilmektedir. Bu tip bir distorsiyon genellikle MR spektroskopi çalışmalarında problem olarak ortaya çıkmaktadır [19]. Kimyasal kaymaya bağlı distorsiyonda hidrojen atomları az farklı frekanslarda farklı materyallere tutunurlar (örneğin su ve yağ). Kimyasal kaymalar füzyon uygulamalarında önemli bir problem olmamaktadır.  $B_0$  alan

geçişlerinden sonra gradyant sargılar tarafından üretilen ana mıknatıstaki girdap akımı distorsiyona ve artefaktlara yol açmaktadır. Gradyant sistemleri zırhlayarak girdap akımına bağlı etkiler azaltılabilmektedir [19].

Geometrik distorsiyonun iki önemli kaynağı gradyant alanların lineer olmaması (non-linearite) ve farklı anatomik yapıların manyetik duyarlılıklarındaki farklılıklardır. Siebert ve ark MR sekanslarından bağımsız olarak, ham MR verilerinden görüntü üretilirken gradyant alanların lineer kabul edildiğini fakat gerçekte lineer olmayan gradyant alanlarından dolayı distorsiyon meydana geldiğini belirtmiştir [26]. Günümüzde daha hızlı ve güçlü gradyant sargılar üretilmesi nedeniyle yeni cihazlarda bu lineer olmayan gradyant alanlar daha nadirdir. Gradyant alanlarda mevcut non-linearite MR cihazlarındaki farklı dizaynlara bağlı değişiklik göstermektedir [31,32]. Firmalar kendi cihazlarındaki doğrusal olmama durumuna bağlı distorsiyonu hesaplayıp düzeltebilmektedirler [33,34]. Fakat genellikle bu düzeltmelerin çok küçük ve önemsiz olduğu düşünülerek kliniklerde tam olarak uygulanmamaktadır. Radyolojide bu düzeltmeleri uygulamak birçok durumda önemsiz olabilmektedir fakat radyasyon onkolojisinde özellikle SRC tedavilerinde milimetrik sapmalar hedefin yanlış lokalizasyonuna sebep olmakta ve dolayısıyla hedefi kapsamaması amaçlanan reçete dozun yanlış alana verilmesine yol açabilmektedir.

Bu çalışmada farklı yerleşimli intrakranial beyin metastazlarında distorsiyonu hesaplamak ve klinik etkilerini araştırmak amaçlanmıştır. Çalışma iki basamaklı yapılmıştır. Birinci basamakta Stereophan kullanılarak cihaz izomerkezinde ve kenarlarında distorsiyona bağlı görüntüdeki yer değiştirme hesaplanmıştır. Özellikle cihaz eşmerkezinden uzak *Küçük R ve L* hacimlerinde distorsiyon değerinin eşmerkezdeki *Büyük* hacmine göre daha arttığı ve maksimum T2 ağırlıklı 3 T çekiminde *Küçük R* hacmindeki distorsiyonun 1,881 mm olduğu saptanmıştır. Bu sonuçlar Moerland MA ve ark. tarafından bulunan sonuçlar ile benzerdir [29]. Moerland ve ark. 10 hasta ile yaptıkları çalışmada distorsiyonu -2 ile 4 mm arasında hesaplamışlardır. Literatürde manyetik alan şiddetine bağlı ve MR sekansları arasında farkın distorsiyona etkisinin gösterildiği çalışma sayısı sayıca çok azdır. Bu çalışma sonucuna göre T2 ağırlıklı serilerde oluşan distorsiyonun hem eşmerkezde hem de kenarlarda T1 ağırlıklı serilere göre daha büyük olduğu söylenebilir. Benzer şekilde 1,5 T manyetik alan şiddetinde

distorsiyonun 3 T'ya göre hem merkezde hem de kenarlarda daha düşük olduğu ifade edilebilir. Karger ve ark. fantomda farklı lokalizasyonlardaki distorsiyonu 1,5 T ve 3 T MR cihazlarında karşılaştırmışlar ve 3 T MR cihazlarında distorsiyonun en fazla olduğunu belirtmişlerdir [28]. Bu sonuç yukarıda belirtilen bizim sonuçlar ile benzerlik göstermektedir.

Bu çalışmanın ikinci basamağında lezyonlar cihaz eşmerkezine yakın (Grup 1) ve kısmen daha uzakta (Grup 2) olmak üzere iki gruba ayrılmıştır. Her grup için 1,5 T ve 3 T'da görüntüler alınmıştır. 3 T görüntü alınan Grup 2 hastalarda ortalama distorsiyon 1,15 mm olarak hesaplanmıştır ve bu tüm gruplar içinde bulunan en yüksek ortalama distorsiyon değeridir. Benzer şekilde maksimum distorsiyon bu grupta hesaplanmıştır (2,5 mm). Bu sonuçlar Seibert ve ark. bulduğu sonuçlara benzerdir [26]. 28 hasta ile yapılan çalışma sonucunda Seibert ve ark. maksimum 3,9 mm, ortalama 1,2 mm distorsiyon hesaplamışlardır. Pappas ve ark Siemens 3 T ile yaptıkları çalışmada distorsiyonu ortalama 0,82 mm olarak hesaplamışlardır [6]. Bu sonuç bizim çalışmada bulunan 3 T Grup 1 hastalardaki 0,75 mm değeri ile oldukça örtüşmektedir. Bu çalışmamızda distorsiyon düzeltilmesi yapılan tüm hasta gruplarında ortalama reçete dozu kapsama oranı  $>95\%$  olarak bulunmuştur. Distorsiyon yapılmayan planlarda reçete doz kapsama oranı ortalama  $<90\%$  olarak bulundu. Lezyon hacmi küçük ve cihaz izomerkezinden uzak lezyonlarda sonucun daha dramatik olduğu gösterildi ( $76,9\%$ ). Bu sonuçlar Seibert ve ark. bulduğu sonuçlara benzerdir [26]. Seibert ve ark. çalışmalarında düzeltme yapılmayan grupta reçete dozu kapsama oranının  $90\%$ ' ın altına düştüğünü bildirmişlerdir.

SRC planlarında elde ettiğimiz veriler değerlendirildiğinde distorsiyon kaynaklı tümörün konumundaki değişim hedefin yeterli dozu alamadığını göstermektedir. Distorsiyon düzeltilmesi olmadan böyle bir farklılığı gözlemleyerek düzeltmek mümkün olmaz. Düzeltme yapılmadığı takdirde ise uygulanan tedavi beklenen sonucu vermeyebilir. Planlama sistemi, tümör yer değiştirmesini belirleyecek yazılıma sahip olmadığından mevcut verilerle hazırlanan planda dozun tümörü yeterince sardığını gösterecektir. Üç boyutta düzeltme yapılarak oluşan distorsiyon düzeltilebilir ve güvenli tedaviler uygulanabilir. Tedavi aralığını büyütmek distorsiyon etkisini azaltmak için diğer bir yöntem olabilmektedir.



Ancak bu normal dokuların daha fazla doza maruz kalması ile sonuçlanabilir. Distorsiyonun planlamaya etkisini inceleyen ve kullanıcıya kalite kontrol konusunda yol gösterici olacak AAPM (American Association of Physicists in Medicine) Task Group direktifleri halen hazırlık aşamasındadır ve yayınlanmamıştır.



## KAYNAKLAR

- Mynapati DK, Yaparpalvi R, Hong L, et al.** (2012). Application of AAPM TG 119 to Volumetric Arc Therapy (Vmat), *Journal of Applied Clinical Medical Physics*,13(5), 108-116
- Bzdusek K, Friberger H, Eriksson K, et al.** (2009). Development and Evaluation of an Efficient Approach to Volumetric Arc Therapy Planning, *Medical Physics*, 36(6), 2328-39
- Bhatnagar JP, Novotny J, Niranjana A, et al.** (2009). First Year Experience with Newly Developed Leksell Gamma Knife Perfexion, *Journal of Medical Physics*,34(3), 141-148
- Khoo VS, Dearnaley D, Finnigan D, et al.** (1997). Magnetic Resonance Imaging(MRI): Considerations and Applications in Radiotherapy Treatment Planning,;42(1),1-15
- Petersch B, Bogner J, Fransson A, et al.** (2004). Effects of Geometric Distortion in 0.2 T MRI on Radiotherapy Treatment Planning of Prostate Cancer, 71(1),55-64
- Pappas EP, Alshantiry M, Moutsatsos M, et al.** (2017). MRI-Related Geometric Distortions in Stereotactic Radiotherapy Treatment Planning: Evaluation and Dosimetric Impact, *Technology in Cancer Research and Treatment*,16 (6),1120-1129
- Wang D, Doddrell MD.** (2015). Geometric Distortion in Structural Magnetic Resonance Imaging, *Current Medical Imaging Reviews*, 1,49-60
- Prott FJ, Haverkamp U, Eich H.** (2000). Effect of Distortions and Asymmetry in MR Images on Radiotherapeutic Treatment Planning, *International Journal of Cancer*, 90(1),
- Plewea DB, Kucharczyk W.** (2012). Physics of MRI: A primer *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 35, 1038-1054
- TC. Milli Eğitim Bakanlığı** (2011) *Radyoloji Manyetik Rezonans Cihazları*, Ankara
- Amemiya K, Hiramoto K, Tanaka M, et al.** (2004). Accelerator System and Medical Accelerator Facility US Patent, 800-866
- Podgorsak EB, Oliver A, Pla M, et al.** (1988). Dynamic Stereotactic Radiosurgery, *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 14(1), 115-126
- Lunsford DL, Kondziolka D, Flickinger JC, et al.** (1991). Stereotactic Radiosurgery for Arteriovenous Malformations of Brain, *Journal of Neurosurgery*, 75(4),512-524
- Lunsford DL, Flickinger JC, Lindner G, et al.** (1989). Stereotactic Radiosurgery of the Brain Using the First United States 201 Cobalt-60 Source Gammaknife, *Neurosurgery*,24(2), 151-159
- Ding C, Saw CB and Timmerman RD.** (2018). Cyberknife Stereotactic Radiosurgery and Radiation Therapy Treatment Planning System Medical Dosimetry, 43(2), 129-140

- Hitchcock E, Kitchen C, Dalton E, et al.** (2009). Stereotactic Linac Radiosurgery, 305-312
- Scarfe WC, Farman AG,** (2008). What is Cone Beam CT and How Does It Work? Dental Clinics of North America, 52(4), 707-730
- Sumanaweera TS, Gloverm GH, Binford TO, et al.** (1993). MR Susceptibility Misregistration Correction IEEE Transactions on Medical Imaging, 12(2)
- Wang D, Doddrell DM, Cowin G,** (2004). A Novel Phantom and Method for Comprehensive 3-Dimensional Measurement and Correction of Geometric Distortion in Magnetic Resonance Imaging, 22, 529-542
- Mangin JF, Poupon C, Bihan DL, et al.** (2001). Eddy Current Distortion Correction and Robust Tensor Estimation for MR Diffusion Imaging, International Conference on Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention, 186-194
- Baldwin LN, Wachowicz K, Thomas SD, et al.** (2007). Characterization, Prediction, and Correction of Geometric Distortion in 3 T MR Images, Med Physics 34 (2), 388–399
- Paddick I** (2000): A simple Scoring Ratio to Index the Conformity of Radiosurgical Treatment Plans, J Neurosurg, 93 (3), 219-222
- Paddick I** (2006): Lippitz B: A Simple Dose Gradient Measurement Tool to Complement the Conformity Index, J Neurosurg, 105, 194-201
- Kataria T, Sharma K, Subramani V, et al,** (2012). Homogeneity Index: An Objective Tool for Assessment of Conformal Radiation Treatments, Journal of Medical Physics, 37(4),207-213
- Seibert TM, White NS, Kim GY, et al.** (2016). Distortion Inherent to Magnetic Resonance Imaging (MRI) Can Lead to Geometric Miss in Radiosurgery Planning Practical Radiation Oncology, 6(6), 319-328
- Adjeiwaah M, Bylund M, Lundman JA, et al.** (2018). Dosimetric Impact of MRI Distortions: A Study on Head and Neck Cancers International Journal of Radiation Oncology, 103(4), 995-1003
- Karger CP, Höss A, Bendl R, et al.** (2006). Accuracy of Device-Specific 2D and 3D Image Distortion Correction Algorithms for Magnetic Resonance Imaging of the Head Provided by a Manufacturer, Physics and Medicine and Biology, 51(12)
- Moerland MA, Beersma R, Bhagwandien R, et al.** (1995). Analysis and Correction of Geometric Distortions in 1,5 T Magnetic Resonance Images for Use in Radiotherapy Treatment Planning Physics in Medicine and Biology, 40(10), 1651-1664
- O'Donnell M, Edelstein WA,** (1985). NMR Imaging in the Presence of Magnetic Field Inhomogeneities and Gradient Field Nonlinearities, Medical Physics, 12, 20-26
- Jovicich J, Czanner S, Greve D, et al.** (2006). Reliability in Multi-Site Structural MRI Studies: Effects of Gradient Non-Linearity Correction on Phantom and Human Data, NeuroImage, 30, 436-443
- Doran SJ, Edvards CL, Reinsberg SA, et al.** (2005). A Complete Distortion Correction for MR Images: I Gradient Warp Correction, Phys Med Biol, 50, 1343
- Price R, Allison J, Clarke G, et al.** (2015). Magnetic Resonance Imaging: Quality Control Manual, Reston, VA: American College of Radiology,

**Jursinic PA, Rickert K, Gennarelli TA, et al.** (2005). Effect of Image Uncertainty on the Dosimetry of Trigeminal Neuralgia Irradiation, *Int J Radiat Oncol*, 62, 1559-1567

**İnternet Kaynakları**

[www.howtolearn.com](http://www.howtolearn.com) (15.11.2019)

[www.siemens-healthineers.com](http://www.siemens-healthineers.com) (15.11.2019)

<https://varian.force.com> (10.10.2019)



## **EKLER**

**EK A:** Etik Kurul Raporu



**EK A: Etik Kurul Raporu**

T.C.  
**ÖZEL ANADOLU SAĞLIK MERKEZİ**  
**ETİK KURULU**

Sayı : ASM-EK-18 / 97  
Konu : Çalışma İzni Hk.

24.10.2018

**İLGİLİ MAKAMA,**

Yürütücülüğünü Duygu Sena Çakıroğlu'nun yaptığı "MR Distorsiyonunun Stereotaktik radyocerrahi (SRS) Planına Etkisi" konulu çalışma Etik Kurulumuz tarafından değerlendirilmiştir.

Çalışmanın Özel Anadolu Sağlık Merkezi hastanesinde yürütülmesinde bir sakınca görülmemiştir.

Bilgilerinize arz ederiz.  
ASM Hastane Etik Kurulu

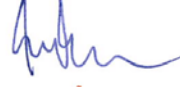
**Başkan**  
Prof Dr Salih Türkoğlu



**Üyeler**

Prof Dr Ayşen Yücel

Prof Dr Hüseyin Baloğlu



Uzm Dr Resmiye Beşikçi

Prof Dr Cemil Uygur



## ÖZGEÇMİŞ

**Ad-Soyad :** Duygu Sena TURAN

**Doğum Tarihi ve Yeri:** 20.04.1992 / Eminönü

**E-posta :** dyg\_sena@hotmail.com

### Öğrenim Durumu

**Yüksek Lisans:** : İstanbul Aydın Üniversitesi  
: Sağlık Fiziği 2017-2020

**Lisans:** : Yıldız Teknik Üniversitesi  
Fizik 2010-2016

**Lise:** : Tuna Lisesi  
2006-2010

### Mesleki Deneyim

**Anadolu Saplık Merkezi Hastanesi :** Stajyer  
Mart 2018-Ekim 2019

**MSÜ Hava Harp Okulu :** Öğretim Elemanı  
Ekim 2017- Mart 2018

**İstanbul Üniversitesi Tıp Fakültesi :** Stajyer  
Haziran 2012-Temmuz 2012