

**T.C.  
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**( YÜKSEK LİSANS TEZİ )**

**CYBERKNİFE İLE STEREOTAKTİK VERTEBRA  
RADYOTERAPİSİNDE RAY-TRACE VE MONTE CARLO  
HESAPLAMA ALGORİTMALARININ DOZİMETRİK  
KARŞILAŞTIRILMASI**

**ALİ EFETÜRK**

**DANIŞMAN  
YARD. DOÇ. MURAT OKUTAN**

**TEMEL ONKOLOJİ ANABİLİM DALI  
SAĞLIK FİZİĞİ PROGRAMI**

**İSTANBUL-2015**

## TEZ ONAYI

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Temel Onkoloji Anabilim Dalı Sağlık Fiziği Programında Ali EFETÜRK tarafından hazırlanan "CyberKnife ile Stereotaktik Vertebra Radyoterapisinde Ray-Trace ve Monte Carlo Hesaplama Algoritmalarının Dozimetrik Karşılaştırılması" başlıklı Yüksek Lisans tezi, yapılan tez sınavında Jürimiz tarafından başarılı bulunarak kabul edilmiştir.

08 / 10 / 2015

### Tez Sınav Jürisi

| <u>Ünvanı Adı Soyadı (Üniversitesi, Fakültesi, Anabilim Dalı)</u>                    | <u>İmzası</u>                                                                         |
|--------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------|
| 1.Prof.Dr. Hatice Bilge BECERİR /İ.Ü.Onkoloji Enstitüsü Temel Onkoloji Anabilim Dalı |    |
| 2. Prof.Dr. Gönül KEMİKLER /İ.Ü.Onkoloji Enstitüsü Temel Onkoloji Anabilim Dalı      |    |
| 3.Prof.Dr.Murat ÇALOĞLU /Trakya Üniv.Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı              |   |
| 4.Doç.Dr.Nezihe Seden KÜÇÜCÜK/İ.Ü.Onkoloji Enstitüsü Klinik Onkoloji Anabilim Dalı   |  |
| 5.Y.Doç.Dr.Murat OKUTAN/ İ.Ü.SHMY /Tıbbi Görüntüleme Teknikleri Bölümü/Danışman      |  |

**BEYAN**

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmayla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

**Ali EFETÜRK**

(İmza)



## İTHAF

Bu Tezi, Sevgili Aileme ithaf ediyorum.

## TEŞEKKÜR

Tez çalışmamın her aşamasında bilgi ve tecrübeleriyle beni destekleyen değerli danışmanım İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü Öğretim üyesi Yard. Doç. Dr. Murat Okutan'a

Yüksek lisans eğitimimde kendilerinden çok şey öğrendiğim İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü Öğretim üyeleri Prof. Dr. Gönül Kemikler, Doç. Dr. İsmail Özbay ve Sağlık Fiziği Bilim Dalı Başkanı Prof. Dr. Hatice Bilge'ye,

Çalışmam süresince özverili ve samimi yardımlarından ötürü İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü Arş. Gör. Canan Köksal, Arş. Gör. Uğur Akbaş, tekniker Muhammed Güzel'e

İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü planlama birimi'nde çalışan tüm fizik uzmanları ve fizikçi arkadaşlarıma,

Desteklerini hep yanımda hissettiğim dönem arkadaşlarım H. Kübra Kölemen, Adem Günen, Yunus Saralı, Gamze Boz, Deniz Kısınma ve Seda Şahin'e

Her zaman ve her koşulda yanımda olan, beni tüm kalbiyle destekleyen canım aileme sonsuz teşekkür ederim.

## İÇİNDEKİLER

|                                                                                |     |
|--------------------------------------------------------------------------------|-----|
| TEZ ONAYI .....                                                                | İİ  |
| BEYAN.....                                                                     | İİİ |
| İTHAF.....                                                                     | İV  |
| TEŞEKKÜR.....                                                                  | V   |
| İÇİNDEKİLER .....                                                              | VI  |
| TABLolar LİSTESİ.....                                                          | İX  |
| ŞEKİLLER LİSTESİ .....                                                         | X   |
| SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ .....                                          | Xİİ |
| ÖZET .....                                                                     | XİV |
| ABSTRACT.....                                                                  | XV  |
| 1. GİRİŞ VE AMAÇ.....                                                          | 1   |
| 2. GENEL BİLGİLER .....                                                        | 3   |
| 2.1. Stereotaktik Radyocerrahi.....                                            | 3   |
| 2.2. Stereotaktik Radyocerrahi Cihazları .....                                 | 4   |
| 2.2.1 GammaKnife .....                                                         | 4   |
| 2.2.2. Lineer Hızlandırıcı Tabanlı Radyocerrahi .....                          | 5   |
| 2.2.3. CyberKnife Robotik Radyocerrahi Sistemi .....                           | 6   |
| 2.2.3.1. X-Işın Görüntüleme Sistemi .....                                      | 9   |
| 2.2.3.2. Robocouch Tedavi Masası .....                                         | 10  |
| 2.3.4. CyberKnife Cihazı İzleme Algoritmaları.....                             | 11  |
| 2.3.4.1. 6D Kafatası İzleme Algoritması.....                                   | 11  |
| 2.3.4.2. X-sight Spine İzleme Algoritması.....                                 | 12  |
| 2.3.4.3. X-sight Lung İzleme Algoritması .....                                 | 12  |
| 2.3.4.4. Fidusel İzleme Algoritması .....                                      | 14  |
| 2.3.4.5. Eş Zamanlı Solunum Hareketi İzleme Algoritması .....                  | 15  |
| 2.3.5. MultiPlan Tedavi Planlama Sistemi.....                                  | 16  |
| 2.3.5.1. Işın Demeti Optimizasyon Algoritmaları.....                           | 17  |
| 2.3.6. CyberKnife Stereotaktik Radyocerrahi Cihazı Doz Hesaplama Algoritmaları | 20  |
| 2.3.6.1. Monte Carlo Doz Hesaplama Algoritması.....                            | 20  |
| 2.3.6.2. Ray-Tracing Doz Hesaplama Algoritması .....                           | 25  |

|                                                                                                                                |    |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 2.4. Doz Ölçüm Metotları .....                                                                                                 | 27 |
| 2.4.1. İyon Odaları .....                                                                                                      | 27 |
| 2.4.2. Termolüminesans Dozimetreler .....                                                                                      | 27 |
| 2.4.2.1. TLD Uygulama Alanları .....                                                                                           | 30 |
| 2.4.2.2. TLD Işıma Eğrileri .....                                                                                              | 30 |
| 2.4.3. Film Dozimetreler .....                                                                                                 | 31 |
| 2.4.3.1. Radyografik Film .....                                                                                                | 32 |
| 2.4.3.2. Radyokromik Film .....                                                                                                | 33 |
| 3. GEREÇ VE YÖNTEM .....                                                                                                       | 34 |
| 3.1. Araç ve Gereçler .....                                                                                                    | 34 |
| 3.1.1. Cirus Co-60 Teleterapi Cihazı .....                                                                                     | 34 |
| 3.1.2. Accuray CyberKnife Robotik Radyocerrahi Cihazı .....                                                                    | 35 |
| 3.1.3. MultiPlan Tedavi Planlama Sistemi .....                                                                                 | 36 |
| 3.1.4. Alderson Rando Fantom .....                                                                                             | 36 |
| 3.1.5. Philips Big Bore Brilliance 4D Bilgisayarlı Tomografi Cihazı .....                                                      | 38 |
| 3.1.6. Fimel GR-200A Termolüminesans Rodları .....                                                                             | 39 |
| 3.1.7. Fimel TLD Sistemi .....                                                                                                 | 39 |
| 3.1.8. PTW RW3 Katı-Su Fantomu .....                                                                                           | 39 |
| 3.1.9. Epson Expression 10000XL Film Tarayıcısı: .....                                                                         | 40 |
| 3.1.10. Gafchromic® EBT3 Film .....                                                                                            | 41 |
| 3.1.11. Mephysto mc2 1.3 Yazılımı .....                                                                                        | 42 |
| 3.2. Yöntem .....                                                                                                              | 42 |
| 3.2.1. Termolüminesans Dozimetrilerin Gruplandırılması .....                                                                   | 43 |
| 3.2.2. Film Kalibrasyonu .....                                                                                                 | 44 |
| 3.2.3. Fantomun Bilgisayarlı Tomografisinin Çekilmesi ve Konturlanması .....                                                   | 44 |
| 3.2.4. MultiPlan Tedavi Planlama sisteminde Planların Hazırlanması .....                                                       | 45 |
| 3.2.5. Kritik organlar üzerinde belirlenen noktalardaki dozların Termolüminesans Dozimetriyle ve EBT3 film ile Ölçülmesi ..... | 47 |
| 3.2.6. TLD ve EBT3 Film ile Yapılan Ölçümlerin TPS'deki Bilgilerle Karşılaştırması .....                                       | 48 |
| 3.2.7. TPS'de ki Planların Değerlendirilmesi .....                                                                             | 48 |
| 4. BULGULAR .....                                                                                                              | 50 |

|                                                                                                                          |    |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 4.1. Ray-Trace Algoritması ile Hesaplanan Planların Ölçüm ve TPS’de Okunan Değerleri .....                               | 50 |
| 4.2. Monte Carlo Algoritması Kullanılarak %2 Belirsizlikle Hesaplanan Planların Ölçüm ve TPS’de Okunan Değerleri .....   | 51 |
| 4.3. Monte Carlo Algoritması Kullanılarak %1 Belirsizlikle Hesaplanan Planların Ölçüm ve TPS’de Okunan Değerleri .....   | 52 |
| 4.4. Monte Carlo Algoritması Kullanılarak %0,2 Belirsizlikle Hesaplanan Planların Ölçüm ve TPS’de Okunan Değerleri ..... | 53 |
| 4.5. Conformity İndeks (CI), Homojenite İndeks (HI), New Conformity İndeks (nCI) Değerleri .....                         | 54 |
| 4.6. Planların Tedavi Süreleri, Işınlama Süreleri ve Toplam MU Değerleri .....                                           | 54 |
| 4.7. Planlarda Oluşan Maksimum Doz Değerleri .....                                                                       | 54 |
| 5.TARTIŞMA .....                                                                                                         | 55 |
| KAYNAKLAR .....                                                                                                          | 61 |
| ÖZGEÇMİŞ .....                                                                                                           | 66 |

**TABLÖLAR LİSTESİ**

|                                                                   |    |
|-------------------------------------------------------------------|----|
| Tablo 4-1: Ray-Trace Tld-Tps değerleri.....                       | 50 |
| Tablo 4-2: Ray-Trace Tps-film değerleri.....                      | 50 |
| Tablo 4-3: MC %2 Tld-Tps değerleri.....                           | 51 |
| Tablo 4-4: MC %2 Tps-film değerleri.....                          | 51 |
| Tablo 4-5: MC %1 Tld-Tps değerleri.....                           | 52 |
| Tablo 4-6: MC %1 Tps-film değerleri.....                          | 52 |
| Tablo 4-7: MC %0,2 Tld-Tps değerleri.....                         | 53 |
| Tablo 4-8: MC %0,2 Tps-film değerleri.....                        | 53 |
| Tablo 4-9: CI, HI, nCI değerleri.....                             | 54 |
| Tablo 4-10: Tedavi, Işınlama süreleri ve Toplam Mu değerleri..... | 54 |
| Tablo 4-11: Maksimum doz değerleri.....                           | 54 |

## ŞEKİLLER LİSTESİ

|                                                                                                         |    |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Şekil 2-1: GammaKnife ünitesi.....                                                                      | 5  |
| Şekil 2-2: CyberKnife Robotik Radyocerrahi Sistemi.....                                                 | 6  |
| Şekil 2-3: Lineer hızlandırıcının hareketini sağlayan robotic kol.....                                  | 7  |
| Şekil 2-4: Xchange® Robotic Collimatör Changer ile kolimatörler ve Iris kolimatör.....                  | 8  |
| Şekil 2-5: Görüntüleme sistemi bileşenleri.....                                                         | 9  |
| Şekil 2-6: Tedavi masası hareketleri.....                                                               | 11 |
| Şekil 2-7: Akciğere yerleştirilmiş fidüseller.....                                                      | 15 |
| Şekil 2-8: Solunum senkroni algoritmasıyla tümör takibi.....                                            | 16 |
| Şekil 2-9: Farmer tipi silindirik iyon odası.....                                                       | 27 |
| Şekil 2-10. Enerji Band Modeli.....                                                                     | 29 |
| Şekil 2-11: Film üzerine gelen ( $I_0$ ) ve film tarafından geçirilen ışığın (I) şematik gösterimi..... | 31 |
| Şekil 2-12: Optik yoğunluk eğrisi.....                                                                  | 32 |
| Şekil 3-1: CyberKnife radyocerrahi cihazı.....                                                          | 36 |
| Şekil 3-2: Erkek alderson rando fantom.....                                                             | 37 |
| Şekil 3-3: Bilgisayarlı Tomografi Cihazı.....                                                           | 38 |
| Şekil 3-4: Fimel TLD Sistemi ve Fimel GR-200A Termoluminesans Rodları.....                              | 39 |
| Şekil 3-5: PTW RW3 katı-su fantomu.....                                                                 | 40 |
| Şekil 3-6: Epson Expression 10000XL film tarayıcısı.....                                                | 41 |
| Şekil 3-8: Mephysto $mc^2$ yazılımı.....                                                                | 42 |
| Şekil 3-9.TLD GR-200A.....                                                                              | 43 |

|                                                                        |    |
|------------------------------------------------------------------------|----|
| Şekil 3-10: EBT3 filmin kalibrasyon eğrisi.....                        | 44 |
| Şekil 3-11. Fantomun Bilgisayarlı Tomografisinin Çekilmesi.....        | 45 |
| Şekil 3-12: Vertebra planlarının MC algoritmasıyla hesaplatılması..... | 46 |
| Şekil 3-13. Vertebra İzleme Yöntemi.....                               | 47 |
| Şekil 3-14. Işınlanan randofantom kesiti.....                          | 48 |

## SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

|           |                                                                              |
|-----------|------------------------------------------------------------------------------|
| TPS       | : Tedavi Planlama Sistemi                                                    |
| CK        | : CyberKnife                                                                 |
| TLD       | : Termolüminesans Dozimetri                                                  |
| MV        | : Mega Voltaj                                                                |
| cGy       | : santi Gray                                                                 |
| MU        | : Monitor Unit                                                               |
| SSD       | : Kaynak Cilt Mesafesi (Source To Skin Distance)                             |
| MR        | : Manyetik Rezonans                                                          |
| MC        | : Monte Carlo                                                                |
| 3D-CRT    | : Üç boyutlu Konformal Radyoterapi                                           |
| IMRT      | : Yoğunluk Ayarlı Radyasyon Tedavisi (Intensity Modulated Radiation Therapy) |
| IGRT      | : Görüntü Rehberliğinde Radyoterapi                                          |
| CT        | : Computed Tomography (Bilgisayarlı Tomografi)                               |
| BT        | : Bilgisayarlı Tomografi                                                     |
| IAEA      | : Uluslar arası Atom Enerji Ajansı ( International Atomic Energy Agency)     |
| TL        | : Termolüminesans                                                            |
| 3D        | : 3 Boyutlu                                                                  |
| SAD       | : Kaynak Eksen Mesafesi (Source Axis Distance)                               |
| OD        | : Optik Yoğunluk                                                             |
| MV        | : Milyon Volt                                                                |
| $d_{max}$ | : Maksimum Doz Derinliği                                                     |
| cGy       | : SantiGray                                                                  |
| cm        | : Santimetre                                                                 |
| MeV       | : Mega elektron Volt                                                         |
| %DD       | : Yüzde Derin Doz                                                            |
| TAR       | : Doku Hava Oranı                                                            |
| Co-60     | : Kobalt 60                                                                  |
| ICRU      | : The International Commission on Radiation Units                            |

- GTV : Gross Tümör Hacmi  
CTV : Klinik Hedef Hacim  
PTV : Planlanan Hedef Hacim  
DVH : Doz Volüm Histogramı  
AAPM: Amerikan Medikal Fizikçiler Derneği  
E : Enerji  
 $\mu\text{Gy}$  : Mikro Gray  
Cu : Bakır  
R : Çap  
2D : İki Boyutlu  
V : Volt  
AP : Anterior Posterior (ön-arka)  
 $^{\circ}\text{C}$  : santigrat  
OCR : Merkezden Sapma Oranı  
OF : Output faktörü  
PET : Pozitron Emisyon Tomografisi  
KG : Kilogram

## ÖZET

Efetürk, A. CyberKnife İle Stereotaktik Vertebra Radyoterapisinde Ray-Trace Ve Monte Carlo Hesaplama Algoritmalarının Dozimetrik Karşılaştırılması. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Temel Onkoloji ABD. Yüksek Lisans Tezi. İstanbul 2015.

Stereotaktik vertebra radyoterapisinde CyberKnife cihazı ile ray-trace ve monte carlo hesaplama algoritmaları kullanılarak fantom üzerinde çizilen, kritik organ dozlarının TPS verileri ve gerçekte ölçülen dozlarını karşılaştırarak algoritmaların doz dağılımları üzerindeki etkisinin incelenmesi amaçlanmıştır.

İnsan benzeri fantomda sanal olarak oluşturulan T8 seviyesinde bulunan vertebra tümörünün, CyberKnife cihazıyla tedavisinde Multiplan tedavi planlama sisteminde ray trace ve monte carlo algoritmaları kullanılarak elde edilen dozlar tespit edilmiştir. Ayrıca, tedavi planlamasında belirlenmiş riskli organlar için ( omurilik, kalp, akciğer ve akciğer doku birleşimi ) yerleştirilen film ve TLD ile ölçülen dozlar planlama bilgisayarındaki aynı noktalarla karşılaştırılmıştır.

CK cihazında ışınlanan omurilik, kalp, akciğer ve akciğer doku birleşimindeki dozları ray-trace algoritması kullanılarak TLD ile sırasıyla ortalama;  $487 \pm 2,51$  cGy,  $26 \pm 2$  cGy,  $67 \pm 3,6$  cGy,  $202 \pm 2,51$  cGy ve film ile sırasıyla ortalama;  $490 \pm 2,64$  cGy,  $27 \pm 2$  cGy,  $75 \pm 1$  cGy,  $202 \pm 2,64$  cGy olarak, monte carlo algoritması ile %2 belirsizlikle hesaplanarak TLD ile sırasıyla ortalama;  $480 \pm 3$  cGy,  $26 \pm 1,7$  cGy,  $77 \pm 9,16$  cGy,  $215 \pm 5,5$  cGy ve film ile sırasıyla ortalama;  $485 \pm 5$  cGy,  $26 \pm 3,6$  cGy,  $76 \pm 6$  cGy,  $205 \pm 8,6$  cGy olarak, monte carlo algoritması %1 belirsizlikle hesaplanarak TLD ile sırasıyla ortalama;  $345 \pm 1$  cGy,  $19,6 \pm 2,51$  cGy,  $68 \pm 1$  cGy,  $167 \pm 4,58$  cGy ve film ile sırasıyla ortalama;  $352 \pm 7,21$  cGy,  $20 \pm 1,7$  cGy,  $67,6 \pm 2,3$  cGy,  $168 \pm 7,5$  cGy olarak, monte carlo algoritması ile %0,2 belirsizlik ile hesaplanarak TLD ile sırasıyla ortalama;  $397 \pm 2$  cGy,  $21,6 \pm 1,52$  cGy,  $72 \pm 7,2$  cGy,  $170 \pm 1$  cGy ve film ile sırasıyla ortalama;  $396 \pm 3,46$  cGy,  $20,3 \pm 1,5$  cGy,  $76,6 \pm 4,1$  cGy,  $175 \pm 4,58$  cGy olarak ölçülmüştür. Ayrıca Monte Carlo algoritması kullanıldığında belirsizlik azaltılınca planlama ve ışınlama süreleri artmaktadır.

Anahtar Kelimeler : Ray-Trace, Monte Carlo, TLD, Tedavi Planlama Sistemi, CyberKnife

## ABSTRACT

Efetürk, A. Dosimetric comparison of Ray-Trace and Monte Carlo calculation algorithms at Stereotactic Spine Radiotherapy with CyberKnife. İstanbul University, Institute of Health Science, Department of Basic Oncology, Master of Science Thesis. İstanbul.2015.

By using Ray-Trace and monte carlo calculation algorithms with CyberKnife device at Stereotactic Spine Radiotherapy and by comparing drawn on a phantom, critical organ doses of TPS data and actually measured doses, It aimed to investigate effect on the dose distribution of algorithms.

human-like virtual phantom created in which the level of T8 vertebra tumor at treatment with CyberKnife device In multiple treatment planning system, the dose obtained was determined by using Ray-Trace and monte carlo calculation algorithms. In addition, The doses measured by the placed film and TLD for risk organs defined in treatment planning (Spinal cord, heart, lung and lung tissue combination) was compared with the same point in the planning computer.

Doses in Irradiated spinal cord, heart, lung and lung tissue combination with CK device, by using Ray-Trace algorithm with TLD  $487 \pm 2,51$  cGy,  $26 \pm 2$  cGy,  $67 \pm 3,6$  cGy,  $202 \pm 2,51$  cGy and with film  $490 \pm 2,64$  cGy,  $27 \pm 2$  cGy,  $75 \pm 1$  cGy,  $202 \pm 2,64$  cGy, by calculating %2 uncertainty in monte carlo algorithm with TLD  $480 \pm 3$  cGy,  $26 \pm 1,7$  cGy,  $77 \pm 9,16$  cGy,  $215 \pm 5,5$  cGy and with film  $485 \pm 5$  cGy,  $26 \pm 3,6$  cGy,  $76 \pm 6$  cGy,  $205 \pm 8,6$  cGy, by calculating %1 uncertainty in monte carlo algorithm with TLD  $345 \pm 1$  cGy,  $19,6 \pm 2,51$  cGy,  $68 \pm 1$  cGy,  $167 \pm 4,58$  cGy and with film  $352 \pm 7,21$  cGy,  $20 \pm 1,7$  cGy,  $67,6 \pm 2,3$  cGy,  $168 \pm 7,5$  cGy, by calculating %0,2 uncertainty in monte carlo algorithm with TLD  $397 \pm 2$  cGy,  $21,6 \pm 1,52$  cGy,  $72 \pm 7,2$  cGy,  $170 \pm 1$  cGy and with film  $396 \pm 3,46$  cGy,  $20,3 \pm 1,5$  cGy,  $76,6 \pm 4,1$  cGy,  $175 \pm 4,58$  cGy was measured respectively. Also, if uncertainty is reduced when used monte carlo algorithm, planning and irradiation times increase.

Key Words: Ray-Trace, Monte Carlo, TLD, Treatment Planning System, CyberKnife

## 1. GİRİŞ VE AMAÇ

Radyoterapide, teknolojideki ilerlemeler ve değişik ışınlama teknikleri ile amaç, hedef organa tanımlanan dozun tamamını verirken çevresini saran kritik yapılara olabildiğince düşük doz vermektir.[1] Gelişen teknoloji ile birlikte yeni radyoterapi yöntemleri bu amaca ulaşmada çok başarılı olmaktadır. Bu teknolojilerden en önemlisi de stereotaktik radyocerrahi yöntemidir.

Yerleşim yeri ve klinik özellikleri nedeniyle opere edilemeyen beyin tümörlerinin düzensiz şekilleri veya omurga gibi yapıların kritik yapılara yakın olmaları sebebiyle, kritik yapıların daha iyi korunması açısından stereotaktik radyocerrahi ve stereotaktik radyoterapi bu tümörlerin tedavisinde iyi bir alternatif olmaktadır. Stereotaktik radyocerrahi ile tek ya da birkaç fraksiyonda, iyi tanımlanmış hedefe yüksek radyasyon dozu verilirken, normal dokular ve kritik yapılar milimetrenin altında bir hassasiyetle korunabilmektedir.[2,3]

Stereotaktik radyocerrahi uygulamaları Gamma Knife, CyberKnife ve lineer hızlandırıcılarla yapılabilmektedir. Stereotaktik radyocerrahi; kranyum içi (SRS) ve kranyum dışı (SBRT) olmak üzere ikiye ayrılır. SRS ve SBRT de amaç; cerrahi olarak veya tıbbi nedenlerle müdahale edilemeyen tümörlere tek veya birkaç fraksiyonda yüksek doz vermektir.

Omurga ışınlamalarında omurilik gibi kritik organların korunması hayati önem taşımaktadır. Omuriliğe bitişik hedeflerde SBRT tedavisi ile yüksek dozda radyasyon genelde tek fraksiyonda verilir. Omurga metastazında SBRT tedavisi ile lokal tümör kontrolü yüksek bir şekilde sağlanabilmektedir.[4,5] Ancak birkaç fraksiyonda hedefe yüksek doz verdiğimizden dolayı olumsuz sonuçların ortaya çıkmaması için planların hatasız bir şekilde yapılması ve cihazın dozimetrik kontrollerinin önceden yapılıp bu dozimetrik değerlerin tedavi planlama sisteminde(TPS) yapılan planlar ile aynı sonucu vermesi gerekmektedir. Başarılı bir plan için hedef hacime iyi bir konformal planlama yapılması ve planların doğru bir şekilde hastaya uygulanması gerekmektedir. Stereotaktik radyocerrahi tedavisi yapan cihazlardan CyberKnife ve linak tabanlı hızlandırıcıların en önemli özelliği de tedavinin görüntü rehberliğinde yapılmasıdır. Hasta set-up hataları, organ iç hareketleri, hastanın kilo kaybetmesi gibi nedenlerle tedavi geometrileri değişebilmektedir. Görüntü rehberliğinde yapılan radyoterapi

(IGRT) tedavi süresi boyunca ve tedavi sırasında oluşan bu geometrik değişiklikleri düzeltme imkanı sağlar.[6,7] Bu sayede tedavi planlama sisteminde (TPS) yapılan tedavi planları hastaya hatasız bir şekilde uygulanabilmektedir.

Özellikle CyberKnife sistemi vertebra metastazları gibi SBRT tabanlı kranyum dışı ışınlamalarda etkili bir tedavi yöntemi ortaya koymaktadır. CyberKnife sistemiyle yapılan planlama hesaplarında uygun doz-kritik hacim analizi sağlanırken riskli yapılar yeterince korunmaktadır. CyberKnife sisteminde Ray-Trace ve Monte Carlo gibi iki farklı algoritma kullanılarak hedef organ ve kritik organ dozlarının hesaplaması yapılabilmektedir. Bu hesaplama yöntemlerinde ek belirsizlikler olabilir. İnhomojenitesi yüksek olan bölgelerde oluşan metastazlarda Monte Carlo algoritması Ray-Trace algoritmasına göre daha iyi hesaplama yapabilmektedir.[8,9]

Bu çalışmanın amacı; CyberKnife ile stereotaktik vertebra radyoterapisinde Monte Carlo ve Ray-Trace hesaplama algoritmaları kullanılarak yapılan tedavi planlamalarının dozimetrik olarak araştırılmasıdır.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Stereotaktik Radyocerrahi

Son yıllarda bilgisayar teknolojisi ve radyolojik görüntüleme alanındaki ilerlemeler, radyoterapinin (RT) uygulanmasında ciddi gelişme ve yeniliklere neden olmuştur. Lokal tümör tedavisinde önemli rol oynayan RT'nin tedavi edici özelliği, normal doku toleransı nedeni ile sınırlanmaktadır. Bu nedenle geliştirilen üç boyutlu konformal ve yoğunluk ayarlı RT gibi eksternal RT teknikleri ile tümörlere optimum tedavi dozu uygulanmasını ve çevredeki sağlam dokulara maksimum koruma hedeflenmiştir. Stereotaktik radyocerrahi ve RT bu sınırlamaları aşmak için geliştirilmiş etkin bir radyoterapi tekniğidir.

Radyocerrahi terimi ilk olarak 1951 de İsveçli bir beyin cerrahı olan Lars Leksell tarafından, kafatasını açmadan, kritik bir yerleşimde bulunan, küçük lezyonlara, tek fraksiyonda yüksek doz radyoterapi uygulamak için kullanılmıştır.[10] Leksell, rijit metal fikse bir stereotaktik çerçeve kullanarak küçük intrakraniyal lezyonları lokalize etmiş ve ilk olarak 250 kV X-ışını kullanmıştır. 1967 yılında, 179 Cobalt 60 kaynağı kullanan ilk GammaKnife cihazı icat edilmiş ve milimetrenin altında sistem doğruluğu ile o günden günümüze kadar intrakraniyal lezyonların tedavisinde geniş bir kullanım alanı bulmuştur.[11] Kullanımı intrakraniyal lezyonlarla sınırlı olan GammaKnife'tan sonra robotik ve linak tabanlı stereotaktik cihazları geliştirilmiş ve ekstrakraniyal tedavilerin yapılması da hedeflenmiştir.

Radyocerrahi terimi genellikle tek fraksiyonda uygulanan stereotaktik radyoterapi (SRT) için kullanılmaktadır. Ekstrakraniyal bölgelerde SRT'nin fraksiyone (1-5 fraksiyon) olarak kullanılması ise daha çok stereotaktik vücut radyoterapisi (SBRT) olarak adlandırılmaktadır. Bu fraksiyone form hem SRT'nin hem de konvansiyonel radyoterapinin karakteristiklerini taşımaktadır. Fraksiyon başına uygulanan yüksek dozlar ablatif bir tümör etkisi yaratırken, bunu birkaç fraksiyonda uygulamak sınırlı normal doku iyileşmesini sağlamaktadır.[12]

Radyocerrahinin üç temel amacı vardır. Bunlar;

- Planlanan Hedef Volüm (PTV) marjını minimize etmek,
- Hedef volüme yüksek fraksiyon dozlarını vermek,
- Hedef volüm dışındaki sağlıklı dokuların dozunu azaltmak.

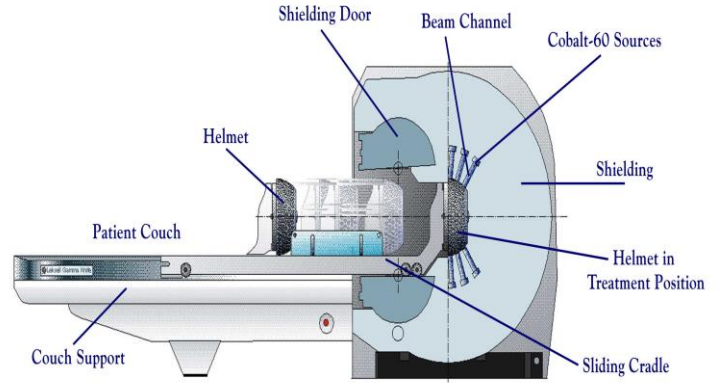
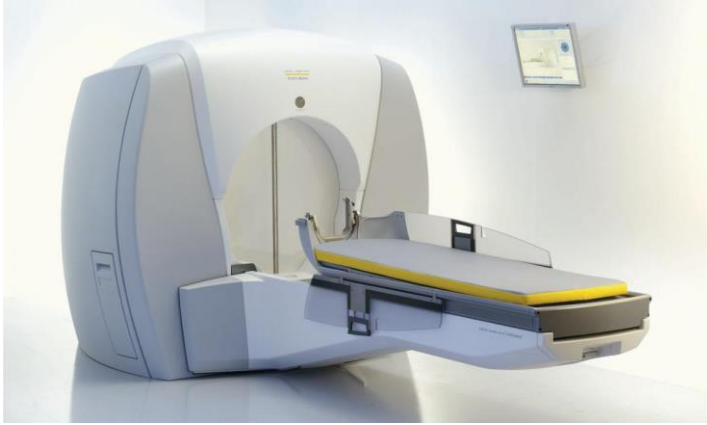
## **2.2. Stereotaktik Radyocerrahi Cihazları**

### **2.2.1 GammaKnife**

İlk radyocerrahi cihazı olan GammaKnife 1967’de Karolinska Enstitüsü’nde üretilmiştir. Çok sayıda izosantrik gamma ışınlarının eş zamanlı olarak ışın vermesiyle beyindeki hedef volüm tedavi edilir. GammaKnife ünitesinde, 1 mm çapında 30 Ci aktiviteye sahip 201 tane kobalt-60 kaynağı yarıküresel bir zırhın içine yerleştirilir. Bütün kaynaklar tek bir noktaya odaklanır. Kaynak ve odak noktası arasındaki mesafe yaklaşık olarak 40 cm’dir.

Beyin tümörleri için geliştirilen bu sistemde, ilk adım olarak hastanın başına bir çerçeve vidalanır. Bu çerçeveye birlikte hastanın magnetik rezonans (MR) ya da BT görüntüleri alınır. Stereotaktik çerçeveye göre hedef noktanın koordinatları belirlenir.

Bu bilgiler doğrultusunda tedavi planı yapılır. Tedavi sırasında çerçeveye odaklayıcı metal başlık takılır. Işın boyutunu azaltan bu metal başlık kolimatör olarak kullanılır. Bu başlıkta 201 adet delik bulunur. Deliklerin çapları 4 mm, 8 mm, 14 mm ve 18 mm olan dört adet kask vardır. Metal kask takıldıktan sonra, hedef nokta GammaKnife cihazının odak noktasına getirilerek bir ya da daha fazla atışla ışınlama yapılır. Birden fazla hedef noktası varsa ya da birkaç lezyon ışınlanacaksa bu işlem tekrarlanır.



**Şekil 2-1: GammaKnife ünitesi**

### 2.2.2. Lineer Hızlandırıcı Tabanlı Radyocerrahi

İzosantrik linak tabanlı radyocerrahi teknikleri üç kategoriye ayrılır: Çok sayıda eşdüzlemsel olmayan arklar, dinamik stereotaktik radyocerrahi ve konik biçimde rotasyon tekniği. Her bir teknik, gantri ve masa ya da sandalyenin rotasyon hareketlerinin özel uygulamalarıyla tanımlanır.

Çoklu eşdüzlemsel olmayan arklar tekniğinde, gantri verilen açılarda dönerken, tedavi masası sabittir ve dar X-ışını demetleri ile volüm ışınlanır. Hedef, linak izomerkezinde üç boyutlu olarak konumlandırılır. Bu işlem farklı birkaç masa açısı kullanılarak tekrarlanır.

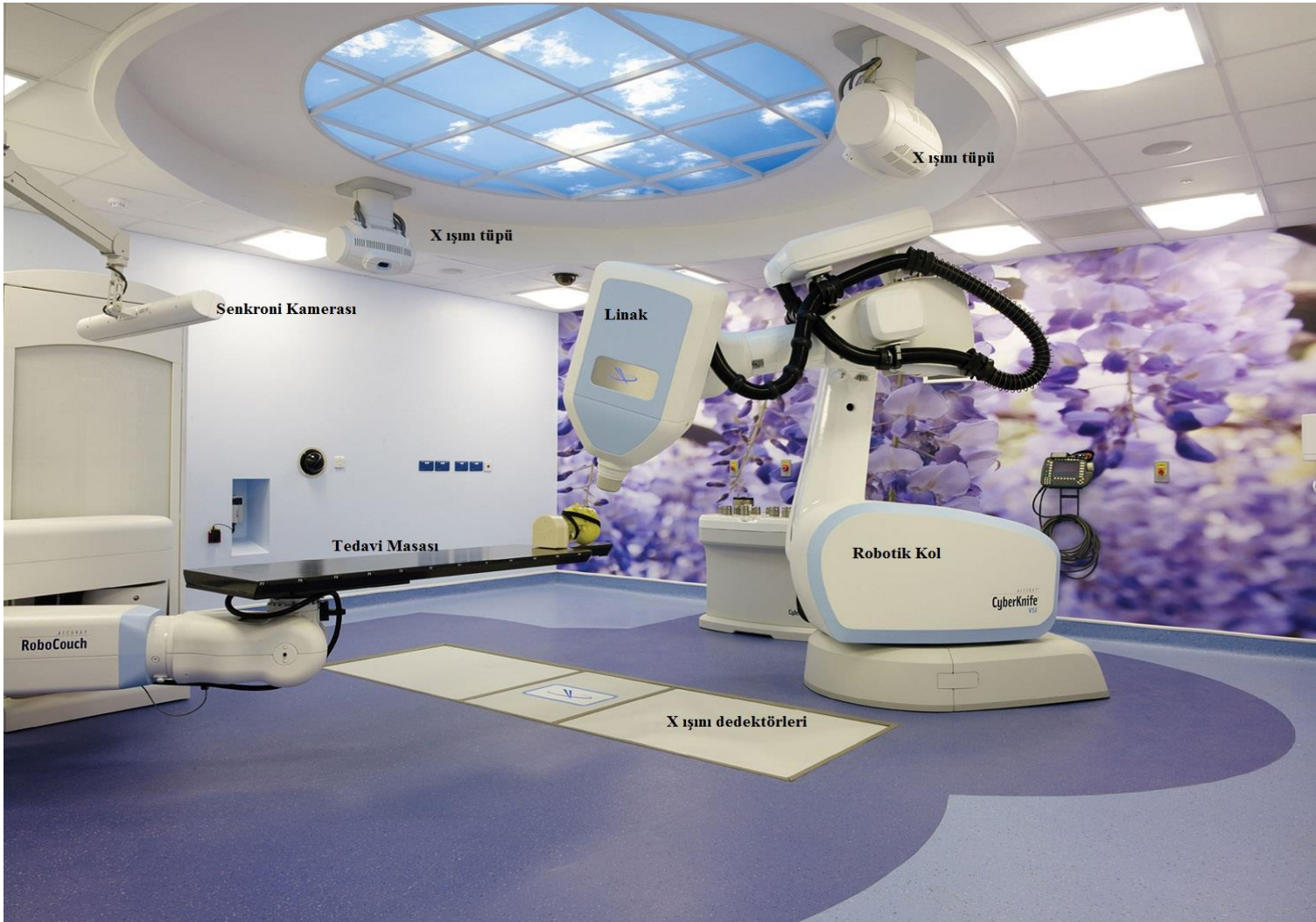
Dinamik stereotaktik radyocerrahi tekniğinde, ışınlama boyunca hem gantri hem de tedavi masası eş zamanlı olarak rotasyon yapar ( gantri 300 : 30 'den 330 'e ve masa da 150 : 75 'den -75 e rotasyon yapmaktadır. )

Konik rotasyonda ise, ışınlama süresince tedavi masası dönerken gantri sabittir.

En yaygın olarak kullanılan teknik, çoklu eşdüzlemsel olmayan ark tekniğidir. Kritik yapılardaki dozu minimize edecek şekilde, izodoz dağılımları ark geometrileri değiştirilerek modifiye edilebilir. 5 ile 40 mm çapında değişen yuvarlak kolimatörler ya da özel olarak tasarlanan küçük boyutlarda çok yapraklı kolimatörler kullanılır.[13]

### 2.2.3. CyberKnife Robotik Radyocerrahi Sistemi

CyberKnife sistemi, SRS/SRT uygulamalarının en gelişmiş örneklerinden birisidir. CyberKnife, Dr. John Adler tarafından 1990'ların başından itibaren geliştirilen ve 2000'li yıllarda kullanılmaya başlanan bir robotik radyocerrahi sistemidir. Görüntü rehberliğiyle beraber robotik teknolojiyi kullanan tek radyocerrahi sistemi olan CyberKnife, intrakranyal ve ekstrakranyal hedeflere invaziv bir immobilizasyon olmaksızın uygulanır. Şekil 2-2 CyberKnife cihazını göstermektedir.



Şekil 2-2: CyberKnife Robotik Radyocerrahi Sistemi

Cihaz tedavi esnasında alınan X-ışını görüntüleri ile CT görüntüleri arasında ilişki kurarak, temel olarak bir LINAC üzerine monte edilmiş robotik kolun hedeflenmesini sağlar ve non-koplanar olarak yüksek hassasiyetle tedaviyi uygular. Bu sistem vücudun birçok bölgesinde bulunan tümör tedavileri için dizayn edilmiştir.[14,15]

Robotik radyocerrahi sisteminde milimetrenin altında bir hassasiyetle, hedefe istenilen radyasyon dozunu vermek için robotik kola monte edilmiş bir 6 MV lineer hızlandırıcı kullanılır. Şekil 2-3'te gösterildiği gibi altı derece serbestliği olan robotik kol, lineer hızlandırıcıya hasta etrafında konum değiştirme olanağı sağlar. Linak, yaklaşık 1200 huzme verebilir. Ufak boyutlu olan doğrusal hızlandırıcı, X-band kavite magnetron (9,5 GHz), duran dalga ve çift yanlı hızlandırıcı dalga kılavuzu kullanarak 400/ 600/ 800 MU/dak doz hızlarında 6 MV X-ışını oluşturur. Küçük boyutlu tasarım eğici magnet gerektirmez. Işın düzleştirici filtre yoktur.



Şekil 2-3: Lineer hızlandırıcının hareketini sağlayan robotic kol

İkincil kolimasyon; 5-60 mm arasında değişen 12 adet sabit yuvarlak çaplı kolimatörler ile sağlanır. Bu kolimatörler Şekil 2-4’de görüldüğü gibi manuel olarak değiştirilebildiği gibi Xchange® Robotic Collimatör Changer ile de otomatik olarak tedavi esnasında da değiştirilebilmektedir.

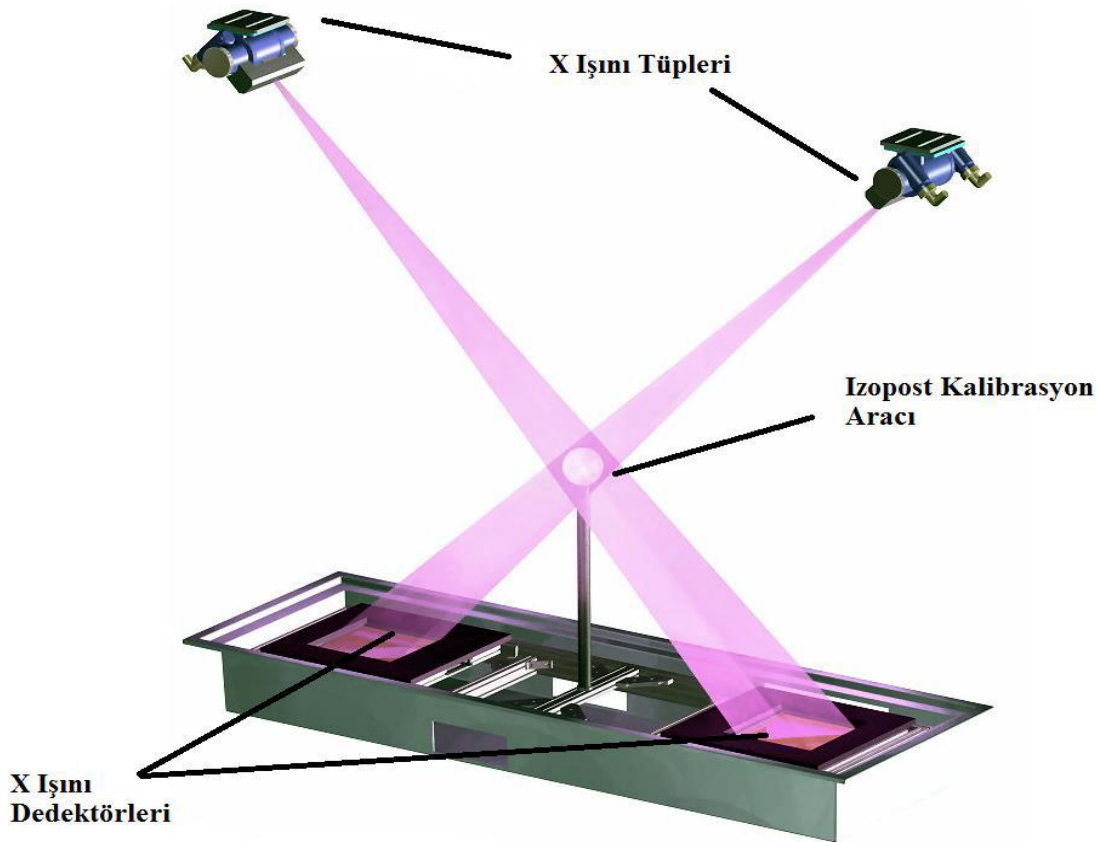
Diğer bir ikincil kolimasyon olarak bilgisayar kontrollü ayarlanabilen tungsten segmentlerden oluşan Iris kolimatör sistemide kullanılabilir. Herhangi bir linac pozisyonunda kolimatör değiştirmeksizin açılabilir diyafram ile 12 farklı alan boyutunda ışınlama imkanı sunar. Iris kolimatör iki tane üst üste binmiş altıgen tungsten segmentten oluşarak 12 kenarlı alan oluştururlar. Her bir segment 6 cm kalınlığındadır. Iris kolimatör birden fazla kolimatör gerektiren çok sayıda tedavi ışın yolunu tek bir tedavi ışın yolunda birleştirir. Çoklu alan boyutlarıyla birçok ışın yolunda uygulanacak olan tedaviyi tek bir ışın yolunda uygulanmasını sağlar. Kolimatörlerin alan büyüklüğü 800 mm SAD mesafesinde FWHM radyasyon alanının izdüşümü olarak boyutlandırılır. Kolimatör seçimi çok önemlidir çünkü hedef büyüklüğüne göre büyük seçilen bir kolimatör homojeniteyi artırırken hedef büyüklüğüne göre küçük seçilen bir kolimatör hedef sınırında doz gradyentini arttıracaktır. Ayrıca kolimatör boyutunun büyük seçilmesiyle tedavi süresi azalacaktır.[16]



**Şekil 2-4: Xchange® Robotic Collimatör Changer ile kolimatörler ve Iris kolimatör**

### 2.2.3.1. X-Işın Görüntüleme Sistemi

Görüntüleme sistemi için, iki tane kilovoltaj X-ışını tüpü tavana monte edilmiştir. Röntgen kaynakları 2,5 mm alüminyum filtrasyonla kaplıdır. Işınlar dikeyden 45° açı ile zemine düz bir şekilde monte edilmiş olan iki adet dedektör üzerine yansıtılır. Bu ışınların kesiştiği merkezi eksen noktasında alan boyutu yaklaşık 15x15 cm<sup>2</sup>'dir. 40x40 cm<sup>2</sup> boyutlarındaki X-ışını dedektörleri, amorf silikon fotodiodlar üzerine konulan sezyum iyodür sintilatöründen oluşur. Bu levhalar yüksek çözünürlükte X-ışını görüntüsü üretir (16 bit çözünürlükle 1024x1024 piksel). X-ışını kaynakları ve dedektörleri sabittir, yansıtma geometrileri kalibre edilir ve tedavi odası koordinat sistemi olarak bilinirler. Robotik kolun ve görüntüleme sisteminin kalibrasyonu için orijin olarak kabul edilen bir referans noktası vardır. Bu nokta, izoposta mekanik olarak monte edilen izokristal olarak tanımlanır. CyberKnife sisteminin kalibrasyonu tamamlandıktan sonra izokristal çıkartılır. Şekil 2-6'da görüntüleme sistemi bileşenleri görülmektedir



Şekil 2-5: Görüntüleme sistemi bileşenleri

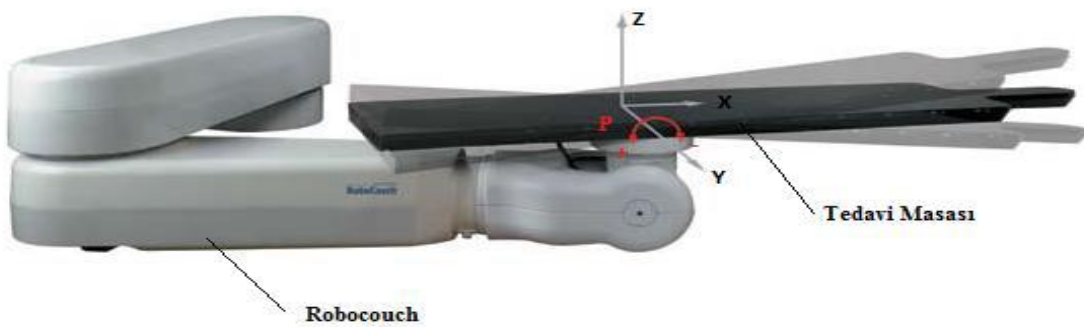
CyberKnife sisteminde, her bir ışın, bir kaynak noktası ile bir yön noktasını bağlayan bir vektör ile tanımlanır. Kaynak noktası linak odak noktasının konumudur. Yön noktası ise genellikle hedef volümün içerisindeydir. Her bir kaynak noktasına nod ve nodların tüm dizilişine yol seti (path set) denir. Robotik kol tedavi boyunca bir noddan diğer bir noda doğru hareket eder. Işın demeti, noddardan hedefe doğru yönlendirilir.[14, 16, 17, 18, 19, 20]

### 2.2.3.2. Robocouch Tedavi Masası

Bilgisayar kontrollü hasta pozisyonu ayarlama sistemidir. Masa düz ve oturur durumda olmak üzere iki şekilde konumlandırılabilir.[15]

Robocouch tedavi masasının hasta hareketine bağlı olarak altı serbestlik derecesi vardır. Şekil 2-5’de görüldüğü gibi altı serbestlik açılardır inferior-süperior, sağ-sol, anterior-posterior düzlemsel hareketleri ve rotasyonel olarak roll, pitch, yaw hareketlerini yapabilmektedir.[16]

Tedavi masa sistemi maksimum 227 kg kapasiteye sahiptir. Masa üstü karbon fiberden imal edilmiştir.[16]





**Şekil 2-6: Tedavi masası hareketleri**

Şekil 2-5’te şematik gösterimi olan masa hareketlerinin yönleri aşağıda belirtilmiştir.

X: + = Superior, - = Inferior R (roll): + = Sağ, - = Sol

Y: + = Sağ, - = Sol P (pitch): + = Baş yukarı, - = Baş aşağı

Z: + =Anterior, - = Posterior W (yaw): + = Saat yönü, - = Saat yönünün tersi

### 2.3.4. CyberKnife Cihazı İzleme Algoritmaları

CyberKnife sisteminde kullanılan izleme metotları; kemik yapı izleme, fidüsel (altın sid) izleme ve yumuşak doku izleme olmak üzere üç çeşittir. Kemik yapı izleme yönteminde, kafatası ve omurga izlenir. Fidüsel izlemede hasta içine yerleştirilen altın sidler izlenir. Yumuşak doku izleme yönteminde ise hedef ile etrafındaki akciğer dokuları arasındaki yoğunluk farklılıklarından yararlanılır.[20]

#### 2.3.4.1. 6D Kafatası İzleme Algoritması

Hasta immobilizasyonu için termoplastik maske kullanılır. Bu yöntemde kemikteki yüksek kontrast farkından yararlanılır. Yumuşak doku ile kemik arasındaki radyasyon absorpsiyon farkı bilgisi kullanılarak tedavi sırasında alınan X-ışını görüntü ile DRR görüntüsü karşılaştırılır. Bu görüntüler arasındaki sapma değerleri bir bilgisayar algoritması ile hesaplanır. Üç doğrusal hareket (sol-sağ, ön-arka ve yukarı-aşağı) ve üç dönüşsel hareket (sol-sağ, baş yukarı-baş aşağı ve saat yönünde-saat yönünün tersi yönde) için sapma değerleri belirlenir. Bu değerlere göre sistem yeni konumunu alır ve işınlama devam eder.

#### 2.3.4.2. X-sight Spine İzleme Algoritması

X-sight Spine izleme yöntemi ışın demetlerinin uygulanmasında hastanın pozisyonunun doğruluğu için omurga bölgesindeki iskelet yapılarının izlenmesini sağlar. Bu sistem omurgada veya omurgaya yakın tümörleri izlemek için kullanılır. Kafatası izleme yönteminde olduğu gibi izleme yapılabilmesi için görüntü kaydı yüksek kontrast kemik yapılarına dayanmaktadır. Ancak X-spine izlemede görüntü işleme filtrelerini arttırmak için, hem DRR hem de tedavi esnasında alınan X-ışını görüntülerinden yararlanılır. Böylece bu yapılardaki lokal hareketlerinde hesaba katılması sağlanır.

İzlenecek iskelet yapılar tedavi planlaması yapılmadan önce belirlenir. CT görüntülerinden referans bölge belirlenir. Referans bölge genellikle hedef vertebra ve bitişik iki vertebra daha seçilerek oluşturulur. X-ışını görüntüsündeki bir nokta ile ona karşılık gelen DRR noktası aynı hizada bir yer değiştirme vektörü oluşturur. Belirli bir bölgedeki veya blok çevresindeki noktalar X-ışını görüntüsü ve DRR görüntülerinde karşılaştırılır. Bu şekilde yapılan blok eşleştirmenin amacı, etkinliği ve sağlamlığı arttırarak iskelet yapısındaki lokal yer değiştirmeyi yüksek çözünürlükle belirleyebilmesi içindir. İskelet yapısının düzlemsel ve rotasyonel pozisyonu DRR görüntüleri ile X-ışın görüntülerinin karşılaştırılması sonucu hesaplanır.[15,16] Bu hesaplama ile hastadaki yer değiştirmeyi altı serbestlik açısında (x, y, z, roll, yaw, pitch) belirlenebilmektedir. Tedavi öncesi hesaplanan yer değiştirme miktarları için hasta konumu masa hareketleri ile ayarlanırken, tedavi esnasında geriye kalan rotasyonel ve doğrusal kaydırmaları düzeltmek için robotik kolun pozisyonu ayarlanır.[14]

#### 2.3.4.3. X-sight Lung İzleme Algoritması

X-sight Lung izleme yöntemi fidusel işaretçiler olmaksızın akciğer içindeki lokal tümörleri izlemek için kullanılır. Tümör ile akciğer arasındaki kontrast farkından yararlanılarak tümör takibi yapılır. Diğer izleme yöntemlerinden farklı olarak akciğer izleme yöntemi hasta hizalamayı ve tümör takibini ayrı ayrı yapmaktadır.[15]

X-sight Lung izleme yöntemi sadece düzlemsel yer değiştirmeleri hesaplayabilmektedir. Bu nedenle X-sight Spine izleme yöntemi de rotasyonel hizalama düzeltmelerini belirlemek için kullanılır. Tedaviye başlamadan önce, X-sight Spine izleme yöntemi ile tümör bölgesine yakın omurga bölgesi kullanılarak hastanın konumu

ayarlanır ve rotasyonel hizalama düzeltmeleri hesaplanır. Bu yöntemle X-ışını görüntüleri alınarak hedef aranır ve potansiyel tümör yerleşimlerinin sayısı azaltılır. Daha sonra geriye kalan potansiyel tümör yerleşimlerinde, X-ışını görüntülerindeki ilgi alanı ile DRR görüntülerinde ilgi alanının eşleşme durumuna göre tümör konumu hesaplanır.

Hizalama yapıldıktan sonra X-sight Spine ile belirlenen omurga hizalama merkeziden, X-sight Lung tedavi merkezine masa kaydırılır. Bu merkez solunumla hareket edeceği için referans noktası tümöre yakın olacaktır.

X-sight Lung izleme sistemi hastanın solunumunu takip etmek amacıyla solunum senkroni sistemi ile bir korelasyon modeli oluşturulur. Tedavi süresince X-sight Lung izleme algoritması ve solunum senkroni sistemiyle düzlemsel yer değiştirme miktarları hesaplanır. İlk aşamada X-sight Spine izleme yöntemiyle elde edilen rotasyonel yer değiştirme miktarları robotik kol ile ışınlama esnasında görel konumlarını düzeltmek için sürekli ayarlanarak sabit rotasyonel düzeltmeyi sağlar. Yani X-sight Lung izleme yöntemi rotasyonel masa düzeltmelerini hesaplayamaz. X-sight Spine ile elde edilen rotasyonel düzeltmeler tedavi esnasında robotik kolun konumunun ayarlanmasını sağlar.

X-sight Lung izleme her iki X-ışın tüpünden elde edilen görüntülerde izlenecek tümör volümünün tam olarak görüntülenebilmesine bağlıdır.

Doğrudan bir tümörün tedavi takibi, X-ışını görüntüleriyle aynı bölgeye karşılık gelen DRR görüntülerinin içindeki tümör bölgesinin görüntü kaydı ile gerçekleştirilir. Özellikle DRR görüntülerindeki tümör bölgesinin yoğunluğunu model olarak X-ışın görüntülerindeki en benzer bölge ile eşleştirir. Her X-ışını görüntüsü alımında tümör pozisyonu tekrar belirlenerek eşleştirme penceresi tanımlanmaktadır.

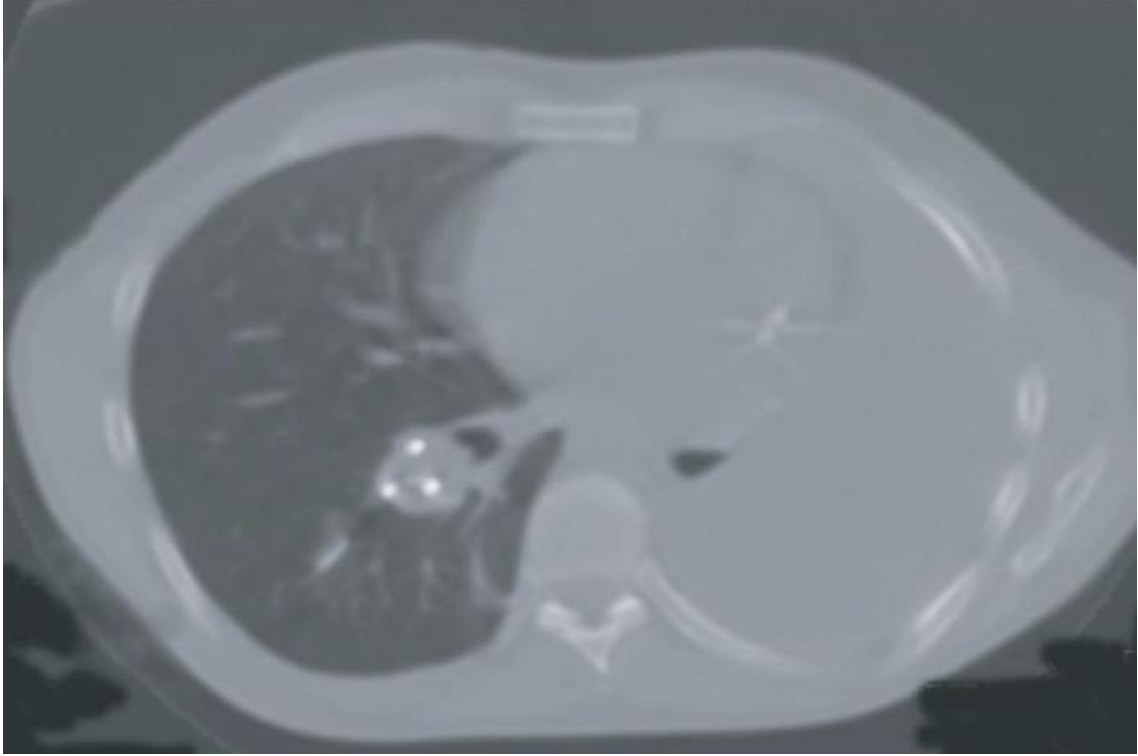
Görüntü yoğunluk modelinde tümör bölgesinin çevresindeki diğer yapılara göre yeterince kontrast farkı olmalıdır. Tümörün izlenebilmesi başlıca iki faktöre bağlıdır. Bunlar izlenecek tümörün boyutu ve konumudur. Eğer tümörün konumu mediasten, omurga gibi radyopak yapıların arkasında ise X-ışın görüntülerinde kontrast farkı görüntülenemez ve tümör takip edilemez. Tümörün boyutu tüm yönlerde en az 15 mm çapa sahip olmalıdır. X-sight Lung izleme yöntemi akciğerin apex veya periferindeki 15 mm'den büyük çapa sahip tümörlerde en iyi izleme imkanı sunar.[15,16,22]

#### 2.3.4.4. Fidusel İzleme Algoritması

Bu yöntem prostat, pankreas, karaciğer gibi yumuşak doku hedeflerinde ve X-Sight Lung izleme yöntemi için uygun olmayan akciğer tümörlerinde kullanılır. Bu yöntemde, hedefin içine ya da yakınına radyoopak markırlar yerleştirilir. Genellikle 0,7-1,2 mm çapında ve 3-6 mm uzunluğunda silindirik altın sidler kullanılır. DRR’da yeri bilinen bu sidler, hedefin yerinin belirlenmesi için kullanılan referanslardır. Sidlerin konumunun stabilize olması için, tedavi planı BT çekimi için sidlerin yerleştirilmesinden itibaren yaklaşık bir hafta beklenir.

İzleme yönteminin doğruluk kalitesi yerleştirilen fidüselerin sayısına, dağılımlarına ve görüntülemeye tespit edilme kabiliyetlerine bağlıdır. İki ya da daha az fidüsel kullanılması durumunda sadece üç doğrusal hareket için sapma değerleri hesaplanırken, üç veya daha fazla altın sid yerleşiminde üç rotasyon hareketi için de bu değerler hesaplanır. Lezyonun 6D olarak yerinin belirlenmesinde, en az üç adet altın işaretleyici gereklidir (Şekil 2-9). En az dört adet markır yerleştirilmesi önerilmekle beraber bu sayı altıyı geçmemelidir. Fidüselerin yerleştirilmesinde dikkat edilmesi gereken kurallar vardır. Bu kurallar aşağıdaki gibidir.

- Markırlar arasındaki mesafe en az 2 cm olmalıdır.
- Markırların lezyona olan uzaklıkları en fazla 5-6 cm olmalıdır.
- Üç fidüsel yerleşimlerde, markırlar arasındaki açı en az 15 olmalıdır.
- Markırlar görüntüleme düzlemi üzerinde aynı doğrultuda olmamalıdır.



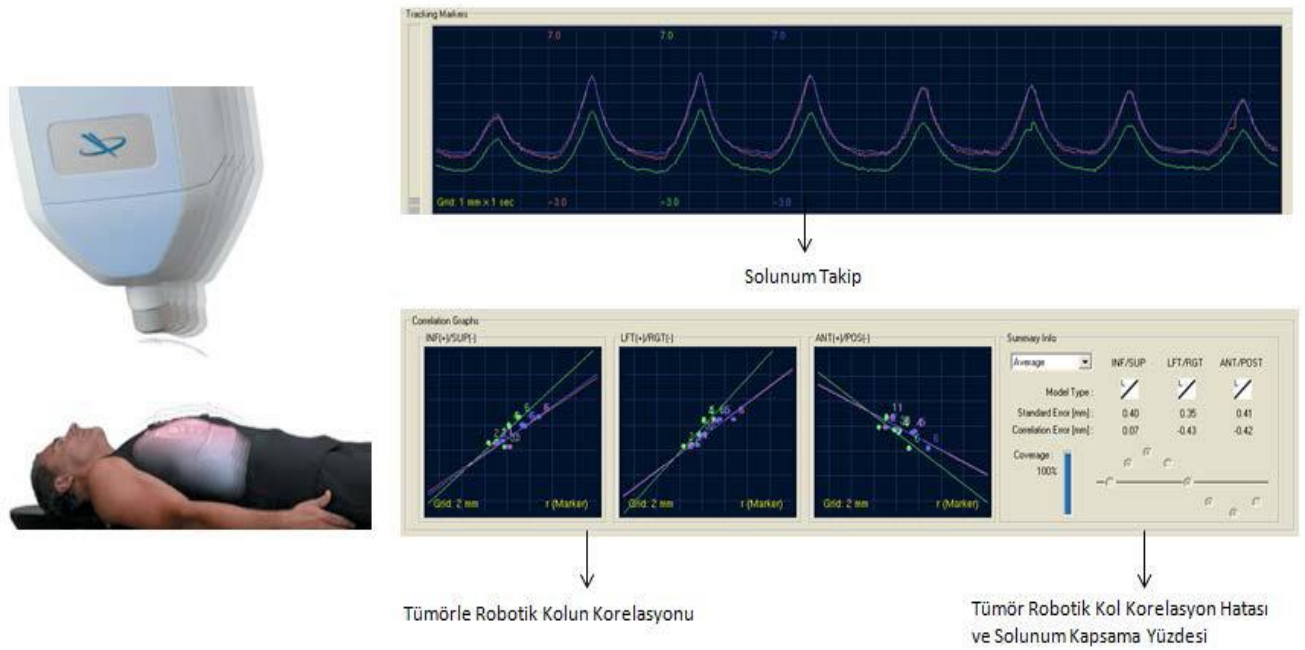
**Şekil 2-7: Akciğere yerleştirilmiş fidüseller**

Fidusel izleme yöntemi solunum senkroni sistemiyle aynı anda kullanılabilir. Fakat X-sight Lung ve X-sight Spine izleme yöntemleriyle aynı anda kullanılmamaktadır.[15,16,22,23]

#### **2.3.4.5. Eş Zamanlı Solunum Hareketi İzleme Algoritması**

Bu sistem, solunum ile yeri değişen tümörleri izleme olanağı sağlar. Solunum döngüsü boyunca tedavi manipülatörünün hareketini, hedefin hareketleriyle eş zamanlı hale getirir. Bu izleme algoritması, tümör konumu ile hasta üzerine yerleştirilen markır konumunun korelasyonuna dayanmaktadır. Görüntü edinme sıklığını minimize etmek için, harici solunum sinyalinin sürekli ölçümleri ile aralıklı olarak alınan X-ışını görüntüleri birleştirilir. Tedavinin başında, fidüsel ya da X-Sight akciğer izleme metodu kullanılarak tümör konumu belirlenir. Nefes döngüsündeki farklı fazlardaki tümör pozisyonunu, eş zamanlı olarak dış markır pozisyonuna adapte ederek bir lineer, kuadratik ya da 4.dereceden polinomal bağlantı modeli yaratılır. Tedavi boyunca tümör konumu, bağlantı modeli kullanılarak dış markır pozisyonu ile tayin edilmektedir.

Hastaya giydirilen bir yeleğe eklenen üç optik dış markır, yaklaşık 30 Hz frekanslı dış sinyal üretmek için kullanılır. Bunların ürettikleri kırmızı ışın kamera tarafından algılanır ve senkroni bilgisayarına aktarılır. Her bir markır için ayrı bir bağlantı modeli vardır. Her model, hedef konumu için bir ölçüm sağlar ve son pozisyon tahmini için bu bireysel ölçümlerin ortalaması alınır. Bu bilgiler tedavi konsoluna gönderilir ve solunum ile konumu değişen tümörün yer değiştirme değerleri hesaplanır ve robotik kola aktarılır. [15,16,20,23]



**Şekil 2-8: Solunum senkroni algoritmasıyla tümör takibi**

### 2.3.5. MultiPlan Tedavi Planlama Sistemi

CyberKnife sistemi için özel geliştirilen MultiPlan sistemi tersten planlama özelliğine sahiptir ve kaliteli planlar oluşturabilmek için gereken araçları sağlar. YART tedavilerinde kullanılan inverse planlama tekniğine sahiptir. Bu planlama sisteminde, hasta görüntülerinin birleştirilmesi (füzyon) ve konturlama yapılabilir. [23]

### 2.3.5.1. Işın Demeti Optimizasyon Algoritmaları

#### Simplex Optimizasyonu

Simplex, optimizasyon çözümünde kullanılan standart bir lineer cebir yöntemidir. MultiPlan tedavi planlama sisteminin konformal adımında Simplex optimizasyonu sadece sabit kolimatörlerle kullanılabilir. Bu optimizasyon metodu, cost fonksiyonunu,  $F$ , her bir yapı için kullanıcı tarafından belirlenen maksimum ve minimum doz hedeflerinden sapmaların toplamı ile total MU toplamı olarak ifade eder. Bu fonksiyonda  $(1) x_j$  j ışınının MU değeri;  $\delta_i$  kullanıcı tarafından belirlenen maksimum ya da minimum doz hedefinden sapma,  $\Omega_i$  ise bu hedeflerle ilişkili ağırlık faktörü olarak tanımlanır. Bu fonksiyon, Simplex metodu kullanılarak bütün seçilen ışın demetlerinin monitör unit (MU) ayarlarını en uygun hale getirilecek şekilde minimize edilir.

$$F = \sum x_j + \sum \Omega_i \delta_i \quad 1$$

Hedefin alacağı maksimum ve minimum doz değerleri ve ağırlıkları, riskli organların (organs at risk, OAR) maksimum doz değerleri ve ağırlıkları sisteme tanıtılır. Girilen ağırlıklar 0 ile 100 arasında tamsayı değerleri olmalıdır. Ağırlık olarak 100 verilmesi, optimizasyon aracını kesin çözümü bulmaya zorlar. Tüm yapılar için istenen dozların ağırlıklarının 100 olması, algoritmanın herhangi bir sonuç bulamamasına sebep olacaktır. Çözumsuz bir problemin tanımlanabilme olasılığı bu sistem için bir kısıtlamadır. Örneğin, eğer OAR ve hedef komşu yapılar, OAR için maksimum doz sınırı ile hedef için minimum doz sınırı arasındaki fark çok fazlaysa algoritma buna çözüm üretemeyebilir. Bu nedenle girilen doz değerleri ve doz ağırlıkları uygun seçilmeli ve algoritmayı çok zorlayan değerler girilmemelidir. Bununla birlikte optimizasyon süresince, güncelleme yapılamamaktadır. Eğer doz değerleri veya ağırlıkları değiştirilirse optimizasyonu yeniden başlatmak gereklidir. Bu algoritmanın bir diğer kısıtlayıcı özelliği ise, genellikle bütün yaklaşımlarda birçok çakışan optimizasyon hedeflerinin tek bir cost fonksiyonunda birleştirilmesi ve daha sonra eş zamanlı optimize edilmesidir. Çözüm büyük ölçüde manuel olarak girilen ağırlık faktörlerine dayanmaktadır. Uygulamada bu iki kısıtlamanın anlamı, bu metotta klinik

olarak kabul edilebilen doz dağılımı ile sonuçlanan çözüme ulaşana kadar çoğunlukla birçok iterasyon kullanıldığıdır.

### **Iterative Optimizasyonu**

İterative optimizasyon yönteminde cost fonksiyonu, maksimum doz sınırlamalarının altında kalan ve minimum doz sınırlamalarının üzerinde olan sapmalar için çözüm arar. Optimizasyon tanımlı bir dizi ışın demeti geometrisiyle başlar. Optimizasyon devam ettikçe küçük MU değerine sahip ışınlar, hedef volümdeki düşük doz alan noktalara yönlendirilir. Ardışık iterasyonlar ile de yüksek doz alan bölgelerdeki dozlarda düşürülmeye çalışılır. Burada cost fonksiyonu tanımlanan doz sınırlamalarından sapma değerlerinin ağırlıklı toplamını kullanarak çözümler üretmektedir.

İterative optimizasyonda büyüklüğü ve hedefi önceden tanımlanmış olan ışın demetleri ağırlıklandırılabilir. Bu sayede doz dağılımı ardışık her bir iterasyon ile biraz daha düzeltilir ve daha homojen doz dağılımı elde edilmeye çalışılır. Işın demetlerinin doz dağılımına göre en uygun ağırlıklandırılması iterative araştırma stratejisiyle başlanır.

İterative optimizasyon, target ve kritik organ doz sınırlamaları ve önem ağırlıkları sisteme tanıtılarak başlatılır. Buradaki önem ağırlık değerleri birbirlerine göre görecelidir. Bu nedenle klinik açıdan önceliği olan target veya kritik organın önem ağırlığı daha yüksek değerler seçilmektedir. Optimizasyon devam ederken durdurularak çözüm elde edilebilir veya doz sınırlamaları ve önem ağırlıkları değiştirilerek yeni çözümler üretmesi için optimizasyona devam edilebilir.

İterative optimizasyon simplex optimizeye bir alternatif olarak geliştirilmiştir. İterative optimizasyonda kullanıcının aralıklı olarak geri bildirimden yararlanabilmesi, algoritmanın mutlak bir çözüm üretmesi, ışın demetlerini yönlendirebilmesi simplex optimizasyonuna göre avantajları iken cost fonksiyonu çözüm üretirken MU sınırlaması olmadığından daha yüksek MU 'e neden olması da dezavantajıdır. [15,16,23]

### Sequential Optimizasyonu

Üretici firmanın geliştirdiği en son optimizasyon yazılımıdır. Bu yazılım hem IRIS kolimatörü hem de sabit kolimatör ile kullanılmaktadır. Klinik gereksinimleri önem sırasında belirterek, optimizasyona hangi koşulun daha önemli olduğu bilgisi verilir. Algoritma sırasıyla klinik istekler doğrultusunda optimizasyon yapmaya başlar.

Bu metot, Simplex metodunun i) cost fonksiyonunu minimize etme, ii) total MU optimizasyonu ve iii) maksimum sabit doz kısıtlamalarını kullanma özellikleriyle, Iterative optimizasyonun, optimizasyon süresinde geri bildirim alabilme özelliğini kullanır. Aynı zamanda bu metotta, cost fonksiyonunda çakışan hedeflerin önemini belirtmek için kullanılan tamsayı ağırlık değerlerine gerek yoktur. Bunun yerine, optimizasyon adımlarını klinik önceliğe göre sıralamak için dozlar direkt olarak yazılır. İlk olarak, hedef volüm ve OAR'lar için maksimum dozun, her bir huzme, her bir nod için maksimum MU ve total MU tanımlanmasıyla başlar. Optimizasyon bir dizi işlemten oluşur. Her bir adımda tek bir klinik hedef ile ilişkili bir cost fonksiyonu tanımlanır. Bu metot, “stepwise multi-criteria” optimizasyonuna bir örnektir. Gerçekleştirilmesi istenen hedefler şunlardır:

- Minimum dozu optimize etmek,
- Doz kapsamasını (coverage) optimize etmek (hedeflenen dozun altındaki dozu maksimize etmek),
- Homojeniteyi optimize etmek,
- Konformaliteyi optimize etmek (hedefin etrafındaki shell yapısının maksimum dozunu minimize etmek),
- Mean dozu optimize etmek (hedeflenen dozun üstündeki dozu minimize etmek)
- Total MU değerini optimize etmek,
- Maksimum dozu optimize etmektir.

Her bir hedef herhangi bir optimizasyon adımında sadece tek bir yapı için uygulanabilir. Her bir optimizasyon adımında klinik dozlar için kullanıcı tarafından belirlenen rahatlatma (relaxation) dozları kullanılabilir. [14,15,16]

### 2.3.6. CyberKnife Stereotaktik Radyocerrahi Cihazı Doz Hesaplama Algoritmaları

CyberKnife cihazının son derece hassas hedefleme yeteneklerine sahip olmasına rağmen, son zamanlara kadar MultiPlan tedavi planlama sisteminde kullanılabilen doz hesaplama algoritması basit bir Ray-Tracing (path-length düzeltme tabanlı) algoritmasıydı (20).

CyberKnife ve diğer SRS sistemlerinin karakteristik özelliklerinden biri olan küçük alanlar, doku heterojenitesinin var olan etkilerini daha da arttırmaktadır. Bu sorunları en aza indirmek için günümüzde, Monte Carlo doz hesaplama algoritması CyberKnife sisteminde kullanılmaya başlanmıştır. Monte Carlo ve Ray-Tracing algoritmaları karşılaştırıldığında özellikle CyberKnife klinik uygulamaları için artan doğruluk önemlidir. Monte Carlo ve Ray-Tracing algoritmaları arasındaki farklar heterojen volüm arttıkça ve küçük alan boyutlarında iyice artmaktadır. [24]

#### 2.3.6.1. Monte Carlo Doz Hesaplama Algoritması

Monte Carlo doz hesaplama tekniği milyarlarca foton ve parçacığın madde içersinde iletimini (transportunu) simüle eden bir bilgisayar programıdır. Foton ve parçacıkların bireysel etkileşimlerinin olasılık dağılımını temel fizik kanunlarını kullanarak belirlemektedir. Simüle edilen parçacık sayısı ne kadar artarsa tahmin edilen doz dağılımının doğruluğu da o kadar artar. Ancak simüle edilen parçacık sayısı arttıkça bilgisayarın hesaplama süresi de artacaktır. [25]

Genel olarak, konvansiyonel algoritmalarla göre hesaplama zamanının çok fazla sürmesine rağmen, Monte Carlo tekniği hasta içersinde doz dağılımını hesaplamada en doğru algoritmadır. Özellikle akciğer içersinde ve heterojen dokuların yüzeylerinde belirli şartlarda parçacık dengesizliği (particle disequilibrium) meydana gelmektedir ve Monte Carlo simülasyonları hesaplama doğruluğunda önemli bir başarı sağlamaktadır. [25] Monte Carlo doz hesaplama algoritmasıyla konvansiyonel doz hesaplama algoritmaları arasında doz dağılımı açısından önemli farklılıklar vardır. Öyle ki Monte Carlo metodunun radyoterapi planlama ve dozimetrik doğrulamada en doğru dozu hesapladığı kanıtlanmıştır. [26]

SRT'de tedavi planlama ve uygulamasının başarılı olabilmesi için doz hesaplanması kritik öneme sahiptir. Geleneksel doz dağılım algoritmalarıyla düzeltme faktörleri, önceden ölçülmüş doz dağılımlarıyla elde edilmiştir. [27]

Monte Carlo doz hesaplama “altın standart” olarak da ifade edilir. Bu algoritma, hasta içerisindeki her parçacığın ayrı ayrı etkileşme olasılığını hesaplamaktadır. Monte Carlo algoritması lineer hızlandırıcı kafası ve hasta dahil olmak üzere tedavi geometrisinin tamamının modellenmesiyle kurulur. Her bir vokselin yoğunluğu ve materyal tipi belirlenir. Sonra X-ışını, hedefte birincil bir fotonla başlar. Bu fotonun enerji ve yönünün olası dağılımları çeşitli ölçümlerle karşılaştırılmış lineer hızlandırıcı dizaynına bağlı hassas olarak belirlenerek ayrı ayrı rastgele üretilir. Her bir vokseldeki foton transportu boyunca standart veri tabloları kullanılarak her bir etkileşim olasılığı belirlenir. Buna ek olarak fotonun enerji ve yön durumundaki değişiklik ve etkileşimden oluşan herhangi bir ikincil fotonun veya elektronun özellikleri son simülasyon için kaydedilir. Bu işlem birincil fotonun absorbe edilene veya model volümden ayrılanı kadar tekrarlanır. Her ikincil foton/parçacık da aynı şekilde simüle edilir. Son olarak bu işlem X-ışını hedefinde yeni birincil fotonun başlatılmasıyla tekrarlanır. Bu işlem tipik olarak birkaç milyon kez başlangıç fotonlarıyla tekrarlanır. Her bir vokseldeki toplam doz, gerçek tedavi ışınlarındaki tüm fotonların dozları depolanmasıyla hesaplanır. Monte Carlo uygulamaları çok fazla iş yükü ve zaman almaktadır. [27]

CyberKnife radyocerrahi cihazı için kaynak modele dayalı bir Monte Carlo algoritması geliştirilmiştir. Bu algorithmada klinik olarak ölçülen merkezi eksen yüzde derin doz eğrileri, ışın profilleri ve kolimatör çıkış faktörleri (output) parametrelerinden yararlanarak kaynak model oluşturulmaktadır. CyberKnife için geliştirilen Monte Carlo algoritması MCSIM ön simülasyon sistemini kullanarak ikincil foton ve elektronların hem yollarını hem de enerjilerini hesaplamaktadır. Genel olarak hesaplamalar birincil fotonun doku içerisindeki etkileşimleri, foton/parçacık üretmesi ile ön simüle edilen ikincil foton/parçacık yollarıyla, elektron durdurma gücü ve doku yoğunluğuna dayanan düzeltmelere göre tekrarlanır. Simülasyon geometrisinde elektron enerjisi yol boyunca toplanır ve depolanır. Saçılan ve bremsstrahlung fotonlarının taşınması birincil fotondaki gibi rus ruleti tekniğiyle hesaplanır. Monte Carlo algoritmasında heterojen dokulardaki doğal parçacık etkileşim olasılıklarını ve arkasından oluşan doz depolanması da algorithmada hesaba katılmaktadır. [16,26]

CyberKnife için geliştirilen Monte Carlo doz hesaplama algoritmasının, EGS4/MCSIM Monte Carlo simülasyonu ile karşılaştırıldığında mükemmel uyum içerisinde olduğu görülmüştür (%0.5). [26]

Hesaplama çözünürlüğü; hasta modeli tüm CT hacmini içeren üç boyutlu bir voksel dizisine bölünür. Kullanıcı tarafından hesaplama çözünürlüğü düşük ve yüksek seçilebilir. Düşük çözünürlükte 128x128xkesit sayısı, yüksek çözünürlükte 256x256xkesit sayısı hesaplama yapılabilir. [16,27]

### **Kaynak Model**

Monte Carlo modellemesi için klinikte lineer hızlandırıcılar için birçok farklı kaynak model geliştirilmiştir. Monte Carlo algoritması için CyberKnife sisteminin kendine özgü bazı özellikleri diğer lineer hızlandırıcılara göre bazı avantajlar sağlamaktadır. Özellikle CyberKnife lineer hızlandırıcının kafa yapısı daha basit olması ve extra-fokal saçılmasının da önemli olamaması en önemli avantajlarıdır. CyberKnife lineer hızlandırıcı alan şekillendirmek için 12 sabit kolimatörler hariç herhangi bir yoğunluk modülasyonu veya alan şekillendirici kullanmaz. Bu nedenle kaynak model basittir ve birincil fotonlar tek bir kaynak kullanır. Monte Carlo algoritmasında EGS4/BEAM simülasyonu kullanılarak tek kaynak modellemesi yapılmıştır. EGS4/BEAM simülasyonun da ikincil ışın kolimasyonu kullanılmamaktadır. Bu nedenle Hastaya giren fotonların dağılımlarını tekrar oluşturmak için ikincil kolimatörler altında bir faz uzayı yeniden yapılandırılır. Kaynak model yaklaşımı iki adımdan oluşur, ilk adım tedavi makinesi tarafından üretilen ışınların yeterli sayıda oluşturulması. İkinci adım uygun bir rutin ile faz uzayının yeniden yapılandırılmasını içerir.[16,22,26,27]

Kaynak model hasta içerisinde her bir fotonun etkileşiminde gerekli olan başlangıç özelliklerini kullanır. Bu başlangıç özellikleri foton enerjisi, orjin konumu ve yönüdür. Orjin ve yön dağılımları radyal simetriktir ve enerji dağılımı da uzaysal değişmezdir.[16,22]

Kaynak model kullanıcı tarafından kurulum esnasında lineer hızlandırıcıda ölçülmüş dozimetrik veriler ile tedavi planlama sistemi içerisinde referans dozimetrik verilerden oluşturulur. Kaynak model Monte Carlo algoritmasının kurulumu esnasında modellenir.[16]

Monte Carlo algoritması kaynak modeli, lineer hızlandırıcıda üretilen foton enerjileri ve yollarının dağılımını belirler. Kaynak model birbirinden bağımsız üç olasılık dağılımı içerir. Her üç dağılımında ikincil kolimatör büyüklüğünden bağımsızdır. Yani her bir parametre için tek dağılım söz konusudur. İkincil kolimatörlerin yön ve enerji üzerindeki etkileri örnekleme işlemi ile hesaba katılır.[16] Kaynak modelin içerdiği olasılık dağılımları:

### **Enerji Spektrumu:**

Lineer hızlandırıcıda üretilen birincil fotonların hasta modelinde oluşturdukları enerji dağılımını gösterir. Bu dağılım ölçülerek elde edilen yüzde derin doz eğrisi ile önceden hesaplanmış mono-enerjik yüzde derin doz eğrilerinden oluşan bir bellek kullanarak meydana getirilir. Referans yüzde derin doz eğrisi gerçek ölçümdeki şartlarla EGS4/PRESTA simülasyonu ile hesaplanmıştır. [16]

### **Akı Dağılımı:**

Işın merkezi eksenine belirli bir fotonun uyguladığı dozun ağırlığının oluşturduğu dağılımdır. Hastadaki foton akısı, odak noktası düzlemindeki tek bir iki boyutlu radyasyon kaynağından geliyor gibi tanımlanabilir. Uygulamaya koyulan modelde, odak dışı radyasyon kaynağı yoktur.

Akı dağılımı, kaynak dağılımı ile birleşince, fotonların hedeften yayıldığı doğrultuların dağılımını gösterir. Bu, ikincil kolimatör olmadan kaynaktan gelen ışın merkezi eksenine normal düzlemdeki yön noktalarının bir boyutta (radyal) olasılık dağılımı olarak hesaplanır. Bu hesaplama, ikincil kolimatör olmadan, kullanıcının belirlediği SAD ve derinlikte ölçülmüş ışın demeti profilinden hesaplanır. Olasılık dağılımı, yarıçapın bir fonksiyonu olarak içeride depolanır ve radyal aralığı 0-80 mm'dir.[16]

### **Kaynak Dağılımı :**

Kaynak dağılımı lineer hızlandırıcıda üretilen fotonun orijin noktasının dağılımını tanımlar. Kaynak dağılımı SSD: 0 düzleminde (odak noktasında) radyal fonksiyon

olarak hesaplanır. Kaynak dağılımı oluşturmak için iki yöntem kullanılır; birinci yöntem farklı kolimatör boyutlarıyla havada verim ölçümü diğer yöntem ise kaynak dağılımını gaussian fonksiyonu olarak tanımlamaktadır.

### **Örnekleme İşlemi**

Enerji, kaynak ve akı; olasılık dağılımlarını temsil eder. Her üç dağılımda ikincil kolimatör büyüklüğünden bağımsızdır, yani her bir parametre için tek dağılım söz konusudur. İkincil kolimatörlerin yön ve enerji üzerindeki etkileri örnekleme işlemi ile hesaba katılır. Örnekleme işlemi kaynak modelin her bir bileşeni olan enerji, kaynak konumu, akı ve fotonun ağırlığı için ayrı birer olasılık faktörüne dönüştürülerek örnekleme işlemi uygulanır.

Fotonu örnekleme için kaynak model, ikincil kolimatör büyüklüğü ve kolimatöre özgü alan ve enerji için düzeltme faktörlerine ihtiyaç vardır. Örnekleme işleminde bir fotonun enerjisi, enerji spektrumundan, konumu basit geometrik ilkelere, ağırlığı akı dağılımından ve yönü de konum ile kaynak dağılımından elde edilir. Böylece olasılık dağılımlarından yararlanılarak foton enerjisinin dağılımını, kaynak konumunu, kolimasyon uygulanmış foton konumu ve fotonun ağırlığı örnekleme işlemiyle tanımlanır. Örnekleme işlemi sonucunda bir fotonun enerjisi, konumu, yönü ve ağırlığı elde edilir.[16]

### **İstatistiksel Belirsizlik**

Hesaplanan doz dağılımındaki belirsizlik simülasyonda ki parçacık sayısı ile direkt olarak ilişkilidir. Simülasyonda kullanılan parçacık sayısı arttıkça istatistiksel belirsizlik azalmaktadır. Ayrıca istatistiksel belirsizliği; voksel boyutu, hasta ve ışın demeti geometrisi ve hastanın anatomik özellikleri de etkilemektedir.

Monte Carlo doz hesaplama algoritması hasta modelinden geçmekte olan her bir fotonun biriktirdiği enerjinin simülasyonunu uygular. Hasta modelinde primer fotonların oluşturduğu tüm parçacıklarda dahil olmak üzere her bir primer fotonun simülasyonuna geçmiş (veri) denir. Bir ışın demeti kümesindeki her bir ışın için çok sayıda foton geçmişinin simülasyonu uygulanır. Bütün bu geçmişlerden toplanarak hasta modelinde biriken enerjinin bir araya getirilmesiyle ışın demeti başına absorbe

doz dağılımı hesaplanır. Son olarakta bütün ışın demetlerinden gelen doz dağılımlarının toplanmasıyla hasta modelindeki toplam doz dağılımı ve istatistiksel belirsizlik hesaplanmaktadır.

Monte Carlo doz hesaplama algoritması varyans azaltma tekniklerinden önemli ölçüde yararlanır. Varyans azaltma teknikleri, hesaplamanın verimliliği arttırmak için istatistiksel yöntemleri kullanmaktadır. Varyans azaltma teknikleri ile hesaplama hızı artırılırken, beklenen sonuçları aynı kalması sağlanır. Bu algorithmada uygulanan varyans azaltma teknikleri foton etkileşimi zorlama, elektron geçmiş verileri tekrarlama, rus ruleti ve elektron aralığı reddilir.[16,28]

Monte Carlo doz hesaplama algoritmasındaki doz dağılımında, her bir vokseldeki doz hesaplama bulunan istatistik belirsizlikten dolayı gürültü içerir. Simulasyondaki parçacık sayısı azaltılarak gürültü azaltılabilir ama bu seferde istatistiksel belirsizlik artmaktadır. Gürültüyü azaltmanın bir diğer yöntemi olan smooth (düzleştirici) algoritmaları kullanılmaktadır.

### **2.3.6.2. Ray-Tracing Doz Hesaplama Algoritması**

CyberKnife Robotik SRS sistemi standart doz hesaplama algoritması olarak, basit heterojen yoğunluk düzeltme tabanlı "effective path length (EPL) " metodunu kullanan Ray-Tracing doz hesaplama algoritmasını kullanmaktadır.[29]

EPL metodu farklı bir ortamındaki doz dağılımını elde etmek için belirli bir derinlikte primer foton akısındaki değişiklikleri su daki doz dağılımına göre ölçeklendirerek hesaplar. EPL metodu sadece birincil fotonlar için inhomojenite düzeltmesi yapmaktadır. Lateral saçılma ve saçılan fotonların dağılımlarını göz ardı etmektedir.[30]

Ray-Tracing doz hesaplama algoritması göreceli elektron yoğunluğunu kullanarak hesaplama volümü içerisinde herhangi bir noktanın efektif derinliğini belirler. Göreceli elektron yoğunluğu suyun elektron yoğunluğuna bağlı olarak verilen bir CT sayısı (Hounsfield Unit) için elektron yoğunluğu olarak tanımlanmaktadır.[15]

Ray-Tracing algoritmasında hedef volüme uygulanan doz sonrası oluşan doz dağılımı, her bir ışın izleme fonksiyonu kullanarak hesaplanır. Ray-Tracing algoritması su fantomunda ölçülmüş dozimetrik verileri kullanmaktadır. Bu veriler; Doku-Fantom

Oranı (TPR), Merkezden Sapma Oranı (OCR-Profil) ve kolimatör Output faktörü (OF)'dür. İlgili alanı içersinde belirli bir noktada her bir ışın demetinden uygulanan doz dağılımı;

$$\text{DOZ (MU)} = \text{OCR(Koll, R800, Deff)} \times (800/\text{SAD})^2 \times \text{TPR(Alan boyutu, Deff)} \times \text{OF(Koll, SAD)}$$

- TPR; Doku-Fantom Oranı, derinliğe ve kolimatör büyüklüğüne bağlı değerlerdir. Doz hesaplama da kullanılan TPR değeri, referans noktasını içeren merkezi eksene (CAX) dikey düzlemde olan efektif derinliğe bağlıdır. Efektif derinlik hedef vokselde düzleme kadar her bir vokselin katkısını toplayarak hesaplanır ve bu hesaplama için CT görüntülerinde HU değerleriyle suya göre elektron yoğunluğu kullanılır.

- OCR; Merkezden sapma oranı, profil ölçümleridir. Her bir kolimatör için 0 mm yarı çapında normalize edilir ve her bir kolimatör için hesaplanır. Efektif derinlik sadece merkezi eksen (CAX) boyunca hesaplanır.

- Kolimatör Output faktör; verim faktörü, her bir kolimatörün verim faktörü SAD: 800 mm ve 60 mm'lik kolimatörle alınmış ölçüm değerine normalize edilir. Ray-Tracing algoritmasında sadece merkezi eksen boyunca efektif derinlik hesaplanır. Merkezi eksen derinliği (CAX), hasta yüzeyi ile hastada belirli bir derinlikte belirlenen noktayla arasındaki öklit mesafesidir. CT (Hounsfield Unit) sayısına 200 eşik değeri sınırlaması getirilerek hastanın cildinden itibaren merkezi eksen derinliği hesaplanır ve buna bağlı olarak HU değeri 200'ün altındaki tüm göreceli elektron yoğunluğu değerleri 0 kabul edilir.

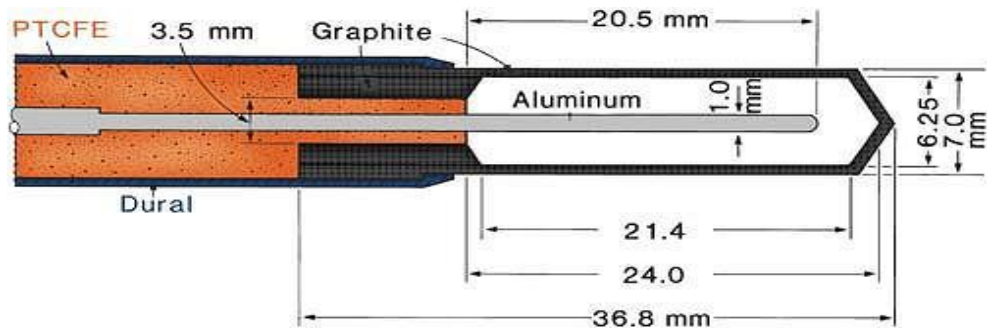
Ray-Tracing algoritmasında hesaplama çözünürlüğü yüksek ve düşük seçilerek hesaplama yapılabilir. Düşük çözünürlükte doz hesaplama volümü boyutu 64x64x64, yüksek çözünürlükte ise 1 doz voksel = 1 CT voksel olacak şekilde CT çözünürlüğüne göre hesaplama yapar.[16,22,23]

## 2.4. Doz Ölçüm Metotları

### 2.4.1. İyon Odaları

İyon odaları, radyoterapi ve diagnostik radyolojide radyasyon dozunu ölçmek için kullanılır. Verilen referans koşullarında yapılan doz ölçümü ışın kalibrasyonu olarak da adlandırılır. İyon odaları, özel ihtiyaçlara göre farklı şekil ve boyutlarda olabilir. İyon odaları, temel olarak iletken bir dış duvar (dış elektrot) ile çevrili gaz dolu bir kavitedir ve toplayıcı bir merkezi elektroda sahiptir. Radyasyona maruz kalan iyon odasında oluşan iyon çiftleri, elektrotlara uygulanan voltajın oluşturduğu elektrik alan içerisinde kutuplaşırlar. Böylece iki elektrot arasında bir elektrik akımı meydana gelir. Bu akım doz hızı ile doğru orantılıdır.

Kutuplaşma voltajı uygulandığında meydana gelen sızıntı akımını azaltmak için dış çeper ve toplayıcı elektrot bir yalıtkan (gaz) ile ayrılır. Koruyucu dış elektrot, sızıntı akımını önler ve bu akımın toplayıcı elektrottan geçerek topraklanmasını sağlar. Ölçümlerde, iyon odası hacmindeki hava kütle değişimini hesaplamak için ortamın basınç ve sıcaklık düzeltmelerinin yapılması gerekmektedir.[31]



Şekil 2-9: Farmer tipi silindirik iyon odası

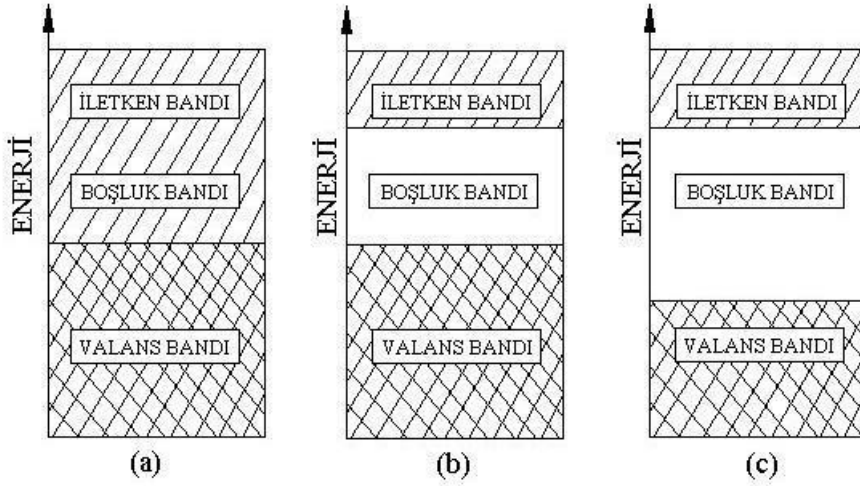
### 2.4.2. Termolüminesans Dozimetreler

Işık yayılımı, atom veya moleküllerin düşük enerji seviyesinden yüksek enerji seviyesine geçmesine bağlıdır; uyarılma enerjisi akkor telde olduğu gibi ısısal ya da flüoresan lambasından olduğu gibi ısısal olmayan bir enerji olabilir. Isısal olmayan enerjinin ışığa dönüştürüldüğü değişik yöntemlerinin hepsine birden lüminesans denir.

Lüminesans, önceden iyonize radyasyona maruz bırakılmış minerallerin ya optiksel ya da ısısal olarak uyarılmalarıyla gerçekleşir.[32]

Termolüminesans (TL), kristale verilen enerjinin, kristal ısıtıldığı zaman optik radyasyon şeklinde geri yayınlanması olayıdır. Kristallerin TL özellik göstermelerinin ana nedeni, kristal içi yapı bozuklukları veya kristal içine yabancı atomların ilave edilmesidir.

Tek kristal yapıya sahip katının enerji band diagramı şekil deki gibi valans(değerlik) bandı iletkenlik bandı ve yasak enerji bölgesinden(boşluk bandı) oluşmaktadır.

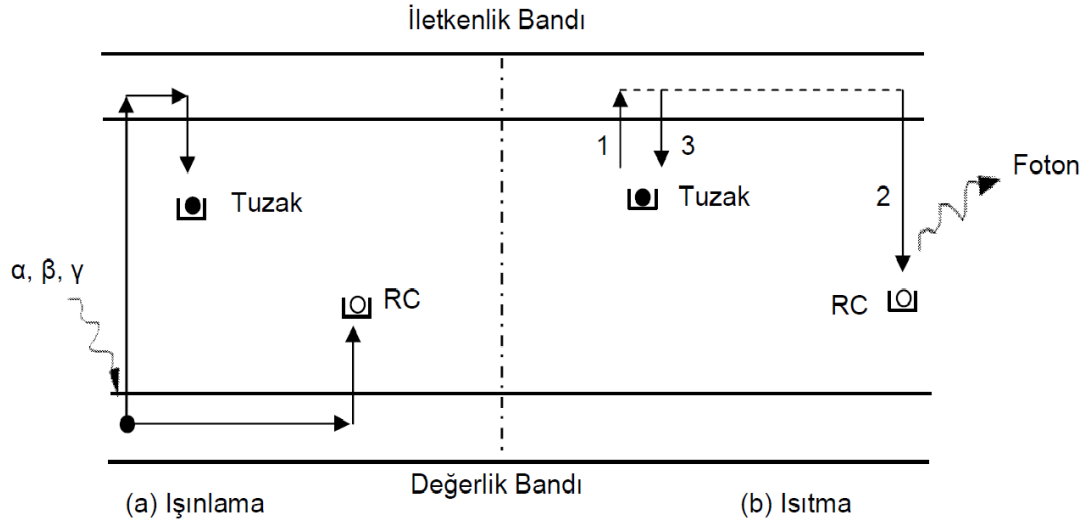


Şekil - 2.1 İletkenlik derecesine göre değişen bant enerjileri  
(a) İletken, (b) Yarı iletken, (c) Yalıtkan

Maddenin yapısındaki bozukluklardan dolayı değerlik bandı ile iletkenlik bandı arasındaki yasak enerji aralığında bölgesel yarı kararlı enerji seviyeleri bulunur. Bu enerji seviyeleri elektronlar için tuzak merkezlerini oluşturur.

Madde üzerine iyonize radyasyon geldiğinde, kristal içindeki elektronlar uyarılarak valans bandından iletkenlik bandına geçer ve bunun sonucunda valans bandında boşluklar meydana gelir. uyarılmış elektronlar iletkenlik bandından valans bandına geri dönerken boşluk bandında (yasak enerji bölgesinde) farklı derinliklerde bulunan tuzaklara (yarı kararlı enerji seviyelerine) yakalanırlar. elektronların bu tuzaklardan direk valans bandına geçişleri yasaktır. Kristal ısıtılarak tuzaktaki elektronlara yeterli enerji verildiğinde elektronlar iletkenlik bandına geçerek buradan

valans bandına geri dönerler ve kazanmış oldukları enerjiyi bu geçiş sırasında foton olarak yayınlarlar.bu olaya termolüminesans denir.yayınlanan foton miktarı ile verilen doz doğru orantılı olduğundan açığa çıkan ışık şiddeti ölçülerek verilen doz hesaplanabilmektedir.[33]



**Şekil 2-10. Enerji Band Modeli, (a) Işınlama sonucu uyarılan elektronların yarı kararlı enerji seviyelerinde bulunan tuzaklarda tuzaklanmaları, (b) Isıtma yolu uyarılan elektronların yeniden birleşme merkezindeki boşluklar ile birleşerek TL fotonu yayınlanması.( RC:yeniden birleşme merkezi)**

Termolüminesans dozimetreler doza çok duyarlı, hızlı, çevre koşullarına kararlı, su veya doku eşdeğeri olup ölçüm için herhangi bir ek kabloya ya da sisteme ihtiyaç duymamaktadır.

Termolüminesans dozimetresi alanında ilgilenilen malzemeler prensip olarak yalıtkanlardır. Bu yalıtkanların iletim bandında gözlenebilecek olan yükleri, sadece radyasyon enerjisinin soğurulması sonucu yükseltgenen elektronlardır. Bu tip yalıtkanlara örnek olarak lityum florür ( LiF ), kalsiyum florür ( CaF<sub>2</sub> ) ve kalsiyum sülfat ( CaSO<sub>4</sub> ) gibi alkali halojenürler gösterilebilir.[25]

TLD'ler çubuk, toz ve çip gibi şekilleri mevcuttur. TLD sistemi, alkali halojenürlere ek olarak TLD fırını ve TLD okuyucusundan oluşur.

TLD okuyucuları, TLD içerisinde soğurulan dozu, ısı yolu ile açığa çıkaran sistemlerdir. Bir TLD sisteminde olması gereken temel parçalar ısıtıcı, fotoçoğaltıcı tüp (PMT) ve elektrometredir. Işınlanmış TLD'ler ısıtıcıya yerleştirilerek ısıtılırlar ve

termolüminesans ışık yayarlar. Bu ışık PMT tarafından ölçülerek elektrik sinyaline dönüştürülür ve bu sinyaller elektrometrede yük veya akım cinsinden kaydedilir.[34]

TLD'leri kullanmadan önce tavlama yapılarak tuzaklardaki elektronların temizlenmesi gerekir. Tavlama işlemi TLD'ler için özel hazırlanmış fırınlarda TLD'lerin belirli bir sıcaklığa çıkartılıp daha sonra yavaş yavaş soğutulmaları ile gerçekleştirilir.

#### **2.4.2.1.TLD Uygulama Alanları**

Termolüminesans uygulama alanları aşağıdaki gibidir:

- Klinik dozimetri uygulamalarında
- Diagnostikte sogrulan doz ölçümünde
- Radyoterapide kalite kontrol çalışmalarında (yüzde derin doz ve profil ölçümünde)
- Radyoterapide hastaya verilen tedavi dozu ve kritik organ dozu ölçümünde
- Personel dozimetrisinde (tüm vücut ve bazı organların (el, parmak, gonad vb.) doz ölçümünde)
- İn-vivo ölçümünde (giriş dozu, çıkış dozu, kavite içi soğrulan doz ölçümleri, brakiterapi ve tüm vücut ışınlamalarında)
- Yüklü parçacık ve nötron dozimetrisinde
- Jeolojik yas tayininde

#### **2.4.2.2.TLD Işıma Eğrileri**

Işıma eğrisi, zamanın ya da sıcaklığın bir fonksiyonu olarak TL ışıma şiddetinin bir grafiğidir. Işıma eğrisinin şekli ve piklerin sayısı termolüminesans maddeye göre değişir. Aynı zamanda farklı radyasyon tipleri de (gama, nötron, vb.) farklı ışıma eğrileri üretir. Eğrinin altında kalan toplam alan, TL maddenin maruz kaldığı radyasyon miktarı ile doğru orantılıdır. Işıma eğrisinin okunması, eğri altında kalan alanın ya da pik yüksekliğinin okunması ile gerçekleştirilir.

Işıma eğrisinin şeklini etkileyen en önemli faktörler şunlardır:

- Isıtma hızı ve düzgünlüğü
- TL maddenin büyüklüğü, şekli ve termal iletkenliği
- Kullanılan kayıt aleti
- Isınlamanın düzeyi
- Radyasyonun tipi

TL maddenin fırınlanması ile ışınlanıp okunması arasında geçen zaman

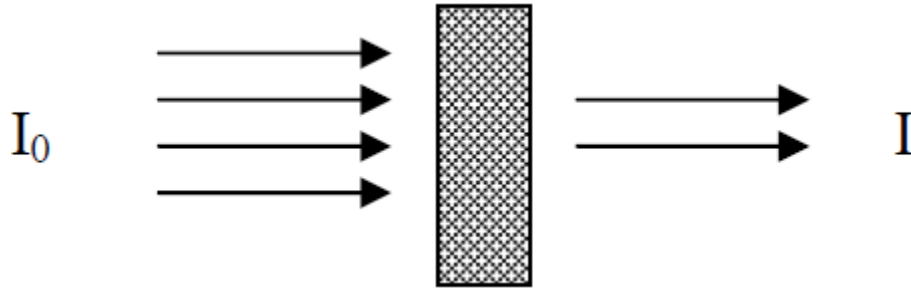
#### 2.4.3.Film Dozimetreler

Radyoterapi, diagnostik radyoloji ve radyasyondan korunmada birçok önemli işlevleri yerine getirmektedir. Filmin maruz kaldığı radyasyon dozu ile kararma derecesi arasındaki ilişkiye dayanır. Işınlanan doz değerleri ile buna karşılık gelen optik yoğunluk film dozimetrisinin temelini oluşturmaktadır. Işınlanmış filmdeki optik yoğunluk (OD) densitometre cihazı ile ölçülmektedir. Filmin kararma miktarı optik yoğunluk hesaplanarak ölçülür.

$$OD = \log_{10} (I_0/I) \quad (\text{formül x})$$

$I_0$  = Başlangıçtaki ışık şiddeti,

$I$  = Filmden geçen ışık şiddeti



**Şekil 2-11: Film üzerine gelen ( $I_0$ ) ve film tarafından geçirilen ışığın ( $I$ ) şematik gösterimi**

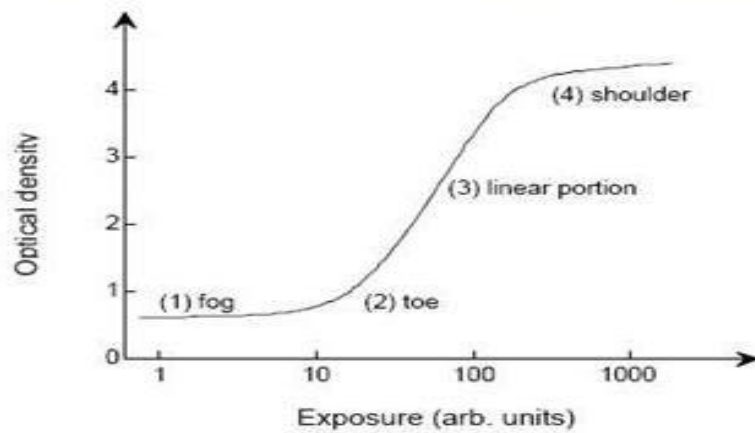
Film dozimetrisi rölatif bir yöntemdir. Bu nedenle bir doz-kalibrasyon eğrisine ihtiyaç vardır. Filmleri bilinen doz değerleri ile ışınlayıp, bunlara karşılık gelen OD'ler bulunarak doz-kalibrasyon eğrisi oluşturulmaktadır.

Film dozimetrisinin birçok avantajı vardır. Bu avantajlar; ışınlanmış bölge hakkında 2-D uzaysal çözünürlükte bilgi sağlaması, küçük ve büyük alan dozimetrisi

için kullanılabilmesi, yapılan ölçümlerin tekrar tekrar okunabilmesi ve absorbe edilen radyasyon miktarını kayıt altında tutabilmesi, radyasyon tipinden ve doz hızından bağımsız olmasıdır. Filmler; Radyoterapide nicel ve nitel ölçümlerde, lineer hızlandırıcılarının kalite kontrollerinde (ışıklı alan-radyasyon alanı uyumu, kolimatör ekseninin pozisyonunu belirleme), tedavi tekniklerinin doğrulanmasında ve portal görüntüleme de kullanılmaktadır.[31]

#### 2.4.3.1. Radyografik Film

Radyografik film, bir ya da her iki yüzeyi radyasyona duyarlı emülsiyonla (jelâtin içine dağıtılmış gümüş bromür (AgBr) tanecikleri) kaplı ince bir plastikten oluşur. Radyasyonla etkileşimi sonucunda iyonize AgBr tanecikleri filmde gözle görülemeyen bir görüntü oluştururlar. Bazı işlemler sonucunda bu görüntü görülebilir. Işık geçirgenliği film opaklığının bir fonksiyonudur ve optik yoğunluk (OD) cinsinden dansitometre denilen cihazla ölçülebilir. Optik yoğunluk (OD) dozun bir fonksiyonudur ve  $OD = \log_{10}(I_0 / I)$  formülü ile tanımlanır. Burada  $I_0$  filme gelen ışın şiddeti,  $I$  ise filmin geçirdiği ışın şiddetidir. Işınlanmamış film, sis yoğunluğu denilen ( $OD_f$ ) belli bir background optik yoğunluğa sahiptir. Işınlama sonucundaki net OD ölçülen yoğunluktan sis yoğunluğunun çıkarılmasıyla elde edilir. Şekil 2-14'te radyografik film için tipik bir optik yoğunluk eğrisi görülmektedir.[34]



Şekil 2-12: Optik yoğunluk eğrisi

#### **2.4.3.2. Radyokromik Film**

Radyoterapi dozimetrisinde en yaygın olarak kullanılanı gafkromik filmidir. Doku eşdeğeri (%9 hidrojen, %60,6 karbon, %11,2 nitrojen ve %19,2 oksijen) olan bu film renksizdir ve ışınlama sonunda mavi renge dönüşür. Radyokromik film ışınlama altında polimerleşen özel bir boya içermektedir. Yüksek çözünürlüğe sahip bu filmler, yüksek doz gradyent bölgelerin dozimetrisinde örneğin; stereotaktik alanların doz dağılımlarının ve brakiterapi kaynaklarının hemen yakınındaki dozların ölçülmesinde kullanılabilirler.

Radyografik filme göre birçok avantajları vardır.

- Karanlık oda ve banyo gerektirmezler, kullanımı daha kolaydır.
- Doz hızından bağımsızdırlar.
- Gün ışığından etkilenmezler.[34]

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

#### 3.1. Araç ve Gereçler

Bu çalışma İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü'nde yapılmıştır ve kullanılan tüm araç ve gereçler İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü'ne aittir.

- Accuray CyberKnife Robotik Radyocerrahi Cihazı
- MultiPlan Tedavi Planlama Sistemi
- Cirus Co-60 Teleterapi Cihazı
- RW3 Su Eşdeğeri Katı Fantom
- Gafchromic® EBT3 Film
- Epson Expression 10000 XL Tarayıcı
- Philips Big Bore Brilliance 4D Bilgisayarlı Tomografi Cihazı
- Alderson Rando Fantom
- Fimel GR-200A Termoluminesans Rodları
- Fimel-LTM TLD Okuyucu
- Fimel-ETT TLD Fırını
- Mephysto mc2 Yazılımı

##### 3.1.1.Cirus Co-60 Teleterapi Cihazı

Çalışmamızda Co-60 teleterapi cihazı TLD'lerin kalibrasyonu amacıyla kullanıldı. Cirus cihazının standart tedavi mesafesi 80 cm olup kolimatörler bu mesafede  $4 \times 4 \text{ cm}^2$  den  $32 \times 3.2 \text{ cm}^2$  ye kadar açılabilir. Cihaz ile izosantrik

ve rotasyon tedavisi yapılabilir. Cirus teleterapi cihazı radyoaktif Co-60 elementini ışın kaynağı olarak kullanan ve kaynak çapı 20 mm olan bir cihazdır. Co-60 radyoizotopunun yarı ömrü 5,26 yıldır. Aylık bozunma %1,09 civarındadır ve aktivite her 5,26 yılda %50 azalmaktadır.[35] Co-60 enerjileri 1.17 ve 1.33 MeV (ortalama 1.25 MeV) olan iki gamma fotonu yayarak Co-59'a dönüşür.[36]

### **3.1.2. Accuray CyberKnife Robotik Radyocerrahi Cihazı**

Görüntü rehberliğiyle beraber robotik teknolojiyi kullanan tek radyocerrahi sistemi olan CyberKnife, tedavi süresince tümörü ve hasta hareketlerini izlemek, tespit etmek ve tümör ile hasta hareketlerini düzeltmek için tasarlanmıştır. Bu sistemdeki, nominal 6 MV X-ışını verebilen mini lineer hızlandırıcı, altı eksen hareket serbestliğine sahip ticari ismi KUKA olan robotik manipülatöre monte edilmiştir. Robotik manipülatör 1200 adede kadar tedavi konumu ile 65–100 cm arasında bir kaynak eksen uzaklığı (SAD) sağlar. 0,2 mm tekrarlanabilirliğe ve 4,0 m x 4,9 m çalışma hacmine sahiptir. X-bandında (9,5 GHz), çalışan doğrusal hızlandırıcının doz hızı 800 MU/dak'dır. Tedavi esnasında görüntü alabilmek için, iki adet kilovoltaj X-ışını tüpü tavana monte edilmiştir ve zeminde 45 açıyla gelen ışınları dedekte edebilen 40x40 cm<sup>2</sup> boyutlarında amorf silikon yapılar mevcuttur. Kliniğimizdeki CyberKnife cihazında RoboCouch hasta konumlandırma sistemi mevcuttur. Bilgisayar kontrollü olan RoboCouch sayesinde tedavi masası 3 doğrusal ve 3 rotasyonel hareket yapabilmektedir.[16]



**Şekil 3-1: CyberKnife radyocerrahi cihazı**

### **3.1.3. MultiPlan Tedavi Planlama Sistemi**

MultiPlan tedavi planlama sistemi, stereotaktik radyocerrahide Accuray CyberKnife robotik radyocerrahi sistemi ile birlikte kullanılmak üzere tasarlanmıştır. Kliniğimizde bulunan Windows tabanlı MultiPlan tedavi planlama sisteminde Ray-Tracing ve Monte Carlo algoritmaları ile Simplex, Iterative ve Sequential optimizasyon yöntemleri bulunmaktadır. MultiPlan planlama sisteminde manyetik rezonans (MR), pozitron emisyon tomografisi (PET), 3 boyutlu anjiyografi gibi görüntüleri ile tomografi görüntülerinin füzyonu yapılabilmektedir. TPS’de izosantrik ve non-izosantrik YART tedavi planlama seçenekleri mevcuttur.[14]

### **3.1.4. Alderson Rando Fantom**

Dozimetrik ölçümlerde katı fantom, su fantomu ve insan eşdeğeri olan fantomlar kullanılmaktadır. İnsan eşdeğeri olan fantomlardan en bilineni 30 yılı aşkın bir süredir

kullanılan ve tüm dünyadaki sayıları yaklaşık 2000 olan Alderson Rando Fantomlarıdır. Rando Fantom vücut dokuları insan doku ve boşluklarının yapısına uygun materyallerden oluşturulmuş olup x-ışını ve elektronlar için insan dokusuna eşdeğer soğurma özelliğindedir. Fantomun kemik yapılar dışındaki dokuları, etkin atom numarası  $7,30 \pm \% 1,25$  olup kütle yoğunluğu  $0,985 \pm \% 1,25 \text{ g/cm}^3$  olan, rando plastikten üretilmiştir. Kemik yapılar ise doğal insan kemikleri ile oluşturulmuştur. Fantom, kullanım amacına uygun olarak, kalınlıkları 2,5 cm olan 35 adet yatay kesite ayrılmıştır. Her bir kesitte içindeki tıplar çıkarıldığında TLD yerleştirmeye elverişli hale gelen delikler bulunmaktadır. Çalışmada kullanılan fantomun kol ve bacakları bulunmamaktadır.[37]



**Şekil 3-2: Erkek alderson rando fantom**

### 3.1.5.Philips Big Bore Brilliance 4D Bilgisayarlı Tomografi Cihazı

Brilliance CT; kanserli bölgenin tespiti, görüntülenmesi ve tedavisi aşamalarının daha hızlı bir şekilde gerçekleşmesini sağlayan yeni teknoloji, bir onkoloji cihazıdır. Ayrıca, klinisyenler tarafından hasta bakımını daha güvenli hale getirmek ve maliyetleri azaltmak için çözümler sunar. Teknik Özellikleri;

- 8.0 MHU MRC X-ışını tüpü
- 60 kW Jeneratör
- 0.5 sn Rotasyon (0.4 sn isteğe bağlı)
- 6 ips standart rekonstrüksiyon (20 ips isteğe bağlı)
- 24 Lp / cm çözünürlük
- 16 x 0.75mm, 16 x 1.5mm, 8 x 3mm, 4 x 4.5mm, 2 x 0.6mm

Gantri açıklığı 85 cm'dir ve tedavi pozisyonunda immobilizasyon aletleriyle birlikte hastaların taramasının yapılmasına olanak sağlar. Hareket değerlendirmesi için solunumla ilişkili görüntüleme yapabilmektedir.[38]



**Şekil 3-3: Bilgisayarlı Tomografi Cihazı**

### 3.1.6.Fimel GR-200A Termolüminesans Rodları

GR-200A TL rodları LiF kökenli; Mg, Cu ve P ile aktive edilmiş yüksek hassasiyete sahip, 0,5  $\mu$ Gy ile 12 Gy aralığında ölçüm yapabilen dozimetrelerdir. Çalışmamızda 4,5 mm çapında silindirik TLD rodları kullanılmıştır [39].

### 3.1.7. Fimel TLD Sistemi

Fimel TLD sistemi, TLD için manuel okuyucu olan Fimel-LTM TLD okuyucu ve fırın (ETT)'dan oluşur.

Fimel-LTM katı ve toz halinde bulunan termolüminesans ürünlerini okumak için geliştirilen manual okuyuculardır. Windows işletim sisteminde kolaylıkla çalıştırılabilir. Maksimum 500°C'a kadar ısıtılmaya programlandırılabilir. 1  $\mu$ Gy ile 10 Gy'lık doz aralığında okuma yapabilir. Okuyucu değiştirilebilir planşete sahip olup, planşet krom-demir-alüminyum karışımı materyalden yapılmıştır. Cihaz yapılan ölçümlere ait ortalama, standart sapma gibi istatistiksel verileri, parlama eğrisi çıktısını verebilmekte ve tüm dosya ve ölçümlerin kaydını yapabilmektedir. Fimel ETT Fırın Termolüminesans çipleri veya rodları sönmölemek için kullanılır. Farklı TLD'ler için programlanabilme seçenekleri vardır. Fırınlama kabı 80 çip veya rod alabilmektedir. [39]



Şekil 3-4: Fimel TLD Sistemi ve Fimel GR-200A Termolüminesans Rodları

### 3.1.8.PTW RW3 Katı-Su Fantomu

İnsan vücudunun yaklaşık % 70'ini su oluşturmaktadır. Bu sebeple radyasyon fiziğinde dozimetrik ölçümlerde model olarak insan vücuduna en yakın bileşik olan su

kullanılır. Ayrıca kolay elde edilmesi ve tekrar tekrar kullanılabilmesi suyu en önemli fantom materyali haline getirir. Fakat; yüksek enerjili foton ve elektron dozimetrisinde standart referans ölçüm sistemi olan su fantomu, mekanik ve elektronik sistemlerinin karmaşıklığı, kurulumunun pratik olmaması gibi sebeplerden dolayı rutin ölçümlerde tercih edilmez. Bunun yerine su eşdeğeri katı fantomlar kullanılır.

Yoğunluğu  $1,045 \text{ gr/cm}^3$ , elektron yoğunluğu  $3,43 \times 10^{23} \text{ e/cm}^3$  olan PTW marka RW3 katı su fantomu beyaz polystrenden  $30 \times 30 \text{ cm}^2$  ve  $40 \times 40 \text{ cm}^2$  boyutlarında 1, 2, 5 ve 10 mm kalınlıklarında plakalar şeklindedir. Kullanılan iyon odalarına göre uygun delikler içerir.[40]



**Şekil 3-5: PTW RW3 katı-su fantomu**

### **3.1.9. Epson Expression 10000XL Film Tarayıcısı:**

Epson Expression 10000XL (Epson America, Long Beach, CA, USA), en zorlu grafik uygulamalarının gereksinimlerini karşılamak üzere tasarlanmış profesyonel bir düz yatak film tarayıcısıdır (Şekil 3-4). Yüksek çözünürlük, yüksek tarama hızı ve gelişmiş ağ özelliklerini sunan A3+ grafik tarayıcısıdır. 2400dpi çözünürlüğü ve 3,8 DMax yüksek optik yoğunluğu vardır. Kolay kullanımlı Epson Tarama sürücüsünde hem otomatik hem de profesyonel çalışma modları bulunmaktadır. Maksimum tarama çözünürlüğü, 12800dpi x12800 dpi; renk derinliği, 48 bittir. Işık kaynağı Xenon gaz floresan lambadır. Çalışma sıcaklığı  $5^{\circ}\text{C}$  ile  $35^{\circ}\text{C}$ , saklama sıcaklığı  $-25^{\circ}\text{C}$  ile  $60^{\circ}\text{C}$  aralığındadır. Çalışma nem aralığı %10-%80 arasında olup saklama nem aralığı %10-%85 arasındadır.[41]

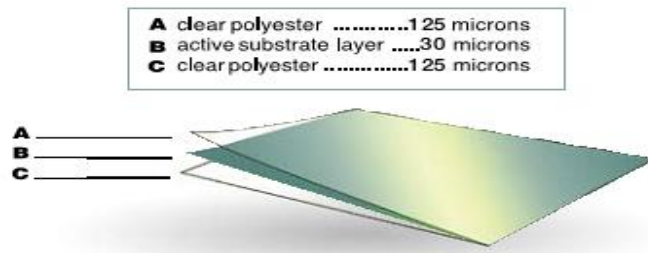


**Şekil 3-6: Epson Expression 10000XL film tarayıcısı**

### 3.1.10. Gafchromic® EBT3 Film

Gafchromic® EBT3 Film, (ISP, International Specialty Products, ABD) dış etkenlerden koruma sağlayan, üst ve alt kısımdan 125 mikronluk polyester tabakaların arasında 30 mikronluk aktif tabakaya sahiptir. EBT3 film yapısı Şekil 3.5’de gösterilmektedir.

Gafchromic® EBT3 Film, eksternal radyoterapi, radyocerrahi ve brakiterapi de dozimetrik ölçümler için uygundur. Doz aralığı kırmızı renkli kanallarda 10 Gy’e kadar, yeşil renkli kanallarda 40 Gy’e kadar çıkılabilmektedir. Yüksek ayırma gücüne sahiptir (25µm en az). Doz-cevap aralığının geniş ve lineer olması IMRT ve SRS/SRT planlarının dozimetrik değerlendirilmesinde kullanılma olanağı sağlamaktadır. Suyu dayanıklı ve su eşdeğeri olduğundan su fantomunda kullanılabilmektedir. Doku eşdeğeri olan EBT3 filmin kullanımı kolaydır. Film ışılandıktan sonra banyo ve karanlık odaya ihtiyaç duymamaktadır. İstenilen boyutlarda kesilebilir. Güneş ışığından etkilenmemesi ve tarayıcı ile taranarak analiz edilebilmesi nedeniyle kullanımı oldukça kolaydır.[42]



**Şekil 3-7: Gafkromik EBT3 film**

### 3.1.11 Mephysto mc2 1.3 Yazılımı

Dozimetrik veri toplama ve analizi için PTW-Freiburg firması tarafından geliştirilen bir yazılımdır. Rölatif ve mutlak doz hesaplamalarında kullanılabilir. Bilgisayar kontrollü su fantomu, film tarayıcısı, veri analizi, kalite kontrol testleri için kullanılabilir (Şekil 3-8). Farklı formatlardaki veri dosyalarının analizi yapılabilir.

Çalışmamızda film tarama, filmlerin analizi ve MultiPlan tedavi planlama sisteminden aktardığımız verilerin analizi Mephysto mc2 programında yapıldı.[43]



Şekil 3-8: Mephysto mc<sup>2</sup> yazılımı

## 3.2. Yöntem

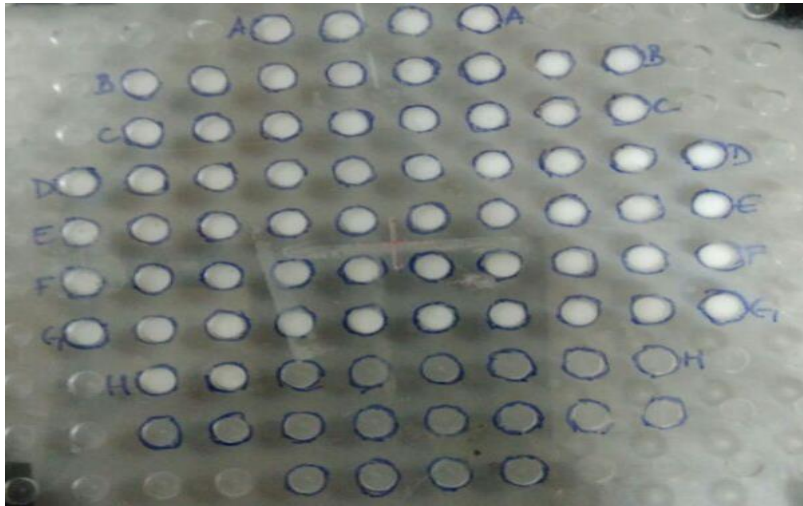
Bu çalışmada, vertebra tümörlerinin CyberKnife cihazında SBRT ile tedavisinde MultiPlan tedavi planlama sisteminde rando fantomda oluşturulan planın Ray-Trace ve

Monte Carlo algoritmaları ile hesaplanarak kriritik organ dozları dozimetrik olarak incelendi. Çalışmada aşağıdaki yöntemler sırasıyla uygulandı.

### 3.2.1. Termolüminesans Dozimetrilerin Gruplandırılması

TLD GR-200A silindirik rodrları, önce TLD fırınında 220 °C’de 12 dakika süre ile tavlama işleminden geçirildi. 80 adet TLD GR-200A rodrları, özel olarak hazırlanmış PTW marka RW3 katı su fantomu kullanılarak Cirus Co-60 cihazında 80 cm kaynak-cilt mesafesinde (SSD), 20 x 20 cm<sup>2</sup> alanda, 5 cm derinlikte her birine 100 cGy verilecek şekilde ışınladı. Rodrların altına geri saçılma etkisini oluşturmak için 10 cm fantom konuldu.

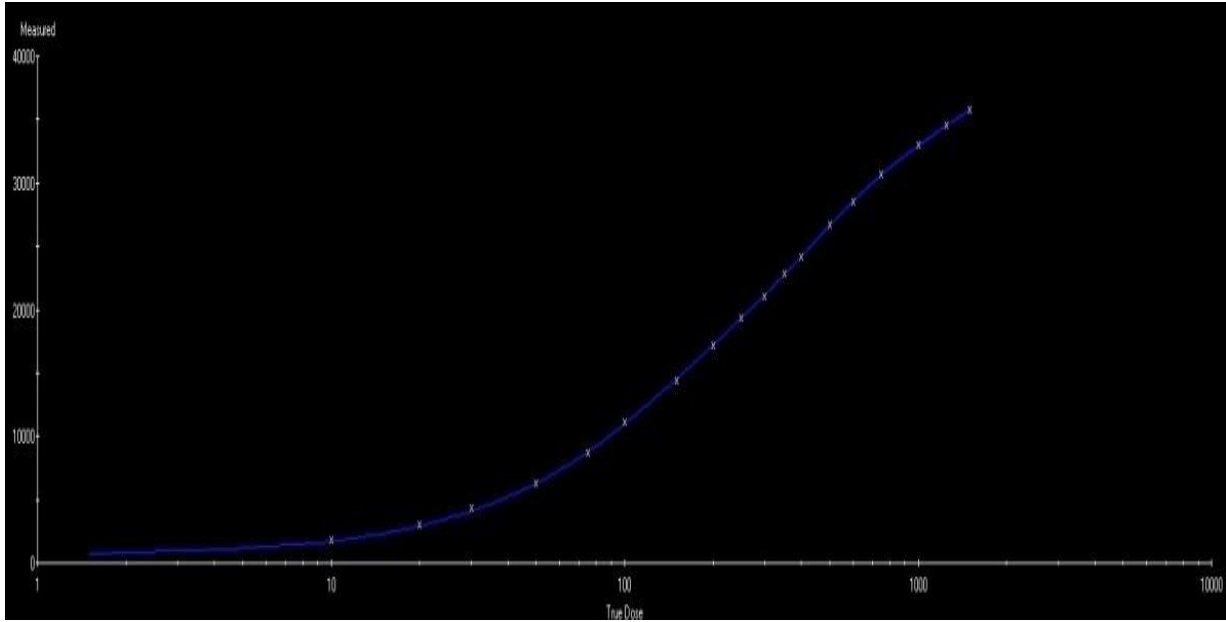
Pratikte her bir TLD’nin absorbe etmiş olduğu doz 100 cGy olması gerekirken, TLD okuyucusuna, TLD’lerin kristal yapısına ve ışınlama sırasında set-up hatalarına bağlı çeşitli hatalardan dolayı TLD’lerden okunan dozlar 100 cGy’den (±) sapmalar göstermişlerdir. Çalışmamızda %1’in içerisinde kalan TLD GR-200A rodrları kullanılmıştır.



Şekil 3-9.TLD GR-200A

### 3.2.2. Film Kalibrasyonu

Kalibrasyon için Gafchromic EBT3 filmler 1x1 cm<sup>2</sup> kesildi. Tarayıcıdaki pozisyonların doğruluğu için filmlerin sol üst köşelerine işaret kondu. RW3 katı su fantomunda, 6 MV X-ışınlarıyla d=5 cm derinliğinde, SSD 95 cm olacak şekilde 10x10 cm<sup>2</sup> alandan ışınladı. Filmler 0–1500 MU arasında dozlar ile ışınladı. Filmler ışınlamadan önce cihazın TRS 398 protokoluna göre absorbe doz ölçüsü yapıldı ve cGy/ MU bulundu. Filmler Epson 10000XL film tarayıcısında tarandı. Filmin optik geçirgenlikleri PTW Mephysto mc<sup>2</sup> Film Cal programında elde edildi. Okunan film geçirgenliklerinden ışınlanmamış filmin geçirgenliği (taban+sis) çıkarılarak net geçirgenlikler piksel cinsinden bulundu. Piksel değerleri ile dozlar arasında kalibrasyon eğrisi çizildi (Şekil 3-10). Bu eğriler, film dozimetrisiyle okunan piksel değerlerini doza çevirmek için kullanıldı. Film ışınlamalarında kullanılan dozlar, kalibrasyon eğrilerinin lineer bölgesinde seçildi.



Şekil 3-10: EBT3 filmin kalibrasyon eğrisi

### 3.2.3. Fantomun Bilgisayarlı Tomografisinin Çekilmesi ve Konturlanması

Çalışmamızda kullandığımız alderson rando fantom, her biri 2,5 cm kalınlığa sahip 35 yatay kesitten oluşmaktadır.

Alderson rando fantomun bilgisayarlı tomografi cihazında 1 mm aralıklarla görüntüleri alındı. Alınan görüntüler MultiPlan TPS'ne aktarıldı. Burada kritik organ olarak medulla spinalis, akciğer, kalp hacimleri belirlendi. Tümör hacmi olarak toraks bölgesindeki 8. vertebra (T8) üzerinde gross target volume (GTV) oluşturuldu.



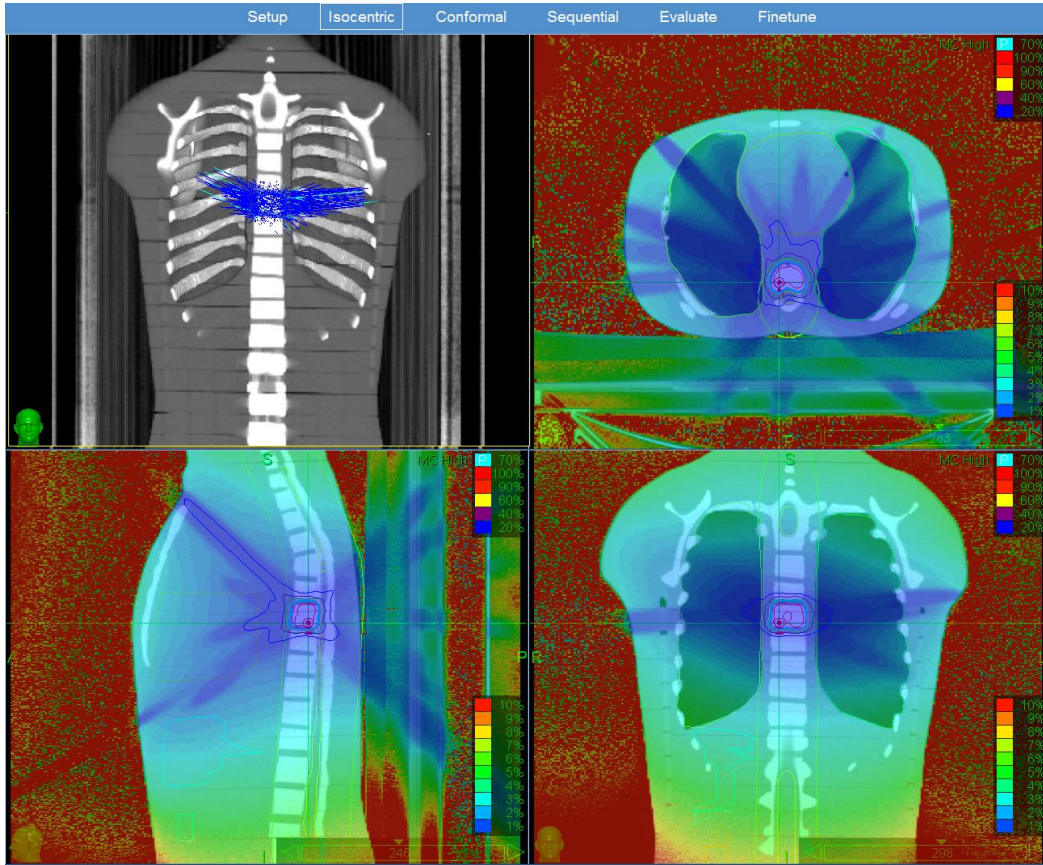
**Şekil 3-11. Fantomun Bilgisayarlı Tomografisinin Çekilmesi**

#### **3.2.4. MultiPlan Tedavi Planlama sisteminde Planların Hazırlanması**

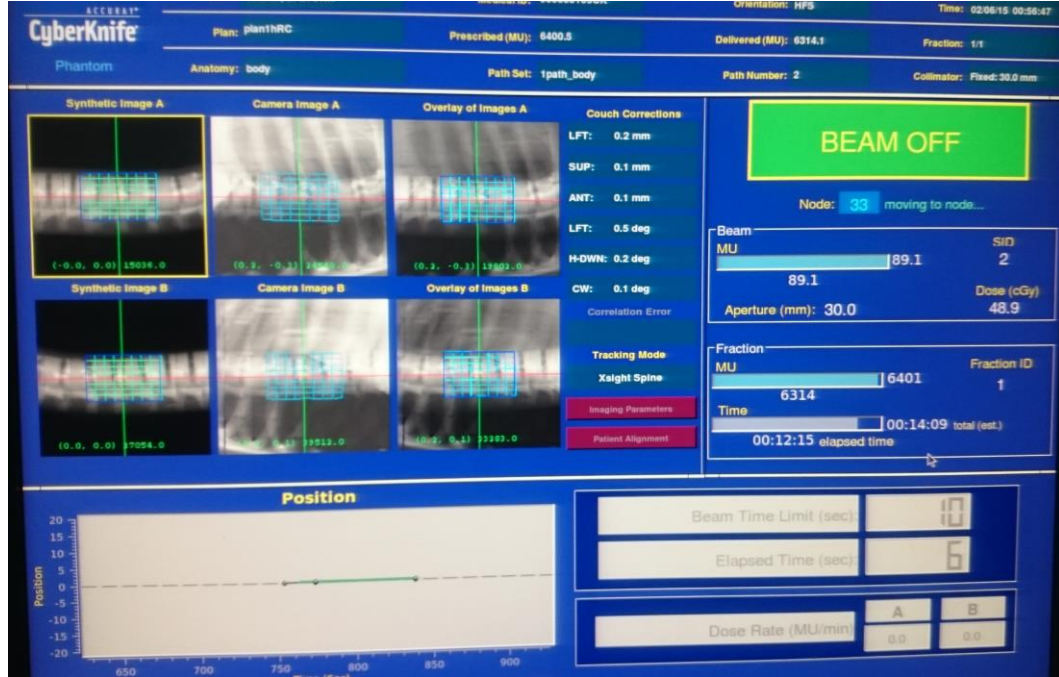
Tedavi planı için hedef hacmin çapına göre 15 mm ve 30 mm lik fixed kolimatörler seçildi. Konformal plan oluşturmak ve alan dışı dozları azaltmak için GTV nin 2 mm ve 5 mm uzağında kabuk volümler (shell) oluşturuldu. Kabuk volümler için uygun doz sınırlamaları ile GTV için 500 cGy doz tanımlanarak optimizasyon sequential modda RC algoritması kullanılarak hesaplatıldı. İstenilen doz dağılımı elde edildikten sonra plan, high rezolüsyonda (yüksek çözünürlükte) tekrar hesaplatıldı. Gtv doz kapsamı %96 üzerinde olacak şekilde normalizasyon yapıldı ve plan kaydedildi. Daha sonra bu plan, ışın parametreleri değiştirilmeden Monte Carlo algoritması kullanılarak %2 , %1 ve %0,2 belirsizliklerle ayrı ayrı Gaussian smooth ile 0,6 sigma değerinde hesaplatıldı ve Monte Carlo algoritmasıyla bu üç farklı plan kaydedildi.

Yapılan bu planlarda 49 nodda 76 ışın kullanıldı. Planlar tek fraksiyon için oluşturularak her bir ışın 25 MU dan az olmayacak şekilde planlandı.

Daha sonra oluşturulan bu planlar CyberKnife cihazına network ağı ile gönderilerek vertebra izleme yöntemiyle fantom sabitlenip ışınlama yapılmıştır.



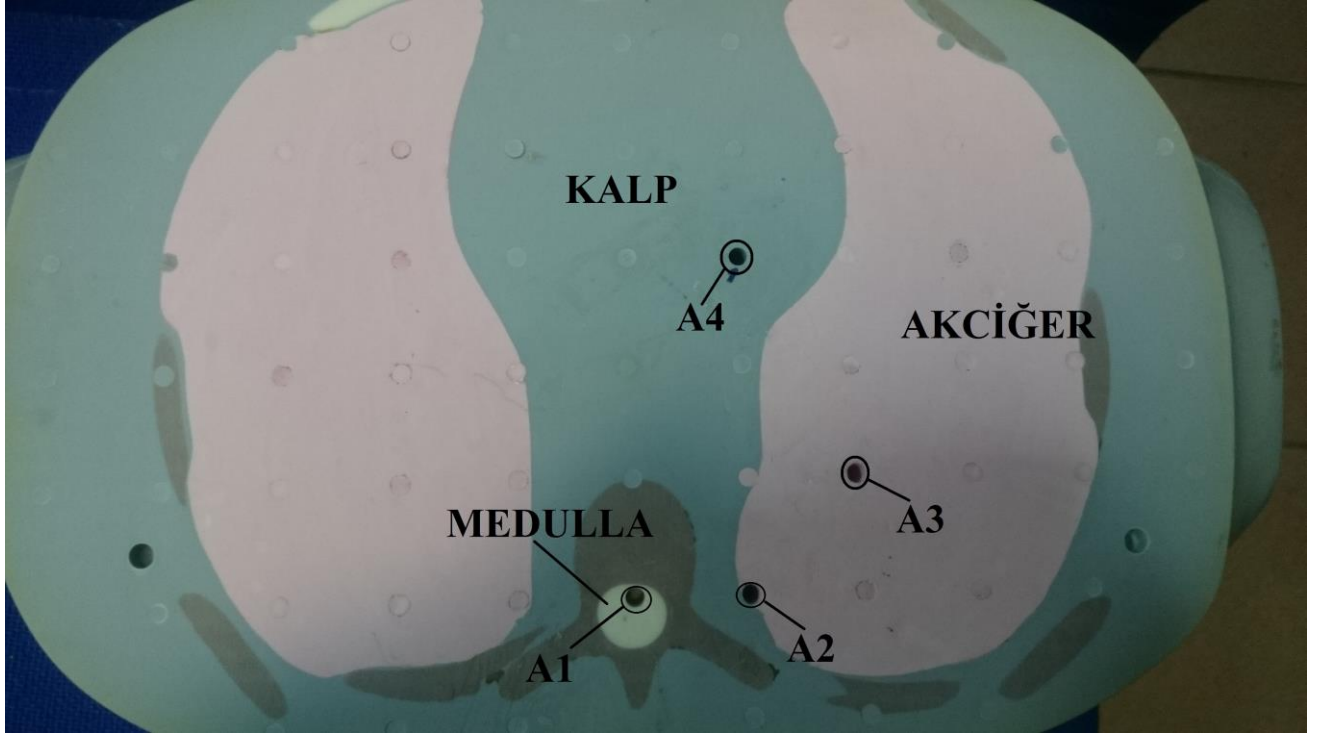
**Şekil 3-12: Vertebra planlarının MC algoritmasıyla hesaplatılması**



Şekil 3-13. Vertebra İzleme Yöntemi

### 3.2.5. Kritik organlar üzerinde belirlenen noktalardaki dozların Termolüminesans Dozimetriyle ve EBT3 film ile Ölçülmesi

Tedavi planlama bilgisayarında, daha önceden tomografi görüntüleri oluşturulmuş alderson rando fantom üzerine hazırlanan medulla spinalis, akciğer ve kalp gibi kritik organların üzerlerinde Şekil 3-14. teki gibi belirlenen noktalardaki deliklere TLD rodı yerleştirilerek deliklerin üzerlerine film konulmuştur. Daha sonra rando fantom CyberKnife robotik radyocerrahi cihazına gönderilerek yapılan planlar doğrultusunda her bir plan üzerinden üç ayrı ışınlama yapılmıştır. Her bir ışınlama yapıldıktan sonra TLD ler üzerinde oluşan dozlar FIMEL-LTM TLD okuyucu ile okunmuştur. Ayrıca ışınlanan filmler de Epson Expression 10000XL Film Tarayıcısı ile taratılıp Mephysto mc<sup>2</sup> 1.3 yazılımı ile okunmuştur. Ölçümlerde Fimel marka GR-200A silindirik rodlar ve EBT3 film kullanılmıştır.



**Şekil 3-14. Işınlanan randofantom kesiti ( A1:medulla spinalis, A2:akciğer-doku birleşim yeri, A3: akciğer, A4: kalp )**

### **3.2.6. TLD ve EBT3 Film ile Yapılan Ölçümlerin TPS'deki Bilgilerle Karşılaştırması**

Tedavi planlama bilgisayarında, Ray-Trace, Monte Carlo %2 belirsizlik Monte Carlo %1 belirsizlik ve Monte Carlo %0,2 belirsizlik ile hazırlanan dört farklı planın alderson rando fantom üzerinde belirlenen noktalarda (A1, A2, A3, A4) doz değerleri TLD rod'ları ve EBT3 filimleri ile belirlendi. Ölçülen ve tedavi planlama sisteminden elde edilen doz değerleri excel programı kullanılarak karşılaştırıldı.

### **3.2.7. TPS'de ki Planların Değerlendirilmesi**

GTV'nin dozimetrik indisleri; conformity indeks (CI), homojenite indeks (HI), new conformity indeks (nCI) değerlendirildi. Planların toplam MU değerleri ile tedavi planlarının oluşturulma süreleri ve ışınlama süreleri değerlendirildi. Dozimetrik indisler aşağıdaki gibi tanımlanır:

CI; Tanımlanan izodoz volümün, tanımlanan izodoz ile kapsanan GTV volümüne oranıdır. GTV'nin şekline ne kadar uygun doz dağılımın elde edildiğinin göstergesidir.

HI; Maksimum dozun, tanımlanan doza oranıdır. GTV içinde ne kadar homojen doz dağılımının elde edildiğinin göstergesidir.

% Kapsama; GTV'nin yüzde ne kadarının tanımlanan dozu aldığının göstergesidir. Çalışmamızda, GTV'nin enaz %96'sı kapsanacak şekilde planlar yapıldı.

nCI; GTV'nin şekline ne kadar uygun doz dağılımı elde edilebilse de bazen tanımlanan dozun oluşturduğu volüm, GTV volümü ile örtüşmemektedir. Tanımlanan dozun oluşturduğu GTV'nin şekline göre doz hattının, ne kadarının GTV'yi kapsadığının göstergesidir. Yani conformity indeks ile % kapsamanın her ikisinin de sağlanması esasına dayanmaktadır.

## 4. BULGULAR

### 4.1. Ray-Trace Algoritması ile Hesaplanan Planların Ölçüm ve TPS’de Okunan Değerleri

|                   | A1       | A2       | A3     | A4   |
|-------------------|----------|----------|--------|------|
| TPS(cGy)          | 480      | 210      | 70     | 25   |
| TLD 1.ÖLÇÜM (cGy) | 488      | 200      | 64     | 26   |
| TLD 2.ÖLÇÜM (cGy) | 490      | 205      | 71     | 24   |
| TLD 3.ÖLÇÜM (cGy) | 485      | 202      | 66     | 28   |
| TLD ORT±SD (cGy)  | 487±2,51 | 202±2,51 | 67±3,6 | 26±2 |
| FARK (%)          | 1,43     | 3,96     | 4,47   | 3,84 |

Tablo 4-1. Ray-Trace Tld-Tps değerleri

|                    | A1       | A2       | A3      | A4   |
|--------------------|----------|----------|---------|------|
| TPS(cGy)           | 480      | 210      | 70      | 25   |
| FİLM 1.ÖLÇÜM (cGy) | 492      | 206      | 70      | 29   |
| FİLM 2.ÖLÇÜM (cGy) | 491      | 200      | 68      | 27   |
| FİLM 3.ÖLÇÜM (cGy) | 487      | 200      | 60      | 25   |
| FİLM ORT±SD (cGy)  | 490±2,64 | 202±3,46 | 66±5,29 | 27±2 |
| FARK (%)           | 2,04     | 3,96     | 6,06    | 7,4  |

Tablo 4-2. Ray-Trace Tps-film değerleri

#### 4.2. Monte Carlo Algoritması Kullanılarak %2 Belirsizlikle Hesaplanan Planların Ölçüm ve TPS’de Okunan Değerleri

|                   | A1    | A2      | A3      | A4     |
|-------------------|-------|---------|---------|--------|
| TPS(cGy)          | 455   | 200     | 68      | 28     |
| TLD 1.ÖLÇÜM (cGy) | 483   | 221     | 87      | 28     |
| TLD 2.ÖLÇÜM (cGy) | 480   | 215     | 69      | 25     |
| TLD 3.ÖLÇÜM (cGy) | 477   | 210     | 75      | 25     |
| TLD ORT±SD (cGy)  | 480±3 | 215±5,5 | 77±9,16 | 26±1,7 |
| FARK (%)          | 5,2   | 6,9     | 11,6    | 7,7    |

Tablo 4-3. MC %2 Tld-Tps değerleri

|                    | A1    | A2      | A3    | A4     |
|--------------------|-------|---------|-------|--------|
| TPS(cGy)           | 455   | 200     | 68    | 28     |
| FİLM 1.ÖLÇÜM (cGy) | 480   | 195     | 70    | 23     |
| FİLM 2.ÖLÇÜM (cGy) | 485   | 210     | 76    | 25     |
| FİLM 3.ÖLÇÜM (cGy) | 490   | 210     | 82    | 30     |
| FİLM ORT±SD (cGy)  | 485±5 | 205±8,6 | 76±6  | 26±3,6 |
| FARK (%)           | 6,18  | 2,43    | 10,52 | 7,7    |

Tablo 4-4. MC %2 Tps-film değerleri

#### 4.3. Monte Carlo Algoritması Kullanılarak %1 Belirsizlikle Hesaplanan Planların Ölçüm ve TPS’de Okunan Değerleri

|                   | A1    | A2       | A3   | A4        |
|-------------------|-------|----------|------|-----------|
| TPS(cGy)          | 348   | 165      | 70   | 19        |
| TLD 1.ÖLÇÜM (cGy) | 345   | 171      | 69   | 17        |
| TLD 2.ÖLÇÜM (cGy) | 340   | 168      | 67   | 20        |
| TLD 3.ÖLÇÜM (cGy) | 344   | 162      | 68   | 22        |
| TLD ORT±SD (cGy)  | 345±1 | 167±4,58 | 68±1 | 19,6±2,51 |
| FARK (%)          | 0,87  | 1,19     | 2,94 | 3,06      |

Tablo 4-5. MC %1 Tld-Tps değerleri

|                    | A1       | A2      | A3       | A4     |
|--------------------|----------|---------|----------|--------|
| TPS(cGy)           | 348      | 165     | 70       | 19     |
| FİLM 1.ÖLÇÜM (cGy) | 350      | 169     | 69       | 21     |
| FİLM 2.ÖLÇÜM (cGy) | 346      | 160     | 65       | 18     |
| FİLM 3.ÖLÇÜM (cGy) | 360      | 175     | 69       | 21     |
| FİLM ORT±SD (cGy)  | 352±7,21 | 168±7,5 | 67,6±2,3 | 20±1,7 |
| FARK (%)           | 1,13     | 1,78    | 3,5      | 5      |

Tablo 4-6. MC %1 Tps-film değerleri

**4.4. Monte Carlo Algoritması Kullanılarak %0,2 Belirsizlikle Hesaplanan Planların Ölçüm ve TPS’de Okunan Değerleri**

|                          | <b>A1</b> | <b>A2</b> | <b>A3</b> | <b>A4</b> |
|--------------------------|-----------|-----------|-----------|-----------|
| <b>TPS(cGy)</b>          | 400       | 172       | 74        | 21        |
| <b>TLD 1.ÖLÇÜM (cGy)</b> | 397       | 169       | 64        | 22        |
| <b>TLD 2.ÖLÇÜM (cGy)</b> | 395       | 171       | 74        | 20        |
| <b>TLD 3.ÖLÇÜM (cGy)</b> | 399       | 170       | 78        | 23        |
| <b>TLD ORT±SD (cGy)</b>  | 397±2     | 170±1     | 72±7,2    | 21,6±1,52 |
| <b>FARK (%)</b>          | 0,75      | 1,17      | 2,7       | 2,7       |

**Tablo 4-7. MC %0,2 Tld-Tps değerleri**

|                           | <b>A1</b> | <b>A2</b> | <b>A3</b> | <b>A4</b> |
|---------------------------|-----------|-----------|-----------|-----------|
| <b>TPS(cGy)</b>           | 400       | 172       | 74        | 21        |
| <b>FİLM 1.ÖLÇÜM (cGy)</b> | 394       | 174       | 78        | 20        |
| <b>FİLM 2.ÖLÇÜM (cGy)</b> | 394       | 171       | 72        | 19        |
| <b>FİLM 3.ÖLÇÜM (cGy)</b> | 400       | 180       | 80        | 22        |
| <b>FİLM ORT±SD (cGy)</b>  | 396±3,46  | 175±4,58  | 76,6±4,1  | 20,3±1,5  |
| <b>FARK (%)</b>           | 1,01      | 1,71      | 3,39      | 3,4       |

**Tablo 4-8. MC %0,2 Tps-film değerleri**

#### 4.5. Conformity İndeks (CI), Homojenite İndeks (HI), New Conformity İndeks (nCI) Değerleri

|                      | CI   | HI   | nCI  |
|----------------------|------|------|------|
| RAY-TRACE            | 1,16 | 1,43 | 1,2  |
| MONTE CARLO ( %2 )   | 1,18 | 1,47 | 1,22 |
| MONTE CARLO ( %1 )   | 1,16 | 1,43 | 1,2  |
| MONTE CARLO ( %0,2 ) | 1,16 | 1,43 | 1,2  |

Tablo 4-9. CI, HI, nCI değerleri

#### 4.6. Planların Tedavi Süreleri, Işınlama Süreleri ve Toplam MU Değerleri

|                            | RAY-TRACE | MONTE CARLO ( %2 ) | MONTE CARLO ( %1 ) | MONTE CARLO ( %0,2 ) |
|----------------------------|-----------|--------------------|--------------------|----------------------|
| PLANLAMA SÜRELERİ (DAKİKA) | 15        | 10                 | 27                 | 480                  |
| İŞİNLAMA SÜRELERİ (DAKİKA) | 24        | 24                 | 90                 | 93                   |
| TOPLAM MU DEĞERLERİ        | 6400,53   | 6408,67            | 6321,42            | 6352,85              |

Tablo 4-10. Tedavi, Işınlama süreleri ve Toplam Mu değerleri

#### 4.7. Planlarda Oluşan Maksimum Doz Değerleri

|                      | MAKSİMUM DOZ ( cGy) |
|----------------------|---------------------|
| RAY-TRACE            | 714,29              |
| MONTE CARLO ( %2 )   | 735,29              |
| MONTE CARLO ( %1 )   | 714,29              |
| MONTE CARLO ( %0,2 ) | 714,29              |

Tablo 4-11. Maksimum doz değerleri

## 5.TARTIŞMA

CyberKnife robotik radyocerrahi tedavisi ile hem intrakranyal hem ekstrakranyal lezyonlar ışınlanabilmektedir. Bu sistemde invaziv immobilizasyon aracı kullanmak yerine hedef, tedavi süresi boyunca takip edilmektedir. Kritik yapılara çok yakın olmaları nedeniyle cerrahi şansı mümkün olmayan lezyonlarda cerrahiye eşdeğer tedavi imkânı sunmaktadır.[44]

Yerleşim yeri ve klinik özellikleri nedeniyle opere edilemeyen beyin tümörlerinin düzensiz şekilleri veya omurga gibi yapıların kritik yapılara yakın olmaları sebebiyle, kritik yapıların daha iyi korunması açısından stereotaktik radyocerrahi ve stereotaktik radyoterapi bu tümörlerin tedavisinde iyi bir alternatif olmaktadır. Stereotaktik radyocerrahi ile tek ya da birkaç fraksiyonda, iyi tanımlanmış hedefe yüksek radyasyon dozu verilirken, normal dokular ve kritik yapılar milimetrenin altında bir hassasiyetle korunabilmektedir.

Vertebra lezyonlarının SBRT tedavisinde medulla gibi çok kritik yapıların tolerans dozlarını aşmamak için TPS’de planlama yapılırken hedef hacime verilen doz ile ışınlama esnasında hedef hacmin aldığı dozun birbiriyle örtüşmesi çok önemlidir. Bu yüzden TPS’de hesaplama yapılırken belirsizlikleri en alt seviyeye düşürebilecek algoritmalar kullanılması önemlidir. SBRT tedavi planının ve uygulama tekniklerinin karmaşıklığı sebebiyle yapılan planın doğruluğunun kontrolü çok önemlidir. Hastaya uygulanan tedavinin doğruluğunu kontrol etmek için birçok dozimetrik yöntem bulunmaktadır. Dozimetrik kontrol yönteminde, hastanın bir referans noktasındaki nokta dozun doğrulanması önemli bir adımdır.

Yaptığımız çalışmada SBRT tekniği ile tedavi edilen vertebra tümörü göz önüne alındı. Bu tümör için insan benzeri fantom üzerinde sanal GTV hacmi ve kritik organlar çizildi. Çizilen bu GTV ve kritik organ dozları üzerinden bir hasta gibi tedavi alanları belirlenip tedavi planı oluşturuldu. Vertebranın toraks bölgesinde T8 seviyesinde bulunan tüm vertebraya tek fraksiyonda toplam 5 Gy ( 500 cGy ) doz verildi. CyberKnife cihazı ile yapılan tedavinin planlaması MultiPlan ( versiyon 4.5.3 ) tedavi planlama sisteminde ( TPS ) yapıldı. Yapılan bu tedavi planı Ray-Trace ve Monte Carlo ( MC ) hesaplama algoritmaları ile ayrı ayrı hesaplatıldı. Monte Carlo algoritması ile

%2, %1 ve %0,2 belirsizlikle planlar hesaplatıldı. Bu tedavi planlarında, T8 seviyesinde bulunan GTV'ye yakın kritik organ olarak da omurilik, kalp, akciğer ve GTV ye en yakın akciğer doku birleşim noktasının aldığı dozlar gözlemlendi. Aynı zamanda kritik organların aldığı dozların ölçülmesinde dozimetrik olarak termolüminesans rodler ve Gafchromic EBT3 film kullanıldı.

Bu çalışmanın amacı, tedavi planlama sisteminde hesaplanan doz değerleri ile EBT3 film ve termolüminesans rodleri kullanılarak ölçülen kritik organ dozlarını karşılaştırıp hem tedavi planlama sisteminin dozimetrik kontrolünü sağlamak hem de çalışmanın sonucuna bakarak vertebra tümörlerinde CyberKnife cihazında uygulanan SBRT tekniğinin hangi hesaplama algoritmasının uygun olduğunu tespit etmektir.

TLD ile yapılan nokta doz ölçümü sonucunda;

CK tedavi cihazıyla ışınlanan ve TLD ile yapılan nokta doz ölçümü sonucunda, Ray-Trace algoritması kullanılarak; MultiPlan TPS ve TLD'ler arasındaki fark maksimum %4,47 bulunurken, minimum %1,43 olarak, MultiPlan TPS ve Gafchromic EBT3 film arasındaki fark maksimum %6,06 bulunurken, minimum %2,04 olarak bulunmuştur. Monte Carlo algoritması %2 belirsizlik ile kullanıldığında; MultiPlan TPS ve TLD'ler arasındaki fark maksimum %11,6 bulunurken, minimum %5,2 olarak, MultiPlan TPS ve Gafchromic EBT3 film arasındaki fark maksimum %10,52 bulunurken, minimum 2,43 olarak bulunmuştur. Monte Carlo algoritması %1 belirsizlik ile kullanıldığında; MultiPlan TPS ve TLD'ler arasındaki fark maksimum %3,06 bulunurken, minimum %0,87 olarak, MultiPlan TPS ve Gafchromic EBT3 film arasındaki fark maksimum %5 bulunurken minimum %1,13 olarak bulunmuştur. Monte Carlo algoritması %0,2 belirsizlik ile kullanıldığında; MultiPlan TPS ve TLD'ler arasındaki fark maksimum %2,7 bulunurken minimum %0,75 olarak, MultiPlan TPS ve Gafchromic EBT3 film arasındaki fark maksimum %3,4 bulunurken minimum %1,01 olarak bulunmuştur.

Bu çalışmada T8 bölgesinde bulunan tüm vertebraya 1x5 Gy doz verilerek ışınlanmıştır. CK cihazında ışınlanan omurilik, kalp, akciğer ve akciğer doku birleşimindeki dozları ray-trace algoritması kullanılarak TLD ile sırasıyla ortalama;  $487 \pm 2,51$  cGy,  $26 \pm 2$  cGy,  $67 \pm 3,6$  cGy,  $202 \pm 2,51$  cGy ve film ile sırasıyla ortalama;  $490 \pm 2,64$  cGy,  $27 \pm 2$  cGy,  $75 \pm 1$  cGy,  $202 \pm 2,64$  cGy olarak, monte carlo algoritması ile %2 belirsizlikle hesaplanarak TLD ile sırasıyla ortalama;  $480 \pm 3$  cGy,  $26 \pm 1,7$  cGy,

77±9,16 cGy, 215±5,5 cGy ve film ile sırasıyla ortalama; 485±5 cGy, 26±3,6 cGy, 76±6 cGy, 205±8,6 cGy olarak, monte carlo algoritması %1 belirsizlikle hesaplanarak TLD ile sırasıyla ortalama; 345±1 cGy, 19,6±2,51 cGy, 68±1 cGy, 167±4,58 cGy ve film ile sırasıyla ortalama; 352±7,21 cGy, 20±1,7 cGy, 67,6±2,3 cGy, 168±7,5 cGy olarak, monte carlo algoritması ile %0,2 belirsizlik ile hesaplanarak TLD ile sırasıyla ortalama; 397±2 cGy, 21,6±1,52 cGy, 72±7,2 cGy, 170±1 cGy ve film ile sırasıyla ortalama; 396±3,46 cGy, 20,3±1,5 cGy, 76,6±4,1 cGy, 175±4,58 cGy olarak ölçülmüştür.

Ölçüm sonuçlarına bakarak, TPS'ler ile hesaplanan ve dozimetrik olarak ölçülen doz değerleri arasındaki fark en az TLD ölçümleri ile elde edildi. TPS'ler ile hesaplanan ve dozimetrik olarak ölçülen değerler arasındaki en büyük fark ise Gafchomic EBT3 film kullanılarak yapılan ölçümler sonucunda bulundu.

CK planlama sistemi için optimizasyonda kullanılan parametreler ve geçen optimizasyon süreci planlama sonucuna doğrudan etki etmektedir. Çalışmamızın bu kısmında CK tedavi cihazının tedavi planlama sistemi kullanılarak yapılan planlardan alınan veriler ile CI, HI ve nCI dozimetrik parametre değerleri incelendi. Kullanılan kolimatör boyutu ve sayısı CI için önemli bir etkindir. Küresel hedeflerde hedefi en iyi saracak kolimatör seçimi hem CI bakımından uygun sonuçlar verirken hem de sağlıklı dokuların en az oranda etkilenmesine olanak sağlar. Çalışmamızda kullanılan algoritmalarda CI için yalnızca Monte Carlo %2 belirsizlik ile hesaplatılan tedavi planında 1,18 bulunmuş, Ray-Trace ve Monte Carlo %1 ve %0,2 belirsizlikleriyle hesaplanan tedavi planında 1,16 bulunmuştur. Yaptığımız çalışmada Monte Carlo %2 belirsizlikle hesaplanan tedavi planında CI, HI ve nCI değerleri diğer algoritma hesaplamalarına göre iyi çıkmamıştır. Ancak Ray-Trace ve Monte Carlo %1 ile %0,2 belirsizlikleri ile hesaplanan planlarda CI, HI ve nCI değerleri aynıdır.

Bu çalışmamızda stereotaktik vertebra radyoterapisinde Ray-Trace algoritması ile Monte Carlo algoritmasının %2, %1 ve %0,2 belirsizlikleri kullanılarak hesaplatılan planlarda; Monte Carlo %2 belirsizliği ile hesaplatılan tedavi planında TPS ile dozimetrik sonuçlar arasında yüksek farklılıklar oluşmuştur. Ancak Ray-Trace algoritması ile hesaplanan planda ve MC algoritmasının belirsizlik düzeyini %1 ve %0,2 olarak azaltarak hesapladığımız planlarda TPS ile dozimetrik değerler arasındaki farklılıklar gittikçe azalmaktadır. Bu da bize verilen dozun kritik organlar üzerindeki etkisinin ne kadar olduğunu daha iyi vermektedir.

Çalışmamızda MC algoritmasının %1 ve %0,2 belirsizlikle hesaplanan planları özellikle inhomojenitesi yüksek bölgelerde Ray-Trace algoritmasına göre daha iyi sonuçlar vermiştir. Akciğer kritik organı üzerinde Ray-Trace algoritması ile hesaplatılan planda TPS ile TLD arasındaki fark %4,47 iken TPS ile EBT3 film ile arasındaki fark %6,06 olarak bulunmuştur. MC %1 belirsizlikle hesaplatılan planda TPS İLE TLD arasındaki fark %2,94 iken TPS ile EBT3 film arasındaki fark % 3,5 olarak bulunmuştur. MC %0,2 belirsizlikle hesaplatılan planda TPS İLE TLD arasındaki fark 2,7 iken TPS ile EBT3 film arasındaki fark %3,39 olarak bulunmuştur.

Çalışmamızda Ray-Trace algoritması ile MC %2, %1 %0,2 belirsizlikle hesaplatılan planların tedavi planlama süreleri sırasıyla; 15 dakika ( dk ) ,10 dk, 27 dk, 480 dk olarak hesaplandı.ışınlama süreleri ise sırasıyla 24 dk, 24 dk, 90 dk ve 93 dk olarak hesaplandı. Mc algoritmasının belirsizlik değeri azaldıkça tedavi planlama süresi ve ışınlama süresi oldukça uzun sürmektedir.

Christian C. ve ark.[45] CyberKnife cihazı ile toraks bölgesindeki omurga lezyonunda Ray-Trace ve Monte Carlo algoritmalarının karşılaştırmasını yaptığı çalışmada; hasta planlarında iki farklı algoritma ile yaptığı planda ve MC algoritması %1,5 belirsizlikle hesaplatarak özellikle inhomojen yapılarda Ray-Trace algoritmasına göre daha iyi sonuç verdiğini tespit etmiştir. Ayrıca Ray-Trace algoritmasının MC algoritmasına göre oldukça hantal olduğunu tespit etmiştir. Bizim sonuçlarımız bu sonuçlar ile uyumludur.

Ray-Trace algoritması Monte Carlo algoritması ile karşılaştırıldığında; inhomojen yapılarda Ray-Trace algoritması TPS ile TLD arasındaki doz farkı yüzdesini daha yüksek vermektedir. Bu yüzden tümöre verilen dozun aslında tümörün aldığı görüldüğü halde vermek istenilen doz miktarı tam olarak verilemiyor. Özellikle inhomojen yapılarda MC daha tutarlı sonuçlar verdiği için bu şekilde hem hedef hacmin aldığı doz hem de kritik yapıların aldığı dozlar daha net hesaplanabiliyor.

Bu çalışmada inhomojen yapı olan akciğerde MC algoritmasının %1 belirsizlik düzeyiyle hesaplatılan TPS ile TLD'de okunan dozları sırasıyla;70 cGy ve  $68 \pm 1$  cGy iken arasındaki fark %2,94 olarak bulunmuştur. Ray-Trace algoritmasının TPS ile TLD'de okunan dozları sırasıyla; 70 cGy ve  $67 \pm 3,6$  iken arasındaki fark %4,47 olarak bulunmuştur. Ray-Trace algoritması inhomojenitesi yüksek dokularda MC algoritmasının % 1 belirsizlikle hesaplatılan planları ile dozimetrik olarak ölçülen doz değerleri arasında daha fazla doz farkı bulmuştur.

Vincent W.C. Wu ve ark.[47] 33 merkezi ve periferik akciğer hastasının tedavi planı üzerinde yaptığı çalışmada Kritik organları omurilik, özafagus ve akciğer olarak belirlemiştir. MultiPlan üzerinde planları MC algoritmasının %1 belirsizlik düzeyiyle ve Ray-Trace algoritması ile ayrı ayrı hesaplatarak bu iki algoritmanın planlar üzerindeki etkisini araştırmıştır. Merkezi akciğer hastası planlarında CI ve HI değerleri Ray-Trace algoritmasına göre sırasıyla 1,27 ve 0,25 iken MC algoritmasına göre ise sırasıyla 1,46 ve 0,33 olarak bulmuştur. Ray-Trace algoritması ile TPS'de bulunduğu maksimum doz değerleri özafagus ve omurilikte sırasıyla  $16,3 \pm 11,3$  cGy ve  $12,2 \pm 7,9$  iken MC ile TPS'de bulunduğu değerler sırasıyla  $16,1 \pm 10,9$  ve  $11,8 \pm 7,7$  olarak bulmuştur. Bizim çalışmamızda ise; Ray-Trace ve MC %1 algoritmaları ile hesaplanan planların TLD ölçümü ile omurilikteki doz değerleri sırasıyla,  $487 \pm 2,51$  ve  $345 \pm 1$  olarak bulunmuştur. Bizim çalışmamıza göre omurilik MC %1 ile çok daha iyi korunmaktadır.

Vincent W.C. Wu ve ark.[47] Ray-Trace algoritmasının MC algoritmasına göre inhomojenitesi yüksek dokularda %10,9 ile %13,1 arasında fazla doz gösterdiğini tedavi planlama sistemi üzerinde tespit etmiştir. Bizim çalışmamızda iki algoritma aynı doz değerine sahip ancak dozimetrik ölçümlerde Ray-Trace MC ye göre TPS'de daha fazla doz okumuştur. Bizim çalışmamız bu sonuca uygundur.

Vincent W.C. Wu ve ark.[47] yaptıkları bu çalışmada MC %1 ve Ray-Trace algoritması ile hesaplanan planların hesaplama sürelerini sırasıyla  $44,6 \pm 31,9$  dakika ve  $4,8 \pm 2,8$  dakika bulmuştur ve MC algoritmasının daha yavaş olduğunu tespit etmiştir. Bizim çalışmamızda ise sırasıyla 27 dakika ve 15 dakikadır. Bizim çalışmamız bu sonuca uygundur.

Subhash C. ve ark.[46] CyberKnife cihazı ile tedavilerde MC algoritmasının klinik etkilerini araştırdığı çalışmada; Ray-Trace algoritması Monte Carlo algoritması ile karşılaştırıldığında; inhomojen ortam olan akciğerde Ray-Trace algoritması ile yaptığı planda verdiği doz ile hedef hacmi %97,7 kapsadığını, MC algoritması ile yaptığı planda hedef hacmi %69,2 kapsadığını bulmuştur. Böylece TPS de Ray-Trace MC algoritmasına göre akciğer dokusunun daha fazla doz aldığını göstermiştir. Bizim çalışmamız bu sonuca uygundur.

Özellikle ikincil ışınlamalarda omurilik gibi önemli yapıların daha az doz alması için yapılan planların TPS de ki aldığı doz ile gerçekte aldığı dozun yakın olması hayati önem taşımaktadır. Bu çalışmamızda Ray-Trace algoritması ile yaptığımız planlamada TPS ile TLD arsında ki fark %1,43 iken, MC algoritmasının %2 belirsizlikle

hesapladığımız planında bu fark %5,2 olarak bulundu. MC algoritmasının %1 ve %0,2 belirsizlikleri ile hesaplanan planlarda sırasıyla bu fark; %0,87 ve %0,75'tir. Bu nedenle omuriliğe yakın tümörlerde MC algoritması belirsizliği düşürülerek daha iyi koruma sağlamaktadır. Ancak belirsizlik azaldıkça planlama ve ışınlama süreleri çok fazla artmaktadır.

Bu çalışmamızda Ray-Trace algoritması ve Monte Carlo algoritmasının %2, %1 ve %0,2 belirsizlikleriyle hesaplanarak yapılan planlarda oluşan maksimum dozlar sırasıyla 714,29 cGy, 735,29 cGy, 714,29 cGy ve 714,29 cGy olarak bulundu.

Sonuç olarak; Çalışmamızda MC algoritmasının %2 belirsizliği ile hesaplatılan planın sonuçları %1 ve %0,2 belirsizlikle hesaplatılan planlara ve Ray-Trace algoritması ile hesaplatılan plana göre kötü sonuçlar verdiği tespit edildi. MC algoritması %2 belirsizliğin altındaki değerlerde daha anlamlı sonuçlar verdi.

Elektron düzensizliğini hesaba katan MC algoritması inhomojen yapılarda Ray-Trace algoritmasına göre çok daha iyi doz hesabı yaptığı tespit edildi.

MC algoritması kullanılarak yapılan planlarda belirsizlik azaldıkça tedavi süresi artmaktadır. Vertebra metastazı hastalarda ağrı fazla olduğundan tedavinin uzun sürmesi klinik uygulama olarak dezavantaj sağlamaktadır.

Çalışmamızda spinal tümöre çok yakın olan omurilikte MC algoritması Ray-Trace algoritmasına göre daha iyi koruma sağlamıştır.

## KAYNAKLAR

1. E Spezi A L Angelini, F Romani and A Ferri. Characterization of a 2D ion chamber array for the verification of radiotherapy treatments. *Physics in Medicine and Biology* 2005; 50: 3361-3373.
2. Collins S.P, Coppa N.D, Zhang Y, Collins B.T, McRae D. A, Jean W.C. CK Radiosurgery in the treatment of Complex Skull Base Tumors: Analysis of Planning Parameters. *Radiation Oncology*. 2006; 1(46):1-10.
3. Galvin J.M, Bednarz G. Quality Assurance Procedures for Stereotactic Body Radiation Therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2008; 71(1): 122-125.
4. Gerszten PC, Ozhasoglu C, Burton SA, et al. CyberKnife frameless stereotactic radiosurgery for spinal lesions: clinical experience in 125 cases. *Neurosurgery*. 2004;55(1):89–98.
5. Degen JW, Gagnon GJ, Voyadzis JM, et al. CyberKnife stereotactic radiosurgical treatment of spinal tumors for pain control and quality of life. *J Neurosurgery Spine*. 2005;2(5):540–49.
6. Lemoigne Y, Caner A. *Radiotherapy and Brachytherapy*. Springer, Netherlands, 2009.
7. Taylor A, Powell M.E.B. Intensity-Modulated Radiotherapy-What is it? *Cancer Imaging* 2004; 4:68-73.
8. Ding GX, Duggan DM, Lu B, et al. Impact of inhomogeneity corrections on dose coverage in the treatment of lung cancer using stereotactic body radiation therapy. *Med Phys*. 2007;34(7):2985-2994.
9. Das IJ, Ding GX, Ahnesjö A. Small fields: nonequilibrium radiation dosimetry. *Med Phys*. 2008;35(1):206-215.
10. Leksell L. The stereotaxic method and radiosurgery of the brain. *Acta Chir Scand* 1951;102(4):316-9.

11. Heck B, Jess-Hempfen A, Kreiner HJ, Schöpgens H, Mack A. Accuracy and stability of positioning in radiosurgery: long-term results of the Gamma Knife system. *Med Phys* 2007;34(4):1487-95.
12. Martin A, Gaya A. Stereotactic body radiotherapy: a review. *Clin Oncol (R Coll Radiol)* 2010;22(3):157-72.
13. IAEA. Podgorsak E.B. technical editor. Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, Vienna, 2005.
14. CK-028096A-TRK. CyberKnife® Tedavi Uygulama Klavuzu.
15. Kilby W, Dooley J.R, Kuduvalli G, Maurer C.R.The CK Robotic Radiosurgery System in 2010.Technology in Cancer Research and Treatment. 2010; 9(5):433-452.
16. CK-028098B-TRK. CyberKnife® Fizik Esasları Klavuzu.
17. Maniere E, Olender D, Kilby W, Schulz R.A. Robotic Whole Body Stereotactic Radiosurgery: Clinical Advantages of the Integrated System. *Int.J. Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*. 2005;1(2): 28-39.
18. Kilby W, Dooley J.R, Kuduvalli G, Maurer C.R.The CK Robotic Radiosurgery System in 2010.Technology in Cancer Research and Treatment. 2010; 9(5):433-452.
19. Antypas C, Pantelis E. Performance Evaluation of a CK G4 Image-guided Robotic Stereotactic Radiosurgery System.*Physics in Medicine and Biology*. 2008; 53(17):4697-4718.
20. Dieterich S, Cavedon C, Chuang C.F, Cohen A.B, Garrett J.A, Lee C.L, Lowenstein J.R, d'Souza M.F, Taylor D.D, Wu X, Yu C. Report of AAPM TG 135: Quality Assurance for Robotic Radiosurgery. *Medical Physics*. 2011; 38(6): 2914-2936.
20. Dieterich S, Cavedon C, Chuang C.F, Cohen A.B, Garrett J.A, Lee C.L, Lowenstein J.R, d'Souza M.F, Taylor D.D, Wu X, Yu C. Report of AAPM TG 135: Quality Assurance for Robotic Radiosurgery. *Medical Physics*. 2011; 38(6): 2914-2936.
22. CK-700071\_D. Technical Training for Physicists- Physics Essentials. 2008.
23. CK-028096B-TRK. CyberKnife® Tedavi Planlama Sistemi Kullanım Kılavuzu.

24. Sharma S. C, Ott J.T, Williams J. B, Dickow D. Clinical Implications of Adopting Monte Carlo Treatment Planning for Cyberknife.J. Appl. Clin. Med. Phys. 2010; 11 (1).

25. Khan F.M. The Physics of Radiation Therapy 3rd Edition. Lippincott Williams & Wilkins Company, USA, 2010.

26. Ma C.M, Li J.S, Deng J, Fan J. Implementation of Monte Carlo Dose Calculation for Cyberknife Treatment Planning. Journal of Physics. 2008; 102 (1):

27. Accuray Monte Carlo Dose Calculation Algorithm for The CyberKnife Robotic Radiosurgery System Report. 2010.

28. Reynaert N, Marck S, Schaart D, Zee W, Tomsej M, Vliet C, Jansen J, Coghe M, Wagter C, Heijmen B. Monte Carlo Treatment Planning;Nederlandse Commissie Voor Stralings dosimetrie-Report 16 of The Netherlands Commission On Radiation Dosimetry. Netherlands, 2006.

29. Wilcox E. E, Daskalov G. M, Lincoln H, Shumway R. C, Kaplan B. M, Colasanto J. M. Comparison of Planned Dose Distributions Calculated by Monte Carlo And Ray-Trace Algorithms for The Treatment of Lung Tumors With Cyber Knife: A Preliminary Study In 33 Patients. 2010; 77 (1) : 277-288.

30. Chetty I. J. C, Rosu M, McShan D. L, Benedick A. F, Randall K. H, The Influence of Beam Model Differences In The Comparison of Dose Calculation Algorithms for Lung Cancer Treatment Planning. Physics in Medicine and Biology. 2007; 50(5): 801-815.

31. International Atomic Energy Agency, Radiation Oncology Physics: A Handbook For Teachers And Students, Vienna, 2005.

32. Nur Necmettin, Ametistlerin Termoluminesans Yöntemiyle Dozimetrik Karakteristliğinin Analiz Edilmesi, Çukurova Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi. ADANA,2010.171(7).

33. European Society for Therapeutic Radiology and Oncology (ESTRO) (2006). Methods for in vivo dosimetry in external radiotherapy. Van Dam, J., Marinello, G. Booklet no:1. Second Edition. Belgium. 37-51.

34. Podgorsak, E.B. (2005). Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. Vienna, Austria: IAEA.

35. Demir B, Koca A, Günhan B, Karaçam S, Öber A. Comparison between measured and manufacturers' data of dosimetric parameters of external radiotherapy devices. Cerrahpaşa J Med 2003; 34: 28-35.

36. User's Manuel Cyrus, 1996.

37. Instruction Manuel of ART Phantoms" Radiology Support Devices.

38. [http://www.healthcare.philips.com/main/products/ct/products/ct\\_brilliance\\_16\\_slice/index.wpd](http://www.healthcare.philips.com/main/products/ct/products/ct_brilliance_16_slice/index.wpd)

39. <http://www.fimel.fr/FimelEn/TL%20products.htm>

40. Instruction Manuel Of RW3 Solid Water Phantom, PTW Freiburg.

41. Epson Expression 10000XL Film Tarayıcısı  
<http://files.support.epson.com/pdf/ex10kg/ex10kgsl.pdf>

42. Gafchromic® EBT3 Film:  
<http://online1.ispcorp.com/enUS/gafchromic/Pages/ProductDetail.aspx?BU=GafChromic&prdId=41046>

43. Mephysto mc2 1.3 Yazılımı:  
<http://www.laconline.com/cgi-bin/laconline/00189.html>

44. Collins S.P, Coppa N.D, Zhang Y, Collins B.T, McRae D. A, Jean W.C. CK Radiosurgery in the treatment of Complex Skull Base Tumors: Analysis of treatment Planning Parameters. Radiation Oncology. 2006; 1(46):1-10

45. Christian C. Okoye, MD1, Ravi B. Patel, Comparison of Ray Tracing and Monte Carlo Calculation Algorithms for Thoracic Spine Lesions Treated With CyberKnife Based Stereotactic Body Radiation Therapy, Technology in Cancer Research & Treatment 1-7 2015.

46. Subhash C. Sharma, Joseph T. Ott, a Jamone B. Williams, Danny Dickow Parkview Comprehensive Cancer Center, Fort Wayne, IN USA-JOURNAL OF APPLIEDCLINICAL MEDICAL PHYSICS, VOLUME 11 NUMBER 1, WINTER 2010.

47. Vincent W.C. Wu, Kwok-wah Tam, Shun-ming Tong, Department of Health Technology & Informatics,1 Hong Kong Polytechnic University. 2013:14-5

## ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel Bilgiler

|                  |                        |                  |                |
|------------------|------------------------|------------------|----------------|
| <b>Adı</b>       | ALİ                    | <b>Soyadı</b>    | EFETÜRK        |
| <b>Doğ. Yeri</b> | İSKENDERUN             | <b>Doğ. Tar.</b> | 30.01.1987     |
| <b>Uyruğu</b>    | TÜRKİYE CUMHURİYETİ    | <b>TC Kim No</b> |                |
| <b>Email</b>     | aliefeturk80@gmail.com | <b>Tel</b>       | 0507 469 99 69 |

### Eğitim Düzeyi

|                 | Mezun Olduğu Kurumun Adı                          | Mez. Yılı |
|-----------------|---------------------------------------------------|-----------|
| <b>Doktora</b>  |                                                   |           |
| <b>Yük.Lis.</b> | İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü | 2015      |
| <b>Lisans</b>   | İstanbul Üniversitesi                             | 2010      |

### İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

|    | Görevi           | Kurum                   | Süre (Yıl - Yıl) |
|----|------------------|-------------------------|------------------|
| 1. | Sağlık Fizikçisi | İ.Ü. Onkoloji Enstitüsü | 2014 -           |
| 2. |                  |                         | -                |
| 3. |                  |                         | -                |

| Yabancı Dilleri | Okuduğunu Anlama* | Konuşma* | Yazma* | KPDS/ÜDS Puanı | (Diğer) Puanı |
|-----------------|-------------------|----------|--------|----------------|---------------|
| İngilizce       | İyi               | Orta     | İyi    |                | 83,75         |
|                 |                   |          |        |                |               |

\*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

|                      | Sayısal  | Eşit Ağırlık | Sözel    |
|----------------------|----------|--------------|----------|
| <b>LES Puanı</b>     | 90,58678 | 89,29822     | 71,21344 |
| <b>(Diğer) Puanı</b> |          |              |          |

### Bilgisayar Bilgisi

| Program                           | Kullanma becerisi |
|-----------------------------------|-------------------|
| CMS XiO Treatment Planning System | İyi               |
| Eclipse Treatment Planning System | İyi               |

### Yayınları/Tebliğleri Sertifikaları/Ödülleri

### Özel İlgi Alanları (Hobileri):