



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ACIBADEM ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**ROBOTİK KOLLU LİNEER HIZLANDIRICI
CİHAZI TEDAVİ PLANLAMASINDA
KULLANILAN MONTE CARLO VE RAY
TRACING HESAPLAMA ALGORİTMALARININ
KARŞILAŞTIRILMASI**

MELİH ULUER

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI
SAĞLIK FİZİĞİ YÜKSEK LİSANS PROGRAMI**

DANIŞMAN

Prof.Dr. Meltem SERİN

İSTANBUL-2014



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ACIBADEM ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ROBOTİK KOLLU LİNEER HIZLANDIRICI CİHAZI
TEDAVİ PLANLAMASINDA KULLANILAN MONTE
CARLO VE RAY TRACING HESAPLAMA
ALGORİTMALARININ KARŞILAŞTIRILMASI

MELİH ULUER
YÜKSEK LİSANS TEZİ

RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI
SAĞLIK FİZİĞİ YÜKSEK LİSANS PROGRAMI

DANIŞMAN
Prof.Dr. Meltem SERİN

İSTANBUL-2014

TEZ ONAYI

Kurum :Acıbadem Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Programın seviyesi :Yüksek Lisans (X) Doktora ()

Anabilim Dalı : Radyasyon Onkolojisi

Tez Sahibi : Melih ULUER

TEZ BAŞLIĞI : Robotik Kollu Lineer Hızlandırıcı Cihazı Tedavi Planlamasında Kullanılan Monte Carlo ve Ray Tracing Hesaplama Algoritmalarının Karşılaştırılması

Sınav Yeri : Acıbadem Maslak Hastanesi

Sınav Tarihi : 26.12.2014

Tez tarafımızdan okunmuş, kapsam ve kalite yönünden Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

Danışman (Unvan, Adı, Soyadı)

Kurumu

İmza

Prof.. Dr. Meltem SERİN

Acıbadem Üniversitesi

Sınav Jüri Üyeleri (Unvan, Adı, Soyadı)

Yukarıdaki jüri kararı Enstitü yönetim Kurulu'nun/...../..... tarih ve sayılı kararı ile onaylanmıştır.

Prof. Dr. Mert ÜLGEN

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

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.

26/12/2014

MELİH ULUER

İTHAF

Beni her konuda destekleyen aileme ithaf ediyorum.

MELİH ULUER

TEŞEKKÜR

Tezimde bilgi ve deneyimlerini benden esirgemeyen, değerli hocam Prof.Dr Meltem SERİN'e

Aldığım klinik eğitimler süresince onkoloji ve klinik bilgilerini paylaşan değerli hocalarım Prof. Dr. Enis ÖZYAR ve Doç. Dr. Banu Atalar'a,

Tez hazırlama süresince beni sabırla dinleyip, fikir paylaşımında bulunan Medikal Fizik Uzmanı değerli insan Gökhan AYDIN'a ve eğitimimin başından beri bilgilerini benden esirgemeyen, birlikte çalışmaktan onur duyduğum hocalarım Bülent YAPICI ve Görkem GÜNGÖR'e,

Medikal Fizik eğitimine ve kariyerine benimle başlayan, beraber geçirdiğimiz ve geçireceğimiz bütün zamanlarda benimle hayatı paylaşan, destek olan, güç veren dostlarım, kıymetli insanlar Burak BAŞLANGIÇ ve Emre Mustafa KARADEMİR'e,

Eğitimim süresince değerli bilgilerini benimle paylaşan Acıbadem Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Radyasyon Onkolojisi Ana Bilim Dalı öğretim üyelerine,

Medikal Fizik sektörüne adım atmamı sağlayan ve desteğini esirgemeyen değerli hocam Güngör ARSLAN'a,

Eğitim sürecinde ve tezimin son aşamasında bilgilerini paylaşan değerli hocam Prof.Dr. Rian DİŞÇİ'ye,

Tezim süresince sevgi ve sabırlarımı benden esirgemeyen çok değerli aileme,

Teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	3
BEYAN.....	5
İTHAF	6
TEŞEKKÜR	7
İÇİNDEKİLER	8
TABLolar LİSTESİ.....	11
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	12
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	13
ÖZET.....	14
ABSTRACT	16
1. GİRİŞ VE AMAÇ	18
2. GENEL BİLGİLER.....	19
2.1. AKCİĞER KANSERİ.....	19
2.2. STEREOTAKTİK VÜCUT RADYOTERAPİSİ	20
2.3. ROBOTİK KOLLU LİNEER HIZLANDIRICI	21
2.3.1. Görüntü Eşliğinde Radyoterapi ve Takip Algoritmaları	22
2.3.1.1. İşaretleyici Takip Algoritması :	23
2.3.1.2. Omurga Takip Algoritması :	23
2.3.1.3. Senkron Takip Algoritması :	24
2.3.1.4. Akciğer Takip Algoritması :	24
3. MATERYAL VE METOT	25
3.1. MATERYALLER	25
3.1.1. TEDAVİ PLANLAMA SİSTEMİ	25
3.1.1.1. Eşmerkezli Optimizasyon.....	25
3.1.1.2. Sıralı Optimizasyon	25
3.1.2. Ray Tracing Doz Hesaplama Algoritması	26
3.1.3. Monte Carlo Doz Hesaplaması Algoritması	27
3.1.4. PTW SemiFlex İyon Odası	29
3.1.5. Elektrometre	30

3.1.6. Fantomlar	30
3.1.6.1. PTW Universal Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Doğrulama Doğrulama Fantomu.....	30
3.1.6.2. PTW RW3 Fantom Seti.....	31
3.1.7. Siemens Somatom Definition Flash BT.....	32
3.2. METOT	33
3.2.1. Monte Carlo ve Ray Tracing Algoritmalarının Farklı Ortamlardaki Doz Dağılımlarının Hesaplama ve Ölçüm ile Karşılaştırılması	33
3.2.1.1. Homojen Fantom.....	33
3.2.1.2. A Heterojen Fantom	34
3.2.1.3. B Heterojen Fantom	36
3.2.2. Hasta Planlarında Algoritma Karşılaştırılması.....	37
3.2.3. Monte Carlo Hesaplarında Belirsizlik Parametresinin Doz Değişimine Etkisi	39
3.2.4. Monte Carlo ve Ray Tracing Algoritmalarının Karşılaştırılması.....	39
3.2.5. Hesaplama Algoritmalarının Karşılaştırılmasında İstatiksel Çalışma	40
4. BULGULAR	41
4.1. FARKLI FANTOM SETLERİNDE MONTE CARLO VE RAY TRACING ALGORİTMLARININ DOZ DAĞILIMLARININ HESAPLAMA VE ÖLÇÜM İLE KARŞILAŞTIRILMASI.....	41
4.2. MONTE CARLO HESAPLARINDA BELİRSİZLİK PARAMETRESİNİN DOZ DEĞİŞİMİNE ETKİSİ.....	42
4.2.1. Konformite İndeksi (CI).....	42
4.2.2. Homojenite İndeksi (HI)	43
4.2.3. Hedef Kapsanması.....	43
4.2.4. Sıcak Nokta Doz Değerleri	44
4.2.5. Spinal Kord Doz Değerleri.....	44
4.2.6. Karşı Akciğer Doz Değerleri.....	45
4.2.7. Işınlanan Akciğer Doz Değerleri.....	45
4.3. AYNI NORMALİZASYON DEĞERİNDE MONTE CARLO VE RAY TRACING FARKLARI	46
4.3.1. Konformite İndeksi	46
4.3.2. Homojenite İndeksi	47
4.3.3. Hedef Kapsanması.....	47

4.3.4. Sıcak Nokta Doz Değerleri	48
4.3.5. Spinal Kord Doz Değerleri.....	48
4.3.6. Karşı Akciğer Doz Değerleri.....	49
4.3.7. Işınlanan Akciğer Doz Değerleri.....	49
4.4. AYNI HEDEF SARIM DEĞERİNDE MONTE CARLO VE RAY TRACING FARKLARI.....	50
4.4.1. Konformite İndeksi	50
4.4.2. Homojenite İndeksi	51
4.4.3. Normalizasyon Değerleri	51
4.4.4. Sıcak Nokta Doz Değerleri	52
4.4.5. Spinal Kord Doz Değerleri.....	52
4.4.6. Karşı Akciğer Doz Değerleri.....	53
4.4.7. Işınlanan Akciğer Doz Değerleri.....	53
4.5. TEDAVİ SÜRELERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI.....	54
5. TARTIŞMA	56
6. SONUÇ.....	62
7. KAYNAKLAR	63
7.1.1. Kurum.....	66

TABLolar LİSTESİ

Tablo 4.1 Fantom setlerinde Monte Carlo ve Ray Tracing algoritmalarının karşılaştırılması	42
Tablo 4.2 Konformite İndeksi	42
Tablo 4.3 Homojenite İndeksi.....	43
Tablo 4.4 Hedef Sarımı	43
Tablo 4.5 Sıcak Nokta Dozlar	44
Tablo 4.6 Spinal Kord Dozları	44
Tablo 4.7 Karşı Akciğer Dozları.....	45
Tablo 4.8 Işınlanan Akciğer Minimum, Ortalama ve Maksimum Dozları	45
Tablo 4.9 Işınlanan Akciğer V5, V10 ve V20 Dozları	46
Tablo 4.10 Konformite İndeksi	46
Tablo 4.11 Homojenite İndeksi.....	47
Tablo 4.12 Hedef Sarımı	47
Tablo 4.13 Sıcak Nokta Dozlar	48
Tablo 4.14 Spinal Kord Dozları	48
Tablo 4.15 Karşı Akciğer Minimum, Ortalama ve Maksimum Dozları	49
Tablo 4.16 Işınlanan Akciğer Minimum, Ortalama ve Maksimum Dozları	49
Tablo 4.17 Işınlanan Akciğer V5, V10 ve V20 Dozları	50
Tablo 4.18 Konformite İndeksi	50
Tablo 4.19 Homojenite İndeksi.....	51
Tablo 4.20 Normalizasyon	51
Tablo 4.21 Sıcak Nokta Dozlar	52
Tablo 4.22 Spinal Kord Dozları	52
Tablo 4.23 Karşı Akciğer Minimum, Ortalama ve Maksimum Dozları	53
Tablo 4.24 Işınlanan Akciğer Minimum, Ortalama ve Maksimum Dozları	53
Tablo 4.25 Işınlanan Akciğer V5, V10 ve V20 Dozları	54
Tablo 4.26 Monitor Unit	54

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 3.1 Cyberknife.....	22
Şekil 3.2 Cyberknife doz oluşum şeması	29
Şekil 3.3 PTW Semifex İyon odası	29
Şekil 3.4 PTW Webline Elektrometre.....	30
Şekil 3.5 PTW Universal Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Doğrulama Fantomu.....	31
Şekil 3.6 PTW RW3 Fantomu	31
Şekil 3.7 Siemens Flash Bilgisayarlı Tomografi.....	32
Şekil 3.8 Homojen fantom	34
Şekil 3.9 A Heterojen fantom	35
Şekil 3.10 B Heterojen fantom.....	36
Şekil 3.11 Perifer yerleşimli tümöral lezyon.....	38
Şekil 3.12 Santral yerleşimli tümöral lezyon	38

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

SBRT	: Stereotaktik Vücut Radyoterapisi
RTOG	: "Radiation Therapy Oncology Group"
CK	: "Cyberknife"
RAT	: "Ray Tracing"
MC	: "Monte Carlo"
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
Gy	: "Gray"
DRR	: "Digitally-Reconstructed Radiograph"
YART	: Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi
IGRT	: Görüntü Eşliğinde Radyoterapi
MU	: "Monitor Unit"
HU	: "Hounsfield Unit"
CI	: Konformite İndeksi
HI	: Homojenite İndeksi
V5	: 5 Gy alan hacim
V10	: 10 Gy alan hacim
V20	: 20 Gy alan hacim
DVH	: Doz Hacim Histogram

ÖZET

Bu çalışmada, robotik kollu lineer hızlandırıcı cihazı tedavi planlamasında kullanılan Monte Carlo ve Ray Tracing hesaplama algoritmalarının karşılaştırılması amaçlanmıştır. Robotik kollu lineer hızlandırıcı cihazı ile yapılan uygulamalar, "Ray Tracing" ve "Monte Carlo" hesaplama algoritmaları ile farklı fantom setler kullanılarak karşılaştırılmıştır. Ayrıca küçük hücre dışı akciğer kanseri tanısı olarak Cyberknife ile tedavi uygulama endikasyonu konulan 10 hastada tedavi planlamaları yine Ray Tracing ve Monte Carlo hesaplama algoritmaları kullanılarak karşılaştırılmıştır. Homojen ve heterojen ortamlardaki algoritma farklarını gözlemek amacı ile 3 farklı fantom set oluşturulmuştur ve iki algoritma ile doz dağılımları karşılaştırılmıştır. Fantom setlerindeki Monte Carlo hesaplamaları % 1'lik belirsizlik değeri ile hesaplatılmıştır. Küçük hücreli dışı akciğer kanserli hasta için Ray Tracing ile Monte Carlo planları, aynı hedef kapsanması ve aynı normalizasyon planları yapılarak iki farklı şekilde karşılaştırılmıştır. Ayrıca Monte Carlo algoritması % 0,5'lik, % 1'lik ve % 2'lik belirsizlik hesaplamaları kendi içinde karşılaştırılmıştır. Çalışmada hedef dozları; CI, HI, hedef kapsam değeri, MU, sıcak nokta doz değerleri ve kritik organ dozları; spinal kord, karşı ve ışınlanan taraftaki akciğer dozları karşılaştırılmıştır. Yapılan hesaplamalar sonucunda, fantom setlerde iki algoritma arasında homojen ortamda % 2 fark gözlemlenirken, heterojen ortamlarda, yani hava yoğunluğu fazla setlerde referans ölçüm noktalarındaki doz değerlerinde ortalama \pm % 3 fark gözlemlenmiştir. Hasta planı karşılaştırılmalarında ise algoritmalar arasında ortalama % 14 'lük bir hedef kapsam farkı vardır ve Ray Tracing algoritmasının 54 Gy tanımlanan dozun Monte Carlo algoritması ile yapılan hesaplamalarda 46.5 Gy 'lik doza karşılık geldiği gözlemlenmiştir. Monte Carlo algoritmasında, Ray Tracing ile aynı hedef kapsanma değerine ulaşmak için ise, normalizasyon değeri ortalama % 5 azalmıştır. Monte Carlo algoritması farklı belirsizlik değerleri arasında yapılan planlarda ise hesaplama süreleri ve kritik organ dozları belirgin farklar yaratmıştır. Monte Carlo algoritması ile farklı belirsizlik değerlerinde yapılan planlamalar sonucunda spinal kord maksimum dozunda anlamlı bir fark görülmemiştir ($p = 0,232$). Işınlanan ve karşı taraftaki akciğer minimum ve ortalama dozları incelendiğinde anlamlı fark olduğu görülmüştür ($p =$

0,001). Ray Tracing ve Monte Carlo algoritmalarının, hedef kapsam değerleri aynı tutulacak yapılan planlarda spinal kord değerlerinde anlamlı bir farka ulaşılmıştır ($p = 0,028$), fakat normalizasyon değerleri aynı tutularak yapılan planlamalarda bu fark anlamsızdır ($p = 0,508$). Hedef kapsam değerleri aynı tutularak yapılan planlamalarda ışınlanan taraftaki akciğer dozlarında maksimum ($p = 0,037$), karşı taraftaki akciğer dozlarında ise minimum ($p = 0,015$) değerlerde anlamlı fark gözlemlenmiştir. Normalizasyon değerleri aynı tutularak yapılan planlarda ise ışınlanan taraftaki akciğer maksimum doz değerleri ($p = 0,007$) ile 20 Gray alan hacim (V20) değerlerinde ($p = 0,024$) ve karşı taraftaki akciğer minimum ($p = 0,011$) ve ortalama ($p = 0,011$) dozlarında anlamlı farklar olduğu görülmüştür.

Anahtar Kelimeler: Monte Carlo, Ray Tracing, Cyberknife, Belirsizlik Değeri

ABSTRACT

In this study, we aimed to compare Monte Carlo and Ray Tracing calculation algorithms used in the robotic arm linear accelerator therapy planning. Different phantom sets were compared using Ray Tracing and Monte Carlo calculation algorithms of Cyberknife treatment planning system Multiplan. These calculation algorithms were also compared in 10 non-small cell lung cancer patients previously treated treatment plans with Cyberknife Stereotactic Radiotherapy. Three different phantom sets were created to the impact of homogeneous and heterogeneous media on treatment planning algorithms. Monte Carlo algorithm has been calculated in phantom set with %1 uncertainty. All treatment plans have been made using similar target coverage and normalization values for both algorithms. Monte Carlo algorithm was also compared for %0.5, %1 and %2 uncertainty values. Main objective is in this study was comparison of CI, HI target coverage values, MU's, hotpoint values, spinal cord and lung doses. Our results have shown a difference of %2 in homogeneous media phantom sets for two algorithms. Furthermore, in heterogeneous media which has more air density, both algorithms differ approximately \pm % 3. When patient treatments plans compared, there is %14 difference in target coverage between RAT and MC algorithms. Total dose calculated as 54 Gy with Ray Tracing algorithm was found be 46.5 Gy when Monte Carlo algorithm was used. Normalization value of MC algorithm is decreased %5 to achieve the same coverage value of Ray Tracing algorithm.

There are significant differences in calculation times and critical organ doses for different uncertainty values. There is no statistical significance on spinal cord values between different uncertainty values ($p=0,232$). When we look at irradiated and contralateral lung, we have found statistical significance ($p = 0,001$) between two algorithms. When same target coverage is used for RAT and MC calculation treatments, statistically significance was observed for spinal cord values ($p = 0,028$), but when same normalization value was used statistical significance was disappeared ($p = 0,508$). Target coverage values was also same with significant difference, for maximum lung dose ($p = 0.037$) and for minimum lung dose ($p = 0.015$). When the

normalization values were same a significant difference, was found for maximum dose at the ipsilateral lung ($p = 0.007$) and for volume which receives 20 Gray dose (V20) ($p = 0.024$) and for the minimum ($p = 0.011$) and mean contralateral lung dose ($p = 0.011$).

.

Key words : Monte Carlo, Ray Tracing, Cyberknife, Uncertainty

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Cyberknife (CK), günümüzde Stereotaktik Vücut Radyoterapisi (SBRT) tedavilerinde öne çıkan lineer hızlandırıcı cihazlarından biridir. Kranial ve ekstrakranial yerleşimli hedeflerin tedavilerinde altı boyutta hareket edebilme özelliği ile radyoterapide önemli bir yere sahiptir.

Ray Tracing (RAT) ve Monte Carlo (MC) hesaplama algoritmaları CK Multiplan sisteminde kullanılan algoritmalar. Cyberknife cihazında tedaviler milimetre boyutunda kolimatörler kullanılarak uygulanmaktadır. Bu nedenle tedavi doğruluğu ve hesaplama algoritmalarının doğruluğu önem kazanmıştır. Ancak homojen ve heterojen ortamlarda yapılan planlarda hesaplama algoritmalarının farklılık gösterdiği görülmüştür.

Bu çalışmada RAT ve MC hesaplama algoritmaları, çeşitli heterojeniteler içeren fantom setlerinde nokta doz ölçümleri ve robotik kollu lineer hızlandırıcı ile tedavi uygulanmış olan akciğer hastalarının hedef ve kritik organlardaki dozlar açısından karşılaştırılarak, algoritmalar arasındaki farkları gözlemlemek amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. AKCİĞER KANSERİ

Akciğer, göğüs kafesinin içinde sağda üç lob ve solda iki lob halinde bulunan temel solunum organıdır ve ana görevi vücudun solunum işlevini yerine getirmektir. Akciğer kanseri ilk olarak 1410 yılında Saksonya’da Schbeerge maden ocaklarında çalışan işçiler arasında tanımlanmıştır.. Ancak otopsi raporlarına dayanan ilk akciğer kanseri olguları 1851 yılında ABD’de bildirilmiştir^[1].

Akciğer kanseri, genetik yapısı değişmiş atipik hücrelerin kontrolsüz çoğalması anlamına gelir. Akciğerdeki hücrelerin fonksiyonlarını kaybedip kontrolsüz olarak çoğaldığı vücudun başka bölgelerine yayılım göstererek ölüme yol açabilen bir hastalıktır.

Akciğer kanseri, kanser türleri içerisinde en çok görülen ve sonucu çoğunlukla ölümlerle sonuçlanan bir hastalıktır. Yirminci yüzyılda çok nadir görülen bir hastalık iken sigara kullanımının artması, sanayileşmenin sağlıksız bir şekilde büyümesi sonucu çok hızlı bir şekilde görülme insidansı yükselmiş ve kanser hastalıkları sıralamasında birinci sıraya yerleşmiştir. Çoğunlukla erkeklerde görülür. Fakat son yıllarda kadınlarda da sigara kullanımının artması dolayısıyla oranı artmaya başlamıştır^[2].

Akciğer kanseri teşhisi konulan hastalarda, tümörün evrelemesine göre cerrahi, eş zamanlı kemoradyoterapi, sadece radyoterapi veya kemoterapi tedavileri uygulanabilir. Küçük hücreli akciğer kanseri tedavisinde kemoradyoterapi veya kemoterapi öncelikle tercih edilir. Tümörün bulunduğu yer ve anatomik yapıya göre wedge rezeksiyon , lobektomi veya pnömonektomi gibi farklı cerrahi teknikleri planlanabilir. Radyoterapi ise lokal kontrolü arttırmak amacı ile cerrahi, kemoterapi tedavileri ile beraber veya tek başına uygulanabilir. Amaç radyobiyojik olarak daha hassas olan tümör hücrelerine lethal veya sublethal hasar vererek kanser hücrelerini yok ederken, normal yapılara minimum hasar vermektir ^[3,4,5].

2.2. STEREOTAKTİK VÜCUT RADYOTERAPİSİ

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. 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^[7].

Streotaktik vücut radyoterapisi kraniyal, torakal, abdominal, spinal ve pelvik bölgedeki erken evre primer kanserlerin kontrolünü sağlayan radyoterapi tekniğidir. 1 ile 5 fraksiyon olarak kullanılan bu tedavi tekniği, fraksiyon başına uygulanan yüksek dozlar ile ablatif bir tümör etkisi yaratırken, bunu birkaç fraksiyonda uygulayarak sınırlı normal doku iyileşmesini sağlamaktadır^[6]. Özellikle 4 cm'den küçük hedef hacimlerde doz dağılımında diğer radyoterapi tekniklerine göre avantajlar sağlamaktadır. Bu tedavi tekniğinde, çok sayıda farklı açılardan ışın demetleri hedef hacme yönlendirilmekte ve hedefte yüksek dozlara çıkılırken, hacim dışındaki sağlıklı dokularda maksimum doz düşüşü sağlanmaktadır. Bu nedenle her fraksiyonda tümörün tam doğrulukla ışınlanmasının yanında, sağlıklı dokularda oluşabilecek komplikasyonlar da azaltılmış olur.

Erken evre küçük hücreli dışı akciğer kanserinde esas tedavi yöntemi cerrahidir. Bu hastalarda radyoterapi cerrahiye alternatif olarak uygulanmıştır. Ancak bu yöntemle uygulanabilen tedavi dozu akciğer toleransı nedeniyle sınırlıdır. Ayrıca, primer tümör tedavisinin yanı sıra cerrahi sonrası tümörü nüks eden olgularda, az sayıda metastazı olan Evre IV akciğer kanserli olgularda kemoterapiyi takiben veya kemoterapi uygulanamayan olguların tedavisinde de uygulanabilir. Radyoterapi uygulamalarında, beş yıllık genel sağkalım ve hastalığa bağlı sağkalım %15-30 ve %25-30 olarak bildirilmektedir^[8]. Doz artışı ile lokal kontrolün arttığı bilinmektedir.

SBRT tedavi tekniği planlamaları, lineer hızlandırıcılarda, konformal, yoğunluk ayarlı radyoterapi, volümetrik modülasyonlu ark tedavisi şeklinde uygulanabilir iken, robotik kollu lineer hızlandırıcılarda tedavi planlama sisteminde yer alan eş merkezli yada sıralı optimizasyon ile yapılmaktadır. Bu uygulamalarda planlama sonrasında elde edilen doz dağılımı hedef açısından iki önemli parametre

ile değerlendirilir. Bunlardan biri konformite indeksidir. Konformite indeksi, reçete edilen izodoz hacminin, hedef hacim şekli ve boyutlarına benzerliğini ifade eder. Farklı şekilde tanımlanacak olunursa, reçete edilen dozun izodoz hacminin, hedef hacmine oranı olarak tanımlanır. CI, "1.0" değerine ne kadar yakın olursa yapılan planın kabul edilebilirliği artar ve ideale yakın bir konformite değeri olduğu kabul edilir.^[13]

$$" CI = \text{Reçete edilen izodoz} / \text{Hedef hacim} "$$

Bir diğer kriter ise homojenite indeksidir. Homojenite indeksi, hedef hacimde oluşan maksimum dozun, reçete edilen doza oranı olarak tanımlanır. HI, " 2.0 " değerine eşit yada küçük olması yapılan planın, RTOG 0236 protokolü ile uyumlu olduğunu ve kabul edilebilir olduğunu ifade etmektedir.^[16]

$$" HI = \text{Hedef hacim maksimum doz} / \text{Reçete edilen doz} "$$

2.3. ROBOTİK KOLLU LİNEER HIZLANDIRICI

Cyberknife, yaklaşık 20 yıl önce stereotaktik radyoterapi uygulamaları için geliştirilmiş çerçeve kullanımı gerektirmeyen yeni bir robotik radyocerrahi sistemidir. Ülkemizde bu teknoloji ilk olarak 2005 yılında uygulanmaya başlanmıştır.

CK Robotik Radyocerrahi sistemi, hassasiyeti yüksek olan, vücudun herhangi bir yerinde invaziv olmayan tümörlerde yüksek doz radyasyon demetleri ile tedavi imkanı sağlamaktadır. Kraniyel tümörlerin yanı sıra, ekstakraniyal tümörlerin tedavisinde de kullanılan robotik kollu lineer hızlandırıcı, hedef yada tümörün çevresindeki normal dokulara en az, tümör dokusuna ise mümkün olan en fazla radyasyonu vererek yok olmasını sağlar^[10].

İnvaziv olmayan stabilizasyon yöntemleri ve bütün tedavi boyunca pozisyon doğruluğunun kontrol edilebilmesi sayesinde stereotaktik radyoterapi vücudun çeşitli bölgelerinde kullanılabilir. Primer akciğer kanserlerinde ve akciğer metastazlarında, primer karaciğer kanserlerinde ve karaciğer metastazlarında, pankreas kanserlerinde, prostat kanserlerinde ve daha pek çok farklı kanser türünde farklı bölgelerde stereotaktik radyoterapi uygulamaları yapılabilmektedir.

Cyberknife, 6 MV X-ışını üretebilen, 6 boyutta yatak ve manipulatör hareketi ile tedavi esnasında hareket edebilme özelliği vardır. Sanal bir merkez etrafında, uzayda rastgele konumlanmış 120 nod noktasından 12 farklı yönde ışınlayabilme

özelliği ile tam 1440 farklı açıdan tedavi gerçekleştirilebilir. Böylece hedef hacme en yüksek doz verilirken tümörün hemen yanında ani doz düşmeleri sağlanmakta ve çevredeki hassas dokular korunmaktadır. 5, 7,5, 10, 12,5, 15, 20, 25, 30, 35, 40, 50, 60 mm konuları kullanılarak milimetre boyutundaki tümörlerin tedavisine olanak sağlamaktadır^[11,12].

Cyberknife tedavi sisteminde planlar kemik yapı, yumuşak doku yada vücudun içine metal, çelik yada altın işaretleyiciler konularak yapılmaktadır. Oluşturulan bu referans yapılar göre tedavi esnasında alınan görüntüler ile karşılaştırılarak, sabitleme ve ışınlanan bölgenin doğruluğu sağlanır. Bu yapılar tedavi esnasında farklı şekillerde kullanılmaktadır ve sistem içinde takip algoritmaları adını almaktadırlar. Hedef yerleşimi, fraksiyon sayısı, demet sayısı ve hastanın genel durumuna bağlı olarak 3 ile 5 arasında, her demet için görüntüler alınarak gerekli düzeltmeler yapılır.



Şekil 3.1 Cyberknife

2.3.1. Görüntü Eşliğinde Radyoterapi ve Takip Algoritmaları

Görüntü eşliğinde radyoterapi, tedavi sırasında sürekli görüntü rehberliği ile organ hareketlerini de dikkate alarak hedef tümörün ve normal dokuların

planlandığı gibi tedavi edilmesini sağlar. Bu teknikte 2 yada 3 boyutlu olarak görüntülerin elde edilmesi, elde edilen görüntülerin değerlendirilmesi sonucunda tedavinin doğruluğu ve hassasiyeti için gerekli düzeltme yapılır.

Tedavi sırasında, zemine ve tavana 45 ve 135 derece açıyla yerleştirilmiş iki X-ışını tüpü ve bu tüplere paralel dedektörler yardımıyla alınan kilovoltaj görüntüleri ile hastanın tedavi sırasındaki hareketi tespit edilebilmektedir. Planlama sırasında oluşturulan referans görüntüler ile anlık görüntüler eşleştirilerek pozisyon farklılığı 6 boyutlu olarak hesaplanır. Masa veya manipulator ile gerekli düzeltme yapılır.

2.3.1.1. İşaretleyici Takip Algoritması :

Cyberknife görüntüleme sisteminde genel olarak kemik eşleştirme yöntemi kullanılarak tedavi uygulanır. Bu algoritma, yumuşak dokularda veya bozuk omurga yapılarında kullanılır. DRR'leri ve gerçek zamanlı X-ışını görüntülerini analiz ederek görüntüler arasında ilişki kurup işaretleyici konumlarını belirleyen bir ayırma algoritmasıdır. İşaretleyicilerin 3 boyutlu konumlarından yola çıkarak tümörün yerini kendi bulmaktadır.

Kemik yapı olmadığı yerlerdeki takip için kullanılan metot için işaretleyiciler en az 3 adet olmak üzere tedaviden 1 hafta önce yerleştirilir. Altın veya çelikten yapılır. Çap 0,7 - 1,2 mm, uzunluk 3 – 6 mm ve tavsiye edilen işaretleyici sayısı 4 - 6 adettir. Başlıca endikasyonları yumuşak doku sarkomları, uygun yerleşimdeki akciğer tümörleri, prostat kanseri, serviks kanseri, karaciğer ve pankreas yerleşimli tümör ışınlamalarıdır.

Bu metot uygulanırken dikkat edilmesi gereken bazı noktalar vardır ; işaretleyiciler arası uzaklık en az 15 mm ve en az 15 derece açı ile yerleştirilmelidir, lezyondan en fazla 50 - 60 mm uzaklıkta olmalıdır.

IGRT için anlık ve referans görüntülerdeki işaretleyicilerin konum farklılıkları için gerekli 3 açısal, 3 doğrusal düzeltme sistem tarafından otomatik olarak hesaplanır ve düzeltmeler otomatik olarak uygulanır.

2.3.1.2. Omurga Takip Algoritması :

Omurga takip yöntemi, hastanın doğru tedavi edilmesi amacıyla omurga bölgesindeki iskelet yapıların izlenmesini sağlar. Hastanın doğru konumlandırılması

amacı ile BT çekiminden itibaren hastanın omurga yapısı düz ve sabit olacak şekilde tutulmalıdır.

Plandan gelen DRR`da tümöral bölgeye en yakın vertebranın seçilmesi, tedavinin uygulanması sırasında önemlidir. Ayrıca bu yöntem uygulanırken algoritma içinde düzeltme hesabı için gerekli "mesh" yapısının kullanılması gerekmektedir. Vertebra takibi için seçilen mesh boyutuna bağlı olarak 81 noktalık bir matriste referans ve anlık görüntüler karşılaştırılır.

2.3.1.3. Senkron Takip Algoritması :

Bu algoritma görüntülemeye bağlı olmayan, solunuma bağlı olarak hareket eden bölge ışınlamalarında tedavi takip algoritmasına ek olarak solunumla değişen vücut geometrisi ile hedefin konumunu ilişkilendirmeye yarayan bir algoritmadır. Hastaya özel bir yelek giydirilir ve yelek üzerine yerleştirilen 3 adet özel sinyal üreticiden sürekli gönderilen veriler özel kamera ile detekte edilir. Hastanın solunum profili modellenir. Buna bağlı olarak solunum sırasındaki hareket cihazın manipulatorüne aktarılır ve cihaz tedavi boyunca hastaya uygun solunum hareketi yapar.

2.3.1.4. Akciğer Takip Algoritması :

Akciğer takip yöntemi, akciğerde işaretleyiciler kullanılmaksızın aşağıdaki koşulları sağlayan akciğer tümörlerini doğru ve otomatik olarak izleyebilir:

- Tüm yönlerde 15 mm'den büyük tümör çapı.
- Akciğerin periferal bölgesindeki tümör yerleşimi.
- Tümör konumu, görüntüleme geometrisindeki projeksiyon görüntülerinde iskelet yapılarınca tümüyle kapatılmamış.

Akciğer takip yöntemi, hasta pozisyon düzeltmesini gerçekleştirmek için başlangıçta omurga takip yöntemini kullanır. Tedavi uygulaması sırasında akciğer takip yöntemi, tümörün hasta solunum biçimlerine bağlı hareketinin izlenmesinde senkron solunum takip sistemi ile birlikte kullanılır. Diğer izleme yöntemlerinden farklı olarak hedef tümörün doğru pozisyonunda olup olmadığını kontrol eder.

3. MATERYAL VE METOT

3.1. MATERYALLER

3.1.1. TEDAVİ PLANLAMA SİSTEMİ

3.1.1.1. Eşmerkezli Optimizasyon

Multiplan sistemi, kullanıcının ışın demetlerini eşmerkezli olarak hedeflemesine olanak sağlar. Tanımlanan her eşmerkez için her tedavi manipülatörü nodundan tek bir ışın demeti, tanımlı eşmerkeze yönelir. Tek ya da çoklu eşmerkez tedavilerinde, 1 veya 2 yoldan gelen ışın demetlerini kullanarak tanımlı bir eşmerkeze tedavi uygulama yoluyla tedavi süresini kısaltılabilir. Bu yetenek, özellikle eşmerkezlerin çapı aynı olmadığında yararlıdır.

Multiplan sisteminde eşmerkez, 2D görüntülerde yansıtılan bir küre olarak gösterilir, öyle ki gösterilen çap, kolimatörün nominal çapıdır. Belirli bir kolimatör için alan büyüklüğü 800 mm SAD olarak tanımlandığından, gövdeye uygulanan tedavilerde gerçek alan büyüklüğü, nominal alan büyüklüğünden fazladır. Gövde yollarının tipik SAD değerleri 900 ile 1000 mm arasındadır.

3.1.1.2. Sıralı Optimizasyon

Sıralı optimizasyondaki planlama amaçlarının formülasyonu, birden fazla amacın tek bir değer fonksiyonunda bir arada gruplanıp aynı anda optimize edildiği daha geleneksel optimizasyon süreçlerinden farklılık göstermektedir. Sıralı optimizasyon algoritması, bir dizi bağımsız optimizasyon adımı olarak, sırayla yürütülür. Her adımda belirli bir klinik amaca karşılık gelmek üzere tasarlanmış tek bir amaç değer fonksiyonuna uygulanan bir lineer programlama optimizasyonu gerçekleştirilir. Uygun olan amaçlar arasında tanımlı bir doz seviyesine göre hedef hacmin maksimum doz değeri, hedef hacimdeki doz homojenliği, hedef hacim etrafında doz konformitesi, kritik yapılar için maksimum veya ortalama dozun minimize edilmesi ve toplam ışınlama süresinin minimize edilmesi bulunmaktadır.

Adımların sırası, genel klinik hedeflere uygun olarak kullanıcı tarafından belirlenir. Bu süreç, çoğu geleneksel optimizasyon yaklaşımında hâkim olan çoklu amaç değer fonksiyonundaki her amacın önceliğinin belirlenmesi için gerekli olan

sayısal ağırlıklı faktörlerin elle tanımlanmasının yerini alır. Bu nedenle, kullanıcının klinik bilgisi tedavi planlama sorununa daha etkin bir şekilde uygulanır.

3.1.2. Ray Tracing Doz Hesaplama Algoritması

Standart doz hesaplama algoritmasında, tedavi planındaki her bir ışın için hedef voksele uygulanan doz, RAT fonksiyonu kullanılarak hesaplanır.

Ray Tracing ile doz hesaplama algoritmasında, su fantomu kullanılarak su içinde ölçülmüş verilerden oluşan, sisteme özgü 3 ışın tanımı kullanılır. Şu ışın verisi tabloları kullanılır:

- Doku Fantom Oranı (TPR, TMR): Her kolimatörün TPR değerleri, 15 mm derinlikte 1,0 değerine kadar normalleştirilir.
- Merkez Dışı Oranı (OCR; OCR): Her kolimatörün OCR değerleri, 0 mm yarıçapında 1,0 değerine kadar normalleştirilir.
- Verim Faktörü: Her kolimatörün OF değeri, 800 mm SAD'da 60 mm'lik kolimatörün OF değerine normalize edilir.

TPR tablosu değerleri, derinlik ve kolimatör büyüklüğüne bağlı olarak ölçülen değerlerdir. Doz hesaplamada kullanılan TPR değeri, referans noktasının bulunduğu orta eksene (CAX) düşey olan düzlemin geçerli derinliğine bağlıdır. Geçerli derinlik, hedef vokseli içeren kaynaktan düzleme kadar her bir vokselin katkısı toplanarak hesaplanır ve bu hesaplama için suya bağlı CT elektronun yoğunluğu kullanılır.

Alan büyüklüğü (FS) eşitlik (1)'deki ilişki kullanılarak Kaynak Eksen Mesafesi (SAD) ile 800 mm'lik referans mesafe arasında hedeflenen kolimatör mesafesidir:

$$FS = \text{Kolimatör çapı} * \frac{SAD}{800} \quad (1)$$

SAD, ışının merkez ekseninden ışına dik olan ve hedef vokseli içeren bir düzlem arasındaki mesafedir.

Tablodaki TPR değerleri arasındaki noktalarda bulunan TPR (FS, D_{eff}) bilineer interpolasyon, TPR tablosu dışında kalan noktalar ise bilineer ekstrapolasyon yöntemiyle hesaplanır. Her kolimatör için bir OCR tablosu vardır ve bu tabloların her

biri, hedef voksele, aşağıdaki bağıntıya göre 800 mm’de izdüşümü verilen SAD ve merkez dışı yarıçap uzaklıklarına dayanır.

$$R_{800} = R_{SAD} * \frac{800}{SAD} \quad (2)$$

3.1.3. Monte Carlo Doz Hesaplaması Algoritması

Tedavi planlama sistemlerinde hesaplama algoritmaları gelen foton enerjisine bağlı olarak, doz modalitesini oluşturmak için etkileşimler göz önünde bulundurularak bir Gaussian dağılım fonksiyonu oluşturular. Bu fonksiyon her derinlikte belirli bir lineerite şeklinde enerji sonlanana kadar devam etmektedir. Monte Carlo algoritmasında ise bu durum farklıdır. MC algoritması gelen parçacık sayısına göre rastgele etkileşimler ile doz dağılımları oluşturulur. Gelen parçacık sayısı ne kadar fazla olursa etkileşim olasılığı arttıracağı için bu sayı önem kazanmaktadır. Algoritmada gelen enerji aralığında rastgele etkileşimler olmaktadır. Foton madde etkileşimlerini göz önünde bulundurularak, parçacık her etkileşim sonrası kalan enerji seviyesine göre rastgele etkileşimlerine devam eder ve doz dağılım eğrisini oluşturur.

Monte Carlo Doz Hesaplaması algoritması, Multiplan sistemi ile gelen bir seçenektir. Algoritma MC yöntemlerine dayanır ve CK sistemi için, düşük enerjili tek bir X ışını demeti (6 MV) ile sabit sayıda dairesel kolimatör kullanılmasından yararlanır. Monte Carlo doz Hesaplaması algoritması Fox Chase Cancer Center işbirliğiyle geliştirilmiş olup önceden yine aynı grubun geliştirdiği MC algoritmalarına ait birçok fikri bütünleştirmektedir.

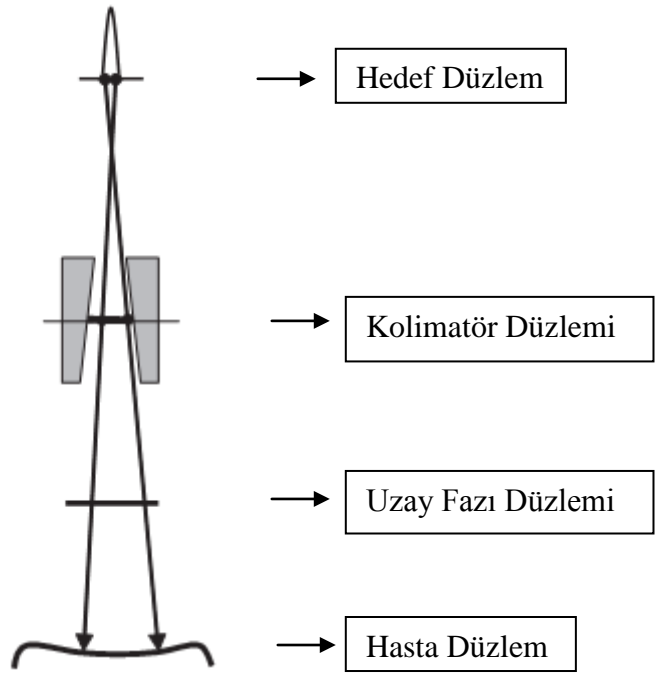
Bu algoritmada uygulanan varyans azaltma teknikleri, çeşitli maddeleri elektron taşıma hesaplamalarının gerçekleştirilmesi amacıyla değişken yoğunluklu su eş değeri kabul eden bir voksel modelini kullanmaktadır. Buna bağlı olarak, taşıma algoritması soğurulan dozu hesaplamaktadır.

AAPM Report 97 (2007, TG-105) içerisinde ve farklı kaynaklarda açıklanmış olduğu şekilde MC algoritması için, bir ortamda soğurulan dozun hesaplamalarla karşılaştırılması veya suda soğurulan dozun hesaplanması tamamen aynı değildir. Ancak, tüm biyolojik dokularda (akciğer ve kemikler de dahil olmak üzere)

Multiplan sistemi MC doz hesaplaması algoritması tarafından hesaplanmış olan soğurulan dozun, değişken yoğunluklu suyla karşılaştırılarak hesaplanması, ortamda soğurulan dozun hesaplamayla benzer olmak zorundadır. Soğurulan dozun değişken yoğunluklu suyla karşılaştırılarak hesaplanması ile farklı maddelerde soğurulan dozun hesaplanması arasında daha büyük bir fark da bulunabilir. Örneğin, metal implantlarda ve havada, soğurulan dozun değişken yoğunluklu suyla karşılaştırılarak hesaplanması ile farklı maddelerde soğurulan dozun ortamda karşılaştırılması arasında daha büyük bir fark bulunabilir.

Monte Carlo doz hesaplaması prosedürü, yineleyen döngüden oluşur, burada:

- Örnekleme prosedürüyle kaynak modeli kullanarak hasta modelinde, ışın demeti modelinin tek demetinden kaynaklanan tekil bir foton olayı yaratılır.
- Foton, hasta modelinde dolaştırılırken, hasta ile etkileşime girebilir. Etkileşimin gerçekleşmesi, olasılıkçı modellere dayanır.
- Foton etkileşimleri parçacıklar yaratır ve bunların saçılmasına yol açar.
- Bu parçacıklar, hasta modeli boyunca dolaşır ve kendileri de hastayla etkileşime girebilirler.
- Algoritma, bu etkileşimler sonucunda biriken enerjiyi hasta modelinin her vokselinde kayda geçirir.
- İşlemin tekrarlanmasıyla her bir ışın demeti için doz dağılımı hesaplanır.



Şekil 3.1 CyberKnife doz oluşum şeması

3.1.4. PTW SemiFlex İyon Odası

PTW SemiFlex iyon odası ağırlıklı olarak su fantomlarında doz dağılımı ölçümleri için ve tedavi dozimetre değerlerini hesaplamak için tasarlanmıştır. Kullanım esnasında montaj için kısa sapı ve esnek bir bağlantı kablosu vardır. Nominal kullanım enerji aralığı fotonlar için 30 kV - 50 MV ve elektronlar için ise 6 MeV - 50 MeV kadardır. Duvar malzemesi akrilik koruyucu kapak ile grafitten oluşmaktadır. Aktif hacmi 0.125 cm^3 olmakla birlikte çalışma polarizasyon voltajı 400V olarak belirlenmiştir.



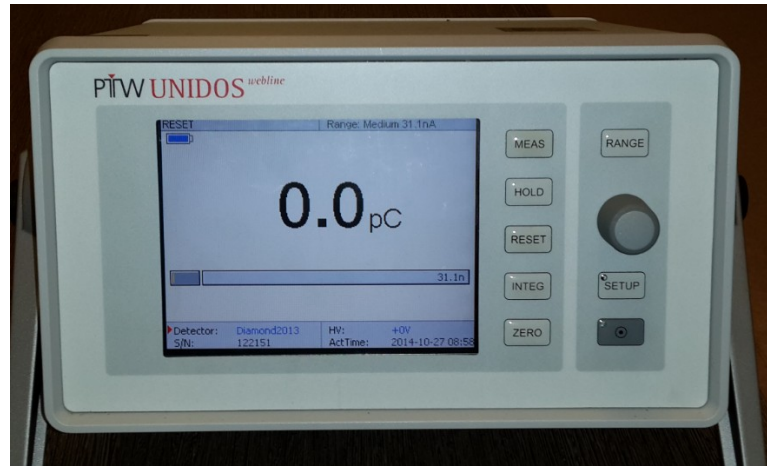
Şekil 3.2 PTW Semifex İyon odası

3.1.5. Elektrometre

Yüksek hassasiyetle çalışan elektrometre, aynı anda hem mutlak doz hem de doz rate ölçülebilen cihazdır. Farklı iyon odaları ile doz ölçebilen cihaz kalibrasyon değerlerini, hava-su katsayılarını sisteme girerek farklı ölçüm aralıklarında çalışmaktadır. 1 fA (fermi Amper) akım hassasiyeti ve 0 - 400 HV aralığında doz ölçümü yapabilmektedir.

Kendine ait iyon odası kütüphanesi içermektedir. Her iyon odasının kalibrasyon değerleri, voltaj aralığı ile oluşturulan kütüphanede farklı enerji seçeneklerine göre ölçüm alabilmektedir.

Elektrometre iyon odalarında oluşturulan yüklerin toplanması için elektrotlar arasına iyon odasının özelliğine bağlı olarak gerekli voltajın uygulanmasını sağlar. Radyasyonun etkisi yük (Coulomb) veya doz (Gray) cinsinden ölçülebilir.



Şekil 3.3 PTW Webline Elektrometre

3.1.6. Fantomlar

3.1.6.1. PTW Universal Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Doğrulama Doğrulama Fantomu

Fantomun amacı oluşturulan YART planlarının doğruluğunu test etmektir. Birden fazla alanlı oluşturulmuş planlarda alan giriş dozlarının ve bu dozların oluşan toplam doza katkısını görmek amacı ile kullanılır. YART planlarında ışınların oluşturduğu boyutsal doz dağılımı kontrol etmek için radyografik filmler kullanılabilir. Ayrıca iyon odasının elektrometre ile bağlantısı kurulup mutlak doz

ölçümü yapılabilir. Fantom iki ayrı 30 x 30 cm²'lik akrilik bloklar ile oluşur, filmin derinliği 50 mm'dir ve iyon odaları derinliği 60 mm'dir.



Şekil 3.4 PTW Universal Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Doğrulama Doğrulama Fantomu

3.1.6.2. PTW RW3 Fantom Seti

Monitor kalibrasyonları ve derin doz ölçümlerini katı fantom içerisinde yapılabilmesine olanak tanır. Yüksek enerjili foton ve elektron dozimetresine uygun 1 mm aralıklarla 30 cm derinliğe kadar ölçüm imkanı sağlayan fantom akrilik veya su eşdeğeri RW3 malzemedен yapılmıştır. Kalınlık tolerans değeri ± 0.1 mm'dir 30x30 ve 40x40 cm² boyutları mevcuttur. Çalışmamızda 30x30 cm² boyutlarındaki RW3 fantomlar kullanılmıştır.



Şekil 3.5 PTW Slab RW3 Fantom

3.1.7. Siemens Somatom Definition Flash BT

Çalışmada hasta ve fantom setlerinin görüntülerini elde etmek için Siemens marka SOMATOM Definition Flash model BT cihazı kullanılmıştır. X-ışını kullanılarak vücudun incelenen bölgesinin kesitsel görüntüsünü oluşturmaya yönelik radyolojik teşhis yöntemidir. Cihazın içinde eş zamanlı 360 derece dönebilen X-ışını tüpü ve dedektörler bulunmaktadır. Her ışınlama sonucunda dedektörler tarafından alınan sinyaller görüntülere dönüşmektedir.

Düşük doz uygulanarak elde edilen görüntüler ortalama 10 saniye gibi kısa sürelerde elde edilir. 1mm - 5mm arasında kesit görüntüleri alabilmektedir. Çalışmamızda kullanılan fantom ve hastaların BT görüntüleride 1mm kesit aralığında alınmıştır.



Şekil 3.6Siemens Flash BT

3.2. METOT

3.2.1. Monte Carlo ve Ray Tracing Algoritmalarının Farklı Ortamlardaki Doz Dağılımlarının Hesaplama ve Ölçüm ile Karşılaştırılması

Farklı algoritmaların doz hesaplamalarının doğruluğunu araştırmak amacı ile farklı fantom setlerine (homojen, A ve B heterojen) 1 mm kesit aralıklı BT çekimleri yapılmıştır. Ardından CK multiplan sisteminde bu setlere 20 mm, 30 mm ve 40 mm'lik kolimatörler ve eşmerkez optimizasyonu kullanılarak planlar yapılmıştır. Optimizasyon sonrası çıkan 'ışın' ve 'nod' değerleri aynı olacak şekilde RAT ve MC algoritmalarında hesaplamalar yapılmıştır.

Çalışmada akciğer lezyonlu hastaların karşılaştırılması yapılacağından ve bu planların oluşumunda genel olarak 20mm, 30mm ve 40mm kolimatörler kullanıldığından bu kolimatörlerde ki ölçümler önem kazanmıştır. Ayrıca en küçük, 5mm ve en büyük, 60mm 'lik kolimatörlerde ki belirsizlik faktörlerinden dolayı ölçümlerde tercih edilmemiştir.

İki algoritmanın hesaplama değerleri arasındaki farkı görmek amacı ile MU değerleri sabit tutulmuştur. Plan hesaplamaları sonrası merkezdeki referans doz değerleri (cGy) her fantom set ve kolimatör için belirlenmiştir.

Planlardan elde edilen doz değerleri ve bu planlar ışınlanarak ölçülen dozlar karşılaştırılmıştır. Işınlamalar aynı gün içerisinde yapılmıştır. Cihaz mutlak doz kalibrasyonu ölçümler öncesinde kontrol edilmiştir. Ölçümlerde PTW SemiFlex iyon odası ve PTW Weblin Elektrometre kullanılmıştır.

3.2.1.1. Homojen Fantom

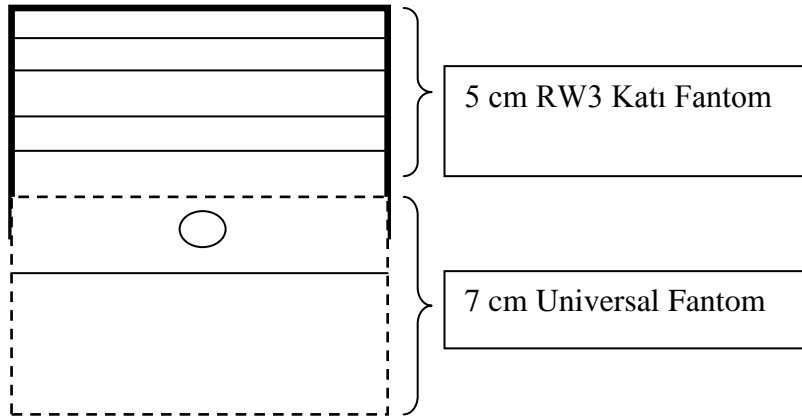
PTW Universal fantom ve RW3 katı fantomlar kullanılarak oluşturulan bu set, hava ortamından bağımsız olarak iki algoritmanın doğruluğunu karşılaştırmak için seçilmiştir. Alt kısımda 7 cm Universal fantom kullanılarak iyon odası kısmına (alt yüzeyden 6 cm yüksekliğe) SemiFlex iyon odası yerleştirilmiştir. Bu set üzerinde 5 cm RW3 katı fantom kullanılarak homojen fantom set tamamlanmıştır.(şekil.8)

Günlük doz ölçümü kontrol edildikten sonra fantom set 20 mm, 30 mm ve 40 mm'lik kolimatörler ile ışınlanıp nC cinsinden ölçümler alınmıştır. Kullanılan iyon odasının $N_{D,w}$, k_Q ve ortamın sıcaklık-basınç düzeltme faktörü ile okuma düzeltilip doz değerlerine ulaşılmıştır.

$$\text{Sıcaklık – Basınç düzeltme Faktörü} = \frac{(273 + T) * 1013}{293 * P}$$

Ölçülen doz değerleri ile planlardan gelen referans doz değerleri karşılaştırılıp iki algoritma arasında ki doz farkları incelenmiştir.

$$\text{DOZ} = \text{Okuma} * K_Q * N_{D,W} * C_{T,P}$$



Şekil 3.7 Homojen fantom

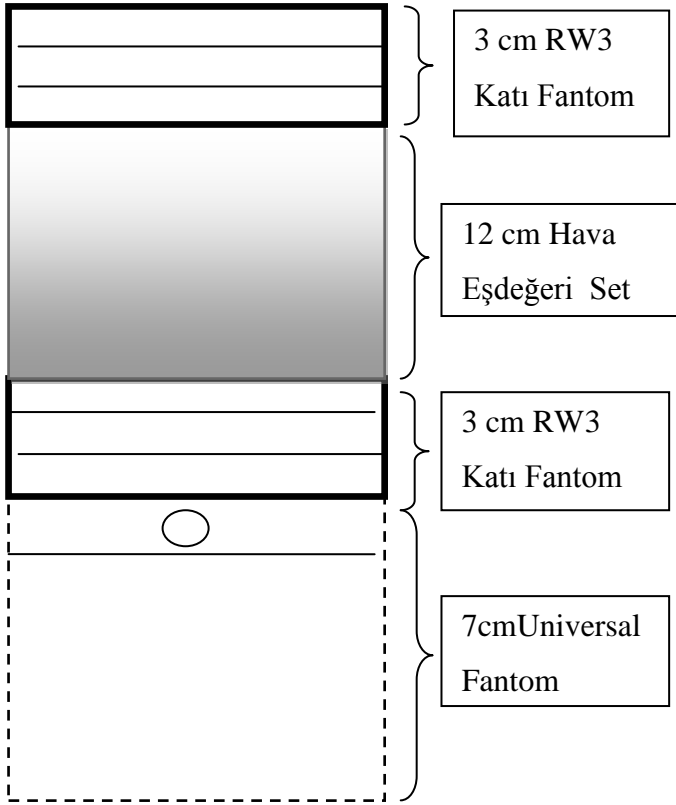
3.2.1.2. A Heterojen Fantom

A heterojen fantom setinde perifer akciğer lezyonları düşünülerek hava hacmi yüksek bir set oluşturulmuştur. 7 cm universal fantom üzerine 3 cm RW3 fantom ve ara bölgeye 12 cm HU değeri hava değerine en yakın olacak şekilde köpükten oluşturulmuş RW3 fantom boyutunda (30x30 cm²) set oluşturulmuştur. Son olarak 3 cm daha RW3 fantom kullanılarak set tamamlanmıştır. (Şekil.9)

Oluşturulan bu sete eşmerkez optimizasyonu kullanılarak 20 mm, 30mm ve 40 mm'lik kolimatörler ile planlar yapılmıştır. Oluşturulan bu planlar MU değerleri

eşit tutularak RAT ve MC algoritmaları ile hesaplanmıştır. MC'de hesaplamalar %1'lik belirsizlik ile yapılmıştır.

Hesaplanan planlar sonrasında bir önceki fantom setinde de yapıldığı gibi iyon odasının efektif ölçüm noktasında ölçülen dozlar, her iki algoritma ile hesaplanan referans doz değerleri (cGy) ile karşılaştırılmıştır.

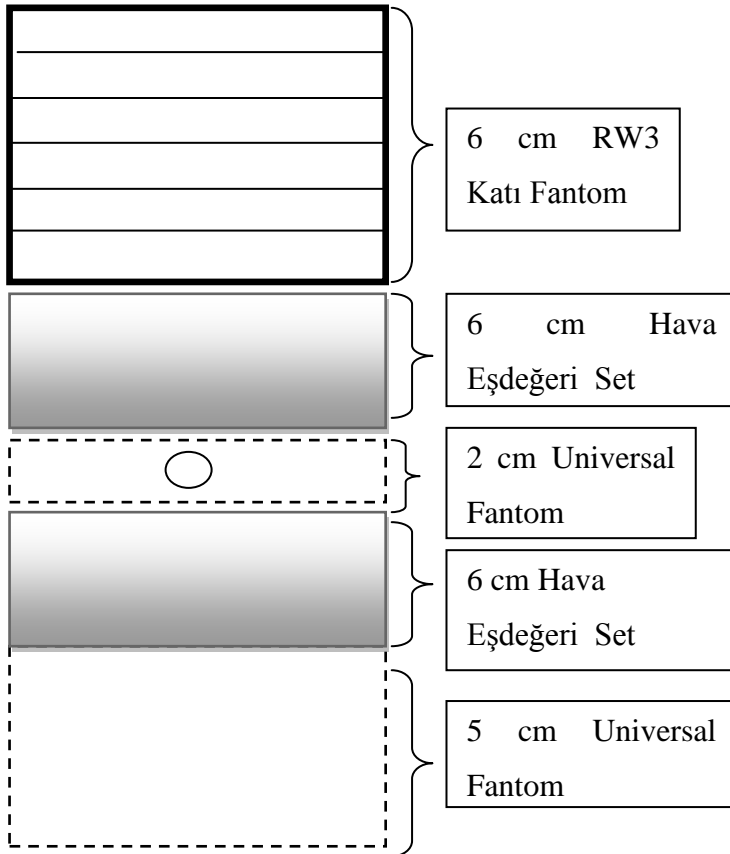


Şekil 3.8 Heterojen fantom

3.2.1.3. B Heterojen Fantom

B heterojen fantom seti merkez yerleşimli akciğer lezyonları için oluşturulmuştur. Alttan 5 cm universal fantom, üstten 6 cm RW3 fantom ile hava eşdeğeri oluşturulan set arasına 2 cm universal fantom yerleştirilmiştir. (Şekil.10)

Bu sette diğer setlerde olduğu gibi 20 mm, 30 mm ve 40 mm'lik kolimatörler ile planlar yapıp RAT ve MC algoritmalarında hesaplatılmıştır. Her planda demet ve nod sayıları değiştirilmeden MU değerleri sabit tutulmuştur. Ardından referans dozlar (cGy) hesaplanmış planlardan alınıp, ışınlamada alınan doz değerleri ile karşılaştırılmıştır. Işınlama esnasında her kolimatör değişiminde doz kontrolü yapılmıştır ve sıcaklık-basınç değişimindeki farklılık göz önünde bulundurulmuştur.



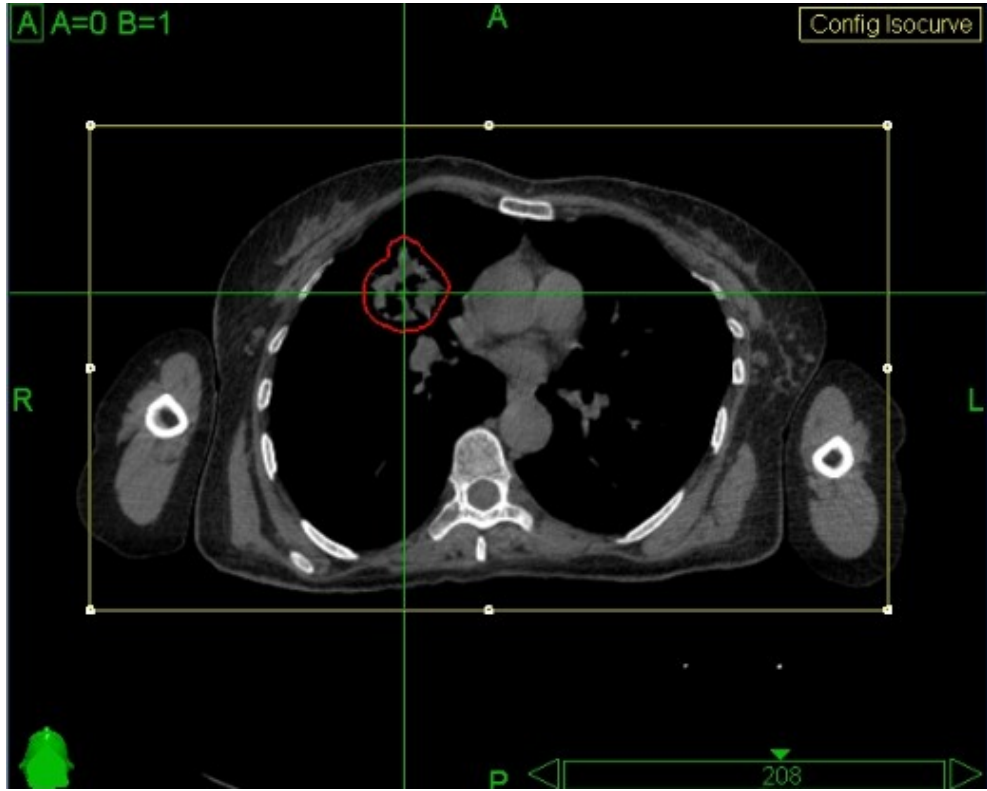
Şekil 3.9 Heterojen fantom

3.2.2. Hasta Planlarında Algoritma Karşılaştırılması

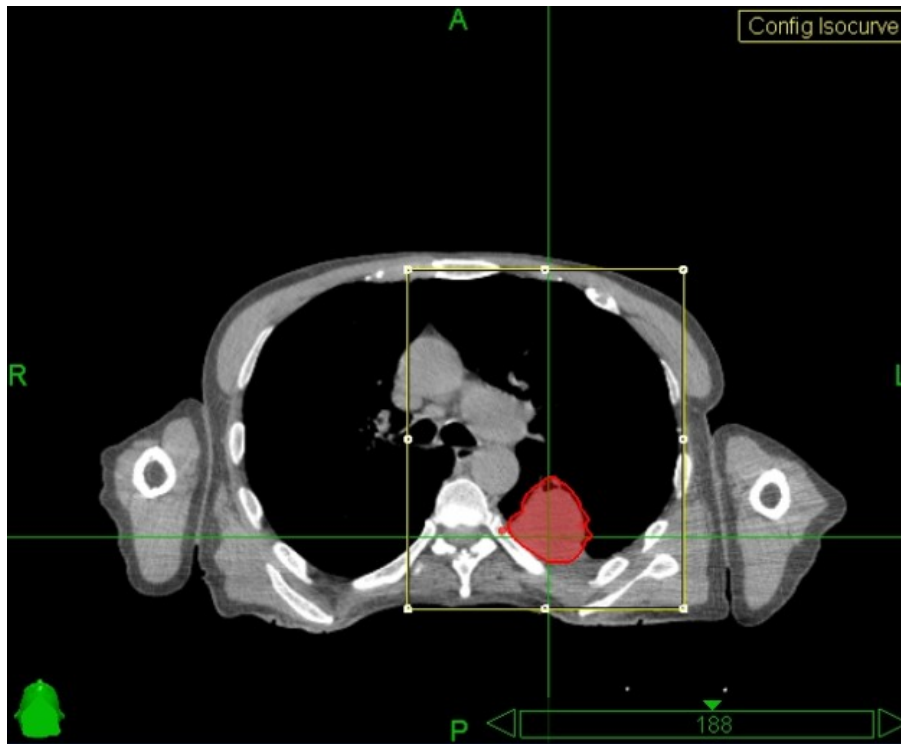
Çalışmada klinikte daha önce tedavi edilmiş 10 hasta yer almıştır. Hedef yerleşimleri, RTOG 0236 referans alınarak^[16], 5 santral ve 5 perifer yerleşimli hasta kullanılmıştır (Şekil.10-11). Planlanan hedef hacimleri (PTV) 20 ile 80 cm³ aralığındadır (ort: 47.5 cm³). Hesaplamalar her iki algoritmada aynı grid boyutlarında yapılmıştır. Hastalarda tercih edilen doz değerleri klinik protokolünde uygulanan 5x11 Gy ve 3x18 Gy, toplam 54 Gy ve 55Gy 'dir. Planlamalarda lezyonun lokasyonuna bağlı olarak 110 ile 250 arasında ışın sayısı kullanılmıştır. Tedavilerde kullanılan kolimatörler 15mm, 20mm, 25mm, 30mm, 35mm ve 40mm olarak gözlemlenmiştir.

Hesaplama yapılan planlar için optimizasyon aynı tutulmuş, RAT ve MC algoritmaları ile hesaplamalar sonrasında CI, HI, takip algoritması, normalizasyon değeri, hedefin kapsanması kullanılan kolimatör, ışın sayısı, toplam MU, lezyon hacmi, lokasyonu ve sıcak doz değerleri belirlenmiştir.

Hastalara ait kritik organ dozlarının karşılaştırılmasında ise maksimum spinal kord dozu, karşı akciğer minimum, ortalama ve maksimum doz değerleri ve ışınlanan taraftaki akciğerin minimum, ortalama ve maksimum, V₅, V₁₀ ve V₂₀ doz değerlerine bakılmıştır.



Şekil 3.10 Perifer yerleşimli lezyon



Şekil 3.11 Santral yerleşimli lezyon

3.2.3. Monte Carlo Hesaplarında Belirsizlik Parametresinin Doz Değişimine Etkisi

İki algoritma hesaplamalarının birbiri ile karşılaştırılmasından önce Monte Carlo algoritmasının belirsizlik parametresinin doz dağılımlarına etkisi araştırılmıştır. MC algoritması kendi içinde % 0.1 - % 4 belirsizlik aralığında hesaplama yapabilmektedir. Belirsizliğin artması, hesaplamada sürenin azalmasına ve hesaplama doğruluğunun azalmasına neden olmaktadır.

Çalışmada yer alan hastaların RAT ile hesaplanmış tedavi planlamaları hiç bir parametre değiştirilmeden MC hesaplama algoritması ile tekrar hesaplanmıştır. Hesaplamalarda % 0.5'lik, % 1'lik ve % 2'lik belirsizlik değerleri kendi içinde karşılaştırılmıştır. % 1'lik belirsizlik değeri kullanılarak yapılan hesaplamalarda RAT algoritmasında elde edilen hedefin kapsanması ile aynı olacak şekilde uygun normalizasyon yapılmıştır. Hiçbir parametre değiştirilmeden % 0.5'lik ve % 2'lik belirsizliklerle hesaplamalar tekrarlanmıştır. % 1'lik belirsizlik değeri birçok klinikte kullanılan değer olduğundan referans olarak alınmıştır.^[15]

Yapılan hesaplamalar sonunda farklı belirsizlikler ile hesaplanan planlar içinde kritik dozlar, sıcak dozlar, izodoz eğrilerinin farklılıkları ve hesaplama sürelerinin farklılıkları karşılaştırılmıştır.

3.2.4. Monte Carlo ve Ray Tracing Algoritmalarının Karşılaştırılması

İki algoritmanın karşılaştırılması adımı farklı iki yöntem izlenmiştir. Yöntemlerin birincisinde, RAT algoritması ile yapılan hesaplamadaki hiçbir parametre değiştirilmeden MC algoritmasında % 1'lik belirsizlik ile tekrar hesaplama yapılmıştır.

İkinci karşılaştırma yönteminde ise %1'lik hesaplama yapılmasından sonra, RAT hesabında elde edilen hedefin kapsanması ile aynı olacak şekilde uygun normalizasyon yapılmıştır.

Farklı iki karşılaştırma yöntemi seçilmesindeki amaç şu şekilde açıklanabilir:

Birinci karşılaştırma yöntemindeki gibi, hesaplamalar arasında hiçbir değişiklik olmaksızın karşılaştırma yapılması durumunda, iki algoritmanın farkı, özellikle akciğer gibi heterojen ortam içeren durumlardaki hedefin kapsanmasında ortaya çıkar.

İkinci karşılaştırmada ise, kritik organların ve düşük doz bölgelerinin eşit koşullarda karşılaştırılması için hedeflerin kapsanması eşitlenmiştir.

Klinik karşılaştırma için, referans değer olarak % 1'lik belirsizlik değeri seçilmesinin nedeni hem hesaplama zamanı hem de hesaplamanın doğruluğunun optimum olduğu değer olarak kabul edilmesidir. Bu durum farklı klinik çalışmalarda belirtilmektedir. ^[13,14,15]

RAT ve MC algoritmaları ile hesaplamalar sonrasında CI, HI, takip algoritması, normalizasyon değeri, hedefin kapsanması, kullanılan kolimatör, ışın sayısı, toplam MU, lezyon hacmi, lokasyonu ve sıcak doz değerleri belirlenmiştir. Hastalara ait kritik organ dozlarının karşılaştırılmasında ise maksimum spinal kord dozu, karşı akciğer minimum, ortalama ve maksimum doz değerleri ve ışınlanan taraftaki akciğerin minimum, ortalama ve maksimum, V_5 , V_{10} ve V_{20} doz değerlerine bakılmıştır.

3.2.5. Hesaplama Algoritmalarının Karşılaştırılmasında İstatiksel Çalışma

Çalışmada Ray Tracing ve Monte Carlo hesaplama algoritmalarının karşılaştırılmasında, spinal kord maksimum değerleri, ışınlanan ve karşı taraftaki akciğer dozları ve V_5 , V_{10} ve V_{20} dozları, iki farklı değişkenin sayısal olarak karşılaştırıldığı Wilcoxon testi kullanılmıştır. MC algoritmasında farklı belirsizlik değerleri ile yapılan hesaplamaların karşılaştırılmasında ise üç değişken olduğu için Friedman testi uygulanmıştır. Fantom setlerde ise yüzdeler analiz testi uygulanmıştır. Testler "SPSS 21" istatistiksel analiz programı ile değerlendirilmiş ve yapılan testler sonucunda "p" değerlerine göre istatistiksel anlamlılık değerlendirilmiştir. Analiz sonuçlarında "p", 0.05 değerinin altındaki değerler anlamlı bulunmuştur.

4. BULGULAR

4.1. FARKLI FANTOM SETLERİNDE MONTE CARLO VE RAY TRACING ALGORİTMLARININ DOZ DAĞILIMLARININ HESAPLAMA VE ÖLÇÜM İLE KARŞILAŞTIRILMASI

Hesaplama algoritmalarının karşılaştırılmasında kullanılan 3 farklı fantom setinde ve 3 farklı kolimatör ile yapılan ölçümlerde tablo.1 'deki sonuçlara ulaşılmıştır. RAT ref ve MC ref değerleri iki algoritma için planlama sisteminde iyon odası ölçüm noktasında hesaplanan doz değerleridir.

Oluşturulan ilk fantom setinde tamamen homojen bir ortamda iki algoritma arasındaki fark gözlemlenmiştir. Homojen ortamlar kullanılarak (hava etkisi bulunmayan) algoritmalar arasındaki net fark elde edilmeye çalışılmıştır. Bu sette alınan değerlere göre RAT ile MC algoritmaları için ölçüm sonuçları ile hesaplamalar arasında ortalama olarak yaklaşık %2 fark gözlenmiştir. Hasta planlamalarında hesaplanan değerlerin doğruluğuna yönelik yapılan hasta spesifik kalite kontrollerde hesaplanan ve ölçülen değerler arasındaki farkın %3 içerisinde olması beklenir. Bu farkın kabul kriteri kliniklere ve farklı ışınlama tekniklerine göre değişkenlik gösterebilir.

İkinci fantom setinde ise tek taraflı, tamamen hava etkisini gözlemlemek amacı ile ölçümler alınmıştır. Hava ve doku etkileşimlerine ek olarak geri saçılma değerleri bu sette göz önünde bulundurulmuştur. Alınan ölçümler sonunda RAT algoritması hesabı ölçümden fazla, MC algoritması hesabı ise ölçüm değerlerinin altında sonuçlar vermiştir. Bu farklar yaklaşık olarak her iki algoritmada da ± 3 olarak elde edilmiştir.

Son sette ise, akciğerin ortasında yerleşmiş hedefi temsil eden bir ortam oluşturulmuştur. İki algoritmanın hava dokusu içindeki davranış farklılıkları, çalışmada akciğer lezyonlu hastalar karşılaştırıldığı için önemlidir. Alınan ölçüm sonuçlarında RAT ve MC algoritması arasındaki en belirgin fark bu aşamada gözlenmiştir. RAT algoritmasında planlamalar sonucunda alınan referans değerlerin, ölçüm değerlerine göre büyük olduğu görülmüştür (%8). MC algoritmasında ise bu setteki ölçüm farkının ortalama % 1,7 olarak bulunması havanın etkisinin modellenmesinde iki algoritma arasındaki farkı açık bir şekilde göstermiştir.

fantom set /kolimatör	rat ref (cGy)	mc ref (cGy)	tps fark mc/ref (%)	ölçülen doz (cGy)	rat fark (%)	mc fark (%)
1_20mm	634	616	2,9	638,9	1,008	1,037
1_30mm	613	602	1,8	620,6	1,012	1,031
1_40mm	564	550	2,5	571,5	1,013	1,039
2_20mm	639	602	5,8	618,3	0,968	1,027
2_30mm	616	579	6	595,2	0,966	1,028
2_40mm	853	798	6,5	826,0	0,968	1,035
3_20mm	784	712	9,2	725,6	0,926	1,019
3_30mm	1023	927	9,4	941,9	0,921	1,016
3_40mm	950	858	9,7	870,9	0,917	1,015

Tablo 4.1 Fantom setlerinde MC ve RAT algoritmalarının karşılaştırılması

4.2. MONTE CARLO HESAPLARINDA BELİRSİZLİK PARAMETRESİNİN DOZ DEĞİŞİMİNE ETKİSİ

4.2.1. Konformite İndeksi (CI)

HACIM(cc)	LOKASYON	KON(mm)	Hasta	0,50%	1%	2%
32,418	P/S	25	1	1,11	1,1	1,06
47,52	P	25	2	1,27	1,25	1,17
66,982	P	35	3	1,14	1,14	1,03
54,278	P	20-35	4	1,24	1,22	1,21
21,665	P	20	5	1,38	1,4	1,36
63,343	S	20-40	6	1,5	1,42	1,26
36,279	S	15-30	7	1,33	1,36	1,28
78,665	S	20-35	8	1,32	1,31	1,26
25,722	P	20	9	1,11	1,12	1,03
48,794	S	25	10	1,56	1,55	1,49

Tablo 4.2 Konformite İndeksi

4.2.2. Homojenite İndeksi (HI)

HACIM(cc)	LOKASYON	KON(mm)	Hasta	0,50%	1%	2%
32,418	P/S	25	1	1,3	1,3	1,3
47,52	P	25	2	1,33	1,33	1,33
66,982	P	35	3	1,3	1,3	1,3
54,278	P	20-35	4	1,33	1,33	1,33
21,665	P	20	5	1,49	1,49	1,49
63,343	S	20-40	6	1,16	1,16	1,16
36,279	S	15-30	7	1,28	1,28	1,28
78,665	S	20-35	8	1,33	1,33	1,33
25,722	P	20	9	1,3	1,3	1,3
48,794	S	25	10	1,61	1,61	1,61

Tablo 4.3 Homojenite İndeksi

4.2.3. Hedef Kapsanması

Klinik çalışmalarda ve bu çalışmada kabul edilebilir hedef kapsam değeri, % 95 'lik hedef hacmin (V95) reçete edilen dozun tamamı (D100) tarafından sarılmasıdır.^[13] Çalışmamızda bu değer göz önünde bulundurularak planlar yapılmıştır.

HACIM(cc)	LOKASYON	KON(mm)	Hasta	0,50%	1%	2%
32,418	P/S	25	1	96,3	95,1	89,8
47,52	P	25	2	100	99,8	98,8
66,982	P	35	3	98	97,9	85
54,278	P	20-35	4	97,9	97,3	96,4
21,665	P	20	5	94,9	95,5	93,4
63,343	S	20-40	6	98,4	96,9	83
36,279	S	15-30	7	94,1	95,1	90,3
78,665	S	20-35	8	95,6	95,4	93,8
25,722	P	20	9	98	98	88,9
48,794	S	25	10	95,2	95	93,8

Tablo 4.4 Hedef Sarımı

4.2.4. Sıcak Nokta Doz Değerleri

HACIM(cc)	LOKASYON	KON(mm)	Hasta	0,50%	1%	2%
32,418	P/S	25	1	7727	7727	7727
47,52	P	25	2	7333	7333	7333
66,982	P	35	3	7147	7143	7143
54,278	P	20-35	4	7156	7200	7200
21,665	P	20	5	8090	8060	8060
63,343	S	20-40	6	6279	6279	6279
36,279	S	15-30	7	6923	6923	6923
78,665	S	20-35	8	7200	7200	7200
25,722	P	20	9	7143	7143	7143
48,794	S	25	10	8871	8871	8871
				p = 0,670		

Tablo 4.5 Sıcak Nokta Dozlar

4.2.5. Spinal Kord Doz Değerleri

HACIM(cc)	LOKASYON	KON(mm)	Hasta	0,50%	1%	2%
32,418	P/S	25	1	830	834,2	902
47,52	P	25	2	693	700,6	705
66,982	P	35	3	2100	2117	2105
54,278	P	20-35	4	1227	1218	1254
21,665	P	20	5	94,5	98	109
63,343	S	20-40	6	3513	3449	3340
36,279	S	15-30	7	5361,2	5364	5298
78,665	S	20-35	8	1196	1234	1195
25,722	P	20	9	580	604	580
48,794	S	25	10	1201,5	1212	1210
				P = 0.232		

Tablo 4.6 Spinal Kord Dozları

4.2.6. Karşı Akciğer Doz Değerleri

Hasta	Minimum			Ortalama			Maksimum		
	0,50%	1%	2%	0,50%	1%	2%	0,50%	1%	2%
1	5,4	3,7	0,4	161,8	161	158	1199	1171	1266
2	8,1	5,4	2,4	174,5	173,3	170	2247,8	2231	2146
3	20,7	17,8	6,4	267	267	255	1651,8	1689	1670
4	6,2	5,3	2,4	56,4	55,5	53,6	1124,3	1119	1109
5	8,8	7	5,3	181,2	181,2	178,8	2383	2401	2454
6	13	9,4	1,7	484	479	465	3310	3329	3219
8	12,7	9,7	3,5	248	247	241,7	1955	1928	1931
9	7,7	6	1,5	182,5	182	176,5	1011	1004	1018
10	5,8	3,8	1,1	256	255	250	2609	2638	2601
P < 0.001			P < 0.001			P = 0.895			

Tablo 4.7 Karşı Akciğer Dozları

4.2.7. Işınlanan Akciğer Doz Değerleri

RAT ve MC hesaplama algoritmalarının değerlendirmesinde ışınlanan akciğer dozlarının minimum, ortalama ve maksimum değerleri yanında V5, V10 ve V20 doz değerlerine bakılmıştır. V5, ışınlanan akciğerin 5 Gy alan hacmi, V10, 10 Gy alan hacmi ve V20, 20 Gy alan hacmi olarak tanımlanmıştır.

Hasta	Minimum			Ortalama			Maksimum		
	0,50%	1%	2%	0,50%	1%	2%	0,50%	1%	2%
1	37,4	31,5	17	1371	1364,5	1339	7727,3	7727,3	7669,6
2	24,5	21	10,8	912	905,6	887	7333,3	7307,3	7273,6
3	42	36,7	22,6	1514	1513	1445	6774,3	6832	6594,5
4	10,3	7,9	4,3	1125	1124	1117,6	7156	7200	7200
5	15,4	13,4	18,8	673,2	672,6	664	8090	8060	8060
6	21	14	1,5	957	947	918	6131	6143	6167
7	2,1	0,5	0,2	168,7	170	165	4068,5	4145	4164
8	38	33,5	24	830	826	809	6873	6809	6843
9	38,8	31	18	996,5	997	968	7080	7084	6937
10	5,7	2	0,3	707	704	689,4	7687	7676	7520
P = 0.001			P < 0.001			P = 0.482			

Tablo 4.8 Işınlanan Akciğer Minimum, Ortalama ve Maksimum Dozları

Hasta	V5			V10			V20		
	0,50%	1%	2%	0,50%	1%	2%	0,50%	1%	2%
1	60,4	60,3	60	46,3	46,2	45,6	22,6	22,5	22
2	47,5	47,3	46,5	24,3	24,1	23,7	12,2	12,1	11,7
3	70,4	70,4	69,1	52	52	50,8	24,7	24,7	23,4
4	46,8	46,7	46,7	33,7	33,5	33,4	18,7	18,5	18,5
5	35,1	35	35	19,8	18	18	7,6	8	8
6	47	47	46,7	32,7	32,5	31,6	17	16,7	16
7	11	11	11	4	4,2	4	0,5	0,5	0,5
8	55,5	55,2	54,5	27,8	27,5	27,9	7	7	6,8
9	61,9	61,9	60,6	29,9	29,9	28,9	11,9	11,9	11,4
10	48	48	48	20	19	19	6,2	6,1	6
p = 0.805			p = 0.745			p = 0.844			

Tablo 4.9 Işınlanan Akciğer V5, V10 ve V20 Dozları

4.3. AYNI NORMALİZASYON DEĞERİNDE MONTE CARLO VE RAY TRACING FARKLARI

4.3.1. Konformite İndeksi

HACIM(cc)	LOKASYON	KON(mm)	Hasta	MC	RAT
32,418	P/S	25	1	1,01	1,07
47,52	P	25	2	1,01	1,14
66,982	P	35	3	1,04	1,13
54,278	P	20-35	4	1,1	1,25
21,665	P	20	5	1,01	1,12
63,343	S	20-40	6	1,18	1,4
36,279	S	15-30	7	1,35	1,4
78,665	S	20-35	8	1,23	1,36
25,722	P	20	9	1,01	1,13
48,794	S	25	10	1,17	1,35
p = 0,005					

Tablo 4.10 Konformite İndeksi

4.3.2. Homojenite İndeksi

HACIM(cc)	LOKASYON	KON(mm)	Hasta	MC	RAT
32,418	P/S	25	1	1,2	1,2
47,52	P	25	2	1,2	1,2
66,982	P	35	3	1,25	1,25
54,278	P	20-35	4	1,27	1,27
21,665	P	20	5	1,27	1,27
63,343	S	20-40	6	1,11	1,11
36,279	S	15-30	7	1,3	1,3
78,665	S	20-35	8	1,3	1,3
25,722	P	20	9	1,27	1,27
48,794	S	25	10	1,41	1,41
				p = 0,317	

Tablo 4.11 Homojenite İndeksi

4.3.3. Hedef Kapsanması

HACIM(cc)	LOKASYON	KON(mm)	Hasta	MC	RAT
32,418	P/S	25	1	69,7	93,56
47,52	P	25	2	81,6	99,72
66,982	P	35	3	88,2	98,3
54,278	P	20-35	4	89,5	97,85
21,665	P	20	5	54,7	94,9
63,343	S	20-40	6	79,4	97,04
36,279	S	15-30	7	95,1	95,8
78,665	S	20-35	8	92,7	95,4
25,722	P	20	9	86,4	98,6
48,794	S	25	10	75,4	95,06
				p = 0,005	

Tablo 4.12 Hedef Sarımı

4.3.4. Sıcak Nokta Doz Değerleri

HACIM(cc)	LOKASYON	KON(mm)	Hasta	MC	RAT
32,418	P/S	25	1	7168,7	7168,7
47,52	P	25	2	6626,5	6626,5
66,982	P	35	3	6875	6875
54,278	P	20-35	4	6835	6835,4
21,665	P	20	5	6835	6835
63,343	S	20-40	6	6000	6000
36,279	S	15-30	7	7013	7013
78,665	S	20-35	8	7013	7013
25,722	P	20	9	6962	6962
48,794	S	25	10	7746,5	7746,5
				p = 0,269	

Tablo 4.13 Sıcak Nokta Dozlar

4.3.5. Spinal Kord Doz Değerleri

HACIM(cc)	LOKASYON	KON(mm)	Hasta	MC	RAT
32,418	P/S	25	1	773,9	751,5
47,52	P	25	2	633	689,9
66,982	P	35	3	2037,6	2089,6
54,278	P	20-35	4	1157	1149,9
21,665	P	20	5	83	43,8
63,343	S	20-40	6	3326	3349
36,279	S	15-30	7	5360	5426
78,665	S	20-35	8	1185	1197
25,722	P	20	9	574	581,5
48,794	S	25	10	1050	1100
				P = 0.508	

Tablo 4.14 Spinal Kord Dozları

4.3.6. Karşı Akciğer Doz Değerleri

Hasta	Minimum		Ortalama		Maksimum		
	MC	RAT	MC	RAT	MC	RAT	
1	3,4	7,11	149,3	131,45	1086,3	1056,9	
2	4,9	13,1	156,6	144,45	2016,3	2089,12	
3	17,1	117,6	256,7	430,43	1625,5	1792,63	
4	3	17,13	42,2	132,07	1042,4	1237,44	
5	5,9	9,6	153,6	136,84	2036	2060,49	
6	8,8	64,8	460	496	3151	3707	
8	9	44,2	238	262	1871	2078	
9	5	17,6	175,2	176,6	981	1075,4	
10	3,6	5,9	220	430	2267	1458	
		P = 0.011		P = 0.011		P = 0.173	

Tablo 4.15 Karşı Akciğer Minimum, Ortalama ve Maksimum Dozları

4.3.7. Işınlanan Akciğer Doz Değerleri

Hasta	Minimum		Ortalama		Maksimum		
	MC	RAT	MC	RAT	MC	RAT	
1	29,2	10,72	1266	1223,59	7168,7	7168,67	
2	19	3,24	818,3	794,34	6603	6626,51	
3	35,3	129,98	1457	2172,93	6576	6730,13	
4	7,5	24,72	1067	1288,12	6835	6835,44	
5	11,3	10,95	570,5	536,16	6835	6835,44	
6	13	65,5	908	940	5843	5964	
7	1	15,6	170	404,5	4143	4589	
8	32,7	48,6	797	789	6568	6910	
9	30,5	22,7	959	955	6789	6927	
10	1,3	5,9	608	749	6602	7164	
		P = 0.285		P = 0.285		P = 0.007	

Tablo 4.16 Işınlanan Akciğer Minimum, Ortalama ve Maksimum Dozları

Hasta	V5		V10		V20		
	MC	RAT	MC	RAT	MC	RAT	
1	60,3	56,1	44	41,2	20,4	19,8	
2	42,3	41,7	22,5	22,1	10,5	10	
3	67	89,5	50,2	76,8	23,8	40,4	
4	46,7	53,9	31,8	37,6	18	21,9	
5	31	28,7	15,5	14,6	6	6,2	
6	46,2	45,5	31	31,6	15,5	16	
7	11	29,5	5	15	0,5	2	
8	53	50,5	26	26,5	6,5	7,3	
9	57	55	28	28	11,1	12	
10	42	48,5	15,5	21,5	5	7,5	
		P = 0.508		P = 0.286		P = 0.024	

Tablo 4.17 Işınlanan Akciğer V5, V10 ve V20 Dozları

4.4. AYNI HEDEF SARIM DEĞERİNDE MONTE CARLO VE RAY TRACİNG FARKLARI

4.4.1. Konformite İndeksi

HACIM(cc)	LOKASYON	KON(mm)	Hasta	MC	RAT
32,418	P/S	25	1	1,1	1,07
47,52	P	25	2	1,25	1,14
66,982	P	35	3	1,14	1,13
54,278	P	20-35	4	1,22	1,25
21,665	P	20	5	1,4	1,12
63,343	S	20-40	6	1,42	1,4
36,279	S	15-30	7	1,36	1,4
78,665	S	20-35	8	1,31	1,36
25,722	P	20	9	1,12	1,13
48,794	S	25	10	1,55	1,35
					p = 0,386

Tablo 4.18 Konformite İndeksi

4.4.2. Homojenite İndeksi

HACIM(cc)	LOKASYON	KON(mm)	Hasta	MC	RAT
32,418	P/S	25	1	1,3	1,2
47,52	P	25	2	1,33	1,2
66,982	P	35	3	1,3	1,25
54,278	P	20-35	4	1,33	1,27
21,665	P	20	5	1,49	1,27
63,343	S	20-40	6	1,16	1,11
36,279	S	15-30	7	1,28	1,3
78,665	S	20-35	8	1,33	1,3
25,722	P	20	9	1,3	1,27
48,794	S	25	10	1,61	1,14
					p = 0,007

Tablo 4.19 Homojenite İndeksi

4.4.3. Normalizasyon Değerleri

HACIM(cc)	LOKASYON	KON(mm)	Hasta	MC	RAT
32,418	P/S	25	1	77	83
47,52	P	25	2	75	83
66,982	P	35	3	77	80
54,278	P	20-35	4	75	79
21,665	P	20	5	67	79
63,343	S	20-40	6	86	90
36,279	S	15-30	7	78	77
78,665	S	20-35	8	75	77
25,722	P	20	9	77	79
48,794	S	25	10	62	71
					p = 0,001

Tablo 4.20 Normalizasyon

4.4.4. Sıcak Nokta Doz Değerleri

HACIM(cc)	LOKASYON	KON(mm)	Hasta	MC	RAT
32,418	P/S	25	1	7727,3	7168,7
47,52	P	25	2	7333,3	6626,5
66,982	P	35	3	7143	6875
54,278	P	20-35	4	7200	6835,4
21,665	P	20	5	9060	6835,4
63,343	S	20-40	6	6279	6000
36,279	S	15-30	7	6923	7013
78,665	S	20-35	8	7200	7013
25,722	P	20	9	7143	6962
48,794	S	25	10	8871	7746,5
					p = 0,007

Tablo 4.21 Sıcak Nokta Dozlar

4.4.5. Spinal Kord Doz Değerleri

HACIM(cc)	LOKASYON	KON(mm)	Hasta	MC	RAT
32,418	P/S	25	1	834,2	751,5
47,52	P	25	2	700,6	689,9
66,982	P	35	3	2117	2089,6
54,278	P	20-35	4	1218	1149,9
21,665	P	20	5	98	43,8
63,343	S	20-40	6	3349	3349
36,279	S	15-30	7	5364	5426
78,665	S	20-35	8	1234	1197
25,722	P	20	9	604	581,5
48,794	S	25	10	1212	978
					P = 0.028

Tablo 4.22 Spinal Kord Dozları

4.4.6. Karşı Akciğer Doz Değerleri

Hasta	Minimum		Ortalama		Maksimum		
	MC	RAT	MC	RAT	MC	RAT	
1	3,7	7,1	161	131,5	1171	1056,9	
2	5,4	3,1	173,3	144,5	2231,4	2089,1	
3	17,8	117,6	267	430,4	1689	1792,6	
4	5,3	17,1	55,5	132,1	1119	1237,4	
5	7	9,6	181,2	136,8	2401	2060,5	
6	9.4	64.8	479	496	3329	3707	
8	9.7	44.2	247	262	1928	2078	
9	6	17,6	182	176,6	1004	1075,4	
10	3,8	5,9	255	430	2638	1458	
		P = 0.015		P = 0.441		P = 0.859	

Tablo 4.23 Karşı Akciğer Minimum, Ortalama ve Maksimum Dozları

4.4.7. Işınlanan Akciğer Doz Değerleri

Hasta	Minimum		Ortalama		Maksimum		
	MC	RAT	MC	RAT	MC	RAT	
1	31,5	10,72	1364,5	1223,59	7727,3	7168,67	
2	21	3,24	905,6	794,34	7307,3	6626,51	
3	36,7	129,98	1513	2172,93	6832	6730,13	
4	7,9	24,72	1124	1288,12	7200	6835,44	
5	13,4	10,95	672,6	536,16	8060	6835,44	
6	14	65.5	947	940	6143	5964	
7	0,5	15,6	170	404,5	4145	4589	
8	33.5	48.6	826	789	6809	6910	
9	31	22,7	997	955	7084	6927	
10	2	5,9	704	749	7676	7164	
		P = 0.386		P = 0.721		P = 0.037	

Tablo 4.24 Işınlanan Akciğer Minimum, Ortalama ve Maksimum Dozları

Hasta	V5		V10		V20		
	MC	RAT	MC	RAT	MC	RAT	
1	60,3	56,12	46,2	41,22	22,5	19,8	
2	47,3	41,67	24,1	22,08	12,1	10	
3	70,4	89,46	52	76,84	24,7	40,43	
4	46,7	53,92	33,5	37,56	18,5	21,86	
5	35	28,72	18	14,56	8	6,16	
6	47	45,5	32,5	31,6	16,7	16	
7	11	29,5	4,2	15	0,5	2	
8	55,2	50,2	27,5	26,5	7	7,3	
9	61,9	55	29,9	28	11,9	12	
10	48	48,5	19	21,5	6,1	7,5	
		P = 0.838		P = 0.799		P = 0.721	

Tablo 4.25 Işınlanan Akciğer V5, V10 ve V20 Dozları

4.5. TEDAVİ SÜRELERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

Hasta	0,50%	1%	2%	RAT
1	45149	44953	44093	39163
2	42037	41770,6	40931	35121
3	50877	50877	48609	49027
4	59448	59448	59078	56090
5	57718	57718	57121	45136
6	47414	47414	45921	53800
7	85991	86747	84646	89554
8	47838	47692	46498	46071
9	68794	68863	66700	66110
10	56845	56659	55604	46753
"MC (%1) - RAT" p = 0,037				

Tablo 4.26 Monitör Unit

RAT ve MC algoritmaları arasındaki en belirgin farklardan biri de tedavi süreleridir. Klinikte yapılan planlanmalar sonucunda çıkan Monitor Unit (MU) değeri bize tedavi süresi hakkında bilgi vermektedir. RAT algoritması kullanılarak yapılan planlarda ortalama MU değeri 52682 olarak görülür iken, MC algoritması

%1'lik belirsizlik değeri ile yapılan planlarda bu değer 56214 olarak görülmüştür. Ayrıca MC algoritması kullanılarak yapılan farklı belirsizlik değerindeki hesaplamalarda belirsizlik değeri arttıkça hesaplama süresinin azaldığı görülmüştür. MC ve RAT algoritmalarıyla yapılan planlamalarda MC algortimasında %1'lik belirsizlik değeri ile RAT algortimasının hesaplama süreleri optimum değerde aynı görülmüştür. İki algoritma arasındaki MU değerleri tablo.26 'daki gibi belirtilmiştir.

5. TARTIŞMA

Çalışmada Ray Tracing ve Monte Carlo hesaplama algoritmalarının karşılaştırılması amacı ile farklı parametreler kontrol edilmiş ve ölçümler alınmıştır. MC algoritması ile hesaplanan tedavi süresi ve izodoz eğrilerinin doğruluğu, çeşitli fantom setler ile kontrol edilmiştir. Oluşturulan 3 fantom seti farklı yapılar içerdiğinden, homojen ortamlara ek olarak iki hesaplama algoritmasının özellikle akciğer vakaları için kullanımı araştırılmıştır.

Homojen fantom set (şekil.3.8) tamamen algoritma hesaplamalarının doğruluğu hakkında bilgiler sunmuştur. Çünkü algoritmaların oluşturulması için alınan ölçümler homojen ortamda gerçekleştirilir. RAT için hesaplanan ve ölçülen dozlar arasındaki fark ortalama % 1.1'dir. Aynı fark MC algoritması için ortalama % 3.6'dır. MC algoritmasının kurulumunda Gaussian hedef boyutu, enerji ve kolimater düzeltme faktörleri ve belirsizlik gibi parametreler için farklı değerler seçilerek algoritma hesaplatılır. Bunun sonucunda algoritmanın kurulumu için alınan ölçümlerin, tedavi planlama sistemince oluşturulmuş referans derin doz ve profil eğrileri ile optimum düzeyde eşleşmesi hedeflenir. Bu eşleştirme her kolimater için farklı derinliklerde tekrarlanır. Bir algoritmanın tedavi planlama sistemine yüklenmesinden sonraki kontrol sürecinde hem algoritma kurulum ölçümlerinin yapıldığı referans geometrilerde hem de rastgele hasta planlamalarında hesaplanan dozlar ölçümlerle karşılaştırılır. Genel olarak referans geometrilerdeki tek alan içeren şartlar için farkların %1'in altında olması, çok alanlı gerçek tedavileri simule eden durumlarda ise klinikten kliniğe %3 ile %5 altında olması beklenir^[20]. Kabul kriterinin referans ile gerçek durum arasındaki farkının nedeni referans durum için basit ve homojen, gerçek durum için heterojen ve kompleks doz dağılımı oluşmasıdır. Bu çalışmada hasta tedavisine benzer planlama şartlarında homojen ortamda, RAT ile MC algoritmaları için hesaplamalar arasındaki ortalama fark % 2'dir. J. Fabien ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada, MC ve RAT algoritmalarının homojen fantom set üzerinden karşılaştırılmasında görülen % 2'lik fark çalışmada ki yapılan uygulamanın doğruluğunu desteklemektedir^[21].

A heterojen fantom setinde (şekil.3.9) ise algoritmanın hava dokusu içindeki davranışı simule edilmiştir. Farklı tedavi planlama sistemlerinin kullandığı

algoritmalar için gelen ışın demetinin hava ortamındaki etkileşimlerinin modellenmesi farklılıklar göstermektedir. Bunun nedeni çoğunlukla yüksek enerjili fotonların, elektron yoğunluğu düşük hava içerisindeki lateral saçılımının etkisinin doğru bir şekilde hesaplanamamasıdır. Her iki algoritma da bu fantom setinde ortalama $\% \pm 3$ fark oluşturmuştur. Farklar MC algoritmasında ölçümden az, RAT için ise fazladır. MC algoritmasında oluşan farklar homojen ortam değerleriyle benzerken, RAT algoritmasında homojen fantom setinde elde edilen farklardan daha yüksek değerler elde edilmiştir. Bu durum RAT algoritmasının havanın modellenmesinde, MC'ye göre hatalı sonuç verdiğini gösterir. P. Edimo ve arkadaşlarının, MC modellenmesinde fantomlar ile yaptığı çalışmada benzer sonuçlara ulaşılmış ve MC ile RAT algoritmaları arasındaki fark $\% \pm 2.4$ olarak gözlemlenmiştir^[17].

Oluşturulan son sette, B heterojen fantom setinde (şekil.3.10), algoritmaların tamamen hava ortamında ki davranışları gözlemlenmiştir. Çalışmanın klinik kısmında tartışılan, akciğer lezyonlu hastalardaki, dozun doğru modellenmesini araştırmak amaçlı oluşturulan bu set düşük yoğunluklu ortamlarda algoritmalar arasındaki farkı ortaya koymuştur. RAT algoritmasında planlamalar sonucunda alınan referans değerlerin, ölçüm değerlerine göre ortalama $\% 8$ büyük olduğu görülmüş, MC algoritmasında ise bu setteki ölçüm farkının ortalama $\% 1,7$ olarak bulunması bize hava dokusu içinde iki algoritma arasındaki hesaplama farkını ortaya koymuştur. RAT hesaplamalarında ölçüme göre büyük değerlere ulaşılma nedeni, akciğerin içerdiği havanın düzgün modellenmediği varsayıp, yerine sanki yumuşak doku varmış gibi, daha fazla saçılma dikkate alınıp dozun artmasıdır.

Genel olarak fantom üzerinde yapılan karşılaştırmalar incelendiğinde homojen ortamlarda, hesaplama ile ölçüm dozlarında arasındaki uyumluluk RAT algoritmasında daha fazladır (tablo 4.1). MC algoritması ise özellikle akciğer etkisinin fazla olduğu durumlarda daha yakın ölçülen ve hesaplanan değerler ortaya koymuştur. Hem RAT hem de MC için algoritmaların hesaplamalar ve ölçümler arasındaki farklarında, algoritma oluşturma sürecinde seçilen fiziksel parametreler gibi, hem kurulum ölçümleri hem de çalışmada kullanılan ölçüm sistemlerinden kaynaklı belirsizlikler de diğer bir sebeptir. CK cihazında tedavi planlama sisteminin kurulum sürecinde diyot kullanımı önerilmektedir^[22]. Kullanılan kolimatörlerin

küçük alan özelliği taşıması nedeniyle büyüklük ve fiziksel özellikler açısından dedektör seçimi çok önemlidir ^[18]. Benzer şekilde çalışmadaki ölçümlerde dedektör kaynaklı belirsizlikleri minimize etmek için çok küçük kolimasyonlar kullanılmamıştır. Ayrıca planlamalar tek izomerkezli seçilmiştir. Mutlak doz ölçümü için kullanılan fantom 0.125cc'lik iyon odası için uygun boşluk içermesi nedeniyle çalışmada bu dedektör kullanılmıştır. Ancak cihazın farklı yönlerden ışın vermesine bağlı olarak, yön bağımlılığı etkisi bulunan farklarda sebep olabilir.

MC algoritmasının yüksek çözünürlükte hesaplama aşamasında % 0.1 ile % 4 arasında değişen belirsizlik parametresi kullanılır. Bunun sınıra yaklaşması durumunda doz dağılımı hesabında kullanılacak olan modelleme bileşenlerinin sayısı maksimum düzeyde tutulur. Buna bağlı olarak teoriye en yakın ancak süresi en uzun sonuca ulaşılır. % 4'e yaklaştıkça hesaplama süresi kısalmaya başlar ve doğruluk azalır ^[19]. Çalışmada bu belirsizlik parametresinin etkisi araştırılmasında, planlamalar arasında hiçbir parametre değiştirilmeden % 0,5'lik, % 1'lik ve % 2'lik belirsizlik değerinde hesaplamalar yapılmıştır. İlk olarak CI değerindeki farklar % 0,5'lik ve % 1'lik belirsizlik değerlerinde ortalama % 1,3 olarak hesaplanmıştır. % 2'lik belirsizlik için hesaplanan CI ise % 1,2 olarak görülmüştür. HI değerleri üç belirsizlik değerinde de aynı sonucu vermiştir (% 1,33). Hedef kapsanması, beklendiği gibi % 0,5'lik belirsizlik değeri perifer ve santral lezyonlarda en yüksek değerlerde gözlenmiştir. Perifer yerleşimli lezyonlarda, %2'lik belirsizlik ile yapılan hesaplamalarda hedefin kapsanması değeri ortalama % 7 oranında azalma göstermiştir. Sıcak nokta doz karşılaştırmaları her üç belirsizlik değerinde de aynı görülmüştür. Spinal kord maksimum dozları, santral bölgedeki lezyonlarda % 2'lik belirsizlik değerinde en düşük değeri verirken, perifer bölgede ise yüksek değerlerde gözlemlenmiştir. Karşı akciğer dozlarında belirsizlik arttıkça minimum ve ortalama dozlarda anlamlı bir düşüş gözlemlenmiştir. Işınlanan akciğer dozlarında, karşı akciğerde olduğu gibi minimum ve ortalama akciğer dozlarında anlamlı bir azalma gözlemlenmiştir. Maksimum ışınlanan doz değerine bakıldığında ise, 3 belirsizlik değeri içinde % 1'lik belirsizlik değeri ortalama bir doz değeri verdiği görülmüştür. Işınlanan akciğerde V5, V10 ve V20 değerlerine bakıldığında 3 belirsizlik değerinde de ortalama aynı değerler olduğu gözlenmiştir (48,4 ± 0,01). Genel olarak özetlenecek olursa, nokta dozların karşılaştırılmasında belirsizlik parametresinin etkisi azdır.

Referans reçete dozunun %20-110 aralığındaki doz bölgelerinde belirsizlik parametresine bağlı DVH'te farklar görülmüştür. Ayrıca belirsizlik parametresinin etkisi hedeflerin akciğerlerdeki perifer ve santral yerleşimlerine göre farklılık göstermektedir. Hedefin santral yerleşimli olduğu vakalarda etki fazladır. Belirsizlik seçiminin en belirgin fark yarattığı parametre hesaplama süresidir. Belirsizlik değerinin artması ile birlikte hesaplama süresi belirgin azalmıştır. % 2 belirsizlik değerinde hesaplamalar ortalama 15-20 dakika arasında değişirken, % 1 'de 1 saat ve % 0,5'lik belirsizlik değerinde 2,5-3 saat aralığında olduğu gözlemlenmiştir. P. J. Keall ve J. V. Siebers' in çalışmasında MC algoritmasındaki farklı belirsizlik değerlerindeki hesaplama sürelerinin çalışmada ki hesaplama sürelerine yakın değerler olduğu gözlenmiştir. Bu çalışmada % 1'lik belirsizlik değeri ile hesaplamaların yapılması önerilmiştir ^[19].

Çalışmada RAT ile MC hesaplama algoritmaları iki şekilde değerlendirilmiştir. İlk olarak normalizasyon değerleri her iki algoritmada aynı tutularak hiç bir parametre değiştirilmeden karşılaştırılmıştır. İkinci yöntemde, hedef kapsanması aynı tutularak karşılaştırmalar yapılmıştır. Referans plan olarak RAT seçilip hiçbir parametre değiştirilmeksizin MC ile hesaplama yapıldığında belirgin farklar gözlenmiştir. CI değerlerine bakıldığında, MC ortalama 1,11, RAT ise 1,23 değerlerine sahiptir. Bu bize hem santral hem de perifer bölgede MC algoritmasının ideale daha yakın bir değer verdiğini göstermektedir. HI değerlerine bakıldığında sonuçların aynı olduğu gözlenmiştir. Hedefin kapsanması kriteri bu karşılaştırmada algoritmalar arasındaki farkı açıkça ortaya koymuştur. MC hesaplaması sonrasında, RAT için kabul edilebilir düzeyde olan hedefin kapsanması anlamlı olarak azalmıştır. Hedefin kapsanması açısından iki algoritmanın farkını daha belirgin anlamak için hedef lokasyonuna göre gruplama yapıldığında perifer yerleşimde beklenen fark gözlemlenebilir. Perifer yerleşimli hedef alt grubunda algoritmalar arasında ortalama % 14 'lük bir hedef kapsam farkı vardır. Klinik olarak RAT algoritmasının 54 Gy tanımlanan dozun MC'deki karşılığı 46.5 Gy olduğu bildirilmiştir ^[13]. Ayrıca bu karşılaştırmada hava hacminin etkisi belirgin şekilde gözlenmektedir. Örneğin, bu etkiyi gördüğümüz 1 numaralı hastada RAT algoritmasında verilmek istenen doz % 93.56 ile hedefi sararken MC 'da bu durum % 69.7 olarak gözlemlenmiştir. Bu durumda lezyon ne kadar çok hava hacminin içinde yer alırsa, MC hedef sarım

değerinin aynı oranda düştüğü görülmektedir. Fantomda elde edilen ölçüm sonuçlarıyla benzer şekilde, RAT özellikle akciğerde perifer yerleşimli hedeflerde, düzgün modelleme yapamadığından hedefin kapsanmasında daha iyimser sonuçlar vermiştir. Sıcak nokta doz değerlerinde ise farklı algoritma ile hesaplanan planlar arasında değişim olmadığı gözlemlenmiştir. Spinal kord dozlarına bakıldığında santral yerleşimli hastalarda, RAT algoritmasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bu farkın nedeni spinal kord dozlarının planlamalar da çok düşük olmasıdır. Karşı akciğer dozlarında iki algoritma arasındaki belirgin fark minimum doz değerlerinde olmuştur. Ortalama ve maksimum karşı akciğer dozlarında anlamlı bir fark görülmemiştir. Işınlanan akciğer dozları arasındaki farklarda ortalama ve minimum doz değerlerindeki farklar düzensizdir ve istatistiksel olarak anlamsızdır. Işınlanan akciğerdeki anlamlı farklar maksimum doz değerinde görülmüştür. Ortalama dozlar arasındaki farkların anlamsız olma nedeni olarak hedeflerin akciğere göre çok küçük hacimli olmasına bağlı olarak düşük akciğer dozları oluşması gösterilebilir.

RAT ve MC hesaplama algoritmalarının çalışmada karşılaştırıldığı diğer yöntem, aynı hedef kapsam değerindeki değerlendirmedir. MC algoritmasında, RAT ile aynı hedef kapsam değerine ulaşmak için normalizasyon değeri ortalama % 5 azalmıştır. CI değerleri karşılaştırıldığında, MC algoritmasında ortalama 1,29 iken, RAT algoritmasında bu değer 1,23 olarak görülmüştür. HI değerlerine bakıldığında, MC algoritmasının, RAT algoritmasına göre ortalama % 8 daha fazla olduğu gözlemlenmiştir. Sıcak nokta doz değerleri homojenite indeks değerinde de görüldüğü gibi MC algoritmasında ortalama % 8 daha fazladır. Spinal kord maksimum dozlarında MC algoritmasının, RAT algoritmasına göre anlamlı olarak arttığı görülmüştür. Karşı akciğer dozlarına sadece minimum değerlerde anlamlı bir fark görülmüştür. Işınlanan akciğer dozlarında ise anlamlı fark maksimum dozlarda görülmüştür. Akciğerler açısından farkların anlamsızlığı bir önceki karşılaştırmada belirtildiği gibi SBRT tedavilerindeki küçük hedef hacmidir. Ancak hedef kapsanmasını eşitleme amaçlı olarak yapılan normalizasyon sonucunda hedef içindeki sıcak doz değerleri artmıştır. Ek olarak CI değeri yükselmiştir. Bu durumda, eğer planlama en başında sadece MC ile yapılırsa farklı sonuçlar elde edilebilir.

RAT ve MC hesaplama algoritmalarının karşılaştırılmasında ve klinikte uygulanmasında en önemli parametrelerden biride hesaplama ve tedavi süreleridir.

Hesaplanan MU değerlerine göre tedavi sürelerinin karşılaştırılması, çalışmamızda değerlendirilmiştir. Buna göre RAT algoritmasında ortalama MU değeri 52682 iken, MC % 1`lik belirsizlik ile hesaplanan ortalama MU değeri 56214 olarak grlmştir. İki algoritmanın tedavi süresi karşılaştırılmasında, MC algoritması, RAT algoritmasına göre % 6.3 daha uzun sürmektedir. Tedavi süresi değerleri karşılaştırıldığında, aradaki fark fazla görülmese de, hesaplama srelerindeki fark algoritmalar arasındaki seçim için bir kriter olabilir. Burada MC algoritmasının hangi belirsizlik değerinde hesaplatılacağı önem kazanmaktadır. %1`lik MC ile RAT hesaplama süreleri arasındaki fark ortalama % 2 kadardır.

Belirsizlik değeri arttıka hesaplama süresinin azalacağından fakat hesaplamanın doğruluğunun da aynı oranda azalacağı unutulmamalıdır. Bu çalışmaya göre MC algoritmasının % 0,5`lik ve % 1`lik belirsizlik değerleri ile hesaplandığında bir çok parametrede sonuçların yakın olduğu gözlemlenmiştir. Vincent W.C. Wu, Kwok-wah Tam ve Shun-ming Tong'un yaptığı kuk hücre dışı akciğer kanseri hastalarındaki çalışmalarda da, MC algoritmasında % 1`lik belirsizlik değerinin klinikte RAT algoritmasına en yakın hesaplama değeri olduğu bulunmuştur. ^[13,15]

6. SONUÇ

Hem RAT hem de MC algoritmaları klinikte planlama amaçlı kullanılabilir. Ancak her iki algoritma da izodoz dağılımlarının doğruluğu, özellikle akciğer yerleşimli hedeflerdeki doz dağılımı, hesaplama ve tedavi süreleri gibi kriterler açısından avantaj ve dezavantajlar içerir. Hesaplama süresi MC algoritmasında önemli bir parametre olduğundan dolayı, hesaplama yapılırken belirsizlik değerinin yapılan çalışma sonucunda % 1 seçilmesi bize avantaj sağlamaktadır. Homojen ortamda yapılan hesaplamaların iki algoritma arasında fark yaratmadığı, fakat heterojen ortamlarda özellikle akciğer lezyonlarında, akciğer dozlarında görülen farklar nedeni ile MC algoritmasının kullanılması ve RAT algoritması ile karşılaştırılıp en uygun tedavinin uygulanmasına dikkat edilmelidir. Yapılacak tedavi planlamasında lezyonun bulunduğu bölge ve hacmi göz önünde bulundurularak hesaplama algoritmasının seçimi yapılmalıdır. Eğer hesaplamada MC kullanılmıyorsa bu fark özellikle perifer yerleşimlerde dikkate alınmalıdır. CK tedavi planlamasında kullanılan Monte Carlo ve Ray Tracing hesaplama algoritmaları karşılaştırıldığında kritik nokta, hedefe verilmek istenen reçete dozlarında hesaplama algoritmaları arasında oluşan farktır.

7. KAYNAKLAR

1. Leroy Hyde; James Yee; Russell Wilson; Mary Ellen Patno. Cell Type and the Natural History of Lung Cancer. JAMA. 1965;193(1):52-54
2. Hanspeter Witschi. A Short History of Lung Cancer. ITEH and Department of Molecular Biosciences, School of Veterinary Medicine, University of California, Davis, California 95616. Toxicological Sciences 64, 4-6 (2001)
3. Cardenal F, Nadal E, Jove M, Faivre-Finn C. Concurrent Systemic Therapy with Radiotherapy for the Treatment of Poor-Risk Patients with Unresectable Stage III Non-Small Cell Lung Cancer : A Review of the Literature. Ann. Onc. 2014 ; mdu229v2-mdu229
4. Yokoi K, Taniguchi T, Usami N, Kawaguchi K, Fukui T, Jshiguro F. Surgical Managemet of Locally Advanced Lung Cancer. Gen Thorac Cardiovasc Surgery 2014 Sep; 62(9):522-30
5. Leong D, Raj R, Nguyen B, Lee A, Yip D. Advances in Adjuvant Systemic Therapy for Non Small Cell Lung Cancer. World J Clin. Oncol. 2014 Oct 10;5(4):633-45
6. Banu Atalar¹, Mihriban Koçak² ve ark. İstanbul CyberKnife koalisyonu merkezlerinde tedavi edilen hastaların retrospektif analizi. ¹Acıbadem Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Radyasyon Onkolojisi, İstanbul ²Dr. Lütfi Kırdar Kartal Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Radyasyon Onkolojisi Kliniği, İstanbul. Türk Onkoloji Dergisi 2011; 26(3):101-107
7. Alpaslan Mayadağlı, Mihriban Koçak ve ark. CyberKnife ile Stereotaktik Vücut Radyoterapisi. Dr. Lütfi Kırdar Kartal Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Radyasyon Onkolojisi Kliniği, İstanbul. J Kartal TR 2012; 23(2):110-112
8. Gözde Yazıcı, Mustafa Cengiz, Ferah Yıldız. Stereotaktik Vücut Radyoterapisi. Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı, Ankara. Hacettepe Tıp Dergisi Volume 42, Issue 2 2011; 42: 74-81

9. Adler Jr. J.R. Chang S.D. Murphy M.J. Doty J. Geis P. Hancock S.L. The Cyberknife : A Frameless Robotic System for Radiosurgery. *Stereotact Funct Neurosurg.* 1997;69(1-4 Pt 2) : 124-8
10. Kilby W, Dooley JR, Kuduvali G, Sayeh S, Maurer CR Jr. A Cyberknife Robotic Radiosurgery System in 2010. *Technol Cancer Res Treat.* 2010 Oct;9(5):433-52
11. Cyberknife Treatment Delivery,

<http://www accuray.com/solutions/treatment-delivery/cyberknife-treatment-delivery>
12. Monte Carlo Dose Calculation Algorithm for the Cyberknife Robotic Radiosurgery System, Accuray : Pages : 2-12
13. Vincent W.C. Wu, Kwok-wah Tam, Shun-ming Tong. Evaluation of the influence of tumor location and size on the difference of dose calculation between Ray Tracing algorithm and Fast Monte Carlo algorithm in stereotactic body radiotherapy of non-small cell lung cancer using CyberKnife. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, Volume 14, number 5, 2013
14. van der Voort van Zyp , Hoogeman , van de Water S, et al. Clinical introduction of Monte Carlo treatment planning: a different prescription dose for non-small cell lung cancer according to tumor location and size. *Radiother Oncol.* 2010 Jul;96(1):55-60
15. Ellene. Wilcox,Georgem. Daskalov, Hollylincoln, et al. Comparison of Planned Dose Distributions Calculated by Monte Carlo and Ray-Trace Algorithms for the Treatment of Lung Tumors with Cyberknife: A Preliminary Study in 33 Patients. *International Journal of Radiation Oncology.* Volume 77, Issue 1, May 1(2010): 277-284
16. A Phase II Trial of Stereotactic Body Radiation Therapy (SBRT) in the Treatment of Patients with Medically Inoperable Stage I/II Non-Small Cell

- Lung Cancer. RADIATION THERAPY ONCOLOGY GROUP, RTOG 0236. September 9 (2009) : 4-5
17. P. Edimo, M.G. Kwato Njock, S. Vynckier. Validation of XiO Electron Monte Carlo-based calculations by measurements in a homogeneous phantom and by EGSnrc calculations in a heterogeneous phantom. *Physica Medica* 29 (2013) 631-638
 18. C-M Ma, JS Li, J Deng and J Fan. Implementation of Monte Carlo Dose Calculation for CyberKnife treatment planning. Radiation Oncology Department, Fox Chase Cancer Center, Philadelphia. *Journal of Physics : Conference Series* 102 (2008) 012016
 19. P. J. Keall and J. V. Siebers, R. Jeraj, R. Mohan. The effect of dose calculation uncertainty on the evaluation of radiotherapy plans. Department of Radiation Oncology, Medical College of Virginia Hospitals, Virginia Commonwealth University, Richmond, Virginia 23298. *Medical Physics*, Vol.27, No.3, March 2000
 20. Elinore Wieslander. Verification of Dose Calculation Algorithms in Treatment Planning Systems for External Radiation Therapy, A Monte Carlo Approach. Medical Radiation Physics Department of Clinical Sciences, Lund University, Sweden, (2006) : 12-38
 21. J. Fabien; Y. Zhang; J. Brindle; D. Dobbins; T. Podder; B. Wessels. Patient Specific QA for Monte Carlo Lung SBRT on Cyberknife : Is It Necessary? , University Hospitals Seidman Cancer Center Case Western Reserve University Medical Center
 22. Report of AAPM TG 135: Quality assurance for robotic radiosurgery, Received 31 August 2010; revised 18 February 2011; accepted for publication 28 February 2011; published 25 May 2011

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	MELİH	Soyadı	ULUER
Doğum Yeri	ADANA	Doğum Tarihi	27/10/1988
Uyruğu	T.C	TC Kimlik No	15217284730
E-mail		Tel	

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Doktora/Uzmanlık		
Yüksek Lisans	ACIBADEM ÜNİVERSİTESİ	2014
Lisans	GAZİANTEP ÜNİVERSİTESİ	2012
Lise	ADANA ERKEK LİSESİ	2006

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

Görevi	7.1.1. Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1. Medikal Fizikçi	Acıbadem Hastanesi	2013 -
2.		-
3.		-

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama	Konuşma	Yazma
İNGİLİZCE	İYİ	İYİ	İYİ

Yabancı Dil Sınav Notu

KPDS	ÜDS	IELTS	TOEFL IBT	TOEFL PBT	TOEFL CBT	FCE	CAE	CPE

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
LES Puanı	77		
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
MICROSOFT OFFICE	İYİ

Uluslararası ve Ulusal Yayınları/Bildirileri/Sertifikaları/Ödülleri/Diğer

