



T.C.

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**AKCİĞER KANSERİ STEREOTAKTİK VÜCUT RADYOTERAPİSİ
TEDAVİLERİNDE FARKLI LİNEER HIZLANDIRICI
CİHAZLARDA DOZ DAĞILIMLARI DOĞRULUĞUNUN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

GÖNÜL TUĞÇE KAPSON YILDIRIM

SAĞLIK FİZİĞİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Prof. Dr. HİLAL ACAR DEMİR

İSTANBUL-2022

TEZ ONAY FORMU

Kurum : İstanbul Medipol Üniversitesi
Programın Seviyesi: Yüksek Lisans (X) Doktora ()
Anabilim Dalı : Sağlık Fiziği
Tez Sahibi : Gönül Tuğçe KAPSON YILDIRIM
Tez Başlığı : Akciğer Kanseri Streotaktik Vücut Radyoterapisi Tedavilerinde
Farklı Lineer Hızlandırıcı Cihazlarda Doz Dağılımları
Doğruluğunun Değerlendirilmesi
Sınav Yeri : Medipol Mega Üniversite Hastanesi
Sınav Tarihi : 15.11.2022

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

Danışman

Prof.Dr. Hilal ACAR DEMİR

Kurumu

İstanbul Medipol Üniversitesi

İmza

Sınav Jüri Üyeleri

Doç.Dr. Dilek ÜNAL

İstanbul Medipol Üniversitesi

Prof.Dr. Hatice Bilge BECERİR

İstanbul Üniversitesi

Yukarıdaki jüri kararıyla kabul edilen bu Yüksek Lisans tezi, Enstitü Yönetim Kurulu'nun/...../ tarih ve/..... - sayılı kararı ile şekil yönünden Tez Yazım Kılavuzuna uygun olduğu onaylanmıştır.

Prof.Dr. Neslin EMEKLİ

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdür V.

ETİK İLKE VE KURALLARA UYGUNLUK BEYANI

Bu tezin tasarımı, hazırlanması, yürütülmesi, araştırmalarının yapılması ve bulgu analizlerinde bilimsel ahlaka ve akademik kurallara özenle riayet ettiğimi; bu çalışmanın doğrudan birincil ürünü olmayan bulguları, verileri ve materyalleri bilimsel etiğe uygun olarak kaynak gösterdiğimi ve alıntı yapılan çalışmalara atfettiğimi beyan ederim.

GÖNÜL TUĞÇE KAPSON YILDIRIM

İTHAF

Dedem Mustafa DAĞDELEN ve sevgi dolu merhum Gülfer
AVŞAR'a ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Tez çalışmamın planlamasında, yürütülmesinde ve oluşum sürecinde ilgi ve desteğini esirgemeyen, bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım, yönlendirme ve yardımlarından dolayı sevgili tez danışmanım ve değerli hocam Sayın Prof. Dr. Hilal ACAR DEMİR' e,

Çalışmalarım süresince her zaman desteğini gördüğüm Fizik Mühendisi Özgür ORHAN' a,

Yüksek lisans eğitimim süresinde destek ve yardımlarını esirgemeyen Sayın Uzm. Dr. Mehmet Faik ÇETİNDAG, Sayın Doç. Dr. Dilek ÜNAL' a, ve Dr. Öğr. Üyesi Ömer YAZICI' ya,

Eğitimim süresince tecrübeleriyle yol gösteren Medikal Fizik Uzmanları Nadir KÜÇÜK, Erhan DIŞCI, Mine DOYURAN, Mehmet Sıddık CEBE, Esra KÜÇÜKMORKOÇ, Esra SERİN, Dursun EŞİTMEZ, Gülhan ÇAVDAR, Mustafa BÜYÜKKÖSE ve Gökhan POYRAZ' a,

Yüksek lisans öğrencisi arkadaşlarım, Hüseyin SERTEL, Teslime KILIÇASLAN ve Ebru ŞİMŞEK' e,

Radyoterapi teknikerleri Kübra KARAKOÇ, Yasin CEYLAN, Enes KAYA, Mert Süheyl BAĞCI, Selinay CAVA İNAN ve tüm klinik çalışanlarına,

Yaşamım boyunca desteğini ve koşulsuz sevgisini hissettiğim sevgili annem Lale KAPSON' a, yoluma ışık olan babam merhum Mustafa KAPSON' a, kalplerimizi ısıtan yeğenim Ada KAPSON' a,

Hayatıma yön vermemde her zaman desteğini gördüğüm eşim Serhat Bilal YILDIRIM' a gönülden teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAY FORMU	i
ETİK İLKE VE KURALLARA UYGUNLUK BEYANI	ii
İTHAF	iii
TEŞEKKÜR	iv
İÇİNDEKİLER	v
KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ	ix
TABLolar LİSTESİ	xi
ŞEKİLLER LİSTESİ	xii
RESİMLER LİSTESİ	xiii
1. ÖZET	1
2. ABSTRACT	2
3. GİRİŞ VE AMAÇ	3
4. GENEL BİLGİLER	5
4.1. Stereotaktik Beden Radyoterapisi	5
4.2. Akciğer Anatomisi	5
4.2.1. Akciğer kanseri etyolojisi ve epidemiyolojisi	6
4.2.2. Akciğer kanseri ve tedavi yaklaşımı	7
4.3. Cyberknife Tedavi Sistemi.....	8
4.3.1. Cyberknife izleme sistemleri.....	9
4.4. Radyoterapide Hacim Tanımlamaları	14
4.4.1. GTV ‘Görüntülenen Tümör Hacmi’	14

4.4.2. CTV ‘Klinik Hedef Hacim’	15
4.4.3. PTV ‘Planlanan Hedef Hacim’	15
4.4.4. QARS ‘Riskli Organlar’	15
4.5. Radyoterapi Tedavi Teknikleri	15
4.5.1. Üç boyutlu konformal radyoterapi (3BCRT).....	16
4.5.2. Yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT).....	17
4.5.3. Hacimsel yoğunluk ayarlı ark terapi (VMAT).....	18
4.6. Algoritmalar	19
4.6.1. Analitik anizotropik algoritma	19
4.6.2. Acuros XB algoritma	19
4.6.3. Ray-Tracing algoritması.....	20
4.6.4. Monte Carlo algoritması	20
4.7. Gama Analizi	20
5. MATERYAL VE METOD.....	22
5.1. Araç ve Gereçler	22
5.1.1. Accuray cyberknife M6 robotik radyocerrahi sistemi	22
5.1.2. Varian truebeam STx 2.0 lineer hızlandırıcı	23
5.1.3. Multiplan tedavi planlama sistemi	24
5.1.4. Eclipse tedavi planlama sistemi	24
5.1.5. Philips big bore brilliance bilgisayarlı tomografi cihazı	25
5.1.6. EBT3 gafkromik film.....	25

5.1.7. EPSON expression 1100 XL scanner	26
5.1.8. SNC patient software.....	27
5.1.9. IBA dose-1 elektrometre	28
5.1.10. PTW 30013 farmer iyon odası	28
5.1.11. PTW RW3 katı su fantomu	29
5.1.12. X-sight lung tracking fantom	29
5.2. Yöntem.....	31
5.2.1. X-sight lung fantomun bilgisayarlı tomografi çekimi ve konturlanması	31
5.2.2. Hedef hacmin tanımlanması.....	32
5.2.3. Eclipse planlama sisteminde planların hazırlanması.....	33
5.2.4. MultiPlan planlama sisteminde planların hazırlanması	34
5.2.5. Işınlama öncesi yapılan dozimetrik ve mekanik kontroller	36
5.2.6. Işınlanacak gafkromik filmlerin hazırlanması	37
5.2.7. Film dozimetre kalibrasyonu için eğri oluşturulması.....	38
5.2.8. Eclipse TPS' de oluşturulmuş planların gafkromik filmle ışınlanması.....	40
5.2.9. MultiPlan TPS'de oluşturulmuş planların gafkromik filmle ışınlanması	42
5.2.10. Gafkromik filmlerin değerlendirilmesi	43
6. BULGULAR	44
6.1. Film Kalibrasyon Eğrisi Bulguları	44
6.2. Eclipse Tedavi Planlama Sistemindeki Planlardan Elde Edilen Bulgular	46
6.3. MultiPlan Tedavi Planlama Sistemindeki Planlardan Elde Edilen Bulgular	50

6.4. Algoritmaların Gama İndeks Analiz Bulguları	56
6.5. Algoritmaların Hesaplatılan ve Ölçülen Dozları Arasındaki Yüzde Farkları Bulguları.....	56
7. TARTIŞMA VE SONUÇ.....	58
8. KAYNAKLAR	64
9. ÖZGEÇMİŞ.....	70



KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ

- AAA:** Analitik Anizotropik Algoritma
AP: Anterior-Posterior
BT: Bilgisayarlı Tomografi
CBCT: Cone Beam Computed Tomography
CK: Cyberknife
CTV: Klinik Hedef Hacim
ÇYK: Çok Yapraklı Kolimatör
DRR: Digitally Reconstructed Radiographs
DVH: Doz Volüm Histogramı
GTV: Tanımlanabilir Tümör Hacmi
HU: Hounsfield Unit
Hz: Hertz
ICRU: Uluslararası Radyasyon Birimleri ve Ölçümleri Komitesi
IGRT: Görüntü Rehberliğinde Radyoterapi
IMRT: Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi
KHAK: Küçük Hücreli Akciğer Kanseri
KHDAK: Küçük Hücre Dışı Akciğer Kanseri
LED: Light Emitting Diode
LINAC: Portal Tabanlı Lineer Hızlandırıcı
LBTD: Lineer Boltzmann Taşınma Denklemleri
MC: Monte Carlo Algoritması
MLC: Çok kanallı Kolimatör
MU: Monitör Unit
MR: Manyetik Rezonan
MV: Megavolt
OAR: Risk Altındaki Organlar
PET: Positron Emission Tomography
PTV: Planlanan Hedef Hacim
SBRT: Stereotaktik Vücut Radyoterapisi
SSD: Kaynak Cilt Mesafesi
TPS : Tedavi Planlama Sistemi

VMAT: Volümetrik Ayarlı Ark Radyoterapi

XLT: X-sight Lung Tracking

3B: 3 Boyutlu

3DCRT: 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi

4DCT: 4 Boyutlu Bilgisayarlı Tomografi

6B: 6 Boyutlu

6D Skull: Altı boyutta kafatası takip sistemi



TABLÖLAR LİSTESİ

- Tablo 6.1.** Algoritmaların gama indeks analizi yüzde değerleri..... 56
- Tablo 6.2.** Algoritmaların ortalama gama indeks analizi yüzde değerleri..... 56
- Tablo 6.3.** Algoritmaların hesaplatılan ve ölçülen dozları arasındaki yüzde farkları 57



ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 4.1. Akciğer anatomisi	6
Şekil 4.2. Altın işaretleyiciler	9
Şekil 4.3. Fiducial takip görüntüsü	10
Şekil 4.4. Kafatası takip sistemi görüntü ekranı	11
Şekil 4.5. Takip yeleği giydirilmiş hasta ve tedavi cihazı	12
Şekil 4.6. Omurga takip sistemi	13
Şekil 4.7. Akciğer tümörü görüntüsü	14
Şekil 5.1. Truebeam STx 2.0 lineer hızlandırıcı	24
Şekil 5.2. Philips big bore brilliance bilgisayarlı tomografi cihazı	25
Şekil 5.3. Gafkromik EBT-3 film katmanları	26
Şekil 5.4. EPSON expression 1100 XL scanner	27
Şekil 5.5. SNC patient software	27
Şekil 5.6. IBA dose-1 elektrometre.....	28
Şekil 5.7. PTW 30013 Farmer iyon odası	29
Şekil 5.8. PTW Katı su fantomu	29
Şekil 5.9. X-sight lung tracking fantom	30
Şekil 6.1. AAA ve Acuros XB algoritmaları %2/1mm kriteri için gama indeks analizi karşılaştırma grafiği	50
Şekil 6.2. Ray Tracing ve Monte Carlo algoritmaları %2/1mm kriteri için gama indeks analizi karşılaştırma grafiği.....	55

RESİMLER LİSTESİ

Resim 4.1. Yoğunluk ayarlı radyoterapi.....	18
Resim 4.2. Hacimsel yoğunluk ayarlı ark terapi.....	19
Resim 5.1. Cyberknife M6 robotik radyocerrahi cihazı	23
Resim 5.2. Gafkromik EBT-3 film	26
Resim 5.3. X-sight lung fantomun BT taraması görüntüsü	31
Resim 5.4. Fantom için solunum modelinin oluşturulması ve tümör hareketinin sınırlarının belirlenmesi	32
Resim 5.5. Eclipse tedavi planlama sistemine aktarılan görüntü	33
Resim 5.6. Fantoma yerleştirilen tümör.....	33
Resim 5.7. Eclipse planlama sisteminde AAA algoritmasıyla hesaplatılmış tedavi planı.....	34
Resim 5.8. Multiplan planlama sisteminde Ray Tracing algoritmasıyla hesaplatılmış tedavi planı	35
Resim 5.9. Multiplan planlama sisteminde Monte Carlo algoritmasıyla hesaplatılmış tedavi planı	36
Resim 5.10. E2E testi bilgisayar görüntüsü.....	37
Resim 5.11. Filmleri kesmek için kullanılan giyotin.....	37
Resim 5.12. Işınlanmış filmin tarayıcıdaki konumunun görüntüsü.....	38
Resim 5.13. CyberKnife cihazında film kalibrasyon eğrisi oluşturmak için ışınlanan film görüntüsü	39
Resim 5.14. Truebeam cihazında film kalibrasyon eğrisi oluşturmak için ışınlanan film görüntüsü	40
Resim 5.15. Truebeam cihazında gafkromik film yerleştirilmiş fantomun tedavi planı ışınlaması	41
Resim 5.16. CyberKnife cihazında synchrony solunum modellemesi	42

Resim 6.1. Truebeam cihazında 6 FFF enerjile ışınlanan kalibrasyon filmleri	44
Resim 6.2. Truebeam cihazında 6 FFF enerjile ışınlanan filmlerin kalibrasyon eğrisi	44
Resim 6.3. CyberKnife cihazında 6 FFF enerjile ışınlanan kalibrasyon filmleri	45
Resim 6.4. CyberKnife cihazında 6 FFF enerjile ışınlanan filmlerin kalibrasyon eğrisi.....	45
Resim 6.5. AAA algoritmasıyla hesabı yapılan planın aksiyal kesitine ait absolute doz dağılımı değerlendirmesi, 1.ışınlama. %2 doz farkı ve 1mm doz-mesafe uyumu geçme kriterlerinde gama indeks analiz sonucu %92,76 bulundu.	46
Resim 6.6. AAA algoritmasıyla hesabı yapılan planın sagittal kesitine ait absolute doz dağılımı değerlendirmesi, 1.ışınlama. %2 doz farkı ve 1mm doz-mesafe uyumu geçme kriterlerinde gama indeks analiz sonucu %92,33 bulundu.	46
Resim 6.7. AAA algoritmasıyla hesabı yapılan planın aksiyal kesitine ait absolute doz dağılımı değerlendirmesi, 2.ışınlama. %2 doz farkı ve 1mm doz-mesafe uyumu geçme kriterlerinde gama indeks analiz sonucu %91,15 bulundu.	47
Resim 6.8. AAA algoritmasıyla hesabı yapılan planın sagittal kesitine ait absolute doz dağılımı değerlendirmesi, 2.ışınlama. %2 doz farkı ve 1mm doz-mesafe uyumu geçme kriterlerinde gama indeks analiz sonucu %90,68 bulundu.	47
Resim 6.9. AAA algoritmasıyla hesabı yapılan planın aksiyal kesitine ait absolute doz dağılımı değerlendirmesi, 3.ışınlama. %2 doz farkı ve 1mm doz-mesafe uyumu geçme kriterlerinde gama indeks analiz sonucu %90,50 bulundu.	47
Resim 6.10. AAA algoritmasıyla hesabı yapılan planın sagittal kesitine ait absolute doz dağılımı değerlendirmesi, 3.ışınlama. %2 doz farkı ve 1mm doz-mesafe uyumu geçme kriterlerinde gama indeks analiz sonucu %90,94 bulundu.	48
Resim 6.11. Acuros XB algoritmasıyla hesabı yapılan planın aksiyal kesitine ait absolute doz dağılımı değerlendirmesi, 1.ışınlama. %2 doz farkı ve 1mm doz-mesafe uyumu geçme kriterlerinde gama indeks analiz sonucu %95 bulundu.	48

- Resim 6.12.** Acuros XB algoritmasıyla hesabı yapılan planın sagittal kesitine ait absolute doz dağılımı değerlendirmesi, 1.işinlama. %2 doz farkı ve 1mm doz-mesafe uyumu geçme kriterlerinde gama indeks analiz sonucu %97.5 bulundu. 48
- Resim 6.13.** Acuros XB algoritmasıyla hesabı yapılan planın aksiyal kesitine ait absolute doz dağılımı değerlendirmesi, 2.işinlama. %2 doz farkı ve 1mm doz-mesafe uyumu geçme kriterlerinde gama indeks analiz sonucu %96 bulundu. 49
- Resim 6.14.** Acuros XB algoritmasıyla hesabı yapılan planın sagittal kesitine ait absolute doz dağılımı değerlendirmesi, 2.işinlama. %2 doz farkı ve 1mm doz-mesafe uyumu geçme kriterlerinde gama indeks analiz sonucu %95.8 bulundu. 49
- Resim 6.15.** Acuros XB algoritmasıyla hesabı yapılan planın aksiyal kesitine ait absolute doz dağılımı değerlendirmesi, 3.işinlama. %2 doz farkı ve 1mm doz-mesafe uyumu geçme kriterlerinde gama indeks analiz sonucu %98 bulundu. 49
- Resim 6.16.** Acuros XB algoritmasıyla hesabı yapılan planın sagittal kesitine ait absolute doz dağılımı değerlendirmesi, 3.işinlama. %2 doz farkı ve 1mm doz-mesafe uyumu geçme kriterlerinde gama indeks analiz sonucu %98,7 bulundu. 50
- Resim 6.17.** Ray Tracing algoritmasıyla hesabı yapılan planın aksiyal kesitine ait absolute doz dağılımı değerlendirmesi, 1.işinlama. %2 doz farkı ve 1mm doz-mesafe uyumu geçme kriterlerinde gama indeks analiz sonucu %89,06 bulundu. 51
- Resim 6.18.** Ray Tracing algoritmasıyla hesabı yapılan planın sagittal kesitine ait absolute doz dağılımı değerlendirmesi, 1.işinlama. %2 doz farkı ve 1mm doz-mesafe uyumu geçme kriterlerinde gama indeks analiz sonucu %90,52 bulundu. 51
- Resim 6.19.** Ray Tracing algoritmasıyla hesabı yapılan planın aksiyal kesitine ait absolute doz dağılımı değerlendirmesi, 2.işinlama. %2 doz farkı ve 1mm doz-mesafe uyumu geçme kriterlerinde gama indeks analiz sonucu %88,33 bulundu. 52
- Resim 6.20.** Ray Tracing algoritmasıyla hesabı yapılan planın sagittal kesitine ait absolute doz dağılımı değerlendirmesi, 2.işinlama. %2 doz farkı ve 1mm doz-mesafe uyumu geçme kriterlerinde gama indeks analiz sonucu %87,86 bulundu. 52
- Resim 6.21.** Ray Tracing algoritmasıyla hesabı yapılan planın aksiyal kesitine ait absolute doz dağılımı değerlendirmesi, 3.işinlama. %2 doz farkı ve 1mm doz-mesafe uyumu geçme kriterlerinde gama indeks analiz sonucu %90,04 bulundu. 52

- Resim 6.22.** Ray Tracing algoritmasıyla hesabı yapılan planın sagittal kesitine ait absolute doz dağılımı değerlendirmesi, 3.işinlama. %2 doz farkı ve 1mm doz-mesafe uyumu geçme kriterlerinde gama indeks analiz sonucu %86,43 bulundu. 53
- Resim 6.23.** Monte Carlo algoritmasıyla hesabı yapılan planın aksiyal kesitine ait absolute doz dağılımı değerlendirmesi, 1.işinlama. %2 doz farkı ve 1mm doz-mesafe uyumu geçme kriterlerinde gama indeks analiz sonucu %95,49 bulundu. 53
- Resim 6.24.** Monte Carlo algoritmasıyla hesabı yapılan planın sagittal kesitine ait absolute doz dağılımı değerlendirmesi, 1.işinlama. %2 doz farkı ve 1mm doz-mesafe uyumu geçme kriterlerinde gama indeks analiz sonucu %96,95 bulundu. 53
- Resim 6.25.** Monte Carlo algoritmasıyla hesabı yapılan planın aksiyal kesitine ait absolute doz dağılımı değerlendirmesi, 2.işinlama. %2 doz farkı ve 1mm doz-mesafe uyumu geçme kriterlerinde gama indeks analiz sonucu %97,05 bulundu. 54
- Resim 6.26.** Monte Carlo algoritmasıyla hesabı yapılan planın sagittal kesitine ait absolute doz dağılımı değerlendirmesi, 2.işinlama. %2 doz farkı ve 1mm doz-mesafe uyumu geçme kriterlerinde gama indeks analiz sonucu %98,48 bulundu. 54
- Resim 6.27.** Monte Carlo algoritmasıyla hesabı yapılan planın aksiyal kesitine ait absolute doz dağılımı değerlendirmesi, 3.işinlama. %2 doz farkı ve 1mm doz-mesafe uyumu geçme kriterlerinde gama indeks analiz sonucu %93,53 bulundu. 54
- Resim 6.28.** Monte Carlo algoritmasıyla hesabı yapılan planın sagittal kesitine ait absolute doz dağılımı değerlendirmesi, 3.işinlama. %2 doz farkı ve 1mm doz-mesafe uyumu geçme kriterlerinde gama indeks analiz sonucu %95,93 bulundu. 55

1. ÖZET

AKCİĞER KANSERİ STEREOTAKTİK VÜCUT RADYOTERAPİSİ TEDAVİLERİNDE FARKLI LİNEER HIZLANDIRICI CİHAZLARDA DOZ DAĞILIMLARI DOĞRULUĞUNUN DEĞERLENDİRİLMESİ

Gelişen teknolojilerin etkisiyle radyoterapide doz hesaplama doğruluğu önemli hale gelmiştir. Küçük hacimler için hesap yapmak ve doğru ölçüm zorlaşmıştır bu sebeple farklı algoritmalar geliştirilmiştir. Radyoterapinin temel amacı belirlenmiş tümör alanını tam doğrulukta ışınlayıp sağlıklı dokuları gereksiz ışınlardan korumaktır. Solunuma bağlı lezyon hareketini, tedavi esnasında doğru takip edebilmek önemlidir. Yapılan bu çalışmada; farklı hesaplama algoritmaları kullanılarak akciğer SBRT planları hesaplatılmış, farklı tedavi cihazları ve hareketli akciğer fantomu kullanılarak dozimetrik doğruluğun tayini hedeflenmiştir. Fantomun serbest solunum ve 4DCT taramaları yapılarak görüntüler oluşturuldu. Görüntüler Multiplan ve Eclipse Tedavi Planlama Sistemine (TPS) aktarılıp, konturlamaları yapıldı. Eclipse Tedavi Planlama Sisteminde Analitik Anizotropik Algoritma (AAA) ve Acuros XB, Multiplan Tedavi Planlama Sisteminde Monte Carlo ve Ray-Tracing algoritmaları ile tedavi planları hesaplatıldı. Tedavi tekniği olarak Eclipse Tedavi Planlama Sistemi için Volümetrik Ayarlı Ark Radyoterapi (VMAT), Multiplan Tedavi Planlama Sistemi için non-coplanar uygulandı. Oluşturulmuş planlar Accuray Cyberknife M6 ve Varian Truebeam STx 2.0 cihazlarında ışınlandı. EBT-3 Gafkromik film sonuçları ile TPS' de hesaplanan dozlar karşılaştırıldı. Doz hesaplama algoritmaları doğruluklarına göre değerlendirildi ve karşılaştırıldı. Ölçülen ve hesaplanan doz dağılımlarının birbiri ile uyumlu olduğu bulundu. Akciğer tümörü tedavisinde algoritmalar arasında Monte Carlo ve Acuros XB algoritmalarının tercih edilebilir olduğu gözlemlenmiştir.

Anahtar sözcükler: akciğer kanseri, CIRS toraks, CyberKnife, EBT3, SBRT,

2. ABSTRACT

EVALUATION OF THE ACCURACY OF DOSE DISTRIBUTIONS IN DIFFERENT LINEAR ACCELERATION DEVICES IN THE TREATMENT OF LUNG CANCER WITH STEREOTACTIC BODY RADIOTHERAPY

The accuracy of dose calculation algorithms in radiotherapy has become more and more important with the advances in engineering software. It has become difficult to calculate and accurately measure small volumes. Therefore, to overcome this difficulty different algorithms have been established. The main purpose of radiotherapy is to irradiate the determined tumor area with full accuracy and to protect healthy tissues from unnecessary radiation. It is important to follow the respiratory lesion movement accurately during treatment. In this study, lung SBRT plans were calculated by using different calculation algorithms, and it was aimed to determine the dosimetric accuracy by using different treatment devices and a mobile lung phantom. Images were created by performing free breathing and 4DCT scans of the phantom. Images were transferred to Multiplan and Eclipse Treatment Planning System (TPS) and contoured. Treatment plans were calculated using the Analytical Anisotropic Algorithm (AAA) in the Eclipse Treatment Planning System and Ray-Tracing and Monte Carlo algorithms in the Multiplan Treatment Planning System. As a treatment technique, Volumetric Modulated Arc Treatment (VMAT) was used for the Eclipse Treatment Planning System and non-coplanar was applied for the Multiplan Treatment Planning System. Accuray Cyberknife M6 and Varian Truebeam STx 2.0 devices were used to beam the plans that were created. The EBT-3 Gafchromic film results and doses calculated in TPS were compared. Dose calculation algorithms were evaluated and compared according to their accuracy. It was found that the measured and calculated dose distributions were compatible with each other. It has been observed that Monte Carlo and Acuros XB algorithms are preferable among the algorithms in the treatment of lung tumors.

Key words: CIRS thorax, CyberKnife, EBT3, lung cancer, SBRT

3. GİRİŞ VE AMAÇ

Fizikçi Wilhelm Conrad Roentgen tarafından 1895 yılında x ışınlarının keşfedilmesi, Pierre ve Marie Curie tarafından 1898 yılında radyumun bulunması ile radyoterapinin temelleri atıldı. Deneysel uygulamaların başarıyla sonuçlanmasının ardından bilimsel ve teknolojik gelişmeler sayesinde radyoterapi alanında hızlı gelişme sağlandı.

Radyoterapinin amacı; tümöre yüksek radyasyon dozu verilirken, tümör çevresindeki sağlıklı dokuları maksimum düzeyde koruyup minimum radyasyon dozunu vermektir. Yoğunluk ayarlı, hacimsel yoğunluk ayarlı, üç boyutlu konformal ve stereotaktik radyoterapi tedavi teknikleri hasta planlamada kullanılır. Tümör yerleşimi, kritik organlar ve tümörün hacmine göre hastaya uygun tedavi tekniği seçilir. Planlama sistemlerinin doz hesapları doğruluğu, farklı dozimetrik araçlarla yapılan ölçümlerle kontrol edilir.

Stereotaktik Beden Radyoterapisi az sayıda (1-5) fraksiyon ve yüksek doz kullanılarak görüntü rehberliğinde hedefin doğru bir şekilde ışınlanmasını ifade eder (1).

Bu yöntem; çevre dokuda dozu en aza indirirken, hedefin içine maksimum doz veren gelişmiş bir radyasyon tedavisidir (2).

SBRT uygulanacak akciğer kanseri tedavilerinde; uygulanacak enerji büyüklüğü ve türü, uygulanacak doz sınırlamaları, hedefi belirleme, görüntüleme, hastalar için doz fraksiyonu, tedavide kullanılacak cihaz tercihi gibi faktörler hakkında detaylı bilgiler veren protokoller yayınlanmaktadır (3).

Günümüzde, hedefi tam tanımlayabilmemizi sağlayan gelişmiş yazılımlar ve cihazlar vardır. Bu çalışmada olduğu gibi solunuma bağlı lezyon hareketini, tedavi sırasında takip edebilmek için üretilen yazılım ve cihazlar klinik rutininde uygulanmaktadır. 4DCT, hareketli yapının koordinat bilgilerini elde etmek amacıyla kliniklerde yaygın kullanılmaktadır. CyberKnife cihazı Synchrony solunum takip sistemi de çalışmamızda kullanılmıştır. Solunum takip sistemi, solunum sebebiyle hareket eden tümör ışınlamalarında tümörün hareketini gerçek zamanlı izlemektedir.

Hastanın tedavi süresince normal nefes alabilmesi ve tedavi esnasındaki kesintilerin olmaması solunum takip sisteminin avantajlarından biridir.

Yapılan bu çalışmada; farklı hesaplama algoritmaları kullanılarak akciğer SBRT planları hesaplatılmış, farklı tedavi cihazları ve hareketli akciğer fantomu kullanılarak dozimetrik doğruluğun tayini hedeflenmiştir. Fantomun serbest solunum ve 4DCT taramaları yapılarak görüntüler oluşturuldu. Görüntüler Multiplan ve Eclipse TPS' ye aktarılıp, konturlamaları yapıldı. Eclipse TPS' de AAA ve Acuros XB algoritmaları, Multiplan TPS'de Ray-Tracing ve Monte Carlo algoritmaları ile tedavi planları hesaplatıldı. Tedavi tekniği olarak Eclipse TPS için VMAT, Multiplan TPS için non-coplanar uygulandı. Dört farklı algoritma ile hesaplatılan her bir tedavi planı için fantom içerisindeki tümörün aksiyal eksenine EBT-3 film yerleştirilip üç ölçüm ve tümörün sagittal eksenine EBT-3 film yerleştirilip üç ölçüm alındı. Işınlanıp ölçümü alınan film sonuçları ile TPS' den alınan doz sonuçları gamma indeks analiziyle karşılaştırıldı. Ölçülen ve hesaplanan doz dağılımlarının birbiri ile uyumlu olduğu bulundu. Akciğer tümörü tedavisinde algoritmalar arasında Monte Carlo ve Acuros XB algoritmalarının tercih edilebilir olduğu gözlemlenmiştir.

4. GENEL BİLGİLER

4.1. Stereotaktik Beden Radyoterapisi

Stereotaktik Beden Radyoterapisi (SBRT) az sayıda (1-5) fraksiyon ve yüksek doz kullanılarak görüntü rehberliğinde hedefin doğru bir şekilde ışınlanmasını ifade eder (1).

Bu tedavi, çevre dokuda dozu en aza indirirken, hedefin içine maksimum doz veren gelişmiş bir radyasyon tedavisidir.

SBRT uygulanacak akciğer kanser tedavilerinde hastalar için tedavide kullanılacak cihaz tercihi, doz fraksiyonu ile uygulanacak enerji büyüklüğü ve türü, uygulanacak doz sınırlamaları, hedefi belirleme, görüntüleme gibi faktörler hakkında detaylı bilgiler veren protokoller yayınlanmaktadır (3).

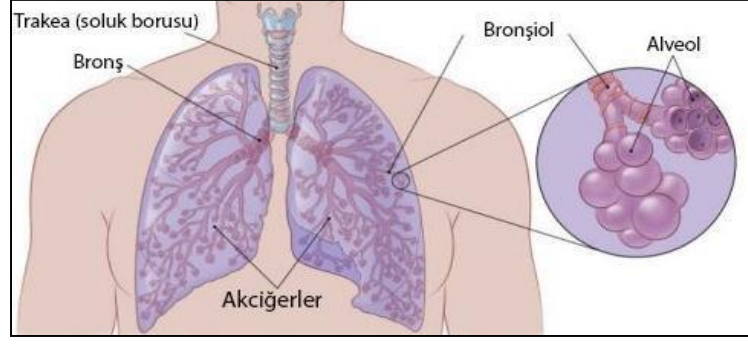
Akciğer SBRT tecrübesi; karaciğer, prostat, pankreas ve böbreküstü bezi gibi hareketli, yumuşak doku bölgelerinde SBRT kullanımına model olmuştur(4).

4.2. Akciğer Anatomisi

Akciğerler, göğüs boşluğunda bulunan koni şeklindeki solunum organıdır.

Akciğerlerin geniş bölümü akciğer tabanı, uç bölümü akciğer tepesi olarak isimlendirilir. Ortalama olarak ağırlığı 1200 gram – 1300 gram ve yüksekliği ise 25 cm'dir (5).

Nefes almakla vücuda oksijen sağlarken, nefes vermekle vücut hücreleri için atık ürün olan karbondioksiti serbest bırakmaktadırlar. Sol akciğerde iki tane, sağ akciğerde üç tane lob adı verilmiş bölümler yer almaktadır. Akciğerlerin çevresinde trakea, aort damarlar, kalp, bronşlar ve özofagus yer almaktadır. Akciğerleri plevra adı verilen zar sarmaktadır. Göğüs kafesi büyüklüğü ile akciğerlerin boyutları doğru orantılıdır. Akciğerlerin dış yüzeyleri kostalar ile temas etmektedir (6).



Şekil 4. 1. Akciğer anatomisi

4.2.1. Akciğer kanseri etyolojisi ve epidemiyolojisi

1985 yılından sonra en yaygın görülen kanser türü olan akciğer kanseri, 2002 yılından sonra saptanmış olan yeni kanser vakalarının %12.4' lük kısmını oluşturmaktadır. Akciğer kanseri, kanser türleri arasında yüksek ölüm oranına sahiptir. Hastaların çoğunluğu 50 ve 70 yaş aralığında iken 60 yaş ortalama tanı yaşıdır. Yaş ile birlikte görülme sıklığı artmaktadır ve %3' lük dilim 40 yaş altı genç hastalardır. Türkiye'de yaş ortalaması 58.4 'tür (7).

Akciğer kanseri iyi bilinen etiyolojiye sahip olmakla beraber; hava kirliliği, pasif sigara ve sigara içiciliği, genetik faktör gibi sebepler kanser oluşumunda başlıca rol oynamaktadır (8).

Akciğer kanserine sebep olan risk faktörleri;

- Tütün kullanımı; sigara en sık tüketilen şekliyle başlıca sebeptir ve dumanı kanserojen madde içermektedir (9).
- Genetik faktörler,
- Hava kirliliği,
- İleri yaş; yaşlılıkla beraber kanser riski artmaktadır.
- Asbest (kayalarda bulunan kanserojen mineraldir ve endüstri alanında kullanılmaktadır) ve radon gazına maruz kalmak,
- Alkol ve beslenme,

- Hasta öyküsünde akciğer hastalığı varlığı şeklinde sıralanabilir.

4.2.2. Akciğer kanseri ve tedavi yaklaşımı

Cerrahi, kemoterapi, radyoterapi ve ek tedaviler tek veya çoklu halde uygulanmaktadır. Tedavi başarısı; hastanın yaşı, hasta performansı, kilo kaybı ve kanserin evresi gibi faktörlerden etkilenmektedir. Hastaların az kısmı tanı sonrası ameliyat edilebilmektedir, çoğunluğu ameliyat edilememektedir. Erken dönem teşhiste cerrahi tedavi, akciğer kanseri hastalığında ana tedavi yöntemi olmaktadır. Tanı ve palyatif amaçlı da uygulanmaktadır (10).

Küçük hücreli dışı akciğer kanseri (KHDAK), bütün akciğer kanseri hastalarının %75- 80' ini oluşturmaktadır. KHDAK hastalarının %15-20' si erken evre veya lokalizedir. Bu hastalar için cerrahi tedavi sonrasında 5 yıllık ortalama sağkalım oranlarında %60-70 aralığında başarı elde edilmektedir. Diyabet hastaları, kalp ve damar fonksiyonları bozukluğu gibi KHDAK hastalar için cerrahi uygun bir tedavi biçimi değildir. Erken evredeki KHDAK hastaları için SBRT seçenek olabilecek tedavi yöntemidir (11).

SBRT uygulamalarında solunumdan kaynaklı tümör hareketi sorun oluşturmaktadır. Solunum hareketinden kaynaklı sorunu önlemek için bazı teknikler kullanılmaktadır.

- Solunum sınırlama
- Nefes tutma
- Abdominal kompresyon
- Tümör hareketinden kaynaklı tümöre marj verilmesi
- Gerçek zamanlı tümör takibi ile tümör hareketini azaltmak amaçlanmıştır.

Solunum sınırlandırılması; hem görüntüleme hem tedavinin uygulanması sırasında radyasyonun, solunum döngüsünün belirli bir kısmına uygulanması temeline dayanmaktadır.

Abdominal kompresyon tekniği, karaciğer ve küçük akciğer lezyonları için geliştirildi. Abdomene baskı yapan bir plaka vücut dış yüzeyine yerleştirilmektedir. Baskı ile diyafram hareketi kısıtlanarak kontrol edilmektedir.

Gerçek zamanlı tümör takibi ile tümör anlık takip edilip masa hareketi sağlanmaktadır. CyberKnife cihazına yerleştirilen Synchrony Solunum Takip Sistemi ile gerçek zamanlı tümör takibine başlanmıştır. Bu sistem ile tümör hareketinden kaynaklı marj ihtiyacı oluşmamaktadır (12).

4.3. Cyberknife Tedavi Sistemi

CyberKnife sistemi; iki adet X-ışını tüpü, iki adet 1024 x 1024 piksellik ve 40 x 40 cm boyutlarında amorf silikon detektörlerden oluşmaktadır. Buradaki görüntüleri hazırlayıp iki boyutlu radyolojik görseli ekrana yansıtan yazılım ve donanıma sahiptir. Tedavi süresince tümör, görüntüleme sistemi ile izlenebilmektedir. Tedavi sırasında iki boyutlu görüntü sağlanır ve DRR görüntüleriyle karşılaştırılır. Bu görüntüler eşleştirilerek hastaya pozisyon aldırılır.

Cyberknife cihazı, robot kol üzerine monte edilmiş ve üç boyutlu şekilde hareket yeteneği olan bir tedavi cihazıdır. Tedavi cihazı, çok düzlemde hareket eder ve izomerkezi yoktur. Bu sebeple hedef tümöre değişik açılardan ışın gönderebilir. Cyberknife cihazının temel amacı sağlıklı organ ve dokuları çok iyi şeklide korurken, hedef tümörü sararak uygun izodoz eğrileri sağlamaktır.

Bu tedavi cihazında hedef tümörün yerleşim bölgesine göre izleme algoritmaları oluşturulmuştur.

CyberKnife Robotik Radyocerrahi Sistemi, Tedavi Uygulama Klavuzu

İzleme algoritmaları şunlardır;

- Fiducial İzleme Sistemi
- 6D Kafatası İzleme Sistemi
- Synchrony Solunum İzleme Sistemi
- X-Sight Omurga İzleme Sistemi

- X-Sight Akciğer İzleme Sistemi

4.3.1. Cyberknife izleme sistemleri

4.3.1.1. İşaret (fiducial) takip sistemi

Fiducial Takip Yöntemi, akciğer tümörleri için X-Sight Akciğer Takip Yönteminin kullanılmadığı ve prostat, karaciğer, pankreas gibi yumuşak doku tümörleri tedavisinde kullanılır. Omurga ve kafatası gibi sabit olan bölgeler dışında yumuşak dokular için kullanılabilir. Hastaya tedavi öncesinde cerrahi işleme belirlenen noktalara takılan paslanmaz çelik veya altın işaretleyiciler referans alınmaktadır (13).

Bu takip yöntemi, Synchrony Solunum Takip Sistemi ile kullanılabilir. Fiducial işaretleyiciler, hedef tümöre veya yakınına yerleştirilmektedir. Uzunlukları 3-6 mm, çapları 0.8-1.2 mm aralığında olan altın işaretleyiciler kullanılmaktadır (14).

Yumuşak dokuya yerleştirilen işaretleyicilerin hareket edebilme olasılığından dolayı hastaya yerleştirilmesinden itibaren en az 7 ile 10 aralığında beklenmelidir. Sonrasında hastanın bilgisayarlı tomografisi çekilip kontrol edilmelidir.

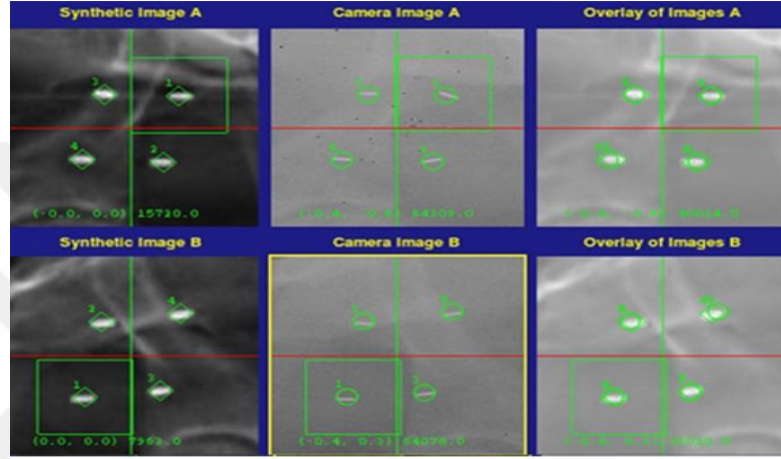


Şekil 4. 2. Altın işaretleyiciler

Fiducial Takip Sistemi ile tümör yerinin belirlenmesi için en az 3 adet altın işaretleyiciye ihtiyaç vardır. Tek veya iki işaretleyicinin kullanıldığı tedavilerde açışal

hatalar belirlenmemektedir. İşaretleyici sayısının fazlalığı ise tedavi sırasında sorun olabilecek işaretleyicilerin yerine diğerini kullanma imkanı sunmaktadır (15).

İşaretleyiciler arasındaki açı 15 derece olmalı ve birbirinden en az 2 cm mesafede olmalıdırlar. Altın işaretleyiciler hedef tümörden en fazla 5-6 cm uzaklıkta olmalıdırlar. Uygun mesafe tercih edilmezse, algoritma düzgün çalışmaz ve hedef tümörün koordinatlarını hatalı hesaplayabilir (16).

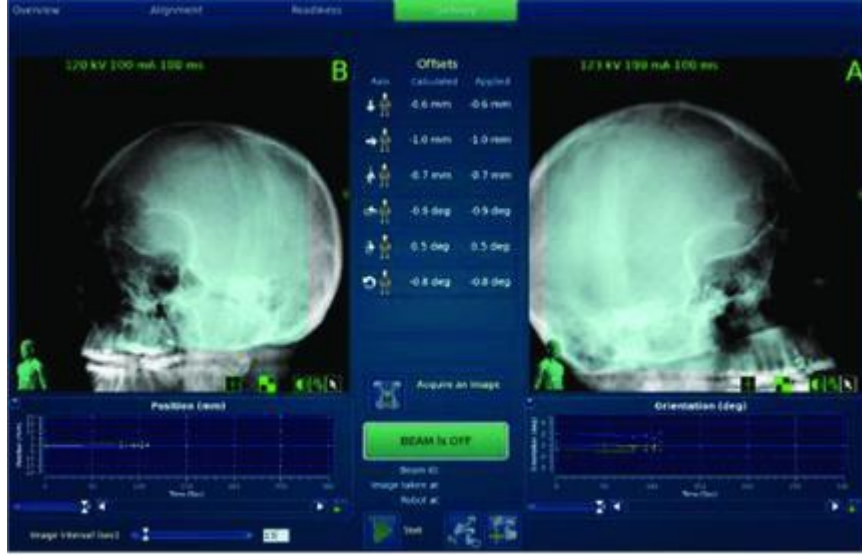


Şekil 4. 3. Fiducial takip görüntüsü

4.3.1.2. Altı boyutta kafatası takip sistemi (6D Skull)

Kafa içinde bulunan tümörlerin tedavisinde kullanılmaktadır (17). CyberKnife cihazında hasta sabitlemek için cerrahi işlem gerekmemektedir. Hastanın hareketini sınırlandırmak amacıyla termoplastik maske uygulanmaktadır.

Referans görüntü ile tedavi esnasındaki görüntü eşleştirilerek 6 boyutlu hedef kayması hareketi sağlanır (16). Hedef kayması hareketinin 3 tanesi rotasyonel sapmalar, 3 tanesi ise doğrusal sapmalardır. Kayma hareketleri tedavi esnasında otomatik düzeltilir. 6d skull takip sistemi malign ve benign intrakranial tümör tedavilerinde kullanılır (13). Bu algoritmayı kullanarak uygulanan tedavide hedefe ulaşmaktaki belirsizlik 1mm den azdır.



Şekil 4. 4. Kafatası takip sistemi görüntü ekranı

4.3.1.3. Synchrony solunum takip sistemi

Solunum takip sistemi, solunum sebebiyle hareket eden tümör ışınlamalarında tümörün hareketini gerçek zamanlı izlemektedir. Hastanın tedavi süresince normal nefes alabilmesi ve tedavi esnasındaki kesintilerin olmaması solunum takip sisteminin avantajlarından (18).

Bu takip sistemi tümörün hareketine göre hareketlerini kontrol edebilmektedir ve tümör çevresindeki sağlıklı dokuyu iyi şekilde korumaktadır. Karaciğer, akciğer, pankreas ve böbrek tümörlerinde kullanılmaktadır (15).

Synchrony Solunum Takip Sisteminde hastaya özel yelek giydirilmektedir. Bu yelek içinde 25 Hz frekansında yanan 3 tane LED (light emitting diode) ve bu LED'leri algılayan takip kamerası bulunmaktadır. Hastaya işlem esnasında yelek giydirilmektedir. Yeleğin üzerindeki LED'lerden kırmızı ışık yayılır ve bu ışık takip sistemi kamerası tarafından algılanmaktadır. Kamera, LED hareketlerini takip ederek Synchrony bilgisayarına bu verileri yollamaktadır. Veriler synchrony bilgisayarında özel bir yazılımla dönüştürülerek hastanın solunum fonksiyonu yaratılmaktadır. Tedavi bilgisayarı, solunum hareketinden kaynaklı oluşan tümör için yeni koordinat değişimini hesaplayarak tedavi cihazına aktarmaktadır. Yeni koordinatlar tedavi cihazı

tarafından güncellenir; robotik kolun solunum, solunuma bağılı lezyonun hareketiyle senkronik hareketi sağlanır (19).



Şekil 4. 5. Takip yeleği giydirilmiş hasta ve tedavi cihazı

4.3.1.4. X-Sight omurga takip sistemi

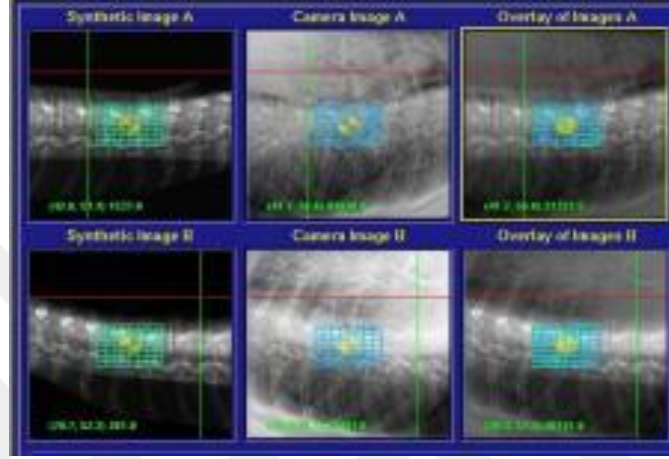
X-Sight Omurga Takip Sistemi, hasta anatomisindeki iskelet yapıların hareketle gerçekleşen yer değişikliğini hesaplayarak çalışmaktadır. Takip edilecek iskelet yapıları tedavi planlaması sırasında, tedavi uygulaması öncesi belirlenmektedir (16).

Bu takip sistemiyle tüm servikal, birçok lomber ve torasik alanlar ile sakral alanlar dahil, iskelet yapıları doğru şekilde izlenebilir. X-Sight Spine Takip Algoritmasında akciğer yerleşimli malign tümör hücrelerini takip edebilmek için fiducial işaretleyicilere gerek kalmadan tedavi uygulanabilir (20).

Tümör omurgaya 5-6 cm uzaklıkta veya omurga yerleşimli tedavilerde bu takip sistemi tercih edilebilmektedir. Lezyon hareketinin sadece omurga hareketiyle değiştiği tedavilerde tercih edilmektedir. Diyafram kaynaklı olduğu durumlarda bu takip sisteminin kullanılmaması dikkat gerektiren durumdur. X-Sight Omurga Takip Sisteminden alınan DRR görüntülerinden yaralanan algoritma, omurgadaki bir bölgeye ‘ağ’ adı verilmiş 9 x 9’ luk matriks kullanmaktadır. Bu algoritmanın doğru

şekilde çalışabilmesi için 'ağ' boyutları omurgayı Anterior-Posterior yönünde kapsayacak şekilde ayarlanmaktadır.

Bu takip sistemi tedavi esnasında 9 x 9' luk matris alandaki görüntü ile DRR görüntülerini karşılaştırmaktadır. Gerekli yer değiştirme sağlanıp hasta pozisyonu ayarlanmaktadır.



Şekil 4. 6. Omurga takip sistemi

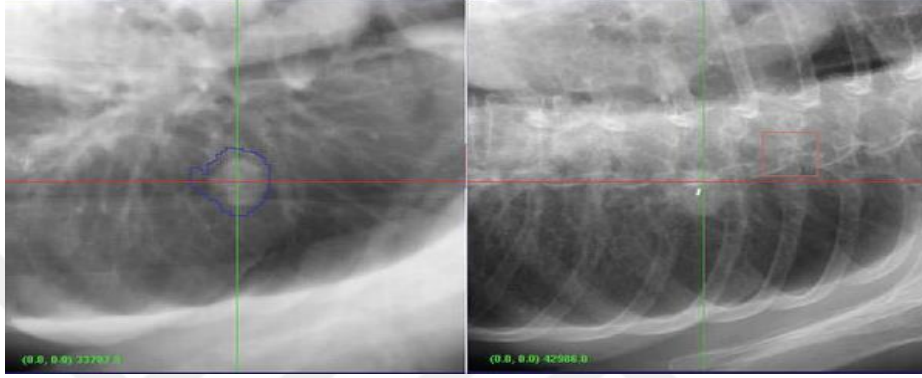
4.3.1.5. X-Sight akciğer takip sistemi

Akciğerin üst ve alt bölgesinde yerleşmiş halde olan 2 cm'den büyük hacme sahip lezyonların tedavisi için CyberKnife tedavi sisteminde bulunan gerçek zamanlı, akciğer takip algoritmasıdır. X-Sight Akciğer Takip Sisteminde doğrudan hedef lezyon takip edilmektedir. Solunum hareketini dikkate almaktadır. Fiducial işaretleyici olmamasıyla beraber bu alanlardaki lezyonların konumunu bulmak zordur (21).

Hastanın uygun pozisyonunu sağlamak için X-Sight Omurga Takip Sistemiyle birlikte kullanılmaktadır. Tedavi uygulanma esnasında X-Sight Akciğer Takip Sistemi, soluk hareketine bağlı tümör takibi için Synchrony Solunum Takip Sistemi ile beraber kullanılabilir (16).

X-Sight Akciğer Takip Sistemi, tümörü ve lokasyonunu görüntülerdeki kontrast farkından yararlanarak belirlemektedir. Bu tespitin oluşabilmesi için lezyon boyutu

her doğrultuda 1.5 cm'den fazla olmalı, DRR' lerde görünür olmalıdır. Tedavi esnasında 45'er derecelik açılarla alınan görüntülerde, tümör omurga tarafından gölgelenmeyecek konumda olmalıdır. Gölge olması durumunda, algoritmanın kontrast farkından kaynaklı tümörü algılaması zorlaşıp takip edemeyecektir. Tedavi sırasında alınan anlık görüntülerle tümör görülebilmektedir.



Şekil 4. 7. Akciğer tümörü görüntüsü

4.4. Radyoterapide Hacim Tanımlamaları

Lezyon yerleşimi ve yayılımını planlamada doğru tanımlayabilmek, tedavi doz limitlerini belirleyebilmek, tedavi sonuçlarının karşılaştırılabilmesi, daha anlaşılabilir olması amacıyla ortak bir dil oluşturmak için ICRU tarafından raporlar yayınlanmaktadır. Günümüzde eksternal tedavilerde kritik organ ve hedef hacim tanımları ICRU 83 (2010), ICRU 62 (1999) ve ICRU 50 (1993)' e göre yapılmaktadır.

4.4.1. GTV 'Görüntülenen Tümör Hacmi'

Görüntülenebilir hedef hacmi, doku veya organlardaki kötü huylu lezyon olarak ilerlemenin kaydedildiği sınırlara sahip hacimdir. Bu hacim, büyüklük ve genişlik açısından farklı görüntüleme teknikleriyle görüntülenebilir ve bu metotlar lezyon hacmini artırabilmektedir (22).

Tutulmuş lenf nodları ve birincil tümörü kapsamaktadır (23). Erken tanı teşhisi daha zor olan operasyon sonrasında GTV' nin; şekli, boyutu ve yeri tetkik edilerek saptanabilir (24).

4.4.2. CTV 'Klinik Hedef Hacim'

GTV' ye belirgin olmayan veya gözlemlenmeden ilerleyen enfeksiyonların yani subklinik hastalıkların eklenmesiyle oluşmaktadır. Tümörün çevresi olası lenfatik, perinöral yayılımları, mikroskopik uzanımları içermelidir. Tümör yerleşimi ve tipine bağlı değişmektedir. Klinik deneyimler ve tümör patolojik özellikleri klinik hedef hacmi oluşturmada önemlidir.

4.4.3. PTV 'Planlanan Hedef Hacim'

Planlanan hedef hacim, tanımlı dozun klinik hedef hacim tarafından tamamen absorblanması amacıyla ışın demeti düzenlemelerinin yapılması ve uygun ışın demeti boyutlarının seçilmesini sağlayan hacimdir. Bu hacim, klinik hedef hacim içindeki anatomik yapıların pozisyon, şekil ve boyutlarından kaynaklı değişiklikleri, görevli kişiler ve tedavi cihazlarından kaynaklı set-up hataları ve organ hareketliliğinden kaynaklı bırakılmış olan payları göz önüne alınarak oluşturulmaktadır (25).

4.4.4. QARS 'Riskli Organlar'

Radyasyon duyarlılığı sebebiyle doz değişikliğine maruz kalacak yapılar veya organlardır. Işınlanan hacim içerisinde yer alan organlar çizilmektedir.

4.5. Radyoterapi Tedavi Teknikleri

Radyoterapinin hedefi lezyona maksimum doz verirken sağlıklı dokuları olabildiğince korumaktır. Bunun için çeşitli radyoterapi tedavi planlama yöntemleri bulunmaktadır. İlk zamanlar tedavi bölgelerinde bloklar kullanılırken son on yılda bloklar yerine yeni yapılar geliştirilmiştir. Bloklar yerine MLC kullanarak tümörün hacmine göre hesaplama yapıp tedavi planı oluşturulmuştur. Böylece tümör için çoklu alan kullanımı da sağlanmıştır. Yüksek dozlarla tedavi planlanırken kritik

organların limit değerlerinin üzerine çıkılmamasına dikkat edilmektedir. Sağlıklı doku yeterli korunmadığında tedavi sebebiyle yan etki oluşması beklenmektedir. Yan etkilerin azalması sadece sağlıklı dokuların korunmasıyla mümkün olmaktadır.

4.5.1. Üç boyutlu konformal radyoterapi (3BCRT)

Radyoterapide amaç, toksisite ve yan etkileri en aza indirerek tümörü tedavi etmektir. Bu amaç doğrultusunda kanserli dokuya yüksek doz uygulanırken sağlıklı dokulara minimum doz uygulanmaktadır. İki boyutlu klasik radyoterapide tümörün yükseklik ve genişliğine göre genellikle kemikler referans kabul edilerek tedavi alanları oluşturulmaktaydı. Verilmesi istenen dozu hesaplamada oluşan hatalar, hedef hacmin dışında ışınlanmış doku hacmini belirleyememe, normal doku, ışınlanacak tümör hacmi ve organ boyutlarının değerlendirilmesindeki eksiklikler, tedaviyi tamamen doğrulayamama iki boyutlu radyoterapi eksikliklerindedir (26).

Radyoterapiye bilgisayarlı tomografinin dahil olması, tedavi bölgesi ve hasta anatomisinin üç boyutlu olarak görselleştirilmesi sonucunda normal ve hedef dokuların konturlanabilmesiyle üç boyutlu konformal radyoterapi planları oluşturulmaktadır (27).

Bu tedavi tekniğinde bolus, kompanse filtre, koruyucu blok veya wedge gibi ışın şekillendiriciler kullanılmaktadır. Kompanse filtreler ve wedge doz dağılımlarını değiştirip, doku eksiğini de tamamlamak amacıyla hedef hacimde homojen doz dağılım eldesi sağlamaktadır. Doku eşdeğeri olan bolus, yüzeye yakın alanların ışınlanmasında cildin istenilen dozu almasını sağlamaktadır. Bolus, doz dağılımını cildin yüzeyine çekmek için kullanılan materyaldir. Günümüzde kurşun bloklar yerine MLC sistemleri kullanılmaktadır. Her bir tedavi alanı için ayrı dökülen ve gantriye yerleştirilen kurşun blok MLC sisteminin gelmesiyle ortadan kalkmıştır.

Tedavi bölgesinin bulunduğu yer, şekil ve kritik organların mesafesine göre masa açıları, kolimatör ve gantri açıları değiştirilebilmektedir.

Işınlanacak bölgenin bulunduğu yere, şekline ve kritik organlara olan mesafesine göre gantri, kolimatör ve masa açıları değiştirilebilir.

4.5.2. Yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT)

Yoğunluk ayarlı radyoterapi ile radyasyon çok küçük ışın parçacıklarına bölünüp vücut içinde farklı açılardan kanserli bölge üzerinde kesişmektedir. Bu teknik ile tümör çevresindeki kritik dokuların maksimum korunması sağlanırken, MLC hareketleriyle tümöre yüksek doz verilmektedir (28).

YART eş zamanda birden fazla lezyonu, farklı dozlarla tedavi olanağı sağlamaktadır. Hasta önceden radyasyon tedavisi almış, tedavi bölgelerinde nükseden tümörlerle karşılaşılıyorsa tercih edilen bir tedavi tekniği olabilmektedir.

Günümüzde bu teknik; sinir sistemi, baş boyun bölgeleri, prostat, tiroid, gastrointestinal, göğüs vb. tümörlerini tedavi amacıyla yaygın şekilde kullanılmaktadır.

Linak tedavi cihazlarında, dinamik IMRT (sliding window) ve statik IMRT (step and shoot) uygulanabilmektedir. Uygulanacak teknik, klinikte olan tedavi cihazları ve donanımsal yapılarına göre farklılık göstermektedir (29).

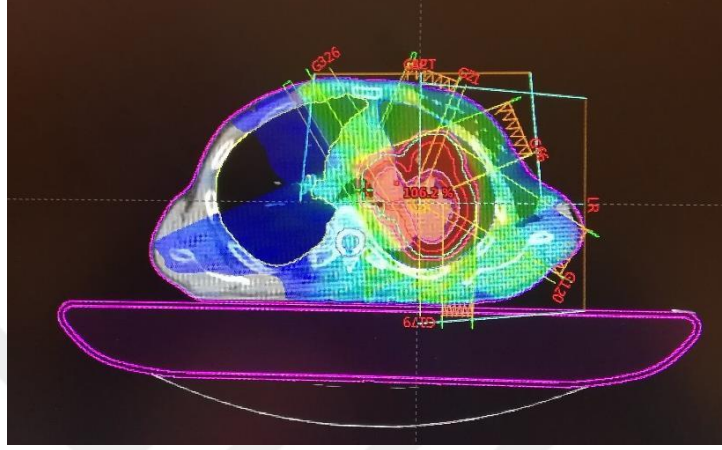
Statik IMRT tekniği, sabit gantri, doz ağırlığı, kendi alan şekli ve monitör unit (MU) değerlerine sahiptir. Işınlama yaparken lifler hareketsizdir ve ışınlama süresince herhangi lif hareketi olmamaktadır. Statik IMRT tekniğinde amaç düzensiz şekilli ve yoğunluğu ayarlı ışın alanlarının üst üste bindirilmesidir. Bu yöntemde doz uygulanması ve MLC hareketi farklı zamanlarda gerçekleşmektedir. Yapılmış plana göre önce MLC' ler istenilen konuma hareketini gerçekleştirip sabitlenir, daha sonra cihaz doz uygulamasına geçmektedir (30).

Cihazda ilk alanın ışınlanmasından sonra MLC' ler yeni alan için hareket sağlarken ışınlama durmaktadır. Tedavinin tüm alanları tamamlanana kadar bu işlem devam etmektedir (31).

Alt alanlarla sadece hedeflenen bölgenin ışınlanması sağlanmaktadır ve hedef olmayan sağlıklı dokular korunmaktadır (32).

Dinamik IMRT' de doz uygulanırken MLC hareketleri eş zamanlı olarak gerçekleşmektedir. Dinamik MLC hareketliliği, tedavi planı doz haritalarını

oluşturmaktadır. Işınlama boyunca MLC hareketleri devam etmektedir. Işınlamada doz hızı sabitken MLC liflerin hızları farklılık göstermektedir (33).

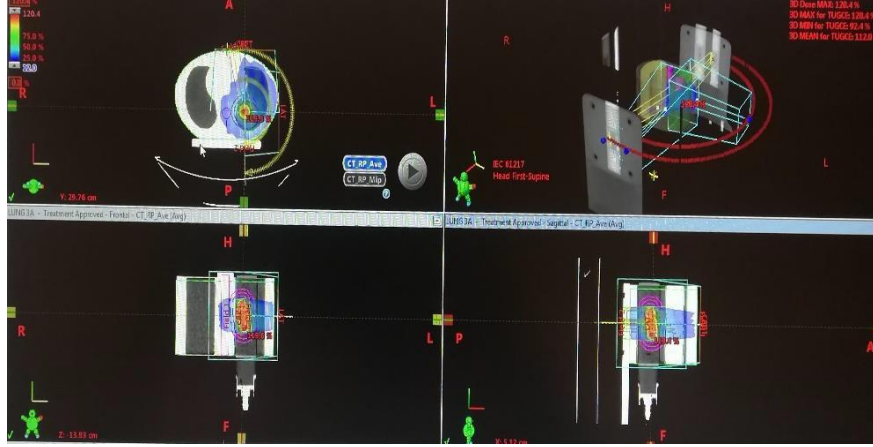


Resim 4. 1. Yoğunluk ayarlı radyoterapi

4.5.3. Hacimsel yoğunluk ayarlı ark terapi (VMAT)

İlk defa 2007 yılında yeni bir uygulama tekniği volumetrik modülasyonlu ark terapisi (VMAT) olarak tanıtıldı. Teknikle beraber tedavi uygulaması sırasında bazı parametreler eş zamanlı değişmektedir. MLC yaprak hareketi, gantri dönüş hızı ve doz hızı bu parametrelerdendir.

Bu teknikte, sürekli radyasyon uygulanırken gantri, aralıksız olarak hasta etrafında dönme hareketine devam etmektedir. Doz hızı ve gantri değişkendir. 360 derecelik bir rotasyon, bir ark şeklinde tanımlanmaktadır. Tedavide kullanılacak ark sayısı tercihe bağlıdır. Birim zamanda verilecek dozdaki azalma ve tedavi süresinin kısalması YART ile kıyaslandığında VMAT' ın avantajlarından. Tedavi planı oluştururken süre bakımından VMAT planları YART tekniğine göre uzundur sebebi ise optimizasyon esnasında daha çok parametrenin hesaba dahil edilmesidir. Çeşitli markalarda farklı isimlerle yer almaktadır. SmartArc Phillips, Elekta VMAT ve RapidArc Varian örneklerindedir (34).



Resim 4. 2. Hacimsel yoğunluk ayarlı ark terapi

4.6. Algoritmalar

4.6.1. Analitik anizotropik algoritma

AAA algoritması eksternal ışın tedavisinde, heterojen ortamlardaki doz dağılımları ve saçılmış dozu hesaplamada kullanmak için geliştirilmiştir. AAA algoritması gerçek doz hesaplama ve yapılandırma algoritması olmak üzere iki modülden oluşmaktadır. Yapılandırma algoritmasıyla ekstra fokal fotonlar, elektron kontaminasyonu, birincil fotonlar belirlenir. Doz hesaplama algoritmasıyla bu parametreleri göz önünde bulundurarak doğru doz hesabı yapar (35).

4.6.2. Acuros XB algoritma

Radyasyon tedavilerinde Monte Carlo algoritması, doz hesaplamak için en iyi standart olarak kabul edilmiştir. Doz hesaplanmasında çok zaman alması ve kompleks bilgisayar sistemlerinden dolayı klinikler açısından çok tercih edilmemektedir. Gelişen teknoloji ile birlikte MC tabanlı algoritmaları kullanmak mümkün hale gelmiştir (36).

Acuros XB doz hesaplama algoritması, hesaplamaya Lineer Boltzmann Taşınma Denklemlerini (LBTD) dahil eder. LBTD, radyasyon parçacıklarının davranışlarını tanımlar ve LBTD çözümleri için genelde iki yaklaşım vardır. Bunlardan biri LBTD'yi direk olarak nümerik yöntemlerle çözer, diğeri MC metodlarıdır ve dolaylı olarak çözüme ulaştırır. İki yaklaşımda düzeltme ile aynı çözümü sağlayacaktır. Her iki

yaklaşımında küçük hata payları içerir. MC metodu, sonlu sayıda ve rastgele parçacıkların ortam ile etkileşimlerini hesaba dahil eder. LBTD yönteminde ise hatalar; uzay, enerji ve açıdaki değişkenlerin ayrıştırılmasından kaynaklıdır (37).

4.6.3. Ray-Tracing algoritması

Ray-Tracing algoritmasında; doku-fantom oranları, merkezden sapma oranı ve kolimatör output faktörü verileri kullanılır. Bu algoritma, göreceli elektron yoğunluğu kullanarak efektif derinliği belirler ve hesaplama süresi hızlıdır. Doku inhomojenite düzeltmeleri efektif derinlikte hesaplanır. Lateral saçılmalar, elektron transport için gerekli düzeltmeleri içermez.

Bu algoritma homojen dokularda gerekli doğrulukta dozu hesaplarırken, akciğer gibi yapılarda doğru doz hesabı için güçlü heterojenite düzeltmelerinde yeterli olmamaktadır. Stereotaktik radyoterapide, küçük alan hesaplarında doku heterojenitesinin etkileri önemlidir (38).

4.6.4. Monte Carlo algoritması

Monte Carlo algoritması diğer algoritmalara göre doz hesaplamada yüksek doğruluğa sahiptir. İkincil elektron saçılımı ve doz birikimine sebep olan tüm etmenleri hesaba dahil ettiği için mevcut olan en doğru yöntem kabul edilmektedir. Bu gelişmiş doğruluk, düşük yoğunluğa ve küçük alan boyutlarına sahip dokularda daha belirgindir. Her partikülün etkileşimini hesaba dahil etmektedir (39).

Madde-parçacık etkileşimleri olasılıklarına dayanan tek algoritmadır. Doku yoğunluğu, elektron durdurma gücü, birincil fotonun dokudaki etkileşimleri ve ikincil parçacık/foton saçılmaları için gerekli düzeltmeleri hesaplayabilmektedir (40).

4.7. Gama Analizi

Gama analiz yöntemi iki boyutta, doz dağılımlarının karşılaştırılmasını sağlamaktadır. Bu ölçümler için polimer jel ve film gibi çok boyutlu dozimetrelere ihtiyaç duyulmaktadır. Ölçülen dozu referans kabul edip, mesafe uyumuna (DTA) ve yüzde doz değişimine (DD) bağlı parametrelerle hesaplama yapan bir yöntemdir.

Ölçülen doz referans ve hesaplanan doz karşılaştırılan olarak kabul edilmektedir ve gama analizde doz karşılaştırması bu iki değer arasında yapılmaktadır. Mesafe uyumu (DTA); aynı doz değerini gösteren, hesaplanan doz dağılımındaki veri noktası ile ölçülen doz dağılımındaki veri noktası arasındaki en kısa mesafedir. İki dağılımın yerleşimlerinin nasıl olduğunu belirtir. Doz değişimi (DD) ile dozların yüzde farkı hesaplanır. Doz dağılımı hesaplanmasında kalitenin belirleyicisi olarak doz farkı (DD) ve mesafe uyumu (DTA) kullanılmaktadır.



5. MATERYAL VE METOD

5.1. Araç ve Gereçler

5.1.1. Accuray cyberknife M6 robotik radyocerrahi sistemi

Accuray CyberKnife Robotik Sistemi, stereotaktik radyocerrahi ile SBRT tedavilerinde kullanılması amacıyla tasarlanmış bir cihazdır (41).

CyberKnife, robotik kol üzerine montelenmiş ve 6 MV foton enerjisine sahiptir.

6D Skull, X-Sight Lung, X-Sight Spine ile Fiducial tedavi takip algoritmalarından oluşur. Synchrony sistemi ile nefes takibi sağlanır. Robotik kol, takip sistemleri eşliğinde hareket etmektedir. Böylece tümör tedavi planı içerisinde yer alır (42).

3 Farklı kolimatör sistemine sahiptir. Fixed kolimatör, 5-60 mm aralığında çaplara sahip, dairesel 12 birbirinden farklı, sabit kolimatörden oluşur. Bu kolimatörler, X-ışını başlığında bulunan kolimatör yatağına (yuvasına) yerleştirilir. Iris kolimatör, bilgisayar eşliğinde ayarlanabilen ikincil kolimatördür. Tedavi esnasında sabit kolimatörün değiştirilme ihtiyacını karşılar.

Incise Çok Yapraklı Kolimatör, düzgün şekli olmayan ve büyük lezyonların tedavisini sağlar. Incise ÇYK, bilgisayar kontrollü ve tungsten yapraklar kullanılan ikincil kolimatördür. MLC sistemi, her birinin kalınlığı 2,5 mm olan ve 41 adet tungsten yapraktan oluşmuştur. Sistemin alan boyutu 10 cm x 12 cm' dir (43).



Resim 5. 1. Cyberknife M6 robotik radyocerrahi cihazı

5.1.2. Varian truebeam STx 2.0 lineer hızlandırıcı

Truebeam STx cihazında birçok farklı tedavi yöntemleri kullanılmaktadır. Cihaz 6MeV, 9MeV, 12MeV elektron enerjilerine ve 6 MV, 10 MV, 6 MV FFF, 10 MV FFF foton enerjilerine sahiptir. 6 MV FFF için doz hızı aralığı 400-1400 MU/dak ve 10 MVFFF için 400-2400 MU/dk; 6 MV, 10 MV ve 15 MV için doz hızı 100-600 MU/dk aralığında değişmektedir (44).

Truebeam cihazı, Yüksek Çözünürlüklü Çok Yapraklı Kolimatör (HDMLC)' e sahiptir. MLClerin kalınlığı 9 cm'dir. HD-MLC' nin içte izomerkezine yakın her bir lif 2,5 mm kalınlığında ve 32 çifttir ve dış lifler 5mm kalınlığında ve 28 çifttir. HD-MLC sistemini milenyum MLC sistemiyle kıyaslırsak ışın şekillendirmesini çok daha iyi yapmaktadır (45).

Truebeam STx cihazında bulunan yatak, farklı yönlerde bağımsız şekilde hareket sağlamaktadır. Bu özellik ile cihaz; CBCT ile beraberinde lezyon lokalizasyonu, gerekli kaydırmalar, izocenter düzeltmeleri, tedavi uygulanması ve verilen kaydırmalardaki eksenlerin kaydedilmesi işlemlerinin hepsini, tekniker kontrol bölgesinden otomatik olarak gerçekleştirilebilmektedir (46).



Şekil 5. 1. Truebeam STx 2.0 lineer hızlandırıcı

5.1.3. Multiplan tedavi planlama sistemi

MultiPlan tedavi planlama sistemi, BT tabanlı plan oluşturmaktadır. MultiPlan tedavi planlama sisteminin özel yazılımıyla birçok görüntüleme cihazı ile füzyon yapabilme yeteneği vardır. Manyetik rezonans görüntüleme (MRG), anjiyografi, pozitron emisyon tomografisi (PET) gibi görüntü sistemleri bilgisayarlı tomografi görüntüleri ile birleşerek tedavi planlaması yapılır.

Planlama esnasında sistem, bilgisayarlı tomografi görüntülerinden okunan “Hounsfield Unit (HU)” değerlerini kullanmakta ve doz hesabını yapabilmektedir. Planlama istasyonuna tomografi cihazını tanıtmak bu sebeple önemlidir (47).

Hastanın tedavisi planlanırken; görüntüleme sistemlerindeki görüntüler konturlama için MultiPlan tedavi planlama sistemi yüklü sisteme aktarılıp, füzyon yapılır. Kritik organlar konturlanarak, uygun doz ve fraksiyon ile tedavi planlaması yapılır. Planlama sonucunda her kesit için izodoz haritaları, noktasal dozlar ve doz istatistikleri görülebilmektedir (48).

5.1.4. Eclipse tedavi planlama sistemi

Eclipse, Varian linak cihazlarının tedavi planlama sistemidir. Bu planlama sistemi, windows tabanlı işletim sistemine sahiptir. ARIA ağ sistemi kullanılmaktadır.

Eclipse TPS' de VMAT, IMRT, 3DCRT planlama teknikleri ile tedavi planları oluşturulmaktadır. Eclipse TPS' de doz hesaplamalarında; elektron tedavisi için eMC ve pencil beam algoritması, foton tedavisi için Acuros XB ve AAA algoritmaları, Brakiterapi tedavisinde Acuros Bv algoritmaları kullanılmaktadır. Bu çalışmada, tedavi planları için Version 13 kullanılmıştır (49).

5.1.5. Philips big bore brilliance bilgisayarlı tomografi cihazı

Beyin, boyun, batin, ekstremiteler, toraks, görüntülemeye ek olarak akciğer ve kalp vb. gibi tüm vücut damarlarının görüntülenmesini hızlı bir şekilde yapabilmektedir (50).

60 cm görüntüleme alanı genişliği (FOV) ve 85 gantri açıklığı ile hasta konumlandırmasını ve setup' ı kolaylaştırmaktadır. Açık tasarımı ile kloströfobik ve kaygılı hastalar için konfor sunar. Solunumla yer değiştiren kritik organ ve tümörün hareketlerinin değerlendirilmesine olanak sunan 4DCT özelliğine sahiptir (51).

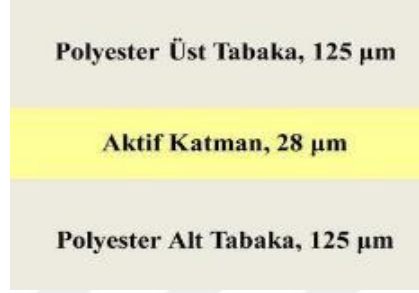


Şekil 5. 2. Philips big bore brilliance bilgisayarlı tomografi cihazı

5.1.6. EBT3 gafkromik film

Gafkromik EBT-3 filmi absorbe edilen iyonlaştırıcı radyasyon dozlarının ölçümü için tasarlanmıştır. Yüksek enerjili fotonlar için daha uygundur. Optimum doz 0,2 Gy ile 10 Gy aralığındadır. Gafkromik filmler 14x17 inç ve 8x10 inç boyutlarında üretilmektedir. Filmler, kararlılıklarını 60 °C' ye kadar korurlar (52).

Gafkromik EBT-3 film dozimetreler üç katmandan oluşmaktadır. İki adet alt ve üstte olmak üzere 125 µm kalınlığında tabakalar ve bu iki tabaka arasında 28 µm kalınlığında aktif katman bulunmaktadır. Alt ve üst tabaka, mat polyesterdendir. Bu katmanlı yapı, filmin hangi tarafının tarayıcının ışık kaynağına bakacağını tayin etme ihtiyacını ortadan kaldırır. Aktif katman içerisindeki sarı marker boya, ışığa duyarlılığı azaltır (53).



Şekil 5. 3. Gafkromik EBT-3 film katmanları

İstenilen boyutta film kesilir. Gün ışığından etkilenmez. Radyasyon absorbesi sonrasında banyo ya da herhangi bir kimyasal işleme gerek duyulmaz. Gafkromik EBT-3 film ışınlandıktan 24 saat sonra doyumluğa ulaşır; ardından gafkromik EBT-3 film taranır ve değerlendirme yapılır. Gafkromik EBT-3 filmler 8x10 inç ve 14x17 inç boyutlarıyla üretilmektedir (54, 55).



Resim 5. 2. Gafkromik EBT-3 film

5.1.7. EPSON expression 1100 XL scanner

Yüksek çözünürlüklü bir A3 tarayıcısı olan Epson Expression 11000 XL, yüksek tarama hızına sahip ve düz yataklı bir film tarayıcı makinasıdır. Bu çalışmada

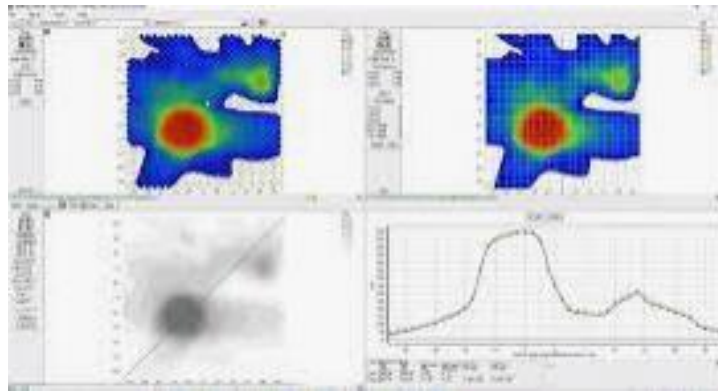
gafkromik filmleri okumak amacıyla kullanılmıştır. 2400 x 4800 dpi çözünürlüğündedir. Gölge alanlarda doğru tarama sağlar. Tarama alanı 310 mm x 437 mm' dir. Işık kaynağı Xenon floresan lambadır (56).



Şekil 5. 4. EPSON expression 1100 XL scanner

5.1.8. SNC patient software

SNC Patient software yazılımı, hesaplanan ve ölçülen doz noktalarını karşılaştırmak amacıyla kullanılan yazılımdır. Absolute ve rölatif doz karşılaştırması için gama analizi yapılır. Yapılan analizde geçme kriterlerine uymayan yüksek radyasyon dozu kırmızı ile düşük radyasyon dozu mavi renkte gösterilmektedir. Yapılan çalışmada, SNC Patient Software yazılımının 6. versiyonu kullanılmıştır (57).



Şekil 5. 5. SNC patient software

5.1.9. IBA dose-1 elektrometre

Elektrometre, farklı detektörlerle kullanılmaktadır. Elektron ve foton dozimetrisinde absorbe doz ve doz hızı ölçümünde kullanılan dozimetrik bir ekipmandır ve taşınabilir. 40' a yakın iyon odası ve diyotun parametreleri depo edilebilir. Ekranında MU başına düşen doz miktarı, yük miktarı, akım, doz hızı ve doz görülüp; sisteme voltaj değeri, basınç değeri, sıcaklık değeri ve polarite girilerek ölçüm alınabilir (58).



Şekil 5. 6. IBA Dose-1 Elektrometre

5.1.10. PTW 30013 farmer iyon odası

PTW 30013 farmer iyon odası, absolute doz ölçümünde kullanılmaktadır. Su geçirmez yapıya sahip olup su fantomu ölçümlerinde kullanılabilir. İç yarıçapı 3,05 mm ve hacmi 0,6 cm³ tür. Normal kullanım voltajı 400 V, maksimum voltajı ± 500 V' dur. İyon odasının merkezi elektrotu aliminyumdan oluşmaktadır. Elektronlarda enerji aralığı 10 MeV - 45 MeV, fotonlarda 30 kV - 50 MV aralığındadır (59).



Şekil 5. 7. PTW 30013 Farmer iyon odası

5.1.11. PTW RW3 katı su fantomu

Katı fantomlar su eşdeğeridir. Günlük olarak elektron ve foton ölçümlerinin yapılması amacıyla üretilmiştir. Katı fantomlar 40 cm x 40 cm alan boyutundadır. 0,1, 0,2, 0,3,0,5, 1, 5 cm gibi farklı kalınlıklara sahiptir. Su eşdeğeri malzemeden üretildiği için yüksek enerjiye sahip elektron ve fotonların dozimetrik ölçümlerinde kullanılıp, farklı iyon odaları için uygun yuvalı plakaları da mevcuttur (60).



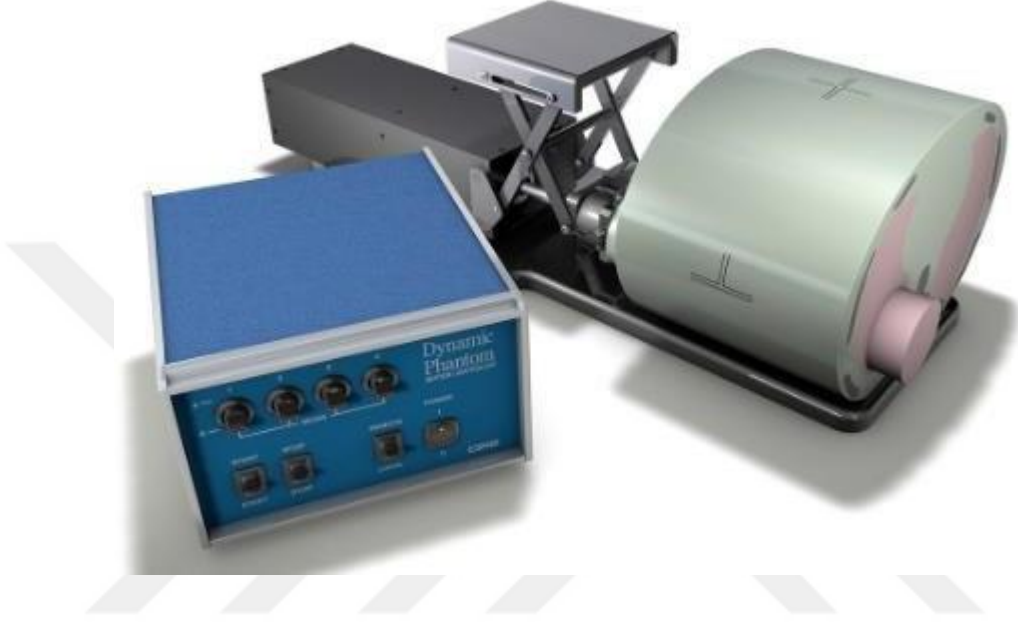
Şekil 5. 8. PTW Katı su fantomu

5.1.12. X-sight lung tracking fantom

X-Sight Lung Tracking (XLT) fantom, CyberKnife cihazı tedavi sistemleri için geliştirilmiştir ve literatürde CIRS toraks fantom olarak da bilinmektedir. Synchrony solunum takip sistemi ile birlikte de kullanılabilir. XLT fantom ortalama bir insan toraksı ebatlarında omurgayı, akciğer loblarını ve kaburgaları içerir. Loblardan birinde

25 mm çapında küresel hedef hacim bulunmaktadır ve film dozimetre yerleştirilmektedir (61).

Fantom hareket sağlayıcıya bağlanarak, akciğer eşdeğeri kısmının superior-inferior doğrultuda hareketi sağlanmaktadır ve solunum hareketi simülasyonu sağlanmaktadır (62).



şekil 5. 9. X-sight lung tracking fantom

5.2. Yöntem

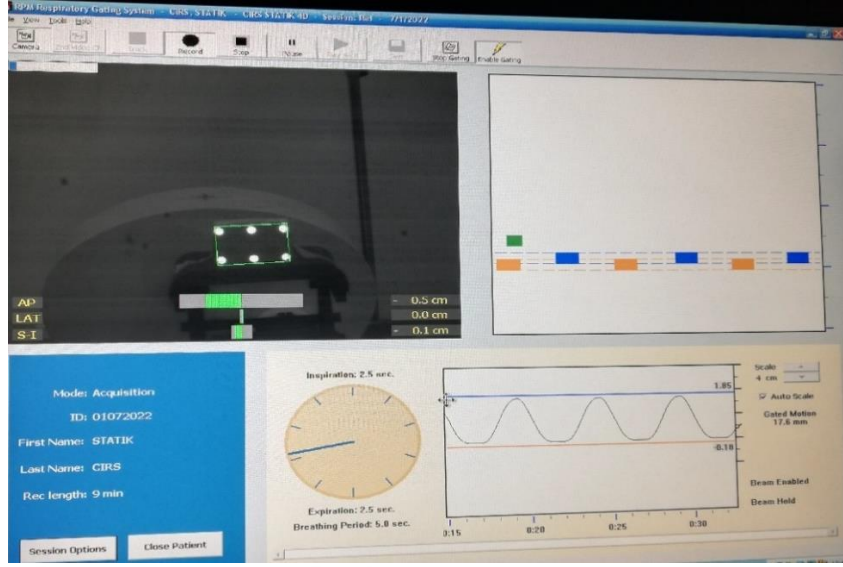
5.2.1. X-sight lung fantomun bilgisayarlı tomografi çekimi ve konturlanması

Philips Brilliance Big Bore Bilgisayarlı Tomografi cihazı kullanılarak X-Sight Lung fantom için tarama yapıldı. Görüntü; 500 mm FOV değeri, standart çözünürlük, 0,5 rotasyon zamanı, 300 mAs X-ışını tüp akımı, 1mm kesit kalınlığı ve 120 kVp ile gerçekleştirildi.



Resim 5. 3. X-Sight lung fantomun BT taraması görüntüsü

X-Sight Lung fantomun hareketi sağlanarak SI doğrultusunda çalıştırıldı. Sonrasında fantomun üzerine marker blok konuldu. Hareket sinyalleri, RPM sistemiyle elde edildi. Bu işlemden sonra 4DCT görüntüleri oluşturuldu.

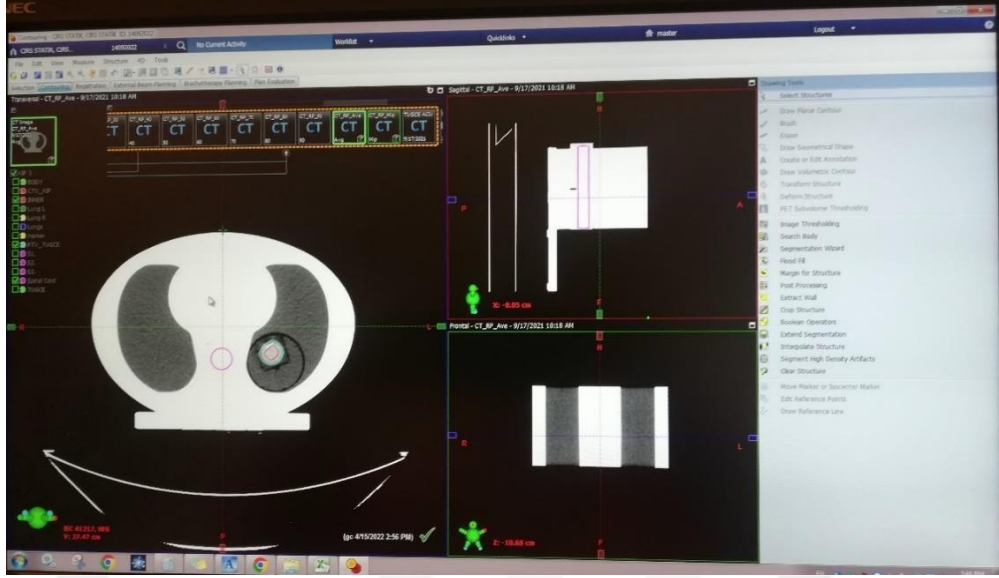


Resim 5. 4. Fantom için solunum modelinin oluşturulması ve tümör hareketinin sınırlarının belirlenmesi

İkinci bilgisayarlı tomografi tarama işleminde; CyberKnife cihazında kullanılmak üzere hareket modu değiştirilerek serbest nefes görüntüleri elde edildi. Görüntü; 500 mm FOV değeri, 120 kVp, 300 mAs X-ışını tüp akımı ve 1mm kesit kalınlığı ile gerçekleştirildi.

5.2.2. Hedef hacmin tanımlanması

Bilgisayarlı tomografi tarama işlemiyle elde edilen görüntüler; CyberKnife cihazı için MultiPlan TPS ve Truebeam cihazı için Eclipse TPS sistemine aktarıldı.



Resim 5. 5. Eclipse tedavi planlama sistemine aktarılan görüntü

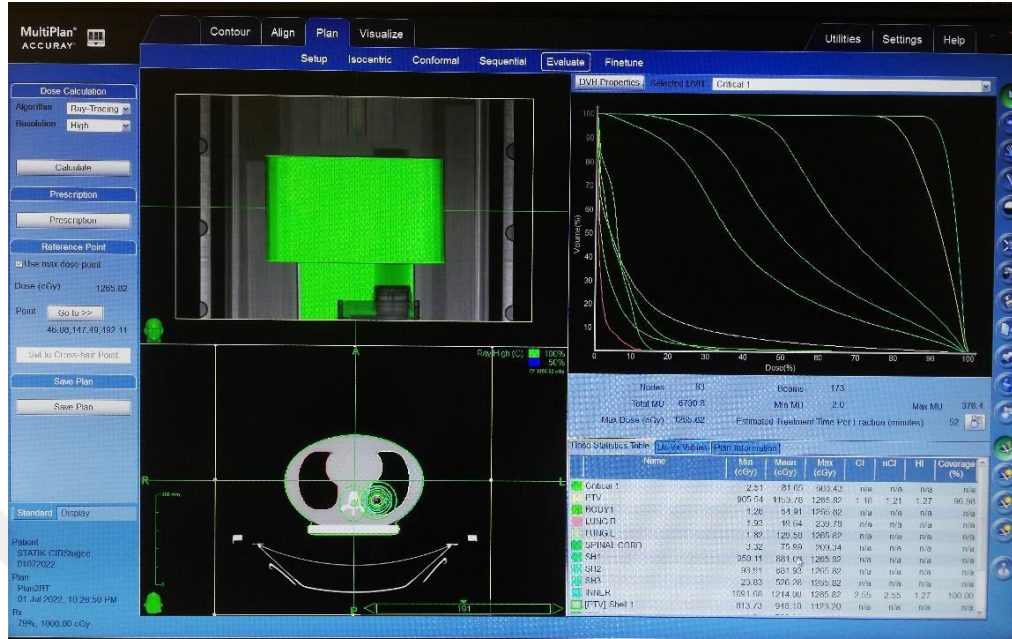
Fantomun içine yerleştirilmiş 25mm çaplı, küresel şekilli ve doku eşdeğeri olan malzeme iki tedavi planlama sistemi için ‘hedef tümör hacim’ olarak belirlendi.



Resim 5. 6. Fantoma yerleştirilen tümör

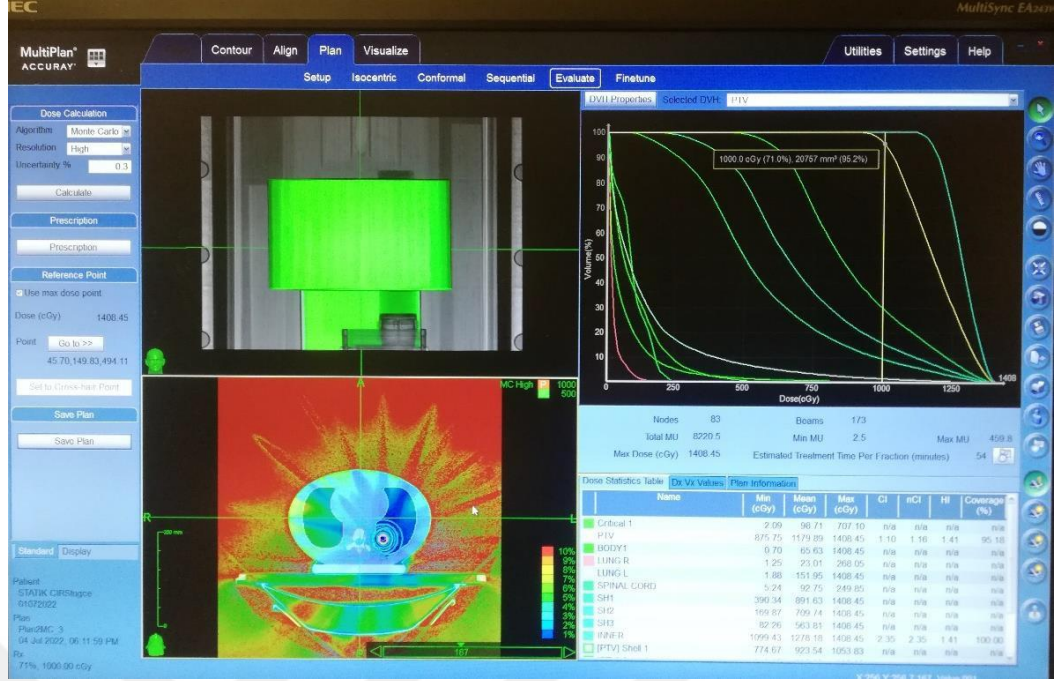
5.2.3. Eclipse planlama sisteminde planların hazırlanması

Konturlama sonrasında oluşturulan PTV için Eclipse planlama sisteminde tedavi planlarının hazırlanması aşamasına geçildi. Tedavi planları, VMAT tekniği kullanılarak oluşturuldu. Tedavi planlarında tedavi dozu 5000 cGy ve fraksiyon başına 1000 cGy olarak belirlendi.



Resim 5. 8. Multiplan planlama sisteminde Ray Tracing algoritmasıyla hesaplatılmış tedavi planı

Sonrasında MC doz hesaplama algoritması kullanılarak High Resolution modunda ve 0.1 uncertainty değeriyle doz hesaplama işlemi gerçekleştirildi. Yapılan planlar, reçetelendirilen dozun %95' ini kapsar şekilde normalize edildi.



Resim 5. 9. Multiplan planlama sisteminde Monte Carlo algoritmasıyla hesaplatılmış tedavi planı

5.2.5. Işınlama öncesi yapılan dozimetrik ve mekanik kontroller

Truebeam STx lineer hızlandırıcı cihazının radyasyon verimliliğini ölçmek amacıyla dozimetrik ölçümler yapıldı. Cihazın SSD değeri 100 cm olarak ayarlandı. 10x10 cm² alan boyutu açıldı ve maksimum derinlikte 1 MU=1 cGy denkliği için cihaz kalibrasyonu yapıldı (6 MV FFF' de dmaks=1,4cm).

Truebeam STx cihazı için mekanik olarak; ışık-ışın alanı uyumu, alan boyutları, masa dönüş hareketi ile kolimatör eksenine paralellığı, eş merkezlik, optik mesafe göstergesinin gantri açısına bağımlılığı, lazer, kolimatör ve gantri açı göstergeleri, kolimatör eksenini dönüşü ile çapraz tel sabitliği, masanın lateral ve longitudinal hareketleri, radyasyon alanı eksenini ile çapraz tel ekseninin uygunluğu kontrolleri yapıldı. Gerçekleştirilen kontrollerin sonucunda edinilen verilerin, limit değerler içerisinde olduğu görüldü.

Cyberknife cihazının radyasyon verimliliğini ölçmek amacıyla cihazın Birdcage aparatı kullanıldı. Birdcage aparatına, iyon odası yerleştirilerek doz ölçümü yapıldı ve

Eclipse ve multiPlan planlama sistemlerinde yapılan planlar için 3,2x3 cm² boyutunda film kesildi. Her plan için üç kez ışınlanacak sayıda film kesildi. Filmler;

- 75 dpi çözünürlükte
- 48 bit derinlik renginde
- Işınlamadan 24 saat sonra tarayıcı ile tarandı.

Okuma hatalarını ortadan kaldırmak için filmler tarayıcıya uygun hizalama ile yerleştirildi.



Resim 5. 12. Işınlanmış filmin tarayıcıdaki konumunun görüntüsü

5.2.7. Film dozimetre kalibrasyonu için eğri oluşturulması

CyberKnife cihazında film kalibrasyonu için 5x5 cm² boyutlarındaki gafkromik filmler, birdcage aparatının merkezine konuldu. 60 mm kolimatör ve birdcage aparatı cihaza yerleştirildi. Filmlerin SSD mesafesi 80 cm olarak ayarlandı. Sonrasında Gafkromik filmler sırasıyla 0, 10, 50, 100, 200, 300, 500, 750, 1000, 1500 ve 1700 MU değerleri ile ışınlandı.



Resim 5. 13. CyberKnife cihazında film kalibrasyon eğrisi oluşturmak için ışınlanan film görüntüsü

Truebeam cihazında film kalibrasyonu için 5x5 cm² boyutlarındaki filmler, katı fantomun merkezine yerleştirildi. Foton enerjisi 6 MV FFF ve SSD mesafesi 100 cm olarak ayarlandı. Filmler maksimum derinlik değeri için 1,4 cm' ye yerleştirildi. Sonrasında gafkromik filmler sırasıyla 0, 35, 100, 200, 300, 400, 500, 600, 700, 750, 1000, 1100, 1200 ve 1250 MU değerleri ile ışınlandı.



Resim 5. 14. Truebeam cihazında film kalibrasyon eğrisi oluşturmak için ışınlanan film görüntüsü

Gafkromik filmlerin taranma ve fantoma yerleştirilme aşamasında eldiven kullanıldı. Gafkromik filmler, ışınlama işlemi sonrasında karanlık ortamda muhafaza edildi ve 24 saat sonra tarayıcıda tarandı. Işınlanmış filmler taranırken tarayıcının orta noktasına yerleştirildi ve tarayıcı lambasından yansıyan ışığın, film okumada belirsizlik oluşturmaması amacıyla tarayıcı kenarları mukavva çerçeve ile kapatıldı. Her film 75 dpi çözünürlükte, 48 bit derinlik rengi ile tarandıktan sonra '.tif' dosya uzantısıyla kaydedildi. Film tarama işleminden sonra Truebeam ve CyberKnife cihazları için kalibrasyon eğrileri SNC Patient Software programı ile oluşturuldu.

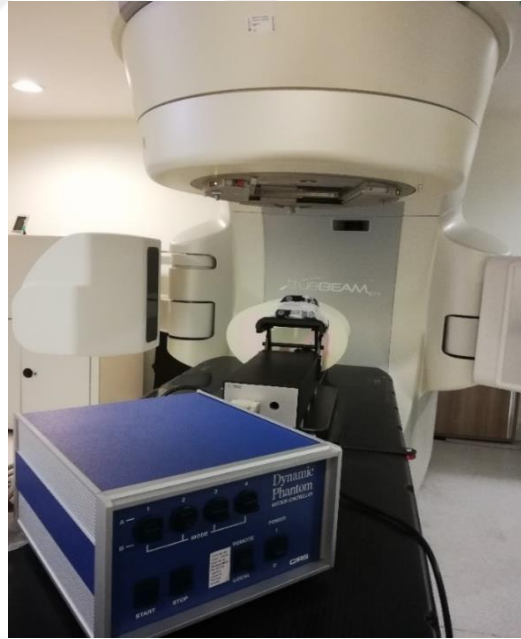
5.2.8. Eclipse TPS' de oluşturulmuş planların gafkromik filmle ışınlanması

BT çekilip, planı yapılan X-Sight Lung Fantomun içerisine EBT3 film yerleştirildi. Fantom, masaya yerleştirildikten sonra kablo bağlantıları yapıp serbest nefes hareketi gerçekleştirildi. Solunum hareketinin RPM takip kamerasıyla algılanabilmesi amacıyla LED marker fantomun üzerine yerleştirildi.

Fantomun LR ve AP eksenlerinde, kV görüntüleri alınıp DRR görüntüleri ile eşleştirildi. Ardından hacimsel eşleştirme sağlanması amacıyla 4D moduyla CBCT görüntüleri alınıp CT görüntüleriyle eşleştirildi. Uygun masa ayarları sağlandıktan sonra plan alanlarının ışınlanması gerçekleştirildi.

AAA algoritmasıyla yapılmış planın ışınlanması için aksiyal eksene film yerleştirilip ışınlandı ardından sagittal eksene film yerleştirilip ışınlandı. AAA algoritmasıyla hesabı yapılmış plan 3' er kez aksiyal ve sagittal eksene film konularak ışınlandı. Bu 3 ölçümün ortalaması alınıp tedavi planlama sisteminden elde edilmiş değerle karşılaştırıldı.

Acuros XB algoritmasıyla yapılmış planın ışınlanması için aksiyal eksene film yerleştirilip ışınlandı ardından sagittal eksene film yerleştirilip ışınlandı. AAA algoritmasıyla hesabı yapılmış plan 3' er kez aksiyal ve sagittal eksene film konularak ışınlandı. Bu 3 ölçümün ortalaması alınıp tedavi planlama sisteminden elde edilmiş değerle karşılaştırıldı.



Resim 5. 15. Truebeam cihazında gafkromik film yerleştirilmiş fantomun tedavi planı ışınlanması

5.2.9. MultiPlan TPS’de oluşturulmuş planların gafkromik filmle ışınlanması

Bilgisayarlı tomografisi çekilip, planı yapılan X-Sight Lung Fantomun içerisine EBT3 film yerleştirildi. Fantom, masaya yerleştirildikten sonra kablo bağlantıları yapıp serbest nefes hareketi gerçekleştirildi. Synchrony kamerasının solunum hareketini algılayabilmesi için LED marker fantomun üzerine yerleştirildi. DRR görüntüleriyle anlık görüntüler eşleştirildikten sonra 6 ekseninde hedef kaymalar tespit edilip; kayma değerleri tedavi masasına gönderildi. Synchrony solunum modeli oluşturmak için tümör takip merkezi omurgadan tümörün merkezine kaydırıldı. Solunum takibi için çeşitli solunum fazlarında en az 12 görüntü alındı. Bu görüntüler ile tümörün merkezi eşleştirildi. Solunum modeli için oluşturulmuş her bir görüntünün kontrol edilmesinden sonra tedavi planları ışınlandı.



Resim 5. 16. CyberKnife cihazında synchrony solunum modellemesi

Ray-Tracing algoritmasıyla yapılmış planın ışınlanması için aksiyal eksene film yerleştirilip ışınlandı ardından sagittal eksene film yerleştirilip ışınlandı. Ray-Tracing algoritmasıyla hesabı yapılmış plan 3’ er kez aksiyal ve sagittal eksene film konularak ışınlandı. Bu 3 ölçümün ortalaması alınıp tedavi planlama sisteminden elde edilmiş değerle karşılaştırıldı.

MC algoritmasıyla yapılmış planın ışınlanması için aksiyal eksene film yerleştirilip ışınlandı ardından sagittal eksene film yerleştirilip ışınlandı. Monte Carlo algoritmasıyla hesabı yapılmış plan 3’ er kez aksiyal ve sagittal eksene film konularak ışınlandı. Bu 3 ölçümün ortalaması alınıp tedavi planlama sisteminden elde edilmiş değerle karşılaştırıldı.

5.2.10. Gafkromik filmlerin değerlendirilmesi

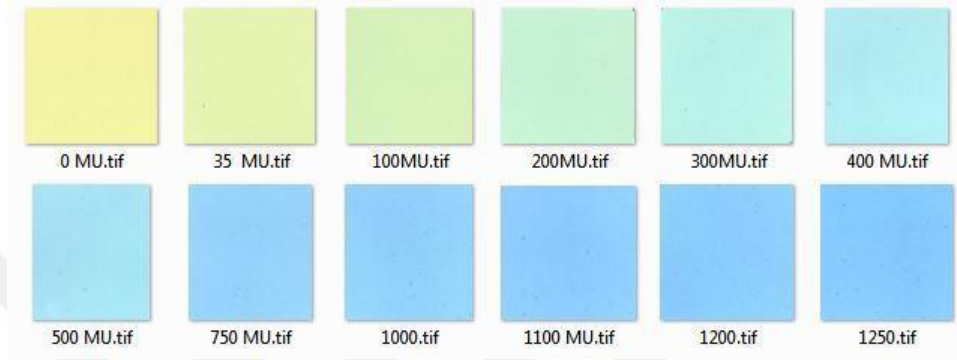
CyberKnife ve Truebeam cihazlarında yapılan tedavi ışınlamalarının sonrasında ışınlanmış gafkromik filmler 24 saat karanlık ortamda bekletildi. Işınlanan filmler, film kalibrasyonu prosedürlerine göre tarandı. Tarama işleminin sonrasında her film için '.tif' uzantılı dosya oluşturuldu. Oluşturulan .tif uzantılı dosyaları .flm uzantılı dosya haline dönüştürmek için SNC Patient Software programı kullanıldı. Truebeam ve CyberKnife cihazı için oluşturulmuş kalibrasyon eğrileri kullanılarak .tif uzantılı dosyalar .flm uzantılı dosyalara dönüştürüldü.

Eclipse tedavi planlama sisteminde AAA ve Acuros XB algoritmalarıyla hesaplanmış planlar için aksiyel ve sagittal ekseninde filmin yerleştirildiği kesit için doz dağılım verileri alındı. MultiPlan tedavi planlama sisteminde Ray-Tracing ve Monte Carlo algoritmalarıyla hesaplanmış planlar için aksiyel ve sagittal ekseninde filmin yerleştirildiği kesit için doz dağılımı verileri alındı. Ölçülen ve planlanan dozlar SNC Patient Software programında gama index analizine göre karşılaştırıldı. Ölçülen ve hesaplatılmış planların değerlendirme kriterleri DD= %2 ve DTA=1mm olarak belirlendi.

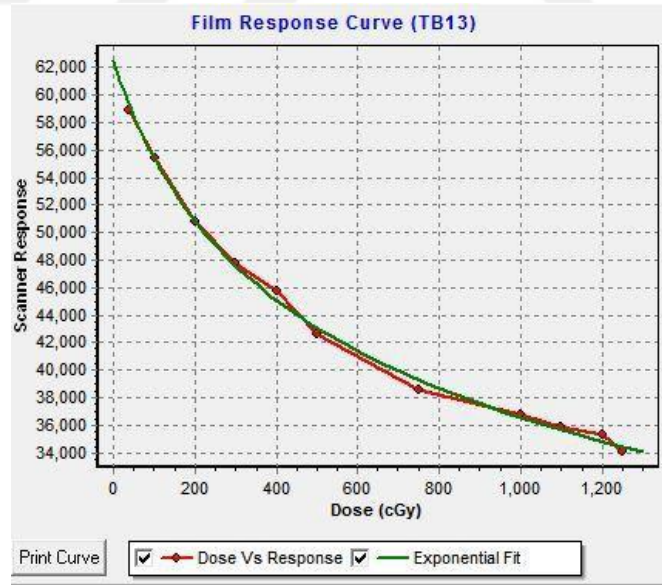
6. BULGULAR

6.1. Film Kalibrasyon Eğrisi Bulguları

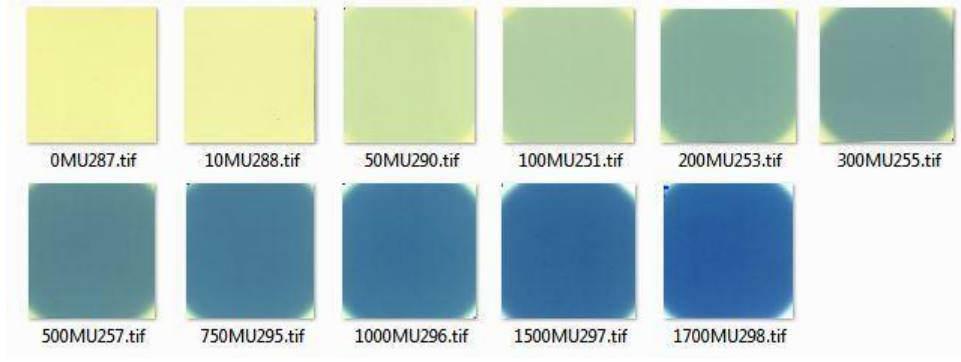
Oluşturulmuş planların absolut doz doğrulaması için EBT3 gafkromik film kullanıldı. Filmleri değerlendirmek amacıyla her iki cihazda 6 MV FFF enerji için film kalibrasyon eğrileri oluşturuldu.



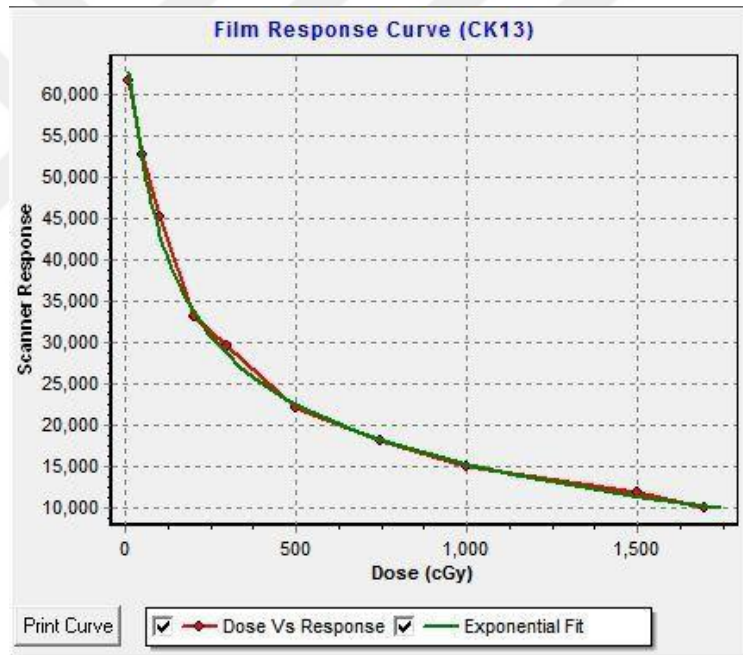
Resim 6.1. Truebeam cihazında 6 FFF enerjiyle ışınlanan kalibrasyon filmleri



Resim 6.2. Truebeam cihazında 6 FFF enerjiyle ışınlanan filmlerin kalibrasyon eğrisi



Resim 6.3. CyberKnife cihazında 6 FFF enerjisiyle ışınlanan kalibrasyon filmleri

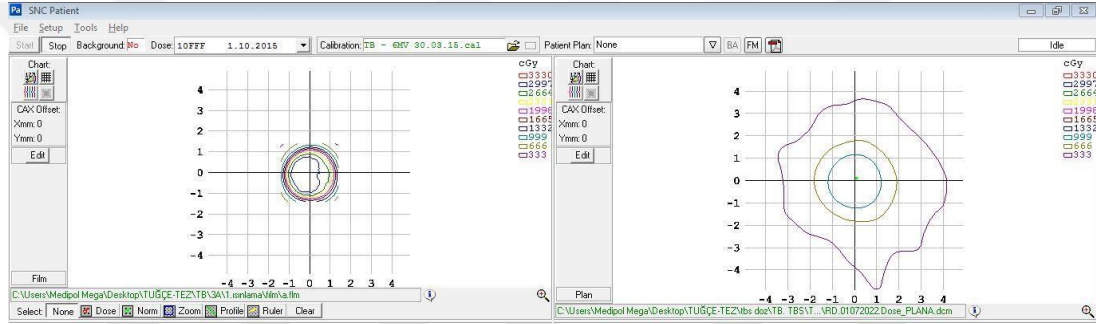


Resim 6.4. CyberKnife cihazında 6 FFF enerjisiyle ışınlanan filmlerin kalibrasyon eğrisi

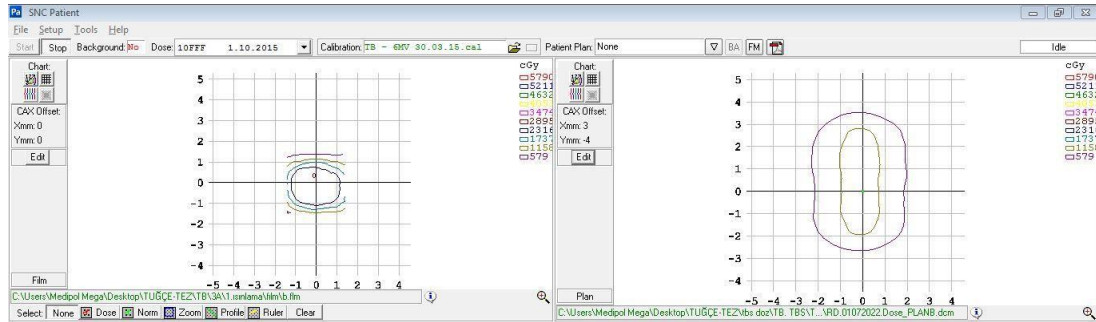
6.2. Eclipse Tedavi Planlama Sistemindeki Planlardan Elde Edilen Bulgular

Eclipse TPS' de AAA ve Acuros XB algoritmalarıyla hesabı yapılan planlar için TPS'den elde edilmiş doz dağılımları ile EBT3 gafkromik filmden elde edilmiş doz dağılımları eşleştirildikten sonra gama indeks analiz sonuçlarına bakıldı.

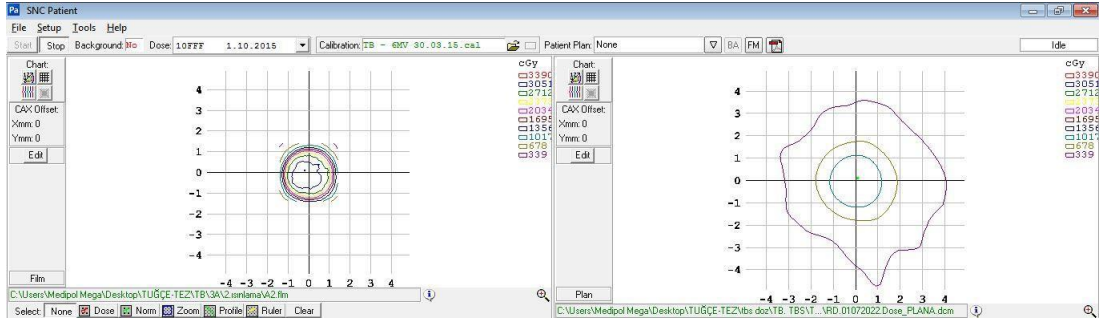
Aşağıdaki şekil dizininde, sol bölümde ışınlanmış filmin izodoz eğrileri, sağ bölümde aynı planın TPS' den filmin yerleştirildiği kesit için alınmış izodoz eğrileri yer almaktadır. %2 doz farkı ve 1mm DTA geçme kriterlerinde gama indeks analiz sonuçları bulunmuştur.



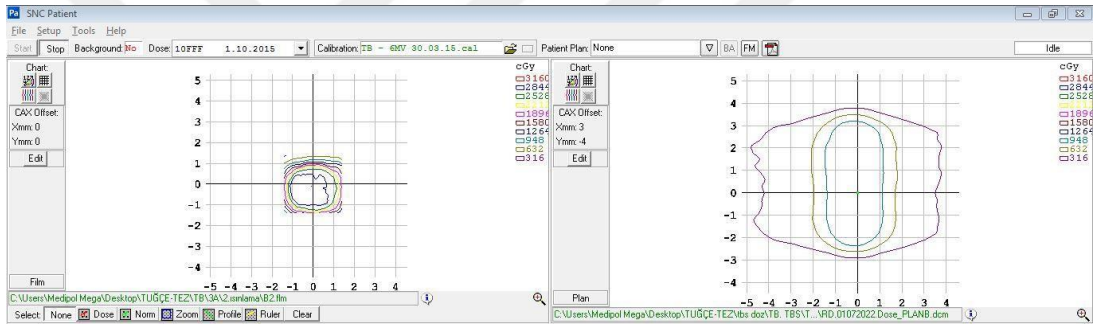
Resim 6.5. AAA algoritmasıyla hesabı yapılan planın aksiyal kesitine ait absolute doz dağılımı değerlendirmesi, 1.ışınlama. %2 doz farkı ve 1mm DTA geçme kriterlerinde gama indeks analiz sonucu %92,76 bulundu.



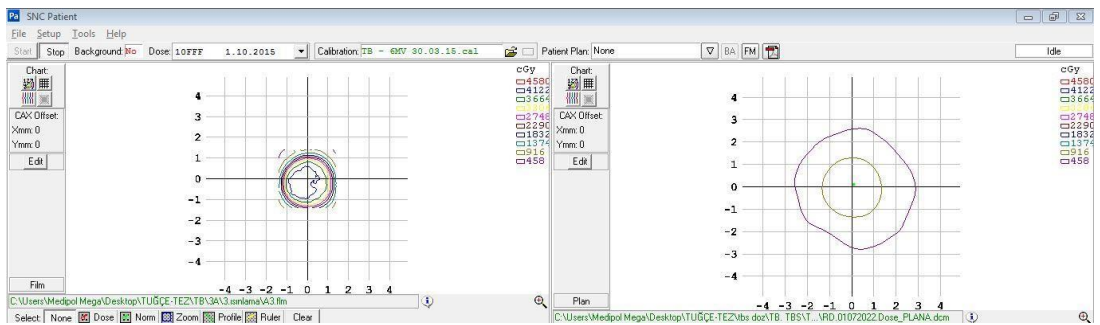
Resim 6.6. AAA algoritmasıyla hesabı yapılan planın sagittal kesitine ait absolute doz dağılımı değerlendirmesi, 1.ışınlama. %2 doz farkı ve 1mm DTA geçme kriterlerinde gama indeks analiz sonucu %92,33 bulundu.



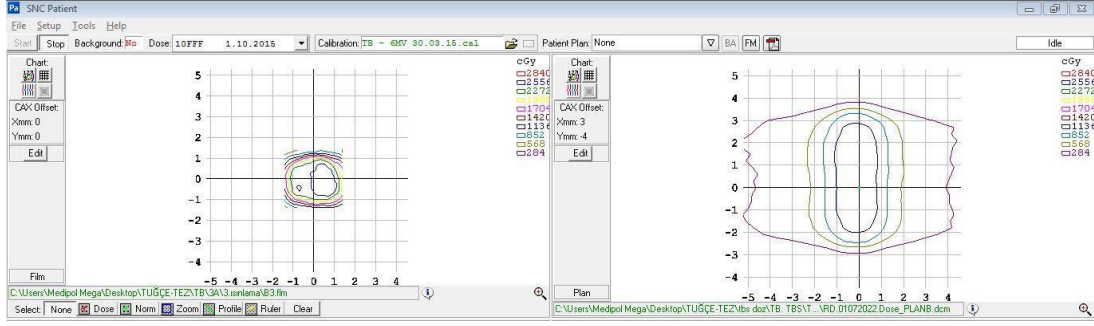
Resim 6.7. AAA algoritmasıyla hesabı yapılan planın aksiyal kesitine ait absolute doz dağılımı değerlendirmesi, 2.ışınlama. %2 doz farkı ve 1mm DTA geçme kriterlerinde gama indeks analiz sonucu %91,15 bulundu.



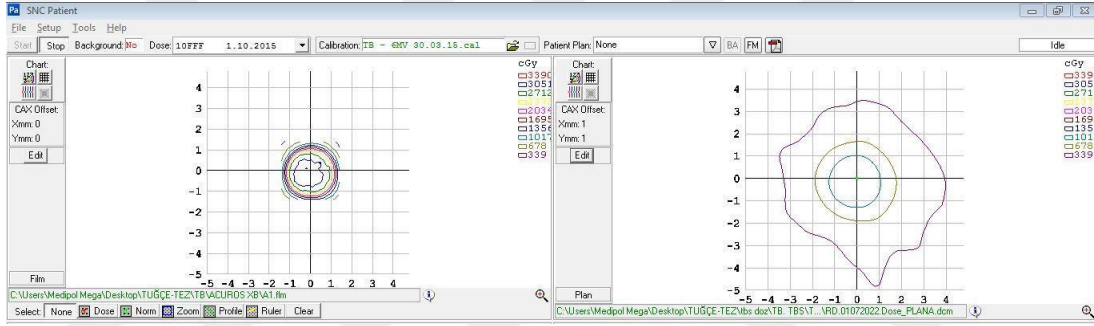
Resim 6.8. AAA algoritmasıyla hesabı yapılan planın sagittal kesitine ait absolute doz dağılımı değerlendirmesi, 2.ışınlama. %2 doz farkı ve 1mm DTA geçme kriterlerinde gama indeks analiz sonucu %90,68 bulundu.



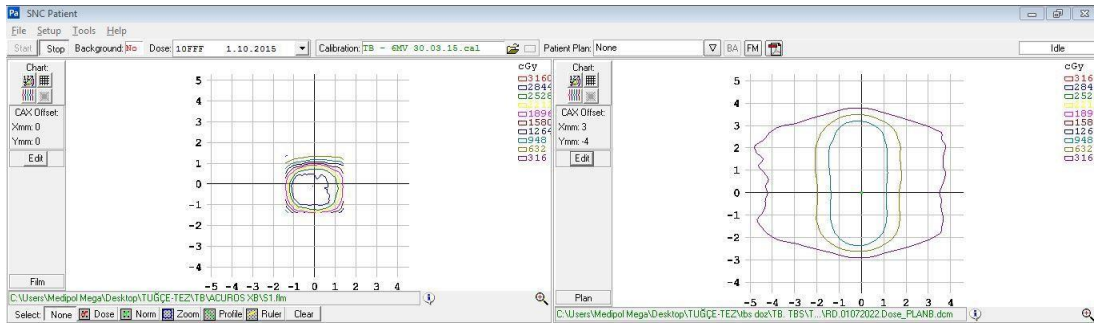
Resim 6.9. AAA algoritmasıyla hesabı yapılan planın aksiyal kesitine ait absolute doz dağılımı değerlendirmesi, 3.ışınlama. %2 doz farkı ve 1mm DTA geçme kriterlerinde gama indeks analiz sonucu %90,50 bulundu.



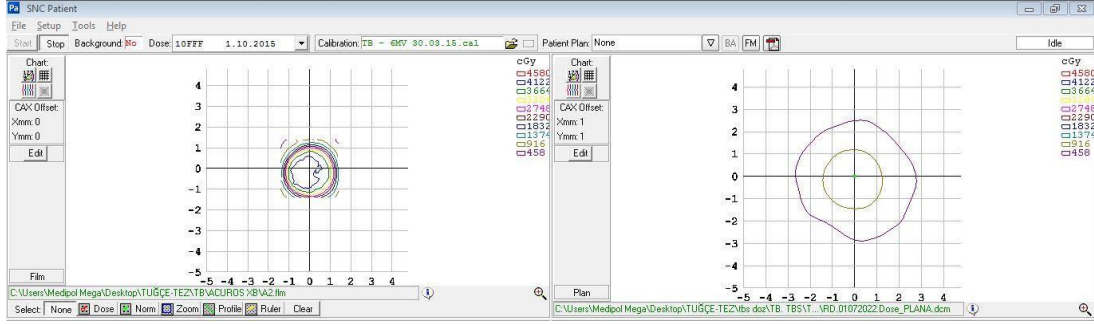
Resim 6.10. AAA algoritmasıyla hesabı yapılan planın sagittal kesitine ait absolute doz dağılımı değerlendirmesi, 3.işınlama. %2 doz farkı ve 1mm DTA geçme kriterlerinde gama indeks analiz sonucu %90,94 bulundu.



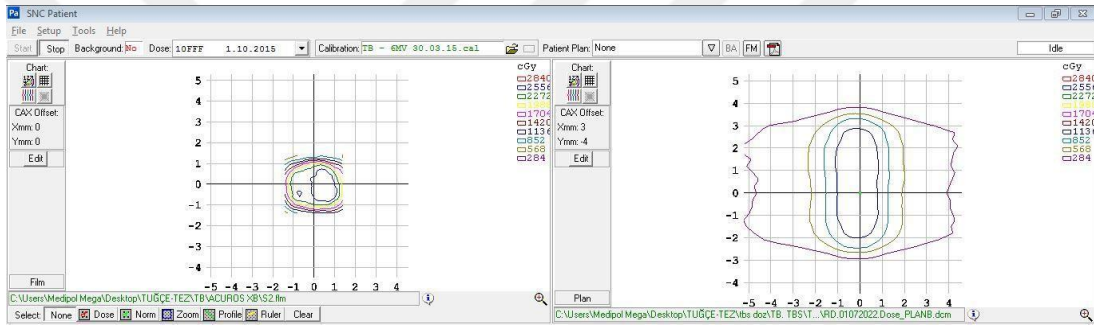
Resim 6.11. Acuros XB algoritmasıyla hesabı yapılan planın aksiyal kesitine ait absolute doz dağılımı değerlendirmesi, 1.işınlama. %2 doz farkı ve 1mm DTA geçme kriterlerinde gama indeks analiz sonucu %95 bulundu.



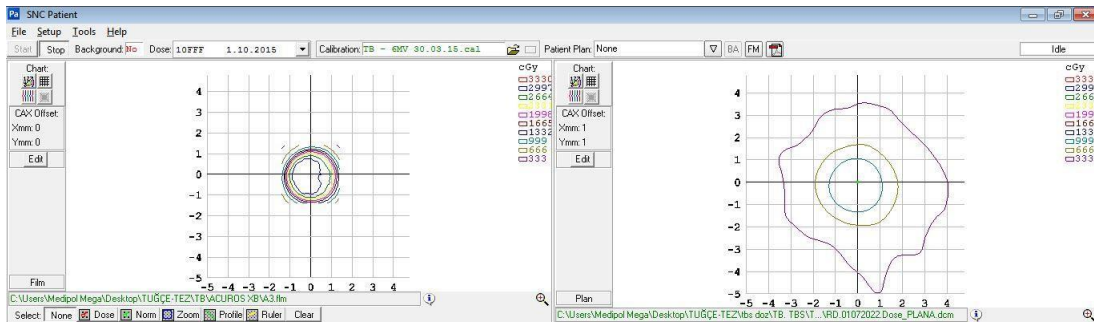
Resim 6.12. Acuros XB algoritmasıyla hesabı yapılan planın sagittal kesitine ait absolute doz dağılımı değerlendirmesi, 1.işınlama. %2 doz farkı ve 1mm DTA geçme kriterlerinde gama indeks analiz sonucu %97.5 bulundu.



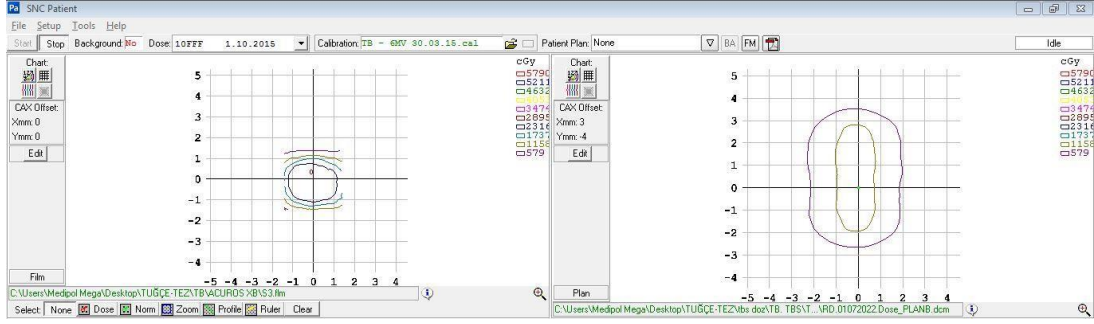
Resim 6.13. Acuros XB algoritmasıyla hesabı yapılan planın aksiyal kesitine ait absolute doz dağılımı değerlendirilmesi, 2.işınlama. %2 doz farkı ve 1mm DTA geçme kriterlerinde gama indeks analiz sonucu %96 bulundu.



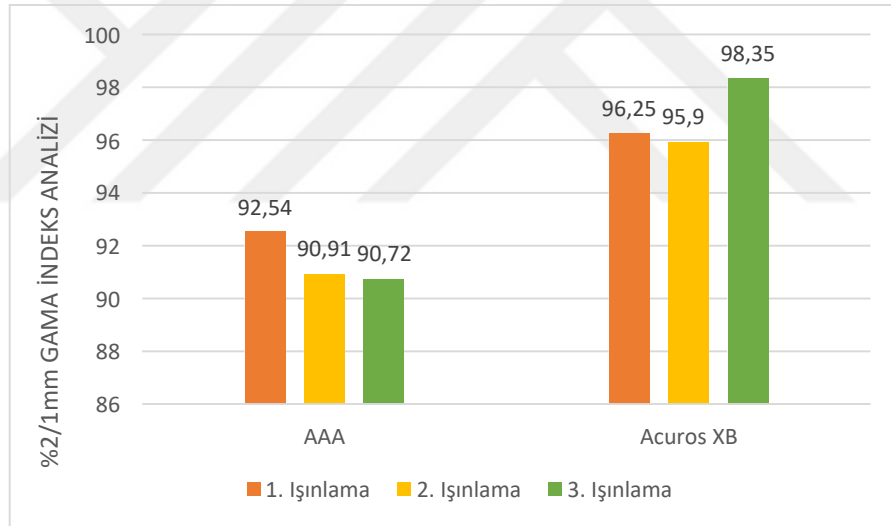
Resim 6.14. Acuros XB algoritmasıyla hesabı yapılan planın sagittal kesitine ait absolute doz dağılımı değerlendirilmesi, 2.işınlama. %2 doz farkı ve 1mm DTA geçme kriterlerinde gama indeks analiz sonucu %95.8 bulundu.



Resim 6.15. Acuros XB algoritmasıyla hesabı yapılan planın aksiyal kesitine ait absolute doz dağılımı değerlendirilmesi, 3.işınlama. %2 doz farkı ve 1mm DTA geçme kriterlerinde gama indeks analiz sonucu %98 bulundu.



Resim 6.16. Acuros XB algoritmasıyla hesabı yapılan planın sagittal kesitine ait absolute doz dağılımı değerlendirmesi, 3.ışınlama. %2 doz farkı ve 1mm DTA geçme kriterlerinde gama indeks analiz sonucu %98,7 bulundu.

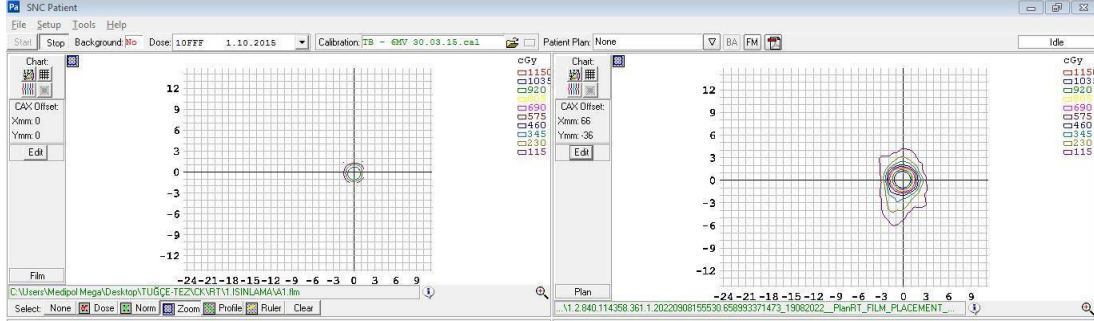


Şekil 6.1. AAA ve Acuros XB algoritmaları %2/1 mm kriteri için gama indeks analizi karşılaştırma grafiği

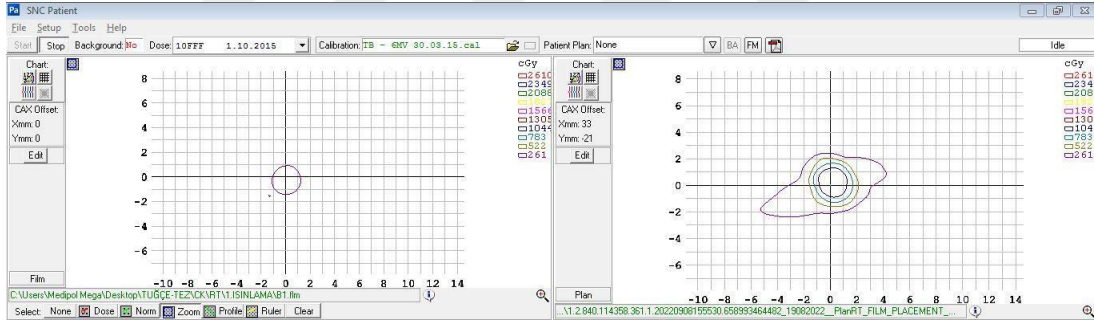
6.3. MultiPlan Tedavi Planlama Sistemindeki Planlardan Elde Edilen Bulgular

MultiPlan TPS' de Ray Tracing ve Monte Carlo algoritmalarıyla hesabı yapılan planlar için TPS'den elde edilmiş doz dağılımları ile EBT3 gafkromik filminden elde edilmiş doz dağılımları eşleştirildikten sonra gama indeks analiz sonuçlarına bakıldı.

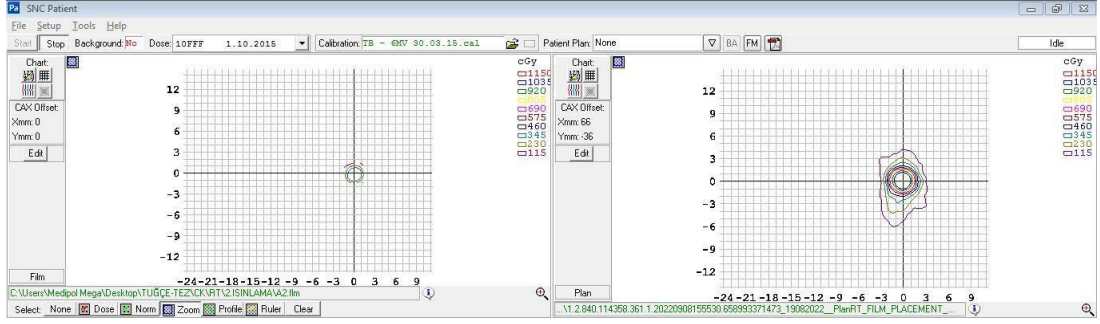
%2 doz farkı ve 1mm DTA geçme kriterlerinde gama indeks analiz sonuçları bulunmuştur.



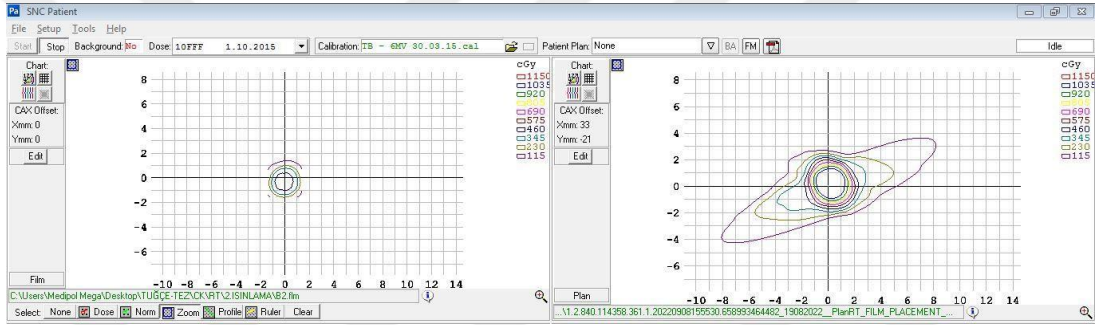
Resim 6.17. Ray Tracing algoritmasıyla hesabı yapılan planın aksiyal kesitine ait absolute doz dağılımı değerlendirilmesi, 1.ışınlama. %2 doz farkı ve 1mm DTA geçme kriterlerinde gama indeks analiz sonucu %89,06 bulundu.



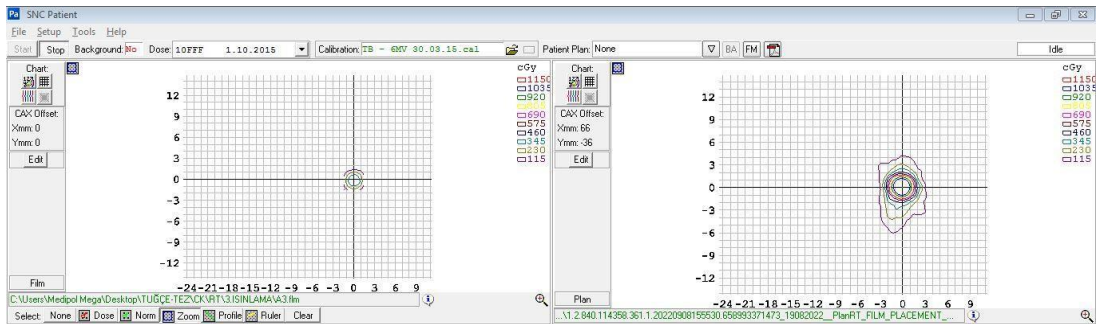
Resim 6.18. Ray Tracing algoritmasıyla hesabı yapılan planın sagittal kesitine ait absolute doz dağılımı değerlendirilmesi, 1.ışınlama. %2 doz farkı ve 1mm DTA geçme kriterlerinde gama indeks analiz sonucu %90,52 bulundu.



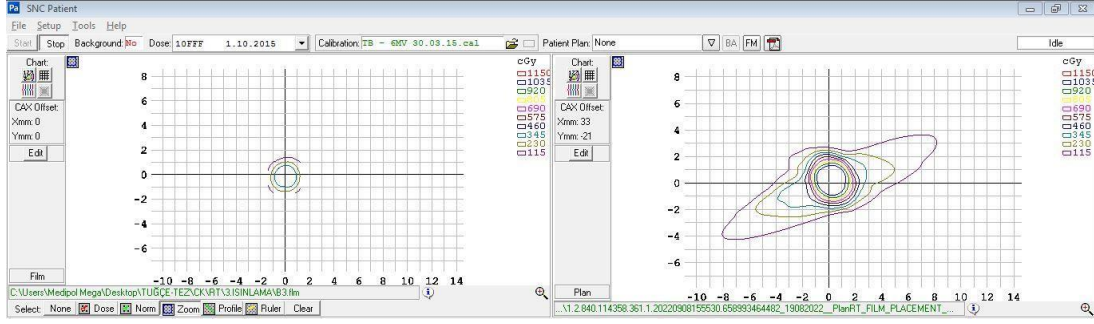
Resim 6.19. Ray Tracing algoritmasıyla hesabı yapılan planın aksiyal kesitine ait absolute doz dağılımı değerlendirilmesi, 2.işınlama. %2 doz farkı ve 1mm DTA geçme kriterlerinde gama indeks analiz sonucu %88,33 bulundu.



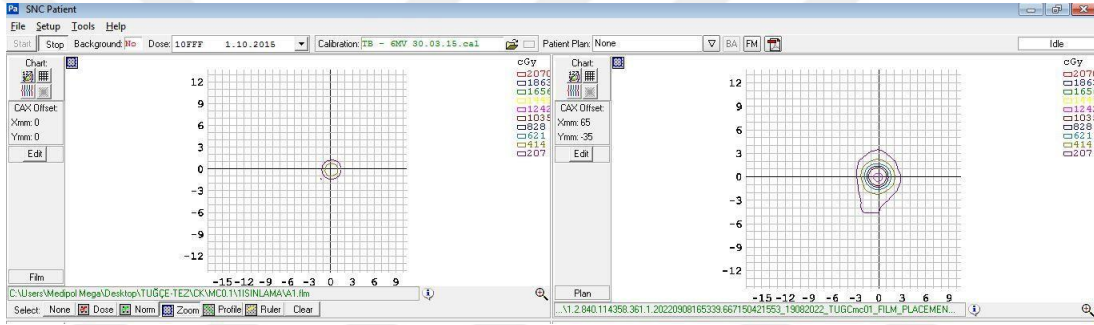
Resim 6.20. Ray Tracing algoritmasıyla hesabı yapılan planın sagittal kesitine ait absolute doz dağılımı değerlendirilmesi, 2.işınlama. %2 doz farkı ve 1mm DTA geçme kriterlerinde gama indeks analiz sonucu %87,86 bulundu.



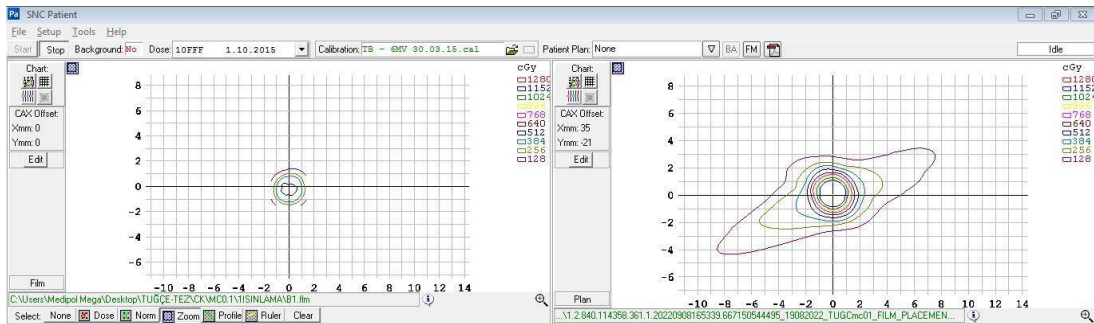
Resim 6.21. Ray Tracing algoritmasıyla hesabı yapılan planın aksiyal kesitine ait absolute doz dağılımı değerlendirilmesi, 3.işınlama. %2 doz farkı ve 1mm DTA geçme kriterlerinde gama indeks analiz sonucu %90,04 bulundu.



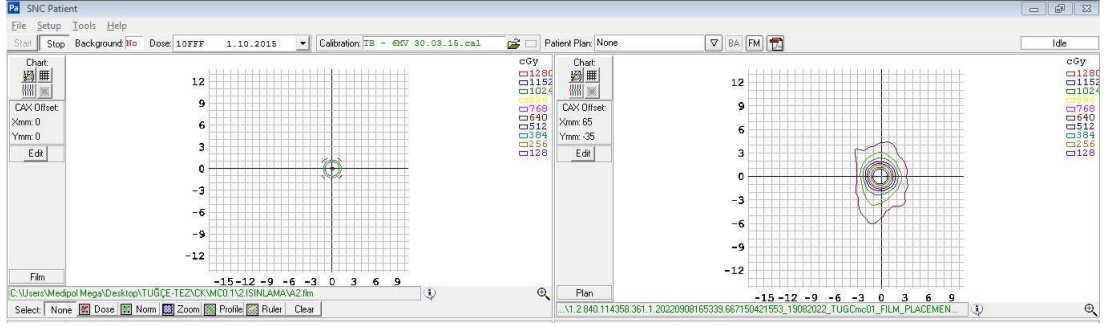
Resim 6.22. Ray Tracing algoritmasıyla hesabı yapılan planın sagittal kesitine ait absolute doz dağılımı değerlendirmesi, 3.işınlama. %2 doz farkı ve 1mm DTA geçme kriterlerinde gama indeks analiz sonucu %86,43 bulundu.



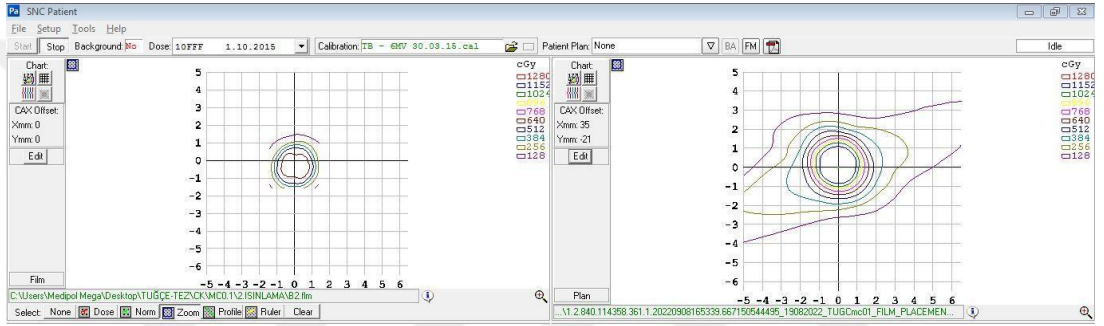
Resim 6.23. Monte Carlo algoritmasıyla hesabı yapılan planın aksiyal kesitine ait absolute doz dağılımı değerlendirmesi, 1.işınlama. %2 doz farkı ve 1mm DTA geçme kriterlerinde gama indeks analiz sonucu %95,49 bulundu.



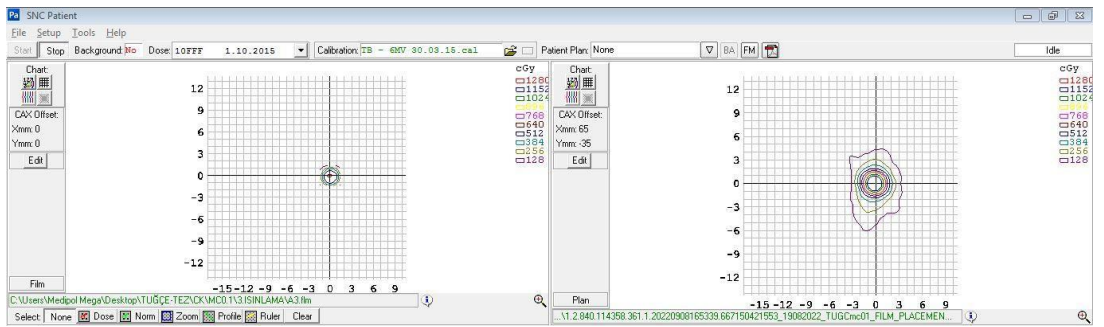
Resim 6.24. Monte Carlo algoritmasıyla hesabı yapılan planın sagittal kesitine ait absolute doz dağılımı değerlendirmesi, 1.işınlama. %2 doz farkı ve 1mm DTA geçme kriterlerinde gama indeks analiz sonucu %96,95 bulundu.



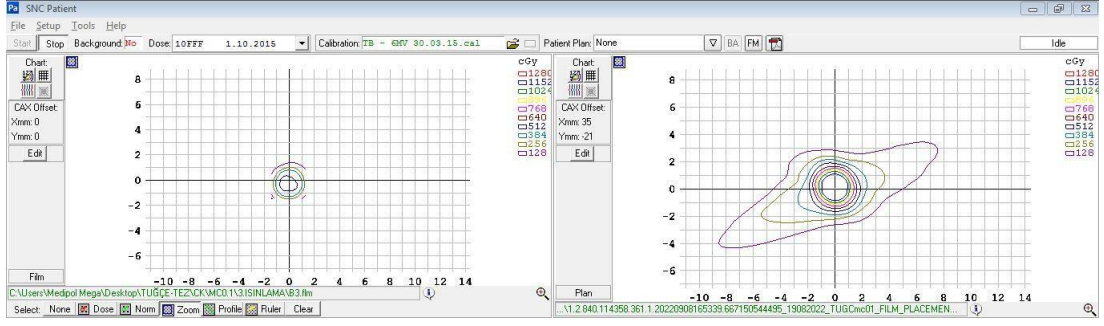
Resim 6.25. Monte Carlo algoritmasıyla hesabı yapılan planın aksiyal kesitine ait absolute doz dağılımı değerlendirilmesi, 2.işınlama. %2 doz farkı ve 1mm DTA geçme kriterlerinde gama indeks analiz sonucu %97,05 bulundu.



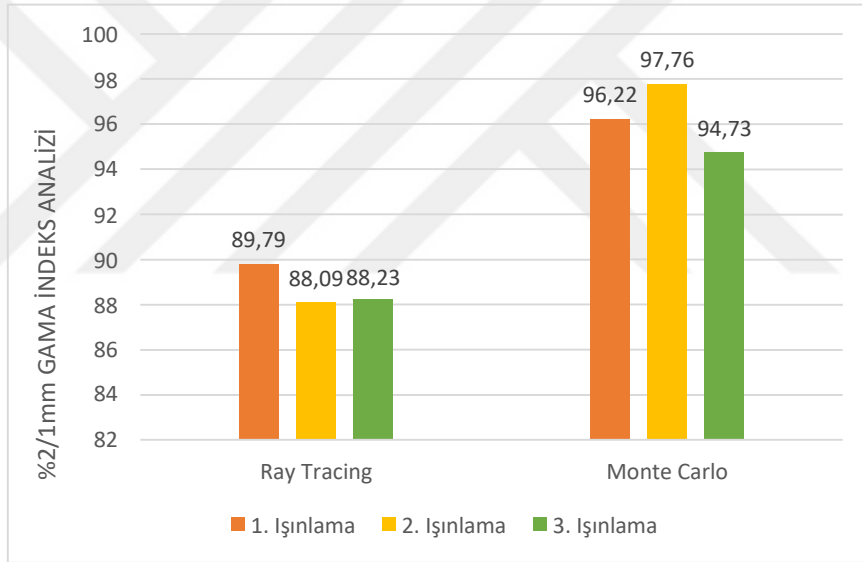
Resim 6.26. Monte Carlo algoritmasıyla hesabı yapılan planın sagittal kesitine ait absolute doz dağılımı değerlendirilmesi, 2.işınlama. %2 doz farkı ve 1mm DTA geçme kriterlerinde gama indeks analiz sonucu %98,48 bulundu.



Resim 6.27. Monte Carlo algoritmasıyla hesabı yapılan planın aksiyal kesitine ait absolute doz dağılımı değerlendirilmesi, 3.işınlama. %2 doz farkı ve 1mm DTA geçme kriterlerinde gama indeks analiz sonucu %93,53 bulundu.



Resim 6.28. Monte Carlo algoritmasıyla hesabı yapılan planın sagittal kesitine ait absolute doz dağılımı değerlendirmesi, 3.ışınlama. %2 doz farkı ve 1mm DTA geçme kriterlerinde gama indeks analiz sonucu %95,93 bulundu.



Şekil 6.2. Ray Tracing ve Monte Carlo algoritmaları %2/1 mm kriteri için gama indeks analizi karşılaştırma grafiği

6.4. Algoritmaların Gama İndeks Analiz Bulguları

Tablo 6.1. Algoritmaların gama indeks analizi yüzde değerleri

	CYBERKNİFE				TRUEBEAM			
	RAY TRACING		MONTE CARLO		AAA		ACUROS	
	AKSİYAL	SAGİTAL	AKSİYAL	SAGİTAL	AKSİYAL	SAGİTAL	AKSİYAL	SAGİTAL
1. Işınlama	89,06	90,52	95,49	96,95	92,76	92,33	95	97.5
2. Işınlama	88,33	87,86	97,05	98,48	91,15	90,68	96	95.8
3. Işınlama	90,04	86,43	93,53	95,93	90,50	90,94	98	98.7

Tablo 6.2. Algoritmaların ortalama gama indeks analizi yüzde değerleri

ALGORİTMALARIN % GAMA ANALİZ SONUÇLARI			
RT	MC	AAA	AXB
88,7	96,23	91,39	96,83

6.5. Algoritmaların Hesaplatılan ve Ölçülen Dozları Arasındaki Yüzde Farkları Bulguları

Planlama sisteminde hesaplatılan ve ışınlanarak ölçümü bulunan dozların arasındaki farkı bulmak için 6.1 deki denklem kullanılmıştır.

$$\%Fark = (\text{ölçülen doz} - \text{hesaplanan doz}) / \text{ölçülen doz} \times 100 \quad (6.1)$$

Tablo 6.3. Algoritmaların hesaplatılan ve ölçülen dozları arasındaki yüzde farkları

	CYBERKNİFE				TRUEBEAM			
	RAY TRACING		MONTE CARLO		AAA		ACUROS	
	AKSİYAL	SAGİTAL	AKSİYAL	SAGİTAL	AKSİYAL	SAGİTAL	AKSİYAL	SAGİTAL
izocenter	2,70	2,40	1,20	1,40	2,80	2,60	2,2	2,3
5mm	3,10	2,80	1,60	1,70	3,30	3,40	2,4	2,5
10mm	3,70	3,20	1,70	1,90	3,90	3,70	2,8	2,8



7. TARTIŞMA VE SONUÇ

Radyoterapi tedavilerinde hareketli tümörlerin ışınlanması için çeşitli yöntemler geliştirilmiş ve uygulanmıştır. Tümör hareketinin büyüklüğü, davranışındaki belirsizlikler ve tümör hareketini görüntüleme doğruluğundaki belirsizlikler; bu yöntemlerin doğruluğunu değerlendirmek amacıyla birçok çalışma yapılmasına sebep olmuştur. SBRT uygulamalarında düşük fraksiyon ve yüksek doz kullanımıyla organ hareketi ve hareketi takip eden sistemlerin de kalite kontrolünü önemli hale getirmiştir (63).

Tedavi teknikleri birçok parametreden oluşmaktadır. Doz hızı, gantry dönüş hareketi, çok yapraklı kolimatör hareketi, TPS' de oluşturulan planlar gibi etkenlerin sürekli olarak takibi ve dozimetrik doğrulukları gerekmektedir. Dünyada altın standart olarak kabul edilen Monte Carlo metodu, geliştirilmekte olan yöntemlerin kontrolü için büyük öneme sahiptir.

Bu çalışmada Cyberknife M6 ve Truebeam STx tedavi cihazları kullanılarak, farklı doz hesaplama algoritmalarının dozimetrik doğrulukları araştırıldı. Bunun için TPS' de yapılmış planın reçete dozuyla ölçülen dozun uyumuna bakıldı. Materyal olarak hareketli akciğer fantomu ve EBT3 gafkromik filmi kullanıldı. Fantomun serbest solunum ve 4DCT taramaları yapılarak görüntüler oluşturuldu. Görüntüler Multiplan ve Eclipse TPS' ye aktarılıp, konturlamaları yapıldı. Eclipse TPS' de AAA ve Acuros XB algoritmaları, Multiplan TPS' de Ray-Tracing ve Monte Carlo algoritmaları ile tedavi planları hesaplatıldı. Tedavi tekniği olarak Eclipse TPS için VMAT, Multiplan TPS için non-coplanar uygulandı. Dört farklı algoritma için hazırlanmış planlar Truebeam STx ve CyberKnife cihazlarında ışınlandı. Ayrıca bu algoritmalar gama indeks analiz değerleri açısından karşılaştırılmıştır.

Eclipse TPS' de yapılmış tedavi planı AAA algoritması ile hesaplandı. Işınlanıp ölçümü alınan film sonuçları ile TPS' den alınan doz sonuçları gama indeks analizine göre değerlendirildi. Geçme kriteri olarak 1mm doz-mesafe uyumu ve %2 doz farkı belirlendi. Fantomun aksiyal kesitine yerleştirilen EBT3 gafkromik film için TPS ile uyumunu gösteren gama indeks analiz sonuçları 1. Işınlama, 2. Işınlama ve 3. Işınlama için sırasıyla %92,76, %91,15, %90,50 bulundu. Aksiyal kesit için üç ölçümün ortalaması alındığında gama indeks analiz sonucu % 91,47 bulundu. Fantomun sagittal

kesitine yerleştirilen EBT3 gafkromik film için TPS ile uyumunu gösteren gama indeks analiz sonuçları 1. Işınlama, 2. Işınlama ve 3. Işınlama için sırasıyla %92,33, %90,68, %90,94 bulundu. Sagital kesit için u ölçümün ortalaması alındığında gama indeks analiz sonucu % 91,31 bulundu. AAA algoritması için kesit değerlerinin ortalamaları alındığında gama geçiş oranı % 91,39 bulundu.

Eclipse TPS' de yapılmış tedavi planı Acuros XB algoritması ile hesaplandı. Işınlanıp lm alnan film sonuçları ile TPS' den alınan doz sonuçları gamma indeks analizine göre değerlendirildi. Geçme kriteri olarak 1mm doz-mesafe uyumu ve %2 doz farkı belirlendi. Fantomun aksiyal kesitine yerleştirilen EBT3 gafkromik film için TPS ile uyumunu gösteren gama indeks analiz sonuçları 1. Işınlama, 2. Işınlama ve 3. Işınlama için sırasıyla %95, %96, %98 bulundu. Aksiyal kesit için u ölçümün ortalaması alındığında gama indeks analiz sonucu %96,33 bulundu. Fantomun sagital kesitine yerleştirilen EBT3 gafkromik film için TPS ile uyumunu gösteren gama indeks analiz sonuçları 1. Işınlama, 2. Işınlama ve 3. Işınlama için sırasıyla %97,5, %95,8, %98,7 bulundu. Sagital kesit için u ölçümün ortalaması alındığında gama indeks analiz sonucu %97,33 bulundu. Acuros XB algoritması için kesit değerlerinin ortalamaları alındığında gama geçiş oranı % 96,83 bulundu.

MultiPlan TPS' de yapılmış tedavi planı Ray-Tracing algoritması ile hesaplandı. Işınlanıp lm alnan film sonuçları ile TPS' den alınan doz sonuçları gamma indeks analizine göre değerlendirildi. Geçme kriteri olarak 1mm doz-mesafe uyumu ve %2 doz farkı belirlendi. Fantomun aksiyal kesitine yerleştirilen EBT3 gafkromik film için TPS ile uyumunu gösteren gama indeks analiz sonuçları 1. Işınlama, 2. Işınlama ve 3. Işınlama için sırasıyla %89,06, %88,33, %90,04 bulundu. Aksiyal kesit için u ölçümün ortalaması alındığında gama indeks analiz sonucu %89,14 bulundu. Fantomun sagital kesitine yerleştirilen EBT3 gafkromik film için TPS ile uyumunu gösteren gama indeks analiz sonuçları 1. Işınlama, 2. Işınlama ve 3. Işınlama için sırasıyla %90,52, %87,86, %86,43 bulundu. Sagital kesit için u ölçümün ortalaması alındığında gama indeks analiz sonucu %88,24 bulundu. Ray- Tracing algoritması için kesit değerlerinin ortalamaları alındığında gama geçiş oranı % 88,70 bulundu.

MultiPlan TPS' de yapılmış tedavi planı Monte Carlo algoritması ile hesaplandı. Işınlanıp ölçümü alınan film sonuçları ile TPS' den alınan doz sonuçları gamma indeks analizine göre değerlendirildi. Geçme kriteri olarak 1mm doz-mesafe uyumu ve %2 doz farkı belirlendi. Fantomun aksiyal kesitine yerleştirilen EBT3 gafkromik film için TPS ile uyumunu gösteren gama indeks analiz sonuçları 1. Işınlama, 2. Işınlama ve 3. Işınlama için sırasıyla %95,49, %97,05, %93,53 bulundu. Aksiyal kesit için üç ölçümün ortalaması alındığında gama indeks analiz sonucu %95,35 bulundu. Fantomun sagittal kesitine yerleştirilen EBT3 gafkromik film için TPS ile uyumunu gösteren gama indeks analiz sonuçları 1. Işınlama, 2. Işınlama ve 3. Işınlama için sırasıyla %96,95, %98,48, %95,43 bulundu. Sagittal kesit için üç ölçümün ortalaması alındığında gama indeks analiz sonucu %97,12 bulundu. Monte Carlo algoritması için kesit değerlerinin ortalamaları alındığında gama geçiş oranı % 96,23 bulundu.

Eclipse TPS' de AAA algoritmasıyla hesaplatılmış tedavi planı için aksiyal kesite yerleştirilip ışınlanan EBT-3 Gafkromik film ile TPS arasındaki doz farkları; izomerkezde %2,8, 5mm' de %3,3, 10mm' de %3,9 bulundu. Sagittal kesitte ise doz farkları; izomerkezde %2,6, 5mm' de %3,4, 10mm' de %3,7 bulundu. Acuros XB algoritmasıyla hesaplatılmış tedavi planı için aksiyal kesite yerleştirilip ışınlanan EBT-3 Gafkromik film ile TPS arasındaki doz farkları; izomerkezde %2,2, 5mm' de %2,4, 10mm' de %2,8 bulundu. Sagittal kesitte ise doz farkları; izomerkezde %2,3, 5mm' de %2,5, 10mm' de %2,8 bulundu.

MultiPlan TPS' de Ray- Tracing algoritmasıyla hesaplatılmış tedavi planı için aksiyal kesite yerleştirilip ışınlanan EBT-3 Gafkromik film ile TPS arasındaki doz farkları; izomerkezde %2,7, 5mm' de %3,1, 10mm' de %3,7 bulundu. Sagittal kesitte ise doz farkları; izomerkezde %2,4, 5mm' de %2,8, 10mm' de %3,2 bulundu. Monte Carlo algoritmasıyla hesaplatılmış tedavi planı için aksiyal kesite yerleştirilip ışınlanan EBT-3 Gafkromik film ile TPS arasındaki doz farkları; izomerkezde %1,2, 5mm' de %1,6, 10mm' de %1,7 bulundu. Sagittal kesitte ise doz farkları; izomerkezde %1,4, 5mm' de %1,7, 10mm' de %1,9 bulundu.

Fogliata A. ve Cozzi L. (64) 'homojen olmayan ortamda ve küçük alanlar için doz hesaplama algoritması doğruluğu: bir akciğer SBRT vakası' adlı çalışmasında üç tip algoritmayı karşılaştırmışlardır. Ray-Tracing algoritması ve Monte Carlo

algoritmalarının doğruluklarını değerlendirmişlerdir. Çalışmalarında MC algoritması, heterojen ortamlarda gerçek fiziksel doz dağılımı üretebilen algoritma olarak gösterilmiştir. RT algoritmasının akciğer SBRT tedavilerinde uygun olmadığını bildirmişlerdir. En uygun olarak MC tipi algoritması bulmuşlardır. Bizim çalışmamızda da izomerkezdeki doz farklılıklarına bakıldığında RT ve MC algoritmaları için sırasıyla %2,5 ve %1,3 bulunmuştur. Bulunan sonuçlar Fogliata A. ve Cozzi L.' nin yaptığı çalışma ile uyumludur.

Pan Y.ve ark. (65) 2018 yılında bizim çalışmamızla benzer bir çalışma olan, CIRS toraks fantomu ile CyberKnife sistemi için EBT3 gafkromik film kullanarak MC ve RT algoritmaları ile yapmış oldukları planları farklı gama kriterlerinde karşılaştırmışlardır. MC ve RT algoritmasıyla ölçülen ve hesaplanan doz arasındaki gama indeks analizi kriteri %3/2 mm için sırasıyla %97,28 ve %79,25; %2/2 mm için sırasıyla %89,16 ve %70,30 bulmuşlardır. Bizim çalışmamızda da %2/1 mm için gama indeks analizi sonuçları MC ve RT algoritması için sırasıyla %96,23 ve %88,69 bulunmuştur. Pan Y. ve ark. ve bizim çalışmamızda da olduğu gibi RT algoritması ile MC algoritması arasında farklılık bulunmuştur. Pan Y.ve ark. RT algoritmasında, elektron saçılımları, yanal saçılım düzeltmelerinin olmaması sebebiyle sonuçları makul bulmuşlardır. Sonuç olarak, MC algoritmasının hem homojen hem heterojen dokularda yeterince doğruluğu bulunmuştur. Akciğer tümörü gibi heterojen ortamlarda doz hesaplaması için MC algoritmasını önermişlerdir. Bu çalışmanın sonuçları MC algoritmasının tedavi planı doz hesaplaması için yeterince doğru olduğunu gösterdiği düşünülmektedir.

Fernandez M. ve ark. (66) 'TPS ve CIRS toraks fantomu kullanarak akciğer SBRT tedavisi için Ray-Tracing ve Monte Carlo algoritmaları arasında dozimetrik karşılaştırma' adlı çalışmalarında, SBRT akciğer tedavilerinde bir CIRS toraks fantomu için, Ray-Tracing ve Monte Carlo algoritmalarını kullanarak ölçülen ve hesaplanan dozları karşılaştırmışlardır. Filmleri akciğer dokusunun iki pozisyonuna yerleştirmişlerdir. Dört tedavi planı oluşturmuşlardır. Gama kriterini %3/3 mm olarak belirlemişlerdir. MC ve RT için sırasıyla gama geçme oranları plan1: %95,6 ve %87,4, plan2: %91,2 ve %77,6, plan3: %99,7 ve %93,1, plan4: %98,8 ve %91,7 bulmuşlardır. Ölçülen ve hesaplanan dozlar arasındaki uyumu en iyi MC algoritmasıyla elde etmiş ve tavsiye etmektedirler. CIRS toraks fantomu gerçek hasta özelliklerine sahip

olduğundan, bu sonuçların klinik uygulamada kullanılabilir olduğunu bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda da %2/1 mm için gama indeks analizi sonuçları MC ve RT algoritmaları için sırasıyla %96,23 ve %88,69 bulunmuştur.

Yoon K. ve ark. (67) çalışmalarında Akciğer SBRT için VMAT tekniğinin doğruluğunun değerlendirilmesini amaçlamışlardır. Eclipse TPS' de AAA ve Acuros XB algoritmalarını %2/2 mm gama kriterlerinde değerlendirmişlerdir. AAA ve ACUROS XB algoritmaları için geçme oranlarını sırasıyla %92,27 ve %97,06 bulmuşlardır. Yaptığımız çalışmada %2/1 mm için gama indeks analizi sonuçları AAA ve Acuros XB algoritmaları için sırasıyla %91,39 ve %96,83 bulunmuştur.

Han T. ve ark. (68) akciğer kanserinde IMRT ve VMAT teknikleri için Acuros XB algoritmasının etkisini araştırmak için çalışma yapmışlardır. Eclipse TPS' de toraks fantom için IMRT ve VMAT planlar oluşturmuşlardır ve 6MV enerji kullanmışlardır. İletilen dozları ölçmek için fantoma EBT-2 gafkromik film yerleştirmişlerdir. Gama indeks analizi için %3/3 mm kriter belirlemişlerdir. VMAT planı AAA algoritması için aksiyal ve sagittal eksen için geçme oranı sırasıyla; %91,7 ve %89,9 bulmuşlardır. VMAT planı Acuros XB algoritması aksiyal ve sagittal eksen için geçme oranı sırasıyla; %96,3 ve % 94,1 bulmuşlardır. Sonuç olarak, AAA algoritması IMRT tekniği için Acuros XB' den 5-6 kat hızlı iken, VMAT tekniği için 4-5 kat daha yavaş olduğunu bildirmişlerdir. Acuros XB algoritması hem doğruluğu artırarak hem de hesaplama süresini azaltarak akciğer VMAT planlarında fayda sağlayabilir. Yaptığımız çalışmada da %2/1mm gama kriteri için geçme oranını AAA algoritması aksiyal ve sagittal eksen için sırasıyla; % 91,47 ve % 91,31 ve Acuros XB algoritması aksiyal ve sagittal eksen için sırasıyla; % 96,33 ve % 97,33 bulunmuştur. Bulunan sonuçlar Han T. ve ark.' ın çalışması ile uyumludur.

Radyoterapinin gelişimiyle hareketli tümörlerin tedavisinde solunum hareketine bağlılık önem kazanmıştır. Günümüzde, küçük marj verilerek planlanan tümörü takip için sistemler geliştirilmiştir. Bu sistemler karmaşık sistemler olup, kalite kontrolleri klinik rutinlerinde henüz tam oturmamıştır. Bu çalışmada, son yıllarda yaygınlaşan akciğer stereotaktik beden radyoterapisi tedavileri ve doz hesaplama algoritmaları incelenmiştir. Akciğer SBRT hastalarının tedavi sürecinde, tedavi doğruluğunu artıran takip sistemleri kullanılmaktadır. Bu yöntemlerin başlıcaları

4DCT görüntüleri beraberinde tedavi planının oluşturulması ve nefes tutma tekniğidir. Klinik uygulamamızda, hasta nefes tutabiliyor ise öncelik olarak tercih edilen nefes tutma tekniğidir.

Yaptığımız çalışma sonucunda CyberKnife M6 ve Truebeam STx cihazları arasındaki teknik farklılıklar ve tedavi planlama sistemlerinin arasındaki farklılıklar dikkate alınarak, reçetelendirilmiş dozun tedavi planlama sistemiyle uyumu değerlendirildi. Akciğer tümörü tedavisinde algoritmalar arasında Monte Carlo ve Acuros XB algoritmalarının tercih edilebilir olduğu gözlemlenmiştir. Eclipse tedavi planlama sistemi için Acuros XB algoritması, AAA algoritmasına göre daha iyi sonuç vermiştir. Kliniklerde zaman yönetimi açısından Acuros XB algoritması çok tercih edilmemektedir. Literatürde Akciğer SBRT tedavilerinde Ray-Tracing doz hesaplama algoritması önerilmemektedir ve yapmış olduğumuz bu çalışmada Ray-Tracing doz hesaplama algoritması diğer algoritmalara göre düşük uyum göstermiştir.

8. KAYNAKLAR

1. Tian Y, Wang Z, Ge H, Zhang T, Cai J, Kelsey C, et al. Dosimetric comparison of treatment plans based on free breathing, maximum, and average intensity projection CTs for lung cancer SBRT. *Med Phys.* 2012;39(5):2754–60.
2. Huang L, Park K, Boike T, Lee P, Papiez L, Solberg T, et al. A study on the dosimetric accuracy of treatment planning for stereotactic body radiation therapy of lung cancer using average and maximum intensity projection images. *Radiother Oncol.* 2010;96(1):48–54.
3. ECRI Institute Evidence-based Practice Center. Stereotactic body radiation therapy. 2011;(6):193.
4. Simone CB, Wildt B, Haas AR, Pope G, Rengan R, Hahn SM. Stereotactic Body Radiation Therapy for Lung Cancer. *CHEST J.* 2013;143(6):1784.
5. Parlak, C. Lokal İleri Küçük Hücreli Dışı Akciğer Kanseri Hastalarda Kemoradyoterapi Öncesi İndüksiyon Kemoterapisi, Tıpta Uzmanlık Tezi, İstanbul, 2007.
6. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK65917/?report=reader#!po=2.2727> 3 Erişim tarihi;20.05.2022.
7. Halilçolar, H., Tatar, D., Ertuğrul, G., Çakan, A., Acıtaş, M.G, Kömürcüoğlu, B. *Epidemiyoloji.* Akkoçlu, A., Öztürk, C. (editorler). Akciğer Kanseri Multidisipliner Yaklaşım. Toraks Kitapları Sayı: 1. Ankara: Bilimsel Tıp Yayınevi; 1999:55- 56-57.
8. Kanwal M, Ding XJ, Cao Y. Familial risk for lung cancer. *Oncol Lett.* 2016;13(2):535-542.
9. Wood DE, Kazerooni EA, Baum SL, Eapen GA, Ettinger DS, Hou L et al. Lung Cancer Screening, Version 3.2018, NCCN Clinical Practice Guidelines in Oncology. *J Natl Compr Canc Netw.* 2018; 16(4): 412-441.
10. <http://takd.org.tr/AkcigerYolHaritasiTRbasimVERSIYONU.pdf> Erişim tarihi; 20.05.2022
11. Van Zyp, N. V. D. V. Stereotactic Radiotherapy for Stage I Non-Small Cell Lung Cancer using Real-Time Tumor Tracking 2011

12. Keall PJ, Mageras GS, Balter JM, Emery RS, Forster KM, Jiang SB, et al. The management of respiratory motion in radiation oncology report of AAPM Task Group 76. *Med Phys.* 2006;33(10):3874–900.
13. Kilby, W., J. R. Dooley, G. Kuduvali, S. Sayeh, and C. R. Maurer. 2010. “The CyberKnife® Robotic Radiosurgery System in 2010.” *Technology in Cancer Research and Treatment* 9 (5): 433–52.
14. Reichner, Cristina A., Brian T. Collins, Gregory J. Gagnon, Shakun Malik, Carlos JamisDow, and Eric D. Anderson. 2005. “The Placement of Gold Fiducials for CyberKnife Stereotactic Radiosurgery Using a Modified Transbronchial Needle Aspiration Technique.” *Journal of Bronchology* 12 (4): 193–95.
15. Tedavi planlama klavuzu, Fizik esasları Klavuzu. İçinde Cyberknife kullanıcı kılavuzu. Accuray incooperated
16. CyberKnife® Robotik Radyocerrahi Sistemi, Tedavi Uygulama Klavuzu
17. CyberKnife Fizik Esasları Kılavuzu. Sayfa 2-26.
18. Harold C. Urschel, Jr. (Editor-in-Chief) John J. Kresl · James D. Luketich Lech Papiez Robert D. Timmerman (Co-Editors) Raymond A. Schulz (Contributing Editor) *Treating Tumors that Move with Respiration*
19. Kuo J, Yu C, Petrovich Z, Apuzzo MLJ. The Cyberknife stereotactic radiosurgery system: description, installaton, and an inital evaluation of use and functionality. *Neurosurgery* 2003; 53(5):1235-1239.
20. Franko, Aylin. 2018. “Franko,2018,” 283.
21. Akbayırlı, Uğur. 2017. “Akciğer Kanserlerinde Stereotaktik Ablatif Beden Radyoterapisinin Toksisite ve Doz- Yanıt İlişkisinin Matematiksel Model Ile Görüntü ve Dozimetrik Analizi.”
22. Akçay, Melek. 2017. “Radyoterapi Uygulanan Akciğer Kanseri Tanılı Vakalarda Radyasyon Pnömonisi Gelişimini Etkileyen Faktörler” 39 (3): 35–43.
23. Senan, Suresh, John Van Sörnsen De Koste, Michael Samson, Hans Tankink, Peter Jansen, Peter J.C.M. Nowak, Augustinus D.G. Krol, Paul Schmitz, and Frank J. Lagerwaard. 1999. “Evaluation of a Target Contouring Protocol for

- 3D Conformal Radiotherapy in Non-Small Cell Lung Cancer.” *Radiotherapy and Oncology* 53 (3): 89 247–55.
24. Landberg, T., J. Chavaudra, J. Dobbs, J. -P. Gerard, G. Hanks, J. -C. Horiot, K. -A. Johansson, et al. 1999. “Report 62.” *Journal of the International Commission on Radiation Units and Measurements* 32 (1): NP-NP.
 25. ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements), *Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50)*, Report No.62, ICRU, Bethesda, MD, 1999.
 26. Perez CA, Brady LW, Halperin EC. *Principles and Practice of Radiation Oncology*. 5.baskı, Lippincott Williams & Wilkins., Philadelphia, 2008.
 27. Ghosh G, Gupta G, Malviya A, Saroj D. Comparison three-dimensional conformal radiotherapy versus intensity modulated radiation therapy in local control of head and neck cancer. *J Cancer Res Ther*. 2018 Oct-Dec;14(6):1412-1417.
 28. Bertelsen A, Hansen O, Brink C. Does VMAT for treatment of NSCLC patients increase the risk of pneumonitis compared to IMRT? - a planning study. *Acta Oncol* 2012;51:752-8.
 29. The International Commission on Radiation Units and Measurements ICRU 83 *Prescribing, Recording, and Reporting Photon-Beam Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT)*.
 30. IAEA. Podgorsak E.B. technical editor. *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. Vienna; 2005
 31. Becerir HB, Alkaya F. *Radyoterapi Fiziği*. 1. Baskı, Ankara. Nobel yayınları; 2020.
 32. Çoşkun B. Yumak Yahşi A, Okumuş A, Aktaş Ş, Tokatlı F. Baş Boyun Radyoterapisinde Farklı Tedavi Teknikleri İle Simultane Integre Boost Yönteminin Karşılaştırılması, *Marmara Fen Bilimleri Dergisi* 2017, I: 20-28
 33. Chow, J. C., Grigorov, G. N., & Yazdani, N. Swimrt: A graphical user interface using the sliding window algorithm to construct a fluence map machine file. *Journal of applied clinical medical physics*, 7, 69-85; (2006).

34. Teoh, M., Clark, C. H., Wood, K., Whitaker, S., & Nisbet, A. Volumetric modulated arc therapy: a review of current literature and clinical use in practice. *The British journal of radiology*, 84(1007), 967-996; (2011).
35. Sievinen J., Ulmer W., Kaissl W. "AAA Photon Dose Calculation Model in Eclipse," Palo Alto (CA): Varian Medical Systems. (2005).
36. Alhujaili, S. F., Biasi, G., Alzorkany, F., Grogan, G., Al Kafi, M. A., Lane, J., ... & Ebert, M. A. Quality assurance of Cyberknife robotic stereotactic radiosurgery using an angularly independent silicon detector. *Journal of applied clinical medical physics*, 20(1), 76-88; (2019).
37. Başer T. Cyberkinfe Robotik Radyocerrahi Cihazının Tedavi Planlama Sisteminin Dozimetrik Kontrolü. H.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, Ankara, (Danışman: Prof. Dr. M. Gürkaynak); 2011.
38. Sharma S, Ott J, Williams J, Dickow D. Dose calculation accuracy of the monte carlo algorithm for cyberknife compared with other commercially available dose calculation algorithms. *Med Dosim*; 36(4):347–50, 2011.
39. Wilcox EE, Daskalov GM, Lincoln H, Shumway RC, Kaplan BM, Colasanto JM. 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. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.*; 77(1):277–84, 2010.
40. Monte Carlo Dose Calculation Algorithm For The CyberKnife Robotic Radiosurgery System Accuray Medical Systems; 2010.
41. <https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1120/jacmp.v16i5.5502>
Erişim tarihi: 07.02.2022
42. McGuinness CM, Gottschalk AR, Lessard E, Nakamura JL, Pinnaduwege D, Pouliot J, et al. Investigating the clinical advantages of a robotic linac equipped with a multileaf collimator in the treatment of brain and prostate cancer patients. *J Appl Clin Med Phys*. 2015;16(5):284–95
43. George R1, Chung TD, Vedam SS, et al: Audio-visual biofeedback for respiratory-gated radiotherapy: impact of audio instruction and audio-visual biofeedback on respiratory-gated radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* ;65(3):924-33, 2006.

44. Kielar KN, Mok E, Hsu A, Wang L, Luxton G. Verification of dosimetric accuracy on the Truebeam STx: rounded leaf effect of the high definition MLC. *Med Phys.*39(10):6360-71; 2012
45. <https://www.varian.com/products/radiotherapy/treatment-delivery/truebeam>
Erişim tarihi: 07.02.2022
46. . Guckenberger, M., Meyer, J., Vordermark, D., Baier, K., Wilbert, J., & Flentje, M. Magnitude and clinical relevance of translational and rotational patient setup errors: a cone-beam CT study. *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, 65(3), 934-942; (2006).
47. Ehret, Felix, Markus Kufeld, Christoph Fürweger, Alfred Haidenberger, Paul Windisch, Carolin Senger, Melina Kord, et al. 2021. "Image-Guided Robotic Radiosurgery for the Management of Spinal Ependymomas." *Frontiers in Oncology* 11 (April).
48. CyberKnife Treatment Delivery Manual Sayfa 2-7.
49. <https://www.varian.com/products/radiosurgery/treatment-planning/eclipse>,
Erişim Tarihi: 07.02.2022
50. Surti S, Khun A, Werner ME, Perkins AE, Kolthammer J, Karp JS. "Performance of Philips Gemini TF PET/CT scanner with special consideration for its time-of-flight imaging capabilities." *J Nucl Med.*48(3):471-80; 2007
51. <https://www.philips.co.uk/healthcare/product/HC728242/big-bore-rt> Erişim tarihi: 07.02.2022
52. GAFCHROMIC EBT3 Scan Handling Guide. Erişim Tarihi: 07.02.2022
53. http://www.gafchromic.com/documents/EBT3_Specifications.pdf. Erişim Tarihi: 07.02.2022
54. Casanova Borca V, Pasquino M, Russo G, et al. Dosimetric characterization and use of GAFCHROMIC EBT3 film for IMRT dose verification. *J Appl Clin Med Phys.* 2013; 14(2): 158-171
55. Lewis D, Micke A, Yu X, Chan MF. An efficient protocol for radiochromic film dosimetry combining calibration and measurement in a single scan. *Medical physics.* 39(10); 6339-6350, 2012.
56. <https://www.epson.eu/products/scanners/business-scanners/expression-11000xl>, Erişim Tarihi: 07.02.2022

57. <https://www.sunnuclear.com/solutions/patientqa/mapcheck> Erişim Tarihi: 08.02.2022
58. <https://www.iba-dosimetry.com/product/dose-1/> Erişim Tarihi: 08.02.2022
59. https://www.ptwdosimetry.com/fileadmin/user_upload/DETECTORS_Cat_e_n_16522900_12/blaetterkatalog/index.html?startpage=1#page_12 Erişim tarihi; 08.02.2022
60. Instruction Manuel of RW3 Solid Water Phantom. PTW Freiburg, 2006.
61. Xsight Lung Tracking Phantom Kit & 4D Planning Phantom Brochure
62. <https://www.cirsinc.com/products/radiation-therapy/xsight-lung-tracking-phantom-kit-4d-planning-phantom/>Erişim tarihi: 27.03.2022
63. Hurkmans CW, Van Lieshout M, Schuring D, Van Heumen MJT, Cuijpers JP, Lagerwaard FJ, et al. Quality Assurance of 4D-CT Scan Techniques in Multicenter Phase III Trial of Surgery Versus Stereotactic Radiotherapy (Radiosurgery or Surgery for Operable Early Stage (Stage 1A) Non-Small Cell Lung Cancer [ROSEL] Study). *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2011;80(3):918–27.
64. Fogliata A., Cozzi L., Dose calculation algorithm accuracy for small fields in non-homogeneous media: The lung SBRT case. *Physica Medica*, 40, 157-162; 2016.
65. Pan Y., Yang R., Li J., et al. Film-based dose validation of Monte Carlo algorithm for Cyberknife system with a CIRS thorax phantom. *Radiation Oncology Physics* 2018; 19(3): 142–148.
66. Fernandez M., Venencia C., Garrigo E. et al. Dosimetric Comparison between Pencil Beam and Monte Carlo Algorithms for SBRT Lung Treatment Using IPlan V4.1 TPS and CIRS Thorax Phantom. *Medical Physics* 2012; 39(6), 3806-38207.
67. Yoon K., Jeong C. et al. Dosimetric evaluation of respiratory gated volumetric modulated arc therapy for lung stereotactic body radiation therapy using 3D printing technology. *Plos one* 2018;13(12).
68. Han T., Followill D. et al. Dosimetric impact of Acuros XB deterministic radiation transport algorithm for heterogeneous dose calculation in lung cancer. *Medical Physics* 2013; 40(5)