

← Adınızı soyadınızı giriniz

Tez kabul edildikten sonra yapılan **sabit ciltte sırt yazısı** bu şablona göre yazılacak. Yazılar tek satır olacak
Cilt sırtı yazıların yönü yukarıdan aşağıya
(sol yandaki gibi) olacak.



← Tez, Yüksek Lisans'sa, YÜKSEK LİSANS TEZİ;
Doktora ise DOKTORA TEZİ ifadesi kalacak

← Tez Sınavının yapılacağı yılı yazınız

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

(YÜKSEK LİSANS TEZİ)

**CYBERKNIFE ROBOTİK RADYOCERRAHİ SİSTEMİNİN
DEĞİŞEBİLİR AÇIKLIKLI İRİS KOLİMATÖRÜNÜN
DOZİMETRİK PARAMETRELERİNİN ARAŞTIRILMASI**

İNCİ KINGİR

**DANIŞMAN
PROF. DR. GÖNÜL KEMİKLER**

**TEMEL ONKOLOJİ ANABİLİM DALI
SAĞLIK FİZİĞİ PROGRAMI**

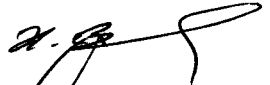
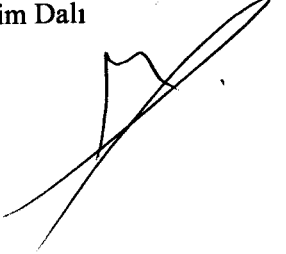
İSTANBUL-2013

TEZ ONAYI

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Temel Onkoloji Anabilim Dalı Sağlık Fiziği (Tıbbi Radyofizik) Programında İnci KINGİR tarafından hazırlanan Cyberknife Robotik Radyocerrahi Cihazının İris Kolimatörünün Dozimetrik Parametrelerinin Araştırılması başlıklı Yülsek Lisans tezi, yapılan tez sınavında Jürimiz tarafından başarılı bulunarak kabul edilmiştir.

05 / 04 / 2013

Tez Sınav Jürisi

- | <u>Ünvanı Adı Soyadı (Üniversitesi, Fakültesi, Anabilim Dalı)</u> | <u>İmzası</u> |
|--|---|
| 1. Prof.Dr. Gönül KEMİKLER/ İ.Ü.Onkoloji Enstitüsü Temel Onkoloji Anabilim Dalı |  |
| 2.Prof.Dr. Hatice BİLGE/İ.Ü.Onkoloji Enstitüsü Temel Onkoloji Anabilim Dalı |  |
| 3./Doç.Dr. İsmail ÖZBAY/İ.Ü.Onkoloji Enstitüsü Temel Onkoloji Anabilim Dalı |  |
| 4.Prof.Dr. Rasim MERAL/İ.Ü.Onkoloji Enstitüsü Klinik Onkoloji Anabilim Dalı |  |
| 5.Doç.Dr. Emre Merdan FAYDA/İ.Ü.Onkoloji Enstitüsü Klinik Onkoloji Anabilim Dalı |  |

BEYAN

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

İnci KINGIR

İTHAF

Aileme ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Tez çalışmamın her aşamasında bilgi ve tecrübesiyle beni destekleyen değerli danışmanım İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü Öğretim üyesi Prof. Dr. Gönül Kemikler'e,

Yüksek lisans eğitimimde kendilerinden çok şey öğrendiğim İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü Öğretim üyeleri Prof. Dr. Hatice Bilge ve Doç. Dr. İsmail Özbay'a,

Bilgi ve tecrübeleriyle desteklerini esirgemeyen ağabeylerim Yard. Doç. Dr. Murat Okutan ve Fiz. Uzm. Dr. Aydın Çakır'a,

Yüksek Lisansa başladığım günden bu yana her zaman yanımda olup bana destek veren dönem arkadaşlarım Fiz. Nilgöl Nalbant, Fiz. Zeynep Pınar Kalender ve Fiz. Esmâ Çetinkaya'ya,

Yardımlarından dolayı İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü CyberKnife teknikerleri Saadet Akkaya ve Hilal Gümüş'e,

Her koşulda yanımda olan, beni bugünlere getiren canım annem Fatma KINGİR, ağabeyim Mustafa KINGİR ve ablam Ayşegöl YOLDAŞ'a

en içten duygularıyla teşekkür ederim.

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından kısmen desteklenmiştir. Proje No: 22766

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	İİ
BEYAN.....	İİİ
İTHAF.....	İV
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER	VI
TABLolar LİSTESİ.....	Vİİ
ŞEKİLLER LİSTESİ	İX
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	Xİİ
ÖZET	XİV
ABSTRACT.....	XV
1 GİRİŞ VE AMAÇ	1
2 GENEL BİLGİLER.....	3
2.1 Radyoterapi Teknikleri.....	3
2.1.1 Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3BKRT)	3
2.1.2 Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART).....	3
2.1.3 Stereotaktik Radyocerrahi (SRC).....	4
2.1.3.1 GammaKnife.....	6
2.1.3.2 Linak Tabanlı Radyocerrahi	8
2.1.3.3 CyberKnife Robotik Radyocerrahi Sistemi	9
2.2 Kolimatör Yapıları	14
2.2.1 Lineer Hızlandırıcılarda Kolimatör Yapıları	14
2.2.2 CyberKnife Robotik Radyocerrahi Sistemindeki Kolimatörler	15
2.2.2.1 Değişken Açıklıklı IRIS Kolimatörü ve Tasarımı	17
2.3 Genel doğruluk Testleri.....	21
2.3.1 AQA (Automatic Quality Assurance) Testi	22
2.3.2 E2E (end-to end) Testi.....	22
2.4 Küçük Alan Dozimetrisi	23
2.5 Doz Ölçüm Yöntemleri	25
2.5.1 İyon Odaları.....	25
2.5.2 Film Dozimetrisi.....	25

2.5.2.1	Radyografik Film	25
2.5.2.2	Gafkromik Film	27
3	GEREÇ VE YÖNTEM	29
3.1	Araç ve Gereçler	29
3.1.1	Accuray CyberKnife Robotik Radyocerrahi Cihazı (6 MV).....	29
3.1.2	Kafa fantomu+Ball cube II Fantomu.....	30
3.1.3	RW3 Katı Su Fantomu	31
3.1.4	PTW 30013 0,6 cm ³ Farmer İyon Odası	32
3.1.5	PTW 31010 0,125 cm ³ Semiflex İyon Odası	33
3.1.6	PTW 31014 0,015 cm ³ Pin-point İyon Odası.....	33
3.1.7	PTW 60003 Diamond Dedektör	34
3.1.8	PTW 60017 Diyot Dedektör.....	35
3.1.9	EBT3 Gafkromik film	36
3.1.10	Epson Expression 10000 XL Scanner	37
3.1.11	Wellhöfer Dose 1 Elektrometre.....	38
3.2	Yöntem.....	39
3.2.1	Film Kalibrasyonu	39
3.2.2	Yüzde Derin Doz (%DD)	40
3.2.3	Doz Verimi Faktörü Ölçümü.....	41
3.2.4	Profil Ölçümleri.....	42
3.2.5	Dairesellik.....	43
4	BULGULAR	45
4.1	Yüzde Derin Doz Ölçüm Sonuçları	45
4.2	Doz Verimi Faktörü Ölçüm Sonuçları	51
4.3	Profil Ölçüm Sonuçları	53
4.4	İris Kolimatörün Daireselliği	64
5	TARTIŞMA.....	70
	KAYNAKLAR	76
	ÖZGEÇMİŞ	79

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2-1: CyberKnife Sisteminin sabit dairesel kolimatörlerinin karakteristik özellikleri	16
Tablo 4-1: Doz verimi faktörlerinin farklı dedektörler kullanılarak elde edilmiş sonuçları.....	51
Tablo 4-2 : 60 mm’lik iris kolimatörün 0 ve 15 derecede EBT3 gafkromik film ile elde edilen profil özelliklerinin su fantomu verileriyle karşılaştırılması.....	60
Tablo 4-3: 50 mm’lik iris kolimatörün 0 ve 15 derecede EBT3 gafkromik film ile elde edilen profil özelliklerinin su fantomu verileriyle karşılaştırılması.....	60
Tablo 4-4: 40 mm’lik iris kolimatörün 0 ve 15 derecede EBT3 gafkromik film ile elde edilen profil özelliklerinin su fantomu verileriyle karşılaştırılması.....	60
Tablo 4-5: 35 mm’lik iris kolimatörün 0 ve 15 derecede EBT3 gafkromik film ile elde edilen profil özelliklerinin su fantomu verileriyle karşılaştırılması.....	61
Tablo 4-6: 30 mm’lik iris kolimatörün 0 ve 15 derecede EBT3 gafkromik film ile elde edilen profil özelliklerinin su fantomu verileriyle karşılaştırılması.....	61
Tablo 4-7: 25 mm’lik iris kolimatörün 0 ve 15 derecede EBT3 gafkromik film ile elde edilen profil özelliklerinin su fantomu verileriyle karşılaştırılması.....	61
Tablo 4-8: 20 mm’lik iris kolimatörün 0 ve 15 derecede EBT3 gafkromik film ile elde edilen profil özelliklerinin su fantomu verileriyle karşılaştırılması.....	62
Tablo 4-9: 15 mm’lik iris kolimatörün 0 ve 15 derecede EBT3 gafkromik film ile elde edilen profil özelliklerinin su fantomu verileriyle karşılaştırılması.....	62
Tablo 4-10: 12,5 mm’lik iris kolimatörün 0 ve 15 derecede EBT3 gafkromik film ile elde edilen profil özelliklerinin su fantomu verileriyle karşılaştırılması	62
Tablo 4-11: 10 mm’lik iris kolimatörün 0 ve 15 derecede EBT3 gafkromik film ile elde edilen profil özelliklerinin su fantomu verileriyle karşılaştırılması.....	63
Tablo 4-12: 7,5 mm’lik iris kolimatörün 0 ve 15 derecede EBT3 gafkromik film ile elde edilen profil özelliklerinin su fantomu verileriyle karşılaştırılması.....	63
Tablo 4-13: 5 mm’lik iris kolimatörün 0 ve 15 derecede EBT3 gafkromik film ile elde edilen profil özelliklerinin su fantomu verileriyle karşılaştırılması.....	63

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: GammaKnife (Model 4C).....	7
Şekil 2-2: Dinamik stereotaktik radyocerrahi tekniği ile tedavi edilen bir hasta.....	9
Şekil 2-3: Robotik CyberKnife Radyocerrahi Sisteminin şematik görünümü.....	10
Şekil 2-4: Altı derece serbest harekete sahip olan robotik kol.....	11
Şekil 2-5: Görüntüleme sistemi bileşenleri.....	13
Şekil 2-6: Standart Tedavi Yatağı.....	13
Şekil 2-7: Elekta, Varian ve Siemens Lineer hızlandırıcılarına ait kolimatör yapıları....	15
Şekil 2-8 : CyberKnife sistemindeki sabit kolimatörler.....	16
Şekil 2-9: İlk, tek ve çift kümeli 12 kenarlı kolimatör konsepti.....	18
Şekil 2-10: İris kolimatörün mekanik bileşenlerinin şematik gösterimi (a) Cihazın dış görünüşü. (b) İki kolimatör segmenti arasındaki boşluğun bir diğer segment tarafından nasıl kapsanmış olduğunu gösteriyor ki bu da radyasyon sızıntısını en aza indirir.....	19
Şekil 2-11: Xchange kolimatör masaları.....	20
Şekil 2-12: QA fantomu.....	22
Şekil 2-13: (A) CyberKnife TSE ölçümlerinde kullanılan ballcube II ve gafkromik filmler. (B) Gafkromik filmin ballcube II segmentlerine yerleştirilmiş şekli.....	23
Şekil 2-14: Silindirik farmer tipi iyon odası.....	25
Şekil 2-15: Radyografik film için tipik OD eğrisi.....	26
Şekil 2-16: Farklı sürelerle ışınlanmış olan gafkromik filmin şematik gösterimi.....	28
Şekil 3-1: CyberKnife Robotik Radyocerrahi Cihazı.....	30
Şekil 3-2: Kafa fantomu ve Ball cube II fantomu.....	31
Şekil 3-3: RW3 katı su fantomu.....	32
Şekil 3-4: PTW 30013 0,6 cm ³ farmer iyon odası.....	32
Şekil 3-5: PTW 31010 0,125 cm ³ semiflex iyon odası.....	33
Şekil 3-6: PTW 31014 0,015 cm ³ Pin-point iyon odası.....	34
Şekil 3-7: PTW 60003 diamond dedektör.....	35
Şekil 3-8: PTW 60017 diyot dedektör.....	35
Şekil 3-9: Gafkromik EBT3 filmin şematik görünümü.....	37
Şekil 3-10: Epson Expression 10000XL film tarayıcı.....	37
Şekil 3-11: Wellhöfer dose 1 elektrometre.....	38

Şekil 3-12: Taranan filmlerden elde edilen kalibrasyon eğrisi.....	40
Şekil 3-13: Yüzde derin doz ölçümünün düzenek görüntüsü.....	40
Şekil 3-14: Verim ölçümü için düzenek görüntüsü. (a) Yatay, (b) Dikey pozisyonadaki dedektörü göstermektedir.....	42
Şekil 3-15: İris kolimatörün profil ölçüm düzeneği.....	43
Şekil 3-16: İris kolimatörün tüm boyutlarında ışınlanmış EBT3 filmi. Şekil, 5mm-60mm arasında 12 adet kolimatör için ışınlanmış filmi göstermektedir.....	44
Şekil 4-1: 60 mm’lik iris kolimatörün %DD ölçüm sonuçları.....	45
Şekil 4-2: 50 mm’lik iris kolimatörün %DD ölçüm sonuçları.....	45
Şekil 4-3: 40 mm’lik iris kolimatörün %DD ölçüm sonuçları.....	46
Şekil 4-4: 35 mm’lik iris kolimatörün %DD ölçüm sonuçları.....	46
Şekil 4-5: 30 mm’lik iris kolimatörün %DD ölçüm sonuçları.....	47
Şekil 4-6: 25 mm’lik iris kolimatörün %DD ölçüm sonuçları.....	47
Şekil 4-7: 20 mm’lik iris kolimatörün %DD ölçüm sonuçları.....	48
Şekil 4-8: 15 mm’lik iris kolimatörün %DD ölçüm sonuçları.....	48
Şekil 4-9: 12,5 mm’lik iris kolimatörün %DD ölçüm sonuçları.....	49
Şekil 4-10: 10 mm’lik iris kolimatörün %DD ölçüm sonuçları.....	49
Şekil 4-11: 7,5 mm’lik iris kolimatörün %DD ölçüm sonuçları.....	50
Şekil 4-12: 5 mm’lik iris kolimatörün %DD ölçüm sonuçları.....	50
Şekil 4-13: Verim faktörü ölçümlerinin grafik olarak gösterimi.....	52
Şekil 4-14: Pin point iyon odasıyla ölçülen iris kolimatörü doz verim faktörü grafiği...52	
Şekil 4-15: Diyot dedektörle ölçülmüş iris kolimatörü ve sabit kolimatörlerin verim faktörü grafiği.....	52
Şekil 4-16: İris kolimatörün profil analizlerinin yapıldığı film, analiz düzlemleri ve bu düzlemlerdeki profil eğrileri.....	53
Şekil 4-17: 60 mm kolimatör için 15mm derinlikte elde edilen profil eğrileri.....	54
Şekil 4-18: 50 mm kolimatör için 15mm derinlikte elde edilen profil eğrileri.....	54
Şekil 4-19: 40 mm kolimatör için 15mm derinlikte elde edilen profil eğrileri.....	55
Şekil 4-20: 35 mm kolimatör için 15mm derinlikte elde edilen profil eğrileri.....	55
Şekil 4-21: 30 mm kolimatör için 15mm derinlikte elde edilen profil eğrileri.....	56
Şekil 4-22: 25 mm kolimatör için 15mm derinlikte elde edilen profil eğrileri.....	56
Şekil 4-23: 20 mm kolimatör için 15mm derinlikte elde edilen profil eğrileri.....	57
Şekil 4-24: 15 mm kolimatör için 15mm derinlikte elde edilen profil eğrileri.....	57

Şekil 4-25: 12,5 mm kolimatör için 15mm derinlikte elde edilen profil eğrileri.....	58
Şekil 4-26: 10 mm kolimatör için 15mm derinlikte elde edilen profil eğrileri.....	58
Şekil 4-27: 7,5 mm kolimatör için 15mm derinlikte elde edilen profil eğrileri.....	59
Şekil 4-28: 5 mm kolimatör için 15mm derinlikte elde edilen profil eğrileri.....	59
Şekil 4-29: 60 mm'lik iris kolimatörün radyal doz profili. İzodoz aralıkları %10'dan (en dıştaki eğri), %100' e kadar %10'luk artışlarla gösterilmiştir.....	64
Şekil 4-30: 50 mm'lik iris kolimatörün radyal doz profili. İzodoz aralıkları %10'dan (en dıştaki eğri), %100' e kadar %10'luk artışlarla gösterilmiştir.....	64
Şekil 4-31: 40 mm'lik iris kolimatörün radyal doz profili. İzodoz aralıkları %10'dan (en dıştaki eğri), %100' e kadar %10'luk artışlarla gösterilmiştir.....	65
Şekil 4-32: 35 mm'lik iris kolimatörün radyal doz profili. İzodoz aralıkları %10'dan (en dıştaki eğri), %100' e kadar %10'luk artışlarla gösterilmiştir.....	65
Şekil 4-33: 30 mm'lik iris kolimatörün radyal doz profili. İzodoz aralıkları %10'dan (en dıştaki eğri), %100' e kadar %10'luk artışlarla gösterilmiştir.....	66
Şekil 4-34: 25 mm'lik iris kolimatörün radyal doz profili. İzodoz aralıkları %10'dan (en dıştaki eğri), %100' e kadar %10'luk artışlarla gösterilmiştir.....	66
Şekil 4-35: 20 mm'lik iris kolimatörün radyal doz profili. İzodoz aralıkları %10'dan (en dıştaki eğri), %100' e kadar %10'luk artışlarla gösterilmiştir.....	67
Şekil 4-36: 15 mm'lik iris kolimatörün radyal doz profili. İzodoz aralıkları %10'dan (en dıştaki eğri), %100' e kadar %10'luk artışlarla gösterilmiştir.....	67
Şekil 4-37: 12,5 mm'lik iris kolimatörün radyal doz profili. İzodoz aralıkları %10'dan (en dıştaki eğri), %100' e kadar %10'luk artışlarla gösterilmiştir.....	68
Şekil 4-38: 10 mm'lik iris kolimatörün radyal doz profili. İzodoz aralıkları %10'dan (en dıştaki eğri), %100' e kadar %10'luk artışlarla gösterilmiştir.....	68
Şekil 4-39: 7,5 mm'lik iris kolimatörün radyal doz profili. İzodoz aralıkları %10'dan (en dıştaki eğri), %100' e kadar %10'luk artışlarla gösterilmiştir.....	69
Şekil 4-40: 5 mm'lik iris kolimatörün radyal doz profili. İzodoz aralıkları %10'dan (en dıştaki eğri), %90' a kadar %10'luk artışlarla gösterilmiştir.....	69

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

%DD: Yüzde derin doz

cm: Santimetre

mm: Milimetre

nm: Nanometer

dpi: 1 inch'deki nokta sayısı (Dot Per Inch)

0_film: 0 derecede EBT3 gafkromik filmle alınan profil

0_su fantomu: 0 derecede su fantomunda alınan profil

15_film: 15 derecede EBT3 gafkromik filmle alınan profil

15_su fantomu: 15 derecede su fantomunda alınan profil

3BKRT: Üç boyutlu Konformal Radyoterapi

6D: 6 Boyutlu

A: Amper

AQA: Automatic Quality Assurance

AVM: Arteriyovenoz Malformasyon

BT: Bilgisayarlı Tomografi

cGy: Santi Gray

E2E: End-to-end

GHz: Gigahertz

IGRT: Image Guided Radiation Therapy (Görüntü Rehberliğinde Radyoterapi)

keV: Kilo elektron volt

LDDT: Lineer Değişken Diferansiyel Transformatör

LINAC: Lineer Hızlandırıcı

MLC: Multi Leaf Collimator

MSO: (OCR) Merkezden Sapma Oranı (Off Center Ratio)

MU: Monitor Unit

MV: Milyon Volt

MeV: Milyon Elektron Volt

OD: Optik Yoğunluk

ocr_0: 0 derecede alınan merkezden sapma oranı

ocr_15: 15 derecede alınan merkezden sapma oranı

PET: Pozitron Emisyon Tomografisi

QA: Quality Assurance

RC: Radyocerrahi

SRC: Stereotaktik Radyocerrahi

SRT: Stereotaktik Radyoterapi

SSD: Kaynak Cilt Mesafesi (Source to Skin Distance)

SVRT: Stereotaktik Vücut Radyoterapisi

TSE: Total System Error

V: Volt

YART: Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi

ÖZET

KINGIR İ. (2013), Cyberknife Robotik Radyocerrahi Sisteminin Değişebilir Açıklıklı IRIS Kolimatörünün Dozimetrik Parametrelerinin Araştırılması. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Temel Onkoloji ABD. Yüksek Lisans Tezi. İstanbul.

CyberKnife, vücudun herhangi bir yerindeki lezyonu tedavi edebilen 6MV enerjiye sahip robotik radyocerrahi sistemidir. Sistemde sabit boyutlara sahip 12 adet kolimatörün yanı sıra iris kolimatörü olarak adlandırılan değişken açıklıklı kolimatör bulunmaktadır. Iris kolimatörü, üst üste oturtulmuş iki ayrı altıgen şekilli tungsten segmentten meydana gelir. Segmentler birbirlerine göre 30^0 döndürülebilir bir yapıya sahiptir. Bu durum iris kolimatörünün onikigen şekilli bir radyasyon alanı oluşturmaya olanak sağlar. Bu çalışma iris kolimatörünün dozimetrik parametrelerinin araştırılmasını amaçlamaktadır.

Çalışmamızda EBT3 Gafkromik film ve RW3 katı su fantomu kullanılarak iris kolimatörünün her bir boyutu için %DD ölçümleri alındı. Elde edilen değerler su fantomunda diyot dedektör ile yapılmış olan ölçüm sonuçlarıyla karşılaştırıldı. Genel olarak ölçüm sonuçlarının birbiriyle uyumlu olduğu görüldü. En küçük kolimatör boyutunda (5mm) yükselme bölgesi (build-up region) dışında kalan alanda sonuçlar su fantomundakinden farklı bulundu.

EBT3 gafkromik film, diyot dedektör, diamond dedektör, pin point iyon odası, semiflex iyon odası ve farmer iyon odası kullanılarak iris kolimatörünün bütün boyutları için verim faktörü ölçümü yapıldı. Kolimatör boyutunun azalmasıyla verim faktörü ölçümlerinde önemli derecede bir azalma olduğu görüldü. Özellikle en küçük iki kolimatör boyutu için (5mm ve 7,5mm) verim faktörü ölçümlerinin düşük çıktığı görüldü.

EBT3 gafkromik filmle iris kolimatörünün profil özellikleri incelendi. Merkezden sapma oranı grafikleri su fantomuyla elde edilen grafiklerle karşılaştırıldı ve sonuçların uyumlu olduğu görüldü. Ayrıca penumbra değerlerinin kolimatör boyutunun artmasıyla artış gösterdiği görüldü.

Sonuç olarak; tüm teknik özellikleri ele alındığında, iris kolimatör klinikte büyük bir uygulama avantajı sunar. 20mm'den daha küçük kolimatörler için dedektör seçiminin önemli olduğu açıktır. Diyot dedektör, diamond dedektör, EBT3 film ve pin point iyon odasının, CyberKnife cihazının iris kolimatörü gibi küçük alanların dozimetrisinin araştırılmasında kullanılabilir yöntemler olduğunu söyleyebiliriz. Ayrıca, EBT3 gafkromik film küçük alan dozimetrisinde profil ölçümleri için iyi bir seçenektir.

Anahtar Kelimeler: Cyberknife, iris kolimatör, küçük alan dozimetrisi, penumbra, verim faktörü

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından kısmen desteklenmiştir. Proje No: 22766

ABSTRACT

KINGIR, İ. (2013). Investigation of dosimetric parameters of the iris collimator for CyberKnife Robotic Radiosurgery. İstanbul University, Institute of Health Science, Department of Fundamental Oncology, M.Sc. Thesis. İstanbul.

CyberKnife Robotic Radiosurgery System is designed to deliver radiation to targets located anywhere in the body. The system has both 12 different fix collimators and variable aperture iris collimator which incorporates 12 tungsten–copper alloy segments in two banks of six. The banks are rotated by 30^0 with respect to each other, which limits the radiation leakage between the collimator segments and produces a 12-sided polygonal treatment beam. In this study, it is intended to investigate the dosimetric parameters of the iris collimator for CyberKnife.

Firstly, the %DD was investigated with using EBT3 film. The results were compared with the results of the water phantom. In general, the measurement results were found to be compatible with each other except for the smallest collimator size (5mm). The area out of the build-up region was different for this collimator.

Output factors were compared with using different detectors, ion chambers and EBT3 film for all collimator sizes of the iris. The results indicated that a significant drop in the output factor for small collimator sizes, especially in the smallest collimator sizes.

Beam profile was also investigated with EBT3 film. It was noted that there was a relatively insignificant difference between the profiles in different direction of the film. In addition, the results showed that with increasing collimator sizes the penumbra also increases.

In conclusion, considering all of the technical features of the iris collimator, it offers the advantage of a large practice in the clinic. For the collimators less than 20 mm, it is found that the effective volume and material of the detector affect the beam data. In addition, it is obvious that EBT3 film, diode, diamond and pin point ion chambers are suitable for investigate the dosimetric parameters of iris collimator. Moreover, EBT3 Gafchromic film dosimetry is a good choice for profile measurements in small field dosimetry.

Key Words: CyberKnife, iris collimator, small field dosimetry, penumbra, output factor.

The present work was partly supported by the Research Fund of İstanbul University.

Project No. 22766

1 GİRİŞ VE AMAÇ

Kanser, kontrolsüz hücre proliferasyonu ve yayılması olarak tanımlanabilir. Pek çok kanser türü cerrahi, radyoterapi ve kemoterapi ile tedavi edilmektedir. Radyoterapide temel amaç; hedefe (planlanan tümör volüm) tanımlanan dozu verirken etrafındaki riskli organları ve dokuları mümkün olduğunca korumaktır

8 Kasım 1895’de Wilhelm Conrad Röntgen’in X-ışınlarını keşfetmesiyle başlamış olan radyoterapi, günümüzde birçok şekilde, farklı cihaz ve teknikler kullanılarak uygulanmaktadır. İki boyutlu, merkezi eksene dayanan konvansiyonel radyoterapi, halen kullanılmakla beraber, yerini üç boyutlu konformal uygulamalara bırakmaktadır. Üç boyutlu konformal radyoterapinin (3BKRT) yanı sıra, yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) ve stereotaktik radyocerrahi (SRC) de günümüzde oldukça sık kullanılan radyoterapi yöntemleridir.

Radyoterapideki ilerleme, teknolojiye gelişme ile paralellik göstermektedir. Günümüzün teknolojisinde en gelişmiş cihazlardan biri de CyberKnife Robotik Radyocerrahi sistemidir.

CyberKnife cihazı, vücudun her hangi bir yerindeki lezyonu tedavi edebilen 6 MV enerjili bir robotik radyocerrahi sistemidir. Sistemde sabit çaplara sahip 12 adet yuvarlak kolimatör bulunmaktadır. Bu kolimatörlerin sabit boyutları olduğundan keskin bir penumbra ve tekrarlanabilir bir alan boyutuna sahiptir. Kolimatörler elle değiştirilebildiği gibi uzaktan kumandalı olarak da değiştirilebilmektedir. Çok kolimatörlü bir tedavide bu kolimatörlerin kullanılması ve tedavi sırasında değiştirilmesi, robotun hareket zamanını arttırmakta ve kolimatör değişimleri sırasında tedavinin durmasına sebep olmaktadır.

Çoklu kolimatör kullanımını gerektiren tedavilerde, anlatılan bu sorunun üstesinden gelmek için değişebilir açıklıklı iris kolimatör geliştirilmiştir. İris değişken kolimatörü, altılı iki küme şeklinde 12 tungsten-bakır alaşımlı segmentler içermektedir. Işınlağı alanın kesiti standart kolimatörler gibi yuvarlak değildir. Bu segmentler birbirlerine göre 30° döndürülebilir durumdadır; bu da kolimatör segmentleri arasındaki radyasyon sızıntısını sınırlar ve 12 kenarlı tedavi ışını meydana gelir. Çoklu alan (kolimatör) boyutlarının kullanımı, toplam monitör ünitenin azalması, hedef hacmin daha iyi kapsanması, tek kolimatör kullanılmasına göre konformalite ile homojenitenin büyük oranda iyileştirilmesi gibi avantajlar sağlamaktadır. İris kolimatörü, robotik

radycerrahi için çoklu alan boyutlarının klinik uygulamalarını büyük ölçüde kolaylaştıracak olanakları sunmaktadır.

Bu tez çalışmasında, İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü'nde bulunan CyberKnife Robotik Radyocerrahi cihazındaki iris kolimatörün dozimetrik parametrelerinin araştırılması amaçlanmıştır. Bu parametreler, yüzde derin doz (%DD), doz profilleri, radyal doz dağılımları ve doz verimi faktörleridir. Bu parametreler, sabit kolimatörlerin dozimetrik parametreleriyle kıyaslanacaktır.

2 GENEL BİLGİLER

2.1 Radyoterapi Teknikleri

Radyoterapi, kanser tedavisinde kullanılan en önemli tedavi yöntemlerinden birisidir. Özellikle radyasyona karşı duyarlı olduğu tespit edilen tümörlerin yok edilmesinde kullanılır. Aynı zamanda, ameliyattan sonra kalabilen ve çevresindeki dokulara yayılma ihtimali olan kanserli hücrelerin yok edilmesinde ve ilerlemiş kanser vakalarında ağrıyı azaltmak, komplikasyonları önlemek veya tedavi etmek amacıyla da kullanılır.

Radyoterapinin esas amacı; tümör dokusunda mümkün olduğu kadar yüksek doza çıkarken tümör dokusu etrafındaki normal dokuları da radyasyondan korumak ve bu dokuların tolerans dozunun üstüne çıkmamaktır. Bu amacın gerçekleştirilmesine yönelik olarak üç boyutlu konformal radyoterapi (3BKRT), yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART), organ hareketlerini takip ederek yapılan görüntü takipli radyoterapi (Image Guided Radiation Therapy, IGRT) ve tomoterapi gibi gelişmiş teknikler uygulanmaktadır. Bu nedenle radyoterapide, planlanan hedef volümünün doğru bir şekilde ışınlanması büyük önem taşımaktadır.

2.1.1 Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3BKRT)

3BKRT, hastanın çekilmiş olan bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüsü üzerine, hedef hacmin iki boyutlu bağımsız kesitler halinde planlanmasıyla oluşturulan tedavi şeklidir. 3BKRT, bilgisayarlı tomografi sayesinde alınan birçok helezonik ve kesit kesit görüntüler üzerine planlanır. Konformal radyoterapinin bu şekilde kullanılmasının amacı; planlanan hedef hacim dozunu artırırken riskli organ dozlarını en düşük seviyede tutmaktır (1).

2.1.2 Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART)

YART, 3BKRT'nin en gelişmiş şeklidir. Bu tedavi, her bir tedavi alanındaki ışın yoğunluğunun ayarlanabilmesi ilkesine dayanır. Hedeflenen tümör hacmine istenilen dozu vermek için birçok küçük alan kullanılır. Bu yöntemin temelinde doz bölünmesini sağlayan çok yapraklı kolimasyon (MLC) sistemi yatmaktadır. Radyasyon yoğunluğu alanlar boyunca değiştirilmekte ve tersten planlama (inverse planning)

algoritmalarından yararlanılmaktadır. Tersten planlama işleminde, hedef tümör hacmi, kritik organlar ve istenilen doz dağılımı tedavi planlama bilgisayarına tanıtılmakta ve çeşitli kombinasyonlarla istenen en uygun doz dağılımı elde edilmeye çalışılmaktadır.

YART, 3BKRT'ye nazaran hedef bölgede daha yüksek doz verebilmenin yanı sıra, normal doku ve organlarda da daha iyi koruma sağlayabilmektedir (2). Bu teknik kritik organ koruması, tümör hacminde istenilen yüksek dozlara çıkılabilmesi, daha önce ışın almış olgularda komşu normal yapıları minimum dozda tutabilmesi ve farklı dozları gerektiren hedeflerin aynı anda tedavi edilebilmesini sağlamaktadır. Ayrıca hedef tümör hacim kenarında keskin doz düşüşü sayesinde yüksek doza maruz kalan hacmin daha az olması ve böylece radyoterapiye bağlı geç yan etki riskinin düşürülebilmesi YART tekniğinin en önemli avantajları olarak gösterilebilir (3).

2.1.3 Stereotaktik Radyocerrahi (SRC)

Stereotaktik radyoterapi; görüntüleme teknikleri (bilgisayarlı tomografi, manyetik rezonans, pozitron emisyon tomografisi, anjiyografi) ile elde edilen bilgilerle tedavi edilecek hedef tümöre maksimum, çevredeki normal dokulara ise minimum doz uygulamak için bir çok farklı açıdan aynı merkeze yönelen ışın demetleri prensibine dayanmaktadır. Tedavi birden fazla fraksiyonla gerçekleştirilirse "Stereotaktik radyoterapi" (SRT), tek fraksiyonda gerçekleştirilirse "Stereotaktik radyocerrahi" (SRC) olarak adlandırılır.

Stereotaktik radyocerrahi (SRC) kavramı ilk kez İsveçli bir beyin cerrahı olan Lars Leksell tarafından 1951 yılında tanımlanmıştır (4). Stereotaktik tedavilerde konvansiyonel tekniklere kıyasla çok fazla sayıda düşük akılı ışın demetleri tümörlü bölgeye yönlendirilmekte ve bu noktaya odaklanıp yüksek doz sağlanarak yanıt alınmaktadır. Yapılan işlemlerin, tedavi sonuçlarının ve tedaviye ait geri dönüşümsüz etkilerinin stereotaktik beyin cerrahisi yöntemi ile benzerliğinden dolayı stereotaktik radyocerrahi (SRC) olarak isimlendirilmiştir.

Radyocerrahi (RC) cihazının ilk modelini radyasyon fizikçisi olan Borje Larsson geliştirmiştir. Tıpta kullanılan ilk SRC cihazı (1967) GammaKnife (GK) olup 179 adet Cobalt-60 kaynağının bir yarım küre şeklinde tasarlanmış cihaza yerleştirilmesi ile oluşturulmuştur (5). Lineer hızlandırıcı tabanlı ilk SRC cihazı ise 1983 yılında Buenos Aires'te kullanılmaya başlanmış, 1994 yılında CyberKnife teknolojisi radyasyon onkolojisinde kullanıma girmiştir.

Radyocerrahinin amacı; çok sayıda dar, kolime edilmiş ışın demetleri kullanarak çevre dokuları çok daha iyi korumak böylece tek seferde veya daha kısa toplam tedavi süresinde yüksek dozlara çıkıp hücreleri yıkıma uğratarak benign ya da malign tümörlerin hacmini küçültmek ya da büyümelerini durdurmaktır. Uygulanan yüksek fraksiyon dozları hedefin küçük olduğu ve hedeften uzaklaştıkça dozun hızla düştüğü durumlarda tolere edilebilir. Örneğin; arteriyovenoz malformasyonlar (AVM) da kan damarlarını tıkayıp ikincil doku değişikliklerini başlatır ya da belirli fonksiyonel anormallikleri artırır. Radyobiyojik olarak SRC temel etkisini destek dokulardaki endotel hücrelerinde apoptozisi artırarak göstermektedir (6).

SRC, hedef volümün çok daha küçük olması, radyasyonun çok daha az sayıdaki fraksiyonla verilmesi ve fraksiyon başına düşen dozun çok daha fazla olması yönleriyle konvansiyonel radyoterapiden ayrılır. SRC’de radyasyon alan boyutları çapı sıklıkla 4cm’den daha küçüktür. Bu nedenle tedavi planlaması ve dozun iletim doğruluğu büyük önem taşımaktadır (7). SRC’de klinik hedef völüm tümörün kendisidir ve sınırlı bir hedef doku tek fraksiyonda yüksek dozla ışınlanır. Radyobiyojik olarak, maksimum büyüklüğün 3-4 cm olduğunda bu koşulun sağlanabileceğini ve radyocerrahi etkinin en yüksek olduğu gösterilmiştir (1).

İlk yıllarda intrakranyal dokunun hareketsiz olması ve çevre kritik organların hassasiyeti nedeni ile SRC sadece intrakranyal tedavilerde kullanılabilmüş ve planlama için gerekli olan hasta immobilizasyonu ve koordinatlar lokal anestezi altında kafa kemiklerine sabitlenen bir çerçeve yardımı ile sağlanmıştır. Cerrahiye göre SRC’nin avantajları genel anestezi ve kraniyotomi gerektirmemesi, kanama riskinin olmaması, multipl lezyonun tedavi edilebilmesi, postoperatif enfeksiyon riskini ortadan kaldırması ve poliklinik koşullarında tek günde tedavinin tamamlanabilmesi olarak sıralanabilir. (8). Yerleştirilen çerçevenin hastaya verdiği rahatsızlıktan ötürü SRC’nin bu uygulamaları çoğunlukla tek fraksiyonlu tedaviler şeklinde yapılmıştır.

1980’li yıllarda lineer hızlandırıcı tabanlı SRC sistemlerinin geliştirilmesi ve tedavi edilen hastalarda izlemde elde edilen başarılı sonuçların rapor edilmesi ile SRC uygulanması yaygınlık kazanmıştır. İlerleyen yıllarda invaziv olmayan stabilizasyon tekniklerinin geliştirilmesi ile tek fraksiyonda yapılan SRC yerini birden fazla fraksiyonda ablatif dozların uygulandığı SRT’ye bırakmıştır.

Bu alandaki son yıllarda en önemli gelişmelerden biri stereotaktik radyocerrahinin kranyal lezyonlar ve kranyum dışı yerleşimlerde CyberKnife ile uygulanmaya başlanmasıdır.

CyberKnife ile imaj füzyonu yardımıyla (BT ile MRI, PET, 3D anjiyo füzyonu) en uygun hedef belirlenebilmekte, klinik doğruluk sapması 0,95 mm içinde homojen ve daha konformal tedaviler uygulanabilmektedir. Önceki tedavi cihazlarından önemli farkları, intrakranyal lezyonların tedavisinde kafaya vidalanan bir çerçeve gerektirmemesi, dinamik ışın kullanımı ile tedavi sırasında hasta hareketlerini ve organ hareketlerini kompanse edebiliyor olması ve 20-30 saniyede bir kontrol radyogramlarıyla güvenli bir tedavi sunması olarak sıralanabilir. Görüntü kılavuzluğunda radyoterapi ile günümüzde varılan en son radyoterapi teknolojisini kullanmaktadır. 4-Boyutlu Radyoterapi olarak adlandırılan ve özellikle solunum ile hareketli olan organ tümörlerinde (başta erken evre akciğer kanserleri ve akciğer metastazlarında) solunum hareketlerini aktif olarak izleyerek eşzamanlı tedavi edebilen tek cihazdır. Bu cihazlardaki akciğerde solunum hareketleri örneğinde olduğu gibi hedef hacmin hareketinin tedavi sırasında takip edilmesini ve senkronizasyonunu sağlayan teknolojik sistemler SRC için yeni kullanım alanlarını beraberinde getirmiştir. 1980'lerin sonunda ve 1990'ların başında araştırmacılar alternatif hipofraksiyone tedavi şemalarını akciğer, karaciğer ve pankreas gibi ekstrakranyal yerleşimli tümörlerde araştırmaya başlamışlardır ve bu teknik stereotaktik vücut radyoterapisi (SVRT) olarak adlandırılmıştır (9).

2.1.3.1 GammaKnife

Radyocerrahi ilk olarak 1960 yılında GamaKnife ile klinik bir seçenek oldu ve bu teknoloji 1980'li yıllarda lineer hızlandırıcıların radyocerrahiye uygunluğu sayesinde çoğaldı. Bilgisayar teknolojisi ve robotik otomasyondaki gelişmelere paralel olarak linak radyocerrahisi ve GammaKnife da gelişmeye devam etmiştir. Bu gelişmelerin çoğu, planlama sistemleri de dâhil olmak üzere, doz dağılımı uygunluğunu geliştirmiş, bu da daha karmaşık ama daha doğru ve güvenli tedavi planları yapılmasını sağlamıştır.

179 kobalt-60 kaynağı içeren ilk "GammaKnife" 1968 yılında Stockholm Sophiahemmet'te faaliyete geçmiştir. 1975 yılında, Karolinska Hastanesi klinisyenleri, daha küresel doz dağılımı oluşturmak için 201 adet ⁶⁰Co kaynağı kullanılan yeni GammaKnife'ı tasarladı. Tedavi, hedef hacmin merkezine radyasyonun

fokuslanmasıyla gerçekleştirilir. Bu durumda, radyasyon sabittir ve hasta, beynin farklı bölgelerinin tedavisi için hareket ettirilir. ^{60}Co kaynaklarını yeniden kolaylaştırmak için birim kaynaklar dairesel bir yapılandırma halinde düzenlenmiş ve yeniden tasarlanmıştır (Model B). Kullanıcı 4mm, 8mm, 12mm veya 18mm çaplara sahip kolimasyon sistemlerinden (kasklardan) birini seçebilmektedir. Bu cihazlar çok geniş ve çok ağırdır. Küresel olmayan veya çok geniş olan tümörlerde bu kaskların çeşitli kombinasyonları kullanılır. Her bir hasta pozisyonu ve kask “atış” olarak adlandırılır.

1999 yılında, Model C tanıtıldı. Model C tedavi planlama sistemi, çoklu atış gerektiren daha karmaşık doz dağılımlarına ve otomatik bir masa konum sistemine (APS) sahiptir. Şekil 2-1’de GammaKnife Model C gösterilmiştir.

Beyin içinde ve dışında tedavi edilebilir doku hacmini artırmak amacıyla 2006 yılında piyasaya GammaKnife Perfexion sürüldü. GammaKnife Perfexion’un önceki GammaKnife modellere göre farklı bir ışın geometrisi vardır. 192 adet ^{60}Co kaynağına sahiptir ve bu kaynaklar silindir şeklinde düzenlenmiş 5 halkadan oluşur. Perfexion kolimatör kask gerektirmez ve sadece üç farklı kolimatör boyutuna sahiptir; 4mm, 8mm ve 16mm. Kullanıcı, bunları fiziksel olarak kullanmak zorunda değildir, tedavi makinesine entegre edilmiştir. 120 mm kalınlıkta tungsten kolimatör halkası da sekiz özdeş bölgede, 72 kolimatör içeren her bölgeye bölünmüştür (24 kolimatör 4mm için, 24 kolimatör 8mm için ve 24 kolimatör 16mm için). Bu sistemi kullananlar, GammaKnife Perfexion tedavi verimliliğinde önemli bir iyileşme sağladığını bildirmişlerdir (10).



Şekil 2-1: GammaKnife (Model 4C)

Leksell, 1960'ların sonunda prototip GammaKnife'ı tanıttığından beri bu süreçte büyük teknolojik gelişmelere rağmen, GammaKnife'ın temel tasarım ve ilkeleri pek değişmemiştir. GammaKnife'ın merkezi gövdeye bağlı 201tane ^{60}Co kaynağı ve delik içermektedir. Bütün kaynaklar tek bir noktaya odaklanmış durumdadır ve kaynak odak mesafesi yaklaşık 40 cm'dir. Deliklerin yarıçapları 4mm, 8mm, 14mm ve 18mm'dir. Çok sayıdaki izosantrik gamma ışının eş zamanlı olarak ışın vermesiyle beyindeki hedef hacim tedavi edilir.

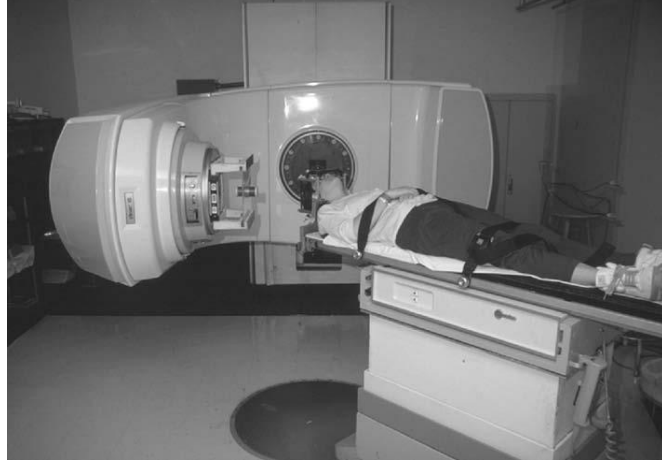
Maliyetinin yüksek olması, 5 yılda bir kaynak değiştirme gerekliliği, sadece beyindeki lezyonlarda kullanılabilir olması ve çerçeve kullanımı zorunluluğu GammaKnife'ın dezavantajlarından (11).

2.1.3.2 Linak Tabanlı Radyocerrahi

Linak tabanlı radyocerrahi, sıkı mekanik ve elektrik toleranslı, radyocerrahi için değiştirilmiş, standart bir izosantrik linak kullanır. İzosantrik linak tabanlı radyocerrahi teknikleri, çok sayıda eş düzlemsel olmayan arklar, dinamik stereotaktik radyocerrahi ve konik biçimde dönme tekniği olmak üzere üç kategoriye ayrılır. Her bir teknik, gantri, masa ya da sandalyenin dönme hareketlerinin özel uygulamalarıyla tanımlanır.

Çok sayıda eş düzlemsel olmayan ark tekniğinde, gantri belirli açılarda hareket ederken hastanın tedavi masası veya sandalyesi hareketsizdir. Dinamik stereotaktik radyocerrahi tekniğinde, ışınlama boyunca hem gantri hem de tedavi masası eş zamanlı olarak döner (gantri 300 : 30 'den 330 'e ve masa da 150 : 75 'den -75 'e dönmektedir). Dinamik stereotaktik radyocerrahi tekniği tedavi şekli şekil 2-2'de gösterilmiştir.

Konik biçimde dönme tekniğinde ise ışınlama süresince hasta tedavi masası ile dönerken gantri sabittir. Bu üç teknik içerisinde en yaygın olarak kullanılan teknik, çoklu eş düzlemsel olmayan ark tekniğidir (11).



Şekil 2-2: Dinamik stereotaktik radyocerrahi tekniği ile tedavi edilen bir hasta.

2.1.3.3 CyberKnife Robotik Radyocerrahi Sistemi

Hedefi, cerrahi yöntemler kadar keskin sınırlarla, 1mm'nin altında hassasiyetle tedavi eden, diğer stereotaktik radyoterapi yöntemlere oranla çevre dokuları büyük ölçüde koruyan, yeni geliştirilmiş, akıllı robotik radyocerrahi yöntemidir. CyberKnife, Dr. John Adler tarafından 1990'ların başından itibaren geliştirilmiş olup 2000'li yıllarda kullanılmaya başlanmıştır. Robotik CyberKnife Sisteminin şematik görünümü şekil 2-3'te gösterilmiştir (12).



Şekil 2-3: Robotik CyberKnife Radyocerrahi Sisteminin şematik görünümü

CyberKnife üstün hareket yeteneğine sahiptir ve küçük 6 MV'lik LINAC (X-band doğrusal hızlandırıcı ve robotik kol) taşıyan robotik kol sayesinde, diğer konvansiyonel radyoterapi yöntemleri ile tedavisi mümkün olmayan hastalara da tedavi imkanı sağlamaktadır. LINAC hareketleri ile hedefi tamamen kapsayacak şekilde ışınlama yapılabilir. Altı derece serbest harekete sahip olan robotik kol şekil 2-4'te gösterilmiştir.



Şekil 2-4: Altı derece serbest harekete sahip olan robotik kol

Tedavi sırasında robotik kolun hassas hareketi ile ışın kaynağı 1200 farklı noktada durabilir, dönebilir ve tedavi öncesi planlama ile hedefe çok sayıda ışın verilerek değişik noktalardan ışınlama olanağı sağlar. Ufak boyutlu olan doğrusal hızlandırıcı, X-band kavite magnetron (9,5 GHz), duran dalga ve çift yanlı hızlandırıcı dalga kılavuzu kullanarak 400/ 600/ 800 MU/dak doz hızlarında 6 MV X-ışını oluşturur.

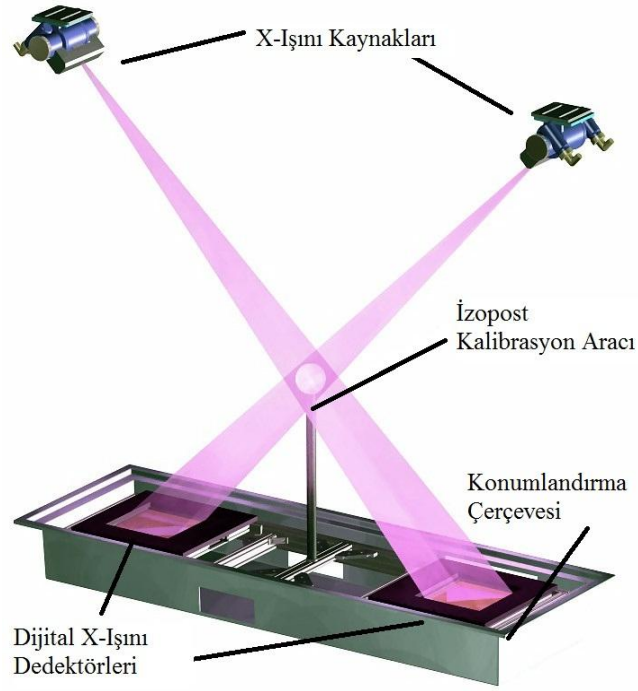
CyberKnife stereotaktik radyocerrahi sistemi geleneksel stereotaktik radyocerrahi aralığını genişletmekte ve standart radyolojik teknikler üzerinde aşağıdaki iyileştirmeleri sunmaktadır.

- Vücudu sabitleyici çerçeve kullanımına ihtiyaç duymaz. Ayrıca intrakranyal kitlelerin konvansiyonel radyocerrahisi sırasında kullanılan, kafa çevresine metal çerçeve vidalama uygulamasına gerek kalmadan tedavi edilebilir.
- Hedefe ışın gönderirken, robotik kol çevresine yerleştirilmiş görüntü kameraları ile hastanın konumu izlenir ve hasta pozisyonundaki değişimler algılanarak robotik kolun pozisyonu düzeltilerek ışınların hedef dışına gitmesi engellenir. Hastanın en ufak hareketi ile ışınlama otomatik olarak kesilir.

- Hasta tedavi süresince normal nefes alımına devam ettiğinden solunum hareketleri takip edilir. CyberKnife sistemi, hedefteki solunuma bağlı değişimi düzeltebilir. Hedef, tedavi esnasında 1mm hassasiyetle takip edilir ve sağlıklı dokular en az şekilde ışınlanarak en az zararı görür.
- Senkroni takip kamerası ve akciğer izleme (X-sight lung) sayesinde akciğer kitlelerinin tedavisinde marker uygulamasına gerek kalmaz. Ayrıca yine akciğer, omurga ve prostat gibi ekstrakranyal hedeflere çerçevesiz radyocerrahi uygulama imkânı sağlar.
- SRC’de çoklu fraksiyonasyon kullanma olanağı sunar.

Tabana monte edilmiş amorf silikon X-ışını görüntüleme dedektörü, CyberKnife kurulumu için gereken alanı önemli ölçüde azaltan, kafa dışındaki bölgelerde de radyocerrahi yöntemlerini uygulama imkânı sağlayan görüntüleme sistemidir. Bu sistem sayesinde ışınlama sırasında %100 gerçek zamanlı görüntü rehberliğinde ışın tedavisi uygulanabilir. Tavana monteli birbirine 45°açı ile bakan iki adet X-ışını kaynağı ile tedavi sırasında gerçek zamanlı görüntüleme yapılarak ışınlama alanı değerlendirilir, gerektiğinde tedavi sırasında hasta konumu otomatik olarak düzeltilir.

İki tane kilovoltaj X-ışını tüpü tavana monte edilmiştir ve bunlar dikeyden 45° açı ile zemine düz bir şekilde monte edilmiş olan dedektörler üzerine ışıını yansıtırlar. Bu ışınların kesiştiği merkezi eksen noktasındaki alan boyutu yaklaşık olarak 15x15 cm²’dir. X-ışını dedektörleri, amorf silikon fotodiyotlar üzerine konulan sezyum iyodür sintilatöründen oluşur. Bu levhalar yüksek çözünürlükte X-ışını görüntüsü üretir (16 bit çözünürlükle 1024x1024 piksel). X-ışını kaynakları ve dedektörleri sabittir, yansıtma geometrileri kalibre edilir ve tedavi odasında koordinat sistemi olarak bilinirler. Şekil 2-5, görüntüleme sisteminin bileşenlerini göstermektedir (13).



Şekil 2-5: Görüntüleme sistemi bileşenleri

CyberKnife cihazının robotik kolunun yanı sıra robota dönüşebilen hareketli tedavi masası da mevcuttur ve hastayı tedaviye konumlandırmak için kullanılır. Hastayı bilgisayar kontrolü altında 3 doğrusal kaydırma yönünde (Inferior/Superior, Sol/Sağ, Arka/Ön) ve 2 dönme yönünde hareket ettirebilir (eğilme ve dönme). Standart tedavi yatağının taşıyabileceği maksimum ağırlık 159 kg'dır. CyberKnife standart tedavi yatağı şekil 2-6'da gösterilmiştir (14, 15).



Şekil 2-6: Standart Tedavi Yatağı

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

CyberKnife cihazının ışın tedavisinde kullanım alanları şöyle sıralanabilir:

• **Beyin:**

- İyi huylu beyin tümörleri
- Arteriovenöz Malformasyonlar
- Kötü huylu beyin Tümörleri (Erişkin ve Çocukluk çağı konvansiyonel eksternal tedavi ile kombine)
- Metastazlar

• **Tüm vücut:**

- Akciğer kanserleri
- Prostat kanserleri
- Baş boyun kanserleri
- Vertebra tümörleri
- Bazı Gastrointestinal Tümörler (başta pankreas)
- Metastazlar (soliter karaciğer ve akciğer metastazları)

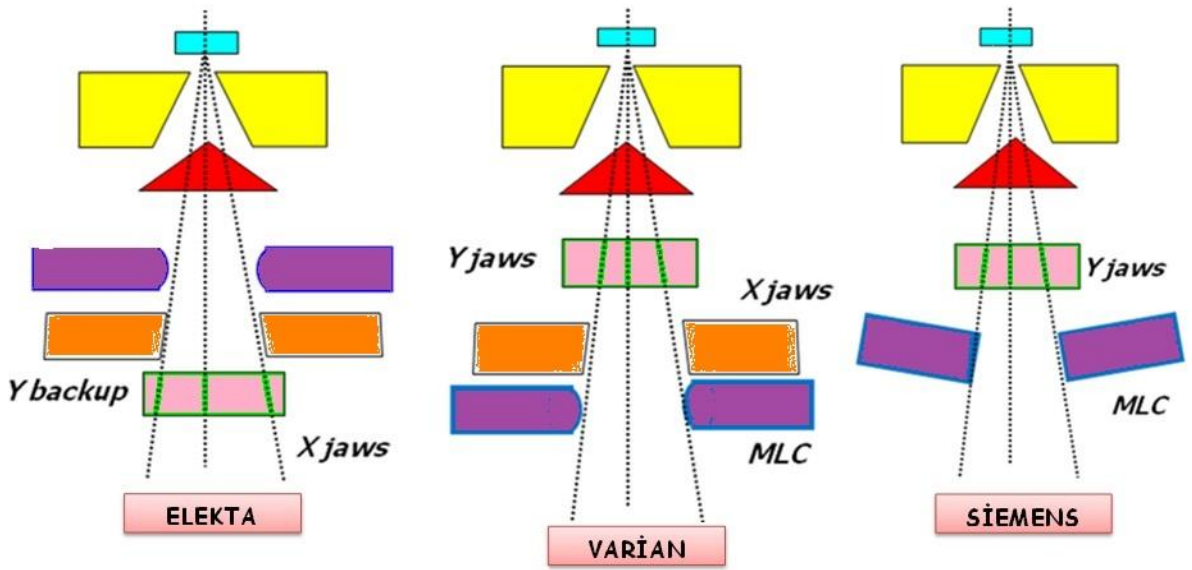
2.2 Kolimatör Yapıları

2.2.1 Lineer Hızlandırıcılarda Kolimatör Yapıları

Lineer hızlandırıcıların “gantri” adı verilen baş kısmı; kurşun, tungsten veya kurşun tungsten alaşımı olan yüksek yoğunluklu koruyucu madde içerir. Radyasyon sızıntısına karşı yeterli derecede kalkan görevi görür. X ışınları hedefi, saçıcı foil, düzleştirici filtre, iyon odası, sabit ve hareketli kolimatör ve ışık sistemini kapsar. Elektronların hedefe çarpması sonucu bir kısım enerjileri X ışınına dönüşürken geri kalanı ısı olarak açığa çıkar. Demeti homojen hale getiren düzenleyici filtre; kurşun, tungsten, uranyum, çelik, alüminyum veya bunların birleşiminden oluşur. Hareketli kolimatör kurşun veya tungstenden yapılmış olup kaynaktan 100cm uzaklıkta 40x40cm²

kadar (simetrik ve asimetrik) açılarak tedavi alanını belirler. Işık sistemi, tedavi alanının boyutunu göstermek için kullanılır.

Işın, birincil kolimatör ile şekillendirilip, doz ölçüm birimine (iyon odası) gelir. İyon odası ile doz, doz hızı, düzgünlük ve simetri gibi fiziksel parametreler ölçülür. İkincil kolimatörde bulunan hareketli X ve Y çeneleri (jaw) ile de tedavi alanları oluşturulur. Günümüzde lineer hızlandırıcılarında MLC adı verilen çok yapraklı kolimatörler bulunmaktadır. MLC'lerin materyali tungstendir ve bu yapraklar birbirinden bağımsız olarak hareket ederek, düzenli ve düzensiz alanlar oluşturabilirler. Yaprak genişlikleri izomerkezde 0,5-1 cm arasında değişmektedir. Her lifin ışın geçirgenliği $< \%1$ iken, lifler arasındaki sızıntı tüm cihazlarda farklı olmakla birlikte $\%4$ civarındadır (16, 17). Çeşitli firmaların lineer hızlandırıcılarının X-Y jawları ve çok yapraklı kolimatör (MLC) tasarımları Şekil 2-7'de gösterilmiştir.



Şekil 2-7: Elekta, Varian ve Siemens Lineer hızlandırıcılarına ait kolimatör yapıları.

2.2.2 CyberKnife Robotik Radyocerrahi Sistemindeki Kolimatörler

CyberKnife robotik radyocerrahi cihazındaki lineer hızlandırıcının kafa yapısı, klasik lineer hızlandırıcılarından farklıdır. Tedavi alanları, çapları 5 - 60 mm arasında değişen 12 adet sabit dairesel kolimatörlerden bir veya daha fazlasının seçilmesiyle şekillendirilir. Şekil 2-8'de sabit kolimatörler gösterilmiştir.

Kolimatör seçimi tedavi planlama sırasında hedefin büyüklüğüne göre seçilir. Tablo 2-1, sabit kolimatörlerin karakteristik özelliklerini vermektedir.

Genellikle, sabit dairesel kolimatörler radyocerrahi için kullanılan x-ray ışınlarını şekillendirmek için kullanılmıştır. Böyle kolimatörler çok düşük kolimatör geçirgenliğine, keskin penumbraya ve tekrarlanabilir mükemmel bir alan boyutuna sahiptir. Bu özellikler önemlidir çünkü büyük doz tek fraksiyon veya hipofraksiyon tedaviler, risk altındaki komşu organları ayırabilmek amacıyla submillimetrik geometrik ışın doğruluğu ve dik doz gradyanları gerektirir.



Şekil 2-8 : CyberKnife sistemindeki sabit kolimatörler

Tablo 2-1: CyberKnife Sisteminin sabit dairesel kolimatörlerinin karakteristik özellikleri

Karakteristik	Tanım
Alan çapı (800mm SSD’de)	5, 7.5, 10, 12.5, 15, 20, 25, 30, 35, 40, 50, 60 mm
Kaynak distal yüzey mesafesi	400 mm
Kalınlık	70-87 mm
Malzeme	Tungsten (yüksek saflıktaki alaşım)
Geçirgenlik bütün noktalarda	<%1, 60 mm bloksuz alandaki merkezi eksen
Kolimatör iç geometrisi	5 ve 7,5 mm için düz, diğerleri için diverjanslı

CyberKnife sistemi, herhangi bir planda en fazla 3 farklı sabit kolimatör kullanımına izin verir. Geniş kolimatör kullanıldığında toplam monitör unit (MU) ve toplam tedavi ışını en aza indirilir, küçük kolimatör kullanıldığında ise yüksek doz konformalitesi ve dik doz eğimi sağlanır. Daha önce yapılan araştırmalardan alınan bulgulara göre, kombine edilmiş iki kolimatörün küçük hücre dışı akciğer kanser tedavisinde kullanılması toplam MU'ı ortalama %31 oranında (%4-56 arasında) düşürmüştür (Pöll ve ark 2008). Bu gelişme, küçük kolimatörün hedef hacmin çevresine verilip yüksek doz konformalitesi ve dik doz eğimi sağlanmasıyla ve geniş kolimatörün de hedef hacmin merkezine odaklanmasıyla toplam mu ile tedavi ışını minimize etmesiyle sağlanmıştır.

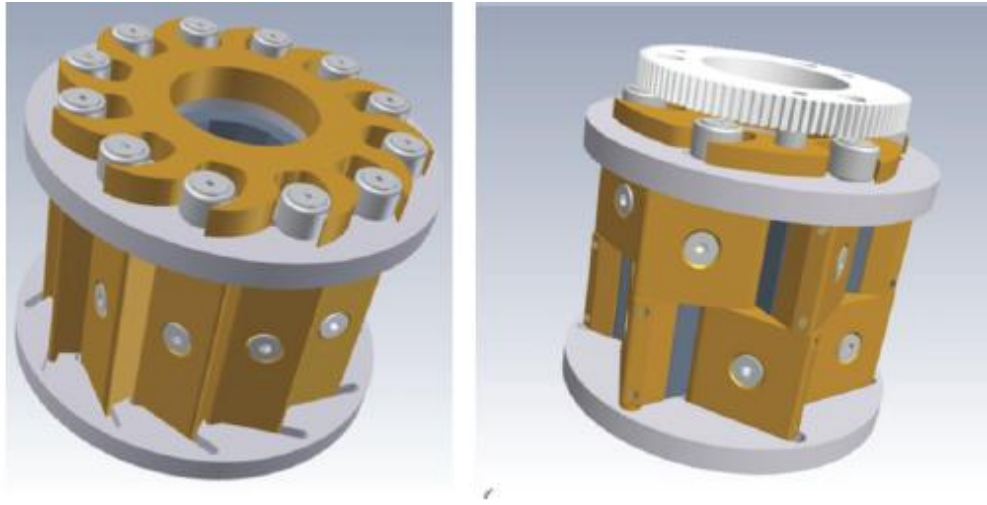
CyberKnife Sistemi ile birden fazla sabit kolimatör kullanılarak yapılan tedavilerde, robot, hastanın etrafında otomatik olarak birden fazla çapraz geçiş yapar; çünkü her bir kolimatör için bir geçiş gerekir. İlk kolimatör ile hasta etrafındaki geçiş tamamlanınca, ikinci kolimatör otomatik olarak veya elle takılır. Aynı çapraz geçişleri ikinci ve üçüncü kolimatörler de sırasıyla tamamlar. İşlem ikinci ve üçüncü kolimatör için de uygulanmış olur. Böyle çoklu kolimatör kullanıldığında, robotun hasta etrafındaki geçiş sayısı artacaktır. Bu da kolimatörlerin değiştirilme süresi de dâhil olmak üzere, tedavi süresini otomatik olarak uzatacaktır. Bundan ötürü tedavi, sabit kolimatör kullanımını 3 ile sınırlandırmıştır.

2.2.2.1 Değişken Açıklıklı IRIS Kolimatörü ve Tasarımı

İris kolimatörün açıklığı (diyaframı), onikigen şeklinde bir diyafram oluşturan altıgen şekilli iki tungsten segment kümesinin üstüste oturtulmasıyla elde edilir. İris, bilgisayar kontrolü ile çapı değişebilen bir kolimatör sistemidir, bu sayede her bir linak konumunda birden fazla sayıda ve boyutta ışın uygulayabilir. İris de sabit kolimatörlerle aynı alan büyüklüklerine sahiptir; 5mm, 7,5mm, 10mm, 12,5mm, 15mm, 20mm, 25mm, 30mm, 35mm, 40mm, 50mm ve 60mm.

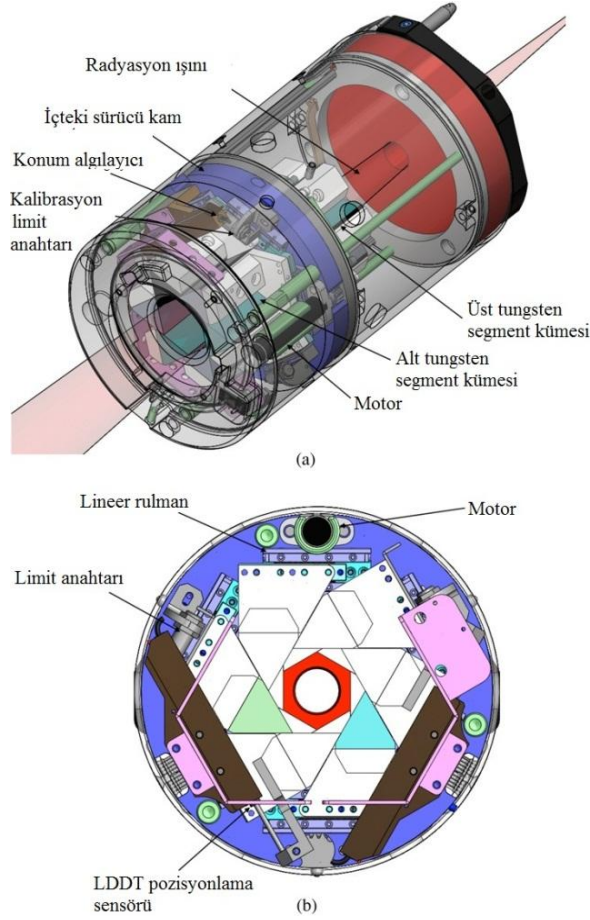
İris, ışının çevresinin düz yüzlerinin yarısına üst altıgen şekilli küme, diğer yarısına da alt altıgen şekilli küme formunu kazandırır. Işının şekillenmesinin bir sonucu olarak, onikigenin herhangi bir kenarındaki radyal ışın profilinin gölgesi, diğer altıgen şeklindeki küme tarafından oluşturulan iki komşu kenarda olduğundan farklı olacaktır. Şekil 2-9'da 12 kenarlı iris kolimatörü gösterilmiştir.

İris kolimatörün içerdği üstüste iki ayrı altıgen tungsten segment, bir arada oniki kenarlı düzgün onikigen oluşturur. İris kolimatörün iki tungsten segment kümesinden yapılmış olması tasarım hedefleri açısından önemli avantajlar sunmasına olanak sağlamıştır. Bunlardan en önemlisi; kolimatör segmentleri arasındaki sızıntının sınırlandırılabilir olmasıdır; çünkü iki segment küme birbirine göre 30^0 döndürülebilir durumdadır.



Şekil 2-9: İlk, tek ve çift kümeli 12 kenarlı kolimatör konsepti.

Her segment, segmentin hareketini zorlayıcı silindir bir lineer rulmana bağlıdır. Lineer rulmanlar sayesinde kolimatör açılıp kapanırken segmentler hareket etmezler, bunun yerine segmentler ışın demetinin içine ve dışına çevrilir. Üst segmentte düzeneği germek için kapalı yönde çekiş sistemindeki boşlukları en aza indirmek amacıyla yaylar kullanılır. İris kolimatörün merkezinde bir plaka vardır (kam plaka). Bu plaka, segment düzeneğine iliştirilmiş olan silindir rulmanları bir arada tutar. Her bir rulmanda birer tane olmak üzere plaka, toplam 12 tane deliğe sahiptir. Kam plaka silindir rulmanlar sayesinde lineer rulmanlar boyunca tek bir motor ile döndürülebilir. Silindir rulmanın delikteki radyal konumu, alt bölümün üst bölüme açılma oranını ayarlamak için kullanılır. Bu oran, üst bölüm diyaframının, alt bölümünün %80'i kadar açılmasını ayarlar. Şekil 2-10'da iris kolimatörün mekanik bileşenleri şematik olarak gösterilmiştir.



Şekil 2-10: İris kolimatörün mekanik bileşenlerinin şematik gösterimi (a) Cihazın dış görünüşü. (b) İki kolimatör segmenti arasındaki boşluğun bir diğer segment tarafından nasıl kapsanmış olduğunu gösteriyor ki bu da radyasyon sızıntısını en aza indirir.

İris kolimatörün açıklığı (diyaframı), lineer değişken diferansiyel transformatör (LDDT) dönüştürücü ile ölçülür. LDDT dönüştürücüler, yüksek doğruluk, tekrarlanabilirlik, radyasyon toleransı, elektriksel gürültüye düşük duyarlılık ve mekaniksel olarak düşük aşınma gibi özelliklerinden dolayı seçilmiştir. Tamamen açık veya tamamen kapalı olmak üzere iki tane hassas limit anahtarı vardır. Bu anahtarlar segmentlerin iki ucunun hareketini kontrol etmek için kullanılır. Ayrıca, diyafram boyutunu kalibre etmek ve bu kalibre edilmiş boyutun zaman içinde korumasını sağlamak da bu anahtarlar sayesinde olur. Diyafram kalibrasyonu boyunca her segment anahtarların iki ucuna yerleştirilir ve LDDT dönüştürücülerin değerleri okunur. Her bir tedavi fraksiyonundan önce, iris kolimatörü, diyaframın son limitlerine kadar getirilir ve LDDT değerleri okunup diyafram kalibrasyon sırasında kaydedilen değerler ile

karşılaştırılır. Tedavi, ancak ve ancak kaydedilen değerler 0,1mm içinde ise başlayabilir. Diyaframın kalibrasyonu, her tedavi için kalite güvence kontrolü sağlar. Buna ek olarak, iki LDDT değeri de sürekli olarak tedavi esnasında izlenmektedir. Bu değerlerin de istenen açıklığa uygun ve 0,1mm tolerans içinde olması gerekmektedir. Aksi takdirde tedavi kesilir.

İris kolimatörün distal yüzünün (yani alt bölümün alt yüzü) x-ışını hedefine olan uzaklığı ile sabit kolimatörün uzaklığı aynıdır, 400mm. Dış ölçülerinde ise farklılıklar görülmektedir; iris kolimatörünki sabit kolimatörünkinden daha büyüktür. Her iki kolimatör türü, ek güvenlik önlemi olarak kontakt sensörler ile donatılmıştır.

İris kolimatörün toplam donanımı - değişim mekanizması, koruyucu disk dâhil olmak üzere – 21,5 kg, sabit kolimatörün toplam donanımı ise 14,2-14,6 kg'dır (18).

Xchange robotik kolimatör değiştirici, gerek tedaviden önce gerekse tedavi sırasında tedavi manipülatörü üzerindeki kolimatörleri otomatik olarak değiştirme amacıyla kullanılan bilgisayar kontrollü bir sistemdir. Xchange Sistemi standart değiştirilebilir sabit kolimatörleri ve iris kolimatörünü destekler.

İris kolimatörün kurulması ve kaldırılması için Xchange Sistemi gereklidir. X ışını başlığında sabit bir kolimatör zaten varsa, Xchange Sistemi onu otomatik olarak kaldırır ve iris kolimatörünü kurmadan önce ikincil yuvayı çıkarır.

CyberKnife sisteminin yalnızca değiştirilebilir sabit kolimatörler mi içerdiğine yoksa hem sabit kolimatörler hem de iris kolimatör mü içerdiğine bağlı olarak Xchange kolimatör masasının iki modeli bulunmaktadır. Şekil 2-11 Xchange kolimatör masalarının modellerini göstermektedir. (14, 15).



model A



model B

Şekil 2-11: Xchange kolimatör masaları

İris kolimatörün amacı; tedavi boyunca tek bir geçiş esnasında birden fazla dairesel alan boyutu kullanabilmektir. İris kolimatörün tasarım hedefleri aşağıda özetlenmiştir.

1. Her bir açıklık için radyasyon alanı etkili bir şekilde dairesel olmalıdır.
2. Alan boyut aralıkları sabit kolimatörlerin alan boyutlarıyla tam olarak uyuşmalıdır. (5 – 60mm)
3. Cihaz üzerindeki radyasyon geçirgenliği, sabit kolimatörünkinden daha fazla olmamalıdır.
4. Penumbra, sabit kolimatörünkinden daha fazla olmamalıdır.
5. Alan büyüklükleri doğru tanımlanmalı ve tekrarlanabilir olmalıdır.
6. Cihaz güvenilir olmalıdır.
7. Cihaz, hasta etrafındaki çalışma alanını azaltmamalıdır.
8. Cihazdaki sabit kolimatörler değiştirilebilir olmalıdır, böylece kullanıcı tarafından rahatlıkla seçilebilir. Kolimatör seçimi (iris ya da sabit kolimatör) tedavi planlama sırasında yapılır.

Diyaframın aralığı tamamen kapalı iken 0,25mm tamamen açıldığında ise 68 mm kadar gelebilmektedir. İris kolimatörü sayesinde tedavi büyük oranda hız kazanmaktadır. İris kolimatörü ile yapılan tedavilere bakıldığında, çoklu alan boyutlarının kullanılması robotun hasta etrafındaki geçiş sayısını ve tedavi süresini artırmayacaktır. Ayrıca tedavi için kullanılacak olan kolimatör sayısının üst sınırını üç olarak sınırlandırmaktan kurtaracaktır. Bütün bunlar, iris kolimatörün avantajlarından (18).

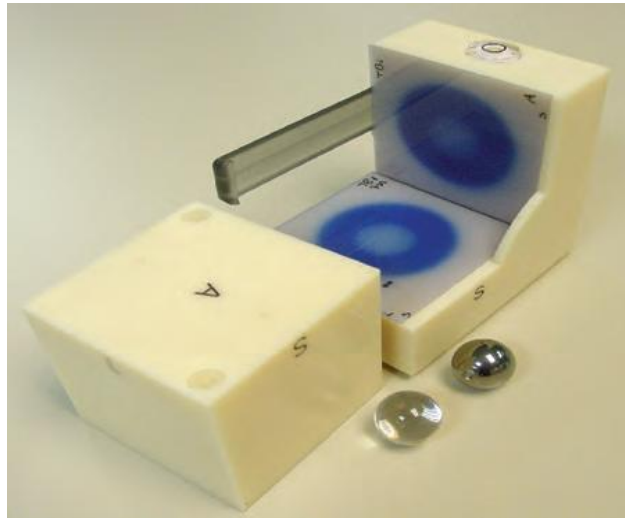
2.3 Genel doğruluk Testleri

Rutin olarak yapılması gereken iki çeşit doğruluk testi vardır: AQA (Automatic Quality Assurance) ve E2E (End-to-end) testleri.

2.3.1 AQA (Automatic Quality Assurance) Testi

Bu test, CyberKnife sisteminin izosantrik hedefleme doğruluğunu ölçen bir testtir. Gantry temelli SRC sistemlerindeki Winston-Lutz testine benzer, ancak test edilen iki ışın pozisyonu arasında mekanik bir bağlantı olmadığından daha dar bir uygulamaya sahiptir.

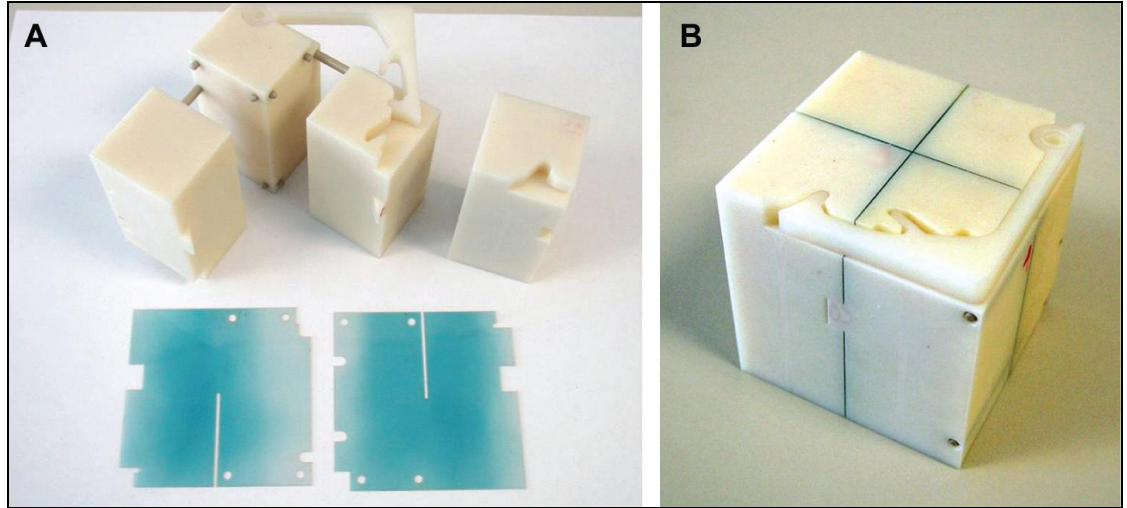
İlk işlem olarak, AQA fantomunun (Şekil 2-12) bilgisayarlı tomografisi çekilip planlama sistemine aktarılır. Anterior ve lateral ışınlar içermek üzere iki farklı plan oluşturulur. AQA fantomunun içinde bulunan metal kürenin gölgesi tarafından oluşturulan ortak merkezli dairelerin merkezlerine göre konumları, AP ya da lateral yönde doğruluğu belirlemek için kullanılır. Sapma oranı, kalibrasyon sırasında ayarlanmış olan değerlerden en fazla 1mm farklı olmalıdır. AQA fantomu ile pozisyon doğrulama testleri günlük olarak yapılmalıdır.



Şekil 2-12: QA fantomu

2.3.2 E2E (end-to end) Testi

E2E test fantomu “ballcube” adı verilen bir küre içerir ve içine bir çift ortagonal gafkromik film konur (şekil 2-13). Bu film ile total sistem hatası (TSE, total system error) kontrol edilir. TSE, filmle ölçülen doz dağılımının merkezinin koordinatları ile hedefin geometrik merkezinin koordinatları arasındaki yer değişim miktarıdır.



Şekil 2-13: (A) CyberKnife TSE ölçümlerinde kullanılan ballcube II ve gafkromik filmler. (B) Gafkromik filmin ballcube II segmentlerine yerleştirilmiş şekli

E2E test fantomunun bilgisayarlı tomografisi çekilip planlama sistemine aktarıldıktan sonra merkezdeki küre konturlanır. %70'lik izodoz hattı küreyi kapsayacak şekilde, izosantrik plan yapılır. %70'lik izodoz hattının merkezi ile hedefin geometrik merkezi karşılaştırılır. TSE, statik tedaviler için 0,95 mm'yi, hareket izlemeli tedaviler için ise 1,5 mm'yi geçmemelidir. İyi kalibre edilmiş bir CyberKnife sisteminin statik E2E testlerinin TSE 0,3-0,7 mm seviyelerindedir. Bu testin aylık olarak yapılması önerilmektedir.

E2E testi sadece mekanik doğruluk için kullanılır, ancak dozun doğruluğu da belirlenmelidir. Bundan dolayı ölçümlerde gafkromik filmlerin kullanılması önerilmektedir (13, 19).

2.4 Küçük Alan Dozimetrisi

Stereotaktik radyocerrahi, hedef doku miktarının nispeten küçük olması, radyasyonun çok daha az sayıdaki fraksiyonla verilmesi ve fraksiyon başına düşen dozun fazla olması ile diğer radyasyon tedavilerinden ayrılır. SRC'de radyasyon alan boyutlarının çapı 4cm'den daha küçüktür. Bu nedenle tedavi planlaması ve dozun iletim doğruluğu büyük önem taşımaktadır.

Dar foton ışınlarında absorblanan doz, fantomdaki ışının yarıçapı ve derinliğine bağlı olarak hızlı bir değişim gösterir. Bu durum, ikincil elektronların erişebileceği maksimum uzaklıktan daha küçük radyasyon alanlarındaki hem lateral hem de

uzunlamasına elektronik denge eksikliğinden kaynaklanmaktadır. SRC'deki elektronik dengesizliğin bulunduğu geniş alanlarda doğru bir dozimetre sağlayabilmek, konvansiyonel radyoterapiye göre çok daha zordur. Bu, dokunun heterojen olduğu alanlarda daha da çoktur. Heterojenite, ilk olarak beyinde, daha sonra da baş-boyun ve diğer organlarda da dikkate alınmaya başlandı. Gelişmeye başladıkça hava boşlukları, akciğer ve kemik için ayrı doz hesaplamalarına ihtiyaç duyuldu (7, 20, 21).

Yüksek enerjili fotonlar bir ortama girdiğinde foton-elektron etkileşimleri meydana gelir. Bu etkileşimlerin 4 ana tipi vardır; fotoelektrik olay, Compton saçılması, koherent saçılma ve çift oluşumdur. Bu etkileşimlerin sonucu gelen foton enerjisinin büyük bir kısmı elektrona transfer edilir. Daha sonra bu elektron harekete geçer ve ortamın atomlarını iyonize eder. Bunun sonucunda doz depolanır. Geniş foton alanlarında küçük bir dV hacmi içinde duran elektronların sayısı, aynı hacim içinde fotonlar tarafından harekete geçirilen elektronların sayısına eşittir. Bu "yükü parçacık dengesi" kavramıdır. Bu kavrama göre elektron akısı sabittir. Küçük alanlar için ise, alan boyutu genellikle ortamdaki elektron erişme mesafesinden daha küçüktür. Bu durumda çok küçük bir alanda lateral yönde hareket eden elektron büyük bir alanda aynı durumdaki elektronla kıyaslandığında büyük bir fark ortaya çıkar. Büyük alanda penumbra bölgesi hariç yükü parçacık dengesi söz konusudur. Küçük alanlarda ise çoğu elektron, foton-elektron etkileşimlerinin olmadığı foton alanı dışındaki noktalara ulaşabilecektir. Bu durumda elektron akısı merkezi eksenden uzaklaştıkça değişecektir. Burada lateral yönde yükü parçacık dengesi olmayacaktır. Eğer alanın yarı genişliği, suda ikincil elektronların erişme uzaklıklarından daha küçükse elektronik denge kaybından dolayı problemler ortaya çıkar. Standart dozimetride kullanılan dedektörler, küçük alanlara göre çoğunlukla büyük olurlar. Standart dedektörler, yüksek doz gradyanlarıyla karakterize edilmiş ve yükü parçacık dengesizliği sonucunda absorbe doz değerini doğru olarak ölçemez. Bu nedenle daha küçük hacimli iyon odalarının kullanılması gereklidir. Genellikle, diamond dedektör, diyot dedektör ve pin point iyon odası gibi küçük hacme sahip iyon odaları kullanılır.

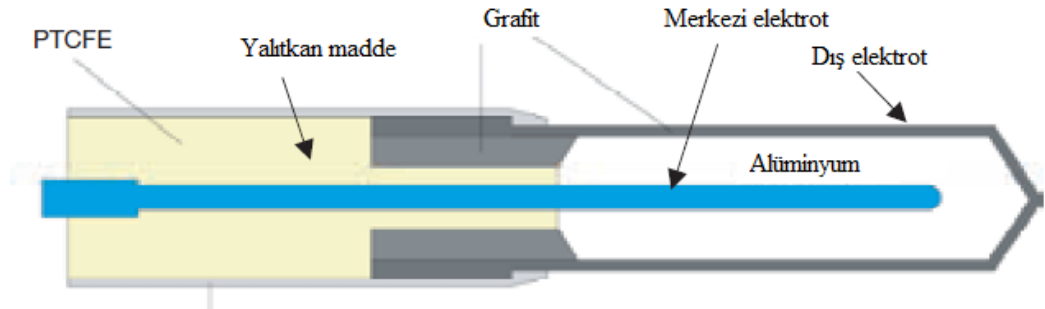
Lateral elektronik dengesizlik ve dik doz gradyanı, yüksek çözünürlüklü ölçüm teknikleri ve doğru doz hesaplama algoritmaları kullanılmasını gerektiren büyük alanlar içerir. İdeal bir dozimetrenin uzaysal çözünürlüğü iyi olmalıdır, ayrıca tekrarlanabilirlik, enerji ve doz hızından bağımsızlık gibi özelliklere de sahip olmalıdır (22, 23, 24).

2.5 Doz Ölçüm Yöntemleri

2.5.1 İyon Odaları

İyon odaları, radyoterapi ve radyolojide nokta doz ölçümlerinde kullanılan doz ölçüm araçlarıdır (şekil 2-14). Özelliklerine bağlı olarak farklı tip ve ölçülere sahip olup genel olarak aşağıdaki özelliklere sahiptirler.

- Bir iyon odası temel olarak toplayıcı bir merkezi elektrot ve çevresinde iletici bir dış elektrotu bulunan içi gaz dolu bir boşluktur. Dış duvarı ve merkezi elektrot akım sızıntısını engellemek için iyi bir şekilde izole edilmiştir.
- Dıştaki koruyucu elektrot iyon odasının sızıntısını engellemeyi sağlar. Koruyucu elektrot sızıntı akımı toplayıp topraklanmasını sağlar.
- İyon odası volümündeki hava kütlesinin değişimini hesaba katmak için ölçümlerde ortamın basınç ve sıcaklığına göre düzeltmeler yapılmalıdır.



Şekil 2-14: Silindirik farmer tipi iyon odası

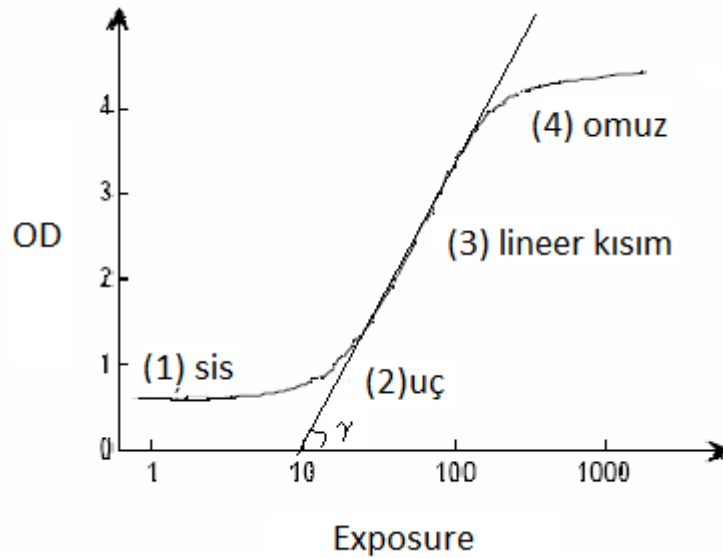
2.5.2 Film Dozimetrisi

2.5.2.1 Radyografik Film

Radyografik film, diagnostik radyoloji, radyoterapi ve radyasyondan korunma gibi birçok önemli işlevleri gerçekleştirmede kullanılabilir. Film, radyasyon dedektörü, dozimetre, görüntüleme cihazı ve bir arşiv aracı olarak hizmet verebilir. Emülsiyon tabakasında jelatin içinde dağılmış çok sayıda küçük, üçgen şeklinde AgBr kristalleri vardır.

- AgBr iyonizasyon kristalleri, radyasyon etkileşiminin bir sonucu olarak, filmde gizli bir görüntü oluşturur. Bu görüntü sadece (filmin kararması) ve işleme sonrasında görünür bir hal alır ve kalıcı hale gelir.
- Işın geçirgenliği, filmin opaklığının bir fonksiyonudur ve dansitometre denilen cihazla optik yoğunluk (OD) açısından ölçülür.
- Optik yoğunluk (OD) dozun bir fonksiyonudur, $OD = \log I_0/I$ olarak tanımlanır. I_0 filme gelen ışın şiddeti, I ise filmin geçirdiği ışın şiddetidir.
- Filmin uygun doz aralığı sınırlıdır ve düşük enerjili fotonlar için enerji bağımlılığı sözkonusudur.

İdeal olarak doz ve optik yoğunluk arasındaki ilişkinin lineer olması gerekir ancak bazı durumlarda bu, doğru orantı sağlanamaz. Bu durum bazı emülsiyonların lineer, bazılarının belirli bir doz sınırından sonra supralineer, bazılarının ise lineer olmamasından kaynaklanır. Optik yoğunluk (OD) eğrisi sensitometrik eğri olarak da bilinir. İlk olarak Hurter ve Driffield tarafından çalışıldığı için H&D eğrisi olarak da adlandırılmaktadır.



Şekil 2-15: Radyografik film için tipik OD eğrisi

Tipik bir H&D eğrisi Şekil 2-15'te gösterilmektedir. Şekilde de görüldüğü gibi eğri dört bölgeye sahiptir. (1) sis, çok düşük veya sıfır ışınlamada; (2) uç; (3) orta ışınlamalarda lineer bölge; (4) omuz bölgesi de yüksek ışınlamalardaki satürasyonu gösterir. Lineer bölge en ideal ölçüm şartlarını gösterir.

Optik yoğunluk sadece doza bağılı değildir. Radyasyonun enerjisi, yönü ve banyo sıcaklığı da önemlidir. Filmin radyasyona karşı cevabındaki en önemli parametreler; filmin gamması ve hızıdır. H&D eğrisinin lineer kısmına teğet olan çizginin eğimi filmin gamması olarak adlandırılmakta olup filmin duyarlılığını gösterir.

2.5.2.2 Gafkromik Film

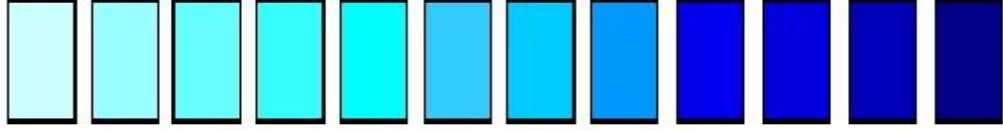
Diğer adı radyokromik olan bu filmler ilk olarak YART için tasarlanmıştır. Filmin atom numarası 6,98'dir. Yanıtı, megavoltaj ve kilovoltaj aralığında fotonun enerjisinden bağımsızdır. Bu özellikleriyle beraber yüksek uzaysal çözünürlüğü ve kendini geliştirme özellikleri de dâhil olmak üzere EBT gafkromik film, küçük alan foton dozimetrisi için ideal bir seçimdir.

Gafkromik film, renksiz olmakla beraber neredeyse doku eşdeğeridir ve radyasyona maruz kaldığında mavi bir renk alır. Bileşimi % 9,0 hidrojen, % 60,6 karbon, % 11,2 azot ve % 19,2 oksijendir.

Filmin iyonize radyasyonla ısınlanmasıyla birlikte içindeki monomer kristaller polimerleşmeye başlayıp filmin mavi renk almasına sebep olurlar. Polimerleşen ışık emilir. Filmden geçen ışık iletimi, bir densitometre ile ölçülebilir. Herhangi bir sabitleyiciye ihtiyaç duymaması kullanıcıya kolaylık sağlar. Gafkromik film çok yüksek bir çözünürlüğe sahiptir ve dozimetri için yüksek doz değişimi olan alanlarında kullanılabilir (stereotaktik radyocerrahi alanları ve brakiterapi kaynaklarının çevresinde doz dağılımının ölçümü gibi). Ayrıca gafkromik filmler, yüksek dozlardaki radyasyonun doz haritasının çıkarılması, derin doz karakteristiklerinin elde edilmesi, YART tedavi planlarının doğrulanması, MLC kalite kontrolü, penumbra değerlendirmeleri, yüzey dozu ve build-up bölgesi doz ölçümlerinde de kullanılmaktadır.

Gafkromik filmlerin, radyografik filmlere nazaran birkaç avantajı vardır. Kullanım kolaylığı ilk örnek olarak verilebilir. Karanlık oda kullanımı ile film kasetlerine ihtiyaç duymaz, doz hızından ve doz fraksiyonasyonundan bağımsızdır, ortam koşullarına duyarsızdır ve daha iyi enerji özelliklerine sahiptir (25 kV ve daha az düşük enerjili X ışını hariç). Densitometre, tarayıcı ya da spektrofotometre ile ölçülebilirler, istenilen boyutta, herhangi bir şekilde kesilip kullanılabilirler. Gafkromik filmlerde ısınlanmadan sonra solma gözlenir bu nedenle filmin kararlı bir hale gelmesi

için ışınlama ile okuma arası 24 saat beklenmesi önerilir. Farklı sürelerle ışınlanmış olan gafkromik film şematik olarak şekil 2-16’da gösterilmiştir (11, 25).



şekil 2-16: Farklı sürelerle ışınlanmış olan gafkromik filmin şematik gösterimi

3 GEREÇ VE YÖNTEM

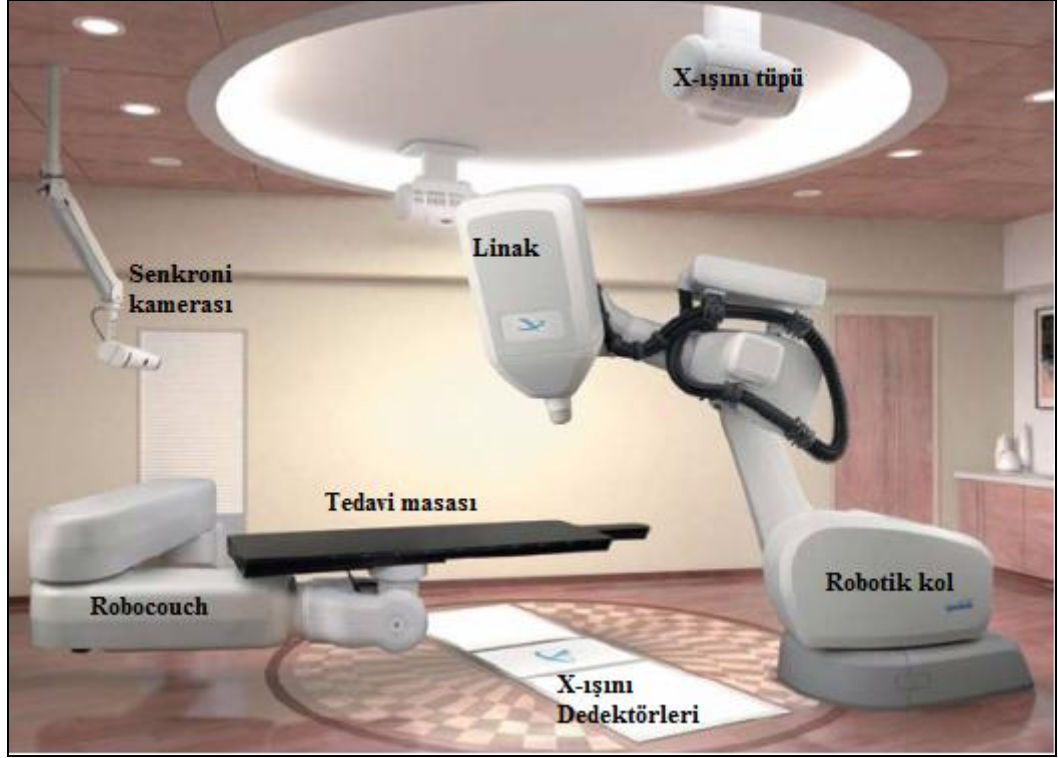
3.1 Araç ve Gereçler

- Accuray CyberKnife Robotik Radyocerrahi cihazı (6 MV)
- Kafa fantomu+Ball cube II film kaseti
- RW3 katı su fantomu
- PTW 30013 0,6 cm³ farmer iyon odası
- PTW 30010 0,125 cm³ semiflex iyon odası
- PTW 31014 0,015 cm³ pin-point iyon odası
- PTW 60003 Diamond dedektör
- PTW 60017 Diyot dedektör
- EBT3 Gafkromik film
- Epson Expression 10000 XL scanner
- Wellhöfer Dose 1 Elektrometre

3.1.1 Accuray CyberKnife Robotik Radyocerrahi Cihazı (6 MV)

CyberKnife robotik radyocerrahi sistemi, Stanford üniversitesi ile Accuray, Inc. ortak projesi olarak konvansiyonel radyocerrahinin getirdiği sınırlamaların üstesinden gelebilmek amacıyla geliştirilmiştir. CyberKnife ile görüntü kılavuzluğunda tedavi yapılır. Tedavi esnasında görüntü alabilmek için, iki adet kilovoltaj X-ışını tüpü tavana monte edilmiştir ve zeminde 45⁰ açıyla gelen ışınları dedekte edebilen 40x40 cm² boyutlarında amorf silikon yapılar mevcuttur. Anlık görüntü alınarak hastanın pozisyonu kontrol edilir. Robotik masa hastanın pozisyonlanmasında kolaylık sağlar.

Sistemdeki nominal 6 MV X-ışını verebilen mini lineer hızlandırıcı, altı eksen hareket serbestliğine sahip ticari ismi KUKA olan robotik manipülatöre monte edilmiştir. Robotik manipülatör 1200 adede kadar tedavi konumu ile 65–100 cm arasında bir kaynak–eksen uzaklığı (SAD) sağlar. 0,2 mm tekrarlanabilirliğe ve 4,0 m x 4,9 m çalışma hacmine sahiptir. X-bandında (9,5 GHz), çalışan doğrusal hızlandırıcının doz hızı 800 MU/dak’dır. Kliniğimizdeki CyberKnife cihazında RoboCouch hasta konumlandırma sistemi mevcuttur. Bilgisayar kontrollü olan RoboCouch sayesinde tedavi masası 3 doğrusal ve 3 rotasyonel hareket yapabilmektedir (Şekil 3-1).



Şekil 3-1: CyberKnife Robotik Radyocerrahi Cihazı

CyberKnife Robotik radyocerrahi sistemindeki izleme yöntemleri kısaca şöyle özetlenebilir;

- 6D Kafatası izleme yöntemi
- X-Sight Omurga izleme Yöntemi
- Altın Sid (fidüsel) İzleme Yöntemi
- X-Sight Akciğer izleme Yöntemi
- Eş Zamanlı Solunum İzleme Yöntemi

3.1.2 Kafa fantomu+Ball cube II Fantomu

İnsan baş-boyun boyutlarında olan CyberKnife baş-boyun kafa fantomu, içindeki kemik yapılar ve boşluklarla gerçek insan yapısındadır. E2E QA fantomunun içine konulduğu derinliği ve eni 6,4 cm, boyu 9 cm olan boşluk bulunmaktadır. Şekil 3-2’de kafa fantomu ve ballcube II fantomu gösterilmektedir.

Ball cube fantomu, Robotik Kollu CyberKnife Radyocerrahi Sistemi’nin E2E testlerinde kullanıma uygun olan bir fantomdur. CyberKnife kalite kontrol testlerinde

kullanılan ve CyberKnife için özel olarak geliştirilen Antropomorfik Kafa fantomu ve Senkroni fantomuyla yerleştirilerek kullanılır. Fantomun içine CyberKnife E2E testlerinde kullanılmak üzere özel olarak üretilmiş filmler yerleştirilebilir. Fantom, fidüsel E2E testi için gerekli olan altın işaretleyicileri içinde barındırır.



Şekil 3-2: Kafa fantomu ve Ball cube II fantomu

3.1.3 RW3 Katı Su Fantomu

Suya eşdeğer olan RW3 katı su fantomu 1, 2, 5 ve 10 mm kalınlıkta ve 40x40 cm² plakalar halinde üretilmiştir. 10 mm' lik fantomlardan bir tanesi paralel plak iyon odası bir tanesi de silindirik iyon odasının fantom içine rahatlıkla yerleşebileceği şekilde imal edilmiştir.

RW3 katı su fantomu, su eşdeğeri beyaz polistrenden üretilir, içeriğinde %2 TiO bulunur. 1,045 g/cm³ madde ve 3,43x10²³ é/cm³ elektron yoğunluğuna sahiptir. Şekil 3-3 RW3 katı su fantomunu göstermektedir (26).

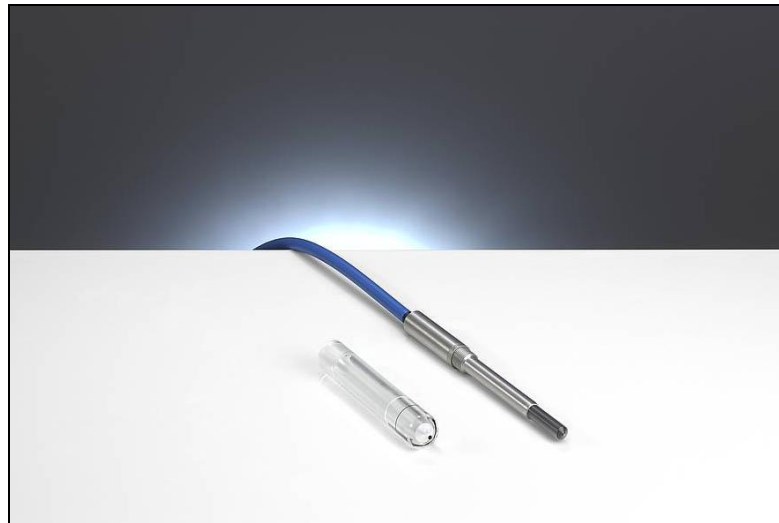


Şekil 3-3: RW3 katı su fantomu

3.1.4 PTW 30013 0,6 cm³ Farmer İyon Odası

PTW 30013 iyon odası radyasyon tedavisinde foton ve elektron dozimetrisi için mutlak doz ölçümlerinde kullanılan standart iyon odalarındandır. Su geçirmez yapıya sahiptir.

Bu iyon odasının hacmi 0,6 cm³ 'tür ve duyarlı hacminin duvar malzemesi 0,335 mm PMMA, 0,09 mm grafit olup merkezi elektrotu alüminyumdan yapılmıştır. Nominal oda voltajı 400V tur. Duyarlı hacminin çapı 3,05 mm ve uzunluğu 23mm'dir. 5x5 - 40x40 cm alanlarda 30keV ile 50MV enerji aralığında yapılan ölçümler için idealdir. Şekil 3-4'te PTW 30013 0,6 cm³ iyon odası gösterilmektedir (26).



Şekil 3-4: PTW 30013 0,6 cm³ farmer iyon odası

3.1.5 PTW 31010 0,125 cm³ Semiflex İyon Odası

PTW 31010 model Semiflex iyon odaları su geçirmez yapıdadırlar. Genellikle su fantomunda rölatif ölçümler için kullanılırlar. Kullanıldıkları nominal enerji aralıkları fotonlarda 30 kV ile 50 MV, elektronlarda ise 6 MeV ile 50 MeV aralığındadır.

Duvar materyali koruyucu akrilik ile örtülü grafittir. Silindirik olarak dizayn edilen semiflex iyon odalarının 0,3 cm³ ve 0,125 cm³ olmak üzere iki ayrı hacimli çeşidi mevcuttur. Bu tez çalışmasında 0,125 cm³ hacimli iyon odası kullanılmıştır. İyon odasının iç çapı 5,5 mm'dir. Duvar materyali 0,55 mm kalınlığında PMMA ve 0,15 mm grafitten meydana gelmektedir. Şekil 3-5'te PTW 30013 0,125 cm³ iyon odası gösterilmektedir (26).



Şekil 3-5: PTW 31010 0,125 cm³ semiflex iyon odası

3.1.6 PTW 31014 0,015 cm³ Pin-point İyon Odası

Pin point tipi iyon odaları yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) ve stereotaktik demetlerde karşılaşıldığı gibi küçük alanlarda doz ölçümleri için kullanılan dedektörlerdir. Bağıl doz dağılımları, iyon odalarının oda eksenine dik hareket ettiğinde, çok yüksek uzaysal çözünürlük ile ölçülebilir.

Detektörün küçük boyutlu duyarlı hacmi 0,015 cm³ ve dedektör çapı 2 mm'dir. Pin point iyon odalarının duyarlı hacminin duvar malzemesi 0,57 mm PMMA ve 0,09 mm grafit olup duyarlı hacmin yarıçapı 1 mm ve uzunluğu 5 mm'dir. Alüminyum malzemeden yapılmış orta elektrotunun çapı ise 0,3 mm'dir. Co60-50MV foton

enerjilerinde ve 10-45 MeV elektron demetlerinde 2x2-30x30 cm alan boyutlarında ölçümler için kullanılmaktadır. Şekil 3-6'da PTW 30013 0,015 cm³ iyon odası gösterilmektedir (26).



Şekil 3-6: PTW 30013 0,015 cm³ Pin-point iyon odası

3.1.7 PTW 60003 Diamond Dedektör

Diamond dedektörler, özellikle küçük alan dozimetrisinde kullanılan, faydalı ölçüm sistemleridir. Diamond dedektör, doğal olarak büyütülmüş elmas kristalin kare bir tabaka olacak şekilde kesilmesiyle elde edilmektedir. Sinyal-gürültü oranı avantajı olan dedektör, yüksek enerjili foton ve elektron demetlerinde doz dağılımı ölçümleri için tasarlanmıştır. Küçük duyarlı hacminden dolayı (1 – 6 mm³) dedektör, YART, stereotaktik demetler, brakiterapi ve su fantomu taramalarında kullanılır. Diamond dedektör mükemmel uzaysal çözünürlüğe sahiptir ve açısal bağımlılığı neredeyse yoktur. Radyasyon hasarlarına yüksek direnç ile karşılık verir. Bir diamond dedektörün cevabı absorbe doz hızı ile doğru orantılıdır. Şekil 3-7'de PTW 60003 diamond dedektör gösterilmektedir (26).

Çalışmada kullanılan diamond dedektör 1,15 mm su eşdeğeri malzemeden yapılmış pencere kalınlığına ve 7,3 mm dış çapa sahiptir. Detektörün duyarlı alanı 3–12 mm² ve duyarlı alan kalınlığı 0,1–0,4 mm'dir. Diamond dedektörlerin çalışma voltajı +100V olup 80keV - 20MV foton ve 4–20 MeV elektron enerjilerindeki ölçümler için

uygundur. Ayrıca yükleri toplama zamanı 10 ns'nin altında ve sızdırma akımı 5 pA'den daha küçüktür.



Şekil 3-7: PTW 60003 diamond dedektör

3.1.8 PTW 60017 Diyot Dedektör

Diyot dedektörler, YART ve stereotaktik demetlerde olduğu gibi küçük foton alanlarında doz ölçümleri için ideal bir ölçüm sistemidir. Dedektörün mükemmel uzaysal çözünürlüğü ile çok kesin bir şekilde küçük alanların penumbra bölgesinde bile demet profillerinin ölçümü alınabilmektedir. Yüksek enerji cevabı ile 40x40 cm² alan boyutlarına kadar, alan boyutundan bağımsız olarak %DD ölçümleri doğru bir şekilde alınabilmektedir. Şekil 3-8'de PTW 60017 diyot dedektörü gösterilmektedir (27).



Şekil 3-8: PTW 60017 diyot dedektör

3.1.9 EBT3 Gafkromik film

EBT3 gafkromik film, EBT2'nin biraz daha geliştirilmiş şeklidir. İki film arasındaki aktif tabaka aynı olmakla beraber, EBT3'te özel polyester tabaka vardır. Bu tabakalar yatık tarayıcılar kullanılarak elde edilen görüntülerde Newton halkalarının arayüzü desen oluşumunu engeller. Ayrıca EBT3 filminin simetrik yapısı ve tarayıcı üzerine yerleştirilme şeklinin karışık olmaması, filmi EBT2'den daha üstün kılar. EBT3 filmi 8x10 inç ve 14x17 inç olarak iki ayrı boyuta sahiptir.

EBT3 filmi, eksternal radyoterapide, radyocerrahide ve brakiterapide kullanılabilir. Işınlamadan sonra banyo gereksinimi yoktur. Banyo gereksinimi göstermemesi film dozimetrisindeki belirsizliklerden birini elimine eder.

Filmin önemli özellikleri şunlardır;

- Doz aralığı ; kırmızı renk kanalında 10 Gy'e kadar, yeşil renk kanalında ise 40 Gy'den fazladır.
- Aktif katmanı sarı boya içerir, bu da çok kanallı dozimetri sağlar ve ışık hassasiyetini azaltır.
- Düşük enerji bağımlılığı vardır ve doku eşdeğeri sayılır.
- Özel polyester kaplamaya sahiptir, bu da Newton halkalarının arayüzü desen oluşumunu engeller.
- Uzaysal çözünürlüğü yüksektir.
- Suyu dayanıklıdır, su fantomunda da kullanılabilir.

Film, aktif bileşen içeren bir tek aktif tabakadan, normal olarak 27 µm kalınlıktadır, işaretleyici boyadan, stabilizatörlerden ve çok düşük enerji bağımlılığı gösteren diğer katkı maddelerinden oluşur. Aktif tabaka, 120µm'lik iki saydam polyester substratın arasındadır. Aktif tabaka, 120µm'lik iki saydam polyester substratın arasındadır. EBT3'ün şematik görünümü şekil 3-9'da gösterilmektedir.

EBT3 simetrik yapıya sahiptir ve bu da bazı avantajları beraberinde getirir. Mesela filmin her iki yüzü de taranabilir. EBT3'te kullanılan polyester, mikroskopik silika partikülleri içeren özel bir yüzeye sahiptir. Bu partiküller, filmin yüzeyi ve tarayıcının cam penceresi arasında boşluk olmasını sağlar. Bu boşluk, görünür ışığın

dalga boyunun hemen hemen on katı olduğundan Newton halkaları desen oluşumu önlenmiş olur (28).



Şekil 3-9: Gafkromik EBT3 filmin şematik görünümü

3.1.10 Epson Expression 10000 XL Scanner

Epson Expression 10000 XL (Epson America, Long Beach, CA, USA), yüksek çözünürlük, yüksek tarama hızı ve gelişmiş ağ özelliklerini sunan profesyonel bir düz yatak film tarayıcısıdır (Şekil 3-10). 2400 dpi çözünürlüğü ve 3,8 DMax yüksek optik yoğunluğu ile A3+ boyutuna kadar tarama alanı sunar. Maksimum tarama çözünürlüğü, 12800 dpi x 12800 dpi; renk derinliği, 48 bit'tir. Işık kaynağı Xenon gaz floresan lambadır. Çalışma sıcaklığı 5°C ile 35°C arasındadır. Saklama sıcaklığı ise -25°C ile 60°C aralığındadır. Kullanımı kolay olan Epson tarayıcıda hem otomatik hem profesyonel çalışma modları bulunmaktadır (29).



Şekil 3-10: Epson Expression 10000XL film tarayıcı

3.1.11 Wellhöfer Dose 1 Elektrometre

X-ışını ve elektron ışını dozimetrisinde doz ve doz hızının ölçülmesinde kullanılan yüksek doğruluklu dozimetredir. Doz, doz hızı, ortalama doz hızı, MU başına doz, akım ve yük ekranda görülebilir. Yaklaşık 40 adet iyon odası ve diyetun kalibrasyon faktörleri, fiziksel, geometrik parametreleri depolanabilir. $\pm 500V$ bias voltajında çalışma imkânı vardır. Şekil 3-11’de elektrometre gösterilmektedir.



Şekil 3-11: Wellhöfer dose 1 elektrometre

3.2 Yöntem

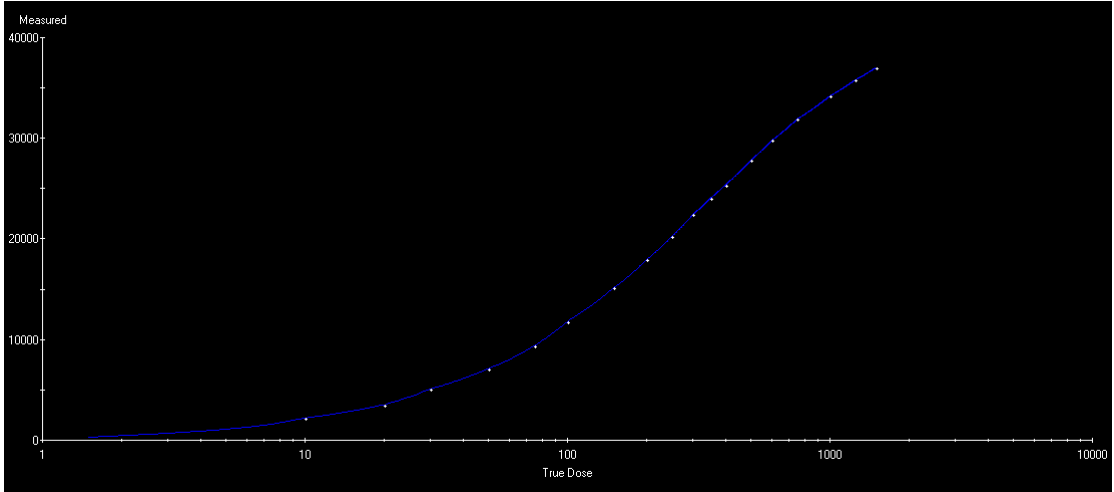
SRC’de kullanılan küçük alan foton demetlerinin dozimetrik ölçümleri, yanal elektronik dengesizlik ve hızlı doz gradyentlerinin varlığından dolayı zorlaşmaktadır. Bundan dolayı, bu tez çalışmasında EBT3 gafkromik film, farmer, semiflex, pin point iyon odaları, diyot dedektör ve diamond dedektörü ile iris kolimatörün doz verimi ölçümleri, EBT3 film ile ışın demeti özellikleri; derin doz yüzdesi (%DD), radyal doz dağılımları, penumbrası araştırılmıştır.

Cihazın doz verimi kontrolleri günlük, toplam hedefleme belirsizliği testi olan E2E, ballcube II fantomunda haftalık olarak yapılmıştır. Günlük olarak yapılan doz verimi ölçümlerinde 200 MU için ortalama $200,06 \pm 0,82$ cGy, robotun toplam hedefleme belirsizliği 0,6 mm’den az bulundu.

3.2.1 Film Kalibrasyonu

Çalışmada kullanılan EBT3 Gafkromik film (Lot #: A03051204), 2×2 cm² parçalara bölünüp RW3 katı su fantomunda, 10×10 cm² alanın merkezine ve ışınlama eksenine dik olacak şekilde 5 cm (SSD=95) derinliğe yerleştirildi. Gantry 0°’de 10 cGy ile 1500cGy arasındaki dozlarla ışınladı. Bir tane film background (ışınlanmamış filmin sisi) için ayrıldı.

İşinlanan filmlerin maksimum doyuma ulaşması için filmler 1 gün bekletildi. Daha sonra filmler Epson 10000 XL film tarayıcısında tarandı. Taranan filmler, ImageJ film programında kırmızı, mavi ve yeşil renklere ayrıldı. Gafkromik filmlerde en büyük kontrast farkı kırmızı renkte görüldüğünden film kalibrasyonu için kırmızı renkteki görüntüler kullanıldı. Görüntüler Tiff formatında kaydedildi. PTW Mephysto mc² Film Cal programı ile filmlerin merkezindeki optik geçirgenlikler piksel cinsinden belirlendi. Bu değerlerden background için ayrılmış filmin geçirgenliği (sis) çıkartılarak filmlerin net geçirgenlikleri bulundu. Piksel değerleri ile verilen dozlar (cGy) arasında bir kalibrasyon eğrisi çizildi. Bu eğri, okunan piksel değerlerini doza çevirmek için kullanıldı (Şekil 3-12).



Şekil 3-12: Taranan filmlerden elde edilen kalibrasyon eğrisi

3.2.2 Yüzde Derin Doz (%DD)

Yüzde derin doz (% DD), kaynak – yüzey mesafesi (SSD) sabit kalacak şekilde merkezi eksen üzerinde herhangi bir noktada ölçülen dozun (d), maksimum doz noktasında (d_{maks}) ölçülen doza oranının yüzde olarak ifade edilmesidir. %DD ölçümleri için RW3 katı su fantomunun arasına EBT3 filmi yerleştirildi. Linak kafası, EBT3 ile huzmenin birbirine paralel olması için 90^0 'ye getirildi ve SSD=80 cm olacak şekilde ayarlandı. Her bir iris kolimatör boyutu için 500 MU verilip filmler ışınlandı. Şekil 3-13, %DD ölçüm düzeneğini göstermektedir.



Şekil 3-13: Yüzde derin doz ölçümünün düzenek görüntüsü

Işınlanan filmler Epson Expression 10000 XL tarayıcıdan geçirildi. Taranan filmler, ImageJ film programında kırmızı, mavi ve yeşil renklere ayrıldı. Kırmızı renkteki kontrast farkı daha iyi görüldüğünden kırmızı renkteki görüntüler kullanıldı. PTW Mephysto mc² Film Cal programı ile iris kolimatörünün %DD eğrileri elde edildi.

3.2.3 Doz Verimi Faktörü Ölçümü

Doz verimi faktörü, belli bir alan büyüklüğündeki absorplanan dozun, bir referans alan büyüklüğündeki doza oranıdır. CyberKnife sisteminde referans alan büyüklüğü olarak 60 mm olan en büyük kolimatör kullanılır. Konvansiyonel alanlarda ise alan boyutu 10x10 cm'dir.

Verim faktörü ölçümleri için, EBT3 film katı su fantomunda, SSD=78,5 cm'de, 1,5 cm derinliğe yerleştirildi. 12 farklı iris kolimatörü için 500 MU verilerek ışınlandı. Işınlanan filmler Epson Expression 10000 XL tarayıcıdan geçirildi. Taranan filmler, ImageJ film programında kırmızı, mavi ve yeşil renklere ayrıldı. Kırmızı renkteki görüntüler Tiff formatında kaydedildi. PTW Mephysto mc² Film Cal programında kalibrasyon eğrisi kullanılarak iris kolimatörlerinin net piksel değerleri doza çevrildi. Her bir kolimatör açıklığında okunan dozlar 60 mm açıklıklı alanın dozuna normalize edilerek relatif doz verimi faktörleri bulundu.

Ayrıca, farklı iyon odaları kullanılarak bütün kolimatör boyutlarında da verim ölçümü yapıldı. Ölçümler, çalışmada kullanılan iyon odalarının bazılarının yerleştirilebileceği fantom plakaları olmadığından havada yapıldı. İyon odalarının yerleştirilmelerindeki doğruluğu sağlamak için birdcage düzeneği kullanıldı. Şekil 3-14 verim faktörü ölçümünün düzeneğini göstermektedir. Ölçümler 3'er kez tekrarlandı ve ortalamaları alındı. Her bir kolimatör boyutlarında ölçülen değerler 60 mm'lik kolimatörün doz değerine normalize edildi ve verim faktörü için grafikler elde edildi.

Tüm ölçüm araçları için bulunan relatif doz verimi faktörleri grafik halinde gösterildi.



Şekil 3-14: Verim ölçümü için düzenek görüntüsü. (a) Yatay, (b) Dikey pozisyonundaki dedektörü göstermektedir.

3.2.4 Profil Ölçümleri

Profil ölçümleri RW3 katı fantomu ve EBT3 filmi kullanılarak incelendi. Katı fantomunun arasına 1,5 cm derinliğe yerleştirilen EBT3 filmi, 12 farklı iris kolimatörü boyutunda, merkezi eksene dik düzlemlerde SSD=78,5 cm olacak şekilde 500 MU verilerek ışınladı (Şekil 3-15).

Film tarandıktan sonra imageJ programı ile renklerine ayrıldı, işlemlerde kırmızı renkli görüntü kullanıldı. Film, Mephysto mc² yazılım programında 0 ve 15 derecelik radyal doz profilleri üzerinden değerlendirilip merkezden sapma oranlarının (ocr) grafikleri elde edildi. 0 ve 15 derecelik profiller, onikigen şekilli alanın en dar ve en geniş açıklığına uymaktadır.

İris kolimatörün penumbra özelliklerini incelemek için, EBT3 filmi 0 ve 15 derecelik radyal doz profili boyunca % 20-80'lik izodoz genişliğinde doz profilleri üzerinden değerlendirildi.



Şekil 3-15: İris kolimatörün profil ölçüm düzeneği

3.2.5 Dairesellik

İris kolimatörün amacı; tedavi boyunca tek bir geçiş esnasında birden fazla dairesel alan boyutu kullanabilmektir. Bunun için kolimatörün her bir açıklığı için radyasyon alanı, sabit kolimatörlerinki gibi etkili bir şekilde dairesel olmalı ve alan boyut aralıkları sabit kolimatörlerin alan boyutlarıyla tam olarak uyuşmalıdır. (5 – 60mm).

İris kolimatörün daireselliğini incelemek için katı fantom arasına 1,5 cm derinliğe yerleştirilen EBT3 filmi, 12 farklı iris kolimatörü boyutunda, merkezi eksene dik düzlemlerde SSD=78,5 cm olacak şekilde 500 mu verilerek ışınladı. Film tarandıktan sonra ImageJ programı ile renklerine ayrıldı, işlemlerimizde kırmızı renkli görüntü kullanıldı. PTW Verisoft yazılımı ile iris kolimatörün radyal doz profilleri bulundu. Şekil 3-16 ‘da iris kolimatörü ile 12 alandan ışınlanmış olan filmin görüntüsü verilmiştir.

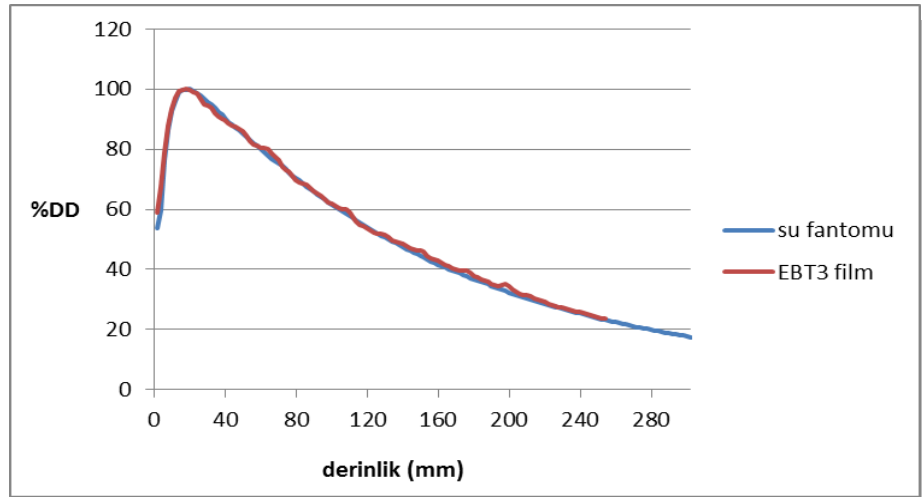


Şekil 3-16: İris kolimatörün tüm boyutlarında ışınlanmış EBT3 filmi. Şekil, 5mm-60mm arasında 12 adet kolimatör için ışınlanmış filmi göstermektedir.

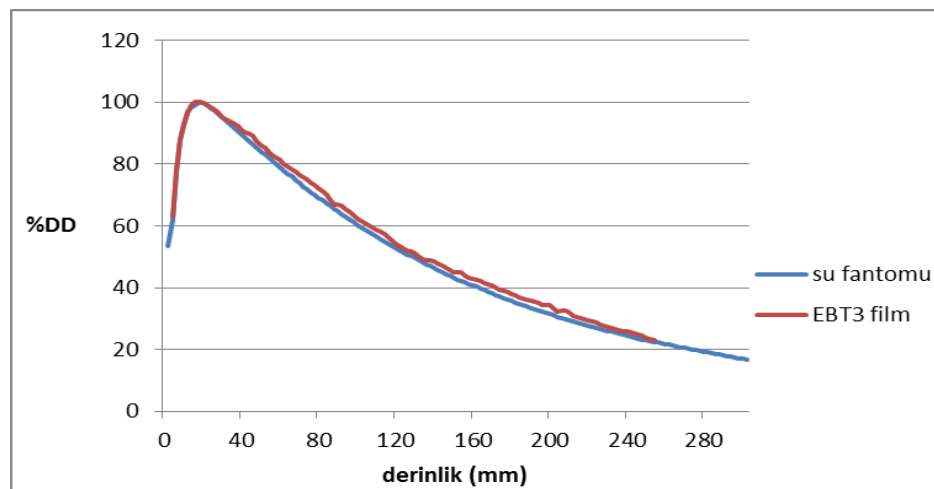
4 BULGULAR

4.1 Yüzde Derin Doz Ölçüm Sonuçları

Enstitümüzdeki CyberKnife robotik radyocerrahi cihazında, RW3 katı fantom ve EBT3 gafkromik film kullanılarak iris kolimatörün her bir boyutu için alınan %DD eğrileri, Mephysto mc² yazılımı kullanılarak değerlendirildi. Elde edilen %DD eğrileri, su fantomunda diyot dedektör ile ölçülmüş olan sonuçlarla karşılaştırılmıştır. Şekil 4-1, 60 mm'lik; Şekil 4-2 de 50 mm'lik iris kolimatörün su fantomunda diyot dedektör ve film ile elde edilmiş %DD eğrisini göstermektedir.

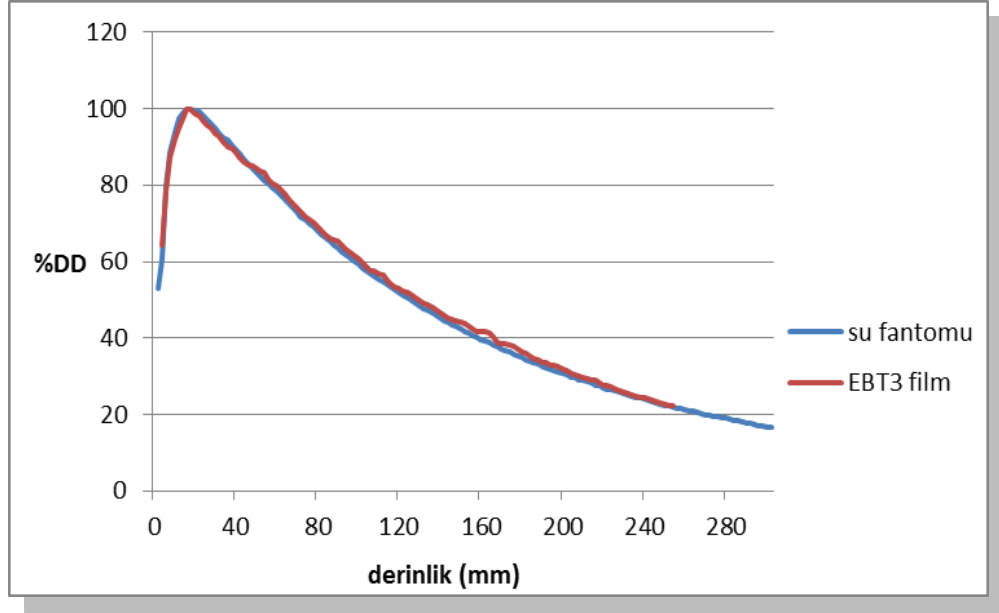


Şekil 4-1: 60 mm'lik iris kolimatörün %DD ölçüm sonuçları

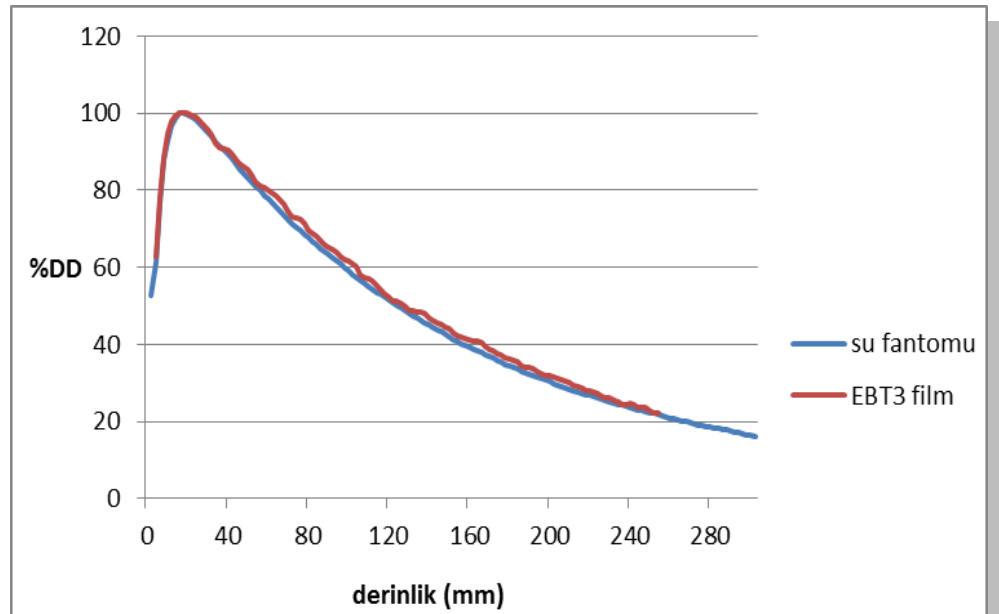


Şekil 4-2: 50 mm'lik iris kolimatörün %DD ölçüm sonuçları

Şekil 4-3, 40 mm'lik; Şekil 4-4, 35 mm'lik iris kolimatörün su fantomunda diyot dedektör ve film ile elde edilmiş %DD eğrisini göstermektedir.

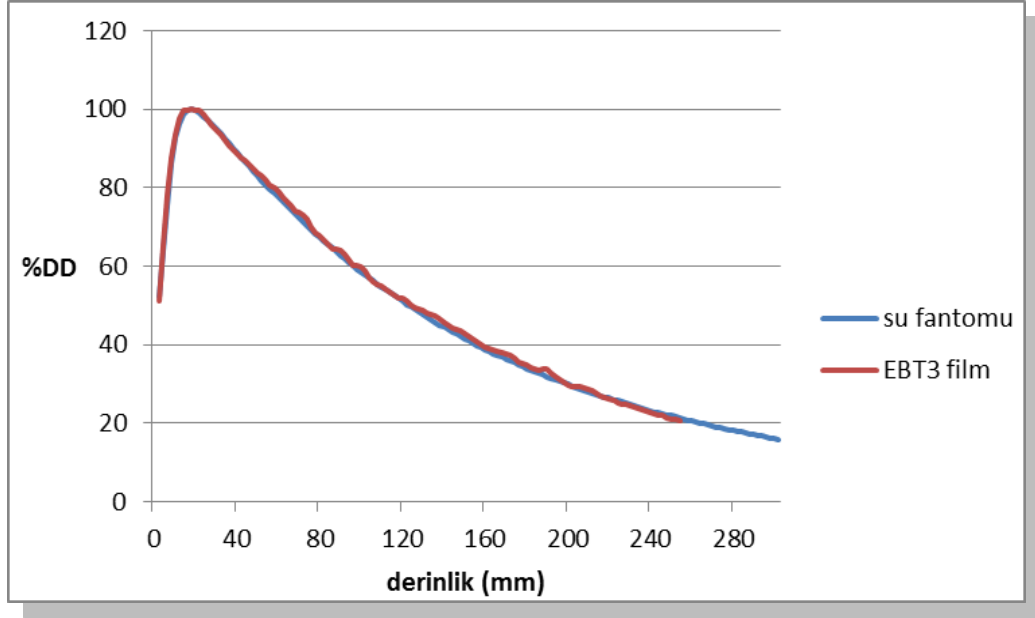


Şekil 4-3: 40 mm'lik iris kolimatörün %DD ölçüm sonuçları

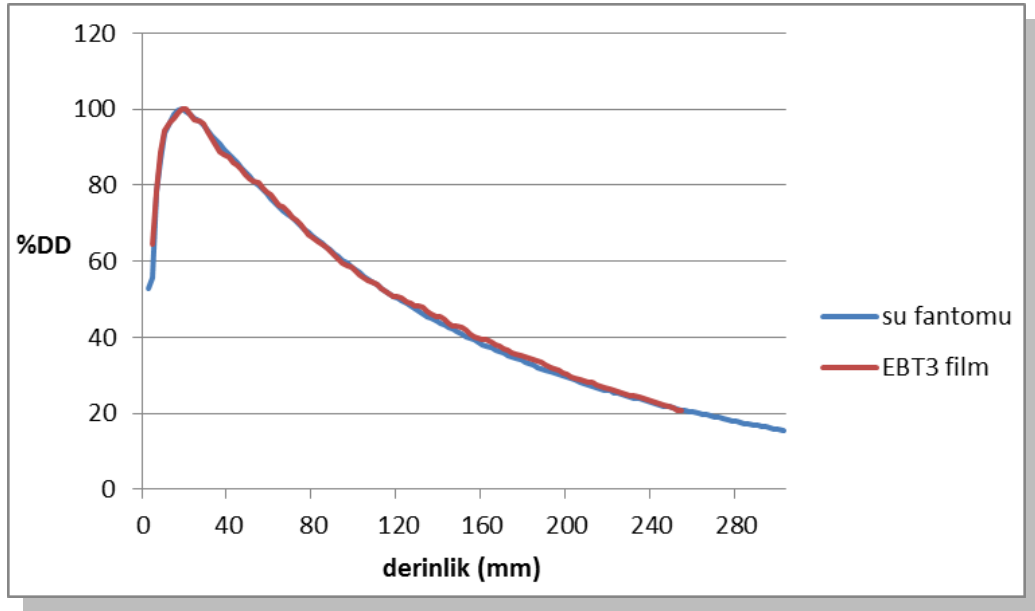


Şekil 4-4: 35 mm'lik iris kolimatörün %DD ölçüm sonuçları

Şekil 4-5, 30 mm'lik; Şekil 4-6, 25 mm'lik iris kolimatörün su fantomunda diyot dedektör ve film ile elde edilmiş %DD eğrisini göstermektedir.

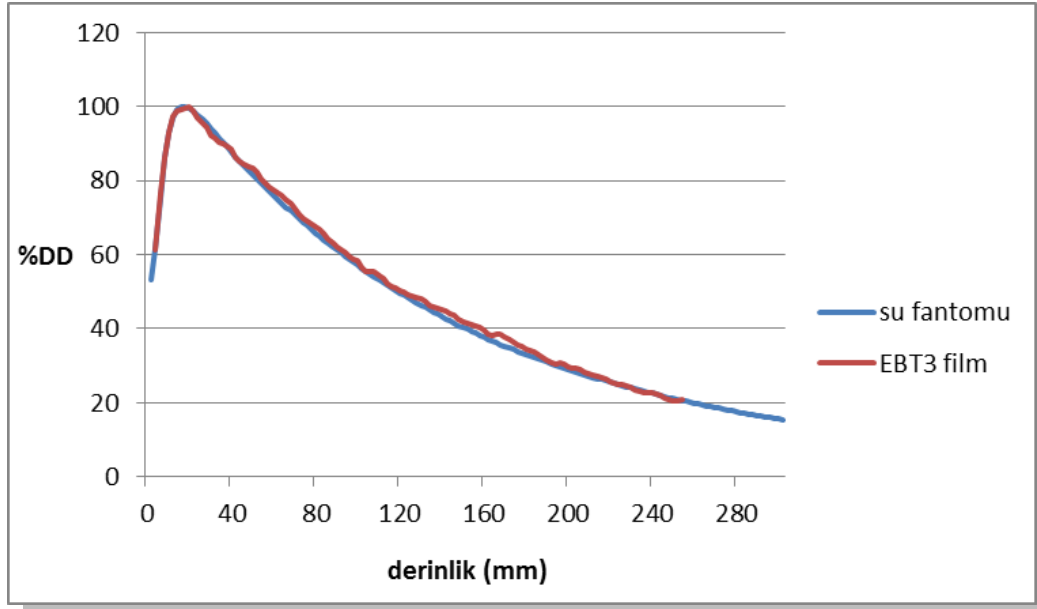


Şekil 4-5: 30 mm'lik iris kolimatörün %DD ölçüm sonuçları

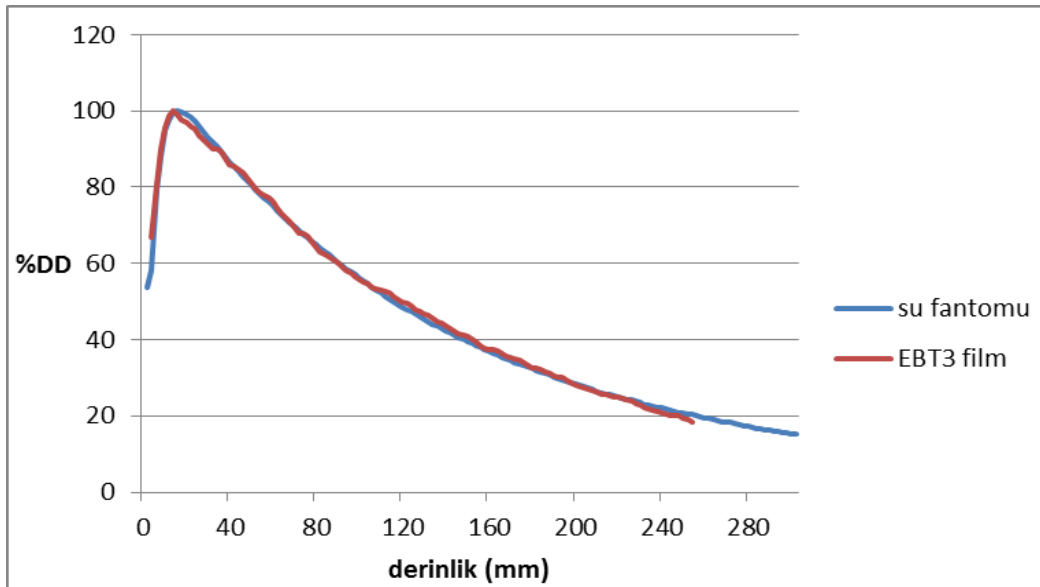


Şekil 4-6: 25 mm'lik iris kolimatörün %DD ölçüm sonuçları

Şekil 4-7, 20 mm'lik; Şekil 4-8, 15 mm'lik iris kolimatörün su fantomunda diyot dedektör ve film ile elde edilmiş %DD eğrisini göstermektedir.

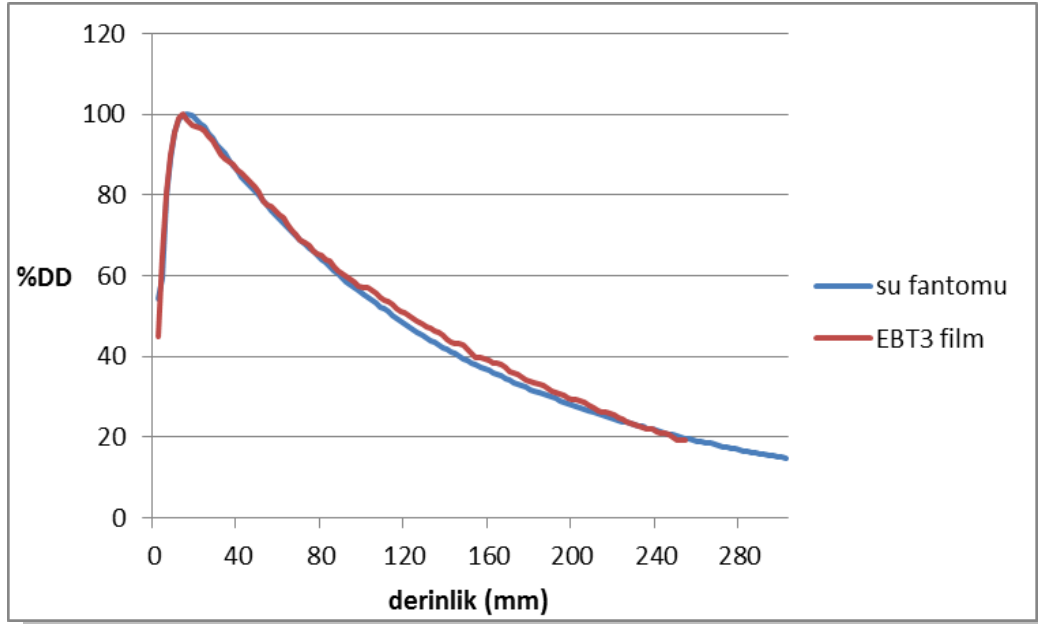


Şekil 4-7: 20 mm'lik iris kolimatörün %DD ölçüm sonuçları

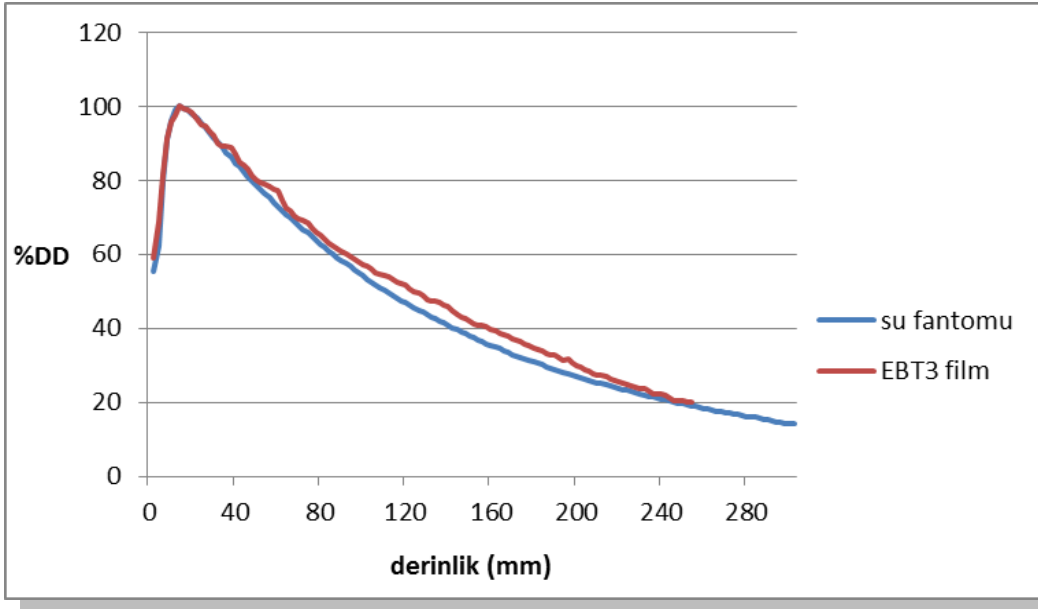


Şekil 4-8: 15 mm'lik iris kolimatörün %DD ölçüm sonuçları

Şekil 4-9, 12,5 mm'lik; Şekil 4-10, 10 mm'lik iris kolimatörün su fantomunda diyot dedektör ve film ile elde edilmiş %DD eğrisini göstermektedir.

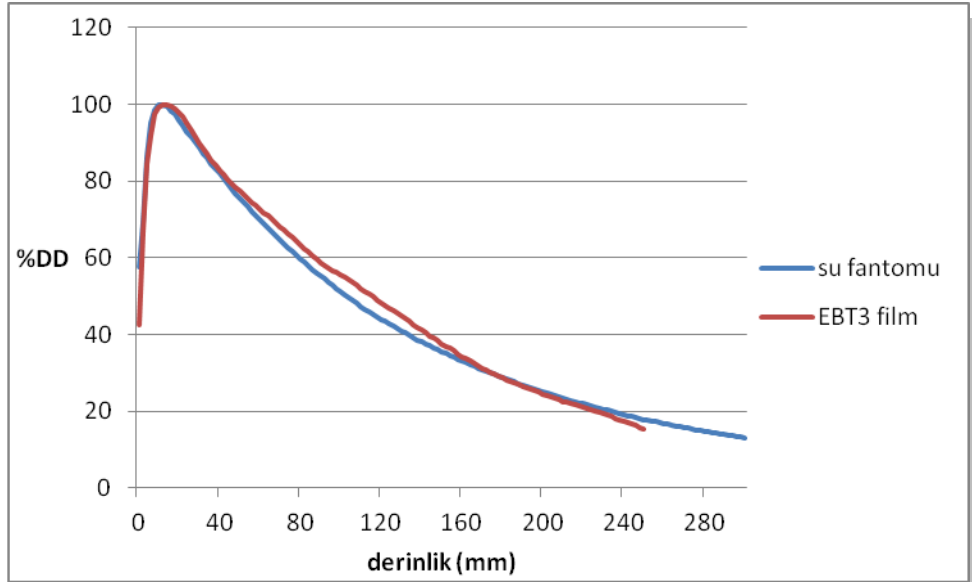


Şekil 4-9: 12,5 mm'lik iris kolimatörün %DD ölçüm sonuçları

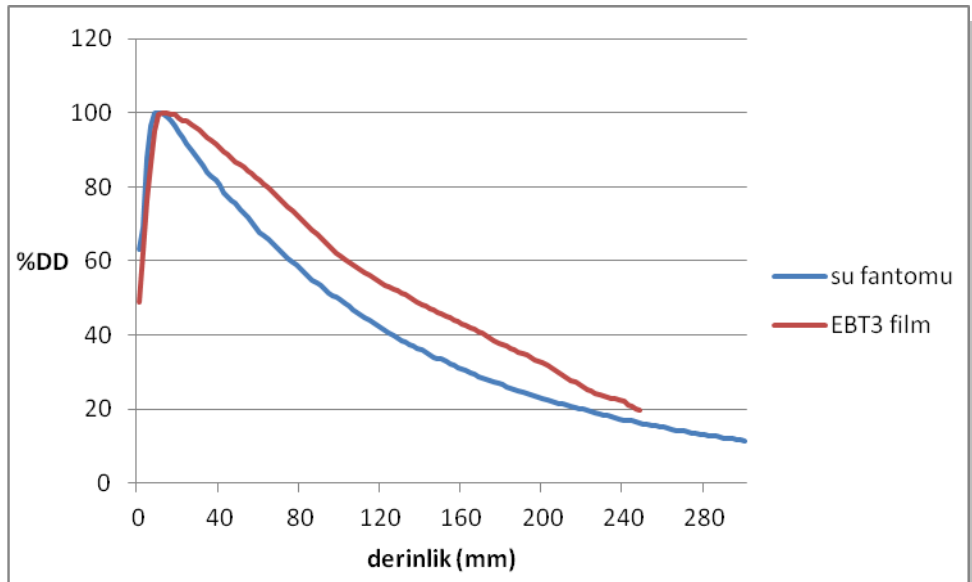


Şekil 4-10: 10 mm'lik iris kolimatörün %DD ölçüm sonuçları

Şekil 4-11, 7,5 mm'lik; Şekil 4-12, 5 mm'lik iris kolimatörün su fantomunda diyot dedektör ve film ile elde edilmiş %DD eğrisini göstermektedir.



Şekil 4-11: 7,5 mm'lik iris kolimatörün %DD ölçüm sonuçları



Şekil 4-12: 5 mm'lik iris kolimatörün %DD ölçüm sonuçları

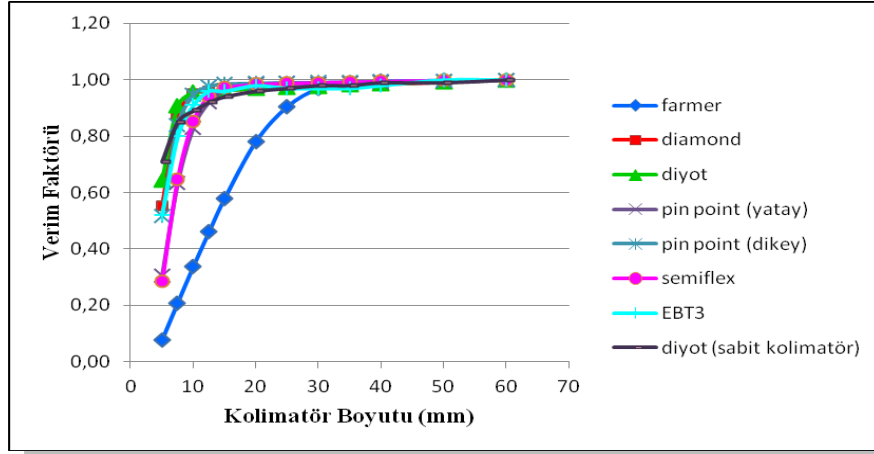
4.2 Doz Verimi Faktörü Ölçüm Sonuçları

CyberKnife robotik radyocerrahi cihazının iris kolimatörün farklı ölçüm yöntemleri ve dedektörlerle yapılan doz verimi ölçümleri yapılmıştır. Her bir kolimatör açıklığı için bulunan doz değerinin 60 mm'lik kolimatörün doz değerine normalize edilmesiyle bulunan doz verimi faktörleri tablo 4-1'de gösterilmiştir.

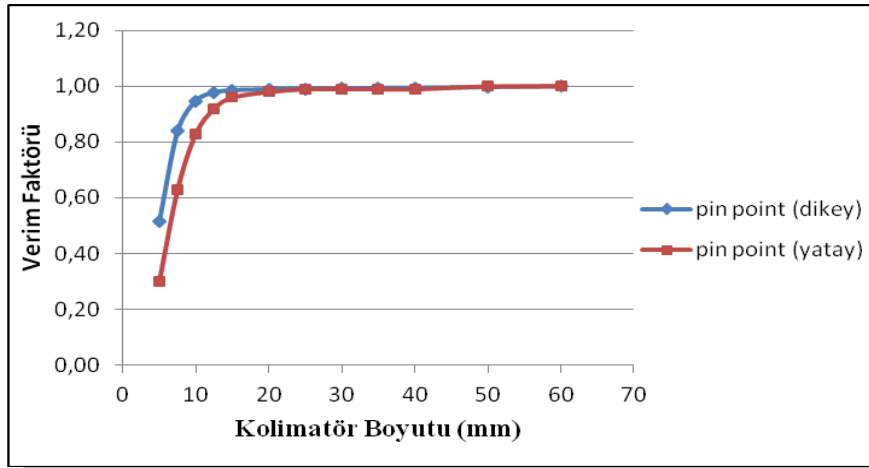
Tablo 4-1: Doz verimi faktörlerinin farklı dedektörler kullanılarak elde edilmiş sonuçları

Kolimatör boyutu (mm)	Farmer	Diamond	Diyot	Pin point (yatay)	Pin point (dikey)	Semiflex	EBT3	Diyot (sabit kolimatör)
5	0,08	0,55	0,64	0,30	0,52	0,29	0,52	0,71
7,5	0,21	0,88	0,91	0,63	0,84	0,65	0,80	0,85
10	0,34	0,95	0,96	0,83	0,95	0,85	0,91	0,89
12,5	0,46	0,96	0,96	0,92	0,98	0,94	0,96	0,92
15	0,58	0,96	0,96	0,96	0,99	0,97	0,96	0,94
20	0,78	0,97	0,97	0,98	0,99	0,98	0,98	0,96
25	0,91	0,97	0,97	0,99	0,99	0,99	0,97	0,97
30	0,97	0,98	0,98	0,99	0,99	0,99	0,97	0,98
35	0,99	0,98	0,98	0,99	0,99	0,99	0,96	0,98
40	0,99	0,98	0,99	0,99	0,99	0,99	0,98	0,99
50	1,00	0,99	0,99	1,00	1,00	1,00	1,00	0,99
60	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00

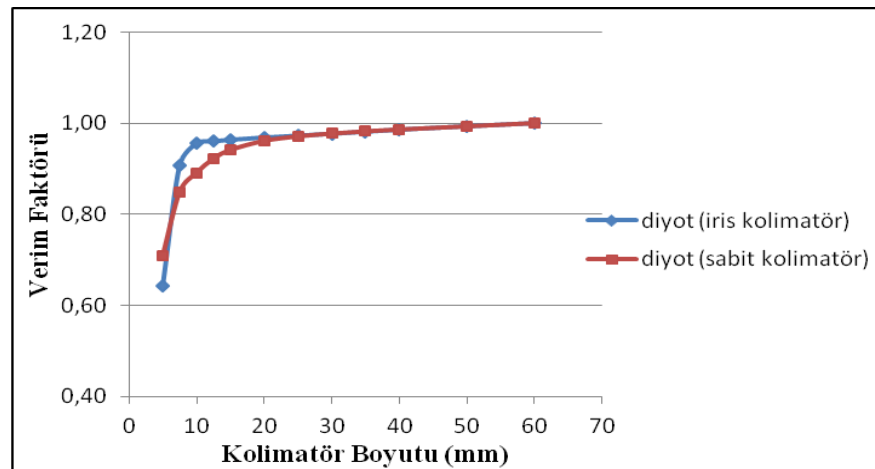
Doz verimi faktörleri incelendiğinde; büyük kolimatörler için, bütün dozimetrik yöntemle elde edilen sonuçlar hemen hemen aynı olmuştur. Ancak, kolimatör boyutu küçüldükçe, dozimetrik yöntemler arasında farklılıklar gözlemlenmektedir. Bu farklılıklar şekil 4-13'te görülmektedir. Şekil 4-14, Pin point iyon odasının yatay ve dikey pozisyonunda elde edilmiş doz verimi faktörlerini göstermektedir. Ayrıca Şekil 4-15'te, diyot dedektör ile sabit kolimatörün verim ölçüm sonucuyla iris kolimatörünün verim ölçüm sonuçları bir arada gösterilmektedir.



Şekil 4-13: Verim faktörü ölçümlerinin grafik olarak gösterimi



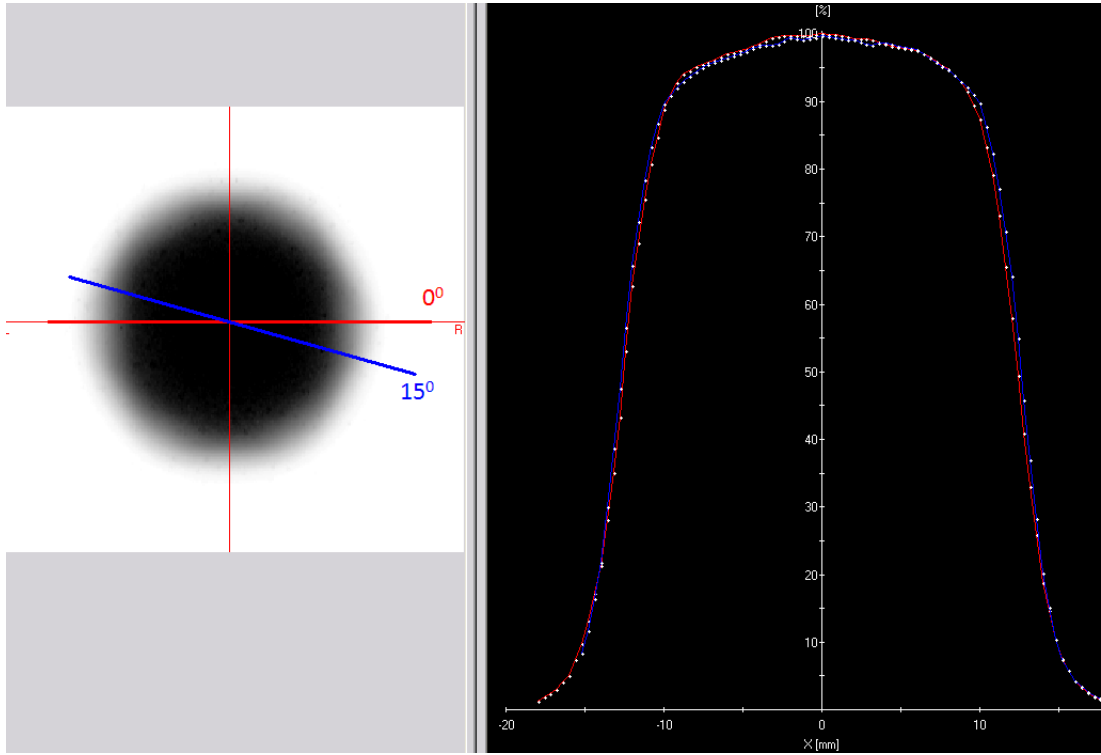
Şekil 4-14: Pin point iyon odasıyla ölçülen iris kolimatörü doz verim faktörü grafiği



Şekil 4-15: Diyet dedektörle ölçülmüş iris kolimatörü ve sabit kolimatörlerin verim faktörü grafiği

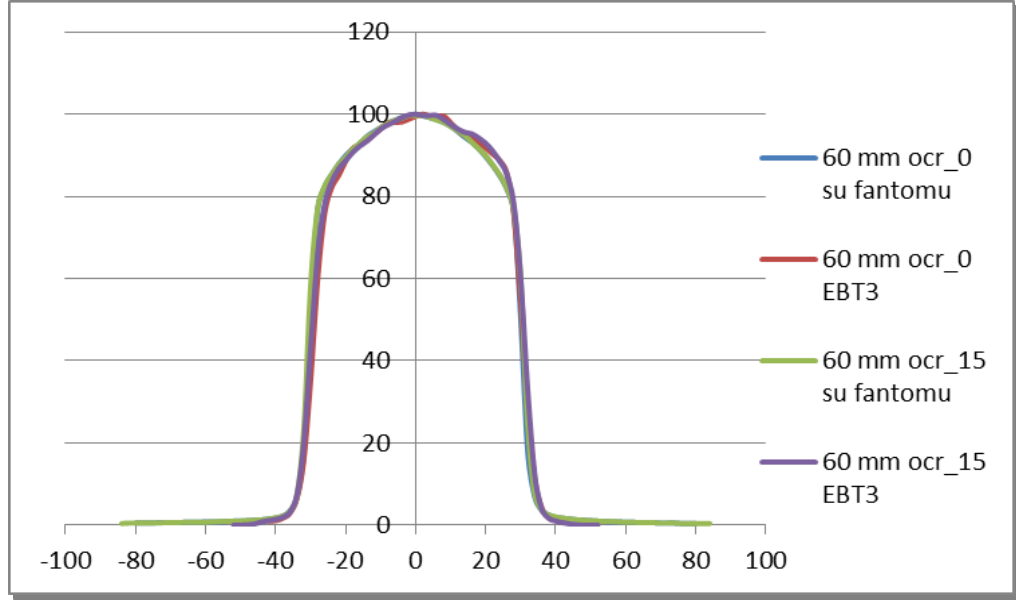
4.3 Profil Ölçüm Sonuçları

Çalışmamızın bu kısmında, CyberKnife robotik radyocerrahi cihazının iris kolimatörün her bir boyutu için, RW3 katı su fantomu ve EBT3 gafkromik film kullanılarak 15 mm derinlikte alınan ölçümler, Mephysto mc² yazılımında değerlendirildi. Her bir iris kolimatör boyutu için, merkezi eksen dışı doz oranları (ocr) hem 0 derecede hem 15 derecede çıkartılıp su fantomu ölçümleriyle karşılaştırıldı. Şekil 4-16, iris kolimatörün profil analizlerinin yapıldığı filmi, analiz düzlemlerini ve profil eğrilerini göstermektedir.

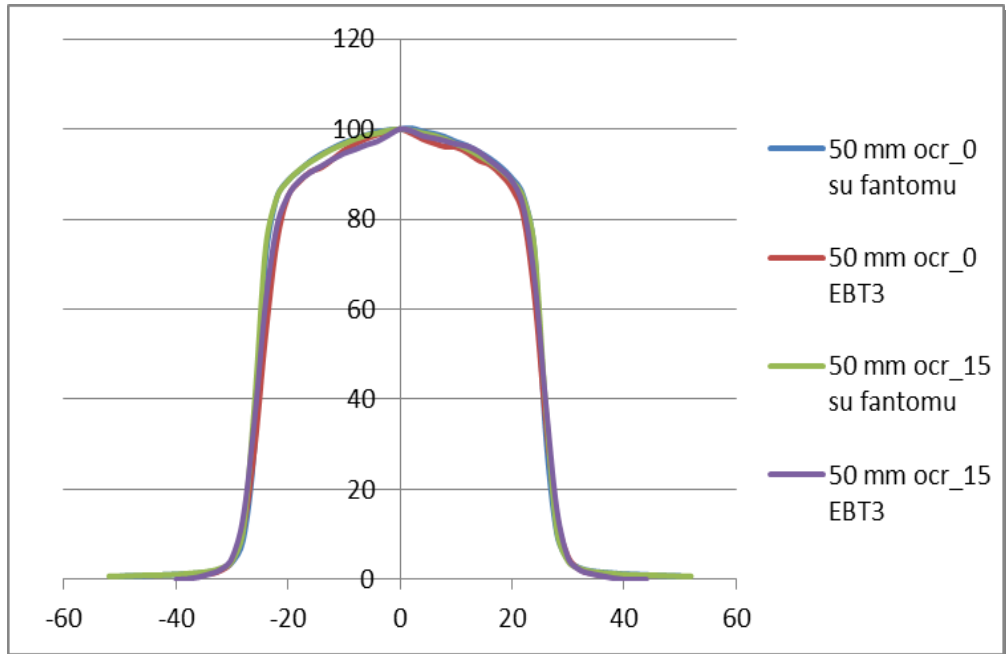


Şekil 4-16: İris kolimatörün profil analizlerinin yapıldığı film, analiz düzlemleri ve bu düzlemlerdeki profil eğrileri

Elde edilen profil eğrileri, 60 mm'lik iris kolimatörü için Şekil 4-17'de, 50 mm'lik iris kolimatörü için Şekil 4-18'de gösterilmiştir.

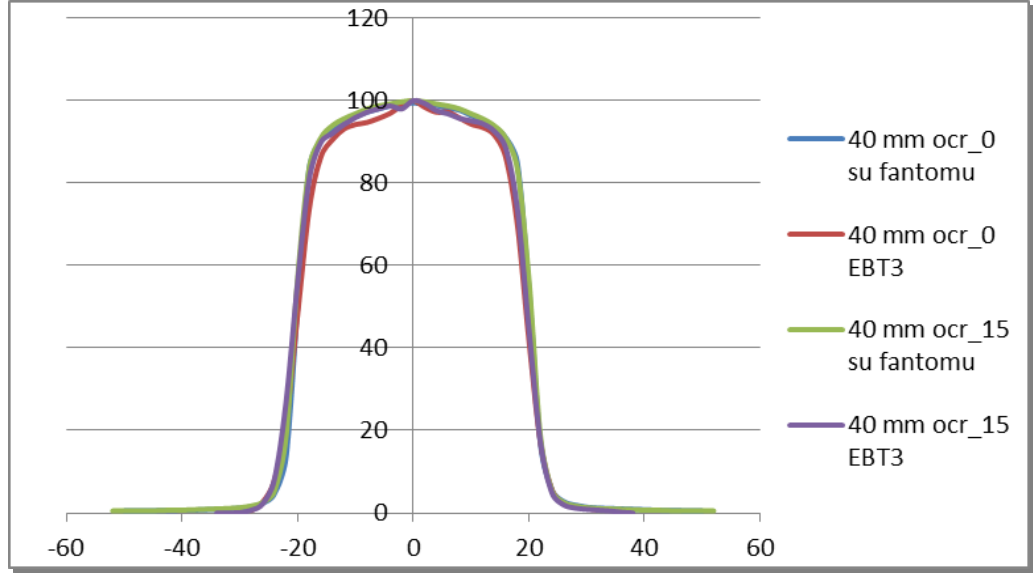


Şekil 4-17: 60 mm kolimatör için 15mm derinlikte elde edilen profil eğrileri

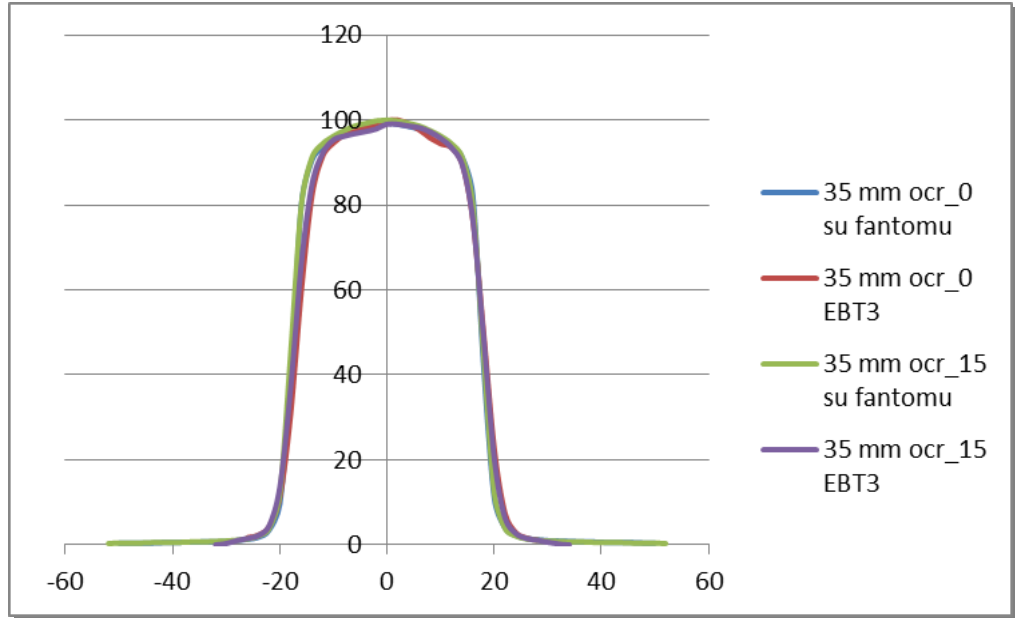


Şekil 4-18: 50 mm kolimatör için 15mm derinlikte elde edilen profil eğrileri

Şekil 4-19, 40 mm'lik iris kolimatörü için; Şekil 4-20, 35 mm'lik iris kolimatörü için elde edilen profil eğrilerini göstermektedir.

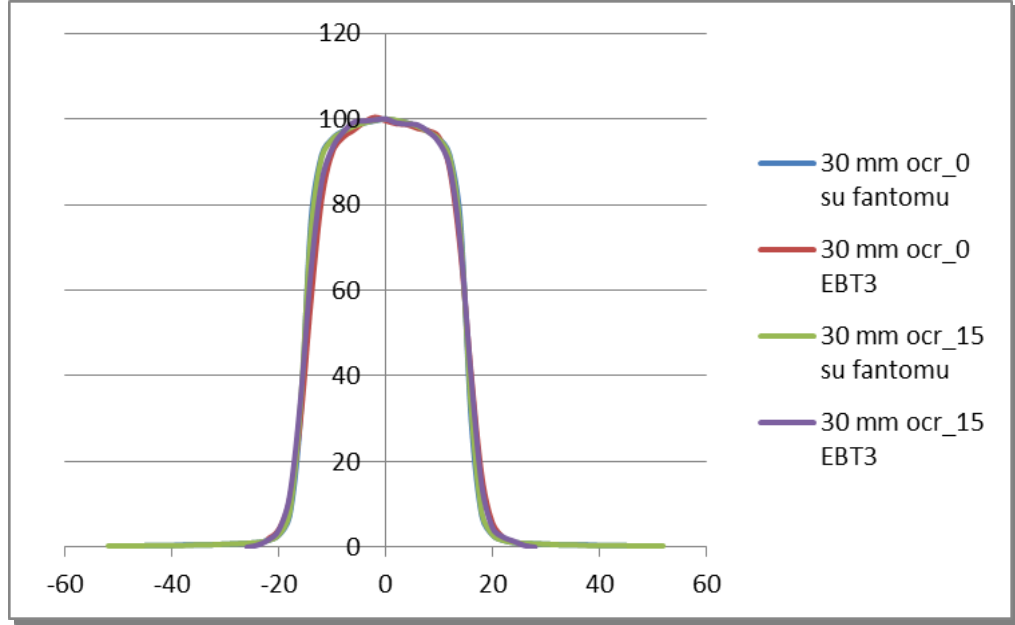


Şekil 4-19: 40 mm kolimatör için 15mm derinlikte elde edilen profil eğrileri

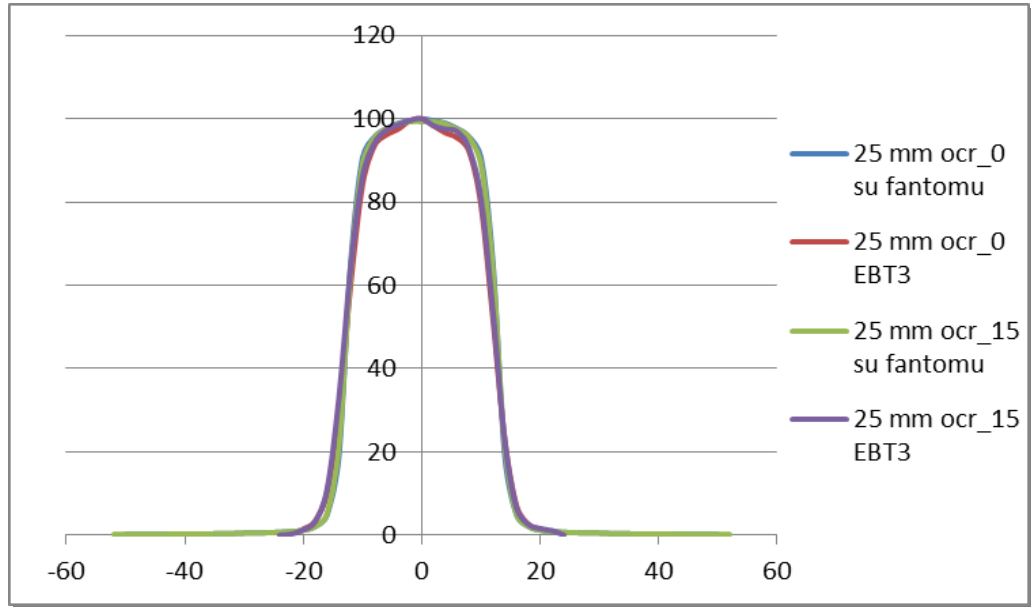


Şekil 4-20: 35 mm kolimatör için 15mm derinlikte elde edilen profil eğrileri

Şekil 4-21, 30 mm'lik iris kolimatörü için; Şekil 4-22, 25 mm'lik iris kolimatörü için elde edilen profil eğrilerini göstermektedir.

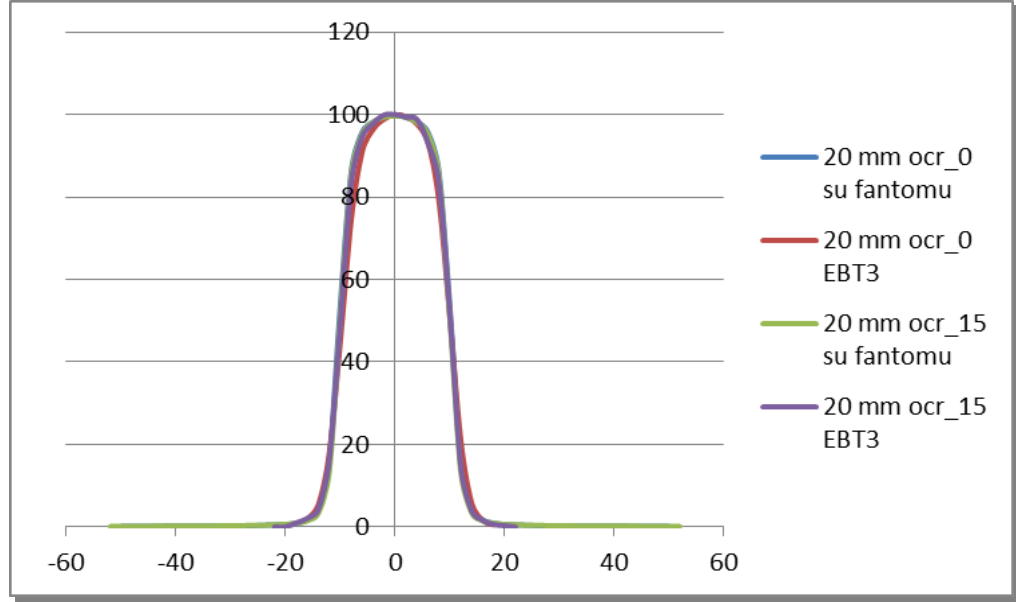


Şekil 4-21: 30 mm kolimatör için 15mm derinlikte elde edilen profil eğrileri

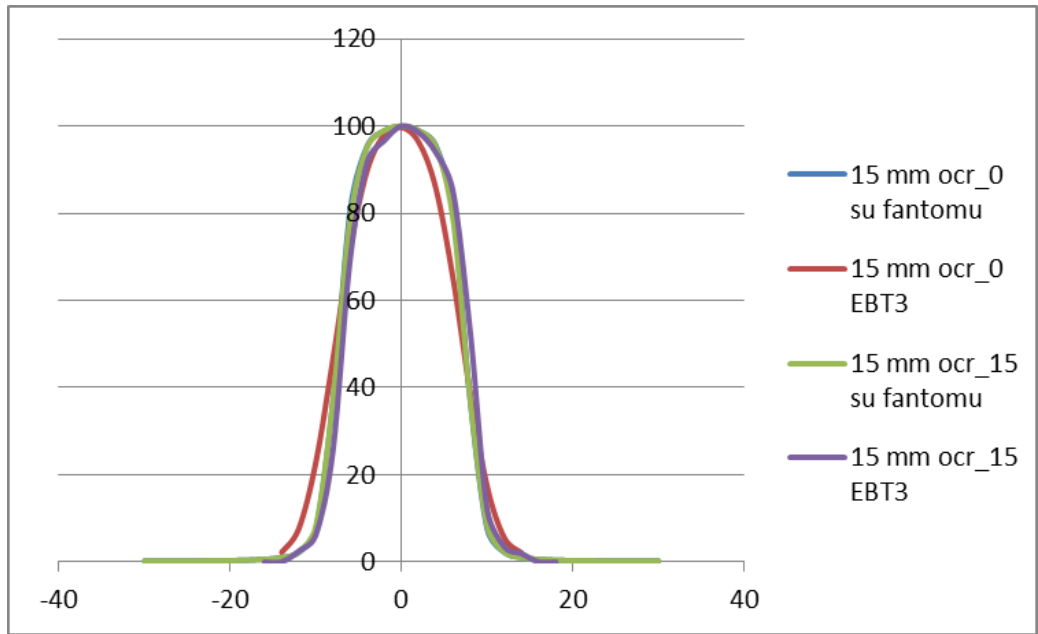


Şekil 4-22: 25 mm kolimatör için 15mm derinlikte elde edilen profil eğrileri

Şekil 4-23, 20 mm'lik iris kolimatörü için; Şekil 4-24, 15 mm'lik iris kolimatörü için elde edilen profil eğrilerini göstermektedir.

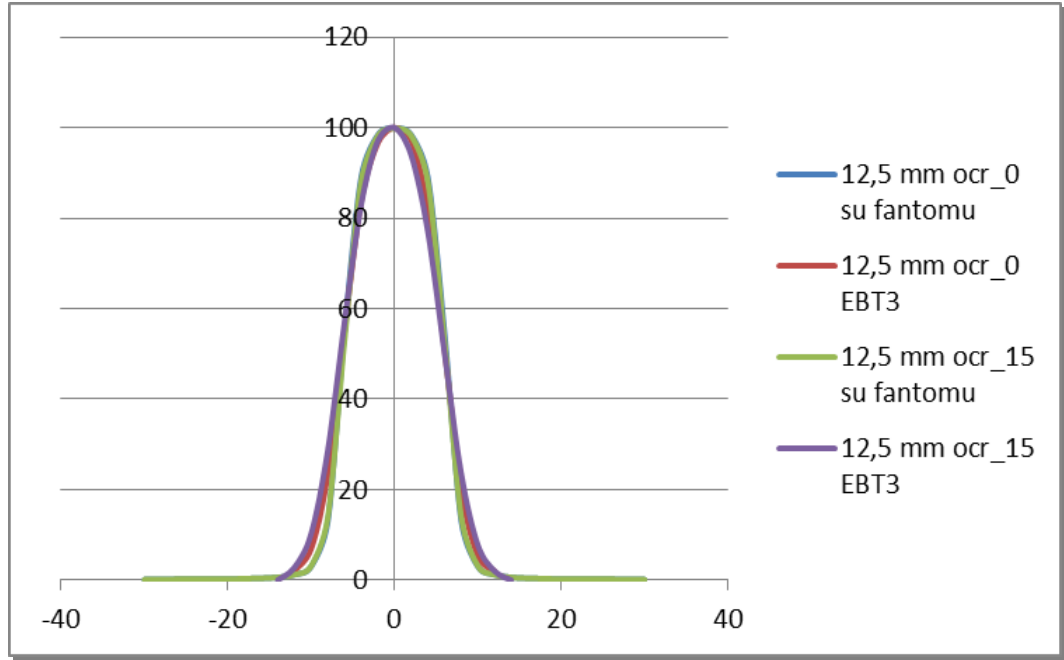


Şekil 4-23: 20 mm kolimatör için 15mm derinlikte elde edilen profil eğrileri

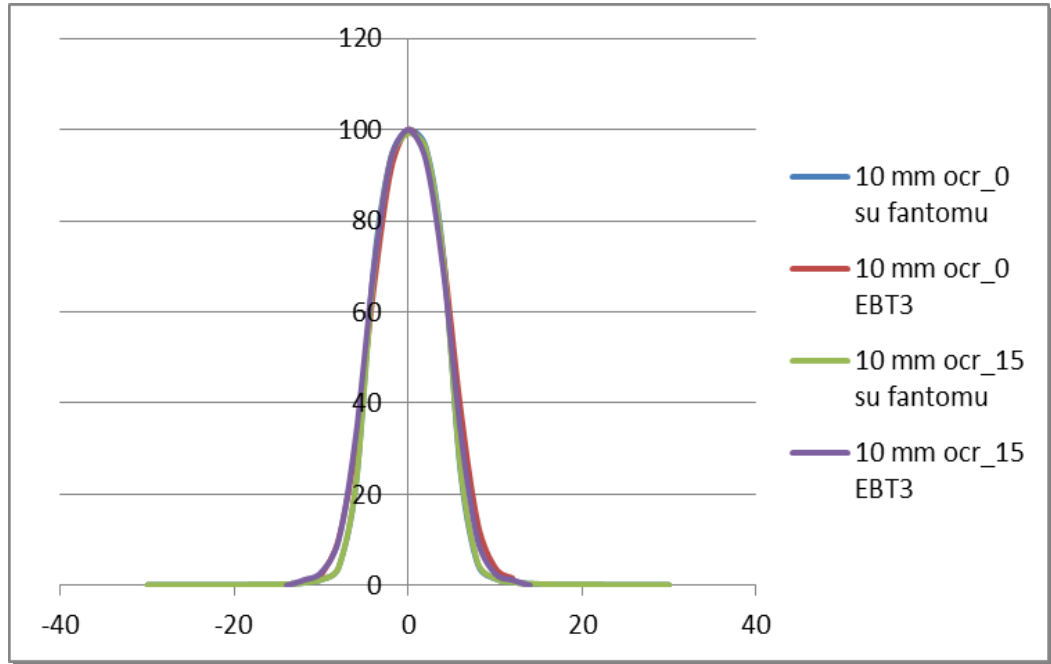


Şekil 4-24: 15 mm kolimatör için 15mm derinlikte elde edilen profil eğrileri

Şekil 4-25, 12,5 mm'lik iris kolimatörü için; Şekil 4-26, 10 mm'lik iris kolimatörü için elde edilen profil eğrilerini göstermektedir.

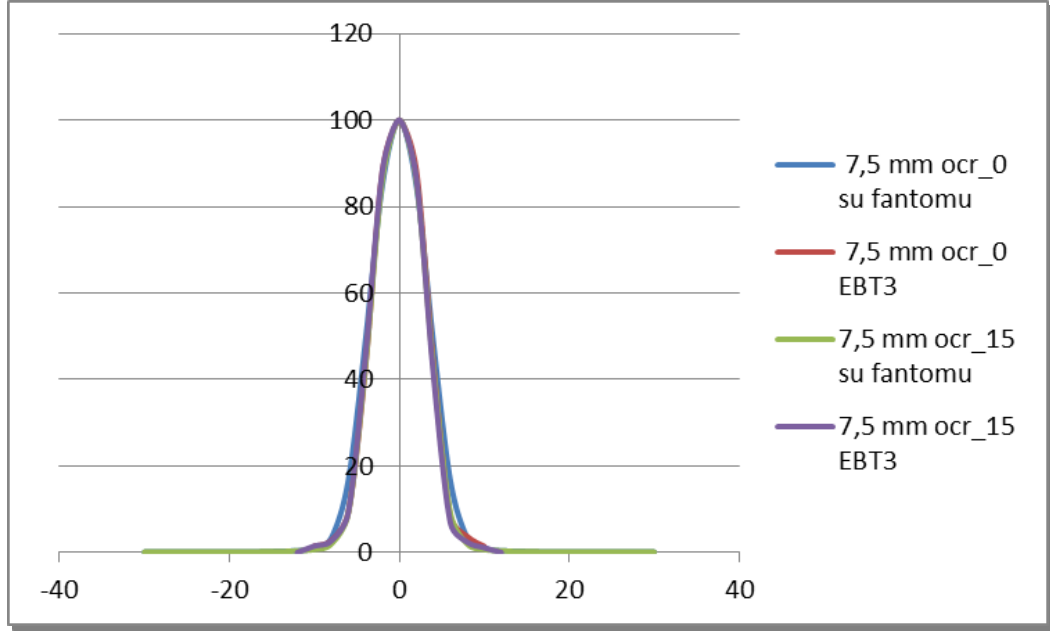


Şekil 4-25: 12,5 mm kolimatör için 15mm derinlikte elde edilen profil eğrileri

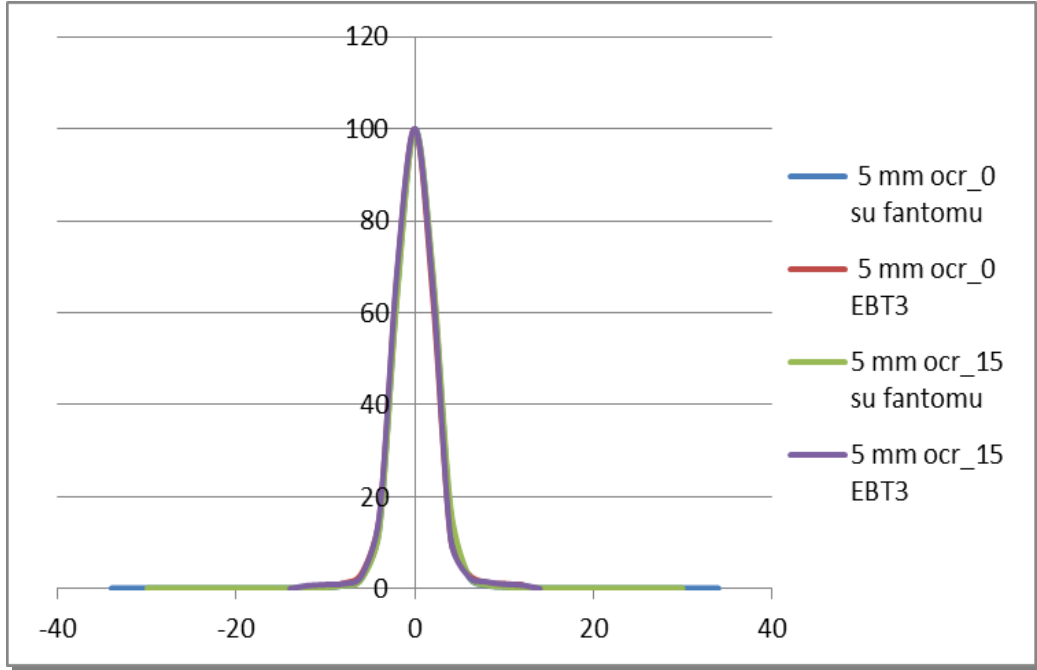


Şekil 4-26: 10 mm kolimatör için 15mm derinlikte elde edilen profil eğrileri

Şekil 4-27, 7,5 mm'lik iris kolimatörü için; Şekil 4-28, 5 mm'lik iris kolimatörü için elde edilen profil eğrilerini göstermektedir.



Şekil 4-27: 7,5 mm kolimatör için 15mm derinlikte elde edilen profil eğrileri



Şekil 4-28: 5 mm kolimatör için 15mm derinlikte elde edilen profil eğrileri

Film dozimetrisi kullanılarak bulunan profiller alan açıklığının bir faktörü olmalıdır. Tüm profil bulguları aşağıdaki tablolarda verilmiştir. Tablo 4-2, 60 mm’lik iris kolimatörün; Tablo 4-3, 50 mm’lik iris kolimatörün; Tablo 4-4, 40 mm’lik iris kolimatörün profil özelliklerini göstermektedir.

Tablo 4-2 : 60 mm’lik iris kolimatörün 0 ve 15 derecede EBT3 gafkromik film ile elde edilen profil özelliklerinin su fantomu verileriyle karşılaştırılması

60 mm	Alan Boyutu [cm]	Pen. Sol [mm]	Pen. Sağ [mm]	Düzgünlük $\pm$ [%]	Simetri [%]
0_su fantomu	6,006	4,99	5,19	7,48	0,47
0_film	5,933	4,86	4,8	2,07	0,12
15_su fantomu	6,104	5,36	5,67	7,65	0,55
15_film	6,069	4,9	4,9	2,52	0,10

Tablo 4-3: 50 mm’lik iris kolimatörün 0 ve 15 derecede EBT3 gafkromik film ile elde edilen profil özelliklerinin su fantomu verileriyle karşılaştırılması

50 mm	Alan Boyutu [cm]	Pen. Sol [mm]	Pen. Sağ [mm]	Düzgünlük $\pm$ [%]	Simetri [%]
0_su fantomu	5,022	3,43	3,45	5,8	0,76
0_film	4,950	3,86	3,4	3,74	0,32
15_su fantomu	5,074	4,47	4,47	5,99	0
15_film	5,047	3,92	3,74	3,39	0,25

Tablo 4-4: 40 mm’lik iris kolimatörün 0 ve 15 derecede EBT3 gafkromik film ile elde edilen profil özelliklerinin su fantomu verileriyle karşılaştırılması

40mm	Alan Boyutu [cm]	Pen. Sol [mm]	Pen. Sağ [mm]	Düzgünlük $\pm$ [%]	Simetri [%]
0_su fantomu	4,029	3,42	3,48	4,63	0,41
0_film	4,001	3,28	3,02	0,76	1,53
15_su fantomu	4,073	3,67	3,67	5,08	0
15_film	4,039	3,54	3,11	1,30	1,48

Tablo 4-5, 35 mm’lik iris kolimatörün; Tablo 4-6, 30 mm’lik iris kolimatörün; Tablo 4-7, 25 mm’lik iris kolimatörün profil özelliklerini göstermektedir.

Tablo 4-5: 35 mm’lik iris kolimatörün 0 ve 15 derecede EBT3 gafkromik film ile elde edilen profil özelliklerinin su fantomu verileriyle karşılaştırılması

35mm	Alan Boyutu [cm]	Pen. Sol [mm]	Pen. Sağ [mm]	Düzgünlük $\pm$ [%]	Simetri [%]
0_su fantomu	3,508	3,26	3,29	4,32	0,44
0_film	3,469	3,22	3,5	0,32	0,34
15_su fantomu	3,553	3,32	3,32	4,74	0
15_film	3,544	3,26	3	0,24	0,13

Tablo 4-6: 30 mm’lik iris kolimatörün 0 ve 15 derecede EBT3 gafkromik film ile elde edilen profil özelliklerinin su fantomu verileriyle karşılaştırılması

30mm	Alan Boyutu [cm]	Pen. Sol [mm]	Pen. Sağ [mm]	Düzgünlük $\pm$ [%]	Simetri [%]
0_su fantomu	3,026	3,35	3,35	4,59	0
0_film	3,006	3,30	3,22	0,4	0,3
15_su fantomu	3,032	3,76	3,76	5,04	0
15_film	3,03	2,63	2,67	0,64	0,12

Tablo 4-7: 25 mm’lik iris kolimatörün 0 ve 15 derecede EBT3 gafkromik film ile elde edilen profil özelliklerinin su fantomu verileriyle karşılaştırılması

25mm	Alan Boyutu [cm]	Pen. Sol [mm]	Pen. Sağ [mm]	Düzgünlük $\pm$ [%]	Simetri [%]
0_su fantomu	2,534	3,11	3,11	5,54	0
0_film	2,495	3,46	4,49	0,2	0,4
15_su fantomu	2,533	3,43	3,43	6,08	0
15_film	2,539	3,28	2,63	0,14	0,28

Tablo 4-8, 20 mm’lik iris kolimatörün; Tablo 4-9, 15 mm’lik iris kolimatörün; Tablo 4-10 da 12,5 mm’lik iris kolimatörün profil özelliklerini göstermektedir.

Tablo 4-8: 20 mm’lik iris kolimatörün 0 ve 15 derecede EBT3 gafkromik film ile elde edilen profil özelliklerinin su fantomu verileriyle karşılaştırılması

20mm	Alan Boyutu [cm]	Pen. Sol [mm]	Pen. Sağ [mm]	Düzgünlük $\pm$ [%]	Simetri [%]
0_su fantomu	2,039	3,43	3,43	8,17	0
0_film	1,986	3,07	3,04	0,03	0,19
15_su fantomu	2,011	3,33	3,33	7,61	0
15_film	2,036	2,58	2,56	0,25	0,31

Tablo 4-9: 15 mm’lik iris kolimatörün 0 ve 15 derecede EBT3 gafkromik film ile elde edilen profil özelliklerinin su fantomu verileriyle karşılaştırılması

15mm	Alan Boyutu [cm]	Pen. Sol [mm]	Pen. Sağ [mm]	Düzgünlük $\pm$ [%]	Simetri [%]
0_su fantomu	1,482	3,12	3,12	9,38	0
0_film	1,494	2,96	2,82	0,27	0,03
15_su fantomu	1,478	3,34	3,34	10,27	0
15_film	1,505	2,52	2,51	0,36	0,44

Tablo 4-10: 12,5 mm’lik iris kolimatörün 0 ve 15 derecede EBT3 gafkromik film ile elde edilen profil özelliklerinin su fantomu verileriyle karşılaştırılması

12,5mm	Alan Boyutu [cm]	Pen. Sol [mm]	Pen. Sağ [mm]	Düzgünlük $\pm$ [%]	Simetri [%]
0_su fantomu	1,246	3,14	3,14	13,89	0
0_film	1,239	2,91	2,85	9,66	0,86
15_su fantomu	1,23	3,22	3,22	14,01	0
15_film	1,255	2,78	2,70	7,90	2,13

Tablo 4-11, 10 mm’lik iris kolimatörün; Tablo 4-12, 7,5 mm’lik iris kolimatörün; Tablo 4-13 de 5 mm’lik iris kolimatörün profil özelliklerini göstermektedir.

Tablo 4-11: 10 mm’lik iris kolimatörün 0 ve 15 derecede EBT3 gafkromik film ile elde edilen profil özelliklerinin su fantomu verileriyle karşılaştırılması

	Alan Boyutu [cm]	Pen. Sol [mm]	Pen. Sağ [mm]	Düzgünlük $\pm$ [%]	Simetri [%]
10mm					
0_su fantomu	0,98	3,11	3,09	14,33	1,93
0_film	0,996	2,70	2,67	13,47	1,85
15_su fantomu	0,978	3,18	3,19	14,75	2,14
15_film	1,002	2,62	2,51	13,74	1,43

Tablo 4-12: 7,5 mm’lik iris kolimatörün 0 ve 15 derecede EBT3 gafkromik film ile elde edilen profil özelliklerinin su fantomu verileriyle karşılaştırılması

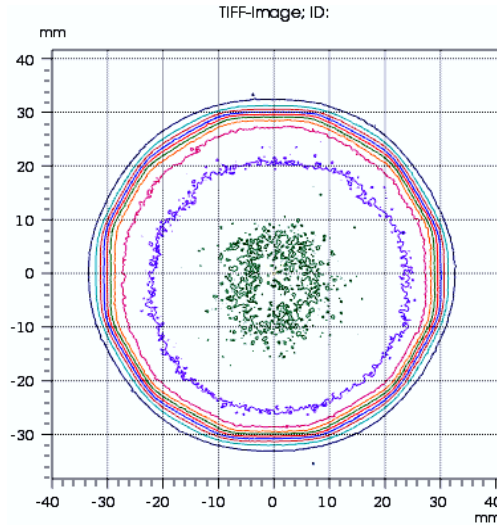
	Alan Boyutu [cm]	Pen. Sol [mm]	Pen. Sağ [mm]	Düzgünlük $\pm$ [%]	Simetri [%]
7,5mm					
0_su fantomu	0,786	3,52	3,52	17,9	0
0_film	0,749	2,62	2,52	16,06	1,41
15_su fantomu	0,734	3,07	3,07	17,07	0
15_film	0,757	2,60	2,41	15,20	1,69

Tablo 4-13: 5 mm’lik iris kolimatörün 0 ve 15 derecede EBT3 gafkromik film ile elde edilen profil özelliklerinin su fantomu verileriyle karşılaştırılması

	Alan Boyutu [cm]	Pen. Sol [mm]	Pen. Sağ [mm]	Düzgünlük $\pm$ [%]	Simetri [%]
5mm					
0_su fantomu	0,529	2,56	2,55	18,7	2,32
0_film	0,526	2,49	2,5	17,13	2,69
15_su fantomu	0,534	2,55	2,53	18,92	3,4
15_film	0,533	2,48	2,45	16,56	2,87

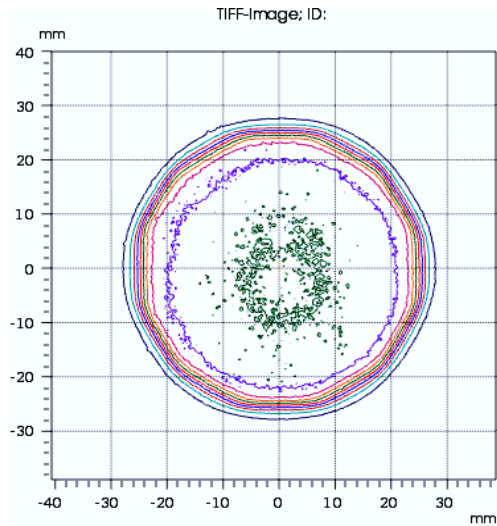
4.4 İris Kolimatörün Daireselliği

CyberKnife robotik radyocerrahi cihazının iris kolimatörün daireselliğini incelemek amacıyla EBT3 gafkromik filmi, 15mm derinlikte kolimatörün her bir boyutunda ışınladı. PTW Verisoft yazılımı kullanılarak da radyal doz profilleri bulundu. 60 mm'lik iris kolimatörün radyal doz profili Şekil 4-29'da gösterilmektedir.



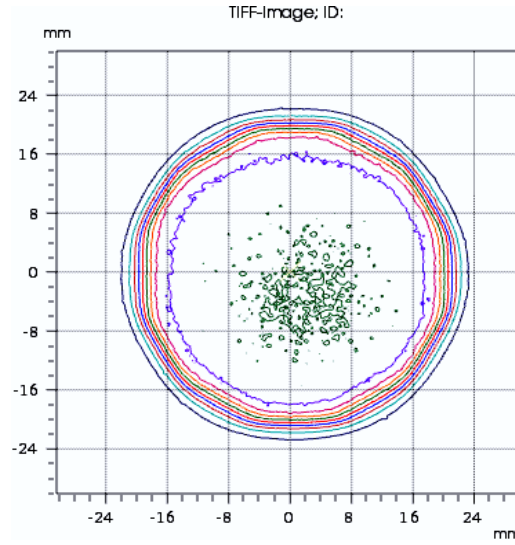
Şekil 4-29: 60 mm'lik iris kolimatörün radyal doz profili. İzodoz aralıkları %10'dan (en dıştaki eğri), %100' e kadar %10'luk artışlarla gösterilmiştir.

50 mm'lik iris kolimatörün radyal doz profili Şekil 4-30'da gösterilmektedir.

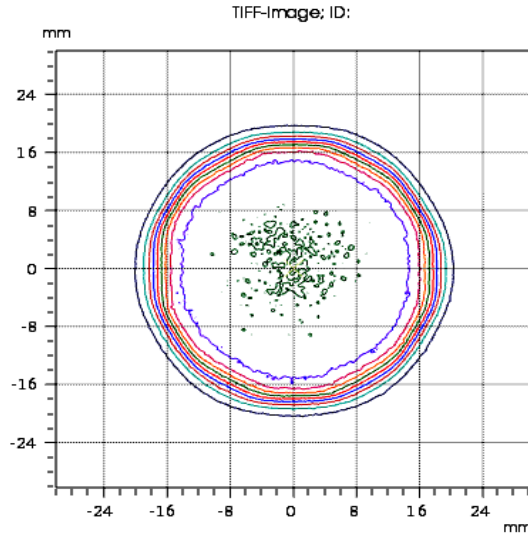


Şekil 4-30: 50 mm'lik iris kolimatörün radyal doz profili. İzodoz aralıkları %10'dan (en dıştaki eğri), %100' e kadar %10'luk artışlarla gösterilmiştir.

Şekil 4-31’de 40 mm’lik; Şekil 4-32’de 35 mm’lik iris kolimatörün radyal doz profili gösterilmektedir.

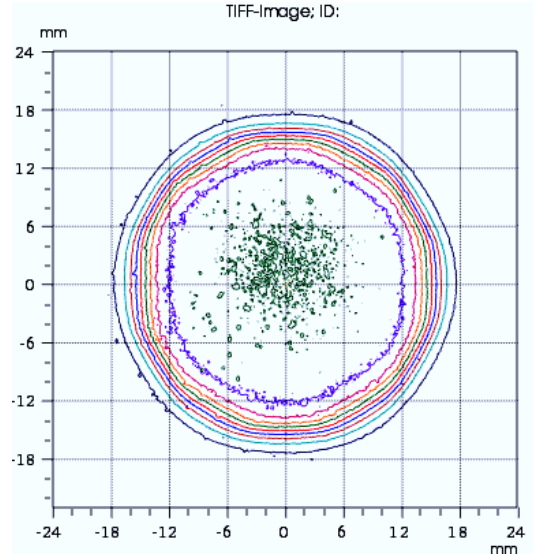


Şekil 4-31: 40 mm’lik iris kolimatörün radyal doz profili. İzodoz aralıkları %10’dan (en dıştaki eğri), %100’ e kadar %10’luk artışlarla gösterilmiştir.

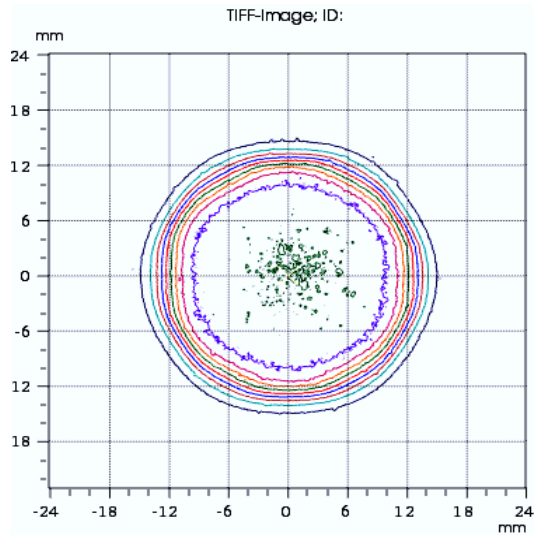


Şekil 4-32: 35 mm’lik iris kolimatörün radyal doz profili. İzodoz aralıkları %10’dan (en dıştaki eğri), %100’ e kadar %10’luk artışlarla gösterilmiştir.

Şekil 4-33'te 30 mm'lik; Şekil 4-34'te 25 mm'lik iris kolimatörün radyal doz profili gösterilmektedir.

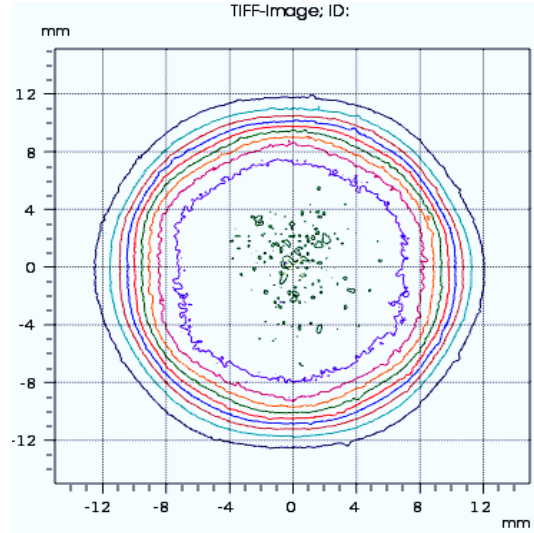


Şekil 4-33: 30 mm'lik iris kolimatörün radyal doz profili. İzodoz aralıkları %10'dan (en dıştaki eğri), %100' e kadar %10'luk artışlarla gösterilmiştir.

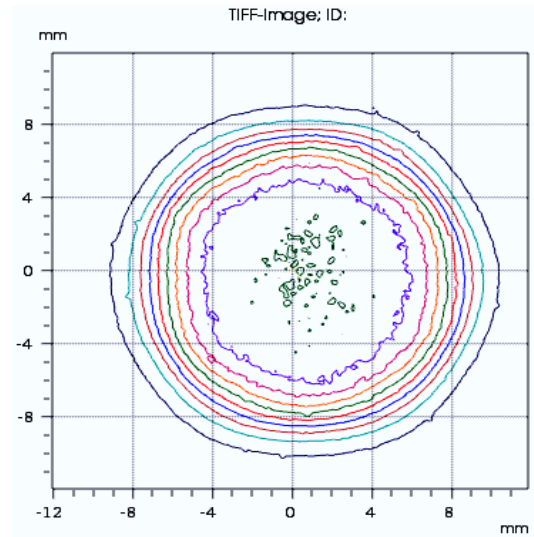


Şekil 4-34: 25 mm'lik iris kolimatörün radyal doz profili. İzodoz aralıkları %10'dan (en dıştaki eğri), %100' e kadar %10'luk artışlarla gösterilmiştir.

Şekil 4-35'te 20 mm'lik; Şekil 4-36'da 15 mm'lik iris kolimatörün radyal doz profili gösterilmektedir.

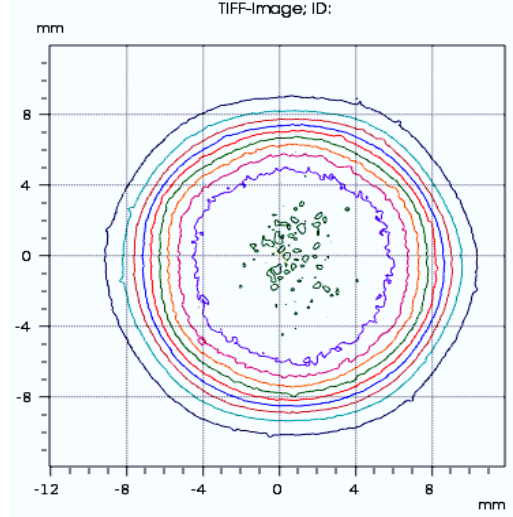


Şekil 4-35: 20 mm'lik iris kolimatörün radyal doz profili. İzodoz aralıkları %10'dan (en dıştaki eğri), %100' e kadar %10'luk artışlarla gösterilmiştir.

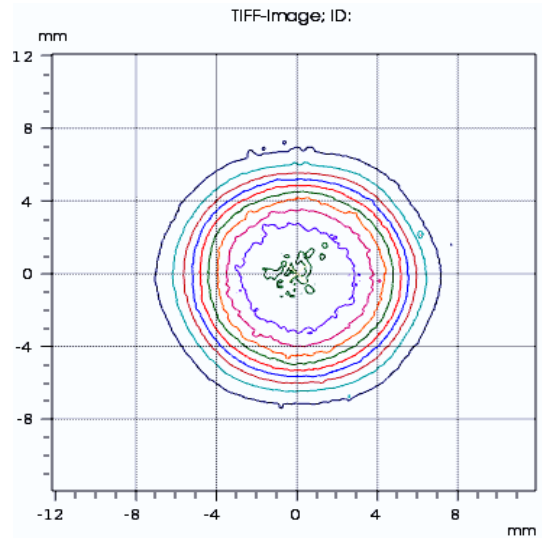


Şekil 4-36: 15 mm'lik iris kolimatörün radyal doz profili. İzodoz aralıkları %10'dan (en dıştaki eğri), %100' e kadar %10'luk artışlarla gösterilmiştir.

Şekil 4-37’de 12,5 mm’lik; Şekil 4-38’de 10 mm’lik iris kolimatörün radyal doz profili gösterilmektedir.

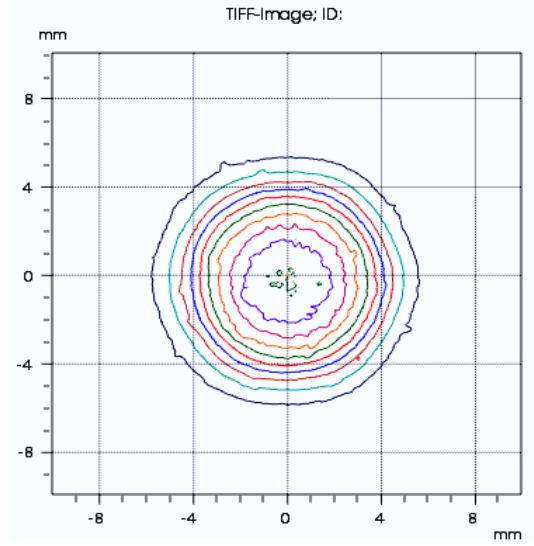


Şekil 4-37: 12,5 mm’lik iris kolimatörün radyal doz profili. İzodoz aralıkları %10’dan (en dıştaki eğri), %100’ e kadar %10’luk artışlarla gösterilmiştir.

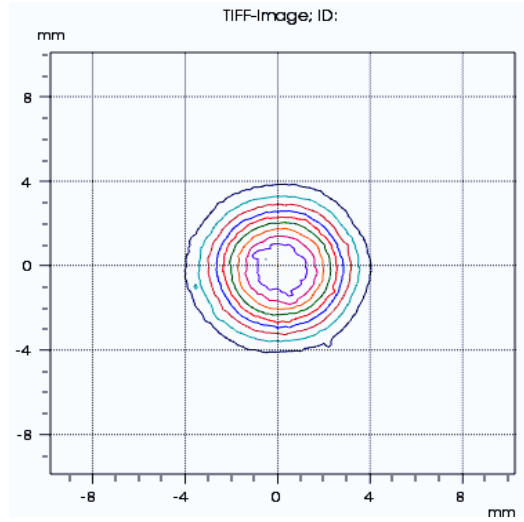


Şekil 4-38: 10 mm’lik iris kolimatörün radyal doz profili. İzodoz aralıkları %10’dan (en dıştaki eğri), %100’ e kadar %10’luk artışlarla gösterilmiştir.

Şekil 4-39'da 7,5 mm'lik; Şekil 4-40'ta 5 mm'lik iris kolimatörün radyal doz profili gösterilmektedir.



Şekil 4-39: 7,5 mm'lik iris kolimatörün radyal doz profili. İzodoz aralıkları %10'dan (en dıştaki eğri), %100' e kadar %10'luk artışlarla gösterilmiştir.



Şekil 4-40: 5 mm'lik iris kolimatörün radyal doz profili. İzodoz aralıkları %10'dan (en dıştaki eğri), %90' a kadar %10'luk artışlarla gösterilmiştir.

5 TARTIŞMA

CyberKnife, vücudun herhangi bir yerindeki lezyonu tedavi edebilen 6 MV enerjiye sahip bir robotik radyocerrahi sistemidir. Sistemde sabit çaplara sahip 12 adet yuvarlak sabit kolimatör ve değişebilir açıklığa sahip iris kolimatörü bulunmaktadır. İris kolimatörü, altıgen şekilli iki kümeden meydana gelir. Bu kümeler birbirine göre 30 derece döndürülebilir ve bu durum 12 kenarlı tedavi ışını meydana getirir. Bundan dolayı iris kolimatörünün ışınladığı alanın kesiti sabit kolimatörler gibi tam yuvarlak değildir (18).

İris kolimatörünün tasarım amacı; tedavi boyunca tek bir geçiş esnasında birden fazla dairesel alan boyutu kullanabilmek, böylelikle tedavi süresini en aza indirebilmektir. Bundan dolayı iris kolimatörü, sabit kolimatörlerin sahip olduğu özellikleri taşımalıdır. İris kolimatörünün her bir alan boyutu sabit kolimatörlerin alan boyutlarıyla tam olarak uyuşmalıdır ve radyasyon alanı etkili bir şekilde dairesel olmalıdır. Bu özellikleri araştırmak amacıyla, çalışmamızda, İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü'nde bulunan CyberKnife Robotik Radyocerrahi cihazının iris kolimatörünün dozimetrik parametreleri incelendi.

İris kolimatörünün %DD ölçümleri EBT3 gafkromik film ve RW3 katı su fantomu kullanılarak yapıldı. Elde ettiğimiz bulgular, iris kolimatörünün her bir boyutu için maksimum doz derinliği, yükselme bölgesi (build-up region), ve dozun derinlikle azalması açısından su fantomunda diyot dedektör ile bulunmuş olan sonuçlarla karşılaştırıldı.

Kolimatör boyutlarının her biri için bulunan maksimum doz derinlik değerleri su fantomunda diyot dedektör ile ölçülmüş olan değerlere çok yakın çıkmıştır. 5 mm, 7,5 mm, 10 mm, 30 mm, 35 mm ve 40 mm'lik iris kolimatörleri için her iki ölçümde bulunan maksimum doz derinlikleri aynı iken, 12,5 mm, 15 mm, 20 mm, 25 mm, 50 mm ve 60 mm'lik iris kolimatörleri için ± 2 mm'lik farklar söz konusudur. Bu farklar 12,5 mm, 15 mm, 50 mm ve 60 mm'lik kolimatör boyutları için su fantomunda diyot dedektör ile ölçülen değerde yüksek iken 20 mm ve 25 mm'lik iris kolimatör boyutları için düşüktür.

%DD grafiklerinden elde ettiğimiz bulgulara göre, iris kolimatörünün bütün boyutları için yükselme bölgesi su fantomu ölçümleriyle büyük oranda benzerlik

göstermekte ve uyumlu bir sonuç vermektedir. EBT3 gafkromik filmi doku eşdeğeridir ve yüksek çözünürlüğe sahiptir. Bundan dolayı, %DD bulgularımız su fantomundaki diyot dedektör sonuçlarıyla en küçük kolimatör boyutu hariç (5 mm) çok büyük benzerlikler göstermiştir. Diğer yandan, küçük alan dozimetrisindeki belirsizlikler günümüzde hala tam olarak çözülemediği için en küçük boyutlu kolimatörün sonuçlarının uyumsuz bulunması beklenen bir durumdur. Filmin fantom içine yerleştirilmesindeki farklılıklar dozu çok yakından etkilediği için ilk 1-2 mm’de %DD larda farklılıklar görülmüştür.

Doz verim faktörleri ele alındığında; tüm dedektörler ve EBT3 gafkromik filmi için kolimatör boyutu büyüdükçe (>20mm) faktörler birbirine yaklaşmaktadır. Küçük alanların (5 mm ve 7,5 mm) doz verim faktörleri oldukça düşük olarak bulundu.

Çalışmamızda 5 mm, 7,5 mm ve 10 mm’lik kolimatörler için diyot dedektörün diğerlerine göre daha yüksek cevap verdiği görülmüştür. 12,5 mm ve daha büyük kolimatörler için iyon odalarının cevapları birbirleri ile uyumlu iken, farmer iyon odasının 25 mm’lik kolimatörden sonra diğerleriyle uyumlu sonuçlar vermeye başladığı görülmüştür. Ayrıca farmer iyon odası dışında, 20 mm ve daha büyük kolimatörler için verim faktörü farkı $\pm\%$ 1 olarak bulundu. 20 mm’den daha küçük kolimatörlerde ise bu fark %10’un üzerine çıkmaktadır.

Çalışmamızda kullandığımız dedektörler içinde en iyi sonuç veren diyot dedektör ile en kötü sonuç veren farmer iyon odasının farkı yüzde olarak karşılaştırıldı. Buna göre, en büyük fark 5 mm’lik kolimatörde %87,5 olarak bulundu. Bu fark 7,5 mm’lik kolimatörde %76,9, 10 mm’lik kolimatör için %64,5, 12,5 mm’lik kolimatör için %52, 15 mm’lik kolimatör için %39,5 ve 20 mm’lik kolimatör için %19,5 olarak bulundu. Farmer iyon odasının hacminin büyük olması, küçük alan dozimetrisinde istenilen sonuçların elde edilememesine neden olmaktadır. Bundan dolayı küçük alan dozimetrisinde kullanılmamalıdır.

İris kolimatörü için diyot dedektör ile ölçülen verim faktörü sonuçlarımız, sabit kolimatör için diyot dedektörle ölçülmüş verim faktörü sonuçlarıyla karşılaştırıldı. Sonuçlar genel olarak birbiriyle uyumlu bulundu. En farklı sonuç 5 mm’lik kolimatörde elde edildi. İris kolimatörünün 5 mm boyutu için verim faktörü sonucu 0,64 iken, sabit kolimatörde bu değer 0,71 olarak bulundu.

Echner ve ark (18), diyot dedektörle CyberKnife’ın tüm kolimatörleri için verim faktörünü incelemişler ve aynı boyutlara sahip kolimatörler için cevapları

karşılaştırmışlardır. Genel olarak verim faktörü ölçümlerinde anlamlı bir fark bulunmazken en farklı sonuçları, en küçük kolimatör boyutlarında (5 mm ve 7,5 mm) bulmuşlardır. Diyot dedektörle iris kolimatörünün 5 mm boyutu için verim faktörü sonucu 0,57 iken, sabit kolimatörde bu değer 0,71 olarak; iris kolimatörünün 7,5 mm'lik boyutu için verim faktörü 0,78 iken sabit kolimatörde bu değer 0,84 olarak bulunmuştur. Bu bulgulara göre, çalışmamızda diyot dedektör kullanarak iris kolimatörü için elde ettiğimiz verim faktörü sonuçları yaklaşık olarak %10 daha iyi sonuç vermiştir. Ayrıca makalede, iris kolimatörünün total kalınlığının (120 mm) en küçük boyutlu sabit kolimatörün total kalınlığından (70 mm) daha fazla olması, verim faktörlerini etkileyecek bir neden olarak gösterilmiştir. En küçük kolimatör boyutları için, verim faktörü ölçüm noktasında, x-ışını odak noktası kısmen engellenmekte ve kolimatörlerin total kalınlık farkından dolayı iris kolimatörü sabit kolimatöre göre bu durumdan daha çok etkilenmektedir.

J. Jang ve ark (30), pin point iyon odası, diyot dedektör ve gafkromik EBT film ile CyberKnife cihazının sabit kolimatöründe verim ölçümü sonuçlarını karşılaştırmışlardır. 20 mm'den daha büyük kolimatörler için, farklı dedektörlerden gelen verim faktörünün $\pm\%$ 1 içinde iyi bir uyum gösterdiğini, bununla birlikte, 20 mm'den daha küçük kolimatörlerde, her bir dedektörün verim faktörü için % 10 ya da daha fazla bir farklılık gösterdiğini saptamışlardır. Ayrıca, pin point iyon odasının çok küçük hacme sahip olmasına rağmen 20 mm'lik ve daha küçük kolimatör boyutları için doğru ve hassas sonuçlar vermediğini vurgulamışlardır. Bulduğumuz sonuçlar, bu çalışmanın sonucuyla benzerdir.

Indra J. Das ve ark (31), doz verim faktörlerinde iyi sonuç elde edebilmek için küçük hacimli iyon odasının kullanılması gerektiğini vurgulamışlardır. Çalışmalarında, pin point iyon odası, semifleks iyon odası ve diamond dedektör için verim faktörleri ölçümü yapmışlar ve en düşük değeri semiflex iyon odası için, en yüksek değeri de diamond dedektör için bulmuşlardır. Pin point iyon odası, diğer ikisinin arasında sonuçlar vermiştir. Ayrıca verim faktörlerinde alan boyutuna bağlı olarak bir düşüş olduğunu belirtmişlerdir. Buna göre çalışmamızın sonucu literatür ile uyum göstermektedir.

C. Yu ve ark (32), CyberKnife cihazının sabit kolimatörleri için farklı yöntemlerle yaptıkları verim faktörü ölçümlerinde en yüksek değeri diyot dedektör için

bulmuşlardır. Çalışmamızda da en yüksek değerler diyot dedektöre aittir ve sonuçlar birbiriyle uyum göstermektedir.

Pin point iyon odasının yatay ve dikey pozisyonlardaki ölçüm sonuçlarına bakıldığında; küçük kolimatörlerde fark biraz daha fazla iken (%20'lere varan), 20 mm'lik ve daha büyük kolimatörlerde farkın önemli oranda azaldığı görülmektedir (%1'den daha küçük). Ayrıca, özellikle küçük kolimatör boyutları için (15 mm ve daha küçük), dikey pozisyonadaki ölçüm değerleri yatay pozisyonadaki ölçüm değerlerinden daha yüksek bulundu. Bunun en önemli nedeni pin point iyon odasının dik pozisyondayken hassas hacminin kesit alanının küçülmesinden kaynaklanan uzaysal çözünürlüğünün artış göstermesidir.

Indra J. Das ve ark (31), pin point iyon odasının yatay ve dikey pozisyonunda verim faktörlerini karşılaştırmışlar ve dikey pozisyonadaki pin point iyon odasının küçük kolimatör boyutlarında daha yüksek sonuçlar verdiğini göstermişlerdir. Çalışmamızda bulunan sonuçlar, literatürle uyum içindedir.

SRC'de alan içindeki hızlı doz değişimi ve lateral elektronik dengenin bozulması gibi nedenlerle, uygun dedektörün seçimi çok önemlidir (32). Detektörün hassas hacminin alan boyutundan büyük olması ciddi boyutlara varan belirsizlikler getirmektedir. Hızlı doz değişimi olan bölgelerde dozun ölçülebilmesi için iyon odasının hassas hacmi yeteri kadar küçük olmalıdır. Kullanılan dedektörler sadece alan büyüklüğünden küçük olmamalı, aynı zamanda penumbra bölgesindeki hızlı doz düşüşünü tanımlayacak yeterli çözünürlüğe sahip olmalıdır (33).

Literatürde verim faktörü ölçümlerinde, diyot dedektör ile elde edilen sonuçların diğerlerine göre daha tutarlı olduğu ve belirsizliklerin daha az olduğu görülmektedir. Bunun nedeni uzaysal çözünürlüğünün yüksek olmasıdır. Bununla birlikte diamond dedektörün ve filmin de verim faktörü için küçük alanlarda uygun sonuçlar verdiği görülmektedir. Diamond detektör, hem doku eşdeğeri olması hem de küçük hacminden dolayı uzaysal çözünürlüğünün çok iyi olması nedeniyle diyot dedektör gibi küçük alan ölçümleri için en uygun sistemlerin başında gelmektedir.

Çalışmamızın diğer kısmında RW3 katı su fantomu ve EBT3 gafkromik film kullanılarak iris kolimatörünün profil özellikleri incelendi ve bulunan sonuçlar su fantomunda diyot dedektör ile yapılmış olan ölçümlerle karşılaştırıldı.

Merkezden sapma oranı (ocr), fantom içerisinde, ışın merkez eksenine dik bir düzlemde ve belirli bir derinlikte, merkez noktası dışında kalan noktalarda okunan doz değerinin merkez noktasında okunan doz değerine oranıdır. Bu noktalarla profil eğrisi oluşturulur. İris kolimatörünün her bir boyutu için 0 derecede ve 15 derecede çıkarılmış olan merkezi eksen dışı (ocr) doz profilleri incelendiğinde su fantomu değerleriyle uyumlu sonuç verdiği görülmektedir. Ayrıca, alanın 0 derecede ve 15 derece açılı olarak bulunan ocr profilleri birbiriyle uyumlu sonuçlar vermiş, aralarında önemli bir fark bulunmamıştır. Bu sonuç, iris kolimatörünün onikigen şekline rağmen daireye yakın bir açıklık sağladığını göstermektedir.

Penumbra genişlikleri incelenecek olursa, genel olarak iris kolimatör boyutunun artmasıyla penumbra genişliklerinde bir artış olmaktadır. Çalışmamızın sonucunda bulunan iris kolimatörünün sağında ve solundaki penumbra genişlikleri, su fantomunda diyot dedektör ile bulunan penumbra genişlikleri ile kıyaslandı. EBT3 gafkromik film ile bulduğumuz penumbra genişliklerinin genel olarak diyot dedektörden daha küçük olduğu görüldü. Bu sonuç, filmin rezolusyonun daha iyi olmasından kaynaklanmaktadır. Ayrıca iris kolimatörünün penumbra değerleri ile sabit kolimatörlerin penumbra değerleri karşılaştırıldı. İris kolimatöründeki penumbra değerleri daha geniş bulundu (en büyük fark 0,65mm). Ancak iris kolimatörünün şekil yapısı itibarıyla penumbra değerlerinin sabit kolimatörünkünden fazla olması olağandır.

Yin ve ark (34), film kullanılarak yapılan doz profil ölçümlerinde alan boyutunun önemli bir faktör olduğunu vurgulamışlardır.

Indra J. Das ve ark (31) da, farklı iki filmle 12,5 mm ve 40 mm'lik alanlarda yaptıkları çalışmada film dozimetrisinin alan boyutuna nispeten duyarlı olduğunu, alan boyutunun penumbra genişlemesiyle doğru orantılı olarak artış gösterdiğini bildirmişlerdir. Ayrıca iki filmdeki profiller arasındaki farkın nispeten küçük olduğunu bulmuşlardır. İyi bir ölçüm tekniği ile, en küçük kolimatör boyutunda bile profil ölçümlerinin iyi sonuçlar verebileceğini vurgulamışlardır. Diğer yandan, in-plane ve cross-plane olarak aldıkları profil ölçümleri arasında önemli bir fark olmadığını belirtmişlerdir. Diamond dedektör ve film kullanarak yaptıkları profil ölçümlerini kıyaslamışlar ve bütün kolimatör boyutları için uyumlu sonuçlar gösterdiğini belirtmişlerdir. Bunun yanında, pin point gibi küçük hacimli iyon odalarının, SRC'de absolute dozimetri için ideal olduğunu, diamond dedektörün ve yüksek çözünürlüğe sahip olmasından ötürü filmin, küçük alan profillerinde uygun olduğunu

vurgulamışlardır. Çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlar literatür ile uyumlu bulunmuştur.

Echner ve ark (18), CyberKnife'in sabit kolimatörleri ve iris kolimatörünün her bir boyutu için profil özelliklerini filmle incelemişler ve penumbranın alan boyutuyla artış gösterdiğini belirtmişlerdir. Iris kolimatörünün penumbra değerlerinin sabit kolimatörün penumbra değerlerinden 0,2-0,6 mm daha geniş olarak bulmuşlardır. Iris kolimatörünün onikigen şeklinden dolayı kenarlarındaki geçirgenliğinin sabit kolimatörünkünden fazla olmasının normal olduğunu vurgulamışlardır.

Iris kolimatörünün sahip olması gereken en önemli özelliklerden biri her bir alan boyutunun etkili bir şekilde dairesel olması ve alan boyutlarının sabit kolimatörlerin alan boyutlarıyla tam olarak uyuşmasıdır. Bundan dolayı çalışmamızın son aşamasında iris kolimatörünün daireselliği incelendi. Her bir iris kolimatörün, PTW Verisoft yazılımında radyal doz profilleri çıkarıldı. Büyük kolimatör boyutlarında iris kolimatörünün tam şekli (12 kenar) daha belirgin olurken küçük kolimatör boyutları için bu durum pek söz konusu olmamaktadır. Bununla birlikte radyal doz profilleri incelendiğinde iris kolimatörünün tüm boyutları daireselliğe çok yakın bir görüntü oluşturmaktadır.

Literatürde (18), iris kolimatörün radyal doz profilindeki %50'lik hattın, kolimatörün çap değerini vermesi gerektiği vurgulanmıştır. Radyal doz profilleri incelendiğinde, bütün kolimatör boyutları için %50'lik izodoz hattının kolimatörün çapına çok yakın bir değerde olduğu görülmektedir.

Sonuç olarak, bu tez çalışmasında iris kolimatörünün dozimetrik parametreleri araştırılmış su fantomu ölçümleriyle ve literatürle karşılaştırıldığında uyumlu sonuçlar verdiği görülmüştür. Iris kolimatörü, sabit kolimatörlerle çok benzer dozimetrik özelliklere sahiptir. Dairesel doz dağılımları vermektedir. Iris kolimatörün özellikle SRC'de küçük alan ışınlamalarında kullanıldığı göz önüne alındığında, küçük alan dozimetrisindeki belirsizlikler nedeniyle, ölçüm yönteminin dikkatli seçilmesi gerekmektedir. Bu çalışmada diyot dedektör, diamond dedektör, EBT3 gafkromik film ve pin point iyon odasının, CyberKnife robotik radyocerrahi cihazının iris kolimatörünün oluşturduğu küçük alan dozimetrisinde kullanılabilir dozimetrik yöntemler olduğu görülmüştür. Ayrıca, EBT3 gafkromik film dozimetrisi, küçük alanların doz profillerini elde etmede iyi bir seçimdir.

KAYNAKLAR

1. Faiz M. Khan. "The Physics Of Radiation Therapy 3rd Edition". Lippincott Williams & Wilkins Company, USA, 2003.
2. Verhey LJ. "3D Conformal therapy using beam intensity modulation". *Front Radiat Ther Oncol* 1996; 29: 139-155.
3. Zelefsky MJ, Fuks Z, Happersett L, Lee HJ, Ling CC, Burman CM, et al. "Clinical experience with intensity modulated radiation therapy (IMRT) in prostate cancer". *Radiother Oncol* 2000;55(3):241-9.
4. Leksell L. "The stereotaxic method and radiosurgery of the brain". *Acta Chir Scand* 1951;102(4):316-9.
5. Kondziolka D, Lunsford LD, Flickinger JC. "The application of stereotactic radiosurgery to disorders of the brain". *Neurosurgery*. 2008; 62 (Suppl 2):707-719.
6. Barros MG, Paris F, Cardo CC, Lyden D, Rafii S, Friedman AH, et al. "Tumor response to radiotherapy regulated by endothelial cell apoptosis". *Science* 2003; 300:1155-1159.
7. Wilcox EE and Daskalov GM. "Accuracy of dose measurements and calculations within and beyond heterogeneous tissues for 6 MV photon fields smaller than 4 cm produced by Cyberknife". *Med. Phys* 2008; 35 (6) : 2259-2266.
8. Leksell L. *Brain fragments*. ed: Steiner L. *Radiosurgery: Baseline and Trends*. New York: Raven Press, 1992.
9. Kavanagh BD, Timmerman RD. "Stereotactic radiosurgery and stereotactic body radiation therapy: an overview of technical considerations and clinical applications". *Hematol Oncol Clin North Am* 2006;20(1):87–95.
10. Meeks SL, Pukala J, Ramakrishna N, Willoughby TR and Bova FJ. "Radiosurgery technology development and use". *J. of Radiosurgery and SBRT*, 2010; 1: 21-29.
11. Podgorsak EB. "Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students". Vienna, Austria: IAEA (2005).
12. Schlaefter A, Dieterich S. "Feasibility of case-based beam generation for robotic radiosurgery". *Artificial Intelligence in Medicine* 2011; 52 (2): 67–75.

13. Kilby W, Dooley JR, Kuduvalli G, Maurer CR. The CK Robotic Radiosurgery System in 2010. *Technology in Cancer Research and Treatment*. 2010; 9(5):433-452.
14. CyberKnife Tedavi Uygulama Kılavuzu, Fizik Esasları.
15. CyberKnife Tedavi Uygulama Kılavuzu, Tedavi Uygulama.
16. Huq MS, Yu Y, Chen ZP and Suntharalingam N. “Dosimetric characteristics of a commercial multileaf collimator”. *Med. Phys.* 1995; 22(2): 241-247.
17. Schlegel W, Bortfeld T and Grosu AL. “New Technologies in Radiation Oncology”. 2006 Springer-Verlag Berlin Heidelberg 187-207.
18. Echner GG., Kilby W, Lee M, Earnst E, Sayeh S, Schlaefel A, Rhein B, Dooley JR., Lang C, Blanck O, Lessard E, Maurer CR and Schlegel W “The design, physical properties and clinical utility of an iris collimator for robotic radiosurgery”. *Phys. Med. Biol.* 2009;54: 5359–5380.
19. Dieterich S, Cavedon C, Chuang CF, Cohen AB, Garrett JA, Lee CL, Lowenstein JR, d’Souza MF, Taylor DD, Wu X, Yu C. Report of AAPM TG 135: Quality Assurance for Robotic Radiosurgery. *Med. Phys.* 2011; 38(6): 2914-2936.
20. Podgorsak EB, Pike GB, Pla M, Olivier A and Souhami L, “Radiosurgery with photon beams: Physical aspects and adequacy of linear accelerators,” *Radiother. Oncol.* 1990;17: 349–358.
21. Biggs PJ and Ling CC, “Electrons as the cause of the observed dmax shift with field size in high energy photon beams,” *Med. Phys.* 1979; 6: 291–295.
22. Sixel KE, and Podgorsak EB. “Build-up region of high-energy x-ray beams in radiosurgery,” *Med. Phys.* 1993; 20: 761–764.
23. Solberg T D, Holly F E, De Salles AAF, Wallace R E, and Smathers JB, “Implications of tissue heterogeneity for radiosurgery in head and neck tumors,” *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 1995; 32: 235–239.
24. Moskvina V, Timmerman R, Rosiers C D, Randall M, Rosiers P D, Dittmer P and Papiez L, “Monte Carlo simulation of the Leksell GammaKnife: Effects of heterogeneous versus homogeneous media for stereotactic radiosurgery,” *Phys. Med. Biol.* 2004;49: 4879–4895.
25. Kemikler G, “Doz ölçüm yöntemleri ders notları”, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Tıbbi Radyofizik BD., 2010-2011.
26. PTW Radiation Medicine QA Solutions 2011-2012.

27. <http://www.ptw.de/2272.html?&cId=3430>
28. Gafchromic EBT3 Scan Handling Guide, 2011
29. EPSON Expression 10000 XL Katalog, 2007.
30. Jang J, Kang Y, Shin H, Seo J, Kim M, Lee D and Kwon S. "Measurement of Beam Data for Small Radiosurgical Fields: Comparison of CyberKnife Multi-sites in Korea" *Progress in Nuclear Science and Technology*. 2011;l (1):537-540.
31. Das IJ, Downes MB, Kassaei A and Tochner Z. "Choice of radiation detector in dosimetry of stereotactic radiosurgery radiotherapy", *Journal of Radiosurgery*, 2000; 3 (4): 177-186.
32. Das IJ, Ding GX, Ahnesjö A. "Small fields: Nonequilibrium Radiation Dosimetry". *Med. Phys.* 2008; 35(1): 206-215.
33. Stasi M, Baiotto B, Barboni G, Scielzo G. "The behavior of several microionization chambers in small intensity modulated radiotherapy fields". *Med. Phys.* 2004; 31(10): 2792-2795
34. Yin FF: "Physical penumbra change of beam profile due to film digitization". *Med. Phys.* 1995; 22:803–805.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	İNÇİ	Soyadı	KINGİR
Doğ.Yeri	KAYSERİ	Doğ.Tar.	05.04.1986
Uyruğu	TC	TC Kim No	22241266724
Email	kingirinci@gmail.com	Tel	0506 462 47 38

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
Doktora		
Yük.Lis.	İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Ens. Sağlık Fiziği	2013
Lisans	Yeditepe Üniversitesi Fen Edebiyat Fak. Fizik Bölümü	2010
Lise	TED Kayseri Koleji	2004

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1.	Tıbbi Radyofizikçi	İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü	2012 -
2.			-
3.			-

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS/ÜDS Puanı	(Diğer) Puanı
İngilizce	İyi	İyi	İyi	63,5	6/9 - IELTS

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
ALES Puanı	85,074	86,297	70,464
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
Eclipse Tedavi Planlama Sistemi	iyi
CMS XİO Tedavi Planlama Sistemi	iyi
MS Office	iyi

Yayınları/Tebliğleri Sertifikaları/Ödülleri

Özel İlgi Alanları (Hobileri):