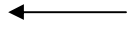
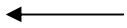


Adınızı soyadınızı giriniz

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 DOKTORA TEZİ)

**KÜÇÜK ALANLI ELEKTRON IŞIN DEMETLERİNDE
DOZİMETRİ PARAMETRELERİNİN ARAŞTIRILMASI**

NAZMIYE DÖNMEZ

**DANIŞMAN
PROF. DR. HATİCE BİLGE**

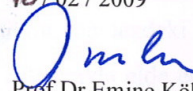
**TEMEL ONKOLOJİ ANABİLİM DALI/TIBBİ
RADYOFİZİK PROGRAMI**

İSTANBUL-2009

TEZ ONAYI

Aşağıda tanıtımı yapılan tez, jüri tarafından başarılı bulunarak Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

10 / 02 / 2009


Prof. Dr. Emine Kökoğlu
Enstitü Müdürü

Kurum : İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Program Adı : Tıbbi Radyofizik Bilim Dalı
Programın seviyesi : Yüksek Lisans ☒ Doktora ☐
Anabilim Dalı : Temel Onkoloji
Tez Sahibi : Nazmiye DÖNMEZ
Tez Başlığı : "Küçük Alanlı Elektron Işın Demetlerinde Dozimetri Parametrelerinin Araştırılması "
Sınav Yeri : İ.Ü. Onkoloji Enstitüsü
Sınav Tarihi : 06 / 02 / 2009

Tez Sınav Jürisi

Ünvanı Adı Soyadı Üniversitesi, Fakültesi, Anabilim Dalı

1. Prof. Dr. Hatice BİLGE / İ.Ü. Onkoloji Enstitüsü / Temel Onkoloji Anabilim Dalı / Danışman 
2. Prof. Dr. Gönül Kemikler / İ.Ü. Onkoloji Enstitüsü / Temel Onkoloji Anabilim Dalı 
3. Doç. Dr. İsmail ÖZBAY / İ.Ü. Onkoloji Enstitüsü / Temel Onkoloji Anabilim Dalı 
4. Doç. Dr. Fulya AĞAOĞLU / İ.Ü. İst. Tıp Fakültesi / Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı 
5. Doç. Dr. Esra KAYTAN / İ.Ü. İst. Tıp Fakültesi / Radyasyon Onkolojisi 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.

NAZMİYE DÖNMEZ



İTHAF

Sevgili Anne ve Babam'a ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Bu tez çalışmasının her aşamasında yardım ve desteğini esirgemeyen değerli danışmanım İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi Onkoloji Enstitüsü Öğretim üyesi Prof. Dr. Hatice Bilge'ye,

Ölçümler esnasında beni yalnız bırakmayan M.Sc. Murat Okutan'a, tez çalışmamda kullandığım PTW, CMS ve ISP Gafchromic Film hakkında bildiği her şeyi benimle paylaşan, manevi desteğini benden esirgemeyen iş arkadaşım sevgili M.Sc. Nazlı Demirağ'a, maddi ve manevi desteğinden dolayı Meditel şirketi ortaklarından sayın Ünver Güneş'e, tezim sırasında bana kolaylık sağlayan Meditel satış müdürü Bürgehan Yağcıoğlu'na,

Yaptığı tez çalışmasıyla bana öncülük eden arkadaşım Ozan Evren Göksel'e,

Ayrıca; tezim sırasında bana manevi destekte bulunan arkadaşlarım Sema Gözcü Zuhal Önal ve Tuğba Batmaz'a,

Destek ve sevgilerini benden hiç eksik etmeyen, hep yanımda olan, annem Özden Dönmez, babam Raşit Dönmez ve ablam Uzm. Dr. İhsaniye Dönmez Çiçek'e en içten dileklerimle teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	İİ
BEYAN.....	İİİ
İTHAF.....	İV
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER	VI
TABLolar LİSTESİ	İX
ŞEKİLLER LİSTESİ	X
GRAFİKLER LİSTESİ	Xİİ
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ.....	Xİİİ
ÖZET	XV
ABSTRACT.....	XVİ
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Medikal Lineer Hızlandırıcılar	4
2.2. Elektronun Madde İle Etkileşmesi.....	6
2.2.1. Elektron-Yörünge Elektronu Etkileşimi.....	8
2.2.2. Elektron-Çekirdek Etkileşimi	8
2.3. Durdurma Gücü.....	9
2.4. Elektron Enerji Özellikleri.....	10
2.4.1. En Olası Enerji (E_p) ₀ :	11
2.4.2. Ortalama (Mean) Enerji:	12
2.5. Elektron Işınlmasının Dozimetrik Özellikleri	13
2.5.1. Derin Doz Karakteristikleri	13
2.5.2. Alan Boyutu Etkisi	14
2.5.3. Küçük Alanlar için Yüzde Derin Doz Değeri	14
2.5.4. Başlangıç Enerjisi Etkisi.....	15
2.5.5. Işın Profili ve Penumbra	16
2.5.6. Yüzey Düzensizliğine Yakınlık ve Doku İnhomojeniteleri.....	16
2.5.7. Yüzey Dozu Özellikleri	16
2.6. Elektron Dozimetrisinde Kullanılan Ölçüm Metotları	17

2.6.1. İyon Odasıyla Ölçüm Metodu.....	18
2.6.2. Film Dozimetri	19
2.6.3. Termolüminesans Dozimetri.....	19
2.7. Doz Hesaplama Metotları.....	20
2.7.1. Işın-Çizgisi (Ray-Line) Metodu.....	20
2.7.2. Kalem Işın Metodu (Pencil Beam Method)	20
2.7.3. ‘Monte Carlo’ Metodu.....	21
3. GEREÇ VE YÖNTEM	22
3.1. Araç ve Gereçler.....	22
3.1.1. Siemens Oncor Lineer Hızlandırıcı.....	23
3.1.2. Çeşitli Alan Boyutlarında Hazırlanmış Serobant Bloklar.....	23
3.1.3. Markus Paralel-Plan İyon Odası	24
3.1.4. Advanced Markus Paralel-Plan İyon Odası	25
3.1.5. Semiflex İyon Odası	26
3.1.6. Pinpoint İyon Odası	26
3.1.7. PTW Unidos Dozimetre	27
3.1.8. Su fantomu	27
3.1.9. ISP marka GAFCHROMIC® EBT model film	28
3.1.10. EPSON Tarayıcı	29
3.1.11. Fimel Marka GR-200R1 Termolüminesans Rodları	29
3.1.12. Fimel TLD Sistemi	29
3.1.13. CMS XiO Tedavi Planlama Sistemi	30
3.1.14. RW-3 Katı Su Fantomu	30
3.2. YÖNTEM.....	32
3.2.1. İzodoz Dağılımının Elde Edilmesi.....	32
3.2.1.1. Su Fantomu ve İyon Odası Kullanılarak İzodoz Dağılımı Elde Edilmesi... 32	
3.2.1.2. Film Dozimetrisi ile İzodoz Dağılımı Elde Edilmesi	33
3.2.1.3. Tedavi Planlama Bilgisayarı ile İzodoz Dağılımı Elde Edilmesi.....	34
3.2.1.4. İzodoz Dağılımlarının Karşılaştırılması	35
3.2.2. Doz Verimi Ölçümleri	36
3.2.2.1. İyon Odası Ölçümleri.....	36
3.2.2.2. Film Ölçümleri.....	36
3.2.2.3. TLD Ölçümleri	37

3.2.2.4. Doz Verimi Ölçümlerinin Tedavi Planlama Bilgisayarı Bilgileriyle Karşılaştırılması.....	37
4. BULGULAR.....	39
4.1. Oncor Cihazının Çeşitli Alan ve Enerjilerdeki % Derin Doz Eğrileri.....	39
4.2. Gafchromic EBT Film Kullanılarak Kalibrasyon Eğrisi Elde Edilmesi.....	43
4.3. TPS ile Diğer Dozimetri Yöntemlerinin İzodoz Karşılaştırması.....	43
4.4. Oncor Cihazının Çeşitli Ölçüm Yöntemleriyle Yapılan Doz Verimi Ölçümleri Karşılaştırması.....	53
4.5. TPS ile Diğer Dozimetri Yöntemlerinin Doz Verimleri % Farkları.....	57
5. TARTIŞMA	58
KAYNAKLAR	62
ÖZGEÇMİŞ	65

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 3-1: 10 cm x 10 cm alan için derin doz parametreleri	33
Tablo 4-1: 6 MeV enerji seviyesinde 5,4,3,2 ve 1 cm çaplı ve 10x10 cm ² kare alanların % derin doz grafiklerinden elde edilen analiz sonuçları (Semiflex İyon Odası).	41
Tablo 4-2 : 6 MeV enerji seviyesinde 5,4,3,2 ve 1 cm çaplı ve 10x10 cm ² kare alanların % derin doz grafiklerinden elde edilen analiz sonuçları (Pinpoint İyon Odası).	41
Tablo 4-3: 9 MeV enerji seviyesinde 5,4,3,2 ve 1 cm çaplı ve 10x10 cm ² kare alanların % derin doz grafiklerinden elde edilen analiz sonuçları (Semiflex İyon Odası).	41
Tablo 4-4 : 9 MeV enerji seviyesinde 5,4,3,2 ve 1 cm çaplı ve 10x10 cm ² kare alanların % derin doz grafiklerinden elde edilen analiz sonuçları (Pinpoint İyon Odası).	42
Tablo 4-5 : 15 MeV enerji seviyesinde 5,4,3,2 ve 1 cm çaplı ve 10x10 cm ² kare alanların % derin doz grafiklerinden elde edilen analiz sonuçları (Semiflex İyon Odası).	42
Tablo 4-6 : 15 MeV enerji seviyesinde 5,4,3,2 ve 1 cm çaplı ve 10x10 cm ² kare alanların % derin doz grafiklerinden elde edilen analiz sonuçları (Pinpoint İyon Odası)	42
Tablo 4-7: 6, 9 ve 15 MeV elektron demetlerinin farklı alan boyutlarında penumbra genişlikleri (%80-%20 doz uzaklığı)	53
Tablo 4-8 : 6 MeV enerji için doz verimi faktörleri.....	54
Tablo 4-9 : 9 MeV enerji için doz verimi faktörleri.....	55
Tablo 4-10 : 15 MeV enerji için doz verimi faktörleri.....	55
Tablo 4-11: 6 MeV elektron demetlerinde 5, 4, 3, 2 ve 1 cm çaplı alanların doz verimlerinin Tedavi Planlama Sistemine (TPS) göre karşılaştırması.....	57
Tablo 4-12: 9 MeV elektron demetlerinde 5, 4, 3, 2 ve 1 cm çaplı alanların doz verimlerinin Tedavi Planlama Sistemine (TPS) göre karşılaştırması.....	57
Tablo 4-13: 15 MeV elektron demetlerinde 5, 4, 3, 2 ve 1 cm çaplı alanların doz verimlerinin Tedavi Planlama Sistemine (TPS) göre karşılaştırması.....	57

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: Siemens Oncor lineer hızlandırıcısının şematik yapısı; (1) elektron tabancası, (2) klistron (mikrodalga kaynağı), (3) dalga kılavuzu, (4) eğici magnet, (5) courorel, (6) multi leaf kolimatör, (7) elektron ışınları için kon tutucu, (8) saçıcı filtre.	5
Şekil 2-2: Elektronun atomla etkileşimi (a, atom yarıçapı; b, etki parametresi) [3].	7
Şekil 2-3: Elektronların maddeyle etkileşim şekilleri (a) Eksitasyon (b) İyonizasyon (c) Bremsstrahlung (d) Karakteristik X- ışınları [6].	8
Şekil 2-4: Elektron enerjisine bağlı olarak farklı maddelerin toplam durdurma güçlerini gösteren grafik [6].	10
Şekil 2-5: Elektronların, kinetik enerjilerine bağlı olarak, su, kurşun ve alüminyumun toplam kütsel durdurma güçleri (düz eğri). Kütsel çarpışma (çizgili eğri) ve kütsel radyasyon durdurma güçleri (noktalı eğri). Toplam durdurma gücü, radyasyon ve çarpışmasal durdurma güçlerinin toplamıdır [7].	11
Şekil 2-6: R_{100} , R_{90} , R_{50} , R_p ve R_{max} değerlerini gösteren yüzde derin doz eğrisi [3]. ..	12
Şekil 2-7: 20 MeV Elektron enerjisinde farklı alan boyutları için derin doz eğrileri. Elektronların pratik erişme mesafesinden büyük olan alan boyutlarında (Bu eğride 20 MeV enerji için R_p değeri 10 cm kadardır) PDD eğrisinde anlamlı bir değişim gözlenmemektedir [3].	15
Şekil 2-8: Artan elektron enerjisiyle yüzey dozunun yüzde artışının şematik gösterimi [5].	17
Şekil 2-9: Farklı elektron enerjilerinin derin doz eğrileri. Enerji arttıkça giriş dozu artmaktadır [3].	17
Şekil 3-1: Siemens Oncor lineer hızlandırıcı.	23
Şekil 3-2: Huestis Compu-Cutter Otomatik Blok Kesici ve blok kesiciyle kesilip oluşturulan farklı çaplardaki kurşun bloklar.	24
Şekil 3-3: PTW Markus Paralel Plan İyon Odası [14].	25
Şekil 3-4: Sırasıyla (soldan) PTW Semiflex İyon Odası ve PTW Advanced Markus Paralel Plan İyon Odası [14,16].	25
Şekil 3-5: PTW Unidos Dozimetri Sistemi ve PTW Pinpoint İyon Odası [17].	27
Şekil 3-6: PTW MP3-M Su Fantomu ve Mephysto mc^2 Yazılım Programı.	28
Şekil 3-7: EPSON Tarayıcı [21].	29

Şekil 3-8: Fimel TLD Sistemi ve Fimel Marka GR-200R1 Termolüminesans Rodları [23].....	30
Şekil 3-9: RW-3 Katı Su Fantomu [15].	30
Şekil 3-10: Derin Doz ölçümleri için Deney Düzeneği (Siemens - Oncor).	34
Şekil 3-11: Doz Verimi Ölçümleri için Deney Düzeneği (Siemens – Oncor).....	37

GRAFİKLER LİSTESİ

Grafik 4-1: 6 MeV elektron demetleri için 10 x 10 cm ² kare alan, 5,4,3,2 ve 1 cm çaplı yuvarlak alan büyüklüklerine ait PTW Semiflex 0,125 cc iyon odasıyla ölçülen % derin doz eğrileri.	39
Grafik 4-2: 9 MeV elektron demetleri için 10 x 10 cm ² kare alan, 5,4,3,2 ve 1 cm çaplı yuvarlak alan büyüklüklerine ait PTW Semiflex 0,125 cc iyon odasıyla ölçülen % derin doz eğrileri.	40
Grafik 4-3: 15 MeV elektron demetleri için 10 x 10 cm ² kare alan, 5,4,3,2 ve 1 cm çaplı yuvarlak alan büyüklüklerine ait PTW Semiflex 0,125 cc iyon odasıyla ölçülen % derin doz eğrileri.	40
Grafik 4-4: 9 MeV elektron ışınlarına ait kalibrasyon eğrisi.	43
Grafik 4-5: 6 MeV elektron demetlerinin 5,4,3,2 ve 1 cm çaplı alan büyüklükleri için doz dağılımları karşılaştırmaları.....	46
Grafik 4-6: 9 MeV elektron demetlerinin 5,4,3,2 ve 1 cm çaplı alan büyüklükleri için doz dağılımları karşılaştırmaları.....	49
Grafik 4-7: 15 MeV elektron demetlerinin 5,4,3,2 ve 1 cm çaplı alan büyüklükleri için doz dağılımları karşılaştırmaları.....	52
Grafik 4-8: 6 MeV elektron demetlerinde 5, 4, 3, 2 ve 1 cm çaplı alan büyüklüğüne ait doz verimleri.	54
Grafik 4-9: 9 MeV elektron demetlerinde 5, 4, 3, 2 ve 1 cm çaplı alan büyüklüğüne ait doz verimleri.	55
Grafik 4-10: 15 MeV elektron demetlerinde 5, 4, 3, 2 ve 1 cm çaplı alan büyüklüklerine ait doz verimleri.	56

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

A : Amper

C : Coulomb

$d_{\max}$: Maksimum dozun oluştuğu derinlik

D_{ref} : Referans derinlik

% DD : Yüzde derin doz

e^- : Elektron

e^+ : Pozitron

E : Enerji

$(E_p)_0$: En olası enerji

E_0 : Başlangıç ışın enerjisi

E_z : z derinliğindeki enerji

d_{80} : Maksimum dozun % 80'e düştüğü derinlik

$\text{\AA}$: Angstrom

Gy : Gray

μGy : Mikro Gray

Sv : Sievert

R : Röntgen

hPa : Hekto paskal

Linak : Lineer hızlandırıcı (Linear accelerator)

MeV : Milyon elektron volt

keV : Kilo elektron volt

MW : Mega watt

MHz : Megahertz

LiF : Lityum Florür

Mg : Magnezyum

Cu : Bakır

P : Fosfor

MLC : Çok yapraklı kolimatör (multi leaf collimator)

MU : Monitör unit

OF : Doz verimi faktörü (output factor)

r : Yarı çap

R : Çap

RF : Radyo Frekans

R_p : Pratik erişme mesafesi

R₁₀₀ : Maksimum doz derinliği

R₉₀ : Dozun %90'ının oluştuğu derinlik

R₅₀ : Dozun %50'sinin oluştuğu derinlik

R₈₅ : Dozun %85'inin oluştuğu derinlik

S : Durdurma gücü (stopping power)

TLD : Termolüminesans Dozimetri

SSD : Kaynak cilt mesafesi (source to skin distance)

TPS : Tedavi planlama sistemi

V : Volt

ρ : Fiziksel yoğunluk (gcm^{-3})

YART : Yoğunluk ayarlı radyoterapi

2D : İki Boyutlu

ÖZET

Dönmez, N. Küçük Alanlı Elektron Işın Demetlerinde Dozimetri Parametrelerinin Araştırılması. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Temel Onkoloji ABD. Yüksek Lisans Tezi. İstanbul. 2009.

Bu çalışmada, 6, 9 ve 15 MeV elektron enerjilerinde 5 cm ve daha küçük çaplı yuvarlak alanların doz dağılımları ve doz verimleri ölçüldü, ölçülen veriler tedavi planlama bilgisayarındaki verilerle karşılaştırıldı.

Doz dağılımı ölçümleri, 5, 4, 3, 2 ve 1 cm çaplı yuvarlak alanlarda PTW MP3-M otomatik su fantomu, PTW Semiflex (0.125 cc) ve PTW Pinpoint (0.015 cc) iyon odaları kullanılarak yapıldı. Su eşdeğeri katı su fantomu ve Gafchromic EBT film kullanılarak izodoz dağılımı ölçümleri tekrar edildi. Ölçülerek elde edilen veriler CMS XiO tedavi planlama bilgisayarından elde edilen izodoz dağılımları ile PTW Verisoft programında yer alan Gamma Index yöntemi kullanılarak karşılaştırıldı. Doz verimi ölçümleri, referans ölçüm derinliğinde, su eşdeğeri katı su fantomunda, PTW Semiflex, PTW Pinpoint silindirik, PTW Markus (0,055 cc), PTW Advanced Markus (0,02 cc) paralel plan iyon odaları, Gafchromic EBT film, 1x1x1 mm³ boyutunda Termoluminesans Dozimetre kullanılarak yapıldı.

Farklı enerji seviyeleri ve farklı boyutlarda yapılan % derin doz ölçümlerinde, her bir enerji seviyesinde alan boyutu azaldıkça maksimum doz derinliği (d_{max}) düşmüştür. Küçük alanlarda maksimum doz noktası yüzeye daha yakın noktalarda oluşmuştur.

Doz verimi ölçümlerinde 6, 9 ve 15 MeV enerji seviyesinde 5, 4, 3, 2 ve 1 cm alan boyutlarında, farklı ölçüm yöntemleriyle ölçülen doz verimi değerleri kendi içlerinde uyumluyken, tedavi planlama sistemi (TPS) ile karşılaştırıldığında % 44'e varan farklar elde edilmiştir.

Tedavi planlama bilgisayarının doz dağılımları; Semiflex, Pinpoint iyon odaları ve EBT film ile elde edilen doz dağılımları ile karşılaştırıldığında, 2 cm ve daha büyük çaplı alanlar için tutarlı olduğu görülmüştür. Doz verimi değerlerinin 5 cm ve daha küçük çaplı alanlarda tutarlı olmadığı sonucuna varılmıştır.

Anahtar Kelimeler: elektron dozimetrisi, doz dağılımı, doz verimi, tedavi planlama sistemi, küçük alanlar.

ABSTRACT

Dönmez, N. Research of Dosimetry Parameters in Small Electron Beams, Istanbul University, Institute of Health Science, Department of Basic Oncology, M.Sc. Thesis. Istanbul. 2009.

In this study, dose distribution and out puts of circular fields with the dimension of 5 cm and smaller fields for 6, 9 and 15 MeV nominal energies were measured and compared with the datas of treatment planning system.

Dose distribution measurements were made for circular fields of 5, 4, 3, 2 and 1 cm in diameter using PTW MP3-M automatic water phantom, PTW Semiflex (0,125 cc) and PTW Pinpoint (0,015 cc) ion chambers. These measurements were repeated using water-equivalent solid water phantom and Gafchromic EBT film. All the measured datas were compared with those which were obtained from CMS XiO treatment planning system, using Gamma Index method in PTW Verisoft software program. Out put measurements were performed using PTW Semiflex (0,125 cc) and PTW Pinpoint (0,015 cc) thimble chambers, PTW Markus (0,055 cc) and PTW Advanced Markus (0,02 cc) cylindrical chambers, Gafchromic EBT film and 1x1x1 mm³ Thermoluminescence dosimeter at reference depth, in a water-equivalent solid water phantom.

In the depth dose measurements which were performed for various electron beam energies and field sizes, for all energies, maximum depth decreases with decreasing field sizes. In other words, when the field size was reduced, maximum dose point moved closer to the surface.

Out put factors, which were performed with different measurement methods in 6, 9 and MeV nominal energy for 5, 4, 3, 2 and 1 cm field sizes, were harmonious between themselves, differences were found maximum % 44 comparing with treatment planning system (TPS).

When the dose distributions of Treatment planning system were compared with Semiflex, Pinpoint ion chambers, EBT films, it was seen that the results were consistent for 2 cm and bigger field sizes. But the out puts for 5 cm and smaller field sizes were not consistent.

Key Words: electron dosimetry, depth dose, output factor, treatment planning system (TPS), small fields.

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Radyoterapide, hızlandırılmış elektronlar yaklaşık 1950’li yıllardan beri kullanılmaktadır. Tedavi amaçlı kullanılan elektronların enerjileri 4-20 MeV aralığındadır. Elektron ışınları, radyoterapide 5 cm derinliğe kadar yerleşimli olan tümörlerin tedavisinde, tek başına veya foton ışınlarıyla birlikte kullanılmaktadır. Özellikle, son yıllarda cilt tümörlerinin ve yüzeysel lezyonların tedavisinde kullanılan düşük enerjili X-ışınlarının kullanımı azalmakta, onların yerini elektron ışınları almaktadır. Göz gibi kritik organlarla çevrili yüzeysel lezyonların tedavisi büyük bir dikkat gerektirir. Bu tür lokasyonlar için daha küçük marjinler, diğer bir deyişle küçük tedavi alanları gerekir. Diğer taraftan, bahsedilen lezyonlar yüzeysel oldukları için bu tür tedavilerde elektronların kullanılması, tedavide daha anlamlı sonuçların elde edilmesini sağlar [1].

Elektronlar, yüzeyden başlayan uniform kabul edilebilecek doz dağılımına sahip olmaları ve belli derinlikten sonra hızlı doz düşüşleri gibi özellikleri ile sağlıklı dokuların korunmasında diğer ışınlara nispeten büyük önceliğe sahiptirler. Cilt ve dudak tümörlerinde, meme tümörlerinde özellikle Toraks yüzeyi, Mİ ve tümör yatağına yapılan ek tedavilerde, baş-boyun tümörlerinde lenf nodlarına tamamlayıcı doz olarak verilmesi gibi özellikleriyle kanser tedavisinde büyük rol oynarlar. Elektron ışınları ile yüzeye yakın yerleşimli tümörlerde penetrasyon derinliğinin daha iyi kontrol edilmesi yoluyla derin yerleşim hastalıksız dokularda oluşacak radyasyon hasarının önlenmesi mümkün olabilir.

Elektron enerjileri ikincil bir kolimatör olan konüsler yardımıyla hastaya uygulanır. Standart konüslere ilave olarak hastanın lezyonuna uygun, kurşun alaşımından özel alanlar hazırlanmaktadır. Hastaya verilecek dozun planlanmasında Tedavi Planlama Bilgisayar sistemleri kullanılmaktadır. Tedavi planlama sistemlerine, yalnızca kare alanların bilgilerini kullanarak veri girişi yapılabilmektedir. Özellikle cilt tümörlerinde yuvarlak konüs ve küçük dairesel alanların kullanılması gerekmektedir. Yuvarlak alanlar tedavi planlama sistemine kare konus ile blokama yapılarak tanıtılmaktadır. Literatürde, koruma alanının toplam alanın 1/3’ünden büyük olması durumunda özel dozimetri yapılması önerilmektedir.

Bu çalışmanın amacı, İ.Ü. Onkoloji Enstitüsünde kullanılmakta olan Siemens Oncor lineer hızlandırıcının 6, 9 ve 15 MeV elektron enerji seviyelerinde 5, 4, 3, 2 ve 1 cm çaplı yuvarlak alanların doz dağılımlarını ve doz verimlerini ölçmek, ölçüm sonuçlarını, pencil beam algoritması kullanarak hesaplama yapan tedavi planlama bilgisayarından elde edilen verilerle karşılaştırmaktır.

2. GENEL BİLGİLER

Elektron, bütün atomlarda bulunan, pozitron karşısı, en küçük eksi (-) yüküne sahip temel parçacıktır. Elektron kelimesi, terim anlamı olarak kehribarın Yunancasıdır ve atomun, diğer ikisi proton ve nötron olmak üzere üç bileşeninden biridir. Kütlesi, $9.109\ 3826 \times 10^{-31}$ kg ve elektrik yükleri $1.602\ 176\ 53(14) \times 10^{-19}$ C olan elektronlar 1897 yılında J.J. Thomson tarafından keşfedilmiştir. Fermiyon ailesinin Lepton grubunda yer alıp ortalama ömürleri sonsuzdur. Belirli bir atomdaki elektronlar, çekirdek çevresinde düzgün bir biçimde sıralanmış yörüngeler üzerinde dolanırlar. Elektronlar, atom yapısı içindeki hareketlerinde, atomun hemen bütün hacmini kaplayan dağınık bir eksi yük bulutu oluştururlar. Bu nedenle atomun büyüklüğünü elektronların atom içindeki diziliş biçimi belirler. Atomun, başka atomlar, parçacıklar ve elektromagnetik ışımaya karşısındaki davranışını da elektronların bu diziliş biçimi belirler [2].

Yüksek enerjili elektron ışınları ilk defa 1950 yılında Betatronlarla beraber kullanılmaya başlanmıştır. İlk yıllarda elektron üreticisi olarak kullanılan betatronların yerini, 1970'li yıllarda foton ve çoklu enerjili elektron ışınları üretebilen lineer hızlandırıcılar almış ve bu cihazlar klinikte kullanılmaya başlanmıştır. Betatronların X-ışını doz verimlerinin düşük olması ve geniş alan tedavilerine uygun olmamaları nedeni ile yapımlarına son verilmiştir. Elektron ışın demetlerinin en çok kullanılan enerji seviyeleri 6-15 MeV arasında olup 5 cm'den daha az derine yerleşmiş yüzeysel tümörlerin tedavisinde kullanılır. Kliniklerde elektron ışınları; dudak ve cilt kanserlerinin tedavisinde, meme kanserinde göğüs duvarının ışınlanmasında, lenf nodüllerinin ek (boost) tedavisinde, tümör yatağının ek (boost) tedavisinde ve intraoperatif ve inter kaviter tedavilerde kullanılmaktadır [3].

2.1. Medikal Lineer Hızlandırıcılar

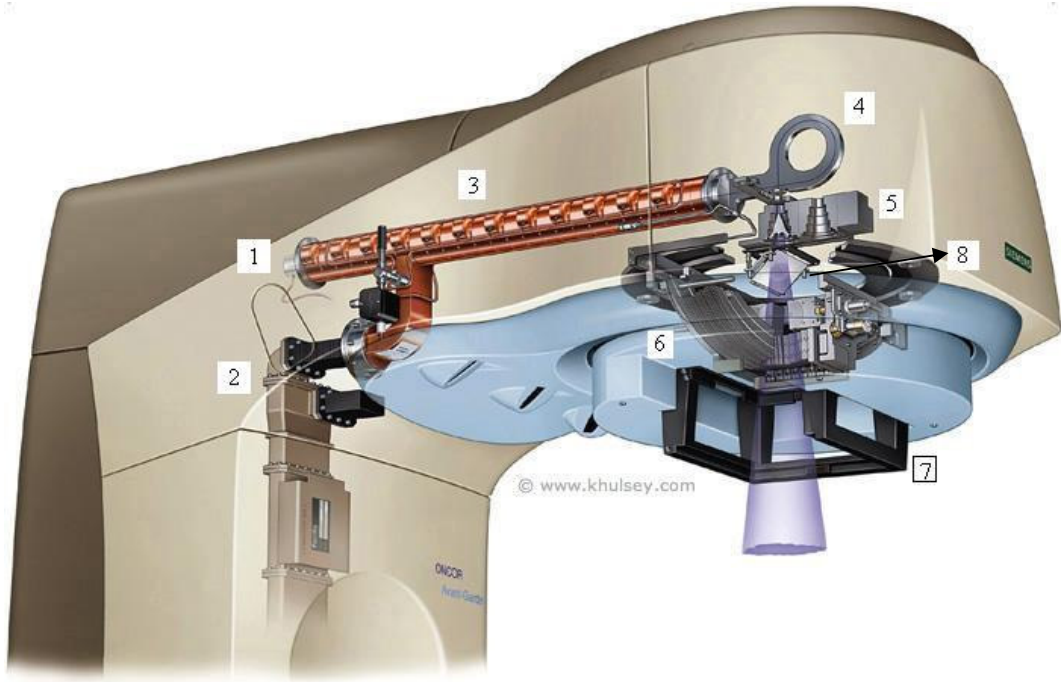
Medikal lineer hızlandırıcılar, elektronları radyo frekanslı bir elektrik alanı aracılığıyla, düz ve havası boşaltılmış bir odacıkta, düz bir hat boyunca, 4 MeV'den 25 MeV'lik kinetik enerjilere ulaştıran hızlandırıcılardır [3]. Bu makineler, X-ışınları, elektronlar veya bunların kombinasyonlarıyla tedavi etmede kullanılır.

Makine doğrusal bir düzlem boyunca yüksek bir ivmeyle hızlandırılan elektronların üretimiyle çalışır bu da iki elektrod arasına potansiyel fark uygulayarak elektrik alan oluşturulmasıyla yapılır. Çalışma prensibi; başlangıç enerjileri yaklaşık 50 keV dolayında olan elektronların, herhangi bir mikrodalga kaynağından (magnetron veya klistrondan) elde edilen elektromagnetik dalgalar aracılığı ile dalga kılavuzu (waveguide) tüpünde hızlandırılması ilkesine dayanır. Güç kaynağı, modülatöre doğru akım sağlar. Elektrik akımı modülatörde depolanır ve modülatör de şebekeye pulslu akım sağlar. Bu akım modülatör içinde bulunan hidrojen thyatron lambaları aracılığıyla elde edilir. Modülatörden çıkan yüksek voltajlı atmlar magnetron veya klistron tüplerine ve aynı zamanda elektron tabancasına iletilir. Magnetron, mikrodalga üreten, klistron ise elektromanyetik dalgayı güçlendiren düzeneklerdir. Yüksek enerji üreten lineer hızlandırıcılarda klistron kullanılmasına karşılık, 25 MeV' a kadar olan lineer hızlandırıcılarda, 5 MW gücündeki magnetronlar kullanılabilir. Genellikle bakırdan yapılan hızlandırıcı (dalga kılavuzu), silindirik tüpten oluşmuş olup yaklaşık 10 cm çapındadır. Magnetron veya klistrondan çıkan elektromanyetik dalgalar, hızlandırıcı tüpe gelir. Böylece, yaklaşık 10 cm çaplı odacıklarda 3000 Mhz frekansında titreşimler oluşturulur. Odacıkta oluşan bu yüksek frekanslı elektromanyetik dalgalar, odacığın ortasındaki kanala iletilir. Bu arada elektron tabancasından elde edilen elektronlar, 50 keV ile hızlandırıcı tüpe girer, elektromanyetik dalgalara bindirilir ve odacıktan odacığa bu kanal boyunca doğrusal olarak hızlanarak ilerler (Şekil 2-1) [4].

Dalga kılavuzunu geçen elektronlar, güçlü mıknatıslarla çevrelenmiş eğici odaya girerler ve burada hasta tedavisini kolaylaştıracak şekilde tedavi cihazının izosentrine yönlendirilirler [4].

Cihazın kafası; kurşun, tungsten veya kurşun-tungsten alaşımı gibi yüksek yoğunluklu, koruyucu ince metal bir kabuktan meydana gelmektedir. Cihazın kafası içinde X- ışını hedefi, ayna sistemi, filtre, monitör iyon odaları, hareket edebilen primer

kolimatörler ve ışık demeti sistemine sahiptir ve farklı hızlandırıcılarda farklı dizaynlarda olabilir. Drift tüpü elektronların eğici magnet odasına girmesini sağlar. Eğici mıknatıs da elektronları çıkış penceresine yönlendirir. Eğici magnet dalga kılavuzunun eksenini boyunca hareket edebilir. Böylece hızlanan elektronlar, tedavi modunun seçimine bağlı olarak, ya X-ışını hedefine ya da doğrudan elektron penceresine yönlendirilebilir. Yüksek enerjili elektronlar, hızlandırıcının çıkış penceresinden, en yüksek enerjilerini kazanarak, 3 mm çapında kalem huzme olarak çıkarlar. Enerjileri yaklaşık 5 MV/metre'dir. Daha yüksek enerjili ışınlar elde etmek için, bu huzme, tüp ile hedef arasındaki yönlendirici mıknatıs (bending) ile 90° veya 270° saptırılarak elektron demetinin çıkacağı kafa kısmına yönlendirilir. Buradan da hedefe (target) veya yapının dışına verilir [4].



Şekil 2-1: Siemens Oncor lineer hızlandırıcısının şematik yapısı; (1) elektron tabancası, (2) klistron (mikrodalga kaynağı), (3) dalga kılavuzu, (4) eğici magnet, (5) courosel, (6) multi leaf kolimatör, (7) elektron ışınları için kon tutucu, (8) saçıcı filtre.

Lineer hızlandırıcılarda, elektron modunda elektronlar hedef materyale çarptırılmak yerine, tedavi alanı boyunca düzgün elektron akısı sağlamak için saçıcı filtreye çarptırılarak geniş elektron demetleri elde edilir. Saıcı filtre, genellikle

kurşundan yapılmış, ince metal folyodan meydana gelir [5]. Radyasyon huzmesinin birincil kolimasyonu, ağır metal alaşımı veya kurşun bloklarla sağlanır. X-ışını tedavisi için huzme düzleştirici filtre, ışının önüne sürülür. Düzleştirici filtre, elektron ışını tedavisinde saçıcı filtre ve düzleştirici ile yer değiştirir [6].

Işın, birincil kolimatör ile şekillendirilip, doz ölçüm birimine (ion chamber) gelir. Kolimatör; radyasyon kaynağının meydana getirdiği radyasyon alanını sınırlamak için kullanılan ve radyasyon demetini değişik açılarda yönlendirebilen zırhlama malzemesidir.

Elektron ışınlarında, büyüklükleri $4 \times 4 \text{ cm}^2$ ile $25 \times 25 \text{ cm}^2$ arasında değişen, elektron (ikincil) kolimatörleri kullanılarak tedavi alanları oluşturulur. Düzensiz şekilli tedavi alanları oluşturmak için de, düşük erime noktalı alaşımlardan yapılmış bloklar (cutout), elektron kolimatörünün içine yerleştirilip kullanılırlar.

2.2. Elektronun Madde İle Etkileşmesi

Elektronlar, bir ortamdan geçerken ortamdaki atomlarla girişimde bulunurlar [3, 5, 6]. Elektronlar, küçük kütlelerinden dolayı yüksek hızlara sahiptir ve yolları üzerinde birçok etkileşime uğrarlar. Bu etkileşimler sonucunda, enerjilerini kaybedebilir (çarpışma ve radyasyon kayıpları) veya izledikleri yollarını değiştirebilirler (saçılma). Enerji kayıpları, ‘durdurma gücü’ (stopping power) ile tanımlanırken; saçılma, ‘saçılma gücü’ (scattering power) olarak tanımlanır.

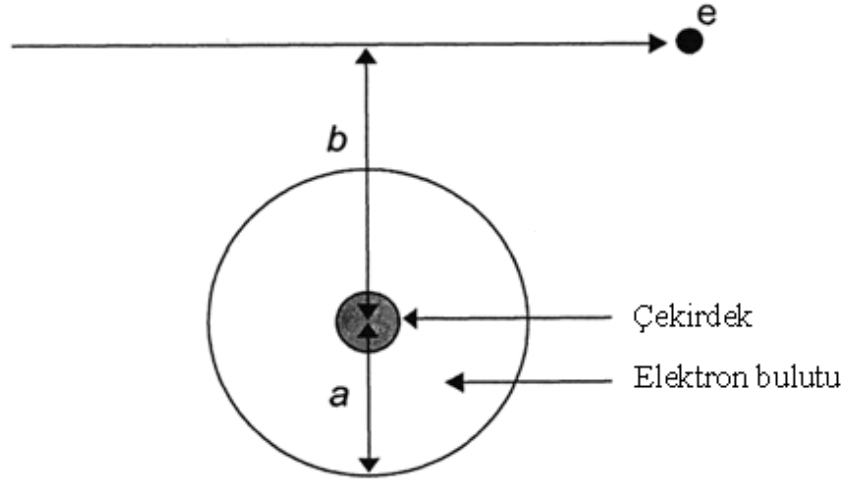
Başlangıç elektronu ile yörünge elektronu veya atomun çekirdeği arasındaki çarpışmalar, elastik-inelastik çarpışmalar şeklinde gerçekleşebilir. Elastik çarpışmada elektron, sadece yönünü değiştirip enerjisinden bir şey kaybetmezken, inelastik çarpışmada, yönünü değiştirmekle beraber enerjisinin bir kısmını yörüngedeki elektrona transfer eder (iyonizasyon-eksitasyon) veya enerjisini ‘Bremmsstrahlung’ radyasyonu olarak çevresine yayar.

Çarpışmasal kayıplar için enerji kaybı oranı, elektron enerjisine ve elektronun içerisinde bulunduğu elektron yoğunluğuna bağlıdır. Gram santimetre kare başına enerji kaybı, $\text{MeVg}^{-1}\text{cm}^{-2}$ (kütle durdurma gücü), düşük atom numaralı maddeler için daha büyüktür. Bunun nedeni yüksek atom numaralı maddelerin gram başına düşen elektron sayılarının düşük atom numaralı maddelerden daha az olmasıdır [3].

Santimetre (cm) başına enerji kayıp oranı, elektronun enerjisi ve atom numarasının karesiyle (Z^2) orantılıdır. Ayrıca, radyasyon kaybının çarpışmasal kayba

oranla gerçekleşme olasılığı elektronun enerjisi ve atom numarasına bağlı olarak artış gösterir. Bu da yüksek enerjili elektronlar ve yüksek atom numarası absorblayıcıları için X-ışını üretiminin daha etkili olduğunu gösterir [3,5].

Elektronun, “a” çaplı bir atomla etkileşme tipi, elektronun etkileşimden önceki yönü ile atomun çekirdeği arasındaki mesafe olarak tanımlanan “b” parametresi ile ilişkilidir.



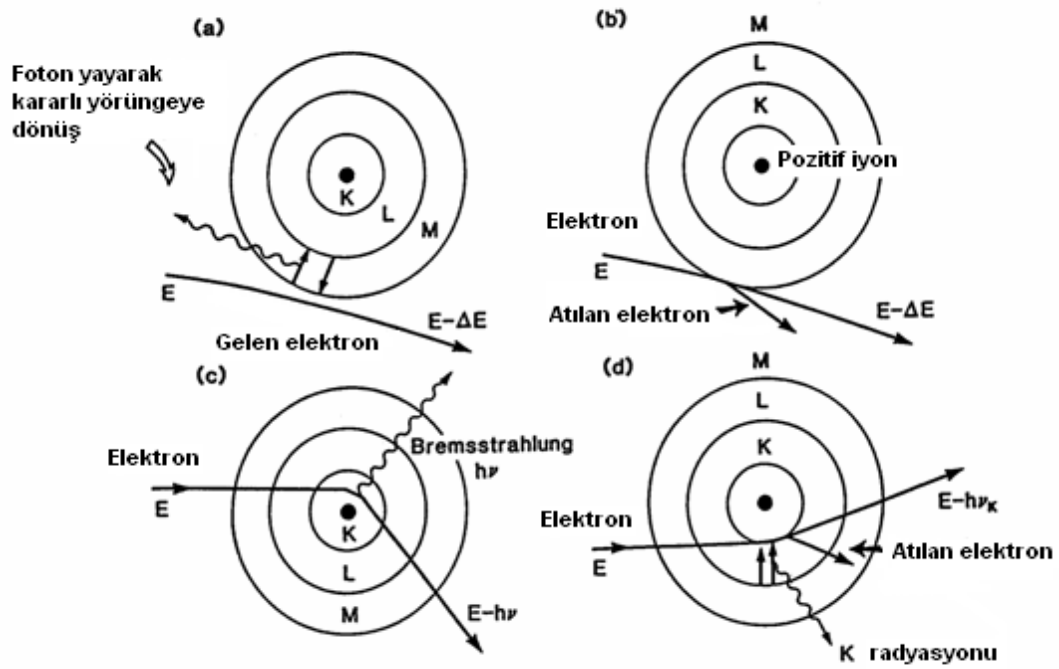
Şekil 2-2: Elektronun atomla etkileşimi (a, atom yarıçapı; b, etki parametresi) [3].

- $b \gg a$ durumunda elektron tüm atomla yumuşak bir çarpışmaya maruz kalır ve çok az bir enerji başlangıç elektronundan yörünge elektronuna transfer edilir.
- $b \approx a$ durumunda başlangıç elektronu ile yörünge elektronu arasında şiddetli bir çarpışma meydana gelir ve elektronun kinetik enerjisinin büyük bir kısmı yörünge elektronuna transfer edilir.
- $b \ll a$ durumunda başlangıç elektronu atomun çekirdeğiyle çarpışır ve radyasyon etkileşimine maruz kalır. Elektron, sıfır (0) ile başlangıç elektronunun kinetik enerjisi değeri arasındaki bir enerjiye sahip foton yayımlar (bremmsstrahlung) [3].

2.2.1. Elektron-Yörünge Elektronu Etkileşimi

Başlangıç elektronu ile absorblayıcı maddenin yörünge elektronu arasındaki Coulomb etkileşimleri, atomda iyonizasyon ve eksitasyon olaylarını meydana getirir.

- İyonizasyon; absorbe atomdan yörünge elektronunun koparılma olayı,
- Eksitasyon; absorbe atomun yörünge elektronunu izin verilen orbitalden daha yüksek orbitale transfer etme olayı olarak tanımlanır.



Şekil 2-3: Elektronların maddeyle etkileşim şekilleri (a) Eksitasyon (b) İyonizasyon (c) Bremsstrahlung (d) Karakteristik X-ışınları [6].

2.2.2. Elektron-Çekirdek Etkileşimi

Başlangıç elektronu ile absorblayıcı maddenin çekirdeği arasındaki Coulomb etkileşimi, elektron saçılması ve X-ışını fotonu (bremsstrahlung) üretimi sırasında elektron enerjisi kaybı sonucunu verir. Bu tip enerji kayıpları, radyasyon durdurma gücü ile karakterize edilir [3].

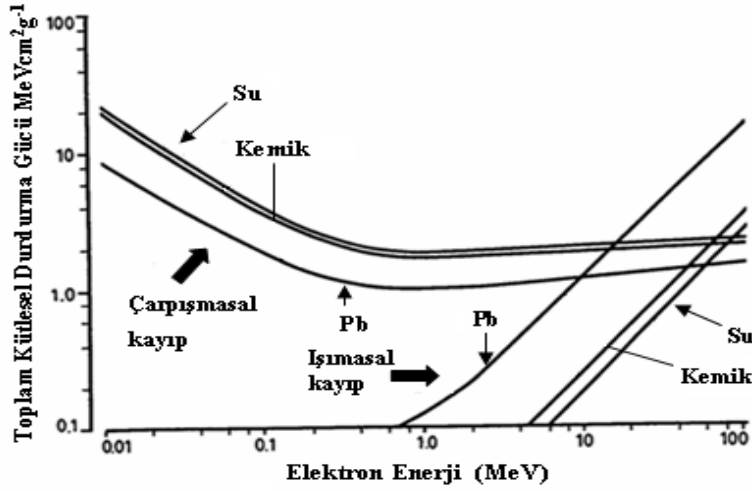
2.3. Durdurma Gücü

Çarpışmasal etkileşimler için enerji kayıp oranı, elektronun enerjisine ve ortamın elektron yoğunluğuna bağlıdır. Kütle durdurma gücü olarak adlandırılan bu oran düşük atom numaralı maddeler için daha yüksek bir değere sahiptir. Bunun nedeni yüksek atom numaralı maddelerin gram başına sahip oldukları elektron sayısının düşük atom numaralı maddelere göre daha az olması ve bu tip etkileşimler için uygun olmayan daha fazla sayıda sıkı bağlı elektron sayısına sahip olmasıdır [3]. Elektron uygulamalarında lineer durdurma gücü dE/dl oranı olarak tanımlanır. Burada dE ; dl yolu boyunca elektronun kaybettiği enerjinin fraksiyonudur. Birçok uygulamada kütle durdurma gücü, materyalin fiziksel yoğunluğuna (ρ) bağlı durdurma gücü ile beraber kullanılır. Bu da polarizasyon etkisi dışındaki fiziksel yoğunluk bağımlılığını ortadan kaldırır. Durdurma gücü S harfiyle gösterilir ve birimi MeV.cm^{-1} 'dir. Fiziksel yoğunluk ρ 'nun birimi de g.cm^{-3} 'tür. Durdurma gücü S , kütle durdurma gücü S/ρ 'ya dönüştürüldüğünde birimi; $\text{MeVg}^{-1}\text{cm}^2$ olur.

Durdurma gücü değerlendirilmesinde elektron etkileşimlerinde kaynaklanan tüm kayıplar hesaba katılmalıdır. Bu etkileşimler iki ana grup olarak: (a) ortamın atomik elektronlarıyla, iyonizasyon ve eksitasyona neden olan, inelastik çarpışma durdurma gücü değeri ve (b) çekirdeğin elektrik alanıyla elektronun etkileşmesi sonucu bremsstrahlung oluşmasına neden olan radyasyon durdurma gücü değeridir [7] (Şekil 2-8). Böylece toplam kütle durdurma gücü aşağıdaki gibi [1,2,3] (2-1) belirtilir;

$$(1/\rho)S_{\text{tot}} = (1/\rho)S_{\text{rad}} + (1/\rho)S_{\text{coll}}. \quad (2-1)$$

Toplam durdurma gücünün iki ayrı bileşeni, hesaplama metodu ve ortamdaki enerji absorblama yolu arasındaki farkları belirtmektedir. Enerji kaybı atomun iyonizasyonu ve eksitasyonu ile absorblandığında elektron yörüngesine yakındır, oysa enerji bremsstrahlung formuyla taşınırsa ortam içinde absorblanmadan önce uzun bir yol kateder. Bu, elektronun izlediği yola yakın belirli bölgelerdeki enerji ile bütün yol boyunca kaybedilen enerji arasındaki farkın ayırt edilmesi gerektiğinde, önemli bir gerçektir [6].

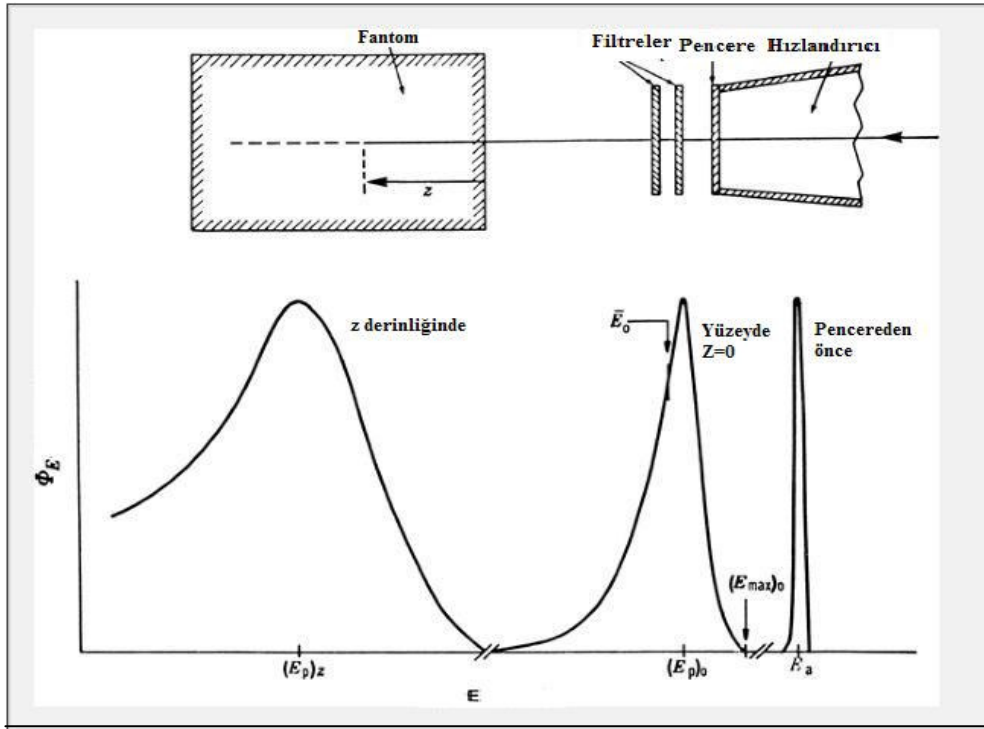


Şekil 2-4: Elektron enerjisine bağlı olarak farklı maddelerin toplam durdurma güçlerini gösteren grafik [6].

2.4. Elektron Enerji Özellikleri

Elektronlar hızlandırıldıkları tüpten çıktıkları anda hemen hepsi aynı hıza sahiptir, yani monoenerjetik bir huzme söz konusudur. Ancak hasta cildine varana kadar elektronlar, cihaz kafasındaki difüzör ve kolimatörler ile, daha sonra ise hava molekülleri ile etkileşime girer, yolları üzerinde bu engellere rastlayan elektronlar çarpışma veya yansıma sonucu enerjilerini, yani hızlarının bir kısmını yitirirler. Bu durumda enerji seviyesi homojen değildir ve bir enerji spektrumundan bahsedilir (çeşitli enerji seviyelerindeki elektronlardan oluşan huzme) [8].

Elektron ışınlarının hastayla ilk temasında ışınlar E_0 ortalama enerjisine sahiptir ve bu enerji hızlandırıcının içindeki enerjiden düşüktür. Şekil 2-5'te, elektron ışın demetlerinin hızlandırıcının çıkış penceresinden önce, fantom yüzeyinde ve seçilen z derinliğindeki enerji spektrumları verilmiştir [5,9].



Şekil 2-5: Elektronların, kinetik enerjilerine bağlı olarak, su, kurşun ve alüminyumun toplam kütle durdurma güçleri (düz eğri). Kütle çarpışma (çizgili eğri) ve kütle radyasyon durdurma güçleri (noktalı eğri). Toplam durdurma gücü, radyasyon ve çarpışmasal durdurma güçlerinin toplamıdır [7].

Klinik uygulamalarda, elektron ışını genellikle vücut yüzeyi üzerindeki enerji ile karakterize edilir. Bu enerjiyi tespit edebilmek için çeşitli yöntemler mevcuttur: nükleer reaksiyonlar için eşik (başlangıç) enerjisi ölçümü, menzil ölçümleri ve Cerenkov radyasyon eşiği ölçümleri bu yöntemlerden bazılarıdır. Bu yöntemler arasında klinikte en pratik ve en kullanışlı olanı menzil ölçümleri metodudur [5].

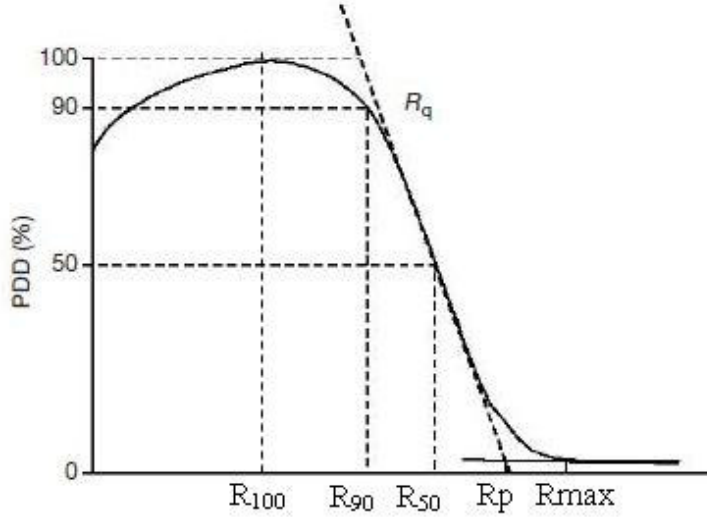
2.4.1. En Olası Enerji $(E_p)_0$:

En olası enerji seviyesi, huzmeyi oluşturan elektronların çoğunluğunun taşıdığı fantom yüzeyindeki enerji olarak tanımlanır.

$$(E_p)_0 = C_1 + C_2 R_p + C_3 R_p^2 \quad (2-2)$$

bağıntısındaki R_p değeri, pratik erişme mesafesidir (cm veya gr/cm^2). Pratik erişme mesafesi, merkezi eksen derin doz eğrisinin aşağıya doğru inen kısmına paralel çizilen doğruyla, brems kuyruğuna paralel çizilen doğrunun kesiştikleri nokta olarak tanımlanır. Şekil 2-6'da R_{100} , R_{90} (mm), R_{50} , R_p ve $R_{\max}$ değerleri gösterilmiştir. Su için

$C_1=0,22$ MeV, $C_2 = 1,98$ MeV cm⁻¹ ve $C_3= 0,0025$ MeV cm⁻² dir. Ölçümler için alan boyutu, 10 MeV'e kadarki enerjilerde 12Å - 12 cm'den, yüksek enerjilerde ise 20 Å - 20 cm'den küçük olmamalıdır. Menzilin (range) belirlenmesi için iyon odaları, diotlar veya film kullanılabilir [5].



Şekil 2-6: R_{100} , R_{90} , R_{50} , R_p ve R_{max} değerlerini gösteren yüzde derin doz eğrisi [3].

2.4.2. Ortalama (Mean) Enerji:

$\bar{E}_0$, fantom yüzeyine gelen ortalama enerjidir ve R_{50} değerine bağlıdır. R_{50} absorbe edilen maksimum dozun %50'sinin olduğu derinlik olarak tanımlanır. Ortalama enerjinin, R_{50} değeriyle bağlantısı aşağıdaki bağıntı gibidir:

$$\bar{E}_0 = C_4 \cdot R_{50} \quad (2-3)$$

Su için $C_4 = 2,33$ MeV cm⁻¹'dir. AAPM Task Group-21 protokolü C_4 için 2,33 MeV cm⁻¹ değerini kullanmayı tavsiye ederken, Rogers ve Bielajew'in en son Monte Carlo hesaplarına göre bu değer 2,4 MeV cm⁻¹'e daha yakındır. C_4 teki bu değişim klinik dozimetri üzerinde çok küçük bir etkiye sahiptir [5].

Ayrıca protokol 381'de $\bar{E}_0$ bağıntı [3] (2-3) ve (2-4)'teki gibi belirlenir.

$$\bar{E}_0 [\text{MeV}] = 0,818 + 1,935 (R_{50}^J) + 0,040 (R_{50}^J)^2 \quad (2-4)$$

$$\bar{E}_0 [\text{MeV}] = 0,656 + 2,059 (R_{50}^D) + 0,022 (R_{50}^D)^2 \quad (2-5)$$

Burada, R_{50}^J yüzde iyonizasyon eğrisinden bulunan R_{50} derinliği, R_{50}^D yüzde derin doz eğrisinden bulunan R_{50} derinliğidir.

En olası enerji ve spektrumun ortalama enerjisi derinlikle beraber lineer olarak düşmektedir. Bu ifade aşağıdaki bağıntılara göre ifade edilebilir:

$$(E_p)_z = (E_p)_0 (1 - z / R_p) \quad (2.6)$$

$$\bar{E}_z = \bar{E}_0 (1 - z / R_p) \quad (2.7)$$

(2.7) bağıntısı dozimetride çok önemlidir. Çünkü absorbe doz ölçümlerinde iyon odasının bulunduğu noktadaki ortalama enerjiyi bilmek gerekir [5].

Maksimum erişme noktası olarak adlandırılan R_{max} (cm veya gr/ cm^2) değeri brems kuyruğuna tekabül eden merkezi derin doz eğrisi kuyruğunun ekstrapolasyonundaki derinlik olarak tanımlanır. Bu değer elektronların içinde bulundukları maddede ilerleyebildikleri maksimum giricilik değeridir.

R_{90} (cm veya gr/ cm^2) ise absorbe edilen maksimum dozun %90'ının olduğu derinlik olarak tanımlanırken, R_{100} değeri de maksimum dozun olduğu derinlik olarak ifade edilir [3,5].

2.5. Elektron Işınlının Dozimetrik Özellikleri

Elektronların homojen dokudaki çeşitli dozimetrik yönleri aşağıda sıralanmıştır;

2.5.1. Derin Doz Karakteristikleri

Elektron ışınlarının merkezi eksen derin doz eğrisinin şekli foton ışınlarından çok farklıdır. Doz, maksimum değerine yavaş yavaş yükselir, hızlı bir düşüş yaşar, pratik erişme noktasında (R_p) doz yaklaşık olarak sıfıra iner. Pratik erişme noktasının ötesinde gözlemlenen radyasyon dozu tamamen lineer hızlandırıcı cihazının kafasında ve doku içerisinde oluşan foton kontaminasyonundan kaynaklanmaktadır. Doz kontaminasyon miktarı değişir fakat bu değişim genellikle ışının enerjisine ve lineer hızlandırıcının dizaynına bağlı olarak maksimum dozun % 1-5'i arasıdır [10].

Tipik olarak, elektron ışını merkezi eksen derin doz eğrisi, yüksek yüzey dozu sergiler (megavoltaj X-ışını ile karşılaştırıldığında) ve doz daha sonra elektron ışınının maksimum derin dozu (d_{max}) denilen belirli bir derinlikte maksimum noktaya yükselir. D_{max} noktasından sonra doz hızlıca düşer ve düşük doz seviyelerinde brems kuyruğu olarak bilinen bir düzlük meydana gelir. Bu özellikler, klinikte yüzeysel tümörlerin tedavisinde X-ışını modalitelerinden farklı, belirgin bir avantaj sunar [3].

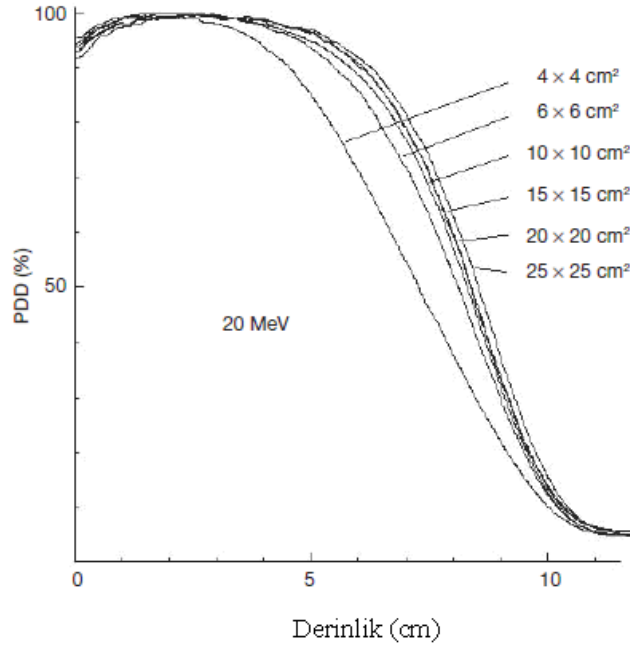
2.5.2. Alan Boyutu Etkisi

Tüm alan boyutları pratik erişme mesafesinden daha büyük olduğunda, derin doz eğrisinin şekli alan boyutundan bağımsız hale gelir. Küçük alanlar için, doz düşüş dikliği azalırken, maksimum doz derinliği düşer ve yüzeysel derinliklere kayar. Elektronlar, alan periferinden merkezi derin doza katkıda bulunmak amacıyla yeterli miktarda saçılmaya uğramadıklarından dolayı, pratik erişme mesafesinden daha büyük alan boyutları için, alan boyutu büyüdükçe derin doz eğrisi sabit kalır, değişmez. Alan boyutu lateral saçılma dengesi için gereken alan boyutundan daha küçük alan boyutuna küçültüldüğünde, doz hızı azalır, d_{max} (maksimum doz derinliği=build up) yüzeye yaklaşır ve PDD eğrisinin (derin doz eğrisi) dikliği azalır. Bu yüzden, küçük elektron alanı gerektiren tüm tedaviler için hem doz verimi hem de yüzde derin doz dağılımı verilen hasta tedavisi için önceden tayin edilmelidir [3,10].

2.5.3. Küçük Alanlar için Yüzde Derin Doz Değeri

Merkezi eksen ile alan kenarı arasındaki mesafe, saçılan elektronların lateral erişim mesafesinden daha fazla olduğunda, lateral saçılma dengeye ulaşacak ve belirli elektron enerjisi için derin doz değeri, alan boyutlarından bağımsız hale gelecektir.

Alan boyutunun azalmasıyla beraber azalan lateral elektronik denge, merkezi eksen de görülecek; derin doz ve doz verimi faktörleri, alan şekline ve boyutuna göre büyük hassasiyet gösterecektir [3](Şekil 2-7).



Şekil 2-7: 20 MeV Elektron enerjisinde farklı alan boyutları için derin doz eğrileri.
Elektronların pratik erişme mesafesinden büyük olan alan boyutlarında (Bu eğride 20 MeV enerji için R_p değeri 10 cm kadardır) PDD eğrisinde anlamlı bir değişim gözlenmemektedir [3].

2.5.4. Başlangıç Enerjisi Etkisi

Bir elektron ışınının giricilik derinliği onun başlangıç enerjisiyle değerlendirilir. Elektronun sudaki pratik erişme mesafesi;

$$R_p \approx E_0 / 2 \quad (2-8)$$

şeklindedir. Bu formülde E_0 başlangıç ışın enerjisidir (MeV).

Benzer olarak, klinik olarak kullanışlı bir başka terim – maksimum dozun % 80’e düştüğü derinlik şöyledir;

$$d_{80} \approx E_0 / 3 \quad (2-9)$$

Elektron ışını için yüzey dozu (genellikle 0,5 mm derinlikteki doz değeri olarak tanımlanır) megavoltaj foton ışınına kıyasla anlamlı bir şekilde fazladır. Bu oran düşük enerjilerde maksimum dozun yaklaşık % 85’i ile yüksek enerjilerde yaklaşık % 95’i arasında değişir. Maksimum doz derinliğinin ötesindeki doz düşüş oranı, ışın enerjisi artarken doz düşüş oranının azalması ile orantılı olarak enerjiye bağlıdır [10].

Hızlandırıcılar, kullanıcılara elektron ışın modunda genellikle birden fazla elektron enerjisi seçimi sağlarlar. Enerji seçimleri 4 MeV ile 50 MeV aralığındadır. Fakat klinikte en çok kullanılan enerji aralığı 6-15 MeV enerji aralığıdır [10].

2.5.5. Işın Profili ve Penumbra

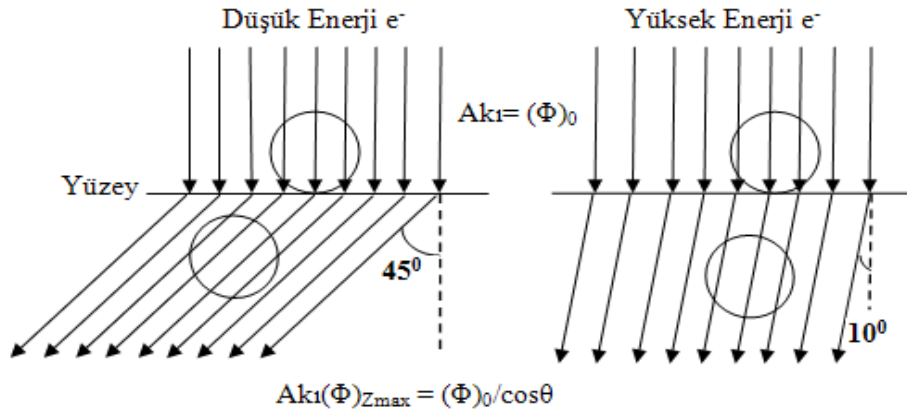
Elektron ışınında penumbra, foton ışınına göre daha büyük olma eğilimindedir. Elektron ışınlarında, doz maksimumunun yakınındaki derinlikler için, geometrik alan kenarının 1 cm içindeki doz miktarı, merkezi eksen değerinin % 90'ına düşer; öyle ki $10 \times 10 \text{ cm}^2$ lik ışının 'etkin alan' boyutu $8 \times 8 \text{ cm}^2$ olarak görülür. Fotonlar için bu mesafe yaklaşık 0,5 cm kadardır. Bu yüzden, klinik olarak yararlı doza ulaşmak ve hedef volümü uygun bir şekilde sarabilmek için daha büyük elektron alanlarına ihtiyaç vardır. Elektronların bu özelliği, tüm derinliklerde alan birleşme yerleri boyunca düzgün bir doz dağılımı sağlanamadığından foton ve elektronların bitişik yerleşimini problemli hale getirir [10].

2.5.6. Yüzey Düzensizliğine Yakınlık ve Doku İnhojeniteleri

Yüzey konturundaki düzensizlikler ve doku birleşimi (doku inhojeniteleri gibi) elektron doz dağılımının şeklini çok fazla etkiler. Anatomik bölgeye bağlı olarak bu etkiler, klinik olarak anlamlı olabilir [10].

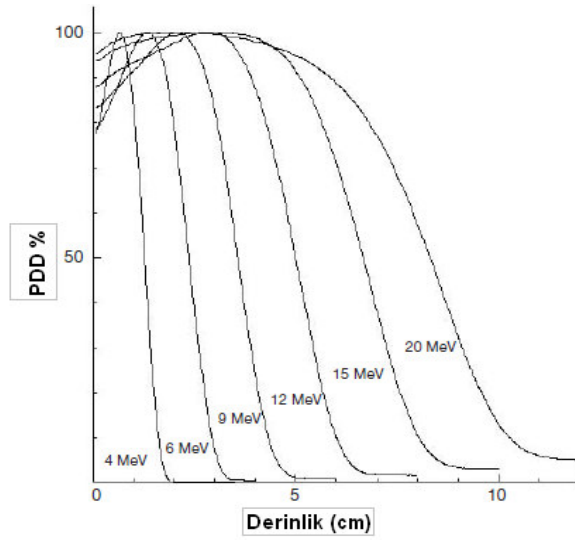
2.5.7. Yüzey Dozu Özellikleri

Fotonlardan farklı olarak elektronlarda enerji ve alan büyüklüğü arttıkça büyük açılı saçılmalar azalır, dolayısıyla yüzey dozları artar. Bu olay elektronların saçılma doğalarıyla ilişkilidir. Düşük enerjilerde, elektronlar daha kolay ve geniş açılarla saçılırlar. Bu da, build up bölgesindeki dozun daha hızlı ve daha kısa mesafede oluşmasına neden olur. Bununla birlikte, düşük enerjili elektronlar için yüzey dozunun maksimum doza oranı yüksek enerjili elektronlara kıyasla daha düşüktür. Aşağıdaki şekil bu etkiyi basitçe göstermektedir. Aynı elektron akısına (e^-/cm^2) sahip ışınlardan düşük enerjili olanı, yüksek enerjili olana göre, doz maksimum derinliğinde daha büyük akı oluşturur [5] (Şekil 2-8). Akıdaki artış $1/\cos\theta$ ile ifade edilir. Burada θ saçılma açısıdır [5,6,11].



Şekil 2-8: Artan elektron enerjisiyle yüzey dozunun yüzde artışının şematik gösterimi [5].

Fotonlarda enerjinin artmasıyla giriş dozunun azalması durumunun tersine elektron enerjisi arttıkça giriş dozu da artmaktadır. Şekil 2-9'da da bu durum gözlenebilmektedir [6].



Şekil 2-9: Farklı elektron enerjilerinin derin doz eğrileri. Enerji arttıkça giriş dozu artmaktadır [3].

2.6. Elektron Dozimetrisinde Kullanılan Ölçüm Metotları

Günümüzde elektron ölçümlerinde evrensel olarak kabul görmüş tek bir dozimetrik teknik bulunmamaktadır. Fiziksel ışın karakteri ve verilen dozimetre özellikleri her zaman deneysel koşullarla uyumlu olmayabilir ya da en iyi sonuçları ortaya koymayabilir. Örneğin iyon odası, doz verimi kalibrasyonları için en mükemmel

araç iken yüzey dozları ölçümünde ilk olarak tercih edilmemelidir. Diğer taraftan film, absorbe doz kalibrasyonu için pratik değilken doz dağılımı ölçümlerde az bir çabayla ışın dağılımının elde edilmesinde kullanılabilecek bir araçlardır [6].

2.6.1. İyon Odasıyla Ölçüm Metodu

Radyasyon dozimetrisi gaz (genellikle hava) içerisinde üretilen iyonizasyon ölçümüne dayalı, en gelişmiş ve en çok kullanılan ölçüm metodudur. Bu ölçüm tekniğinin başlıca aracı içi hava dolu iyon odasıdır.

İyon odaları elektron dozimetrisi uygulamalarında, madde içerisinde rölatif elektron doz dağılımının saptanmasının yanında absorbe doz ölçüm değerlendirilmesinde de yaygın olarak kullanılmaktadır. İyon odaları, performanslarının kararlılığı ve ölçümlerdeki hassasiyetleri bakımından diğer dozimetrelerden daha yaygın kullanım alanına sahiptirler.

İyonlar, iyon odasının hassas volümü içerisine giren radyasyon tarafından üretilir. Bu üretilen iyonlar, uygulanan polarize voltajın oluşturduğu elektrik alanı içerisindeki elektrodlar tarafından toplanır. İyonizasyon akımı odanın dış devresinde sonlanır. Prensip olarak basit yapıda olan iyon odalarının elektronlar için kullanımlarında göz önünde bulundurulacak bazı durumları vardır. Başlangıçta X-ışını ölçümleri için geliştirilen iyon odalarının kullanım alanları elektron uygulamalarını da içine alacak şekilde genişletilmiştir. Günümüzde; silindirik, küresel ve paralel-plan şeklinde farklı formlarda iyon odaları bulunmaktadır. Silindirik iyon odaları en iyi geliştirilen ve yaygın olarak kullanılan çeşitleridir. Fakat elektron dozimetrisinde, silindirik iyon odalarının yerini hızla, avantajlı karakteristikleri nedeniyle paralel-plan iyon odaları almaktadır.

Elektron ölçümlerinde, elektronların akısını en az bozacak materyallerin kullanılması gerekir. Paralel-plan geometrisine sahip iyon odaları, diğer konfigürasyondakilere kıyasla bu ihtiyacı en iyi karşılayabilecek iyon odası çeşididir. Bu anlamda, elektron akı pertürbasyon etkisi, özellikle elektron giriş yönlerinde iyon odasının hava hacminin azaltılması ve iyon odasının gövde yapımında doku eşdeğeri materyal kullanılması ile en aza indirilmiş olur [6].

2.6.2. Film Dozimetri

Film dozimetrisi, bilinen dozlarla filmin ışınlanmasından elde edilen kararım miktarlarını belirleyip, bir kalibrasyon eğrisi elde edip, sonraki ışınlamalarda bu eğriyi kullanarak verilen dozu ve dozun iki boyutlu dağılımını belirleme yöntemidir. Doz dağılımı ölçümleri için film kullanmak daha pratiktir ve maliyeti düşüktür. Ölçüm sonuçları gelen ışının enerjisine, filmin ışın demetinin yönüne göre konumlandırılmasına, alınan derinliğe ve alanın boyutlarına bağlıdır [12].

Elektron radyoterapisinde, doğru nokta doz ölçümleri, iyon odaları ve termolüminesans dozimetreler (TLD) kullanılarak gerçekleştirilebilmektedir. Bununla birlikte, bu tür metotların kullanımı, derin doz eğrileri, profiller ve izodoz dağılımları gibi rölatif doz dağılımı haritalaması için pratik olmayan zaman harcayıcı yöntemlerdir. Elektronların doğaları gereği iki boyutlu (2D) ölçümler, kritik yapılardan kaçınmak yerine, elektronların doz düşüşlerini nicel olarak saptamayı gerektirir. Yüksek rezolüsyona ve kalıcı ölçüm kayıtları sağlama kapasitesine sahip olmaları nedeniyle, 2D elektron dozimetrisinde öncelikle film tercih edilmesi AAPM TG no. 25 tarafından tavsiye edilmektedir [13].

Radyografik filmin elektron dozimetrisinde, özellikle rölatif doz dağılımı ölçümleri için birçok uygulaması vardır. Film ve doku arasındaki kimyasal bileşim farklılıkları nedeniyle absorbe doz ölçümleri için kullanımı çok fazla uygun değildir [6].

Yüksek rezolüsyona sahip olması, tek ışınlamada geniş hacimli dozimetrik bilgi toplama yeteneği ve ışınlama süresinin kısa olması filmin elektron dozimetrisinde kullanımını cazip hale getirmektedir. Özellikle çalışmada kullanılan GAFCHROMIC® EBT model film, banyo işlemi gerektirmez, böylece ölçüm sonuçlarına anında ulaşılabilir. Film, elektron dozimetrisinde önemli bir rol oynar. Film, doz dağılımının incelenmesinde de uygun bir metot olarak kabul edilmekle beraber, son yıllarda Gafchromic filmler absorbe doz ölçümlerinde de kullanılmaktadır [6].

2.6.3. Termolüminesans Dozimetri

Termolüminesans, ısıtılan malzemenin optik bölgede ışıma yapmasıdır. “Tek kristal” yapısında bir katının valans bandı ile iletkenlik bandı arasında yasak enerji bandı bulunur ve bu enerji bölgesinde kristal içerisinde elektron bulunamaz. Ancak kristaldeki yapı bozuklukları, ya da kristal içinde bulunan yabancı atomlardan dolayı valans bandı ile iletkenlik bandı arasında da ara enerji durumları bulunur. Bu ara enerji

durumları kristalin radyasyon ile uyarılması sonucu valans bandından kopan veya iletkenlik bandından tekrar valans bandına dönen elektronlara tuzak oluşturur ve elektronlar bu tuzaklara yakalanırlar. Böylece radyasyon ile kristale aktarılan enerjinin bir kısmı kristalde depolanmış olur. Depolanan bu enerji gelen radyasyonun şiddeti ile orantılıdır. Bu kristal ısıtılınca tuzaklarda depolanan elektronlar bulundukları tuzaklardan ayrılır ve valans bandına dönerler bu sırada da görünür bölgede ışıma yaparlar. Kristalin yaptığı toplam ışımanın şiddeti tuzaklarda depolanan enerji ile, dolayısı ile kristale gelen radyasyon dozu ile orantılıdır.

Termoluminesans Dozimetri (TLD) rölatif ve absorbe doz ölçümleri için kullanışlı bir metottur. Bu dozimetrenin küçük hacme sahip olması, TLD'nin en temel özelliğidir. TLD'nin elektron dozimetrisinde en temel kullanım alanı, küçük alanların özellikle diğer dozimetrelerinde kullanımının imkansız olduğu kavisli yüzeylerde, yüzey dozu ve giriş dozlarının saptanmasıdır [6].

2.7. Doz Hesaplama Metotları

Elektron doz hesaplamaları foton ışınlarında olduğu kadar eksiksiz ve tam doğru değildir. Buna bağlı olarak, verilen doz dağılımının doğruluğunun kritik olduğu bölgelerde elektron kullanımı engellenebilir. Doz hesaplama yöntemlerinin geliştirilmesiyle, elde edilen doz dağılımındaki doğruluk da artacaktır [10].

2.7.1. Işın-Çizgisi (Ray-Line) Metodu

Kullanılan ilk doz hesaplama yöntemidir. Elektronların, gerçek olmayan (virtual) kaynaktan üretilen ışın-çizgileri boyunca hareket ettikleri kabul edilir. Işın-çizgileri boyunca oluşan yüzde derin dozdaki kayma, doku inhomojenite etkisini açıklar. Bu yöntemde, hesaplanan doz dağılımı inhomojenite bölgesinin yakınında oluşan lateral elektron saçılmasını yansıtmaz. Bu etkiler önemli doz pertürbasyonlarına neden olabileceğinden, bu yöntemin yerini 'kalem ışın metodu (pencil beam method)' almıştır [10].

2.7.2. Kalem Işın Metodu (Pencil Beam Method)

Bu hesaplama metodu geniş elektron demetlerini ince 'kalem ışınlarına' ayırır. Işınlanan dokunun herhangi bir noktasındaki doz, her bir kalem ışınının toplam dozları kadardır. Farklı kalemler inhomojenite etkisini hesaba katabileceğinden elektronların lateral saçılması da hesaba katılır [10].

2.7.3. ‘Monte Carlo’ Metodu

Elektron doz hesaplamalarında dokuya nüfus eden her bir elektronun bilgisayar simülasyonu klinikte geçerli bir araç olarak geliştirilmektedir. Bu hesaplama tekniği her bir elektron yörüngesini rasgele sayılar kullanarak teorik enine kesit elektron saçılmalarına benzetmektedir [10]. Son yıllarda en doğru hesaplama yöntemi olarak kabul edilmektedir.

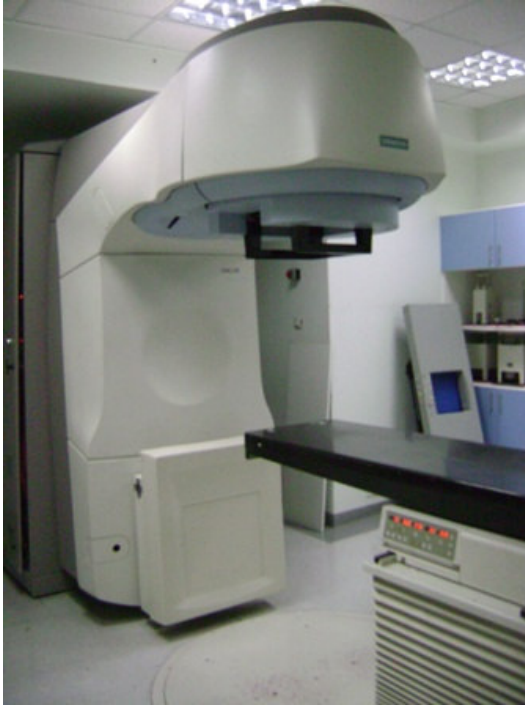
3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Araç ve Gereçler

- Siemens Oncor Lineer Hızlandırıcı
- 10x10 cm² standart elektron kon
- R=5 cm standart elektron kon
- Huestis Compu cutter III Otomatik Blok Kesici
- Strofoam köpük
- Serobant alaşım
- Çeşitli ebatlarda hazırlanmış bloklar
- PTW Markus Paralel Plan iyon odası
- PTW Advanced Markus Paralel Plan iyon odası
- PTW Semiflex İyon Odası
- PTW Pinpoint İyon Odası
- PTW-Unidos Dozimetri sistemi
- PTW MP3-M su fantomu
- ISP marka GAFCHROMIC® EBT model film
- EPSON tarayıcı
- Fimel Marka GR-200R1 Termolüminesans Rodları
- TLD Okuyucu Sistemi
- CMS XiO Tedavi Planlama Sistemi
- RW-3 katı-su fantomu

3.1.1. Siemens Oncor Lineer Hızlandırıcı

Siemens Oncor cihazı, 6 ve 18 MV'lik foton ile 6, 7, 9, 12, 15 ve 18 MeV nominal enerji seviyelerinde elektron demetlerine sahip bir lineer hızlandırıcıdır (Şekil3-1). Üst kolimatörleri Y-ekseni boyunca düz jawlar; alt kolimatörleri X-ekseni boyunca çok yapraklı (multileaf) kolimatör sisteminden meydana gelir. Yaprak sayısı 82 adet olup, yaprak genişliği izomerkezde 1cm'dir. Radyofrekans güç sağlayıcı, durağan dalga hızlandırıcı, 270°'lik eğici magnet ve çift saçıcı filtre kullanır. Sanal kama filtreye sahiptir; bir kolimatörün kapalı durumdan açık duruma ya da açık durumdan kapalı duruma her 2 mm de doz verimini değiştirerek hareket etmesiyle oluşturulmaktadır. Elektron ışını uygulamalarında, R=5 cm çaplı yuvarlak, 10x10 cm², 15x15 cm², 20x20 cm² ve 25x25 cm²'lik standart alanlı konüsler kullanılır. Bu çalışmada 10x10 cm² ve R=5 cm çaplı konüsler kullanılmıştır (Şekil3-2).

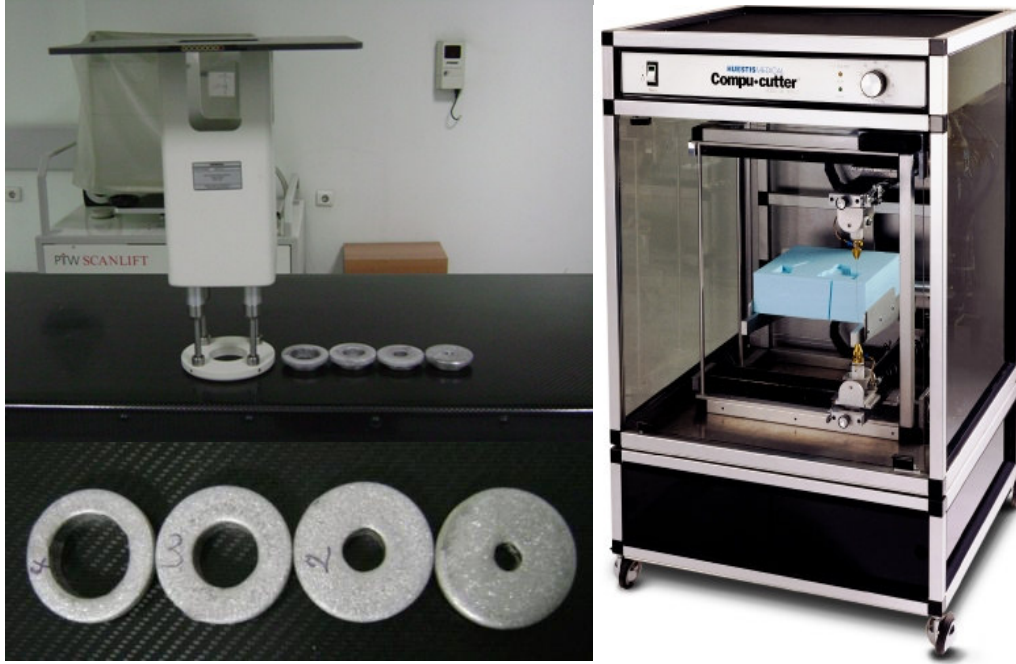


Şekil 3-1: Siemens Oncor lineer hızlandırıcı.

3.1.2. Çeşitli Alan Boyutlarında Hazırlanmış Serobant Bloklar

Bu çalışmada Oncor tedavi cihazında standart 10x10 cm² ve R=5 cm konların haricinde çeşitli alanlar oluşturabilmek için serobant alaşımdan 2 cm kalınlığında, 1, 2, 3 ve 4 cm çaplı alanlar oluşturacak bloklar (cut-out) yapıldı (Şekil 3-4). Blokların yapımında Blok kesici makinesi, strofoam köpük (Şekil 3-3), ve %50 Bizmut, %27

Kurşun %13 Kadmiyum ve %10 Tenekeden (Kalay) oluşan Serobant alaşım kullanıldı [5,6,10].



Şekil 3-2: Huestis Compu-Cutter Otomatik Blok Kesici ve blok kesiciyle kesilip oluşturulan farklı çaplardaki kurşun bloklar.

3.1.3. Markus Paralel-Plan İyon Odası

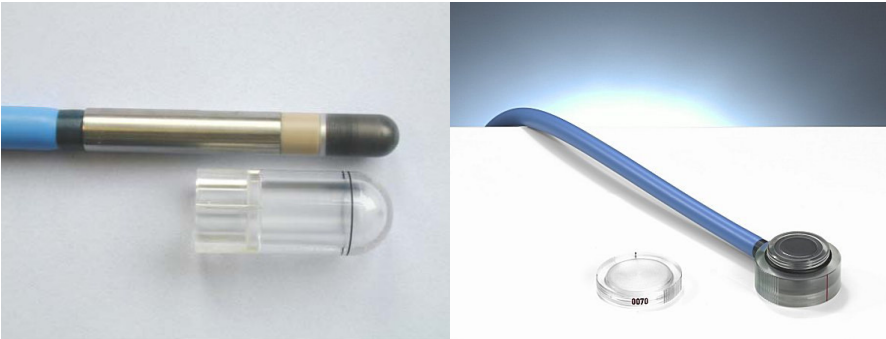
Markus paralel-plan iyon odası yüksek enerjili fotonların yüzey dozu ölçümlerinde kullanılır. Radyoterapide doz profilleri ölçümü yanında absorbe doz ölçümlerinde de kullanılabilir. Paralel-plan iyon odaları 2 MeV ile 45 MeV arasında elektron dozimetrisinde, cilt ve build-up dozu ölçümlerinde kullanılır. Etkili ölçü noktası ön giriş penceresinin merkezidir. Markus tipi paralel-plan iyon odasının hacmi $0,055 \text{ cm}^3$, elektrot mesafesi 2 mm'dir. Giriş (çember) penceresi ince grafit tabakalı polietilen'den yapılmıştır, kalınlığı 0,9 mm ve alan yoğunluğu $2,76 \text{ mg/cm}^2$ (0,025 mm su eşdeğeri) dir. Kalibrasyonda, referans radyasyon kalitesi olarak, ^{60}Co kullanılır. İyon toplama süresi 90 μs 'dir. İyon odasının tabanı silindirik ve PMMA (perspeks = pleksiglas)'dan yapılmıştır. Elektrodu grafit kaplama akrilik olup etkin çapı 5,3 mm'dir. Polarite etkisini ve elektrostatik yükü en aza indirmek için elektrot küçük hacimlidir. Maksimum polarizasyon voltajı $\pm 400\text{V}$ 'tur. Üretici kitabındaki polarite etkisi $\geq 9 \text{ MeV}$ için $\leq 1\%$ ve sızıntı akımı $\pm 4 \times 10^{-15} \text{ A}$ 'dır. Ölçüm için önerilen fantom materyali su ve PMMA dır. Ölçülebilen sıcaklık, $10^\circ\text{C} - 40^\circ\text{C}$; nem 10 – 80 % max 20g/m^3 ; basınç 700 – 1060 hpa arasındadır [14].



Şekil 3-3: PTW Markus Paralel Plan İyon Odası [14].

3.1.4. Advanced Markus Paralel-Plan İyon Odası

Ölçümlerde PTW 34045 model paralel-plan iyon odası kullanılmıştır. Enerji ölçüm aralığı 2 MeV ile 45 MeV aralığında olan Advanced Markus iyon odasının nominal hacmi 0,02 cc'dir. Bu küçük ve hassas hacmi, küçük alanların yüksek rezolüsyonla ölçülmesine imkan sağlar. Ayrıca su fantomundaki doz dağılım ölçümleri için de ideal kılar. Giriş (çember) penceresi ince grafit tabakalı polietilen'den yapılmıştır, kalınlığı 0,03 mm ve alan yoğunluğu $2,76 \text{ mg/cm}^2$ (0,025 mm su eşdeğeri) dir. Advanced markus paralel plan iyon odası, 0,03 mm'lik çok ince polietilen tabakası ile katı fantomlarda da rahatlıkla kullanılabilir. Koruyucu halka genişliği 2 mm'dir. Elektrodu grafit kaplama akrilik olup etkin çapı 5 mm'dir. Kalibrasyonda, referans radyasyon kalitesi olarak, ^{60}Co kullanılır. İyon toplama süresi 22 μs 'dir. Maksimum polarizasyon voltajı $\pm 400\text{V}$ 'tur. Üretici kitabındaki polarite etkisi $\geq 9 \text{ MeV}$ için $\leq 1\%$ ve sızıntı akımı $\pm 4 \times 10^{-15} \text{ A}$ 'dır. Uzun dönem kararlılığı her yıl için $\leq 1\%$ 'dir. Ölçülebilen sıcaklık, $10^\circ\text{C} - 40^\circ\text{C}$; nem 10 – 80 % max 20g/m^3 ; basınç 700 – 1060 hpa arasındadır [14,15].



Şekil 3-4: Sırasıyla (soldan) PTW Semiflex İyon Odası ve PTW Advanced Markus Paralel Plan İyon Odası [14,16].

3.1.5. Semiflex İyon Odası

PTW 31010 model Semiflex iyon odaları su geçirmez yapıdadır. Genellikle su fantomunda derin doz, doz profili ve doz dağılımı ölçümleri için kullanımlarının yanında lineer hızlandırıcı ve Kobalt cihazlarıyla yapılan radyasyon alan analizleri için de sıklıkla kullanılır. 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 cc ve 0,125 cc olmak üzere iki ayrı hacimli çeşidi mevcut olup ölçümler için 0,125 cc hacimli iyon odası kullanılmıştır. İyon odasının iç çapı 5,5 mm'dir. Maksimum polarizasyon voltajı $\pm 500V$ 'tur. Üretici kitabındaki polarite etkisi $< \%1$ ve sızıntı akımı $\leq \pm 4 \times 10^{-15}$ A'dır. Duvar materyali 0,55 mm kalınlığında PMMA ve 0,15 mm grafitten meydana gelmektedir. Uzun dönem kararlılığı her yıl için $\leq \%1$ 'dir. İyon toplama süresi 100 μs 'dir. Ölçülebilen, alan boyutları $2 \times 2 \text{ cm}^2$ - $40 \times 40 \text{ cm}^2$, sıcaklık $10^\circ\text{C} - 40^\circ\text{C}$, nem 10 – 80 % max 20 g/cm^3 , basınç 700 – 1060 hpa arasındadır [14,16].

3.1.6. Pinpoint İyon Odası

PTW Pinpoint iyon odaları küçük alan doz ölçümlerinde kullanılmak üzere üretilmiştir. İyon odası merkezine dik yerleştirildiklerinde, göreceli doz dağılımları yüksek rezolüsyonla ölçülebilir. Elektronların absorbe doz ölçümlerinde pinpoint iyon odasının kullanılması önerilmez. Bu çalışmada rölatif ölçümlerde kullanılmıştır. Merkezi elektrodları alüminyumdur. Ölçümler sırasında 0,015 cc 31014 model pinpoint iyon odası kullanıldı. Su geçirmez pinpoint iyon odası üstün rezolüsyon gerektiren lineer hızlandırıcı radyasyon alanlarının karakterizasyonunda, motorize su fantomunda rölatif ışın profil ölçümleri için dizayn edilmiştir. Pinpoint iyon odaları 2 mm iç çaplarıyla bu amaç için yeterince uygundurlar. Duvar materyali koruyucu akrilik ile örtülü grafittir. Nominal enerji aralığı fotonlar için ^{60}Co - 50 MV'tur. Maksimum polarizasyon voltajı $\pm 500V$ 'tur. Üretici kitabındaki polarite etkisi $\leq \%1$ ve sızıntı akımı $\leq \pm 4 \times 10^{-15}$ A'dır. Duvar materyali 0,57 mm kalınlığında PMMA ve 0,09 mm grafitten meydana gelmektedir. Ölçülebilen, alan boyutları $2 \times 2 \text{ cm}^2$ - $30 \times 30 \text{ cm}^2$, sıcaklık $10^\circ\text{C} - 40^\circ\text{C}$, nem 10 – 80 % max 20 g/cm^3 , basınç 700 – 1060 hpa arasındadır [14].

3.1.7. PTW Unidos Dozimetre

Ölçümlerde PTW marka Unidos Dozimetre kullanıldı. Radyoterapi, diagnostik radyoloji ve sağlık fiziği evrensel dozimetrisinde kullanılmaya uygundur. Entegre doz (veya yük) ve doz hızı (veya akım) aynı zamanda ölçülebilir. Unidos dozimetre, ölçülen değerleri Gy, Sv, R, Gy/min, Sv/h, R/min veya Gy.m olarak görüntüleyebilir. Polarizasyon voltajı 0 - +/-400 V 50 V lik adımla programlanabilir [15]. Cihazın sahip olduğu bazı teknik değerler şu şekildedir;

Akım ölçme resulasyonu	1 fA
Şarj ölçme resulasyonu	10 fC
Akım ölçme menzili	200 fA - 2,5 μ A
Şarj ölçme menzili	2 pC - 65 mC
Çalışma sıcaklık sınırları	10 – 40 °C
Çalışma basınç sınırları	700-1060 hPa

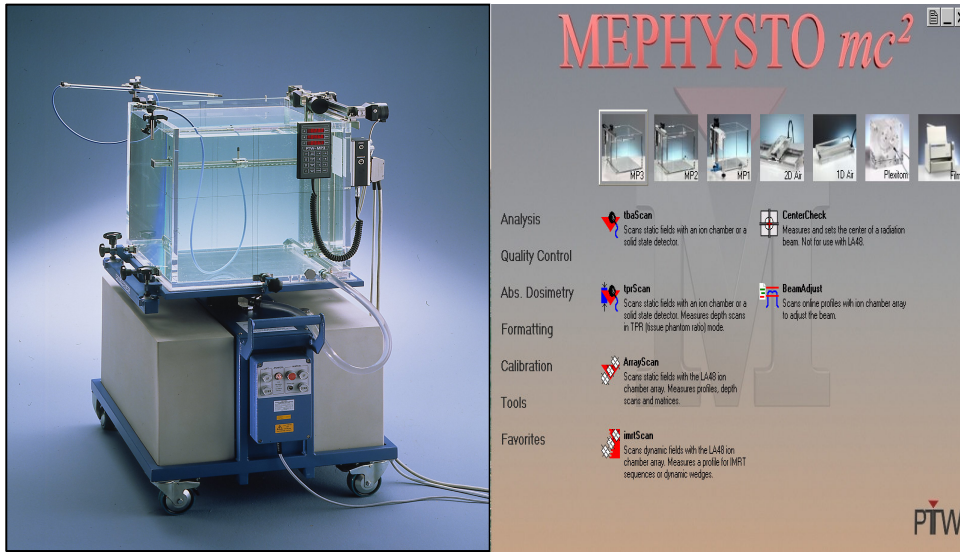


Şekil 3-5: PTW Unidos Dozimetri Sistemi ve PTW Pinpoint İyon Odası [17].

3.1.8. Su fantomu

Derin doz ve profil ölçümlerinde PTW marka MP3-M model su fantomu kullanılmıştır. MP3-M su fantomunun, 3-boyutlu su tankı ve su rezervuarı kompakt olarak dizayn edilmiştir. Duvar kalınlığı 20 mm olan 3-boyutlu su tankı, 500x500x408 mm boyutlarında ve PMMA materyalinden oluşmaktadır. Hareket mekanizması paslanmaz çelikten yapılmış olup, minimum 0,1 mm'lik hareket aralıklarıyla maksimum 50 mm/s hızla hareket edebilmektedir. Su tankının maksimum su kapasitesi 171 litredir. Su fantomu ile bilgisayar arasında iki adet elektronik birim vardır; Kontrol ünite ve Tandem. Kontrol Ünite, su fantomunu bilgisayara bağlayan bir arabirim ünitesidir.

Tandem ise ölçüm alınacak olan iyon odalarının bağlandığı çift kanallı elektrometredir. Ölçümlerde su fantomuyla beraber Mephysto mc² yazılım programı kullanılmıştır [18].



Şekil 3-6: PTW MP3-M Su Fantomu ve Mephysto mc² Yazılım Programı.

3.1.9. ISP marka GAFCHROMIC® EBT model film

ISP (International Speciality Products) tarafından ilk defa 2004 yılında üretilmiştir. Kullanımı gayet kolay olan GAFCHROMIC® film, ışınlandıktan sonra ekstra bir işlem gerektirmez. Film gün ışığından etkilenmez ve istenilen boyutta kesilebilir. Radyoterapi ve Radyoloji cihazlarının kalite kontrol ölçümlerinde ve dozimetrik ölçümlerde rahatlıkla kullanılabilir. GAFCHROMIC® EBT film YART (Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi)'da da doz cevap aralığının geniş olması nedeniyle tercih edilir. Hassasiyeti 2 cGy ile 800 cGy doz aralığındadır. 70°C'a kadarki sıcaklığa dayanıklıdır. GAFCHROMIC® EBT film ince katmanlara ayrılmış, birbirine yapışık iki aktif tabakadan meydana gelmektedir. Film, dış etkenlerden koruma sağlayan, alt ve üst kısmından 97 mikronluk polyesterle sarılı olup polyester tabakaların arasında yine alttan ve üstten 17 mikronluk aktif tabakaya sahiptir. Aktif tabakaların arasında ise 6 mikron kalınlığında yüzey tabakası (surface layer) mevcuttur. Polyester maddesinden oluşan dış tabaka filmi suya dayanıklı hale getirir. GAFCHROMIC® EBT filmin soğurganlık spektrumu 636 nm'de en yüksek noktaya ulaştığı için, film kırmızı ışıkla ölçümlerde maksimum hassasiyete ulaşır [19,20]. GAFCHROMIC® EBT film, hemen hemen su eşdeğeri yoğunluğunda; kararlı, üniform ve geniş doz cevap aralığına sahip olması gibi

elektron dozimetrisinde faydalı olabilecek karakteristiklere sahiptir. Fakat Gafchromic filmin elektron dozimetrisinde doz cevabını tartışan sınırlı sayıda çalışma mevcuttur [13].

3.1.10. EPSON Tarayıcı

GAFCHROMIC® EBT film taramasında kullanılan Epson tarayıcı 656 x 458x 158 mm boyutlarına sahiptir. Tarayıcı 2400 dpi rezolüsyonunda 3,8DMax yüksek optik yoğunluğundadır. Kullanımı gayet kolay ve sessizdir. Işık kaynağı Xenon gaz floresan lambadır. Çalışma sıcaklığı 5°C ile 35°C, saklama sıcaklığı -25°C ile 60°C aralığındadır. Çalışma nem aralığı %10-%80 arasında olup saklama nem aralığı %10-%85 arasındadır [21].



Şekil 3-7: EPSON Tarayıcı [21].

3.1.11. Fimel Marka GR-200R1 Termolüminesans Rodları

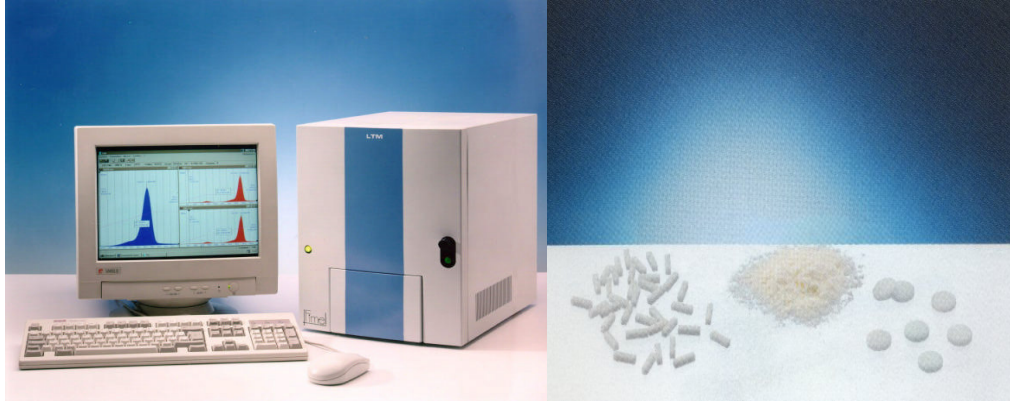
GR-200R1 TL rodları LiF kökenli; Mg, Cu ve P ile aktive edilmiş yüksek hassasiyete sahip, 2 μ Gy ile 12 Gy aralığında ölçüm yapabilen dozimetrelerdir. Çalışmamızda küçük alanlar söz konusu olduğu için 1x1x1 mm³ boyutlarında küçük hacimli kübik TLD ler kullanılmıştır [22].

3.1.12. Fimel TLD Sistemi

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

Işınlanan GR-200R1 TL rodlarını okumak için Fimel-LTM manual okuyucu ve Fimel fırın (ETT) kullanılmıştır. Fimel-LTM katı ve toz halinde bulunan termolüminesans ürünlerini okumak için geliştirilen manual okuyuculardır. Windows işletim sisteminde kolaylıkla çalıştırılabilir. Maksimum 500°C'a kadar ısıtılmaya programlandırılabilir. 1 μ Gy ile 10 Gy'lik doz aralığında okuma yapabilir. Okuyucu

değiştirilebilir plançete sahip olup plançet krom-demir-alüminyum karışımı materyalden yapılmıştır. Cihaz yapılan ölçümlere ait ortalama, standart sapma gibi istatistiksel verileri, parlama eğrisi çıktısını verebilmekte ve tüm dosya ve ölçümlerin kaydını yapabilmektedir. Fimel ETT Fırın Termolüminesans çipleri veya rodları sönmölemek için kullanılır. Farklı TLD ler için programlanabilme seçenekleri vardır. Fırınlama kabı 80 çip veya rod alabilmektedir [23].



Şekil 3-8: Fimel TLD Sistemi ve Fimel Marka GR-200R1 Termolüminesans Rodları [23].

3.1.13. CMS XiO Tedavi Planlama Sistemi

Bu çalışmada CMS marka XiO tedavi planlama sistemi kullanılmıştır. Tedavi sistemi elektron hesaplamalarında “Pencil Beam ” algoritmasını kullanmaktadır.



Şekil 3-9: RW-3 Katı Su Fantomu [15].

3.1.14. RW-3 Katı Su Fantomu

RW-3 katı su fantomu yüksek enerjili foton ve elektron dozimetrisinde kullanılan su eşdeğeri, beyaz polystyrene’den yapılmış, %2 TiO içeren, fiziksel yoğunluğu 1.045 g/cm^3 , elektron yoğunluğu $3.43 \times 10^{23} \text{ e/cm}^3$ olan fantom materyalidir. Elektron yoğunluğu, suyun elektron yoğunluğundan 1,012 katı fazladır. Ölçüm aralığı

fotonlar için ^{60}Co ile 20 MV; elektronlar için ise 5 MeV ile 25 MeV arasındadır. Boyutları 40 cm x 40 cm'dir ve 1, 2, 5 ve 10 mm gibi farklı kalınlıklardaki levhalardan oluşmaktadır. Farklı kalınlık seçeneklerinin yanında, arada hava boşluğu bırakmadan paralel-plan ve silindirik iyon odalarının yerleştirildiği plakalara da sahiptir [24].

3.2. YÖNTEM

Tez çalışmasına başlamadan önce, Siemens Oncor lineer hızlandırıcının kalite kontrol testleri yapıldı. Kullanılmakta olan elektron demetlerinde enerji kalitesi ölçülerek cihazın kabul testleri sırasındaki enerji düzeyinde olduğundan emin olundu, radyasyon alanının düzgünlüğüne ve simetrisine bakılarak elektron demetlerinin istenen tolerans sınırları içinde olması sağlandı. Bu testlerin ardından doz verimleri, katı su eşdeğeri fantomda SSD=100 cm’de her bir enerji seviyesi için uygun referans derinlikte 1cGy/MU olacak şekilde ayarlandı. Bu kalibrasyon işlemi için PTW Markus iyon odası ve PTW Unidos dozimetri sistemi kullanıldı.

Ölçümlerde 5cm ve daha küçük çapta yuvarlak alanlar kullanılacağı için öncelikle 5cm’lik standart konüse takılabilecek 4, 3, 2 ve 1 cm çaplı serobant alaşımdan (%50 Bizmut, %27 Kurşun %13 Kadmiyum ve %10 Teneke) oluşan 2cm kalınlığında bloklar hazırlandı. Blokların yapımında Huestis Blok kesme makinesi ve 0,5 cm kalınlığında strofoam köpük kullanıldı.

3.2.1. İzodoz Dağılımının Elde Edilmesi

3.2.1.1. Su Fantomu ve İyon Odası Kullanılarak İzodoz Dağılımı Elde Edilmesi

Su fantomu ölçümleri 6, 9 ve 15 MeV’lik enerjilerde, 5, 4, 3, 2 ve 1 cm çaplı yuvarlak alanlar için, PTW marka MP3-M su fantomunda, merkezi ekseninde, su yüzeyinde SSD=100 cm’de, PTW Semiflex 0,125 cc hacimli ve PTW Pinpoint 0,015 cc hacimli iyon odaları kullanılarak yapıldı.

Su fantomu bağlantıları uygun şekilde yapıldıktan sonra PTW Semiflex 0,125 cc hacimli iyon odasının su fantomu üzerindeki yerleşiminde kolaylık sağlayacak olan PTW Trufix sabitleme aparatları kullanılarak iyon odasının efektif ölçüm derinliğine yerleştirilmesi sağlandı. Öncelikle 10x10 cm² lik alanda 6 MV foton ışını ile su fantomu software programı ‘Mephysto mc²’ kullanılarak su fantomunda merkezi eksen kontrolü yapıldı. Herhangi bir kayıklığın olup olmadığı araştırıldı. Bu işlem, iyon odası ile x ve y eksenlerinde, 5 ve 10 cm derinliklerde, SSD=100 cm’de, 10x10 cm² lik alan profil eğrileri ve derin doz bilgileri kullanılarak yapıldı. Su fantomunun doğru yerleşiminden emin olunduktan sonra 10x10 cm² konüs ile tüm elektron enerjilerinde derin doz eğrileri elde edildi. Bu eğrilerden R_{ref} (referans doz derinliği), R_{85} (dozun % 85’nin geçtiği derinlik), $R_{85/2}$, (dozun % 85’nin geçtiği derinliğin yarısı) R_{50} (dozun % 50’sinin geçtiği

derinlik), ve R_p (pratik erişme derinliği) değerleri saptandı. Elde edilen bu derinlikler, Tablo 3-1’de belirtilmiştir.

Tablo 3-1: 10 cm x 10 cm alan için derin doz parametreleri

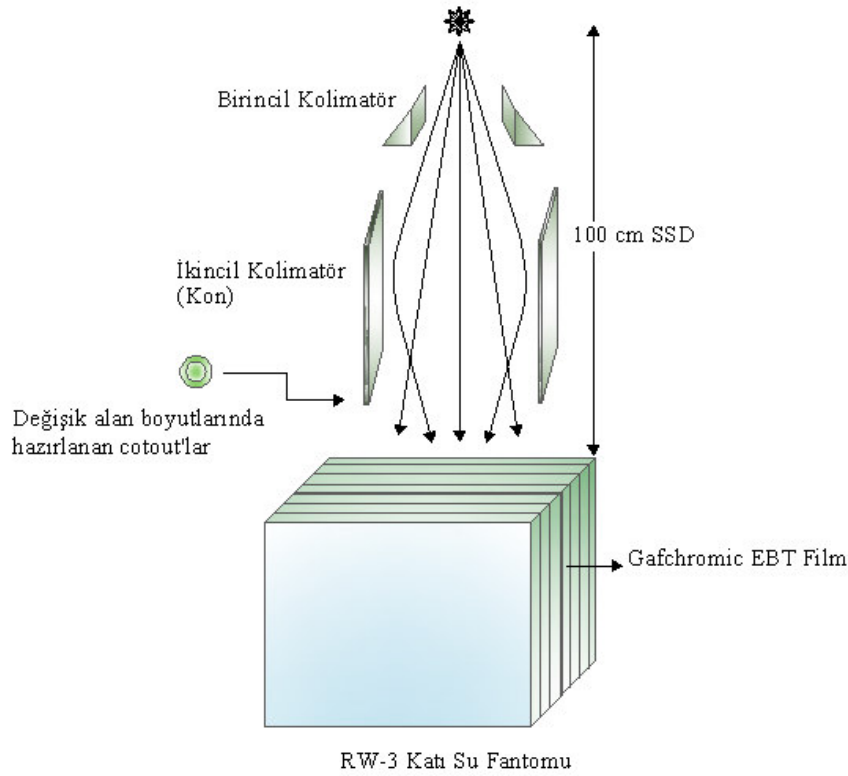
	R_{ref} (mm)	R_{85} (mm)	$R_{85/2}$ (mm)	R_{50} (mm)	R_p (mm)
6 MeV	13	17,5	8,7	22,6	28,9
7 MeV	15	21	10,5	26,8	34,5
9 MeV	20	28,4	14,2	35,1	44,5
12 MeV	27	37,3	18,7	46,7	57,7
15 MeV	35	48,3	24,2	60,7	74,3

Bu derinlik değerleri kullanılarak 5 cm çaplı konüs ile 5, 4, 3, 2 ve 1 cm çaplı alanlar için, her bir enerji seviyesinde % derin doz, x ve y eksenlerinde doz profilleri elde edildi. Farklı enerji ve farklı alan büyüklüklerine ait derin doz eğrileri Bulgular kısmında Grafik 4-1, 4-2 ve 4-3’te gösterilmiştir. Ölçülmüş % derin doz ve doz profilleri ile PTW ‘nin Verisoft programı kullanılarak izodoz dağılımları oluşturulmuştur. Aynı işlemler PTW Pinpoint 0,015 cc hacimli iyon odası için de tekrarlanmıştır.

3.2.1.2. Film Dozimetrisi ile İzodoz Dağılımı Elde Edilmesi

Film dozimetrisinde enerji bağımlılığı olmayan EBT Gafchromic filmler kullanıldı. Kalibrasyon eğrisi 9 MeV elektron ışınları kullanılarak elde edildi. Kalibrasyon için filmler, 2x2 cm² alan büyüklüğünde kesilerek referans derinlikte, merkezi eksene dik, alanın merkezine yerleştirilerek, SSD = 100 cm’de, 10 x 10 cm² konüs ile filme sırasıyla 25, 50, 100, 200, 300, 400, 600 ve 800 cGy gelecek şekilde ışınlandı. Işınlanan filmler, kararmanın doyuma ulaşmasını sağlamak için ertesi gün değerlendirildi. Bu filmleri değerlendirmek için önerilen minimum bekleme süresi 2 saattir [25]. Işınlanan filmler Epson tarayıcı programında 48 bit renkli ve 75 dpi özellikleri seçilerek tarandıktan sonra ImageJ film programında, kırmızı, mavi ve yeşil renklere ayrıldı. Gafchromic filmlerde en büyük kontrast farkı kırmızı renkte görüldüğü için film dozimetrisi için bu görüntüler kullanıldı. Hiç ışınlanmamış film okunarak background etkisi dikkate alındı. Yön bağımlılığından dolayı, filmler tarama için tarayıcıya yerleştirilirken aynı yönde olmaları sağlandı. PTW Mephysto mc² programı kullanılarak filmlerin merkezlerindeki geçirgenlik okundu ve doz değerlerine karşılık gelen geçirgenlik değerleri ile kalibrasyon eğrisi oluşturuldu. Kalibrasyon eğrisi

Bulgular kısmında Grafik 4-4'te gösterilmiştir. İzodoz dağılımlarını elde etmek için filmler alan boyutlarına uygun olarak hazırlandı ve ışın yönüne paralel olarak merkezi eksen boyunca yerleştirildi. 5 cm konüs kullanılarak 5, 4, 3, 2 ve 1 cm yuvarlak alanlarla 6, 9 ve 15 MeV enerji seviyelerinde ışınladı. Işınlanan filmler kalibrasyon eğrisi elde edilirken tarayıcıya aynı yönde yerleştirildi ve aynı şartlarda tarama yapıldı. Film kalibrasyon eğrisi kullanılarak PTW Verisoft programında izodoz eğrileri oluşturuldu. Şekil 3-10'da deney düzeneği görülmektedir.



Şekil 3-10: Derin Doz ölçümleri için Deney Düzeneği (Siemens - Oncor).

3.2.1.3. Tedavi Planlama Bilgisayarı ile İzodoz Dağılımı Elde Edilmesi

CMS XiO tedavi planlama sisteminde elektron alanları için veri girişleri mevcut kare konüsler kullanılarak yapılmaktadır. 5, 4, 3, 2 ve 1 cm çapında alanlar, planlama sistemine yüklenen en küçük boyutlu konüs olan 10 x 10 cm²'lik konüs bloklanarak oluşturuldu. Standart kare şeklindeki su eşdeğeri fantomlar kullanılarak alanların 6, 9 ve 15 MeV enerji seviyelerinde izodoz dağılımları Pencil Beam algoritması kullanılarak elde edildi. Elde edilen izodoz dağılımlarının akı haritası (fluence map) oluşturuldu.

Oluşturulan bu akı haritaları kaydedildi. Kayıt edilen bu bilgi PTW Verisoft programında açılarak izodoz eğrileri şekline dönüştürüldü.

3.2.1.4. İzodoz Dağılımlarının Karşılaştırılması

Hasta planlamasında kullanılan tedavi planlama bilgisayarındaki bilgiler referans alınarak, su fantomunda 0.125 cc Semiflex, 0.015 cc Pinpoint iyon odası ve film dozimetriyle ölçülen izodoz dağılımları, PTW Verisoft programında bulunan Gamma Index metodu kullanılarak karşılaştırıldı. Bu metot karşılaştırmaları, 3 mm mesafede % 3 doz farklılığını tolerans limiti olarak yapmaktadır. Hızlı doz düşüşü olan bölgelerde, özellikle penumbra bölgesinde karşılaştırma yapılırken bu limitler yükseltilebilmektedir. Bu çalışmada tolerans limitleri 3mm'de % 3 olarak alınmıştır. Doz dağılımlarının karşılaştırmaları Bulgular kısmında Grafik 4-5, 4-6 ve 4-7'de maddeler halinde gösterilmektedir.

3-boyutlu tedavi planlama sistemleri rutinde, ölçülen ve hesaplanan doz dağılımlarının karşılaştırmasına gereksinim duyar. Niteliksel karşılaştırmaları kolaylaştırmak için üst üste izodoz yerleştirme, doz farkı (dose-difference) ve uyuşma mesafesi (distance-to-agreement (DTA)) dağılımlarını kapsayan teknikler geliştirilmektedir. Günümüzde, Daniel A. Low ve arkadaşları tarafından ileri sürülen ve bu teknikleri esas alan Gamma değerlendirme metodu en çok kabul gören yaklaşım olmakla beraber birçok grup tarafından da uyarlanmaya çalışılmaktadır [26].

Gamma Index metodunun en önemli özelliği, kabul edilebilir toleranslara göre ölçülen ve hesaplanan arasındaki farkları göstererek, ölçüm kalitesini değerlendirmektir. Gamma Index dağılımı, kabul kriterlerini sağlayan veya sağlayamayan (pass-fail) bölgelerin saptanmasıyla, hesaplama kalitesinin niteliksel değerlendirmesi yapılarak oluşturulur. Yöntem, YART planlama sistemini de kapsayarak 3-boyutlu tedavi planlama sistemi doz hesaplama algoritması değerlendirmesinde kullanılabilir. Low ve arkadaşlarının fikirleri esas alınarak hazırlanan algoritmanın geliştirilmesiyle, hesaplama sürelerini oldukça azaltan software programları geliştirilmiştir. Bu çalışmada da 3 farklı karşılaştırma metoduna sahip olan PTW Verisoft programı kullanılmıştır. Çalışmada, farklı ölçüm metodlarının karşılaştırılması Gamma Index metodu ve kriterleri esas alınarak yapılmıştır [26].

3.2.2. Doz Verimi Ölçümleri

Doz verimi ölçümleri, RW-3 katı su fantomu kullanılarak 6, 9 ve 15 MeV’de referans derinlikte, SSD = 100 cm’de yapıldı. Referans derinlikler IAEA 398 numaralı raporunda önerildiği gibi [27],

$$D_{\text{ref}} = 0.6 R_{50} - 0.1 \text{ g/cm}^2 (R_{50} \text{ g/cm}^2) \quad (3-1)$$

bağıntısı kullanılarak 6, 9 ve 15 MeV için sırasıyla 13, 20 ve 35 mm olarak hesaplandı. 10 x 10 cm² lik konüs ile referans derinlikte 1 cGy = 1 MU olacak şekilde PTW Markus iyon odası kullanılarak kalibre edildi. Aynı referans derinlikler kullanılarak 5 cm çapındaki yuvarlak konüs ile 5, 4, 3, 2 ve 1 cm çaplı alanların doz verimleri ölçüldü. 10x10 cm² alan büyüklüğü 1 kabul edilerek diğer alanların doz verimleri hesaplandı. Şekil 3-11’de doz verimi okumaları için deney düzeneği görülmektedir.

3.2.2.1. İyon Odası Ölçümleri

Doz verimleri, PTW Markus, PTW Advanced Markus paralel plan iyon odası, PTW Semiflex (0.125 cc), PTW Pinpoint (0.015 cc) iyon odası ve PTW Unidos elektrometre kullanılarak ölçüldü. Ölçümlerde her iyon odası için özel dizayn edilmiş fantom plakası kullanıldı. İyon odaları, ışının geliş düzlemine dik olacak şekilde yerleştirildi. İyon odalarının polarite etkisini bulmak için $\pm$ bias voltajında ölçümler alındı. Pinpoint iyon odasının dışındaki iyon odalarında polarite etkisi % 0.5’ten küçük bulundu. Pinpoint iyon odası için bu değer % 0.5’ten büyük bulundu. Yapılan ölçümler rölatif olduğu için bir düzeltme yapılmadı.

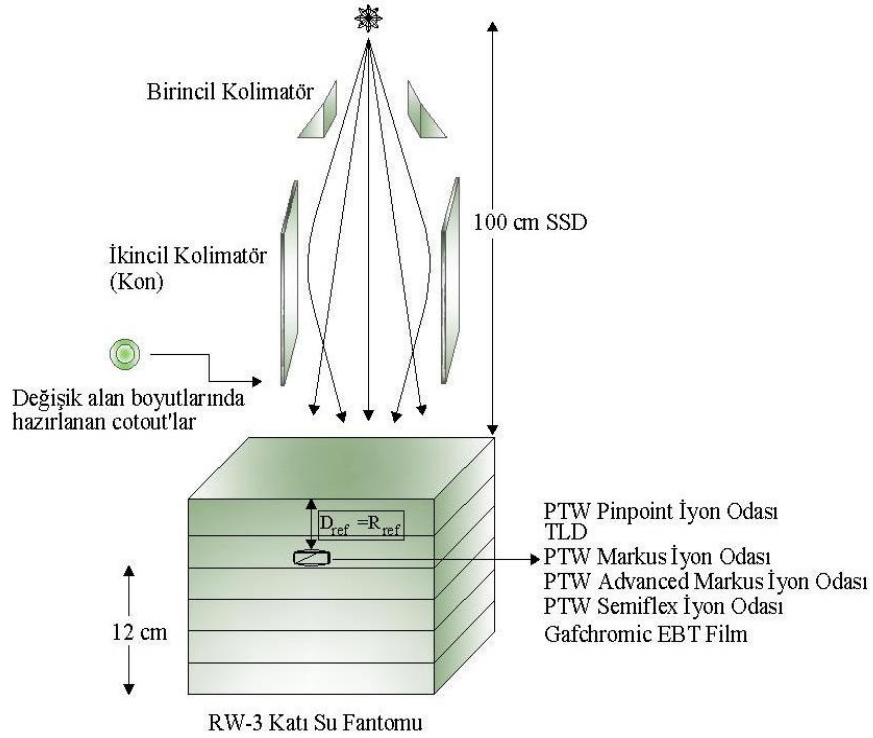
3.2.2.2. Film Ölçümleri

EBT Gafchromic filmler 2x2 cm² alan büyüklüğünde kalibrasyon eğrisinin elde edildiği şartlarda hazırlandı. Hazırlanan filmler, yönleri dikkat edilerek fantomda referans derinliklere ışın eksenine dik gelecek şekilde alan merkezine yerleştirildi. Küçük alanlarda yeterli kararın elde edebilmek için her alan boyutu için 400 MU verilerek ışınlandı. Işınlanan filmler ertesi gün tarayıcıdan geçirilip kırmızı renk skalasına ayrılarak kaydedildi ve kalibrasyon eğrisi kullanılarak alan merkezinde noktasal olarak okunan geçirgenlik doza (cGy) dönüştürüldü. Tüm film dozimetrisi için ölçümler aynı gün ve aynı paketten filmler kullanılarak yapıldı.

3.2.2.3. TLD Ölçümleri

Termoluminesans dozimetre ölçümlerinde GR-200R1 Fimel okuyucu 1x1x1 mm³ boyutunda TLD rodları kullanıldı. Mevcut TLD rodlarıyla, okumaların $\pm$ % 2 SD içinde olan üçlü gruplar oluşturuldu. Ölçüm yapılacak alanlar küçük olduğu için gruplar üçlü olarak yerleştirilmedi. Özel hazırlanmış tek TLD'nin yerleştirildiği fantomda, referans derinlikte tek olarak 100 MU verilerek ışınladı. Işınlama 3 kez tekrar edilerek üç okuma değerinin ortalaması alındı. Işınlanan TLD rodları Fimel-LTM okuyucuda değerlendirilip 10x10 cm²'lik alan 1 olacak şekilde, normalize edildi.

Semiflex, Pinpoint, Advanced Markus ve Markus iyon odaları, Film dozimetrisi ve TLD kullanılarak farklı enerji seviyeleri için elde edilen doz verimi değerleri, Bulgular kısmında Grafik 4-8, 4-9 ve 4-10'da gösterilmektedir.



Şekil 3-11: Doz Verimi Ölçümleri için Deney Düzeneği (Siemens – Oncor).

3.2.2.4. Doz Verimi Ölçümlerinin Tedavi Planlama Bilgisayarı Bilgileriyle Karşılaştırılması

CMS XiO tedavi planlama sisteminde 10 x 10 cm²'lik konüs kullanılarak bloklaşma yöntemiyle 5, 4, 3, 2 ve 1 cm çaplı alanlar oluşturuldu. 6, 9 ve 15 MeV'de, merkezi ekseninde, referans derinliklere 100 cGy verilecek şekilde CMS XiO planlama

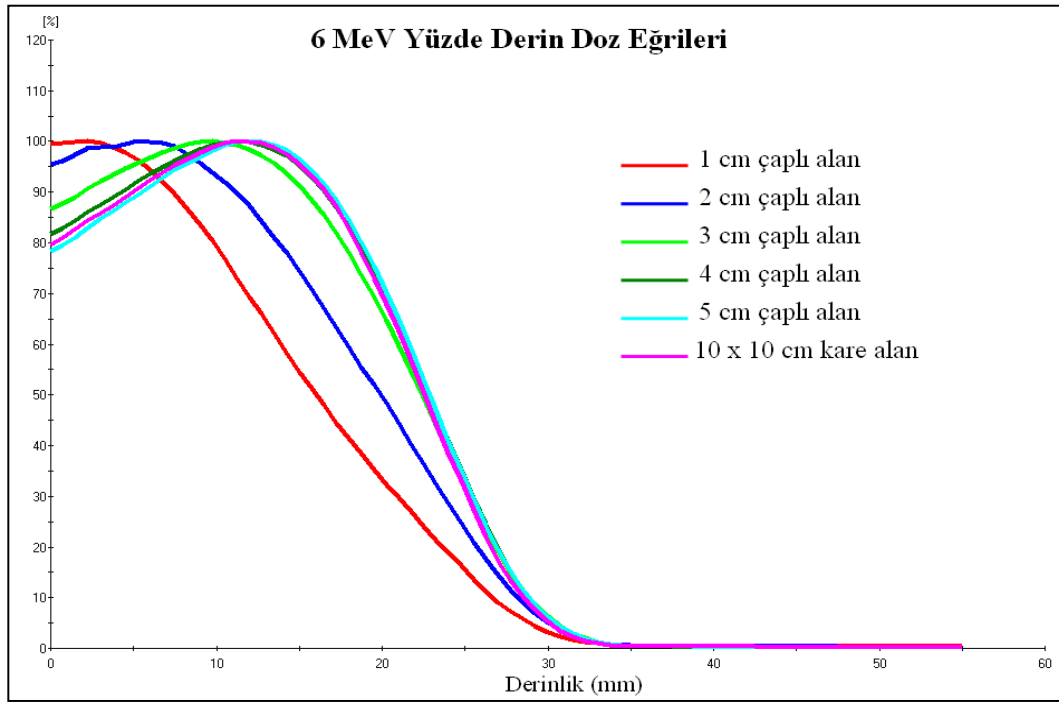
sisteminde MU hesabı yapıldı. MU değerlerine göre doz verimi faktörleri belirlendi. Tedavi planlama sisteminden elde edilen doz verimi faktörleri, farklı dozimetri yöntemleriyle elde edilen doz verimi faktörleri ile Excel programı kullanılarak karşılaştırıldı. Karşılaştırma sonuçları Bulgular kısmında Tablo 4-11, Tablo 4-12 ve Tablo 4-13'te gösterilmiştir.

4. BULGULAR

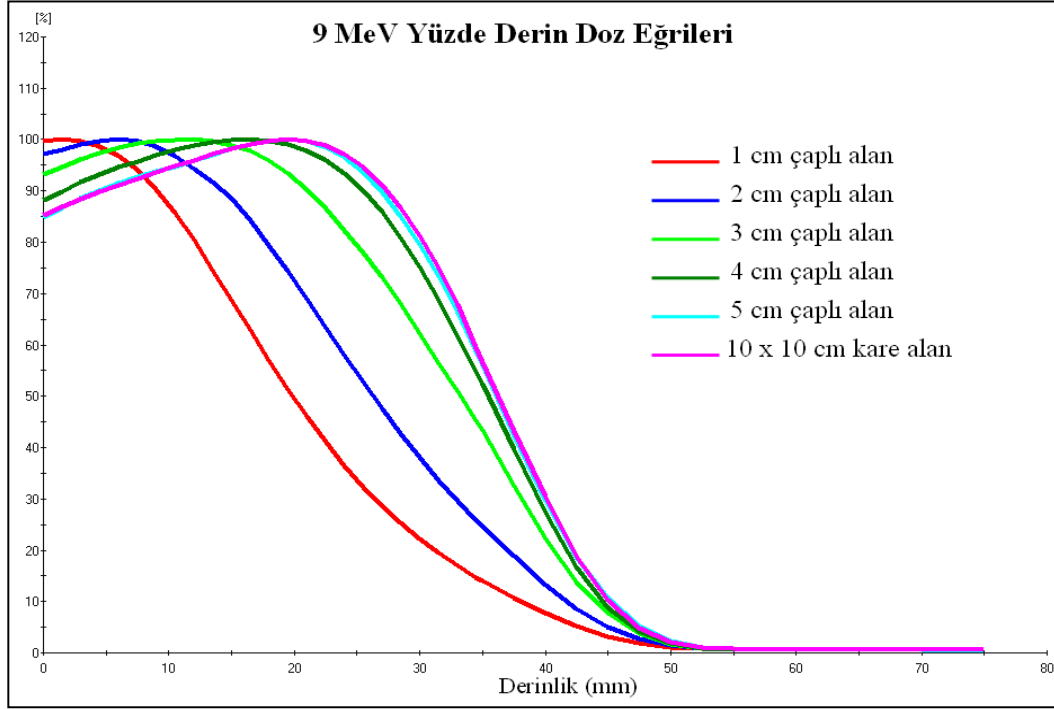
4.1. Oncor Cihazının Çeşitli Alan ve Enerjilerdeki % Derin Doz Eğrileri

Semiflex ve Pinpoint iyon odaları ile su fantomunda, merkezi ekseninde ölçülmüş % derin doz değerleri aşağıdaki grafik ve tablolarda gösterilmiştir.

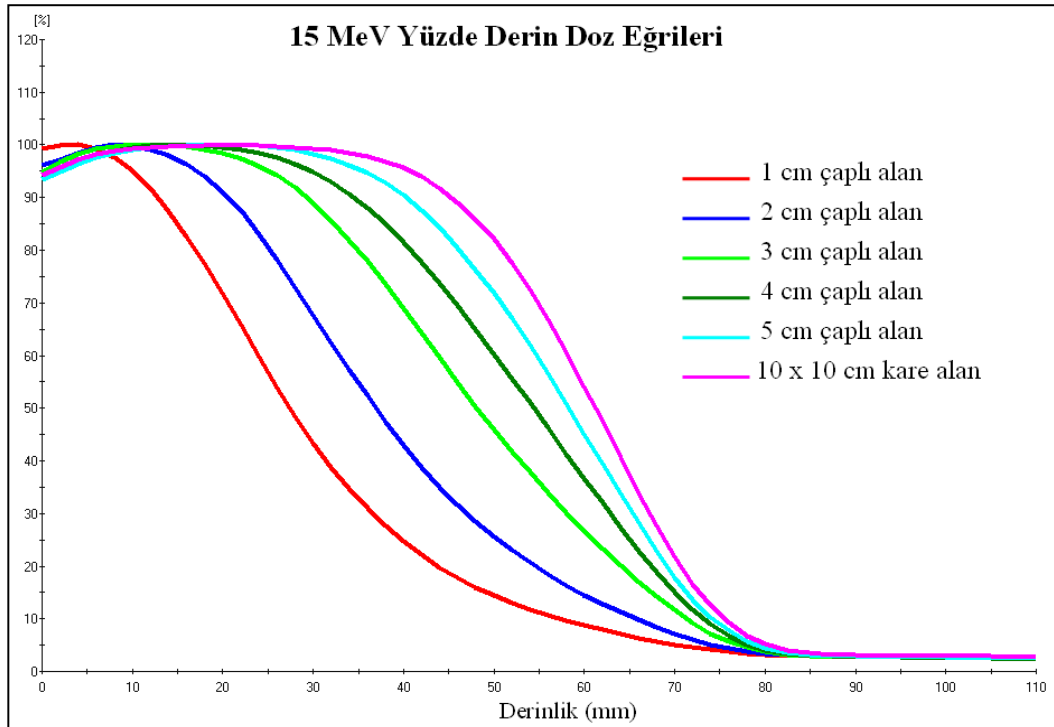
Oncor tedavi cihazında, PTW Semiflex 0,125 cc iyon odasıyla ölçülen $10 \times 10 \text{ cm}^2$ kare alan, 5, 4, 3, 2 ve 1 cm çaplı alanlara ait % derin doz eğrileri Grafik 4-1'de 6 MeV, Grafik 4-2'de 9 MeV ve Grafik 4-3'de 15 MeV enerji seviyeleri için gösterilmiştir. Bu eğrilere ait analiz değerleri Tablo 4-1, Tablo 4-3 ve Tablo 4-5'de belirtilmiştir. Aynı enerjilerde, PTW Pinpoint 0,015 cc iyon odasıyla ölçülen % derin doz eğrilerine ait analiz değerleri sırasıyla Tablo 4-2, Tablo 4-4 ve Tablo 4-6'da gösterilmiştir.



Grafik 4-1: 6 MeV elektron demetleri için $10 \times 10 \text{ cm}^2$ kare alan, 5,4,3,2 ve 1 cm çaplı yuvarlak alan büyüklüklerine ait PTW Semiflex 0,125 cc iyon odasıyla ölçülen % derin doz eğrileri.



Grafik 4-2: 9 MeV elektron demetleri için 10 x 10 cm² kare alan, 5,4,3,2 ve 1 cm çaplı yuvarlak alan büyüklüklerine ait PTW Semiflex 0,125 cc iyon odasıyla ölçülen % derin doz eğrileri.



Grafik 4-3: 15 MeV elektron demetleri için 10 x 10 cm² kare alan, 5,4,3,2 ve 1 cm çaplı yuvarlak alan büyüklüklerine ait PTW Semiflex 0,125 cc iyon odasıyla ölçülen % derin doz eğrileri.

Tablo 4-1: 6 MeV enerji seviyesinde 5,4,3,2 ve 1 cm çaplı ve 10x10 cm² kare alanların % derin doz grafiklerinden elde edilen analiz sonuçları (Semiflex İyon Odası).

	R ₁₀₀ (mm)	R ₉₀ (mm)	R ₈₀ (mm)	R ₅₀ (mm)	R _p (mm)	E _{p0} (mm)	E ₀ (mm)
1cm	2,22	7,37	9,83	15,90	27,13	5,61	3,71
2cm	5,96	11,20	13,74	19,87	29,61	6,10	4,63
3cm	9,74	15,34	17,62	22,48	29,53	6,09	5,24
4cm	11,26	16,57	18,53	22,88	29,30	6,04	5,33
5cm	12,01	16,86	18,79	22,95	29,05	5,99	5,35
10x10	11,29	16,60	18,45	22,63	28,73	5,93	5,27

Tablo 4-2 : 6 MeV enerji seviyesinde 5,4,3,2 ve 1 cm çaplı ve 10x10 cm² kare alanların % derin doz grafiklerinden elde edilen analiz sonuçları (Pinpoint İyon Odası).

	R ₁₀₀ (mm)	R ₉₀ (mm)	R ₈₀ (mm)	R ₅₀ (mm)	R _p (mm)	E _{p0} (mm)	E ₀ (mm)
1cm	3,72	8,99	11,31	17,03	27,73	5,73	3,97
2cm	5,27	11,29	13,66	19,64	29,09	6,00	4,58
3cm	9,01	15,39	17,59	22,40	29,10	6,00	5,22
4cm	11,97	16,59	18,61	22,73	28,50	5,88	5,30
5cm	12,75	17,61	19,44	23,54	29,55	6,09	5,49
10x10	12,80	17,85	19,77	23,85	29,93	6,17	5,56

Tablo 4-3: 9 MeV enerji seviyesinde 5,4,3,2 ve 1 cm çaplı ve 10x10 cm² kare alanların % derin doz grafiklerinden elde edilen analiz sonuçları (Semiflex İyon Odası).

	R ₁₀₀ (mm)	R ₉₀ (mm)	R ₈₀ (mm)	R ₅₀ (mm)	R _p (mm)	E _{p0} (mm)	E ₀ (mm)
1cm	1,50	9,08	12,09	19,87	33,53	6,89	4,63
2cm	5,90	14,31	17,78	26,46	40,98	8,38	6,17
3cm	11,60	21,10	24,78	33,61	45,98	9,38	7,83
4cm	16,40	25,50	28,71	35,90	45,39	9,26	8,36
5cm	19,40	26,89	29,90	36,56	45,26	9,23	8,52
10x10	19,50	27,37	30,30	36,67	45,38	9,26	8,54

Tablo 4-4 : 9 MeV enerji seviyesinde 5,4,3,2 ve 1 cm çaplı ve 10x10 cm² kare alanların % derin doz grafiklerinden elde edilen analiz sonuçları (Pinpoint İyon Odası).

	R ₁₀₀ (mm)	R ₉₀ (mm)	R ₈₀ (mm)	R ₅₀ (mm)	R _p (mm)	E _{p0} (mm)	E ₀ (mm)
1cm	4,50	10,99	13,95	21,09	33,95	6,97	4,91
2cm	6,10	15,01	18,22	26,28	40,27	8,23	6,12
3cm	12,50	21,54	25,00	33,36	45,22	9,23	7,77
4cm	16,20	25,16	28,54	35,65	44,93	9,17	8,31
5cm	19,20	26,90	29,81	36,25	44,48	9,08	8,45
10x10	20,80	28,35	31,32	37,70	46,14	9,41	8,78

Tablo 4-5 : 15 MeV enerji seviyesinde 5,4,3,2 ve 1 cm çaplı ve 10x10 cm² kare alanların % derin doz grafiklerinden elde edilen analiz sonuçları (Semiflex İyon Odası).

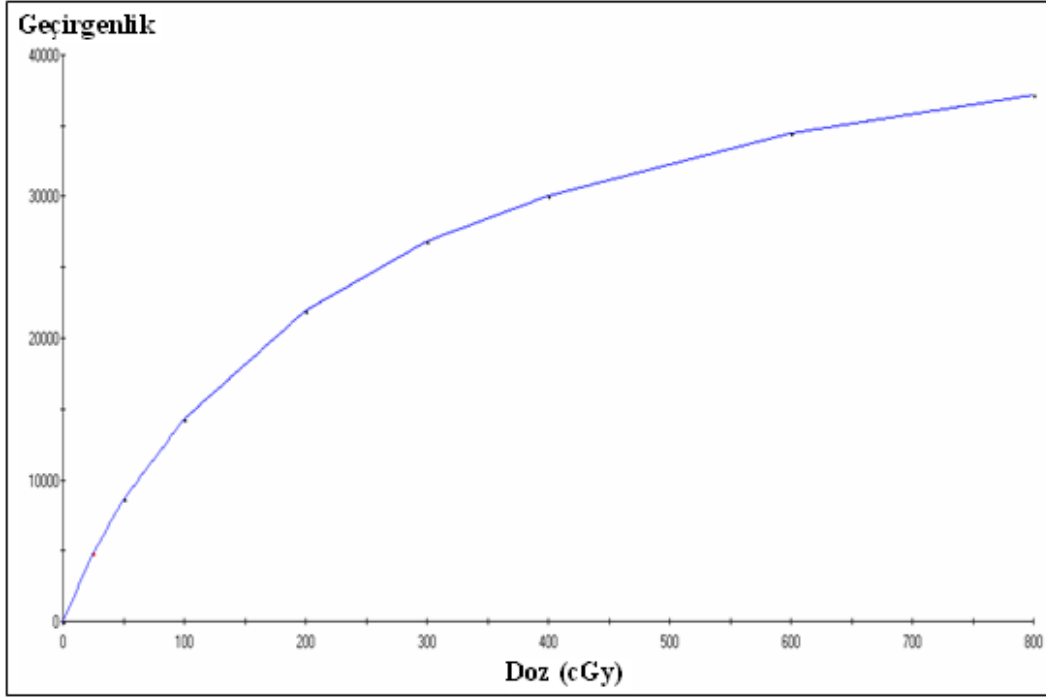
	R ₁₀₀ (mm)	R ₉₀ (mm)	R ₈₀ (mm)	R ₅₀ (mm)	R _p (mm)	E _{p0} (mm)	E ₀ (mm)
1cm	2,00	12,79	16,99	27,51	42,45	8,67	6,41
2cm	8,10	20,60	25,23	37,41	55,10	11,21	8,72
3cm	10,50	29,37	34,92	48,90	69,46	14,09	11,39
4cm	14,20	34,51	40,79	55,40	74,26	15,06	12,91
5cm	20,30	40,27	46,22	59,38	74,88	15,19	13,84
10x10	23,50	45,34	50,97	62,46	75,10	15,23	14,55

Tablo 4-6 : 15 MeV enerji seviyesinde 5,4,3,2 ve 1 cm çaplı ve 10x10 cm² kare alanların % derin doz grafiklerinden elde edilen analiz sonuçları (Pinpoint İyon Odası)

	R ₁₀₀ (mm)	R ₉₀ (mm)	R ₈₀ (mm)	R ₅₀ (mm)	R _p (mm)	E _{p0} (mm)	E ₀ (mm)
1cm	5,80	15,17	19,14	29,30	43,86	8,95	6,83
2cm	8,10	20,82	25,54	37,12	54,27	11,04	8,65
3cm	10,10	28,82	34,66	48,34	68,39	13,88	11,26
4cm	14,10	34,33	40,53	54,54	72,77	14,76	12,71
5cm	12,10	38,41	45,09	58,66	74,22	15,05	13,67
10x10	17,90	45,07	51,18	63,09	76,33	15,48	14,70

4.2. Gafchromic EBT Film Kullanılarak Kalibrasyon Eğrisi Elde Edilmesi

Filmler 25, 50, 100, 200, 300, 400, 600, 800 cGy ışınlanarak, bu dozlara karşılık gelen kararmaların gösterildiği Grafik 4-4 aşağıdadır.

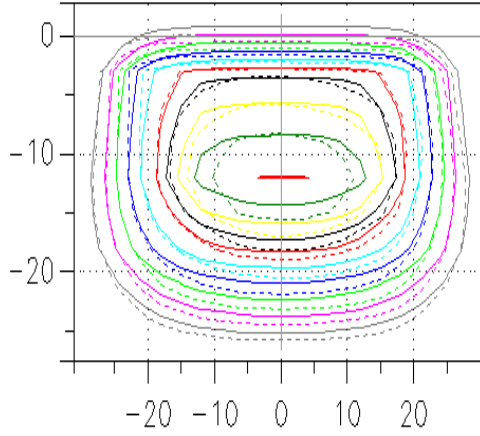


Grafik 4-4: 9 MeV elektron ışınlama için kalibrasyon eğrisi.

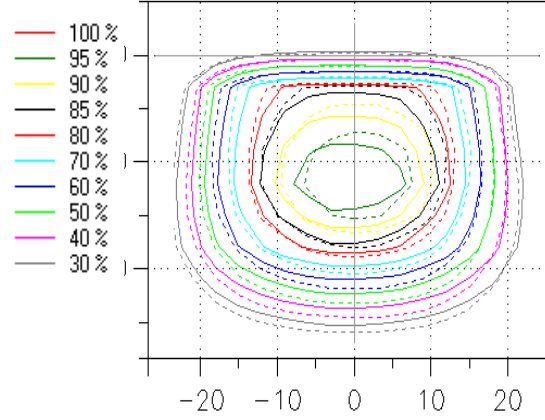
4.3. TPS ile Diğer Dozimetri Yöntemlerinin İzodoz Karşılaştırması

Tedavi Planlama Sisteminden elde edilen izodoz dağılımlarının, Semiflex, Pinpoint iyon odası ve film dozimetrisi ile elde edilen izodoz dağılımlarının karşılaştırılması aşağıda Grafik 4-5, 4-6 ve 4-7'de gösterilmiştir. Düz çizgiler tedavi planlama sistemine ait, kesikli çizgiler diğer ölçüm sistemine ait doz dağılımlarıdır.

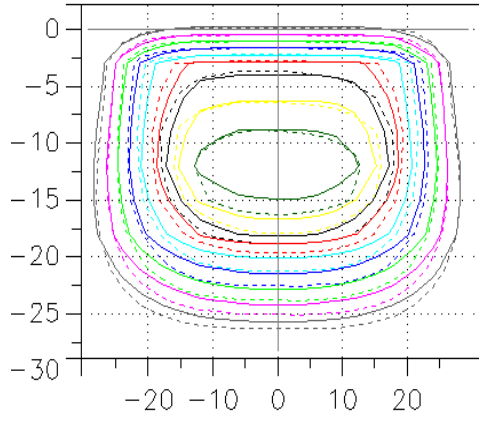
6, 9 ve 15 MeV enerji seviyesinde, her bir enerjinin d_{max} derinliğinde elde edilen profillere ait penumbra genişlikleri Tablo 4-7'de gösterilmiştir.



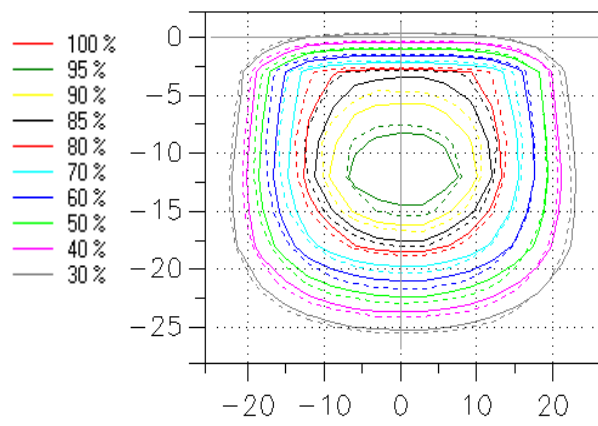
**Grafik 4-5a : 6 MeV, R=5cm,
TPS-Semiflex Karşılaştırması**



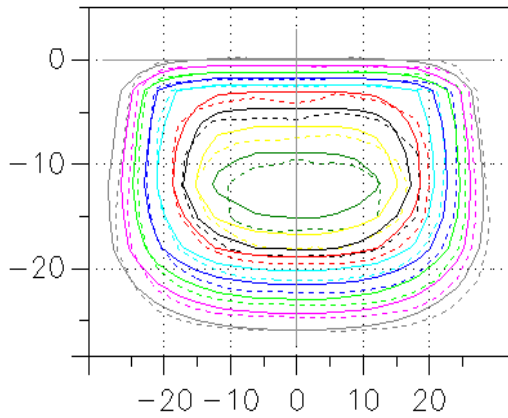
**Grafik 4-5d : 6 MeV, R=4cm,
TPS-Semiflex Karşılaştırması**



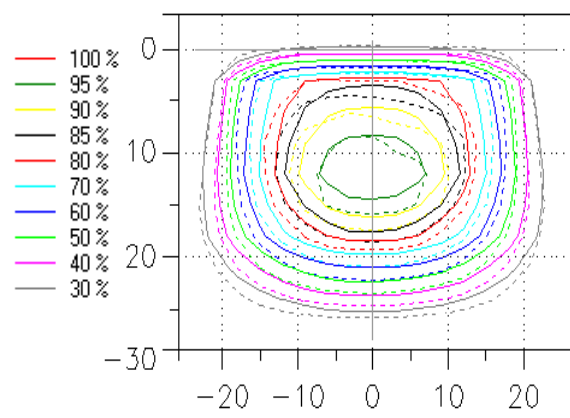
**Grafik 4-5b : 6 MeV, R=5cm,
TPS-Pinpoint Karşılaştırması**



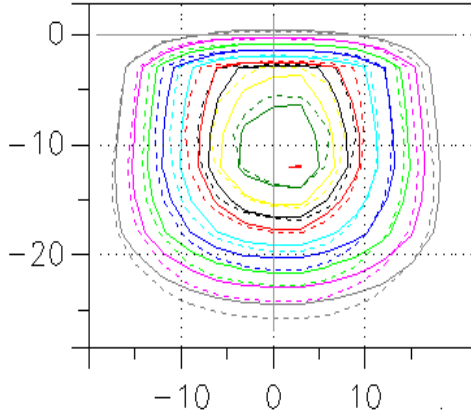
**Grafik 4-5e : 6 MeV, R=4cm,
TPS-Pinpoint Karşılaştırması**



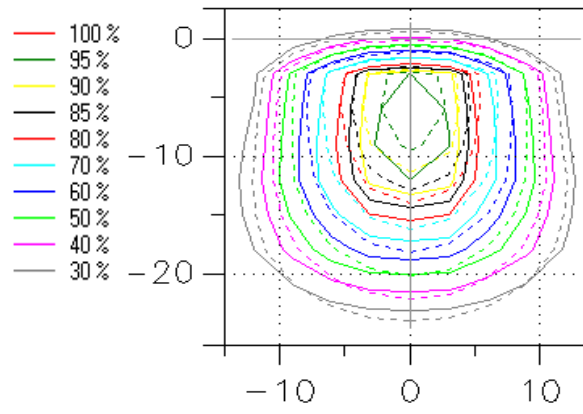
**Grafik 4-5c : 6 MeV, R=5cm,
TPS-Film Karşılaştırması**



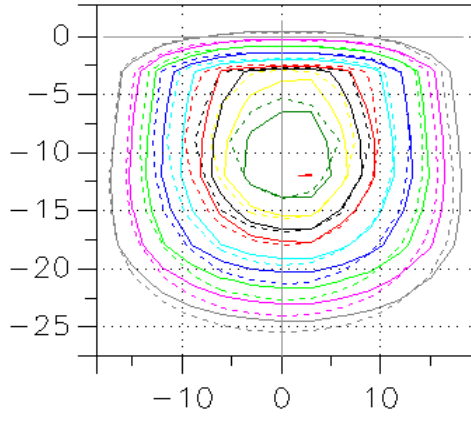
**Grafik 4-5f : 6 MeV, R=4cm,
TPS-Film Karşılaştırması**



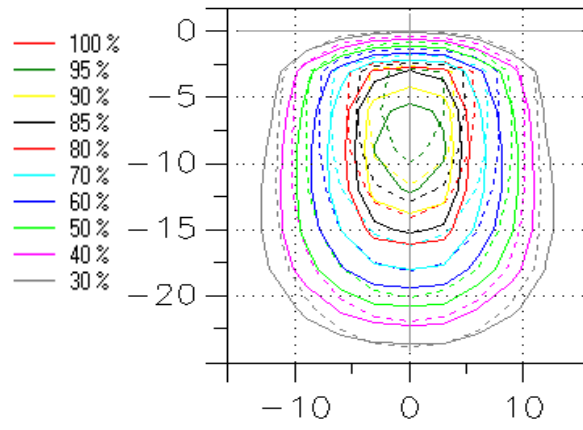
**Grafik 4-5g : 6 MeV, R=3cm ,
TPS-Semiflex Karşılaştırması**



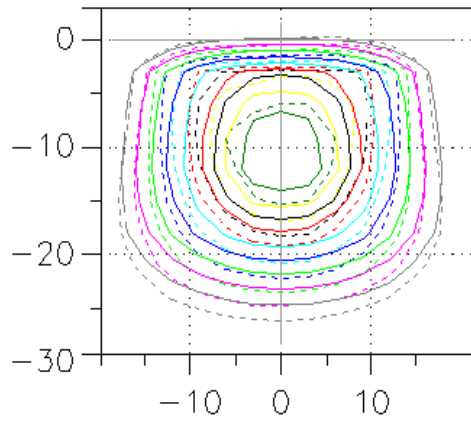
**Grafik 4-5i : 6 MeV, R=2cm,
TPS-Semiflex Karşılaştırması**



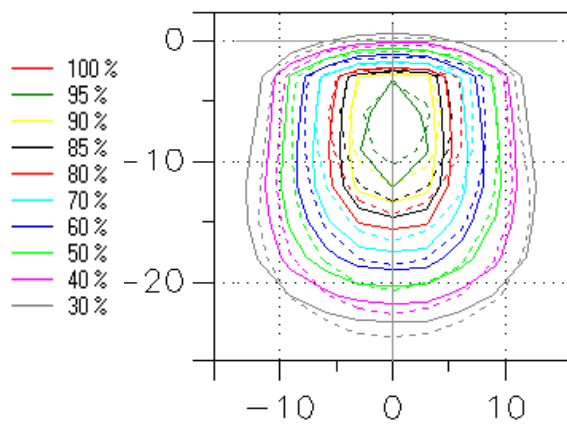
**Grafik 4-5h : 6 MeV, R=3cm,
TPS-Pinpoint Karşılaştırılması**



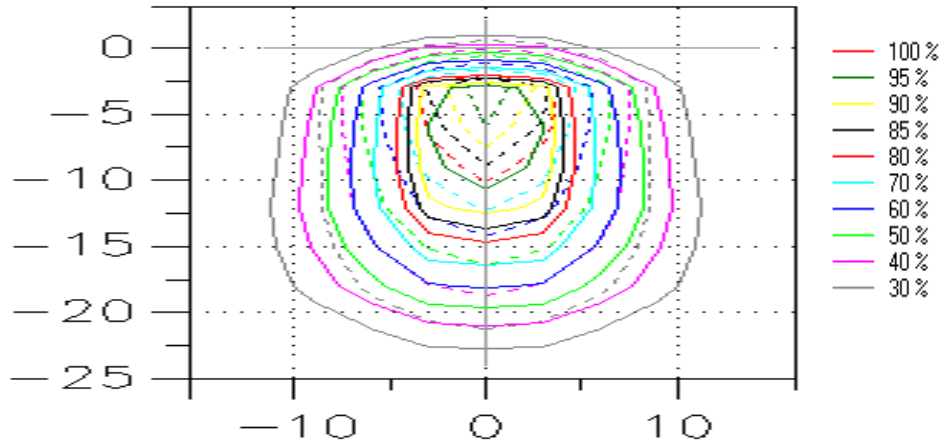
**Grafik 4-5j : 6 MeV, R=2cm,
TPS-Pinpoint Karşılaştırılması**



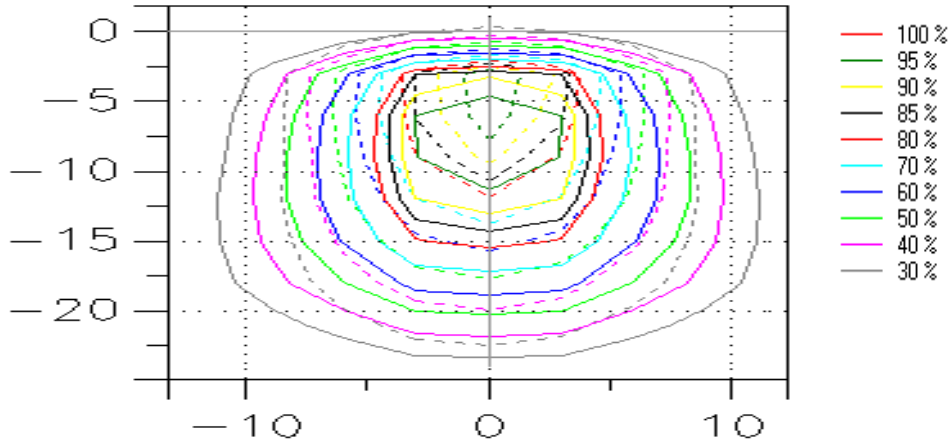
**Grafik 4-5l : 6 MeV, R=3cm,
TPS-Film Karşılaştırılması**



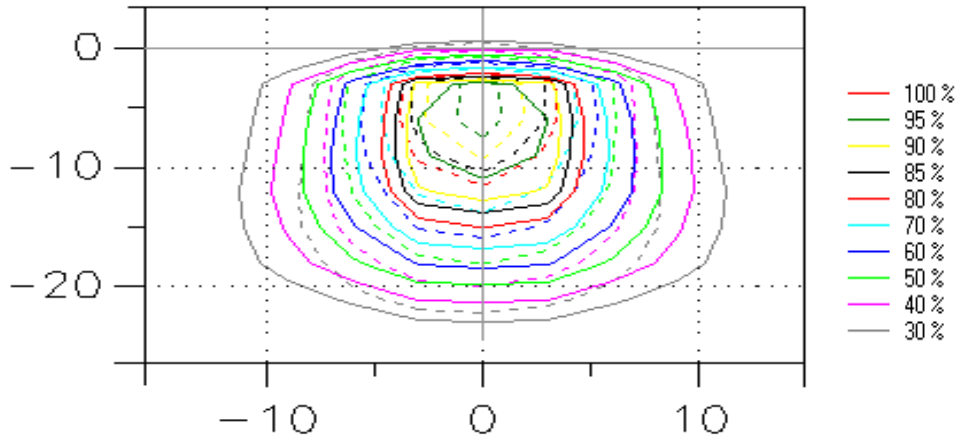
**Grafik 4-5k : 6 MeV, R=2cm,
TPS-Film Karşılaştırılması**



Grafik 4-5l : 6 MeV, R=1 cm, TPS- Semiflex Karşılaştırılması

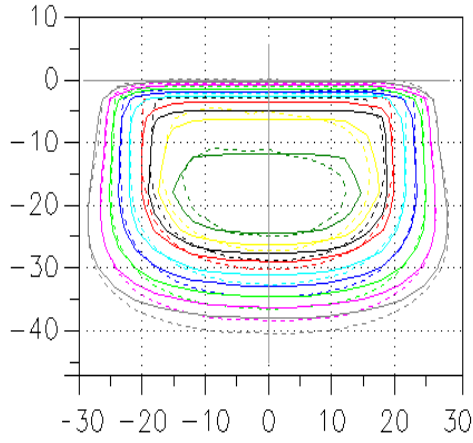


Grafik 4-5m : 6 MeV, R=1cm, TPS-Pinpoint Karşılaştırılması

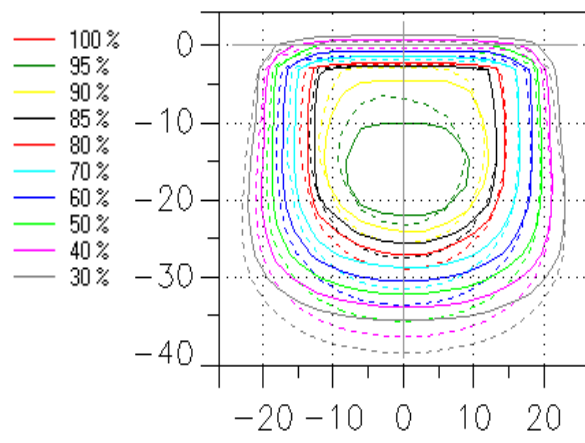


Grafik 4-5n : 6 MeV, R=1 cm, TPS-Film Karşılaştırılması

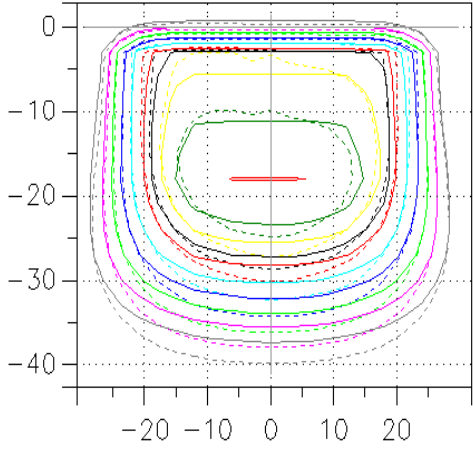
Grafik 4-5: 6 MeV elektron demetlerinin 5,4,3,2 ve 1 cm çaplı alan büyüklükleri için doz dağılımları karşılaştırmaları



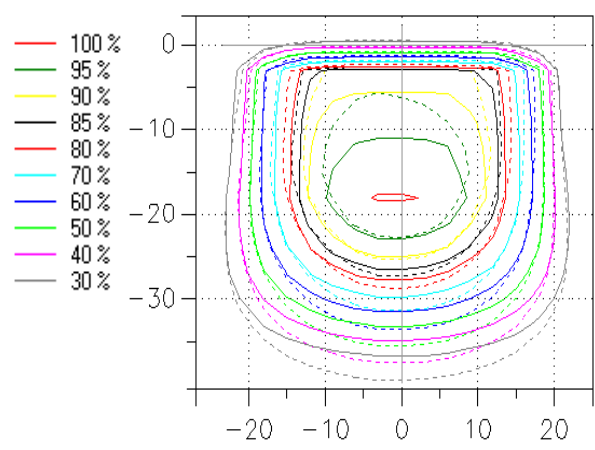
**Grafik 4-6a : 9 MeV, R=5cm,
TPS-Semiflex Karşılaştırması**



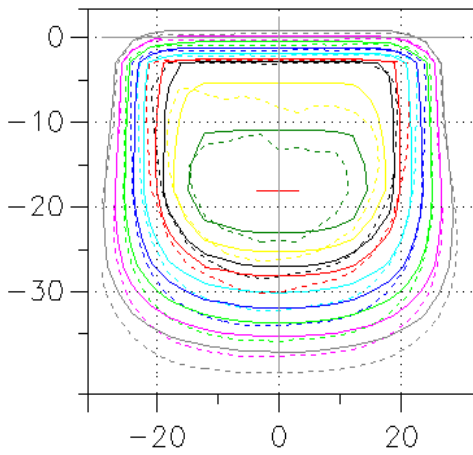
**Grafik 4-6d : 9 MeV, R=4cm,
TPS-Semiflex Karşılaştırması**



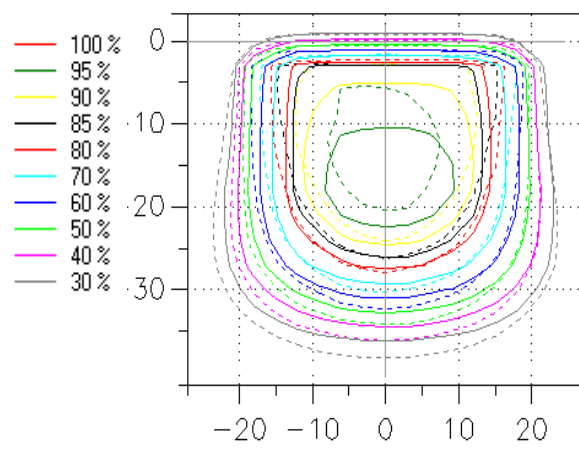
**Grafik 4-6b : 9 MeV, R=5cm,
TPS-Pinpoint Karşılaştırılması**



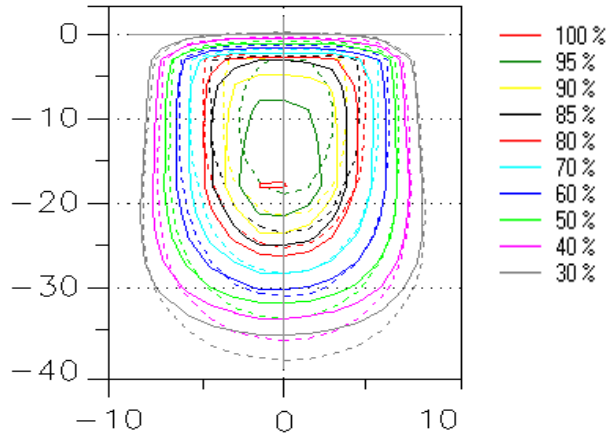
**Grafik 4-6e : 9 MeV, R=4cm,
TPS-Pinpoint Karşılaştırılması**



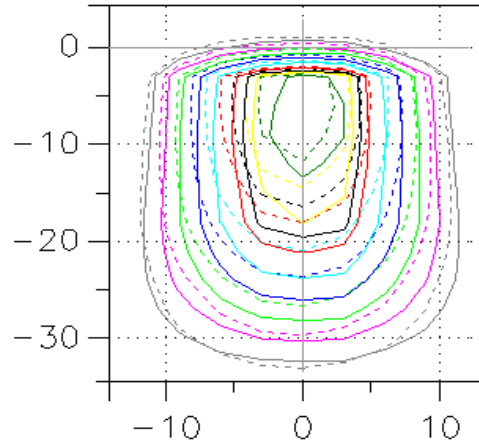
**Grafik 4-6c : 9 MeV, R=5cm,
TPS-Film Karşılaştırılması**



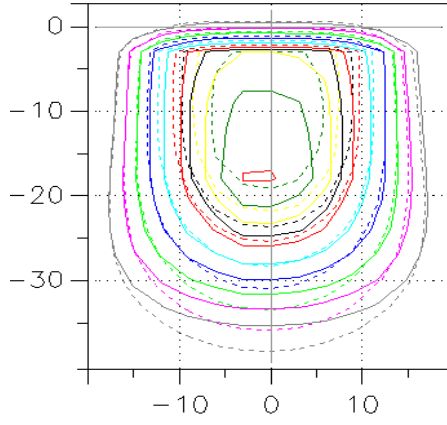
**Grafik 4-6f : 9 MeV, R=4cm,
TPS-Film Karşılaştırılması**



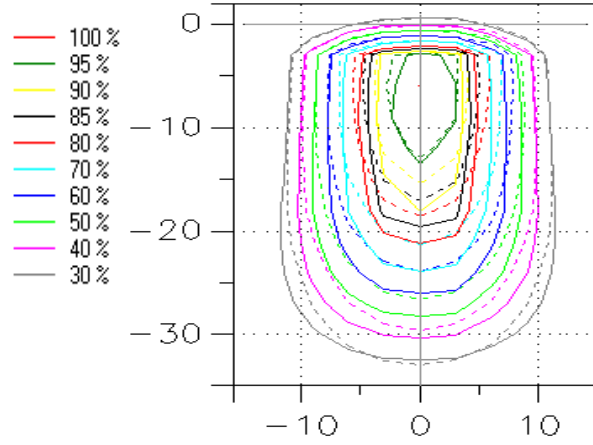
**Grafik 4-6g : 9 MeV, R=3cm,
TPS-Semiflex Karşılaştırması**



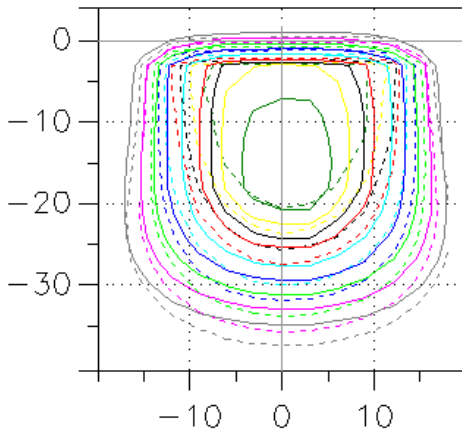
**Grafik 4-6i : 9 MeV, R=2cm,
TPS-Semiflex Karşılaştırması**



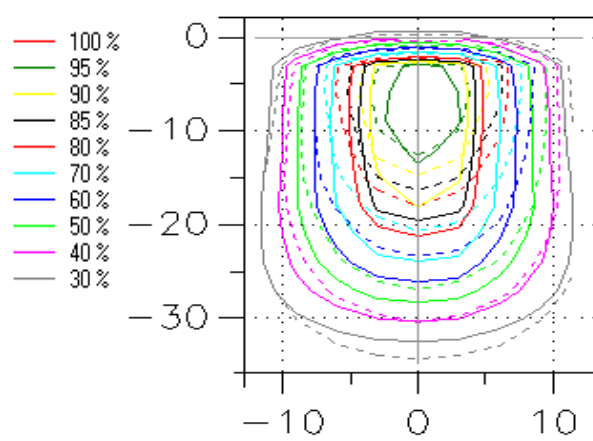
**Grafik 4-6h : 9 MeV, R=3cm,
TPS-Pinpoint Karşılaştırması**



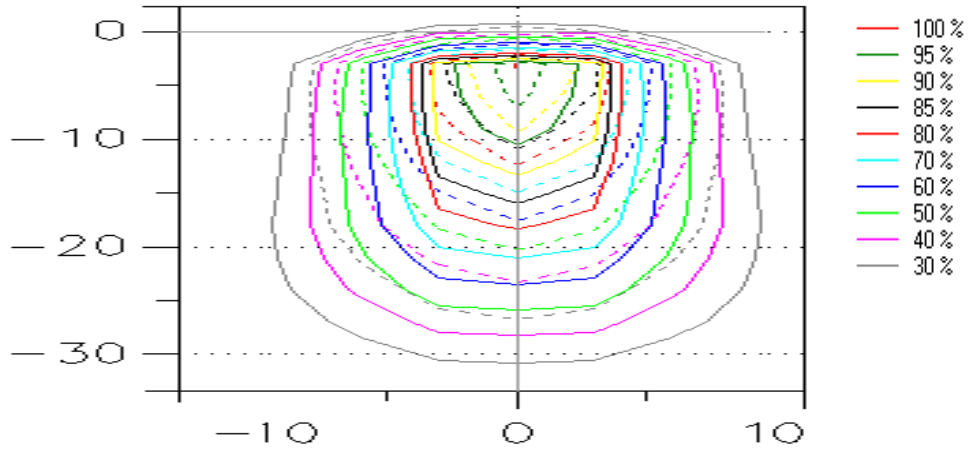
**Grafik 4-6j : 9 MeV, R=2cm,
TPS-Pinpoint Karşılaştırması**



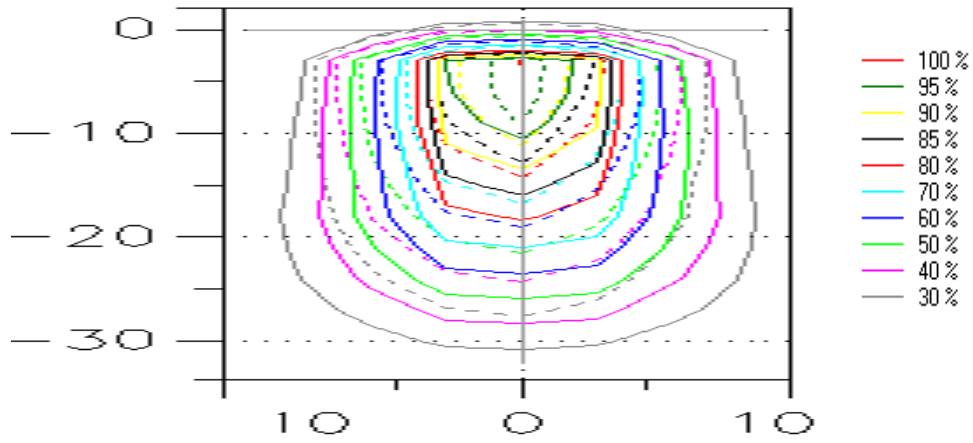
**Grafik 4-6l : 9 MeV, R=3cm,
TPS-Film Karşılaştırması**



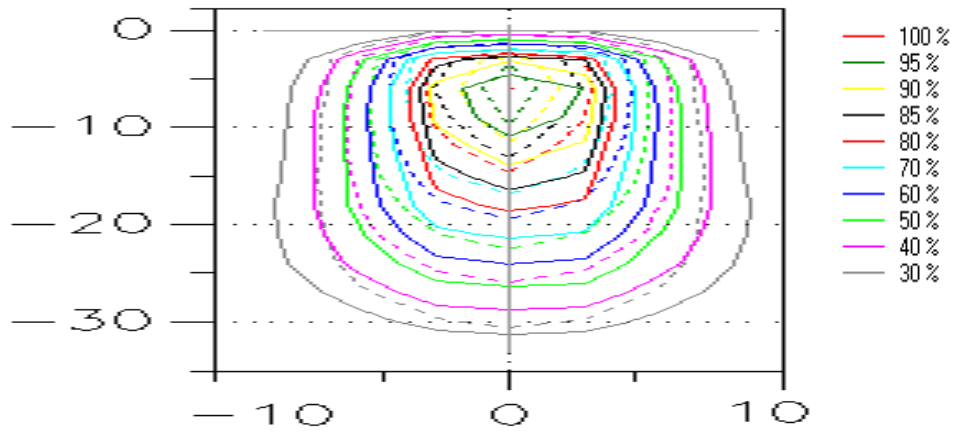
**Grafik 4-6k : 9 MeV, R=2cm,
TPS-Film Karşılaştırması**



Grafik 4-6l : 9 MeV, R=1cm, TPS-Semiflex Karşılaştırması

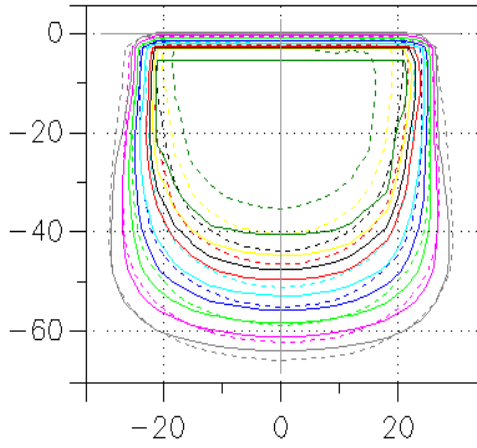


Grafik 4-6m : 9 MeV, R=1cm, TPS-Pinpoint Karşılaştırması

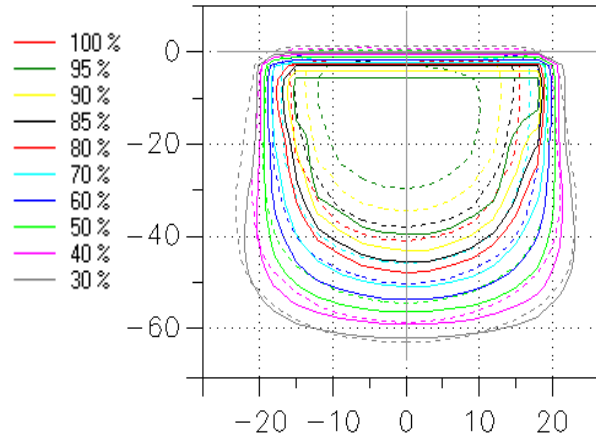


Grafik 4-6n : 9 MeV, R=1cm, TPS-Film Karşılaştırması

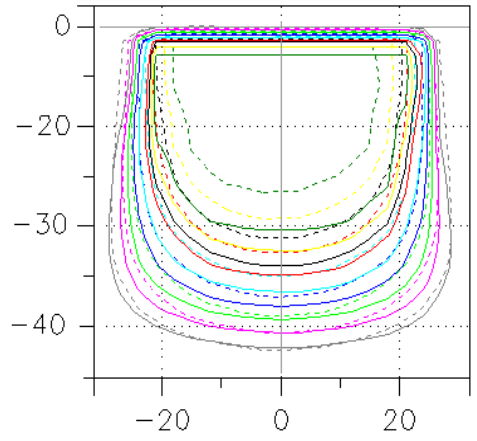
Grafik 4-6: 9 MeV elektron demetlerinin 5,4,3,2 ve 1 cm çaplı alan büyüklükleri için doz dağılımları karşılaştırmaları



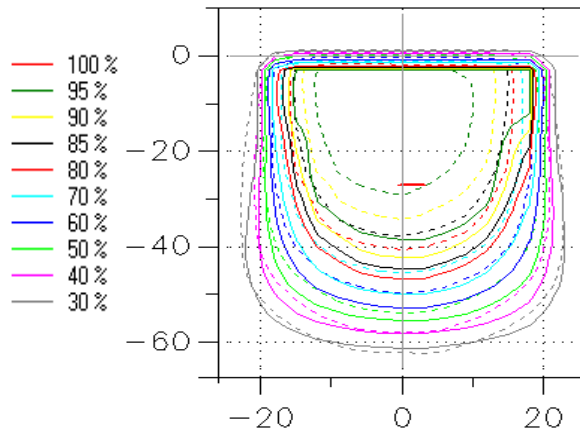
**Grafik 4-7a : 15 MeV, R=5cm,
TPS-Semiflex Karşılaştırması**



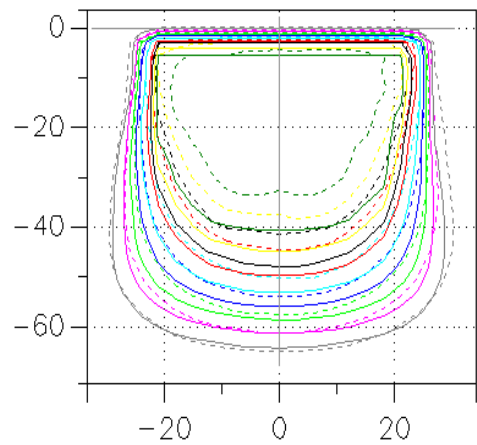
**Grafik 4-7d : 15 MeV, R=4cm,
TPS-Semiflex Karşılaştırması**



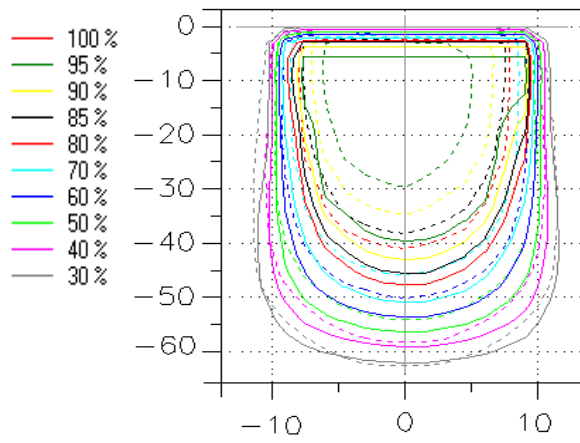
**Grafik 4-7b : 15 MeV, R=5cm,
TPS-Pinpoint Karşılaştırması**



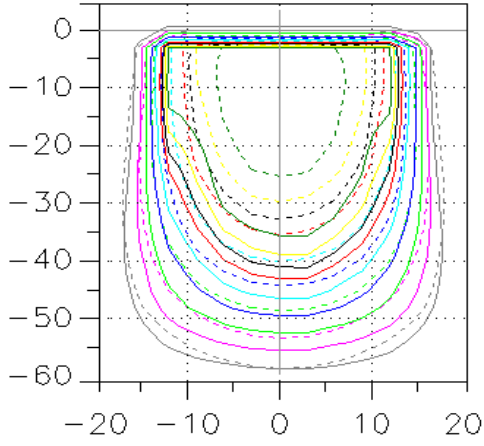
**Grafik 4-7e : 15 MeV, R=4cm,
TPS-Pinpoint Karşılaştırması**



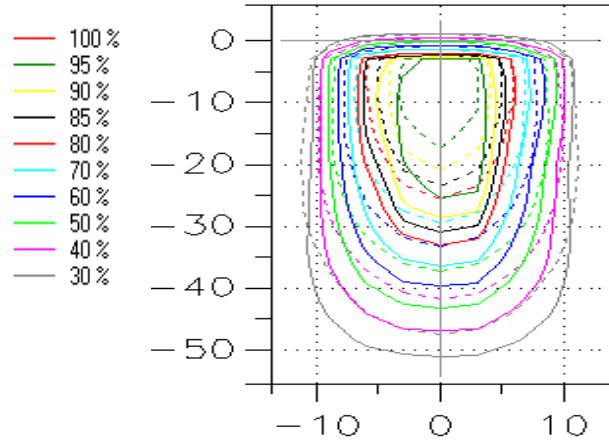
**Grafik 4-7c : 15 MeV, R=5cm,
TPS-Film Karşılaştırması**



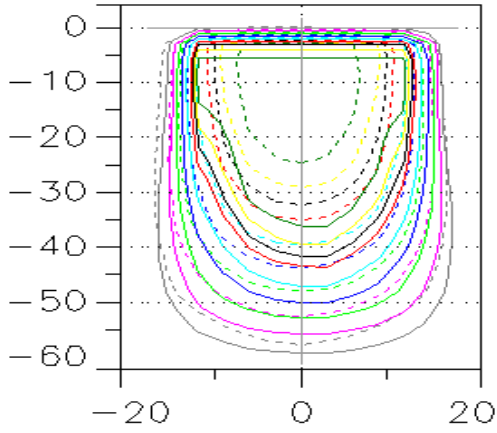
**Grafik 4-7f : 15 MeV, R=4cm,
TPS-Film Karşılaştırması**



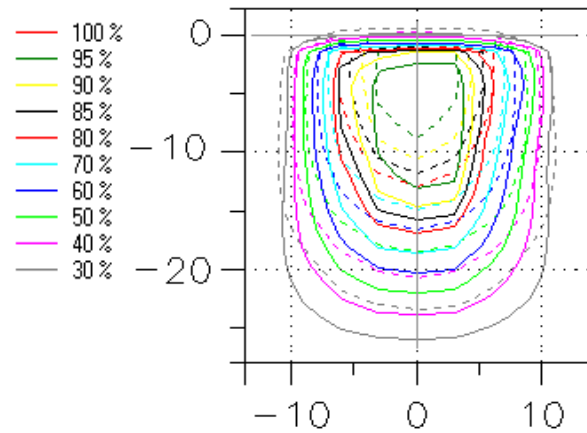
**Grafik 4-7g : 15 MeV, R=3cm,
TPS-Semiflex Karşılaştırması**



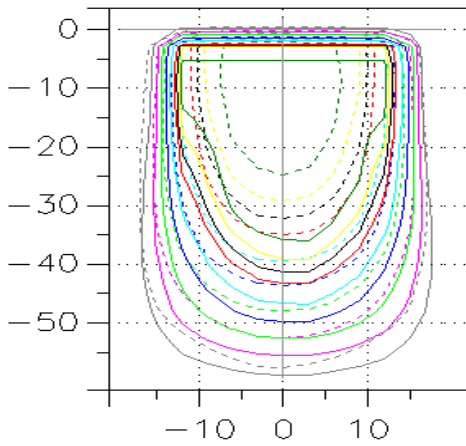
**Grafik 4-7i : 15 MeV, R=2cm
TPS-Semiflex Karşılaştırması**



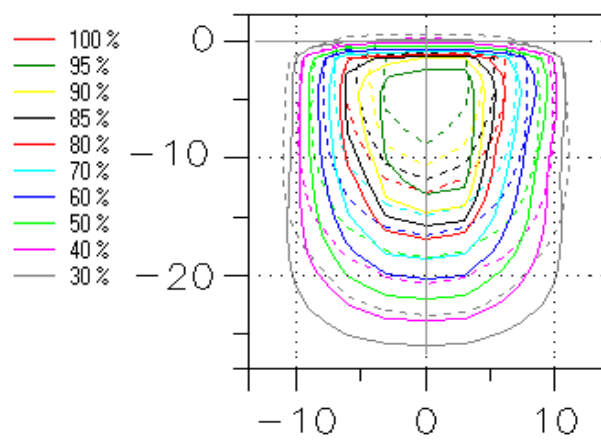
**Grafik 4-7h : 15 MeV, R=3cm,
TPS-Pinpoint Karşılaştırması**



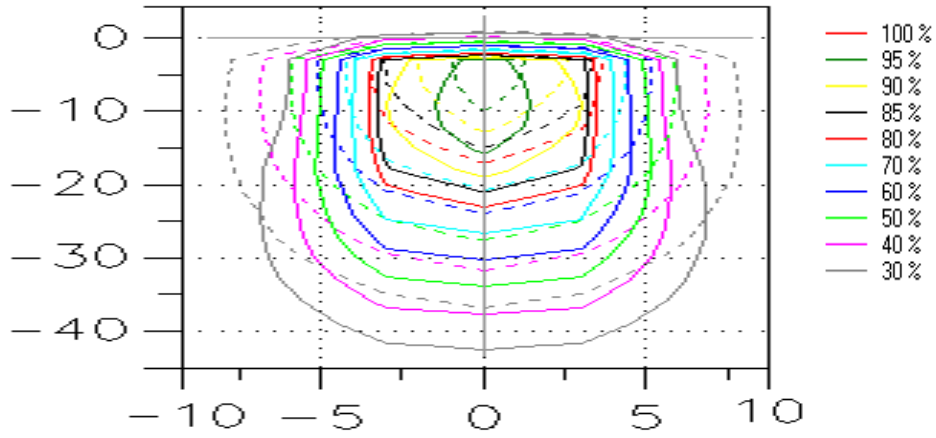
**Grafik 4-7j : 15 MeV, R=2cm,
TPS-Pinpoint Karşılaştırması**



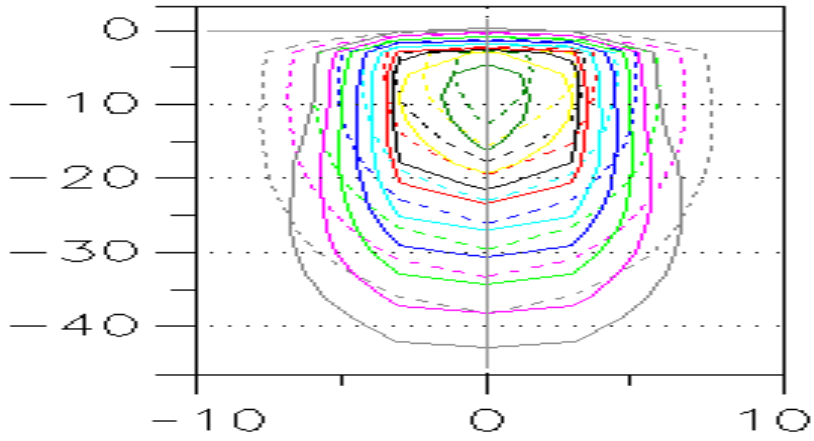
**Grafik 4-7l : 15 MeV, R=3cm,
TPS-Film Karşılaştırması**



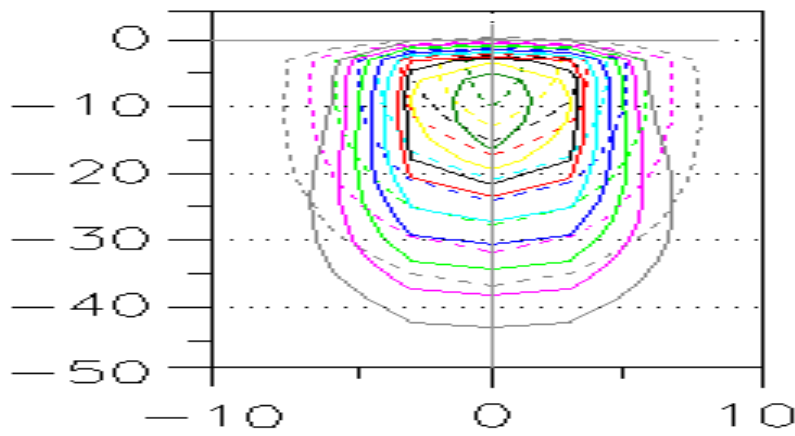
**Grafik 4-7k : 15 MeV, R=2cm,
TPS-Film Karşılaştırması**



Grafik 4-7l : 15 MeV, R=1cm, TPS-Semiflex Karşılaştırması



Grafik 4-7m : 15 MeV, R=1cm, TPS-Pinpoint Karşılaştırması



Grafik 4-7n : 15 MeV, R=1cm, TPS-Film Karşılaştırması

Grafik 4-7: 15 MeV elektron demetlerinin 5,4,3,2 ve 1 cm çaplı alan büyüklükleri için doz dağılımları karşılaştırmaları

Tablo 4-7: 6, 9 ve 15 MeV elektron demetlerinin farklı alan boyutlarında penumbra genişlikleri (% 80- % 20 doz uzaklığı)

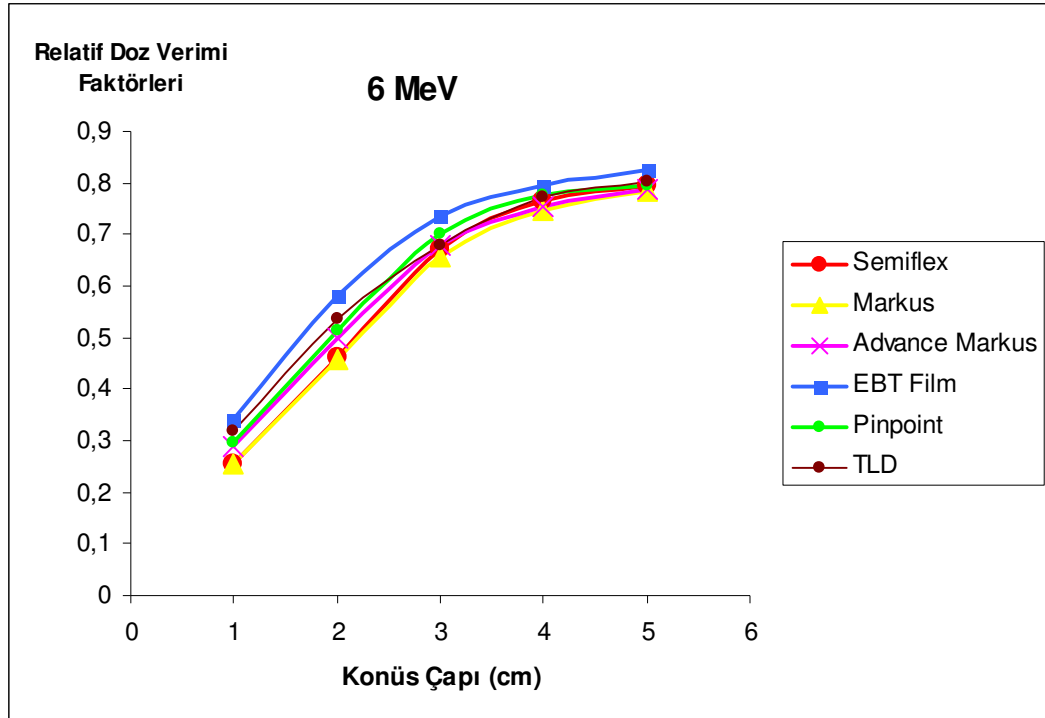
Penumbra Genişliği (mm)						
	6 MeV, d=12 mm		9 MeV d=18 mm		15 MeV d=28 mm	
	Semiflex	Pinpoint	Semiflex	Pinpoint	Semiflex	Pinpoint
1cm	L: 8,05 R: 8,09	L: 7,23 R: 7,73	L: 7,96 R: 7,79	L: 6,71 R: 7,00	L: 8,46 R: 8,46	L: 7,56 R: 7,71
2cm	L: 9,26 R: 9,14	L: 8,55 R: 8,69	L: 8,93 R: 8,77	L: 8,35 R: 8,46	L: 9,31 R: 9,02	L: 8,74 R: 8,81
3cm	L: 10,30 R: 9,76	L: 10,04 R: 10,05	L: 10,50 R: 10,09	L: 9,56 R: 9,71	L: 10,69 R: 10,65	L: 9,95 R: 9,93
4cm	L: 12,26 R: 10,72	L: 10,79 R: 10,72	L: 10,94 R: 10,88	L: 10,33 R: 10,33	L: 11,74 R: 11,82	L: 10,56 R: 10,67
5cm	L: 11,83 R: 10,98	L: 10,31 R: 10,60	L: 10,80 R: 10,97	L: 10,10 R: 10,25	L: 11,03 R: 11,28	L: 10,21 R: 10,41
10x10	L: 14,34 R: 13,94	L: 12,99 R: 12,66	L: 11,20 R: 11,06	L: 12,37 R: 11,95	L: 11,04 R: 11,09	L: 12,05 R: 12,02

4.4. Oncor Cihazının Çeşitli Ölçüm Yöntemleriyle Yapılan Doz Verimi Ölçümleri Karşılaştırması

Semiflex, Pinpoint, Markus, Advanced Markus iyon odaları, film dozimetrisi, TLD kullanılarak ölçülen doz verim faktörleri Tablo 4-8’de 6 MeV için, Tablo 4-9’da 9 MeV için, Tablo 4-10’da 15 MeV için gösterilmiştir. Bu değerlere ait grafikler aşağıda görülmektedir.

Tablo 4-8 : 6 MeV enerji için doz verimi faktörleri

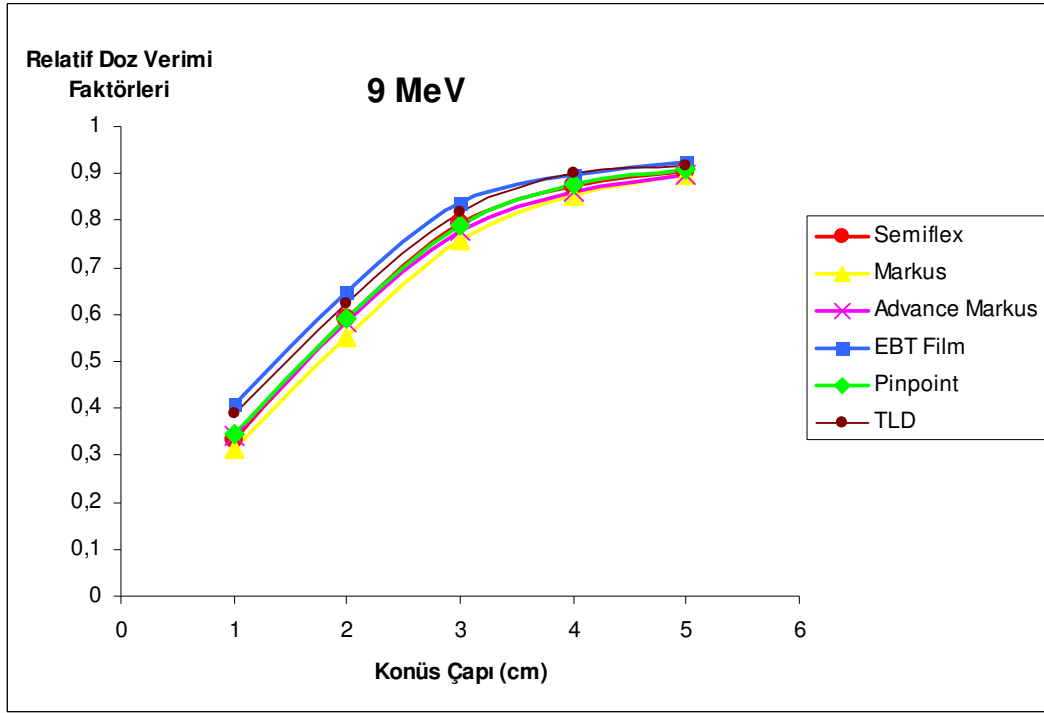
6 MeV	1 cm	2 cm	3 cm	4 cm	5 cm
Semiflex	0,256	0,462	0,671	0,766	0,794
Markus	0,255	0,458	0,657	0,748	0,782
Advanced Markus	0,288	0,500	0,679	0,755	0,786
Pinpoint	0,297	0,514	0,701	0,777	0,795
EBT Film	0,343	0,582	0,735	0,794	0,824
TLD	0,317	0,538	0,678	0,772	0,802



Grafik 4-8: 6 MeV elektron demetlerinde 5, 4, 3, 2 ve 1 cm çaplı alan büyüklüğüne ait doz verimleri.

Tablo 4-9 : 9 MeV enerji için doz verimi faktörleri

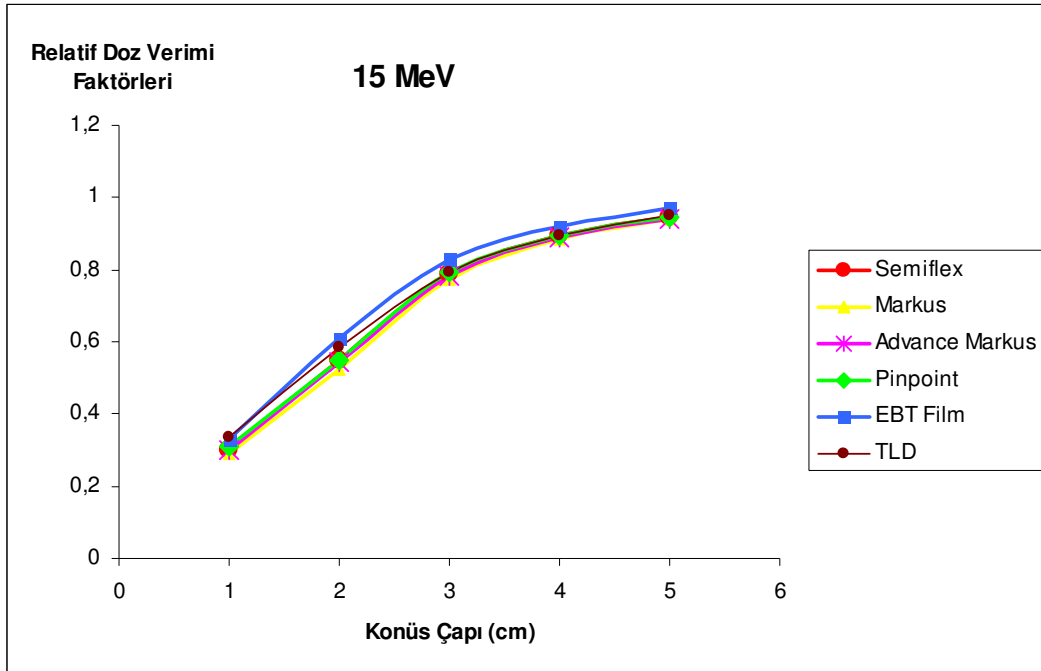
9 MeV	1 cm	2 cm	3 cm	4 cm	5 cm
Semiflex	0,333	0,593	0,792	0,873	0,906
Markus	0,314	0,550	0,759	0,853	0,896
Advanced Markus	0,343	0,585	0,779	0,861	0,895
Pinpoint	0,346	0,591	0,791	0,876	0,908
EBT Film	0,410	0,648	0,836	0,898	0,925
TLD	0,388	0,622	0,819	0,899	0,915



Grafik 4-9: 9 MeV elektron demetlerinde 5, 4, 3, 2 ve 1 cm çaplı alan büyüklüğüne ait doz verimleri.

Tablo 4-10 : 15 MeV enerji için doz verimi faktörleri

15 MeV	1 cm	2 cm	3 cm	4 cm	5 cm
Semiflex	0,302	0,547	0,788	0,893	0,944
Markus	0,292	0,526	0,774	0,883	0,940
Advanced Markus	0,301	0,542	0,785	0,890	0,942
Pinpoint	0,309	0,547	0,791	0,895	0,948
EBT Film	0,329	0,610	0,829	0,921	0,973
TLD	0,338	0,585	0,794	0,895	0,951



Grafik 4-10: 15 MeV elektron demetlerinde 5, 4, 3, 2 ve 1 cm çaplı alan büyüklüklerine ait doz verimleri.

4.5. TPS ile Diğer Dozimetri Yöntemlerinin Doz Verimleri % Farkları

Semiflex, Pinpoint, Markus, Advanced Markus iyon odaları, Film dozimetrisi, TLD kullanılarak ölçülen doz verimleri ile Tedavi planlamasından elde edilen doz verimleri % farkı aşağıdaki tablolarda gösterilmiştir.

Tablo 4-11: 6 MeV elektron demetlerinde 5, 4, 3, 2 ve 1 cm çaplı alanların doz verimlerinin Tedavi Planlama Sistemine (TPS) göre karşılaştırması.

Alanlar (R)	TPS	TPS- Semiflex % Fark	TPS- Pinpoint % Fark	TPS- Advanced Markus % Fark	TPS- Pinpoint % Fark	TPS- Film % Fark	TPS-TLD % Fark
10	1	-	-	-	-	-	-
5	0,999	21%	22%	21%	20%	18%	20%
4	0,990	23%	24%	24%	22%	20%	22%
3	0,929	28%	29%	27%	25%	21%	27%
2	0,631	27%	27%	21%	19%	15%	15%
1	0,348	26%	27%	17%	15%	3%	9%

Tablo 4-12: 9 MeV elektron demetlerinde 5, 4, 3, 2 ve 1 cm çaplı alanların doz verimlerinin Tedavi Planlama Sistemine (TPS) göre karşılaştırması.

Alanlar (R)	TPS	TPS- Semiflex % Fark	TPS- Pinpoint % Fark	TPS- Advanced Markus % Fark	TPS- Pinpoint % Fark	TPS- Film % Fark	TPS-TLD % Fark
10	1	-	-	-	-	-	-
5	0,999	9%	10%	10%	9%	7%	8%
4	0,996	12%	14%	14%	12%	10%	10%
3	0,962	18%	21%	19%	18%	13%	15%
2	0,706	16%	22%	17%	16%	13%	12%
1	0,409	19%	23%	16%	15%	7%	5%

Tablo 4-13: 15 MeV elektron demetlerinde 5, 4, 3, 2 ve 1 cm çaplı alanların doz verimlerinin Tedavi Planlama Sistemine (TPS) göre karşılaştırması.

Alanlar (R)	TPS	TPS- Semiflex % Fark	TPS- Pinpoint % Fark	TPS- Advanced Markus % Fark	TPS- Pinpoint % Fark	TPS- Film % Fark	TPS-TLD % Fark
10	1	-	-	-	-	-	-
5	1	6%	6%	6%	5%	3%	5%
4	1	11%	12%	11%	11%	8%	11%
3	0,988	20%	22%	21%	20%	16%	20%
2	0,810	32%	35%	33%	32%	30%	28%
1	0,521	42%	44%	42%	41%	34%	35%

5. TARTIŞMA

Son yıllarda cilt tümörlerinin ve yüzeysel lezyonların tedavisinde uzun yıllar kullanılmış olan düşük enerjili X-ışınlarının kullanımı azalmış, onların yerini elektron ışınları almıştır. Çevresinde göz gibi kritik organlarla çevrili olan yüzeysel lezyonların ışınlanmasında küçük marjlara gerek duyulur. Özellikle cilt lezyonları genellikle yuvarlak ve küçük alanların kullanılmasını gerektirmektedir. Bu gibi durumlarda megavoltaj elektron alanları ve standart olmayan tedavi alanlarına ihtiyaç duyulur. Alan boyutu pratik erişme mesafesinden küçük olan tedavi alanları için, dozimetrik ölçümlerin yapılması gerekmektedir [1].

Tipik olarak, elektron ışını merkezi eksen derin doz eğrisi, yüksek yüzey dozu sergiler (megavoltaj X-ışını ile karşılaştırıldığında) ve doz daha sonra elektron ışınının maksimum derin dozu (d_{max}) denilen belirli bir derinlikte maksimum noktaya yükselir. d_{max} noktasından sonra doz hızlıca düşer ve düşük doz seviyelerinde brems kuyruğu olarak bilinen bir düzlük meydana gelir. Elektronların bu özellikleri, klinikte yüzeysel tümörlerin tedavisinde X-ışını modalitelerinden farklı, belirgin bir avantaj sunar [3].

Çok küçük elektron alanlarında bazı spesifik dozimetrik problemler ortaya çıkar. Bilindiği gibi elektronların derin doz karakteristikleri alan boyutunun azalmasıyla dramatik olarak değişmektedir. Ayrıca, belirlenen alanda maksimum dozun referans alanda maksimum doza oranı olarak tanımlanan doz verimi faktörü ışın enerjisine ve alan boyutuna bağlı olarak azalabilmektedir. Bunun yanında birçok tedavi alanı için göz veya ağız gibi organlara yakın cilt tümörlerinde kritik organları korumak amacıyla konüse ilave olarak kurşun elektron blokları kullanılmaktadır. Bu, normalden daha dik bir penumbra sağlamayı gerektirebilir. Küçük elektron alanlarına eklenen blok materyali, ışını dozimetrik açıdan etkilemektedir [28]. Alan boyutunun azalmasıyla beraber azalan lateral elektronik denge, merkezi eksende görülecek; derin doz ve doz verimi faktörleri, alan şekline ve boyutuna göre büyük hassasiyet gösterecektir [3]. Küçük alan dozimetrisinde kullanılan ölçüm aletlerinin volümlerinin de küçük olması gerekmektedir. Küçük alanlar için dedektörler arasındaki farklılıklar penumbra bölgesinde artmaktadır. İyon odalarının hacim etkisi ve filmin enerji bağımlılığı alan küçüldükçe etkisini daha da artırır. Bütün bu fenomenlerden dolayı genelde tedavi setup ları için bireysel ölçümler yapılmalıdır.

Bu çalışmanın amacı, İ.Ü. Onkoloji Enstitüsünde kullanılmakta olan Siemens Oncor lineer hızlandırıcının 6, 9 ve 15 MeV elektron enerji seviyelerinde 5, 4, 3, 2 ve 1 cm çaplı yuvarlak alanların doz dağılımlarını ve doz verimlerini ölçmek ve ölçüm sonuçlarını, pencil beam algoritması kullanarak hesaplama yapan tedavi planlama bilgisayarından elde edilen verilerle karşılaştırmaktır.

Farklı hacimlere sahip Semiflex ve Pinpoint iyon odalarıyla 6, 9 ve 15 MeV enerji seviyelerinde, 5, 4, 3, 2, 1 cm çaplı alanlar ve $10 \times 10 \text{ cm}^2$ kare alan için yapılan % derin doz ölçümlerine ait $d_{\max}$ değerleri (Tablo 4-1), (Tablo 4-2), (Tablo 4-3), (Tablo 4-4), (Tablo 4-5) ve (Tablo 4-6)'da gösterilmiştir. 1 cm çaplı alan için 2 farklı iyon odasıyla elde edilen $d_{\max}$ değerleri arasındaki fark, enerji arttıkça artış göstermektedir. $10 \times 10 \text{ cm}^2$ kare alan, 5, 4, 3 ve 2 cm çaplı alanlarda $d_{\max}$ değerleri arasındaki farklar birbiriyle uyumluyken, 1 cm çaplı alan için bu fark diğer alanlara nispeten daha fazladır. 6 MeV için Semiflex iyon odasıyla elde edilen $d_{\max}$ değeri $10 \times 10 \text{ cm}^2$ kare alan için 11,29 mm iken, Pinpoint iyon odasıyla yapılan ölçümde elde edilen $d_{\max}$ değeri 12,8 mm'dir. 9 MeV için $d_{\max}$ değeri Semiflex iyon odasıyla 19,5 mm elde edilirken, Pinpoint iyon odasıyla 20,80 mm bulunmuştur. Son olarak 15 MeV enerji seviyesinde Semiflex iyon odasıyla $d_{\max}$ değeri 23,5 mm bulunurken Pinpoint iyon odasıyla elde edilen $d_{\max}$ değeri 17,9 mm'dir. Bu farklılıkların sebebi 2 iyon odasının farklı hacimlere sahip olmasından kaynaklanmaktadır. Her 2 iyon odasında da terapötik erişme mesafesi alan boyutuyla beraber azalmaktadır. Ayrıca alan boyutu küçüldükçe derin doz eğrisinin düşüş bölgesindeki eğim artmakta, düşüş dikliği azalmaktadır. Bu sonuç Sharma ve Wilson'un çalışmalarıyla [29] tutarlı bulunmuştur. 6, 9 ve 15 MeV enerji seviyesinde, $d_{\max}$ derinliklerinde elde edilen profillere ait penumbra değerleri (sağ ve sol penumbra) Tablo 4-7'de gösterilmiştir.

Çalışmanın Film ölçüm kalibrasyonları için 9 MeV enerji kullanılarak elde edilen kalibrasyon eğrisi Grafik 4-4'de gösterilmiştir. Semiflex ve Pinpoint iyon odaları ve Gafchromic EBT Film kullanılarak yapılan derin doz ölçümleri PTW Verisoft programı kullanılarak izodoz haline getirilmiştir. Her bir yöntem kullanılarak elde edilen izodozların TPS'den elde edilen izodozlarla karşılaştırması Grafik 4-5, 4-6 ve 4-7'de gösterilmektedir. İzodoz karşılaştırmaları için Gamma Index metodu kullanılmıştır. 2 farklı metodla oluşturulan izodozların her bir noktasındaki dozlar Gamma Index yöntemi kriterlerine göre hesaplanarak bu kriterlerden geçen noktalar programda yeşil renkle, geçemeyen noktalar da kırmızı renkle ifade edilmektedir. Semiflex, Pinpoint

iyon odaları ve EBT film ile TPS karşılaştırmalarının tümünde 6 MeV enerji seviyesinde 1 cm çaplı alanda, merkezi ekseninde uyumsuzluk söz konusuyken, diğer alanlarda izodozlar birbiriyle uyumludur. 9 MeV enerji seviyesinde, Semiflex, Pinpoint iyon odaları ve TPS karşılaştırmasında, 5 cm çaplı alanda izodozlar uyumludur. 1 cm çaplı alanda merkezi ekseninde çok fazla uyumsuzluk gözlenirken, diğer alanlarda bu oran azalmakta yani uyum oranını gösteren yeşil renk sayısı artmaktadır. Film ile TPS karşılaştırmasında 9 MeV’de 3, 4 ve 5 cm çaplı alanlarda izodozlar birbiriyle uyumludur. 1 cm ve 2 cm çaplı alanlarda merkezi ekseninde uyumsuzluk gözlenmektedir. 15 MeV enerji seviyesinde tüm karşılaştırmalarda, alan boyutu arttıkça Gamma Index kriterlerine göre birbirleriyle uyum oranları artmakta, fakat genel olarak merkezi ekseninde uyumsuzluklar tüm alanlarda gözlenmektedir. Kısaca, enerji seviyesinin artması ve alan boyutunun azalmasıyla tüm yöntemlerin karşılaştırılmalarında izodozlardaki uyum azalmaktadır.

Farklı hacimlere sahip iyon odaları, film ve TLD sistemi kullanılarak yapılan doz verimi ölçümlerine ait veriler (Tablo 4-8), (Tablo 4-9) ve (Tablo 4-10)’da yer almaktadır. Bu değerler her bir alan ve enerjide, $10 \times 10 \text{ cm}^2$ kare alana normalize edilerek elde edilmiştir. Tüm alanlarda iyon odaları ölçümleri birbiriyle uyumlu sonuçlar verirken, film ölçümlerinde daha farklı sonuçlara ulaşılmıştır. 6 MeV enerjide Semiflex ve Markus iyon odaları ölçümleri tüm alanlarda uyumluyken, alan boyutu arttıkça kullanılan tüm iyon odaları, TLD ve filmde benzer sonuçlar elde edilmiştir. Yani alan boyutunun artmasıyla farklı yöntemlerden elde edilen veriler birbiriyle uyumlu hale gelmiştir. TLD sonuçları küçük alanlarda film ve iyon odaları sonuçları arasında ortalama değerlere sahipken, alan boyutunun artmasıyla iyon odası sonuçlarıyla benzer sonuçlar elde edilmiştir. Enerji değerleri arttıkça farklı yöntemlerden elde edilen doz verimi faktörleri arasındaki farklar azalmakta, sonuçların birbiriyle benzerlikleri artmaktadır.

Bulgular 4-4 bölümünde verilen doz verimi faktörleri, TPS’nden elde edilen faktörler ile karşılaştırılıp Bulgular 4-5 bölümünde Tablo 4-11, Tablo 4-12 ve Tablo 4-13’te gösterilmiştir. TPS ile diğer ölçüm yöntemleri karşılaştırıldığında elde edilen farklar 6, 9 ve 15 MeV’de sırasıyla 5 cm konüs için %18-22, %7-10 ve %3-6, 4 cm konüs için %20-24, % 10-14 ve %8-12, 3 cm konüs için % 21-29, %13-21 ve %16-22, 2cm konüs için %15-27, %12-22 ve %28-35, 1 cm konüs için %3-27, %5-23 ve %34-44 arasındadır. TPS ile ölçüm yöntemleri arasındaki farklar alan boyutu azaldıkça artış

göstermiştir. En büyük farklar 1 cm konüs ile yapılan ölçümlerde bulunmuştur. Ölçüm yöntemleri ile elde edilen doz verimi değerleri ile TPS ile elde edilen doz verimi değerleri arasında bir uygunluk yoktur. Karşılaştırmalar, % farklar alınarak yapılmıştır. Her bir enerji seviyesinde iyon odaları kendi aralarında uyumlu farklar sergilerken film ve TLD ile iyon odalarına nazaran daha az farklar elde edilmiştir. Farklı yöntemlerle TPS arasında bulunan % farklar 5, 4 ve 3 cm çaplı daha büyük alanlarda, 2 ve 1 cm çaplı küçük alanlara nispeten daha azdır. Bu alanlarda sonuçlar, kendi içerisinde alan küçüldükçe farkın da azalması şeklindedir. Enerji seviyesi arttıkça da fark yüzdeleri artmaktadır. 6 ve 9 MeV enerji seviyesinde TLD ve film dozimetrisi ile ölçülen doz verimi değerleri TPS'ye daha yakındır. 15 MeV enerji seviyesinde ise bundan söz edilemez. Literatürde, $5 \times 5 \text{ cm}^2$ 'den küçük elektron alanlarının ölçülmüş doz verimleri ve TPS sistemi doz verimi değerleri ile ilgili yapılmış çalışma yoktur. Son yıllarda, elektron ışın demetlerinin doz planlamalarında Monte Carlo algoritmasının Pencil Beam algoritmasından daha doğru sonuç verdiği bildirilmektedir [30].

Çalışmanın sonunda; Tedavi planlama bilgisayarı ile Semiflex ve Pinpoint iyon odaları ve EBT film ile elde edilen doz dağılımları karşılaştırıldığında, 2 cm ve daha büyük çaplı alanlar için uygun olduğu, 1 cm çaplı alanlar için uygun olmadığı görülmüştür. Doz verimi değerleri karşılaştırıldığında tedavi planlamasındaki değerlerin 5 cm ve daha küçük alanlarda uygun olmadığı görülmüştür. Sonuç olarak, hasta zaman hesaplarında uygun ölçüm yöntemleri ile elde edilmiş doz verimleri kullanılmalı, tedavi planlama sistemi kullanılmamalıdır.

KAYNAKLAR

1. Sharma S. C., Johnson M. W., Gossman M. S., Practical Considerations For Electron Beam Small Field Size Dosimetry, Medical Dosimetry 2005; Vol. 30(2), 104-106.
2. <http://tr.wikipedia.org/wiki/Elektron>
3. IAEA. Podgorsak E.B. technical editor., 2005, Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, Vienna; 2005.
4. Kenneth S. Krane, Şarer B. çevirici editör., Nükleer Fizik 2. Cilt, PalmeYayıncılık, Ankara; 2002.
5. Khan F. M., The Physics of Radiation Therapy, The 3rd Editon, Minnesota: Williams & Wilkins, 2003.
6. Klevenhagen S.C., Physics of Electron Beam Therapy. Bristol: Adam Hilger Ltd., in collaboration with the Hospital Physicist' Association; 1985.
7. Podgorsak E.B., Radiation Physics for Medical Physicists, Berlin: Springer; 2006.
8. Uzal C., Kanserde Işınlama Teknikleri, Öncü Limited Yayınevi, Ankara; 1995.
9. ICRU. Report No.35., Radiation Dosimetry: Electron Beams with Energies Between 1 and 50 MeV, Bethesda; 1985.
10. Cassidy J., Bisset D., Obe R., Oxford Handbook of Oncology, Newyork; 2002.
11. Günhan B., Kemikler G., Koca A., Determination of surface dose and the effect of bolus to surface dose in electron beams, Medical Dosimetry 2003, Vol. 28, No. 3: 193-198.
12. Karadağ N. D., İki Farklı Enerjide Kodak-EDR2 ve X-Omat V2 Filmlerinin Karakteristik Özelliklerinin İncelenmesi, Yüksek Lisans Tezi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2005.

13. Su F-C., Liu Y., Stathakis S., Shi C., Dosimetry Characteristics of Gafchromic EBT Film Responding to Therapeutic Electron Beams, *Applied Radiation and Isotopes* 2007, Vol. 65, 1187-1192.
14. PTW-FREIBURG, *Ionizing Radiation Detectors*, 2008/2009.
15. PTW-FREIBURG, User Manual Advanced Markus Chamber, 2005.
16. PTW-FREIBURG, User Manual Semiflex Ionization Chambers, 2006.
17. PTW-FREIBURG, Radiation Therapy Products, 2001/2002.
18. PTW-FREIBURG, TBA Systems Kataloğu, 2005.
19. GAFCHROMIC® EBT, Product Brochure, 2006.
20. GAFCHROMIC® EBT, Self-Developing Film For Radiotherapy Dosimetry, 2006.
21. EPSON, Expression 10000 XL Broşür, 2004/2005.
22. <http://www.fimel.fr/FimelEn/TL%20products.htm>,
23. PTW-FREIBURG, Ionizing Radiation Products, 2005/2006.
24. PTW-FREIBURG, Instruction RW3 Slab Phantom, 2007
25. ISP International Speciality Products, Gafchromic EBT Self-Developing Film For Radiotherapy Dosimetry [online], <http://online1.ispcorp.com/layouts/Gafchromic/content/products/ebt/pdfs/EBTwhitepaper.pdf>; 2007.
26. Low D. A., Harms W. B., Mutic S., Purdy J. A., A Technique For The Quantitative Evaluation of Dose Distribution, *Medical Physics* 1998, Vol. 25(5).
27. IAEA TRS-398, Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water, 2000, V.10.
28. Venselaar J.L.M., Bierhuizen H.W.J., A Solution For The Treatment of Small Lesions Using Electron Beams From A Saturne Linear Accelerator With Continuous Variable Trimmers; Dosimetrical Aspects, *Medical Dosimetry* 1998, Vol. 23(2), 99-103.

29. Sharma S. C., Wilson D. L., Jose B., Dosimetry of Small Fields For Therac 20 Electron Beams, Medical Physics 1984, Vol. 11(5).
30. Rincon M., Sanchez-Doblado F., Perucha M., Leal A., Arrans R., Carraco E. Sanchezi-Calzado JA., Errazquin L., A Monte Carlo Approach For Small Electron Beam Dosimetry, Radiotherapy and Oncology 2001, Vol. 58(2), 179-185.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Nazmiye	Soyadı	Dönmez
Doğ.Yeri	İznik/Bursa	Doğ.Tar.	21.05.1983
Uyruğu	T.C.	TC Kim No	24355471506
Email	n_dnmz@yahoo.com	Tel	0 538 922 49 42

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
Doktora		
Yük.Lis.		
Lisans	İstanbul Teknik Üniversitesi	2006
Lise	Bursa İznik Anadolu Lisesi	2001

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1.	Fizikçi	Meditel A.Ş.	2007-
2.			-

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS/ÜDS Puanı	(Diğer) Puanı
İngilizce	İyi	İyi	İyi		

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
LES Puanı	90,241	84,855	87,653

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
Microsoft Office	İyi
CMS XİO Treatment Planning System	Çok iyi
PTW software programs	Çok iyi