



**İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

DOKTORA TEZİ

**BİR MEDİKAL ELEKTRON HIZLANDIRICI CİHAZININ
SANAL ELEKTRON ENERJİLERİNİN DOZİMETRİSİ**

Murat OKUTAN

**Fizik Anabilim Dalı
Nükleer Fizik Programı**

Danışman

Prof. Dr. Baki Akkuş

II. Danışman


Prof. Dr. Hatice BİLGE

Eylül, 2010

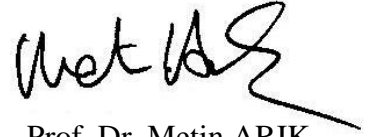
İSTANBUL

Bu çalışma 08/10/2010 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Fizik Anabilim Dalı Nükleer Fizik programında Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.


Tez Jürisi



Prof. Dr. Baki AKKUŞ (Danışman)
İstanbul Üniversitesi



Prof. Dr. Metin ARIK
Boğaziçi Üniversitesi



Prof. Dr. Oya OĞUZ
Haliç Üniversitesi



Prof. Dr. Mustafa DEMİR
İstanbul Üniversitesi



Doç. Dr. Yeşim ÖKTEM
İstanbul Üniversitesi

Bu çalışma İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Yürütücü Sekreterliğinin 4144 numaralı projesi ile desteklenmiştir.

ÖNSÖZ

Tez çalışmam boyunca gösterdikleri her türlü destek ve yardımdan dolayı çok değerli hocalarım İ.Ü. Fen Fakültesi Dekanı Prof.Dr. Baki AKKUŞ'a ve İ.Ü. Onkoloji Enstitüsü Tıbbi Radyofizik bilim dalı başkanı Prof.Dr. Hatice BİLGE'ye en içten dileklerle teşekkür ederim.

Bu çalışma boyunca yardımlarını esirgemeyen bütün hocalarıma, çalışma arkadaşlarım Aydın ÇAKIR'a ve Hilal ACAR'a, ayrıca eşim Sıdıka OKUTAN'a teşekkür ederim.

Çalışmamın uygulama kısmını destekleyen İstanbul Üniversitesi'ne teşekkürü borç bilirim.

Bu tezi, oğlum Demir'e ithaf ediyorum...

Eylül, 2010

Murat OKUTAN

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ.....	I
İÇİNDEKİLER	II
ŞEKİL LİSTESİ	VII
TABLO LİSTESİ	X
SEMBOL LİSTESİ	XI
ÖZET	XII
SUMMARY	XIII
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL KISIMLAR	3
2.1. Medikal Lineer Hızlandırıcılar	3
2.1.1. Lineer Hızlandırıcı Yapıları.....	3
2.1.2. Linak Bileşenleri:	5
Mikro dalga güç kaynağı.....	5
i) Magnetron:	5
ii) Klystron:	5
2.1.3. Hızlandırıcı Dalga Kılavuzu	6
2.1.4. Elektron Tabancası	6
2.1.5. Saptırıcı magnet düzeneği	6
2.1.6. Linak Kafa Yapısı	7
X-ışınları hedefi	7
Düzleştirici filtre.....	7
2.1.7. Monitör iyon odaları.....	8
2.1.8. Kolimasyon	8
2.1.9. Elektron tedavisinde kullanılan konüsler	9

2.2. Elektron ışınlarının genel özellikleri:	9
2.3. Elektronun Maddeyle Etkileşimi	10
2.4. Durdurma Gücü	11
2.5. Elektron Enerjilerinin Spektrumu	14
2.5.1. Elektron Işınlarının Derin Doz Özellikleri	16
2.5.2. Yüzey Dozu Özellikleri	17
2.5.3. Maksimum Doz Derinliği Özellikleri.....	18
2.5.4. Doz Dağılımları.....	20
2.6. Elektron Işınlarının Doz Ölçümlerinde Kullanılan Fantomlar	21
2.7. Elektron ışınlarının Klinik Özellikleri	22
2.7.1. Klinikte Uygulama Alanları	23
3. MALZEMELER VE YÖNTEM.....	25
3.1. MALZEMELER.....	25
3.1.1. Siemens Oncor Impression Plus Lineer Hızlandırıcı	26
3.1.2. 10x10 cm standart elektron konüs	27
3.1.3. RW-3 Katı Su Fantomu	27
3.1.4. Su fantomu	28
3.1.5. PTW Semiflex İyon Odası	29
3.1.6. PTW Unidos Elektrometre sistemi	29
3.1.7. PTW 30002 silindirik iyon odası.....	30
3.1.8. ISP marka GAFCHROMIC® EBT model film.....	31
3.1.9. EPSON Tarayıcı	31
3.1.10. CMS XiO Tedavi Planlama Sistemi.....	32
3.2. YÖNTEM	33
3.2.1. Deney düzeneğinin kurulması:	33
3.2.2. EBT GafChromic filmlerin kesilmesi ve deney düzeneğindeki fantom üzerine yerleştirilmesi:	33
3.2.3. EBT GafChromic filmlerin ışınlanması:	34
3.2.4. Işınlanan EBT GafChromic filmlerin değerlendirilmesi:.....	35
3.2.5. Sanal elektron enerjilerinin su fantomu ile doğrulanması:	36

4. BULGULAR.....	37
4.1. Oncor Linear Hızlandırıcı Cihazının 10x10 cm ² Konüs ve 6, 7, 9, 12, 15 ve 18 MeV Enerjilerdeki % Derin Doz Eğrileri.....	37
4.2. Oncor Linear Hızlandırıcı Cihazının 10x10 cm ² Konüs ve 6 MeV (%50) + 9 MeV (%50), 6 MeV (%70) + 9 MeV (%30), 6 MeV (%30) + 9 MeV (%70) Enerjilerdeki % Derin Doz Eğrileri.....	39
4.3. Oncor Linear Hızlandırıcı Cihazının 10x10 cm ² Konüs ve 7 MeV (%50) + 12 MeV (%50), 7 MeV (%70) + 12 MeV (%30), 7 MeV (%30) + 12 MeV (%70) Enerjilerdeki % Derin Doz Eğrileri.....	40
4.4. Oncor Linear Hızlandırıcı Cihazının 10x10 cm ² Konüs ve 9 MeV (%50) + 15 MeV (%50), 9 MeV (%70) + 15 MeV (%30), 9 MeV (%30) + 15 MeV (%70) Enerjilerdeki % Derin Doz Eğrileri.....	41
4.5. Oncor Linear Hızlandırıcı Cihazının 10x10 cm ² Konüs ve 12 MeV (%50) + 18 MeV (%50), 12 MeV (%70) + 18 MeV (%30), 12 MeV (%30) + 18 MeV (%70) Enerjilerdeki % Derin Doz Eğrileri.....	42
4.6. Oncor Linear Hızlandırıcı Cihazının 10x10 cm ² Konüs ve 6 MeV (%50) + 12 MeV (%50), 6 MeV (%70) + 12 MeV (%30), 6 MeV (%30) + 12 MeV (%70) Enerjilerdeki % Derin Doz Eğrileri.....	43
4.7. Oncor Linear Hızlandırıcı Cihazının 10x10 cm ² Konüs ve 6 MeV (%50) + 15 MeV (%50), 6 MeV (%70) + 15 MeV (%30), 6 MeV (%30) + 15 MeV (%70) Enerjilerdeki % Derin Doz Eğrileri.....	44
4.8. Oncor Linear Hızlandırıcı Cihazının 10x10 cm ² Konüs ve 6 MeV (%50) + 18 MeV (%50), 6 MeV (%70) + 18 MeV (%30), 6 MeV (%30) + 18 MeV (%70) Enerjilerdeki % Derin Doz Eğrileri.....	45
4.9. Oncor Linear Hızlandırıcı Cihazının 10x10 cm ² Konüs ve 7 MeV (%50) + 15 MeV (%50), 7 MeV (%70) + 15 MeV (%30), 7 MeV (%30) + 15 MeV (%70) Enerjilerdeki % Derin Doz Eğrileri.....	46
4.10. Oncor Linear Hızlandırıcı Cihazının 10x10 cm ² Konüs ve 7 MeV (%50) + 18 MeV(%50), 7 MeV(%70) + 18 MeV(%30), 7 MeV(%30) + 18 MeV (%70) Enerjilerdeki % Derin Doz Eğrileri.....	47

4.11. Oncor Linear Hızlandırıcı Cihazının 10x10 cm² Konüs ve 9 MeV (%50) + 18 MeV(%50), 9 MeV(%70) + 18 MeV(%30), 9 MeV(%30) + 18 MeV (%70) Enerjilerdeki % Derin Doz Eğrileri.	48
4.12. 6, 7, 9, 12, 15 ve 18 Mev (%100) enerjide film ile xio-cms tedavi planlaması izodoz dağılımları:.....	49
4.13. 6 MeV (%50) + 9 MeV (%50), 6 MeV (%70) + 9 MeV (%30), 6 MeV (%30) + 9 MeV (%70) enerjide film ile xio-cms tedavi planlaması izodoz dağılımları:	51
4.14. 7 MeV (%50) + 12 MeV (%50), 7 MeV (%70) + 12 MeV (%30), 7 MeV (%30) + 12 MeV (%70) enerjide film ile xio-cms tedavi planlaması izodoz dağılımları: .	52
4.15. 9 MeV (%50) + 15 MeV (%50), 9 MeV (%70) + 15 MeV (%30), 9 MeV (%30) + 15 MeV (%70) enerjide film ile xio-cms tedavi planlaması izodoz dağılımları: .	53
4.16. 12 MeV (%50) + 18 MeV (%50), 12 MeV (%70) + 18 MeV (%30), 12 MeV (%30) + 18 MeV (%70) enerjide film ile xio-cms tedavi planlaması izodoz dağılımları:	54
4.17. 6 MeV (%50) + 12 MeV (%50), 6 MeV (%70) + 12 MeV (%30), 6 MeV (%30) + 12 MeV (%70) enerjide film ile xio-cms tedavi planlaması izodoz dağılımları: .	55
4.18. 6 MeV (%50) + 15 MeV (%50), 6 MeV (%70) + 15 MeV (%30), 6 MeV (%30) + 15 MeV (%70) enerjide film ile xio-cms tedavi planlaması izodoz dağılımları: .	56
4.19. 6 MeV (%50) + 18 MeV (%50), 6 MeV (%70) + 18 MeV (%30), 6 MeV (%30) + 18 MeV (%70) enerjide film ile xio-cms tedavi planlaması izodoz dağılımları: .	57
4.20. 7 MeV (%50) + 15 MeV (%50), 7 MeV (%70) + 15 MeV (%30), 7 MeV (%30) + 15 MeV (%70) enerjide film ile xio-cms tedavi planlaması izodoz dağılımları: .	58
4.21. 7 MeV (%50) + 18 MeV (%50), 7 MeV (%70) + 18 MeV (%30), 7 MeV (%30) + 18 MeV (%70) enerjide film ile xio-cms tedavi planlaması izodoz dağılımları: .	59
4.22. 9 MeV (%50) + 18 MeV (%50), 9 MeV (%70) + 18 MeV (%30), 9 MeV (%30) + 18 MeV (%70) enerjide film ile xio-cms tedavi planlaması izodoz dağılımları: .	60
4.23. 12 MeV (%50) + 18 MeV (%50), 12 MeV (%70) + 18 MeV (%30), 12 MeV (%30) + 18 MeV (%70) enerjide film ile xio-cms tedavi planlaması izodoz dağılımları:	61
4.24. Gerçek elde edilen enerjinin derin doz ve izodoz dağılımı:	62

5.TARTIŞMA VE SONUÇ.....	63
KAYNAKLAR.....	71
ÖZGEÇMİŞ.....	73

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 2- 1 : Lineer hızlandırıcı blok şeması [1].	4
Şekil 2- 2 : İkili saçıcı filtre sistemi – [2].	8
Şekil 2- 3 : Elektronların mddeyle etkileşim şekilleri	10
Şekil 2- 4 : Elektron enerjisine bağlı olarak toplam durdurma güçlerini gösteren grafik – [2].	13
Şekil 2- 5 : Elektronların, kinetik enerjilerine bağlı olarak, su, kurşun ve alüminyumun toplam kütleli durdurma güçleri (düz eğri). Kütleli çarpışma (çizgili eğri) ve kütleli radyasyon durdurma güçleri (noktalı eğri). Toplam durdurma gücü, radyasyon ve çarpışmasal durdurma güçlerinin toplamıdır - [14].	13
Şekil 2- 6 : Işın, hızlandırıcının kolimatör sisteminden ve fantomdan geçerken, elektron akısının enerjiye bağlı dağılımı - [1,2].	14
Şekil 2- 7 : Bir elektron ışınına ait sudaki absorbe derin doz dağılımı ve önemli noktalar – [10].	16
Şekil 2- 8 : 100cm SSD ve 10 x 10 cm ² alan boyutu için merkezi eksen derin doz eğrileri	17
Şekil 2- 9 : Artan elektron enerjisiyle yüzey dozunun yüzde artışının şematik gösterimi [1].	18
Şekil 2- 10: Farklı enerjiler için yüzde derin doz grafiği – [3].	19
Şekil 2- 11: 20 MeV elektron ışınlarında derin dozun alan büyüklüğüyle değişimi.	20
Şekil 2- 12: 15 MeV izodoz dağılımı.	21
Şekil 3- 1 : Siemens Oncor lineer hızlandırıcı.	26
Şekil 3- 2 : Oncor tedavi cihazında kullanılan konüsler	27
Şekil 3- 3 : RW-3 Katı Su Fantomu – [19].	27
Şekil 3- 4 : PTW MP3-M Su Fantomu, PTW Mephysto mc ² ve PTW Verisoft Yazılım Programı [20].	28
Şekil 3- 5 : PTW Semiflex İyon Odası [20].	29
Şekil 3- 6 : PTW Unidos Dozimetre.	30
Şekil 3- 7 : PTW 30002 silindirik iyon odası [20].	30
Şekil 3- 8 : EPSON Film Tarayıcı [22].	32
Şekil 3- 9 : RW-3 Katı su fantomu içine yerleştirilmiş GafChromic film.	33
Şekil 3- 10: Işınlanmış GafChromic Film.	35
Şekil 4- 1: 6, 7, 9, 12, 15 ve 18 MeV için %DD Eğrileri.	37
Şekil 4- 2: 6 MeV (%50) + 9 MeV (%50), 6 MeV (%70) + 9 MeV (%30), 6 MeV (%30) + 9 MeV (%70) Enerji ve oranlar için %DD eğrileri.	39
Şekil 4- 3: 7 MeV (%50) + 12 MeV (%50), 7 MeV (%70) + 12 MeV (%30), 7 MeV (%30) + 12 MeV (%70) Enerji ve oranlar için %DD eğrileri.	40
Şekil 4- 4: 9 MeV (%50) + 15 MeV (%50), 9 MeV (%70) + 15 MeV (%30), 9 MeV (%30) + 15 MeV (%70) Enerji ve oranlar için %DD eğrileri.	41
Şekil 4- 5: 12 MeV (%50) + 18 MeV (%50), 12 MeV (%70) + 18 MeV (%30), 12 MeV (%30) + 18 MeV (%70) Enerji ve oranlar için %DD eğrileri.	42

Şekil 4- 6: 6 MeV (%50) + 12 MeV (%50), 6 MeV (%70) + 12 MeV (%30), 6 MeV (%30) + 12 MeV (%70) Enerji ve oranlar için %DD eğrileri.....	43
Şekil 4- 7: 6 MeV (%50) + 15 MeV (%50), 6 MeV (%70) + 15 MeV (%30), 6 MeV (%30) + 15 MeV (%70) Enerji ve oranlar için %DD eğrileri.....	44
Şekil 4- 8: 6 MeV (%50) + 18 MeV (%50), 6 MeV (%70) + 18 MeV (%30), 6 MeV (%30) + 18 MeV (%70) Enerji ve oranlar için %DD eğrileri.....	45
Şekil 4- 9: 7 MeV (%50) + 15 MeV (%50), 7 MeV (%70) + 15 MeV (%30), 7 MeV (%30) + 15 MeV (%70) Enerji ve oranlar için %DD eğrileri.....	46
Şekil 4- 10: 7 MeV (%50) + 18 MeV (%50), 7 MeV (%70) + 18 MeV (%30), 7 MeV (%30) + 18 MeV (%70) Enerji ve oranlar için %DD eğrileri.....	47
Şekil 4- 11: 9 MeV (%50) + 18 MeV (%50), 9 MeV (%70) + 18 MeV (%30), 9 MeV (%30) + 18 MeV (%70) Enerji ve oranlar için %DD eğrileri.....	48
Şekil 4-12- 1: 6 MeV (%100) için Film ve XiO-CMS planlama bilgisayarından elde edilen izodoz dağılımı.....	49
Şekil 4-12- 2: 7 MeV (%100) için Film ve XiO-CMS planlama bilgisayarından elde edilen izodoz dağılımı.....	49
Şekil 4-12- 3: 9 MeV (%100) için Film ve XiO-CMS planlama bilgisayarından elde edilen izodoz dağılımı.....	49
Şekil 4-12- 4: 12 MeV (%100) için Film ve XiO-CMS planlama bilgisayarından elde edilen izodoz dağılımı.....	50
Şekil 4-12- 5: 15 MeV (%100) için Film ve XiO-CMS planlama bilgisayarından elde edilen izodoz dağılımı.....	50
Şekil 4-12- 6 : 18 MeV (%100) için Film ve XiO-CMS planlama bilgisayarından elde edilen izodoz dağılımı.....	50
Şekil 4-13- 1: 6 MeV (%50) + 9 MeV (%50), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları.....	51
Şekil 4-13- 2: 6 MeV (%70) + 9 MeV (%30), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları.....	51
Şekil 4-13- 3: 6 MeV (%30) + 9 MeV (%70), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları.....	51
Şekil 4-14- 1: 7 MeV (%50) + 12 MeV (%50), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları.....	52
Şekil 4-14- 2: 7 MeV (%70) + 12 MeV (%30), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları.....	52
Şekil 4-14- 3: 7 MeV (%30) + 12 MeV (%70), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları.....	52
Şekil 4-15- 1: 9 MeV (%50) + 15 MeV (%50), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları.....	53
Şekil 4-15- 2: 9 MeV (%70) + 15 MeV (%30), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları.....	53
Şekil 4-15- 3: 9 MeV (%30) + 15 MeV (%70), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları.....	53
Şekil 4-16- 1: 12 MeV (%50) + 18 MeV (%50), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları.....	54
Şekil 4-16- 2: 12 MeV (%70) + 18 MeV (%30), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları.....	54
Şekil 4-16- 3: 12 MeV (%30) + 18 MeV (%70), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları.....	54

Şekil 4-17- 1: 6 MeV (%50) + 12 MeV (%50), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları	55
Şekil 4-17- 2: 6 MeV (%70) + 12 MeV (%30), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları	55
Şekil 4-17- 3: 6 MeV (%30) + 12 MeV (%70), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları	55
Şekil 4-18- 1: 6 MeV (%50) + 15 MeV (%50), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları	56
Şekil 4-18- 2: 6 MeV (%70) + 15 MeV (%30), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları	56
Şekil 4-18- 3: 6 MeV (%30) + 15 MeV (%70), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları	56
Şekil 4-19- 1: 6 MeV (%50) + 18 MeV (%50), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları	57
Şekil 4-19- 2: 6 MeV (%70) + 18 MeV (%30), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları	57
Şekil 4-19- 3: 6 MeV (%30) + 18 MeV (%70), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları	57
Şekil 4-20- 1: 7 MeV (%50) + 15 MeV (%50), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları	58
Şekil 4-20- 2: 7 MeV (%70) + 15 MeV (%30), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları	58
Şekil 4-20- 3: 7 MeV (%30) + 15 MeV (%70), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları	58
Şekil 4-21- 1: 7 MeV (%50) + 18 MeV (%50), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları	59
Şekil 4-21- 2: 7 MeV (%70) + 18 MeV (%30), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları	59
Şekil 4-21- 3: 7 MeV (%30) + 18 MeV (%70), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları	59
Şekil 4-22- 1: 9 MeV (%50) + 18 MeV (%50), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları	60
Şekil 4-22- 2: 9 MeV (%70) + 18 MeV (%30), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları	60
Şekil 4-22- 3: 9 MeV (%30) + 18 MeV (%70), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları	60
Şekil 4-23- 1: 12 MeV (%50) + 18 MeV (%50), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları	61
Şekil 4-23- 2: 12 MeV (%70) + 18 MeV (%30), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları	61
Şekil 4-23- 3: 12 MeV (%30) + 18 MeV (%70), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları	61
Şekil 4-24- 1: 9 MeV (%70) + 15 MeV (%30) ile oluşturulan gerçek enerji derin doz dağılımı.	62
Şekil 4-24- 2: 9 MeV (%70) + 15 MeV (%30) ile oluşturulan gerçek enerji izodoz dağılımı.	62

TABLO LİSTESİ

Tablo 2- 1	: Yüzey dozlarının alan büyüklüğü ve enerjiye bağlı değişimi	18
Tablo 2- 2	: Elektron ışınlarında, farklı enerjiler için, %100, %85 ve %50'lik dozların oluştuğu derinlikler (cm.) – [2].	19
Tablo 2- 3	: Bazı fantomların, elektron ışınları için, suya göre kütle ve etkin yoğunlukları – [1].	22
Tablo 4-1- 1	: 6, 7, 9, 12, 15 ve 18 MeV için film dozimetri parametreleri.	38
Tablo 4-1- 2	: 6, 7, 9, 12, 15 ve 18 MeV için su fantomu dozimetri parametreleri. ...	38
Tablo 4-1- 3	: 6, 7, 9, 12, 15 ve 18 MeV için planlama bilgisayar dozimetri parametreleri.	38
Tablo 4- 2	: 6 MeV (%50) + 9 MeV (%50), 6 MeV (%70) + 9 MeV (%30), 6 MeV (%30) + 9 MeV (%70) Enerji ve oranlar için dozimetri parametreleri.	39
Tablo 4- 3	: 7 MeV (%50) + 12 MeV (%50), 7 MeV (%70) + 12 MeV (%30), 7 MeV (%30) + 12 MeV (%70) Enerji ve oranlar için dozimetri parametreleri.	40
Tablo 4- 4	: 9 MeV (%50) + 15 MeV (%50), 9 MeV (%70) + 15 MeV (%30), 9 MeV (%30) + 15 MeV (%70) Enerji ve oranlar için dozimetri parametreleri.	41
Tablo 4- 5	: 12 MeV (%50) + 18 MeV (%50), 12 MeV (%70) + 18 MeV (%30), 12 MeV (%30) + 18 MeV (%70) Enerji ve oranlar için dozimetri parametreleri.	42
Tablo 4- 6	: 6 MeV (%50) + 12 MeV (%50), 6 MeV (%70) + 12 MeV (%30), 6 MeV (%30) + 12 MeV (%70) Enerji ve oranlar için dozimetri parametreleri.	43
Tablo 4- 7	: 6 MeV (%50) + 15 MeV (%50), 6 MeV (%70) + 15 MeV (%30), 6 MeV (%30) + 15 MeV (%70) Enerji ve oranlar için dozimetri parametreleri.	44
Tablo 4- 8	: 6 MeV (%50) + 18 MeV (%50), 6 MeV (%70) + 18 MeV (%30), 6 MeV (%30) + 18 MeV (%70) Enerji ve oranlar için dozimetri parametreleri.	45
Tablo 4- 9	: 7 MeV (%50) + 15 MeV (%50), 7 MeV (%70) + 15 MeV (%30), 7 MeV (%30) + 15 MeV (%70) Enerji ve oranlar için dozimetri parametreleri.	46
Tablo 4- 10	: 7 MeV (%50) + 18 MeV (%50), 7 MeV (%70) + 18 MeV (%30), 7 MeV (%30) + 18 MeV (%70) Enerji ve oranlar için dozimetri parametreleri.	47
Tablo 4- 11	: 9 MeV (%50) + 18 MeV (%50), 9 MeV (%70) + 18 MeV (%30), 9 MeV (%30) + 18 MeV (%70) Enerji ve oranlar için dozimetri parametreleri.	48
Tablo 4- 12	: 9 MeV (%70) + 15 MeV (%30) ile oluşturulan gerçek enerji için dozimetri parametreleri.	622

SEMBOL LİSTESİ

C	: Cloumb
d_{max}	: Maksimum dozun oluştuğu derinlik
D₀	: Rölatif yüzey dozu
D_{ref}	: Referans derinlik
DD	: derin doz
e⁻	: Elektron
e⁺	: Pozitron
E	: Enerji
E₀	: Fantom yüzeyine gelen ortalama enerji
E_z	: z derinliğindeki enerji
Gy	: Gray
Linak	: Lineer hızlandırıcı (Linear accelerator)
MeV	: Milyon elektron volt
MLC	: Çok yapraklı kolimatör (multi leaf collimator)
MU	: Monitör unit
MeV	: Milyon elektron volt
r	: Yarı çap
R	: Çap
RF	: Radyo Frekans
R_p	: Pratik erişme mesafesi
R₅₀	: Dozun %50'sinin oluştuğu derinlik
R₈₅	: Dozun %85'inin oluştuğu derinlik
S	: Durdurma gücü (stopping power)
SSD	: Kaynak cilt mesafesi (source to skin distance)
V	: Volt
ρ	: Fiziksel yoğunluk (gcm ⁻³)

ÖZET

BİR MEDİKAL ELEKTRON HIZLANDIRICI CİHAZININ SANAL ELEKTRON ENERJİLERİNİN DOZİMETRİSİ

Yüksek enerjili elektronlar radyoterapi de 1950'ler den beri kullanılmaktadır. Radyoterapide, elektron ışınları yüzeyden 5 cm. derinliğe kadar olan tümörlerin tedavisinde ve foton ışınlarıyla tedavide ilave tedavi olarak kullanılır. Tedavi planlaması yapılırken medikal lineer hızlandırıcıda bulunan elektron enerjilerinden yalnız birini kullanmak yeterli olmayabilmektedir. Bazen aynı hedefe yönelik iki farklı elektron enerjisi kullanarak hedef hacim homojen olarak ışınlanabilmektedir. Bu durumda medikal lineer hızlandırıcıda gerçekte olmayan yeni elektron enerjisi (sanal enerji) oluşur.

Çalışmamızda, İ.Ü. Onkoloji Enstitüsünde tedavi amaçlı kullanılan 6 adet (6, 7, 9, 12, 15, 18 MeV) elektron enerjisi bulunan medikal lineer hızlandırıcı ONCOR (Siemens) cihazında film dozimetrisi ile tespit edilecek sanal enerjilerin dozimetrik özelliklerinin bulunması ve bu sanal enerjilerin verilerinin tedavi planlama bilgisayarı ile karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Ölçümler ONCOR medikal lineer hızlandırıcı cihazında; katı su fantomunda, çeşitli ağırlıklarda ve farklı enerjilerde EBT GafChromic filmler ışınlanarak yapıldı. Film dozimetrisi ile yeni sanal enerjiler tespit edildi ve bu enerji değerleri tedavi planlama bilgisayarı değerleriyle karşılaştırıldı.

Sonuç olarak 12 adet yeni sanal enerji bulundu. Tedavi planlama bilgisayarıyla bu enerjilerin dozimetrik verileri karşılaştırıldığında değerlerin birbirleriyle uyumlu olduğu tespit edildi. Ancak, bu sanal enerjilerin, dozimetrisinin yapıldıktan sonra tedavi planlamasında kullanılmasını önermekteyiz.

Anahtar Kelimeler: Elektron, sanal enerji, EBT Gafchromic film

SUMMARY

VIRTUAL ELECTRON ENERGIES DOSIMETRY OF A MEDICAL LINEAR ACCELERATOR

High energy electron beams have been used in radiotherapy since 1950s. Electron beams are used for tumours of depth up to 5cm and as a boost treatment after photon beams. Using one of the electron beams already existed in linac may not be enough in treatment planning. Sometimes to irradiate the target volume uniformly, two different energy can be used for the same target volume.

In this study, Oncor Medical linear accelerator (Linac) having six different energies (6,7,9,12,15,18 MeV) are used in I.U. Oncology Institute. The aim of this study was to compare dosimetric characteristics of the virtual energies determined by the film dosimetry and treatment planning computer.

The measurements were made using solid water phantom and Oncor medical LINAC. Gafchromic EBT films are irradiated with electron beams having different weights and energies in order to determine new virtual energies. Then, these datas were compared with the treatment planning computer datas.

In conclusion, 12 new virtual energies were determined. The comparison of treatment planning computer and dosimetric datas of the virtual energies showed that they were compatible with each other. However, it is recommended that one should use the virtual energies after the determination of the dosimetric characteristics.

Key words: electron, virtual energy, EBT Gafchromic film

1. GİRİŞ

Yüksek enerjili elektronlar radyoterapide 1950'lerden beri kullanılmaktadır. Radyoterapide, elektron ışınları yüzeyden 5 cm. derinliğe kadar olan tümörlerin tedavisinde ve foton ışınlarıyla tedavide ilave tedavi olarak kullanılır. Elektron ışınlarının radyoterapide kullanılmasının en önemli nedeni, derin doz eğrilerinin şekli ve yüksek yüzey dozudur [1,2,3]. Yüksek enerjilerde bu eğri, ilk milimetrelerde geniş bir plato çizer ve bunu ani bir düşüşle brems kuyruğu izler. Düşük enerjilerde bu özellik, ışınlanacak hacim arkasında uzanan sağlıklı dokuların korunmasına olanak sağlar. Tedavi amaçlı kullanılan elektron enerjileri 4 – 20 MeV'dir [1,2,3,4,5].

Elektron ışınlarında ışının enerji depolaması, huzmenin dokuya girmesiyle birlikte başlar ve yüksek yüzey dozları oluşur. Build-up bölgesi, sadece elektronların derinlikle artışından değil, aynı zamanda doku içine nüfuz ederken saçılmaya bağlı doğrultularda meydana gelen değişikliklerden de oluşur [2,6,7,8].

Elektron ışınlarının build-up bölgesinin fiziksel karakteristikleri enerjiyle değişir. Düşük enerjili ışın kolayca saçılır. Bunun neticesinde ortamda elektronların yolları çok oblik hale gelir ve maksimum doz, daha kısa mesafelerde ve daha hızlı oluşur. Bunun sebebi çoklu saçılmalardır. Düşük enerjilerde yüzey dozunun maksimum doza oranı yüksek enerjilerden daha düşüktür. Çünkü yüksek enerjili elektronlar kolaylıkla saçılmazlar. Böylece daha düz bir yol izleyerek dokuya girerler. Bundan dolayı da derin doz eğrisi hemen ciltten başlayan geniş bir yüksek doz platosu çizer [1,2].

Elektron ışın demetlerinde alan boyutlarını belirlemek için kolimatör kullanılır. Elektron ışın alanlarının klinikte kabul edilebilir homojen doz dağılımına sahip olabilmeleri için ışın saçıcıların ve kolimasyonların uygun dizayn edilmesi gerekir.

Temel olarak; birinci kolimasyon, kaynağı kapar ve maksimum alan büyüklüğünü belirler. İkinci kolimasyon, hastanın tedavi alanını belirler [1,2,3,4,9,10]. Hasta tedavi

alanları, alan açıklığı ayarlanabilen trimmer bar ve farklı alan büyüklüklerinden oluşan konüs serileri ile oluşturulur.

Elektron ışınlarıyla oluşan dozun, saçılan elektronlardan kaynaklandığı ve bu saçılmaların büyük ölçüde kolimatör dizaynına bağlı olduğu bilinmektedir. Aynı enerjilerde çalışan farklı elektron kolimasyon sistemine sahip makinelerde, derin doz ve doz verimi parametreleri belirgin ölçüde farklı olabilmektedir. Bu nedenle, klinikte kullanılan cihazlar, aynı nominal enerjiye sahip olsalar bile, dozimetri parametrelerinin her cihaz için ayrı ayrı ölçülmesi gerekmektedir [1,2,3,4,9,10,11].

Dual enerjili medikal lineer hızlandırıcılar teknik yapıları gereği sınırlı sayıda elektron enerjisi üretebilirler. Her bir elektron enerjisinin ışın özellikleri kendine özgüdür. Bu enerjilerin dozimetrik verileri tespit edilerek tedavi planlama bilgisayarlarına yüklenir.

Radyoterapide amaç; hastalıklı hedef dokuya homojen ve maksimum dozu verirken, sağlıklı dokuları maksimum derecede korumaktır. Bu nedenle, tedavide, medikal lineer hızlandırıcıların dozimetrik bilgilerinin yüklü bulunduğu tedavi planlama bilgisayarlarından yararlanır.

Bazen; tedavi planlaması yapılırken, medikal lineer hızlandırıcıda bulunan elektron enerjilerinden yalnız birini kullanmak, hedef hacmi homojen bir şekilde ışınlamak için yeterli olmayabilir. Bu durumda, aynı hedefe yönelik iki farklı elektron enerjisi kullanılabilir. Böylece, medikal lineer hızlandırıcıda gerçekte olmayan yeni bir sanal elektron enerjisi oluşur. Yeni oluşan sanal enerjinin kullanılabilmesi için, dozimetrik özelliklerinin tespit edilmesi gerekmektedir.

Çalışmamızda, İ.Ü. Onkoloji Enstitüsü'nde tedavi amaçlı kullanılan, 6 adet elektron enerjisi (6, 7, 9, 12, 15, 18 MeV) bulunan ONCOR (Siemens) medikal lineer hızlandırıcı cihazında, film dozimetrisi ile tespit edilecek sanal enerjilerin dozimetrik özelliklerinin bulunması ve bu sanal enerjilerin verilerinin tedavi planlama bilgisayarı ile karşılaştırılması amaçlanmıştır.

2. GENEL KISIMLAR

2.1. MEDİKAL LİNEER HIZLANDIRICILAR

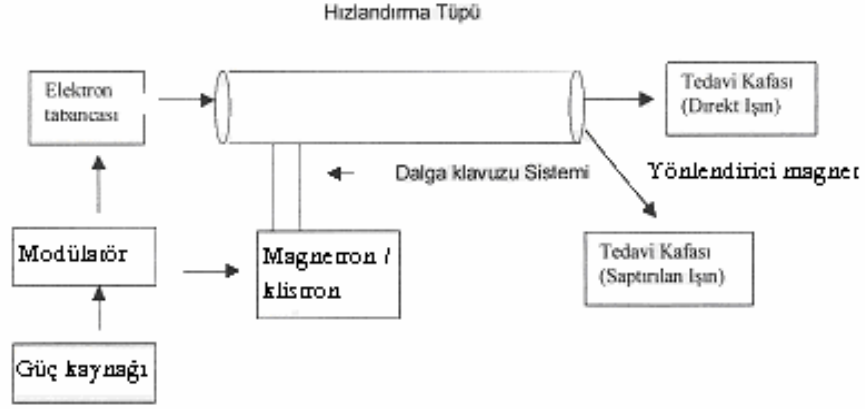
Medikal lineer hızlandırıcılar, lineer bir tüp boyunca yüksek enerjili elektronlar gibi yüklü parçacıkları hızlandırmak için yüksek frekanslı elektromanyetik dalgaları kullanan cihazlardır. Bu yüksek enerjili elektron huzmelerinin kendisi yüzeysel tümörlerin tedavisinde kullanılabilir veya hedefe çarptırılarak derine yerleşmiş tümörlerin tedavisinde kullanılmak üzere X ışınları elde edilir.

2.1.1. Linear Hızlandırıcı Yapıları

İki tip lineer hızlandırıcı vardır.

- a) Hareketli dalga hızlandırıcıları
- b) Duran dalga hızlandırıcıları

Hareketli dalga hızlandırıcılarının dizaynı, duran dalga hızlandırıcılarından farklıdır. Hareketli dalga hızlandırıcılarda tüpün sonunda artan gücü soğurmak için bir bitirici veya 'dummy' e gereksinim vardır. Böylece dalganın geri yansıması önlenir. Duran dalga hızlandırıcılarında ise tüpün sonunda dalganın maksimum yansıması sağlanır. Böylece ilerleyen ve yansıyan dalga üst üste bindirilerek duran dalgalar oluşturulur. Bu hızlandırıcı, hareketli dalga hızlandırıcıdan daha etkili olmasına karşın diğerinden daha pahalıdır ve bir sirkülatör veya izolatör kullanılmasını gerektirir. Bu izolatör yansımaların güç sağlayıcıya gelmesini önlemek için güç sağlayıcı ve yapı arasına konur.



Şekil 2- 1: Lineer hızlandırıcı blok şeması [1].

Genel olarak bir linak yapısı yukarıdaki gibidir (Şekil 2-1). Güç kaynağı (power supply) modülatöre DC (doğru akım) sağlar. Modulatör ise pulse şeklinde bir ağ ve hidrojen thyatron olarak bilinen bir switch tüp içerir. Modulatördeki yüksek voltajlı pulslar birkaç mikro saniyelik düz DC pulslardır. Bu pulslar eş zamanlı olarak elektron tabancası ve magnetrona verilir. Magnetron veya klystronda üretilen mikro dalgalar bir dalga rehberi yardımıyla tüpe aktarılır. Hızlandırıcı bir bakır tüpten oluşur ki, bu tüpün ön tarafı çeşitli aparey diyaframlar tarafından bölünmüştür. Linakların tüp kısmı vakumludur. Elektronların tabancadan çıkış enerjisi 50 keV olup, elektromanyetik dalgayla temas sonucu, yüksek enerjilere yükseltirler. Hızlandırma esnasında elektronları bir demet halinde toplamak ve target üzerine ince bir demet şeklinde iletmek için manyetik fokuslayıcı alanlar tüp boyunca yerleştirilir. Elektronlar yaklaşık 3 mm çapında pencereden çıkarlar. 6 MeV'den küçük foton enerjilerini üretmek için, elektronlar yüksek atom numaralı tungsten'den yapılmış hedefe çarptırılırlar. Daha yüksek foton enerjisi üreten hızlandırıcılarda ise, hızlandırıcı tüp daha uzun olup, odaya zemine yatay olarak yerleştirilir ve elektronlar 90 derece saptırılarak hedefe çarptırılır. Işınlara hastaya gelmeden önce düzleştirici filtreden geçirilir. Cihazın kafasının içinde Primer kolimatörler, monitör iyon odaları, ışık huzme sistemi ve ayna sistemi bulunur [1].

2.1.2. Linak Bileşenleri:

Mikro dalga güç kaynağı

Medikal amaçlı lineer hızlandırıcılarda gerekli olan elektromanyetik dalga gücü 2 MW ile 10 MW arasında değişmektedir. Linaklarda magnetron ve klystron olmak üzere iki çeşit mikro dalga güç kaynağı üretici vardır.

i) Magnetron:

Magnetron mikro dalgalar üreten bir radyo frekans osilatörüdür. Magnetron bir yüksek güç osilatör olarak birkaç mikro saniyelik aralıklarla ve saniye başına birkaç yüz pulsluk tekrarlanma oranıyla mikro dalga pulsları üretir. Silindirik bir yapıya sahip olan magnetron merkezi bir katot ve bakır bir katı parçayla rezonans kavitesine sahip bir dış anottan oluşur. Katot bir iç filaman ile ısıtılır ve elektronlar termoiyonik emisyonla üretilir. Statik manyetik alan kavitenin yan kesitine dik uygulanır ve anot-katot arasına DC elektrik alan uygulanır. Katottan yayılan elektronlar puls şeklindeki DC elektrik alanının etkisiyle anoda doğru hareket ederler. Eş zamanlı uygulanan manyetik alan etkisi altında elektronlar rezonans kavitesine doğru spiral şekilde hareket ederler ve mikrodalga şeklinde enerji yayılır. Bu şekilde üretilen mikrodalga pulslar bir dalga rehberi yardımıyla hızlandırıcı tüpe aktarılır.

Magnetronlar genellikle düşük enerjili linaklarda kullanılmakta olup 2 MW'lık pik gücü sağlarlar. Yüksek enerjili linaklar klystron kullanıldığı halde 25 MV enerjili bazı linaklarda 5 MW'luk pik güce sahip magnetronlar kullanılmaktadır.

ii) Klystron:

Klystron bir mikro dalga üreticisi değil bir mikrodalga yükselticidir. Klystronlar düşük güç mikrodalga üreticisine gereksinim duyarlar. Klystronlar magnetronlardan daha büyük ve ağırdırlar. Bu nedenle magnetronlar gantry'e monte edilebilirken, klystronlar genellikle standın arkasına monte edilirler. Mikrodalga güç, mikrodalga kaynağından (mikrodalga üreticisi veya magnetron) hızlandırıcı dalga kılavuzu yapısına, basınçlı gazla doldurulmuş (sülfür hekzaflorid SF6) bir taşıyıcı dalga kılavuzu ile taşınır [1].

2.1.3. Hızlandırıcı Dalga Kılavuzu

Temel olarak linakların ana bileşeni olan hızlandırıcı dalga kılavuzu bakır bir boruya benzemektedir. Bu bakır kılavuzun iç yapısı yatay olarak disklere bölünmüştür. Güçlü mikrodalgalar, hızlandırıcının her bir kavitesinde elektrik ve manyetik alan oluştururlar. Mikrodalgaların kılavuza iletilen elektronların faz hızlarına ayak uydurmasını sağlamak amacıyla, ilk birkaç kavite daha geniş aralıklı olup, sonraki kaviteler eşit aralıktır. Elektronlar ilk birkaç kavitede hız kazanır ve ışık hızına yakın hıza ulaşırlar. Bakır mikrodalga frekanslarda oldukça iyi iletkenliğe sahip olduğundan hızlandırıcı dalga kılavuzları genelde bakırdan yapılır. Böylece mikrodalgaların kavite duvarlarından yansımaları sırasında çok az güç kaybı oluşur. Elektron kaybını önlemek için kılavuz yüksek vakum altında tutulmaktadır [1].

2.1.4. Elektron Tabancası

Elektron tabancası hızlandırıcı dalga kılavuzu için bir elektron kaynağıdır. Konvansiyonel bir X-ışınları tüpünde elektronlar termoiyonik emisyonla ısıtılmış bir katottan elde edilir. Genellikle katot spiral şeklinde tungsten bir filamandan oluşmaktadır. Elektronlar hızlandırıcı kılavuz içine yüksek güçlü mikrodalgalarla eş zamanlı olarak enjekte edilirler [1].

2.1.5. Saptırıcı magnet düzeneği

İdeal olarak hızlandırıcı tüp radyasyon demetinin merkezi eksenine paralel yerleştirilmelidir. Fakat bu durum sadece düşük enerjili X ışınları üreten sabit dalga kılavuzlu linaklarda geçerlidir. Bu tür cihazlarda kısa tüp boyundan dolayı tüp demete paralel yerleştirildiğinden elektronlar için demet yönlendirilmesine gerek yoktur. Bununla birlikte hemen hemen bütün hareketli dalga hızlandırıcı ve yüksek enerjili sabit dalga kılavuzlu linaklarda kılavuz boyu uzundur (18 MV sabit dalga kılavuzu 1.5 m uzunluğundadır) ve demet eksenine dik yerleştirilir. Bu tür linaklarda kılavuz sonunda hızlandırılmış elektronlar hastaya doğru yönlendirilmelidir.

2.1.6. Linak Kafa Yapısı

Yukarıda anlatılan hızlandırıcı ve saptırıcı yapısı ile çok dar odaklanmış bir elektron demeti elde edilir. Yaklaşık 3 mm çapındaki bu elektron demeti kullanılamaz. Hasta tedavisinde kullanılacak ışın elde etmek için bu dar elektron demeti ya fotonlara dönüştürülmeli ya da uygun şekilde bir elektron demeti elde edilmelidir.

X-ışınları hedefi

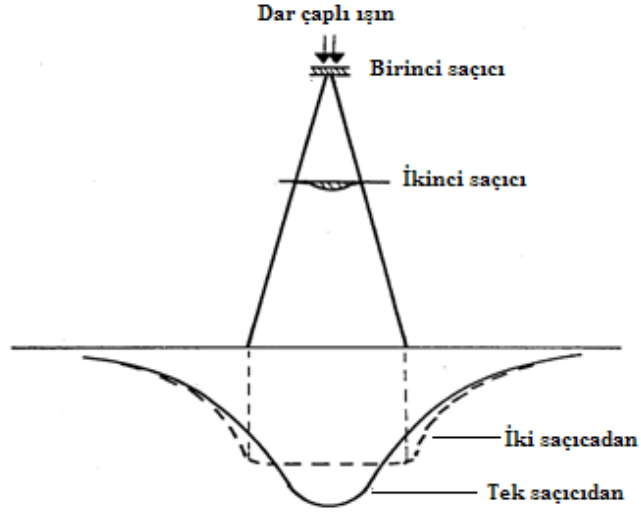
Kilovoltaj ve megavoltaj X ışınları, yüksek enerjili elektronların tungsten veya bakır-tungsten karışımı gibi yüksek atom numaralı metal hedefe çarptırılmasıyla oluşan bremsstrahlung ışınlarından elde edilir. Bununla birlikte enerji arttıkça bremsstrahlung emisyonu ileriye doğru artar.

Düzleştirici filtre

Hedeften çıkan yüksek enerjili X ışınları, sabit birincil kolimatörlerle kolime edilir. Homojen bir demet oluşturmak için X ışını doz profili, ucu hedefi gösteren koni şeklinde bir düzleştirici filtre ile düzleştirilir. Düzleştirici filtre genellikle tungsten, çelik veya kurşun-çelik kombinasyonundan yapılır.

Elektron huzmesi

Elektronlar hızlandırıcının penceresinden çıkarken 3 mm çaplı dar bir huzme şeklindedir. Cihazın elektron modunda, targete çarpma yerine, huzmeyi genişletmek için saçıcı foil (filtreye) çarptırılır. Saçıcı foil, ince bir metalik levhadan (genellikle kurşun) ibarettir. Saçıcı foilin kalınlığı, brems'e maruz kalmanın yerine elektronların çoğunun saçılmasına uygun olacak şekildedir (Şekil 2-2). Ancak, toplam enerjinin küçük bir kısmı yine de brems ışınlarına çevrilir ve elektron huzmesinin X ışını kontaminasyonu olarak ortaya çıkar. ONCOR medikal lineer hızlandırıcıda saçıcı foil olarak Alüminyum kullanılmıştır.



Şekil 2- 2: İkili saçıcı filtre sistemi – [2].

2.1.7. Monitör iyon odaları

Düzleştirici filtreyle homojen bir hale gelen demet iki tane çok kanallı paralel iyon odasından geçer. İyon odaları genellikle kapton'dan yapılır. Elektron modunda kapton iyon odalarından kaynaklanan bremsstrahlung X-ışını kontaminasyonu daha azdır. Ortamdaki basınç ve sıcaklık dalgalanmaları nedeniyle iyon odası içindeki gaz yoğunluğu değişimleri için gerekli olan düzeltmelerden kaçınmak amacıyla, iki iyon odası da dış etkilere kapatılır.

2.1.8. Kolimasyon

i) Birincil sabit kolimatörler

Birincil sabit kolimatör genellikle tungstenden yapılmış olup düzleştirici filtrenin üstüne monte edilir. İki ucu açık az bir eğime sahip olan koni şeklindeki bu aparat sadece ileri doğru saçılan X-ışınlarının lineer hızlandırıcı dışına çıkmasına izin verir. Bu kolimatör kafa sızıntısından kaçınmaya yardımcı olur. Birincil kolimatörlerin boyutları genellikle ikincil kolimatörler olmaksızın, 100 cm SSD'ye yaklaşık 50 cm çap verecek şekildedir.

ii) İkincil kolimatörler

İkincil kolimatör sistemi genellikle yaklaşık 8 cm tungsten veya kurşun'dan yapılmış iki çift metal bloktan oluşur.

2.1.9. Elektron tedavisinde kullanılan konüsler

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. Kolimatörler, 100 cm kaynak cilt mesafesinde, hastanın cilt yüzeyinden yaklaşık 5–10 cm mesafede sonlanırlar [1,2,12].

2.2. ELEKTRON IŞINLARININ GENEL ÖZELLİKLERİ:

Elektron, 1897 yılında J.J. Thomson tarafından keşfedilmiştir. Elektron, (e-) sembolüyle gösterilen temel bir parçacıktır ve Fermiyon ailesinin Lepton grubunda yer alır. Elektron'un kütlesi $9.109\ 3826(16) \times 10^{-31} \text{ kg}$, elektrik yükü $-1.602\ 176\ 53(14) \times 10^{-19} \text{ C}$, ömrü sonsuzdur. Anti parçacığı (e+) pozitrondur [13].

Atomun üç bileşeninden biri elektron, diğer ikisi proton ve nötrondur. Atomu maddenin en küçük birimi kabul eden kuram yoluyla, elektriğin taneciksel bir yapı içinde bulunduğu sonucuna varılır. En küçük elektrik yükü taşıyan bu taneciğin adı elektrondur. Belirli bir atomdaki elektronlar, çekirdek çevresinde düzgün bir biçimde sıralanmış yörüngeler üzerinde dolanır. 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 [13].

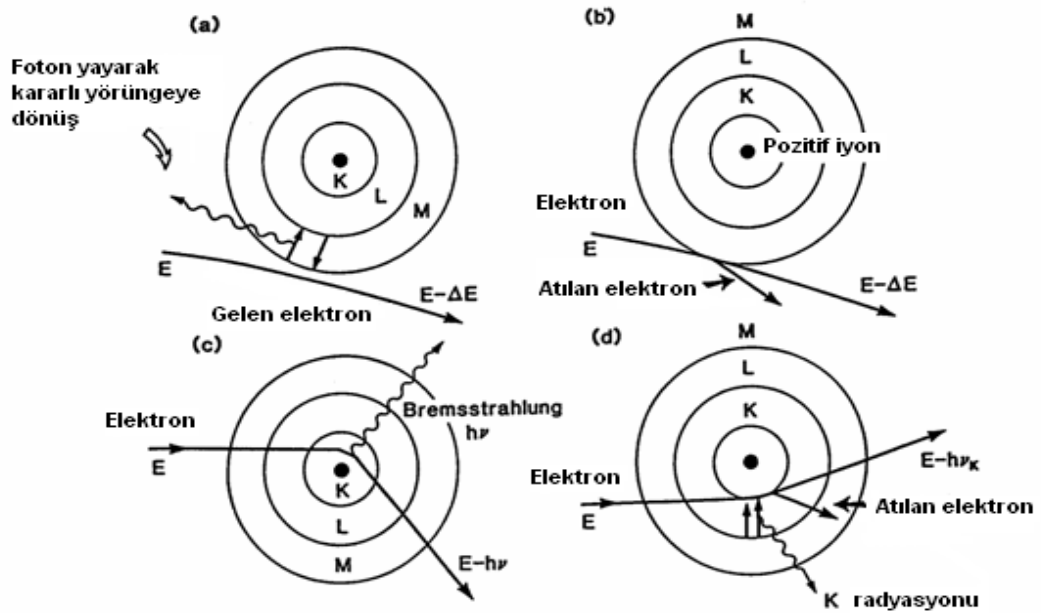
Yüksek enerjili elektronlar, radyoterapi de, 1950'lerden itibaren kullanılmaktadır. Bu ışınlar ilk yıllarda, lineer hızlandırıcılara oranla, daha çok betatronlardan elde edilmiştir. Göreli olarak daha düşük enerjili ışınlar Van de Graaff jeneratörlerinden elde

edilmiştir. 1970'li yıllarda foton ve çok enerjili elektron ışınları üretebilen lineer hızlandırıcılar kliniklerde kullanılmaya başlandı. En çok kullanılan elektron enerjileri 4 – 20 MeV aralığındadır. Bu enerjiler yüzeysel tümörlerin (derinliği 5 cm'den küçük) tedavisinde, karakteristik olarak, tümörün arkasındaki keskin doz düşüşünden dolayı kullanılmaktadır [1,2].

2.3. ELEKTRONUN MADDEYLE ETKİLEŞİMİ

Elektronlar bir ortamdan geçerken, ortamın atomlarıyla, çeşitli yollarla etkileşimde bulunurlar [1,2,3] (Şekil 2–3). Bu etkileşimler aşağıdaki gibi sıralanabilir:

- Bir ortama giren elektron, atom elektronları ile inelastik çarpışma yapabilir (İyonizasyon – Eksitasyon),
- Atom çekirdeği ile inelastik çarpışma yapabilir (Bremsstrahlung),
- Atom elektronlarıyla elastik çarpışma yapabilir,
- Atom çekirdeğiyle elastik çarpışma yapabilir; elektron elastik olarak saçılır yani enerji kaybetmeden yön değiştirir.



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

İnelastik çarpışmalarda elektron kinetik enerjisini, iyonizasyon yoluyla ya da eksitasyon ve foton enerjisine dönüşüm gibi form değiştirme yollarıyla kaybeder. Elastik çarpışmalarda ise enerji kaybı olmaz ancak elektron yön değiştirebilir ya da enerji, çarpışan parçacıklar arasında, yeniden dağıtılabilir [1,2,3]. Bir ortamda ilerleyen elektron, çarpışmasal kayıplar (Eksitasyon-İyonizasyon) ve radyasyon (Bremsstrahlung) kayıpları yoluyla enerjilerini kaybederler.

Elektron huzmelerinde tipik enerji kaybı, su ve su eşdeğeri dokular için, 2 MeV/cm dir. Çarpışmasal kayıplarda, enerji kayıplarının oranı, elektronun enerjisine ve ortamın elektron yoğunluğuna bağlıdır. Gr/cm²'deki enerji kaybı kütle durdurma gücü (mass stopping power) olarak adlandırılır. Bu değer düşük atom numaralı maddeler için büyük, yüksek atom numaralı maddeler için küçüktür. Bunun iki nedeni vardır:

1. Yüksek atom numaralı maddeler, düşük atom numaralı maddelerden, birim gramda, daha az elektron sayısına sahiptir.
2. Yüksek atom numaralı maddelerin elektronları, bu tip etkileşimlere uygun olmayacak şekilde, daha sıkı bağlıdır.

Radyasyon kayıplarında ise cm başına enerji kayıplarının oranı, elektron enerjisi ve atom numarasının karesiyle orantılı olarak artar. Yüksek atom numaralı maddelerde radyasyon kayıpları çarpışmasal kayıplara oranla fazladır. Bu nedenle X-ışını oluşumu, yüksek enerjili elektronlar ve yüksek atom numaralı absorblayıcı maddeler için daha etkilidir [1,3].

2.4. DURDURMA GÜCÜ

Radyasyon fiziğinde, radyoterapi ve biomedikal dozimetride, elektronlar gibi yüklü parçacıkların, bir ortama girdiklerinde, yolları boyunca olan enerji kayıp mekanizmalarının bilinmesi gereklidir. Bu bilgi için kabul edilmiş nicelik, durdurma gücü (stopping power) olarak adlandırılmıştır [1,2,3,14].

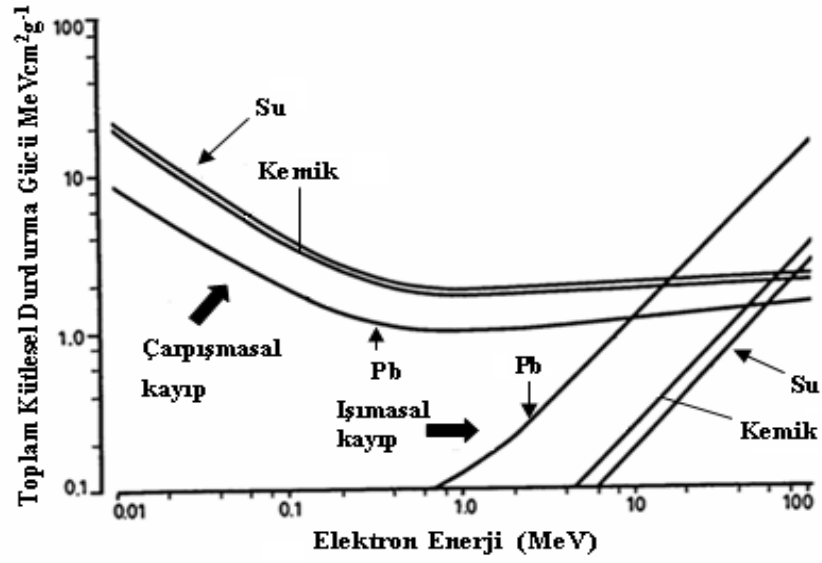
Elektronlar için uygulamada, durdurma gücü dE/dl olarak tanımlanmıştır. Burada dE , elektronun ortam içinde aldığı birim yol (dl) boyunca kaybettiği enerjidir [1,2,3,14].

Birçok uygulamada kütle durdurma gücü kullanılır. Kütle durdurma gücü, maddenin fiziksel yoğunluğu (ρ) ve durdurma gücü ile ilişkilidir [2] (Şekil 2–4). Durdurma gücü S harfiyle gösterilir ve birimi MeV/cm 'dir. Fiziksel yoğunluk ρ 'nun birimi de g/cm^3 'tür. Durdurma gücü S , kütle durdurma gücü S/ρ 'ya dönüştürüldüğünde birimi; MeV/g cm^2 olur. Diğer bir kullanışlı nicelik ise yüklü parçacıklar için iki farklı ortamda enerji kaybı oranlarının karşılaştırılması, yani iki ortamın durdurma gücü oranlarıdır [2].

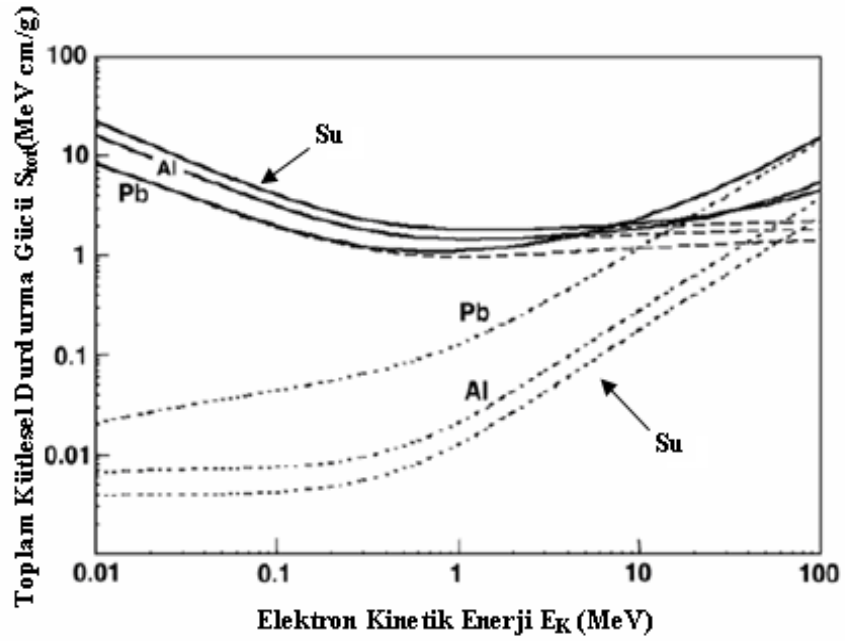
Durdurma gücü değerlendirilmesinde bütün etkileşim çeşitleri hesaba katılmalıdır. Bu etkileşimler iki ana grup olarak: (a) ortamın atomik elektronlarıyla, iyonizasyon ve eksitasyona neden olan, inelastik çarpışma durdurma gücü değeri ve (b) çekirdeğin elektrik alanıyla elektronun etkileşmesi sonucu bremsstrahlung oluşmasına neden olan radyasyon durdurma gücü değeridir [14] (Şekil 2–5). 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 gücünü iki parçaya ayırırsak, bunların aralarında dikkat edilmesi gereken fark hesaplama metodu ve ortamdaki enerji absorblanma çeşitidir. Enerji kaybı atomun iyonizasyonu ve eksitasyonu ile absorblandığında elektronun ortam içinde aldığı yol kısadır, ancak enerji bremsstrahlung formuyla taşınırsa ortam içinde absorblanmadan önce uzun bir yol kat edebilir. Bu elektronun izlediği yola yakın belirli bölgelerdeki enerji ile bütün yol boyunca kaybedilen enerji arasındaki farkın ayırt edilmesi gerekir [2,3,14].



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



Şekil 2- 5: Elektronların, kinetik enerjilerine bağlı olarak, su, kurşun ve alüminyumun toplam kütlelesel durdurma güçleri (düz eğri). Kütlelesel çarpışma (çizgili eğri) ve kütlelesel radyasyon durdurma güçleri (noktalı eğri). Toplam durdurma gücü, radyasyon ve çarpışmasal durdurma güçlerinin toplamıdır - [14].

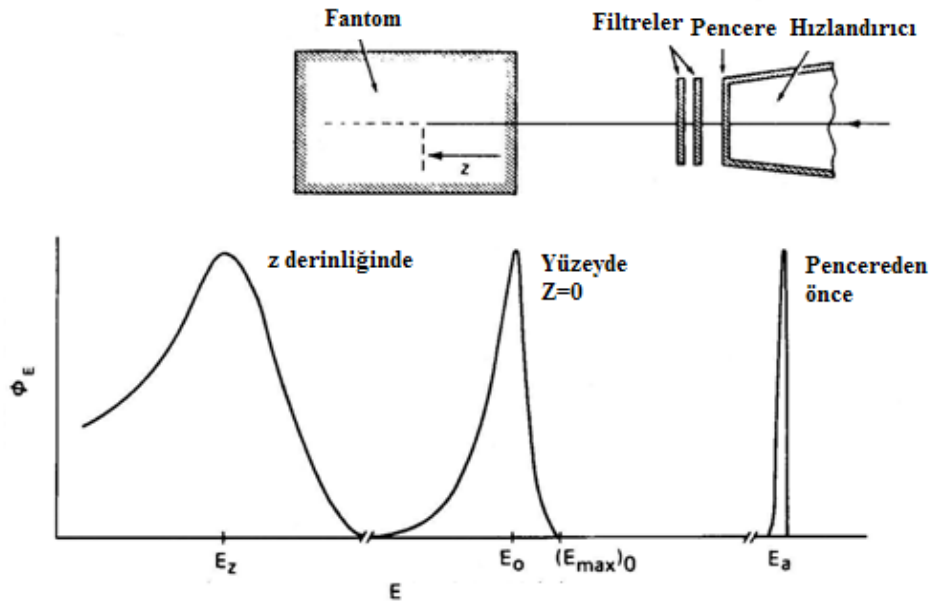
2.5. ELEKTRON ENERJİLERİNİN SPEKTRUMU

Elektron ışını, hızlandırıcıdan çıkarken neredeyse monoenerjetik düşünülebilir; ancak elektron ışınları hızlandırıcının çıkış penceresinden geçerken; saçıcı yaprakla, monitör odacıyla, kolimatörle ve havayla etkileşirler.

Bu etkileşim:

- Elektronun enerji spektrumunu genişletir;
- Bremsstrahlung oluşumu, elektron ışınının yüzde derin doz dağılımındaki brems kuyruğuna neden olur.

Elektron ışınlarının hastayla ilk temasında ışınlar E_0 ortalama enerjisine sahiptir ve bu enerji hızlandırıcının içindeki enerjiden düşüktür. (Şekil 2-6)' da, elektron ışın demetlerinin hızlandırıcının çıkış penceresinden önce, fantom yüzeyinde ve seçilen z derinliğindeki enerji spektrumları verilmiştir [1,15].



Şekil 2- 6: Işın, hızlandırıcının kolimatör sisteminden ve fantomdan geçerken, elektron akısının enerjiye bağlı dağılımı - [1,2].

E_a , elektron ışınının hızlandırıcının penceresinden çıkmadan önceki enerjisi, E_0 , fantom yüzeyine gelen ortalama enerjidir ve R_{50} 'ye bağlıdır. Klinik uygulamalarda, elektron ışın enerjisi genellikle vücut yüzeyi (E_0) üzerindeki enerji ile karakterize edilir. Ölçümler, kaynak iyon odası mesafesi sabit, 100 cm'de yapılırsa E_0 bağıntı [1,3,10] (2-2)'deki gibi belirlenir.

$$E_0 = C_4 \cdot R_{50} \quad (2-2)$$

Burada, AAPM TG-21 protokolüne göre ; $C_4 = 2,33 \text{ MeV/cm}$.

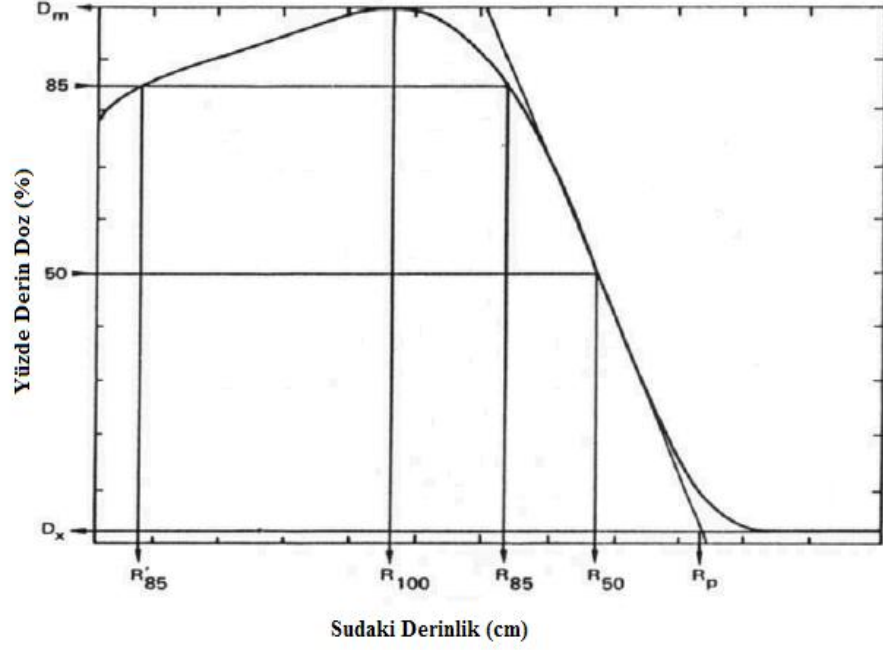
E_{\max} veya E_{p0} en olası enerji seviyesidir. Huzmeyi oluşturan elektronların çoğunluğunun taşıdığı fantom yüzeyindeki enerji olarak tanımlanır.

$$E_{p0} = C_1 + C_2 R_p + C_3 R_p^2 \quad (2-3)$$

Su için $C_1 = 0,22 \text{ MeV/cm}$, $C_2 = 1,98 \text{ MeV/cm}$ ve $C_3 = 0,0025 \text{ MeV/cm}^2$ 'dir. Ölçümler için alan boyutu, 10 MeV'e kadarki enerjilerde 12x12 cm den, yüksek enerjilerde ise 20x20 cm den küçük olmamalıdır. Menzilin belirlenmesi için iyon odaları, diyotlar veya film kullanılabilir [1,3,10].

E_z , seçilen z derinliğindeki enerjidir ve E_0 ile R_p 'ye bağlıdır, bağıntı [1,3,10] (2-4)'teki gibi belirlenir.

$$E_z \approx E_0 (1 - z/R_p) \quad (2-4)$$



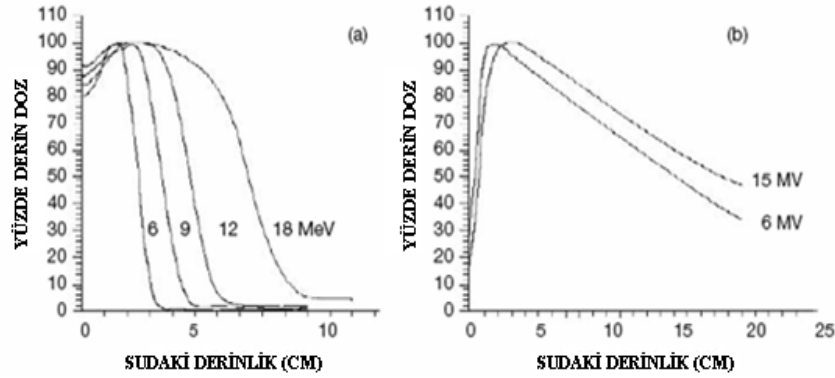
Şekil 2- 7: Bir elektron ışınına ait sudaki absorbe derin doz dağılımı ve önemli noktalar – [10].

E_0 yüzeye gelen ortalama enerji ile yayılım parametreleri arasında deneysel bir ilişki vardır. Yayılım parametreleri, [10] (Şekil 2-7)'de verilen, derin absorbe doz dağılımından belirlenir. Özellikle pratik erişim mesafesi R_p ve R_{50} enerji-yayılım ölçümlerinde en önemli parametrelerdir. R_p ; eğrinin inen kısmına paralel çizilen doğruyla, brems kuyruğuna paralel çizilen doğrunun kesiştikleri nokta olarak belirlenir. R_{50} ise; absorbe edilen maksimum dozun %50'sinin olduğu derinlik olarak belirlenir. D_m ; maksimum absorbe edilen doz, D_x ; Bremsstrahlung'a bağlı absorbe edilen doz, R_{100} ; maksimum absorbe edilen dozun olduğu derinlik, R_{85} ; tedavi edilebilir mesafe olarak tanımlanır [10].

2.5.1. Elektron Işınlının Derin Doz Özellikleri

Elektron ışınları için, merkezi ekseninde, derin doz eğrilerinin genel şekli foton ışınlarınınkinden farklıdır [3] (Şekil 2-8). Çünkü elektronlar fotonlara oranla daha fazla saçılırlar [14]. Tipik olarak elektron ışınlarının merkezi eksenindeki derin doz eğrileri

yüksek bir yüzey dozu çizmektedir (megavoltaj foton ışınlarıyla karşılaştırıldığında) ve bu doz, doz maksimum noktasına kadar d_{max} artar. d_{max} noktasından sonra ise doz aniden düşer ve düşük seviyelerde brems kuyruğu olarak bilinen bir düzlük oluşturur. Doz maksimum noktası foton ışınlarında olduğu gibi sadece enerjiye bağlı değildir, ayrıca makine dizaynının bir fonksiyonudur. Işının doku içindeki girciliği ise açıkça enerjiye bağlıdır. Daha yüksek enerjilerde gircilik daha fazladır [1,2,3].



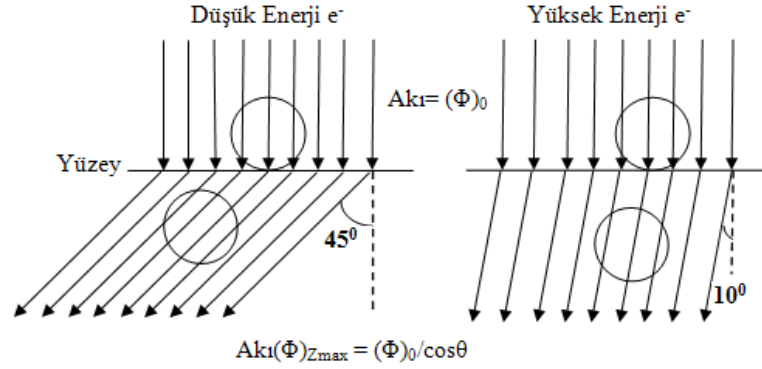
Şekil 2- 8: 100cm SSD ve 10 x 10 cm² alan boyutu için merkezi eksen derin doz eğrileri (a) 6, 9, 12 ve 18 Mev elektron enerjileri için ve (b) 6 ve 15 MV foton enerjileri için – [3].

Bremsstrahlung bileşeni, gelen elektron ışınlarının makinenin kafa yapısı içindeki parçalarla, havayla ve hastayla olan etkileşimi sonucu, radyasyon kayıp yoluyla, meydana gelen foton kontaminasyonudur. Elektron ışınlarının enerjisi arttıkça bremsstrahlung kontaminasyonu da artar [12].

2.5.2.Yüzey Dozu Özellikleri

Elektron ışınlarının enerjisi arttıkça yüzey dozları artar [1,2]. Bu etki elektron saçılmalarının doğasıyla açıklanabilir. Düşük enerjilerde elektronlar daha kolay ve daha büyük açılarda saçılırlar. Bu da, build up bölgesindeki dozun daha hızlı ve daha kısa mesafede oluşmasına neden olur. Yüzey dozunun maksimum doza oranı, düşük enerjili elektronlarda, yüksek enerjili elektronlara göre 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 [1] (Şekil 2-9). Akıdaki artış $1 / \cos \theta$ ile ifade edilir. Burada θ saçılma açısıdır [1,2].



Şekil 2- 9: Artan elektron enerjisiyle yüzey dozunun yüzde artışının şematik gösterimi [1].

Elektron ışınlarında, enerji ve alan büyüklüğü arttıkça büyük açılı saçılmalar azalır, dolayısıyla yüzey dozları artar [1,2,3]. (Tablo 2–1)'de bazı enerjilerin alana bağlı yaklaşık yüzey dozları verilmiştir.

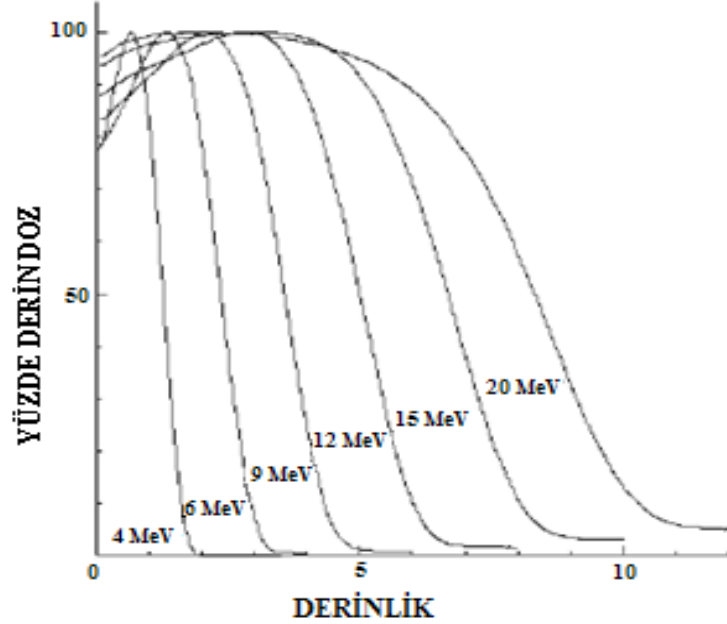
Tablo 2- 1: Yüzey dozlarının alan büyüklüğü ve enerjiye bağlı değişimi.

Alan büyüklüğü	6 MeV	7,5 MeV	9 MeV	12 MeV	15 MeV
6x6 cm ²	76,2	79,7	80,8	85,7	89,2
10x10 cm ²	77,1	80,2	81,7	86,2	90
20x20 cm ²	79,6	83,1	85,3	89,4	92

2.5.3. Maksimum Doz Derinliği Özellikleri

Elektron ışınlarının enerjisi arttıkça maksimum doz derinliği artar [1,2,3,12,15,16] (Şekil 2–10). Cilt altında maksimum dozun elde edildiği derinlik, yaklaşık 12 MeV'den 16 MeV 'e kadar, E ile orantılı (1–3 cm arasında) artar, daha sonra yüksek enerjilerde

(16 MeV 'den 20 MeV 'e gittikçe 3cm'den 1 cm 'e düşer) azalır. Homojen maksimum doz bölgesi, düşük enerjilerde dar, yüksek enerjilerde geniştir [17].



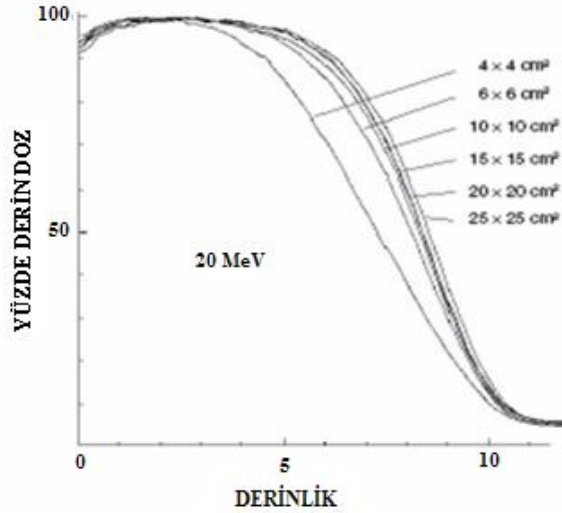
Şekil 2- 10: Farklı enerjiler için yüzde derin doz grafiği – [3].

Elektron ışınlarının enerjisi arttıkça derine inme kabiliyeti artar [1,2,3,12,15,16]. Aşağıdaki tabloda 10x10 cm'lik alanda bazı yüzde derin doz değerlerinin oluştuğu yaklaşık derinlikler, enerjiye bağlı olarak verilmiştir [2] (Tablo 2-2).

Tablo 2- 2: Elektron ışınlarında, farklı enerjiler için, %100, %85 ve %50'lik dozların oluştuğu derinlikler (cm.) – [2].

Alan Büyüklüğü (10x10 cm)	6 MeV	7,5 MeV	9 MeV	12 MeV	15 MeV
% 100	1,4	1,8	2,1	2,7	2,9
% 85	2,0	2,5	3,0	3,8	4,7
% 50	2,5	3,1	3,7	4,7	5,8

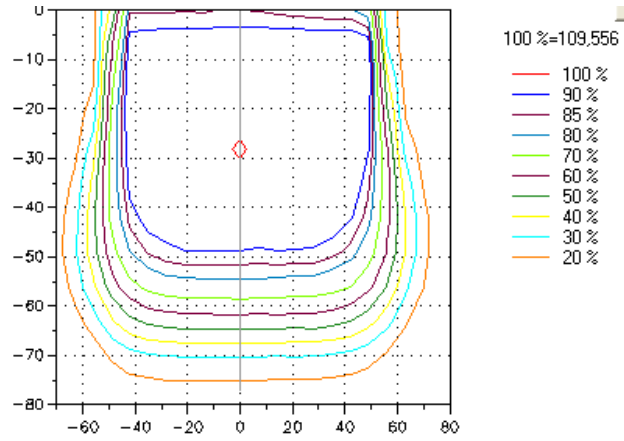
Alan büyüklüğü arttıkça maksimum doz derinliği artar [1,2,3,12,15,16]. (Şekil 2–11) 'de 20 MeV enerjide çeşitli alan büyüklükleri için yüzde derin doz eğrileri gösterilmiştir.



Şekil 2- 11: 20 MeV elektron ışınlarında derin dozun alan büyüklüğüyle değişimi – [3].

2.5.4. Doz Dağılımları

Elektron ışınlarının doz dağılımları lineer hızlandırıcının yapısına bağlıdır [1,12]. (Şekil 2–12) 'de CMS XIO tedavi planlama sisteminden, Oncor cihazlarının 15 MeV enerjide 10x10 cm alan için izodoz dağılımları gösterilmiştir. Derinde elektron saçılımı nedeniyle izodoz dağılımı, alan kenarlarında bombeleşme gösterir. Bu, %10-30'luk izodoz çizgilerinin, alan dışına doğru bombeleşmesine ve %80-90'luk izodoz çizgilerinin de alan içine doğru daralmasına neden olur. %80-90'luk izodoz çizgisi derinliğinde homojen bir tedavi için, bu derinlikteki tümörden 2 cm daha geniş bir saha kullanılmalıdır. Bu olay yüksek enerjide ve küçük alanlarda daha önemlidir [1].



Şekil 2- 12: 15 MeV izodoz dağılımı.

Elektron ışınlarının fiziksel özelliklerini içeren bu genel bilgiler, her bir hızlandırıcı cihazının, aynı marka ve model olsalar bile, bütün parametrelerinin tek tek ve detaylı olarak ölçülmesi gerektiği gerçeğini değiştirmez.

2.6. ELEKTRON IŞINLARININ DOZ ÖLÇÜMLERİNDE KULLANILAN FANTOMLAR

Elektron ışınlarının dozimetrisinde, su standart fantomdur. Ancak dozimetriyi yaparken, su fantomu kullanmak, her zaman mümkün veya pratik olmayabilir. Örneğin, film ya da paralel plan iyon odası kullanıldığında katı su fantomu daha uygundur [1,2,10,15].

Ayrıca yüzey gerilimi ve yüzeye yakın bölgelerde dedektör pozisyonundaki belirsizlikler nedeniyle suyun yüzeyine yakın bölgelerde ölçüm yapmak zordur [1,2,10,15].

Bir fantomun, elektron dozimetrisinde su eşdeğeri olabilmesi için, suyla aynı lineer ve açılal durdurma gücüne sahip olması gerekir. Eğer fantomun elektron yoğunluğu (1 cm^3 'teki elektron sayısı) ve efektif atom numarası suyunkiyile aynıysa yukarıdaki şartlarda yaklaşık olarak sağlanmış olur. Genel olarak elektron dozimetrisinde

kullanılan polystyrene ve elektron katı su (Radiation Measurements, Inc. Middleton, WI) maddeleri, su eşdeğerliğine en yakındır. Aşağıdaki tabloda (Tablo 2-3) bazı fantomların, elektron ışınları için, suya göre kütle ve etkin yoğunlukları verilmiştir [1].

Tablo 2- 3: Bazı fantomların, elektron ışınları için, suya göre kütle ve etkin yoğunlukları – [1].

Madde	Kütle Yoğunluğu (g/cm ³)	Suya Göre Etkin Yoğunluk
Su	1	1
Polystyrene (temiz)	1,045	0,975
Polystyrene (yüksek etkili, beyaz)	1,055	0,99
Acrylic	1,18	1,15
Elektron katı su	1,04	1,00

AAPM (American Association of Physicists in Medicine), su eşdeğeri derinliğin ya da etkin yoğunluğun (ρ_{eff}) aşağıdaki ilişkiyle elde edilmesini önermiştir [1] (2-5).

$$d_w = d_{\text{med}} \times \rho_{\text{eff}} = d_{\text{med}} \left(\frac{R_{50}^{\text{water}}}{R_{50}^{\text{med}}} \right) \quad (2-5)$$

2.7. ELEKTRON IŞINLARININ KLİNİK ÖZELLİKLERİ

Elektron ışınları, özellikle enerji 20 MeV'in altında ise, megavoltaj foton ışınlarından farklı olarak, hızlı bir düşüş (Fall-off) gösterirler. Bu klinikte önemlidir; çünkü elektron ışınlarının ulaşabileceği mesafe aralığının ilerisinde kalan dokular, X-ışını kontaminasyonundan başka doz almazlar [2].

Sıklıkla kullanılan %90'lık derin doz eğrisidir (terapötik aralık). Bu terapötik aralık, yaklaşık E/4 cm ile verilir. E, elektron ışınlarının hasta yüzeyindeki enerjisidir. %80 lik derin doz hattının derinliği yaklaşık E/3 cm ile verilir [1].

Elektron ışınları, primer tedavi modalitesi olabilirler ya da, foton ışınlarıyla kombine edilebilirler.

2.7.1. Klinikte Uygulama Alanları

1. Ağız içi tümörleri [17].
2. Cilt ve dudak tümörleri: Göz kapağı, dış burun, yanaklar ve kulaklarda yerleşen çoğu lezyon derin yerleşimli olmayıp 6-7 MeV elektron ışını enerjisiyle tedavi edilebilir. Eğer lezyon 2 cm kalınlığa ulaşırsa 9-12 MeV enerji kullanılmalıdır [17].
3. Üst solunum ve sindirim sistemi: Elektron ışınları, oral kavite, orafarenks, hipofarenks veya supraglottik larenks'in lateral yerleşimli tümörlerinin tedavisinde, ya tek başlarına kullanılır ya da sıklıkla yüksek enerjili eksternal foton ışınlarıyla veya brakiterapiyle kombine edilirler. Tümör özelliklerine ve derinliğe bağlı olarak, 6, 9 veya 12 MeV elektron enerjileri seçilir [17].
4. Tükürük bezi tümörleri: Tükürük bezi tümörlerinin tedavisinde, elektronlar, dozun %75-80'inde tek başlarına ve dozun %20-25'inde fotonlarla kombine olarak kullanılır. Tek başına veya fotonla kombine elektron tedavi uygulaması, tümör kitlesinin cerrahi çıkarılması sonrası en etkilidir [17].
5. Meme kanseri: Elektron tedavisinin, meme koruyucu cerrahide çıkarılmış tümör yatağına ek doz uygulamasında ve primer tümörü ve aksiller lenfatikleri alınmış

hastaların, yüzeysel subklinik lezyonlarının tedavisinde önemli bir yeri vardır. Göğüs duvarına radyoterapi, yalnız elektron, elektron-foton veya değişik enerjili elektron kombinasyonlarından biriyle planlanabilir [17].

6. Mastektomi sonrası toraks cidarı düzensiz hastalarda kalınlık farklılıkları, düzensiz kontur, doku eksikliği, uzun skar ile birlikte alan birleşim problemleri gibi nedenlerden dolayı sabit elektron huzme tedavisi ile homojen bir ışınlama yapmak zordur. Bu gibi hastalarda elektron ark tedavisi alternatif bir yöntem olarak ileri sürülmektedir. Elektron ark tedavisinde X-ışını kontaminasyonunun arttığı, bu nedenle izosentirın yerleşiminde bulunan kritik organların dikkate alınmasının gerekli olduğu ve tedavi planlamasında X-ışını kontaminasyonunun göz önünde bulundurulması önerilmektedir [18].

7. Diğer bölge tümörleri: Dermal lezyon olarak görülen bazı lenfomalar, elektron ışınlarıyla tedavi edilebilir. Elektron ışınları, birçok yumuşak doku sarkomunda ya tek tedavi olarak veya foton ışınlarına ek olarak ya da elektron bölümü cerrahi sırasında verilip, foton ışınlarına ek doz olarak kullanılabilir. Elektronlar, vulva, distal vajen, üretra ve subüretral bölgenin primer veya nüks karsinomlarında veya cerrahi eksizyon sonrası nüks etmiş diğer bölge tümörlerinde, uygun bolusla ek tedavi olarak kullanılabilir [17].

3. MALZEMELER VE YÖNTEM

3.1. MALZEMELER

- 3.1.1.** Siemens Oncor Impression Plus Lineer Hızlandırıcı
- 3.1.2.** 10x10 cm standart elektron konüs
- 3.1.3.** RW-3 katı su fantomu
- 3.1.4.** PTW MP3-M su fantomu
- 3.1.5.** PTW Semiflex İyon Odası
- 3.1.6.** PTW-Unidos Elektrometre sistemi
- 3.1.7.** PTW 30002 silindirik iyon odası
- 3.1.8.** ISP marka GAFCHROMIC® EBT model film
- 3.1.9.** EPSON film tarayıcı
- 3.1.10.** CMS XiO Tedavi Planlama Sistemi

3.1.1. Siemens Oncor Impression Plus Lineer Hızlandırıcı

6 ve 18 MV'lik foton ile 6, 7, 9, 12, 15 ve 18 MeV nominal enerji seviyelerinde elektron demetlerine sahip bir lineer hızlandırıcıdır (Siemens Medical Solutions, Concord, CA, USA) (Şekil 3-1). Cihaz çok yapraklı (multileaf) kolimatör sistemine sahiptir. Çoklu yapraklar alt kolimatöre yerleştirilmiştir ve 82 adettir. Yaprak genişliği izomerkezde 1 cm'dir. Üst kolimatör sistemi bağımsız hareket edebilen çenelerden oluşmuştur. Durağan dalga hızlandırıcı, 270° 'lik eğici magnet ve çift saçıcı filtre kullanır. Sanal kama filtreye sahiptir; bu sanal kama filtre, bir kolimatörün kapalı durumdan açık duruma ya da açık durumdan kapalı duruma her 2 mm de doz verimini değiştirerek hareket etmesiyle oluşturulmaktadır.



Şekil 3- 1: Siemens Oncor lineer hızlandırıcı.

3.1.2. 10x10 cm standart elektron konüs

Oncor medikal lineer hızlandırıcı cihazında elektron ışını uygulamalarında, $R=5$ cm, 10×10 cm², 15×15 cm², 20×20 cm² ve 25×25 cm² 'lik standart alanlı konüsler kullanılır (Şekil 3-2). Çalışmamızda 10×10 cm²'lik kare konüs kullanılmıştır.



Şekil 3- 2: Oncor tedavi cihazında kullanılan konüsler.

3.1.3. RW-3 Katı Su Fantomu

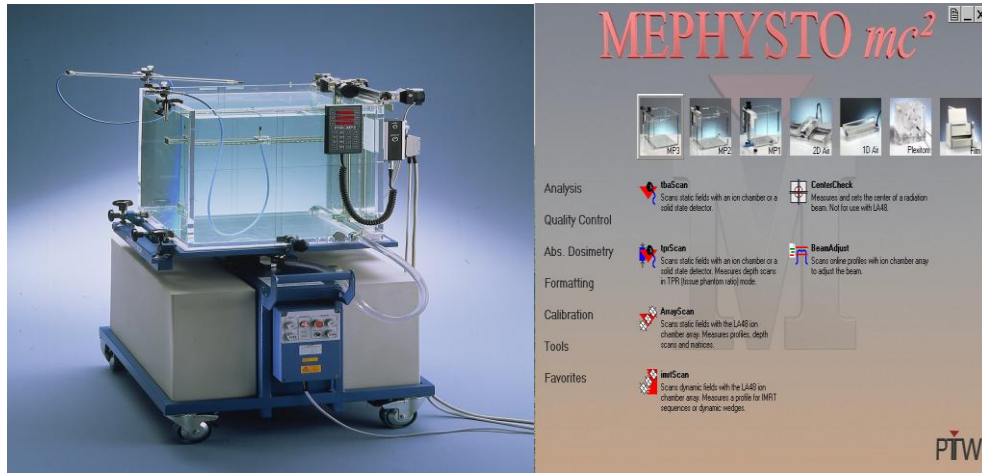
RW-3 katı su fantomu yüksek enerjili radyasyon tedavisi dozimetrisinde kullanılan, beyaz polystyrene 'den yapılmış, %2 TiO içeren, fiziksel yoğunluğu 1.055 g/cm³, elektron yoğunluğu 3.43×10^{23} e/cm³ olan bir fantom materyalidir (Şekil 3-3). ⁶⁰Co'dan 20 MV foton ile 4 MeV 'den 25 MeV elektron ışın enerjisi aralığında ölçüm yapılacak şekilde dizayn edilmiştir. Boyutları 40 cm x 40 cm' dir ve 1,2,5 ve 10 mm kalınlıklarındaki levhalardan ibarettir. Mevcut olan tüm iyon odalarının içine yerleştirilebileceği delikli plakalar bulunmaktadır [19].



Şekil 3- 3: RW-3 Katı Su Fantomu – [19].

3.1.4. Su fantomu

Derin doz ölçümlerinde PTW marka MP3-M model su fantomu kullanılmıştır (Şekil 3-4). 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 [20]. Ölçüm sırasında PTW Semiflex iyon odası ve su fantomunun çalışmasını sağlayan PTW Mephysto mc² yazılım programı kullanılmıştır. PTW Mephysto mc² yazılım programı ile hem su fantomu hem de ışınlanan filmlerin dozimetri yapılabılır. Tedavi planlama bilgisayar sisteminin hesapladığı doz dağılımları ile aynı koşullarda cihazda ölçülen (su fantomu veya film ile) gerçek doz dağılımlarının karşılaştırılması için PTW Verisoft yazılım programı kullanılır. Biz de çalışmamızda, bu iki yazılım programdan faydalandık ve ışınladığımız filmleri analiz ederek tedavi planlama bilgisayarındaki değerleriyle karşılaştırdık.



Şekil 3- 4: PTW MP3-M Su Fantomu, PTW Mephysto mc² ve PTW Verisoft Yazılım Programı [20].

3.1.5. PTW Semiflex İyon Odası

PTW 31010 model Semiflex iyon odaları su geçirmez yapıdadır (Şekil 3-5). Genellikle su fantomunda relatif ölçümler için kullanılmalarının 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 grafitir. 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 grafiten 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 $10 \text{ }^\circ\text{C} - 40 \text{ }^\circ\text{C}$, nem $10 - 80 \%$ max 20 g/cm^3 , basınç $700 - 1060 \text{ hpa}$ arasındadır [20]. Su fantomu ölçümlerimizde iyon odası olarak PTW Semiflex iyon odasını kullandık.



Şekil 3- 5: PTW Semiflex İyon Odası [20].

3.1.6. PTW Unidos Elektrometre sistemi

Radyoterapi, diagnostik radyoloji ve sağlık fiziği evrensel dozimetrisinde kullanılmaya uygundur (Şekil 3-6). Entegre doz (veya yük) ve doz hızı (veya akım) aynı zamanda ölçülebilir. Unidos elektrometre, 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. Çalışmamızda, her bir elektron enerjisinin maksimum doz derinliğinde 1 cGy = 1 MU doz ayarı için PTW marka Unidos Elektrometre kullanılmıştır [20].



Şekil 3- 6: PTW Unidos Dozimetre.

3.1.7. PTW 30002 silindirik iyon odası

İyon odaları radyoterapi ve diyagnostik radyolojide radyasyon dozunun belirlenmesinde kullanılır. Kullanım amaçlarına uygun değişik hacimlere sahiptirler. Çalışmamızda, her bir elektron enerjisinin maksimum doz derinliğinde 1 cGy = 1 MU doz ayarı için PTW marka 30002 seri numaralı 0,6 cm³ hassas volüme sahip farmer tipi silindirik iyon odası kullanılmıştır (Şekil 3-7). Duvar materyali ve merkezi elektrodu grafitir. Build-up kepi 4,55 mm kalınlığında olup PMMA dan yapılmıştır. Hassas hacmin yarıçapı 3,15 mm ve uzunluğu 24 mm'dir. 140 kV - 50 MV foton ve 10 MeV - 45 MeV elektron huzmelerini ölçmeye elverişlidir. Nominal iyon odası voltajı ± 400 V'tur [20].



Şekil 3- 7: PTW 30002 silindirik iyon odası [20].

3.1.8. 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. Doku eşdeğeridir. Işınlamadan 2 saat sonra dozimetrik değerlendirme yapılabilir. Banyo gereksinimi göstermemesi film dozimetrisindeki belirsizliklerden birini elimine eder. Radyoterapi ve Radyoloji cihazlarının kalite kontrol ölçümlerinde ve dozimetrik ölçümlerde rahatlıkla kullanılabilir. GAFCHROMIC® EBT film YART (Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi)'ta da doz cevap aralığının geniş olması nedeniyle tercih edilir. Hassasiyeti 1 cGy ile 800 cGy doz aralığındadır. 70°C 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 tabaka bulunmaktadır. 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 maksimum hassasiyete ulaşır [21].

3.1.9. EPSON Tarayıcı

GAFCHROMIC® EBT film taramasında kullanılan Epson tarayıcı 656x458x158 mm boyutlarına sahiptir (Şekil 3-8). Tarayıcı 2400 dpi rezolüsyonunda 3,8 DMax 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 [22].



Şekil 3- 8: EPSON Film Tarayıcı [22].

3.1.10. CMS XiO Tedavi Planlama Sistemi

Çalışmamızda CMS marka XiO (4.40.00) tedavi planlama sistemi kullanılmıştır. XiO CMS planlama sistemi (Computerized Medical Systems, St. Louis, MO, USA) iki boyutlu, üç boyutlu, IMRT ve brakiterapi planlama özelliğine sahip kombine bir tedavi planlama sistemidir. Faktör tabanlı ve kernel tabanlı algoritmaları içermektedir. Faktör tabanlı olan Clarkson ve kernel tabanlı olan hızlı fourier dönüşümü (fast fourier transform, FFT), superposition, FFT convolution, algoritmalarını foton doz hesaplamaları, 3-D “Pencil Beam” algoritmasını ise elektron demetleri için doz hesaplamasında kullanmaktadır. Bu algoritmalarla foton ve elektron huzmelerinin doz dağılımlarını hesaplayabilmekte olup organların doz volüm histogramını (DVH) çıkarmaktadır.

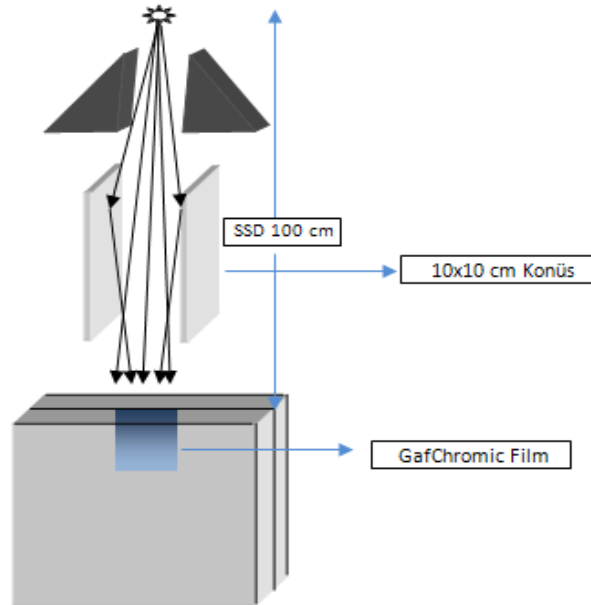
3.2. YÖNTEM

3.2.1. Deney düzeneğinin kurulması:

1 cm. kalınlığındaki RW-3 katı su fantomlar dik şekilde birbirlerine bantlanarak yer düzlemine dik pozisyonda tedavi masası üzerine konuldular.

3.2.2. EBT GafChromic filmlerin kesilmesi ve deney düzeneğindeki fantom üzerine yerleştirilmesi:

Yüzde derin doz dağılımı elde edeceğimiz için A4 boyutundaki EBT GafChromic filmler yarısından düz bir şekilde makas yardımıyla kesildiler. Düz kesilen bu filmler tedavi masası üzerine dik konulmuş katı su fantomu arasına geniş kısmı yukarı ve kenarı fantomun yüzeyini aşmayacak şekilde fantoma bantlandılar (Şekil 3-9) .



Şekil 3- 9: RW-3 Katı su fantomu içine yerleştirilmiş GafChromic film.

3.2.3. EBT GafChromic filmlerin ışınlanması:

EBT GafChromic filmler ışınlanmadan önce Oncor lineer hızlandırıcı cihazında su fantomu kuruldu ve her bir elektron enerjisi tedavi planlama bilgisayarına yüklenen dozimetrik değerlerine ayarlandı.

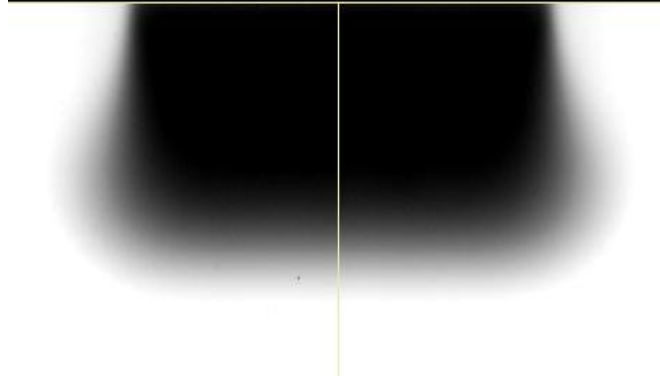
Hazırlanan filmler, fantomda ışın eksenine dik gelecek şekilde alan merkezine yerleştirildi. Işınlama sırasında doz cevap ilişkilerinin aynı olması için ışınlanan filmlerin aynı kutudan olmalarına ve yön bağımlılığını ortadan kaldırmak için ışınlanırken aynı yönde ışınlanmalarına dikkat edildi. Işınlama yapmadan önce katı su fantomu ile PTW 30002 silindirik iyon odası kullanılarak her bir elektron enerjisinin maksimum doz derinliğinde $1 \text{ MU} = 1 \text{ cGy}$ doz ayarlaması ışınlayacağımız filmlere istediğimiz dozu verebilmemiz için yapıldı. Deney düzeneği hazırlandıktan sonra (Şekil 3-9) ilk önce 6 MeV, 7 MeV, 9 MeV, 12 MeV, 15 MeV ve 18 MeV elektron enerjilerinde (%100) 400 MU olacak şekilde (filmde yeterli kararın elde etmek için) her bir EBT GafChromic film ayrı ayrı ışınlandı. Daha sonra aynı deney düzeneğinde sanal elektron enerji tespiti için ise;

6 MeV(%50)+9 MeV(%50), 6 MeV(%70)+9 MeV(%30), 6 MeV(%30)+9 MeV(%70);
 7 MeV(%50)+12 MeV(%50), 7 MeV(%70)+12 MeV(%30), 7 MeV(%30)+12 MeV(%70);
 9 MeV(%50)+15 MeV(%50), 9 MeV(%70)+15 MeV(%30), 9 MeV(%30)+15 MeV(%70);
 12 MeV(%50)+18 MeV(%50), 12 MeV(%70)+18 MeV(%30), 12 MeV(%30)+18 MeV(%70);
 6 MeV(%50)+12 MeV(%50), 6 MeV(%70)+12 MeV(%30), 6 MeV(%30)+12 MeV(%70);
 6 MeV(%50)+15 MeV(%50), 6 MeV(%70)+15 MeV(%30), 6 MeV(%30)+15 MeV(%70);
 6 MeV(%50)+18 MeV(%50), 6 MeV(%70)+18 MeV(%30), 6 MeV(%30)+18 MeV(%70);
 7 MeV(%50)+15 MeV(%50), 7 MeV(%70)+15 MeV(%30), 7 MeV(%30)+15 MeV(%70);
 7 MeV(%50)+18 MeV(%50), 7 MeV(%70)+18 MeV(%30), 7 MeV(%30)+18 MeV(%70);
 9 MeV(%50)+18 MeV(%50), 9 MeV(%70)+18 MeV(%30), 9 MeV(%30)+18 MeV(%70)

enerji ve oranlarda EBT GafChromic filmler ışınlandılar. Işınlama sadece $10 \times 10 \text{ cm}^2$ konüs ile yapıldı. Işınlanan EBT GafChromic filmler karanlık ve nemsiz odada muhafaza edildiler.

3.2.4. Işınlanan EBT GafChromic filmlerin değerlendirilmesi:

Farklı enerji ve ağırlıklarda $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alan boyutunda ışınlanan EBT filmler (Şekil 3-10) EPSON 1000 X film okuyucuda kararmanın doyuma ulaşmasını sağlamak için 2 saat sonra değerlendirildiler. EBT GafChromic filmler kırmızı renk skalasında maksimum hassasiyete ulaştıkları için, EPSON tarayıcı programında 48 bit renkli ve 75 dpi özellikleri seçilerek tarandıktan sonra İmaj J film yazılım programı ile kırmızı, mavi ve yeşil renklere ayrıldılar. Kırmızı renk skalasında kaydedilen filmler dozimetri bilgisayarına aktarıldılar. Bu işlemler sırasında hiç ışınlanmamış film okunarak filmin background etkisi de dikkate alındı. PTW Mephysto mc² programı kullanılarak her ışınlanan film için derin doz dağılımları elde edildi ve her bir filmin nümerik analizleri yapıldı. Bu analiz sonucu ışınlanan her filmin E, E₀, R₁₀₀, R₈₅, R₅₀ değerleri belirlendi.



Şekil 3- 10: Işınlanmış GafChromic Film.

Işınlanan bu filmlerin tedavi planlama bilgisayarları verileriyle karşılaştırılmaları için; tedavi planlama bilgisayarında $40 \times 40 \times 40 \text{ cm}^3$ 'lük yoğunluğu 1 gr/cm^3 olan bir fantom oluşturuldu. Her ışınlanan filmin ışınlanma şartında, planlama bilgisayarında oluşturduğumuz bu fantom üzerinde her bir ışınlama için ayrı ayrı planlaması yapılarak izodoz dağılımları elde edildi. PTW Mephysto mc² programı kullanılarak ışınladığımız filmlerden elde ettiğimiz izodoz dağılımları, PTW Verisoft programı yardımıyla planlama bilgisayarından elde ettiğimiz izodoz dağılım değerleriyle karşılaştırıldı.

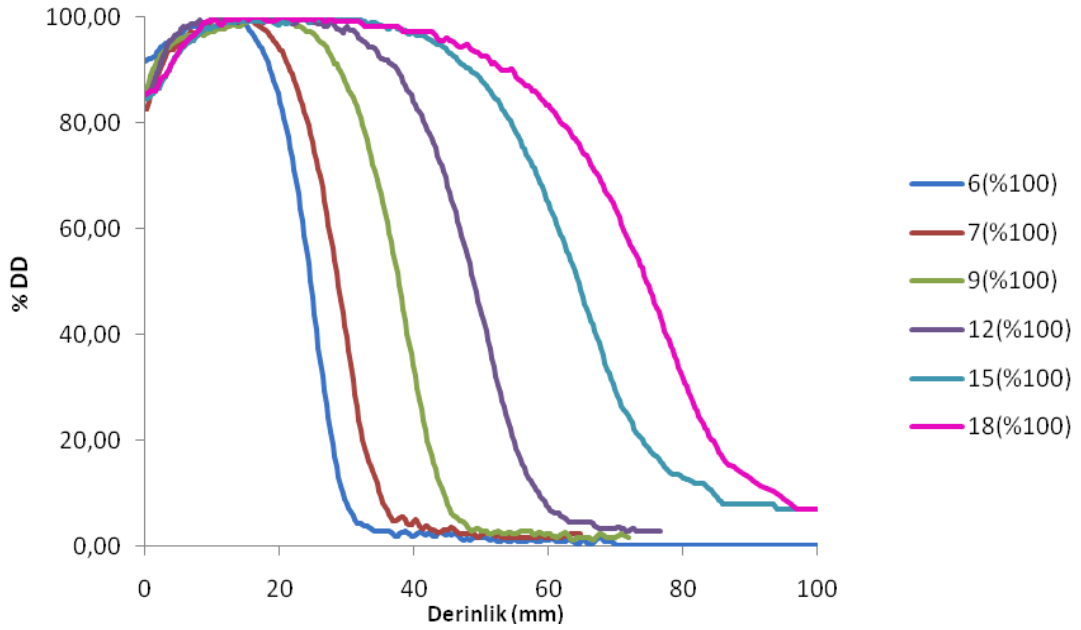
3.2.5. Sanal elektron enerjilerinin su fantomu ile doğrulanması:

Fantom yüzeyine gelen elektron E_0 enerjisi, R_{50} 'derinliğine bağlı olduğundan; sanal olarak elde edilen elektron enerjisinin R_{50} değeri EBT film dozimetrisinden belirlendi. Lineer hızlandırıcıda sanal enerjinin ayarlanabilmesi için su fantomunda aynı R_{50} değerinin tespit edilmesi gerektiğinden su fantomuna ihtiyaç duyuldu. Su fantomu kurularak PTW Semiflex iyon odası ile merkezi eksende derin doz dağılımı elde edildi. Bu derin doz dağılımının PTW Mephysto mc^2 programı kullanılarak nümerik analizi yapıldı. Film dozimetrisi sonucu elde edilen R_{50} değerine ulaşıncaya kadar (lineer hızlandırıcının mühendisine enerji ayarlaması yaptırılarak) ölçümler tekrarlandı. Aynı R_{50} değerine ulaştıktan sonra su fantomu kaldırıldı. Filmleri ışınladığımız aynı deney düzeneği kurularak katı su fantomları tedavi masası üzerine dik şekilde yerleştirildi. EBT film yeni ayarladığımız enerjide 400 MU ışınlandı. Enerjisi ayarlandıktan sonra ışınlanan filmin dozimetrisi yapılarak, aynı şartlarda enerji ve ışın ağırlıkları değiştirilerek ışınlanan filmin dozimetrisi ile karşılaştırıldı.

4. BULGULAR

4.1. ONCOR LİNEER HIZLANDIRICI CİHAZININ 10X10 CM² KONÜS VE 6, 7, 9, 12, 15 VE 18 MEV ENERJİLERDEKİ % DERİN DOZ EĞRİLERİ.

Oncor lineer hızlandırıcı cihazında herbir elektron enerjisi için RW-3 katı su fantomuна yerleştirilmiş GafChromic EBT filmlerin analizi sonucu bulunduğumuz % derin doz eğrileri Şekil 4-1 de ve dozimetrik analizi Tablo 4-1-1 de, tedavi planlama bilgisayarına yüklenen enerjilerin su fantomu verileri Tablo 4-1-2 de ve planlama bilgisayarından hesaplama yöntemiyle elde edilen % derin doz değerleri Tablo 4-1-3 te verilmiştir.



Şekil 4- 1: 6, 7, 9, 12, 15 ve 18 MeV için %DD Eğrileri.

Tablo 4-1- 1: 6, 7, 9, 12, 15 ve 18 MeV için film dozimetri parametreleri.

	6 MeV	7 MeV	9 MeV	12 MeV	15 MeV	18 MeV
E₀ (MeV)	5,8	6,8	8,8	11,5	15,2	17,6
E_{p0} (MeV)	6,2	7,2	9,0	11,8	15,1	17,7
R₁₀₀ (mm)	12,1	14,3	17,9	23	29,1	16,1
R₈₅ (mm)	18,8	21,9	29,0	37,6	48,3	54,1
R₅₀ (mm)	25	28,8	37,6	48,9	64,3	74,3

Tablo 4-1- 2: 6, 7, 9, 12, 15 ve 18 MeV için su fantomu dozimetri parametreleri.

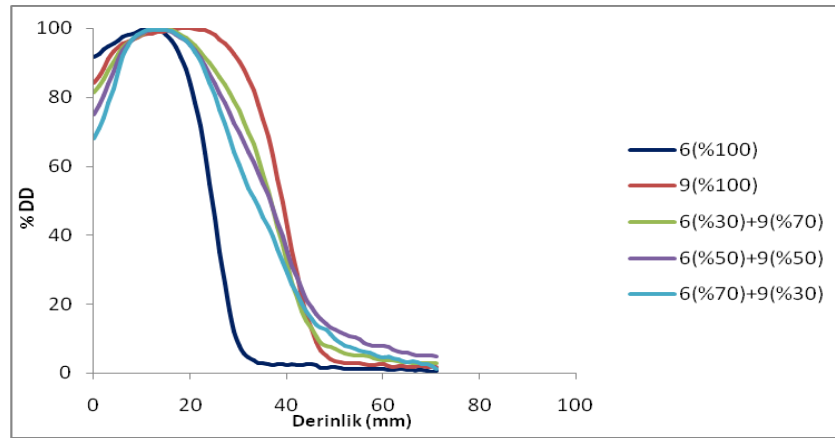
	6 MeV	7 MeV	9 MeV	12 MeV	15 MeV	18 MeV
E₀ (MeV)	5,4	6,2	8,1	11,0	14,0	17,6
E_{p0} (MeV)	6,1	6,9	8,8	11,6	14,6	18,2
R₁₀₀ (mm)	12,0	13,6	19,5	25,0	25,8	16,5
R₈₅ (mm)	16,6	19,5	26,3	35,6	44,3	53,5
R₅₀ (mm)	22,6	26,1	34,4	46,6	59,5	74,3

Tablo 4-1- 3: 6, 7, 9, 12, 15 ve 18 MeV için planlama bilgisayarı dozimetri parametreleri.

	6 MeV	7 MeV	9 MeV	12 MeV	15 MeV	18 MeV
E₀ (MeV)	5,4	6,2	8,1	11,0	14,0	17,6
E_{p0} (MeV)	6,1	6,9	8,8	11,6	14,6	18,2
R₁₀₀ (mm)	12,0	13,5	19,5	24,5	26,0	16,5
R₈₅ (mm)	17,5	20,6	27,4	37,4	46,8	56,3
R₅₀ (mm)	22,5	26,0	34,4	46,5	59,9	73,8

4.2. ONCOR LİNEER HIZLANDIRICI CİHAZININ 10X10 CM² KONÜS VE 6 MEV (%50) + 9 MEV (%50), 6 MEV (%70) + 9 MEV (%30), 6 MEV (%30) + 9 MEV (%70) ENERJİLERDEKİ % DERİN DOZ EĞRİLERİ.

Oncor lineer hızlandırıcı cihazında herbir elektron enerjisi için RW-3 katı su fantomuna yerleştirilmiş GafChromic EBT filmlerin 6 MeV (%50) + 9 MeV (%50), 6 MeV (%70) + 9 MeV (%30), 6 MeV (%30) + 9 MeV (%70) enerji ve oranlarda ışınlanması sonucunda elde ettiğimiz film % derin doz eğrileri Şekil 4-2 de ve dozimetrik analizi Tablo 4-2 de verilmiştir.



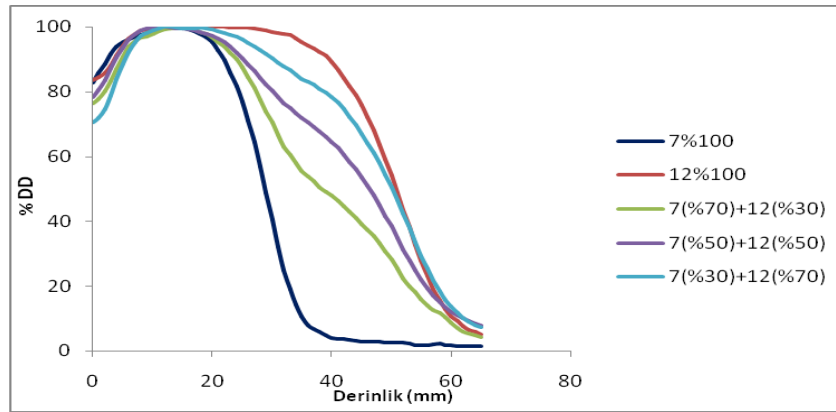
Şekil 4- 2: 6 MeV (%50) + 9 MeV (%50), 6 MeV (%70) + 9 MeV (%30), 6 MeV (%30) + 9 MeV (%70) Enerji ve oranlar için %DD eğrileri.

Tablo 4- 2: 6 MeV (%50) + 9 MeV (%50), 6 MeV (%70) + 9 MeV (%30), 6 MeV (%30) + 9 MeV (%70) Enerji ve oranlar için dozimetri parametreleri.

	6 MeV	9 MeV	6 (%30) + 9 (%70)	6 (%50) + 9 (%50)	6 (%70) + 9 (%30)
E₀ (MeV)	5,8	8,8	8,4	7,6	7,4
E_{p0} (MeV)	6,2	9,0	9,0	9,3	9,4
R₁₀₀ (mm)	12,1	17,9	13,2	12,1	12,6
R₈₅ (mm)	18,8	29,0	22,8	20,6	20
R₅₀ (mm)	25	37,6	35,7	32,3	31,4

4.3. ONCOR LİNEER HIZLANDIRICI CİHAZININ 10X10 CM² KONÜS VE 7 MEV (%50) + 12 MEV (%50), 7 MEV (%70) + 12 MEV (%30), 7 MEV (%30) + 12 MEV (%70) ENERJİLERDEKİ % DERİN DOZ EĞRİLERİ.

Oncor lineer hızlandırıcı cihazında herbir elektron enerjisi için RW-3 katı su fantomuna yerleştirilmiş GafChromic EBT filmlerin 7 MeV (%50) + 12 MeV (%50), 7 MeV (%70) + 12 MeV (%30), 7 MeV (%30) + 12 MeV (%70) enerji ve oranlarda ışınlanması sonucu elde ettiğimiz % derin doz eğrileri Şekil 4-3 de ve dozimetrik analizi Tablo 4-3 de verilmiştir.



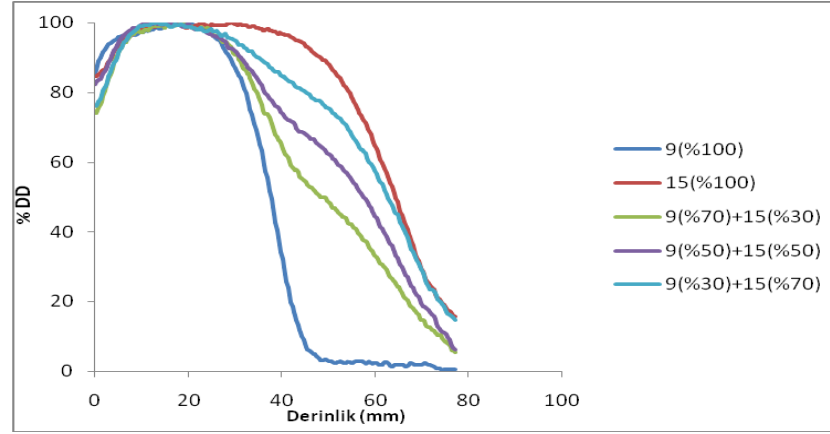
Şekil 4- 3: 7 MeV (%50) + 12 MeV (%50), 7 MeV (%70) + 12 MeV (%30), 7 MeV (%30) + 12 MeV (%70) Enerji ve oranlar için %DD eğrileri.

Tablo 4- 3: 7 MeV (%50) + 12 MeV (%50), 7 MeV (%70) + 12 MeV (%30), 7 MeV (%30) + 12 MeV (%70) Enerji ve oranlar için dozimetri parametreleri.

	7 MeV	12 MeV	7 (%30) + 12 (%70)	7 (%50) + 12 (%50)	7 (%70) + 12 (%30)
E₀ (MeV)	6,8	11,5	11,2	10,8	8,6
E_{p0} (MeV)	7,2	11,8	12,0	12,4	12,7
R₁₀₀ (mm)	14,3	23	14,1	12,8	14,0
R₈₅ (mm)	21,9	37,6	27,3	24,9	22,1
R₅₀ (mm)	28,8	48,9	47,6	43,1	36,6

4.4. ONCOR LİNEER HIZLANDIRICI CİHAZININ 10X10 CM² KONÜS VE 9 MEV (%50) + 15 MEV (%50), 9 MEV (%70) + 15 MEV (%30), 9 MEV (%30) + 15 MEV (%70) ENERJİLERDEKİ % DERİN DOZ EĞRİLERİ.

Oncor lineer hızlandırıcı cihazında herbir elektron enerjisi için RW-3 katı su fantomuna yerleştirilmiş GafChromic EBT filmlerin 9 MeV (%50) + 15 MeV (%50), 9 MeV (%70) + 15 MeV (%30), 9 MeV (%30) + 15 MeV (%70) enerji ve oranlarda ışınlanması sonucu elde ettiğimiz % derin doz eğrileri Şekil 4-4 de ve dozimetrik analizi Tablo 4-4 de verilmiştir.



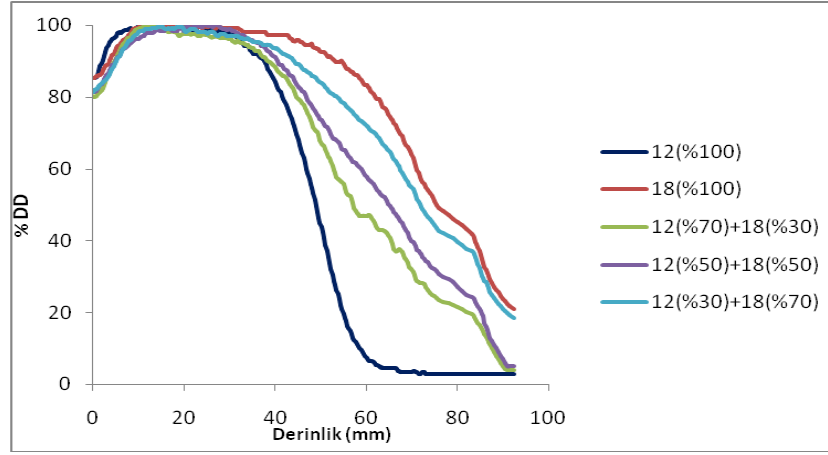
Şekil 4- 4: 9 MeV (%50) + 15 MeV (%50), 9 MeV (%70) + 15 MeV (%30), 9 MeV (%30) + 15 MeV (%70) Enerji ve oranlar için %DD eğrileri.

Tablo 4- 4: 9 MeV (%50) + 15 MeV (%50), 9 MeV (%70) + 15 MeV (%30), 9 MeV (%30) + 15 MeV (%70) Enerji ve oranlar için dozimetri parametreleri.

	9 MeV	15 MeV	9 (%30) +	9 (%50) +	9 (%70) +
			15 (%70)	15 (%50)	15 (%30)
E₀ (MeV)	8,8	15,2	14,8	13,5	11,3
E_{p0} (MeV)	9,0	15,1	15,9	15,7	16,3
R₁₀₀ (mm)	17,9	29,1	18,1	19,7	18,2
R₈₅ (mm)	29,0	48,3	35,0	31	30,6
R₅₀ (mm)	37,6	64,3	62,4	57,4	48,0

4.5. ONCOR LİNEER HIZLANDIRICI CİHAZININ 10X10 CM² KONÜS VE 12 MEV (%50) + 18 MEV (%50), 12 MEV (%70) + 18 MEV (%30), 12 MEV (%30) + 18 MEV (%70) ENERJİLERDEKİ % DERİN DOZ EĞRİLERİ.

Oncor lineer hızlandırıcı cihazında herbir elektron enerjisi için RW-3 katı su fantomuna yerleştirilmiş GafChromic EBT filmlerin 12 MeV (%50) + 18 MeV (%50), 12 MeV (%70) + 18 MeV (%30), 12 MeV (%30) + 18 MeV (%70) enerji ve oranlarda ışınlanması sonucu elde ettiğimiz % derin doz eğrileri Şekil 4-5 te ve dozimetrik analizi Tablo 4-5 te verilmiştir.



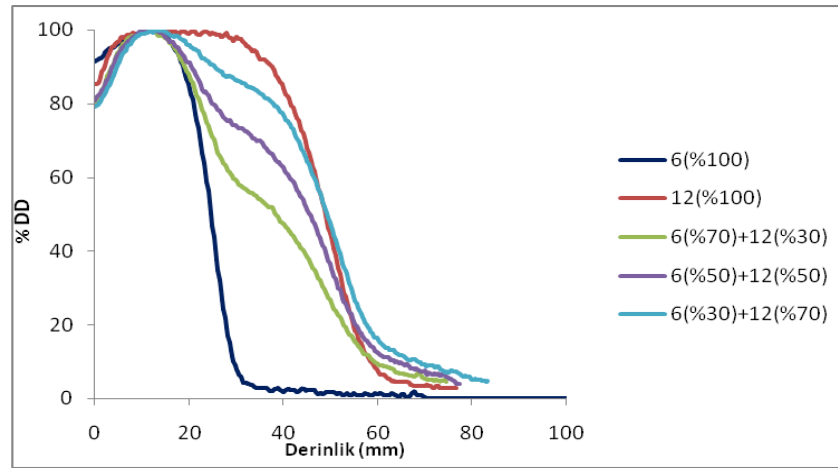
Şekil 4- 5: 12 MeV (%50) + 18 MeV (%50), 12 MeV (%70) + 18 MeV (%30), 12 MeV (%30) + 18 MeV (%70) Enerji ve oranlar için %DD eğrileri.

Tablo 4- 5: 12 MeV (%50) + 18 MeV (%50), 12 MeV (%70) + 18 MeV (%30), 12 MeV (%30) + 18 MeV (%70) Enerji ve oranlar için dozimetri parametreleri.

	12 MeV	18 MeV	12 (%30) +	12 (%50) +	12 (%70) +
			18 (%70)	18 (%50)	18 (%30)
E₀ (MeV)	11,5	17,3	17,0	15,4	13,5
E_{p0} (MeV)	11,8	17,2	18,0	17,2	17,0
R₁₀₀ (mm)	23	16,1	21,5	24,6	22,4
R₈₅ (mm)	37,6	54,1	44,0	40,5	38,4
R₅₀ (mm)	48,9	74,3	71,7	64,9	57,2

4.6. ONCOR LİNEER HIZLANDIRICI CİHAZININ 10X10 CM² KONÜS VE 6 MEV (%50) + 12 MEV (%50), 6 MEV (%70) + 12 MEV (%30), 6 MEV (%30) + 12 MEV (%70) ENERJİLERDEKİ % DERİN DOZ EĞRİLERİ.

Oncor lineer hızlandırıcı cihazında herbir elektron enerjisi için RW-3 katı su fantomuna yerleştirilmiş GafChromic EBT filmlerin 6 MeV (%50) + 12 MeV (%50), 6 MeV (%70) + 12 MeV (%30), 6 MeV (%30) + 12 MeV (%70) enerji ve oranlarda ışınlanması sonucu elde ettiğimiz % derin doz eğrileri Şekil 4-6 da ve dozimetrik analizi Tablo 4-6 da verilmiştir.



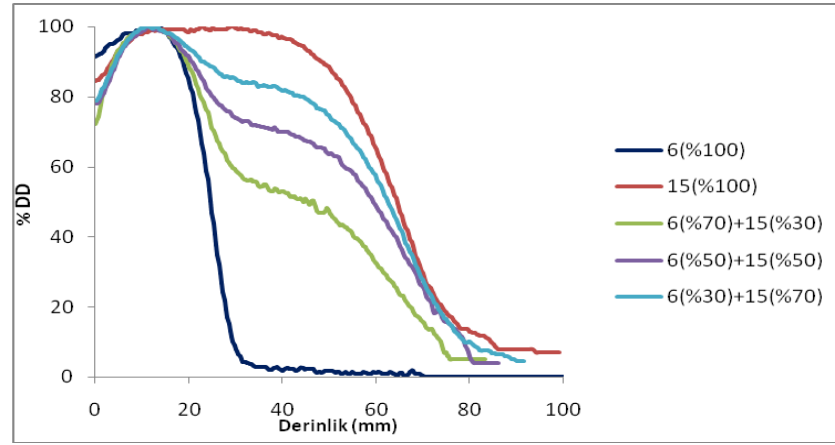
Şekil 4- 6: 6 MeV (%50) + 12 MeV (%50), 6 MeV (%70) + 12 MeV (%30), 6 MeV (%30) + 12 MeV (%70) Enerji ve oranlar için %DD eğrileri.

Tablo 4- 6: 6 MeV (%50) + 12 MeV (%50), 6 MeV (%70) + 12 MeV (%30), 6 MeV (%30) + 12 MeV (%70) Enerji ve oranlar için dozimetri parametreleri.

	6 MeV	12 MeV	6 (%30) +	6 (%50) +	6 (%70) +
			12 (%70)	12 (%50)	12(%30)
E₀ (MeV)	5,8	11,5	12,1	10,7	9
E_{p0} (MeV)	6,2	11,8	11,9	11,8	14,2
R₁₀₀ (mm)	12,1	23	13,1	12,2	11,2
R₈₅ (mm)	18,8	37,6	25,2	20,4	19,1
R₅₀ (mm)	25	48,9	49,0	45,4	38,4

4.7. ONCOR LİNEER HIZLANDIRICI CİHAZININ 10X10 CM² KONÜS VE 6 MEV (%50) + 15 MEV (%50), 6 MEV (%70) + 15 MEV (%30), 6 MEV (%30) + 15 MEV (%70) ENERJİLERDEKİ % DERİN DOZ EĞRİLERİ.

Oncor lineer hızlandırıcı cihazında herbir elektron enerjisi için RW-3 katı su fantomuna yerleştirilmiş GafChromic EBT filmlerin 6 MeV (%50) + 15 MeV (%50), 6 MeV (%70) + 15 MeV (%30), 6 MeV (%30) + 15 MeV (%70) enerji ve oranlarda ışınlanması sonucu elde ettiğimiz % derin doz eğrileri Şekil 4-7 de ve dozimetrik analizi Tablo 4-7 de verilmiştir.



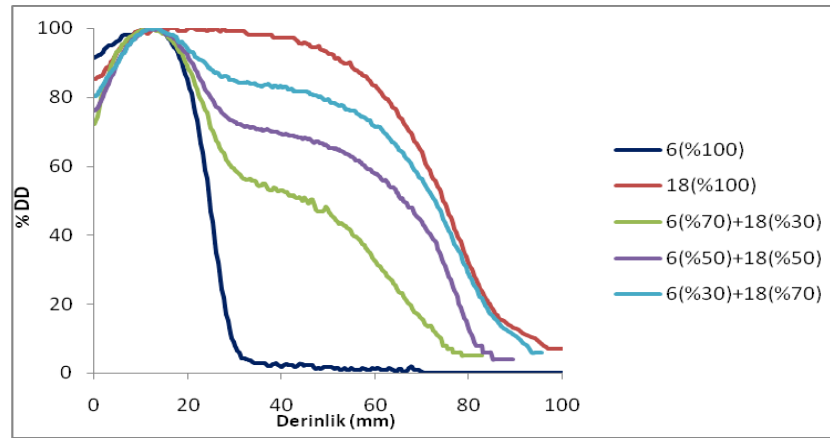
Şekil 4- 7: 6 MeV (%50) + 15 MeV (%50), 6 MeV (%70) + 15 MeV (%30), 6 MeV (%30) + 15 MeV (%70) Enerji ve oranlar için %DD eğrileri.

Tablo 4- 7: 6 MeV (%50) + 15 MeV (%50), 6 MeV (%70) + 15 MeV (%30), 6 MeV (%30) + 15 MeV (%70) Enerji ve oranlar için dozimetri parametreleri.

	6 MeV	15 MeV	6 (%30) +	6 (%50) +	6 (%70) +
			15 (%70)	15 (%50)	15 (%30)
E₀ (MeV)	5,8	15,2	14,8	14,0	10,5
E_{p0} (MeV)	6,2	15,1	15,9	16,9	9,8
R₁₀₀ (mm)	12,1	29,1	11,0	11,6	11,3
R₈₅ (mm)	18,8	48,3	23,2	20,5	19,8
R₅₀ (mm)	25	64,3	62,5	59,3	44,7

4.8. ONCOR LİNEER HIZLANDIRICI CİHAZININ 10X10 CM² KONÜS VE 6 MEV (%50) + 18 MEV (%50), 6 MEV (%70) + 18 MEV (%30), 6 MEV (%30) + 18 MEV (%70) ENERJİLERDEKİ % DERİN DOZ EĞRİLERİ.

Oncor lineer hızlandırıcı cihazında herbir elektron enerjisi için RW-3 katı su fantomuna yerleştirilmiş GafChromic EBT filmlerin 6 MeV (%50) + 18 MeV (%50), 6 MeV (%70) + 18 MeV (%30), 6 MeV (%30) + 18 MeV (%70) enerji ve oranlarda ışınlanması sonucu elde ettiğimiz % derin doz eğrileri Şekil 4-8 de ve dozimetrik analizi Tablo 4-8 de verilmiştir.



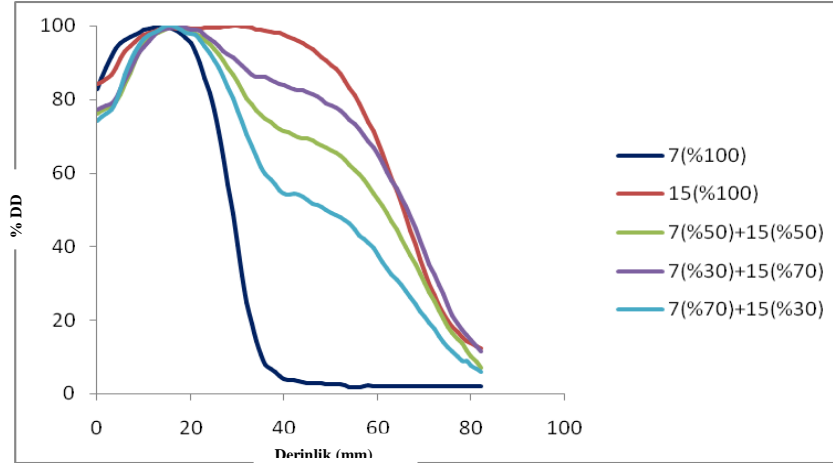
Şekil 4- 8: 6 MeV (%50) + 18 MeV (%50), 6 MeV (%70) + 18 MeV (%30), 6 MeV (%30) + 18 MeV (%70) Enerji ve oranlar için %DD eğrileri.

Tablo 4- 8: 6 MeV (%50) + 18 MeV (%50), 6 MeV (%70) + 18 MeV (%30), 6 MeV (%30) + 18 MeV (%70) Enerji ve oranlar için dozimetri parametreleri.

	6 MeV	18 MeV	6 (%30) +	6 (%50) +	6 (%70) +
			18 (%70)	18 (%50)	18 (%30)
E₀ (MeV)	5,8	17,3	17,2	15,6	12,4
E_{p0} (MeV)	6,2	17,2	18,1	18,9	13,7
R₁₀₀ (mm)	12,1	16,1	13,0	12,8	12,7
R₈₅ (mm)	18,8	54,1	23,7	20,6	20,3
R₅₀ (mm)	25	74,3	72,6	65,9	52,7

4.9. ONCOR LİNEER HIZLANDIRICI CİHAZININ 10X10 CM² KONÜS VE 7 MEV (%50) + 15 MEV (%50), 7 MEV (%70) + 15 MEV (%30), 7 MEV (%30) + 15 MEV (%70) ENERJİLERDEKİ % DERİN DOZ EĞRİLERİ.

Oncor lineer hızlandırıcı cihazında herbir elektron enerjisi için RW-3 katı su fantomuna yerleştirilmiş GafChromic EBT filmlerin 7 MeV (%50) + 15 MeV(%50), 7 MeV(%70) + 15 MeV(%30), 7 MeV(%30) + 15 MeV (%70) enerji ve oranlarda ışınlanması sonucu elde ettiğimiz % derin doz eğrileri Şekil 4-9 da ve dozimetrik analizi Tablo 4-9 da verilmiştir.



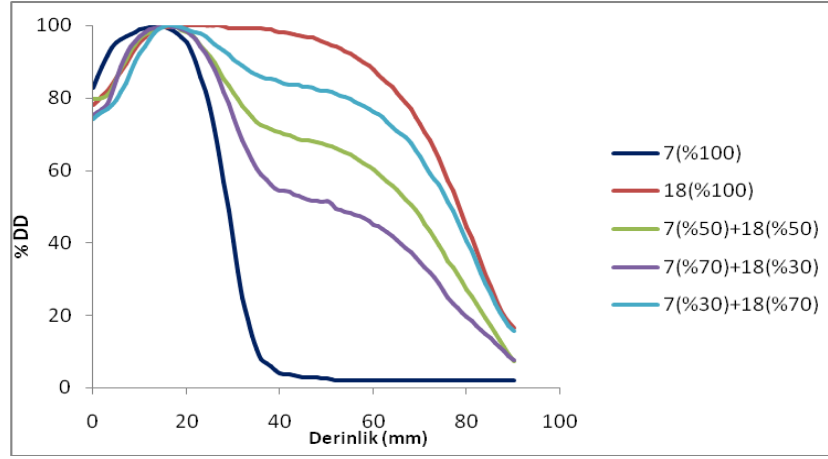
Şekil 4- 9: 7 MeV (%50) + 15 MeV (%50), 7 MeV (%70) + 15 MeV (%30), 7 MeV (%30) + 15 MeV (%70) Enerji ve oranlar için %DD eğrileri.

Tablo 4- 9: 7 MeV (%50) + 15 MeV (%50), 7 MeV (%70) + 15 MeV (%30), 7 MeV (%30) + 15 MeV (%70) Enerji ve oranlar için dozimetri parametreleri.

	7 MeV	15 MeV	7 (%30) +	7 (%50) +	7 (%70) +
			15 (%70)	15 (%50)	15 (%30)
E₀ (MeV)	6,8	15,2	15,1	14,3	11,1
E_{p0} (MeV)	7,2	15,1	16,1	16,0	18,4
R₁₀₀ (mm)	14,3	29,1	14,1	14,4	14,0
R₈₅ (mm)	21,9	48,3	33,9	26,0	25,5
R₅₀ (mm)	28,8	64,3	64,8	61,3	47,6

4.10. ONCOR LİNEER HIZLANDIRICI CİHAZININ 10X10 CM² KONÜS VE 7 MEV (%50) + 18 MEV(%50), 7 MEV(%70) + 18 MEV(%30), 7 MEV(%30) + 18 MEV (%70) ENERJİLERDEKİ % DERİN DOZ EĞRİLERİ.

Oncor lineer hızlandırıcı cihazında herbir elektron enerjisi için RW-3 katı su fantomuna yerleştirilmiş GafChromic EBT filmlerin 7 MeV (%50) + 18 MeV(%50), 7 MeV(%70) + 18 MeV(%30), 7 MeV(%30) + 18 MeV (%70) enerji ve oranlarda ışınlanması sonucu elde ettiğimiz % derin doz eğrileri Şekil 4-10 da ve dozimetrik analizi Tablo 4-10 da verilmiştir.



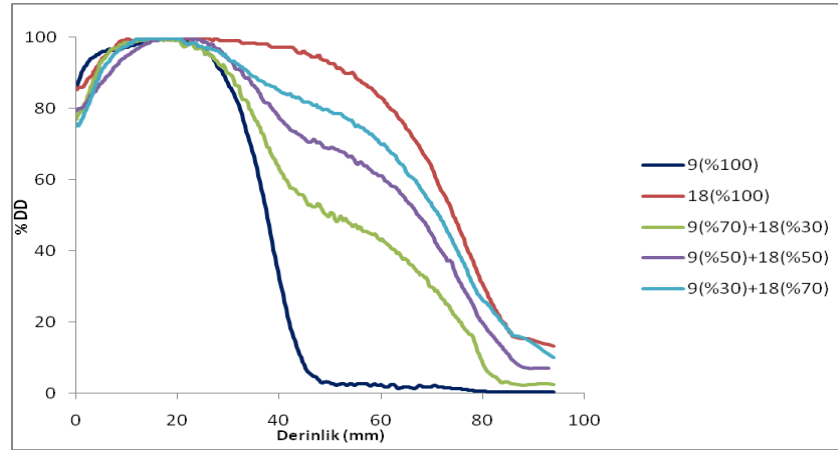
Şekil 4- 10: 7 MeV (%50) + 18 MeV (%50), 7 MeV (%70) + 18 MeV (%30), 7 MeV (%30) + 18 MeV (%70) Enerji ve oranlar için %DD eğrileri.

Tablo 4- 10: 7 MeV (%50) + 18 MeV (%50), 7 MeV (%70) + 18 MeV (%30), 7 MeV (%30) + 18 MeV (%70) Enerji ve oranlar için dozimetri parametreleri.

	7 MeV	18 MeV	7 (%30) +	7 (%50) +	7 (%70) +
			18 (%70)	18 (%50)	18 (%30)
E₀ (MeV)	6,8	17,3	17,2	16,8	11,2
E_{p0} (MeV)	7,2	17,2	17,5	17,0	13,4
R₁₀₀ (mm)	14,3	16,1	12,6	14,2	12,8
R₈₅ (mm)	21,9	54,1	26,5	23,9	22,7
R₅₀ (mm)	28,8	74,3	72,5	69,8	47,5

4.11. ONCOR LİNEER HIZLANDIRICI CİHAZININ 10X10 CM² KONÜS VE 9 MEV (%50) + 18 MEV(%50), 9 MEV(%70) + 18 MEV(%30), 9 MEV(%30) + 18 MEV (%70) ENERJİLERDEKİ % DERİN DOZ EĞRİLERİ.

Oncor lineer hızlandırıcı cihazında herbir elektron enerjisi için RW-3 katı su fantomuna yerleştirilmiş GafChromic EBT filmlerin 9 MeV (%50) + 18 MeV(%50), 9 MeV(%70) + 18 MeV(%30), 9 MeV(%30) + 18 MeV (%70) enerji ve oranlarda ışınlanması sonucu elde ettiğimiz % derin doz eğrileri Şekil 4-11 de ve dozimetrik analizi Tablo 4-11 de verilmiştir.



Şekil 4- 11: 9 MeV (%50) + 18 MeV (%50), 9 MeV (%70) + 18 MeV (%30), 9 MeV (%30) + 18 MeV (%70) Enerji ve oranlar için %DD eğrileri.

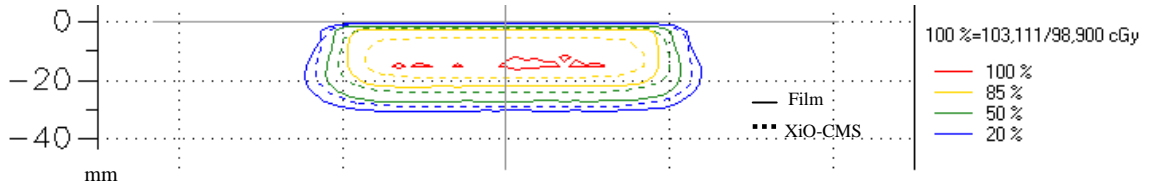
Tablo 4- 11: 9 MeV (%50) + 18 MeV (%50), 9 MeV (%70) + 18 MeV (%30), 9 MeV (%30) + 18 MeV (%70) Enerji ve oranlar için dozimetri parametreleri.

	9 MeV	18 MeV	9 (%30) +	9 (%50) +	9 (%70) +
			18 (%70)	18 (%50)	18 (%30)
E₀ (MeV)	8,8	17,3	16,9	16,0	11,6
E_{p0} (MeV)	9,0	17,2	17,9	18,2	13,3
R₁₀₀ (mm)	17,9	16,1	18,3	19,3	18,0
R₈₅ (mm)	29,0	54,1	33,8	32,7	29,9
R₅₀ (mm)	37,6	74,3	75,3	67,3	49,4

4.12. 6, 7, 9, 12, 15 VE 18 MEV (%100) ENERJİDE FİLM İLE XiO-CMS TEDAVİ PLANLAMASI İZODOZ DAĞILIMLARI:

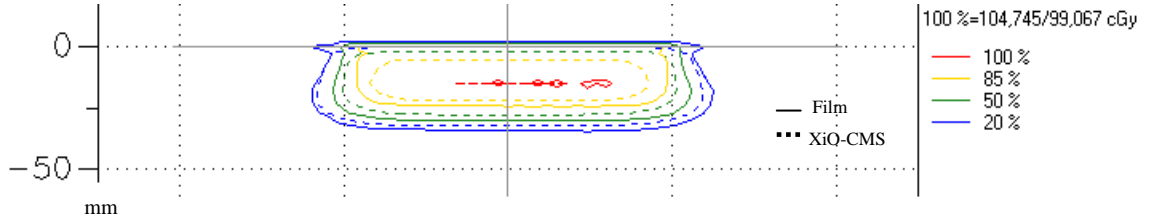
Oncor lineer hızlandırıcı cihazında RW-3 katı su fantomuna 10x10 alan açılarak yerleştirilmiş GafChromic EBT filminden ve XiO-CMS tedavi planlama bilgisayarından;

1. 6 MeV (%100) elektron enerjisi için elde edilmiş izodoz dağılımı Şekil 4-13-1 de verilmiştir.



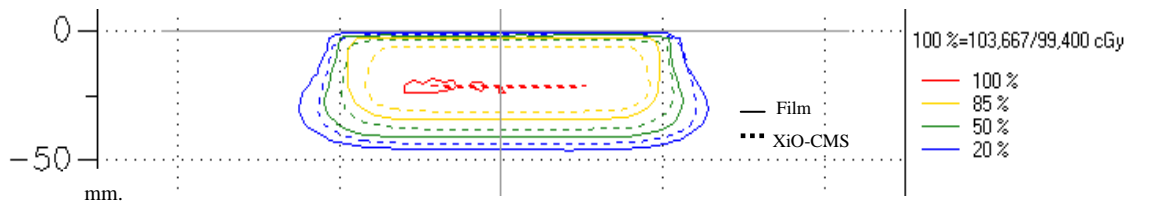
Şekil 4-12- 1: 6 MeV (%100) için Film ve XiO-CMS planlama bilgisayarından elde edilen izodoz dağılımı

2. 7 MeV (%100) elektron enerjisi için elde edilmiş izodoz dağılımı Şekil 4-13-2 de verilmiştir.



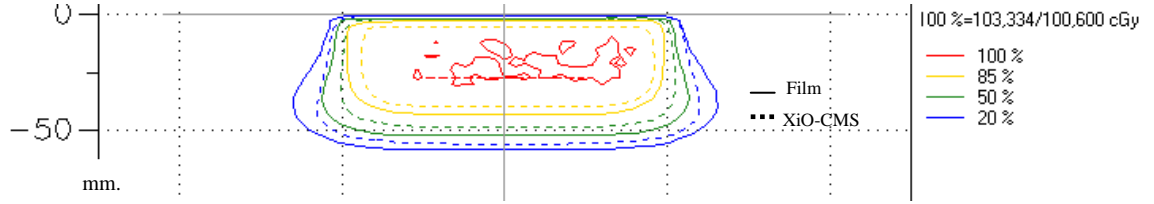
Şekil 4-12- 2: 7 MeV (%100) için Film ve XiO-CMS planlama bilgisayarından elde edilen izodoz dağılımı

3. 9 MeV (%100) elektron enerjisi için elde edilmiş izodoz dağılımı Şekil 4-13-3 te verilmiştir.



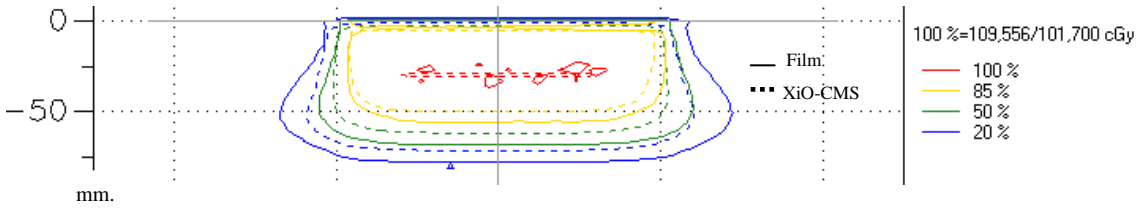
Şekil 4-12- 3: 9 MeV (%100) için Film ve XiO-CMS planlama bilgisayarından elde edilen izodoz dağılımı

4. 12 MeV(%100) elektron enerjisi için elde edilmiş izodoz dağılımı Şekil 4-13-4 te verilmiştir.



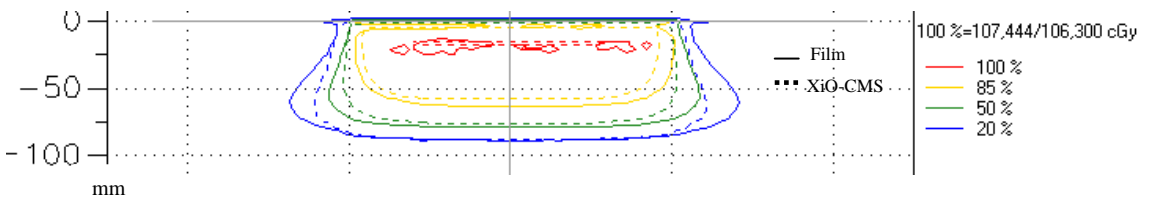
Şekil 4-12- 4: 12 MeV (%100) için Film ve XiO-CMS planlama bilgisayarından elde edilen izodoz dağılımı

5. 15 MeV(%100) elektron enerjisi için elde edilmiş izodoz dağılımı Şekil 4-13-5 te verilmiştir.



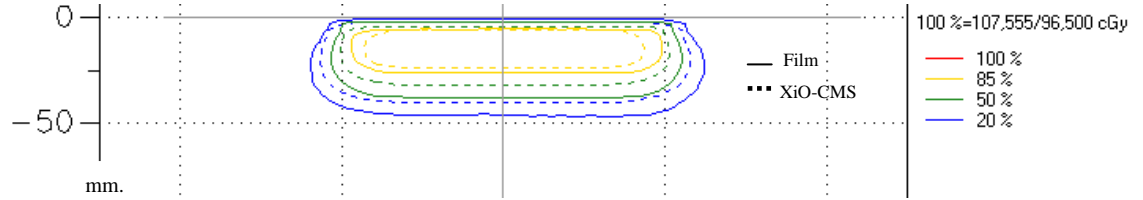
Şekil 4-12- 5: 15 MeV (%100) için Film ve XiO-CMS planlama bilgisayarından elde edilen izodoz dağılımı

6. 18 MeV(%100) elektron enerjisi için elde edilmiş izodoz dağılımı Şekil 4-13-6 da verilmiştir.

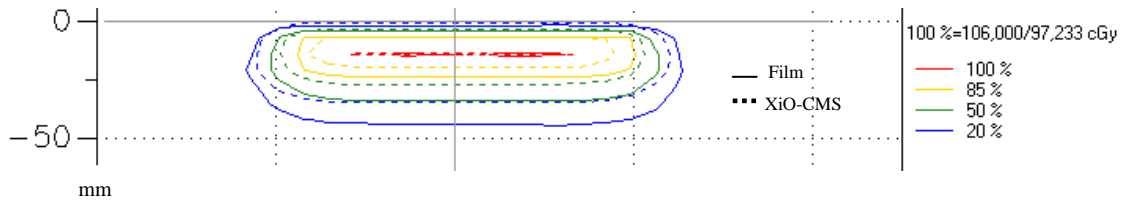


Şekil 4-12- 6 : 18 MeV (%100) için Film ve XiO-CMS planlama bilgisayarından elde edilen izodoz dağılımı

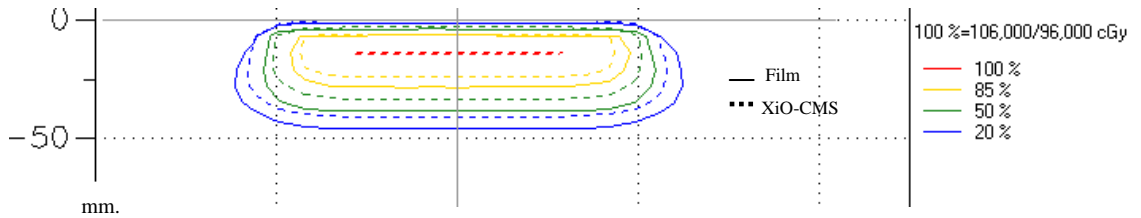
4.13. 6 MEV (%50) + 9 MEV (%50), 6 MEV (%70) + 9 MEV (%30), 6 MEV (%30) + 9 MEV (%70) ENERJİDE FİLM İLE XiO-CMS TEDAVİ PLANLAMASI İZODOZ DAĞILIMLARI:



Şekil 4-13- 1: 6 MeV (%50) + 9 MeV (%50), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları

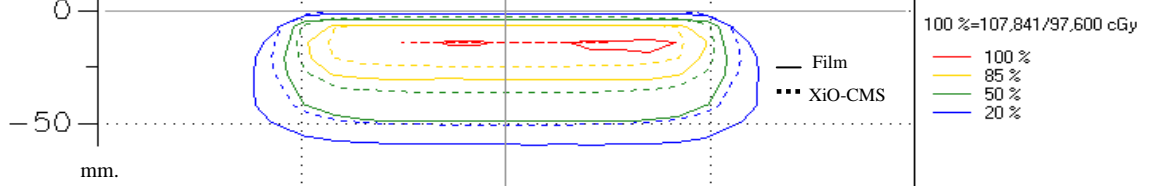


Şekil 4-13- 2: 6 MeV (%70) + 9 MeV (%30), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları

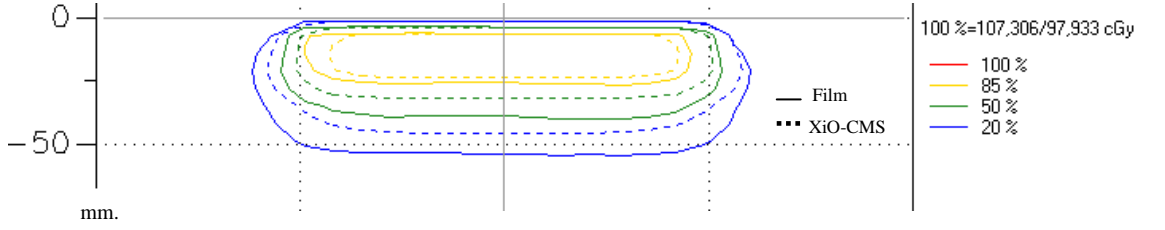


Şekil 4-13- 3: 6 MeV (%30) + 9 MeV (%70), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları

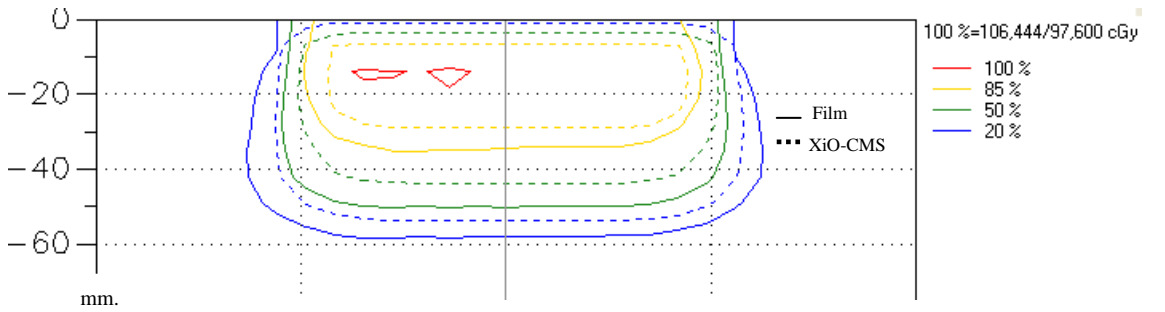
4.14. 7 MEV (%50) + 12 MEV (%50), 7 MEV (%70) + 12 MEV (%30), 7 MEV (%30) + 12 MEV (%70) ENERJİDE FİLM İLE XiO-CMS TEDAVİ PLANLAMASI İZODOZ DAĞILIMLARI:



Şekil 4-14- 1: 7 MeV (%50) + 12 MeV (%50), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları

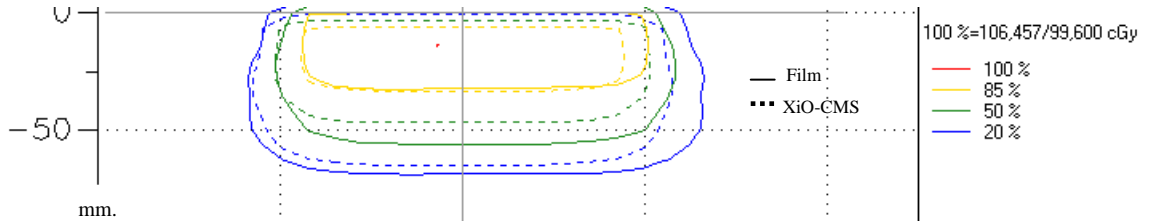


Şekil 4-14- 2: 7 MeV (%70) + 12 MeV (%30), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları

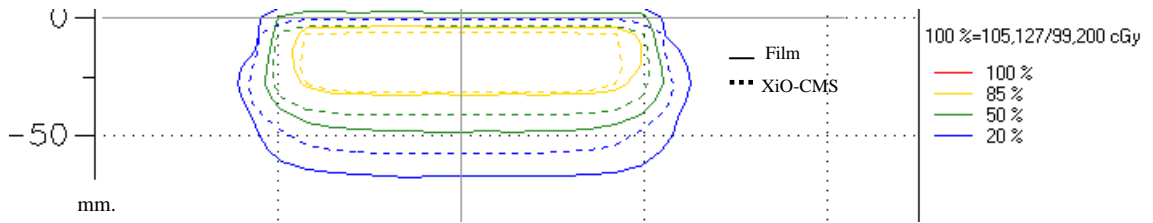


Şekil 4-14- 3: 7 MeV (%30) + 12 MeV (%70), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları

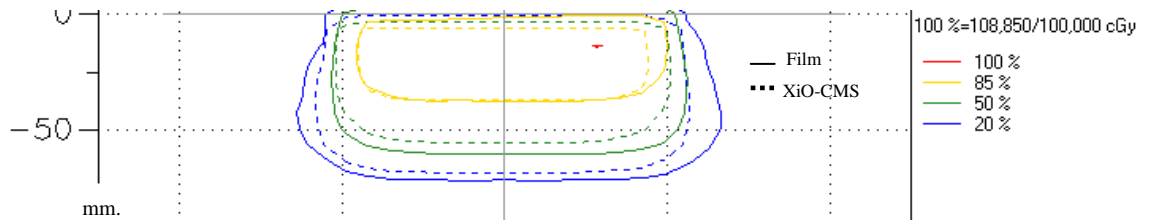
4.15. 9 MEV (%50) + 15 MEV (%50), 9 MEV (%70) + 15 MEV (%30), 9 MEV (%30) + 15 MEV (%70) ENERJİDE FİLM İLE XiO-CMS TEDAVİ PLANLAMASI İZODOZ DAĞILIMLARI:



Şekil 4-15- 1: 9 MeV (%50) + 15 MeV (%50), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları

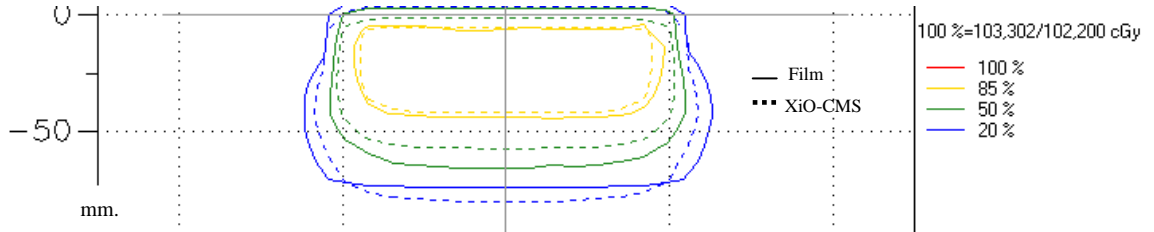


Şekil 4-15- 2: 9 MeV (%70) + 15 MeV (%30), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları

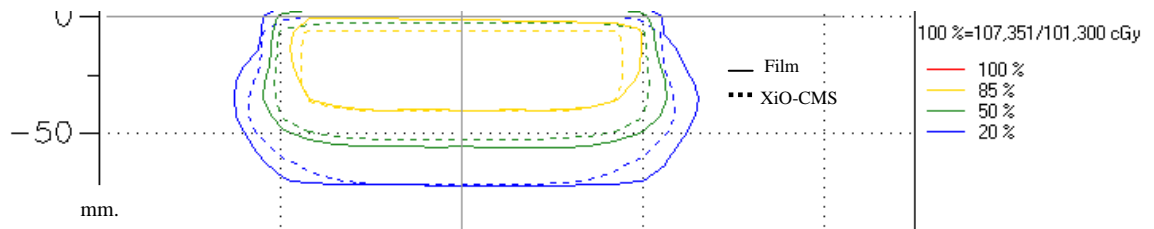


Şekil 4-15- 3: 9 MeV (%30) + 15 MeV (%70), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları

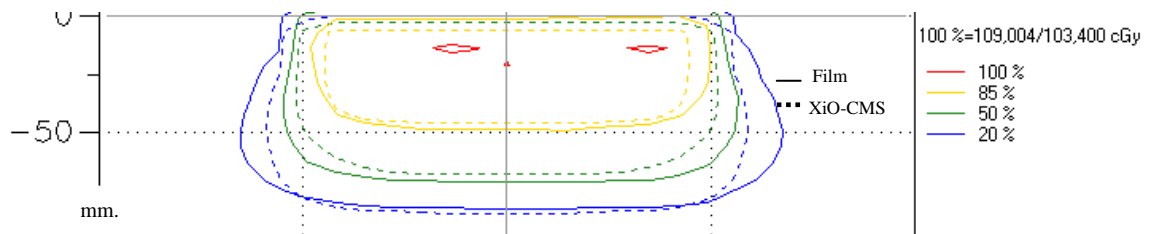
4.16. 12 MEV (%50) + 18 MEV (%50), 12 MEV (%70) + 18 MEV (%30), 12 MEV (%30) + 18 MEV (%70) ENERJİDE FİLM İLE XiO-CMS TEDAVİ PLANLAMASI İZODOZ DAĞILIMLARI:



Şekil 4-16- 1: 12 MeV (%50) + 18 MeV (%50), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları

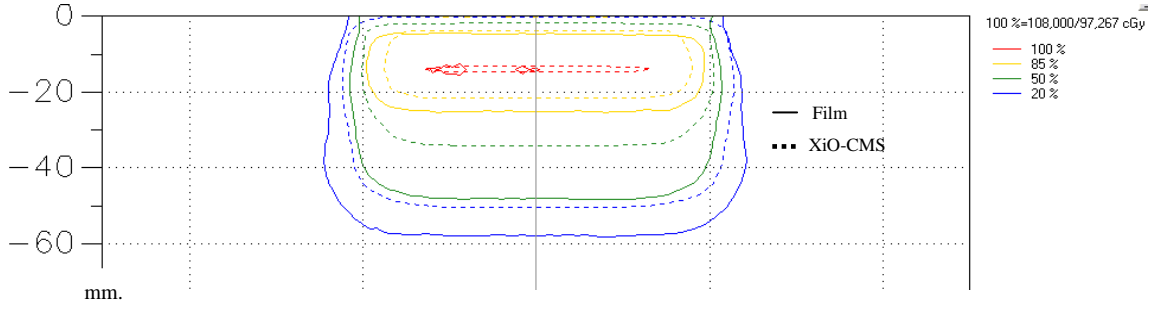


Şekil 4-16- 2: 12 MeV (%70) + 18 MeV (%30), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları

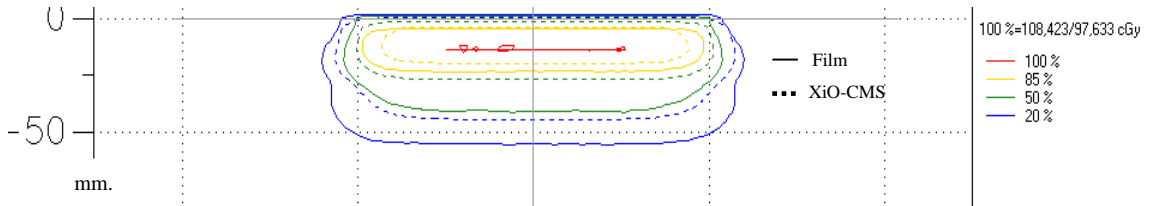


Şekil 4-16- 3: 12 MeV (%30) + 18 MeV (%70), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları

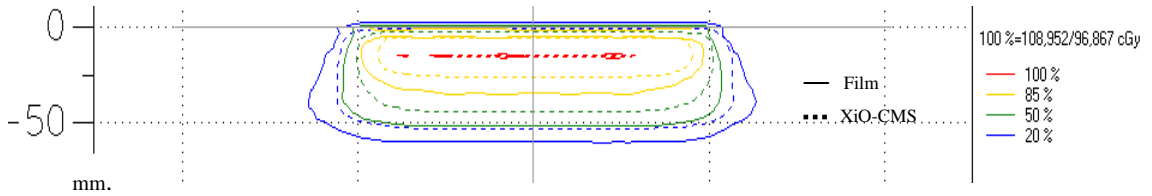
4.17. 6 MEV (%50) + 12 MEV (%50), 6 MEV (%70) + 12 MEV (%30), 6 MEV (%30) + 12 MEV (%70) ENERJİDE FİLM İLE XiO-CMS TEDAVİ PLANLAMASI İZODOZ DAĞILIMLARI:



Şekil 4-17- 1: 6 MeV (%50) + 12 MeV (%50), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları

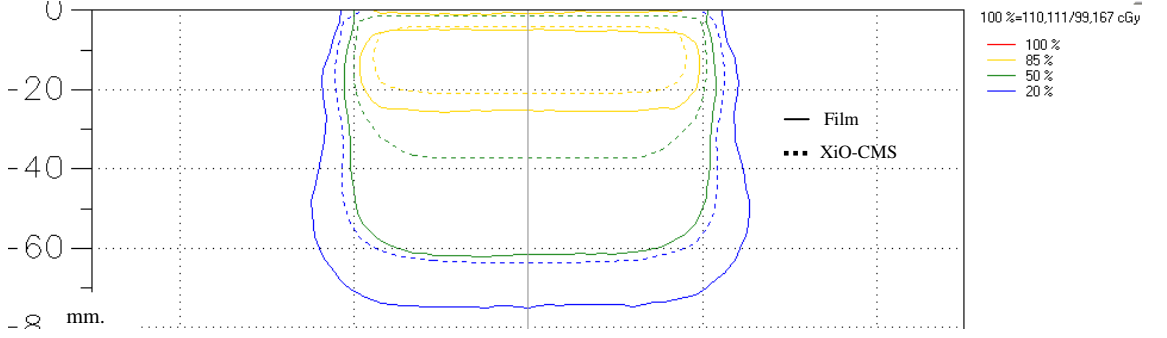


Şekil 4-17- 2: 6 MeV (%70) + 12 MeV (%30), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları

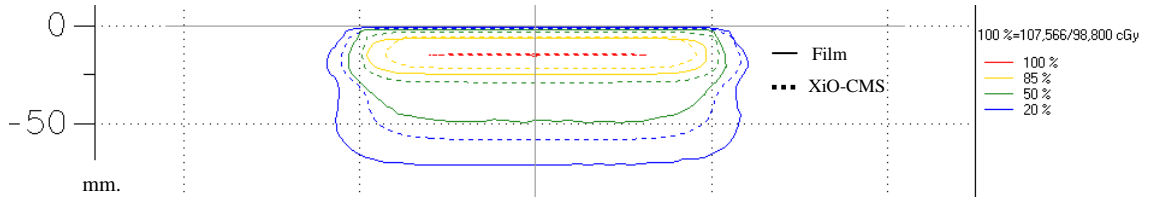


Şekil 4-17- 3: 6 MeV (%30) + 12 MeV (%70), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları

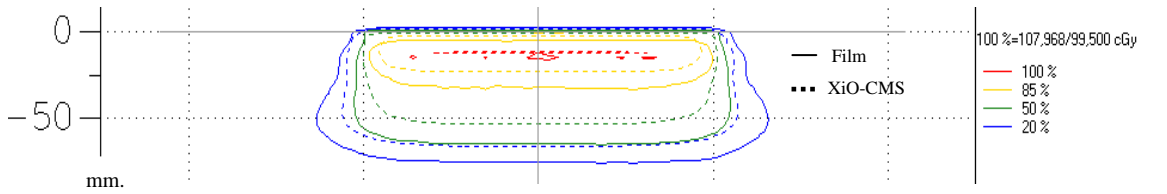
4.18. 6 MEV (%50) + 15 MEV (%50), 6 MEV (%70) + 15 MEV (%30), 6 MEV (%30) + 15 MEV (%70) ENERJİDE FİLM İLE XiO-CMS TEDAVİ PLANLAMASI İZODOZ DAĞILIMLARI:



Şekil 4-18- 1: 6 MeV (%50) + 15 MeV (%50), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları

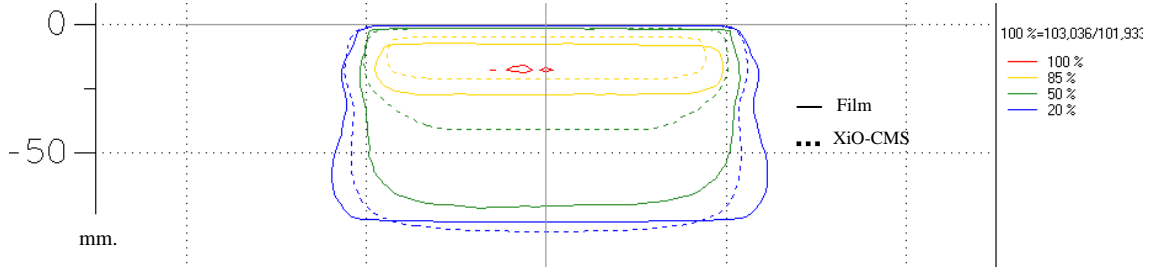


Şekil 4-18- 2: 6 MeV (%70) + 15 MeV (%30), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları

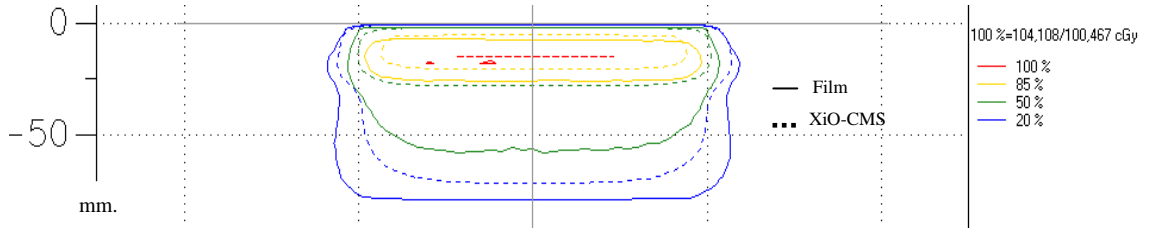


Şekil 4-18- 3: 6 MeV (%30) + 15 MeV (%70), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları

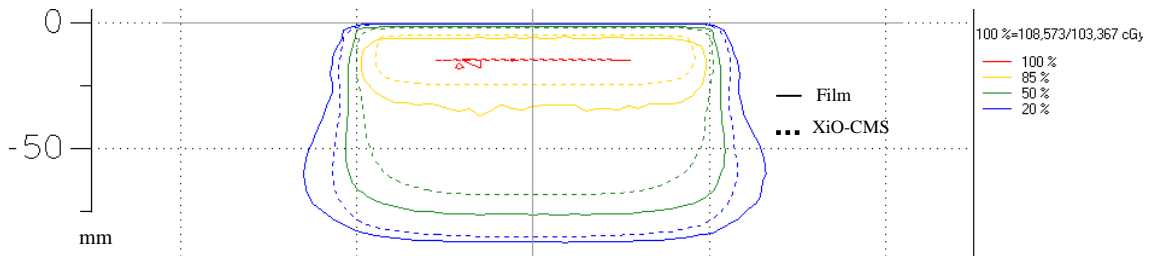
4.19. 6 MEV (%50) + 18 MEV (%50), 6 MEV (%70) + 18 MEV (%30), 6 MEV (%30) + 18 MEV (%70) ENERJİDE FİLM İLE XiO-CMS TEDAVİ PLANLAMASI İZODOZ DAĞILIMLARI:



Şekil 4-19- 1: 6 MeV (%50) + 18 MeV (%50), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları

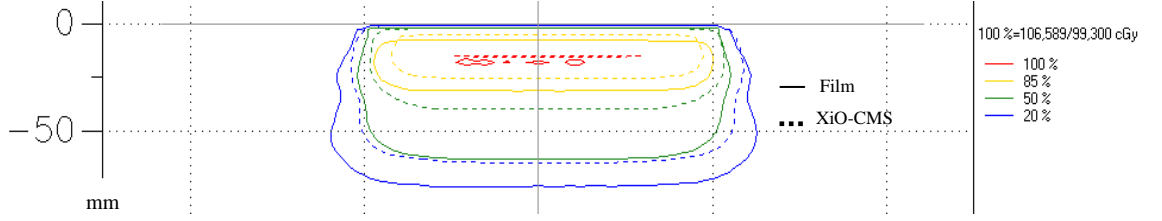


Şekil 4-19- 2: 6 MeV (%70) + 18 MeV (%30), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları

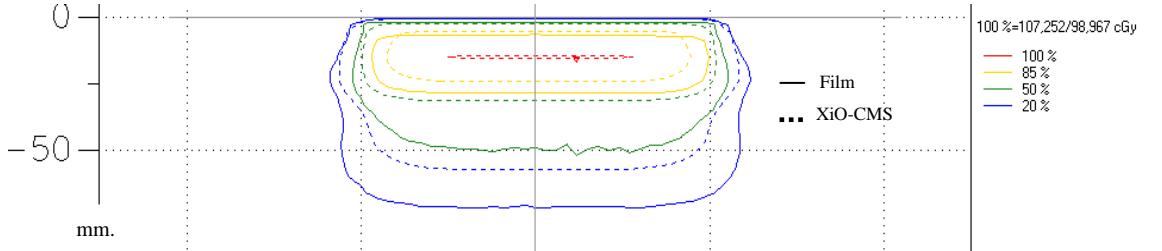


Şekil 4-19- 3: 6 MeV (%30) + 18 MeV (%70), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları

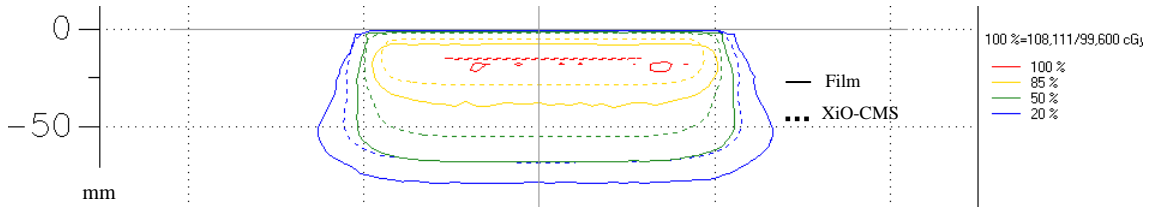
4.20. 7 MEV (%50) + 15 MEV (%50), 7 MEV (%70) + 15 MEV (%30), 7 MEV (%30) + 15 MEV (%70) ENERJİDE FİLM İLE XiO-CMS TEDAVİ PLANLAMASI İZODOZ DAĞILIMLARI:



Şekil 4-20- 1: 7 MeV (%50) + 15 MeV (%50), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları

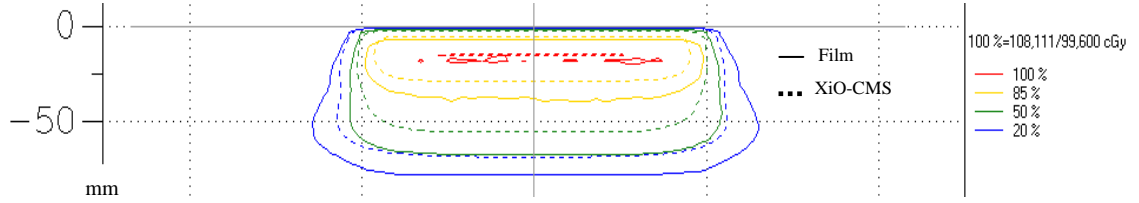


Şekil 4-20- 2: 7 MeV (%70) + 15 MeV (%30), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları

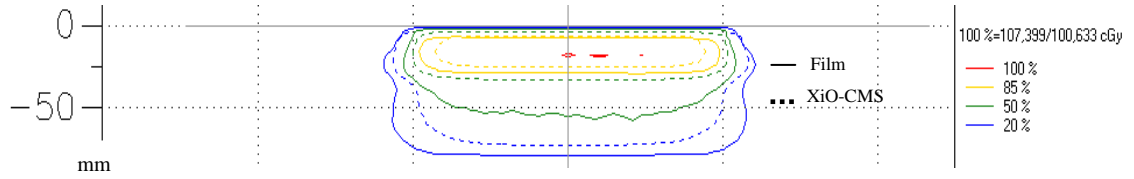


Şekil 4-20- 3: 7 MeV (%30) + 15 MeV (%70), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları

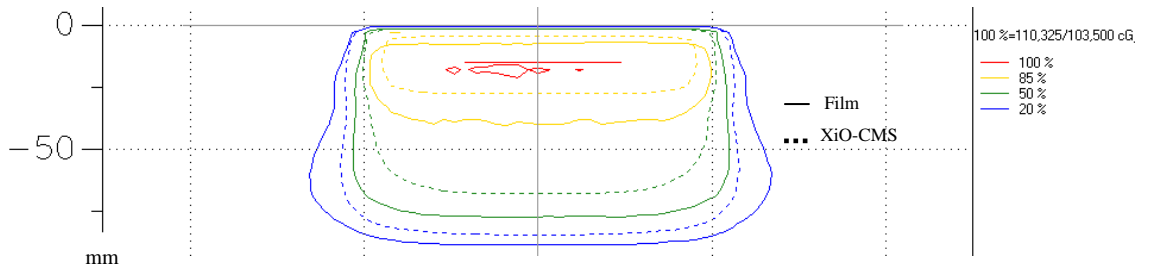
4.21. 7 MEV (%50) + 18 MEV (%50), 7 MEV (%70) + 18 MEV (%30), 7 MEV (%30) + 18 MEV (%70) ENERJİDE FİLM İLE XiO-CMS TEDAVİ PLANLAMASI İZODOZ DAĞILIMLARI:



Şekil 4-21- 1: 7 MeV (%50) + 18 MeV (%50), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları

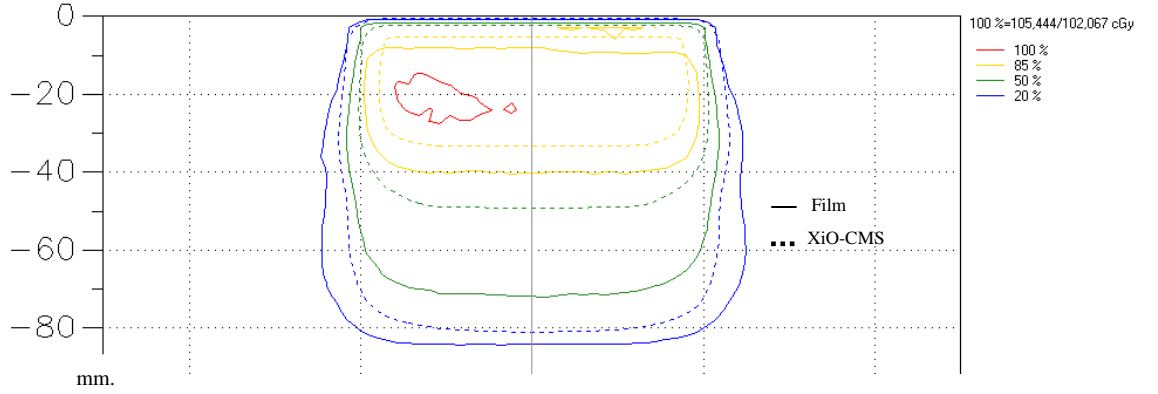


Şekil 4-21- 2: 7 MeV (%70) + 18 MeV (%30), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları

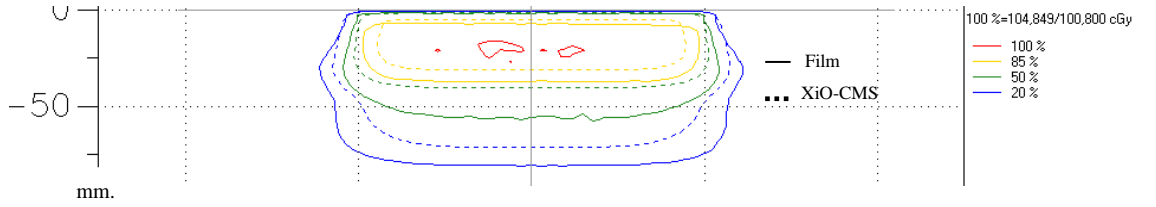


Şekil 4-21- 3: 7 MeV (%30) + 18 MeV (%70), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları

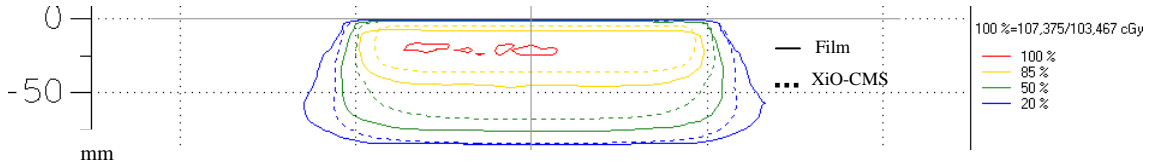
4.22. 9 MEV (%50) + 18 MEV (%50), 9 MEV (%70) + 18 MEV (%30), 9 MEV (%30) + 18 MEV (%70) ENERJİDE FİLM İLE XiO-CMS TEDAVİ PLANLAMASI İZODOZ DAĞILIMLARI:



Şekil 4-22- 1: 9 MeV (%50) + 18 MeV (%50), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları

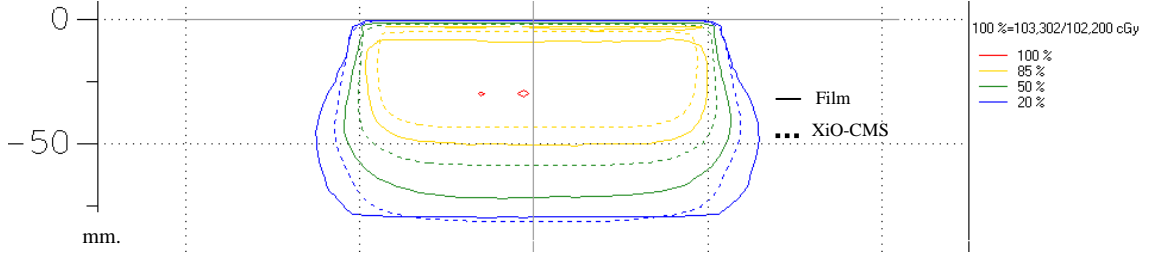


Şekil 4-22- 2: 9 MeV (%70) + 18 MeV (%30), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları

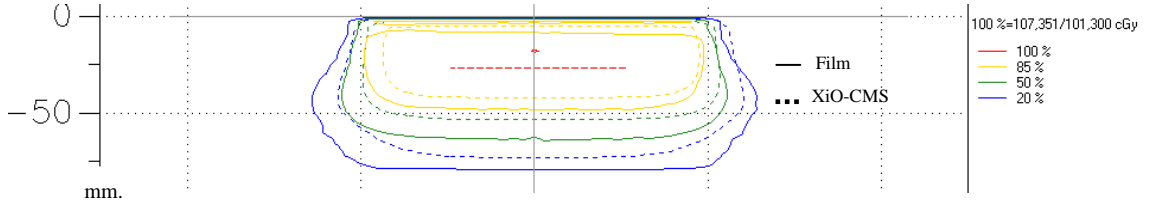


Şekil 4-22- 3: 9 MeV (%30) + 18 MeV (%70), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları

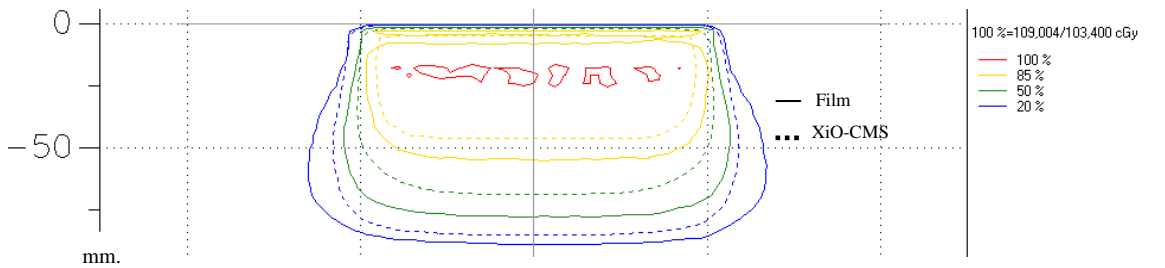
4.23. 12 MEV (%50) + 18 MEV (%50), 12 MEV (%70) + 18 MEV (%30), 12 MEV (%30) + 18 MEV (%70) ENERJİDE FİLM İLE XiO-CMS TEDAVİ PLANLAMASI İZODOZ DAĞILIMLARI:



Şekil 4-23- 1: 12 MeV (%50) + 18 MeV (%50), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları

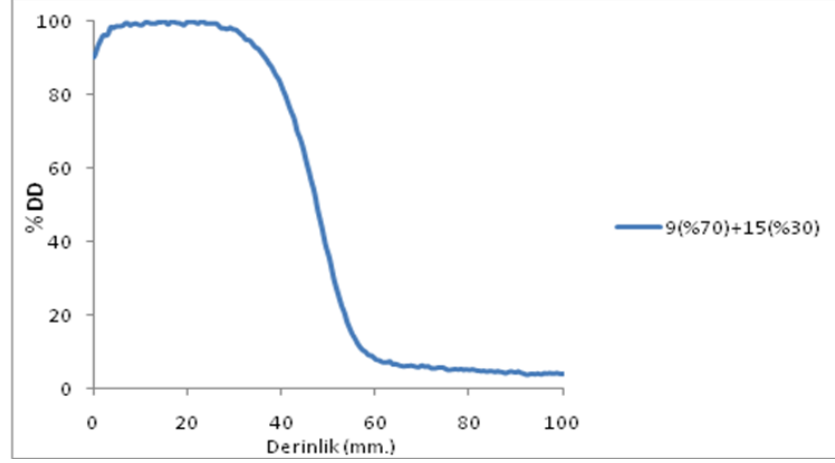


Şekil 4-23- 2: 12 MeV (%70) + 18 MeV (%30), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları

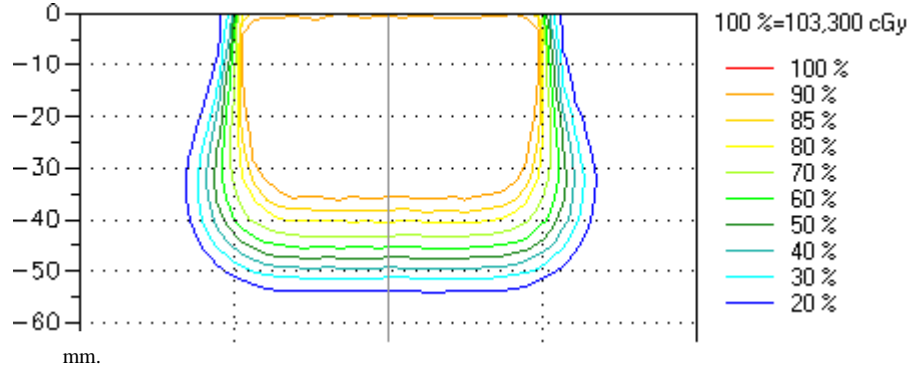


Şekil 4-23- 3: 12 MeV (%30) + 18 MeV (%70), enerjide film ile XiO-CMS tedavi planlamasından elde edilen izodoz dağılımları

4.24. GERÇEK ELDE EDİLEN ENERJİNİN DERİN DOZ VE İZODOZ DAĞILIMI:



Şekil 4-24- 1: 9 MeV (%70) + 15 MeV (%30) ile oluşturulan gerçek enerji derin doz dağılımı.



Şekil 4-24- 2: 9 MeV (%70) + 15 MeV (%30) ile oluşturulan gerçek enerji izodoz dağılımı.

Tablo 4- 12: 9 MeV (%70) + 15 MeV (%30) ile oluşturulan gerçek enerji için dozimetri parametreleri.

	9 MeV (%70) + 15 MeV (%30)
E_0 (MeV)	11,3
E_{p0} (MeV)	11,2
R_{100} (mm)	17,0
R_{85} (mm)	33,6
R_{50} (mm)	62 ^{47,6}

5.TARTIŞMA VE SONUÇ

Elektron ışınları, radyoterapide yüzeyden 5 cm.'e kadar olan tümörlerin tedavisinde ve foton ışınlarıyla birlikte ilave tedavi olarak kullanılır. Elektron ışınlarının radyoterapide kullanılmasının en önemli nedeni, derin doz eğrilerinin şeklidir. Yüksek enerjilerde bu eğri, ilk milimetrelerde geniş bir plato çizer ve bunu ani bir düşüş izler. Bu ani düşüş tümör volümünün arkasındaki sağlıklı dokunun korunmasını sağlar. Kliniklerde elektron ışınları; dudak ve cilt kanserlerinde, meme kanserinde göğüs duvarının ışınlanmasında, lenf nodüllerinin ek tedavisinde, tümör yatağının ek tedavisinde kullanılmaktadır [1,2].

Dual enerjili medikal lineer hızlandırıcılar teknik yapıları gereği sınırlı sayıda elektron enerjisi üretebilirler. Her bir elektron enerjisinin ışın özellikleri kendine özgüdür. Bu enerjilerin dozimetrik verileri tespit edilerek tedavi planlama bilgisayarlarına yüklenir. Kirby T.H. ve diğ. [11] 70 farklı elektron lineer hızlandırıcısının derin doz parametrelerini incelemişler ve aynı nominal enerjiye sahip olsalar bile farklı makinelerin dikkat çekici şekilde farklı derin doz parametrelerine sahip olduklarını belirtmişlerdir.

Radyoterapide amaç, hastalıklı hedef dokuya homojen ve maksimum dozu verirken sağlıklı dokuları da maksimum derecede korumaktır. Bu nedenle tedavide, medikal lineer hızlandırıcıların dozimetrik bilgilerinin yüklü bulunduğu tedavi planlama bilgisayarlarından yararlanır.

Tedavi planlaması yapılırken medikal lineer hızlandırıcıda bulunan elektron enerjilerinden yalnız birini kullanmak hedef hacim homojen bir şekilde ışınlayabilmek için yeterli olmayabilmektedir. Bazen aynı hedefe yönelik iki farklı enerji kullanarak hedef hacim homojen olarak ışınlanabilmektedir. Bu durumda medikal lineer hızlandırıcıda gerçekte olmayan yeni bir sanal enerji oluşur. Yeni oluşan sanal enerjinin kullanılabilmesi için dozimetrik özelliklerinin tespit edilmesi gerekmektedir.

Çalışmamızda, İ.Ü. Onkoloji Enstitüsünde tedavi amaçlı kullanılan 6 adet (6, 7, 9, 12, 15, 18 MeV) elektron enerjisi bulunan medikal lineer hızlandırıcı ONCOR (Siemens) cihazında film dozimetrisi ile tespit edilecek sanal enerjilerin dozimetrik özelliklerinin bulunması ve bu sanal enerjilerin verilerinin tedavi planlama bilgisayarını ile karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Siemens ONCOR medikal lineer hızlandırıcıda 6, 7, 9, 12, 15 ve 18 MeV olarak adlandırılan enerjilerin E_0 ortalama enerjileri, EBT GafChromic film dozimetrisi ile sırasıyla 5.8, 6.8, 8.8, 11.5, 15.2 ve 17.6 MeV; ayrıca, tedavi planlama bilgisayarına su fantomu ölçüm değerleriyle yüklenen aynı enerjiler sırasıyla 5.4, 6.2, 8.1, 11, 14.0 ve 17.6 MeV olarak tespit edilmiştir (Tablo 4-1). Film dozimetrisiyle elde edilen enerjilerin tedavi planlama bilgisayarındaki enerji değerlerinden ortalama %7 fazla olduğu tespit edilmiştir. Bu farklılığın setup'tan kaynaklandığı düşünülmektedir. Gafchromic EBT Film kullanılarak yapılan derin doz ölçümleri PTW Verisoft programı kullanılarak izodoz haline getirilmiştir. Film ile elde edilen bu 6 enerjinin izodoz dağılımlarının, aynı enerjiler için tedavi planlama bilgisayarından elde edilen izodozlarla karşılaştırması Şekil 4-12'de gösterilmiştir. $E_0= 17,6$ MeV enerji için; ışınlanan filmin Mephisto mc^2 dozimetri programında analizi ile R_{100} değeri 16,1 mm. R_{85} değeri 54,1 mm. R_{50} değeri 74,3 mm., tedavi planlama bilgisayarına su fantomundan yüklenen elektron enerji verileri ile planlama bilgisayarında yapılan plan değerlendirildiğinde R_{100} değeri 16,5 mm. R_{85} değeri 56,3 mm. R_{50} değeri 73,8 mm. olarak bulunmuştur. Enerji tayininde yol gösterici olan R_{50} değeri birbiriyle karşılaştırıldığında aradaki farkın 0,5 mm. olduğu tespit edilmiştir. Su F.C. ve diğ. [23] EBT GafChromic filmlerinin enerjiden, derinlikten, doz fraksiyonizasyonundan, konüs büyüklüğünden ve doz hızından bağımsızlık gösterdiklerini belirtmişlerdir. 17,6 MeV enerjide su fantomu ölçüm değerlerimiz ile film ölçüm değerlerimiz aynı olup literatürü desteklemektedir.

12 adet yeni enerji tespit edilmiştir. Bu enerjiler 7.5, 8.4, 9, 10.8, 11.2, 12.1, 13.5, 15, 15.6, 16, 17 ve 17,2 MeV dir.

$E_0 = 7.5$ MeV enerjisi; 6 MeV (%50) + 9 MeV (%50) enerji oranları ve 6 MeV (%70) + 9 MeV (%30) enerji oranlarında ışınlanan filmlerin Mephisto mc^2 dozimetri programında analizi ile bulunmuştur. 6 MeV (%50) + 9 MeV (%50) oranından elde edilen enerjinin R_{100} değeri 12,1 mm. R_{85} değeri 20,6 mm. R_{50} değeri 32,3 mm., 6 MeV (%70) + 9 MeV (%30) oranından elde edilen enerjinin R_{100} değeri 12,6 mm. R_{85} değeri 20,0 mm. R_{50} değeri 31,4 mm. dir. Tedavi planlama bilgisayarında aynı şartlarda yapılan planlama sonucu; 6 MeV (%50) + 9 MeV (%50) oranında elde edilen enerjinin R_{100} değeri 12,5 mm. R_{85} değeri 20,0 mm. R_{50} değeri 28,5 mm., 6 MeV (%70) + 9 MeV (%30) oranından elde edilen enerjinin R_{100} değeri 12,0 mm. R_{85} değeri 18,4 mm. R_{50} değeri 25,8 mm. dir. Yapılan karşılaştırmada her iki oranlanan enerji için R_{100} ve R_{85} değerlerinde maksimum fark 0,6 mm., R_{50} değerlerinde ise maksimum fark 5,6 mm. bulunmuştur.

$E_0 = 8.4$ MeV enerjisi; 6 MeV (%30) + 9 MeV (%70) enerji oranları ve 7 MeV (%70) + 12 MeV (%30) enerji oranlarında ışınlanan filmlerin Mephisto mc^2 dozimetri programında analizi ile bulunmuştur. 6 MeV (%30) + 9 MeV (%70) oranından elde edilen enerjinin R_{100} değeri 13,2 mm. R_{85} değeri 22,8 mm. R_{50} değeri 35,7 mm., 7 MeV (%70) + 12 MeV (%30) oranından elde edilen enerjinin R_{100} değeri 14,0 mm. R_{85} değeri 22,1 mm. R_{50} değeri 36,6 mm. dir. Tedavi planlama bilgisayarında aynı şartlarda yapılan planlama sonucu; 6 MeV (%30) + 9 MeV (%70) oranında elde edilen enerjinin R_{100} değeri 13,0 mm. R_{85} değeri 23,0 mm. R_{50} değeri 32,0 mm., 7 MeV (%70) + 12 MeV (%30) oranından elde edilen enerjinin R_{100} değeri 13,0 mm. R_{85} değeri 22,3 mm. R_{50} değeri 29,4 mm. dir. Yapılan karşılaştırmada her iki oranlanan enerji için R_{100} ve R_{85} değerlerinde maksimum fark 1 mm., R_{50} değerlerinde ise maksimum fark 7,2 mm. bulunmuştur.

$E_0 = 9$ MeV enerjisi; 6 MeV (%70) + 12 MeV (%30) enerji oranlarında ışınlanan filmin Mephisto mc^2 dozimetri programında analizi ile bulunmuştur. 6 MeV (%70) + 12 MeV (%30) oranından elde edilen enerjinin R_{100} değeri 11,2 mm. R_{85} değeri 19,1 mm. R_{50} değeri 38,4 mm. dir. Tedavi planlama bilgisayarında aynı şartlarda yapılan planlama sonucu; 6 MeV (%70) + 12 MeV (%30) oranında elde edilen enerjinin R_{100} değeri 12

mm. R_{85} değeri 18,4 mm. R_{50} değeri 25,7 mm. dir. Yapılan karşılaştırmada R_{100} ve R_{85} değerlerinde fark 0,8 mm., R_{50} değerinde ise fark 12,7 mm. bulunmuştur.

$E_0 = 10,8$ MeV enerjisi; 6 MeV (%50) + 12 MeV (%50) enerji oranları, 7 MeV (%70) + 15 MeV (%30) enerji oranı ve 7 MeV (%70) + 12 MeV (%50) enerji oranlarında ışınlanan filmlerin Mephisto mc^2 dozimetri programında analizi ile bulunmuştur. 6 MeV (%50) + 12 MeV (%50) oranından elde edilen enerjinin R_{100} değeri 12,2 mm. R_{85} değeri 20,4 mm. R_{50} değeri 45,4 mm., 7 MeV (%70) + 15 MeV (%30) oranından elde edilen enerjinin R_{100} değeri 13,8 mm. R_{85} değeri 22,8 mm. R_{50} değeri 45,8 mm. ve 7 MeV (%70) + 12 MeV (%50) oranından elde edilen enerjinin R_{100} değeri 12,8 mm. R_{85} değeri 24,9 mm. R_{50} değeri 43,1 mm. dir. Tedavi planlama bilgisayarında aynı şartlarda yapılan planlama sonucu; 6 (%50) + 12 (%50) oranında elde edilen enerjinin R_{100} değeri 12,0 mm. R_{85} değeri 20,0 mm. R_{50} değeri 32,8 mm., 7 MeV (%70) + 15 MeV (%30) oranından elde edilen enerjinin R_{100} değeri 13,0 mm. R_{85} değeri 22,0 mm. R_{50} değeri 29,6 mm. ve 7 MeV (%70) + 12 MeV (%50) oranında elde edilen enerjinin R_{100} değeri 13,0 mm. R_{85} değeri 24,0 mm. R_{50} değeri 34,8 mm. dir. Yapılan karşılaştırmada her üç oranlanan enerji için R_{100} ve R_{85} değerlerinde maksimum fark 0,9 mm., R_{50} değerlerinde ise maksimum fark 16,2 mm. bulunmuştur.

$E_0 = 11,2$ MeV enerjisi; 7 MeV (%70) + 18 MeV (%30) enerji oranları, 7 MeV (%30) + 12 MeV (%70) enerji oranı ve 9 MeV (%70) + 15 MeV (%30) enerji oranlarında ışınlanan filmlerin Mephisto mc^2 dozimetri programında analizi ile bulunmuştur. 7 MeV (%70) + 18 MeV (%30) oranından elde edilen enerjinin R_{100} değeri 12,8 mm. R_{85} değeri 22,7 mm. R_{50} değeri 47,4 mm., 7 MeV (%30) + 12 MeV (%70) oranından elde edilen enerjinin R_{100} değeri 14,1 mm. R_{85} değeri 27,3 mm. R_{50} değeri 47,6 mm. ve 9 MeV (%70) + 15 MeV (%30) oranından elde edilen enerjinin R_{100} değeri 18,2 mm. R_{85} değeri 30,6 mm. R_{50} değeri 48 mm. dir. Tedavi planlama bilgisayarında aynı şartlarda yapılan planlama sonucu; 7 (%70) + 18 (%30) oranında elde edilen enerjinin R_{100} değeri 13,0 mm. R_{85} değeri 22,3 mm. R_{50} değeri 29,6 mm., 7 MeV (%30) + 12 MeV (%70) oranından elde edilen enerjinin R_{100} değeri 17,4 mm. R_{85} değeri 25,8 mm. R_{50} değeri 41,3 mm. ve 9 MeV (%70) + 15 MeV (%30) oranında elde edilen enerjinin R_{100} değeri 18,0 mm. R_{85} değeri 29,5 mm. R_{50} değeri 38,5 mm. dir. Yapılan karşılaştırmada her üç

oranlanan enerji için R_{100} ve R_{85} değerlerinde maksimum fark 1,5 mm., R_{50} değerlerinde ise maksimum fark 17,8 mm. bulunmuştur.

$E_0 = 12,1$ MeV enerjisi; 6 MeV (%30) + 12 MeV (%70) enerji oranlarında ışınlanan filmin Mephisto mc^2 dozimetri programında analizi ile bulunmuştur. 6 MeV (%30) + 12 MeV (%70) oranından elde edilen enerjinin R_{100} değeri 13,1 mm. R_{85} değeri 25,2 mm. R_{50} değeri 49 mm. dir. Tedavi planlama bilgisayarında aynı şartlarda yapılan planlama sonucu; 6 MeV (%30) + 12 MeV (%70) oranında elde edilen enerjinin R_{100} değeri 13,0 mm. R_{85} değeri 23,5 mm. R_{50} değeri 42,4 mm. dir. Yapılan karşılaştırmada R_{100} ve R_{85} değerlerinde fark 1,5 mm., R_{50} değerinde ise fark 6,6 mm. bulunmuştur.

$E_0 = 13,5$ MeV enerjisi; 9 MeV (%50) + 15 MeV (%50) enerji oranları ve 12 MeV (%70) + 18 MeV (%30) enerji oranlarında ışınlanan filmlerin Mephisto mc^2 dozimetri programında analizi ile bulunmuştur. 9 MeV (%50) + 15 MeV (%50) oranından elde edilen enerjinin R_{100} değeri 19,7 mm. R_{85} değeri 31,0 mm. R_{50} değeri 57,4 mm., 12 MeV (%70) + 18 MeV (%30) oranından elde edilen enerjinin R_{100} değeri 15,2 mm. R_{85} değeri 38,4 mm. R_{50} değeri 57,2 mm. dir. Tedavi planlama bilgisayarında aynı şartlarda yapılan planlama sonucu; 9 MeV (%50) + 15 MeV (%50) oranında elde edilen enerjinin R_{100} değeri 21,5 mm. R_{85} değeri 31,6 mm. R_{50} değeri 44 mm., 12 MeV (%70) + 18 MeV (%30) oranından elde edilen enerjinin R_{100} değeri 23,0 mm. R_{85} değeri 39,8 mm. R_{50} değeri 50,8 mm. dir. Yapılan karşılaştırmada her iki oranlanan enerji için R_{100} ve R_{85} değerlerinde maksimum fark 7,8 mm., R_{50} değerlerinde ise maksimum fark 13,4 mm. bulunmuştur.

$E_0 = 15$ MeV enerjisi; 9 MeV (%30) + 15 MeV (%70) enerji oranları, 7 MeV (%30) + 15 MeV (%70) enerji oranı ve 6 MeV (%30) + 15 MeV (%70) enerji oranlarında ışınlanan filmlerin Mephisto mc^2 dozimetri programında analizi ile bulunmuştur. 9 MeV (%30) + 15 MeV (%70) oranından elde edilen enerjinin R_{100} değeri 18,1 mm. R_{85} değeri 35,0 mm. R_{50} değeri 62,4 mm., 7 MeV (%30) + 15 MeV (%70) oranından elde edilen enerjinin R_{100} değeri 13,5 mm. R_{85} değeri 26,5 mm. R_{50} değeri 62,8 mm. ve 6 MeV (%30) + 15 MeV (%70) oranından elde edilen enerjinin R_{100} değeri 11 mm. R_{85} değeri 23,2 mm. R_{50} değeri 62,5 mm. dir. Tedavi planlama bilgisayarında aynı şartlarda

yapılan planlama sonucu; 9 MeV (%30) + 15 MeV (%70) oranında elde edilen enerjinin R_{100} değeri 21,5 mm. R_{85} değeri 34,8 mm. R_{50} değeri 53,4 mm., 7 MeV (%30) + 15 MeV (%70) oranından elde edilen enerjinin R_{100} değeri 13,0 mm. R_{85} değeri 26,4 mm. R_{50} değeri 53,3 mm. ve 6 MeV (%30) + 15 MeV (%70) oranında elde edilen enerjinin R_{100} değeri 12,0 mm. R_{85} değeri 22,5 mm. R_{50} değeri 53,3 mm. dir. Yapılan karşılaştırmada her üç oranlanan enerji için R_{100} ve R_{85} değerlerinde maksimum fark 3,4 mm., R_{50} değerlerinde ise maksimum fark 9,7 mm. bulunmuştur.

$E_0 = 15,6$ MeV enerjisi; 12 MeV (%50) + 18 MeV (%50) enerji oranları ve 6 MeV (%50) + 18 MeV (%50) enerji oranlarında ışınlanan filmlerin Mephisto mc^2 dozimetri programında analizi ile bulunmuştur. 12 MeV (%50) + 18 MeV (%50) oranından elde edilen enerjinin R_{100} değeri 24,6 mm. R_{85} değeri 40,5 mm. R_{50} değeri 64,9 mm., 6 MeV (%50) + 18 MeV (%50) oranından elde edilen enerjinin R_{100} değeri 12,8 mm. R_{85} değeri 20,6 mm. R_{50} değeri 65,9 mm. dir. Tedavi planlama bilgisayarında aynı şartlarda yapılan planlama sonucu; 12 MeV (%50) + 18 MeV (%50) oranında elde edilen enerjinin R_{100} değeri 23,2 mm. R_{85} değeri 42,3 mm. R_{50} değeri 56,5 mm., ve 6 MeV (%50) + 18 MeV (%50) oranından elde edilen enerjinin R_{100} değeri 12 mm. R_{85} değeri 19,4 mm. R_{50} değeri 38 mm. dir. Yapılan karşılaştırmada her iki oranlanan enerji için R_{100} ve R_{85} değerlerinde maksimum fark 1,4 mm., R_{50} değerlerinde ise maksimum fark 26,9 mm. bulunmuştur

$E_0 = 16$ MeV enerjisi; 9 MeV (%50) + 18 MeV (%50) enerji oranlarında ışınlanan filmin Mephisto mc^2 dozimetri programında analizi ile bulunmuştur. 9 MeV (%50) + 18 MeV (%50) oranından elde edilen enerjinin R_{100} değeri 19,3 mm. R_{85} değeri 32,7 mm. R_{50} değeri 67,3 mm. dir. Tedavi planlama bilgisayarında aynı şartlarda yapılan planlama sonucu; 9 MeV (%50) + 18 MeV (%50) oranında elde edilen enerjinin R_{100} değeri 18,0 mm. R_{85} değeri 32,0 mm. R_{50} değeri 46,5 mm. dir. Yapılan karşılaştırmada R_{100} ve R_{85} değerlerinde maksimum fark 1,3 mm., R_{50} değerlerinde ise fark 20,8 mm. bulunmuştur.

$E_0 = 17$ MeV enerjisi; 9 MeV (%30) + 18 MeV (%70) enerji oranları ve 12 MeV (%30) + 18 MeV (%70) enerji oranlarında ışınlanan filmlerin Mephisto mc^2 dozimetri programında analizi ile bulunmuştur. 9 MeV (%30) + 18 MeV (%70) oranından elde

edilen enerjinin R_{100} değeri 18,3 mm. R_{85} değeri 33,8 mm. R_{50} değeri 71,3 mm., 12 MeV (%30) + 18 MeV (%70) oranından elde edilen enerjinin R_{100} değeri 21,5 mm. R_{85} değeri 44 mm. R_{50} değeri 71,7 mm. dir. Tedavi planlama bilgisayarında aynı şartlarda yapılan planlama sonucu; 9 MeV (%30) + 18 MeV (%70) oranında elde edilen enerjinin R_{100} değeri 18,0 mm. R_{85} değeri 34,5 mm. R_{50} değeri 66,5 mm., 12 MeV (%30) + 18 MeV (%70) oranından elde edilen enerjinin R_{100} değeri 18,0 mm. R_{85} değeri 44,5 mm. R_{50} değeri 66,5 mm. dir. Yapılan karşılaştırmada her iki oranlanan enerji için R_{100} ve R_{85} değerlerinde maksimum fark 2,5 mm., R_{50} değerlerinde ise maksimum fark 5,2 mm. bulunmuştur.

$E_0 = 17,2$ MeV enerjisi; 6 MeV (%30) + 18 MeV (%70) enerji oranları ve 7 MeV (%30) + 18 MeV (%70) enerji oranlarında ışınlanan filmlerin Mephisto mc² dozimetri programında analizi ile bulunmuştur. 6 MeV (%30) + 18 MeV (%70) oranından elde edilen enerjinin R_{100} değeri 13,0 mm. R_{85} değeri 23,7 mm. R_{50} değeri 72,6 mm., 7 MeV (%30) + 18 MeV (%70) oranından elde edilen enerjinin R_{100} değeri 12,6 mm. R_{85} değeri 26,5 mm. R_{50} değeri 72,5 mm. dir. Tedavi planlama bilgisayarında aynı şartlarda yapılan planlama sonucu; 6 MeV (%30) + 18 MeV (%70) oranında elde edilen enerjinin R_{100} değeri 12,5 mm. R_{85} değeri 22,4 mm. R_{50} değeri 66,0 mm., 7 MeV (%30) + 18 MeV (%70) oranından elde edilen enerjinin R_{100} değeri 13,0 mm. R_{85} değeri 22,4 mm. R_{50} değeri 66,0 mm. dir. Yapılan karşılaştırmada her iki oranlanan enerji için R_{100} ve R_{85} değerlerinde maksimum fark 0,7 mm., R_{50} değerlerinde ise maksimum fark 6,6 mm. bulunmuştur.

Yeni tespit edilen bu enerji değerleri tedavi planlama bilgisayarında aynı şartlarda oluşturulan değerleriyle karşılaştırıldığında anlamlı farkın R_{50} değerinde olduğu tespit edilmiştir. Ding G.X. ve diğ. [16] 18 MeV elektron enerjisinde farklı fantom materyallerinde merkezi eksen boyunca ana enerji değerini tespit etmişler ve derin doz eğrilerini hesaplamışlar; su, PMMA, grafit, polystyren ve beyaz polystyren fantomlar arasındaki farkları göstermişlerdir. EBT GafChromic film ışınlarken yoğunluğu 1,055 gr/cm³ olan beyaz polystyrene fantom, tedavi planlama bilgisayarında plan yaptığımız fantom ise yoğunluğu 1 gr/cm³ su yoğunluğuna eşit fantom idi. Biz de bu farkın kullandığımız beyaz polystyrene fantom materyalinden kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Tablo 4-12 de, 9 MeV (%70) + 15 MeV (%30) enerji oranlarıyla EBT GafChromic filmin Mephisto mc^2 dozimetri programında analizine göre; R_{100} değeri 18,2 mm. R_{85} değeri 30,6 mm. R_{50} değeri 48 mm. dir. 9 MeV (%70) + 15 MeV (%30) enerji oranlarıyla R_{50} derinliğindeki gerçek enerji değerine ayarlatılan ONCOR medikal lineer hızlandırıcı cihazının EBT GafChromic filminin ışınlanmasından sonraki R_{100} değeri 17,0 mm. R_{85} değeri 33,6 mm. R_{50} değeri 47,6 mm. olarak bulunmuştur. Zhang ve diğ. [24] yaptıkları çalışmada, 4, 6, 9, 12, 16, ve 20 MeV enerjilere sahip Varian marka medikal lineer hızlandırıcı cihazında 7 ve 11 MeV iki elektron enerjiye ihtiyaç duyulmuş ve 9 MeV gerçek enerjiyi ayarlayarak 7 MeV enerjisini, 12 MeV gerçek enerjiyi ayarlayarak 11 MeV enerjisini elde etmişlerdir. Bu enerjilerin dozimetrik ölçümlerini yaparak ölçüm verilerini tedavi planlama bilgisayarına yüklemişler ve bu enerji değerlerini lineer hızlandırıcıda hafızaya alarak klinikte kullanılmasını sağlamışlardır. Bizim çalışmamızda, 9 MeV (%70) + 15 MeV (%30) enerji oranlarıyla elde ettiğimiz sanal enerjinin R_{50} değerine göre servis mühendisine ayarlattırdıktan sonra aynı şartlarda ışınladığımız EBT GafChromic filmin analizi sonucu dozimetri değerlerimizin ayarladığımız enerjiyle aynı olduğu tespit edilmiştir.

Çalışmanın sonunda, tedavi planlama bilgisayarında tedavi planı yaparken hastada uygun doz dağılımı elde etmek için farklı enerji seviyesindeki elektron demetleri doz ağırlıkları değiştirilerek birlikte kullanılabilmesi görülmüştür. Kullanılan bu farklı enerji seviyesindeki ve farklı doz ağırlığındaki ışın demetlerinin oluşturduğu yeni sanal enerjilerin dozimetrisinin yapıldıktan sonra klinik uygulamaya geçilmesinin gerektiğini önermekteyiz.

KAYNAKLAR

1. KHAN F.M. 1994. *The Physics of Radiation Therapy*. Williams & Wilkins; Minnesota. 0-683-04502-4
2. KLEVENHAGEN S.C. 1985. *Physics of Electron Beam Therapy*. Bristol: "Adam Hilger Ltd. in collaboration with the Hospital Physicist" Association.,0143-0203;13
3. PODGORSK E.B. IAEA. 2005. *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. Vienna.
4. IAEA. 1997. *The Use of Plane-Parallel Ionization Chambers in High-Energy Electron and Photon Beams. An International Code of Practice for Dosimetry*. Technical Report Series No.381. Vienna.
5. KARZMARK C.J. 1984. *Advances in Linear Accelerator Design for Radiotherapy*. Med.Phys., Vol.11 No.2: 105-128.
6. AAPM. REPORT NO. 32. 1991. *Clinical Electron-Beam Dosimetry*. Report of Task Group No. 25. Radiation Therapy Committee. New York.
7. DEMİR B., OKUTAN M., ÇAKIR A., GÖKSEL E., BİLGE H. 2009. *The effect of oblique electron beams to the surface dose under the bolus*. Med Dosim. 34(4):311-6.
8. GINZTON L.E., NUNAN C.S. 1985. *History of Microwave Electron Linear Accelerators for Radiotherapy*. Radiation Oncology Biol. Phys. Vol.,(11) No.2: 205-216.
9. AAPM. REPORT NO. 46. 1994. *Comprehensive QA for Radiation Oncology*. Report of Task Group No. 40. Radiation Therapy Committee. New York.
10. IAEA. 1987. *Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams. An International Code of Practice for Dosimetry*. Technical Report Series No.277. Vienna.
11. KIRBY T.H., GASTORF R. J., WILLIAM F., BERKLEY, L.W., GAGNON W.F., HAZLE J.D. 1985. *Electron beam central axis depth dose measurements*. Med. Phys.,12 (3): 357-361.
12. O'BRIEN P., MICHEALS H.B., ALDRICH J.E. AND ANDREW J.W. 1985. *Characteristics of electron beams from a new 25-MeV linear accelerator*. Med.Phys.; 12 (6): 799-805.
13. VOLKOV B. 2010. Elektron. Wikipedia, Özgür Ansiklopedi. <http://tr.wikipedia.org/wiki/Elektron>. 14.06.2010
14. PODGORSK E.B. 2006. *Radiation Physics for Medical Physicists*. Springer. Berlin.

15. ICRU. 1984. Report No.35. *Radiation dosimetry: electron beams with energies between 1 and 50 MeV*. Bethesda.
16. DING G.X., AND ROGERS D. W. O. 1996. *Mean Energy, energy-range relationships and depth-scaling factors for clinical electron beams*. Med. Phys. 23 (3): 361-376
17. CLIFFORD CHAO K.S., PEREZ C.A., BRADY L.W. ED. GEMİCİ C., MAYADAĞLI A., PARLAK C. çevirici editörler. 2004. *Radyasyon Onkolojisi Tedavi Kararları*. Nobel Tıp Kitapevleri Ltd. Şti. İstanbul.
18. ÖZTÜRK N., KEMİKLER G. BİLGE H., YILMAZ Ş.B. 2002. *Elektron Ark Işınlamasında X-Işını Kontaminasyonu*. Türk Onk. Der.; Cilt 17 Sayı 4: 155-159.
19. PTW-FREIBURG, Instruction RW3 Slab Phantom, 2007.
20. PTW-FREIBURG, TBA Sistem Kataloğu, 2005.
21. GAFCHROMIC® EBT, Product Brochure, 2006.
22. EPSON, Expression 10000 XL Broşür, 2004/2005.
23. SU F-C., LIU Y., STATHAKIS S., SHI C., ESQUİVEL C., PAPANIKOLAOU N. 2007. *Dosimetry characteristic of GafChromic EBT film responding to therapeutic electron beams*. Applied Radiation and Isotopes 65, 1187-1192.
24. ZHANG S., LIENSGSAWANGWONG P., LINDSAY P., PRADO K., SUN T-L., STEADHAM R., WANG X., SALEHPOUR M.R., GILLIN M., 2009. *Clinical implementation of electron energy changes of varian linear accelerators*. Journal of Applied Clinical Medical Physics; Vol 10, No:4, 177-187.

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Ad ve Soyad : Murat OKUTAN
Doğum Yeri : İstanbul
Doğum Tarihi : 22.05.1970
Adres : İ.Ü. Onkoloji Enstitüsü Çapa/ İstanbul
Telefon : 0212 4142432-34119
Fax : 0212 5348078

EĞİTİM VE İŞ DENEYİMİ

Lise : Kabataş Erkek Lisesi
Üniversite : İstanbul Üniversitesi, Fen Fakültesi, Fizik Bölümü
Yüksek Lisans : İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Tıbbi
Radyofizik Bilim Dalı
Çalıştığı Yer : İstanbul Üniversitesi, Onkoloji Enstitüsü