

**RADYOTERAP DE KULLANILAN HARD WEDGE' N
DOZ DA ILIMINA ETK S N N NCELENMES**

Sümevra YILDIRIM

**Yüksek Lisans Tezi
Fizik Anabilim Dalı
Yrd. Doç. Dr. brahim Y TO LU**

2013

Her Hakkı Saklıdır

T.C.
GAZ OSMANPA A ÜN VERS TES
FEN B L MLER ENST TÜSÜ
F Z K ANAB L M DALI

YÜKSEK L SANS TEZ

RADYOTERAP DE KULLANILAN HARD WEDGE' N DOZ
DA İLİMİNA ETK S N N NCELENMES

Sümevra YILDIRIM

TOKAT
2013

Her hakkı saklıdır

Yrd. Doç. Dr. İbrahim YİĞİTOĞLU danışmanlığında Sümeyra YILDIRIM tarafından hazırlanan bu çalışma 14/06/2013 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından oy birliği ile Fizik Anabilim Dalı'nda Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan: Doç. Dr. Erhan ESER

İmza: ...

Üye: Yrd. Doç. Dr. Betül MAVİ

İmza: ...

Üye: Yrd. Doç. Dr. İbrahim YİĞİTOĞLU

İmza: ...

Yukarıdaki sonucu onaylarım



Doç. Dr. Naim ÇAĞMAN

Enstitü Müdürü

14.06/2013

TEZ BEYANI

Tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu tezin yazılmasında bilimsel ahlak kurallarına uyuldu unu, ba kalarının eserlerinden yararlanılması durumunda bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunuldu unu, tezin içerdi i yenilik ve sonuçların ba ka bir yerden alınmadı ını, kullanılan verilerde herhangi bir tahrifat yapılmadı ını, tezin herhangi bir kısmının bu üniversite veya ba ka bir üniversitedeki ba ka bir tez çalı ması olarak sunulmadı ını beyan ederim.

Sümevra YILDIRIM

14.06.2013

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

RADYOTERAPİDE KULLANILAN HARD WEDGE' NİN DOZ DAĞILIMINA
ETKİSİNİN İNCELENMESİ

SümeYra YILDIRIM

Gaziosmanpaşa Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Fizik Anabilim Dalı

Danışman: Yrd. Doç. Dr. İbrahim YILMAZ

Bu çalışmada, $d=10\text{cm}$ sabit derinlik ve $15\text{cm}\times 15\text{cm}$ alan da 6 MV - 18 MV enerjili foton demetleri için kullanılan hardwedge' in doz dağılımına etkisi araştırıldı. Ölçümlerde Siemens marka Oncor Impression model lineer hızlandırıcı, 100 cm kaynak cilt mesafesinde (SSD) PTW marka silindirik iyon odası ve katı su fantomu kullanıldı. Ölçümler 15° , 30° , 45° ve 60° 'lik hardwedge' lerin hem 3RW hem de 4RW yönleri için yapıldı. Elde edilen değerler 0 (sıfır) noktasına göre normalize edildi ve tedavi planlama sistemindeki veriler kullanılarak sapma miktarı hesaplandı. Son olarak, kullanılan alan boyutu, SSD, derinlik (d), hard wedge'in yönü ve derecesi için X O programı kullanılarak tedavi planlama sistemi için gerekli sonuçlar elde edildi. Elde edilen sonuçlar tedavi planlama sistemindeki sonuçlarla karşılaştırıldı ve uyum içinde olduğu bulundu.

2013, 54 sayfa

Anahtar Kelimeler: Hardwedge, Doz dağılımı, Radyoterapi

ABSTRACT

M. Sc. Thesis

INVESTIGATION OF THE EFFECT OF HARD WEDGE USED IN RADIOTHERAPY ON THE DOSE DISTRIBUTION

Sümeyra YILDIRIM

Gaziosmanpa a University
Graduate School of Natural and Applied Sciences
Department of Physics

Supervisor: Assist. Prof. brahim Y TO LU

In this study, the effect of hard wedge on the dose distributions at $d=10$ cm constant depth and the field size of $15\text{cm} \times 15\text{cm}$ for 6 MV and 18 MV photon beams was investigated. In the measurements, a Siemens Oncor Impression model linear accelerator, a PTW model cylindrical ion chamber, and a solid water phantom at 100cm source-skin distance was used. The measurements were made for both 3RW and 4RW directions of 15^0 , 30^0 , 45^0 and 60^0 hard wedges. The obtained values were normalized to the zero (0) point, and the amount of deviation were calculated using the data in treatment planning system. Finally, using XIO program for the field size, source-surface distance, depth, the direction and degree of hard wedge, the needed results was obtained for treatment planning system. These values were compared with the results in treatment planning system, and found to be in agreement.

2013, 54 pages

Keywords: Hard wedge, Dose distribution, Radiotherapy

ÖNSÖZ

Bu tezin hazırlanmasında ilgi ve desteğini esirgemeyen, çalışmamın her türlü aamasında karılaştırdığım zorluklarda bana yol gösteren çok değerli Danışmanım Yrd. Doç. Dr. brahim YILMAZ ve hocam Doç. Dr. Erhan ESER'e her zaman yanımda olduğumu için teşekkür ederim.

Bu çalışmayı gerçekleştirdiğimiz Atatürk Göğüs Hastalıkları ve Göğüs Cerrahisi Eğitim ve Araştırma Hastanesine ve çalışmamızda karılaştığımız zorluklarda yardımını esirgemeyen Fatih Çallı Kahraman'a teşekkür ederim.

Ayrıca bana sabır gösterip maddi ve manevi her zaman yanımda olan babam Hacı YILDIRIM'a , annem Beyhan YILDIRIM 'a , kardeşlerime ve yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen arkadaşım Çağrı YAMÇIÇIER'e teşekkür etmeyi bir borç bilirim.

Sümevra YILDIRIM
Haziran-2013

Ç İNDEK İLER

Sayfa

ÖZET.....	i
ABSTRACT	ii
ÖNSÖZ.....	iii
Ç İNDEK İLER.....	iv
S İMGELER ve KISALTMALAR D İZ İNİ	vi
EK İLLER D İZ İNİ	vii
Ç İZELGELER D İZ İNİ	ix
1. G İRİ	1
2. L İTERATÜR ÖZET	3
2.1 Radyasyonun Tanımı ve Türleri.....	3
2.2. Radyasyonun Kaynakları.....	4
2.2.1. Doğal Radyasyon Kaynakları.....	4
2.2.2. Yapay Radyasyon Kaynakları.....	5
2.3. Yüklü Parçacıkların Etkileşimi.....	6
2.4. Elektronlar.....	6
2.5. X-İnları.....	7
2.6. Fotonun Madde ile Etkileşimi	8
2.6.1. Kohorent Saçılma.....	9
2.6.2. Fotoelektrik Olay.....	9
2.6.3. Compton Olayı.....	10
2.6.4. Çift Oluşum	11
2.7. Radyasyon Ölçü Birimleri ve Dozimetrik Değerler.....	12
28. Medikal Lineer Hızlandırıcılar.....	14
2.8.1. Lineer Hızlandırıcının İnflama Kafa Yapısı.....	16
2.9. Kama (Wedge) Filtreler.....	17
2.10. Fantomlar.....	18
2.11. İyon Odaları	19
2.12. Açık Alanlarda İnflama Süresi Hesabı.....	19
2.12.1. SSD Tekniği.....	20
2.12.2. SAD Tekniği.....	20

2.13. Radyoterapi.....	20
2.13.1. Radyoterapi Nasıl Uygulanır.....	21
3. MATERYAL ve YÖNTEM.....	22
3.1. Materyal.....	22
3.1.1 Lineer Hızlandırıcı.....	22
3.1.2 yon Odası.....	23
3.1.3. RW3 Katı Su Fantomu.....	24
3.1.4 Elektrometre.....	25
3.1.5. Kama Filtre.....	25
3.2 Yöntem.....	27
4. BULGULAR.....	28
5. TARTI MA ve SONUÇ.....	45
KAYNAKLAR	
ÖZGEÇM	

S MGE ve KISALTMALAR D Z N

Simge

Açıklama

mm	Milimetre
cm	Santimetre
m	Metre
keV	Kilo elektrovolt
MeV	Milyon elektrovolt
MV	Mega volt
<i>coh</i>	Fotoelektrik olayındaki azalım katsayısı
	Koherent saçılma azalım katsayısı
<i>c</i>	Compton etkisi için azalım katsayısı
	Çift olu umun azalım katsayısı
Sv	Sievert
mSv	Mili Sievert
Co	Kobalt
Q	Kalite faktörü
W_T	Doku a ırlık faktörü
AC	Alternatif akım

Kısaltmalar

Açıklama

SAD	Kaynak eksen mesafesi (Source Axis Distance)
SSD	Kaynak cilt mesafesi (Source Skin Distance)
SI	Uluslar arası birim sistemi
ICRP	The international Commission on Radiological Protection and Measurement
TAEK	Türkiye Atom ve Enerji Kurumu
MU	I ınlanma süresi
RT	Radyoterapi
TPS	Tedavi Planlama Sistemi

EK LLER D Z N

	<u>Sayfa</u>
ekil 2.1	Radyasyon türleri 3
ekil 2.2	X-I ını tüpü..... 7
ekil 2.3	Kohorent saçılma..... 9
ekil 2.4	Fotoelektrik olay..... 9
ekil 2.5	Compton saçılması..... 10
ekil 2.6	Çift olu um..... 11
ekil 2.7	Lineer hızlandırıcı yapısı..... 15
ekil 2.8	Lineer hızlandırıcı kafa yapısı..... 16
ekil 3.1	Siemens Oncor Impression M5395..... 22
ekil 3.2	yon odası..... 23
ekil 3.3	Katı su fantomu..... 24
ekil 3.4	PTW Unidos Elektrometre..... 25
ekil 3.5	Kama filtre..... 26
ekil 3.6	a) Kama filtrenin olmadı ı durum. b) Kama filtreli durum..... 26
ekil 4.1	6 MV enerjili fotonlar için 3RW15M'lik hard wedge'in doz miktarına etkisi..... 29
ekil 4.2	6 MV enerjili fotonlar için 4RW15M'lik hard wedge'in doz miktarına etkisi..... 30
ekil 4.3	6 MV enerjili fotonlar için 3RW30M'lik hard wedge'in doz miktarına etkisi..... 31
ekil 4.4	6 MV enerjili fotonlar için 4RW30M'lik hard wedge'in doz miktarına etkisi..... 32
ekil 4.5	6 MV enerjili fotonlar için 3RW55M'lik hard wedge'in doz miktarına etkisi..... 33
ekil 4.6	6 MV enerjili fotonlar için 4RW45M'lik hard wedge'in doz miktarına etkisi..... 34
ekil 4.7	6 MV enerjili fotonlar için 3RW60M'lik hard wedge'in doz miktarına etkisi..... 35
ekil 4.8	6 MV enerjili fotonlar için 4RW60M'lik hard wedge'in doz miktarına etkisi..... 36
ekil 4.9	18 MV enerjili fotonlar için 3RW15M'lik hard wedge'in doz miktarına etkisi..... 37
ekil 4.10	18 MV enerjili fotonlar için 4RW15M'lik hard wedge'in doz miktarına etkisi..... 38
ekil 4.11	18 MV enerjili fotonlar için 3RW30M'lik hard wedge'in doz miktarına etkisi..... 39
ekil 4.12	18 MV enerjili fotonlar için 4RW30M'lik hard wedge'in doz miktarına etkisi..... 40

ekil 4.13	18 MV enerjili fotonlar için 3RW45M'lik hard wedge'in doz miktarına etkisi.....	41
ekil 4.14	18 MV enerjili fotonlar için 4RW45M'lik hard wedge'in doz miktarına etkisi.....	42
ekil 4.15	18 MV enerjili fotonlar için 3RW60M'lik hard wedge'in doz miktarına etkisi.....	43
ekil 4.16	18 MV enerjili fotonlar için 4RW60M'lik hard wedge'in doz miktarına etkisi.....	44

ÇİZELGELER D Z N

	<u>Sayfa</u>
Çizelge 2.1 Kalite faktörü.....	13
Çizelge 2.2 Doku a ırılık faktörü.....	13
Çizelge 2.3 Diagnostik Radyolojide verilen ortalama efektif dozlar.....	14
Çizelge 3.1 0.6 cc iyon odası teknik özellikleri.....	24
Çizelge 4.1 6 MV enerjili 3RW15M hard wedge'in doz ölçümleri ve hesaplamaları.....	29
Çizelge 4.2 6 MV enerjili 4RW15M hard wedge'in doz ölçümleri ve hesaplamaları.....	30
Çizelge 4.3 6 MV enerjili 3RW30M hard wedge'in doz ölçümleri ve hesaplamaları.....	31
Çizelge 4.4 6 MV enerjili 4RW30M hard wedge'in doz ölçümleri ve hesaplamalar.....	32
Çizelge 4.5 6 MV enerjili 3RW45M hard wedge'in doz ölçümleri ve hesaplamaları.....	33
Çizelge 4.6 6 MV enerjili 4RW45M hard wedge'in doz ölçümleri ve hesaplamaları.....	34
Çizelge 4.7 6 MV enerjili 3RW60M hard wedge'in doz ölçümleri ve hesaplamaları.....	35
Çizelge 4.8 6 MV enerjili 4RW60M hard wedge'in doz ölçümleri ve hesaplamaları.....	36
Çizelge 4.9 18 MV enerjili 3RW15M hard wedge'in doz ölçümleri ve hesaplamaları.....	37
Çizelge 4.10 18 MV enerjili 4RW15M hard wedge'in doz ölçümleri ve hesaplamaları.....	38
Çizelge 4.11 18 MV enerjili 3RW30M hard wedge'in doz ölçümleri ve hesaplamaları.....	39
Çizelge 4.12 18 MV enerjili 4RW30M hard wedge'in doz ölçümleri ve hesaplamaları.....	40
Çizelge 4.13 18 MV enerjili 3RW45M hard wedge'in doz ölçümleri ve hesaplamaları.....	41
Çizelge 4.14 18 MV enerjili 4RW45M hard wedge'in doz ölçümleri ve hesaplamaları.....	42
Çizelge 4.15 18 MV enerjili 3RW60M hard wedge'in doz ölçümleri ve hesaplamaları.....	43
Çizelge 4.16 18 MV enerjili 4RW60M hard wedge'in doz ölçümleri ve hesaplamaları.....	44

1. G R

Radyasyonun doza etkisi dedi imizde aklıma gelenler ilk olarak radyasyon ve doz nedir soruları olmu tur. Radyasyon kısaca elektromanyetik dalgalar veya parçacıklar biçimindeki enerjinin yayılımı ya da aktarımıdır. Radyasyon dozu veya kısaca doz ise hedef ortamın gramında depolanan enerji miktarıdır. Radyasyonun dozunu hesaplarken dikkat etmemiz gereken üç adım vardır.

- Parçacık veya foton sayısının belirlenmesi,
- Enerjinin saklanacağı ortam kütlesinin belirlenmesi,
- Etkileme modelinden depolanan enerji miktarı belirlenir.

Bir kaynaktan yayınlanan tüm radyasyonlar için yukarıdaki üç adım öncelikli olarak uygulanmalıdır. Fakat farklı tür radyasyonlar, doku içerisinde farklı derinliklere ulaşabileceklerinden dolayı radyasyon dozu da farklı bölgeler için düzenlenmelidir. So urulan dozun do ru olarak hesaplanabilmesi için doku içerisindeki enerji kayıplarından oluşacak azalmayı anlamak önemli olacaktır. Radyasyonun tipi, enerjisi ve hedef ortam gibi enerji depolanmasını etkileyen bazı faktörler vardır. Radyasyon ister parçacık isterse de foton biçiminde olsun ortamdaki saçılma ve so urma gibi etkilemelerle uyarılmalara ve iyonizasyonlara neden olacaktır. Parçacıkların enerjilerindeki de i iklikler durdurma gücü terimi ile belirlenir. Durdurma gücü, bir malzeme içerisinde geçen yüklü parçacıkların enerji kaybetme hızı olarak tanımlanır. Fotonlar madde içerisinde yol alırken uzun menzilli etkilemezler, sadece lokal veya kesikli etkilemeler geçirirler. Kısaca Coulomb veya nükleer kuvvete maruz kalmazlar. Bu nedenle, bir foton demeti herhangi bir malzeme içerisinde ilerlerken, etkileme geçiren fotonlar demetten ayrıldıkça demetin iddeti de azalır. Düşük enerjili fotonlar sadece bir kez etkileme ve tek bir birincil elektron oluşturur ve o an elektronların gama ışınları ile etkilemesi sonucu olarak fotoelektrik so urma gerçekleşir. Orta enerjili (0,5-1,0 MeV) fotonlar ise birkaç kez etkileme imden enerjileri bitene kadar birkaç birincil elektron oluştururken genellikle Compton saçılması gerçekleşir.

Yüksek enerjili fotonlar ise madde-antimadde çifti oluşturabilecek ve böylece ikincil elektronlar oluşturacaktır. Madde içinde etkilemeye uğramayan fotonların enerjileri sabit kalır ve böylece belli bir malzeme kalınlığı içerisinde bir fotonun etkilemeye olasılığı da fotonun enerjisi ne olursa olsun sabit kalır. Yüksek enerjili fotonlar (>1,02 MeV) da çift oluşturum yaparak etkileşirler (Martin, 2011).

Yonize eden radyasyon kaynaklarının, özellikle nükleer tıp, radyoterapi ve radyoloji gibi insan sağlığını ilgilendiren alanlarda kullanımının artması, radyasyonun hedef maddeyle etkileşiminde göz önünde tutulması gereken parametrelerin daha dikkatli ölçülmesi ve hesaplanması gereğini öne çıkarmaktadır. Hedef maddeye verilecek tedavi edici radyasyon dozunun hesaplanmasında, maddenin etkin atom numarası, elektron veya atom yarımadası, radyasyonun madde içinde hareketi ve soğurulması gibi fenomenlerin iyi bilinmesi gereklidir. Radyasyonun ortam içindeki hareketinin tanımlanmasında en önemli parametreler, kütle azalma katsayısı ve durdurma gücü olacaktır. Bu büyüklüklerin belirlenmesi için pek çok çalışma gerçekleştirilmiştir (Hubbell, 1982; Hubbell ve Seltzer, 1995; Gerward ve ark., 2001; Chantler, 1995).

Bu çalışmada, 15 cm x 15 cm alan da d=10 cm sabit derinlikte, 6 MV ve 18 MV enerjili foton demetleri için kullanılan hard wegde' in 3RW ve 4RW yönleri için doz dağılımına etkisi incelendi. Ölçümlerde Siemens marka Oncor Impression model lineer hızlandırıcı, 100 cm kaynak cilt mesafesinde PTW marka silindirik iyon odası ve katı su fantomu kullanıldı.

2. L TERATÜR ÖZET

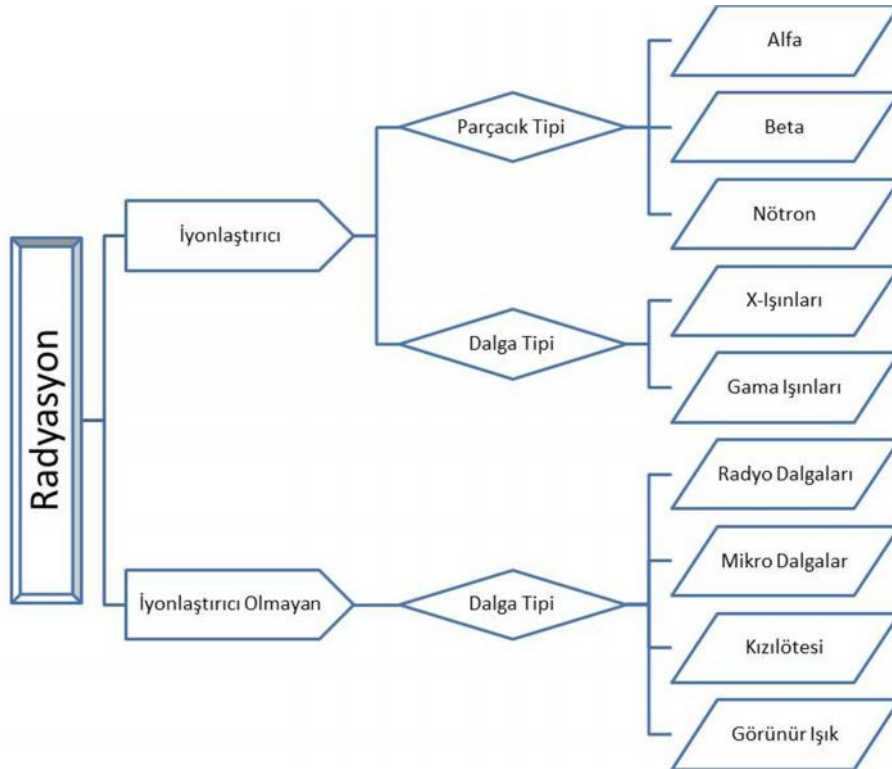
2.1. Radyasyonun Tanımı ve Türleri

Çekirdek içerisinde proton ve nötron oranı dengesiz oldu unda ortaya kararsız bir çekirdek çıkar. Bu çekirdekler kararlı hale geçerken etrafına çe itli ı malar yapar. Bu olay sırasında etrafa yayılan ı nlarla radyasyon denir. Radyasyonu tanımlamada üç ana parametre kullanılır.

1-) Enerjisi

2-) Türü

3-) Kayna ı



ekil 2.1 Radyasyon türleri

Enerji türlerine göre dü ük enerjili radyasyon (iyonize olmayan radyasyon) etkile ti i materyal içerisindeki atomları yeteri kadar enerjisi olmadı ı için iyonize edemez ve

sadece uyarabilir. Yüksek enerjili radyasyon (iyonize radyasyon) ise atomdan elektron koparabilen radyasyon türüdür. Enerjiyi taşıyan elektromanyetik radyasyon çekirdekten yayımlanıyorsa gama, yörüngeden yayımlanıyorsa X-ışını olarak tanımlanır.

2.2. Radyasyon Kaynakları

Yeryüzündeki tüm canlılar ve cansızlar havada, suda, toprakta, hatta kendi vücutları içerisinde doğal radyasyon kaynakları ve bunlara ek olarak insanlar tarafından üretilen yapay radyasyon kaynaklarının her gün 1 mSv'ine maruz kalmaktadırlar. Vücudumuza solunum ve sindirim yollarıyla, hava, su, tüm bitkisel ve hayvansal besinlerde az da olsa bulunan radyoaktif maddeler alınmakta, bunlarda zamanla çeşitli organlarda birikmektedir. Buna ek olarak kozmik ışınlardan ve yerkürede bulunan doğal radyoaktif maddelerden etkilendiğimiz de düşünüldüğünde, insan vücudu hem iç hem de dış radyasyon ışınlanmasına doğal olarak maruz kalmaktadır (Anonim, 2013).

Radyasyon kaynakları kaynağına göre ikiye ayrılmaktadır;

- Doğal radyasyon kaynakları
- Yapay radyasyon kaynakları

2.2.1. Doğal Radyasyon Kaynakları

Doğal radyasyon kaynakları ve insanda oluşturdukları doz değerleri, doğal radyasyondan kaynaklanan ışınlanma, uzaydan dünya atmosferine gelen yüksek enerjili kozmik ışınlara ait parçacıklardan ve yer kabuğunda (toprak, hava, su, bitkiler ve diğer canlılar) bulunan doğal radyoaktif izotoplardan olmak üzere iki nedenden kaynaklanır. Dünyamız uzaydan gelen yüksek enerjili parçacıklarla sürekli olarak bombardıman edilmektedir. Yüksek enerjili parçacıkların büyük bir çoğunluğu atmosfere ulaşan protonlardır. Güneşin aktif durumuna, yerin manyetik alanına ve yerküreden yüksekliğe bağlı olarak kozmik ışınlardan yansıyan protonların yoğunluğu değişir. Protonlar elektrik yüklü parçacıklar olduklarından atmosfere ulaştıklarında dünyanın manyetik alanının etkisine girerler. Bu nedenle kozmik ışınlardan yansıyan protonların yoğunluğu ekvatorlardan kutuplara gidildikçe artar. Böylece,

insanların aldığı radyasyon enlem arttıkça artar. Kozmik ınlardan kaynaklanan yer seviyesindeki yıllık etkin doz enlem ve yükseklikle de i sde 0,4 mSv civarındadır. (TAEK, 2010)

Dünyanın olu umundan itibaren yerkabu unda do al olarak bulunan radyoizotoplar, vücudumuzu iki ekilde ı nlanmaya maruz bırakırlar:

- Dı ı nlanma
- ç ı nlanma

nsan vücudunun dı kaynaklı ı nlanmaya maruz kalmasının temel nedeni do al olarak bulunan U-238 ve Th -232 serilerinden ve K-40 radyoizotoplarından kaynaklanan gama ı nlarıdır. Bu radyoizotoplar, insan vücudu içerisinde ayrıca bulunmakta ve gama ı nlarında oldu u gibi, alfa ve beta parçacıkları ile çe itli organlarda iç ı nlanmaya neden olmaktadır

2.2.2. Yapay Radyasyon Kaynakları

Yapay radyasyon insanlar tarafından çe itli amaçlarla üretilmi radyoaktif izotopların kullanımından kaynaklanmaktadır. Bu radyasyon kaynakları tedavi amaçlı radyoterapide, te his amaçlı ise röntgen, tomografi ve sintigrafi çekimlerinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Ayrıca endüstride kalite kontrol, gıda sektöründe ürünlerin raf ömrünü uzatmak için sterilizasyonda ve nükleer reaktörlerde enerji üretiminde radyoaktif maddelerden faydalanılmaktadır.

Tıbbi alanda hastalıkların te his ve tedavisinde önemli rol oynar. Endüstriyel alanda, X ve gama ı nlardan yararlanılarak röntgen filmleri çekilen endüstriyel ürünlerin kalınlı ı, nemi, yo unlu u ve (borular, buhar kazanları, her türlü makine aksamaları, vs.) her hangi bir hata içerip içermedi i tespit edilebilmektedir.

Atmosferde gerçekleştirilen nükleer bomba denemeleri sonucu meydana gelen radyoaktif serpintiler, radyoaktif çevre kirlili ine neden olan en büyük yapay radyasyon kayna ıdır. Ayrıca, televizyonlar, duman detektörleri, fosforlu saatler, paratonerler ve lüks lambası fitilleri gibi bazı tüketici ürünleri de az miktarlarda da olsa uranyum, radyum, potasyum-40 ve toryum gibi radyoaktif madde içerirler (TAEK, 2010).

2.3. Yüklü Parçacıkların Etkile imi

Radyasyon, madde içerisindeki etkile imi ile saptanmaktadır. Bu sebeple radyasyonu tespit edebilmek için radyasyonun madde ile etkile imi iyi anlaşılmalıdır. Etkile me mekanizması parçacığın çarptığı atomun ve enerjisine bağlı olarak değişir. Bu nedenle, yüklü ve yüksüz parçacıkların madde ile etkile imini ayrı ayrı düşünmemiz gerekmektedir. Yüklü parçacıklar enerjilerini yüksüz parçacıklarından oldukça farklı bir şekilde kaybetmektedirler. Maddeye gelen foton veya nötron hiçbir etkile ime girmeden maddeden geçip gidebilir ve sonuç olarak da enerji kaybına uğramaz. Bunun yanı sıra foton etkile ime girebilir ve böylece bir ya da birkaç etkile im sonucunda enerjisini kaybedebilir. Buna karşın yüklü bir parçacık, Coulomb elektrik alanı ile bir veya birden fazla elektron ile ya da yanından geçtiği her bir atomun çekirdeği ile etkile ime girebilir. Bu etkile imlerin çoğunda gelen yüklü parçacığın kinetik enerjisinin yalnızca küçük bir kısmı maddeye aktarılır. Böylece parçacık kinetik enerjisini kademeli bir şekilde kaybedecektir. Maddenin içerisinde geçen yüklü bir parçacığın etkile imde bulunmama olasılığı sıfırdır. 1 MeV'lik yüklü bir parçacık genel anlamda kinetik enerjisinin tamamını kaybetmeden önce $\sim 10^5$ etkile imde bulunabilir (Attix, 1986; Gülmen, 2011).

2.4. Elektronlar

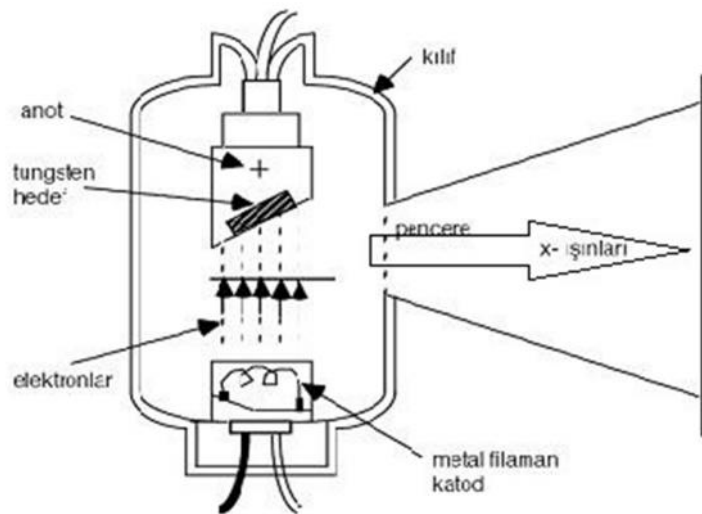
Betalar (pozitif ve negatif) aynı yüklü parçacıklar gibi, atomik elektronlarla Coulomb saçılmasıyla etkile irler. Elektronlar kütlelerinin çok küçük olmasından dolayı daha ağır parçacıklara kıyasla daha fazla saçılmaya uğurlar (Khan, 2010). Ancak bazı önemli farklılıklar bulunmaktadır. Bunlar; Özellikle bozunumlarından yayınlanan elektronlar göreceli hızlarla hareket ederler, elektronlar, diğer elektronlarla çarpışmalarında büyük sapmalar ve düzensiz yörüngeler çizerler. Böylece menzile (madde içinde gidilebilen maksimum uzaklık) elektronların takip ettikleri yol uzunluğundan farklıdır, elektronun bir diğer elektronla kafa-kafaya çarpışmasından ilk enerjisinin büyük bir kısmı diğer elektrona aktarılabilir, elektron hızının doğrultu ve büyüklüğünde hızlı bir değişim olabileceğinden, büyük bir ivmeye maruz kalabilir ve ivmeli yüklü parçacık

elektromanyetik radyasyon yayınlar. Bu radyasyona frenleme ı ını (Bremsstrahlung) denir (Krane, 2001).

2.5. X-I ınlarının Olu umu ve Özellikleri

Röntgen ı ınları da denilen X ı ınları, görünür ı ık dalgaları ve mor ötesi ı ınları gibi dalga eklindedir. Bir atoma dı arıdan gelen veya gönderilen yüksek enerjili elektronlar o atomun ilk halkalarından elektronlar koparırlar. Atomdan kopan bu elektronun yerine daha yüksek seviyelerden elektronlar atlayarak kopan elektronun yerindeki bo lu u doldururlar. Bu sırada ortaya çıkan enerji fazlalı ı X ı ını eklinde dı arı salınır.

Çekirdek içerisinde bulunan protonlardan bir tanesi hareketi esnasında atomun ilk halkalarındaki elektronu yakalar ve nötrle ir. Yakalanan bu elektronun halkasındaki bo alan yere di er bir halkadan bir elektron atlamasıyla X ı ını meydana gelebilir. Bunların dı ında X ı ını yapay olarak röntgen tüplerinde de elde edilir. ekil 2.2 de görüldü ü gibi, tüp içerisinde ısıtılmı katottan yayılan elektronlar, on binlerce voltluk gerilimle hızlandırılarak kar ıdaki hedefe (anot) çarptırılır. Bu çarpı ma sonucu elektronlar durdurulurken elektronların kaybetti i enerji X ı ınları olarak yayınlanır. Bu olaya Bremsstrahlung (Frenleme ı ını) olayı, çıkan X ı ınlarının olu turdu u sürekli spektruma da Bremsstrahlung adı verilir (Arslan, 2010) .



ekil 2.2 X-I ını tüpü

2.6. Fotonun Madde ile Etkile imi

Fotonlar madde içerisinde ilerlerken uzun menzilli etkile mezler ve sadece mahallî veya kesikli etkile imler geçirirler. Bu nedenle Coulomb veya nükleer kuvvete maruz kalmazlar. Dolayısıyla, bir foton demeti herhangi bir malzeme içerisinde ilerlerken, etkile im geçiren fotonlar demetten ayrıldıkça demetin iddeti de azalır. Düşük enerjili fotonlar sadece bir kez etkile ir ve tek bir birincil elektron olu turur. Enerjili fotonlar ise birkaç kez etkile ebilece inden enerjileri tükenene kadar birkaç birincil elektron olu turabilir. Yüksek enerjili fotonlar ise madde-antimadde çifti olu turabilecek ve böylece ikincil elektronlar olu turacaktır. Demette kalan yani madde içinde etkile meye u ramayan fotonların enerjileri sabit kalır ve böylece belli bir malzeme kalınlı ı içerisinde bir fotonun etkile me olasılı ı da fotonun enerjisi ne olursa olsun sabit kalır.

So urucu bir malzeme tarafından fotonun zayıflatılması be önemli etkile meye sebep olur Bunlardan biri foton ile çekirdek arasındaki Fotodisintegrasyon bu reaksiyonu olarak adlandırılır. Di er dört süreç, kohorent saçılma, fotoelektrik olay, compton olayı ve çift olu umdur.

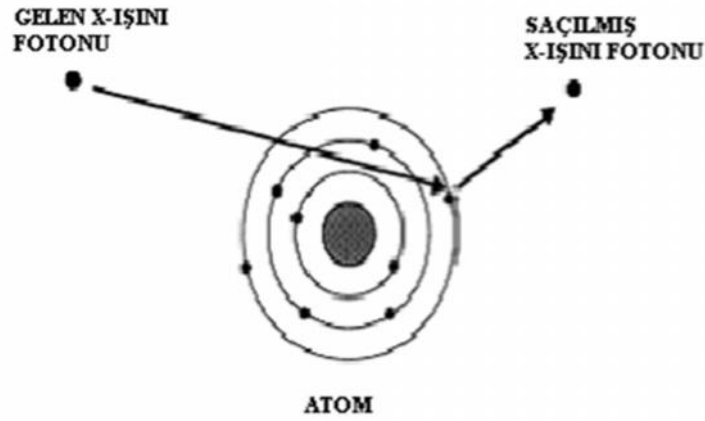
Bu süreçlerden her biri zayıflatma katsayıları ile gösterilir. Bu katsayı, so urucu maddenin atom numarası ve foton enerjisi ile birlikte de i ir. Toplam zayıflatma katsayısı bu süreçlerin her birinin zayıflatma katsayılarının toplamıdır.

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{\sigma_{coh}}{\rho} + \frac{\tau}{\rho} + \frac{\sigma_c}{\rho} + \frac{\pi}{\rho} \quad (2.1)$$

Burada σ_{coh} , τ , σ_c sırasıyla, kohorent saçılma, fotoelektrik olay, compton olayı ve çift olu um için zayıflatma katsayılarıdır (Khan, 2003).

2.6.1. Kohorent Saçılma

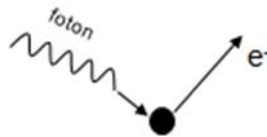
Düük enerjili fotonların bir atomla etkilemi sonucu meydana gelen saçılmaya kohorent saçılma denir. Bu saçılmada gelen foton ile saçılan foton arasında enerji farkı hemen hemen yoktur. Kohorent saçılma; Nükleer Rezonans, Rayleigh ve Thomson saçılması olarak gruplandırılabilir. ekil 2.3 de kohorent saçılma gösterilmiştir.



ekil 2.3 Kohorent saçılma (Kybic, 2006)

2.6.2. Fotoelektrik Olayı

Düük enerjili bir fotonun metal bir yüzeyden elektron koparması olayı olarak tanımlanır. Atomun iç tabakalarından elektron yayınlanırsa, dış tabakalardaki elektronlardan biri bu daha düşük boş seviyeyi doldurur ve bunun sonucunda elektronla birlikte X-1 ışını da yayınlanır (ekil 2.4).



ekil 2.4 Fotoelektrik olay

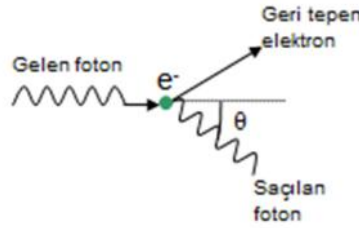
Bir atomik elektronun ba lanma enerjisi I_B ve gelen fotonun enerjisi $h\nu$ ise enerji korunumundan fotoelektrik için geçerli Einstein ba ntısı geçerli olacaktır;

$$E_x = h\nu = I_B + K_e \quad (2.2)$$

Fotoelektrik olay, X-ı ını enerji aralı nda (keV) büyük tesir kesitine sahiptir. Bu etkile me mekanizması yüksek atom numaralı atomlar için oldukça önemlidir ve 1 MeV'lik foton enerjilerinde önemini kaybetmektedir (ahin, 2013).

2.6.3. Compton Olayı

Fotonun madde ile etkile mesinde en iyi anla ılan mekanizmalardan birisi Compton saçılmasıdır. Bu olay fotonun serbest bir elektronda esnek saçılmasıdır. Tabiki elektronlar madde içinde ba lı durumdadır. Fakat e er fotonun enerjisi elektronun ba lanma enerjisinden yüksek ise, ba lanma enerjisi göz ardı edilip elektronun serbest oldu u dü ünülür. Gelen foton atomik ba lanma enerjisinin önemli oldu u enerjiye sahipse bu olay gerçekleşmez.



ekil 2.5 Compton saçılması

Serbest bir elektron üzerine $h\nu$ enerjili ve $h\nu/c$ momentumlu foton dü tü ünde, foton θ açısı altında daha dü ük frekansta saçılırken elektron p momentumu ile açısında yayılır. Fotonun saçılma açısı fotondan elektrona aktarılan enerji miktarına ba lıdır. Compton olayına enerji ve momentum korunumu kanunlarını uygulayarak, saçılan foton ve yayınlanan elektronun enerjileri için a a ıdaki ba ntıları elde ederiz;

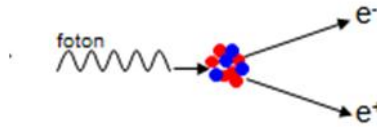
$$hv' = \frac{hv}{1 + \chi(1 - \cos \theta)} \quad \text{burada } \chi \equiv hv / m_e c^2 \quad (2.5)$$

$$K_e = hv - hv' = hv \frac{\chi(1 - \cos \theta)}{1 + \chi(1 - \cos \theta)} \quad (2.6)$$

Compton saçılması tesir kesiti yaklaşık olarak $\tau \approx \frac{Z}{hv}$ ile verilir. Foton enerjisinin 0.1 ile 10 MeV olduğu aralıkta ortamda enerji depolanmasında Compton saçılması baskın olur (Ahin, 2013).

2.6.4.Çift Oluşum

Foton yeterli enerjiye sahip olduğunda, madde tarafından soğurulur ve zıt elektrik yüklü parçacıklar meydana getirir. Kısaca, çift oluşumda foton elektron pozitron ekline dönüşür (ekil 2.6). Bu olay, momentum korunumunu sağlamak için üçüncü bir cismin varlığında meydana gelir. Pozitronun kütlesi elektronun kütlesine eşit olduğundan, elektron-pozitron çift oluşumu için ekin enerjisi $hv \approx 2m_e c^2 = 1.02 \text{ MeV}$ 'dir.



ekil 2.6 Çift oluşum

Çift oluşum tesir kesiti Z^2 ile de iir, burada Z ortamın atom numarasıdır. Çift oluşum eikten hızlıca yükselir ve foton enerjilerinin 10 MeV den büyük olduğu durumlarda enerji kaybı mekanizmalarında baskın olur. Çok yüksek enerjilerde (>100 MeV), elektron-pozitron çifti tesir kesiti azalır ve ortamın radyasyon uzunluğuna eşit olan sabit soğurma katsayısı ile ifade edilir. Bu oluşum pozitronlar madde içerisinde ilerlerken elektronlar gibi iyonlaşma yada radyasyon ile enerji kaybederler. Pozitron kinetik enerjisinin çoğunu kaybettikten sonra bir elektron yakalayarak pozitronyum diye adlandırılan hidrojen benzeri bir atom meydana getirir. Hidrojen atomunun aksine pozitronyum atomu kararsızdır ve 10^{-10} sn yarı-ömre sahiptir. Dolayısıyla, pozitronyum

atomu bozunarak iki foton meydana getirir. Bu yok olma işlemi zıt yönlü enerji taşıyan iki foton meydana getirir. Fotonların her biri enerji-momentum korunumunu sağlamak için 0.511 MeV 'lık enerjiye sahip olmalıdır (Ahin, 2013).

2.7. Radyasyon Ölçü Birimleri ve Dozimetrik Dönüşümler

Radyoaktif maddelerde birim zamanda oluşan bozunum sayısı aktivite olarak tanımlanır. Aktivitenin özel birimi Curie (Ci) dir. Bir Curie bir saniyede 3.7×10^{10} nükleer dönüşümü gerçekleştirir. Aktivitenin uluslararası birimi (SI) ise Becquerel (Bq) dir. Havadaki radyasyon birimi ise röntgen (R) dir. Röntgen, havanın 1 kg'da 2.58×10^{-4} Coulomb'a eşdeğer iyonizasyona neden olan gamma veya x-ışını miktarıdır. Canlı dokularda ise absorbe (emilen) dozun uluslararası birimi ise Gray (Gy) dir. Bir Gy, 1 kg'lık suya 1 joule enerji vermek için gerekli olan doz miktarıdır.

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ Joule/kg} = 100 \text{ rad}$$

İnsanlar ya da hayvanlar boyunca de i ik radyasyon tiplerine maruz kalabilirler. Her bir radyasyon tipinin biyolojik hasarı diğerlerinden farklıdır. Bu nedenle radyasyonun bütün tiplerinde eşdeğer dozu tanımlamak için Sievert (Sv) kullanılır.

$$1 \text{ Sv} = 100 \text{ rem.}$$

Farklı radyasyon tipleri için absorbe edilen dozu (D,Gy), eşdeğer doza dönüştürmek için kalite faktörü (Q) kullanılmaktadır. The international Commission on Radiological Protection and Measurement (ICRP)'in farklı radyasyon tipleri için önerdiği kalite faktörleri Çizelge 2.1'de gösterilmiştir ve aşağıdaki yöntem ile eşdeğer doz hesaplanır (Plaut , 1993; ICRP)

Çizelge 2.1 Kalite Faktörü (Q)

X-1 ını ve gamma 1 ını	1
Beta, elektron	2
Temel nötron, hızlı nötron	10
Proton	20
A ır iyonlar	20
Alfa Partikül	20

$$E \text{ de er doz } (H) = DxQxN$$

Burada N; Soz fraksiyonu veya farklı doz oranlarında dozun verilmesi gibi, di er modifiye edici faktörleri göstermektedir. Bu faktörler bilinmiyorsa de eri “1” olarak kabul edilir.

Diagnostik radyoloji ve radyasyon onkoloji bölümlerinde X-1 ını ve gamma 1 ını için absorbe doz (Gy) ve e de er doz (Sv) aynıdır. Diagnostik dozimetride Sv büyük bir de er oldu u için mSv kullanılır.

Bir Gy'lik absorbe doz vücudun bütün organlarında aynı etkiyi meydana getirmez. Organ yapısına ba lı olarak radyasyonun etkisi farklı olacaktır. Çe itli dokular için tespit edilen doku a ırlık faktörü (W_T) Çizelge 2.2 de verilmi tir

Çizelge 2.2 Doku a ırlık faktörü (ICRP 1990)

Doku ve Organ	W_T
Testis ve Overler	0,20
Meme	0,05
Mesane	0,05
Kemik li i	0,12
Kolon	0,12
Akci er	0,12
Mide	0,12
Tiroid	0,05
Karaci er	0,05

Efektif doz (E), 1 m alan bütün vücut, doku ve organların a ırlıkları e itlenmi dozların toplamıdır. Birimi Sv' dir. Efektif doz, orta derece doz oranlarında, olası geç etkilerin hesaplanması için kullanılır. Potansiyel öldürücü dozlar ve kronik radyasyona ba lı hastalıklar da kullanılmazlar.

$$E = \Sigma W_T \times H_T$$

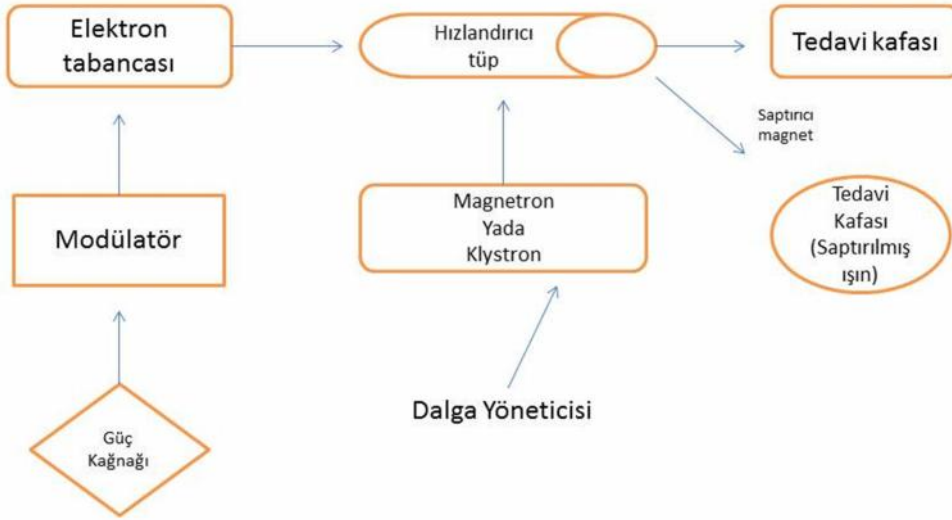
H_T doku ve organın aldığı e de er dozdur. Diagnostik radyolojide kullanılan cihaza ve yöntemine ba lı olarak efektif dozlar de i mektedir. Çizelge 2.3 de diagnostik radyolojide verilen efektif dozlar gösterilmi tir.

Çizelge 2.3 Diagnostik Radyolojide verilen ortalama efektif dozlar (TAEK)

Muayene yöntemi	Efektif doz ($\times 10^{-3}$ Sv)
X-1 ını Posteroanterior grafi	0,02
Anteroposterior abdomen	1,0
Barium meal	3,8
Barium enema	7,7
Bilgisayarlı Tomografi Gö üs	9,0
Abdomen ve Pelvis	9,5
Lomber spina	6,0

2.8. Medikal Lineer Hızlandırıcılar

Radyoterapide kullanılan lineer hızlandırıcılar yüksek frekanslı elektromanyetik dalgaları kullanarak yüklü parçacıkların hızlandırılması ile elektron ve X-1 ınları üretir. ekil 2.7 'de lineer hızlandırıcının yapısı gösterilmi tir.



ekil 2.7 Lineer Hızlandırıcının yapısı (Khan, 2003)

Güç kaynağı, modülatöre DC akım ve modülatör de ebekeye AC akım sağlamaktadır. AC akımı modülatörde bulunan hidrojen thyatron lambalarıyla elde edilmektedir. Modülatörden çıkan bu akım elektron tabancasına ve magnetron veya klystron tüplerine iletilmektedir. Lineer hızlandırıcılarda üçbin MHz'lik mikrodalgalar kullanılmaktadır. Magnetron veya klystronda oluşturulan mikrodalgalar, basınçlı gazla doldurulmuş ta ıyıcı dalga kılavuzu ile hızlandırıcı tüpe taşınmaktadır. Mikrodalgalarla eş zamanlı olarak, elektron tabancasında tungsten flamanın ısıtılması ile termiyonik yayınımla elde edilen elektronlar bir potansiyel fark altında hızlandırılarak elli keV'luk enerji ile hızlandırıcı tüpe gönderilirler (Khan, 2003).

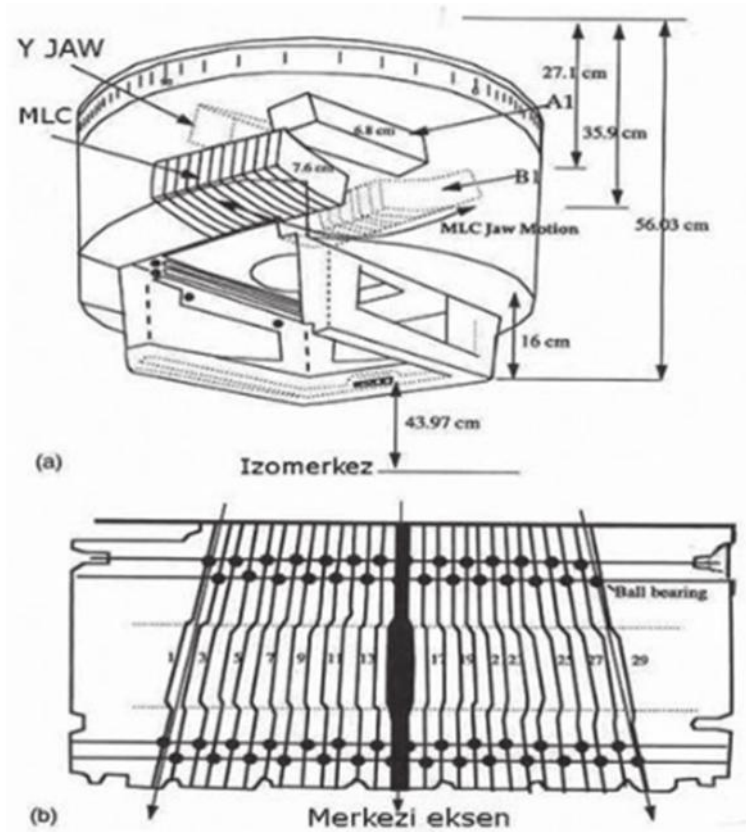
Hızlandırılan elektronları ince bir demet halinde toplamak ve hedef üzerine göndermek için, tüp boyunca manyetik odaklayıcı alanlar elde edilmektedir. Hızlandırıcı tüpün sonunda elektronlar maksimum enerjilerini kazanmış olmaktadır. Yüksek enerjili medikal lineer hızlandırıcılarda yatay olarak yerleştirilmiş uzun hızlandırıcı tüp bulunmaktadır. Daha yüksek enerjili cihazlar elde etmek ve daha küçük boyutlara sahip cihazlar üretmek amacıyla hızlandırılmış elektronlar 90° ve 270° saptırıcı magnetler ile saptırılarak hedef üzerine ya da hızlandırıcı tüpün dışına doğrudan gönderilmektedirler (Khan, 2003).

Hızlandırılmış yüksek enerjili elektronlar doğrudan yüzeysel tümörlerin tedavisinde kullanılabilir gibi yüksek erime noktasına sahip, yüksek atom numaralı metal

disk eklemindeki bir hedefe çarpıtılarak yüksek enerjili X ışınları da elde edilebilmektedir. Elektron demetleri yüzeysel tümörlerin tedavisinde, foton demetleri ise daha derin tümörlerin tedavisinde kullanılmaktadır.

2.8.1. Lineer Hızlandırıcının İmlama Kafa Yapısı

İmlama kafası kurun, tungsten veya kurun tungsten karışımından yapılmış kalın koruyucu bir tabakadan oluşmaktadır. Genellikle bir lineer hızlandırıcı tedavi cihazı imlama kafa yapısının içinde hedef, birincil kolimatörler, saçıcı filtre, düzeltirici filtre, monitör iyon odaları, ikincil kolimatörler ve kolimatörün altında kama filtre ve koruyucu blok tepsiyi takılması için yerler bulunmaktadır. Tedavi kafasının, radyasyon sızıntısına karşı radyasyondan korunmak için yeterli kalınlıkta zırhlanması yapılmaktadır (Khan, 2003).



ekil 2.8 Lineer hızlandırıcı kafa yapısı

2.9. Kama (Wedge) Filtreler

Kama filtreler x-1 ını izodoz da ılımını de i tirmek için, kar ılıklı paralel kama filtre hüzmeleri merkezi eksen boyunca dü ey olarak derin dozun düzeltilmesi için, e ik yüzeylerde (meme,larenks v.b.) doku eksikli ini kompanse etmek için ve tümörün tek taraflı lokalizasyonlarında kullanılır. Kama ekinde dereceli 1 ın azaltıcılarıdır, genellikle, atom numarası yüksek kur un, tungsten gibi maddelerden yapılırlar. Kama filtrelerin yüksek atom numaralı materyallerden yapılması filtrenin daha ince olmasını sa lar. Bu filtreler ikincil elektronlar nedeniyle hasta cildinden en az 20 cm uza a yerle tirilmelidir. Hüzme içine kama filtrenin ilavesi alanın merkezi eksenini boyunca doz iddetinde bir azalmaya neden olur. Bu azalma kama filtre faktörü olarak tanımlanır. Kama filtre faktörü Co-60 cihazında 5 cm derinli inde, lineer aksilatörlerde ise 10 cm derinli inde 10x10 cm² alan boyutlarında tayin edilir. Kama filtre faktörü kama filtre varken ölçülen doz iddetinin kama filtre yokken ölçülen doz iddetine oranıdır. Kama filtre faktörünün alana ba lı olarak de i ti ini gösteren çalı malarda 15x15 cm² den büyük alanlarda $\pm\%3$ ile $\%5$ arasında hata olabilece i söylenmektedir (Brown ve ark. 1987).

20x20 cm²'den büyük alanlarda kullanılmaması tavsiye edilir. Kama filtre kullanılarak yapılan ı nımlamalarda ı nın sertle tirilmesine ba lı olarak derin dozlar de i ir. Bununla birlikte kama filtre kullanıldı ında ı nılamada olu an elektron kontaminasyonu azalır ve maksimum dozlarda de i im gözlenir. Bu etkiler hesaba katılmadan tedavi dozunun hesaplanmasında açık alan de erleri kullanılırsa farklı oranlarda hatalar olu ur. Bu hata 6 MV enerjide 18 MV'e göre daha fazla gözlenir. Kama filtre faktörünü belirlemek için ölçüm derinli i ve di er ı n de i tirici materyallerin etkisi önemlidir. Bu materyallerin kullanımında doz maksimum terimi yerine referans doz ifadesinin kullanılması önerilir (Knöös ve Wittgreen 1991).

Kama filtrelerin çe itleri vardır. Motorize (flaying) kama filtre cihazın kafa kısmına yerle tirilen sabit 60⁰'lik filtredir. Yüksek açılı kama filtre ve açık alan kombinasyonları kullanılarak istenilen kama filtre açısındaki izodoz da ılımları elde edilir (GE Saturne lineer hızlandırıcısında kullanılmaktadır.) Sanal (dinamik) kama filtreler lineer hızlandırıcılarda, bir kolimatörün kapalı durumdan açık duruma veya açık durumdan kapalı duruma hareket etmesiyle, kama ekindeki

fiziksel filtreye e de er doz da ılımı olu turdu u bir tedavi modelidir. Doz profillerinin ölçümlerinde linear array olarak adlandırılan küçük hacimli iyon odaları veya diyotların olu turdukları ölçüm cihazları kullanılır. Tedavi planlamasında olu turulan sanal kama filtrelerin lineer hızlandırıcıdan ölçüm yoluyla elde edilmi doz profilleriyle kar ıla tırılmaları zorunludur.

Fiziksel kama filtreler bazı lineer hızlandırıcılarda blok ta ıma tepsisinin üstüne yerle tirilir, bazı lineer hızlandırıcılarda ise blok ta ıma tepsisinin altına yerle tirilir. Sanal ve blok tepsisinin üstüne yerle tirilen (upper) kama filtrelerde yüzeye yakın dozlar daha küçükken, blok tepsisinin altına takılan (lower) kama filtrelerde daha büyüktür.

2.10. Fantomlar

Fantomlar, doku içerisinde doz da ılımlarının incelenmesi için kullanılan insan dokusu e de eri malzemelerdir. nsan vücudunun büyük bir kısmı sudan olu ur ve kas ve yumu ak dokuların Z sayısı suya çok yakındır. Bundan dolayı temel doz da ılımları genellikle tekrarlanabilir olması, kas ve yumu ak dokuların radyasyon so urma ve saçılma özelliklerine çok yakın olması, üç boyutlu ölçüm yapabilmesi nedeniyle su fantomuyla yapılır.

Her zaman su fantomu olarak kullanmak pratik olmayaca ından, daha kullanı lı olan katı fantomlar gibi çe itli fantomlar da geli tirilmi tir. deal olarak kullanılacak materyalin doku veya su e de eri olabilmesi için kütle yo unlu u, kütle ba ına elektron sayısı ve etkin atom numarası suya e it olmalıdır. Fakat klinik uygulamalarda MeV mertebesinde enerjiye sahip fotonlarda en baskın olan etkile me Compton saçılması oldu undan, kullanılacak olan fantom materyalinin sadece elektron yo unlu unun suya e de er olması yeterli olacaktır. Bir materyalin elektron yo unlu u (ρ_e), onun kütle yo unluğundan (ρ_m) hesaplanabilir (Khan 1993).

$$\rho_e = \rho_m N_A \left(\frac{Z}{A} \right)$$

Çe itli insan dokusu ve vücut sıvılarının elektron yo unlu u bu ifadeden kolaylıkla hesaplanabilir.

2.11. İyon Odaları

Her dedektör ortamı içinde meydana gelen iyonizasyonu toplayan iki elektrod ve koruyucudan meydana gelir. Pozitif ve negatif parçacıkların yüklendiği iki elektrod gaz tarafından izole edilir. Gaz molekülleri fotonları veya gelen parçacıklarla ve (+), (-) iyon ürünleri ile iyonize olur. Bunlar iyon çifti olarak adlandırılır. Negatif iyonlar pozitif elektroda, pozitif iyonlar negatif elektroda hareket ederler. İyonların bu akımına iyonizasyon akımı denir. İyon odalarında genellikle duvar plastik ve karbon gibi atom numaraları havanın ve suyununkiye yakın maddelerden yapılır. İyon odalarının çapı mümkün olduğu kadar ince ama elektron dengesini sağlamak için yeterince büyüktür. İyon odalarının içinde bazen havadan çok gazlar kullanılır. Bu seçimde en baskın etkileşim olan Compton saçılması önemlidir. Compton saçılması, fotoelektrik ve çift oluşum etkileri, hem enerjiye hem de materyalin atom numarasına bağlıdır. Gaz ortam atmosfer basıncında hava ile dolu olan iyon odaları en çok gama ışınlarının ölçülmesinde kullanılır. İyon odaları genellikle klinik terapi elektron ve foton demetleri gibi yüksek radyasyon alanlarının dozu ölçümü için uygundur.

2.12. Açık Alanlarda İmlama Süresi Hesabı

İstenilen derinlik ve alandaki tümör dozunu vermek için lineer hızlandırıcının ışınım süresinin hesabı yapılmalıdır. O noktadaki tümör dozunun ulaşabilmek için gerekli olan ışınım süresi (MU) iki farklı teknik kullanılarak hesaplanabilir. Birinci teknik kaynak cilt mesafesi olan SSD'yi sabit tutarak hesaplama yapılan SSD tekniğidir, diğeri ise kaynak eksen mesafesi olan SAD'ı sabit tutarak hesaplama yapılan SAD tekniğidir (Dawson ve ark., 1997).

2.12.1. SSD Tekni i

Çalı mamızda kullandı ımız teknik olan SSD tekni i; kaynak cilt mesafesi sabit tutularak hesaplamaların yapıldı ı bu teknikte, SSD 'ye ba lı parametreler ölçülür ve bu parametreler kullanılarak istenilen derinlikteki cilt yüzeyindeki alana göre belirlenen doz de eri için gerekli MU hesaplanmaktadır. SSD tekni ine göre MU formül 2.7'ye göre bulunmaktadır (Dawson ve ark., 1997).

$$MU = \frac{TD}{S_c * S_p * PDD * WF * K} \quad (2.7)$$

2.12.2. SAD Tekni i

Bir di er teknik olan SAD tekni i; kaynak eksen mesafesi sabit tutularak hesaplamaların yapıldı ı SAD tekni inde SAD tekni i için gerekli parametreler ölçülür ve bu parametreler kullanılarak istenilen derinlikte ve o derinlikte belirlenen alana verilecek doz de eri için gerekli MU hesaplanmaktadır. SAD tekni ine göre MU formül 2.8' e göre hesaplanmaktadır (Dawson ve ark., 1997).

$$MU = \frac{TD}{S_c * S_p * TMR * WF * K * SAD_f} \quad (2.8)$$

2.13. Radyoterapi

Radyoterapi, iyonize radyasyonun kanserli dokular üzerine yöneltilerek tedavi edilmesidir. Radyasyon parçacık demetleri ve dalgalar yolu ile ta ınan özel bir enerji tipidir. Radyoaktif kaynaklardan ya da özel cihazlardan (lineer hızlandırıcı gibi) elde edilir. Tümöre ya da hastalı ın oldu u alana radyasyon verilmesi için özel araçlar gerekir. Tedavide yüksek enerjili ı nların ya da parçacıkların kullanılmasına radyasyon tedavisi denir. Radyasyon tedavisi, yerine göre radyoterapi (RT), X-ı nı tedavisi, kobalt tedavisi, elektron ı nı tedavisi ya da ı nılama olarak da adlandırılır.

2.13.1. Radyoterapi Nasıl Uygulanır ?

Radyoterapiye başlamadan önce tedavi ekibi bir planlama yapar. Planlama için ilk olarak simülasyon işlemi yapılır. Similasyonda simülatör cihazı yardımı ile hedef bölge sınırları, ı nların vücuda girdi i alan ve bazı referans noktaları boya ile i aretlenir. Deri üzerine konulan bu i aretler ile radyasyon tedavisinde kullanılan cihazın içindeki do ru pozisyon belirlenir. Daha sonra bilgisayarlı tomografi çekilerek hedef alanın sınırları, radyasyonun uygulanaca ı ve dozu tam olarak belirlenir. Tüm yapılanların sonunda radyasyon tedavi ekibi vücuda en az zarar verecek ekilde en do ru ı n tedavisinin nasıl verilece ini planlar. Planlamadaki amaç hedef bölgeye maximum dozu verirken sa lıklı doku ve organlara en az zararı vermektir.

3. MATERYAL ve YÖNTEM

3.1 Materyal

3.1.1. Lineer Hızlandırıcı

Yaptığımız bu çalışmada M 5395 seri numaralı Oncor Impression Model Siemens marka hızlandırıcı kullanılmıştır. Siemens Oncor Impression M5395 cihazı 6 MV ve 18 MV enerjili foton demetleri ve 6 MeV, 9 MeV, 12 MeV, 15 MeV, 18 MeV, 21 MeV enerjili elektron demetleri üretebilme özelliğine sahiptir. Ekil 3.1 de Oncor Impression M5395 cihazı gösterilmiştir.



Ekil 3.1 Siemens Oncor Impression M5395

Siemens Oncor Impression lineer hızlandırıcıların tedavi kafası içinde sırasıyla; tungsten hedef, hareketsiz birincil kolimatörler, tungsten, wolfram ve alüminyum alaşımı bir çanı andırان düzleştirici filtre, saçıcı foil, iki monitör iyon odası, Y üst çeneleri ve X alt çeneleri, 41 çift liften oluşan çok yapraklı kolimatör sistemi ve 1 m alanı ile aynı alanı aydınlatmak için kullanılan ışık kaynağı ve ayna sistemi bulunmaktadır. Bu cihazda diğer cihazlarda olduğu gibi kaynak e-merkez mesafesi

(SSD) 100 cm' dir. Olurabilecek maksimum alan 40 cm x 40 cm iken minimum alan 2cm x 2cm' dir.

3.1.2. İyon Odası

Bu çalışmada esnasında PTW marka TM30010 model 2403 seri numaralı PMMA tipi 0,6 cm³ hacimli silindirik iyon odası kullanılmıştır. İyon odaları orta enerjili X ışınları, Cs-137 ışınları, Co-60 ışınları, yüksek enerjili X ışınları ve E₀ > 10 MeV olan elektron silindirik iyon odaları olmak üzere çeşitli sınıflara ayrılırlar. Düşük enerjili X ışınları ve E₀ < 5 MeV olan elektronların ölçümünde paralel düzlem iyon odaları ve 5 MeV < E₀ < 10 MeV enerjili elektronların ölçümünde paralel düzlem veya silindirik iyon odaları kullanılmaktadır (Iaea, 1987).

Şekil 3.2 de kullanılan iyon odasının teknik Çizelge 3.1 de ise iyon odasının teknik özellikleri gösterilmiştir.

Radyasyona maruz kalıp iyonize olan gazın iyon çiftleri elektrik alanın etkisiyle zıt yönlerde hareket ederler ve detektörün katodu ile anodunda toplanırlar. Katoda ve anoda ulaşan yükler sinyal ve akım oluşturmaya neden olurlar. Oluşturulan akımın bir elektrik akım ölçüm cihazı tarafından kaydedilmesi ile radyasyonun oluşturduğu iyonlaşma sayısı tespit edilmiş olur.



Şekil 3.2 İyon odası

Çizelge 3.1 0.6 cc iyon odası teknik özellikleri

Duvar Malzemesi	0,335 mm PMMA 1,19 g/cm ³ 0.09 mm grafit 1,85 g/cm ³
Total duvar alanı yoğunluğu	56,5 mg/cm ²
Duyarlı hacim boyutları	Yarıçap 3,05 mm Uzunluk 23,0 mm
Orta elektrot	Alüminyum Çap 1,1 mm
İyon toplama süresi	140 µs
Oda voltajı	±100-400 V
Radyasyon ölçüm aralığı	30 keV- 50 MV foton 10-45 MeV elektron
Polarite etkisi	< %0.5
Kayıp akım	< 4 fA

3.1.3. RW3 Katı Su Fantomu

Bu çalı mada katı su fantomu, ölçüm alınırken iyon odasının yerle tirildi i yerde kullanılmı tır. Fiziksel yo unlu u 1,045 g/cm³, elektron yo unlu u 3,43 x 10²³ e/cm³ olan RW3 katı su fantomu, %2 TiO₂ içeren beyaz polystrenden 40 cm x 40 cm boyutlarında olup farklı kalınlıklardan olu ur. Katı su fantomu suyun yo unlu una, kas ve yumu ak doku yo unlu una çok yakın yo unluktadır (Pychlau, 2007).



ekil 3.3 Katı su fantomu

3.1.4. Elektrometre

Elektrometre iyon odasında toplanan yükün ölçülmesini sağlayan cihazdır. Demet kalitesinin belirlenmesinde kullanılan PTW Unidos elektrometre aslında bir dozimetredir ve R, R/dak, Gy, Sv/saat; amper ve coulomb cinsinden doz, doz hızı ve akım değerlerini okuyabilir. Foton için ölçüm aralığı 70 kV-40 MV iken elektron demetleri için 50 MeV'dir. Bu çalışmada PTW Unidos marka T10008 model 80616 seri numaralı elektrometre kullanılmıştır (ekil 3,5).



ekil 3.4 PTW Unidos Elektrometre

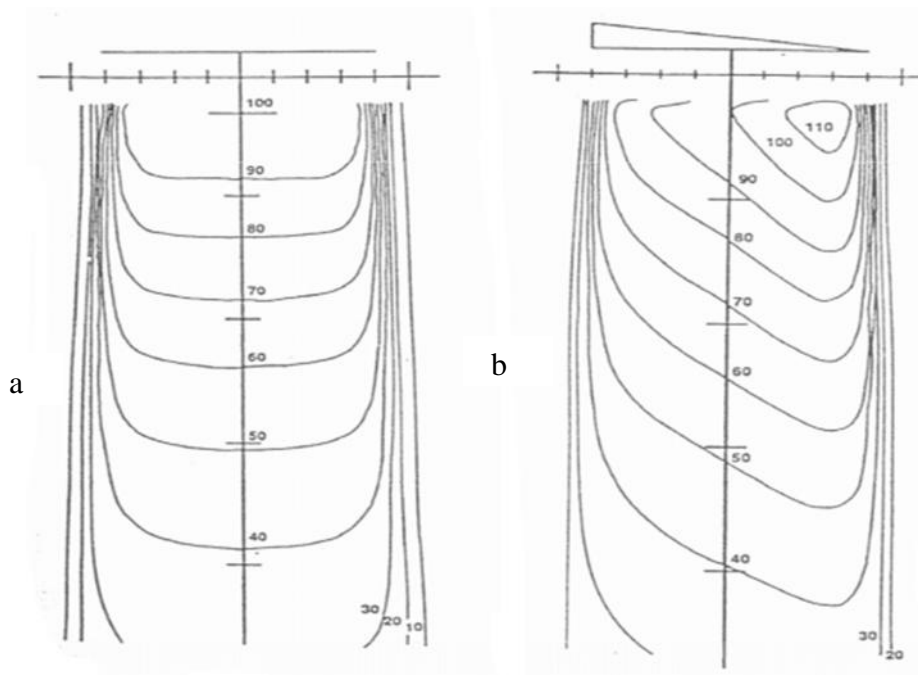
3.1.5. Kama Filtre

Bir önceki bölümde gösterildiği gibi kama filtreler, x-ışını izodoz dağılımının düzeltilmesinde, karışıklı paralel kama filtre hüzmesi merkezi eksen boyunca düz olarak derin dozun düzeltilmesi, ekranda yüzeylerde doku eksikliklerini kompanse etmek için ve tümörün tek taraflı lokalizasyonlarında kullanılır. Bu çalışmada 15°, 30°, 45° ve 60° açılı çelikten yapılmış dört farklı fiziksel kama filtre sistemi kullanıldı. ekil 3.5 kullanılan kama filtreler ve ekil 3.6 da kama filtrelerin etkisi gösterilmiştir.



ekil 3.5 Kama filtre

Hüzme içine kama filtrenin ilavesi alanın merkezi eksenini boyunca doz iddetinde bir azalmaya neden olur. Bu azalma kama filtre faktörü olarak tanımlanır. Kama filtre faktörü Co-60 cihazında 5 cm derinli inde, lineer hızlandırıcıda ise 10 cm derinli inde 10x10 cm² alan boyutlarında tayin edilir. Kama filtre faktörü kama filtre varken ölçülen doz iddetinin kama filtre yokken ölçülen doz iddetine oranıdır.



ekil 3.6 a) Kama filtrenin olmadığı durum. b) kama filtrelili durum (Khan, 2003)

3.2. Yöntem

Bu çalışmada M5395 seri nolu Oncor Impression model Siemens marka lineer hızlandırıcı cihazının 6 MV ve 18 MV' lik X-1 ını enerjileri için PTW marka 30010 model silindirik iyon odası kullanılarak hard wedge' in (kama filitresi) doza olan etkisi araştırıldı. Bunun için $d=10$ cm derinli inde, 15 cm x 15 cm alanında , kaynak cilt mesafesi (SSD) 100 cm de silindirik iyon odası; ın saçılmasını önlemek için 7 cm'lik katı su fantomu üzerinde, 1cm lik katı su fantomu içine yerleştirildi. 6 MV ve 18 MV x-1 ını enerjileri için iyon odasının üstüne 9,7 cm katı su fantomu konuldu ve x ekseninde ± 8 cm mesafesi için doz ölçümleri yapıldı. Ölçümler hard wedge' in 3RW ve 4RW yönleri için 15°, 30°, 45° ve 60° lik hard wedgeler kullanılarak yapıldı. Her bir hard wedge yönü ve derecesi ve 6 MV ve 18 MV için alınan değerler PTW Udinos marka elektro metreden okunarak kaydedildi. Bu değerler denklem (3.1) de verilen sıfır (0) noktasına göre normalize edildi. Tedavi planlama sisteminden alınan veriler ve E itlik (3.2) kullanılarak sapma miktarı hesaplandı.

$$N = \frac{A}{B} \times 100 \quad (3.1)$$

Burada, N; normalize, A; normalize edilecek nokta, B ise sıfır noktasındaki değerdir. Bir sonraki bölümde de görülen sapma miktarlarını da hesaplamak için;

$$\text{Sapma miktarı} = \frac{N}{TPS} * 100 - 100 \quad (3.2)$$

Burada N; denklem (3.1)'den bulunan normalize, TPS; tedavi planlama sisteminden alınan değerdir.

CMS X O 4.40 programı dan gerekli olan alan, SSD, derinlik (d), enerji, hard wedge' in yönü ve derecesi seçilerek tedavi planlama sistemi için gerekli olan veriler elde edildi ve daha sonra cihazdan elde ettiğimiz verilerle karşılaştırıldı. Bulduğumuz bu değerler 6 MV ve 18 MV enerjili x-1 ınları için bir sonraki bölümde ayrı ayrı gösterilmiştir.

4. BULGULAR

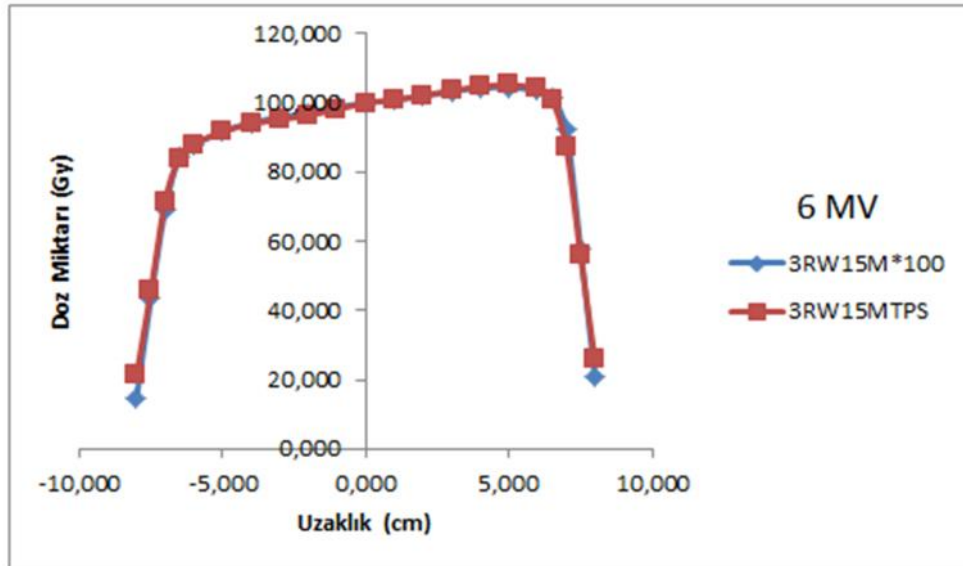
ekil 4.1-4.16 ve Çizelge 4.1-4.16' da, 15cm×15cm alan boyutunda 15⁰, 30⁰, 45⁰ ve 60⁰ ye sahip fiziksel kama (harwedge) filtrelerle ölçülen sonuçlar ve TPS (tedavi planlama sistemi)' deki sonuçlar verilmi tir. Ölçümler kama filtrelerin hem ters (4RW) hem de düz olması (3RW) durumunda (-8,+8) cm aralı ında alındı.

ekil 4.1-4.8 ve Çizelge 4.1-4.8' de 6 MV enerjili foton ı nları için 15⁰, 30⁰, 45⁰ ve 60⁰ açılarda ve durumlarda alınan doz ölçümleri ve hardwedge' in doz da ılımına etkisi gösterilmektedir. Aynı zamanda, ekil 4.1-4.8 ve Çizelge 4.1-4.8' de TPS' den alınan sonuçlarda verilmi tir.

18 MV enerjili foton ı nları için yukarıda bahsedilen tüm açılarda ve durumlarda alınan doz ölçümleri ve hardwedge' in doz da ılımına etkisi ile birlikte TPS' den alınan sonuçlar ekil 4.1-4.8 ve Çizelge 4.1-4.8' de gösterilmektedir.

Çizelge 4.1. 6 MV enerjili 3RW15M hard wedge' in doz ölçümleri ve hesaplamaları

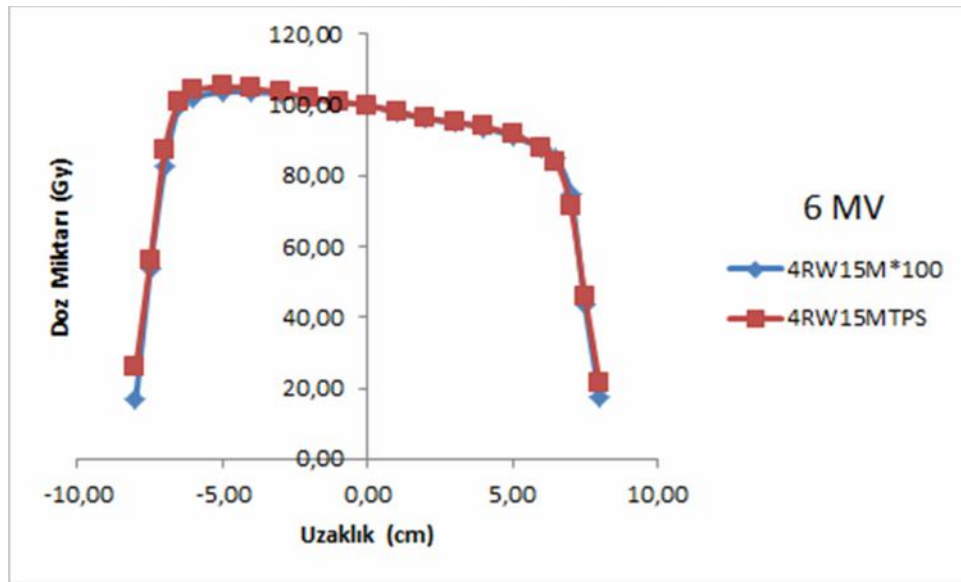
Uzaklık (cm)	3RW15M	3RW15M*100	3RW15MTPS	Sapma % de eri
-8	87,20	14,58	21,30	-31,56
-7,50	260,30	43,51	45,60	-4,57
-7	414,80	69,34	71,60	-3,15
-6,50	505,80	84,55	84,10	0,54
6	525,70	87,88	88,00	-0,14
-5	548,60	91,71	91,70	0,01
-4	563,90	94,27	93,90	0,39
-3	573,30	95,84	95,20	0,67
-2	581,00	97,12	96,40	0,75
-1	590,90	98,78	98,10	0,69
0	598,20	100,00	100,00	0,00
1	603,10	100,82	100,90	-0,08
2	609,70	101,92	102,10	-0,17
3	618,30	103,36	103,60	-0,23
4	623,90	104,30	104,70	-0,39
5	624,90	104,46	105,20	-0,70
6	619,50	103,56	104,10	-0,52
6,50	608,20	101,67	101,00	0,67
7	551,40	92,18	87,10	5,83
7,50	345,20	57,71	55,80	3,42
8	125,90	21,05	25,80	-18,42



ekil 4.1 6 MV enerjili fotonlar için 3RW15M'lik hard wedge' in doz miktarına etkisi

Çizelge 4.2. 6 MV enerjili 4RW15M hard wedge' in doz ölçümleri ve hesaplamaları

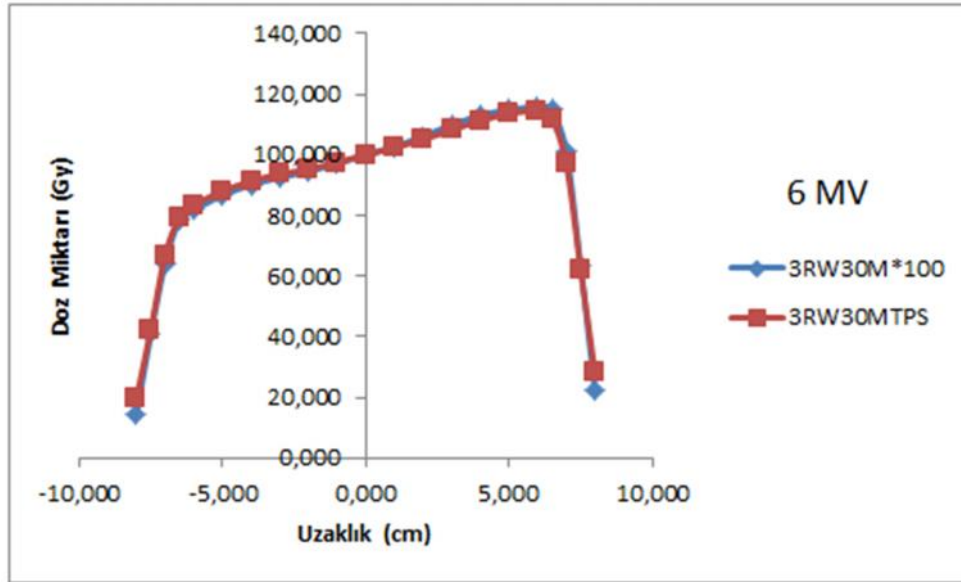
Uzaklık (cm)	4RW15M	4RW15M*100	4RW15MTPS	Sapma % de eri
-8	100,10	16,67	25,80	-35,40
-7,50	324,30	54,00	55,80	-3,23
-7	496,30	82,63	87,10	-5,13
-6,50	599,60	99,83	101,00	-1,15
6	613,70	102,18	104,10	-1,84
-5	622,80	103,70	105,20	-1,43
-4	623,10	103,75	104,70	-0,91
-3	619,30	103,11	103,60	-0,47
-2	611,60	101,83	102,10	-0,26
-1	605,10	100,75	100,90	-0,15
0	600,60	100,00	100,00	0,00
1	588,30	97,95	98,10	-0,15
2	577,50	96,15	96,40	-0,26
3	570,50	94,99	95,20	-0,22
4	562,90	93,72	93,90	-0,19
5	547,40	91,14	91,70	-0,61
6	528,20	87,95	88,00	-0,06
6,50	509,40	84,82	84,10	0,85
7	450,30	74,98	71,60	4,71
7,50	260,40	43,36	45,60	-4,92
8	105,60	17,58	21,30	-17,45



ekil 4.2 6 MV enerjili fotonlar için 4RW15M'lik hard wedge' in doz miktarına etkisi

Çizelge 4.3. 6 MV enerjili 3RW30M hard wedge' in doz ölçümleri ve hesaplamaları

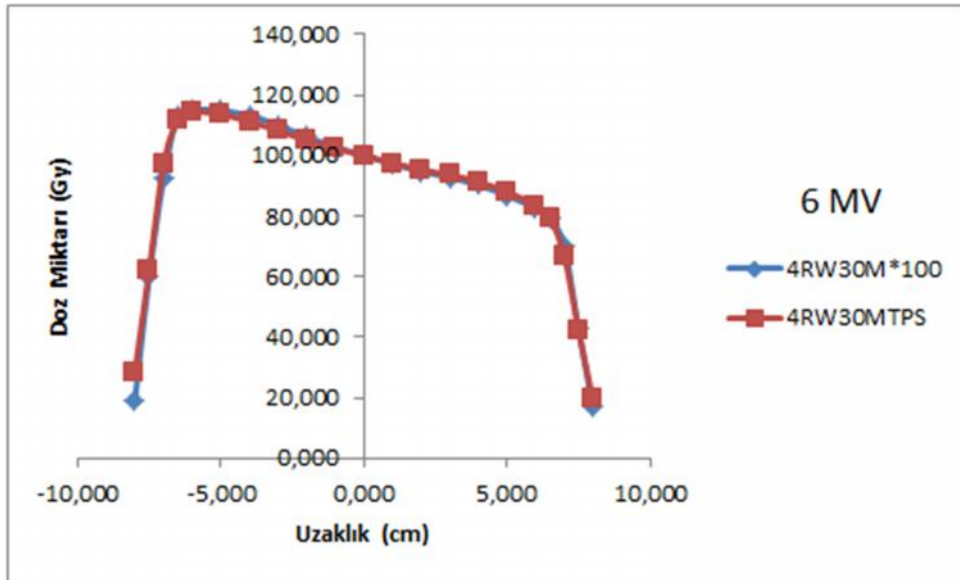
Uzaklık (cm)	3RW30M	3RW30M*100	3RW30MTPS	Sapma % de eri
-8	66,40	14,31	19,70	-27,36
-7,50	189,30	40,80	42,30	-3,55
-7	298,20	64,27	66,90	-3,94
-6,50	363,60	78,36	79,20	-1,06
6	379,40	81,77	83,40	-1,96
-5	402,10	86,66	88,00	-1,52
-4	418,00	90,09	91,30	-1,33
-3	429,50	92,56	93,60	-1,11
-2	438,60	94,53	95,30	-0,81
-1	450,30	97,05	97,50	-0,46
0	464,00	100,00	100,00	0,00
1	476,30	102,65	102,30	0,34
2	492,30	106,10	105,00	1,05
3	509,70	109,85	108,20	1,52
4	524,00	112,93	111,20	1,56
5	533,40	114,96	113,60	1,19
6	536,60	115,65	114,30	1,18
6,50	532,40	114,74	111,80	2,63
7	469,40	101,16	96,90	4,40
7,50	293,70	63,30	62,20	1,76
8	103,40	22,28	28,50	-21,81



ekil 4.3 6 MV enerjili fotonlar için 3RW30M'lik hard wedge' in doz miktarına etkisi

Çizelge 4.4. 6 MV enerjili 4RW30M hard wedge' in doz ölçümleri ve hesaplamaları

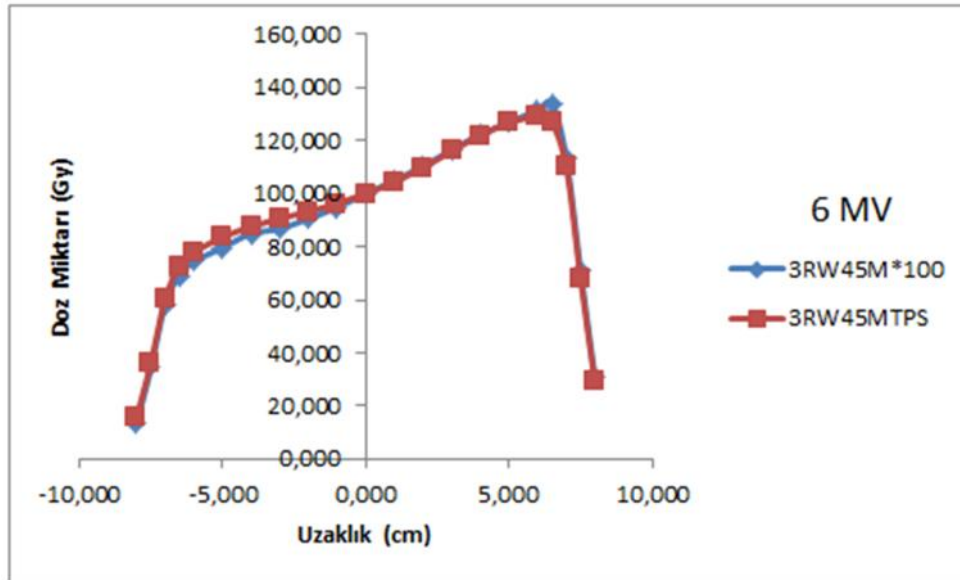
Uzaklık (cm)	4RW30M	4RW30M*100	4RW30MTPS	Sapma % de eri
-8	87,700	19,049	28,500	-33,163
-7,50	275,400	59,818	62,200	-3,830
-7	425,100	92,333	96,900	-4,713
-6,50	520,200	112,989	111,800	1,063
6	529,500	115,009	114,300	0,620
-5	528,900	114,878	113,600	1,125
-4	520,900	113,141	111,200	1,745
-3	506,400	109,991	108,200	1,656
-2	488,600	106,125	105,000	1,072
-1	473,200	102,780	102,300	0,469
0	460,400	100,000	100,000	0,000
1	447,400	97,176	97,500	-0,332
2	436,300	94,765	95,300	-0,561
3	427,100	92,767	93,600	-0,890
4	415,600	90,269	91,300	-1,129
5	399,700	86,816	88,000	-1,346
6	380,200	82,580	83,400	-0,983
6,50	365,800	79,453	79,200	0,319
7	323,400	70,243	66,900	4,997
7,50	196,800	42,745	42,300	1,053
8	79,200	17,202	19,700	-12,678



ekil 4.4 6 MV enerjili fotonlar için 4RW30M'lik hard wedge' in doz miktarına etkisi

Çizelge 4.5. 6 MV enerjili 3RW45M hard wedge' in doz ölçümleri ve hesaplamaları

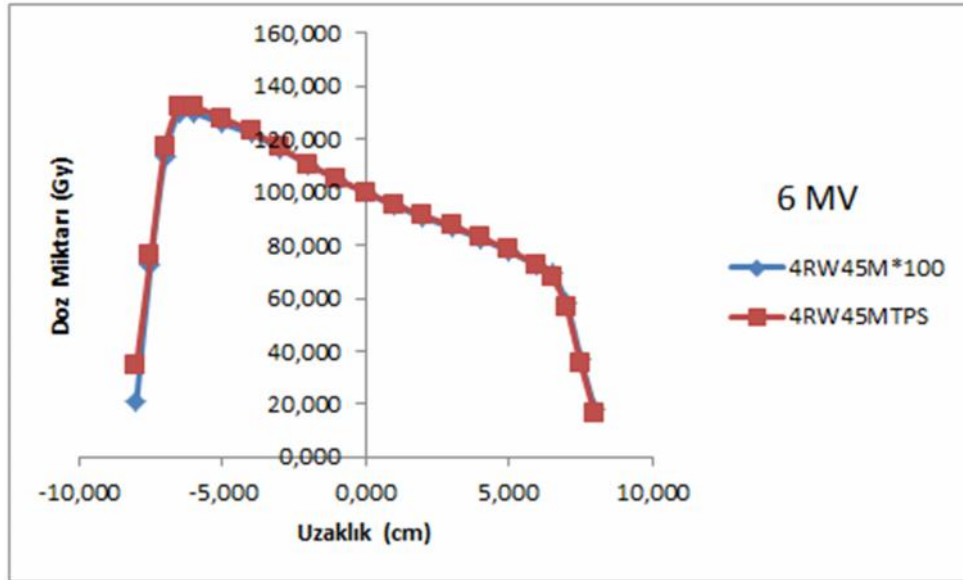
Uzaklık (cm)	3RW45M	3RW45M*100	3RW45MTPS	Sapma % de eri
-8	37,300	13,199	15,500	-14,846
-7,50	97,000	34,324	36,100	-4,919
-7	165,000	58,386	60,300	-3,173
-6,50	195,200	69,073	72,600	-4,858
6	210,200	74,381	77,800	-4,395
-5	225,000	79,618	83,600	-4,763
-4	240,000	84,926	87,600	-3,053
-3	245,200	86,766	90,700	-4,338
-2	256,000	90,587	93,200	-2,803
-1	267,900	94,798	96,200	-1,457
0	282,600	100,000	100,000	0,000
1	296,400	104,883	104,300	0,559
2	311,800	110,333	109,700	0,577
3	329,300	116,525	116,000	0,453
4	345,600	122,293	122,000	0,240
5	358,400	126,822	126,600	0,176
6	371,600	131,493	129,200	1,775
6,50	378,500	133,935	126,800	5,627
7	320,200	113,305	110,100	2,911
7,50	200,500	70,948	67,800	4,644
8	86,800	30,715	29,000	5,913



ekil 4.5 6 MV enerjili fotonlar için 3RW45M'lik hard wedge' in doz miktarına etkisi

Çizelge 4.6. 6 MV enerjili 4RW45M hard wedge' in doz ölçümleri ve hesaplamaları

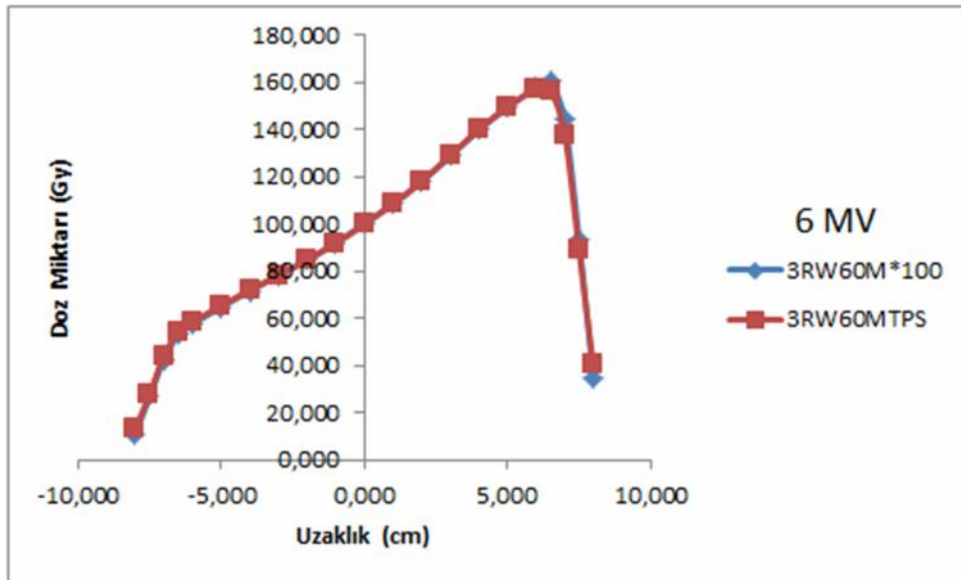
Uzaklık (cm)	4RW45M	4RW45M*100	4RW45MTPS	Sapma % de eri
-8	59,000	20,907	34,700	-39,749
-7,50	205,000	72,644	75,900	-4,290
-7	320,000	113,395	117,000	-3,081
-6,50	367,300	130,156	132,400	-1,695
6	366,700	129,943	132,400	-1,856
-5	355,700	126,045	128,000	-1,527
-4	344,400	122,041	123,200	-0,941
-3	329,200	116,655	117,000	-0,295
-2	311,700	110,454	110,600	-0,132
-1	296,100	104,926	104,900	0,024
0	282,200	100,000	100,000	0,000
1	267,800	94,897	95,400	-0,527
2	255,800	90,645	91,300	-0,717
3	245,100	86,853	87,400	-0,626
4	233,100	82,601	83,200	-0,720
5	219,500	77,782	78,200	-0,535
6	204,000	72,289	72,400	-0,153
6,50	195,000	69,100	67,800	1,917
7	165,000	58,469	56,600	3,302
7,50	105,000	37,208	35,500	4,810
8	50,200	17,789	16,500	7,811



ekil 4.6 6 MV enerjili fotonlar için 4RW45M'lik hard wedge' in doz miktarına etkisi

Çizelge 4.7. 6 MV enerjili 3RW60M hard wedge' in doz ölçümleri ve hesaplamaları

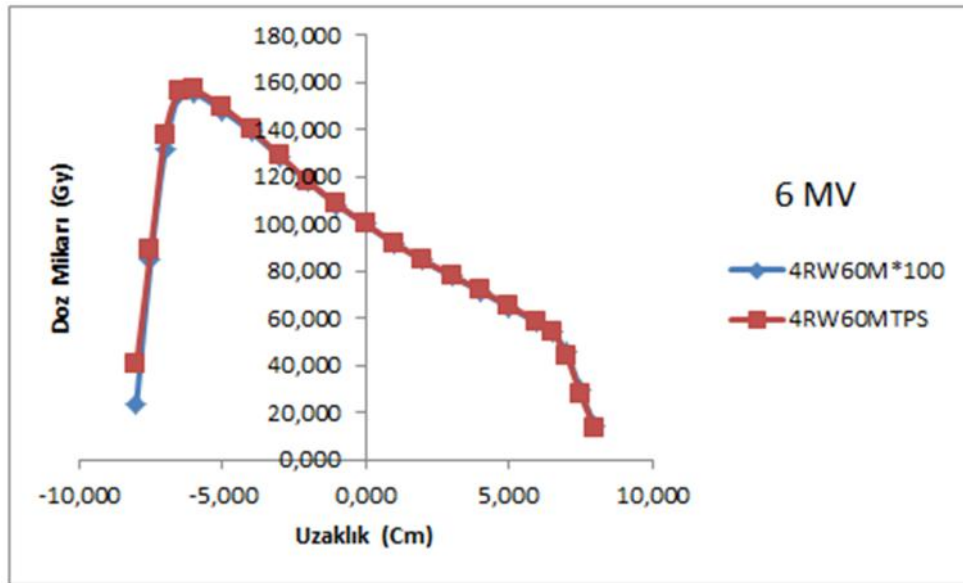
Uzaklık (cm)	3RW60M	3RW60M*100	3RW60MTPS	Sapma % de eri
-8	34,800	11,273	13,200	-14,598
-7,50	82,300	26,660	27,900	-4,444
-7	132,000	42,760	44,500	-3,910
-6,50	164,100	53,158	54,000	-1,559
6	178,300	57,758	58,600	-1,436
-5	200,100	64,820	65,500	-1,038
-4	221,500	71,753	72,100	-0,482
-3	242,000	78,393	78,400	-0,009
-2	261,600	84,742	84,700	0,050
-1	283,900	91,966	91,900	0,072
0	308,700	100,000	100,000	0,000
1	335,300	108,617	108,500	0,108
2	364,100	117,946	118,100	-0,130
3	397,700	128,831	129,100	-0,209
4	431,900	139,909	140,100	-0,136
5	460,900	149,304	149,700	-0,265
6	487,300	157,856	157,200	0,417
6,50	495,500	160,512	156,800	2,367
7	445,200	144,218	138,000	4,506
7,50	289,000	93,618	89,200	4,953
8	107,600	34,856	40,500	-13,936



ekil 4.7 6 MV enerjili fotonlar için 3RW60M'lik hard wedge' in doz miktarına etkisi

Çizelge 4.8. 6 MV enerjili 4RW60M hard wedge' in doz ölçümleri ve hesaplamaları

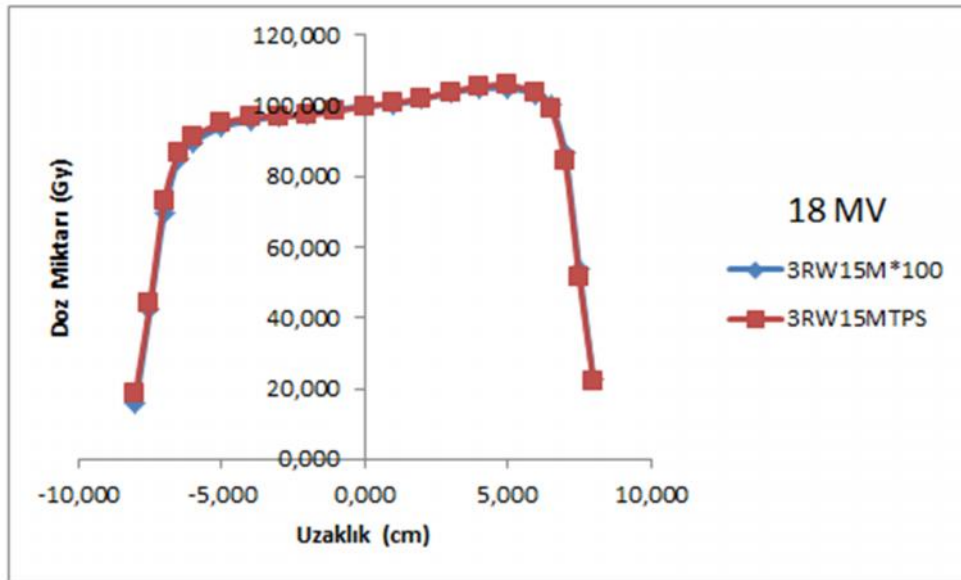
Uzaklık (cm)	4RW60M	4RW60M*100	4RW60MTPS	Sapma % de eri
-8	74,000	24,089	40,500	-40,522
-7,50	260,200	84,701	89,200	-5,044
-7	405,000	131,836	138,000	-4,467
-6,50	477,400	155,404	156,800	-0,891
6	478,400	155,729	157,200	-0,936
-5	455,600	148,307	149,700	-0,930
-4	427,700	139,225	140,100	-0,624
-3	394,900	128,548	129,100	-0,427
-2	362,500	118,001	118,100	-0,084
-1	332,400	108,203	108,500	-0,274
0	307,200	100,000	100,000	0,000
1	282,300	91,895	91,900	-0,006
2	259,900	84,603	84,700	-0,115
3	239,800	78,060	78,400	-0,434
4	220,200	71,680	72,100	-0,583
5	199,300	64,876	65,500	-0,952
6	179,000	58,268	58,600	-0,566
6,50	167,600	54,557	54,000	1,032
7	140,000	45,573	44,500	2,411
7,50	90,200	29,362	27,900	5,240
8	43,600	14,193	13,200	7,521



ekil 4.8 6 MV enerjili fotonlar için 4RW60M'lik hard wedge' in doz miktarına etkisi

Çizelge 4.9. 18 MV enerjili 3RW15M hard wedge' in doz ölçümleri ve hesaplamaları

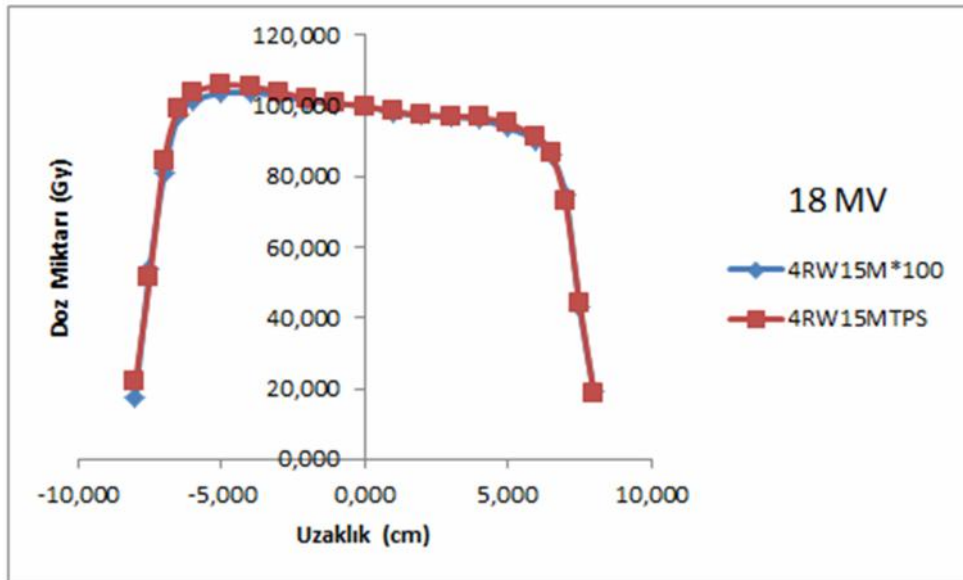
Uzaklık (cm)	3RW15M	3RW15M*100	3RW15MTPS	Sapma % de eri
-8	116,800	15,682	18,900	-17,026
-7,50	315,500	42,360	44,200	-4,162
-7	520,800	69,925	73,000	-4,213
-6,50	634,300	85,164	86,500	-1,545
6	668,300	89,729	91,200	-1,613
-5	700,000	93,985	95,100	-1,172
-4	714,100	95,878	96,700	-0,850
-3	722,400	96,992	97,100	-0,111
-2	727,600	97,691	97,400	0,298
-1	737,100	98,966	98,400	0,575
0	744,800	100,000	100,000	0,000
1	748,100	100,443	100,800	-0,354
2	758,700	101,866	102,100	-0,229
3	772,900	103,773	104,000	-0,218
4	781,300	104,901	105,500	-0,568
5	782,100	105,008	105,900	-0,842
6	770,200	103,410	103,700	-0,279
6,50	746,000	100,161	99,300	0,867
7	645,400	86,654	84,500	2,549
7,50	400,200	53,733	51,300	4,742
8	167,100	22,436	21,900	2,445



ekil 4.9 18 MV enerjili fotonlar için 3RW15M'lik hard wedge' in doz miktarına etkisi

Çizelge 4.10. 18 MV enerjili 4RW15M hard wedge' in doz ölçümleri ve hesaplamaları

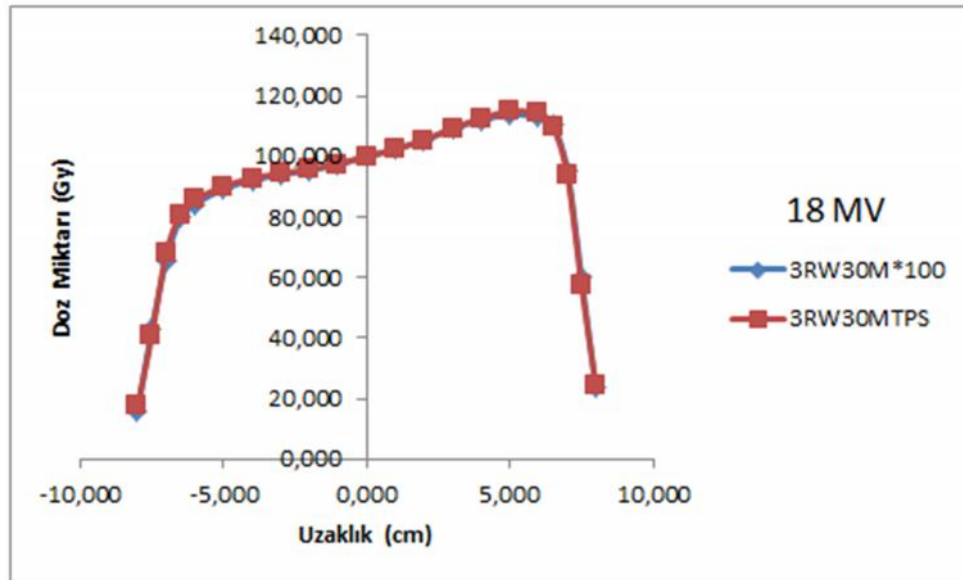
Uzaklık (cm)	4RW15M	4RW15M*100	4RW15MTPS	Sapma % de eri
-8	132,400	17,715	21,900	-19,111
-7,50	400,300	53,559	51,300	4,404
-7	605,300	80,987	84,500	-4,157
-6,50	729,300	97,578	99,300	-1,734
6	758,000	101,418	103,700	-2,200
-5	774,500	103,626	105,900	-2,147
-4	774,700	103,653	105,500	-1,751
-3	770,200	103,051	104,000	-0,913
-2	758,200	101,445	102,100	-0,642
-1	751,400	100,535	100,800	-0,263
0	747,400	100,000	100,000	0,000
1	734,000	98,207	98,400	-0,196
2	726,500	97,204	97,400	-0,202
3	725,100	97,016	97,100	-0,086
4	718,600	96,147	96,700	-0,572
5	701,500	93,859	95,100	-1,305
6	675,500	90,380	91,000	-0,681
6,50	644,300	86,206	86,500	-0,340
7	560,200	74,953	73,000	2,676
7,50	323,500	43,283	44,200	-2,074
8	142,700	19,093	18,900	1,020



ekil 4.10 18 MV enerjili fotonlar için 4RW15M'lik hard wedge' in doz miktarına etkisi

Çizelge 4.11. 18 MV enerjili 3RW30M hard wedge' in doz ölçümleri ve hesaplamaları

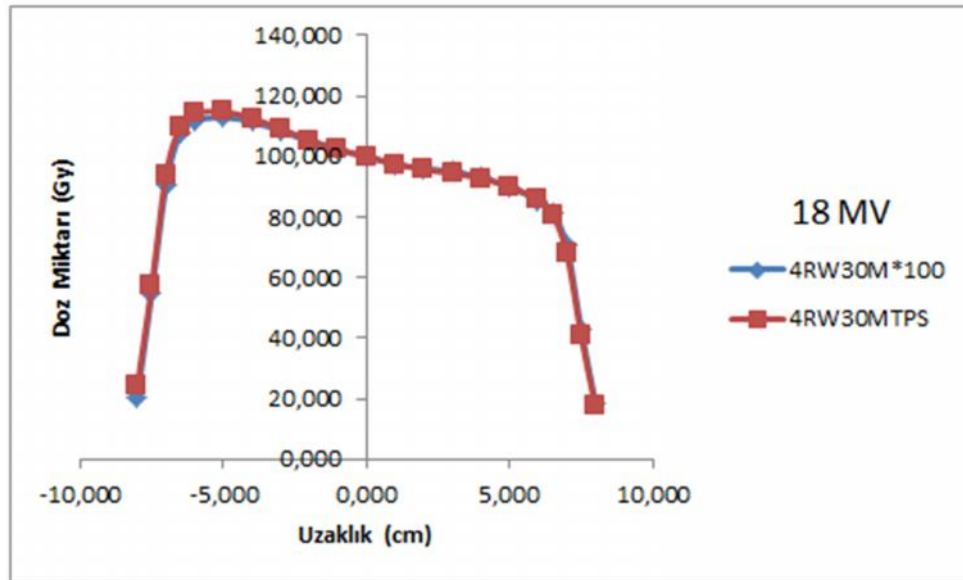
Uzaklık (cm)	3RW30M	3RW30M*100	3RW30MTPS	Sapma % de eri
-8	94,000	15,466	17,500	-11,625
-7,50	260,400	42,843	40,900	4,751
-7	398,300	65,531	67,900	-3,488
-6,50	484,300	79,681	80,900	-1,507
6	511,400	84,140	85,600	-1,706
-5	542,500	89,256	90,100	-0,936
-4	560,200	92,168	92,800	-0,681
-3	571,400	94,011	94,400	-0,412
-2	579,400	95,327	95,700	-0,389
-1	592,100	97,417	97,500	-0,085
0	607,800	100,000	100,000	0,000
1	622,000	102,336	102,300	0,035
2	640,400	105,364	105,400	-0,035
3	664,000	109,246	109,200	0,043
4	681,000	112,043	112,600	-0,494
5	691,500	113,771	114,800	-0,896
6	687,100	113,047	114,200	-1,010
6,50	670,900	110,382	110,000	0,347
7	580,200	95,459	94,000	1,552
7,50	363,400	59,789	57,200	4,527
8	142,600	23,462	24,300	-3,450



ekil 4.11 18 MV enerjili fotonlar için 3RW30M'lik hard wedge' in doz miktarına etkisi

Çizelge 4.12. 18 MV enerjili 4RW30M hard wedge' in doz ölçümleri ve hesaplamaları

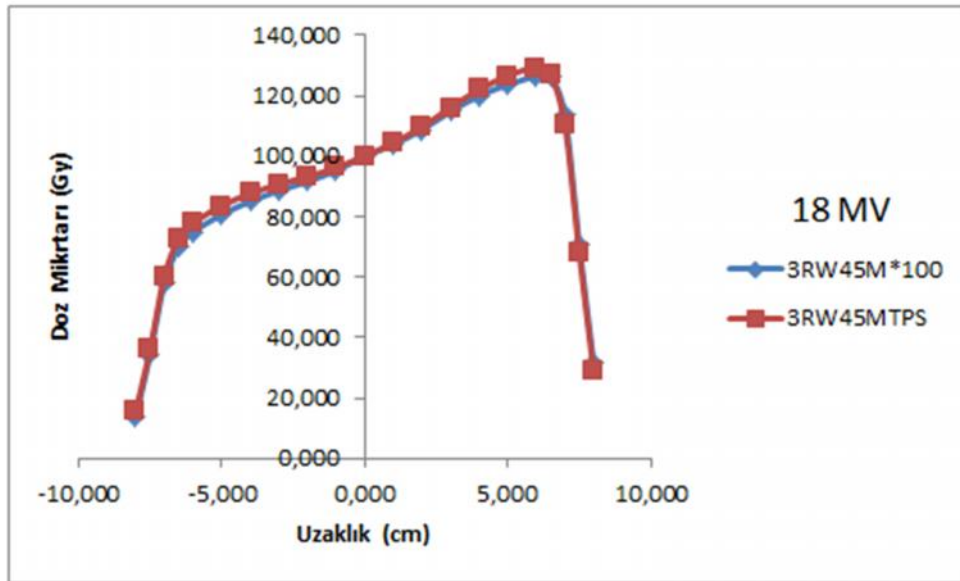
Uzaklık (cm)	4RW30M	4RW30M*100	4RW30MTPS	Sapma % de eri
-8	121,400	20,106	24,300	-17,259
-7,50	330,200	54,687	57,200	-4,393
-7	545,200	90,295	94,000	-3,942
-6,50	651,400	107,883	110,000	-1,924
6	675,000	111,792	114,200	-2,109
-5	681,800	112,918	114,800	-1,639
-4	672,800	111,428	112,600	-1,041
-3	655,300	108,529	109,200	-0,614
-2	634,000	105,002	105,400	-0,378
-1	616,900	102,170	102,300	-0,127
0	603,800	100,000	100,000	0,000
1	588,500	97,466	97,500	-0,035
2	580,000	96,058	95,700	0,374
3	573,800	95,031	94,400	0,669
4	562,100	93,094	92,800	0,317
5	542,900	89,914	90,100	-0,207
6	516,000	85,459	85,600	-0,165
6,50	492,700	81,600	80,900	0,865
7	425,300	70,437	67,900	3,737
7,50	260,400	43,127	40,900	5,445
8	113,000	18,715	17,500	6,942



ekil 4.12 18 MV enerjili fotonlar için 4RW30M'lik hard wedge' in doz miktarına etkisi

Çizelge 4.13. 18 MV enerjili 3RW45M hard wedge' in doz ölçümleri ve hesaplamaları

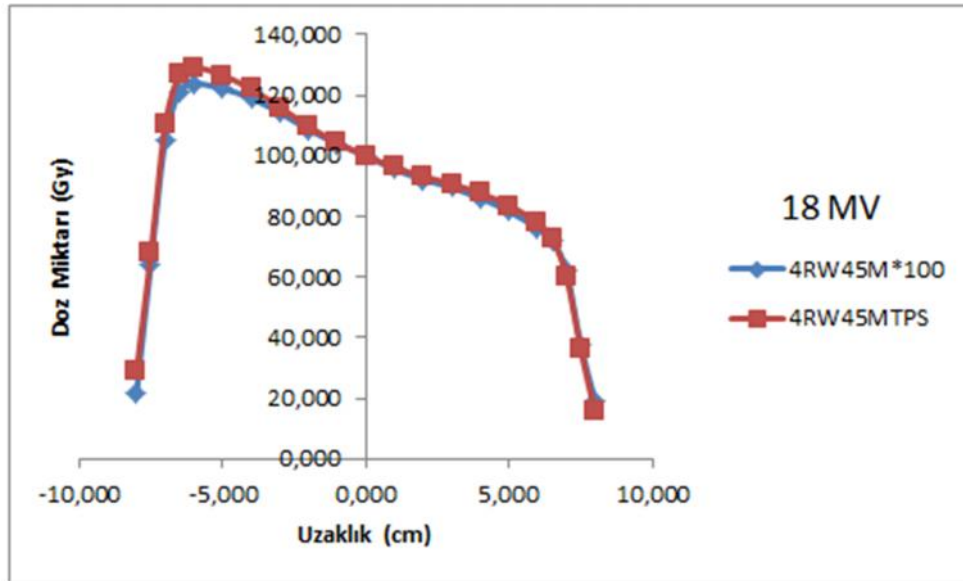
Uzaklık (cm)	3RW45M	3RW45M*100	3RW45MTPS	Sapma % de eri
-8	55,700	13,733	15,500	-11,402
-7,50	140,200	34,566	36,100	-4,249
-7	235,300	58,013	60,300	-3,793
-6,50	283,600	69,921	72,600	-3,690
6	304,000	74,951	77,800	-3,662
-5	326,900	80,597	83,600	-3,593
-4	345,000	85,059	87,600	-2,900
-3	359,500	88,634	90,700	-2,278
-2	371,500	91,593	93,200	-1,725
-1	386,300	95,242	96,200	-0,996
0	405,600	100,000	100,000	0,000
1	421,200	103,846	104,300	-0,435
2	441,100	108,752	109,700	-0,864
3	465,600	114,793	116,000	-1,041
4	486,500	119,946	122,000	-1,684
5	501,400	123,619	126,600	-2,354
6	512,600	126,381	129,200	-2,182
6,50	513,400	126,578	126,800	-0,175
7	460,000	113,412	110,100	3,008
7,50	286,400	70,611	67,800	4,147
8	129,100	31,829	29,000	9,757



ekil 4.13 18 MV enerjili fotonlar için 3RW45M'lik hard wedge' in doz miktarına etkisi

Çizelge 4.14. 18 MV enerjili 4RW45M hard wedge' in doz ölçümleri ve hesaplamaları

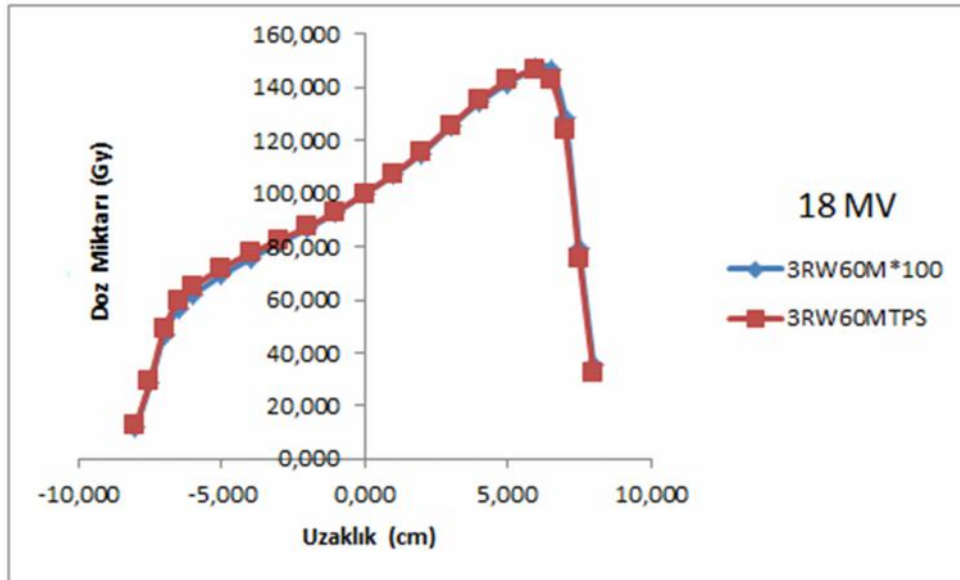
Uzaklık (cm)	4RW45M	4RW45M*100	4RW45MTPS	Sapma % de eri
-8	86,700	21,444	29,000	-26,054
-7,50	260,300	64,383	67,800	-5,040
-7	425,300	105,194	110,100	-4,456
-6,50	489,900	121,172	126,800	-4,438
6	500,500	123,794	129,200	-4,184
-5	494,000	122,186	126,600	-3,486
-4	480,900	118,946	122,000	-2,503
-3	461,900	114,247	116,000	-1,511
-2	439,300	108,657	109,700	-0,951
-1	420,700	104,056	104,300	-0,234
0	404,300	100,000	100,000	0,000
1	386,400	95,573	96,200	-0,652
2	372,700	92,184	93,200	-1,090
3	362,300	89,612	90,700	-1,200
4	348,000	86,075	87,600	-1,741
5	330,100	81,647	83,600	-2,336
6	307,700	76,107	77,800	-2,176
6,50	292,300	72,298	72,600	-0,416
7	250,000	61,835	60,300	2,546
7,50	152,300	37,670	36,100	4,349
8	77,400	19,144	15,500	23,511



ekil 4.14 18 MV enerjili fotonlar için 4RW45M'lik hard wedge' in doz miktarına etkisi

Çizelge 4.15. 18 MV enerjili 3RW60M hard wedge' in doz ölçümleri ve hesaplamaları

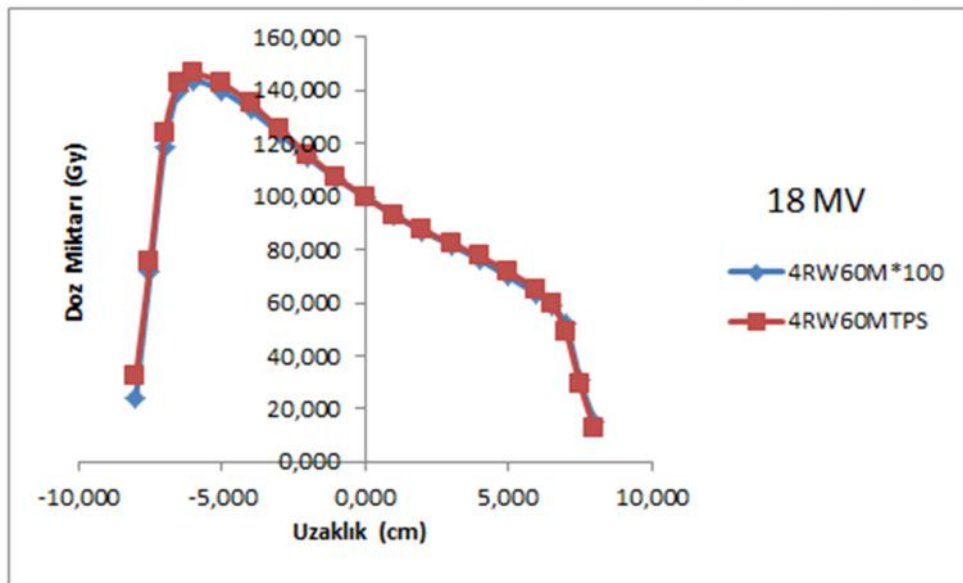
Uzaklık (cm)	3RW60M	3RW60M*100	3RW60MTPS	Sapma % de eri
-8	50,900	11,696	12,600	-7,176
-7,50	123,000	28,263	29,300	-3,540
-7	205,000	47,105	49,100	-4,064
-6,50	246,000	56,526	59,800	-5,475
6	269,000	61,811	64,900	-4,760
-5	301,000	69,164	71,800	-3,672
-4	328,600	75,506	77,500	-2,574
-3	354,100	81,365	82,500	-1,376
-2	377,300	86,696	87,400	-0,806
-1	404,400	92,923	93,200	-0,297
0	435,200	100,000	100,000	0,000
1	466,100	107,100	107,200	-0,093
2	501,200	115,165	115,800	-0,548
3	545,000	125,230	125,600	-0,295
4	584,400	134,283	135,100	-0,605
5	616,600	141,682	142,700	-0,713
6	641,200	147,335	146,400	0,638
6,50	639,300	146,898	143,100	2,654
7	560,500	128,791	123,600	4,200
7,50	345,500	79,389	75,700	4,873
8	154,000	35,386	32,200	9,895



ekil 4.15 18 MV enerjili fotonlar için 3RW60M'lik hard wedge' in doz miktarına etkisi

Çizelge 4.16. 18 MV enerjili 4RW60M hard wedge' in doz ölçümleri ve hesaplamaları

Uzaklık (cm)	4RW60M	4RW60M*100	4RW60MTPS	Sapma % de eri
-8	105,400	24,342	32,200	-24,404
-7,50	310,200	71,640	75,700	-5,364
-7	513,200	118,522	123,600	-4,108
-6,50	606,400	140,046	143,100	-2,134
6	622,700	143,811	146,400	-1,769
-5	605,600	139,861	142,700	-1,989
-4	574,700	132,725	135,100	-1,758
-3	536,500	123,903	125,600	-1,351
-2	497,400	114,873	115,800	-0,801
-1	462,700	106,859	107,200	-0,318
0	433,000	100,000	100,000	0,000
1	403,100	93,095	93,200	-0,113
2	376,700	86,998	87,400	-0,460
3	354,500	81,871	82,500	-0,763
4	330,300	76,282	77,500	-1,572
5	302,500	69,861	71,800	-2,700
6	273,900	63,256	64,900	-2,533
6,50	254,900	58,868	59,800	-1,558
7	224,400	51,824	49,100	5,549
7,50	134,000	30,947	29,300	5,621
8	66,500	15,358	12,600	21,889



ekil 4.15 18 MV enerjili fotonlar için 4RW60M'lik hard wedge' in doz miktarına etkisi

5. TARTI MA VE SONUÇ

Kama filtresi optik bir filtre olup, kalınlığı sürekli olarak ya da bir kama ekinde adım adım değişecek şekilde farklı malzemelerden üretilir. Filtre, radyasyonun demeti içinde yoğunluk dağılımını değiştirmek için, yani bazı tedavi türlerinde radyasyonun tek düzeltilmesini artırmak için kullanılır. Bu sebeple, kullanılan kama filtrelerin doz dağılımı üzerindeki etkisinin belirlenmesi radyoterapi uygulamalarında oldukça önemli bir yer tutmaktadır. Bu çalışmada, d=10cm derinlik ve 15cm × 15cm alan boyutunda 6 MV - 18 MV enerjili foton demetleri için kullanılan hardwedge (kama filtrenin) in doz dağılımına etkisi araştırıldı.

Şekil 4.1-4.16' da, 15cm×15cm alan boyutunda 15⁰, 30⁰, 45⁰ ve 60⁰ ' ye sahip fiziksel kama (hardwedge) filtrelerle ölçülen sonuçlar ile birlikte TPS (tedavi planlama sistemi)' den elde edilen sonuçlar görülmektedir. Ölçümler kama filtrelerin hem ters (4RW) hem de düz olması (3RW) durumunda (-8,+8) cm aralığında alındı. Çizelgeler ve şekillerden görüldüğü gibi kama filtrenin ters veya düz takılması durumunda doz dağılımında farklılık olmadığı görülmektedir. Fakat TPS' de hastaya verilecek doz miktarının belirlenmesi sırasında kama filtrenin ters ya da düz takılıp takılmadığının bilinmesi önemlidir. Çünkü TPS' de kama filtrenin ters veya düz takılı olması durumundaki veriler farklıdır.

Şekil ve Çizelgelerden görüldüğü gibi 6 MV enerjide hem açı arttıkça hem de ± x ekseninde boyunca gidildikçe doz dağılımı bir azalma göstermektedir. Bu çalışmada alanımız 15cm x 15 cm olduğundan 8 cm alınan veriler alanın dışında kalan verilerdir. Alan dahilindeki açı değerleri düğümlü ünde en büyük sapma 15⁰, de % 5.83dir (+7cm uzaklıkta). 6MV enerjide olduğu gibi 18 MV enerjide de doz dağılımı açı ile birlikte azalmaktadır.

Sonuç olarak Oncor lineer hızlandırıcının 6-18MV enerjili x-1 inlerinde fiziksel kama (hardwedge) kullanıldığında doz dağılımının azaldığı buna bağlı olarak cilt koruyucu etkinin arttığı görülmüştür.

KAYNAKLAR

- Anonim, 2013. Radyasyon. nönü Üniversitesi, <http://iys.inonu.edu.tr/webpanel/dosyalar/1259/file/BiyofizikDers8.pdf>, 12.05.2013.
- Arslan /., 2010. X-1 ınları ve kullanım alanları. Ankara, <http://w3.gazi.edu.tr/~mkaradag/tezler/tugcearslan.pdf>. 22.05.2013.
- ATTIX, F.H., 1986. Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry. First Edition. Wiley-VCH, Weinheim, 640 p.
- Bozkurt A., Radyasyonun madde ile etkile imi. anlıurfa, <http://fef.harran.edu.tr/~bozkurt/dersler>. 08.05.2013.~
- Brown L.H., Siddon R.L. ve Bjarngard B.E. (1987). Scatter dose for wedged fields. Phys. Med. Biol., 32(10), 1321-1326
- Das IJ, Desobry GE, McNeeley SW, Cheng EC, Schultheiss TE. Beam characteristics of a retrofit- ted double-focused multileaf collimator. Med Phys 1998;25(9):1676-84.
- Dawson J., Kahler D., Mcdonald B., Kopecky W., Gu J. “Surface and percentage depth doses for secondary blocking using a multileaf collimator and cerrobend-alloy blocks”, Radiotherapy and Oncology 42 (1997) 285-288
- Gülmen N., 2011. Clinac-db-600c modeli lineer hızlandırıcının dozimetrik parametrelerinin incelenmesi. Yüksek lisans tezi, Çukurova Üniversitesi, Adana.
- Hubbel, J.H., Seltzer, S.M., “Tables of X-ray mass attenuation coefficients and mass energy-absorbtion coefficients 1 keV to 20 Mev for elements Z=1 to 92 and 48 additional substances of dosimetric intrest”, NISTIR 5632, National Institue of Standarts and Technology, Gaithersburg, MD20899,USA.
- Huq MS, Das IJ, Steinberg T, Galvin JM. A dosimetric comparison of various multileaf collimators. Phys Med Biol 2002;47(12):N159-70.
- ICRP : Recommondation of nternational Commission on Radiological Protection . New york. Pergamon Press, 1990.
- Khan F.M., 2003. The physics of radiation therapy. USA, Lip- pincott Williams&Wilkins Company;
- KHAN, F.M. 2003. The Physics of Radiation Theraphy.Lippincott Williams and Wilkins, USA, Third Edition, p.150-170.
- KHAN, F.M., 2010. The Physics of Radiation Therapy. Forth Edition. Lippincott Williams & Wilkins, USA, 560 p.
- Knöös T. ve Wittgren L. (1991). Which depth dose data should be used for dose planning when wedge filters are used to modify the photon beam?. Phys. Med. Biol., 36(2), 255-267
- Krane, S.K., “Nükleer Fizik 1. Cilt”, Çeviri Edit. arer B., Palme Yayıncılık, Ankara, 193-206, 246,588-590 (2001).
- KYBIC, J., 2006. X-Rays. Czech Technical University, Prague.
- Martin, J. E., “Physics for Radiation Protection 2nd ed.”, Wiley- Vch Verlag, 278 (2011).
- Plaut S.,Radiation protection in the X-Ray Department , London, Butterworth Heinemann. 1993
- Pychlau, G.,“ Instruction manual RW3 slab phantom T29672 and T40006.1.001”, PTW, Germany, 5, 6, (2007)
- ahin L., 2008. Parçacıklar ve radyasyonun madde ile etkile imi. Ankara, <http:// thm .ankara . edu .tr/tac/YAZOKULU/yazokulu4/dersnotlari. html>. 13.05.2013.

ÖZGEÇM

Kişisel Bilgiler

Adı Soyadı : Sümeyra YILDIRIM
Doğum Tarihi ve Yeri : 12.01.1987/ GÖLBAĞI
Medeni Hali : Bekar
Yabancı Dili : İngilizce
e-mail : s.yildirim1101@gop.edu.tr

Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet Tarihi
Yüksek Lisans	Gaziosmanpaşa Üniversitesi	2013
Lisans	Gaziosmanpaşa Üniversitesi	2011
Lise	Fatih Sultan Mehmet Lisesi - Ankara	2005

Tecrübeleri

YIL	YER	GÖREV
2011-2012	Ayşe AK-Seda SAYAN Ç.P.L	Matematik Öğretmenliği
2012-2013	Üzümlören Ortaokulu	Fen ve Teknoloji Öğretmenliği