



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



YÜKSEK LİSANS TEZİ

**MEDİKAL LİNEER HIZLANDIRICILARDA DOZ
DAĞILIMLARININ FLUKA BENZETİM ÇALIŞMALARI**

Gökçe AYDOĞDU

Fizik Anabilim Dalı

Yüksek Enerji ve Plazma Fiziği Programı

DANIŞMAN

Prof. Dr. Suat ÖZKORUCUKLU

Mayıs, 2019

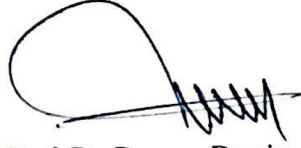
İSTANBUL

Bu çalışma 23.05.2019 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Fizik Anabilim Dalı Yüksek Enerji ve Plazma Fiziğı Programında Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

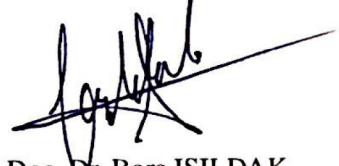
Tez Jürisi



Prof. Dr. Suat ÖZKORUCUKLU (Danışman)
İstanbul Üniversitesi
Fen Fakültesi



Prof. Dr. Bayram Demir
İstanbul Üniversitesi
Fen Fakültesi



Doç. Dr. Bora İŞILDAK
Özyeğın Üniversitesi
Mühendislik Fakültesi



20.04.2016 tarihli resmi gazetede yayımlanan Lisansüstü Eğitim ve Öğretim Yönetmeliğinin 9/2 ve 22/2 maddeleri gereğince; Bu Lisansüstü teze, İstanbul Üniversitesi'nin abonesi olduğu intihal yazılım programı kullanılarak Fen Bilimleri Enstitüsü'nün belirlemiş olduğu ölçütlere uygun rapor alınmıştır.

Bu tez, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Yürütücü Sekreterliğinin 51392 numaralı ÖNAP projesi ile desteklenmiştir.

ÖNSÖZ

Tez çalışmam sırasında kıymetli bilgi birikimi ve tecrübeleri ile bana yol gösteren, önerilerini ve ilgisini göstermekten kaçınmayan değerli danışmanım Prof. Dr. Suat ÖZKORUCUKLU'ya sonsuz teşekkürlerimi ve saygılarımı sunarım.

Yardım ve desteklerini hiç bir zaman esirgemeyen değerli arkadaşlarım Akın ÖĞRETİCİ, Berkan KAYNAK, Aziz KURT, M. Şehin ÖZBALAK KURT, Mahmutjang LİTİFU ve Eda YORULMAZ'a en içten teşekkürlerimi iletirim. Ayrıca lisans ve yüksek lisans eğitimim boyunca emeği geçen İstanbul Üniversitesi Fen Fakültesi'nin tüm idari ve akademik personeline teşekkürlerimi bir borç bilirim.

Tez çalışması sürecinde bana kapılarını açan Okmeydanı Eğitim ve Araştırma Hastanesi'ne ve Onkoloji Bölümü'nde çalışan Hülya ÖZDEMİR başta olmak üzere bölümdeki sağlık fizikçilerine de teşekkürlerimi sunarım.

Hayatım boyunca hiç bir konuda desteklerini esirgemeyen sevgili eşim Şahin AYDOĞDU'ya ve bana her zaman umut veren oğlum Ali Toprak AYDOĞDU'ya teşekkürlerimi sunarım.

Mayıs, 2019

Gökçe AYDOĞDU

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

ÖNSÖZ	i
İÇİNDEKİLER	iv
ŞEKİL LİSTESİ	vi
TABLO LİSTESİ	vii
SİMGE VE KISALTMA LİSTESİ	ix
ÖZET	xi
SUMMARY	xiii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL KISIMLAR	3
2.1. RADYASYON VE RADYASYON TÜRLERİ	3
2.1.1. İyonize Radyasyon	4
2.1.2. İyonize Olmayan Radyasyon	5
2.2. RADYASYONUN MADDE İLE ETKİLEŞİMİ	6
2.2.1. Fotonların Madde ile Etkileşimi	6
2.2.1.1. Fotoelektrik Olay	7
2.2.1.2. Compton Saçılması	7
2.2.1.3. Çift Oluşum	8
2.2.2. Yüklü Parçacıkların Madde ile Etkileşimi	9
2.2.3. Nötronların Madde ile Etkileşimi	10
2.2.4. Radyasyon Algılama ve Ölçme Yöntemleri	11
2.2.4.1. Geiger-Müller Sayacı	11
2.2.4.2. İyon Odaları	13
2.2.4.3. Sintilasyon Detektörleri	14
2.2.4.4. Yarı İletken Detektörler	16
2.2.5. Radyasyon Dozimetrisi	17
2.2.5.1. Parçacık Akısı	17

2.2.5.2.	<i>Lineer Enerji Transferi (LET)</i>	17
2.2.5.3.	<i>Ters Kare Yasası</i>	18
2.2.5.4.	<i>Radyasyon dozu ve birimleri</i>	19
2.2.6.	Foton Kaynakları	20
2.3.	RADYOTERAPİ	21
2.3.1.	Radyoterapide Kullanılan Cihazlar	22
2.3.1.1.	<i>Kobalt-60 Tedavi Cihazı</i>	22
2.3.1.2.	<i>Medikal Lineer Hızlandırıcılar</i>	23
2.3.2.	Tedavi Planlama	25
2.3.3.	Hedef Hacimler	25
2.3.3.1.	<i>Bariz Hedef Hacmi (Gross Tumor Volume, GTV)</i>	26
2.3.3.2.	<i>Klinik Hedef Hacmi (CTV)</i>	26
2.3.3.3.	<i>Planlanan Hedef Hacmi (PTV)</i>	26
2.3.3.4.	<i>Tedavi Hacmi (TV)</i>	27
2.3.3.5.	<i>Işınlanan Hacim (IV)</i>	27
2.3.3.6.	<i>Risk Altındaki Organ (Organ at Risk, OAR)</i>	27
2.3.4.	Tedavi Işınlarnın Simülasyonu	27
2.4.	FLUKA MONTE CARLO BENZETİM METODU	28
2.4.1.	Fluka Benzetim Kodu	29
2.4.1.1.	<i>Fluka'da Fizik Süreçleri</i>	30
2.4.1.2.	<i>Fluka Girdi Dosyası</i>	30
2.4.1.3.	<i>Fluka'da Geometri Tanımlaması</i>	32
2.4.1.4.	<i>Flair Arayüzü</i>	33
2.4.2.	Diğer Monte Carlo Kodları	33
2.4.2.1.	<i>GEANT4</i>	33
2.4.2.2.	<i>GATE</i>	34
2.4.2.3.	<i>MCNP</i>	35
3.	MALZEME VE YÖNTEM	36
3.1.	KULLANILAN CİHAZLAR	36
3.1.1.	Elekta Infinity Lineer Hızlandırıcı	36
3.1.2.	Iba Blue Phantom ² Su Fantomu	37
3.1.3.	Iba CC13 ve CC04 İyon Odası	38
3.1.4.	Iba CCU Elektrometre	39
3.2.	YÖNTEM	40

3.2.1. Kontrol Testi	40
3.2.2. Fluka Simülasyonu	42
4. BULGULAR	44
5. TARTIŞMA VE SONUÇ	49
KAYNAKLAR	52
EKLER	56
EK 1. Fluka Girdi Dosyası.....	56
ÖZGEÇMİŞ	59



ŞEKİL LİSTESİ

	Sayfa No
Şekil 2.1: Atomlarda proton sayısının nötron sayısına oranı	3
Şekil 2.2: Beta bozunumunun enerji spektrumu.....	5
Şekil 2.3: Cs-137'nin karakteristik gama spektrumu	6
Şekil 2.4: Fotoelektrik olayın şematik gösterimi	7
Şekil 2.5: Compton saçılmasının şematik gösterimi	8
Şekil 2.6: Çift oluşumun şematik gösterimi	9
Şekil 2.7: Kinetik enerjiye göre Bethe Bloch (enerji kaybı) değişimi.....	11
Şekil 2.8: Geiger-Müller tüpü şematik gösterimi	12
Şekil 2.9: Geiger-Müller sayacının blok şeması.....	12
Şekil 2.10: Farklı gazlı sayaçların çalışma voltajları.....	13
Şekil 2.11: Sintilasyon detektörlerinin yapısı.....	15
Şekil 2.12: (a) Elektronların valans bandından iletkenlik bandına uyarılması. (b) Elektrik alan uygulandığında elektron ve boşlukların hareketi	16
Şekil 2.13: Bir nokta kaynaktan çıkan ıraksak foton ışını.....	19
Şekil 2.14: Monoenerjetik (a) ve heterojen (b) foton demetlerinin tipik spektrumları	21
Şekil 2.15: Kobalt-60 cihazı kafa yapısı.....	23
Şekil 2.16: Medikal LINAC şematik gösterimi.....	23
Şekil 2.17: Medikal LINAC kafa yapısı	24
Şekil 2.18: Radyoterapide hedef hacimler	26
Şekil 3.1: IBA CC13 İyon Odası.....	38
Şekil 3.2: IBA CC04 İyon Odası.....	38
Şekil 3.3: IBA Su fantomu.....	40
Şekil 3.4: Okmeydanı Eğitim ve Araştırma Hastanesi Medikal LINAC	41
Şekil 3.5: FLUKA geometrisi	43
Şekil 4.1: Fantom içerisinde 10x10 cm 6MV fotonların 2-B doz dağılım grafiği	44

Şekil 4.2:	Fantom içerisinde 10x10 cm 6MV fotonların 2-B doz dağılım grafiği	44
Şekil 4.3:	6 MV enerjili fotonların yüzde derin doz eğrileri karşılaştırması	45
Şekil 4.4:	10x10 cm 6 MV doz profili karşılaştırması	45
Şekil 4.5:	Fantom içerisinde 30x30 cm 6MV fotonların 2-B doz dağılım grafiği	46
Şekil 4.6:	Fantom içerisinde 30x30 cm 6MV fotonların 2-B doz dağılım grafiği	46
Şekil 4.7:	30x30 cm 6 MV doz profili karşılaştırması	47
Şekil 4.8:	15MV enerjili fotonların yüzde derin doz eğrilerinin karşılaştırması	47
Şekil 4.9:	10x10 cm 15 MV doz profili karşılaştırması	48
Şekil 4.10:	30x30 cm 15 MV doz profili karşılaştırması	48

TABLO LİSTESİ

Sayfa No

Tablo 2.1: Farklı radyasyonlar için LET değerleri..... 18



SİMGE VE KISALTMA LİSTESİ

Simgeler	Açıklama
He	: Helyum Çekirdeği
A	: Atom Numarası
Z	: Kütle Numarası
α	: Alfa Parçacığı
n	: Nötron
p	: Proton
e^{-}	: Elektron
e^{+}	: Pozitron
ν	: Nötrino
$\bar{\nu}$	: Anti-Nötrino
T_{max}	: Kinetik Enerji
h	: Planck Sabiti
ϕ	: Bağlanma enerjisi
θ	: Saçılma Açısı
λ	: Dalga Boyu
m	: Kütle
c	: Işık Hızı
π	: Pi sayısı
n	: kırılma indisi
Φ	: Akı
Ψ	: Enerji Akısı
$mmHg$	: Milimetre civa
cm	: Santimetre
C	: Coulomb
Kg	: Kilogram
Gy	: Gray
Sv	: Sievert
Ci	: Curie
Co	: Kobalt

Kısaltmalar	Açıklama
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
PET	: Pozitron Yayma Tomografisi (Positron Emission Tomography)
LINAC	: Medikal Lineer Hızlandırıcı
MV	: Mega Volt
CT	: Bilgisayarlı Tomografi (Computerized Tomography)
MeV	: Mega Elektron Volt
mm	: Milimetre
keV	: Kilo Elektron Volt
G-M	: Geiger-Müller
PMT	: Fotoçoğaltıcı Tüp
LET	: Lineer Enerji Transferi
SI	: Uluslararası Birim Sistemi
rad	: Radyasyon Soğurma Dozu (Radiation Absorbed Dose)
RBE	: Radyasyonun Biyolojik Etkisi
MHz	: Mega Hertz
DC	: Doğru Akım
MLC	: Çok Dilimli Kolimatör (Multileaf Collimator)
ICRU	: Uluslararası Radyasyon Birimleri Komisyonu (International Commission on Radiation Units and Measurements)
GTV	: Bariz Hedef Hacmi (Gross Tumor Volume)
CTV	: Klinik Hedef Hacmi
PTV	: Planlanan Hedef Hacmi
TV	: Tedavi Hacmi
IV	: Işınlanan Hacim
OAR	: Risk Altındaki Organ
MR	: Manyetik Rezonans
TeV	: Tera Elektron Volt
SPECT	: Tek Foton Emisyon Bilgisayarlı Tomografi (Single Photon Emission Computerized Tomography)
2B	: 2 Boyutlu
3B	: 3 Boyutlu

ÖZET

YÜKSEK LİSANS TEZİ

MEDİKAL LİNEER HIZLANDIRICILARDA DOZ DAĞILIMLARININ FLUKA BENZETİM ÇALIŞMALARI

Gökçe AYDOĞDU

İstanbul Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

Fizik Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Suat ÖZKORUCUKLU

Günümüzde özellikle kanser hücrelerinin tespiti ve tedavisi için radyasyona dayalı birçok gelişmiş cihaz kullanılmaktadır. Bilgisayarlı Tomografi (BT), Pozitron Emisyon Tomografi (PET) gibi cihazlar görüntülemede kullanılırken tedavide yaygın olarak Medikal Lineer Hızlandırıcılar (LINAC) ve Co-60 kaynakları kullanılmaktadır. LINAC; genel çalışma prensibi elektronların belirli enerjilerde hızlandırılmasına ve yönlendirilmesine dayanır. Bu cihazların günlük kullanımlarında hasta doz planlamasına göre ayarlanması gerekir. Ayrıca cihazın kullanılma süresine bağlı olarak belirli periyotlarda, çeşitli fantomlar kullanılarak doz profillerinin ölçülmesi ve kalibrasyonunun yapılması gerekmektedir. Bu testler genellikle üç ayda bir, su fantomu ve katı fantom kullanılarak doz profillerinin önceki ölçümlerle karşılaştırılması şeklinde yapılır.

Radyoterapide farklı amaçlar için çeşitli benzetim programları kullanılmaktadır. FLUKA doz profilleri ve tedavi planlaması için kullanılan programlardan olan bir Monte Carlo kodudur.

Bu çalışmada öncelikle Okmeydanı Eğitim ve Araştırma Hastanesi'nde kullanılan lineer hızlandırıcıda kontrol amaçlı su fantomuyla ölçümler yapılmıştır. Bu ölçümlerin sonucunda 6 MV ve 15 MV enerjili fotonlar için doz profilleri elde edilmiştir. Periyodik olarak yapılan bu testlerin simülasyonu FLUKA benzetim programı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. FLUKA'da LINAC odasının betimlemesi yapılarak aynı enerjilerde fotonlar için doz profilleri hesaplanmıştır. İki çalışma sonucunda da alınan doz profilleri

ayrıntılı olması için üç farklı bölgede incelenerek karşılaştırılmıştır. Bu karşılaştırmanın sonucunda deney ve simülasyonun uyumlu olduğu gözlemlenmiştir.

Mayıs 2019, 76 sayfa.

Anahtar kelimeler: LINAC, lineer hızlandırıcı, medikal, radyoterapi, fantom, FLUKA, benzetim, radyasyon, detektör, Monte Carlo.



SUMMARY

M.Sc. THESIS

FLUKA SIMULATION STUDIES OF DOSE DISTRIBUTIONS IN LINEAR MEDICAL ACCELERATORS

Gökçe AYDOĞDU

İstanbul University

Institute of Graduate Studies in Science and Engineering

Department of Physics

Supervisor: Prof. Dr. Suat ÖZKORUCUKLU

Nowadays, many advanced devices based on radiation are used, especially for the detection and treatment of cancer cells. While computed tomography (CT), Positron Emission Tomography (PET) devices are used for imaging, Medical Linear Accelerators (LINAC) and Co-60 sources are widely used in the treatment. The general working principle of LINAC is based on accelerating and directing electrons in certain energies. The daily use of these devices should be adjusted according to patient dose planning. Furthermore, depending on the duration of use of the device, it is necessary to measure and calibrate the dose profiles at various intervals using various phantoms. These tests are usually performed every 3 months by comparing the dose profiles with previous measurements using water phantom and solid phantom.

Various simulation programs are used in radiotherapy for different purposes. FLUKA is a Monte Carlo code that is used for dose profiles and treatment planning.

In this study, first of all, the linear accelerator and water phantom used in Okmeydanı Training and Research Hospital was used for control purposes. As a result of these measurements, dose profiles were obtained for 6 MV and 15 MV energized photons. Simulation of these periodically tests was carried out using the FLUKA simulation program. At the same energies, the dose profiles for the photons were calculated by describing the LINAC chamber in FLUKA. In two studies, the dose profiles were compared in three different regions. As a result of this comparison, it was observed that the experiment and simulation were compatible.

May 2019, 76 pages.

Keywords: LINAC, linear accelerator, medical, radiotherapy, phantom, FLUKA, simulation, radiation, detector, Monte Carlo.



1. GİRİŞ

Kanser, hücrelerde meydana gelen deformasyon sonucu hücrelerin olağan dışı büyümesi olarak tanımlanabilir. Kanserli hücrelerdeki bu sorunu ortadan kaldırmak ya da kanserli hücreyi tamamen yok etmek için günümüzde birçok alanda çalışmalar yürütülmektedir. Radyoloji ve radyoterapi kanserli hücrelerin tespiti ve tedavisi için oluşturulan bilim dalları olup, çeşitli metotlar yardımıyla kanserli hücreleri gerekli miktarda radyasyona maruz bırakarak tedavi etmeyi amaçlamaktadır.

Bu amaçla geliştirilen ve tedavi merkezlerinde yaygın olarak kullanılan medikal lineer hızlandırıcılar (LINAC), elektronların hızlandırılarak istenilen hedefe yönlendirilmesi prensibine dayanır. Tedavi için kullanılacak olan fotonlar ise LINAC içerisinde hızlandırılan elektronların bir hedefe çarptırılması ile elde edilir.

Medikal lineer hızlandırıcıların gerek yapım aşamasında gerekse de kullanım aşamasında periyodik testlere tabi tutulması gerekmektedir. Yapım aşamasındaki kalite kontrol testlerinden sonra cihazın doz profili testleri de yapılmaktadır. Hızlandırıcıda meydana gelebilecek herhangi bir arıza doz profillerinde değişikliğe sebep olacaktır. Bu yüzden hızlandırıcılar kullanıldığı süre içerisinde en az üç ayda bir kontrol testlerine tabi tutulmaktadır. Bu kontroller çeşitli fantomlar aracılığıyla yapılmaktadır.

İnsan vücudunun yaklaşık %60-70'i su olarak kabul edilmektedir. Bu nedenle sıklıkla kullanılan fantomlar su fantomlarıdır. Su fantomu üzerinde bulunan iyon odası, doz profillerinin ölçülmesini sağlar. Benzer bir çalışma insan dokusuna çok yakın bir yapıya sahip katı fantomlar üzerinde de yapılabilmektedir. Bu profillerin doğruluğu için TRS-398 (IAEA Technical Reports Series- Uluslararası Atom Enerjileri Ajansı Teknik Raporlar Serisi) protokolü uygulanmaktadır.

Doz profillerinin doğruluğunu test etmek için farklı benzetim programları da kullanılmaktadır. FLUKA; bu testlerde kullanılan programlardan biri olup, medikal fizik alanında yaygın olarak kullanılan Monte Carlo kodudur. FLUKA; parçacıkların maddeyle etkileşimi, hızlandırıcıların zırlama ve hedef tasarımı, kalorimetre, dozimetre, detektör tasarımı, kozmik ışınların tespiti ve radyoterapi dahil daha bir çok alanda

kullanılabilmektedir.

Bu çalışmada Okmeydanı Eğitim ve Araştırma Hastanesi'nde bulunan Elekta Infinity marka model lineer hızlandırıcının kontrol testleri sırasında doz profili ve yüzde derin doz eğrilerinin ölçümü yapılmıştır. Ölçümler, farklı enerjilerde fotonlar ile IBA² Blue Fantom üzerine farklı boyutlarda ışınlamalar yapılarak elde edilmiştir.

Aynı boyutlar ve materyallerle fantom ve LINAC kafası FLUKA içerisinde oluşturulmuş ve aynı enerjilerdeki fotonlar ile fantom üzerine ışınlamalar yapılmıştır. Benzer şekilde FLUKA'da doz profilleri elde edilmiştir. Testlerden alınan veriler ve benzetim çalışmalarından elde edilen doz profilleri karşılaştırılmıştır.

Sonuç olarak; testlerde ölçülen doz profilleri ile simülasyondan alınan verilerin birbirleriyle uyum içerisinde olduğu gözlemlenmiştir. Bunun için yüzde derin doz eğrilerinin de karşılaştırılması yapılmış, ışınlanan fantomun, her iki durumda da maksimum doza maruz kaldığı nokta aynı olarak ölçülmüştür.

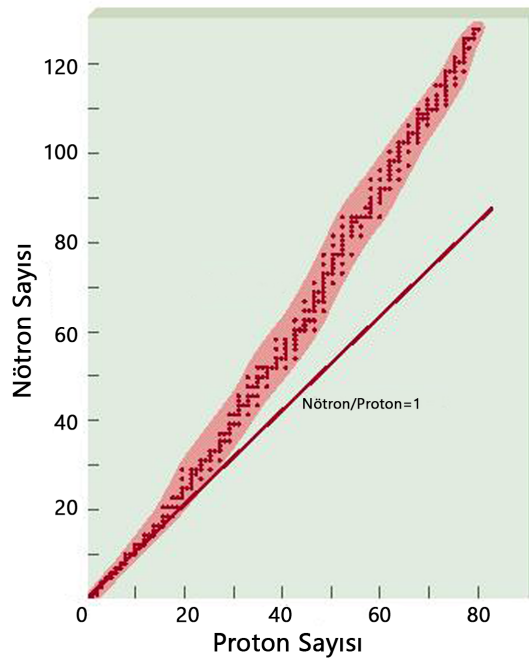
2. GENEL KISIMLAR

Bu bölümde radyoterapinin çalışma ilkeleri, radyasyon algılama ve görüntüleme çalışmaları, benzetim programları anlatılacaktır.

2.1. RADYASYON VE RADYASYON TÜRLERİ

Radyoaktivite ilk olarak 1896 yılında Henri Becquerel tarafından Uranyumun keşfedilmesiyle ortaya çıkmıştır. Daha sonra 1898 yılında Pierre ve Marie Curie çifti iki farklı radyoaktif element olan Polonyum ve Radyum'u keşfetmiş ve Uranyum'dan daha radyoaktif olduğunu söylemişlerdir (Mayles ve diğ., 2007).

Radyoaktivite, atomların yapısal özelliğinden kaynaklanır. Kararlı yapıda olmayan her atom, fazla olan enerjisini parçacık ya da elektromanyetik dalga şeklinde dışarı atarak daha kararlı bir yapıya kavuşurlar. Atomların kararlı hale geçmek için yayınladıkları bu parçacık ya da elektromanyetik dalgaya radyasyon adı verilir.



Şekil 2.1: Atomlarda proton sayısının nötron sayısına oranı

Şekil 2.1’de var olan atomik kütle numaraları üzerinden nötron sayısının proton sayısına oranını gösterilmektedir. Görüldüğü gibi hafif atomların nötron sayıları proton sayılarına neredeyse eşittir. Kütle numarası 40’ı geçmeye başladığında nötron sayısı proton sayısından daha yüksek olmaya başlamaktadır. Nötron ve proton sayıları farklı olan bu çekirdeklerin kararsız yapıda olması beklenmektedir. Atom numarası 80’den yüksek olan birçok çekirdek kararsız yapıdadır ancak daha küçük atom numaralı kararsız çekirdekler de vardır (Mayles *ve diğ.*, 2007).

2.1.1. İyonize Radyasyon

İyonize radyasyon, maddeyle etkileşim sırasında iyon oluşturabilecek yeterli enerjiye sahip parçacık ya da elektromanyetik dalga radyasyonu şeklinde tanımlanabilir. Alfa, beta ve gama radyasyonu, x ışını, nötron, pozitron iyonize radyasyon grubuna girerler (Woodside, 1997).

İyonize radyasyon radyografi, yiyeceklerin sterilizasyonu gibi kullanım alanlarına sahiptir.

Alfa Parçacığı: 2 proton ve 2 nötrondan oluşan bir ^4He (Helyum) çekirdeğidir ve özellikle ağır atomlar için alfa bozunması büyük öneme sahiptir. Ana çekirdek için atom numarası A, kütle numarası Z ise bozunma aşağıdaki şekilde gerçekleşir:

$$(Z, A) \rightarrow (Z - 2, A - 4) + \alpha \quad (2.1)$$

Alfa parçacıklarının enerjileri 1-10 MeV arasında değişiklik gösterebilir. Ayrıca madde içerisinde alabildikleri mesafe ağır parçacık olmasından dolayı çok azdır. Vücut dokusunda alabileceği yol yaklaşık olarak 0.03 mm kadardır. Bu da alfa parçacıklarının bir parça kağıtla dahi durdurulabileceğini göstermektedir (Saha, 2006).

Beta Parçacığı: Enerjetik elektron ya da pozitron olarak tanımlanabilir. Beta radyasyonu yayınlandığında, lepton korunumu gereği, beraberinde anti-nötrino, pozitron yayınlandığında ise nötrino yayınlanır.

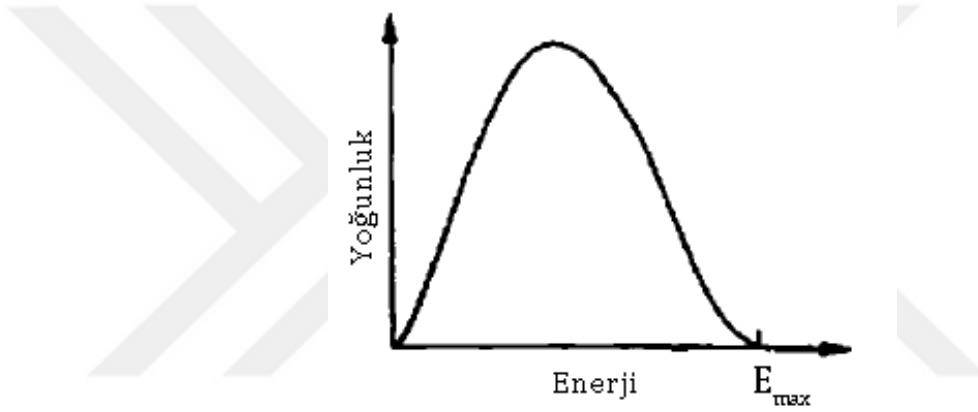
Beta yayınlanmasını nötron bozunumu olarak, pozitron yayınlanmasını da proton

bozunumu olarak gösterebiliriz.

$$n \rightarrow p + e^{-} + \bar{\nu} \quad \text{ve} \quad p \rightarrow n + e^{+} + \nu \quad (2.2)$$

Beta parçacığı yayınlandığında atom numarası 1 artar. Pozitron yayınlandığında ise atom numarası 1 azalır.

Beta bozunumu karakteristik bir sürekli enerji spektrumuna sahiptir (Şekil 2.2). Bunun nedeni ise beta bozunumu gerçekleştiğinde ortaya çıkan enerji, beta parçacığı ve anti-nötrino tarafından paylaşılmasıdır (Leo, 1994).



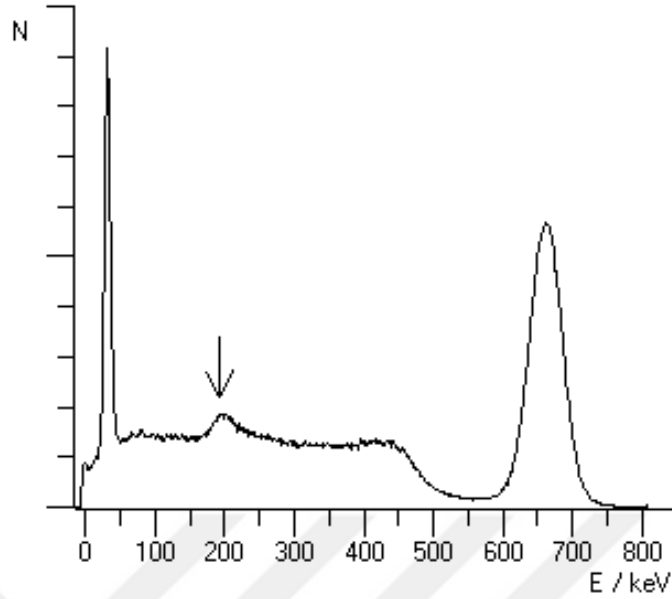
Şekil 2.2: Beta bozunumunun enerji spektrumu

Gama Radyasyonu: Kütlelessiz ve yüksüz olan gama elektromanyetik radyasyon grubuna girer ve yüksek enerjili çekirdeklerin yayınladığı radyasyon türüdür. Yayımlanan gama radyasyonunun enerjisi genellikle birkaç yüz keV ya da birkaç MeV civarındadır (Leo, 1994).

Şekil 2.3 Sezyum 137 (^{137}Cs) izotopunun bozunumu sırasında oluşan karakteristik gama spekturumunu göstermektedir.

2.1.2. İyonize Olmayan Radyasyon

İyonize olmayan radyasyonu atomları ya da elektronları uyaracak kadar yeterli enerjiye sahip olan radyasyon olarak tanımlayabiliriz ancak bu enerji atomlardan elektronları koparacak kadar ya da onları iyonlaştıracak kadar yeterli değildir. İyonize olmayan radyasyon atomlarda iyon oluşmasına sebep olmazlar ancak yine de sağlık problemlerine



Şekil 2.3: Cs-137'nin karakteristik gama spektrumu

yol açabilirler (Woodside, 1997). Ultraviyole, kızıl ötesi ışınlar, yüksek yoğunluklu görünür bölge ışınları, radyo dalgaları, mikrodalgalar ve lazerler iyonize olmayan radyasyon grubuna girerler.

2.2. RADYASYONUN MADDE İLE ETKİLEŞİMİ

Radyasyonun algılanması ve ölçülmesi için kullanılan detektörler farklı çalışma prensiplerine dayanmaktadır. Burada önemli olan hangi çeşit radyasyonun ölçüleceği, bunun için de detektör içerisinde hangi çeşit materyal kullanılacağına belirlenmesidir. Burada devreye radyasyonun maddeyle etkileşmesi girmektedir. Radyasyon maddeyle etkileşirken farklı mekanizmalar gerçekleşmektedir. Bu bölümde radyoterapide önem arz eden etkileşmelerden bahsedilecektir.

2.2.1. Fotonların Madde ile Etkileşimi

Fotonların maddeyle etkileşmesi temelde fotonun enerjisine bağlıdır. Foton madde tarafından soğurulabilir ya da saçılarak yön ve enerjisini değiştirebilir.

Temel olarak fotonlar; fotoelektrik olay, Compton saçılması ve çift oluşum olmak üzere maddeyle üç şekilde etkileşir. Bu etkileşimlerin sonucunda foton enerjisinin tamamını ya

da bir kısmını maddeye aktarır. Bu enerji büyüklüğüne göre atomdan elektron koparabilir ya da uyarılmış atomlar meydana getirebilir.

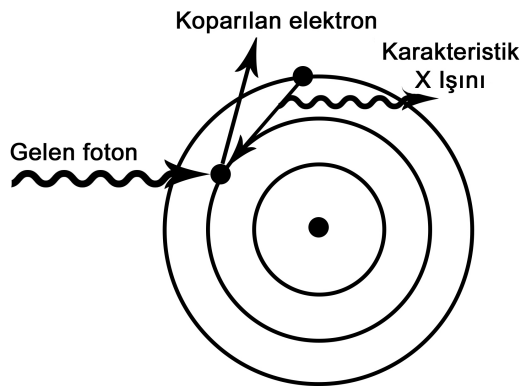
2.2.1.1. Fotoelektrik Olay

Fotoelektrik olayda gelen düşük enerjili fotonlar atomun iç yörüngesindeki elektron ile etkileşirler. Çarpışma sonucu foton bütün enerjisini elektrona aktarır. Gelen fotonun enerjisi elektronun bağlanma enerjisi kadardır. Soğurulan foton sonucu elektronun kopmasıyla fotoelektrik olay gerçekleşir ve kopan bu elektronlara fotoelektron adı verilir.

Koparılan elektronun kinetik enerjisi Einstein fotoelektrik teoremine göre denklem 2.3'deki gibidir.

$$T_{max} = h\nu - \phi \quad (2.3)$$

Burada ϕ elektronun bağlanma enerjisi, h Planck sabiti, ν frekans olmak üzere $h\nu$ gelen fotonun enerjisidir. Fotoelektrik olay gerçekleştikten sonra atom uyarılmış haldedir. Üst enerji seviyesindeki elektron alt seviyedeki boşluğu doldurur ve atom kararlı hale geçer. Bu sırada üzerindeki fazla olan enerji foton olarak yayınlanır. Bu enerji karakteristik x-ışını olarak adlandırılır. Şekil 2.4'te fotoelektrik olayın şematik gösterimi mevcuttur (McGervey, 1995).

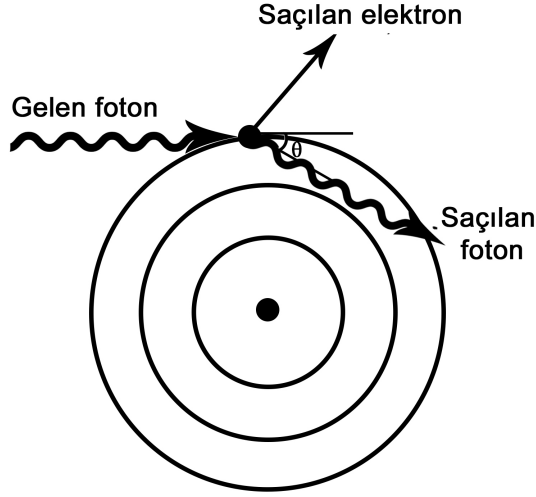


Şekil 2.4: Fotoelektrik olayın şematik gösterimi

2.2.1.2. Compton Saçılması

Foton ve elektronların saçılma teorisinde elektronlar serbest parçacıklar olarak kabul edilir. Gelen daha yüksek enerjili fotonlar atomun dış yörünge elektronları ile etkileşime

girerler. Foton enerjisinin bir kısmını aktarır dış yörüngeden elektronu koparır ve θ açısıyla saçılarak yoluna devam eder.



Şekil 2.5: Compton saçılmasının şematik gösterimi

Compton saçılması şekil 2.5’de gösterilmiştir. Saçılmayı şekildeki gibi ele alırsak enerji ve momentum korunumunu kullanarak saçılma denklemleri elde edilir (Denklem 2.4). Fotonun dalga boyundaki değişim aşağıdaki denklemle gösterilir (McGervey, 1995).

$$\frac{c}{\nu'} - \frac{c}{\nu} = \lambda' - \lambda = \frac{h}{mc(1 - \cos\theta)} \quad (2.4)$$

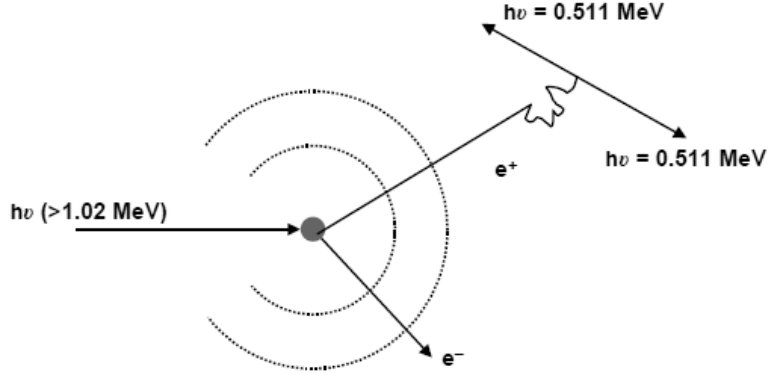
Bu denklemde λ gelen fotonun dalga boyu, λ' saçılan fotonun dalga boyu, ν' saçılan fotonun frekansı, ν gelen fotonun frekansı, h Planck sabiti, m elektronun kütlesi, c ışık hızı, θ ise foton için saçılma açısıdır.

2.2.1.3. Çift Oluşum

İki elektronun durgun kütle enerjisine (1,022 MeV) sahip fotonun elektron-pozitron çiftine dönüşmesi olayı çift oluşum olarak adlandırılır. Çift oluşum olayı şekil 2.6’da gösterilmiştir.

Çift oluşum etkileşimleri sırasında, bir fotonun enerjisi bir elektron-pozitron çifti haline dönüştürülür. Bu şekilde üretilen pozitron ve elektronlar aynı süreçler vasıtasıyla atomları iyonlaştırarak veya uyararak madde ile etkileşime girer ve enerji kaybederler. Bu noktada oluşan elektron ve pozitron, iki adet 0.511 MeV enerjiesahip foton üreterek yok olurlar

(Johns ve Cunningham, 1983). Oluşan bu fotonlara yok olma (anihilasyon) fotonları denir.



Şekil 2.6: Çift oluşumun şematik gösterimi

2.2.2. Yüklü Parçacıkların Madde ile Etkileşimi

Yüklü parçacıkların etkileşme mekanizması fotonlardan farklıdır. Yüklü parçacıklar; örneğin alfa, madde ile etkileşime girdiğinde Coulomb kuvveti ile karşılaşır. Yüklü parçacık atomun elektronlarıyla inelastik çarpışma ya da çekirdekle elastik çarpışma yapabilir. Sıklıkla gözlenen bu etkileşmeler dışında parçacık Çerenkov ışıınımı, nükleer reaksiyon ya da frenleme ışıınımı yapabilir.

Yüklü parçacıkların madde ile etkileşimlerini; ilk olarak elektron ve pozitron etkileşimleri, ikinci olarak ise ağır parçacıkların etkileşimleri olarak sınıflandırabiliriz. Muon, pion, proton, alfa gibi parçacıklar ağır parçacıklar grubuna girmektedir.

Her iki süreç de ele alındığında en çok karşılaşılan durum inelastik saçılma. Gelen yüklü parçacık maddenin elektronlarıyla inelastik saçılma meydana getirir. Bu durumda eğer enerjisi fazlaysa elektronu koparır ve yoluna devam eder. Ancak enerjisi düşükse atomu uyarır, atomun elektronları bir üst enerji seviyesine çıkar. Kararlı haline dönmek isteyen atom foton yayınlar böylece elektron aynı seviyeye dönmüş olur.

Atomun çekirdeği ile meydana gelen elastik saçılmalar ise çok sık görülmemektedir. Genellikle bu çarpışmalarda çok az enerji transfer edilir. Ancak bu durum hidrojen atomu ve alfa parçacıkları düşünüldüğünde geçerli değildir. Alfa parçacıkları enerjilerinin

bir kısmını bu mekanizma ile kaybeder. Yine de enerjinin büyük çoğunluğu atomun elektronuyla olan çarpışmada kaybedilir (Leo, 1994).

Aşağıda verilen Bethe-Bloch formülü; farklı enerji aralıklarındaki yüklü parçacıkların, aldıkları birim yol uzunluğu başına kaybettikleri enerjiyi göstermektedir. Yarı empirik bu formül durdurma gücü olarak da ifade edilir. Bethe-Bloch formülü genellikle, farklı türdeki ağır yüklü parçacıkların, MeV-GeV arasındaki enerjilerinde geçerlidir. Enerji kaybı $E \ll mc^2$ olması durumunda z^2 , M/E ile orantılıdır (Leo, 1994).

$$-\frac{dE}{dx} = 2\pi N_a r_e^2 m_e c^2 \rho \frac{Z}{A} \frac{z^2}{\beta^2} \left[\ln \frac{2m_e \gamma^2 v^2 W_{max}}{I^2} - 2\beta^2 - \delta - 2\frac{C}{Z} \right] \quad (2.5)$$

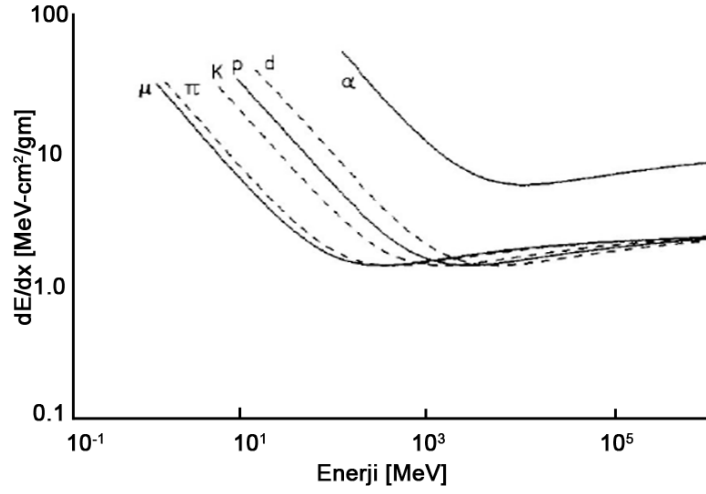
Burada $2\pi N_a r_e^2 m_e c^2 = 0.1535 \text{ MeV cm}^2/g$ değerine sahiptir. r_e elektronun yarıçapı $2.817 \times 10^{-13} \text{ cm}$ 'dir. N_a Avogadro sayısı $6.022 \times 10^{23} \text{ mol}^{-1}$ 'dir. m_e elektronun kütlesi, I ortalama uyarma enerjisi, Z Soğurulan malzemenin atom numarası, A soğurulan malzemenin kütle numarası, ρ soğurulan malzemenin yoğunluğu, z parçacığın yüküdür. Ayrıca formülde $\beta = v/c$ ve $\gamma = 1/\sqrt{1-\beta^2}$ eşitlikleri kullanılır. C düzeltme, δ yoğunluk düzeltmesi, W_{max} ise tek bir çarpışmada transfer edilen maksimum enerji anlamına gelmektedir.

Parçacığın bir ortamdan geçerken kaybettiği enerji, parçacığın hızına ve cinsine bağlıdır. Farklı parçacıklar için kinetik enerjinin bir fonksiyonu olarak Bethe-Bloch (enerji kaybı) grafiği şekil 2.7'de verilmiştir.

Elektronlar da tıpkı ağır yüklü parçacıklar gibi madde içerisinde Coulomb kuvvetiyle karşılaşır. Ancak en büyük farklardan biri iki elektron karşı karşıya geldiğinde enerji ve yüklerinden dolayı saçılabilir ve ivmeli hareket maruz kalabilir. İvmeli hareket ise elektronun Bremsstrahlung ışınımı yapmasına sebep olurlar.

2.2.3. Nötronların Madde ile Etkileşimi

Yüklü parçacıkların aksine nötronlar yüksüz oldukları için madde ile etkileşirken tıpkı gama ışını gibi Coulomb kuvvetine maruz kalmazlar. Herhangi bir etkileşime girmeden maddenin çekirdeğine yaklaşabilirler. Bu durum nötronların detektörlerle algılanmasını zorlaştırır, adeta görünmezdirler.



Şekil 2.7: Kinetik enerjiye göre Bethe Bloch (enerji kaybı) değişimi

Nötronlar maddeyle etkileşime girdiklerinde enerjisi azalır ya da nötronların yönü değişir. Ya da tamamen yok olur ve ikincil parçacıklar meydana getirir. Bu ikincil parçacıklar ağır kütleli parçacıklardır.

Nötronların etkileşimleri enerjilerine göre değişmektedir. Yavaş nötronlar enerjileri düşük oldukları için çekirdek ile elastik saçılma yaparlar. Hızlı nötronlar ise enerjilerinin neredeyse tamamını tek bir çarpışmada bırakırlar (Stokkevag, 2010).

2.2.4. Radyasyon Algılama ve Ölçme Yöntemleri

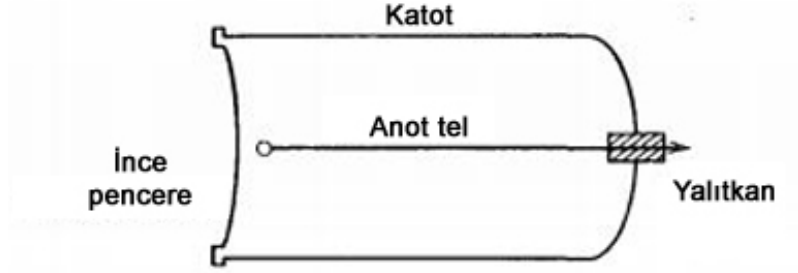
Radyasyonun tespiti için algılama ve ölçme önemlidir. Radyasyon gözümüzle görebildiğimiz ve algılayabildiğimiz bir parçacık ya da elektromanyetik dalga değildir. Bunun için radyasyonun çeşidine bağlı detektör sistemleri ve ölçme yöntemleri geliştirilmiştir. Bu bölümde detektör çeşitlerinden ve çalışma prensiplerinden bahsedilecektir.

2.2.4.1. Geiger-Müller Sayacı

Geiger-Müller sayacı radyasyon tespiti için kullanılan ve Geiger ve Mueller tarafından 1928 yılında icat edilen en eski detektördür (Knoll, 2000). Basit, ucuz ve kolay taşınabilir olması açısından günümüzde de radyasyon tespiti için sıklıkla kullanılmaktadır.

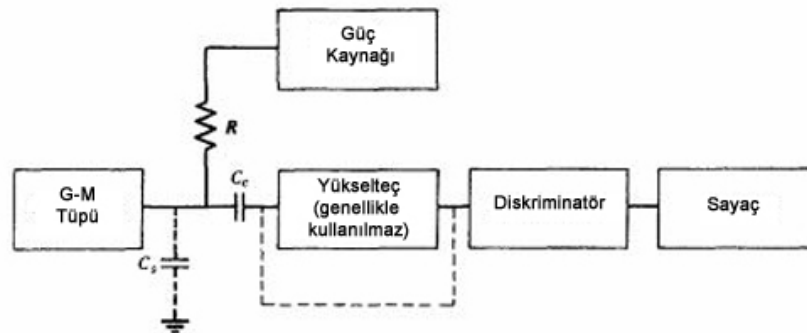
Geiger-Müller sayacı; içerisinde anot görevi gören tel bulunduran bir tüptür. Tüpün içi

genellikle helyum, argon gibi bir soygazla doldurulur ve tüpün önünde ince bir pencere bulunur. Tüpün duvarları ise katot görevindedir. Tüpün içerisinden geçen tele tüpün duvarlarına göre yüksek voltaj uygulanır. Böylece bir elektrik alan oluşturulur. Şekil 2.8 G-M tüpünün şematik gösterimidir (Knoll, 2000).



Şekil 2.8: Geiger-Müller tüpü şematik gösterimi

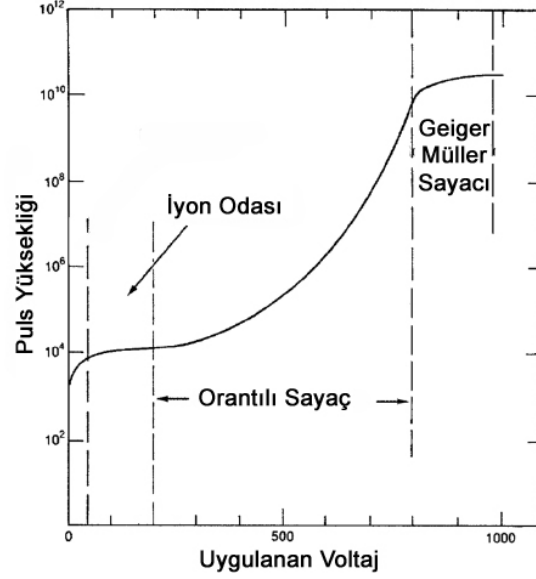
Gelen radyasyon tüpün içerisinde bulunan gaz molekülleriyle etkileşime girer ve gazı iyonlaştırır. Bu durumda tüpün içerisinde elektron-iyon çiftleri oluşur. İçerideki elektrik alan sayesinde elektronlar hızlanarak anot çevresinde toplanırlar, iyonlar ise katota yönelirler. Anotta toplanan elektronların oluşturduğu akım sayesinde sinyal gözlemlenmiş olur. İyonize olan gaz tek bir olayın yaklaşık 10^6 kadar büyük bir faktörle çarpılmasını sağlar ve büyük bir puls oluşturur (Washington, Leaver, 2016). Bu yüzden genel olarak G-M sayacında yükselteç kullanılması önerilmez (Knoll, 2000). Şekil 2.9 Geiger-Muller sayacının tüm elektronik sayıcılarını içeren blok şemasını göstermektedir.



Şekil 2.9: Geiger-Müller sayacının blok şeması

Ancak G-M sayacına gelen radyasyonun çeşidini belirlemek mümkün değildir. Deneyin

yapıldığı yerdeki radyasyon tespit edilir. G-M sayacı her voltajda çalışmaz. Şekil 2.10'da farklı gazlı sayaçların çalışma voltaj aralığı verilmiştir (Krane, 2011). Anoda uygulanan potansiyelin elektronların sayısı üzerindeki etkisi farklı sayaçlar üzerinden görüntülenmektedir.



Şekil 2.10: Farklı gazlı sayaçların çalışma voltajları

İyonizasyon odası bölgesinde, anoda uygulanan voltaj değişse de puls yüksekliği yani elektronların sayısı sabittir. Orantılı bölgede oluşan sinyal uygulanan potansiyelle hızla artar. Bu artışın sebebi elektronlarla birlikte ikincil iyon çiftlerinin oluşmasıdır.

Geiger-Mueller bölgesinde ise puls yüksekliği çok daha büyüktür, elektronlar oluşan iyonlardan daha hızlı anoda ulaşır ve geride kalan iyonlardan pozitif bir bölge oluşur. Gelen her ışın çığ gibi elektron ve iyon üretir. Böylece ışın pulsunun yüksekliği daha fazla olur.

2.2.4.2. İyon Odaları

İyon odalarının çalışma prensibi tüm gazlı sayaçlara benzerdir. Gelen radyasyon gazın içerisinde serbest elektron ve uyarılmış molekülden meydana gelen iyon çifti oluşturur. Elektrotlara uygulanan gerilim sayesinde meydana gelen elektrik alan içerisinde bu iyon çifti ayrılarak elektronlar ve iyonlar ayrı ayrı elektrotta toplanır ve böylece sinyal gözlemlenir.

Referans koşullarda kalibrasyon ölçümleri, kontaminasyon ve radyasyon güvenliği gibi

amaçlarla iyon odaları medikal fizikte yaygın olarak kullanılmaktadır. İyon odaları, farklı şekil ve boyutlarda olabilir. Sonuçlara; deneyin yapıldığı ortamın, sıcaklık, basınç ve nem değerlerine göre bir düzeltme faktörü eklenir.

2.2.4.3. *Sintilasyon Detektörleri*

Sintilatörler, iyonlaştırıcı radyasyon enerjisini, görünür veya ultraviyole bölgede ışık parıltısına dönüştüren materyallerdir. Oluşan bu parıltıya sintilasyon adı verilir.

İdeal bir sintilasyon materyali şu özellikleri sağlamalıdır (Knoll, 2000):

- Yüklü parçacıkların kinetik enerjisini; algılanabilir, yüksek verimli ışığa dönüştürmelidir.
- Bu dönüşüm lineer olmalıdır ve ışık verimi mümkün olduğunca geniş bir aralıkta depolanan enerjiyle orantılı olmalıdır.
- Sintilasyon malzemesi kendi dalga boyundaki ışığı en iyi verimle toplayabilmesi için transparan olmalıdır.
- Uyarılan ışığın bozunma zamanı, hızlı sinyal pulsu elde edilebilmesi için kısa olmalıdır.
- Sintilasyon malzemesi iyi optik kaliteye sahip olmalıdır ve pratik bir detektör malzemesi olarak kullanılabilmesi için optimum boyutlarda olmalıdır.
- Kırılma indisi; fotoçoğaltıcı tüple verimli bağlantı sağlanabilmesi için camın değerine (~1.5) yakın olmalıdır.

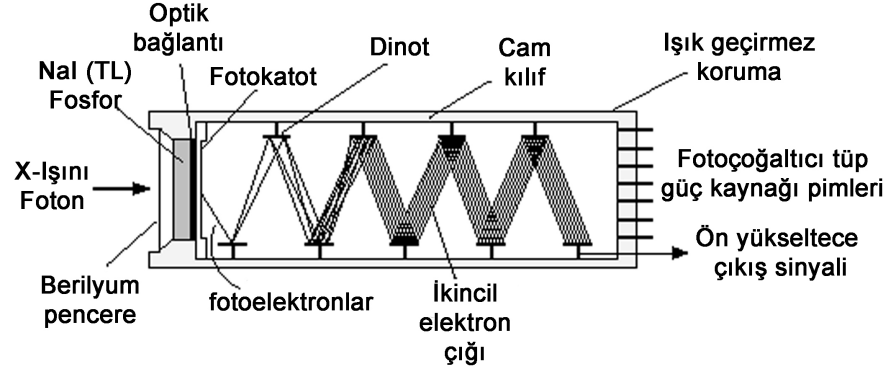
Bu özelliklerin hepsini tek bir materyalde toplamak mümkün değildir. Bunun için algılanacak ışının cinsine göre materyal seçimi yapılır. Sintilasyon materyalleri genel olarak organik ve inorganik olmak üzere ikiye ayrılır (Knoll, 2000).

Organik sintilatörlerin ışık verimi düşük olmasına karşın yanıt süreleri hızlıdır. İnorganik sintilatörler ise yüksek ışın verimi ve doğrusallık varken kısa yanıt süresine sahiptir (Knoll, 2000).

Ortamdaki radyasyonu algılayabilmek için, sintilasyon ışığından bir elektrik sinyali

oluşturulmalıdır. Elektrik sinyali oluşturmak için çoğunlukla fotoçoğaltıcı tüp kullanılmaktadır.

Sintilasyon detektörleri sintilatör ve fotoçoğaltıcı tüpten oluşan bir mekanizmaya sahiptir. Gelen radyasyon sintilatöre çarparak burada fotonları oluşturur. Fotonlar fotoçoğaltıcı tüpün diyetlerinde çoğaltılır ve elektrik sinyaline dönüştürülür.



Şekil 2.11: Sintilasyon detektörlerinin yapısı

Gelen fotonlar fotoçoğaltıcı tüpün yüzeyinde bulunan fotokatota çarparak fotoelektrik olay sonucu elektron oluştururlar. PMT lerin geri kalan kısmında bulunan dinot adı verilen elektrotlara çarparak belirli bir katsayısı ile çoğalır. Çıg şeklinde çoğalan ve uygulanan gerilim farkından dolayı hızlanan elektronlar anota yönlendirilir ve sinyal oluştururlar. Şekil 2.11’de (Potts, 1987) sintilasyon detektörlerinin yapısı gösterilmiştir.

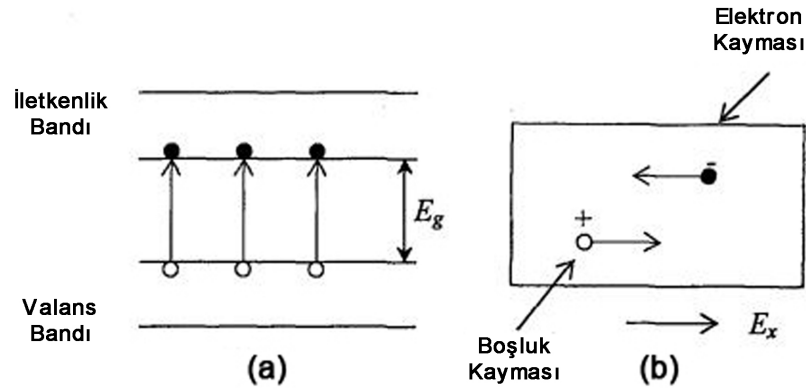
Pozitron emisyon tomografi, gama kameralar, düzlemsel görüntüleme cihazları vb. bir çok medikal cihazda fotonları algılamak için PMT’ler kullanılır.

Sintilasyon detektörlerinin çalışmasını açıklamak için şöyle bir örnek verebiliriz: 1 sintilasyon fotonu, kırılma indisi (n) 1.58 olan tipik bir plastik sintilatörden santimetreye 500 foton yaymaktadır. 0.5 cm kalınlığındaki sintilatör sayıcı için 45 foton kalır. Bu 45 fotonun kötü yüzeyli sintilatörler için yaklaşık yarısı yani yaklaşık 22 foton fotoçoğaltıcı tüpün fotokatoduna ulaşabilir. Fotokatodun fotonu elektrona çevirebilme veriminin %25 olduğunu düşünürsek elimizde sadece 6 elektronumuz kalır. Bu rastgele işleminden dolayı, bağımsız olarak yayılan fotoelektronların sayısının gözlemlenmesi olasılığı, ortalama olarak % 0.2’dir (Green, 2000).

2.2.4.4. Yarı İletken Detektörler

Yarı iletken detektörlerin çalışma prensibi gazlı sayaçlara benzemektedir. Detektör gaz yerine kristal yapıya sahip genellikle silikon ya da germanyum gibi yarı iletken bir malzemeden yapılmaktadır. Detektöre uygulanan elektrik alan elektron boşluk çiftleri meydana getirmektedir.

Çok kısa sürelerde, hassasiyetleri yüksek ölçümler alınabilmesi açısından sıklıkla tercih edilmektedirler.



Şekil 2.12: (a) Elektronların valans bandından iletkenlik bandına uyarılması. (b) Elektrik alan uygulandığında elektron ve boşlukların hareketi

Neredeyse saf kabul edilen Silikon ya da Germanyum gibi kristallerin enerji bandı yapısına baktığımızda iletkenlik bandı, valans bandı ve boşluğun bulunduğu üç bölümden oluşur. Elektronlar normal bir yapıda valans bandında yer alır. Ortamın sıcaklığını yükseltirsek atomlar termal olarak uyarılmış olurlar ve elektronlar iletkenlik bandına sıçrayarak valans bandında boşluklar (deşikler) oluştururlar. Bu durumda elektrik alan uygulandığında elektronlar ve boşluklar farklı yönlerde hareket eder ve akım elde edilir. Şekil 2.12'de elektronların hareketleri gösterilmektedir.

Yarı iletken içindeki serbest elektronların ya da boşlukların sayısını arttırmak için içerisine farklı grup elementlerinden karıştırılarak n tipi ve p tipi dediğimiz yarı iletkenler elde edilir. Bu tip diyotlar ışınlandığında zayıflatılmış bölgede elektron-boşluk çiftleri oluşur. Bu ise radyasyona bağlı bir akım oluşturur.

Radyasyonun detektörler yardımıyla algılanması ve ölçülmesinde bazı kavramlar kullanılmaktadır. Bunlar radyasyonun hangi madde içerisinde algılandığına, madde

içerisinde aldığı yola, parçacık sayısına göre farklılıklar göstermektedir. Radyasyon dozimetrisi bu alanı ayrıntılarıyla incelemektedir.

2.2.5. Radyasyon Dozimetrisi

Sağlık fiziği ve radyasyondan korunma alanlarında kullanılan radyasyon dozimetrisi, bir nesnenin, genellikle insan vücudunun emdiği iyonlaştırıcı radyasyon dozunun ölçümü, hesaplanması ve değerlendirilmesidir. Bunun için farklı kavramlar ve birimler kullanılmaktadır. Bu bölümde bu kavramlar incelenecektir.

2.2.5.1. Parçacık Akısı

Parçacık akısı ya da enerji için akı tanımları genellikle foton demetleri ya da yüklü parçacıklar için kullanılır.

Parçacık akısı; çok küçük kesit alanına sahip dA boyutunda küresel bir yüzey ele aldığımızda bu yüzeyden geçen, dN kadar parçacık sayısıdır. Benzer bir şekilde, düzlemsel parçacık akısı ise birim alan başına bir düzlemden geçen parçacıkların sayısıdır. Akının birimi m^{-2} 'dir

$$\Phi = \frac{dN}{dA} \quad (2.6)$$

Enerji akısı Ψ ise çok küçük bir dA alanından geçen dE enerji miktarıdır. Birimi J/m^2 'dir.

$$\Psi = \frac{dE}{dA} \quad (2.7)$$

2.2.5.2. Lineer Enerji Transferi (LET)

Radyasyon aldığı yol boyunca madde ile etkileşerek ortam tarafından soğurulur ya da başka bir deyişle ortama enerji bırakır. Radyasyonun birim uzunlukta ortama bıraktığı enerjiyi Lineer Enerji Transferi (LET) olarak tanımlarız. Birimi; $keV/\mu m$ 'dir. Farklı radyasyon çeşitlerinin birim uzunlukta materyalde, örneğin dokuda oluşturacağı iyonizasyon farklıdır, yani her ışının ya da parçacığın LET değeri farklılık gösterir. Örneğin alfa ışınları, gama ışınlarına göre daha yüksek LET değerine sahiptir.

Tablo 2.1'de görüleceği gibi alfa ışınlarının gama ışınlarına göre birim uzunlukta çok fazla atomun iyonlaşmasına sebep olurlar. Alfaların birim uzunlukta yok ettiği hücre sayısı,

gamaların birim uzunlukta yok ettiği hücre sayısından daha fazladır. Buradan şu sonuç çıkarılabilir, yüksek LET değerine sahip radyasyon kısa mesafede daha yüksek etkiye neden olmaktadır. Düşük LET değerine sahip radyasyon ise birim mesafede daha az enerji bıraktığından daha uzun yol kat edebilir. IAEA (2010)

Tablo 2.1: Farklı radyasyonlar için LET değerleri

Parçacık Tipi	LET (keV/ μm)
Cobalt-60 Gama Işını	0.2
250 kVp X ışını	2.0
10 MeV proton	4.7
150 MeV proton	0.5
14 MeV nötron	12.0
2.5 MeV alfa parçacıkları	166.0
2 GeV Fe iyonu	1000.0

2.2.5.3. Ters Kare Yasası

Radyoterapide kullanılan foton kaynakları genel olarak nokta kaynak olup S noktasından doğrusal şeklinde uzaklaşan ve dağılan yani ıraksak demetler üretirler. Bunu şekil 2.13 üzerinden açıklayabiliriz.

S şeklinde tanımlanan bir nokta kaynak ele alalım. Kaynaktan f_a uzaklığında kenar uzunluğu a olan $A = a^2$ şeklinde bir alan tanımlayalım. Aynı şekilde kaynaktan uzaklığı f_b , kenar uzunluğu b olan $B = b^2$ şeklinde bir alan daha ele alalım. Işın merkezi eksen ve geometrik ışın kenarı arasındaki açı β ise bu iki alan geometrik olarak şu şekilde bağlanabilir:

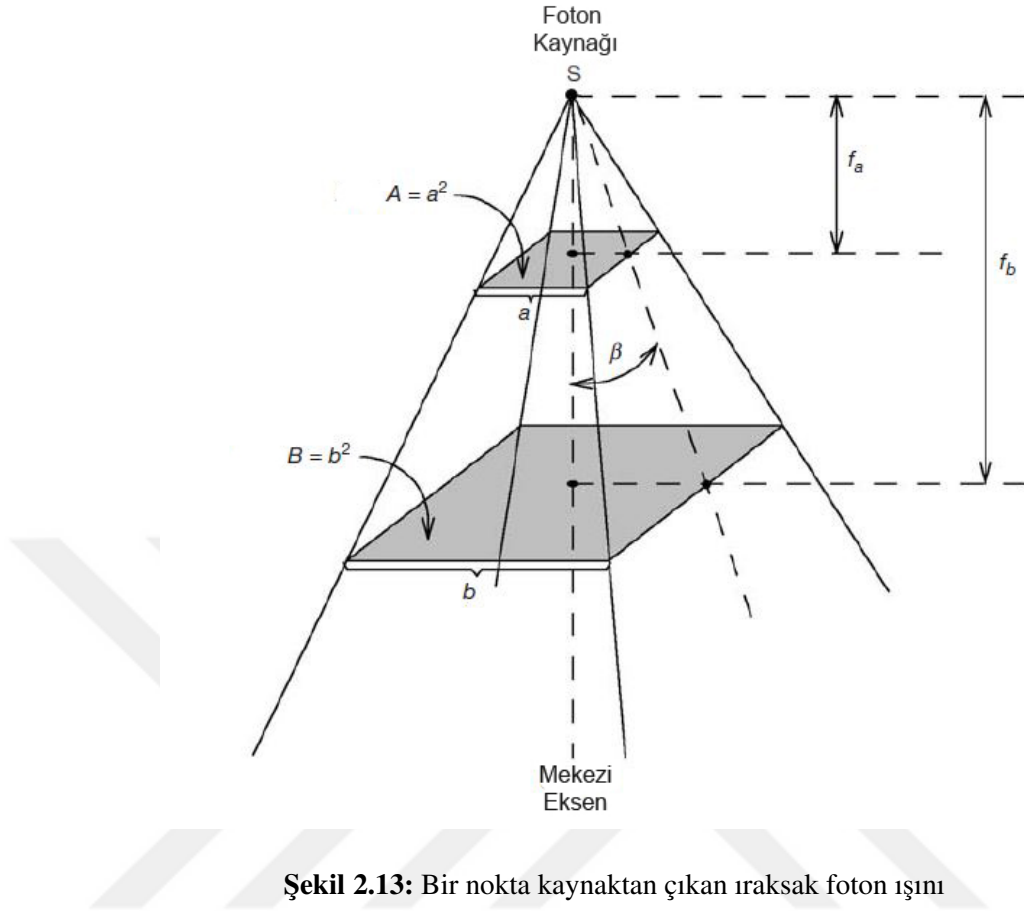
$$\tan\beta = \frac{a/2}{f_a} = \frac{b/2}{f_b} \quad \text{yada} \quad \frac{a}{b} = \frac{f_a}{f_b} \quad (2.8)$$

S kaynağından üretilen fotonlar A alanında ϕ_A , B alanında ϕ_B akısını oluşturur. Bu durumda A alanındaki toplam foton sayısı B alanındaki toplam foton sayısına eşittir.

$$N_{(tot)} = \phi_A A = \phi_B B \quad (2.9)$$

ve

$$\frac{\phi_A}{\phi_B} = \frac{B}{A} = \frac{b^2}{a^2} = \frac{f_b^2}{f_a^2} \quad (2.10)$$



Şekil 2.13: Bir nokta kaynaktan çıkan ıraksak foton ışını

Yani foton akısı, kaynaktan uzaklığın karesi ile ters orantılıdır.

2.2.5.4. Radyasyon dozu ve birimleri

Radyoaktivitenin Marie & Pierre Curie tarafından keşfinden sonra, yeni buluşlarla beraber radyasyonun tek bir birimle anlatılamayacak özellikleri olduğunun farkına varılmıştır. Canlılar üzerinde yarattığı etkilerin de farklı olduğu gözlemlenmesinin üzerine radyasyon için tüm bu etkiler göz önüne alınarak farklı birimler tanımlanmıştır.

Aktivite Birimi: Radyoaktif maddelerin bozunma oranları aktivite olarak adlandırılır. Zamanla bozunan parçacık sayısı ile ters orantılıdır. Aktivitenin birimi Curie (Ci)'dir. 1 Curie 3.7×10^{10} bozunma/saniye (Becquerel)'ye eşittir.

Işınlama Doz Birimi: Bu birim radyasyonun havada yarattığı iyonizasyon miktarını tanımlar. Farklı türde ışın kaynaklarının havada nasıl etki bıraktığını karşılaştırmada kullanılmaktadır. Işınlama doz birimi sadece havadaki tanımlamalar için kullanılabilir, dokudaki dozu tanımlamak için hiçbir zaman kullanılmaz (IAEA, 2010).

Önce röntgen olarak tanımlanan bu birim, normal hava koşullarında (0°C ve 760 mmHg basıncı) havanın 1cm^3 'ünde 2.08×10^9 iyon çifti oluşturan X yada γ ışını miktarıdır. Bu tanım SI birimlerinde Coulomb/kg olarak tanımlanır ve $1 \text{ Röntgen} = 2.58 \times 10^{-4} \text{ C/kg}$ 'dır (IAEA, 2010).

Soğurulan Doz Birimi: Maddesel ortamlar için ise absorbe (soğurulma) doz birimi kullanılır. Işınlanmış maddesel bir ortamda birim kütlede biriken enerjiyi tanımlar. SI birimlerinde 1 kg maddede 1 Joule'lük enerji absorpsiyonu oluşturan radyasyon 1 Gray (Gy)'dir. 1 Gray= 100 rad olarak da tanımlanabilir. 1 rad yani "Radiation Absorbed Dose" yine 1 kg maddede bırakılan 100 erg enerjiyi tanımlar (IAEA, 2010).

Biyolojik Doz Birimi: Şu ana kadar tanımlanan birimler radyasyonun havada ve maddesel ortamda bıraktığı etkiler içindir. Bu birimler radyasyonun biyolojik etkilerini tanımlamada yetersiz kalması nedeniyle radyasyonun doku üzerinde bıraktığı etkiyi tanımlamak için biyolojik doz birimi oluşturulmuştur (IAEA, 2010).

1 Rem: 1 röntgenlik x-ışını ya da gama radyasyonunun oluşturduğu biyolojik etkinin aynısını oluşturan her hangi bir radyasyonun miktarıdır. SI birim sisteminde ise absorbe doz birimi olan grey karşılığı olarak Sievert (Sv) kullanılır. Benzer şekilde $1 \text{ Sv} = 100 \text{ rem}$ 'dir.

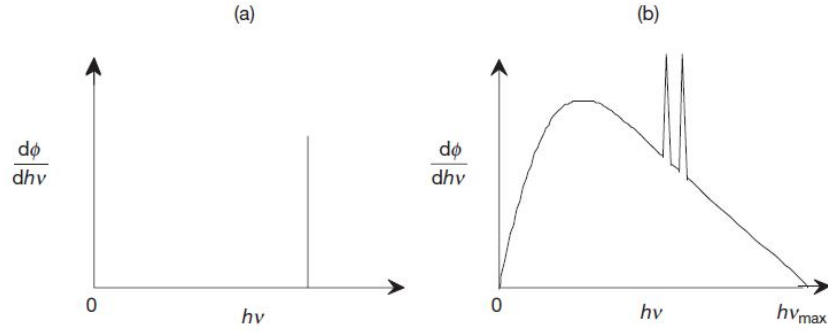
Radyasyonun canlı üzerinde bırakacağı biyolojik etki yani biyolojik doz birimi absorbe doz birimi ile "Radyasyonun Biyolojik Etkisi (RBE)" değerinin çarpılmasıyla elde edilir. RBE aynı miktarda absorbe doza sahip farklı çeşit radyasyonların etkisinin farklı olduğunu belirtir. Örneğin; x-ışınları, gama ve beta parçacıkları için; RBE 1 alınabilirken alfa parçacıkları için 20'dir (Zeyrek, 2013). Alfa parçacıkları gama ışınlarına göre 20 kat daha fazla etkiye sahiptir diye düşünebiliriz.

2.2.6. Foton Kaynakları

Radyoterapide yaygın olarak kullanılan foton kaynakları radyoizotop kaynakları ve lineer hızlandırıcılardır. Buralarda üretilen fotonlar izotropik ya da anizotropik olabilirler ve monoenerjetik ya da heterojen yapıda fotonlardır (Podgorsak, 2005a).

Bir izotropik foton kaynağı, her yöne aynı foton akı oranını üretirken, izotropik olmayan bir kaynaktan gelen foton akı oranı, ölçüm yönüne bağlıdır.

Monoenerjetik ve heterojen fotonların spektrumları şekil 2.14'te gösterilmiştir. Monoenerjetik foton demetindeki bütün fotonlar aynı enerjiye sahiptir. Heterojen X ışını demeti ise 0'dan başlayan ve maksimum enerjiye kadar giden bütün enerjilerdeki fotonları içermektedir. Maksimum enerji değeri hedefe çarpan elektronların kinetik enerjisine eşittir (Podgorsak, 2005a).



Şekil 2.14: Monoenerjetik (a) ve heterojen (b) foton demetlerinin tipik spektrumları

2.3. RADYOTERAPİ

Radyoterapi yani radyasyon terapisi hastaların iyonize radyasyon kullanılarak tedavi edilmesini amaçlamaktadır. Kullanılan iyonize radyasyonun biyolojik olarak verdiği etkiden faydalanılarak kanserli hücrelerin belirlenen planlamayla yok edilmesi hedeflenmektedir.

Tedavideki amaç hedeflenen bölgeye planlanan doz uygulanırken kritik seviyede önemli organların en üst düzeyde korunmasıdır. Tedavinin doğru şekilde uygulanabilmesi için kanserli hücrenin şeklinin ve yerinin belirlenmesi gerekir. Görüntüleme için kullanılan bilgisayarlı tomografi (BT), pozitron emisyon tomografi (PET), SPECT (Single Photon Emission Computerized Tomography) gibi cihazlardan faydalanılarak kanserli hücrenin konumu tespit edilir. BT görüntüleri üzerinde ışınlanacak bölgeler, kanserli hücre etrafındaki dokular ve kritik organlar göz önünde bulundurularak, tedavi öncesinde belirlenmektedir.

Tedaviden önce yapılan planlamada birkaç adım takip edilir. Öncelikle görüntüleme yöntemleriyle (PET, BT, SPECT) tümörlü hücrenin konumu, şekli, boyutu belirlenir. Bu bölgenin yüzeyde ya da derinde olmasına bağlı olarak tedavinin şekli değişiklik gösterir.

Hücrenin boyutuna göre uygulanacak doz miktarı belirlenir. Risk altındaki organlar için minimum zarar hesaplamaları yapılır. Planlanan tedavi bilgisayar ortamında simülasyon yapıldıktan sonra uygulanır. Burada tedavi süresinin hesaplanmasıyla birlikte tümörlü bölge üzerinde uygulamaya geçilir.

2.3.1. Radyoterapide Kullanılan Cihazlar

Kanserli hücrenin tedavisinde yaygın olarak üç farklı yöntem kullanılır. Birincisi kanserli hücrenin bulunduğu bölgeye dışarıdan çeşitli cihazlar yardımıyla ışın gönderilmesidir. Kobalt-60 cihazları, lineer hızlandırıcılar bu yöntemde kullanılan cihazlardır. Daha çok deri yüzeyinde ve yüzeyden en fazla 10 cm derinlikte bulunan kanserli hücrelerin tedavisinde kullanılır (MEB, 2012).

İkincisi brakiterapi denilen yöntemdir. Bu tedavide radyoaktif kaynak kanserli hücrenin yakınına yerleştirilir. Sıklıkla rahim, prostat, akciğer kanseri tedavilerinde kullanılır (NHS, 2017).

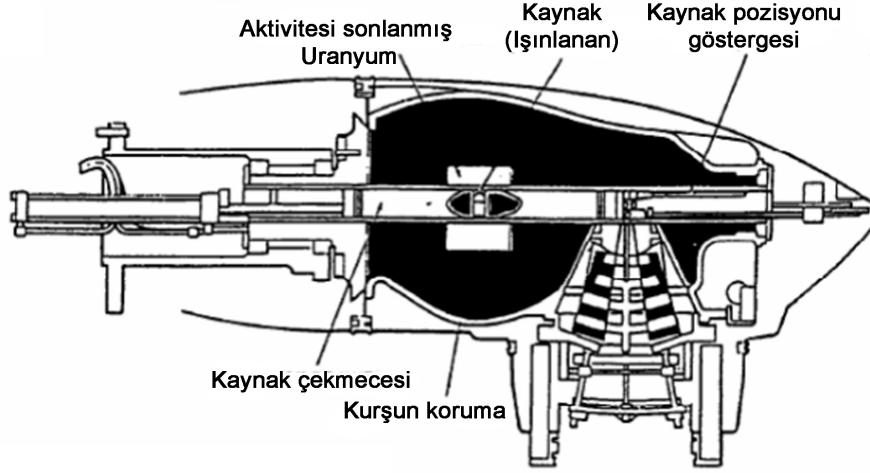
Üçüncü yöntem ise radyoizotopların sıvı içerisinde içilerek ya da doğrudan kana enjekte edilmesiyle uygulanan yöntemdir. Özellikle tiroit kanseri tedavisinde uygulanır (NHS, 2017).

2.3.1.1. Kobalt-60 Tedavi Cihazı

Kobalt-60 ile kanser tedavisi dünyada ilk defa 27 Ekim 1951’de, Victoria Hastanesi’nde gerçekleştirilmiştir (Lhsc, 2011). Bu, kansere karşı mücadele alanında atılmış önemli bir adım olmuştur.

Kobalt-60 tedavi cihazları adından da anlaşılacağı üzere Kobalt-60 (Co-60) izotopunu radyoaktif kaynak olarak kullanır. Co-60 yarılanma ömrü 5.27 yıl olan ve bozunumu sırasında 1.17 MeV ve 1.33 MeV gama ışını yayan bir radyoaktif kaynaktır. Radyoterapide kullanılan cihazlardaki kaynağın aktivitesi 185-555 TBq arasındadır (Healy ve diğ., 2017).

Co-60 cihazı ortalama 1.25 MeV gama radyasyonu ile tedaviyi gerçekleştirir. Cihazın kafa yapısı hasta etrafında 360 derece dönebilecek şekilde yapılmıştır. Bu kafa yapısı içerisinde kaynağın bulunduğu bölme şekil 2.15’te (MEB, 2012) görüldüğü gibi sürgülü bir çekmece

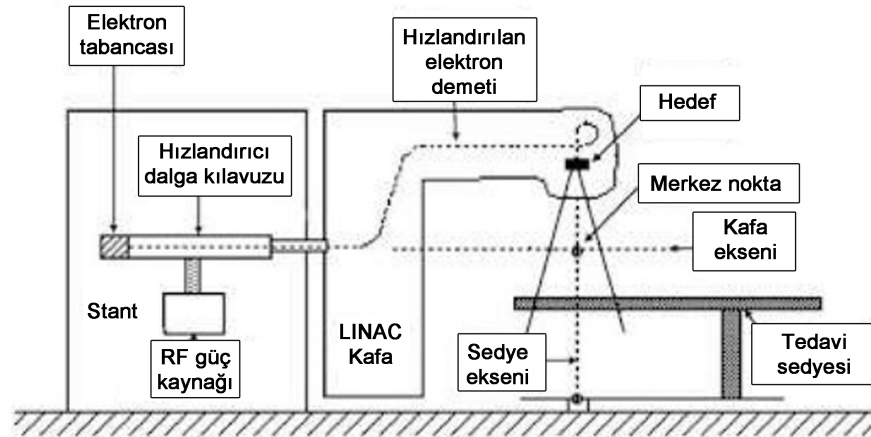


Şekil 2.15: Kobalt-60 cihazı kafa yapısı

şeklinde yapılmış ve kurşunla zırhlanmıştır. Tedavi başladığında kaynak kolimatör hizasına gelerek ışınlamaya başlar. Kolimatör ile alan büyüklüğü ayarlanır. Co-60 makineleri yaklaşık 10 cm'ye kadar olan derinlikteki kanserli hücrelerin tedavisinde kullanılabilir.

2.3.1.2. Medikal Lineer Hızlandırıcılar

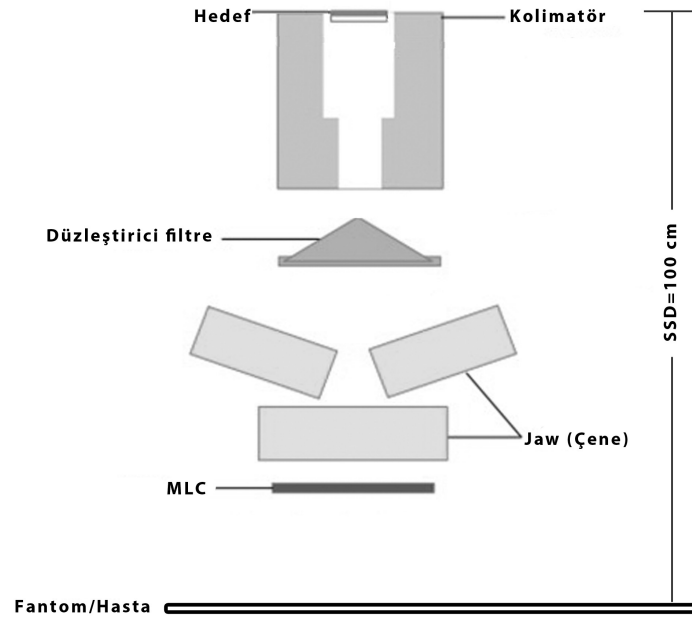
Radyoterapide sıklıkla kullanılan medikal lineer hızlandırıcılar (LINAC) elektronun hızlandırılması ve istenilen hedefe yönlendirilmesi prensibine dayanır. Yaklaşık 3 GHz yüksek frekanslı elektromanyetik dalga kullanılarak elektron gibi yüklü parçacıklar lineer bir tüp içerisinde yüksek enerjili duruma getirilip hedefe yönlendirilir (Lennox, 2001).



Şekil 2.16: Medikal LINAC şematik gösterimi

Şekil 2.16 kaner tedavisinde kullanılan lineer hızlandırıcıların genel yapısını şematik olarak göstermektedir (Podgorsak, 2005b). Medikal lineer hızlandırıcılarda elektronlar; havası boşaltılmış, içi genellikle bakır disklerle bölünmüş bakır bir tüpün içerisinde hızlandırılır. Elektronlar hızlandırıcının ön kısmında bulunan elektron tabancasıyla üretilirken elektromanyetik dalgalar magnetron denilen dalga üreticileriyle oluşturulur. Buradan hızlandırıcıya gelen elektronların enerjileri 50 keV civarındadır. Hızlandırıcı içerisinde yüksek enerjiye ulaşan elektronlar tedavinin cinsine göre ya direk ya da bir hedefe çarptırılıp foton elde edilerek tedavi edilecek bölgeye gönderilir.

Hedef genellikle tungsten gibi yüksek atom numaralı bir materyalden hazırlanır. Elektronlar hedefe çarptığında Bremsstrahlung ışınları üretilir. Gelen ışınlar kolimatörler ve düzleştirici filtre kullanılarak istenilen ortalama enerjiye getirilir. Jaw ve MLC (Multileaf Collimators) kullanılarak ışın tedavi edilecek tümör ile aynı şekile getirilir. Şekil 2.17'de linac kafa yapısı şematik olarak gösterilmiştir.



Şekil 2.17: Medikal LINAC kafa yapısı

Günümüzde lineer hızlandırıcılar 6 MV-20 MV arasında foton oluşturabilmektedir. Cihazın kafası tedavi sırasında hastanın etrafında dönerek uygun şekilde ışınlama yapmaktadır.

2.3.2. Tedavi Planlama

Tedavi planlaması tümörlü hücrelerin maksimum dozu alıp, çevredeki sağlam dokuların en az seviyede zarar görmesini amaçlamaktadır. Tedavi planlaması Mayles ve diğ. (2007) tarafından aktarılanlara göre aşağıdaki beş temel adımın birleşimidir:

1. Tedavilerin tekrarlanabilir olması için uygun bir hasta yerleştirme ve immobilizasyon yöntemi seçme;
2. Tümörün (yani hedefin) şeklini ve risk altındaki organı saptayan organların şeklini ve yerini belirleme;
3. Uygun ışın düzenlemesi seçme;
4. Oluşan doz dağılımının değerlendirilmesi;
5. Gerekli mutlak dozun sağlanması için tedavi cihazının ayarlarını hesaplama.

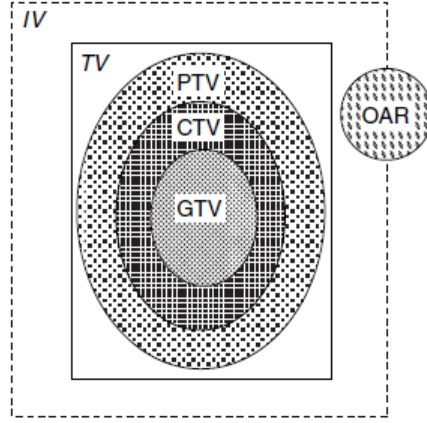
Radyoterapide amaç, planlama ve kayıtlarda tüm klinikler için ortak dil oluşturabilmek amacıyla ICRU (International Commission on Radiation and Measurements/Uluslararası Radyasyon Birimleri Komisyonu) tanımları kullanılır. Eksternal ve intrakaviter tedavilerde kullanılmak üzere geliştirilmiş ve gelişen teknoloji ile değişiklikler yapılmıştır. Günümüzde eksternal radyoterapide ICRU 50 (Douglas, 1994) ve 62 (Landberg ve diğ., 1999), jinekolojik intrakaviter uygulamalarda da ICRU 38 (Chassagne ve diğ., 1985) kullanımı önerilmektedir (Menzel ve diğ., 2010).

Radyoterapide her hacim aynı radyasyon dozu ile tedavi edilmeyebilir. Örneğin iyileştirmeye yönelik radyasyon dozları 30-70 Gy aralığında değişim gösterebilir. Bu nedenle aynı hastada farklı radyasyon dozlarının uygulanması gerektiğinde birden fazla hedef hacim tanımlamak gerekebilir.

2.3.3. Hedef Hacimler

Tedavi planlamasının düzgün yapılabilmesi ve planlamanın işleyebilmesi açısından kanserli hücrenin yani hedef hacimlerin tanımlanması büyük önem taşımaktadır. Kanserli

hücrenin hacmi, boyutu, ağırlığı, çevresi gibi tanımlamaların yapılması, çevresinde risk taşıyan organların belirlenmesi gerekmektedir. Farklı tanımlamalar için farklı tip hacimler belirlenmiştir.



Şekil 2.18: Radyoterapide hedef hacimler

2.3.3.1. *Bariz Hedef Hacmi (Gross Tumor Volume, GTV)*

Gözlemlenebilir tümör hacminin belirgin olduğu ve büyümenin gözle izlenebildiği tümör hacimleridir. Tümörlerin eni, boyu ve yüksekliği olması nedeniyle GTV, PET, BT gibi 2 veya 3 boyutlu görüntüleme kullanılarak tanımlanmalıdır (Mayles ve diğ., 2007).

2.3.3.2. *Klinik Hedef Hacmi (CTV)*

Klinik hedef hacim (CTV), GTV'yi kapsayan bir doku hacmi olmakla birlikte, primer tümörün veya bölgesel lenf nodu yayılımının herhangi bir mikroskopik uzantısı için ek bir marj ile kendini gösterir. Bu bölge temizlenmediği sürece ana tümörün verdiği hasarı belirlemek zordur (Mayles ve diğ., 2007).

2.3.3.3. *Planlanan Hedef Hacmi (PTV)*

Tespit edilen tümör hacmini belli bir marjla ışınlamak için belirlenen geometrik hacimdir. GTV ile CTV hacimlerinin toplamı olarak düşünülür. Bu hacimlere bir de organ hareketleri ile radyoterapide ortaya çıkan belirsizlikleri hesaba katmak için bir güvenlik payı eklenir (Mayles ve diğ., 2007).

2.3.3.4. *Tedavi Hacmi (TV)*

Tedavi hacmi (TV), tedavi amacına ulaşmak için klinisyen tarafından seçilen ve belirtilen bir izodoz yüzeyiyle çevrelenen doku hacmidir (Mayles *ve diğ.*, 2007).

2.3.3.5. *Işınlanan Hacim (IV)*

Işınlanmış hacim (IV), normal doku toleransı ile bağlantılı olarak önemli kabul edilen absorbe dozu alan doku hacmidir. Tedavi hacminden daha büyük bir alanı ifade eder. Bu hacim tedavi planlamasında belirlenen ve kullanılacak olan tekniklere bağlıdır. Uygulanacak olan tedavideki ışının şekli ve tedavi edilecek hastalıklı bölgeyle olan uyumluluk bu hacmin büyümesini ya da küçülmesini etkiler (Mayles *ve diğ.*, 2007).

2.3.3.6. *Risk Altındaki Organ (Organ at Risk, OAR)*

Hasarlı doku çevresinde bulunan ve tedavi planlamasında belirlenen zarar görebilecek organlar ya da dokulardır. Planlama yapılırken bu organların ışınlamadan minimum etkilenmesi göz önüne alınır (Mayles *ve diğ.*, 2007).

2.3.4. *Tedavi Işınlamalarının Simülasyonu*

Simülasyon, genellikle bir bilgisayarlı tomografiden alınan 3-boyutlu veri kullanılarak gerçekleştirilebilir. Hastaya uygulanacak ışın ve hastanın konumlandırılmasının simülasyonda belirlenmesiyle sanal benzetim gerçekleştirilmiş olur.

Burada tedavi süresince hastanın aynı konumda kalması gerekmektedir. Buna uygun en rahat pozisyon belirlenir. Her tedaviye gelindiğinde hastanın aynı şekilde konumlandırılması için baş tutucu, vakumlu yataklar gibi yardımcı materyaller kullanılır.

Hastanın konumu ayarlandıktan sonra uygulanacak ışının belirlenmesine geçilir. Işının enerjisi, yönü, şekli gibi parametreler tümöre en uygun şekilde belirlenir. Tümörün şekli genellikle BT görüntüsünden, X-ışını cihazlarından, MR (Manyetik Rezonans) görüntülerinden alınarak simülasyona aktarılır.

Son olarak, simülasyonda, dozu hesaplamak için gereken tüm fiziksel parametrelerin edinilmesi gerekir. Alan büyüklüğü ve zırlama boyutu, doz profilleri ve ek doz hesaplama noktaları tanımlanır. Tüm bu parametreler belirlenerek hastanın cildi ile ışın

tabancası arasındaki mesafe (SSD) belirlenir. Demet eksenini bu mesafeye ve tümörün konumuna göre ayarlanır.

Simülasyon üzerinde planlamalar yapıldıktan sonra tüm tedavi planının hasta üzerine uygulanması ve tedavinin sürekli takibi aşamalarına geçilir.

2.4. FLUKA MONTE CARLO BENZETİM METODU

Radyoterapide en önemli unsurlardan biri, tedavinin belirlenen koşullarda ilerleyebilmesi için hastanın doğru şekilde hesaplanmış dozla ısınlanmasıdır. Yapılan hesaplamaların doğruluğunun kontrol edilmesi için günümüzde bilgisayar simülasyonları kullanılmaktadır. Bu simülasyonlardaki amaç belirlenen dozun hastaya ulaştığında radyasyonun hangi etkileşimleri gerçekleştirdiğini belirlemektir. Bu hesaplamalar için medikal fizik alanında Monte Carlo simülasyon kodları sıklıkla kullanılmaktadır (Reaside, 1976).

Monte Carlo algoritma temeli rastgele sayıların üretilmesine dayanır. Çok sayıdaki bağımsız rastgele değişken arasından yapılacak olan seçimin düzgün dağıtılması gereklidir. Bunun için yapılan çalışmalar yıllar içerisinde geliştirilmiştir. Oluşturulan rastgele sayılar, yapılan simülasyonun deney şartlarıyla benzerlik sağlaması açısından önemlidir (Reaside, 1976).

Benzetim metotlarında önem taşıyan konulardan biri de parçacıkların taşınması ve etkileşimleridir. Bunun için tüm fiziksel süreçlerin tanımlanması gerekir. Hangi parçacığın ne kadar süre, ne kadar uzunlukta yol alacağı, gittiği yol boyunca karşılaştığı maddeyle hangi tür etkileşimlerde bulunacağı vb. tüm olasılıkların simülasyon programlarında yer alması gerekir. Monte Carlo kodları bunun için tüm etkileşimleri hesaplar ve kendi içerisinde olasılıklar belirler. Bunu yaparken kütüphanelerde verilen tesir kesitlerini kullanır.

Bu fiziksel süreçlerin işleyebilmesi için de geometri tanımlaması önemlidir. Kullanıcı program üzerinde yaptığı tedavinin şeklini oluşturabilmeli, kullandığı materyali, enerjiyi, yoğunluğu vs. belirleyebilmelidir. Oluşturduğu tedaviye göre de istediği sonucu alabilmelidir. Örneğin; doz hesaplabilmeli, enerjisini bulabilmeli, dağılım oluşturabilmeli, vb. Monte Carlo kodları tüm bu süreçler için geliştirilmiş ve farklı işlevler

için çeşitli programlar üretilmiştir. Bu programlardan bazıları komut satırıyla çalışırken bazıları için arayüz yazılmış, son kullanıcının programı daha rahat kullanabilmesi sağlanmaya çalışılmıştır.

2.4.1. Fluka Benzetim Kodu

FLUKA (FLUktuierende KAskade); genel amacı parçacık taşınması ve madde etkileşimlerini hesaplamak olan FORTRAN dilini kullanan bir araçtır. FLUKA'nın asıl uygulaması hızlandırıcılarda radyasyondan koruma yöntemlerinin geliştirilmesi olmasına rağmen, şuan kozmik ışınların araştırılmasından radyoterapiye kadar birçok alanda kullanılabilmektedir (Ferrari ve diğ., 2005).

FLUKA kodunu ilk olarak J.Ranft (Rutherford Lab.) ve H.Geibel (CERN) hadron etkileşimleri üzerine yaptıkları bir çalışma için 1962'de geliştirmeye başladı (Mueller, 2004). Açılımı FLUktuierende KAskade olan FLUKA ismi kalorimetre hesaplamalarında kullanılmasıyla birlikte tam sekiz yıl sonra oluştu. 1970-1987 yılları arasında geliştirilen kod özellikle CERN'de hızlandırıcılardaki zırhlama hesaplamaları için kullanıldı. 1989'da INFN (National Institute of Nuclear Physics) işbirliği ile kodun yayılması ve sağlık fiziği, radyobiyoji gibi birçok alanda kullanılması sağlandı (Mueller, 2004).

Günümüzde FLUKA kodu temel fizikten hızlandırıcı fiziğine, sağlık fiziğinden tıp, biyoloji ve mühendislikteki fizik uygulamalarına kadar birçok alanda kullanılabilmektedir. FLUKA; kozmik ışınlar, nötrino fiziği, hızlandırıcı tasarımı hızlandırıcı güdümlü sistemler, zırh tasarımı, hedef tasarımı, detektör simülasyonu ve tasarımı, kalorimetre, dozimetri ve radyasyondan korunma, nötron fiziği, radyoterapi (sağlık fiziği) gibi kullanım alanlarına sahiptir.

FLUKA'da modern fiziğin kuralları kullanılarak oluşturulmuş simülasyonların doğruluğu kontrollü deney sonuçları ile kanıtlanmıştır. FLUKA, yaklaşık 1 keV enerjiden 10000 TeV enerjiye kadar 60 farklı parçacık için madde ile etkileşim süreçlerinin yüksek doğrulukla benzetimini yapabilmektedir.

Program; hadron – hadron ve hadron – çekirdek etkileşimleri (0–10000 TeV), çekirdek – çekirdek etkileşimleri (100 MeV/n – 10000 TeV/n), elektromanyetik ve müon etkileşimleri (1 keV – 10000 TeV), nötrino etkileşimleri, yüklü parçacık transportu

içeren tüm uygulamalar, manyetik alanda transport, Boolean ve Voxel geometrileri, kademeli nötron transportu ve etkileşimleri (0–20 MeV), çeşitli azalma hesaplamaları gibi etkileşimler kullanır.

2.4.1.1. *Fluka’da Fizik Süreçleri*

FLUKA’da fiziksel süreçler farklı modellemelerle tanımlanmıştır.

Örneğin hadron-nükleon esnek olmayan çarpışmaları için bozunma enerjileri birkaç GeV’e kadar tanımlanmıştır. Daha yüksek enerjiler için DPM yani Dual Parton Model adı verilen, belirli bir kuark/parton dizgisine dayanan, birkaç on TeV’e kadar güvenilir sonuçlar veren bir model oluşturulmuştur (Ballarini ve diğ., 2007).

Elektron ve fotonların taşınması için de tüm etkileşimleri ve saçılma süreçlerini içeren bir model oluşturulmuştur. Rayleig saçılması, fotoelektrik olay, çift oluşum gibi süreçler PEANUT (Pre Equilibrium-Approach-to Nuclear Thermalization - Denge Öncesi Yaklaşımdan Nükleer Termalizasyona) adı verilen düşük FLUKA enerji modelinde doğru bir şekilde uygulanmaktadır (Ballarini ve diğ., 2007).

Elektronların ve fotonların taşınması da hadronik modele benzer şekilde tüm süreçler ele alınarak işlenir. Bu süreçlere nükleer etkileşimler, elektromanyetik etkileşimler ve tüm saçılmalar dahil edilir. Düşük enerjili elektronlar ve yüksek enerjili fotonlar için tüm değerler ve bunların fiziksel süreçlere etkileri dikkatle FLUKA içerisinde yer almıştır. Aynı zamanda Uluslararası Atom Enerjisi Ajansı’nın 1997’de yayınladığı EPDL ’97 (Cullen ve diğ., 1997) yani foton etkileşimleri veri kütüphanesinden elde edilen veriler fotoelektrik olay, çift oluşum, toplam tesir kesiti hesaplamalarına kaynak oluşturmuştur (Ballarini ve diğ., 2007).

Yüklü parçacıkların taşınması ise çoklu Coulomb Saçılma algoritmasıyla gerçekleştirilir. İyonlaşma sonucu kaybedilen enerji, ortalama Landau ve Vavilov’un alternatif iyonizasyon ve dalgalanmaların çok iyi bir şekilde yeniden üretilmesini sağlayan istatistiksel bir yaklaşıma dayanmaktadır (Fasso’ ve diğ., 1997).

2.4.1.2. *Fluka Girdi Dosyası*

FLUKA girdi dosyaları aslında .inp uzantılı standart bir ASCII dosyasıdır. Bu dosya “CARD” adı verilen satırlardan oluşur. Her satır farklı komutlar içerir. Bu satırların içeriği

şu şekildedir:

- Dokümantasyon amaçlı başlık ve yorumların girişi (TITLE)
- Geometrinin tanımının yapılması (GEOBEGIN ve GEOEND)
- Malzemelerin tanımının yapılması (MATERIAL ya da COMPOUND)
- Materyal atamalarının yapılması (ASSIGNMAT)
- Parçacık kaynağının tanımının yapılması (BEAM ve BEAMPOS)
- Talep edilen "detektörlerin" tanımının yapılması. (USRBIN, USRBDX, SCORE, vb.)
- Varsayılan olarak kullanılmayacak süreçler, enerji değerleri için sınırların belirlenmesi gibi ayarların tanımlanması. (EMFCUT, vb.)
- Rastgele sayı dizisinin başlatılması (RANDOMIZE)
- Başlangıç sinyali ve istenilen geçmiş sayısının tanımlanması. (START ve STOP)

Her bir kart, bir anahtar kelime, WHAT, altı farklı değer içeren satır, SDUM, bir karakter dizisinden oluşur. Bir CARD içerisinde bütün WHAT'lar ve SDUM kullanılmak zorunda değildir. Bazı durumlarda komut satırı sadece bir satır metinden de oluşabilir. Örneğin TITLE kartında yapacağımız simülasyonun başlığını metin şeklinde yazabiliriz.

Başlangıç olarak TITLE kartı kullanılır. Zorunlu olmamasının yanında yapacağımız simülasyonun başlığını belirlememize sağlar. Bu kartla birlikte yapacağımız simülasyonun ortamını belirlemek için DEFAULT kartı kullanılır.

İkinci aşama birincil parçacıkların tanımlanmasıdır. Bunun için BEAM kartı kullanılır. Burada simülasyondaki parçacık cinsi, parçacığın enerjisi ya da momentum dağılımı gibi değerler belirtilir. Bu değerler parçacık dağılımının düz, açısız ya da Gaussien olmasına göre farklılık gösterir. Parçacığın hangi yönde gittiğini tanımlamak için BEAMPOS kartı kullanılır.

FLUKA'da en önemli CARD'lar arasında geometri kartı yer alır. Üçüncü aşamada oluşturulacak simülasyonun şekli geometri kartı içerisinde gerçekleştirilir. Bu kart daha ayrıntılı şekilde bir sonraki bölümde anlatılmıştır.

Dördüncü aşama kullanılan malzemelerin belirlenip atanmasıdır. Burada malzemeler için MATERIAL ve bileşikler için COMPOUND kartları kullanılır. Bu malzemeler geometride oluşturduğumuz cisimlere ASSIGNMAT kartı kullanılarak atanır.

Beşinci aşamada istenilen sonuçlara göre detektör yerleştirilir. Doz, doz eşdeğeri gibi sonuçlar için USRBIN kartı, akı, akım vb. hesaplamalar için USRBDX kartı kullanılabilir. Bunlarla birlikte varsayılan olarak kullanılmayacak durumlar burada EMFCUT vb. kartlar kullanılarak ayarlanır.

Son kısım ise deneyin başlatılması ve bitirilmesi komutları için RNDOMIZE, START ve STOP kartları yerleştirilir.

2.4.1.3. Fluka'da Geometri Tanımlaması

Verimliliği, doğruluğu, tutarlılığı ve esnekliği birleştirerek çok etkili sonuçlar veren kodun bir parçası FLUKA geometrisidir. Geometri kartına yeni cisimler, şekiller tanımlanarak girdi dosyasının hazırlanması kolaylaştırılmıştır. (Ferrari ve diğ., 2005)

Geometri tanımlaması yaparken rakam yerine gövde ve bölge isimleri kullanılır. Bu gövdeleri oluştururken iç içe parantezler kullanılarak çeşitli kombinasyonlar oluşturulabilir. Geometrinin bu özellikleri simülasyonu oluştururken kolaylık sağlar.

Geometri tanımlaması iki bölümden oluşur: Gövdeler (Bodies) ve Bölgeler (Regions). Gövde kartları içerisinde katı cisimler tanımlanır, küre, küp, prizmalar vb. Bu tanımlamalar yapıldıktan sonra Gövde kartları Bölge kartları içinde birleştirilmelidir. Yani Region tanımlaması yapılır ve oluşturduğumuz şekillerin, ayırım, birleşim, kesişim noktaları belirtilerek simülasyonunu gerçekleştireceğimiz cisimler FLUKA'da oluşturulur. Geometri başlangıçta GEOBEGIN kartını, bitişinde de GEOEND kartını içermek zorundadır. Tüm şekil tanımlamaları bu kartlar arasında yapılır.

Geometri içerisinde yer alması gereken bir tanımlama da BLACKHOLE bölgesidir. Simülasyonun doğru sonuç verebilmesi için uzak bir mesafede karadeliik bölgesi oluşturulur. Böylece gönderilen ışınlar belirtilen bölgede soğurulmuş olur.

2.4.1.4. *Flair Arayüzü*

FLAIR yani Fluka gelişmiş arayüzü (FLUKA Advanced Interface) FLUKA için geliştirilmiş python ve tkinter kodlama sistemine dayanan bir arayüzdür. Giriş dosyalarının düzenlenmesi, kodun çalıştırılması ve çıkış dosyalarının görselleştirilmesi için kullanıcıya kolaylık sağlamaktadır.

Flair, doğrudan FLUKA'nın giriş dosyasıyla çalışmaktadır ve tüm FLUKA giriş biçimlerini okuyup yazabilmektedir. Giriş editöründe, kullanıcı her kart için küçük bir iletişim kutusu kullanarak doğrudan FLUKA kartlarıyla çalışabilmektedir.

2.4.2. **Diğer Monte Carlo Kodları**

Monte Carlo yöntemini kullanan birçok simülasyon programı geliştirilmiştir. Farklı amaçlar için özelleştirilen bu programlardan GEANT4, GATE ve MCNP'yi kısaca özetleyeceğiz.

2.4.2.1. **GEANT4**

Monte Carlo yöntemlerini kullanarak "madde yoluyla parçacıkların geçişinin simülasyonu" için bir platformdur. Geant4 yazılımı, CERN RD44 Ar-Ge projesi kapsamında, Avrupa, Rusya, Japonya, Kanada ve Amerika'nın da aralarında bulunduğu 10'dan fazla ülkede deneye katılan yaklaşık 100 bilim adamının dünya çapında bir işbirliği olarak geliştirilmiştir. Uygulama alanları: yüksek enerji fiziği ve nükleer deneyler, tıbbi, hızlandırıcı ve uzay fiziği çalışmalarıdır. Yazılım, dünya çapında bir dizi araştırma projesi tarafından kullanılmaktadır. Geant4 yazılımı ve kaynak kodu proje web sitesinden ücretsiz olarak temin edilebilmektedir (Allison *ve diğ.*, 2016).

Geant4, geometri, izleme, dedektör tepkisi, çalışma yönetimi, görselleştirme ve kullanıcı arabirimi ile ilgili işlemleri içerir. Birçok fizik simülasyonu için düşük seviye detaylara daha az zaman harcanması anlamına gelir ve böylece araştırmacıların, simülasyonun daha önemli unsurlarını hemen başlatabilmelerini sağlar.

Geant'ta yapılacak olan simülasyon ilk olarak geometrinin tanımlanması ve geometriye ait malzemelerin belirlenmesiyle başlar. Bunu simülasyonda kullanılacak temel parçacıkların atanması takip eder. Son olarak da parçacıkların takibini sağlayacak

detektörlerin belirlenmesi ve görüntülenecek bölgelerin belirlenmesi gerekir. Tüm bu süreçler için Geant4, 17 adet sınıf içermektedir (Agostinelli *ve diğ.*, 2003).

Geant4'te simülasyon oluşturulurken bu 17 sınıfın hepsi kullanılmak zorunda değildir. Zorunlu olan 3 temel sınıf kullanıldıktan sonra diğer özellikler başlangıç ayarı olarak gelmektedir. Zorunlu olan sınıflar G4VUserDetectorConstruction, G4VUserPhysicsList ve G4VUserPrimaryGeneratorAction şeklindedir.

2.4.2.2. GATE

GATE, uluslararası OpenGATE işbirliğiyle geliştirilen ve tıbbi görüntüleme ve radyoterapide sayısal benzetimlere ayrılmış Geant4 bazlı gelişmiş bir açık kaynaklı yazılımdır. Emisyon Tomografisi (Positron Emisyon Tomografisi - PET ve Tek Foton Emisyon Bilgisayarlı Tomografi - SPECT), Bilgisayarlı Tomografi (BT), Optik Görüntüleme (Biyolüminesans ve Floresans) ve Radyoterapi deneyleri simülasyonlarını desteklemektedir. Öğrenmesi kolay bir makro mekanizma kullanarak basit veya çok gelişmiş deneylerin ayarlarının yapılabilmesine olanak sağlar. (Jan *ve diğ.*, 2004)

Makroları oluşturan bloklar farklı tanımlamalar içermektedir. İlk blok geometridir. Simülasyonu yapılacak tüm nesnelerin 3 boyutlu şekilde burada tanımlanması gerekir. İkinci bölümde malzemeler bulunur. Geometride tanımlanan tüm nesnelerin hangi materyalden yapıldığı bu bölümde tanımlanır. Daha sonra cut-off (kesim) ayarları belirlenir. Temel olarak simülasyon sırasında tekrarlanarak (cycle) elde edilen sonuçların ortalamasının alınması ve fizik süreçlerinin nerede sonlanacağını belirlemek için kullanılır.

Simülasyonda kullanılacak kaynak ve/veya parçacık bu bölümden sonra belirlenir. Kaynak ya da parçacık için enerji, konum, aktivite gibi özelliklerinin tanımlanması gerekir. Son olarak da görselleştirme ve çıktı ayarları yapılarak yapılan simülasyonun sonucunun görselleştirilmesi ve görüntülenmesi sağlanır.

GATE, yeni medikal görüntüleme cihazlarının tasarımında, kurulum protokollerinin optimizasyonunda ve görüntünün yeniden yapılandırma algoritmalarının, düzeltme tekniklerinin geliştirilmesinde ve değerlendirilmesinde oldukça önemli bir rol oynamaktadır. Ayrıca radyoterapi uygulamalarında doz hesaplama için de kullanılabilir.

2.4.2.3. MCNP

MCNP, nötron, foton, elektron veya çift nötron, foton, elektron taşıma için kullanılabilen, genel amaçlı bir Monte Carlo N-Partikül kodudur. Genel olarak uygulama alanları radyasyondan korunma, radyografi, nükleer fizik, detektör tasarımı ve analizi, hızlandırıcı hedef tasarımı, fizyon ve füzyon reaktörü tasarımı, dekontaminasyonu şeklindedir ancak bunlarla sınırlı değildir (Werner, 2017).

MCNP sayısız esnek değerlendirmeyi içermektedir. Örneğin; yüzey akımı ve akısı, hacim akısı, noktasal veya dairesel dedektörler, parçacık ısısı, fisyon ısısı, enerji veya yük birikimi için puls yüksekliği, ağ ve radyografi gibi çok sayıda esnek hesaplama içerir.

MCNP, materyallerin üç boyutlu konfüstasyonunun geometrik şekillendirilmesinde kartezyen koordinat sistemini, ara kesitlerle ve çeşitli yüzeylerle sınırlandırarak bölgelerin belirlenmesini sağlar. Tekrarlanan yapıların karmaşık geometrilerini tanımlamak için çok sayıda komut kullanır (Lux ve Koblinger, 1991). MCNP geometrik hataları kontrol etmek için bir çizim programına sahiptir.

3. MALZEME VE YÖNTEM

3.1. KULLANILAN CİHAZLAR

Bu tez çalışması sırasında Okmeydanı Eğitim ve Araştırma Hastanesi Onkoloji Bölümü'nde bulunan aşağıda listelenmiş cihazlar kullanılmıştır.

- Elekta Infinity Lineer Hızlandırıcı
- Iba Blue Phantom² Su Fantomu
- Iba CC13 ve CC04 İyon Odası
- Iba CCU Elektrometre

Ayrıca hızlandırıcıdan alınan verilerin hesaplanması için Omni Pro 7.4 yazılımı ve simülasyon için FLUKA (fluka2011.2c) kodu kullanılmıştır.

3.1.1. Elekta Infinity Lineer Hızlandırıcı

Kanserli hücrelerin tedavisinde lineer hızlandırıcıların kullanımı büyük bir alana sahiptir. Elekta Infinity lineer hızlandırıcı farklı endikasyonlar için geniş bir teknik yelpazeye sahiptir (Elekta, 2019). Elekta Infinity hızlı tedavi, doz hassasiyeti ve maksimum koruma sağlamak için geliştirilmiştir. Bu da teknisyenlerin odaklanmasını ve verimini arttırmaktadır.

Elekta Infinity VMAT (Volumetrik Intensity Modulated Arc Therapy) yani Volumetrik Yoğunluklu Modüle Ark Tedavi sistemini kullanmaktadır. Bu teknoloji ışınlama sırasında MLC, gantry hızı ve doz oranını aynı anda modüle edip 3 Boyutlu doz dağılımı elde edilmesini sağlamaktadır. Bu durumda ışınlama sırasında çoklu tedavi parametreleri dinamik olarak kontrol edilebilmektedir.

Doz uygunluğunu ve tedavi hızını birleştiren VMAT, teknisyenlerin, kafa pozisyonunu ve hızını, MLC yaprakları, doz oranını ve hatta kolimatör açısını eşzamanlı olarak

değiştirerek, bir tümörü etrafını sararak ışınlamasına olanak sağlamaktadır.

3.1.2. Iba Blue Phantom² Su Fantomu

Fantom, çeşitli görüntüleme aygıtlarının performansını değerlendirmek, analiz etmek ve ayarlamak için tıbbi görüntüleme alanında taranan veya görüntülenecek şekilde tasarlanmış özel bir yapıdır. Bir fantomdan veri daha kolay elde edilebilir ve canlı bir cismin veya kadavranın kullanımından daha tutarlı sonuçlar verir. Aynı şekilde canlı bir nesnenin doğrudan riske maruz bırakılmasını önler. Fantomlar başlangıçta, radyografi veya floroskopi gibi 2B radyografi tabanlı görüntüleme tekniklerinde kullanılmak üzere tasarlanmıştır. Ancak daha yakın zamanda istenen görüntüleme özelliklerine sahip fantomlar, MR, BT, Ultrason, PET gibi görüntüleme yöntemlerinde 3B teknikler için geliştirilmiştir.

Bir görüntüleme cihazını değerlendirmek için kullanılan bir fantom, insan dokularının ve organlarının, belirlenen özel görüntüleme yönteminde nasıl davranacağına benzer bir şekilde yanıt vermelidir. Bunun için çeşitli katı, sıvı fantomlar geliştirilmiştir. Su fantomları ise görüntülemenin dışında tedavi planlamasında ve cihazların kontrol aşamalarında büyük fayda sağlar.

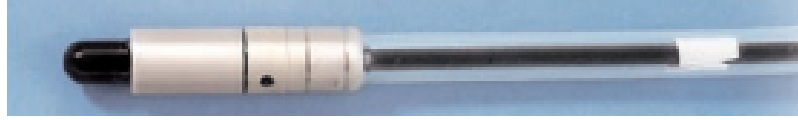
Iba Blue Phantom² özelliklerini şöyle sıralayabiliriz (Iba Dosimetry, 2019a):

- 15mm kalınlığında, 675 mm x 645 mm x 560 mm boyutlarında akrilikten imal edilmiştir. Tarama boyutları 480 mm x 480 mm x 410 mm dir.
- Detektör konumlandırma ± 0.1 mm hassasiyettedir.
- Tarama hızı 50 mm/s'dir.

Blue Phantom² 3B tankıyla birlikte görüntülemenin bilgisayara aktarılması OmniPro-Accept 7.4 yazılımı ile sağlanmaktadır. Bu yazılım sayesinde alınan doz profilleri bilgisayar üzerinde görüntülenebilmektedir. Profildeki eğrilere göre bağlı doz hesabı yapılabilmekte, düzlük (flatness), simetri (symetry) gibi değerler otomatik olarak hesaplanmaktadır.

3.1.3. Iba CC13 ve CC04 İyon Odası

CC13, su fantomlarında klinik kullanım içindir ve çıkış faktörü ölçümlerinde standart iyonizasyon odasıdır. CC13, radyoterapide kullanılan foton, elektron ve proton ışınlarının dozimetresi için tasarlanmıştır. Ölçümler hava, su fantomları veya katı fantomlarda yapılabilir (Iba Dosimetry, 2019b).

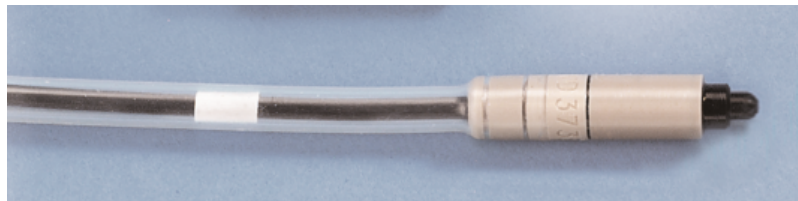


Şekil 3.1: IBA CC13 İyon Odası

Teknik özellikleri şu şekildedir (Iba Dosimetry, 2019b):

- Polarizasyon gerilimi: ± 300 V (maks. ± 500 V)
- Tipik kaçak akım: 3 fA
- Önerilen ön ışınlama: 5 Gy
- Tipik hassasiyet: 3.6 nC / Gy
- Koruma potansiyeli: ± 300 V (maks. ± 500 V)
- Sıcaklık aralığı: $15^{\circ}\text{C} - 35^{\circ}\text{C}$
- Bağıl nem aralığı: % 20 - % 80

CC04 ise, küçük alanların ve yüksek doz aralıklarının ölçümleri için kullanılan iyonizasyon odasıdır. Su geçirmez bir kılıftan geçirilir ve tamamen korunur.



Şekil 3.2: IBA CC04 İyon Odası

CC04 teknik özelliklerindeki tek fark tipik hassasiyetin 1 nC/Gy olmasıdır (Iba Dosimetry, 2019c).

Bu çalışmada fantom içerisinde radyasyonun algılanması için CC13 iyon odası kullanılmıştır. CC04 iyon odası ise referans iyon odası olarak fantomun sağ üst köşesinde konumlandırılmıştır.

3.1.4. Iba CCU Elektrometre

CCU elektrometre paneli, alan ve referans kanalı için, düşük, orta ve yüksek olmak üzere üç farklı, bağımsız olarak seçilebilir hassaslık aralığı sağlamaktadır (Iba Dosimetry, 2019d).

Elektrometre doz, doz oranı, ortalama doz oranı, şarj, akım ve monitör birimi başına doz birimlerinin her birini aynı anda ölçüp gösterebilmektedir. Fiziksel ve geometrik parametreler dahil olmak üzere 40 taneye kadar dedektöre özel veriyi kendi içerisindeki kütüphanede saklayabilmektedir.

Teknik özellikleri şu şekildedir (Iba Dosimetry, 2019d):

- Maksimum Çözünürlük: 0.4 nA tam ölçekte 0.5 fA; 40 nA tam ölçekte 5 fA; 4 uA tam ölçekte 0,5 pA
- Tam Ölçekli Aralık: 0.4 nA / 40 nA / 4uA
- Kaçak Akım: <200 fA, tipik olarak <20 fA
- Zaman sabiti: 20 ms
- Eğilim Voltaj Aralığı: ± 50 ila ± 500 V
- Tetikleme Arabirimi: RS 485 (özel)
- Ortak Arayüz: ETHERNET (100BaseT)
- Ana Besleme: 100 - 240 V AC $\pm\%$ 10; 50/60 Hz

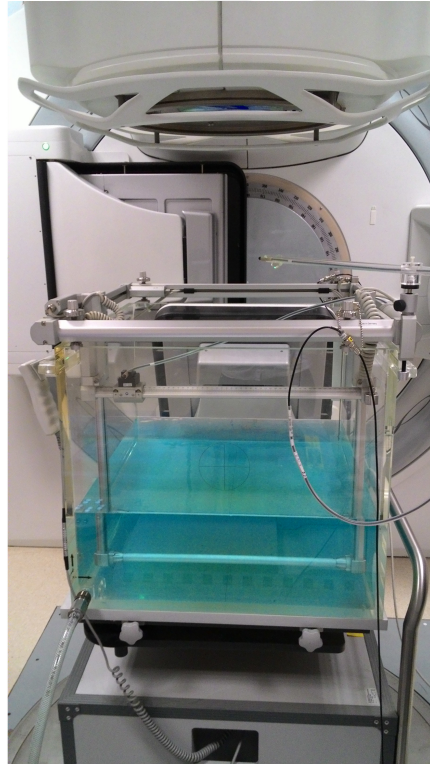
3.2. YÖNTEM

Bu tez çalışması iki aşamalı olarak gerçekleştirilmiştir. İlk olarak Okmeydanı Eğitim ve Araştırma Hastanesi'nde Elekta Infinity marka lineer hızlandırıcının kontrol testleri gerçekleştirilmiştir. Testler sonucunda cihazın doz profilleri ve yüzde derin doz eğrileri elde edilmiştir.

İkinci aşamada ise benzer test FLUKA benzetim programında gerçekleştirilmiştir. Aynı dozlarda ışınlamalar benzetim programı üzerinde yapılmış ve doz profilleri ile yüzde derin doz eğrileri elde edilerek karşılaştırılmıştır.

3.2.1. Kontrol Testi

Kontrol testi düzeneğinin hazırlanması için öncelikle su fantomu, LINAC kafasından çıkacak ışının merkez noktasına yerleştirilmiştir. Fantom içerisinde 350 mm derinliğinde distile su kullanılmıştır.



Şekil 3.3: IBA Su fantomu

Fantomun içerisine ve referans olması için fantomun sağ üst köşesine iki adet iyon odası yerleştirilmiştir. Her iki iyon odası da elektrometreye bağlanarak alınan sinyallerin

yazılıma aktarılması sağlanmıştır. Suyun yüzeyine yerleştirilen iyon odasıyla hedef arasındaki mesafe (SSD) 100 cm uzunluğunda seçilmiştir.

Test sırasında TRS398 (Andreo *ve diğ.*, 2006) protokolü uygulanmıştır. TRS yani Technical Report Series, Uluslararası Atom Enerjisi Ajansı tarafından yayınlanan ve kalibrasyon basamaklarını anlatan raporlar serisidir. 398 numaralı rapor; iyon odalarının kalibrasyonunda suda soğurulan doz faktörü kullanılması, yeni referans derinliği tanımlaması, ışın kalitesine bağlı parametrelerin enerji yerine derinlik ile belirlenmesi gibi faktörler içermektedir.

TRS 398 protokolü için Akkor (2012) tarafından yapılan çalışmada kullanıcının hatalarını minimuma düşürerek kolaylık sağladığı ve soğurulan doz hesaplanmasında daha doğru sonuçlar verdiği ve belirsizlikleri azalttığı sonucuna varılmıştır.

Kontrol testleri üç aylık periyotlar halinde yapılmakta olup amacı cihazın doz profillerinin ve yüzde derin doz (PDD) eğrilerinin doğruluğunun kontrol edilmesidir. Bunun için alınan profiller cihazın ilk kurulumda yapılan kalite kontrol testleri sırasında alınan doz profilleri ile karşılaştırılır. Alınan profiller için düzlük (flatness) değerinin %3'ün altında, simetri (symetry) değerinin %2'nin altında olması gerekmektedir. Buradaki düzlük değeri alınan profilin maksimum dozdaki değer grafiğinin minimum ve maksimum değerleri arasındaki farkı göstermektedir. Simetri değeri ise oluşturulan doz profilini orta noktasından ikiye katladığımızda her iki taraftaki değerlerin mümkün olduğunca aynı olmasını ifade etmektedir.



Şekil 3.4: Okmeydanı Eğitim ve Araştırma Hastanesi Medikal LINAC

Cihaz öncelikle 10x10 cm açıklıkta 6 MV foton ışınlaması yapılacak şekilde

ayarlanmıştır. Minimum enerjide alınan bu ölçüm için bağıl doz profili ve yüzde derin doz (PDD) eğrisi oluşturulmuştur. Daha sonra minimum enerji ve maksimum açıklıkta yani 30x30 cm 6 MV enerjide bağıl doz profili grafikleri elde edilmiştir.

Yüzde derin doz (PDD), bir noktada ölçülen dozun o ortamda ölçülen maksimum doza oranı şeklinde ifade edilebilir. Burada kaynak ve hedef arasındaki mesafe sabit olmalıdır ve oran son olarak yüz ile çarpılır. Yapılan kabul testlerinde maksimum %2'ye kadar sapma olağan kabul edilir (Okay ve diğ., 2013).

Doz profili ise dozun, herhangi bir düzlemdeki dağılımını göstermektedir. Temel olarak doz profili merkezi eksenden sapan ışının oranını vermektedir (Okay ve diğ., 2013). Bağıl doz için merkezdeki doz 100 kabul edilerek diğer değerler buna göre normalize edilmektedir.

Aynı açıklıklar için 15 MV enerjideki fotonlarla su fantomu ışınlanmıştır. Bağıl doz profilleri ve yüzde derin doz eğrileri oluşturulmuştur. Testler sırasında alınan veriler ve grafikler Omni Pro yazılımı ile elde edilmiştir. Bu yazılım elektrometreden gelen akım değerlerini bağıl doza dönüştürmektedir. Bunun için gelen en yüksek akımı 100 değeri olarak alır ve diğer değerleri buna göre oranlar. Böylece bağıl doz profilleri yüzde olarak elde edilmiş olur.

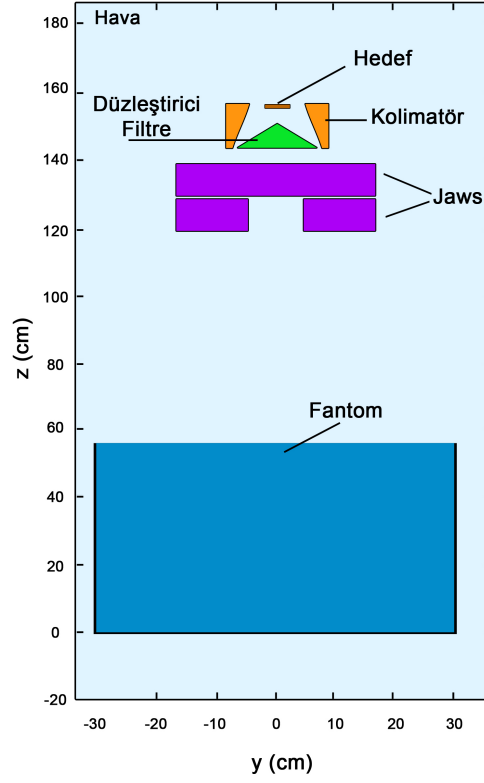
3.2.2. Fluka Simülasyonu

Tezin ikinci aşamasında yapılan testler Fluka simülasyon programına aktarılmıştır. Öncelikle deneyin şartlarının oluşturulması için LINAC odasının benzer bir betimlemesi FLUKA 'da hazırlanmıştır. LINAC kafasının yeri belirlendikten sonra hedeften 100 cm uzaklıkta olacak şekilde su fantomu yerleştirilmiştir. Bu mesafe LINAC kafasının çıkışından itibaren 65 cm uzaklıktadır.

Su fantomu oluşturulurken hastanede kullanılan fantomla birebir boyutlarda su kütlesi oluşturulmuş 1,5 cm kalınlığında pleksi ile ağzı açık olacak şekilde kaplanmıştır.

Şekil 3.5'te FLUKA içinde oluşturulan geometri gösterilmiştir. Su ve pleksiden oluşan bölüm kullandığımız su fantomuyla aynı ölçülerdedir. Linac kafa yapısı ortalama ölçüler belirlenerek hazırlanmıştır. Hedef, kolimatörler, düzleştirici filtre ve çeneler (jaws) tungsten olarak belirlenmiştir. Hedeften fantomun yüzeyine olan mesafe 100 cm'dir. Bu

bölümler dışında kalan tüm alan hava olarak seçilmiştir.



Şekil 3.5: FLUKA geometrisi

FLUKA girdi (input) dosyası oluşturulurken ilk olarak demet tanımlaması yapılmıştır. Dosyada, testlerde yapılan 6MV ve 15 MV enerjideki foton demetleri su fantomunun orta noktasına gelecek şekilde gönderilmiştir. Demetlerin boyutları 10x10 cm ve 30x30 cm ayarlanmıştır.

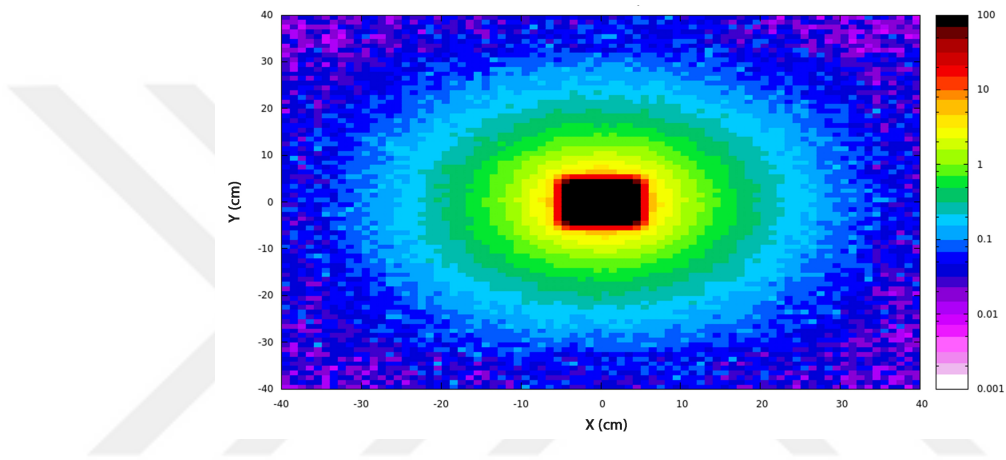
Deneyin geometrisi Fluka'da oluşturulduktan sonra kullanılan materyal ve bölge tanımları yapılmıştır. Detektör olarak doz dağılımı seçilmiş toplam ve random sayacı ayarlanmıştır.

Program 1×10^6 olay için çalıştırılarak doz profilleri ve yüzde derin doz eğrileri hesaplanmıştır. Deneyle benzerlik göstermesi açısından, merkezdeki doz değerleri 100'e eşitlenip diğer değerler buna oranlanarak doz profilleri oluşturulmuştur.

FLUKA'da girdi dosyası oluşturulurken FLAIR isimli bir arayüz kullanılmıştır.

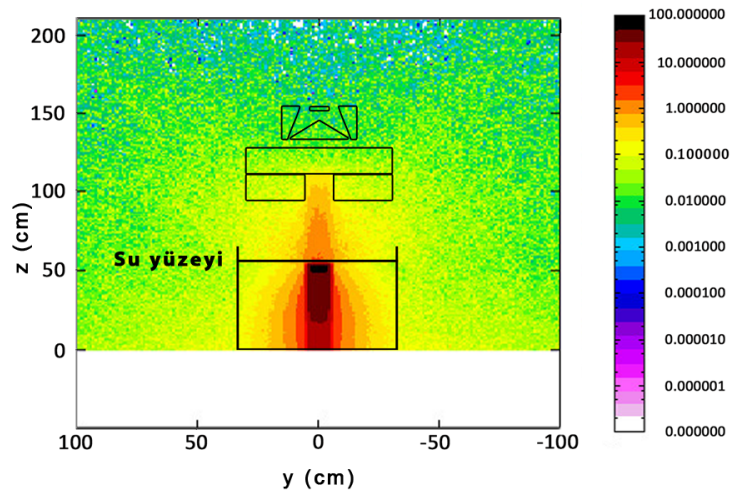
4. BULGULAR

Bu bölümde lineer hızlandırıcıdan alınan doz profilleri ile FLUKA simülasyonunda hesaplanan doz profillerinin ve yüzde derin doz eğrilerinin karşılaştırması verilmiştir. Buna ek olarak, doz dağılımları FLUKA hesaplamaları ile 2B renklendirilmiş olarak gösterilmiştir.



Şekil 4.1: Fantom içerisinde 10x10 cm 6MV fotonların 2-B doz dağılım grafiği

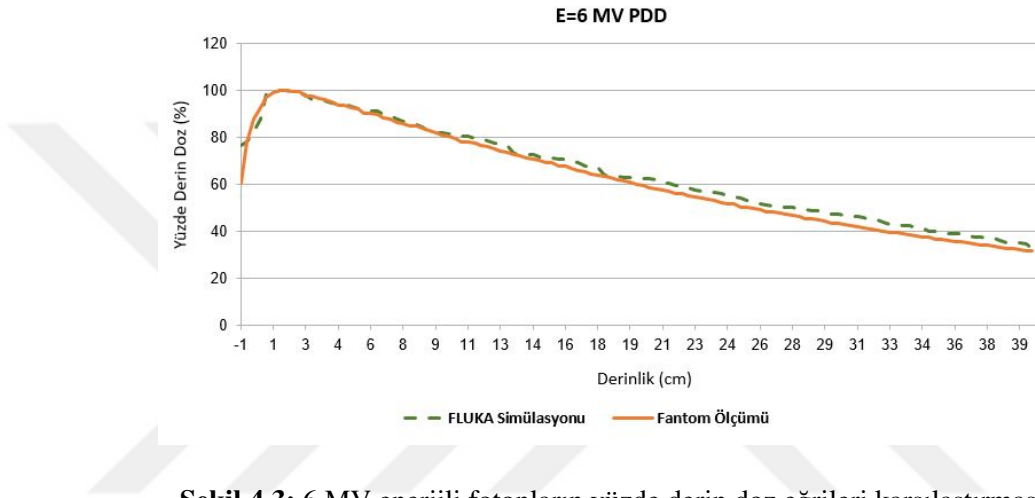
İlk olarak 10x10 cm açıklıkta 6 MV enerjili fotonlar için su fantomunun yüzeyindeki ölçümler alınmıştır. FLUKA simülasyonundaki doz dağılımları şekil 4.1 ve şekil 4.2’de verilmektedir.



Şekil 4.2: Fantom içerisinde 10x10 cm 6MV fotonların 2-B doz dağılım grafiği

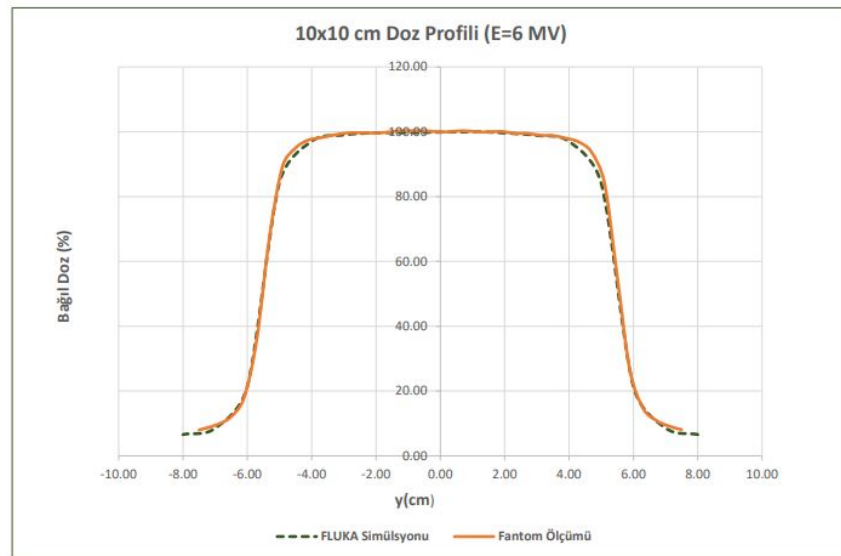
Şekil 4.1’de görünen grafik fantom yüzeyindeki doz dağılımını üzerinden göstermektedir. Buradan açıkça en yüksek doz değerinin yaklaşık olarak -4.5 ile +4.5 cm aralığında olduğu görülmektedir. Kenarlara doğru olan azalma fotonların dağılımlarından kaynaklanmaktadır.

Şekil 4.2’de ise aynı dağılım z ekseninden görüntülenmektedir. Gönderilen demetin yönü ve büyüklüğü şekilde açık olarak görünmekle birlikte daha düşük enerjilerde saçılan parçacıklar da dikkat çekmektedir.



Şekil 4.3: 6 MV enerjili fotonların yüzde derin doz eğrileri karşılaştırması

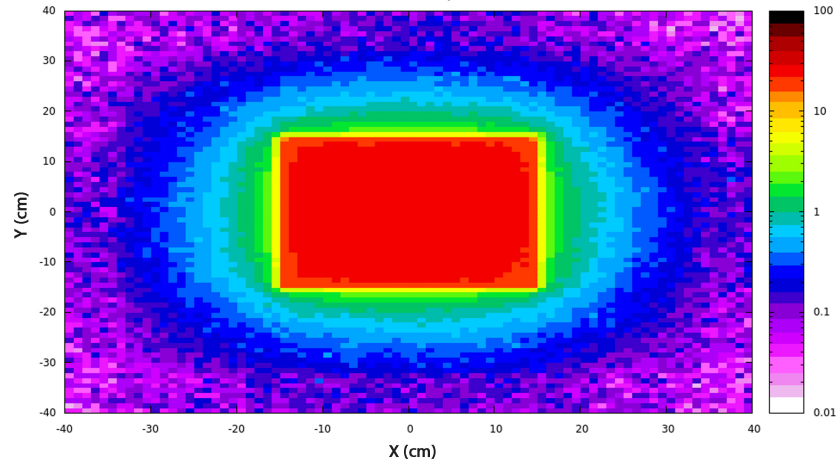
Şekil 4.3 6MV enerjili fotonlar için yüzde derin doz eğrilerini göstermektedir. Fotonların maksimum dozu yaklaşık olarak 1.5 cm’de bıraktıkları gözlenmektedir.



Şekil 4.4: 10x10 cm 6 MV doz profili karşılaştırması

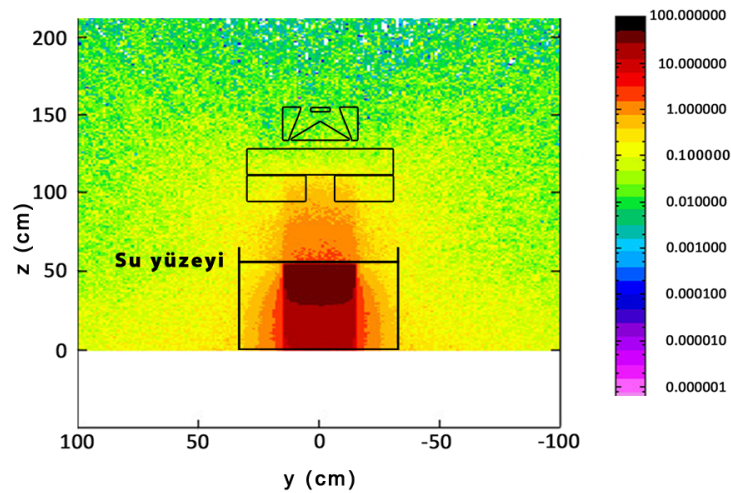
Şekil 4.4’te cihazdan alınan sonuçlar ile FLUKA simülasyonundan alınan doz

profillerinin karşılaştırmalı grafiği gösterilmektedir. Yatay eksen fantomun y ekseninin cm cinsinden değerini, düşey eksen ise bağıl dozu göstermektedir. Bağıl doz merkezdeki doz değeri 100'e normalize edilerek hesaplanmıştır. Grafik 10x10 cm ışınlama boyutunda 6 MV enerjili fotonlar için çizilmiştir. En düşük enerji için alınan bu uyum beklenen bir sonuçtur. Düşük enerjide ve küçük boyutlarda parçacıkların dağılma olasılığı daha azdır.



Şekil 4.5: Fantom içerisinde 30x30 cm 6MV fotonların 2-B doz dağılım grafiği

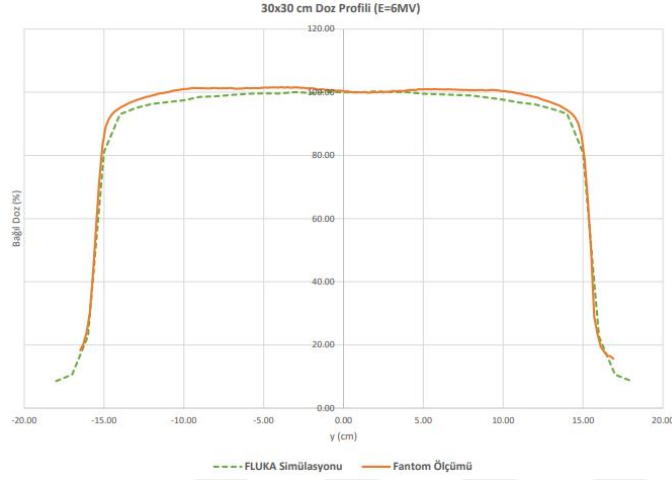
İkinci olarak yine 6 MV enerjideki fotonlarla 30x30 cm boyutlarda ışınlama gerçekleştirilmiştir. Şekil 4.5 ve şekil 4.6 FLUKA ile alınan doz dağılımını göstermektedir. 6 MV enerjideki fotonların ne kadar derine gittiği ve çevresini ne kadar etkilediği şekil üzerinden gözlemlenebilmektedir.



Şekil 4.6: Fantom içerisinde 30x30 cm 6MV fotonların 2-B doz dağılım grafiği

Su fantomunun 30x30 cm boyutunda 6 MV enerjili foton ışınlamasıyla elde edilen doz

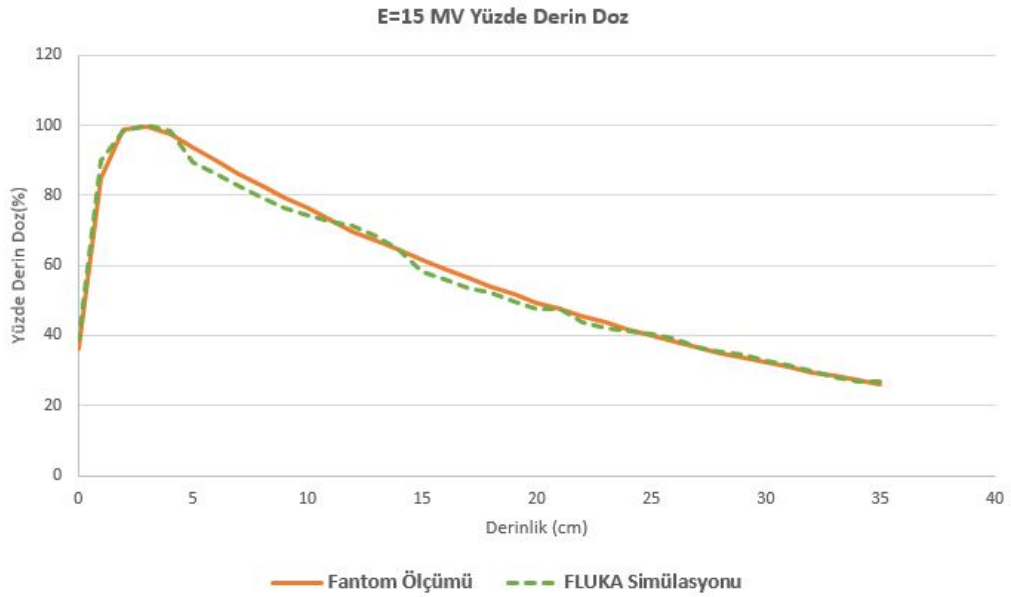
profillerinin karşılaştırılması ise şekil 4.7’de gösterilmektedir.



Şekil 4.7: 30x30 cm 6 MV doz profili karşılaştırması

Burada ışınlanan bölgenin boyutu büyüdükçe, profillerdeki üst sınırlardaki düzlüğün bozulmaya başladığı görülmektedir. Bu da gönderilen foton demetinin boyutu büyüdükçe saçılmaların ve dağılmaların artmasından kaynaklanmaktadır.

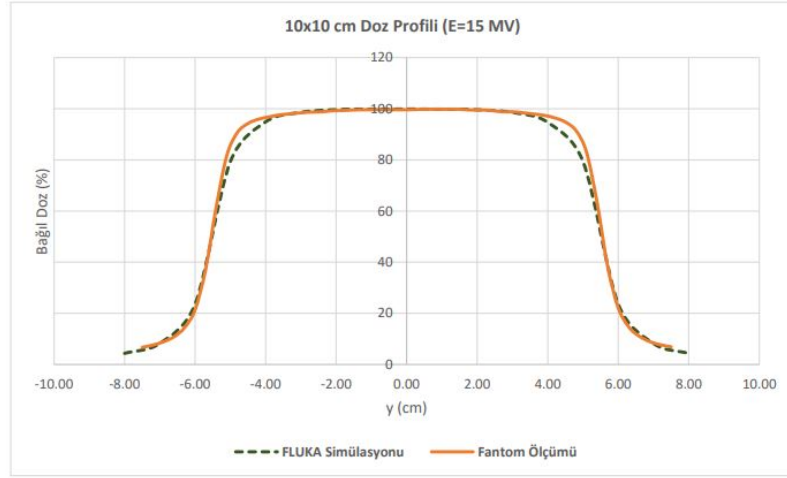
Diğer bir ölçüm ise fotonlarda cihazın maksimum enerjisi olan 15 MV için yapılmıştır. Şekil 4.8’de ise enerjisi 15 MV olan fotonların yüzde derin doz eğrilerinin karşılaştırması verilmektedir. Fotonların maksimum dozu yaklaşık 2.5 cm’de bıraktıkları gözlenmektedir.



Şekil 4.8: 15MV enerjili fotonların yüzde derin doz eğrilerinin karşılaştırması

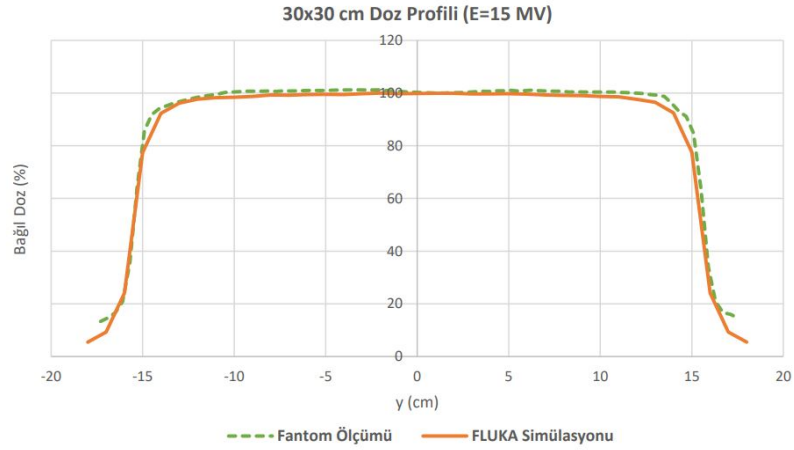
15 MV için 10x10 cm ve 30x30 cm açıklıkta ışınlama yapılmış ve doz profilleri elde

edilmiştir.



Şekil 4.9: 10x10 cm 15 MV doz profili karşılaştırması

Şekil 4.9 10x10 cm ışınlamada 15 MV enerjili fotonların FLUKA ve test sonuçlarıyla alınan doz profilleri karşılaştırmasını gösterirken Şekil 4.10'da 30x30 cm 15 MV doz profillerinin karşılaştırılması verilmiştir.



Şekil 4.10: 30x30 cm 15 MV doz profili karşılaştırması

10x10 cm için 6 MV ve 15 MV enerjili fotonların grafikleri benzerlik göstermektedir. Yine neredeyse tam uyuşan ve flatness değeri neredeyse aynı olan iki grafik oluşmuştur. Her ne kadar 30 x30 için doz profillerinde uyum 10 x10 profilleri kadar iyi olmasa bile alanın %80 lik kısmı içindeki uyum flatness ve simetri için limitler içinde kalmaktadır.

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Günümüzde geliştirilen lineer hızlandırıcılar iyonize radyasyonla yapılan tedavilerde kullanılan önemli cihazlar arasında yerini almaktadır. Hassas ölçümlerin yapılması gereken bu tedavilerde, lineer hızlandırıcılar ile uygun hassaslıkta tedaviler yapılabilmektedir. Aynı şekilde cihazın belirlenen limitler içinde olması, tedavi edilecek doku hacmine istenilen dozun doğrulukla verilebilmesi açısından önemlidir (Landberg *ve diğ.*, 1999).

Radyoterapide kullanılan cihazlarının belirlenen plana uygun, optimum ve hatasız olarak çalışabilmesi, kalite kontrol testleri ile belirli periyotlarla yapılan kontrollerdeki hassasiyete bağlıdır. Cihazın kullanımı boyunca, çeşitli protokollerce (TRS 398 gibi) belirlenmiş hata paylarının içinde çalışabilmesi, genelde üç ayda bir yapılan bu kontrollerle mümkün kılınmaktadır.

Cihazın düzgün çalışmasının yanında tedavi planlanmasının yüksek doğrulukta yapılması da kanserli hücreyi yok etmek ve sağlam olan dokularla organlara verilecek zararı minimuma indirmek açısından da önemlidir. Bunun için tedavi planlaması aşamasında kanserli bölge belirlendikten sonra planlamanın simülasyonunun yapılması gerekmektedir. Günümüzde bu planlamalar için cihazların kendi yazılımları kullanılmakla beraber çeşitli Monte Carlo kodları da kullanılmaktadır.

Bu tez çalışmasında Elekta marka Lineer Hızlandırıcının periyodik testleri gerçekleştirilmiş ve yapılan simülasyon ile karşılaştırılmıştır. 6 MV ve 15 MV enerjilerdeki fotonlar ile insan vücuduna en yakın fantom olarak bilinen su fantomu üzerine ışınlamalar yapılmıştır. Bu ışınlamalar sonucunda lineer hızlandırıcılar için iki önemli parametre olan doz profilleri ve yüzde derin doz eğrileri elde edilmiştir.

Ölçümler ve hesaplamalar arasındaki daha iyi karşılaştırma için, (1) düz bölge, (2) penumbra bölge ve (3) alan dışı düşük doz da dahil olmak üzere profillerimizdeki üç bölge göz önüne alınmıştır (Venselaar, 2001).

Her iki enerji değeri için 10x10 cm boyutundaki ışınlarda düz bölge için, yerel farklılıklar

yaklaşık %1 civarındadır. Bu sonuç cihazdan alınan veriler ile neredeyse aynıdır. Penumbra için yerel farklılıklar % 3-4 oranlarındadır. Burada FLUKA ile ölçüm sonuçları anlamlı olmayan farklılık göstermektedir. Alanın geometrik sınırının dışında yer alan düşük dozlu bölgedeki yerel farklılıklar, %10 olarak hesaplanmıştır.

Venselaar ve diğ. (2001), su fantomunda hesaplama sonuçlarının kabulü için önerdiği tolerans değerleri şöyledir: (1) düz bölge % 2; (2) penumbra bölgesi, % 10; (3) alan dışı düşük doz, % 30'dur. Çalışmada elde ettiğimiz sonuçlarda bulunan yerel farklılıkları bu değerler ile karşılaştırdığımızda, sonuçlarımızın kabul edilebilir olduğu görülmektedir. Her ne kadar iki enerji değeri ve 30x30 cm'de 2 ve 3 bölgelerindeki farklılıklar bir miktar artsa da önerilen sınırlar içerisinde kalmaktadır. Bu durum modelin farklı durum ve geometrilerde doz hesaplaması için kullanılabileceğini göstermektedir.

Demet profillerinin eşleştirilmesi aslında oldukça zordur. Katkıda bulunan faktörlerden biri, üretici tarafından sağlanan bilgilerde kullanılan yaklaşık değerler nedeniyle simüle edilmeyen bileşenlerin etkisi olabilir. Farklı ve bağımsız olarak geliştirilen kodlar tarafından kullanılan farklı yaklaşımlar, bu bölgedeki ölçümlerin ve her bir kodun hesaplamaları arasında bazı farklılıklar yaratmaktadır.

Daha önce bu konuda farklı cihazlar ile yapılan benzer çalışmaların bir kısmında bu kadar yakın benzerlikler gözlemlenememiştir ancak bazı çalışmalarda bu farklılıklar daha fazladır. Bunun en büyük nedeni ise FLUKA'da üretilen parçacık sayısının $10^4 - 10^5$ seviyelerinde tutulmasıdır. Çalışmamızda parçacık sayısı 10^6 olarak alınmış ve ışınlama gerçekleştirilmiştir. $10^6 - 10^7$ seviyelerindeki parçacıklarla yapılan simülasyon sonuçlarına yakın sonuçlanmaktadır (Haneefa ve diğ., 2014; Mesbahi ve diğ., 2004).

Literatürde bu konuyla ilgili benzer çalışmalar gerçekleştirilmiştir ancak Elekta Marka cihaz ile FLUKA simülasyon programı bir arada kullanılmamıştır. Mesbahi ve diğ. (2005) yaptığı çalışmada Varian marka lineer hızlandırıcıda foton demetlerini MCNP4C Monte Carlo kodu ile karşılaştırmıştır. Fujibuchi ve diğ. (2011) ise Varian Marka lineer hızlandırıcıyla PHITS Monte Carlo kodunu karşılaştırmıştır. Bir başka örnek ise Vega-Carrillo ve diğ. (2011) çalışmasında Varian ve Siemens marka lineer hızlandırıcılar ile MCNPX programını fotonötron spektrumlarının karşılaştırılması için kullanmıştır.

Bu çalışmanın sonunda FLUKA benzetim programının yapılan ölçümlerle uyumlu olduğu

gözlenmiştir. Medikal lineer hızlandırıcılarda kullanılan fizik ilkeleri Monte Carlo kodu olan FLUKA'da uyum içinde çalışmaktadır.

Doz profillerinde yakalanan bu uyum göstermektedir ki FLUKA tedavi planlaması için kullanılabilir bir benzetim programıdır.



KAYNAKLAR

- Agostinelli, S., Allison, J., ve diğ., 2003, *Geant4—a simulation toolkit*, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, A 506, 250–303.
- Akkor, H., 2012, *IAEA'nın TRS277 ve TRS 398 protokollerine göre farklı enerjiler için soğrulan doz değerlerinin karşılaştırılması*, Yüksek Lisans Tezi, Fen Bilimleri Enstitüsü.
- Allison, J. ve diğ., 2016, *Recent developments in Geant4*, Nuclear Instruments and Methods in Physics, 835, 186-225.
- Andreo, P., ve diğ., 2006, *TRS 398: Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water*, International Atomic Energy Agency, Austria.
- Ballarini, F., Battistoni, G., ve diğ., 2007, *The physics of the FLUKA code: Recent developments*, Advances in Space Research, 40(9), 1339-1349.
- Chassagne, D., ve diğ., 1985, *Report 38: Dose and Volume Specifications for Reporting Intracavitary Therapy in Gynecology*, Journal of the International Commission on Radiation Units and Measurements, 20 (1).
- Cullen, D. E., ve diğ., 1997, *EPDL97: The Evaluated Photon Data Library '97 Version*, Lawrence Livermore National Laboratory, UCRL-LR-50400, 6.
- Douglas, J., 1994, *ICRU Report 50: Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy*, Medical Physics, 21, 833-834.
- Elekta, 2019, <<https://www.elekta.com/radiotherapy/treatment-delivery-systems/elekta-infinity.html>> [Ziyaret Tarihi:24.04.2019].
- Fasso', A., Ferrari, A., Ranft, J., Sala, P.R., 1997, *New developments in FLUKA modelling of hadronic and EM interactions*, Tsukuba, 32–43.
- Ferrari, A., Sala, P. R., Fasso', A., Ranft, J., 2005, *FLUKA: a multi-particle transport code* CERN-2005-10 (2005), INFN/TC-05/11, SLAC-R-773.
- Fujibuchi, T. ve diğ., 2011, *Estimate of Photonuclear Reaction in a Medical Linear Accelerator Using a Water-Equivalent Phantom*, Nuclear Science and Technology, 2, 803-807.
- Green, D., 2000, *The Physics of Particle Detectors*, Cambridge University Press, UK, ISBN: 0 52166226 5.
- Haneefa, K. A. ve diğ., 2014, *FLUKA Monte Carlo for Basic Dosimetric Studies of Dual Energy Medical Linear Accelerator*, Journal of Radiotherapy, 2014, ID 343979.

- Healy, B. J., ve diğ., 2017, *Cobalt-60 Machines and Medical Linear Accelerators: Competing Technologies for External Beam Radiotherapy*, Clinical Oncology, 29(2), 110-115.
- IAEA, 2010, *Radiation Biology: A Handbook for teachers and Students*, IAEA, Vienna.
- Iba Dosimetry, 2019, <<https://www.iba-dosimetry.com/product/blue-phantom-2/>>, [Ziyaret Tarihi:16.04.2019].
- Iba Dosimetry, 2019, <<https://www.iba-dosimetry.com/product/cc13-ionization-chamber/>>, [Ziyaret Tarihi:16.04.2019].
- Iba Dosimetry, 2019, <<https://www.iba-dosimetry.com/product/cc04-ionization-chamber/>>, [Ziyaret Tarihi:16.04.2019].
- Iba Dosimetry, 2019, <<https://www.iba-dosimetry.com/product/blue-phantom-compact/>>, [Ziyaret Tarihi:16.04.2019].
- Jan, S. ve diğ., 2004, *GATE: a simulation toolkit for PET and SPECT*, Physics in Medicine and Biology, 49(19), 4543-61.
- Johns, H., Cunningham, J., 1983, *The Physics of Radiology*, 4th ed, Thomas Books, USA.
- Knoll, G. F., 2000, *Radiation Detection and Measurement*, 3rd ed., John Wiley and Sons, Michigan.
- Krane, K. S., 2011, 2nd ed. *Nükleer Fizik*, Palme Yayıncılık, Ankara.
- Landberg, T., ve diğ., 1999, *ICRU Report 62: Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50)*, Journal of the International Commission on Radiation Units and Measurements, ISBN 0-913394-61-0.
- Lennox, A. J., 2001, *Accelerators for Cancer Therapy*, Radiation Physics and Chemistry, 61, 223–226.
- Leo, W. R., 1994, *Techniques for Nuclear and Particle Physics Experiments*, Springer-Verlag, Berlin, ISBN 0-387-17386-2.
- LHSC, 2011, *Celebrating the 60th anniversary of the world's first cancer treatment with Cobalt-60 radiation*, lhsc.on.ca, [Ziyaret Tarihi:12.04.2019].
- Lux, I., Koblinger, L., 1991, *Monte Carlo Particle Transport Methods, Neutron and Photon Calculations*, CRC Pres.
- Mayles, P., Nahum, A., Rosenwald, J. C., 2007, *Handbook of Radiotherapy Physics: Theory and Practice*, Taylor and Francis, Florida, ISBN-13: 978-0-7503-0860-1.
- McGervey, J. D., 1995, *Quantum Mechanics: Concepts and Applications*, Academic Press.
- MEB, 2012, *Radyoterapi Uygulama Planı*, Ankara.
- Menzel, H. G., ve diğ., 2010, *ICRU Report 83: Prescribing, Recording, and Reporting Intensity-Modulated Photon-Beam Therapy (IMRT)*, Oxford University Press, 10.

- Mesbahi, A. ve diğ., 2004, *Monte Carlo calculation of Varian 2300C/D Linac photon beam characteristics: a comparison between MCNP4C, GEANT3 and measurements*, Elsevier Applied Radiation and Isotopes, 62 (2005), 469–477.
- Mesbahi, A. ve diğ., 2005, *Development and commissioning of a Monte Carlo photon beam model for Varian Clinac 2100EX linear accelerator*, Elsevier Applied Radiation and Isotopes, 64 (2006), 656–662.
- Mueller, M. J., 2004, *Shielding Studies for the CERN Super-Proton-Synchrotron at Experimental Point 5*, CERN-THESIS-2004-038.
- NHS, 2017, <<https://www.nhs.uk/conditions/radiotherapy/what-happens/>>, [Ziyaret Tarihi:28.05.2017].
- Okay, S., ve diğ., 2013, *Radyoterapi Işınlarnın Kalite Kontrolünde Yarı İletken Diyot ve Silindirik İyon Odası Performanslarının Karşılaştırılması*, SDU Journal of Science, 8 (2), 151-162.
- Podgorsak, E. B., 2005, *External Photon Beams: Physical Aspects*, Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, (ed. E. B. Podgorsak), International Atomic Energy Agency, Vienna, 161-217.
- Podgorsak, E. B., (Ed.) 2005, *Treatment Machines for External Beam Radiotherapy*, International Atomic Energy Agency (IAEA).
- Potts, P. J., 1987, *A Handbook of Silicate Rock Analysis*, DOI: 10.1007/978-94-015-3988-3.
- Reaside, D. E., 1976, Monte Carlo Principles and Applications, Pyhs. Med. Biol., 21(2), 187-197.
- Saha, G. B., 2006, 3rd ed., *Physics and Radiobiology of Nuclear Medicine*, Springer, ABD, ISBN-13:978-0387-30754-1.
- Stokkevag, C. H., 2010, *Measurements of the Photonuclear Neutron Yield During Radiotherapy Using Bubble Detectors and Thermoluminescence Detectors*, Yüksek Lisans Tezi, Department of Physics and Technology.
- Vega-Carrillo, H. R. ve diğ., 2011, *Photon and photoneutron spectra produced in radiotherapy LINACs*, Applied Radiation and Isotopes, 5-9 Eylül 2011, Mexicocity.
- Venselaar, J., ve diğ., 2001. *Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems*, Radiother. Oncol., 60, 191–201.
- Washington, C. M., Leaver, D., 2016, *Principles and Practice of Radiation Therapy*, 4th Ed., Elsevier Mosby.
- Werner, C.J., (ed), 2017, *MCNP Users Manual - Code Version 6.2*, LA-UR-17-29981.
- Woodside, G., 1997, *Environmental, Safety, and Health Engineering*, John Wiley and Sons, US, ISBN: 0471109320.

Zeyrek, C. T., 2013, *İyonize Radyasyon Uygulamaları İçin Güvenlik ve Korunmaya Yönelik Genel Kavramlar*, Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi, 17(3), 1-9.



EKLER

EK 1. Fluka Girdi Dosyası

TITLE

IBA Blue Phantom2 6 MV photon

DEFAULTS

PRECISIO

BEAM -0.01 -0.0012 -0.5 0.1 0.0 -1.ELECTRON

BEAMPOS 0.0 0.0 157. NEGATIVE

GEOBEGIN

COMBNAME

0 0

SPH SPOUT 0.0 0.0 0.0 100000.

SPH SPIN 0.0 0.0 0.0 10000.

RPP TARGET -32.25 32.25 -30.75 30.75 1.5 56.

RPP PHANTOM -33.75 33.75 -32.25 32.25 0.0 56.

RPP SOURCEW -2. 2. -2. 2. 156. 156.05

RPP SOURCECU -2. 2. -2. 2. 156.05 156.8

RPP JAWX1 5. 35. -35. 35. 120. 129.

RPP JAWX2 -35. -5. -35. 35. 120. 129.

RPP JAWY1 -35. 35. -35. -5. 130. 139.

RPP JAWY2 -35. 35. 5. 35. 130. 139.

TRC FF 0.0 0.0 147. 0.0 0.0 3. 6. 0.0

RCC FFBASE 0.0 0.0 146. 0.0 0.0 1. 8.

END

BLKBODY 5 +SPOUT -SPIN

PHANOUT 5 +PHANTOM -TARGET

VOID 5 +SPIN -PHANTOM -TARGET -SOURCEW -FF

-FFBASE -SOURCECU -JAWX1 -JAWX2 -JAWY1 -JAWY2

WATER 5 +TARGET

FILTER 5 +FF IFFBASE
 BEAMTRGT 5 +SOURCEW
 BEAMTRGC 5 +SOURCECU
 JAWX1 5 +JAWX1
 JAWX2 5 +JAWX2
 JAWY1 5 +JAWY1
 JAWY2 5 +JAWY2
 END

GEOEND

Plexiglas Acrylic

Chemical H CH₃

Formula | |

— C - C —

| |

H C - O - CH

C H O || 3

5 8 2 O

Density variation is very narrow: 1.14-1.19 g/cm³.

MATERIAL 1.17 Plexigla

COMPOUND 8. HYDROGEN 5. CARBON 2. OXYGENPlexigla

MATERIAL 24. 7.18 CHROMIUM

ASSIGNMA BLCKHOLE BLKBODY

ASSIGNMA AIR VOID

ASSIGNMA Plexigla PHANOUT

ASSIGNMA WATER WATER

ASSIGNMA TUNGSTEN FILTER

ASSIGNMA COPPER BEAMTRGC

ASSIGNMA TUNGSTEN BEAMTRGT

ASSIGNMA TUNGSTEN JAWX1

ASSIGNMA TUNGSTEN JAWX2

ASSIGNMA TUNGSTEN JAWY1

ASSIGNMA TUNGSTEN JAWY2

USRBIN 10. DOSE -22. 50. 50. 60.Dose

USRBIN 10. ENERGY -25. 30. 30. 160.TotEnerg

USRBIN 10. PHOTON -26. 10. 10. 160.Photon

RANDOMIZ 1.

START 1E6

STOP



ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler	
Adı Soyadı	Gökçe AYDOĞDU
Doğum	Fatih
Doğum Tarihi	17.12.1987
Uyruğu	☒ T.C. ☐ Diğer:
Telefon	0539 475 72 87
E-Posta Adresi	aydogdugkc@gmail.com
Web Adresi	



Eğitim Bilgileri	
Lisans	
Üniversite	İstanbul Üniversitesi
Fakülte	Fen Fakültesi
Bölümü	Fizik Bölümü
Mezuniyet Yılı	2014

Yüksek Lisans	
Üniversite	İstanbul Üniversitesi
Enstitü Adı	Fen Bilimleri
Anabilim Dalı	Fizik Anabilim Dalı
Programı	Yüksek Enerji ve Plazma Fiziği Programı
Mezuniyet Tarihi	2019

Makale ve Bildiriler	
Bildiriler Arat G., 2014, <i>Measurement of the Emitted Radiation that Technetium-99m, the Radioactive Isotope is Inside of Serum with</i>, Balkan Physics Union 9th Balkan Physics Conference. Aydoğdu G., 2015, <i>Dose Profile Simulation for Medical Linear Accelerators with FLUKA</i>, Turkish Physical Society 32nd International Physics Congress.	

