

T.C.
SİNOP ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**RADYOTERAPİ UYGULAMALARI İÇİN YENİ NESİL HEDEF
MALZEMELERİN GEANT4 MONTE CARLO SİMÜLASYON KODU
KULLANILARAK BELİRLENMESİ VE ORGAN DOZ DEĞERLERİNİN
HESAPLANMASI**

Murat ERDOĞDU

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**DİSİPLİNLER ARASI NÜKLEER ENERJİ VE ENERJİ SİSTEMLERİ
ANABİLİM DALI**

DANIŞMAN

Doç. Dr. Turgay KORKUT

SİNOP – 2018

T.C.

SİNOP ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Bu çalışma, jürimiz tarafından 19/01/2018 tarihinde yapılan sınav ile Disiplinler Arası Nükleer Enerji ve Enerji Sistemleri Anabilim Dalında Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan: Doç. Dr. Turgay KORKUT

Üye: Yrd. Doç. Dr. Harun GÜNEY

Üye: Yrd. Doç. Dr. Mustafa Kemal BALKİ

ONAY :

Yukarıdaki imzaların adı geçen öğretim üyelerine ait olduğunu onaylarım.

19/01/2018

Doç. Dr. Turgay KORKUT

Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü

RADYOTERAPİ UYGULAMALARI İÇİN YENİ NESİL HEDEF MALZEMELERİN GEANT4 MONTE CARLO SİMÜLASYON KODU KULLANILARAK BELİRLENMESİ VE ORGAN DOZ DEĞERLERİNİN HESAPLANMASI

ÖZET

Işın tedavisi olarak ta bilinen radyoterapi günümüzde özellikle kanser vaka sayısının artışı nedeni ile sıklıkla uygulanan bir tedavi yöntemidir. Bu tedavi yönteminde tümörlü bölge çeşitli parçacık, iyon veya ışınlara maruz bırakılarak doku tümörden temizlenmektedir. Gama ışınları bu tip tedavilerde yaygın olarak kullanılmaktadır. Tümörün özelliklerine göre (tümörün bulunduğu yer ve tümörün boyutu) kullanılacak gama enerjisi belirlenmektedir. Uygun enerjideki ışınları uygun bölgeye göndermek radyoterapinin temelini teşkil eder. Bu çalışmada gama, radyoterapi uygulamalarında kullanılmak üzere yeni nesil hedef malzemeler kullanılarak elektron-gama dönüşümü için CERN GEANT4 Monte Carlo kodu kullanılacaktır. Ayrıca elde edilen farklı enerjili gama demetleri ile tüm vücut ışınlanarak organların maruz kaldığı doz değerleri hesaplanacaktır.

Anahtar Kelimeler: Radyoterapi, Monte Carlo, Geant4, Işın Tedavisi, Gama, Tümör

DETERMINATION OF NEW GENETIC TARGET MATERIALS FOR RADIOTHERAPY APPLICATIONS BY USING GEANT4 MONTE CARLO SIMULATION CODE AND CALCULATION OF ORGAN DOSE VALUES

ABSTRACT

Radiation therapy, which is known as beam therapy, is a frequently used treatment method especially due to the increase in the number of cancer cases. In this treatment method, the tumor is removed from the tumor by exposing it to various particles, ions or rays. Gamma rays are widely used in such treatments. The gamma energy to be used is determined according to the features of the tumor (the location and the size of the tumor). Posting the appropriate energy beam to the appropriate region forms the basis of the radiotherapy. In this study, the CERN GEANT4 Monte Carlo code will be used for electron-gamma conversion using the new generation target materials for use in gamma therapy applications. In addition, with the different energetic gamma rays obtained, the entire body will be irradiated and the dose values to which the organs are exposed will be calculated.

Key words: Radiotherapy, Monte Carlo, Geant4, Radiation Therapy, Gamma, Tumor

TEŞEKKÜR

Bu çalışmada benden yardımlarını esirgemeyen, tezimin tamamlanmasında en büyük katkıyı sağlayan, bilgi ve deneyimleri ile beni sürekli olarak olumlu şekilde yönlendiren danışman hocam **Doç. Dr. Turgay KORKUT**'a çok teşekkür ederim.

Tezim sürecinde **Doç. Dr. Turgay KORKUT** hocamın değerli eşi **Yrd. Doç. Dr. Hatun KORKUT** hocamın bize göstermiş olduğu hoşgörölü yaklaşımından ve tezime sağlamış olduğu katkıdan dolayı minnettarlığımı bildirir teşekkürlerimi sunarım.

Yine tezim süresince bilgi ve becerilerini benden esirgemeyen değerli hocam **Doç.Dr. Ayhan KARA**'ya çok teşekkür ederim.

Tezimi hazırlarken destekleriyle beni yalnız bırakmayan sevgili eşime, kızlarıma, maddi ve manevi destekleriyle beni bu günlere getiren anneme ve merhum babama teşekkürü bir borç bilirim.

İÇİNDEKİLER

ÖZET	i
ABSTRACT	ii
TEŞEKKÜR	iii
İÇİNDEKİLER	iv
SEMBOLLER VE KISALTMALAR LİSTESİ	vii
ŞEKİLLER VE ÇİZELGELER LİSTESİ	ix
ŞEKİLLER LİSTESİ	ix
ÇİZELGELER LİSTESİ	xi
1.GİRİŞ	1
2.GENEL BİLGİLER	2
2.1.RADYOAKTİVİTE	2
2.2. RADYASYON	4
2.2.1. İyonlaştırıcı Radyasyon	5
2.2.2. İyonlaştırıcı Olmayan Radyasyon	5
2.2.3. Radyasyon Kaynakları	5
2.2.3.1. Doğal Radyasyon Kaynakları	6
2.2.3.2. Yapay Radyasyon Kaynakları	7
2.3.RADYASYONUN MADDE İLE ETKİLEŞMESİ	8
2.3.1. Elektromanyetik Radyasyonlar	9
2.3.2. X-Işınları	10
2.4. PARTİKÜL (TANECİK ŞEKLİNDE) RADYASYON	11
2.4.1. Alfa (α) Parçacıkları	11
2.4.2. Beta (β^-) Parçacıkları	11
2.4.3. Gama (γ) Parçacıkları	12
2.4.4. Nötronlar (n)	12
2.5. PROTONLAR (P)	13
2.6. ELEKTRONLAR (E)	13
2.7. ELEKTROMANYETİK RADYASYONLARIN MADDE TARAFINDAN SOĞRULMASI	13
2.7.1.Fotoelektrik Olay	14

2.7.2. Compton Saçılımı	15
2.7.3. Çift Oluşumu	16
2.8. RADYASYON BİRİMLERİ	16
2.8.1. Aktivite Birimleri	17
2.8.2. Işınlama Birimi.....	17
2.8.3. Soğurulma Doz Birimi	17
2.8.4. Doz Eşdeğer Birimi	18
2.9.RADYOTERAPİ	18
2.9.1. Radyoterapinin Tarihsel Gelişimi	18
2.9.2 Radyoterapi nedir?	19
2.9.3. Radyoterapi Teknikleri	20
2.9.3.1. Harici (Eksternal)Radyoterapi	20
2.9.3.1.1. Co-60 Cihazları	21
2.9.3.1.2. Doğrusal (Lineer) Hızlandırıcılar	23
2.9.3.1.3. Orto-Voltaj Yüzeysel Röntgen Cihazları	25
2.9.3.2. Dahili (İnternal) Radyoterapi.....	25
2.9.3.2.1. İntrakaviter Tedavi.....	26
2.9.3.2.2. İnterstisyel Tedavi.....	27
2.9.3.2.3. Süperfişyel Tedavi.....	28
2.9.3.3. Sistemik Selektif Radyoterapi	28
2.10. KANSERİN TANIMI, NEDENLERİ, ÇEŞİTLERİ VE TEDAVİSİ.....	29
2.10.1.Kanserin Tanımı	29
2.10.2. İyi Huylu ve Kötü Huylu Tümörler.....	30
2.10.3. Kanser Nedenleri.....	30
2.10.4.Kanser Çeşitleri.....	31
2.10.5.Kanser Tedavisi	31
2.10.5.1.Küratif Radyoterapi.....	33
2.10.5.2.Palyatif ve Semptomatik Radyoterapi.....	33
3.METARYAL VE YÖNTEM.....	35
3.1. LINUX İŞLETİM SİSTEMİ.....	35
3.2. MONTE CARLO SİMÜLASYON TEKNIĞİ.....	35
3.2.1. GEANT4 Monte Carlo Simülasyon Kodu	36
3.3. GEANT4 MONTE CARLO SİMÜLASYON KODU KULLANIM AŞAMALARI	37

5.TARTIŞMA	50
5.1. BEYİN.....	50
5.2. KAFA.....	50
5.3. SOL ADRENAL.....	50
5.4. SOL BÖBREK.....	50
5.5. PANKREAS	51
5.6. SAĞ ADRENAL	51
5.7. SAĞ BÖBREK	51
5.8. İNCE BAĞIRSAK	51
5.9. DALAK	51
5.10. MİDE	52
5.11. TİMÜS.....	52
5.12. GÖVDE	52
5.13. İDRAR TORBASİ.....	52
5.14. TÜM VÜCUT.....	52
6.SONUÇ (VE ÖNERİLER)	54
ÖZGEÇMİŞ.....	60

SEMBOLLER VE KISALTMALAR LİSTESİ

A	:	Aktivite
Bq	:	Becquerel
c	:	Işık hızı
Ci	:	Curie
E	:	Enerji
m	:	Metre
mSv	:	Milisievert
Sv	:	Sievert
n	:	Nötron
p	:	Proton
e	:	Elektron
h	:	Planck sabiti
Rad	:	Radyasyon dozu
Gy	:	Gray (Soğurulma doz birimi)
Kg	:	Kilogram
Rd	:	Rutherford
Rn	:	Radon
V	:	Hacim
α	:	Alfa
β^-	:	Beta-negatif
β^+	:	Beta-pozitif
γ	:	Gama

e^-	:	Elektron
ν	:	Nötrino
ν^-	:	Anti nötrino
λ	:	Dalga boyu
τ	:	Ortalama ömür
$t_{1/2}$	:	Yarılanma süresi
keV	:	Kilo elektron Volt
MeV	:	Milyon Elektron Volt
^{14}C	:	Karbon-14
TAEK	:	Türkiye Atom Enerjisi Kurumu
WHO	:	Dünya Sağlık Örgütü
IAEA	:	Uluslar arası Atom Enerji Ajansı
LSC	:	Liquation Comission on RadiationUnits (Uluslar arası Radyasyon Birimleri Komisyonu)

ŞEKİLLER ve ÇİZELGELER LİSTESİ

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1 Alfa (α), Beta (β) ve Gama (γ) Giricilikleri (Davutoğlu, 2008).	3
Şekil 2.2 Bir manyetik alan tarafından α ve β parçacıkları ile γ ışınlarının saptırılmalarını gösteren genel düzenek (Arya, 1989).	4
Şekil 2.3 İyonlaştırıcı ve İyonlaştırıcı Olmayan Radyasyon Şeması	5
Şekil 2.4 Dünyada doğal ve yapay radyasyona maruz kalınan radyasyon dozlarının oransal değerleri (IAEA, 1996).....	6
Şekil 2.5 Dünya genelinde doğal radyasyondan kaynaklı radyasyon dozlarının oransal değerleri (IAEA, 1996).....	7
Şekil 2.6 Dünya genelinde yapay radyasyon kaynaklarının sonucu alınan radyasyon dozlarının oransal değerleri (IAEA, 1996).....	8
Şekil 2.7 Elektromanyetik Radyasyon	10
Şekil 2.8 Elektromanyetik radyasyonun alüminyum ile etkileşimi.	14
Şekil 2.9 Fotoelektrik olay.....	14
Şekil 2.10 Compton saçılması.....	15
Şekil 2.11 Çift oluşumu.	16
Şekil 2.12 Co-60 teleterapi kaynağı.....	21
Şekil 2.13 Co-60 cihazının kafası.....	22
Şekil 2.14 Co-60 cihazları.....	22
Şekil 2.15 Lineer Hızlandırıcılar.....	23
Şekil 2.16 Bir lineer hızlandırıcının mekanik tasarımı.....	23
Şekil 2.17 (sağda) 3 boyutlu planlama. (solda) Stereotaktik cerrahi uygulaması.....	24
Şekil 2.18 Multileaf collimator cihazı.....	25
Şekil 2.19 Dahili radyoterapi cihazı.....	26
Şekil 2.20 (solda) Uygulamada kullanılan aplikatör. (sağda) Bronş kanseri tedavisi....	27
Şekil 2.21 (solda) Safra kesesi kanseri tedavisi. (sağda) Göğüs kanseri tedavisi.....	28
Şekil 2.22 Göz tümörünün tedavisi.....	28
Şekil 2.23 Normal hücre bölünmesi ve Kanser hücresi bölünmesi	29
Şekil 2.24 İyi huylu kanser ve kötü huylu kanser	30
Şekil 3. 1 Kullanılan geometrik dizayn	38
Şekil 3. 2 Elektron-Foton dönüşüm sisteminin çalışır hali.....	39

Şekil 3. 3 Simülasyonda kullanılan fantom modeli	40
Şekil 3. 4 ışınlama sonrası fantom görünümü.....	40
Şekil 4. 1 Beyin Enerji(MeV) – Doz(Gy) Grafiği	43
Şekil 4. 2 Kafa Enerji(MeV) – Doz(Gy) Grafiği	43
Şekil 4. 3 Sol Adrenal Enerji(MeV) – Doz(Gy) Grafiği	44
Şekil 4. 4 Sol Böbrek Enerji(MeV) – Doz(Gy) Grafiği	44
Şekil 4. 5 Pankreas Enerji(MeV) – Doz(Gy) Grafiği.....	45
Şekil 4. 6 Sağ Adrenal Enerji(MeV) – Doz(Gy) Grafiği	45
Şekil 4. 7 Sağ Böbrek Enerji(MeV) – Doz(Gy) Grafiği.....	46
Şekil 4. 8 İnce Bağırsak Enerji(MeV) – Doz(Gy) Grafiği	46
Şekil 4. 9 Dalak Enerji(MeV) – Doz(Gy) Grafiği	47
Şekil 4. 10 Mide Enerji(MeV) – Doz(Gy) Grafiği.....	47
Şekil 4. 11 Timüs Enerji(MeV) – Doz(Gy) Grafiği.....	48
Şekil 4. 12 Gövde Enerji(MeV) – Doz(Gy) Grafiği	48
Şekil 4. 13 İdrar Torbası Enerji(MeV) – Doz(Gy) Grafiği	49
Şekil 4. 14 Tüm Vücut Enerji(MeV) – Doz(Gy) Grafiği.....	49

ÇİZELGELER LİSTESİ

Çizelge 2. 1 ABD’nde yapılan çalışmada hesaplanan, canlıların maruz kaldığı yıllık ortalama etkin eşdeğer doz6

Çizelge 3.1 Modeli oluşturulan insan vücudundaki doz hesabı yapılan organların geometrik özellikleri ve boyutları41

Çizelge 4. 1 50 MeV elektron LINAC modellenerek elde edilen fotonların enerjileri. ..42



1.GİRİŞ

Radyasyon, elektromanyetik dalgalar veya parçacıklar biçimindeki enerji yayımı şeklinde tanımlanabilir. Radyoloji, yüksek enerjili parçacıkları ve foton madde etkileşimlerini inceleyen bilim dalıdır. Radyoloji bilim dalı 19.yy'da Röntgen'in *X* ışınlarını, Becquerel'in radyoaktiviteyi, Curie'nin de radyumu keşfetmesiyle başlamıştır.(Holmes ve ark., 2002).

1895'de Alman fizikçi Wilhelm Conrad Roentgen tarafından *X*-ışınları keşfedilmiş, Roentgen Crooke's tüpünden çıkan niteliği bilinmeyen bu ışına *X*-ışını adını vermiştir.

Radyoaktivitenin keşfinden sonra Uranyum ve Toryum üzerinde yapılan çalışmalar yapılmaya başlanılmış ve uranyum ve toryum elementlerinin daha fazla radyasyon yaydığı anlaşılmıştır.

Radyoaktivitenin ve *X*-ışınlarının keşfedilmesinden sonra radyasyon ve radyoaktif maddelerin laboratuvar ortamında yapay olarak elde edilmesi için bilim adamları çalışmalar başlatmışlardır. 1934'de Irene Joliot Curie, herhangi bir elementin atom çekirdeğinin çekirdek içi parçacıklarla bombardıman edildiğinde radyoaktif bir özellik kazanabileceğini ifade etmiş ve yapay radyoaktiviteyi tanımlamıştır. Bu buluşundan sonra radyoaktif madde yapay olarak elde edilmeye başlanmıştır.

X-ışınlarının ve radyoaktif elementlerin laboratuvar ortamında elde edilmesiyle sağlık sektörü başta olmak üzere daha birçok alanda kullanılmaya başlanmıştır. Radyasyonun biyolojik etkileri üzerinde çalışmalar artmış ve hücreler üzerinde hasara neden olmasının ve etkilemesinin bulunmasıyla *X*-ışınları ve radyoaktif elementlerin, başta kanser gibi çeşitli hastalıkların tedavisinde kullanılmaya başlanmıştır. (Topuz ve ark., 2000).

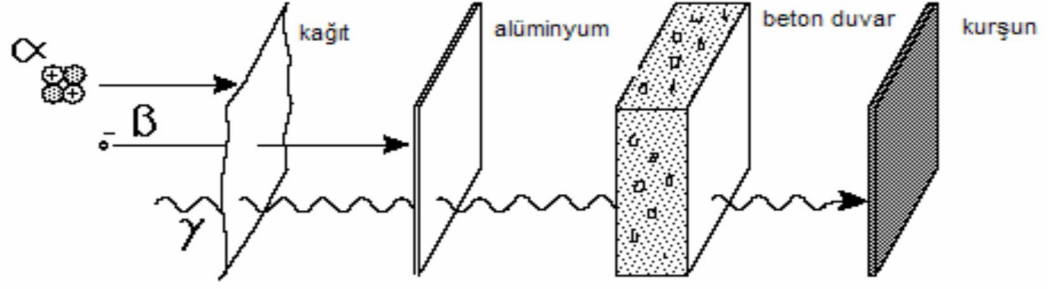
Fransız araştırmacı bilim adamı Coutard'ın 1934'de değişik fraksiyonda uyguladığı radyoterapinin yüksek dozda ve bir defada verilen radyoterapiden daha iyi sonuçlar aldığını beyan etmiştir. Bugün bu beyandan yola çıkarak günlük belirli bir doz ile radyoterapi uygulanmaya başlanmıştır. İngiliz araştırmacılar da derin dokulardaki tümörlerin çevredeki normal dokulardan daha fazla ışın almasını sağlamak için birden fazla ışının tümör üzerinde çakıştırılması ve dönerek ışınlama tekniklerini geliştirerek derindeki tümörleri etkili bir şekilde ışınlamışlardır.

2.GENEL BİLGİLER

2.1.Radyoaktivite

Becquerel tarafından 1896'da radyoaktivite keşfedilmiştir. Becquerel belirli floresans tuzlarının güneş ışınlarıyla aktifledikten sonra yayınladıkları radyasyonlar üzerinde çalışırken tesadüfen siyah bir kağıda sarılmış uranyum ve potasyum sülfattan ibaret numuneyi karanlık bir odada fotoğraf levhalarının yanında bırakmıştır. (Enge 1966) Fotoğraf levhalarının ışığa karşı tamamen korunmuş bir ortamda banyo edildiklerinde ışıktaki kalmış gibi sonuç verdiklerini görmüştür. Bu deneyi tekrarlayan Becquerel fotoğraf levhalarının etkilenmesinin floresans veya X-ışınları ile ilgisi olmadığını, sadece uranyum elementinin bir özelliği olduğunu göstermiştir. Fotoğraf levhalarını etkileyen bazı tür radyasyonların uranyum tuzundan yayınladıkları sonucuna varmıştır.

Becquerel'in keşfinden sonra radyasyonun özellikleri araştırılmış ve bu yönde çalışmalar giderek arttırılmıştır. Doğal radyoaktif radyasyonlar, giricilik özelliklerine bakılarak üç ayrı kategoride sınıflandırılmışlardır. Girici güçleri çok zayıf olanlar, Bu kategori de bulunan radyoaktif radyasyonlar bir kâğıt parçası tarafından durdurulabilmekte iken bulunduğu hava ortamında yoğun iyonlaşmalara sebep olmaktadır. Bu tür radyasyonlar alfa parçacıkları (α parçacıkları) olarak adlandırılır. İkinci kategoride olanların iyonlaştırma güçleri daha az olup ancak giricilikleri α parçacıklarından daha fazladır ve ince metal levhalardan kolayca geçebilmektedirler. Bu tür radyasyonlara beta parçacıkları (β parçacıkları) adı verilmiştir. Son kategorideki doğal radyasyon ise az iyonlaşmaya sebep olmakla birlikte farklı maddelerin santimetrelerce kalınlığından geçebilmektedirler. Bu tür radyasyona da gama ışınları (γ ışınları) adı verilmiştir. Gama ışınları çok yüksek enerjili olup elektromanyetik dalgalar halinde ve ışık hızıyla hareket ederler. Alfa ve beta parçacıklarından daha fazla giricilikleri bulunmaktadır (Arya, 1989). Bu radyasyonların giricilikleri Şekil 2.1'de şematik olarak gösterilmektedir.



Şekil 2.1 Alfa (α), Beta (β) ve Gama (γ) Giricilikleri (Davutoğlu, 2008).

Bir çekirdeğin bir ışın yada parçacık yayınlarak başka bir çekirdeğe dönüşmesine radyoaktivite denir. Radyoaktif ışın yayan maddelere ise radyoaktif maddeler denir. Kendiliğinden bozunan elementlere doğal radyoaktif elementler denir. Bu doğal radyoaktif elementlerin kendiliğinden bozunma olayına doğal radyoaktivite denir. Bozunuma uğrayan radyoizotop doğada bulunur ve doğada bulunan diğer radyoizotopların bozunması sonucu da ortaya çıkabilirler. (Akyıldırım, 2005).

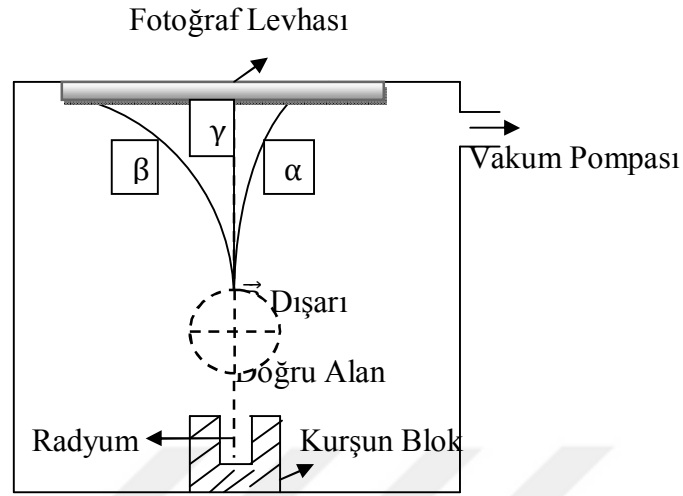
Marie Curie ve eşi Pierre Curie, 1898 yılında uranyumun radyoaktif bozunmasından ortaya çıkan polonyum (Po) ve radyum (Ra) radyoaktif elementlerini keşfetmeyi başarmışlardır. (Arya, 1989).

Doğal radyoaktif maddenin yanı sıra nükleer reaksiyonlar yardımıyla laboratuarlarda radyoaktif çekirdekler üretilmeye başlanmıştır. Bu şekilde üretilen çekirdeklere yapay radyoaktivite denir. (Krane, 2001).

Yapay radyoaktivitenin bulunuşundan ve fisyon olayının keşfinden sonra bilim adamları tarafından pek çok yapay radyoaktif madde üretilmiştir. Radyoaktif olarak bilinen kararsız atomların çekirdeği radyoaktivite özelliğine sahiptirler. Kararsız çekirdekler parçalanarak kararlı hale gelmeye çalışırlar ve bu parçalanmalar sonucu yeni bir çekirdek oluşur. Atomun çekirdeğindeki bu değişiklikler sonucu radyasyon yayınlanır. Atomun uğradığı bu şekildeki değişikliğe bozunma adı verilir.

Tabiatta rastlanan radyoaktif elementler α , β ve γ yayınlarak bozunuma uğrarlar. Alfalar pozitif yüklü, betalar negatif yüklü ve gamalar yüksüz parçacıklardır. Parçacıkların bu yüklerinin tespitini yapabilmek için kullanılan deney düzeneği Şekil 2.2’de görülmektedir. Bir manyetik alan tarafından α ve β parçacıkları ile γ ışınlarının saptırılmalarını gösteren genel düzenekte α parçacıkları pozitif yüklü olduklarından sağa, β parçacıkları negatif yüklü olduklarından sola saparlar. β parçacıklarının α parçacıklarına oranla kütlelerinin çok az, hızlarının çok yüksek oluşundan sapmaları α

parçacıklarından fazladır. γ ışınları yüksüz olduklarından manyetik alan tarafından saptırılmazlar (Arya, 1989).



Şekil 2.2 Bir manyetik alan tarafından α ve β parçacıkları ile γ ışınlarının saptırılmalarını gösteren genel düzenek (Arya, 1989).

2.2. Radyasyon

Radyasyon, enerjinin dalga veya tanecik şeklinde yayılan bir türüdür. Radyasyon, madde üzerinde meydana getirdiği etki bakımından iki grupta incelenebilir (Davutoğlu, 2008).

1. İyonlaştırıcı Radyasyon

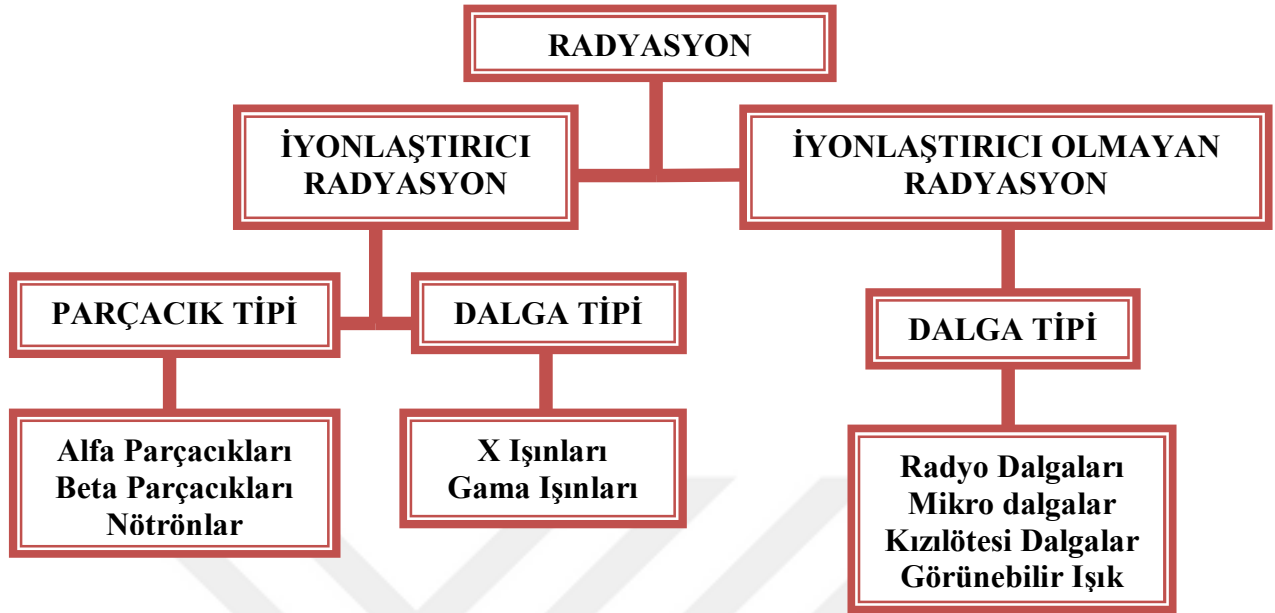
- a) X-ışınları, gama ışınları
- b) Alfa parçacıkları
- c) Beta parçacıkları
- d) Kozmik ışınlar
- e) Nötronlar

2. İyonlaştırıcı Olmayan Radyasyon

- a) Ultraviyole ışınlar
- b) Kızılötesi ışınlar
- c) Radyo dalgaları
- d) Kozmik ışınlar
- e) Baz istasyonları
- f) Cep telefonları
- g) Mikrodalga fırınlar
- h) Radarlar

i) Yüksek gerilim hatları

Radyasyonu şekil olarak gösterecek olursak aşağıdaki Şekil 2.3 deki gibi gösterebiliriz.



Şekil 2.3 İyonlaştırıcı ve İyonlaştırıcı Olmayan Radyasyon Şeması

2.2.1. İyonlaştırıcı Radyasyon

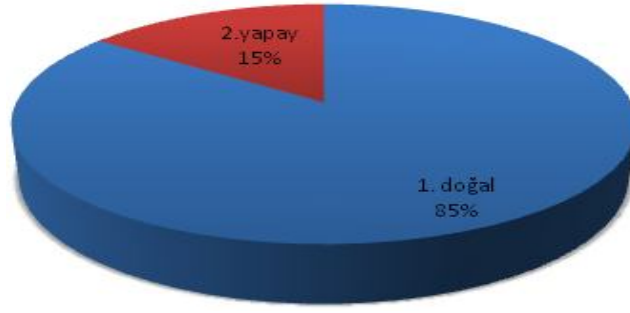
Güçlü enerji seviyesine sahip ve atomla etkileşime geçebilecek olan alfa ve beta parçacığı şeklinde hareket eden yüklü parçacıkların meydana getirdikleri etki iyonlaştırma (iyonizasyon) olarak adlandırılmaktadır. (Değerlier, 2007).

2.2.2. İyonlaştırıcı Olmayan Radyasyon

Güçlü bir enerjiye sahip olmayan ve atomla etkileşime giremediği için organizma üzerinde büyük bir etkiye neden olmaz. Bunlar iyonlaştırıcı olmayan radyasyon olarak adlandırılır. (Değerlier, 2007).

2.2.3. Radyasyon Kaynakları

Doğal ve yapay radyasyon kaynakları şeklinde ikiye ayrılır. Dünyada doğal ve yapay radyasyona maruz kalan radyasyon dozlarının oransal değerleri Şekil 2.4'da gösterilmiştir.



Şekil 2.4 Dünyada doğal ve yapay radyasyona maruz kalınan radyasyon dozlarının oransal değerleri (IAEA, 1996).

2.2.3.1. Doğal Radyasyon Kaynakları

Canlılar uzay ve güneşten gelen kozmik ışınlar, yer kabuğundaki radyoizotoplar, su ve gıdalar gibi doğal kaynaklardan, enerji üretimi, tıp, endüstri gibi pek çok alanda kullanılan yapay kaynaklar nedeni ile doz almaktadır. Bu doz canlıların yaşadığı ortama göre değişiklik göstermekle birlikte dünya genelinde kişi başına yaklaşık 2,8 *mSv* yıllık doza maruz kalınmaktadır (Kara, 2008).

Dünyada doğal kaynaklardan kaynaklanan iyonize radyasyona insanların maruz kalması olağandır. Çizelge 2.1’de ABD’nde, yapılan çalışmada hesaplanan, canlıların maruz kaldığı yıllık ortalama etkin eşdeğer doz değerleri verilmektedir.

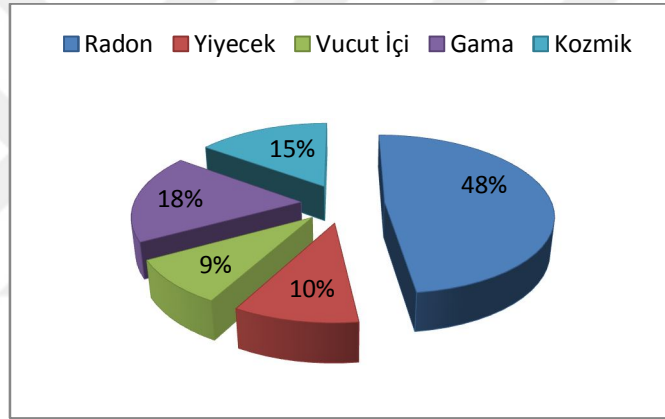
Çizelge 2. 1 ABD’nde yapılan çalışmada hesaplanan, canlıların maruz kaldığı yıllık ortalama etkin eşdeğer doz

Kaynak	Ortalama Yıllık Etkin Eşdeğer Doz ($\mu\text{Sv/yıl}$)
Solunum (radon ve bozunum ürünleri)	2000
Diğer dahili radyonüklid kalıntıları	390
Karasal radyasyon	280
Kozmik radyasyon	270
Kozmojenik radyoaktivite	10
Doğal radyasyonlardan kaynaklanan toplam radyasyon	3000
Yapay radyasyondan kaynaklanan toplam radyasyon	600
Toplam	3600

Doğal kaynaklardan alınan radyasyon dozunun en önemli bileşeni, radon gazı ve onun kısa yarı ömürlü bozunma ürünleridir. Radon gazından dolayı maruz kalınan doz %50 gibi bir paya sahip olup, yaklaşık yıllık doz 1,3 *mSv*'dir. Doğal radyasyon kaynaklarının başlıcaları şunlardır (UNSCEAR, 1993).

- a) Kozmik radyasyon
- b) Gama radyasyonu
- c) Vücut içi ışınlama
- d) Radon
- e) Yiyecekler

Dünya genelinde bu doğal radyasyon kaynakları nedeniyle maruz kalınan radyasyon dozlarının oransal değerleri Şekil 2.5'da verilmiştir.



Şekil 2.5 Dünya genelinde doğal radyasyondan kaynaklı radyasyon dozlarının oransal değerleri (IAEA, 1996).

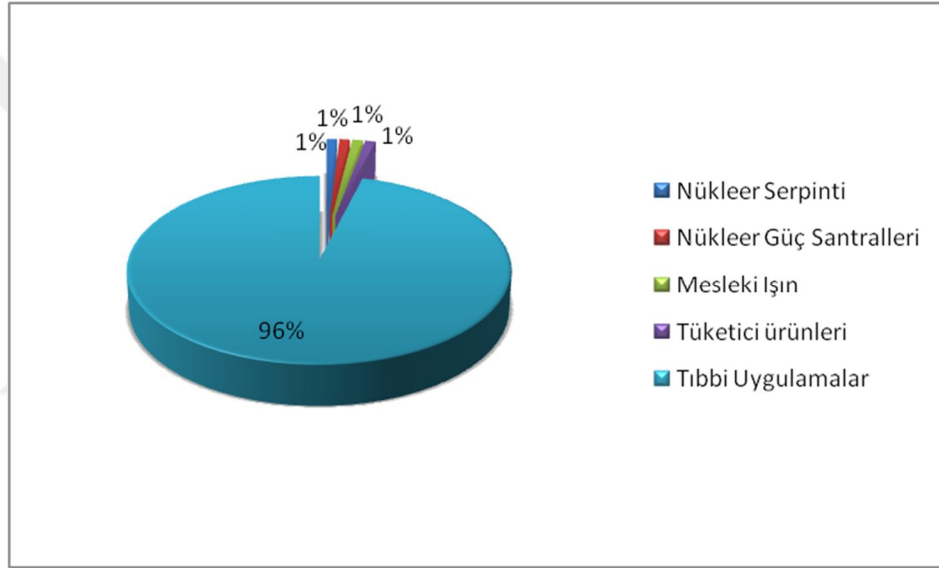
2.2.3.2. Yapay Radyasyon Kaynakları

Gelişmiş endüstriyel ekonomilerin ve yüksek yaşam standartlarının sürdürülebilmesi için doğada mevcut olmayan bazı radyasyon kaynaklarının yapay yollarla üretilmesi ve kullanılması kaçınılmaz olmuştur. Bu kaynaklar, birçok işin yapılma süresini kısaltmış, maliyetini de azaltmıştır. Yapay radyasyon kaynakları da tıpkı doğal radyasyon kaynakları gibi canlıların bu radyasyon kaynaklarından belli miktarlarda radyasyon dozuna maruz kalmasına neden olurlar. Ancak bu doz miktarı, ihtiyaca bağlı olarak artsa da, doğal kaynaklardan alınan doza göre çok daha düşüktür.

Doğal radyasyon kaynaklarının aksine tamamen kontrol altında olmaları da maruz kalınacak doz miktarı açısından önemli bir özelliktir (Akkurt, 2006). Bilinen

başlıca yapay radyasyon kaynakları aşağıda liste halinde verilmiş ve bu kaynaklardan maruz kalınan radyasyon dozlarının oransal değerleri Şekil 2.6’de gösterilmiştir.

- a) Tıbbi uygulamalar
- b) Tanısal radyoloji
- c) Nükleer tıp
- d) Radyoterapi
- e) Endüstriyel uygulamalar
- f) Nükleer serpinti
- g) Nükleer güç santralleri
- h) Tüketici ürünleri



Şekil 2.6 Dünya genelinde yapay radyasyon kaynaklarının sonucu alınan radyasyon dozlarının oransal değerleri (IAEA, 1996).

2.3.Radyasyonun Madde İle Etkileşmesi

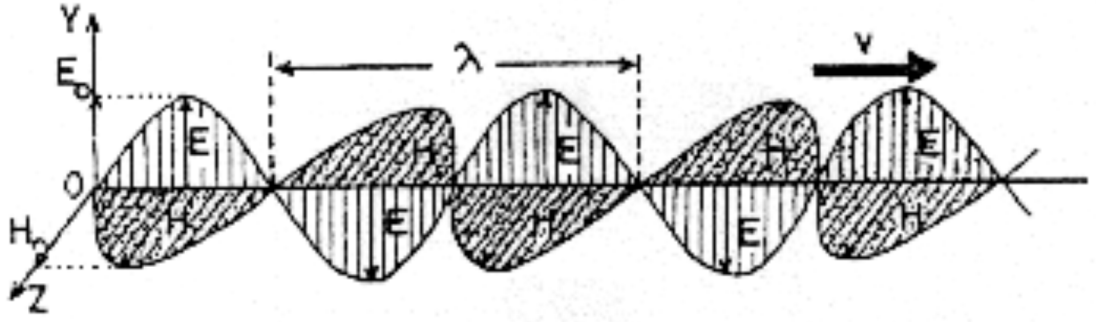
Radyasyon, elektromanyetik dalgalar veya parçacıklar biçimindeki enerji yayımı ya da aktarımıdır. Çevresine alfa, beta, gama gibi çeşitli ışınlar saçarak parçalanmış maddelere radyoaktif madde, çevreye yayılan alfa, beta ve gama gibi ışınlar ise radyasyon adı verilir. Tıbbi anlamdaki radyasyon uygulamaları radyasyonla görüntü elde edebilme ve radyasyonun hücre veya tümörleri yok edebilme yeteneğine sahip olmasına dayanır. Bu iki özelliğinden dolayı radyasyon hastalıkların teşhis ve tedavisinde önemli rol oynar. Çeşitli hastalıkların radyasyon yardımı ile tanısı ve tedavisi konularını içeren tıp dalı, nükleer tıp adını alır. Röntgen araçlarından elde edilen X-ışınlarının yardımı ile iç organları incelemek ve hastalıklara tanı koymak mümkündür. İyonlaştırıcı radyasyonların biyolojik etkilerinin araştırılması, temel bilim

yanında uygulama açısından da önem taşır. Modern toplumlarda radyasyonların çeşitli şekillerde, giderek artan amaçlarla kullanılışı, hepimizi buna ilişkin bir biyolojik risk altına sokmaktadır. (Derici, 2005)

Radyasyon; iyonlaştırıcı radyasyon ve iyonlaştırıcı olmayan radyasyon olarak ikiye ayrılır. İyonlaştırıcı radyasyon terimi, X ve gama (γ) ışınları ile alfa (α), beta (β) partikülleri, elektronlar, protonlar, nötronlar ve kozmik ışınlar gibi radyasyon tiplerini kapsar. Bu nedenle, ultraviyole (mor ötesi), görünür ışık ve kızıl ötesi radyasyonları gibi, canlı sistemlerde iyonlaşma olayına yol açmayan radyasyon tipleri ele alınmayacaktır. İyonlaştırıcı radyasyonlar partiküllerden veya fotonlardan oluşan bir elektromanyetik dalga yayılımıdır ve enerjileri birbirinden farklıdır. İçinden geçtikleri maddelerde iyon çiftleri oluşturma özellikleri vardır ve bu iyon çiftlerinin moleküler düzeyde canlı dokular için tahrip edici özellikleri vardır. Tıpta kanser tedavisinde kullanılan iyonlaştırıcı radyasyonlar 50-400 keV ile 1,25-25 MeV seviyeleri arasındadır ve 2 yöntemle elde edilir. Bunlardan birincisi yapay veya doğal radyoaktif maddelerin atom çekirdeklerinin bozunması (dezentegrasyonu) ile elde edilen α , β ışınları ve en önemlisi Co-60 ve Cs-137 gibi radyoaktif elementlerden elde edilen γ ışınlarıdır. Bir diğeri ise nötron, proton, ağır iyonlar ve yaygın olarak kullanılan elektron hızlandırıcıları ile elde edilen yüksek enerjili parçacık ışınları ve en önemlisi hızlandırılan elektronların, tungsten gibi atom ağırlığı yüksek plakalara çarptırılması ile elde edilen yüksek enerjili X -ışınlarıdır. Elektromanyetik radyasyonlar yolları üzerinde bir cisimle çarpıştıklarında ise enerji transferi gerçekleşir ve çarpışma sonrası ikinci bir elektromanyetik dalga oluştuğunda, ikinci dalganın enerjisi birinciye göre farklılık gösterir. İyonlaştırıcı radyasyonlar, elektromanyetik ve partiküler radyasyonlar olarak ikiye ayrılır.

2.3.1. Elektromanyetik Radyasyonlar

İlk kez 1864 yılında Maxwell, daha sonra Hertz (1887) ve Einstein (1905) yaptığı çalışmalar sonucunda elektromanyetik radyasyonların birbirine dik yönde hareket eden (E) elektrik alan ve (B) manyetik alan bileşenine sahip olduğunu göstermişlerdir.



Şekil 2.7 Elektromanyetik Radyasyon

Şekilde, Elektrik alan değişimi XY düzlemi, manyetik alan değişimi XZ düzleminde olan bir elektromanyetik dalga OX eksenini boyunca $v=c$ yayılmaktadır ($c=3 \times 10^{10} \text{ cm/sn}$). Elektromanyetik radyasyonlar, sinüzoidal yayılım yaparlar (Khan, 1992; Johns and Cunningham, 1992; Özalpan, 1980).

Foton adı verilen enerji paketlerinden oluşan bu radyasyonlar X ve gamma ışınları, radar, radyo dalgaları, ultraviyole ışınları elektromanyetik radyasyonlardan oluşur. Dalga boyları ve frekansları değişik ancak hızları ışık hızına eşittir. Her bir fotonun taşıdığı enerji $E = h\nu$ dir. Burada E =Enerji (eV), h =sabit, Planck sabiti ($6.627 \times 10^{-34} \text{ joule/saniye}$), ν =Frekans olarak belirtilmektedir.

Bütün elektromanyetik dalgalar aynı hıza sahip olmakla beraber frekansları ile ters orantılı olan enerji seviyelerine göre bir spektruma sahiptirler. J. C. Maxwell tarafından tanımlanan ve elektromanyetik spektrum olarak adlandırılan bu dizilimde enerji seviyesi en düşükten en yükseğe doğru yada dalga boyu en yüksekten en düşüğe, Elektrik dalgaları> Radyo dalgaları> Mikrodalgalar> Kızıl ötesi (infrared)> Görülebilir ışık> Morötesi (ultra viyole)> X -ışınları> γ -ışınları yer almaktadır. Spektrum içinde γ -ışınları, atomun çekirdeğinden kaynaklanan radyasyona örnek teşkil ederken, elektromanyetik spektrumun X ışını ile kızıl ötesi ışık bölümleri arasında kalan ışınlar, atomun yörüngelerinden kaynaklanan radyasyonlara örnektir. X ve γ -ışınları, iyonlaştırıcı radyasyon oluştururken, spektrumdaki diğer dalgalar iyonlaşmadan yoksun zayıf enerjili radyasyon etkisi yaratırlar (Derici, 2005).

2.3.2. X -Işınları

X -ışınları Alman Fizikçi Wilhelm Röntgen tarafından 1895 yılında bulunmuştur. Yapısını bilmediğinden Röntgen bulduğu bu ışınları X adını verdi. Coolidge (1913) tarafından geliştirilmiş ‘Sıcak Katodlu Röntgen Tüpleri’ kullanılarak X -ışınlarını elde etmişlerdir. X -ışınları ışık ışınlarıyla aynı özelliktedir, fakat frekansları daha büyük olan

elektromagnetik ışımalardır. Dalga boyları mor ötesi ışınlarından daha küçük olup 0.03 ile 20 *angström* arasında değişir.

2.4. Partikül (Tanecik Şeklinde) Radyasyon

Henry Becquerel'in 1896 yılında radyoaktiviteyi keşfetmesinden sonra atomun ve çekirdeğin yapısı hakkında önemli gelişmeler olmuştur. Uranyum tuzları ile yapılan çalışmalar sonucu tesadüfen radyoaktiflik bulunmuştur. Enerji fazlalığı olan kararsız atom çekirdeklerinin alfa, beta ya da gama ışını çıkararak ya da iç yörüngelerden bir elektron yakalayarak bozunması olayına radyoaktif bozunma denir. Bu dönüşmeler sonucu çekirdekten:

1- Alfa (α) ışınları

2- Beta (β) ışınları

3- Gama (γ) ışınları

olmak üzere üç farklı ışın çıktığı gözlenmiştir. Parçacık radyasyonları v hızı ve m kütlelerine sahip olduklarından dolayı bir kinetik enerjiye sahiptirler. Yüklü oldukları için de elektrik ve manyetik alanlardan etkilenirler (Arya, 1968).

2.4.1. Alfa (α) Parçacıkları

Rutherford tarafından 1903 yılında tespit edilen alfalar; uranyum, radyum, toryum gibi atomik numaraları yüksek olan elementlerin parçalanmaları esnasında daha kararlı hale geçmek için çekirdek tarafından dışarı atılan parçacıklardır. 2 proton ve 2 nötrondan oluşan helyum atomunun çekirdeğidir. Bir A_ZX_N çekirdeğinin alfa ışıması yaparak bozunmasını aşağıdaki gibi gösterebiliriz:



Çekirdek kuvvetleri ile birbirine bağlı olan alfa parçacıkları yapılarındaki proton nedeniyle pozitif yüklü parçacıklardır. Elektriksel ortamda negatif (-) kutba doğru saparlar. +2e yüke sahip olduğu için kuvvetli bir Coulomb alanı vardır. Bu nedenle iyonizasyonları fazla olduğu için enerjisini çabuk kaybederler. Derinin yüzey tabakasını geçebilme özelliğine sahip olmalarına rağmen bir kâğıt parçasıyla tamamen durdurulabilir. Alfa parçacıkları tanı ve tedavi amaçlı kullanılamaz.

2.4.2. Beta (β^-) Parçacıkları

Yüksek hızlara sahip beta parçacıkları kararlı olmayan atom çekirdekleri tarafından üretilen elektronlardır. Beta ışınlarının spektrumu sürekliidir. Yapı ve özellik

olarak elektronlara benzeyen, ancak atom çekirdeğinde oluşan parçacıklardır. Çekirdekte elektron normal koşullarda bulunmaz. Ancak radyoaktif bir çekirdeğin kararlı hale geçmesi esnasında çekirdek içinde bir elektron oluşabilir ve bu elektron çekirdekten bir β parçacığı olarak dışarı atılır. Bir A_ZX_N çekirdeğinin beta ışıması yaparak bozunmasını aşağıdaki gibi gösterebiliriz:



β^- ışınları (elektronlar) negatif (-) yüklüdürler; elektriksel ortamda pozitif (+) kutba doğru saparlar. β^- ışınları α ışınlarına göre hem hızlı hem de giricidir. I^{131} , Sr^{90} , Y^{90} , P^{32} , Ru^{106} gibi izotopların betaları; göz lezyonlarında, tiroid kanserinde, kan hastalıklarında (hemofili), kemik metastazlarında ağrı dindirici olarak kullanılırlar.

2.4.3. Gama (γ) Parçacıkları

Gama parçacıkları kısa dalga boylu elektromanyetik bir radyasyondur. Gama ışığının kaynağı atomun çekirdeğidir. Alfa ve beta ışıması yapan çekirdek uyarılmış hale geçer ve bu uyarılmış halden normal hale geçen çekirdek enerji fazlasını gama ışını halinde yayar. Herhangi bir çekirdek, enerjisi E_i olan uyarılmış bir halden, enerjisi E_s olan son hale genellikle gama ışını yayarak veya “iç dönüşüm” olayı ile geçer. Çıkan gamanın enerjisi, h Plank sabiti ve ν frekans olmak üzere:

$$h\nu = E_i - E_s \quad \text{dir.} \quad (2.4)$$

Gama ışınları yüksüzdür; elektriksel ortamlarda doğrultularından sapmazlar. Gama ışınlarının doğrudan doğruya iyonlaştırıcı özelliği bulunmamaktadır.

2.4.4. Nötronlar (n)

Nötron, doğal hidrojen dışındaki bütün atomların çekirdeklerinde yer alan temel parçacıktır. Atom çekirdeğinin yapısında bulunan yüksüz parçacıklardır. Kütleleri protonların kütleleri kadardır. Chadwick tarafından 1932 yılında berilyum elementinin alfa parçacıkları ile bombardımanı sonucunda bulunmuştur. Yüksüz oldukları için giricilikleri oldukça fazladır. Nötron kararsız bir çekirdektir. Nükleer reaktörlerde yapay radyoaktif elementleri elde etmekte nötronlar kullanılmıştır. Radyobiyojik araştırmada 1965 yılından bu yana yapılan anoksik bölgeye sahip tümörlerin (tükrük bezi, squamoz

hücreli baş boyun, prostat ve küçük hücre dışı akciğer kanserlerinde) yüksek enerjili nötronlar ile yapılan tedavinin başarılı olduğu ancak günümüzde yaygın olarak kullanılmadığı görülmektedir.

2.5. Protonlar (p)

Protonlar atom çekirdeğinin yapısında bulunan (+) yüklü parçacıklardır ve kütlesi elektronların kütlesinin yaklaşık 2000 katı kadardır. İyonlaşma ve uyarılma şeklinde madde ile etkileşime girerler ve bu şekilde enerjilerini kaybederler. Hidrojen atomunun çekirdeğidir. Baş boyun kanserlerinde, paraspinal ve prostat tümörleri gibi yüzeysel yerleşimli tümörlerde kullanılırlar. Radyoterapinin geleceğinde proton tedavisinin çok önemli bir yer alacağı beklenilmektedir.

2.6. Elektronlar (e)

Elektronlar negatif yüklü parçacıklardır. Betatron ve Van de Graaff jeneratörleri ile elektronlar üretilmeye başlanmış olup daha sonraki yıllarda lineer hızlandırıcı cihazlarda kullanılarak üretilmeye başlanmıştır. Penetrasyon yetenekleri fotonlara göre çok az, buna karşılık iyonizasyon yetenekleri fotonlardan daha fazladır. Fotonlara benzer biyolojik etkilere sahiptir. Cilt ve dudak kanseri tedavisinde, göğüs duvarı ışınlamasında, baş ve boyun tümörlerinde medulla korumasında, tüm vücut ışınlamalarında kullanılır (Khan, 1992; Özalkan, 1980; Derici, 2005).

2.7. Elektromanyetik Radyasyonların Madde Tarafından Soğrulması

Gama ve X ışını gibi bütün elektromanyetik radyasyonlar birçok olayda parçacıklara benzer davranış gösterdiği için, çok küçük enerji paketleri anlamına gelmek üzere bu radyasyonların birim elemanına foton adı verilmiştir. Radyasyonun belli bir frekansı için bütün paketlerde taşınan enerji aynıdır ve

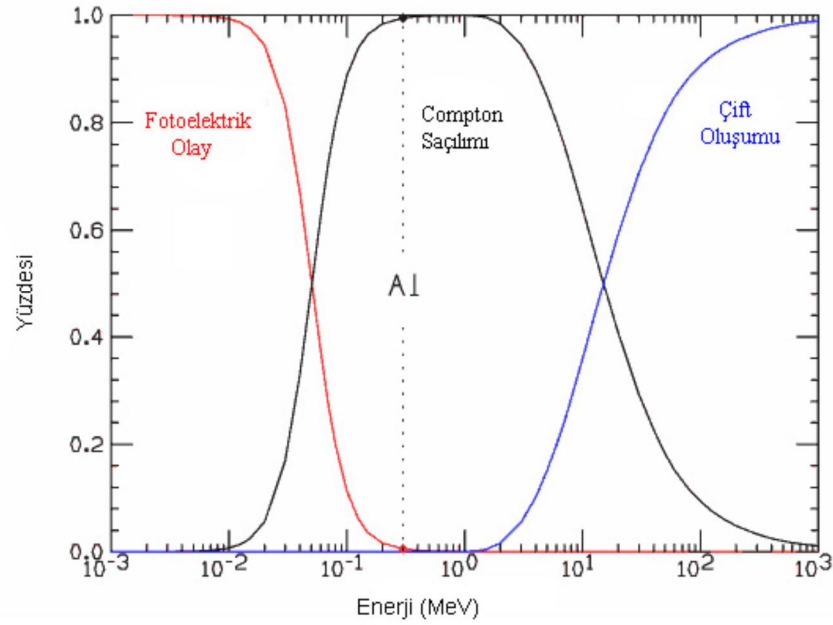
$$E = h\nu \quad (2.5)$$

Denklem 2.5'deki gibi ifade edilir.

Fotonlar, içinden geçtikleri ortamın (maddenin) atomları ile rasgele yaptıkları karşılıklı etkileşimler sonucunda ortama enerji bırakarak absorblanabileceği gibi saçılma da uğrayabilirler. Elektromanyetik radyasyonun madde ile etkileşiminde rol oynayan en önemli üç olay

♦ Fotoelektrik Olay

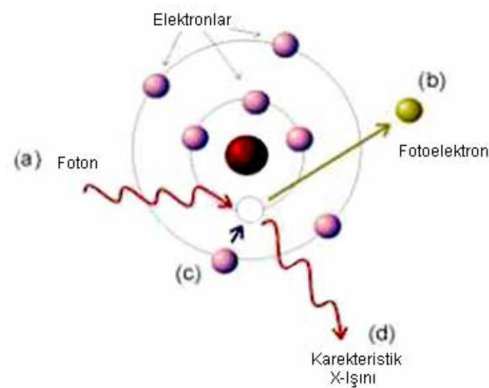
- ◆ Compton Saçılımı
 - ◆ Çift oluşumu
- olaylarıdır.



Şekil 2.8 Elektromanyetik radyasyonun alüminyum ile etkileşimi.

2.7.1. Fotoelektrik Olay

Enerjisi düşük bir foton genellikle içinden geçtiği ortamdaki atomların K veya L yörüngesindeki bir elektrona tüm enerjisini vererek onu pozitif yüklü çekirdeğin bağlayıcı kuvvetinden koparır. Koparılacak dışarıya fırlatılan bu elektrona fotoelektron denir. Oluşan elektron boşluğu dış yörüngedeki başka bir elektron tarafından doldurulur ve bu olay gerçekleşirken X ışını yayımlanır. $0,5 \text{ MeV}$ 'den daha küçük enerjili fotonların ağır elementler tarafından soğurulmasında bu olay oldukça önemlidir.



Şekil 2.9 Fotoelektrik olay.

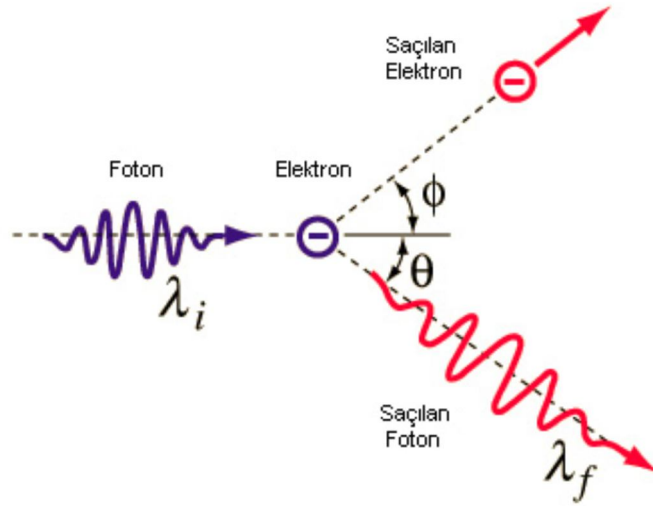
Fotonun enerjisinin bir kısmı elektronu bağılı olduğu atomdan ayırabilmek için harcanır, geri kalan kısmı ise ayrılan bu elektrona kinetik enerji olarak aktarılır (Denklem 2.6).

$$h\nu = E_{\text{Bağlanma}} + E_{\text{Kinetik}} \quad (2.6)$$

2.7.2. Compton Saçılması

Atoma gevşek olarak bağlanmış bir şekilde bulunan dış yörünge elektronu, enerjisi kendisine kıyasla çok daha büyük olan bir fotonla çarpışması sonucunda meydana gelen olaya Compton Saçılması denir (Şekil 2.10). Elektron kütleli bir parçacık olduğu için fotonun bütün enerjisini absorblaması momentumun korunumu gereği mümkün değildir. Dolayısıyla foton, enerjisinin bir kısmını elektrona aktarır saçılma uğrayarak yoluna devam eder. Foton ile elektron arasında oluşan açı gelen fotonun dalga boyu ile saçılan fotonun dalga boyu arasındaki fark

$$\Delta\lambda = \lambda' - \lambda = \frac{h}{m_0c} (1 - \cos\theta) \quad (2.7)$$



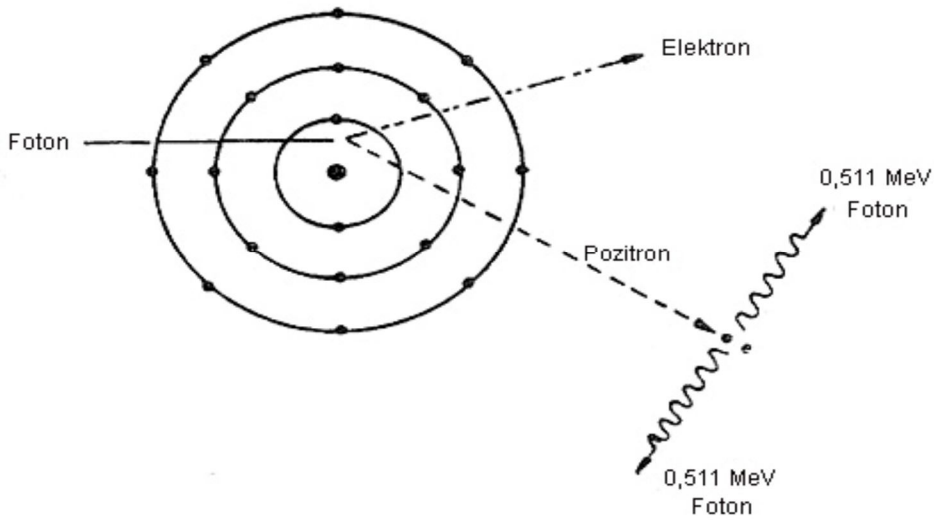
Şekil 2.10 Compton saçılması.

Denklem 2.7 bağıntısı ile ifade edilir. Buradaki h/mc Compton dalga boyu olarak adlandırılır.

2.7.3. Çift Oluşumu

Eğer, fotonun enerjisi yeteri kadar büyük ise ve bu foton atom çekirdeğinin çok yakınından geçerse, kütlesi olmayan fotonun enerjisinden çekirdek yakınında aynı anda biri negatif yüklü elektron diğeri pozitif yüklü pozitron olmak üzere iki parçacık yaratılır. Böylece elektromanyetik bir dalgadan madde oluşur.

$$h\nu = m_{e+} + m_{e-} + \tau_{e+} + \tau_{e-} \quad (2.8)$$



Şekil 2.11 Çift oluşumu.

Teorik olarak böyle bir çift oluşumunun meydana gelebilmesi için, (Denklem 2.8) göre fotonun enerjisinin en az $2 \times 0.511 = 1,022 \text{ MeV}$ olması gerekir. Foton enerjisinin daha büyük olduğu durumlarda ise bu enerjinin artakalan kısmı elektron ve pozitrona kinetik enerji olarak aktarılır. Oluşan elektron, atomla serbest elektronlar gibi etkileşirken, pozitron ise bir yörünge elektronu ile birleşir ve zıt yönlü iki foton salarak yok olur. Bu foton ise fotoelektrik yolla soğurulur.

2.8. Radyasyon Birimleri

Radyasyon; dalga, parçacık veya foton olarak adlandırılan enerji paketleriyle yayılan bir enerjidir. Radyasyon, doğada ve yaşantımızda daima var olan bir olgudur. Tıpta, endüstride kullanılan X-ışınları, güneş ışınları, yer kabuğundaki radyoaktif elementlerin yayınladıkları ışıma-radyasyonlar, uzayın boşluklarından gelen kozmik ışıma-radyasyonlar günlük hayatımızda alışık olduğumuz radyasyon çeşitleridir.

Radyasyonun varlığının anlaşılması duyu organlarıyla mümkün değildir. Radyasyon ölçümleri hassas cihazlarla yapılır.

Bazı maddelerin kararsız olan atom çekirdeklerinin sonucunda radyoaktivite meydana gelir. Bu tür özelliğe sahip olan maddelere “radyoizotop” madde denir. Bunları içeren maddelere de “radyoaktif madde” denir.

2.8.1. Aktivite Birimleri

Aktivite; radyoaktif maddenin belirli bir zaman aralığındaki bozunma miktarına denir.

Aktivite birimi, Becquerel (Bq) 'dir.

Becquerel (Bq) = Bir saniyedeki bozunma sayısı olarak tanımlanır.

Aktivite birimi olarak eskiden Curie kullanılırdı. İsmini ünlü fizikçi Marie CURIE'nin soyadından almaktadır. Madam Curie uranyum tuzlarının yaydığı, sonraları radyoaktivite olarak adlandırılacak, ışın üzerine detaylı araştırmalar yapmıştır. Radyoaktivite çalışmalarından dolayı, radyoaktivite birimine "Curie" denilmektedir.

$1 Ci = 3,7 \times 10^{10} Bq$ veya $1 Bq = 2,703 \times 10^{-11} Ci$ dir.

2.8.2. Işınlama Birimi

Işınlama birimi röntgen (R)'dir.

SI birim sisteminde: *Coulomb/kg* (C/kg)'dır.

Röntgen: Normal hava şartlarında havanın $1 kg$ 'ında $2,58 \times 10^{-4} C$ 'lik elektrik yükü değerinde pozitif ve negatif iyonlar oluşturan X ve gama ışını miktarı olarak tanımlanır.

$1 R = 2,58 \times 10^{-4} C/kg$ $1 C/kg = 3,88 \times 10^3 R$

2.8.3. Soğurulma Doz Birimi

Birim kütle başına depolanan enerjinin ölçüsüdür. Her tür radyasyona uygulanabilir.

Eski birim: *Rad* = 0.01 Birimi; *Gray* (Gy) = 1 *Joule/kg*

SI birim sisteminde: *Gray* (Gy)

Rad: Işınlanan maddenin $1 kg$ 'ına $10^{-4} joule$ 'lik enerji veren radyasyon miktarıdır.

Gray: Işınlanan maddenin $1 kg$ 'ına 1 *joule*'lik enerji veren radyasyon miktarıdır.

$1 Rad = 0.01 Gy$

$1 Gy = 100 Rad$

Radyasyon ölçüsü olarak kullanılan Gray (Gy), $1 kg$ 'lık yumuşak doku başına 1 *Joule* soğurulmuş enerjiye eşdeğer olarak alınmıştır ancak radyasyon dozunun hedef dokuda açabildiği biyolojik hasar, yalnızca soğurulan enerji miktarına değil; radyasyon türüne, organizmanın cinsine, dokunun niteliğine ve organ hacmine bağlıdır. Biyolojik

etki olarak soğurulan enerji miktarının, boyutsuz bir biyolojik etkinlik faktörüyle çarpılmasıyla elde edilen "eşdeğer doz" kullanılır.

Eşdeğer dozun birimi Sivert (Sv)'tir.

Radyoterapide kullanılan tedavi dozları, 50-60 Gy civarındadır.

Klasik radyolojik tetkiklerde alınan doz, 0.001 Gy'den küçüktür.

Yıllık doğal radyasyondan kaynaklanan doz düzeyi (Toprak, kozmik, gıdalar, Radon), yaklaşık 0.0024 Gy'dir.

2.8.4. Doz Eşdeğer Birimi

Vücutta toplanan enerjiye doz eşdeğer birimi şeklinde ifade edilir.

Eski doz eşdeğer birimi: *Rem*, 0.01 Sv

1 Sv yüksek bir doz değeridir.

SI birimi: Sievert (Sv), 1 Joule/kg

Radyasyon korunmasında kullanılan bir birimdir.

Radyasyonlardan soğurulan enerjiler eşit olsa bile biyolojik etkileri farklı farklı olabilir.

Rem = Soğurulan doz $\times$ faktörler

Sievert: 1 Gray'lık X veya gama ışınıyla aynı biyolojik etkiyi meydana getiren radyasyon miktarıdır.

$Rem = 10^{-2} Sv$ $1 Sv = 100 Rem = 1 J/kg$

X ışınları, gamma ışınları ve beta ışınları için $1 Gy = 1 Sv$ 'dir.

Etkin Doz: Doku veya organların aldığı dozun tüm vücut için riskini ifade eder.

Birimi: *Sievert*'tir.

Dünya genelinde doğal radyasyon kaynakları nedeniyle alınan yıllık etkin doz, 2.4 mSv'dir.

Tıp alanında çalışan radyasyon görevlilerinin aldıkları dozun yıllık ortalaması 1-5 mSv civarındadır.

Doz, belli bir zaman içerisinde kullanılan veya tüketilen herhangi bir maddenin miktarını tanımlamaktadır. Radyasyon dozu ise belli bir sürede, hedef kütle tarafından soğurulan veya alınan radyasyon miktarıdır.

2.9.Radyoterapi

2.9.1. Radyoterapinin Tarihsel Gelişimi

Radyoterapi (ışın tedavisi), 1895 yılında Roentgen tarafından X ışınları bulunması ve 3 yıl sonra (1898) Pierre ve Marie Curie'lerin uranyum cevherinden

radıyumu elde etmeleriyle radyoterapinin ilk temelleri böylelikle atılmıştır. Radyoterapi ile tedavi olan ilk hasta: 1899'da yayınlanmıştır. 1922 yılında; Uluslararası Onkoloji Kongresi'nde Coutard ve Hautant; ilerlemiş larynx kanserlerinin radyoterapi ile tedavi edilebildiğini delillerle göstermişler ve klinik olarak radyoterapi kullanılmaya başlanmıştır.

2.9.2 Radyoterapi nedir?

Radyoterapi, ışın veya şua tedavisi olarak adlandırılan yüksek enerjili parçacıkların hücre üzerinde yarattığı etkiden yararlanmayı esas alan bir tedavi biçimi olarak tanımlanabilir. Tümör hücrelerinin iyonlaştırıcı radyasyonla yok edilmesi radyoterapinin temelini oluşturur. Kanser olgularında ameliyat ve kemoterapi gibi bir tedavi yöntemidir ve tek başına yapılabileceği gibi, ameliyat öncesi, sonrası ya da kemoterapi beraberliğinde de uygulanabilir.

Yaklaşık 100 yıl önce radyoaktif ışınların keşfinden günümüze radyasyon tıpta teşhis (radyoloji) ve tedavi (radyoterapi) amacıyla giderek yaygınlaşarak kullanılmaktadır. Radyoterapide daha güçlü ışınlar kullanılmasına rağmen hasta tedavi sırasında bir ağrı, sızı, hissetmez. Radyasyon tedavisi, gereği gibi kullanıldığında riski çok az, yararları ise çok daha fazla olan bir tedavi modelidir.

Radyoterapinin genel amacı; tanımlanmış tümör hacmine, tümörü çevreleyen sağlıklı dokuya en az zarar verecek şekilde, yüksek doğrulukla ölçülmüş radyasyon dozunu vermek ve bu sayede tümör içindeki hastalıklı hücrelerin çoğalmalarını devamlı olarak durdurmak, tümörün yok olmasını sağlamak, hayat kalitesini artırmak ve kanserli hasta sağ kalımını uzatmaktır. Kısaca; çok fazla yan etkiye yol açmadan kanseri bölgesel olarak yok etmektir. Radyasyon ya doğrudan DNA zincirlerini kırarak hücreyi hasara uğratar, ya da içinden geçtiği ortamdaki suyu iyonlaştırarak bir tür hücre zehri etkisi gösteren hidroksil molekülleri ve peroksitler oluşturarak dolaylı hasar oluşturur. Tümör hücreleri normal hücrelerden daha hızlı bölünürler. Bu hızdan dolayı dirençleri düşer ve radyasyondan daha fazla etkilenirler. Tümör hücreleri hızlı bölünüp çoğaldıkları için kendilerinde meydana gelen hasarı tamir etmeye yönelmezler. Tedavi alanı içindeki normal hücreler de bu ışınlardan kötü etkilenseler de, onların kendilerini onarma yetenekleri vardır. Dolayısıyla radyasyona bağlı normal doku hasarı çoğu kez geçicidir. Muhtemel yan etkilerden olabildiğince kaçınmak amacıyla radyoterapide verilmesi planlanan toplam doz, seanslara bölünerek verilir. Genellikle haftanın beş

günü, günde bir seans şeklinde uygulanır ve hafta sonu hastanın dinlenmesi öngörülür. Böylece normal hücrelerin iyileşmesine de fırsat tanınmış olur.

Radyoterapinin tedavi etme (küratif), diğer tedavilerin etkinliğini güçlendirme (adjuvan), hastalığa bağlı ağrı, kanama gibi sıkıntıların giderilmesi amaçlı (palyatif) ve koruyucu (profilaktik) amaçlı uygulamaları vardır.

Radyoterapide kullanılan radyasyonlar yapılarına göre ikiye ayrılır:

1. Elektromanyetik radyasyonlar (X ışınları, γ ışınları)
2. Parçacık şeklindeki radyasyonlar (elektronlar, protonlar ve nötronlar)

2.9.3. Radyoterapi Teknikleri

Radyoterapide genel hedef kanser hücresi ve bulunduğu dokudur. Kanserli dokuyu tedavi ederken, çevresindeki dokulara en az zararı verme ilkesinden hareketle radyoterapi teknikleri geliştirilmektedir. Günümüzde uygulanan üç ana yöntem mevcuttur:

I. Harici (Eksternal) Radyoterapi [Teleterapi] (Uzaktan Tedavi)

*Foton Şeklinde Radyasyon Üreten Cihazlar

**X Işını [a) Yüzeysel b) Medium c) Derin]

**Gama Işını [a) Co 60 b) Cs 137]

*Tanecik Şeklinde Radyasyon Üreten Cihazlar

**Elektron Hızlandırıcılar [a) Betatronlar b) Lineer Hızlandırıcılar c) Mikrotronlar]

**Proton ve Nötron Hızlandırıcı [a) Praton b) Nötron c) Siklotron]

II. Dahili (İnternal) Radyoterapi [Brakiterapi] (Yakından Yapılan Tedavi)

* İntrakaviter Tedavi (Vücut Çukurlarına Konarak)

* İnterstisyel Tedavi (Doku Arası Tedavi)

* Süperfisyel Tedavi (Yüzeysel Tedavi)

III. Sistemik Selektif Radyoterapi (İç tedavi)

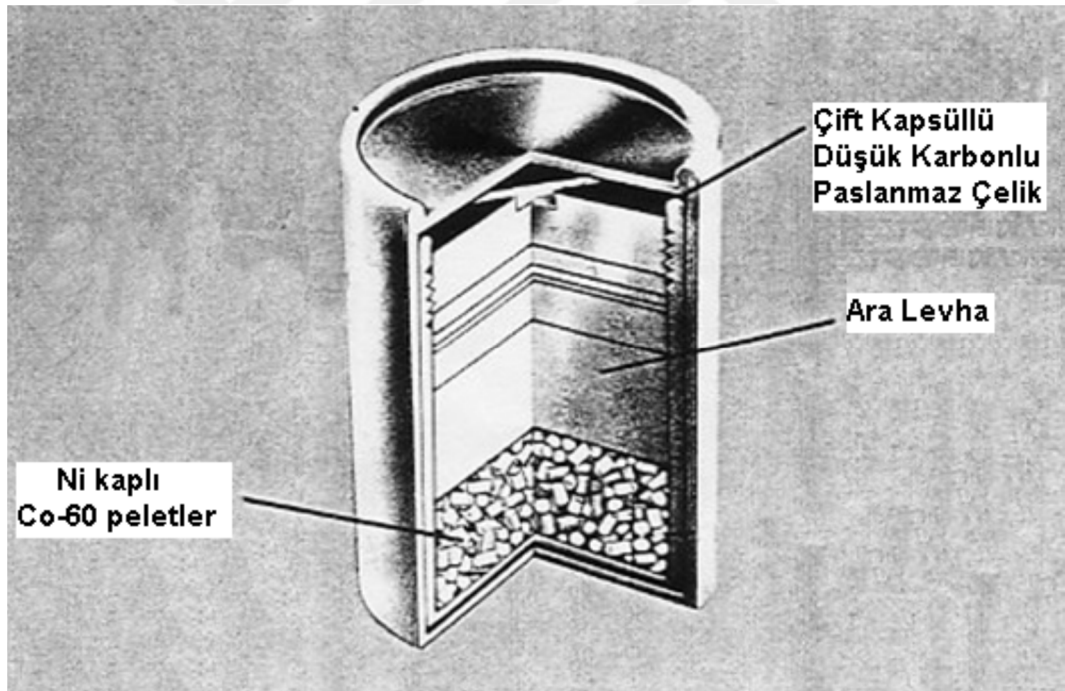
2.9.3.1. Harici (Eksternal)Radyoterapi

Tedavide kullanılan ışını hastaya gönderen ana bölüm ile hasta arasında 80 cm – 100 cm gibi uzaklığın bulunduğu radyoterapi tekniklerinden biridir. Radyoterapide en sık kullanılan yöntemdir. Bu tedavide X-ışınları, Co–60 gama ışınları ve parçacık şeklindeki radyasyonlar (genellikle elektronlar) kullanılır.

Harici radyoterapide, Co–60 cihazları, doğrusal hızlandırıcılar ve ortovoltaj yüzeysel röntgen aygıtlar kullanılır.

2.9.3.1.1. Co-60 Cihazları

Co-60 cihazları radyasyon kaynağı olarak Co-60 kullanan makinelerdir. Co-60 doğada doğal halde bulunan radyoaktif olmayan Co-59 çekirdeğinin nötronla bombardıman edilmesi sonucu elde edilir. Nötron kaynağı olarak ise her fisyon başına ortalama 3,8 elektron yayımlayan Cf-252 (Kaliforniyum) kullanılır. Kararlı Co-59 metali ince bir nikel tabakası ile kaplanır ve düşük karbonlu paslanmaz çelik (316L) bir kapsülün içine konularak (darbeli tungsten asal gaz kaynağı) yöntemi ile kaynaklanır. Daha sonra nükleer reaktörde nötron akısının yüksek olduğu bir alana konulur. İstenilen aktiviteye bağlı olarak ortalama 1,5–2 sene, maksimum 5 seneye kadar nükleer reaktörün su tankında bekletilir. Bu zaman zarfında çelik kapsülün içindeki Co-59 nötron yakalaması yoluyla Co-60'a dönüşür. Zaten çelik bir kapsülle kaplanmış olarak reaktöre konulan bu kaynak, reaktörden çıkarıldıktan sonra ikinci bir çelik kapsül içine daha konularak yeniden kaynak yapılır (Şekil 2.12). Bu tip kaynaklara “çift kapsüllü” kaynaklar denir.

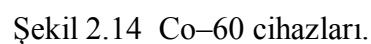
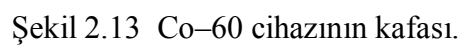


Şekil 2.12 Co-60 teleterapi kaynağı.

Çift kapsüllü Co-60 kaynaklar, çok zorlu sızıntı, basınç, sıcaklık, darbelere, titreşim, delik, eğilip bükülme testlerine tabi tutulmuş; taşınım ve kullanım sırasında güvenliği garantiye alacak şekilde dizayn edilmişlerdir.

1,333 MeV'e varan güçlü gama ışınları ile yüksek tahrip gücü, derin yerlere iyi bir şekilde girebilmesi, küçük boyutları (2 cm çapında bir silindir), kemiklerde gölge

Günümüzde, özellikle ışınlama yapılan saha kenarlarında daha keskin bir odaklamaya sahip olması ve radyoaktif bir madde içermemesi nedeniyle X ışını ile tedavi yapan lineer hızlandırıcıların sayısı giderek artmaktadır. Derinliği 10 *cm*'e kadar olan tümör dokularında Co-60'ı performanslı olarak kullanabilmekteyiz. Fakat daha derinde bulunan tümörler için daha iyi odaklama yapabilen ve daha performanslı olan lineer hızlandırıcıların kullanılması tavsiye edilmektedir. Lineer hızlandırıcıların başka bir avantajı ise ihtiyaca göre değişik birkaç enerji seviyesinde ışıma yapabilmeleridir.

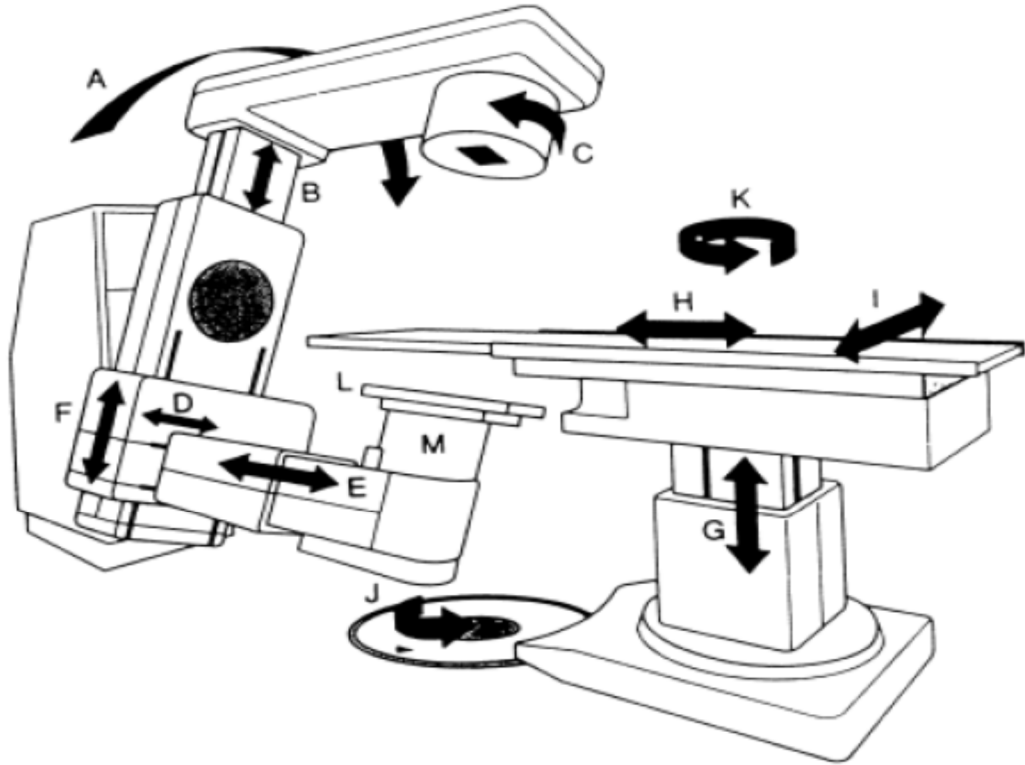


2.9.3.1.2. Doğrusal (Lineer) Hızlandırıcılar

Işını elektrik enerjisi kullanarak kendisi üreten, düzenleyen ve hastaya gönderen makinelerdir. Kontrol devreleri ile ışının enerjisi değiştirilebilmekte, üretilen elektronlar hızlandırıldıktan sonra ya doğrudan hastaya yönlendirilip elektron ışınlamalarında ya da bir hedefe çarptırılıp foton enerjisine dönüştürülerek derin yerleşimli tümörlerin ışınlanmasında kullanılmaktadır. Cilde aşırı bir doz vermeden vücut içindeki tümörlerin tedavi edilmesini sağlarlar. Maksimum dozları cildin altında makinenin enerjisiyle belirlenen bir derinlikte üretirler.



Şekil 2.15 Lineer Hızlandırıcılar.

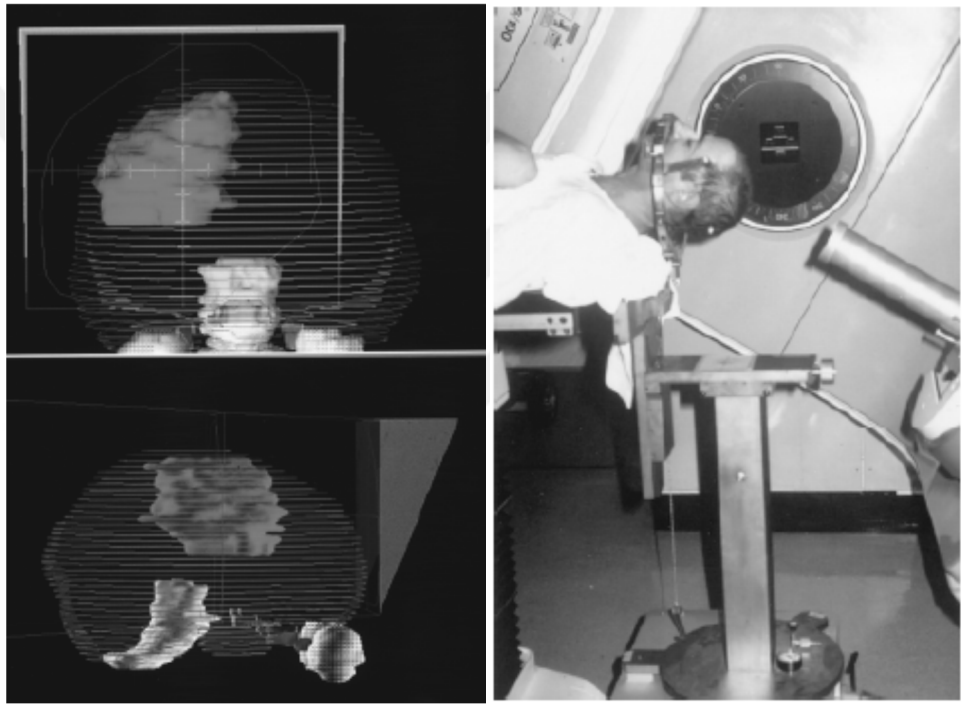


Şekil 2.16 Bir lineer hızlandırıcının mekanik tasarımı.

Son kuşak doğrusal hızlandırıcılar ile IMRT (Intensity Modulated Radiation Therapy - Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi) ve SRS (Stereotactic Radio Surgery – Stereotaktik Radyocerrahi) yapılabilmektedir.

IMRT, foton ışın profillerinin ayarlanmış akışı ile sonuçlanan karmaşık tedavi planlamasını ve dinamik radyasyon verilerek düzensiz biçimli yapıların ışınlanmasını en uygun biçimde gerçekleştiren bir yöntemdir.

SRS, kafatası içindeki hedefler üzerinde küçük radyasyon demetlerini stereotaktik olarak odaklayan yöntemdir. Stereotaktik kelimesi yunanca “üç boyutlu dokunma” anlamına gelir. Bu yöntem için tümü bir odaksal nokta üzerine yönlendirilmiş çok sayıda sabit Co-60 kaynakları içeren Gamma-Knife geliştirilmiştir.



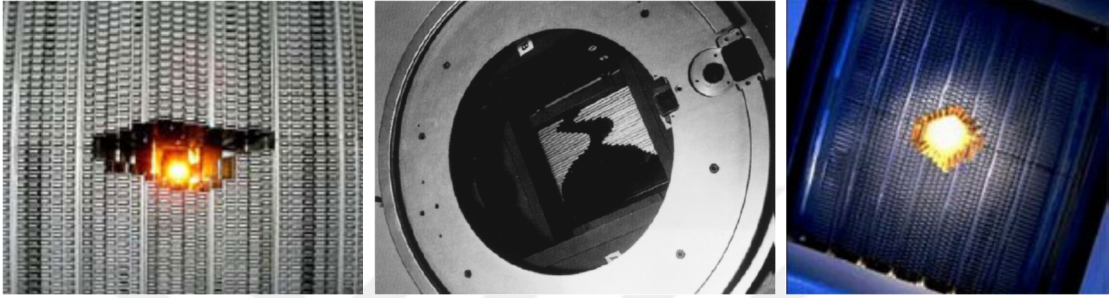
Şekil 2.17 (sağda) 3 boyutlu planlama. (solda) Stereotaktik cerrahi uygulaması.

Doğrusal hızlandırıcılar, Co-60 ünitelerinden daha yüksek enerjili fotonlar üretebilirler. Bununla beraber doğrusal hızlandırıcılarda sabit elektriksel güce, bakıma ve özel olarak eğitilmiş servis personeline gereksinim vardır.

Co-60 ünitelerinde foton demeti üretiminde yüksek aktiviteli kaynaklar kullanıldığından, doz şiddeti radyoaktif bozunum sebebiyle zamanla azalır. Aktivitedeki bu azalma yılda yaklaşık %1'dir. 5,27 yıl sonra (Co-60 radyoaktif izotopunun yarılanma süresidir) tedavi için gerekli süre ilk tedaviler için gerekli sürenin yaklaşık olarak iki katı daha uzundur. Tedavi süresini uzun tutmak hastaların büyük bir

bölümünde sıkıntı yaratır, çünkü hastanın tedavi süresince hareket etme ihtimalini artırır. Bu yüzden en az 5 yılda bir kaynak değiştirilmelidir.

Co-60 üniteleri, doğrusal hızlandırıcılardan daha az bakıma ihtiyaç duyarlar. Günümüz modern teknoloji ürünü lineer hızlandırıcılarda foton ve elektron enerjileri ayarlanabilmekte, otomatik olarak ışının dozu ve kalitesi kontrol edilebilmektedir. Ek donanım olarak kullanılan “multileaf collimator” cihazı (çok yapraklı ışın yönlendirici) ile ışın hastaya, tümörün ve alanın durumuna göre şekillendirilerek gönderilmektedir.



Şekil 2.18 Multileaf collimator cihazı.

2.9.3.1.3. Orto-Voltaj Yüzeysel Röntgen Cihazları

Enerjisi 300 kV olan X ışınları üreten cihazlardır. Bu tipteki cihazlar enerjisinin maksimum dozunu vücut yüzeyine verirler. Bu nedenle deri kanserleri gibi yüzeysel tümörler için kullanılır.

2.9.3.2. Dahili (İnternal) Radyoterapi

Sözcük anlamı olarak yakından yapılan tedaviye brakiterapi denir. Radyoaktif kaynakların veya kaynak taşıyıcı aygıtların vücuda ya da tümöre degecek, doğal vücut boşluklarına yerleştirilecek veya tümörün içinde olacak şekilde kullanıldığı radyoterapi yöntemidir.

Gama ışınları veren kapalı kaynaklar ve beta parçacıkları kullanılır. Bu tedavinin amacı, radyasyon kaynağının hastanın cilt, beden boşluğu veya dokusu içine yerleştirilerek yalnızca o bölgede yüksek doz toplanmasını sağlamaktır.

Doz kaynaktan uzaklaştıkça çok hızlı bir biçimde azalmaktadır. Böylece kaynağa temas halinde olan veya yakınına yerleşik olan tümör maksimum doz alırken, tümör etrafındaki normal doku elemanlarının dozu çok düşük olmaktadır.



Şekil 2.19 Dahili radyoterapi cihazı.

Dahili radyoterapi üç şekilde uygulanır:

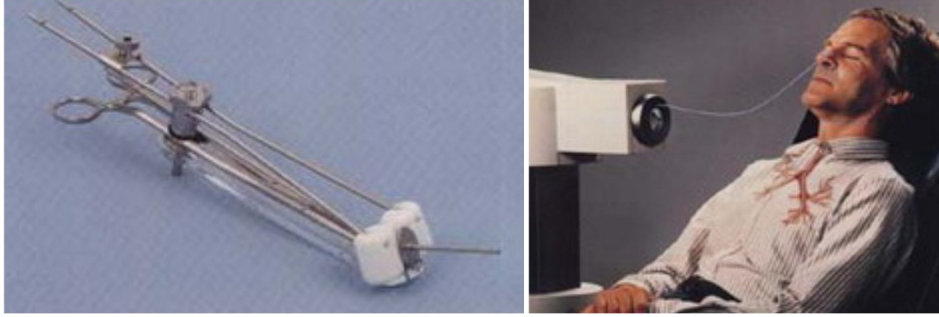
1. İntrakaviter Tedavi
2. İnterstisyel Tedavi
3. Süperfisyel Tedavi

2.9.3.2.1. İntrakaviter Tedavi

Radyoaktif kaynakların özel aplikatörler yardımıyla, doğal bir vücut boşluğuna, ısılanacak doku ile temas edecek şekilde yerleştirilmesiyle gerçekleştirilir. Genellikle uzun yarı ömürlü radyoizotoplar tercih edilir. Kaynaklar belli bir doz verilinceye kadar hastada bırakıldıktan sonra çıkarılır. Bu uygulamada sonradan yüklemeli (afterloading) uzaktan kumandalı Co-60, Cs-137 ve Ir-197 kaynaklarıyla çalışan cihazlar kullanılır.

Daha çok jinekolojik kanserlerin, bronş ve yemek borusu kanserlerinin tedavisinde bu yöntem uygulanır. Çoğunlukla önce harici radyoterapi uygulamasının ardından hastalık bölgesinde dozu arttırabilmek için bu uygulamaya geçilir. En sık olarak Cs-137 elementi kullanılır. Kaynağın konulduğu yerde muhafaza edilebilmesi için uygulayıcı bir cihazın içine konulur. Cihaz tüplerle aplikatörlere bağlıdır. Aplikatörler radyoaktif değildirler. Bunlar genellikle ağırlı olmayan bir işlemle, örneğin sadece vajinaya (ovoid) ya da vajina ile birlikte rahim içine (tandem) yerleştirilir. Bazı hastalar için uygulamadan önce bir sakinleştirici enjeksiyonu gerekebilir. Çok nadiren vücudun alt yarısının uyuşturulduğu spinal anesteziye gerek duyulur. Aplikatörler yerleştirildikten sonra doğru pozisyonda olup olmadıklarının kontrolü için röntgen filmi alınır, gerekirse düzeltme yapılır. Tedavi başlamadan önce bu bölgeye yakın kritik organlardan mesane ve rektuma probalar yerleştirilerek, bu organların alacağı dozlar bir monitör yardımıyla görüntülenir. Bu organların belirli bir dozdan fazla almalarına izin verilmez.

Aplikatörler yerleştirildikten sonra personel oda dışına çıkar, radyoaktif kaynaklar dışarıdan otomatik olarak yerleştirilir. Tedavi bitiminde de otomatik olarak geri çekilir. Afterloading veya otomatik yükleme denilen bu yöntemle personelin doz alması önlenmiş olur.

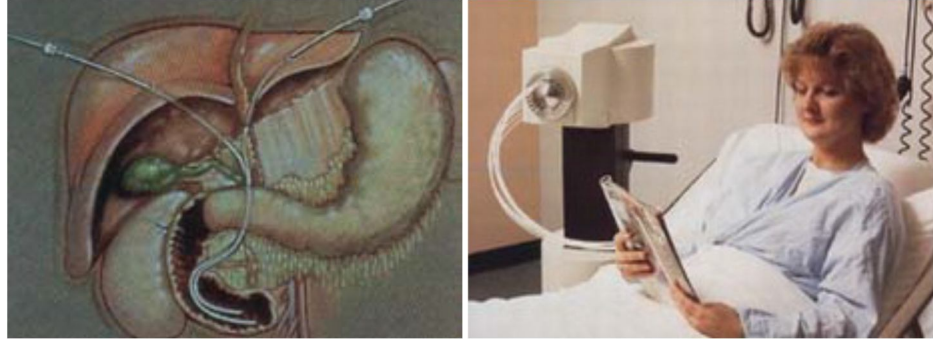


Şekil 2.20 (solda) Uygulamada kullanılan aplikatör. (sağda) Bronş kanseri tedavisi.

2.9.3.2.2. İnterstisyel Tedavi

Radyoaktif kaynakların tümörü sınırlayacak şekilde doku içine yerleştirilmesi esasına dayanır. Burada iğne, tel, şerit ve tanecik şeklindeki radyoizotoplar kullanılır. Genellikle gama ışını veren ve konulduğu yerin 1-2 cm çevresinde en yüksek doz sağlayan maddeler kullanılır. Kısa yarı ömürlü olan maddeler doku içine bırakılır, uzun yarı ömürlü olanlar belli bir doz verildikten sonra çıkarılır. Bu uygulamada Ra-226, Co-60, Cs-137, Ir-192, I-125, Ta-182, Au-198, Cf-252, Pd-103, Sm-145 radyoizotopları kullanılır.

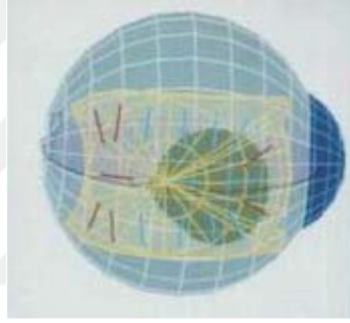
Bu tedavi harici radyoterapinin tamamlayıcısı olabileceği gibi esas tedavi olarak da kullanılabilir. Özellikle daha önce harici radyoterapi uygulanmış hastalarda izlenen yerel nüks durumlarında, çevre normal dokulara asgari hasarla tümörlü dokuya yeterli doz verilebilmesi avantajıyla ayrıcalıklı bir yöntemdir. Bu amaçla en sık kullanılan Ir-192 ve Cs-137 elementleri içeren maddeler, çok ince iğneler, kablolar ya da tüpler şeklindedir ve bu radyoaktif kaynaklar spinal anestezi ya da genel anestezi altında, tümörlü doku çevresine belirli bir sistem dâhilinde yerleştirilir. Doğru pozisyonda olup olmadıkları mutlaka röntgen filmi alınarak kontrol edilir. Bu tel ya da tüpler önceden saat ve dakika bazında hassasiyetle hesaplanan sürede (ortalama 3 - 4 gün) doku içinde kalır. Bu süre içerisinde hasta, ilgili serviste, ayrı bir odada, özel güvenlik önlemleri altında kalır ve süre sonunda radyoaktif kaynakların yine spinal veya genel anestezi ile çıkarılmasının ardından taburcu edilir.



Şekil 2.21 (solda) Safra kesesi kanseri tedavisi. (sağda) Göğüs kanseri tedavisi.

2.9.3.2.3. Süperfişyel Tedavi

Yüzeysel tedavi yöntemidir. Plak ve kalıp şeklindeki aplikatörler cilt kanserlerinin ve göz tümörlerinin tedavisinde kullanılır. Aplikatörler Ra-226, Co-60, Cs-137, P-32 radyoaktif izotoplarından yapılmıştır.



Şekil 2.22 Göz tümörünün tedavisi.

2.9.3.3. Sistemik Selektif Radyoterapi

Bu tedavide radyoaktif maddenin damar içine verilerek hastalıklı organda toplanması ve hastalıklı organın ışınlanması sağlanmaktadır. Beta parçacıkları ve gama ışınları veren açık kaynaklar sıvı ve kolloid şeklinde kullanılır. Bu uygulama için en iyi örnek tiroit kanserlerinde I-131 (yarı ömrü 8,05 gün) ve kemik tümörlerinde Sr-89 (yarı ömrü 50,6 gün) uygulamasıdır. Bunlardan başka Na-24, Au-198, P-32 radyoizotopları da kullanılmaktadır.

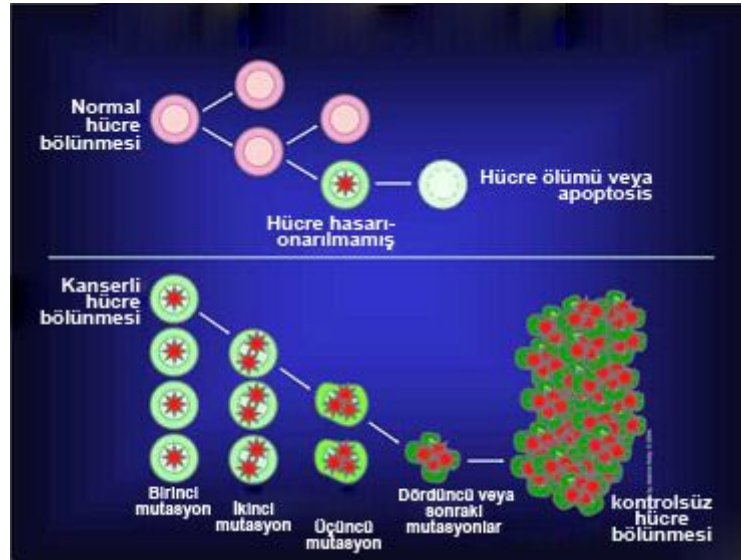
Burada sıvı haldeki radyoizotoplar oral veya intravenöz yolla (damardan girilerek) bütün vücuda ya da lokal olarak kanserli organa uygulanır.

2.10. Kanserin Tanımı, Nedenleri, Çeşitleri ve Tedavisi

2.10.1.Kanserin Tanımı

Kanser, hücrelerde DNA'nın hasarı sonucu hücrelerin kontrolsüz veya anormal bir şekilde büyümesi ve çoğalması olarak tanımlanır. Vücudumuzdaki tüm organ ve dokular belirli bir düzen içerisinde çalışır. Bunları oluşturan hücreler de benzer şekilde belirli bir düzen içinde büyür, bölünür, çoğalır ve ölür. Vücudumuzdaki normal hücrelerin çoğalması sırasındaki kontrol sistemimizin çalışmaması anormal hücrelerin oluşmasına neden olur ve hücreler devamlı çoğalarak anormal hücre toplulukları oluşturur.

Diğer bir tanımla kanser, vücut hücrelerinin kontrolsüz bir şekilde üreyerek komşu dokuları işgal etmesi (invazyon) veya kaynağını aldığı organdan daha uzak bir yere, kan veya lenf yoluyla yayılması (metastaz) ile oluşan bir hastalıktır. Hücreler DNA replikasyonları esnasında meydana gelen bozulmalar nedeniyle yapı değiştirirler. Normal vücut hücre ve dokuları, orijinal büyüklük ve yapılarını korurken, kanser hücreleri saldırgan bir tablo çizerler. Bağışıklık sisteminin etkinliğini bozan durumlar kanseri hazırlayıcı etmenler (predispozan) olarak bilinir. Bağışıklık sistemi tarafından yok edilmemiş olan bu hücreler kontrolsüz biçimde üreyerek bulundukları dokuyu işgal ederler.



Şekil 2.23 Normal hücre bölünmesi ve Kanser hücresi bölünmesi

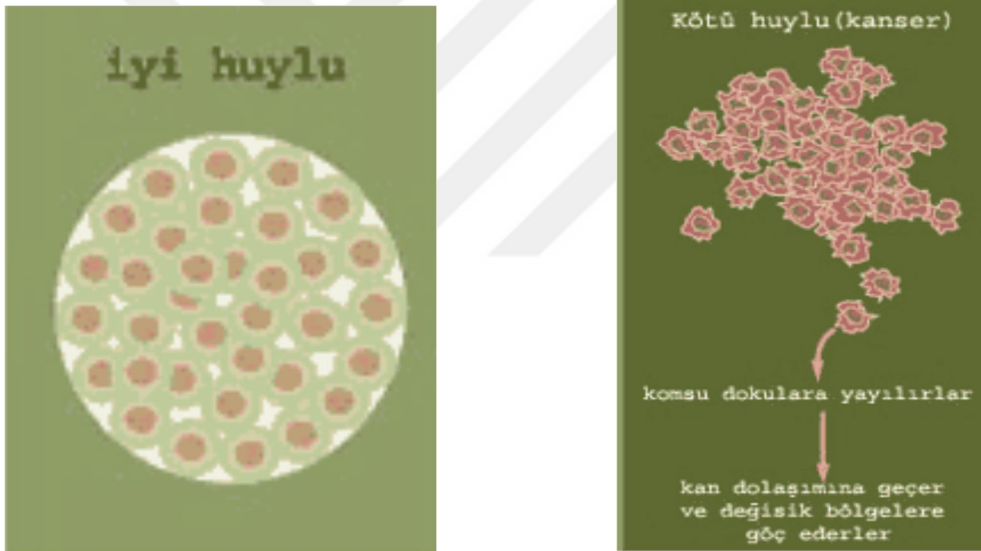
Kanser potansiyeli olan hücrelerin en önemli özelliği "onkogen" içermesi yani bulunduğu dokudan tamamen farklı yeni bir hücre olacak şekilde bozulma potansiyeli olmasıdır. (Vikipedi, 2010).

2.10.2. İyi Huylu ve Kötü Huylu Tümörler

Vücudumuzda kontrolsüz olarak büyüyen kötü huylu tümörlere kanser denir. Kanserler iyi huylu ve kötü huylu olmak üzere iki kısma ayrılır. Kötü huylu tümörler başka dokulara ve organlara yayılma (metastaz) özelliği gösterirler.

İyi huylu (benign) tümörler kanser değildir. Komşu bölgelere yayılmazlar. Sınırları belirgindir. Komşu dokuları eritmezler. Bu hücreler, onkogen yani farklılaşmışlardır (mutasyon) ancak yine de orijinlerini tahmin etmek mümkündür. Tamamen çıkartıldığı zaman genellikle tekrarlamazlar.

Kötü huylu (malign) tümörler ise kanser olarak adlandırılır. Komşu organ ve dokulara yayılırlar, kemik doku ile karşılaştıklarında onu dahi eritirler (rezorbsiyon). Sınırları belirsizdir. Malign tümörü oluşturan hücreler o kadar farklılaşmışlardır ki orijinlerinin ne olduğunu söylemek imkânsızdır. Lenf ve kan yoluyla uzak organlara da yayılırlar (Vikipedi,2011; Demir, 2005).



Şekil 2.24 İyi huylu kanser ve kötü huylu kanser

2.10.3. Kanser Nedenleri

Kanserin gerçek nedeni halen bilinmemektedir. İnsanlar ve deney hayvanları üzerinde yapılan çalışmalar kanserin nedenlerinde çok sayıda etkenin rol aldığını göstermiştir. Kanserın esas nedeni hücre bölünmesi esnasında DNA replikasyonunun (eşlenmesi) hatalı olması sonucu hücrenin farklılaşmasıdır. Hücre farklılaşmasına sebep olduğu sanılan birçok faktör mevcuttur ve bunlara hazırlayıcı faktörler denir. Kanser gelişiminde hormonlar, bağışıklık sistemi, genlerde oluşan kalıtsal değişiklikler, diyet faktörleri, virüsler, bakteriler ve kimyasallar önemlidir. Bu etmenler vücuttaki normal hücre mekanizmasını bozarak normal hücreyi anormal hücreye, anormal hücreyi de

kanser hücresine dönüştürmektedir. Kansere neden olan maddelere kanser yapıcı etkenler adı verilir. Kansere yol açtığı bilinen nedenleri (etkenleri) aşağıdaki şekilde özetlersek;

X-ışınları, gama ışınları, radyoaktif maddelerden yayılan parçacık radyasyonları ve ultraviyole ışınları gibi iyonize edici radyasyonlar kansere zemin hazırlamaktadır. Bu radyasyonların etkisi altında doku hücrelerinde oluşan iyonlar yüksek derecede reaktif olduklarından DNA zincirlerini kopararak mutasyona sebep olmaktadır.

Bazı kimyasal maddelerin mutasyon potansiyeli yüksektir. Mutasyona neden olan kimyasal maddelere kanserojenler denir. Anilin boya türevleri, sigara dumanındaki çok sayıdaki kimyasal, metilmetakrilat, asbest, silika tozları, kömür ve alçı tozu bunlara örnektir.

Aşırı miktarda ve uzun süreli sigara ile hava kirliliği ve alkol kullanılması değişik tipte organ tümörlerinin gelişimine yol açmaktadır.

Kanser, anne babalardan çocuklara geçen bir hastalık değildir, ancak bazı kanser tiplerine bazı ailelerde daha sık rastlanabileceği bilinmektedir. Bu durum genetik faktörlerin de kanser hastalığında bir rolü olduğunu gösterir (Vikipedi, 2011).

Bazı vücut hormonları vücut hücrelerinin büyümesini sağlar. Bu doğaldır ancak, bu hormonların aşırı miktarda salgılanması kansere yol açabilir. Örneğin erken adet gören, çocuk doğurmayan ya da 30 yaşından sonra doğum yapan, menopoza geç giren kadınlarda meme kanseri riski yüksektir.

Kanser araştırmaları fiziksel yaralanmaların veya tekrarlayan genel enfeksiyonların, yaralanmanın veya enfeksiyonun olduğu bölgede kansere yol açmasının mümkün olduğunu göstermiştir (Baysal, Criss, 2004).

2.10.4.Kanser Çeşitleri

Kanserin belirtilerinin ortaya çıkması 5 ila 40 yıl sürebilir. Akciğer, meme ve kalınbağırsaklarda görülen karsinomlar; kemik, kıkırdak ve kas dokusu gibi vücudun destek dokularındaki hücrelerden köken alan sarkomlar; lenf bezeleri ve bağışıklık sistemini oluşturan dokulardan köken alan lenfomalar; kemik iliğinde olgunlaşmamış kan hücrelerinin çoğalması ile ortaya çıkan lösemiler, beyin, rahim, prostat, tiroid kanser çeşitleri olarak sayılabilir (Demir, 2005).

2.10.5.Kanser Tedavisi

Her şeyden önce, tüm hastalıkların tedavilerinde esas rolü vücudun bağışıklık sistemi üstlenmektedir. Bağışıklık sistemini zayıflatan etmenlerin ortadan kaldırılması

tedavinin ilk basamağıdır. Kanser tedavisi onkoloji uzmanı doktorlar tarafından yapılır. Kanser tedavisi kanserin tipine, yerleşimine, evresine, kişinin genel sağlık durumuna ve diğer faktörlere bağlı olarak değişiklikler gösterir. Her hasta için, o hastanın kişisel durumuna ve ihtiyaçlarına göre biçimlendirilmiş farklı tedavi planları hazırlanır. Kanserlerin çoğunda kullanılan tedavi yöntemleri cerrahi operasyon, radyoterapi, kemoterapi ve hormonoterapidir (Vikipedi, 2011).

Cerrahi operasyon, kanserin tipine, evresine ve yerleştiği dokuya göre uygulanan, uygulandığı yerde etkili olan, değişik yöntemleri bulunan bölgesel bir tedavi yöntemidir. Kanserlerin çoğunda, öncelikli olarak cerrahi operasyon düşünülür. Bazı durumlarda kanserli dokuyu cerrahi müdahale ile çıkartmak imkânsız olabilir. Bu durumda radyoterapi veya kemoterapi uygulanır.

Kemoterapi (ilaç tedavisi), kanser hücrelerini öldürücü ilaçların ağızdan veya damardan verilerek tüm vücuda yayılması ve kanser hücrelerinin öldürülmesi esasına dayanan, iyileştirmek veya yaşam kalitesini düzeltmek amacıyla hastaya aralıklı olarak uygulanan kimyasal tedavi şeklidir. Tek başına uygulanabildiği gibi cerrahi sonrası koruyucu önlem olarak da uygulanabilir. Kemoterapi, hızlı büyüyen hücrelere etkilidir.

Radyoterapi (ışın tedavisi) kanser hücrelerinin doğrudan ya da dolaylı olarak iyonlaştırıcı radyasyonla öldürülmesi temeline dayanır. Hastalığı tedavi etmek amacı ile küratif olarak, veya hastalığı tümenden yok etmenin mümkün olmadığı durumlarda hastanın şikayetlerini hafifletmek ve sağ kalımı uzatmak amacı ile palyatif olarak kullanılır. Her iki durumda tedaviye genellikle cerrahi ve kemoterapi yöntemleri de eşlik eder. Radyoterapi cilt, beyin, meme prostat ve rahim kanseri tedavilerinde, lenf ve kan kanseri tedavisinde etkin olarak kullanılmaktadır (Vikipedi, 2011; Demir 2005).

Radyoaktif ışınlar etkilerini, yönlendirildikleri bölgedeki kanser hücrelerini yok ederek göstermektedir. Yüksek dozda radyasyon tümör hücrelerini öldürmekte ya da büyümelerini engellemektedir. Radyoterapi sırasında, tümör hücreleri yok edilmeye çalışılırken çevre dokulardaki sağlıklı hücreler de radyasyondan etkilenip zarar görebilmektedir. Radyasyona bağlı olarak erken dönemde ya da geç dönemde bazı yan etkiler ortaya çıkabilmektedir. Erken dönemde ortaya çıkan yan etkiler genellikle tedavi sırasında görülen iştahsızlık, bulantı, kusma, yorgunluk gibi sistemik etkilerin yanı sıra, ishal, deri reaksiyonları olabilir.

Normal hücreler, tümör hücrelerinde bulunmayan kendini onarma mekanizmasına sahip oldukları için genellikle kısa bir süre içinde kendilerini yenileyebilmektedir, fakat bazen, tümörün vücuttaki yerine ve radyasyon tedavisi

sırasında verilen radyasyon dozunun büyüklüğüne göre, tümör çevresindeki dokular kendini onaramıyor ve organ hasarları oluşabilmektedir. Radyoterapinin başarısı; kullanılan yöntem, radyasyon onkoloğunun bilgi ve deneyimiyle verdiği tedavinin sıklığına ve şiddetine, kullanılan cihaz ve donanımlara göre değişebilmektedir.

2.10.5.1.Küratif Radyoterapi

a) Önleyici (prevantif) radyoterapi: Amaç lokal nüksün veya muhtemel metastazın, mikroskobik tümör hücrelerinin yer aldığı düşünülen odakların ışınlanması ile önlenmesidir. Kullanılan dozlar 18 ile 60 Gy arasında değişir. Kullanıldığı durumlar; genelde cerrahi olarak primer tümörün çıkartıldığı tümör yatağına, veya ganglion kürajından sonra metastatik lenfbezi görüldüğü durumlarda (meme kanseri, baş-boyun tümörleri, rektum kanseri, yumuşak doku sarkomları, medulloblastonlar vs.) ışınlamalardır.

b) Ameliyat öncesi (preoperatuar) radyoterapi: Cerrahi olarak tam olarak çıkartılamayacak tümörlerin ameliyat öncesi ışınlanması ile ameliyat edilebilir hale getirilmeleri amaçlanır (kemik, yumuşak doku, rektum kanserlerinde olduğu gibi). Dozun 45 Gy'yi geçmemesi gerekir.

c) Adjuvan radyoterapi - Postoperatuar radyoterapi: Cerrahi ile tümörün tam olarak çıkartılamadığı veya kemoterapi ile birincil tümör odağının yok olduğu durumlarda (komplet remisyon), tümör yatağında muhtemel mikroskobik kalıntıların yok edilmesi (konsolidasyon) amacıyla yapılan ışınlamalardır (embriyoner tümörler, akciğer küçük hücreli kanseri gibi).

d) Primer (eksklüzif - definitif) radyoterapi: Küratif amaçla yalnız radyoterapinin kullanıldığı küçük hacimli baş boyun, serviks ve deri kanserlerinde veya ışına çok duyarlı (radyosensitive) veya ameliyat edilmemiş kanserlerde uygulanır.

2.10.5.2.Palyatif ve Semptomatik Radyoterapi

Radyoterapi endikasyonları içinde önemli bir yer tutmaktadır. Ağrı giderici olarak kemik ve karaciğer metastazlarında, beyin ve omurilik metastazlarında, kanama olan tümörlerin tedavisinde uygulanmaktadır.

Kanser tedavisi oldukça pahalı olup özellikle son yıllarda kanser tedavisinde kullanılan ilaçların maliyeti belirgin ölçüde artmıştır. Ancak bu yüksek maliyetli tedavilere rağmen tedavinin etkinliğindeki gelişme buna paralel şekilde ortaya çıkmamıştır. Bu nedenle ülkemiz gibi kaynakların ve gelir düzeyinin yeterince olmadığı ülkelerde kanser koruyucu yöntemlere ağırlık verilmelidir.

Amerikan Kanser Enstitüsünce önerilen kanser mortalitelerindeki azaltma yöntemleri ile oranlar belirlenmiştir.

- 1- Erişkinlerde sigara tüketiminin %15 azaltılması kanser gelişimini %8-16 azaltır.
- 2- Diyetteki yağ oranı %25 altına indirilmesi ve lifli yiyeceklerin iki kat arttırılması kanser gelişim riskini %8'e indirir.
- 3- Erken tanıya yönelik tarama ile %3 oranında kanser gelişim riski azalır.
- 4-Halen kullandığımız konvulsiyal tedavi yöntemleriyle ölüm oranında %10-26 arasında azalmaktadır. Etkinliği gösterilen yöntemler ve geliştirilecek yeni yaklaşımlarla kanser gelişiminin önlenmesi ve insidansının azaltılması başlıca amaç olmalıdır (Özet, Gata, 2000).



3.METARYAL VE YÖNTEM

3.1. LINUX İşletim Sistemi

Bu çalışmada Linux İşletim Sistemi kullanılmıştır. Linux, açık kaynak kodlu ve ücretsiz bir işletim sistemi çekirdeğidir. Çekirdeğin kaynak kodları GNU (Genel Kamu Lisansı) çerçevesin de özgürce dağıtılabilir, değiştirilebilir ve kullanılabilir. Linux ismi ilk olarak 5 Ekim 1991 tarihinde Linus Torvalds tarafından yazılan Linux çekirdeğinden gelmektedir.

Linux, hemen her bilgisayar platformunda sorunsuzca kullanılabilir. Ağırlıklı olarak sunucu ve iş istasyonu platformlarında tercih edilse de taşınabilir ve masaüstü sistemlerde de kullanım oranını günden güne arttırmaktadır. Ayrıca Linux sunucu işletim sistemlerinde ilk sırada tercih edilmektedir.

Bu durumda açık kaynak kod yapısının ve özgür yazılım anlayışının etkisi büyüktür. Genellikle “Linux” kelimesiyle ifade edilen çekirdek, bir kısım kitle tarafından da GNU Projesi yazılım ve araçlarını içermesi nedeniyle “GNU/Linux” diye ifade edilmektedir. Minerallerin nötron ve gamalar ile etkileşim simülasyonları yapılırken kullanılan GEANT4 ve FLUKA simülasyon programları Linux işletim sisteminin UBUNTU sürümü (Ubuntu 8.04 LTS Desktop Edition) içerisine kurulmuştur.

3.2. Monte Carlo Simülasyon Tekniği

Monte Carlo ismi yöntemi Stanislaw Marcin Ulam, Enrico Fermi, John von Neumann ve Nick Metropolis gibi ilk kullanıcıları tarafından popüler hale getirilmiştir. Monte Carlo yöntemi, matematik veya fizik problemlerinin olasılık modellerine uygulanan rasgele denemeler yoluyla çözülmesi yöntemidir.

Monte Carlo Simülasyonu karmaşık problemleri çözebilmek için kullanılan güçlü bir araçtır. Monte Carlo Simülasyonu model sistemimizin farklı düzenlemelerini kontrol etme fırsatı tanınması nedeniyle fizik öğrenimi için yüksek bir potansiyele sahiptir ve öğrenciler için heyecan vericidir (Peralta 2002). Bir yere kadar Monte Carlo Simülasyonu teori ve deneyin arasında kalır. Fizikte tüm bilinenler program içine yerleştirilebilir ve farklı durumlar bulunabilir. Monte Carlo Simülasyonu sonuçların rastgele sayılar olarak alınıp kullanıldığı bir hesaplama tekniği olarak tanımlanabilir. Monte Carlo Simülasyonu fiziği de içine alan farklı problemlere hitap eder. Monte Carlo tekniği parçacık fiziği ve nükleer fizik ile yoğun madde fiziği gibi birçok alanda sıkça kullanılır.

Günümüzde Monte Carlo Simülasyon Kodu kullanarak nükleer etkileşimleri yapan en önemli programlar FLUKA, GEANT4, MARS, PHITS ve MCNP olarak sıralanabilir. Monte Carlo Simülasyon hesaplamalarında her bir elementi içeren bir tesir kesiti kütüphanesi kullanılmaktadır. GEANT4 Monte Carlo Simülasyon Kodu hesaplamalarında kullanılan tesir kesiti kütüphaneleri; nötron parçacıkları için QGSP_BIC_HP, gama ışınları için EM Standart'tır. FLUKA Monte Carlo Simülasyon Kodu hesaplamalarında kullanılan tesir kesiti kütüphaneleri ise; nötron parçacıkları ve gama ışınları için ENDF/B, JENDL, JEFF ve ENEA' dır.

3.2.1. GEANT4 Monte Carlo Simülasyon Kodu

İlk olarak 1993 yılında CERN ve KEK'de yapılan bağımsız çalışmalarda modern hesaplama tekniklerinin mevcut FORTRAN tabanlı GEANT3 simülasyon programının nasıl geliştirebileceği irdelenmiştir. 1994 yılının sonbaharında çalışmalar birleştirilmiş ve nesneye yönelik teknolojiye dayanan yeni bir programın oluşturulması için RD44 adlı öneri CERN Dedektör Araştırma ve Geliştirme Kurulu'na sunulmuştur. Bu girişim büyüterek farklı üniversite ve enstitülerden, Avrupa, Japonya, Kanada ve Amerika Birleşik Devletleri'nde yüksek enerji deneylerine katılmış fizik programcılarının ve yazılım mühendislerinin uluslararası bir iş birliğine dönüşmüştür. Hedef, atomaltı parçacıklar ile yapılan fiziksel deneylerin gerektirdiği işlevselliği ve esnekliği karşılayabilecek bir detektör simülasyon programı geliştirmektir.

RD44 projesinin, C++ tabanlı nesneye yönelik (object-oriented – OO) modern çevreler için geliştirilmiş CERN yazılım paketinin yeniden tasarlanmasında büyük katkısı olmuştur. Araştırma ve geliştirme aşaması ilk sürümün yayımlanmasıyla birlikte Aralık 1998'de tamamlanmıştır. Daha sonra bu çalışmanın ismi GEANT4 olarak değiştirilmiştir.

GEANT4 Monte Carlo Simülasyon Kodu, Monte Carlo'nun yaratıcılarının engin birikimlerinden faydalanmaktadır. Net problem çözümü, alanlar arasında açık hiyerarşik bir düzenin oluşmasını sağlamıştır. Geant4 yazılımının geliştirilebilir bölümlere tekabül eden her bir kısmı, konuya hakim uzmanlar tarafından yönetilmektedir. Ayrıca test, kalite kontrol, yazılım yönetimi ve dokümantasyon yönetimi gibi konularda da ayrı gruplar çalışmaktadır. Her gruba bir koordinatör başkanlık etmektedir. Sorumluluğun böylesi büyük bir teknik gruba dağıtılmış olması, kullanıcıların doğrudan gerekli uzmanla temasa geçmelerini sağlayacak bir destek yapısının oluşmasını sağlamıştır.

3.3. GEANT4 Monte Carlo Simülasyon Kodu Kullanım Aşamaları

Bu bölümde GEANT4 Monte Carlo Simülasyon Kodu ile simülasyonların hesaplanması aşama aşama anlatılacaktır.

Simülasyonlar Ubuntu-14.04-LTS işletim sistemine sahip Intel® Core™ i5-3317U CPU @ 1.70GHz × 4 özellikli bilgisayara Geant4.10.02 Monte Carlo transfer kodu kurulduktan sonra elektron-foton dönüşüm sistemi ile insan vücut modelinden oluşan iki aşamalı giriş dosyaları oluşturularak gerçekleştirilmiştir.

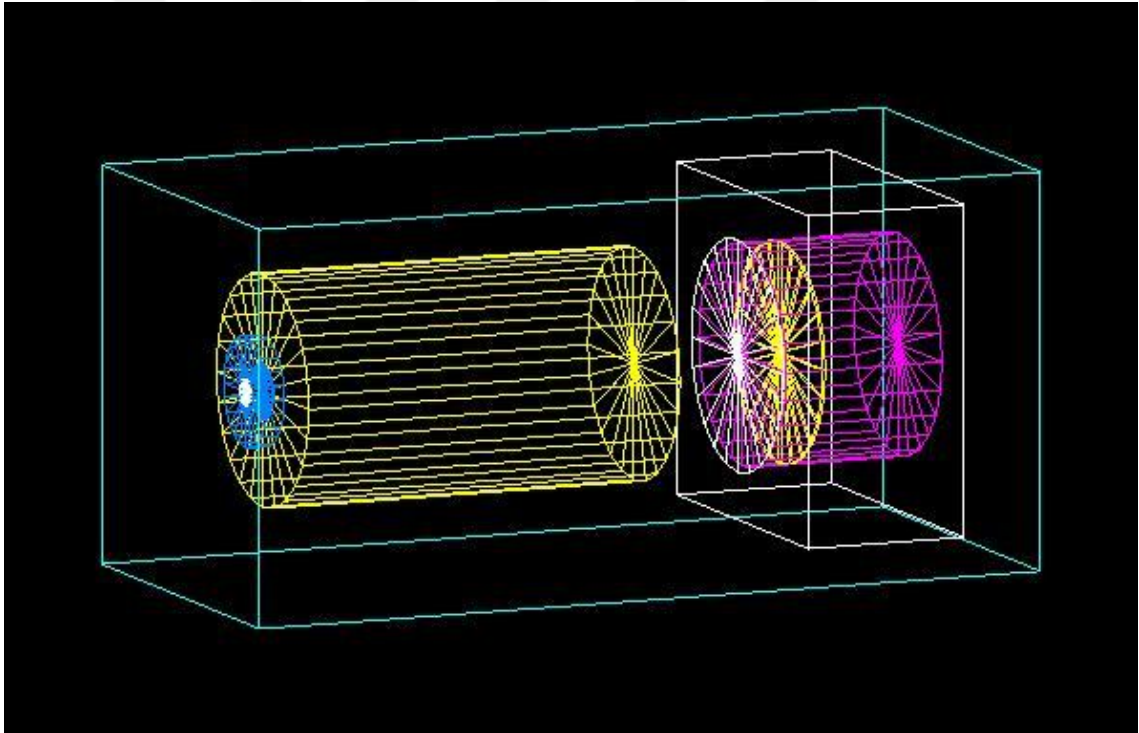
Birinci aşamada hazırlanan giriş dosyasında 50 MeV enerjili elektron LINAC cihazının geometrisi tanımlanarak hızlandırıcıdan çıkan elektronlar 4169 farklı konfigürasyon kullanılarak ardı ardına iki farklı hedeften (Hedef-1 kalınlığı 9 mm. Ve Hedef-2 kalınlığı 6 mm.) geçirildikten sonra 1,199 MeV ile 11,25 MeV aralığında foton demetleri üretilmiştir. Giriş dosyasından elde edilen sistemin örnek geometrisi ve örnek sonuç değerleri şu şekildedir.

#	<i>Elektron-Foton Dönüşüm Simülasyonu Geometrisi</i>	#
	<i>1.Hedef Kalınlığı = 9 mm</i>	
	<i>2.Hedef Kalınlığı = 6 mm</i>	
	<i>Helyum Gazı Kalınlığı= 705 mm</i>	
	<i>Mylar Film Kalınlığı= 0.02 mm</i>	
	<i>Hava Kalınlığı = 210 mm</i>	
	<i>1.Hedef Malzemesi = G4_Be</i>	
	<i>2.Hedef Malzemesi = G4_W</i>	

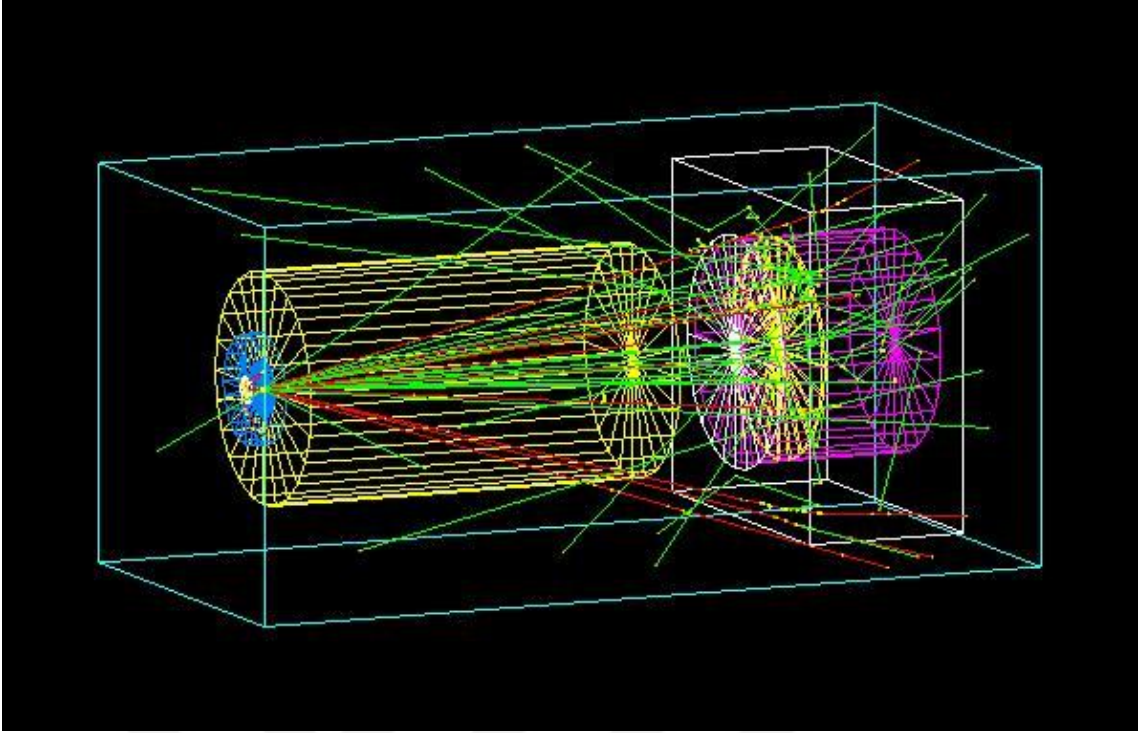
#	<i>Elektron-Foton Dönüşüm Simülasyonu Sonucu</i>	#
---	--	---

<i>Ortalama Elektron Sayısı</i>	<i>33,29</i>
<i>Ortalama Gama Sayısı</i>	<i>19,55</i>
<i>Ortalama Pozitron Sayısı</i>	<i>0,77</i>
<i>Hedef İçerisindeki Elektron Adım Sayısı</i>	<i>18,00</i>
<i>Hedefte Üretilen Ortalama Gama Sayısı</i>	<i>18,71</i>
<i>Hedefte Üretilen Ortalama Elektron Sayısı</i>	<i>20,91</i>
<i>Toplam Gama Enerjisi</i>	<i>8,11 MeV</i>

Simülasyonlarda kullanılan geometrik dizayn şekil 3.1 da verilmiştir. Şekil 3.2 de ise elektron-foton dönüşüm sisteminin çalışır hali görsel olarak verilmiştir.



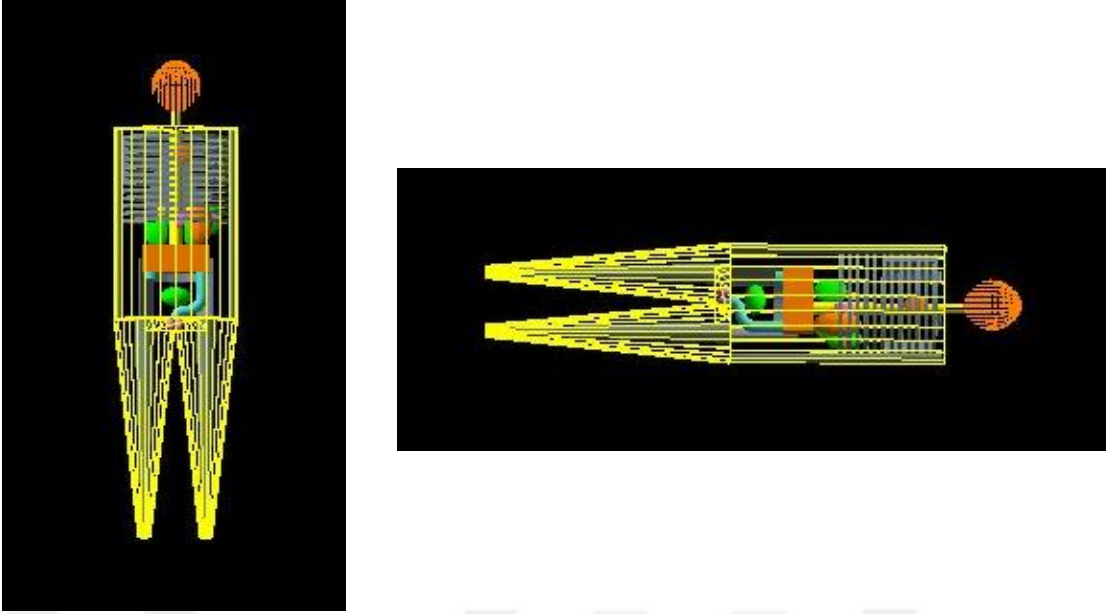
Şekil 3. 1 Kullanılan geometrik dizayn



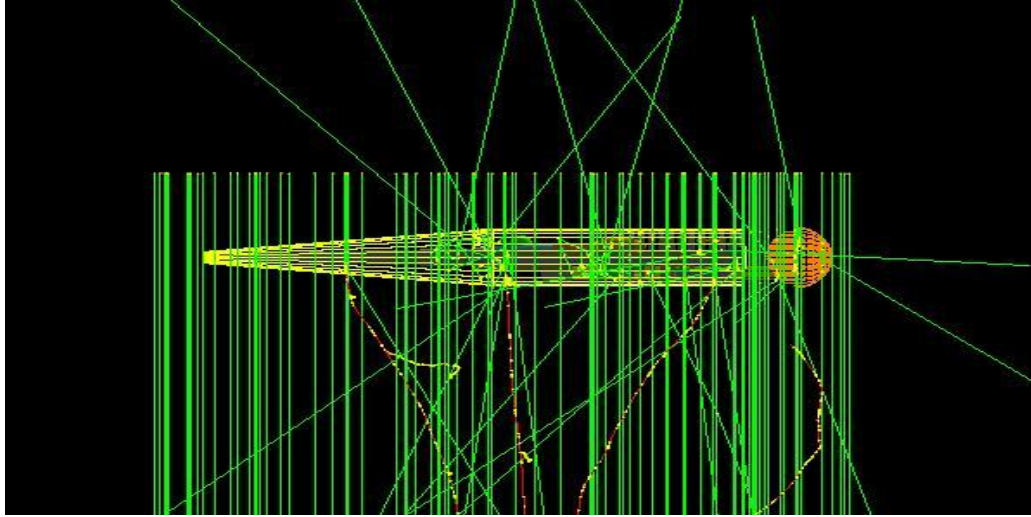
Şekil 3. 2 Elektron-Foton dönüşüm sisteminin çalışır hali

İkinci aşamada, birinci aşamada elde edilen 22 birincil foton enerjisi ile tüm vücut ışınlanmış ve 14 farklı organ için emilen dozlar Gy cinsinden elde edilmiştir. 1970 lerde Oak Ridge National Laboratuvarında referans erkek insan fantomu MIRD (Medical Internal Radiation Dose) model olarak oluşturulmuş ve ICRP tarafından yayınlanmıştır. Elips, elipsoid silindir ve düzlemlerin kullanıldığı geometrinin uygulandığı fantom modeli 20-30 yaş aralığında 176 *cm* boyunda ve 70-75 *kg* ağırlığındaki erkek vücudu temel alınarak gerçekleştirilmiştir (Snyder et al., 1969). Bu çalışmanın ikinci aşama Geant4 simülasyonu için MIRD tüm vücut fantom modeli simüle edilmiştir.

Simülasyonda kullanılan fantom modeli Şekil 3.3 te ve ışınlama sonrası fantom görünümü şekil 3.4 de verilmiştir.



Şekil 3. 3 Simülasyonda kullanılan fantom modeli



Şekil 3. 4 Işınlama sonrası fantom görünümü

Şekilde yeşil renk yüksüz parçacıkları, kırmızı renk ise negatif yüklü parçacıkları temsil etmektedir.

Modellenen MIRD fantomu birinci aşamada elde edilen enerjilere sahip birincil foton demetleri ile ışınlanmış ve organlar tarafından absorbe edilen enerji miktarları MeV cinsinden elde edilmiştir. Sonuçlar MeV cinsinden GEANT4 kodunun verdiği organların depoladığı bu enerji değerleri ve organların kütleleri kullanılarak Gray (Gy) birimine dönüştürülmüştür. Bu aşamada $1 Gy = 6.2415.10^{12} MeV/kg$ birim dönüşümü kullanılmıştır.

Fantom modelini oluşturulan insan vücudundaki doz hesabı yapılan organların geometrik özellikleri ve boyutları Çizelge 3.1 de verilmiştir.

Çizelge 3.1 Modeli oluşturulan insan vücudundaki doz hesabı yapılan organların geometrik özellikleri ve boyutları

Organ	Geometri	Boyutlar (x,y,z)	Kütle
Beyin	Elipsoid	6 cm * 9 cm * 6,5 cm	1,3750 kg
Kafa	Elipsoid	7 cm * 10 cm * 7,75 cm	4,5400 kg
Sol Adrenal	Elipsoid	1,5 cm * 0,5 cm * 5 cm	0,0061 kg
Sol Böbrek	Elipsoid	6 cm * 12 cm * 12 cm	0,1087 kg
Pankreas	Elipsoid	6 cm * 2 cm * 12 cm	0,1000 kg
Sağ Adrenal	Elipsoid	1,5 cm * 0,5 cm * 5 cm	0,0057 kg
Sağ Böbrek	Elipsoid	6 cm * 12 cm * 12 cm	0,1087 kg
İnce Bağırsak	Elipsoid	2,5 cm * 1,5 cm * 10,5 cm	1,1000 kg
Dalak	Elipsoid	3,5 cm * 2 cm * 6 cm	0,1830 kg
Mide	Elipsoid	4 cm * 3 cm * 8 cm	0,1580 kg
Timüs	Elipsoid	3 cm * 0,5 cm * 4 cm	0,0280 kg
Gövde	Elipsoid	20 cm * 10 cm * 35 cm	0,0402 kg
İdrar Torbası	Elipsoid	4,958 cm * 3,458 cm * 3,458 cm	0,7500 kg
Vücuttaki Toplam Enerji Miktarı			73,0000 kg

4.BULGULAR

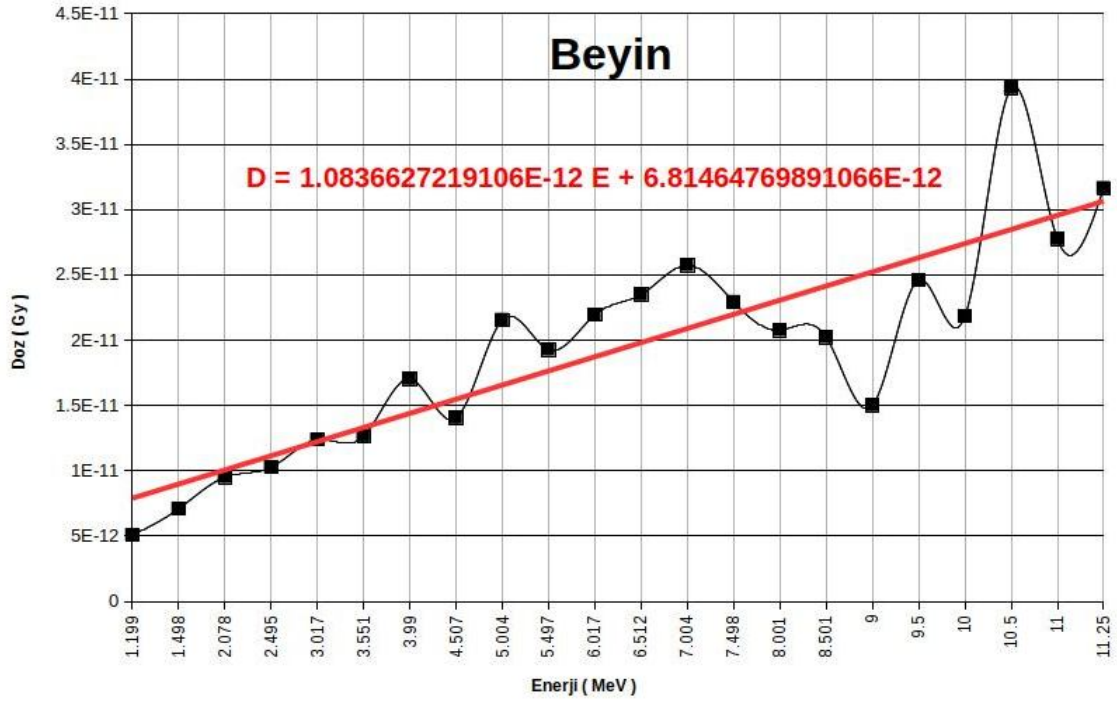
Tez çalışmasının birinci aşamasında elde edilen 4169 farklı foton enerjilerinden 1 MeV ile 12 MeV aralığında 22 enerji seçilmiştir. Belirlenen bu enerjiler Çizelge 4.1’de verilmiştir.

Çizelge 4. 1 50 MeV elektron LINAC modellenerek elde edilen fotonların enerjileri.

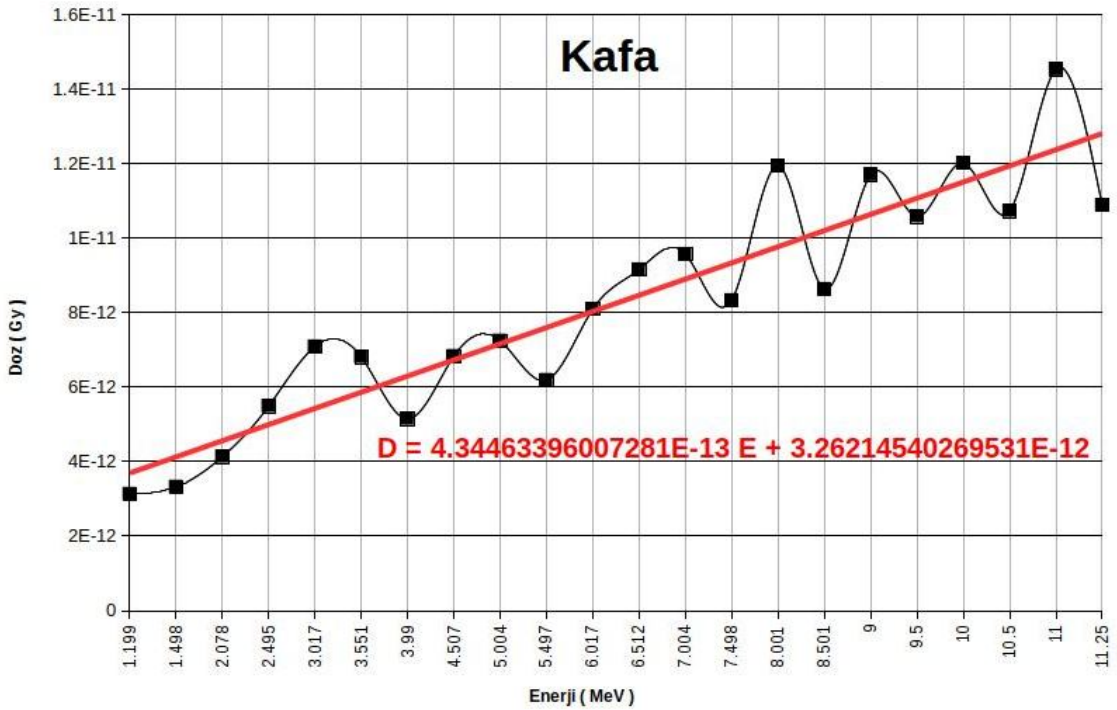
HEDEF-1	HEDEF-2	SONUÇ (MeV)
Gd ₂ O ₃	NaBH ₃ CN	11,250
Gd ₂ O ₃	AlN	11,000
Gd	PbS ve B Katkılı Beton	10,500
Gd ₂ O ₃	Fe	10,000
Ni-Cr Çeliği	Cu	9,500
PbS	Cr	9,000
Parafin	W	8,501
Al-Li Alaşımı	%1 Bor Katkılı Re	8,001
Al-Li Alaşımı	V	7,498
Normal Beton	Pt	7,004
%30 Epoksi Reçinesi Katkılı W Kompozit Malzemesi	Re	6,512
GdSe	Re	6,017
%10 Epoksi Reçinesi Katkılı W Kompozit Malzemesi	Si	5,497
SiO ₂	Si	5,004
Epoksi Reçinesi	Ti	4,507
Al-Li Alaşımı	Si	3,990
Mg	B ₄ C	3,551
Li Katkılı Polietilen	Si	3,017
B	B ₄ C	2,495
Be	B ₄ C	2,078
Li	B ₄ C	1,498
Epoksi Reçinesi	Sıvı Hidrojen	1,199

İkinci aşamada ise insan vücudunda bulunan beyin, kafa, sol adrenal, sol böbrek, pankreas, sağ adrenal, sağ böbrek, ince bağırsak, dalak, mide, timüs, gövde, idrar torbası organlarının aldığı toplam doz miktarları Gray (Gy) birimi cinsinden hesaplanmıştır. Ayrıca tüm vücut dozu da tespit edilmiştir.

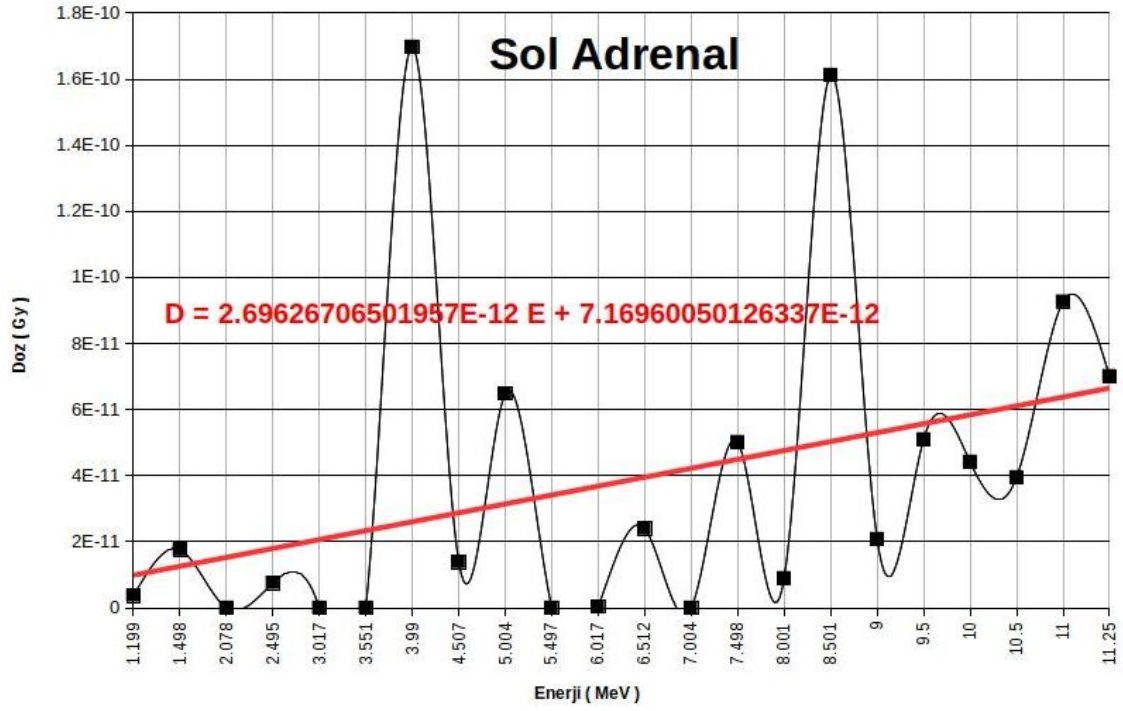
Her bir organ için enerjiye bağlı doz grafikleri aşağıdaki şekillerde verilmiştir.



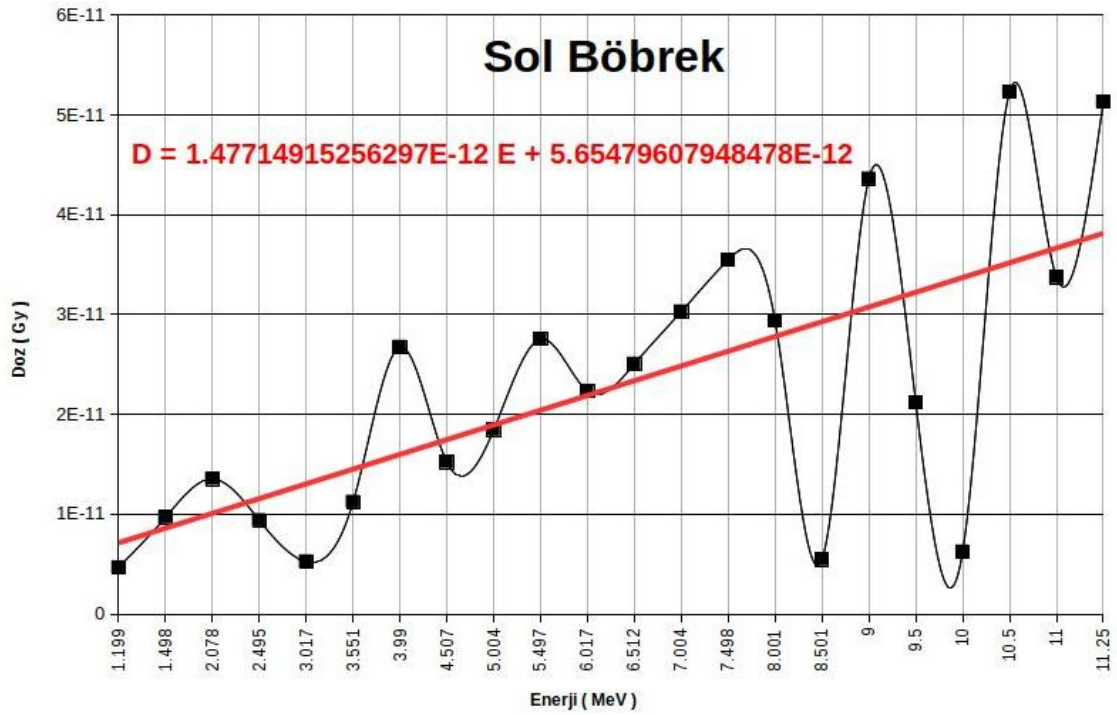
Şekil 4. 1 Beyin Enerji(MeV) – Doz(Gy) Grafiği



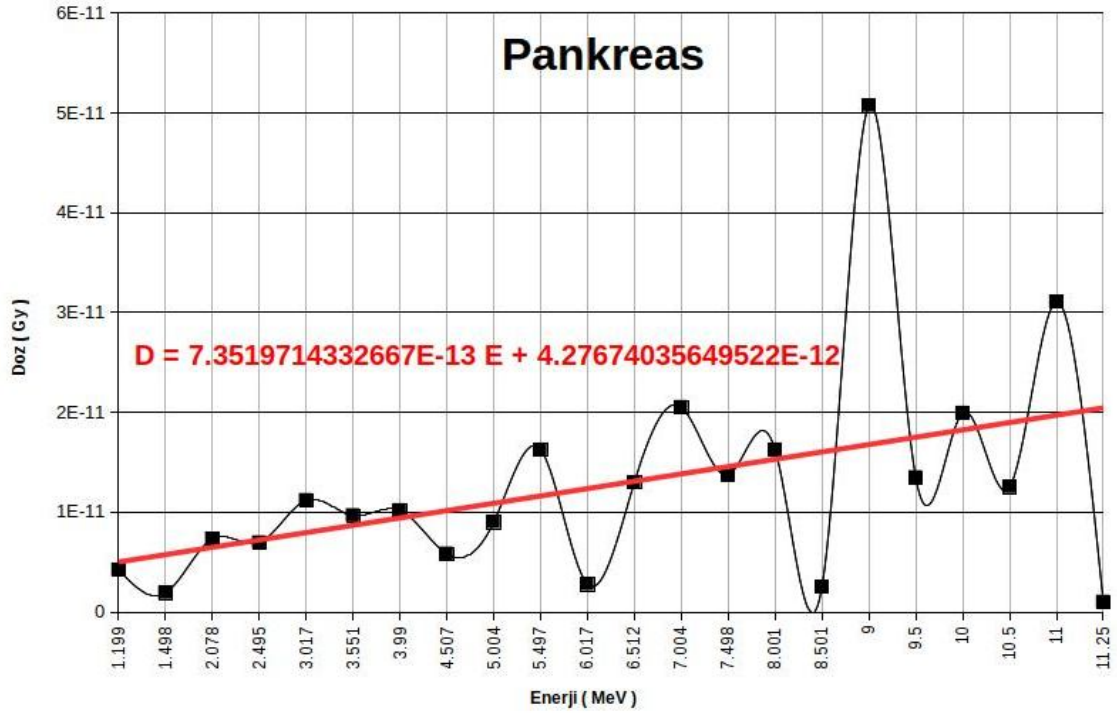
Şekil 4. 2 Kafa Enerji(MeV) – Doz(Gy) Grafiği



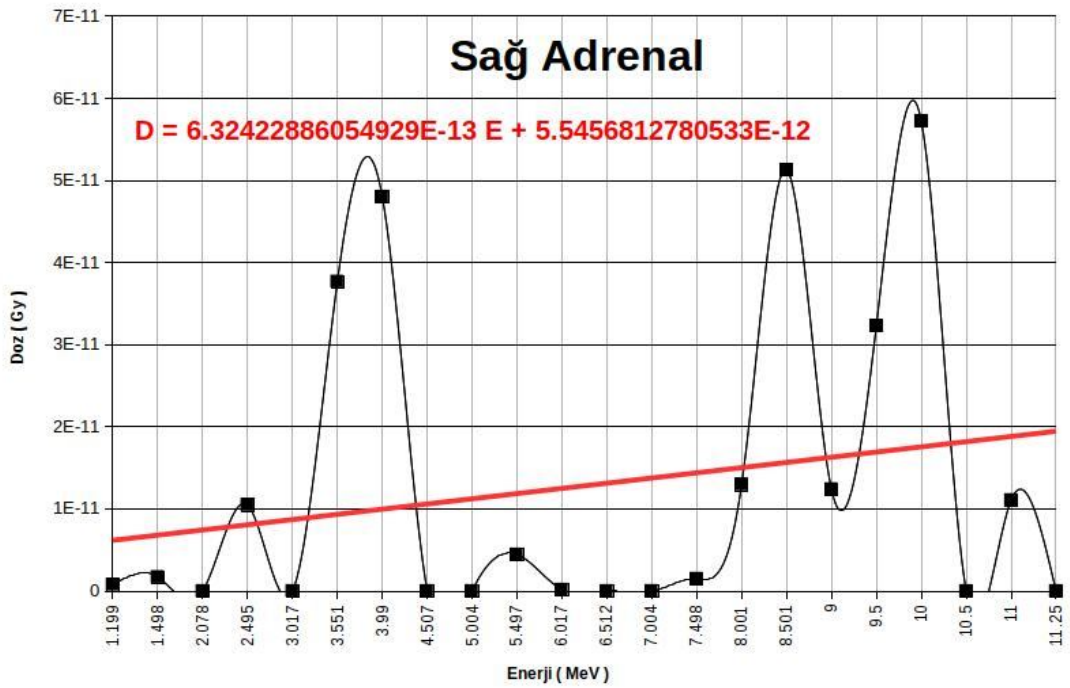
Şekil 4. 3 Sol Adrenal Enerji(MeV) – Doz(Gy) Grafiği



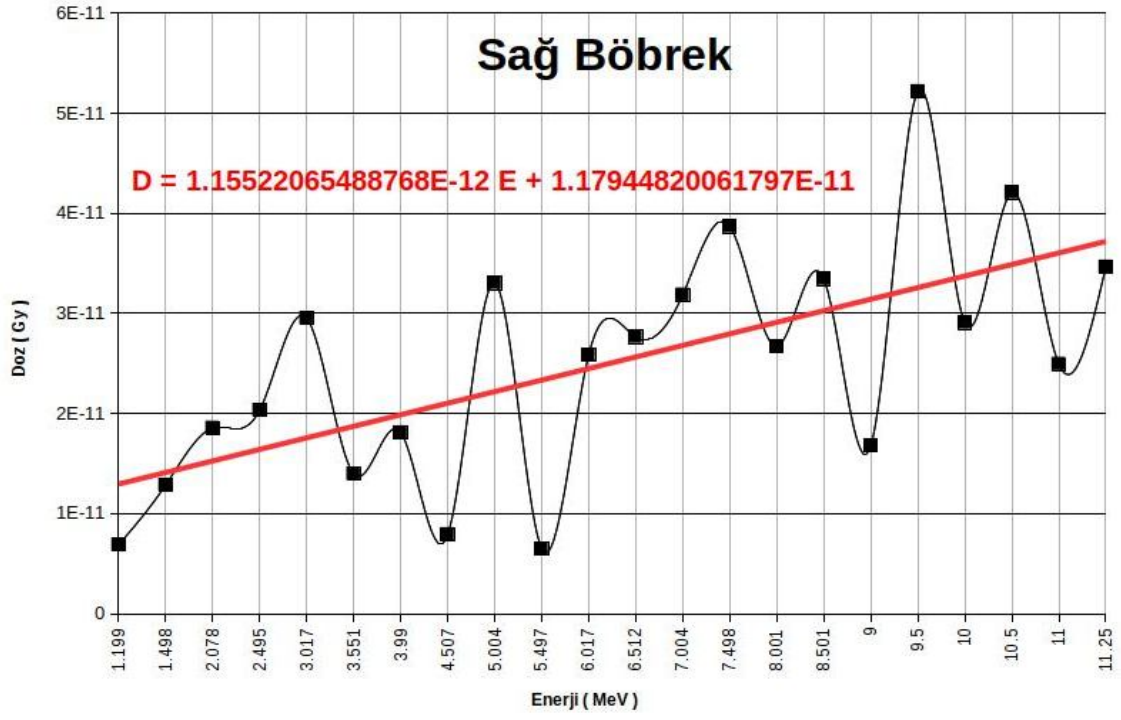
Şekil 4. 4 Sol Böbrek Enerji(MeV) – Doz(Gy) Grafiği



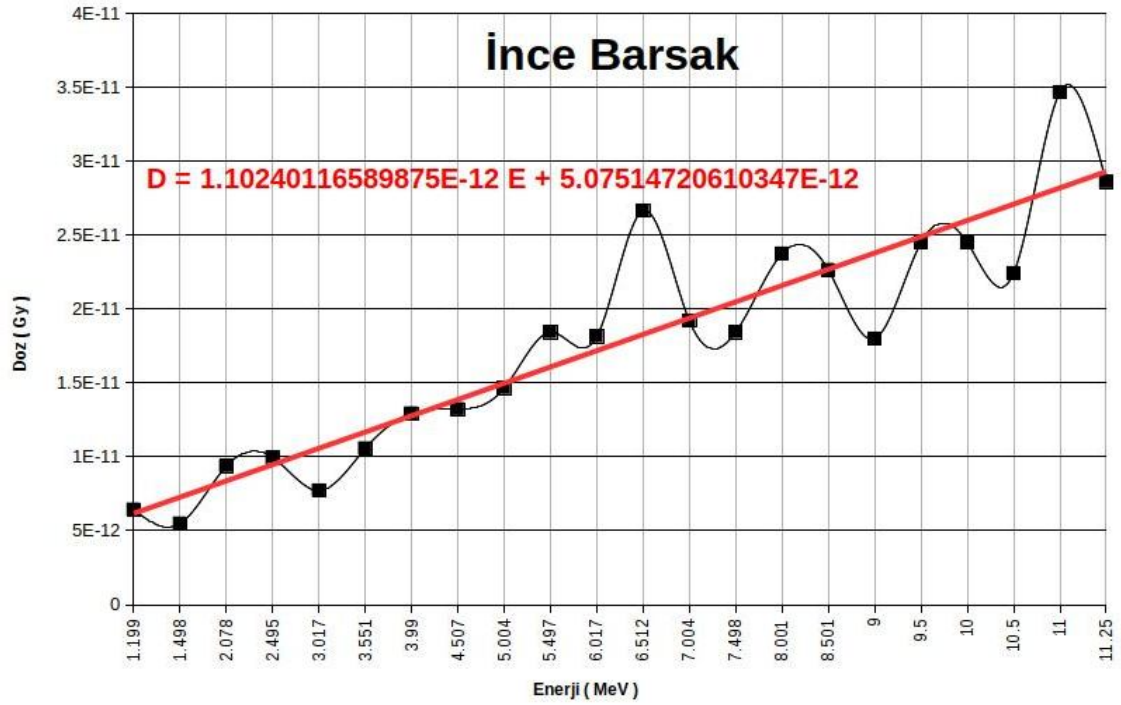
Şekil 4. 5 Pankreas Enerji(MeV) – Doz(Gy) Grafiği



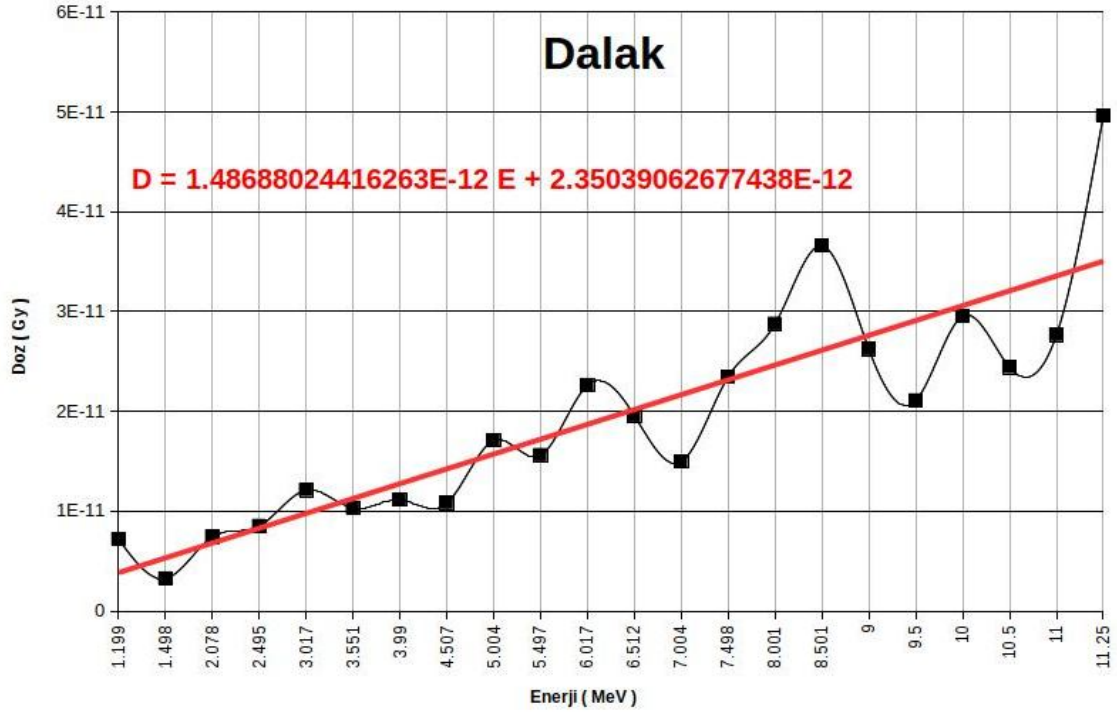
Şekil 4. 6 Sağ Adrenal Enerji(MeV) – Doz(Gy) Grafiği



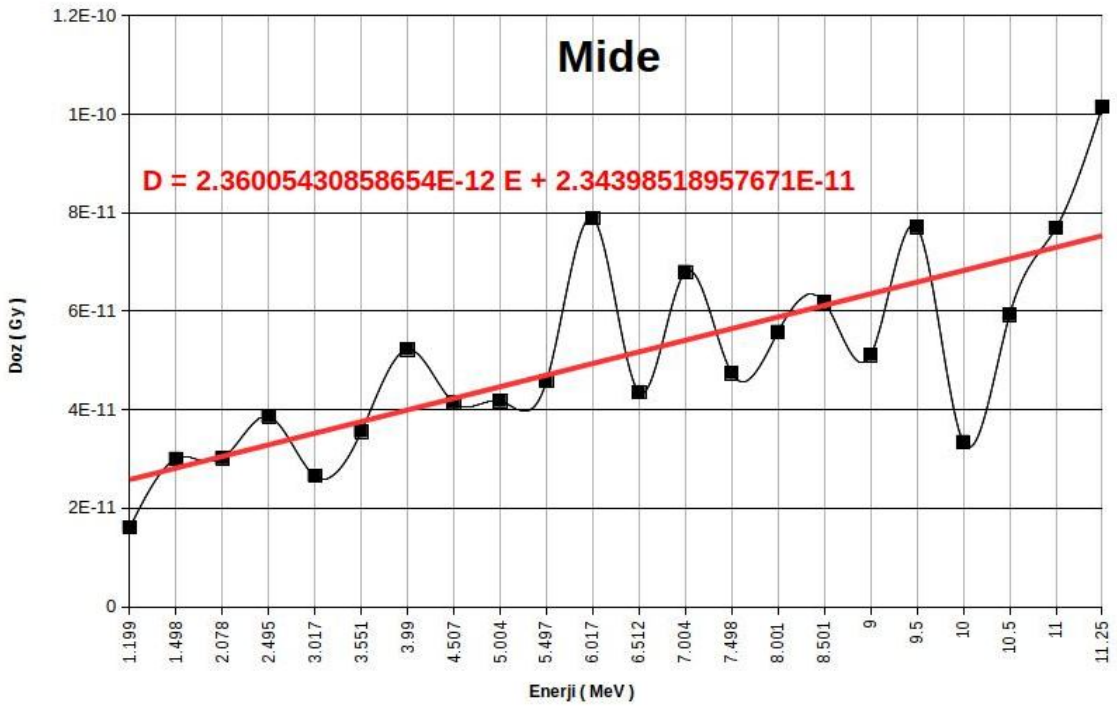
Şekil 4. 7 Sağ Böbrek Enerji(MeV) – Doz(Gy) Grafiği



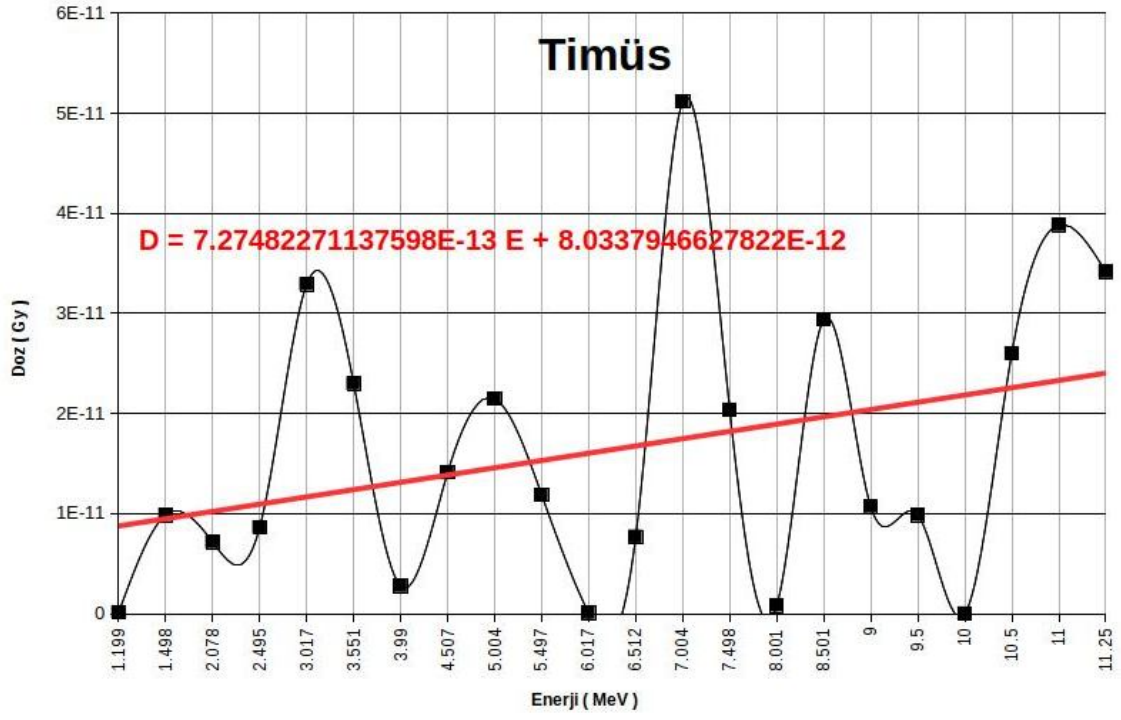
Şekil 4. 8 İnce Bağırsak Enerji(MeV) – Doz(Gy) Grafiği



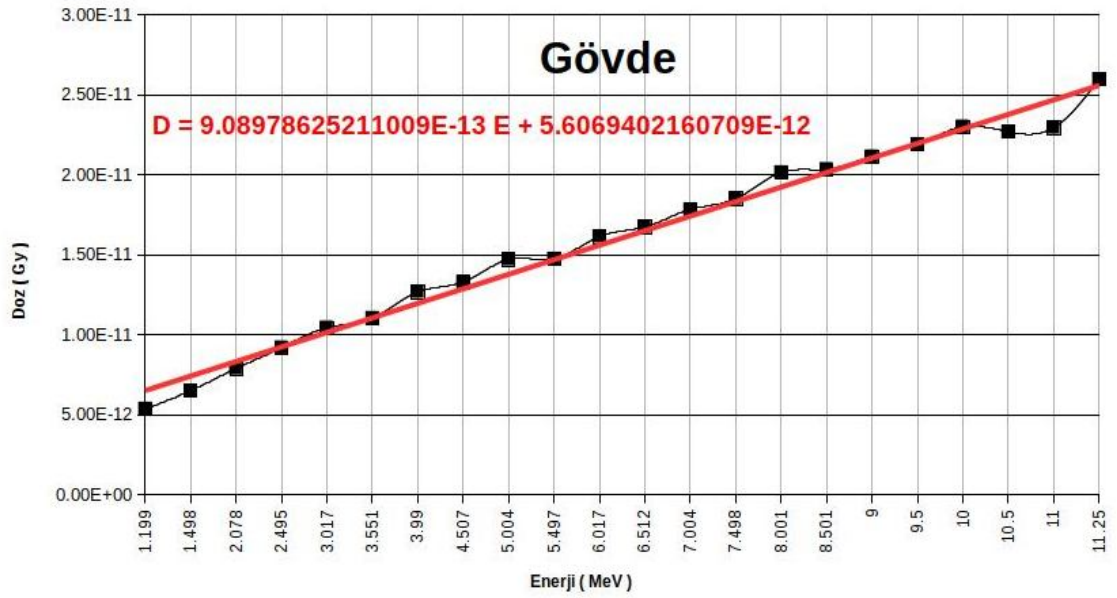
Şekil 4. 9 Dalak Enerji(MeV) – Doz(Gy) Grafiği



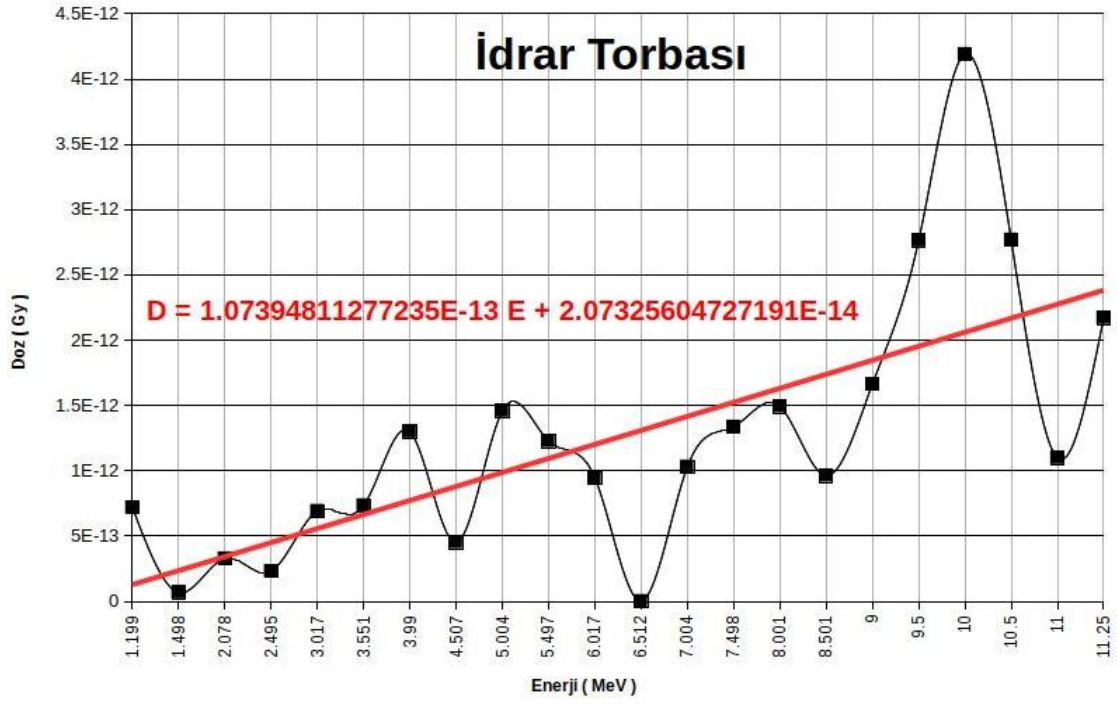
Şekil 4. 10 Mide Enerji(MeV) – Doz(Gy) Grafiği



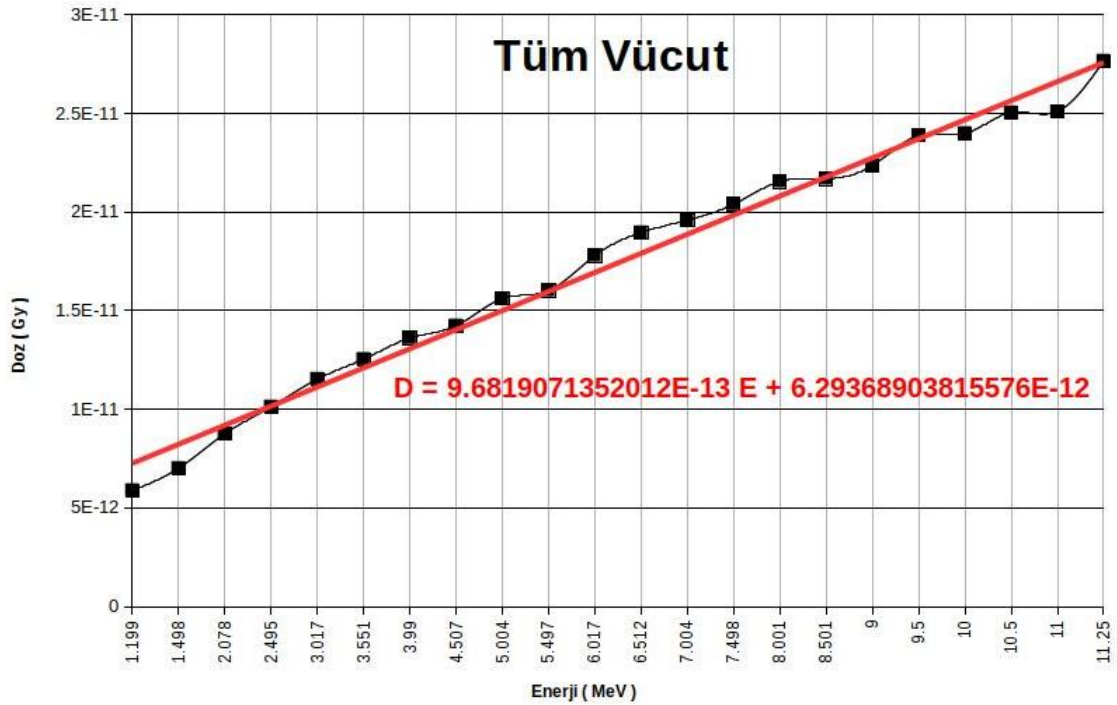
Şekil 4. 11 Timüs Enerji(MeV) – Doz(Gy) Grafiği



Şekil 4. 12 Gövde Enerji(MeV) – Doz(Gy) Grafiği



Şekil 4. 13 İdrar Torbası Enerji(MeV) – Doz(Gy) Grafiği



Şekil 4. 14 Tüm Vücut Enerji(MeV) – Doz(Gy) Grafiği

5.TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında hızlandırıcı tabanlı elektronların radyoterapide kullanılmak üzere gama ışınlarına dönüşümü ve üretilen gama ışınlarının vücut üzerine gönderilmesi sonucunda organ dozları hesabı CERN GEANT4 Monte Carlo simülasyon kodu kullanılarak gerçekleştirilmiştir. 1 *MeV* - 12 *MeV* aralığında üretilen gama ışınlarından kaynaklanan organ dozları Bulgular bölümünde (Şekil 4.1- Şekil 4.14) verilmiştir. Bu bölümde elde edilen gama giriş enerjisine bağlı doz grafikleri organlara göre ayrı ayrı tartışılacaktır.

5.1. Beyin

Şekil 4.1 de beyin için enerjiye bağlı doz değerleri verilmiştir. Şekle bakıldığında doz değerleri 5.10^{-12} - 4.10^{-11} Gy aralığında değişmektedir. En yüksek doz değeri 10,5 *MeV* enerjili gama ışınlamasında, en düşük doz değeri ise 1.199 *MeV* gama giriş enerjisinde ortaya çıkmaktadır. Doz verileri enerji ile $D=1,08.10^{-12} \times E+6,81.10^{-12}$ denklemine göre değişmektedir.

5.2. Kafa

Şekil 4.2 de kafa için enerjiye bağlı doz değerleri verilmiştir. Şekle bakıldığında doz değerleri 3.10^{-12} – $1,5.10^{-11}$ Gy aralığında değişmektedir. En yüksek doz değeri 11 *MeV* enerjili gama ışınlamasında, en düşük doz değeri ise 1,199 *MeV* gama giriş enerjisinde ortaya çıkmaktadır. Doz verileri enerji ile $D=4,34.10^{-13} \times E+3,26.10^{-12}$ denklemine göre değişmektedir.

5.3. Sol Adrenal

Şekil 4.3 de sol adrenal için enerjiye bağlı doz değerleri verilmiştir. Şekle bakıldığında doz değerleri $0,1.10^{-11}$ – $1,7.10^{-10}$ Gy aralığında değişmektedir. En yüksek doz değeri 3,99 *MeV* enerjili gama ışınlamasında, en düşük doz değerleri ise 2,078 *MeV*, 3,017 *MeV*, 3,551 *MeV*, 5,497 *MeV*, 6,017 *MeV*, 7,004 *MeV* gama enerjilerinde ortaya çıkmaktadır. Doz verileri enerji ile $D=2,69.10^{-12} \times E+7,16.10^{-12}$ denklemine göre değişmektedir.

5.4. Sol Böbrek

Şekil 4.4 de sol böbrek için enerjiye bağlı doz değerleri verilmiştir. Şekle bakıldığında doz değerleri 5.10^{-12} – $5,2.10^{-11}$ Gy aralığında değişmektedir. En yüksek doz değeri 10,5 *MeV* enerjili gama ışınlamasında, en düşük doz değeri ise 1,199 *MeV*

gama giriş enerjisinde ortaya çıkmaktadır. Doz verileri enerji ile $D=1,47.10^{-12} \times E+5,65.10^{-12}$ denklemine göre değişmektedir.

5.5. Pankreas

Şekil 4.5 de pankreas için enerjiye bağlı doz değerleri verilmiştir. Şekle bakıldığında doz değerleri $1.10^{-12} - 5,1.10^{-11}$ Gy aralığında değişmektedir. En yüksek doz değeri 9 MeV enerjili gama ışınlamasında, en düşük doz değeri ise 11,25 MeV gama enerjisinde ortaya çıkmaktadır. Doz verileri enerji ile $D=7,35.10^{-13} \times E+4,27.10^{-12}$ denklemine göre değişmektedir.

5.6. Sağ Adrenal

Şekil 4.6 de sağ adrenal için enerjiye bağlı doz değerleri verilmiştir. Şekle bakıldığında doz değerleri $1.10^{-12} - 5,8.10^{-11}$ Gy aralığında değişmektedir. En yüksek doz değeri 10 MeV enerjili gama ışınlamasında, en düşük doz değeri ise 1,199 MeV, 2,078 MeV, 3,017 MeV, 4,507 MeV, 5,004 MeV, 6,017 MeV, 6,512 MeV, 7,004 MeV, 10,5 MeV, 11,25 MeV gama enerjilerinde ortaya çıkmaktadır. Doz verileri enerji ile $D=6,32.10^{-13} \times E+5,54.10^{-12}$ denklemine göre değişmektedir.

5.7. Sağ Böbrek

Şekil 4.7 de sağ böbrek için enerjiye bağlı doz değerleri verilmiştir. Şekle bakıldığında doz değerleri $7.10^{-12} - 5,2.10^{-11}$ Gy aralığında değişmektedir. En yüksek doz değeri 9,5 MeV enerjili gama ışınlamasında, en düşük doz değeri ise 1,199 MeV gama giriş enerjisinde ortaya çıkmaktadır. Doz verileri enerji ile $D=1,15.10^{-12} \times E+1,17.10^{-11}$ denklemine göre değişmektedir.

5.8. İnce Bağırsak

Şekil 4.8 de ince bağırsak için enerjiye bağlı doz değerleri verilmiştir. Şekle bakıldığında doz değerleri $5,1.10^{-12} - 3,4.10^{-11}$ Gy aralığında değişmektedir. En yüksek doz değeri 11 MeV enerjili gama ışınlamasında, en düşük doz değeri ise 1,498 MeV gama enerjisinde ortaya çıkmaktadır. Doz verileri enerji ile $D=1,10.10^{-12} \times E+5,07.10^{-12}$ denklemine göre değişmektedir.

5.9. Dalak

Şekil 4.9 de dalak için enerjiye bağlı doz değerleri verilmiştir. Şekle bakıldığında doz değerleri $5.10^{-12} - 5.10^{-11}$ Gy aralığında değişmektedir. En yüksek doz değeri 11,25 MeV enerjili gama ışınlamasında, en düşük doz değeri ise 1,498 MeV gama

enerjisinde ortaya çıkmaktadır. Doz verileri enerji ile $D=1,48.10^{-12} \times E+2,35.10^{-12}$ denklemine göre değişmektedir.

5.10. Mide

Şekil 4.10 de mide için enerjiye bağlı doz değerleri verilmiştir. Şekle bakıldığında doz değerleri $1,7.10^{-11} - 1,1.10^{-10}$ Gy aralığında değişmektedir. En yüksek doz değeri 11,25 MeV enerjili gama ışınlamasında, en düşük doz değeri ise 1,199 MeV gama giriş enerjisinde ortaya çıkmaktadır. Doz verileri enerji ile $D=2,36.10^{-12} \times E+2,34.10^{-11}$ denklemine göre değişmektedir.

5.11. Timüs

Şekil 4.11 de timüs için enerjiye bağlı doz değerleri verilmiştir. Şekle bakıldığında doz değerleri $1.10^{-12} - 5,2.10^{-11}$ Gy aralığında değişmektedir. En yüksek doz değeri 7,004 MeV enerjili gama ışınlamasında, en düşük doz değeri ise 1,199 MeV, 6,017 MeV, 8,001 MeV, 10 MeV, gama enerjilerinde ortaya çıkmaktadır. Doz verileri enerji ile $D=7,27.10^{-13} \times E+8,03.10^{-12}$ denklemine göre değişmektedir.

5.12. Gövde

Şekil 4.12 de gövde için enerjiye bağlı doz değerleri verilmiştir. Şekle bakıldığında doz değerleri $5.10^{-12} - 2,7.10^{-11}$ Gy aralığında değişmektedir. En yüksek doz değeri 11,25 MeV enerjili gama ışınlamasında, en düşük doz değeri ise 1,199 MeV gama giriş enerjisinde ortaya çıkmaktadır. Doz verileri enerji ile $D=9,08.10^{-13} \times E+5,60.10^{-12}$ denklemine göre değişmektedir.

5.13. İdrar Torbası

Şekil 4.13 de idrar torbası için enerjiye bağlı doz değerleri verilmiştir. Şekle bakıldığında doz değerleri $1.10^{-14} - 4,25.10^{-12}$ Gy aralığında değişmektedir. En yüksek doz değeri 10 MeV enerjili gama ışınlamasında, en düşük doz değeri ise 1,498 MeV ve 6,512 MeV gama enerjilerinde ortaya çıkmaktadır. Doz verileri enerji ile $D=1,07.10^{-13} \times E+2,07.10^{-14}$ denklemine göre değişmektedir.

5.14. Tüm Vücut

Şekil 4.14 de tüm vücut için enerjiye bağlı doz değerleri verilmiştir. Şekle bakıldığında doz değerleri $5,1.10^{-12} - 2,75.10^{-11}$ Gy aralığında değişmektedir. En yüksek doz değeri 11,25 MeV enerjili gama ışınlamasında, en düşük doz değeri ise 1,199 MeV

giriş enerjisinde ortaya çıkmaktadır. Doz verileri enerji ile $D=9,68.10^{-13} \times E+6,29.10^{-12}$ denklemine göre değişmektedir.



6.SONUÇ (ve ÖNERİLER)

CERN GEANT4 Monte Carlo simülasyon kodu kullanılarak gerçekleştirilen bu çalışmada amaç vücudun farklı yerlerinde oluşan tümörlü bölgelerin tedavisi için gama ışıını ile yapılan ışın tedavilerinde kullanılmak üzere elektron LINAC tarafından üretilen elektronların farklı hedeflerden geçirilerek farklı enerjili gama demetleri üretmektir. Çalışmanın ilk basamağında 1 *MeV* ile 12 *MeV* enerji aralığında 22 farklı gama demeti teorik olarak elde edilmiştir. Çalışmanın bu aşamasında elde edilen sonuçlar kullanılarak hedef numunelerin içerisinde bulunduğu yeni bir ışınlama cihazı tasarımı gerçekleştirilebilir. Bu yeni cihaz tasarımında hedef değiştirilerek tümörün lokasyonuna ve boyutuna bağlı olarak tedavi için gerekli gama demetleri üretilerek tedavi kolaylaştırılabilir. Çalışmanın ikinci aşamasında, bu 22 farklı gama enerjisi ile tüm vücut MIRD erkek insan fantomu kullanılarak ışılanmış ve 13 organa ve tüm vücuda ait absorbe edilen doz değerleri hesaplanmıştır. Literatüre bakıldığında bu şekilde yapılan çalışmaların azlığı dikkat çekmektedir. Elde edilen verilerin doğruluğunu test edebilmek adına beyin için bir karşılaştırma Hyeon Yoo et al. tarafından 2016 yılında yapılan bir çalışma referans alınarak gerçekleştirilebilir. Bu çalışmada 1 *MeV* enerjili gama demeti ile yapılan ışınlama sonucunda beyin için doz değeri yaklaşık olarak 5×10^{-12} Gy olarak tespit edilmiştir. Bu tez çalışmasında ise beyin için 1,199 *MeV* gama demeti için doz değeri 5×10^{-12} Gy şeklinde hesaplanmıştır. Beyin organı için elde edilen değerler kuvvet olarak fit edildiğinde veri noktalarının fit eğrisine uyum oranı $R^2=0,87$ şeklindedir. Yani elde edilen denklem aralık dışındaki farklı birincil gama demeti enerjileri için de kullanılabilir.

Sonuç olarak yapılan bu tez çalışmasının sonuçları, gama girişli radyoterapi uygulamalarına ışık tutacak nitelikte olup, yukarıda bahsedildiği gibi yeni tedavi cihazı tasarımlarında da kullanılabilir özellik taşımaktadır.

KAYNAKLAR BÖLÜMÜ

- [1] KORKUT, T. 2010. Deneysel ve Cern-Fluka Monte Carlo Simülasyon Kodu Yöntemleri kullanılarak 4,5 MeV Enerjili Hızlı Nötronların Borlu Bileşik ve Cevherler Tarafından Yavaşlatılmasına İlişkin Parametrelerin Belirlenmesi. Atatürk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Anabilim Dalı Doktora Tezi. Erzurum. 108 s.
- [2] ERDOĞDU, M. 2015. Osmaniye ve Çevresindeki içilebilir ve İşlenebilir sularda Radon ($Rn-222$) Konsantrasyonun Belirlenmesi Osmaniye Korkut Ata Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yüksek Lisans Tezi. Osmaniye 68 s.
- [3] GÖRMEZ, E. 2012. Geant4 ve Fluka Monte Carlo Simülasyon Kodları kullanılarak Bazı Minerallerin Am-241/Be Nötron Kaynağının Zırhlanması için kullanılabilirliklerinin Değerlendirilmesi. Ağrı İbrahim Çeçen Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yüksek Lisans Tezi. Ağrı. 61 s.
- [4] AKKURT, A. 2006. Afyon Jeotermal Sularında Radon ($Rn-222$) Aktivitesi Tayini. Afyon Kocatepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, Afyonkarahisar. 57 s.
- [5] ARYA, A.P. 1989. Çekirdek Fiziğinin Esasları. Aktif Yayıncılık, Erzurum. Çeviren: Yusuf Şahin. 407 s.
- [6] ARTEL T., “Radyoaktivite”, 1. Cilt, İstanbul Şirketi Mürettibiye Basımevi, İstanbul, 156(1950)
- [7] DAVUTOĞLU, H. 2008. Radon Gazını Ölçme Metotları. Dumlupınar Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, Kütahya. 62 s.
- [8] DEĞERLİER, M. 2007. Adana İli Ve Çevresinin Çevresel Doğal Radyoaktivitesinin Saptanması Ve Doğal Radyasyonların Yıllık Etkin Doz Eşdeğerinin Bulunması, Çukurova Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Adana. 175 s.
- [9] ÇAVAŞ, M., 2006. NaI Dedektörü ile Topraktaki Radyasyonun Ölçümü ve Maruz Kalınan Dozların Hesabı, Yüksek Lisans Tezi, Dumlupınar Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Kütahya.

- [10] KARA Ayhan, Danışman, Prof. Dr. Uğur ÇEVİK, Trabzon 2008. Karaca ve Çal Mağaralarında Radon Konsantrasyonu ve Radyoaktivite Seviyesinin Belirlenmesi. Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Ana Bilim Dalı Yüksek Lisans Tezi.130 s.
- [11] ÖZDEMİR, F.B. 2006. Afyon ve Çevresindeki Kuyu Sularında Radon (Rn-222) Aktivitesi Tayini. Afyon Kocatepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, Afyonkarahisar. 112 s.
- [12] ŞAHİN S. “Sivrice Fay Zonundaki Radon Değişimi ve Doğal Radyoaktivite”, Doktora Tezi, Fırat Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Elazığ, 1-27 (2009)
- [13] UNSCEAR (United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiations). Sources and effects of ionizing radiation. United Nations (2000).
- [14] IAEA, International Atomic Energy Agency. 1996. Radiation Safety, IAEA Division of Public Information, 96-00725.
- [15] ACR- ASTRO Practice Guideline For Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT)
- [16] Schubert L.A., Gondi V., Sengbusch E., ve arc. “Forward-planed IMRT, inverseplaned IMRT, helikal tomotherapy”, Radiotherapy and Onkology.
- [17] Estro booklet 9, Guidelines For The Verification of IMRT 2008.
- [18] Bortfeld T., IMRT: a review and preview, Phys. Med. Biol., 51, R363, 2006
- [19] Handbook of Radiotherapy Physýcs, Theory and Practice.
- [20] Ü. Cerrahpaşa Tıp Fakóltesi Sürekli Tıp Eğitimi Etkinlikleri, Radyasyon Onkolojisinde Temel Yaklaşımlar Sempozyum Dizisi No: 79 • Kasım 2012; s. 28 – 47
- [21] Takeshima, E.Hozumi, M. Takatsu, K. Radiation shield and shielding material with excellent heat-transferring property. US Patent 5,015,863,
- [22] Halverson, DC. Billings, GW. Johnston, GM.High neutron absorbing refractory compositions of matter and methods for their manufacture. US Patent 5,273,709

- [23] Cheng, B. Yang, RL., 1994. Hafnium alloys as neutron absorbers. US Patent 5,330,589
- [24] Cummings. BC 1994. Radiation shielding for spacecraft components.US Patent 5,324,952, 1994 - Google Patents
- [25] Decroix, GM. Gosset, D. Kryger, B 1996. Neutron-absorbing material and its production process. US Patent 5,590,393.
- [26] Carden, RA. 1997.Metal matrix compositions for neutron shielding applications. Patent 5,700,962
- [27] Haynes, TG. Anderson, K. Oschmann, EL. 1999. Radiation absorbing refractory composition. US Patent 5, 965, 829.
- [28] Rudnick, RH. Tennie, M. Zeitzschel, G. 1999.Absorption structure for absorbing neutrons and method for producing an absorption structure. US Patent 5,926,516.
- [29] Silva, AX Da. Crispim, VR.2001. Shielding design studies for a neutron irradiator system based on a ^{252}Cf source. Radiation protection dosimetry.95 (4): 333-337.
- [30] Constantin, F., S. A. Garea, T. Sandu, and H. Iovu. 2010. Characterization of novel epoxy composites based on hybrid inorganic=organic polyhedral oligomeric silsesquioxane. Int. J. Polym. Anal. Charact. 15: 119–128.
- [31] Kline, D. E. J. 1960. Dynamic mechanical properties of polymerized epoxy resins. J. Polym. Sci. 47(149): 237–249.
- [32] Vovchenko, L., L. Matzui, V. Oliynyk, V. Launetz, and A. Lazarenko. 2008. Nanocarbon-epoxy composites as electromagnetic shielding materials. Mol. Cryst. Liq. Cryst. 497: 378–386.
- [33] Zhong, W. H., G. Sui, S. Jana, and J. Miller. 2009. Cosmic radiation shielding tests for UHMWPE fiber=nano-epoxy composites. Compos. Sci. Technol. 69(13): 2093–2097.
- [34] Vovchenko, L., L. Matzui, V. Oliynyk, and V. Launetz. 2010. Attenuation of electromagnetic radiation by graphite-epoxy composites. Phys. Status Solidi C 7(3–4): 1260–1263.
- [35] Zhang, Y., Y. D. Dai, J. S. Li, H. Sun, and S. Q. Chang. 2010. Preparation of nano-poly(lead acrylate) epoxy resin based radiation-protection material and its properties. Acta Polym. Sin. 5: 582–587.

- [36] Li, Z. F., X. X. Xue, T. Jiang, H. Yang, and M. Zhou. 2011. Study on the properties of boron-containing ores=epoxy composites for slow neutron shielding. *Adv. Mater. Res.* 201–203: 2767–2771.
- [37] Gencel, O., W. Brostow, G. Martinez-Barrera, and M. S. Gok. 2012. Mechanical properties of polymer concretes containing different amount of hematite or colemanite. *Polimery* 57(4): 276–283.
- [38] Huang, Y. P., L. Liang, J. Xu, and W. J. Zhang. 2012. The design study of a new nuclear protection material. *Nucl. Eng. Des.* 248: 22–27.
- [39] Martí'nez-Barrera, G., E. Viguera-Santiago, O. Gencel, and H. E. Hagg Lobland. 2011. *Poly*
- [40] GÜLMEN Mergim, Danışman, Prof. Dr. Zehra YEĞİNGİL, Adana 2011. Medikal Alanda Kullanılan LiF, Mg, Ti (TLD-100) 'nin Dozimetrik Özelliklerinin İncelenmesi. Çukurova Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Yüksek Lisans Tezi.129 sayfa.
- [41] TAVLAYAN Emin, Danışma Doç. Dr. Yavuz ANACAK, İkinci Danışman Öğr. Gör. Dr. Fiz. Nezahat OLACAK. İzmir 2006. Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tezli Yüksek Lisans Beyin Tümörlerinin Radyoterapi Planlamasında, BT ve MR Görüntü Eşleştirilmesinin Hedef Volüm Belirlenmesine ve Doz Dağılımına Etkisi. 61 Sayfa.
- [42] CENGİZ Ferhat, Danışman, Prof. Dr. Güneş TANIR, ANKARA Temmuz 2009, Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Yüksek Lisans Tezi Radyo Terapide Kullanılan Kobalt-60 Kaynağının Verdiği Doz Değerinin Al_2O_3 (TLD-500) ile Ölçülmesi. 76 Sayfa.
- [43] ÇOBANOĞLU Gökçen, Danışman Prof. Dr. Rıza OĞUL, KONYA Nisan 2011, Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Anabilim Dalı Yüksek Lisans Tezi Lineer Hızlandırıcıların Özellikleri ve Radyoterapide Kullanılması.79 Sayfa.
- [44] Dr. Onur YILDIRIM, Danışman Doç. Dr. Bahattin HAKYEMEZ, BURSA 2011,Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı Uzmanlık Tezi İntrakranial Beyin Tümörlerinde Radyoterapi Sonrası Rekürrens ile Radyasyon Nekrozu Ayırımında BT- Per füzyonun Yeri.72 Sayfa.

- [45] Seyrek EBRU, Danışman Dr. Mustafa KARADAĞ, ANKARA 2007, Gazi Üniversitesi Gazi Eğitim Fakültesi Fizik Eğitimi Ana Bilim Dalı Yüksek Lisans Tezi Radyoizotopların Üretimi ve Radyoterapide Kullanılması. 64 sayfa.
- [46] Milli Eğitim Bakanlığı, Radyoloji, Radyoterapi Uygulama Planı (725TTT093) ANKARA 2012. 101 Sayfa.
- [47] Milli Eğitim Bakanlığı, Radyoloji, Radyoterapi Simülasyon (725TTT090) ANKARA 2011. 45 Sayfa.
- [48] Wikipedia, 2007. Kanseri, kanserin nedenleri ve tedavisi, Wikipedia Özgür Ansiklopedi.
- [49] Demir, A., 2005, Lineer hızlandırıcılarda elde edilen X-ışınlarıyla kanser tedavisi, Yüksek Lisans Tezi, Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 5-6, 11.
- [50] Baysal, A., Criss, W., 2004, Kanseri Tanıyalım, 13-20.
- [51] Özet, A., 2010, Türkiye’de ve Dünya’da Kanseri Epidemiyolojisi, GATA Dahili Bilimler, Onkoloji.
- [52] W. S. Snyder, H. L. Fisher, Jr., M. R. Ford, and G. G. Warner, "Estimates of absorbed fractions for monoenergetic photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom," J Nucl Med, Suppl 3: pp. 7-52, Aug 1969.
- [53] Do HyeonYoo, Wook-GeunShin, HyunCheolLee, HyunJoonChoi, MauroTesta, Jae KookLee, YeonSooYeom, ChanHyeongKim, ChulHeeMin. An effective dose assessment technique with NORM added consumer products using skin-point source on computational human phantom, Applied Radiation and Isotopes, 118, 56-61 (2016).

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Murat ERDOĞDU
Doğum Tarihi : 26/06/1982
E-Posta Adresi : muraterd82@gmail.com

Öğrenim Durumu :

Derece	Bölüm / Program	Üniversite	Bitirme Yılı
Lise	Bilgisayar Bölümü	Hatay / İskenderun Anadolu Teknik, Teknik ve Endüstri Meslek Lisesi	2000
Ön Lisans	Bilgisayar Programcılığı	İstanbul Üniversitesi Teknik Bilimler Meslek Yüksek Okulu	2003
Lisans	Fizik	Karadeniz Teknik Üniversitesi Rize Fen Edebiyat Fakültesi	2007
Tezsiz Yüksek Lisans	Fizik	Çukurova Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü	2011
Tezli Yüksek Lisans	Fizik	Korkut Ata Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü	2015
Tezli Yüksek Lisans	Disiplinler Arası Nükleer Enerji ve Enerji Sistemleri	Sinop Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü	2018