



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

FİZİK ANABİLİM DALI

**MEDİKAL LİNAC'da DÜZLEŞTİRİCİ FİLTRELERİN FOTON
SPEKTRUMLARINA ETKİSİNİN MCNP 6.2 İLE İNCELENMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Duha Thabet Nuaman AL-THABET

DANIŞMAN

Doç. Dr. Arif BAŞTUĞ

İKİNCİ DANIŞMAN

Prof. Dr. Orhan İÇELLİ

AKSARAY, 2022

Aksaray Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü'nün 192310801 numaralı Yüksek Lisans öğrencisi Duha Thabet Nuaman AL-THABET tarafından hazırlanan “(MEDİKAL LINAC DİLİNDE DÜZLEŞTİRİCİ FİLTRELERİN FOTON SPEKTRUMLARINA ETKİSİNİN MCNP 6.2 İLE İNCELENMESİ)” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ ÇOKLUĞU ile Fizik Anabilim Dalında YÜKSEK LİSANS TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Danışman: Doç. Dr. Arif BAŞTUĞ

Üniversite Adı: **Aksaray Üniversitesi**

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Yüksek Lisans Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum.....

Üye: Unvanı Adı SOYADI: Prof. Dr. Murat ESKİL

Üniversite Adı: **AKSARAY Üniversitesi**

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Yüksek Lisans Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum.....

Üye: Unvanı Adı SOYADI: Prof. Dr. Paşa YALÇIN

Üniversite Adı: **Erzincan Binali Yıldırım Üniversitesi**

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Yüksek Lisans Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum.....

Tez Savunma Tarihi: 08/11/2022

Jüri tarafından kabul edilen bu tezin Yüksek Lisans Tezi olması için gerekli şartları yerine getirdiğini onaylıyorum.

.....

Doç. Dr. Mehmet Ali HINIS

Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü

DOĞRULUK BEYANI

Yüksek Lisans tezi olarak sunduğum bu çalışmayı, akademik kurallara ve bilimsel etik, ahlak ve geleneklere aykırı düşecek bir yol ve yardıma başvurmaksızın yazdığımı, yararlandığım eserlerin kaynakçada gösterilenlerden oluştuğunu, çalışmamda kullandığım verilerin orijinallliğini ve her türlü intihalden uzak olduğunu beyan ederim.

Enstitü tarafından belli bir zamana bağlı olmaksızın, tezimle ilgili yaptığım bu beyana aykırı bir durumun saptanması durumunda, ortaya çıkacak tüm ahlaki ve hukuki sonuçlara katlanacağımı bildiririm.

İmza

Duha Thabet Numan AL-THABET

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans tez konusunun belirlenmesinde, araştırılması ve yazımı sırasında sahip olduğu bilgi birikimi ve tecrübesi ile çalışmayı yönlendiren ve her türlü yardımı esirgemeyen saygıdeğer danışman hocam Doç. Dr. Arif BAŞTUĞ'a, araştırma sırasında yardımlarını esirgemeyen Yıldız Teknik Üniversitesi Fen-Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümü öğretim üyesi Prof. Dr. Orhan İÇELLİ'ye, ve Arş. Gör. Ozan TOKER'e Ondokuz Mayıs Üniversitesi Fen-Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümünde Arş. Gör. Bayram BİLMEZ'e, ayrıca desteklerini, yaşamımın her anında eksik etmeyen aileme teşekkür ederim.

Duha Thabet Numan AL-THABET
AKSARAY, 2022

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	i
ÖZET	iv
ABSTRACT	v
ŞEKİLLER DİZİNİ	vi
SİMGELER VE KISALTMALAR	viii
1. GİRİŞ	1
2. KAYNAK ÖZETLERİ	3
2.1 Radyasyon	7
2.2 Yüklü ve Yüksüz Parçacık Etkileşmeleri	9
2.2.1 Yüklü parçacıklar (İyonize eden radyasyon).....	9
2.2.2 Yüksüz parçacıklar (İyonize eden radyasyon).....	10
2.3 Radyasyon ve Madde Etkileşmesi	12
2.3.1 Fotoelektrik olay.....	13
2.3.2 Compton saçılması	14
2.3.3 Çift oluşumu	15
2.3.4 Frenleme radyasyonu (Bremsstrahlung olayı).....	16
2.3.5 Zayıflatma (Attenuation)	18
2.3.6 Doz ve doz dağılımı.....	19
2.4 Doğrusal Hızlandırıcılar	20
2.4.1 Foton üretimi	24
2.4.2 Enerji dağılımı	24
2.4.3 Düzleştirici filtreler	25
2.4.4 Kolimatörler	26
2.4.5 LINAC'ın Medikal uygulamaları	27
2.5 Monte Carlo Yöntemi	29
2.5.1 MCNP.....	29
2.5.2 Vised (Görsel editör)	30
2.5.3 MCNP girdi dosyası hazırlanması	34
3. MATERYAL VE YÖNTEM	35
3.1 Benzetim Geometrisi	35
3.2 Düzleştirici Filtre Malzemeleri.....	39
3.2.1 Civa (Hg).....	39
3.2.2 Alüminyum (Al)	40
3.2.3 Tantal (Ta).....	40
3.2.4 Kalay (Sn).....	41
3.2.5 Stainless Steel (Paslanmaz çelik)	42
4. ARAŞTIRMA BULGULARI	43
4.1 Foton ve Elektron Spektrumları.....	43
4.2 Derinliğe Bağlı Doz.....	50
4.3 Doz Profilleri	57
5. SONUÇ VE ÖNERİLER	60
KAYNAKLAR	63
ÖZGEÇMİŞ	70

YÜKSEK LİSANS TEZİ

MEDİKAL LINAC'da DÜZLEŞTİRİCİ FİLTRELERİN FOTON SPEKTRUMLARINA ETKİSİNİN MCNP 6.2 İLE İNCELENMESİ

Duha AL-THABET

**Aksaray Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Fizik Anabilim Dalı**

Danışman: Doç. Dr. ARİF BAŞTUĞ

2. Danışman: Prof. Dr. ORHAN İÇELLİ

ÖZET

Tıbbi lineer hızlandırıcı (LINAC) sistemler, harici ışın radyoterapisinde ışınlama yollarından biridir. Monte Carlo simülasyon yöntemi, tedavi planlamasının yanı sıra LINAC'lerin tasarımında ve optimizasyonunda güvenilir olup ve yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu araştırmada, bremsstrahlung üretme hedefi, düzleştirici filtre (FF), iyon odası, birincil kolimatör ve ayarlanabilir X ve Y çeneli ikincil kolimatörler dahil olmak üzere ayrıntılı parçalar içeren 12 MV LINAC tasarlamak için MCNP 6.2 programı radyasyon taşıma kodu olarak kullanıldı. Lineer hızlandırıcı tasarlama da kullanılan MCNP 6.2 programı yardımıyla modellemede farklı enerji aralıkları için lineer hızlandırıcı bileşenleri optimize etme sistemi gerçekleştirildi. Farklı FF malzemelerinin elde edilen foton spektrumları, yüzde derinlik dozu ve elektron kontaminasyonundaki etkilerini, 100 cm kaynaktan yüzey mesafesine ve $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alan boyutuna sahip 40 cm kenar uzunluğuna sahip bir kübik su fantomunda araştırıldı. Al, SS, Sn, Ta ve Hg düzleştirici filtre malzemelerinin yanı sıra düzleştirici filtresiz (FFF) su fantomunda kullanıldı.

Anahtar Kelimeler: Foton, Monte Carlo, Lineer Hızlandırıcı ve Su Fantomu.

Temmuz, 2022; 70 sayfa

M.Sc. THESIS

**INVESTIGATION OF THE EFFECT OF FLATTENING FILTERS ON
PHOTON SPECTRA IN MEDICAL LINAC WITH MCNP 6.2**

Duha AL-THABET

**Aksaray University
Graduate School of Natural and Applied Sciences
Department of Physics**

Advisor: Assoc. Dr. ARİF BAŞTUĞ

2. Advisor: Prof. Dr. ORHAN İÇELLİ

ABSTRACT

Medical linear accelerators (LINAC) are one of the main means of dose delivery in external beam radiotherapy. Monte Carlo simulation is widely accepted as a reliable method in designing and optimization of LINACS as well as treatment planning. In this research we used MCNP 6.2 general use radiation transport code to design a 12 MV LINAC with detailed parts including target to produce bremsstrahlung, flattening filter (FF), ion chamber, primary collimator, and secondary collimators with adjustable X and Y jaws. With the help of the MCNP 6.2 program used in the design of the linear accelerator, a system of optimizing the linear accelerator components for different energy ranges in the modeling was realized. We investigated the effects of different FF materials in resulting photon spectra, percentage depth dose and electron contamination in a cubic water phantom with side length of 40 cm, at a 100 cm source to surface distance and $10 \times 10 \text{ cm}^2$ field size. Flattening filter materials of Al, SS, Sn, Ta and Hg were used as well as a flattening filter free (FFF) system.

Keywords: Photon, Monte Carlo, Linear Accelerator and Water Phantom.

July, 2022; 70 pages

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1.	Elektromanyetik dalgalar ve atom parçacıkları şeklinde iyonlaştırıcı radyasyon oluşumu.....	8
Şekil 2.2.	Radyasyon Türleri.....	9
Şekil 2.3.	Fotonların madde ile etkileşimlerinde üç baskın etki.....	11
Şekil 2.4.	Fotonların şiddetinin kalınlıkla değişimi.....	12
Şekil 2.5.	Fotoelektrik etki.....	14
Şekil 2.6.	Compton saçılması.....	15
Şekil 2.7.	Çift oluşumu.....	15
Şekil 2.8.	Anihilasyon (yok olma) olayı.....	16
Şekil 2.9.	Frenleme X-ışını üretimi.....	17
Şekil 2.10.	Frenleme X-ışını spektrumu.....	18
Şekil 2.11.	Elektromanyetik radyasyonun madde ile temel etkileşimleri.....	19
Şekil 2.12.	Lineer hızlandırıcının önemli parçalarının şematik gösterimi.....	22
Şekil 2.13.	Düzleştirici filtresi (a) ve düzleştirici filtresiz, (b) Elde edilen yan doz profilleri.....	22
Şekil 2.14.	Çok Yapraklı Kolimatör.....	23
Şekil 2.15.	EGS Windows 4.0 tarafından oluşturulan Siemens PRIMUS'daki Monte Carlo simülasyonunun radyasyon izleri.....	25
Şekil 2.16.	a) Düzleştirme filtresi kullanılmadığında b) Düzleştirme filtresi kullanıldığında.....	26
Şekil 2.17.	Örnek MCNP giriş dosyası.....	32
Şekil 2.18.	Basit bir MCNP girdi dosyasının Vised programı görseli.....	33
Şekil 3.1.	Linac benzetim geometrisinin üç boyutlu görüntüsü.....	37
Şekil 3.2.	Doz hesapları için kullanılan 40x40x40 cm büyüklüğündeki su fantomu geometrisi.....	38
Şekil 4.1.	Düzleştirici filtre olmayan sistemde kolimatörü geçen demetin foton ve elektron spektrumları.....	43
Şekil 4.2.	Alüminyum düzleştirici filtreli sistem için foton ve elektron spektrumları.....	44
Şekil 4.3.	Paslanmaz çelik düzleştirici filtreli sistem için foton ve elektron spektrumları.....	45
Şekil 4.4.	Kalay düzleştirici filtreli sistem için foton ve elektron spektrumları.....	46
Şekil 4.5.	Tantal düzleştirici filtreli sistem için foton ve elektron spektrumları.....	47
Şekil 4.6.	Civa düzleştirici filtre için foton ve elektron spektrumları.....	48
Şekil 4.7.	Düzleştirici filtre malzemeler için foton spektrumları.....	49
Şekil 4.8.	Düzleştirici filtre malzemeler için elektron spektrumları.....	50
Şekil 4.9.	Düzleştirici filtre içermeyen durum için yüzde derin doz değişimi.....	51
Şekil 4.10.	Alüminyum filtreli sistem için derinliğe bağlı doz.....	52
Şekil 4.11.	Paslanmaz çelik filtre için foton ve elektronlara ait yüzde derin dozlar.....	53
Şekil 4.12.	Kalay filtre için foton ve elektronlara ait yüzde derin dozlar.....	54
Şekil 4.13.	Tantal filtre için foton ve elektronlara ait yüzde derin dozlar.....	54
Şekil 4.14.	Civa filtre için foton ve elektronlara ait yüzde derin dozlar.....	55
Şekil 4.15.	Tüm malzemeler için derinliğe bağlı foton dozu.....	56
Şekil 4.16.	Tüm filtre malzemeleri için derinliğe bağlı elektron dozu.....	57
Şekil 4.17.	Tüm düzleştirici filtre malzemeleri için fantom yüzeyinden alınan doz profilleri.....	58

Şekil 4.18. Tüm düzleştirici filtre malzemeleri için 5 cm derinlikteki doz profilleri.....	59
--	----



SİMGELER VE KISALTMALAR

ASA	Amerikan Standartlar Birliği
BBREM	Bremsstrahlung biasing
BHN	Brinell sertlik numarası
ÇYK	Çok Yapraklı Kolimatör
dΩ	Birim Katı Açısı
D_{fy}	Düzleştirici Filtre Yok
E	Elektron Yüğü ($1.6 \times 10^{-19} \text{C}$)
EGS	Electron Gamma Show
ERG	Enerji Kısaltma (MeV)
F4	Tally Bir Hücredeki Ortalama Parçacık Akısını MCNP'da (parçacık/cm ²)
F8	Tally Bir Hücre İçerisindeki Enerji Birikimini Verir MCNP (MeV)
FF	Flattening Filter(Düzleştirici Filtre)
FFF	Flattening Filter Free (Düzleştirici Filtresiz)
FWHM	Full Width Half Maximum (cm)
GeV	Giga elektro volt
Gy	Gray, SI Biriminde Soğurulan Doz
h	Planck Sabiti ($6.62 \times 10^{-34} \text{J.s}$)
I	Elektromanyetik Radyasyonun Soğurucu Tabakadan Geçtikten Sonraki Şiddeti
I₀	Elektromanyetik Radyasyonun Soğurulmadan Önceki Şiddeti
IGAT	Image-Guided Adaptive Radiation Therapy (Görüntü Kılavuzlu Uyarlanabilir Radyasyon Tedavisi)
IMP	Input (Girdi)
IMRT	Image-Guided Radiation Therapy (Görüntü Kılavuzlu Radyasyon Tedavisi)
kV	Kilo volt
keV	Kilo Elektron Volt
LINAC	Lineer Hızlandırıcı
MCNP	Monte Carlo N-Particle
Mev	Milyon Elektron Volt
MV	Mega volt
Mpa	Megapascal
PAR	Type of Particle Source Emits
PDD	Percentage Depth Dose (Yüzde Derinlik Doz)
POS	Reference Point for Positioning Sampling
r	Position
SBRT	Stereotactic Body Radiation Therapy (Stereotaktik Vücut Radyasyon Tedavisi)
SD	Standard Deviation (Standart Sapma)
SDEF	Source Definition (kaynak Tanımlaması)
SPH	Sphere Kısaltma
SRS	Stereotactic Radiosurgery (Stereotaktik Radyocerrahi)
SSD	Source to Skin Distance (Kaynak Cilt Mesafesi)
SSR	Sympathetic Skin Response (Sempatik Deri Yantısı)
SSW	Stochastic Surface Walking
t	Numune Kalınlığı (gr/cm ²), Değeri gelen Fotonun Şiddetini,
TAR	Tissue Air Ratio (Doku Hava Oranı)

TMR	Tissue Maximum Ratio (Doku Maksimum Oranı)
TPR	Tissue Phantom Ratio (Doku Fantom Oranı)
x, y, z	x, y, z Eksen Üzerindeki Nokta
YDD	Yüzde Derin Doz
V	Volt
v	Velocity of the Primary Particle (Parçacığın Hızı)
γ	Gama Işınları Sembolü
λ	Lamda (Dalga Boyu)
μ	Lineer Absorpsiyon Katsayısı (cm^{-1})
μ_m	Kütle Soğurma Katsayısı (cm^2/g)
ρ	Yoğunluk (g/cm^3)
σ	Cross-Section (Tesir Kesiti), Standart sapma
Φ	Fluence (akıcılık), Açısal Yer Değiştirme, Azimut açısı
Ω	Enerjiye bağlı, Solid Angle



1. GİRİŞ

Fizikte yapılan buluşlar, bilimsel çalışmalar, insan yaşamını ilgilendiren birçok alanda çok önemi yeniliklere yol açmıştır. Bu yenilikler, özellikle tıpta teşhis ve tedavide teknolojik gelişiminde de kullanılmıştır [1]. 1985 yılında Alman fizikçi Wilhelm Röntgen tarafından X-ışınlarının keşfiyle birlikte X-ışınlarının tıpta teşhis ve tedavi amaçlı kullanımı gündeme gelmiştir. İyonlaştırıcı radyasyonun kullanım alanlarından biri, dünyada yaklaşık 38,000 hızlandırıcı cihaz olduğu tahmin edilen radyasyon terapi merkezlerinde kullanılan tıbbi doğrusal hızlandırıcılardır [1, 2]. Bu hızlandırıcıların % 44'ü radyoterapide, % 41'i iyon modunda, %9'u endüstride, % 4'ü biyotıpta ve % 1'i de enerjisi 1GeV sistemler ile yapılan araştırmalarda kullanılmaktadır. Son yıllarda, tıbbi doğrusal parçacık hızlandırıcıları (LINAC: doğrusal hızlandırıcı), iyonlaştırıcı radyasyonla kanseri tedavi etmek için yaygın olarak kullanılan cihazlar haline gelmiştir [3]. Yüksek enerjili fizik araştırmalarında kullanılan hızlandırıcıların aksine, tıbbi LINAC'lar, eşmerkezli olarak (izosantrik olarak) monte edilen ve hastaya çeşitli yönlerden bir radyasyon ışını göndermelerini sağlayan daha karmaşık makinelerdir [4]. Bu cihazların amacı, tümör dozunu maksimuma çıkarırken, risk altındaki organların maruz kaldığı radyasyon dozunu en aza indirmektir [5]. Bir hasta böyle bir cihazla MV enerjisine sahip bir foton ışını ile ışımlandığında, bu cihazlar hastanın cildine göre daha derin dokularda radyasyon dozunun önemli ölçüde azaltılması beklenir. Cilt yüzeyinde veya çok yakınında bir maksimum iyonizasyon bölgesi oluşturan düşük enerjili X- ışınlarının (superficial veya ortovolt X-ışınları) aksine, LINAC'ta üretilen MV enerjili foton ışınları ile derinliğe göre değişen bölgesel bir elektron birikime sebep olur. Bu birikme bölgesi, maksimum dozun meydana geldiği yüzey ve derinlik arasındaki bölge olarak tanımlanır. Sonuç olarak yüzey dozu, belirli bir derinlikte oluşan maksimum dozdan daha düşüktür. Ek olarak, bir MV enerjili foton ışınının kullanıldığı durumlarda, yüzey dozu ışının enerjisine ve alan boyutlarına bağlıdır. Bu nedenle, belirli bir alan boyutu için, maksimum doz derinliği daha yüksek enerjilerde (daha derin noktalara doğru) artarken, cilt dozu azalır. Ciltte maksimum doza kıyasla bu şekilde elde edilen düşük doz durumuna cilt koruyucu (skin sparing) etki denir. Bu etki, derin yerleşimli tümörlerin tedavisinde MV enerjili foton ışınlarının düşük enerjili foton ışınlarına göre sahip olduğu en önemli avantajdır [6, 7]. Cilt koruyucu etkisi, MV foton ışınlarının en çok arzu edilen özelliğidir. Ancak bu etki hastaya yönelik foton ışını

ikincil elektronlarla kontamine etmişse mümkündür azalabilir veya hatta tamamen kaybolabilir.

Farklı FF malzemelerinden elde edilen foton spektrumları, yüzey derinlik dozu ve elektron kontaminasyonundaki etkilerini, bir kenar uzunluğu 40 cm olan bir kübik su fantomunda, 100 cm uzaklıktaki kaynaktan yüzey ölçüsü $10 \times 10 \text{ cm}^2$ büyüklüğünde olan numunelerde incelendi. Bu numuneler Al, SS (paslanmaz çelik), Sn, Ta ve Hg olup düzleştirici filtre malzemelerinin yanı sıra düzleştirici filtresiz (FFF) sistem kullanıldı. Malzemelerin çok çeşitli atom numarası ve kütle yoğunluğunu kapsayacak şekilde farklı sistemler araştırılmıştır. Simülasyon verimliliğini artırmak için faz uzayı, bremsstrahlung önyargısı ve ağırlık pencereleri dahil olmak üzere bir dizi varyans azaltma tekniği kullanılmıştır. Bu yapılan düzeltmeler dikkate alındığında yapılan simülasyon programı, işlem sürelerini iyileştirip ve uygun zaman aralığında %1'den daha az belirsizlikler elde edildi. Faz uzayı yöntemini kullanmanın bir diğer avantajı da, dozdaki elektron kontaminasyonunu değerlendirmemize izin vermesidir. Hesaplamalar, Hg ve Ta gibi yüksek atom numaralı numunelerin kullanılmasının, 2,6 cm ile 3,2 cm arasında değişen daha derin doz maksimumlarına karşılık gelen FFF sistemi ile 2,13 MeV ile karşılaştırıldığında, 2,87 MeV ile akıcı ortalama enerji ile sonuçlandığını göstermektedir. Elektron kontaminasyonu açısından Al, SS ve Sn düşük elektron-foton doz oranına sahiptir. Sonuç olarak, Sn ve SS gibi orta atom numarası olan malzemelerin dozimetrik açıdan 12 MV LINAC'larda elverişli olduğu bulunmuştur.

Bu çalışmanın amacı, 12 MV'de çalışan medikal bir LINAC'ta dozimetrik açıdan en uygun düzleştirici filtre malzemelerinin Monte Carlo ile belirlenmesidir. Sayım yüzeyi olarak belirlenen numune yüzeylerinden geçen foton ve elektronların akısı tespit edildi ve filtre malzemesi olarak kullanılan Hg, Al, Ta, Sn ve SS üzerinde parçacıkların enerji dağılımlarına etkisi incelendi.

2. KAYNAK ÖZETLERİ

Bu araştırma kapsamında çeşitli çalışmalar incelenmiş ve referans alınmıştır. Aşağıda bu çalışmaların özetleri yer almaktadır.

Van Laere ve Mondelaers (1997), eksen dışı doz düşüşünü telafi etmek için 5 ve 10 MeV uç nokta enerjilerinde kararlı, yüksek enerjili bir Ta-C bremsstrahlung hedefi oluşturmak için dimorfik Pb alan yumuşatma filtreleri üretilmiştir. Filtre tasarımı Monte Carlo simülasyonu ile geliştirilmiştir. Mutlak doz hesaplaması deneysel iyonizasyon verileri ve Fricke tarafından yapılan ölçümler ile karşılaştırılmıştır. Spektral veriler analiz edilmiş ve gelen elektron ışını parametrelerinin (çap, eğiklik gibi) etkisi simüle edilmiştir. Dahili filtreli kurulumla, 25 cm'lik bir SSD'de sulu bir Fantomda maksimum 35 kGy/saat değerine kadar gerekli herhangi bir γ doz oranını üretmişlerdir. Bu mesafede elde edilen homojenlik, 5 ve 10 MeV enerji için de ışın eksenine dik 25 cm çapındaki bir yüzey üzerinde yüzde birkaç oranından daha iyi bir sonuç bulmuşlardır [8].

Elekta SL-25 lineer medikal hızlandırıcı (Elekta Onkoloji Sistemleri, Crawley, İngiltere), Ishmael Parsai vd. (2007) tarafından foton düzleştirme filtresinin çıkarılmasıyla Monte Carlo simülasyonu kullanılarak tasarlanmıştır. Düzleştirme filtresi çıkarıldıktan sonra bir taramalı su fantomu kullanılarak ölçümler de yapılmıştır. Hem simüle edilmiş hem de ölçülmüş ışın profilleri, merkezi eksen üzerindeki dozun arttığını göstermiştir. Monte Carlo simülasyonları, 6 MV için 2,35 ve 10 MV ışınları için 4,18 MV'lik bir artış göstermiştir. Düzleştirme filtresinin çıkarılmasının bir başka sonucu, foton enerji spektrumunun eğrinin keskinliğini azaltmış (yumuşatmış). Maksimum dozun derinliğinden daha büyük derinliklerde dozda daha dik bir azalmaya yol açmış. Sistemde dikkate alınan alan kenarındaki noktaların karşılaştırılması, daha büyük alanlar için bu noktalarda dozun %5,8 kadar azaldığını göstermiştir. Bu çalışmanın sonuçlarında, daha büyük foton akıcılığının daha kısa tedavi süreleri ile sonuçlanması beklenirken, tedavi alanı dışındaki dozdaki azalma, hedefe daha doğru doz verilmesini göstermiştir [9].

Lind vd. (2009), geleneksel LINAC'ı değiştirirken düzleştirme filtresiz bir pakette düzenlemeler yapmaya çalışmıştır. Düzleştirme filtresini bir tür metal plaka ile değiştirmeye çalışmıştır. Bu işlemi yapmasının amacı, bir hedef arızası durumunda

ortaya çıkan bir elektron ışınını kesmek ve bir ışın güçlendirici görevi görmektir. M. Lind ve arkadaşları ayrıca, monitör odasına ulaşan ve ışının yönlendirilmesi ve izlenmesi için kararlı bir sinyal sağlayan önemli bir elektron kaynağı olduğunu öne sürmüşlerdir. M. Lind ve arkadaşlarının amacı, farklı kalınlıktaki bir metal levhanın nasıl etkilediğini araştırarak, monitör odasındaki ışın özelliklerine göre düzeltirme filtresiz bir ışınlama sistemi oluşturmaya çalışmışlardır. Monitör odasının giriş penceresindeki ışının bazı temel özellikleri; Geleneksel bir hızlandırıcıda ışın hattına 2 mm Al ve 1 mm Cu eklendiğinde karşılık gelen oran $\% 98,9 \pm 0,3$ 'dür, monitör odasına ulaşan elektronların da $\% 98,2 \pm 0,3$ 'si düzeltirme filtresinde oluşturulmuştur. Aynı elektron ve foton akıcılığını elde etmek için, monitör odasının tüm giriş penceresi boyunca, düzeltilmiş bir ışın olarak, ortalama 6 ila 8 mm Cu ve 2 mm Al'ıma ihtiyaç vardır. Bununla birlikte, fotonların ve elektronların spektral dağılımı, elektron ışınının önemli ölçüde daha yumuşak dalga boyu olduğu (ortalama elektron enerjisinin yaklaşık 970 keV'den 850 keV'a düştüğü) herhangi bir filtre kullanılmadığı durumlar dışında, düzeltilmiş ve düzeltilmemiş ışınlar arasında önemli ölçüde farklılık göstermediğini tespit etmişlerdir [10].

Dalaryd vd. (2010), tarafından Elekta Precise lineer hızlandırıcının Monte Carlo modeli, ışın hattında düzeltirme filireli ve filiresiz olan 6 MV ve 10 MV foton ışınları için verilerle oluşturulmuş ve doğrulanmıştır. Araştırmacıların bu çalışmasında, düzeltirici filitrede şuanın sabitleştirilmesi için LINAC satıcısı tarafından sağlanan 6 mm kalınlığında bir bakır plaka sisteme yerleştirilmiştir. Birkaç çalışma, filtrenin çıkarılmasının, radyoterapi tedavileri için faydalı olabilecek foton ışınının bazı özelliklerini iyileştirdiğini göstermiştir. Filtresiz elde edilen ışının araştırılan bazı özellikleri; ışının çıktı (output), spektrumu, ortalama enerjisi, ve saçılan fotonların orijinini içeriyordu. Sonuçlar, sırasıyla 6 ve 10 MV ışınlar için 1,76 ve 2,66 merkez ekseninde başlangıç elektronu başına artan bir doz çıkışı gösterdi. Hızlandırıcıdan saçılan fotonların sayısı 6 MV ışın için $\% (31,7 \pm 0,03)$ (1 SD) ve 10 MV ışın için $\% (47,6 \pm 0,02)$ olarak azaldığı gözlenmiştir. Düzeltilmemiş filitreden elde edilen foton enerjisinin spektrumu, geleneksel bir ışının (ör: karakteristik) kıyasla daha yumuşaktı bir eğri biçiminde ve daha büyük bir alan için (0-20 cm eksen dışı) eksen dışı mesafe ile önemli ölçüde değişmediği gözlenmiştir [11].

Giglioli vd. (2011), 6 MV ve 10 MV lineer hızlandırıcı Varian 2100 C modelinin kırımları için PDD'nin belirlenmesine yönelik hesaplamalar MCNP-4C kodu kullanılarak yapmıştır. Kaynak tarafından yayılan parçacıkların açısal dağılımı, Monte Carlo yöntemi ile simüle edilir ve PDD eğrisini yeniden oluşturmak için kullanılır. Radyoterapi alanındaki yapılan simülasyonlarda meydana gelen büyük bir zorluk, üretici firma tarafından simülasyondaki spesifik bilgileri uygulamaya aktarmışlardır. Bu çalışma, Varian model 2100C marka lineer hızlandırıcıdan kaynaklanan 6,0 MV ve 10 MV ışın-X ışınlarının karakterizasyonu için ampirik bir yöntem sunmaktadır. Hataların yayılması göz önünde bulundurularak gerçekleştirildi her elipsoidde alınan enerji birikiminin ilişkisiz ölçümleri. Her bir nokta için sapmaların değerleri en fazla %1 olarak bulundu ve MCNP-4C kodu kullanılarak simülasyonla elde edilen ölçümlerin tutarlılığını kanıtladı, yüzde farklılıkları her bir kırım için sırasıyla en fazla % 3,7 ve % 4,6 idi [12].

Belosi vd. (2014), çalışmanın amacı TrueBeam'dan elde edilen deneysel ölçümlere karşı serbest düzleştirme fitresinden (FFF) elde edilen faz uzay dağılımının doğruluğunu değerlendirmişlerdir.

Bu çalışmanın sonucunda yazarlara göre radyasyon derinlik doz eğrilerinin analizi, uygulama alanının boyutu ve derinliği ile doz farklılıklarının arttığını göstermiştir; bu artan etki faz uzay pürüzlerini giderilmesi için, kullanılan birincil ışın enerjisinin hafife alınmasından kaynaklanmış olabileceğini belirtmişlerdir. Tedavi için dikkate alınan alan büyüklüğü en büyük değer için ortalama doz farklılığı %1'e ulaşmıştır. Dikkate alınan bu yüzeyin yanal profil değerleri, $20 \times 20 \text{ cm}^2$ ye kadar olan alanlar için %1'lik bir oranda doz farkı tespit edilirken, $40 \times 40 \text{ cm}^2$ alanlar için bu doz farkı %2'ye kadar artmıştır. Bu durum ışınlama yüzey alanı arttıkça tutarsızlığın arttığını göstermektedir. Tedavide kullanılan Gama ışınlarının analizinde $40 \times 40 \text{ cm}^2$ alanı olan numune hariç ($\sim$ %95 uyum), 2 mm kalınlığındaki %2 lik, diğer numnelerde %100 lük uyum sağlanmıştır. Fakat numune kalınlığı, 1mm (%1) ve numune alanı $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 'ye kadar küçültüğünde ışınlama verimi neredeyse %95'e düşürülmüş, daha büyük alanlar için daha kötü ışınlama oranı elde edilmiştir. Spesifik FFF sisteme özgü eğimli ve pürüzlü parametreleri deneysel verilere göre simüle edilen sonuçların düşük enjileri ile uyumlu olduğu gözlenmiştir [13].

Sangeetha ve Sureka (2017), EGSnrc Monte Carlo Simülasyonu kullanılarak küçük alan dozimetrisi için Varian Clinac 600 C/D sistemini düzleştirilmiş ve düzleştirilmemiş filtreleri 6 MV foton ışınlarının özelliklerini karşılaştırmak için kullanmıştır. çünkü küçük alan dozimetrisi, alandaki en önemli ve uyarıcı görev olarak kabul edilir. Araştırmacıların kullanmış olduğu Varian Clinac 600 C/D medikal lineer hızlandırıcının 6 MV foton ışınlarını, EGSnrc Monte Carlo kullanıcı kodları (BEAMnrc ve DOSXYZnrc) kullanılarak küçük alan dozimetrisi için Flattening Filter (FF) ve Flattening-Filter-Free (FFF) modu ile çalıştırmışlardır. Kullandıkları şifreyi elde etmek için deneme yanılma yöntemini kullanmışlardır. Kullandıkları deneme yanılma yönteminde yüzde derinlik dozu, yanal ışın profili, doz hızı iletimi, foton enerji spektrumu, monokromatik foton ışını, alan dışı doz, yüzey dozu, ve küçük alan dozimetrisi için alan faktörlerini dikkate almışlardır. Elde edilen sonuçlar, küçük alan dozimetrisi ve manyetik alan dozimetrisi için optimize edilmiş ışın enerjisi ve yarı maksimum değerindeki tam genişlik hem FF hem de FFF ışınları için 5,7 MeV ve 0,13 cm olduğunu göstermiştir. Küçük alan boyutu için maksimum doz derinliği, manyetik alanlarına benzer şekilde hem FF hem de FFF ışınları için minimum düzeyde sapar. Alan dışı doz azaltma miktarı, alan boyutundaki artışla birlikte artar. Foton enerji spektrumunun, FFF ışın modu için alan büyüklüğündeki artışla arttığı da görülmektedir. FFF ışınları için doz oranı teslimi, hem küçük alan dozimetrisi hem de magna alan boyutları için iki kat faktörle belirgin bir artış göstermektedir. Küçük alan boyutu için FFF ışınlarının yüzey doz ölçümlerinin daha yüksek olduğu, magna alanları için FF ışınından daha düşük olduğu bulunmuştur. Genel olarak, Monte Carlo simülasyonu kullanılarak Varian LINAC sisteminin dozimetrik ışın özelliklerinin belirlenmesinde kullanımının önemli olduğu gözlenmiştir [14].

Küçük alan boyutu için maksimum doz derinliği minimum sapma gösterir magna alanlarına benzer hem FF hem de FFF ışınları için. D_{max} 'tan daha büyük derinlikler, alan büyüklüğündeki artışla sapmalarının arttığı FF ışınlarını karşılaştıran FFF ışınları için üstel bölgede daha dik bir doz düşüşünü göstermektedir. FF ve FFF ışınlarının yanal ışın profillerinin şekli, $4 \times 4 \text{ cm}^2$ 'den küçük alan boyutları için benzer kalır oysa magna-alanları durumunda değişir.

Hodges ve Barzilov (2018), tarafından Bremsstrahlung dönüştürücülerle donatılmış elektron LINAC'larının çalışmasının radyasyon güvenli kullanım özellikleri incelenmiştir.

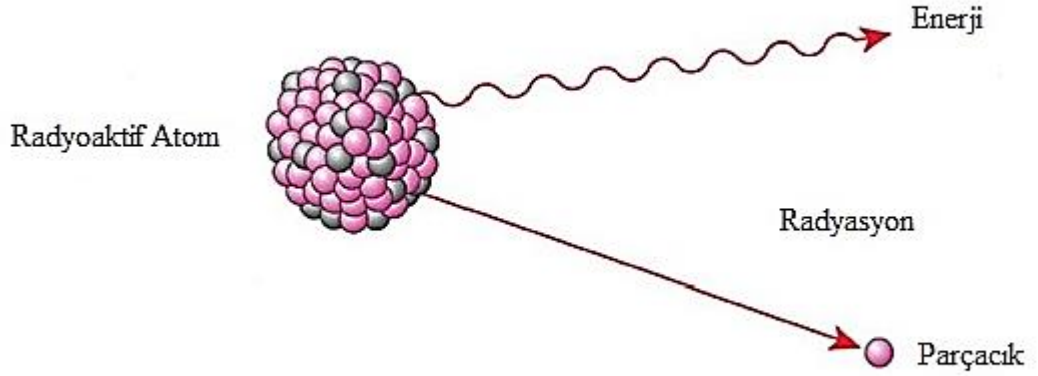
LINAC işlemi sırasında yüksek enerjili foton ve fotonötron üretimi Monte Carlo hesaplama modelleri kullanılarak analiz edilmiştir. Sonuçlar, kolimatör kullanımının ve LINAC'ın doz oranlarını önemli ölçüde azalttığını gösterdiği tespit edilmiştir. Araştırmacılar tarafından kullanılan sistemin fotonötron doz oranları, yüksek enerji modunda K15 LINAC için hesaplanmıştır. Doz oranına en büyük nötron katkısı, foton katkısından dört kat daha düşük olduğunu ifade etmişlerdir [15].

Zeghari vd. (2019), tarafından yapılan çalışmada, tedavide kullanacakları serbest düzleştirici filtre ışınları uygulayabilmek için Saturne 43 LINAC başlığını temel özelliklerini teorik olarak çalışmışlardır. Bu, Saturne 43'ün başlığı için ışın dozimetrisini araştıran yedek düzleştirme filtre modu ile Monte Carlo simülasyonu çalışmışlardır. Daha sonrakiler, 10×10 cm ve $2,5 \times 5$ cm² ve 2×2 cm² kare alan boyutları için BEAMnrc ve DOSXYZnrc Monte Carlo kodları kullanılarak düzleştirici filtre ve yedek düzleştirici filtreler için analiz edilmiştir. 10×10 cm² alan boyutu için yedek düzleştirici filtre modu ile doz hızı ve elektron kontaminasyonunda 3,94 kat artış olmuştur. Buda %246,4 tekabül etmektedir. Araştırmacıların kullandığı sistemde çevresel doz azaltma işlemi düzleştirici filtre sistemi ile %30'a kadar azalma gerçekleştirilmiştir. Diğer sistemlerle mukayese edildiğinde süre %50 daha azalmıştır [16].

2.1 Radyasyon

Evrenin başlangıcından beri uzayda var olan Dünya'nın yapısında bulunan radyoaktivite ve radyasyon, yaşamın başlangıcından beri insanlığı etkileyen küresel bir olgudur. Radyasyon hayatımızın bir parçasıdır. Güneşten ısı ve ışık, gelen radyasyonun doğal biçimleridir. Ayrıca çevremizde doğal olarak oluşan ve yapay olarak elde edilebilen mikrodalga, radar, radyo dalgaları, X-ışınları, gama ışınları ve diğer radyasyon türleride mevcuttur [17]. Radyasyon yapısı bakımından dalgalar veya parçacıklar şeklinde olup uzaya bu iki formda yayınlanmaktadır. Çekirdekteki bazı atomlar, proton ve nötron sayısının dengesizliğinden dolayı kararsızdır. Nötron ve proton sayısındaki dengesizlik, atomun çekirdeğinde ek enerjiye yol açar. Bu

ekstra enerji radyasyon olarak yayılır. Bu salınım çekirdekte proton sayısı nötron sayısı ile dengelenene kadar devam eder, böylece çekirdek kararlı hale gelir. Sabitleme işlemi sırasında atom, enerjisini birçok farklı şekilde kaybeder ve birçok farklı elemente dönüşür. Ortaya çıkan enerjiye radyasyon adı verilir ve bu işleme radyoaktif bozunma adı verilir [18]. Bahsedilen elektromanyetik dalgalar, kütlesi olmayan, ışık hızında hareket eden ve foton adı verilen enerji paketleridir. Parçacık radyasyonu, bir atomun temel yapısı olan ve çok hızlı hareket eden belirli bir kütle ve enerjiye sahip küçük bir parçacıktır [19]. Bu olay Şekil 2.1'de gösterilmiştir. Bu şekilde de görüldüğü gibi radyasyon atomlar ve moleküller ile etkileşir ve içinden geçtiği ortama enerji aktarır [20-22].



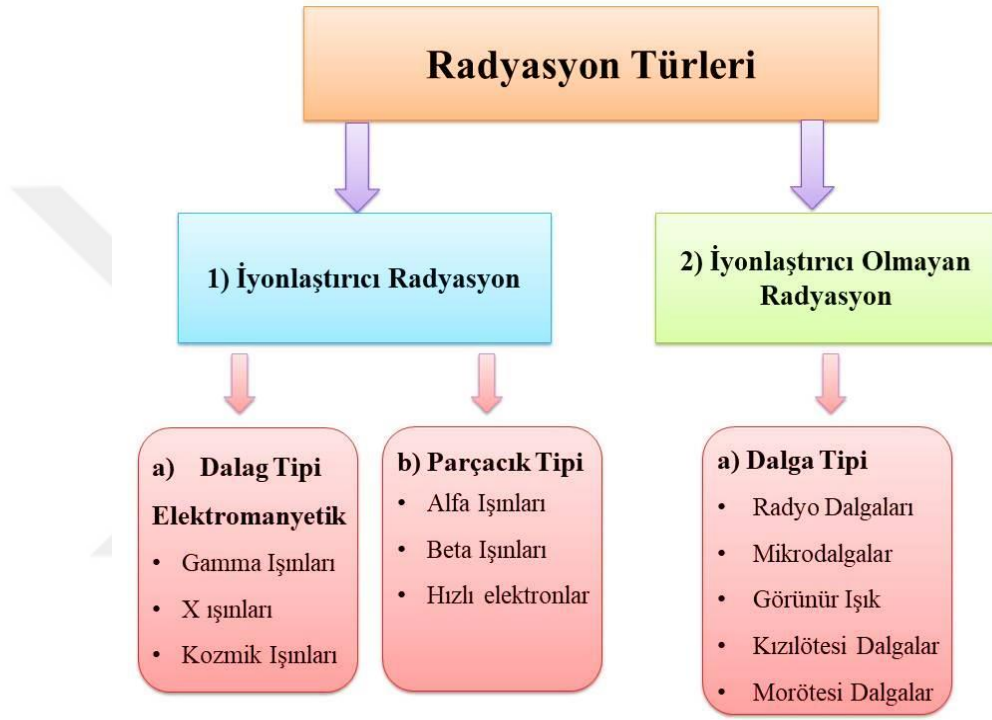
Şekil 2.1. Radyoaktif bir elementten yayınlanan elektromanyetik dalgalar ve parçacık şeklindeki radyasyon oluşumu [22, 23].

Şekil 2.2'de gösterildiği gibi, radyasyonu sınıflandırmak için üç ana kriter kullanılır: Bunlar radyasyonun enerjisi, radyasyon türü ve radyasyon kaynağıdır [24].

- Radyasyon Enerjisi: yüksek (iyonlaştırıcı radyasyon) ve düşük (iyonlaştırıcı olmayan) enerjili radyasyon,
- Radyasyon Türü: iyonize ve iyonize olmayan radyasyon,
- Radyasyon Kaynağı: doğal ve yapay radyasyon kaynağı.

Radyasyon enerjisi, etkileştiği ortamdaki bir atomdan bir elektronu koparabilecek seviyede ise, iyonlaştırıcı olarak da tanımlanmaktadır. Alfa, nötron, beta parçacık

radasyonu, gama ışınları, yüksek enerjili morötesi ışınları ve X-ışınlarını içeren elektromanyetik dalga tipi radyasyonlar ise iyonlaştırıcı özelliklere sahip elektromagnetik dalga şeklindeki radyasyondur. Diğer taraftan, düşük enerjili veya iyonlaştırıcı olmayan radyasyon, etkileşime girdikleri malzemenin atomlarından elektronları koparamaz. Mikrodalgalar, kızılötesi, görünür ışık, morötesi ışık ve radyo dalgaları düşük enerjili elektromanyetik spektrumdaki radyasyonlar iyonlaştırıcı olmayan radyasyon türlerini oluşturur [25].



Şekil 2.2. Radyasyon Türleri [24].

2.2 Yüklü ve Yüksüz Parçacık Etkileşmeleri

2.2.1 Yüklü parçacıklar (İyonize eden radyasyon)

Yüksek enerjili parçacıkların (alfa, beta, proton) atomla etkileşimleri sırasında enerjileri atomun elektronlarının bağlanma enerjilerinden büyük değilse elektron atomdan sökülmez, ve atomdaki elektronlar uyarılamaz. Eğer bu parçacıkların enerjileri bağlanma enerjilerinden büyük veya eşit ise etkileşime girdikleri elektronlar bir üst yörüngeye geçer bu olaya “uyarılma” denir. Yüklü parçacığın enerjisi ortama girdikçe elektron daha yüksek bir enerji düzeyine geçecek ve eski

yörüngeye dönerken iki yörünge arasındaki enerji farkına eşit enerjide bir foton yayınlayacaktır. Etkileşim enerjisi elektronun bağlanma enerjisinden büyükse elektronları bir üst yörüngeye uyarabilir veya fotoelektron olarak gözlenir. Bu olaya "iyonlaşma" denir. İyonlaşmanın sonunda, serbest bir elektron ve pozitif yüklü bir atomdan oluşan bir iyon çifti oluşur. Yüklü bir parçacık herhangi bir maddeden geçtiğinde, hedef molekül veya atomların negatif yüklü elektronları ve pozitif yüklü çekirdekleri ile etkileşime girer [26].

Bu olay üç tür etkileşime yol açar:

- a. Atom çekirdeği ile esnek çarpışmalar,
- b. Elektronların uyarılması,
- c. Elektronları atomdan atılması (iyonizasyon).

10 kV-10 MeV enerji aralığına sahip yüklü parçacıklar genellikle iyonizasyona neden olur.

2.2.2 Yüksüz parçacıklar (İyonize eden radyasyon)

Foton, nötron ve nötrino gibi parçacıklar yüksüz parçacıklardır [27]. Elektrik yükü açısından nötr olduğu için Coulomb etkileşimine girmez. Her parçacık madde ile farklı şekilde etkileşir. Gama ışınları, X ışınları ve Bremsstrahlung ışınları elektromanyetik radyasyonun örnekleridir. Ancak fotonlar, diğer yüksüz parçacıklar Coulomb kuvveti ile etkileşmezler [28].

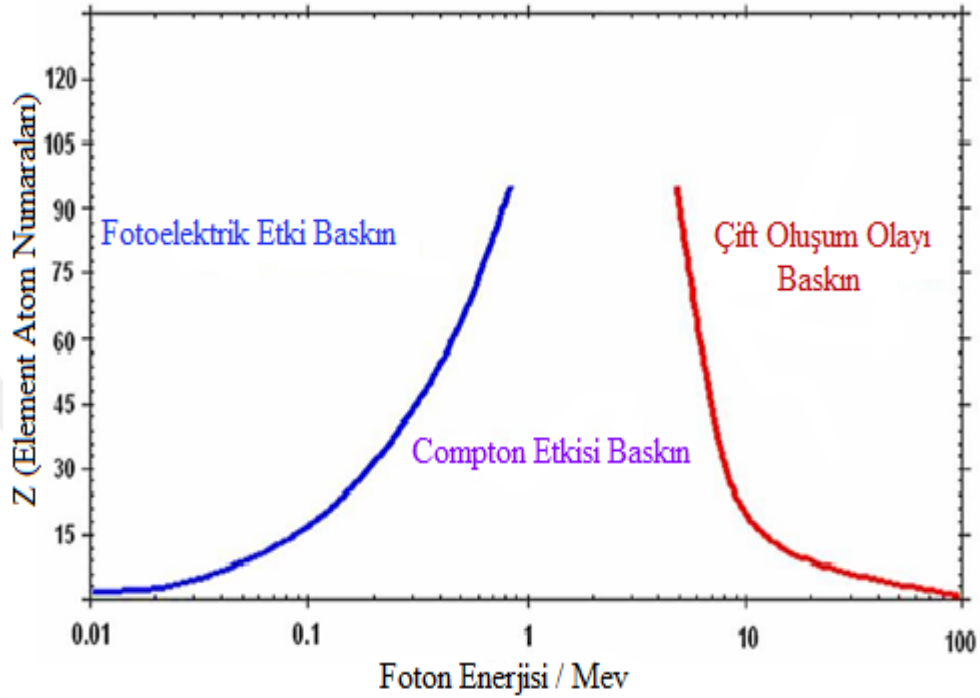
İyonlaştırma etkisine sahip (X-ışınları, γ -ışınları ve kozmik ışınlar) elektromagnetik dalgalar, Coulomb kuvvetinin etkisi altında olmamasına rağmen, maddedeki atomları uyarılabilir veya iyonlaştırabilir. Bu nedenle, fotonların madde ile etkileşimleri, yüklü parçacıkların etkileşimlerinden önemli ölçüde farklıdır. Gama ışınları atomik yörünge elektronları ile etkileşime girdiğinde enerjisinin neredeyse tamamını aynı anda elektrona aktarır ve gama ışınlarının giriciliği büyüktür [28].

Gama ışınları ve X-ışınları madde ile etkileşimi sonucu genellikle üç tip olay meydana gelir;

- a. Fotoelektrik olay
- b. Compton saçılması

c. Çift oluşum

Şekil 2.3'e göre, düşük enerjilerde fotoelektrik etki, orta enerjilerde Compton etkisi mevcuttur ve çift oluşumunun daha yüksek enerjilerde daha baskın olduğu gözlenmiştir [29].



Şekil 2.3. Fotonların madde ile etkileşimlerinde üç baskın etki görülmektedir [30].

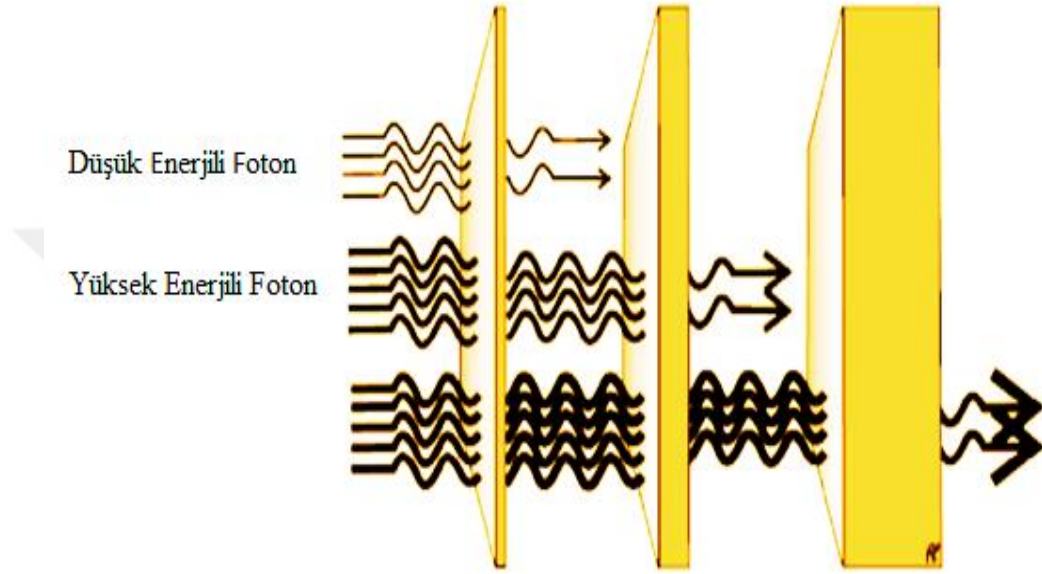
Fotoelektrik etki 0,01 MeV ile 0,5 MeV arasında olur, Compton saçılması 0,1 MeV ile 10 MeV arasında oluşur. Çift oluşumu olayı gerçekleşirse minimum 1,022 MeV enerjisinden başlar ve fotonun enerjisi arttıkça bu reaksiyonun gerçekleşme ihtimaliyeti artar [6].

Bu etkileşimlerin bir sonucu olarak, Şekil 2.4'te gösterildiği gibi fotonların iki önemli özelliğini öğreniyoruz [27, 28]. İlk avantaj, fotonların madde içinde ilerlerken yüklü parçacıklardan daha uzun mesafelere nüfuz etmesidir, ikincisinde ise madde içinde ilerledikçe, yüklü parçacıkların aksine artan mesafe ile fotonlar enerjilerini kaybetmezler, sadece şiddetinde bir azalma olur ve enerjisinin bir kısmınıda elektrona verir [28].

Foton yoğunluğundaki azalma, kalınlığa bağlı olarak eksponansiyel olarak ifade edilecektir.

$$I(x) = I_0 \exp(-\mu x) \quad (2.1)$$

Bu formülde I_0 değeri gelen fotonun şiddetini, x değeri soğuran materyalin kalınlığını ve μ lineer soğurma katsayısını gösterir. Bu katsayı değeri fotonun içinden geçtiği materyalin ışıma enerjisine bağlıdır, $I(x)$ etkileşmenin toplam tesir kesitini ve büyüklüğünü verir [28].



Şekil 2.4. Fotonların şiddetinin kalınlıkla değişimi [27, 28].

2.3 Radyasyon ve Madde Etkileşmesi

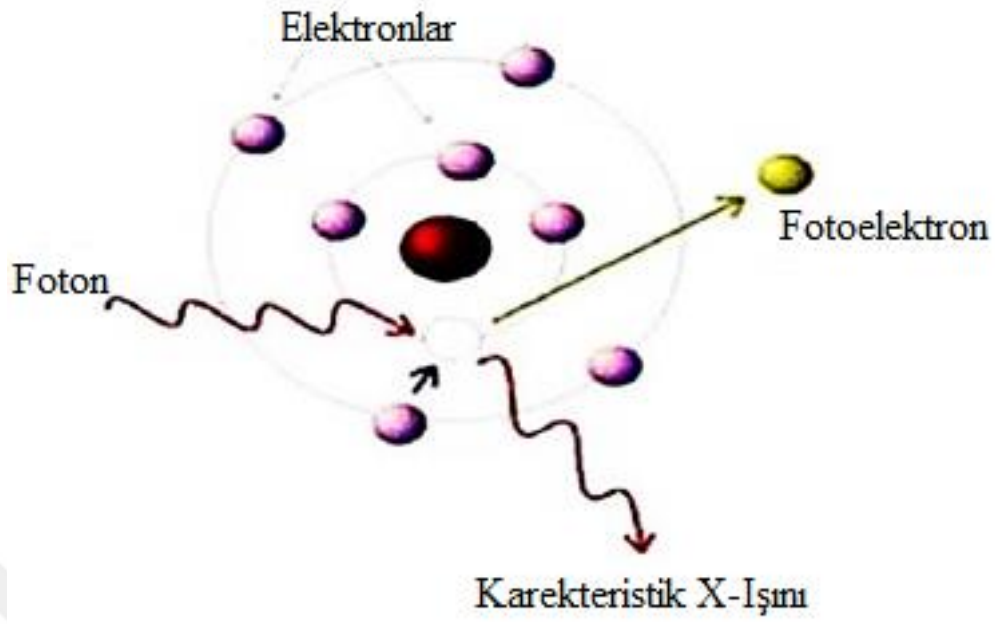
Radyasyon, madde ile etkileşimi sonucu maddede meydana gelen değişimler dikkate alınarak radyasyonun enerjisi ve etkileşen maddenin özellikleri belirlenir. Bu yüzden radyasyonun tespit edilebilmesi için madde ile etkileşiminin iyi anlaşılması gerekir. Etkileşim mekanizması, parçacığın türüne ve enerjisine, ayrıca etkileştiği maddenin atom numarasına ve yoğunluğuna bağlıdır. Bu yüzden, yüklü ve yüksüz parçacıkların madde ile etkileşimi ayrı ayrı ele almamız gerekir. Maddeye giren bir nötron veya foton, herhangi bir reaksiyon olmadan bir maddeden geçebilir ve sonuç olarak enerji kaybetmez. Ek olarak, bir foton etkileşime girebilir ve bir veya daha fazla etkileşimin bir sonucu olarak enerjisini kaybedebilir. Ayrıca, yüklü bir parçacık, bir Coulomb elektrik alanı olan bir veya daha fazla elektronla yada içinden geçtiği hemen hemen her atomun çekirdeğiyle etkileşime girebilir. Bu reaksiyonların çoğunda, gelen yüklü

parçacığın kinetik enerjisinin sadece küçük bir kısmı malzemeye aktarılır. Böylece parçacıklar yavaş yavaş kinetik enerjilerini kaybederler. Malzemeden geçen yüklü bir parçacığın etkileşme olasılığı sıfırdır [31]. Ancak etkileşmeden geçen parçacıklarda mevcuttur. Bunlara transparan malzeme denir.

Nötronların madde içindeki etkileşimleri yüklü parçacıklardan, gama ışınlarından ve X-ışınlarından önemli ölçüde farklıdır. Nötronlar yüklü olmadığından, elektronların veya çekirdeklerin Coulomb etkisini yaşamazlar. Nötronların madde ile etkileşimi atomik çekirdeklerin alanlarında gerçekleşir. Bir nötronun bir madde ile etkileşimi, saçılma ve soğurma olmak üzere iki kategoriye ayrılabilir. Gama ışınları nükleer dönüşümlerin sonucudur, X ışınları ise genellikle iyonize sonucunda elde edilir. Uyarma gibi bir atomik geçişlerin bir sonucu olarak oluşur. X-ışınları ayrıca yüklü parçacıkların yavaşlatılması veya hızlandırılması (ivmelendirilmesiyle) sonucu bremsstrahlung (frenleme) olarak üretilir. Bremsstrahlung sürekli bir enerji spektrumuna sahipken, atom ve çekirdekler tarafından yayılan fotonlar tek enerjidir. Fotonların madde ile etkileşimi birçok yönden mümkündür, ancak bunların en önemlileri fotoelektrik etki, çift oluşumudur ve Compton saçılmasıdır [32].

2.3.1 Fotoelektrik olay

Bir maddenin fotonlarla ışınlanmasının sonucu olarak, atom çekirdeğine bağlı elektronu atomdan sökmeye fotoelektrik olay denir. Yörüngeden çıkan elektrona da fotoelektron denir. Bu, atom üzerine düşen fotonun enerjisi, elektronların minimum bağlanma enerjisinden daha büyük olduğunda meydana gelir. Malzemeye gelen foton, tüm enerjisini elektrona aktararak, enerjisinin bir bölümünü elektronu atomdan sökmeye, bir bölümünde elektrona kinetik enerji olarak verir. Fotoelektrik etki, düşük enerjili fotonlarda ve yüksek atom numaralı ortamlarda daha baskındır [33]. Fotoelektrik olayda, yüksek bağlanma enerjisine (K orbitali) sahip iç orbitallerdeki elektronlar ile gelen bir fotonun etkileşime girme olasılığı, diğer orbitallerde elektronlarla etkileşim olasılığından daha yüksektir. Bu durumda, koparılan elektronun yerine dış yörüngedeki bir elektron doldurur ve bağlanma enerjileri arasında fark Şekil 2.5'teki gibi X-ışını enerjisi olarak yayılır.

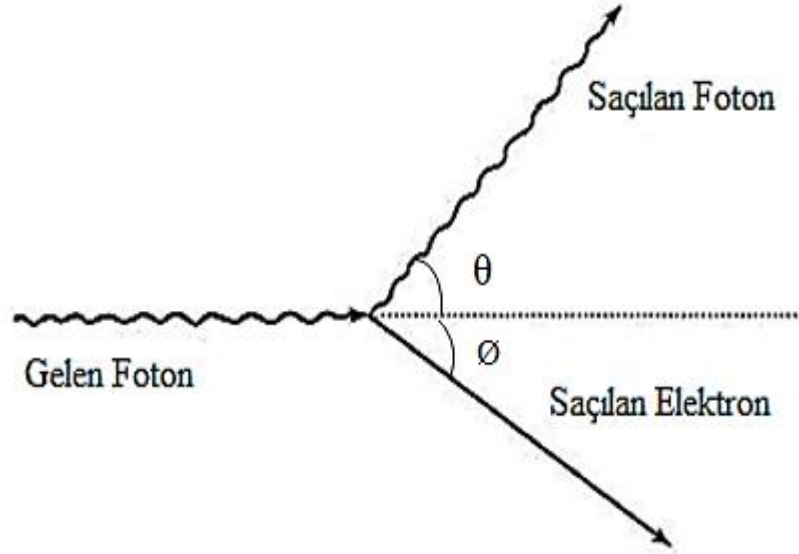


Şekil 2.5. Fotoelektrik etki [34].

2.3.2 Compton saçılması

Compton etkileşimi, atoma zayıf bağlı olan dış yörünge elektronları (yaklaşık olarak serbest sayılabilen elektronlarla) ile oluşur. Gelen foton enerjisinin bir kısmını elektrona aktarır ve daha büyük dalga boylu bir foton olarak momentumun korunumu sağlanacak şekilde belli bir açı ile yönünü değiştirir. Elektrona aktarılan enerji, fotonun saçılma açısına bağlı olarak değişir. Fotonun kaybettiği enerji elektronun saçılmasını belirler. Çarpışmadan sonra moment ve enerji korunur [33]. Dalga boyları arasındaki fark (λ), Elektrona aktarılan enerjiye eşittir ve saçılma açısına bağlıdır. Şekil 2.6'taki gibi maksimum enerji aktarımı, 180° lik bir saçılma açısında, yani geri tepme sırasında gerçekleşir.

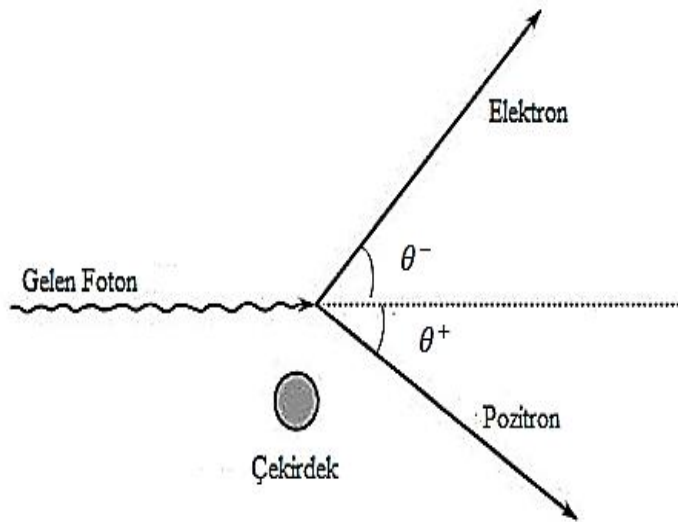
Compton olayı, orta enerjili bir ışının düşük atom numaralı bir madde ile etkileşiminde gözlenir. Foton atomun yörüngelerinden bir elektron koparır ve düşük enerji ile yön değiştirerek yoluna devam eder [35].



Şekil 2.6. Compton saçılması [33, 36].

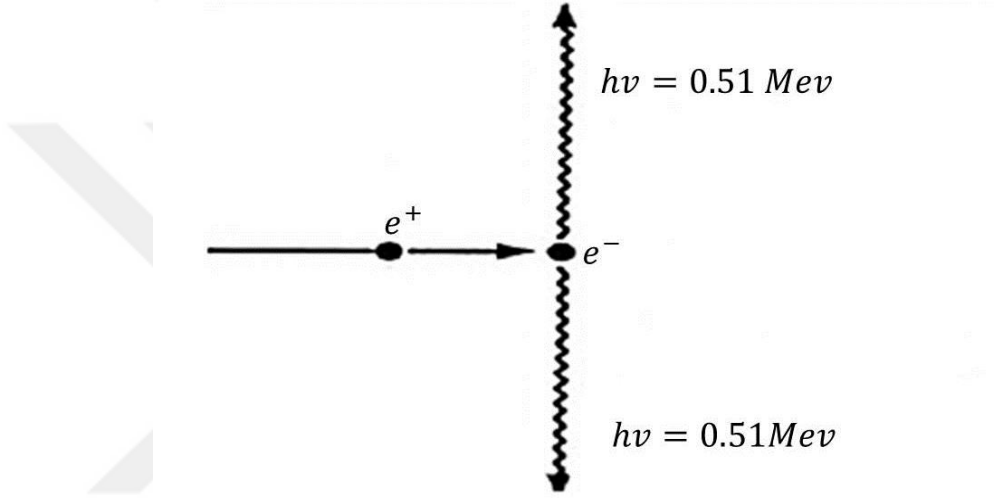
2.3.3 Çift oluşumu

Enerjisi elektron-pozitron çiftinin kalan kütlelerinin enerjisi olan yani 1,022 MeV olan fotonların çekirdeğin Coulomb alanından etkilenerek yok olup elektron-pozitron çiftine dönüşmesi olayıdır Şekil 2.7'deki gibi [33].



Şekil 2.7. Çift oluşumu [33].

Fotonun enerjisi $2(m_0c^2)$, yani minimum 1,022 MeV ise oluşan elektron-pozitron çifti hareketsiz kalır ve enerji kütleye aktarılır. Bir fotonun enerjisi 1,022 MeV'den yüksekse kalan enerji elektron-pozitron çiftine kinetik enerji olarak aktarılır. Bu aktarım sırasında enerjinin ve momentumun korunumu sağlanır. Ortaya çıkan pozitron, ortamdaki serbest elektron ile etkileşime girebilir. Şekil 2.8'deki gibi bu etkileşim sonucunda zıt yönlerde 0,511 MeV enerjili iki foton yayınlanır ve bu olaya yok olma (Anihilasyon) adı verilir.

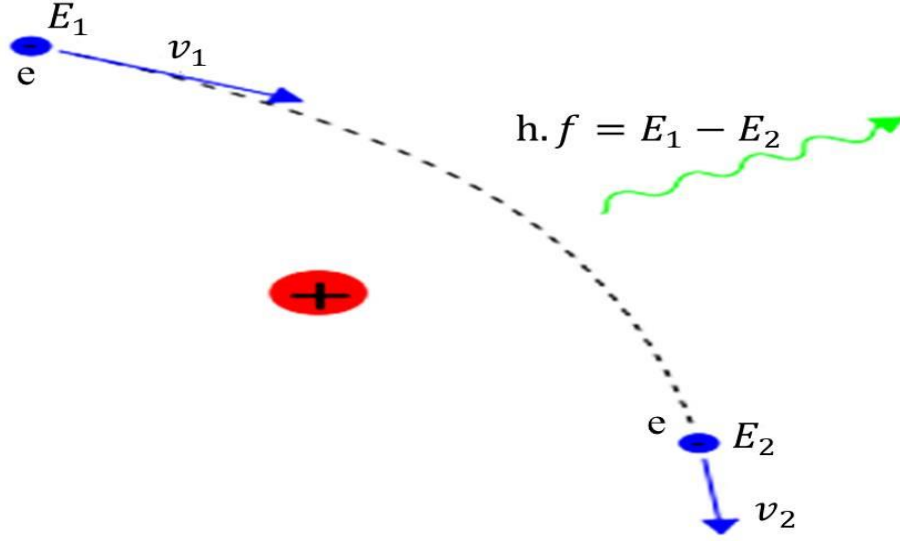


Şekil 2.8. Anihilasyon (yok olma) olayı [33].

2.3.4 Frenleme radyasyonu (Bremsstrahlung olayı)

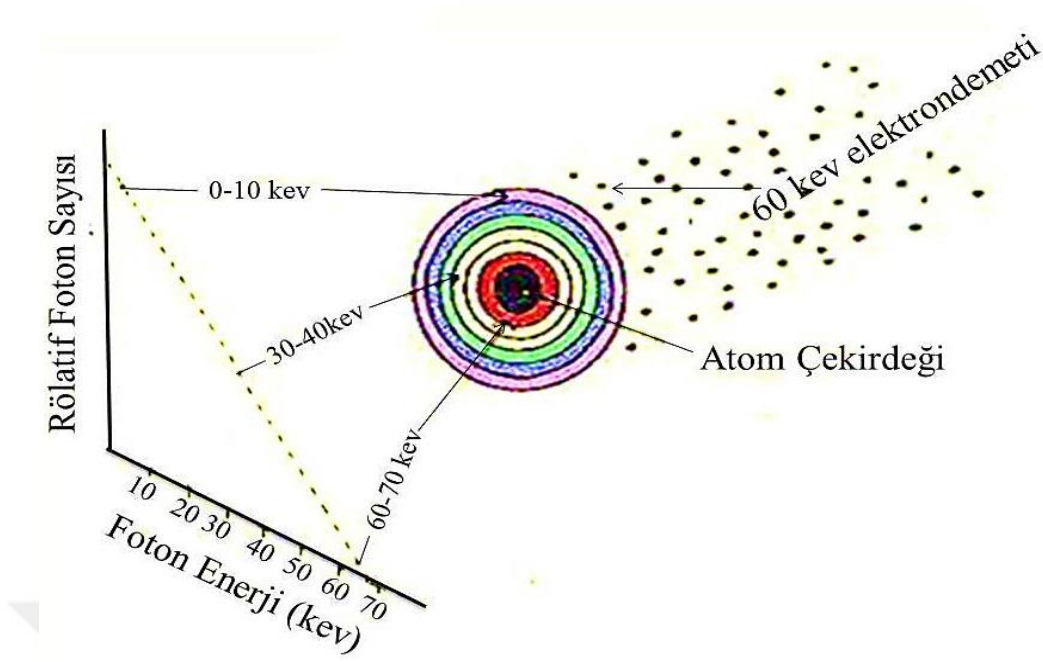
Elektron hedef atomun çekirdeğine yakın bir ortamdan geçtiğinde Coulomb kuvvetinin etkisiyle yavaşlayarak enerjisini kaybeder. Atomdan kaybedilen enerji X-ışınları olarak yayınlanır [33]. Bu olayın sonucunda Bremsstrahlung olayı meydana gelir. Bremsstrahlung yoluyla enerji kaybı, yaklaşık 2 MeV'den yüksek enerjilere sahip gelen elektronlar için önemli hale gelir ve 2 MeV'in altındaki enerjiler için ihmal edilebilir. 2 MeV'in altındaki enerjiler için, atomik çarpışmalar yoluyla enerji kaybedilir [37]. Ancak, yüksek enerjiler kullanıldığında, bu olayın meydana gelme olasılığı, birkaç çarpışma olasılığından daha yüksektir. Şekil 2.9'daki gibi, atom çekirdeğinin elektrik alanında saptırılan yüksek enerjili bir elektron tarafından bremsstrahlung üretilir [38]. Elektron proton çekirdeğinden geçerken, çekim alanına

maruz bırakılarak durdurulur ve yönünü değiştirerek yoluna devam eder. Bu sırada X-ışını olan bremsstrahlung radyasyonu açığa çıkar [22].



Şekil 2.9. Frenleme X-ışını üretimi [22].

Gelen elektronun atomdan uzaklığı, atomun yarıçapından küçükse, böyle bir etkileşimin olasılığı yüksektir ve bu olayda X-ışınları üretilir. Bu olaydan sonra yayılan X-ışınının enerjisi ($h\nu$), gelen elektronun enerjisinden daha büyük değildir. Bu olay sonucunda kaybedilen enerji değişkendir ve gelen elektronun enerjisi ortamın atom numarasına bağlıdır. Bazen düşük bir olasılık ile meydana gelebilecek karakteristik bir X-ışını emisyonu gözlemlenebilir. Bu durumda doğrudan atomun iç orbitallerine giren elektron bulunur. Örneğin, K kabuğundaki bir elektronla etkileşime girdiğinde meydana gelir. Bremsstrahlung olayı, bir elektromanyetik ışının oluşmasına ve gelen elektronun yolun sapmasına neden olur. Su ve dokular gibi atom numarasının düşük olduğu ortamlarda elektronlar genellikle enerjilerini atomik elektronlarla iyonlaşarak kaybederler. Bremsstrahlung radyasyonu kurşun gibi yüksek atom numaralı elementlerde daha çok görülür [39, 40]. Elektronun atom çekirdeği ile etkileşim mesafesi nedeniyle, frenleme X-ışını spektrumu üretilir. Burada spektrumdaki en yüksek enerji, gelen elektronun enerjisinin değeridir. Şekil 2.10, bremsstrahlung üretimini ve foton enerji spektrumunu göstermektedir.



Şekil 2.10. Frenleme X-ışını spektrumu [33].

Lineer hızlandırıcı cihazlarda, hedefe ulaşan hızlandırılmış elektronlar, Bremsstrahlung radyasyonu üretmek için hedef malzeme ile etkileşime girer. Bu şekilde, elde edilen fotonlarla radyasyon tedavisi uygulanabilir.

2.3.5 Zayıflatma (Attenuation)

Elektromanyetik radyasyonun soğurmasının ana özelliği, belirli bir kalınlıktaki bir malzemeden geçerken radyasyon yoğunluğunun azalmasıdır, bu durum Şekil 2.11'de gösterildiği gibidir [41]. Radyasyon yoğunluğundaki azalma, Lambert-Beer yasasına göre soğuran malzemenin kalınlığı t ile orantılıdır. Başlangıç yoğunluğu I_0 olan bir elektromanyetik radyasyon soğurucu tabakasından geçtikten sonra yoğunluk I ,

$$dI = -\mu I dt \Rightarrow I = I_0 e^{-\mu t} \quad (2.2)$$

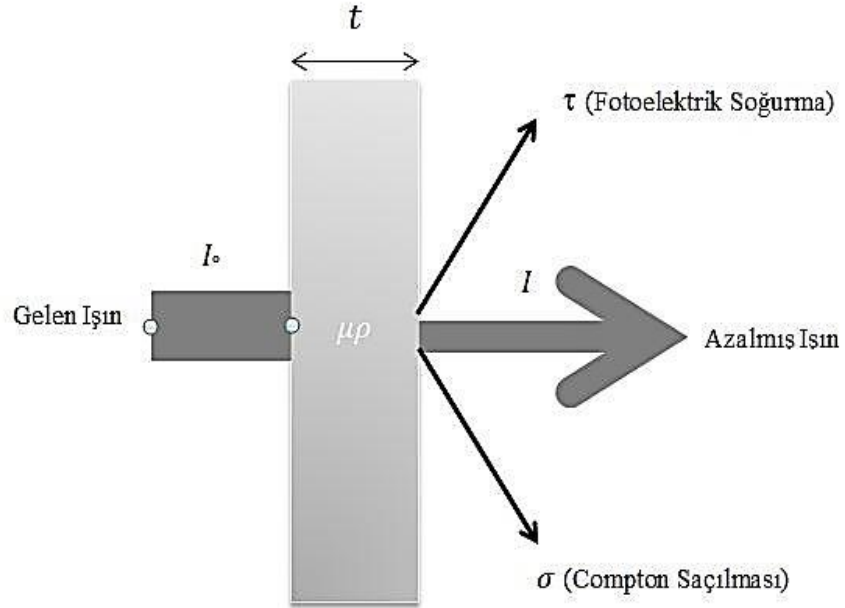
olur. Bu ifade, t kalınlığına sahip bir maddeyi geçtikten sonra başlangıç yoğunluğu I_0 olan bir X-ışınının yoğunluğunu verir. Doğrusal soğurma katsayısı μ (cm^{-1}), birim uzunluk başına enerji soğurma oranı olarak tanımlanır ve gelen fotonun enerjisine bağlıdır. (2.2) denkleminde yola çıkılarak μ için;

$$\mu = \frac{\ln(I_0/I)}{t} \text{ cm}^{-1} \quad (2.3)$$

yazılabilir. Doğrusal soğurma katsayısının μ 'nün soğurucu maddenin yoğunluğuna oranı, birim zamanda birim kütle başına soğurma ve kütle soğurma katsayısı olarak tanımlanır $\mu_m = \mu/\rho$ ananından hesaplanır [42]. Buradan yola çıkarak;

$$\mu_m = \frac{\mu}{\rho} = \frac{\ln(I_0/I)}{t} \frac{\text{cm}^2}{\text{gr}} \quad (2.4)$$

eşitliği elde edilir. Kütle soğurma katsayısının μ/ρ değeri, soğurucu malzemenin fiziksel durumuna bağlı olmadığından, doğrusal soğurma katsayısı μ 'den çok daha önemlidir. Kütle soğurma katsayısı, doğrudan soğurucu malzemenin özelliğini yansıtır. Bu sebeple kütle soğurma katsayısının ölçümü lineer soğurma katsayısından daha uygundur [41].



Şekil 2.11. Elektromanyetik radyasyonun madde ile temel etkileşimleri [41].

2.3.6 Doz ve doz dağılımı

Bir doz, ölçü birimlerinde belirli bir süre boyunca kullanılan veya tüketilen herhangi bir maddenin belirli bir miktarıdır. Radyasyon dozu, soğurulan veya alınan radyasyon enerjisinin miktarı olan belirli bir zaman diliminde hedef kütle tarafından

belirlenir, radyasyon dozu birimi Gray'dir (Gy) [43]. Radyasyon tedavisi alan hastalarda doz dağılımını doğrudan ölçmek nadiren mümkündür. Hemen hemen tüm doz dağılım bilgileri, fantom adı verilen doku eşdeğerleri materyaller elde edilir. Bu temel veriler, gerçek bir hastada doz dağılımını tahmin etmek için geliştirilen doz hesaplama sistemlerinde kullanılmıştır [44, 45].

Üretilen fotonlar ilk olarak birincil kolimatör geçer ve konik bir şekil alır. Birincil kolimatörden geçen bir foton demetinin merkezinde ölçülen foton şiddeti ve dozu kenarlardan daha yüksektir. Merkezde yüksek doz dağılımına sahip ve alanın kenarına doğru düşük olan böyle bir sisteme serbest düzleştirici filtre (FFF) denir. Yatay eksenlerde doz dağılımı denklemin amaçları doğrultusunda, foton ışını alanın merkezinde daha kalındır ve alanın kenarına doğru hareket ederken daha yumuşak bir filtre tarafından geçer. Burada, ışınlama bölgesinde eşit miktarda dozun elde edildiği filtrelenmiş bir sistem elde edilmiştir. Düzleştirilen veya filtresiz foton demetinin bıraktığı doz iyon odasındadır ve gerekli dozu iletecek bir cihaz sağlanmıştır. İyon odasından geçen foton ışını istenilen alan açıklığını sağlayacak şekilde konumlandırılan ikincil kolimatörde filtrelenir ve dikdörtgen şeklini alır [33].

Radyasyon ışını hastadan (veya su fantomundan) geçtiğinde, hastanın organlarında farklı derinliklerde farklı doz değerleri bırakır. Ortama salınan doz ışın enerjisine, derinliğine, alan boyutuna, kaynağa olan uzaklığa (SSD) ve ışın kolimatör sistemine bağlı olarak değişir. Doku içerisindeki soğurulan dozu hesaplamak için bu parametrelerin bilinmesi gerekir. Doz hesaplama sisteminde temel bir adım, merkezi eksen boyunca derin doz değişikliklerinin saptanmasıdır. Bu amaçla Yüzde Derin Doz oranı (PDD), Doku Hava Oranı (TAR), Maksimum Doku Oranı (TMR), Fantom Doku Oranı (TPR) gibi büyüklükler tanımlanmıştır. Bu hacimler genellikle bir su fantomunun iyon odası kullanılarak yapılan ölçümlerden elde edilir [45].

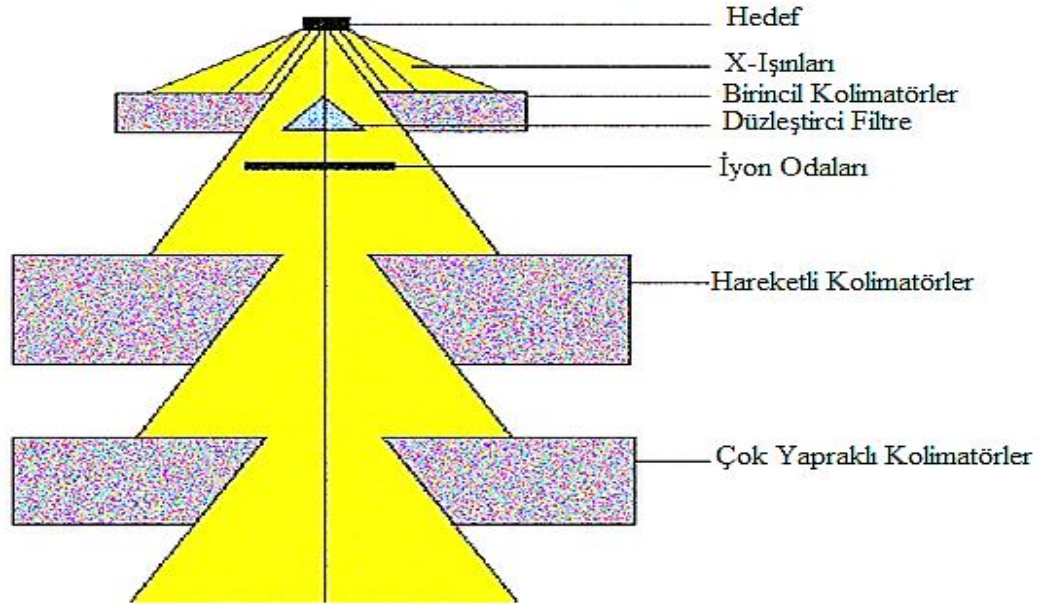
2.4 Doğrusal Hızlandırıcılar

Günümüzde doğrusal hızlandırıcılar fizik alanında bilimlerin çeşitli dallarda araştırma amaçlı veya radyoterapi alanında tedavi amaçlı kullanılmaktadır. Doğrusal hızlandırıcılar, doğrusal bir tüpte yüklü parçacıkları yüksek enerjilere hızlandırmak için yüksek frekanslı elektromanyetik dalgalar kullanarak elde edilir. Aynı yüksek

enerjili elektron ışını yüzeysel tümörleri tedavi etmek için kullanılırken, gelen yüksek enerjili X-ışınları da derin tümörleri tedavi etmek için kullanılabilir. İlk tıbbi lineer hızlandırıcı 1952'de Londra'daki Hammersmith Hastanesi'ne kuruldu ve bu cihaz ile ilk tedavi 1953'te 8 MV'luk X-ışınları ile yapılmıştır [46].

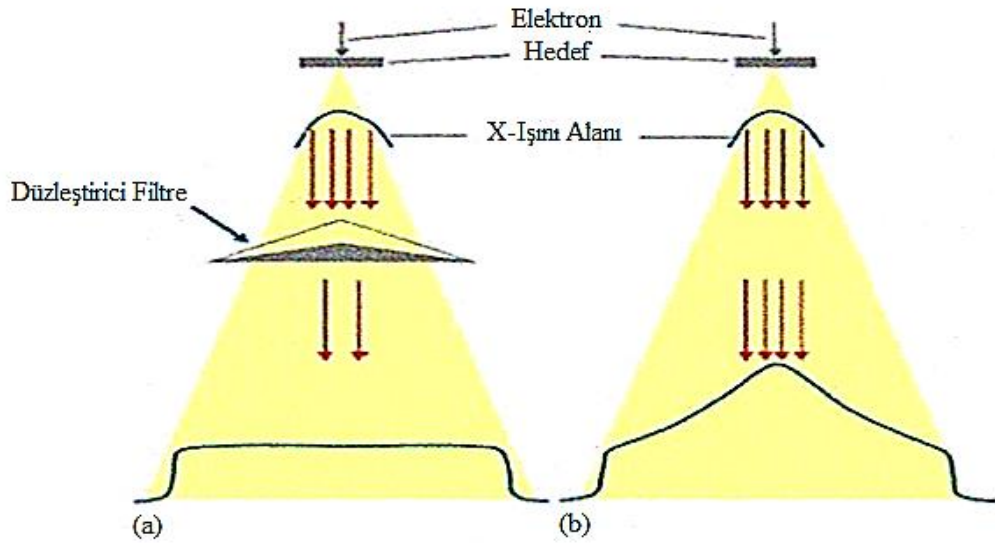
Radyoterapide kullanılan klasik Medikal LINAC cihazı, genel olarak; yüklü parçacıklar üreten bir kaynak, tarafından hızlanan parçacıkları bir hedefe yönlendiren bir radyo frekansı elektromanyetik dalgası oluşturan bir cihazdır. Yüklü parçacıkların bu dalgalarla doğrusal bir yol üzerinde hareket etmelerini sağlayan ve yollarından saparak hedefi vurmalarına neden olan bir sistemdir. Manyetik alan yapısı, hedef ve ışın oluşturma sistemlerinden oluşur. Bu sistem yüklü parçacıkların çarpışmasına ve X-ışınları üretmesine neden olan çeşitli bileşenlerden meydana gelir [47, 48]. Elektron üreten kaynağa elektron tabancası denir ve negatif elektrot aracılığıyla elektron üretir. Dalga enerjisi üretim sistemleri magnetron veya klystron olabilir. Dalga oluşturma amacı, elektronları gerekli kinetik enerjiye ulaştırmaktır. Elektronlar, üretilen dalgalarla birlikte, bir dalga kılavuzunda hızlandırılır. Dalga kılavuzu, uzun silindirik bir tüp olarak tasarlanmıştır. Bunun sonucunda dalgaların hızı ışık hızına yaklaşır. Dalga kılavuzu tarafından hızlandırılan elektronlar lineer hızlandırıcının sonuna ulaştığında kavisli bir mıknatıs yardımıyla yollarından saptırılarak hedefe doğru yönlendirilir. Daha sonra hedefe çarpan elektronların yardımıyla X-ışınları elde edilir. Hedefden çıkan elektronlar farklı enerji seviyelerine sahiptir ve ortaya çıkan X-ışınları spektral dağılım gösterir. Elektronlar bir grup kalem şeklinde hedef yüzeye gelirler. Hedef materyalin içindeki yön değişiklikleri sonucunda Şekil 2.12'de gösterildiği gibi her yöne hareket eden X-ışınları üretilir [48- 50].

Birincil kolimatör, istenen radyasyon alanı dışında oluşan X-ışınlarını soğurur. Alan dışında radyasyon güvenliğini sağlar. Aynı zamanda, birincil kolimatör, oluşan X-ışınlarının kesit alanını belirler. Üretilen X-ışını akısı merkez ekseninde daha yüksektir ve bu oran kenarlara doğru azalmaya başlar.



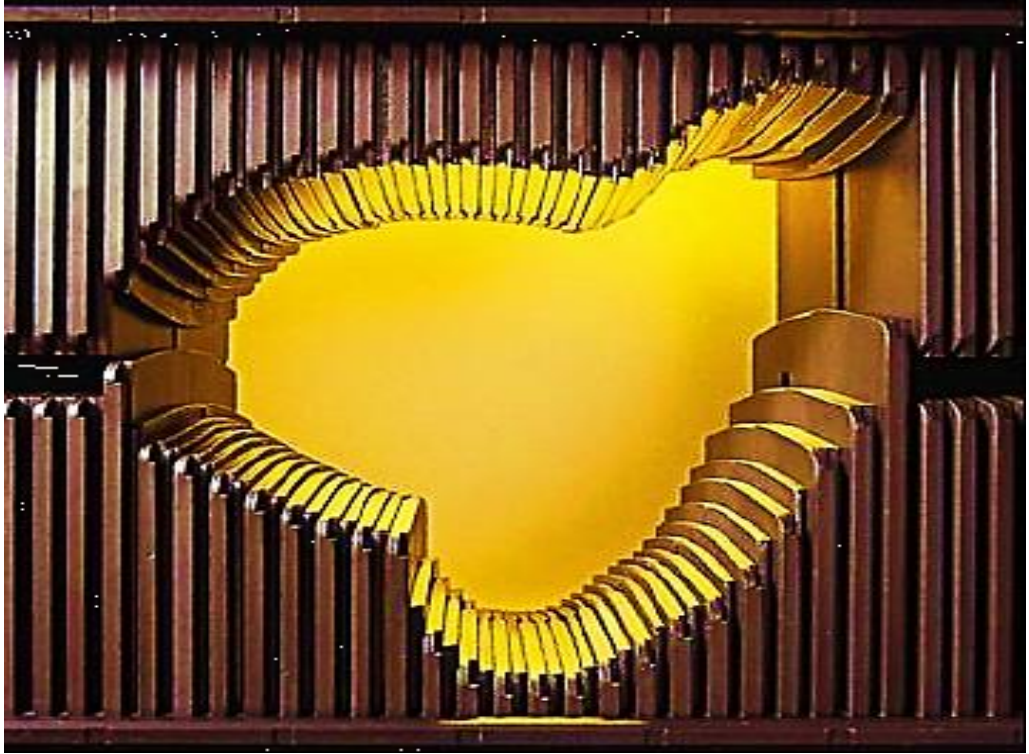
Şekil 2.12. Doğrusal hızlandırıcının önemli parçalarının şematik gösterimi [51].

Düzleştirme filtreleri bu akışı homojen hale getirmek için kullanılır Şekil 2.13. Düzleştirici filtre ile ve düzleştirici filtre olmadan elde edilen ışınım şekilinde gösterilmektedir.



Şekil 2.13. Düzleştirici filtresi (a) ve düzleştirici filtresiz (b) Elde edilen yan doz profilleri [51].

Homojen bir dağılıma sahip olan X-ışınları, istenilen dozda olsun veya olmasın iki iyon odası tarafından kontrol edilir. İstenen dozdan daha yüksek bir doz varsa, iyon odaları ışınlamayı durdurmak için kontrol merkezine bir sinyal gönderir [49]. Ayrıca bu iki iyon odasında elde edilen doz değerleri birbirinden tamamen farklı ise bu X-ışını simetrisinde bir sapma olduğu anlamına gelir. Bu sapma tolerans değerlerinin üzerindeyse güvenlik için ışınlama durdurulur [49]. Daha sonra ışın hareketli kolimatörün bulunduğu alana gelir. Bu kolimatörler alan sınırlayıcı olarak kullanılır. Tedavi alanının büyüklüğü bu kolimatörler yardımıyla ile belirlenir. Hareketli kolimatörden geçen X-ışını dikdörtgen şeklindedir. X-ışını sonunda çok yapraklı kolimatöre (ÇYK) ulaşır (Şekil 2.14). ÇYK'ler, alan sınırlayıcı olarak işlev gören birçok hareketli parçadan oluşur. Işınlanacak hedef hacim farklı geometrik boyutlara sahip olabileceğinden, sağlıklı dokuları koruyan ve hedef hacmi kapsülleyen ÇYK'ler tarafından uygun bir X-ışını alanı oluşturulur.



Şekil 2.14. Çok Yapraklı Kolimatörler tarafından üretilen X-ışını alanı [52].

2.4.1 Foton üretimi

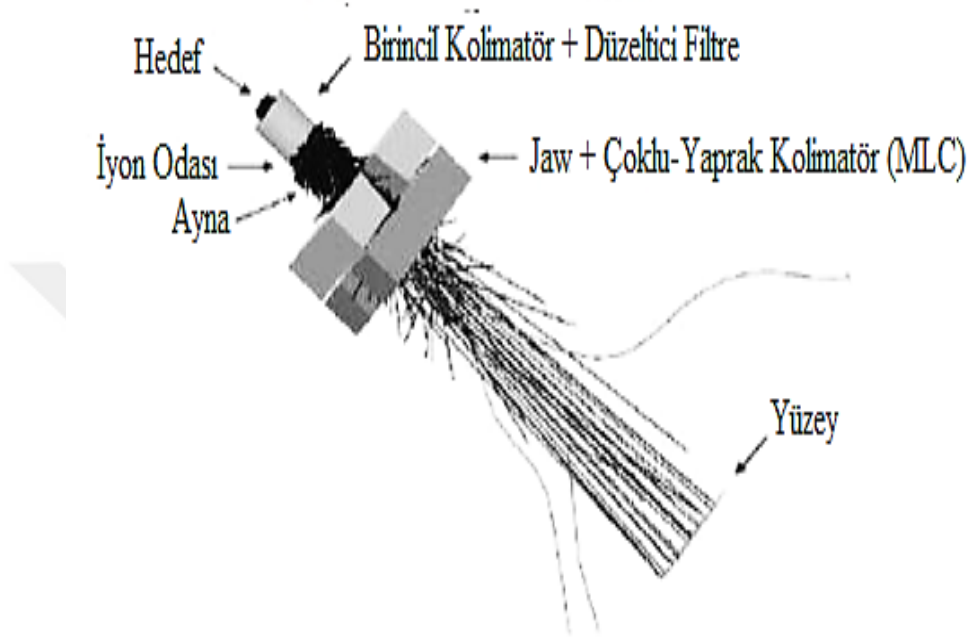
Fotonlar, fizikteki elektromanyetik etkileşimi sağlayan ana taşıyıcılardır. Enerjisi $h\nu$, momentumu h/λ 'dır ve enerjisi momentum açısından $E = p \cdot c$ olarak tanımlanabilir. Einstein, bir fotonun durgun kütlesi olmasına rağmen, enerjisini sanki bir parçacıkmiş gibi hissettiğini gösterdi. Fotonlar sadece teorik fizikte matematiksel olarak var olmalarına rağmen, iki elektrik yükünün foton "değiş-tokuşu" yoluyla etkileştiği kabul edilir [53]. Fotonlar ilginç şekillerde oluşur; sadece ek enerji transferine ihtiyaç duyulduğunda ortaya çıkarlar (fotonlar, radyoaktif dönüşümler veya nükleer reaksiyonlar üretirken lineer hızlandırıcılarda meydana gelen Bremsstrahlung olayında olduğu gibi) [33, 53]. Işığın hem dalga ve hem parçacık olma ikilemi şaşırtıcıdır, ancak her iki özellikte de fotonun ortamla etkileşimini açıklamak gerekir. Girişim ve kırınım olayları dalga özelliklerini, enerjiyi depolaması için soğurması ve momentumu parçacık özelliklerini gösterir. Bu özellikler Einstein (fotoelektrik etki) ve Compton tarafından etkili bir şekilde gösterildi. Her iki özelliğin de aynı anda var olabileceğini kabul etmek zor, ancak Bohr'un dediği gibi, her iki özellik de birbirini "tamamlayıcıdır" [53]. Fotonlar, üretim yöntemlerine göre dört sınıfa ayrılırlar [33].

- a. X-ışını Frenleme: Elektron ve malzeme arasındaki etkileşimin bir sonucu olarak sürekli bir spektrum,
- b. Karakteristik X-ışını: Bağlanma, yörünge elektronlarının yer değiştirmesinden kaynaklanır enerji farkının bir sonucu olarak,
- c. Gama Işını: Gama bozunmasının bir sonucu olarak çekirdekten gelen radyasyon,
- d. Anihilasyon: Çift oluşumundan sonra tipik olarak 0,511 KeV enerjili radyasyon,

2.4.2 Enerji dağılımı

Yayılan elektronlar tek bir enerji demeti olarak çıkış penceresinden geçer ve hedefin üzerine düşer. Hedefi geçtikten sonra, enerji fotonunun (bremsstrahlung ışınları) sıfır (0) ile gelen elektronların maksimum enerji değerleri arasında sürekli bir dağılımı elde edilir. Bu dağılım, klinik kullanım için bir düzleştirici filtre ile daha homojen hale getirilmiştir. Hastanın yüzeyine gelen fotonların ve su fantomun enerji

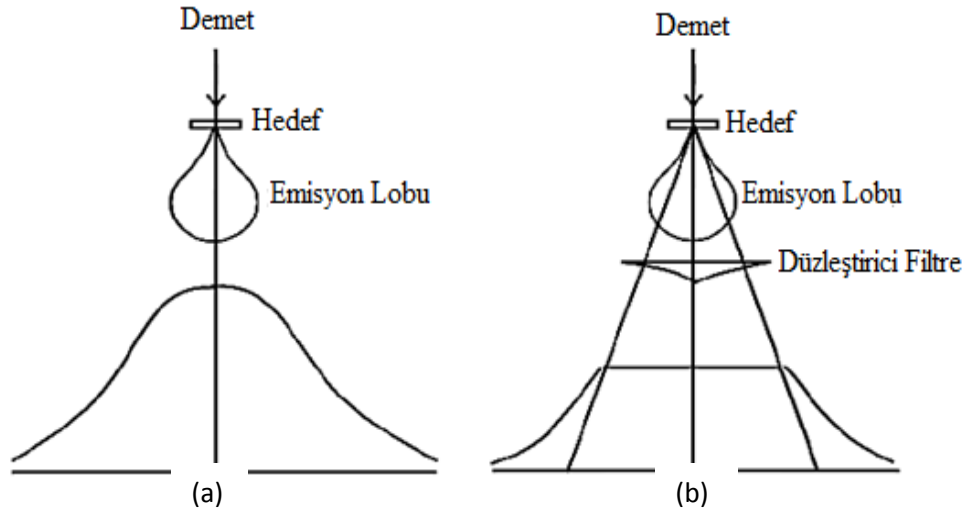
dağılımını bilmek son derece önemlidir [45]. Şekil 2.15 de bu ışınların hastanın tedavi edilecek yüzeyine veya su fantomu yönünü göstermektedir. Düz çizgiler foton izlerini gösterir ve eğriler elektron izlerini gösterir.



Şekil 2.15. EGS Windows 4.0 tarafından oluşturulan Siemens PRIMUS'taki Monte Carlo simülasyonunun radyasyon izleri [54, 55].

2.4.3 Düzleştirici filtreler

Ortaya çıkan X-ışınları Şekil 2.16. da hazırlanan tedavi sisteminde uygun hale getirmek için ayarlanmalıdır. Bu ayarlama, hedef hacmi kaplayan doku tarafından soğurulan düşük enerjili fotonları uzaklaştırarak veya aynı doz profillerini üretmek için yoğunluk dağılımını değiştirerek gerçekleştirilebilir. Bu değişiklikler filtreler kullanılarak gerçekleştirilir. Alanın kenarındaki fantomdan saçılan radyasyonda azalmayı dengelemek için, böyle bir profil demetin merkezi ekseninde kabul edilir. Bu yüzden kalın kesiti, merkezi eksene bakan bir koni şeklindedir. Bu filtreler genellikle Pb, W, U, SS, Al veya bunların alaşımlarından yapılır [39, 56].



Şekil 2.16. Linear hızlandırıcıda a) Düzleştirme filtresi kullanılmadığında b) Düzleştirme filtresi kullanıldığında [56].

2.4.4 Kolimatörler

Kolimatörler, W ve Pb gibi yüksek yoğunluklu ve atom numaralı malzemelerden yapılmış bloklardır. Doğrusal hızlandırıcı ışınlama hareketsizdir kafa yapısında birincil kolimatörler ve hareketli ikincil kolimatörler vardır. Birincil sabit kolimatör, X-ışınlarının doğrusal hızlandırıcının dışına çıkmasına izin verir ve kolimatör başlığı radyasyon sızıntısını önlemeye yardımcı olur. İkinci kolimatörler farklı dikdörtgen boyutlarına sahip sistemden kaynaklanan diğer ışınların soğurulmasında kullanılır [56, 57].

2.4.4.1 Birincil sabit kolimatörler

Düzleştiricinin filtrenin üstüne oturacağı şekilde monte edilen birincil sabit kolimatörler genellikle W'den yapılır. Bu koni şeklindeki cihazın iki açık ucu vardır ve az eğimlidir. Ayrıca, sadece ileriye doğru saçılmış olan doğrusal hızlandırıcının dışındaki X-ışınlarının çıkışına da izin verilir. Bu kolimatör başlığı radyasyon sızıntısını önlemeye yardımcı olur. Boyutları, ikincil bir kolimatör olmadan 100 cm'lik bir SSD yaklaşık 50 cm'lik bir çap verecek şekildedir [34, 58].

2.4.4.2 İkincil sabit kolimatörler

W veya Pb yapılır, genellikle 8 cm boyutundadır ve iki çift metal bloktan oluşur [34, 58].

2.4.5 LINAC'ın Medikal uygulamaları

Elektron lineer hızlandırıcılar, son birkaç yılda kanser tedavisi için yüksek enerjili X-ışını üretimi alanını etkin bir şekilde kullanılır hale geldi. Dünyada 500'den fazla tedavi merkezinde 4 MeV ila 35 MeV enerji aralığında LINAC elektron hızlandırıcısı hizmet vermektedir. Bu tür LINAC'lar kanser radyoterapisi için optimal paketler sağlayan mükemmel, sorunsuz hizmet vermektedir. Elektron hızlandırıcısı LINAC'larının tıbbi uygulaması bugüne kadarki en büyük doğrusal hızlandırıcı uygulamasıdır. LINAC'lar güvenilirlik, ışıın kalitesi ve maliyet göz önünde bulundurularak diğer hızlandırıcı tiplerini değiştirmiştir [59]. Lineer hızlandırıcı tüm tümörlerde kullanılabilir de en faydalı olduğu alanlar; pankreas, prostat, akciğer, karaciğer metastazları, karın tümörleri, karsinomlar ve diğer bazı organların tümörleridir. Tedavi sırasında tümör hemen ve net bir şekilde görülebilir. Hareketli organlardaki tümörün görüntüsü de anlık ve sürekli olarak yakalanabilir; Bu sayede tümöre gönderilen paket tümörün hareketine göre yönlendirilebilir. Tümör gerekli yüksek doz radyasyonla tedavi edilebilir. Tüm tümörler doğrudan ışınlama ile yok edilebilir. Bu şekilde, pankreas, karaciğer ve prostat gibi hareketli organların bulunduğu göğüs ve karın tümörleri büyük bir hassasiyetle ışınlanabilir. Tümörün hassas ışınlanması çevre dokulara zarar vermeden gerçekleştirilir. Tedavide büyük bir devrim olarak lanse edilen MR-LINAC'ın diğer tümörlere de uygulanabileceğine inanılıyor. Çünkü bu LINAC'ların yeri görülebilen tümöre verilmesi istenilen doz bu şekilde ayarlanabiliyor. Böylece daha iyi bir tedavi uygulanabilir [60]. MR-LINAC ile aşağıda belirtilen kanser türleri tedavi edilebilmektedir.

- a. Pankreas kanseri
- b. Ameliyat edilemez pankreas kanseri
- c. Sınırlı operasyon yapılabilen pankreas kanserleri
- d. Kolon kanseri
- e. Kolorektal kanserler
- f. Pelvik tümörler

- g. Rahim ağzı kanseri
- h. Rahim kanseri
- i. Rahim içi kanseri
- j. Karaciğer kanseri
- k. Karaciğer metastazları
- l. Rektal kanserler
- m. Ameliyat edilemez rektal kanserler
- n. Böbrek kanseri
- o. Böbrek üstü metastazlar
- p. Böbrek üstü kanserler
- q. Böbrek üstü bezi metastazları
- r. Böbrek üstü bezi kanseri
- s. Böbrek tümörleri
- t. Akciğer kanseri
- u. Mide kanseri
- v. Yemek borusu - Özofagus tümörleri
- w. Prostat kanseri
- x. Erken evre prostat kanseri
- y. Düşük risk prostat kanseri
- z. Meme kanseri
- aa. Erken evre göğüs kanseri
- bb. Karın tümörleri
- cc. Hepatobilier kanserleri
- dd. Liver HCC
- ee. Yumuşak doku sarkomu
- ff. Vajin kanseri
- gg. Renal hücreli kanserler
- hh. Mesane kanserleri
- ii. Abdominal tümörler
- jj. Karın bölgesi kitleler
- kk. Fallop tüpü kanseri

2.5 Monte Carlo Yöntemi

2.5.1 MCNP

Monte Carlo yönteminde radyasyonun takip edilmesi için rastgele sayılar kullanılır. Bu yaklaşımı kullanan pek çok kod vardır. Bunlardan en uzun soluklu olanı MCNP programıdır. MCNP 50 yılı aşkın süredir Los Alamos laboratuvarında geliştirilen ve çok kapsamlı parçacık ve malzeme kütüphanesine sahip bir koddur. Bundan dolayı sağlık fiziği, malzeme fiziği, endüstriyel, havacılık ve uzay uygulamaları başta olmak üzere radyasyonun etkilerini incelemek üzere pek çok farklı alanda kullanılmaktadır.

MCNP programında üç boyutlu geometriler üzerinden foton, elektron, nötron ve ağır parçacıkların etkileşimlerini incelemek mümkündür. Programın çalışması için gerekli bilgiler bir giriş dosyasına kaydedilir. Bu giriş dosyası komut penceresinden çalıştırılır. Tasarlanan geometriye ve kaynak olarak girişi yapılan parçacıklar rastgele sayılar üretilerek taşınır. Bu süreç giriş dosyasında belirtilen parçacık sayısı kadar tekrarlanır. Bu tekrarlar sonucu oluşan etkileşimlerden istenilen etkileşimler kaydedilerek modellenir. Monte Carlo yönteminde ana unsur, istatistiksel ve matematiksel tekniklerle çözülmesi gereken fiziksel bir deneyim veya olayı rastgele sayıları tekrar tekrar kullanarak simülasyonunu yapmaktır [61]. Nükleer sistem analizi yapılırken nötron hesaplamaları büyük önem taşır. MCNP, zamana bağlı nötron fotonlarının ve elektronlarının hareketini ve davranışını modellemek için. Monte Carlo yöntemini kullanarak 3B genelleştirilmiş geometrilerde sürekli enerji transferini (aktarımını) çözen genel amaçlı bir koddur. MCNP kodu, karmaşık parçacık geçişini modellemesinde iyi bir şekilde uygulanmaktadır. Çünkü tesir kesit verilerini sürekli kullanır. Monte Carlo kodu tarafından üretilen olasılık dağılımları, parçacıkların yaşam döngüleri boyunca maruz kaldıkları etkileşimlerin türünü, parçacığın enerjisini, sınırdan çıkan sistemden sızan parçacıkların sayısı, ve yayılan nötron sayısını belirlemek için kullanılır. Parçacıkların davranışı (bölünme, soğurma veya saçılma) etkileşime giren maddenin tesir kesitinden türetilir. Monte Carlo kodu oluşturulurken; konum, enerji ve zaman için ortalama yaklaşımlara ihtiyacı yoktur. Bu kod ile geometrik tanımlamada kısıtlama olmaksızın, LINAC programlamasında dikkate alınacak enerji aralıkları, kullanılacak kolimatör tipleri ve reaktörün orijinaline uygun olarak modellenmesiyle üç boyutlu, zamana bağlı problemleri çözülebilir.

Bir MCNP giriş dosyası 3 temel kısımdan oluşur

1. Hücreler

Boşluk

2. Yüzeyler

Boşluk

3. Diğer veriler

Hücreler: Benzetimde takibi yapılan parçacıkların içinde ilerlediği 3 boyutlu uzayı oluşturan hacimler ve bu hacimleri dolduran malzemelerin belirlendiği kısımdır. Ayrıca hacimde hangi tipte parçacıkların hangi hücrelerde ilerleyebilecekleri de bu kısımda belirtilir. Sonraki yüzeyler kısımdan ayırmak için hücreler tanımlandıktan sonra bir boşluk koyulur.

Yüzeyler: Hücreleri oluşturacak geometrik şekillerin belirlendiği yerdir. Düzlem, küre, elips ve konik yüzeyler ile birlikte dikdörtgenler prizması, silindir gibi düzgün matematiksel şekiller parametrik denklemler şeklinde tanımlanabilir. Sonrasında gelen diğer veriler kısmından ayırmak için yüzeylerin tanımlarının ardına bir boşluk eklenir.

Diğer veriler: Bu kısımda benzetimde kullanılacak parçacık türleri, hangi tesir kesitlerinin kullanılacağı, hangi büyüklüklerin kaydedileceği ve bunların dışındaki detaylar eklenir.

Bu giriş dosyasının hazırlanması esnasında dikkat edilmesi gereken pek çok kısıtlamalar vardır. Tek bir karakterin eksik veya fazla olması bile hazırlanan giriş dosyasının beklenenin çok dışında sonuçlar vermesine sebebiyet verebilir. Bundan ötürü giriş dosyasının hazırlanmasında yardımcı bazı programlar kullanmak gereklidir. Vised programı bu amaçla kullanılmaktadır.

2.5.2 Vised (Görsel editör)

Bu ek program MCNP girdi dosyasının hazırlanması için bir yardımcıdır. Yüzeylerin tanımlanmasında, tanımlanan yüzeylerden hücrelerin oluşturulmasında ve bu hücrelerin görselleştirilmesinde kullanılmaktadır.

Bir geometri tasarımı için önce yüzeylerin tanımlanması ile başlanır. Örneğin bir küre yüzeyi tanımlamak için gereken parametreler kürenin merkezi ve yarıçapıdır. Merkezi $x=1$ cm, $y=2$ cm ve $z=3$ cm konumunda bulunan 5 cm yarıçaplı bir küre tanımı şu şekilde yazılır.

10 sph 1 2 3 5

Burada 10 yüzeyin numarasını belirtirken, sph bir küre tanımlanacağını gösterir. 1 2 ve 3 sırası ile x, y ve z koordinatlarının değerlerini belirtir. 5 ise kürenin yarıçapını göstermektedir.

Kürenin içini bir malzeme ile doldurmak için materyal tanımı yapmak gerekir. Bunun için hangi maddenin kullanılacağı ve bu malzemenin tesir kesitinin tanımlanması gerekir. Foton ve elektron etkileşimlerine girecek saf su tanımlamak için diğer veriler kısmı şu şekilde yazılır:

```
mode p
m111 1000. 2 8000. 1
sdef par=p pos= 1 2 3 erg=1
```

Burada mode p ve e ifadesi ile problemin foton ve elektron modundan çalışacağı bildirilmektedir. Su ise m111 ile 111 numaralı malzeme olarak tanımlanmıştır. 111 numaralı malzemenin içerisinde 1000 kodlu materyalden (hidrojen) 2 tane, 8000 kodlu materyalden (oksijen) 1 tane bulunmaktadır.

Burda sdef ifadesi ile kaynak tanımı yapılmaktadır. Kaynak parçacık olarak par=p ile fotonlar seçilmiştir. pos=1 2 3 ile kaynağın konumu $x=1$, $y=2$ ve $z=3$ ile kürenin merkezi olarak tanımlanmıştır. erg=1 ifadesi ile oluşturulacak kaynak fotonların enerjisinin 1 MeV olacağını anlatmaktadır.

Tanımlanan yüzey ve malzemeyi kullanarak hücre oluşturulması ise şu şekilde yapılır:

100	111	-1.000	-10	imp:p=1
999	0		10	imp:p=0

Burada 100 ibaresi oluşturulan hücrenin numarasıdır. 111 ile hücrenin içini dolduracak materyalin numarası verilmektedir. -1,000 ise bu materyalin yoğunluğunu göstermektedir.

Hücrenin olduğu yüzey ise -10 ile verilmektedir, -10 ifadesi 10 numaralı yüzeyin iç kısmını ifade etmektedir. Sondaki imp:p=1 ifadesi ise hücrenin içinde foton takibinin önem katsayısını 1 olarak belirtmektedir.

999 numaralı hücre ise geometrideki suyun haricini belirtmektedir. Suyun dışında malzeme olarak 0 yazılmış, bundan dolayı vakum ortamıdır. 10 ifadesi 10 numaralı küre yüzeyinin dışını bildirmektedir. Sondaki imp:p=0 ise 999 numaralı hücrede fotonların önem katsayısının 0 olduğunu gösterir. Bu hacme giren fotonların takibi durdurulur.

Şekilde 2.17 olduğu gibi yazılan kısımlar birleştirilirse hepsi bir arada girdi dosyası şu hale gelir,

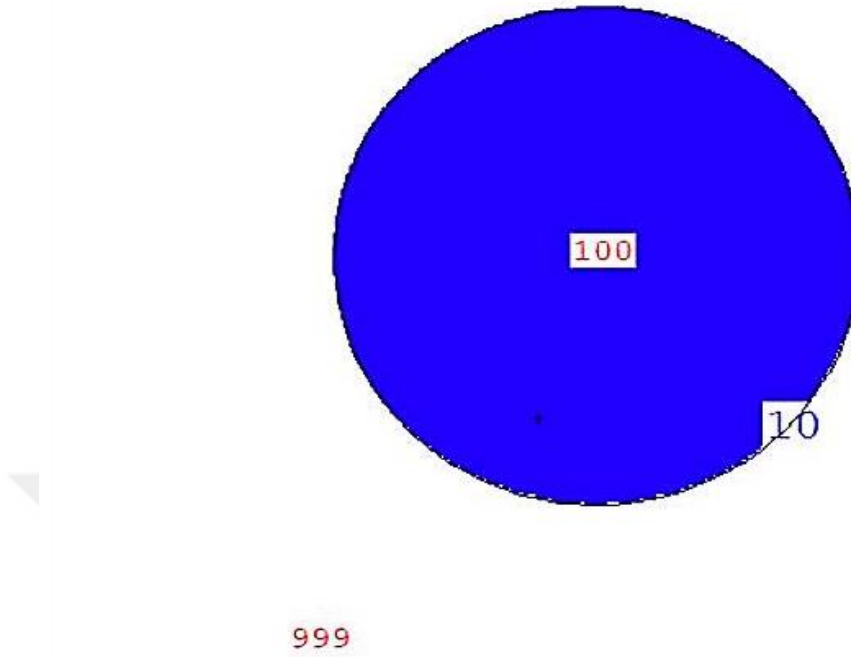
```
Örnek MCNP giriş dosyası
100 111 -1.000 -10 imp:p=1
999 0 10 imp:p=0

10 sph 1 2 3 5

mode p
m111 1000. 2 8000. 1
sdef par=p pos= 1 2 3 erg=1
```

Şekil 2.17. Örnek MCNP giriş dosyası.

Vised üzerinden çizilen geometri görseli ise Şekil'2.18'te verilmektedir.



Şekil 2.18. Basit bir MCNP girdi dosyasının Vised programı görseli

Bu bölge içerisindeki oluşacak fotonların hangi etkileşimlere girdikleri, ortalama enerjileri ve suda oluşturacakları soğurulan dozları **tally** olarak isimlendirilen detektörler ile alınabilir. MCNP'de kullanılan dedektör tipleri çok çeşitli olmakla birlikte bu tezde kullanılan **F4 tally** ve ***F8 tally** olarak belirlenmiştir.

Denklem (2.5)'deki gibi, F4 tally bir hücredeki ortalama parçacık akısını verir. F4 tally sonuçlarının birimi parçacık/cm²'dir.

$$F4 = \frac{1}{V} \iiint \phi(r, \Omega, E) dV d\Omega dE \quad (2.5)$$

Burada ϕ konuma, yöne ve enerjiye bağlı olarak parçacıkların sayısını göstermektedir.

*F8 Tally ise bir hücre içerisindeki enerji birikimini verir. *F8 tally sonucu MeV birimindedir. *F8 tally ile bir hücreye giren ve çıkan her parçacığın kinetik enerjilerinden hacimde bırakılan toplam enerji hesaplanır. Buradan hareketle enerji

birikimini en yüksek doğrulukta veren ve gerçek detektöre en yakın sonuçları bu tally verir denilebilir.

2.5.3 MCNP girdi dosyası hazırlanması

Kullanıcı, MCNP tarafından okunan bir veri (girdi) dosyası hazırlar. Bu dosya [62, 63]:

- a. Geometrik özellikler
- b. Materyal tanımlama ve tesir kesiti kütüphanelerinin seçimi
- c. Bir foton, nötron ve elektron kaynağının yeri ve temel özellikleri
- d. Bu programdan alınacak cevaplar (tally)
- e. Hesaplama süresi verimliliğini artırmak için kullanılacak varyans azaltma teknolojisi bilgisi veri olarak girilir.

Öte yandan, MCNP girdi dosyası sırasıyla üç ana bölümden oluşur. Bunlar [63];

- a. Hücre tanımlamaları,
- b. Hücreleri oluşturan yüzey tanımları
- c. Veri tanımları.

Diğer yöntemlerle karşılaştırıldığında, Monte Carlo teknolojisi çeşitli kaynaklar, geometrik grafikler, geniş bir tesir kesiti kütüphanesi ve azaltılmış kontrast ile karakterize edilir. Teknik kullanımı kolay olduğu için mühendislik, eğitim, askeri savunma, nükleer teknoloji, uzay sistemi, istatistiksel analiz ve sosyo-ekonomik alanlarda ölçme ve değerlendirmede yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir [64].

MCNP, kullanıcının mühendislik hatalarını kontrol etmesine yardımcı olan bir programdır. Ayrıca bir çizim programı var. MCNP'nin hesaplanmasının sonucu, çıktıların çeşitli modellerden toplanmasıyla elde edilir. Sonuçlar akımlar, akılar, enerji oluşumu, dedektör verimliliği ve reaksiyon oranları aşağıdaki gibi elde edilir. Tüm uzantılar kaynak parçacık başına normalleştirilir [64, 65].

3. MATERYAL VE YÖNTEM

3.1 Benzetim Geometrisi

Lineer hızlandırıcının modellenmesi için temel bileşenlerin tümü MCNP versiyon 6.2 girdi dosyasına tanımlanmıştır. Benzetimin daha hızlı ve yüksek doğrulukta sonuçlar verebilmesi için modelleme iki etapta yapılmıştır. İlk kısımda LINAC başlığına ait bileşenler detaylı bir şekilde çizilmiştir. Bu kısımda elektron kaynak kullanılarak bir LINAC başlığında oluşan tüm foton ve elektronlar kaydedilmiştir. İkinci kısımdaki benzetimde ise kaydedilen parçacıklar kaynak olarak belirlenmiş ve dozun hesaplanmasındaki hata %2'nin altına inene kadar çalıştırılmıştır. Bu şekilde iki aşamalı benzetim kullanmanın iki önemli faydası vardır. Öncelikle bir sayım yüzeyine kaydedilen parçacıkları çok daha basit ikincil bir geometride kullanmak hesaplama verimini artırmaktadır. Bu sayede daha kısa sürede hesaplar tamamlanabilmektedir. Aksi takdirde düşük hatalar ile doz hesabı yapabilmek kişisel bilgisayarlarda çok uzun işlem zamanı gerektirmektedir. Bunun yanında kaydedilen parçacıklar fotonlar ayrı, elektronlar ayrı olarak gönderilebilmektedir. Bu sayede dozun oluşmasında elektron kirlenmesinin rolünü belirlemek mümkün olmuştur.

Birincil benzetim geometrideki bileşenler aşağıda sıralanmıştır.

Hedef: Yüksek enerjilere çıkarılmış olan elektronlar ağır metal hedefe çarptırılarak bremsstrahlung ışınması şeklinde fotonlar oluştururlar. Bunu sağlamak adına 0,7 mm kalınlığında W hedef kullanılmıştır. Bu W hedef arkasında 5 mm kalınlığında Cu bir levha ile desteklenmektedir. W yüksek atom numarası ile elektronların büyük oranda durdurulmasına olanak sağlarken, Cu yüksek ısı iletimi sağlayabilmesiyle hedefin aşırı ısınmasını engelleme rolü oynamaktadır.

Birincil kolimatör: Hedefi çevreleyen bir silindir ve ışınma doğrultusunda yarım açısı 8° olan koni şeklinde bir çıkış ağzı en yüksek alan genişliğinde fotonların çıkmasına izin verir. W malzemeden yapılmış olan birincil kolimatör merkezi ışın eksenini haricinde açılarda oluşturulan parçacıkların zırhlaması için gereklidir.

Düzleştirici Filtre: Hedeften üretilen fotonlar merkez doğrultusunda yüksek, merkezden uzaklaştıkça azalan ortalama enerjiye sahiptir. Çıkan fotonların daha düzgün bir dağılım sağlaması adına kullanılan düzleştirici filtreler, her hızlandırıcı

için ve her elektron enerjisi için özel tasarlanmalıdır. Bu çalışmada kullanılan düzleştirici filtre 1 cm yüksekliğinde ve 1,9 cm genişliğinde bir koni ile tabanında 0,12 cm yüksekliğinde 3 cm genişliğinde silindirin birleşmesinden oluşmaktadır. Düzleştirici filtrenin geometrisi sabit tutulmuş olup içeriğini oluşturan malzemeler, her filtre sistemi için değiştirilmiştir.

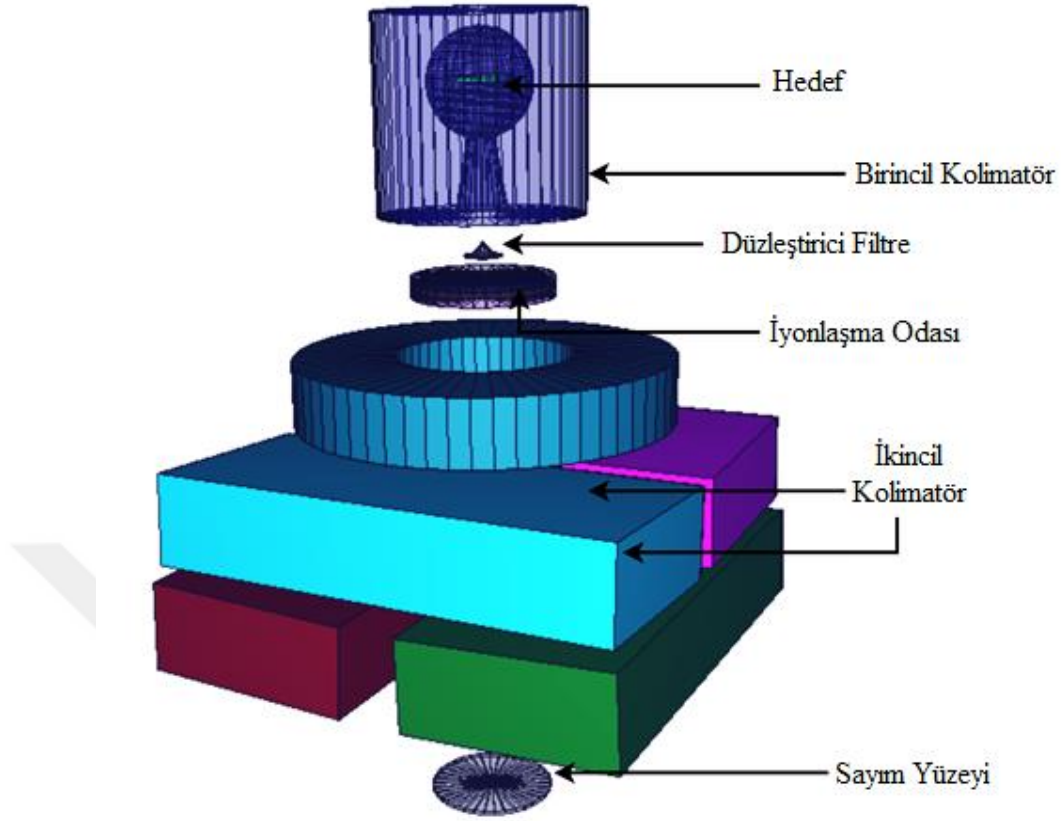
İyonlaşma Odası: Düzleştirici filtreyi geçen ışımının gözlenebilmesi için kullanılan ve iyonlaşmanın ölçülebilmesi için çok ince metal kaplamadan oluşan ve gaz dolgulu bir detektörden oluşmaktadır.

İkincil Kolimatör: Işımanın uygulanacağı alan açıklığının belirlenebilmesi için kullanılmaktadır. Alan açıklığını ayarlamak için ikincil kolimatörün üst kısmı x ekseninde, alt kısmı ise y ekseninde yer değiştirebilmektedir. $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alan açıklığına denk gelecek şekilde ayarlanmış ve benzetimde kurşun malzeme olarak tanımlanmıştır.

Sayım Yüzeyi: Hedefte üretilen ve diğer bileşenlerde değişime uğrayan foton ve elektronlardan sayım yüzeyine gelen parçacıkların türü, enerjisi, konumu ve yönü kaydedilmektedir. Daha sonra fantomun üzerine bu kaydedilen parçacıklar gönderilmiş ve oluşturacağı doz etkisi hesaplanmıştır.

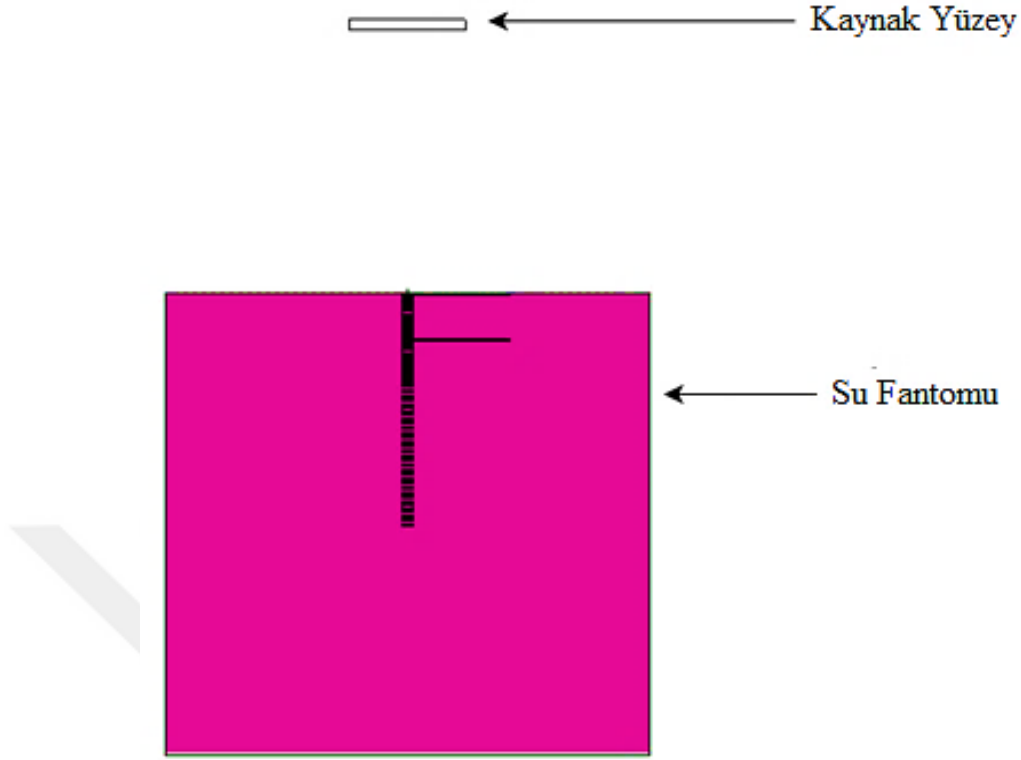
Hesaplamaların ilk aşamasında kullanılan lineer elektron hızlandırıcı modelinin benzetim geometrisinin görüntüsü Şekil 3.1’de verilmektedir.

Benzetimin ilk aşamasında model foton ve elektron modunda çalıştırılmıştır. Malzemelerin tanımlarında 84p foton kütüphanesi kullanılmıştır. Fotonlar için enerji sınırı olarak 0,01 MeV olarak belirlenmiştir. Elektronlar için ise enerji sınırı olarak 0,1 MeV olarak belirlenmiştir. Yüksek enerjili fotonlar için daha iyi istatistik elde etmek adına bremsstrahlung fotonları yüksek enerjide daha fazla oluşturmaya yarayan BBREM (Bremsstrahlung biasing) kartı kullanılmıştır. Bu BBREM kartı sayesinde çok daha hızlı bir hesap yapmak mümkün olmuştur. Sayım yüzeyi olarak belirlenen yüzeyden geçen foton ve elektronların akısı belirlenmiş ve filtre malzemesinin oluşan parçacıkların enerji dağılımına etkisi incelenmiştir.



Şekil 3.1. LINAC benzetim geometrisinin üç boyutlu görüntüsü.

Bu inceleme işlemi sayım yüzeyinde kaydedilen fotonlar ikinci bir benzetim geometrisinde bir su fantomuna gönderilmiştir. Bu su fantomunun boyutları $40 \times 40 \times 40 \text{ cm}^3$ olacak şekilde ayarlanmıştır. Su fantomunun içinde dozun belirlenmesi için küçük detektör hacimleri tanımlanmıştır. Bu hacimlerden derinliğe bağlı dozu bulabilmek için merkez eksen boyunca $1 \times 1 \times 0,2 \text{ cm}$ büyüklüğünde hücreler oluşturulmuştur. Bu hücreler 25 cm derinliğe kadar uzanmaktadır. Bunun yanında doz profillerinin belirlenebilmesi için yüzeyde $0,5 \times 0,5 \times 0,2 \text{ cm}$ büyüklüğünde hücreler tanımlanmıştır. Doz profilini belirlemek için bu hücreler fantom yüzeyinde ve 5 cm derinlikte oluşturulmuştur. Doz profili hücreleri merkezi eksenenden 10 cm kenara dek uzatılmıştır. Her bir hücre içinde soğurulan enerji *F8 Tally ile belirlenmiştir. Kullanılan yüzey kaynak ve fantomu içeren benzetim geometrisi Şekil 3.2’de verilmektedir.



Şekil 3.2. Doz hesapları için kullanılan 40x40x40 cm³ büyüklüğündeki su fantomu geometrisi.

Bahsedildiği gibi birinci aşamada kullanılan temel kaynak elektronlardan oluşmaktadır. W hedefin 2 cm üstünden başlayan ve 0,1 mm yarıçaplı ve enerjisi 12 MeV olan elektron demeti kullanıldı. Elektronların hedefle etkileşmesi sonucu ortaya çıkan fotonlar ile diğer bileşenlerde saçılma sonrası ortaya çıkan parçacıklar ikincil kolimatör çıkışında sanal bir yüzeyde SSW komutu ile kaydedildi. Birinci aşama benzetimleri 100 milyon başlangıç elektronu için çalıştırıldı.

Sanal yüzeyde konumlarına, enerjilerine ve yönlerine bağlı olarak kaydedilen fotonlar ve elektronlar ikinci benzetim aşamasında kaynak olarak kullanıldı. Bunu sağlamak için ilk aşamadaki sayım yüzeyine kaydedilen parçacıklar SSR komutu ile kaydedildiği dosyadan okundu. Dozu bulmak için bu kaynak düşük hata elde edilene kadar tekrar edildi. Bu filtresiz sistemde düşük atom numaralı elementlerde 1 milyar, yüksek atom numaralı elementlerde ise 2 milyar parçacığa kadar çıktı.

3.2 Düzleştirici Filtre Malzemeleri

Filtrasyon, X-ışını ışınlamasında düşük enerjili fotonları ortadan kaldırırken tüpten çıkan ortalama X-ışını enerjisini artırır. Burada uygulanacak filtrenin kalınlığı ve yapıldığı malzemenin atom numarası X ışınlarının soğurulmasında doğrudan rol oynar. Maddenin atom numarası ve filtrenin kalınlığı ne kadar yüksek olursa, soğurulan X-ışınlarının ortalama enerjisi de o kadar yüksek olur [66].

3.2.1 Civa (Hg)

Periyodik tablodaki civa sembolü "Hg" dir ve yoğunluğu $13,54 \text{ gr/cm}^3$, atom numarası 80 ve atom ağırlığı 200,61'dir. "Hg" sembolü Latince hydrargyrum (sulu/sıvı gümüş) kelimesinden gelmiştir. Ağır, Ag renkli bir geçiş metali olan Hg, oda koşullarında (25^0 C'de) veya normal koşullar altında sıvı halde bulunan beş elementten biridir; diğerleri metal olan Se, Fr ve Ga ile ve ametal olmayan Br dir. Hg uçucu bir element olduğu için oda sıcaklığında sürekli buharlaşan tek elementtir. Buharlaştığı ortamda toksik etkiye sahiptir. Hg herhangi bir yüzeye döküldüğünde, üzerine toz haline getirilmiş kükürt serpmek gerekir. Yüksek yoğunluğu nedeniyle ağır metal sınıfına aittir [67]. Hg zehirli ve pahalı bir elementtir ve inhibitör olduğu için çok tehlikelidir. Hg toksik etkileri antik çağlardan beri bilinmektedir ve doğada yaygın olarak mevcuttur. Metalik (elementel), organik veya inorganik formda bulunmaktadır [68]. Hg'nin kaynama noktası $356,58 \text{ }^\circ\text{C}$, erime noktası $-38,8 \text{ }^\circ\text{C}$, dir [69]. Isı iletkenliği zayıf olmasına rağmen, elektrik iletkenliği oldukça iyidir. Hg diğer metallerle kolayca etkileşime girebilir. Bu alaşımlara "amalgam" denir. Hg, elektrik akımı ile birlikte Ne, Ar, Kr, Ks gibi soy gazlarla birleşebilir. Hg vücuttaki kan, idrar ve saçta tespit edilebilir.

Ağır bir metal olarak kabul edilen Hg doğada üç şekilde bulunur [70].

- a. Elemental civa (Hg^0)
- b. İnorganik civa (Hg^{+2} ve HgCl_2)
- c. Organik civa (CH_3Hg^+)

3.2.2 Alüminyum (Al)

Al, düşük yoğunluklu yaklaşık $2,7 \text{ gr/cm}^3$ 'dir, yüksek korozyon direnci, yüksek ısı, elektriksel iletkenlik, kolay işlenir ve yeniden kullanımı kolay bir metaldir. İletkenliği %60 Cu olmasına rağmen, düşük yoğunluklu olduğu için elektrik dağıtımında yaygın olarak kullanılmaktadır [71]. Atom numarası 13'tür. Al, doğada bol bulunan ve doğal yapısından ayrılması zor bir elementtir, bu nedenle kullanımı yaklaşık bir asırlardan beri önemli olmuştur. Elektroliz ile Al üretimi mümkündür. Başka bir deyişle, elektriğin keşfi ve kullanımı ile Makine imalatında kullanılmış ve geniş bir kullanım alanına sahiptir [72, 73]. Al, Fe'den daha az serttir ve üç kat daha hafiftir. Hafif ve alaşımlanarak istenilen özellikleri kazanabilen bu malzeme birçok sektörde tercih edilmektedir. Yüksek teknoloji uygulamalarında sıklıkla özel Al alaşımlarının kullanıldığı belirtilmektedir [73, 74]. Mekanik özellikler arasında en önemlisi elastisite katsayısıdır. Değeri çeliğin elastisite modülünün $1/3$ 'ü kadardır. Eşitlik olmadığından, Çelik yerine alüminyum kullanmaya karar verildiğinde, esnemenin çelikten üç kat daha büyük olacağı akılda tutulmalıdır [75]. Al sertliği 19-20 BHN'dir ve alaşımlarda 120 BHN'ye kadar çıkabilir. Çekme dayanımı, bazı yaslanmış alaşımlarda 9 MPa'dan ve 65 MPa'nın üzerine çıkarılabilir [76]. Al, alaşım elementleri ekleyerek mekanik, fiziksel ve kimyasal özelliklerini değiştirebilir. Al'a eklenen en önemli alaşım elementleri Cu, Mn, Si, Ma ve Zn olabilir [75-77].

3.2.3 Tantal (Ta)

Ta, Periyodik tablonun 5. grubuna ait doğal olarak oluşan bir kimyasal elementtir [78]. Yoğunluğu yaklaşık $16,69 \text{ gr/cm}^3$ 'tür. Ta, binlerce aktif kimyasal madde arasında korozyona karşı direnci açısından dikkat çeken bir metaldir. Öte yandan oksit özellikleri ve yüksek erime sıcaklığı bakımından yüksek maliyetine rağmen kullanım yeri bulmakta ve popülerlik kazanmaktadır [79]. Saf Ta düşük gerilme direnci oranına sahipken kopmada yüksek uzamaya sahiptir. Düşük mekanik mukavemete sahiptir [80]. Ta bir geçiş metali, yüksek erime noktası, yüksek dayanıklı yapısı ve kolay işleme özelliği ne sahiptir [81]. Modern ekonomimizde Ta, yeni teknolojilerde giderek daha fazla kullanılan 'teknoloji açısından kritik bir unsur' haline gelmiştir. Ta'nın bazı özellikleri benzersizdir ve bazı uygulamalar için gereklidir. Bu özellikler onu değerli ve yüksek maliyetli bir malzeme yapar. Cam gibi birçok asit ve aşındırıcıya karşı dayanıklıdır. Metal üretiminde tecrübesi olan

herkes, bükme, haddeleme ve kaynak ile Ta fabrikasyonunda kolayca çalışabilir. Yoğunluğu ve nükleer stabilitesi nedeniyle, radyoaktif elementlerin kapları için kullanılan çok kullanışlı bir malzemedir [82]. Ta, elektronik endüstriyel uygulamalar için yararlı kararlı bir oksit tabakası geliştirir. Ta sanayide kullanımı açısından çok üstün özelliklere sahiptir. Yüksek sertliğine rağmen diğer malzemelere göre şekillendirilebilir karşı avantaj sağlar. Yüksek sıcaklık sertlik direnci bu özelliği gereken yerlerde Ta çok önemli kılmaktadır. Ta kalıplanabilir, haddelenebilir, çekilebilir ve soğuk işlenebilir. Kalıplamada, çekmede ve bükülmede çelik gibi davranır. Ta yaşla birlikte sertleşmez [82]. Geçmişte bu malzemeler kullanılarak birçok tıbbi cihaz üretilmiştir. Bunlar; kalp pili elektrotları, sinir onarımı için mesh ve filedir. Ayrıca kranioplasti plakları ve radyoopak işaretleyiciler vb. cihazlar vardır [83].

3.2.4 Kalay (Sn)

Sn, periyodik tabloda atom numarası 50 olan bir elementtir. Sembolü Sn'dir ve Latince Stannum'dan gelir. Yoğunluğu yaklaşık 7,31 gr/cm³'tür. Havada kolayca oksitlenmez. Bu özelliğinden dolayı diğer metallerin kaplanmasında (korozyondan korunmaları için) kullanılır [84]. Sn, Ag beyaz renkli, oldukça bükülebilir ve dövülebilir bir metaldir [85]. Korozyona karşı yüksek dirençli bir metaldir. Kolayca tellere ve levhalara dönüştürülebilir. Kuvvetli asitlerden, asit tuzlarından ve alkalilerden etkilenir. Oda sıcaklığında dövülebilir olmasına rağmen, ısıtıldığında kırılgan hale gelir. Ticari önemi olan kalay minerali kasiterittir (SnO₂). Sn hurdası çok önemli bir metaldir. Ekonomik açıdan en yaygın kalay minerali kasiterittir. %0,01 kadar az Sn içeren bir mineral, diğer metallere göre kimyasal ve mekanik işlemlere karşı daha dirençlidir [85]. Gri Sn (alfa) ve beyaz Sn (beta) olmak üzere iki farklı kristal allotropa sahiptir [84]. Gri Sn kübik, beyaz Sn tetragonal kristal yapıdadır. Yumuşak ve kolay şekil verilebilir metaldir, levha ve tel haline getirilebilir ve geri dönüştürülebilir [84, 85]. Hava ile temas ettiğinde kolayca oksitlenmez. Sn kalite açısından saflığına göre sınıflandırılır: A sınıfı Sn (%99,8), sert Sn (%99,6), elektrolitik Sn (%99,95-99,98), teknik Sn (%99) saflıktadır. Doğada 10 kararlı izotopun bir kombinasyonu olarak ortaya çıkar. Ayrıca 21 yapay ve radyoaktif izotop vardır. Sn, alaşımları ve bileşiklerinin kullanıldığı bazı ürünler şunlardır; çeşitli filtreler, elektronik ve elektrikli aletler, radyatör, kimyasal ürünler, teneke kutular,

cam, duyarlı kâğıtlar, seramik, boya, motor yatakları, parfüm gibi araç ve malzemelerin yapımında kullanılır [86]. Söz konusu oksit tabakası oksijenli ortamlarda oluşur ve dış etkilere (kesme aşınma veya talaşlı imalat vb.) bozulsa bile, kendini onarır ve eski haline kavuşur.

3.2.5 Stainless Steel (Paslanmaz çelik)

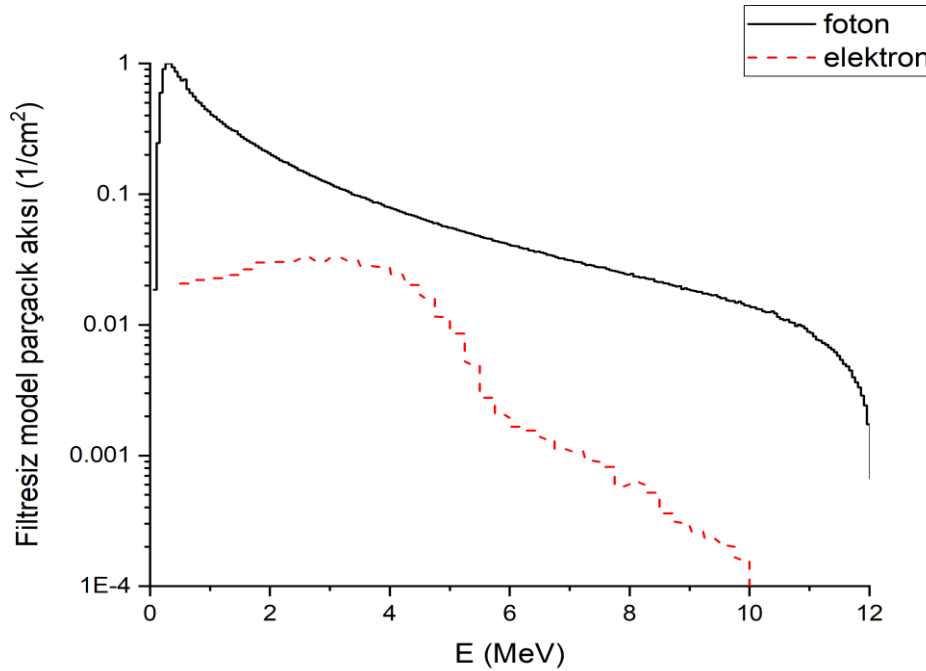
Kullanımı son zamanlarda çok yaygınlaşan paslanmaz çelik tüketimi, toplumların refah seviyesinin bir göstergesi haline geldi [87]. Bütün paslanmaz çelik türleri yüksek korozyon direncine sahiptir [88]. Yoğunluğu yaklaşık $7,87 \text{ gr/cm}^3$ 'tür. Düşük alaşımlar atmosferik korozyona karşı dayanıklıdır, yüksek alaşımlar asitler, alkali çözeltiler ve klorürler içeren ortamlara bile dayanıklıdır. Bu çelikler yüksek sıcaklık ve basınçlarda da kullanılabilir [87]. Çoğu yassı ürün şeklindedir. Daha az miktarlarda tel, boru, çubuk, döküm parça ve dövme parça olarak kullanılır. Paslanmaz çeliklerin fiyatı diğer çeliklere göre daha pahalıdır, ancak ucuz ve bakımı kolay, uzun ömürlüdür, tamamen geri dönüştürülebilir ve çevre dostu bir malzeme olması büyük avantajlar sağlar. Bu sebeple tasarımlarda paslanmaz çeliğin kullanılması parçanın ömrü dikkate alınarak yapılan bir fiyat analizinde daha ekonomik görünmektedir. Paslanmaz çelik, bileşiminde en az %11 krom içeren bir çelik ailesidir. Bu çeliğe yüksek korozyon direnci sağlayan eleman yüzeye kuvvetle tutturulur. Çok ince ve saydam bir oksit tabakasına sahiptir. Bu çok ince amorf tabaka sayesinde paslanmaz çelikler kimyasal reaksiyonlara karşı pasiftir ve azaltıcı olmayan ortamlarda korozyona karşı direnç kazanırlar. Paslanmaz çeliğin kolay temizlenmesi, bu malzemenin hastanelerde, mutfakta, gıda ve ilaç endüstrilerinde yaygın olarak kullanılmasını mümkün kılmaktadır [87, 88]. Paslanmaz çelik çok farklı yüzey kalitesine sahiptir. Bu yüzeylerin görünümü ve yüzey kalitesi sebebiyle kolayca muhafaza edilebilirler. Bazı paslanmaz çelik türlerinde, yüksek sıcaklıklarda bile pürüzsüzlük ve malzemenin mekanik mukavemetinde önemli bir azalma gözlenmez. Öte yandan bazı türler çok düşük sıcaklıklarda bile kırılmaya karşı mukavemetlerini korur [87].

4. ARAŞTIRMA BULGULARI

Yapılan simülasyonlardan elde edilen sonuçların çıktı dosyaları bilgisayarda işlenmiştir. Bu işlemeden sonra ise her bir düzleştirici filtre malzemesi için ayrı ayrı sonuçlar bu kısımda verilmektedir. Tüm sistemlerde 12 MeV enerjiye kadar hızlandırılan elektronlar aynı W hedefe çarptırılarak oluşan parçacıklar, hedeften 100 cm uzaklıktaki su fantomuna $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alan açıklığına kolime edilerek iletilmiştir. Düzleştirici filtrede kullanılan malzemenin türüne göre elde edilen spektrumlar, merkez eksenı üzerinde derinliğe bağılı dozlar verilmektedir. Ayrıca fantom yüzeyinde ve 5 cm derinlikteki dozların merkez eksenden uzaklığa göre değişen doz profilleri sunulmuştur.

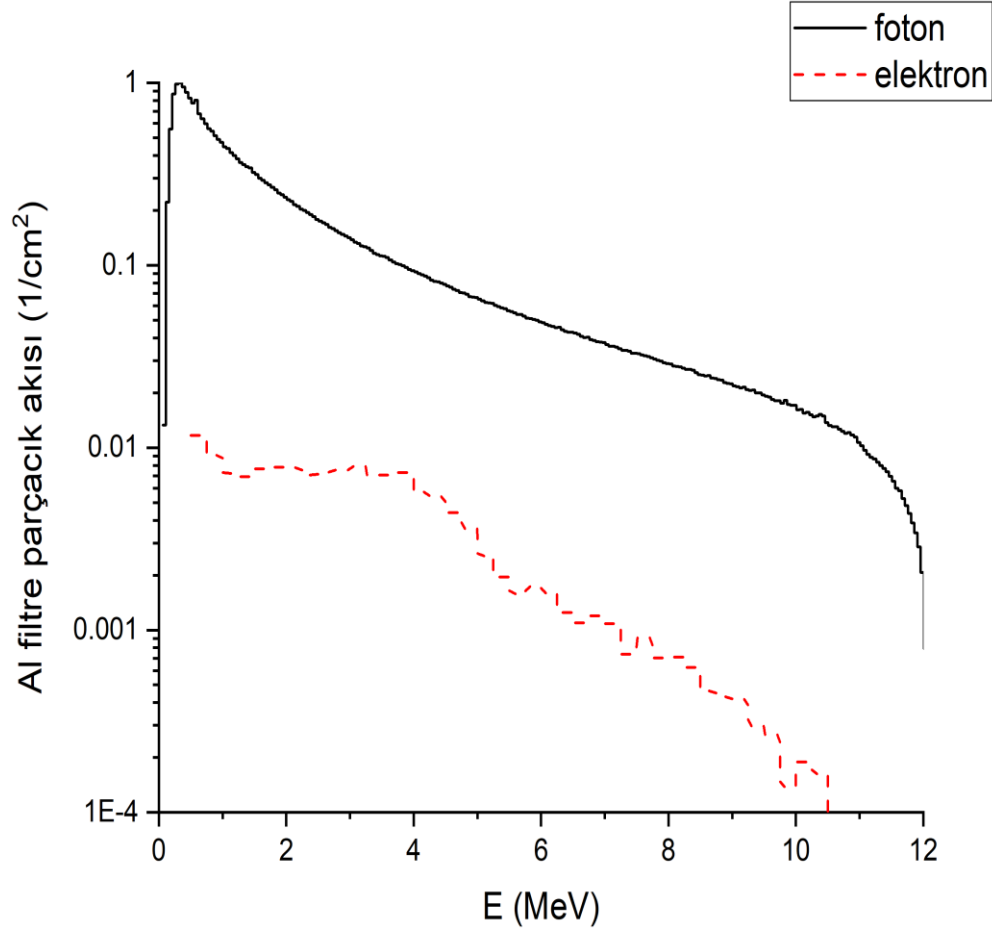
4.1 Foton ve Elektron Spektrumları

Düzleştirici filtre içermeyen sistem için $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alan açıklığında ve demet ikincil kolimatörü geçtikten sonra alınan foton ve elektron spektrumları Şekil 4.1’de gösterilmektedir. Foton spektrumu en yüksek akı değeri 1’e gelecek şekilde oranlanmıştır.



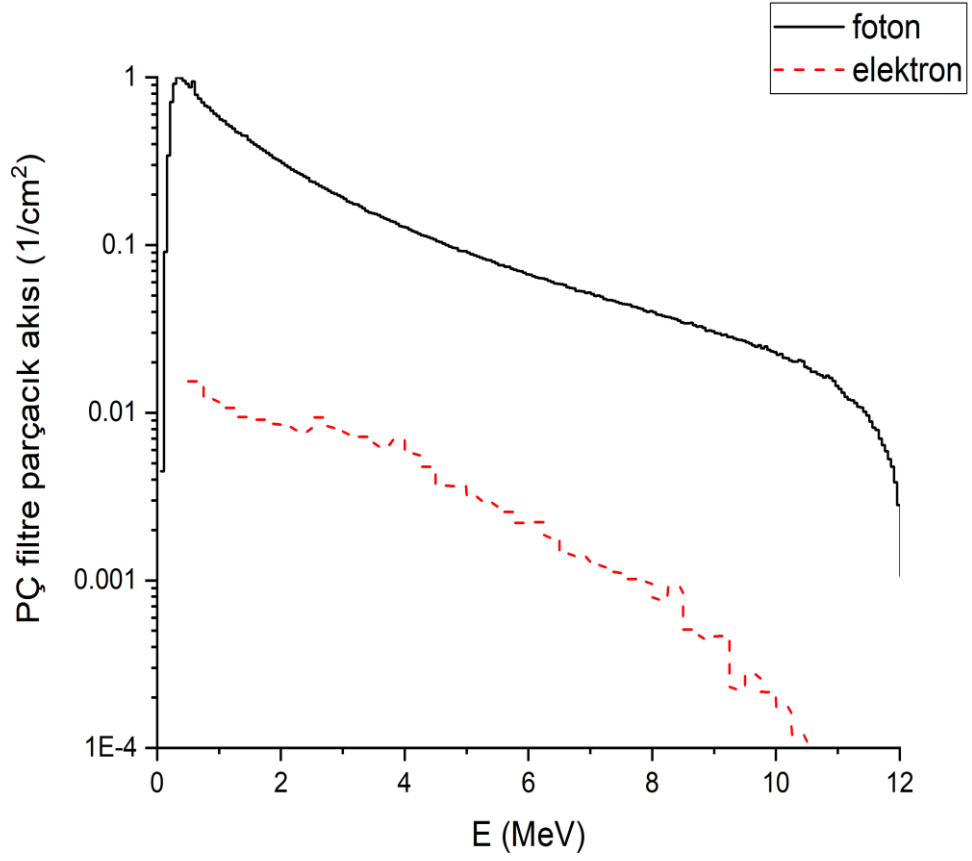
Şekil 4.1. Düzleştirici filtre olmayan sistemde kolimatörü geçen demetin foton ve elektron spektrumları.

Al filtreli sistemde demet ikincil kolimatörü geçtikten sonra devam eden foton ve elektron spektrumu Şekil 4.2’de verilmiştir. Filtresiz sistemle benzer spektrum karakteristikleri gözlenmektedir. Al filtreli sistemde fotonların ortalama enerjileri 2,25 MeV olarak hesaplanmıştır. Elektron akısı ise filtresiz sistemle karşılaştırılırsa oldukça düşük kalmaktadır.



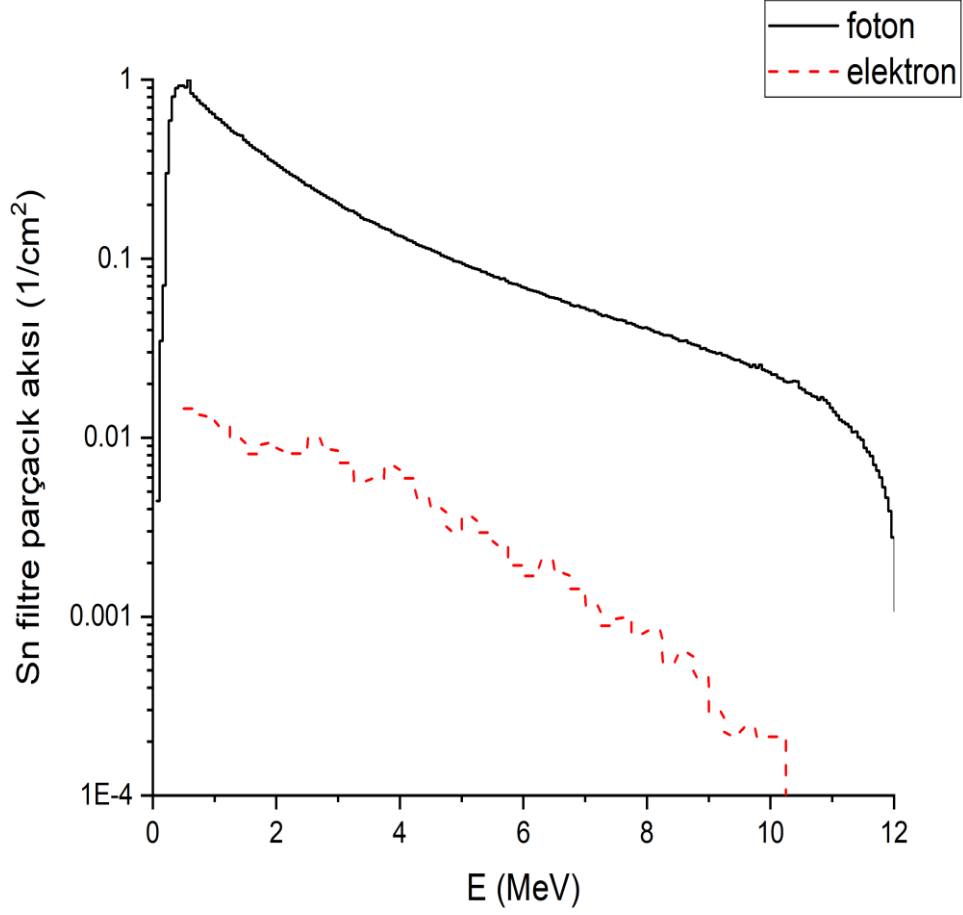
Şekil 4.2. Al düzleştirici filtreli sistem için foton ve elektron spektrumları.

SS için elde edilen parçacık akıları Şekil 4.3’te verilmektedir. Filtre malzemesi olarak çelik kullanmanın etkisi olarak Al’ye nazaran spektrumda sertleşmeye yol açtığı gözlenmektedir. SS filtreli sistemde fotonların ortalama enerjisi 2,45 MeV olarak hesaplanmıştır. Bunların yanında elde edilen elektron spektrumlarında Al’mun bir miktar daha düşük enerjili elektronlara sebebiyet verdiği görülmüştür.



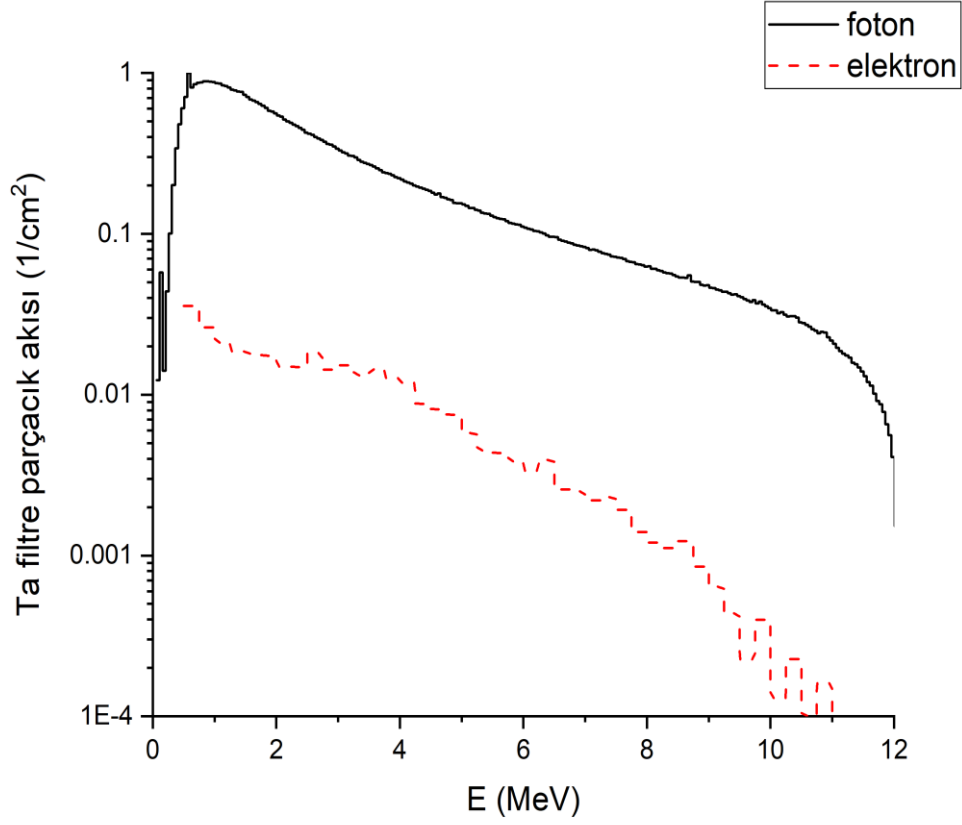
Şekil 4.3. SS düzleştirici filtreli sistem için foton ve elektron spektrumları.

Düzleştirici filtre malzemesi olarak Sn elementinin kullanıldığı durumda elde edilen foton ve elektron spektrumları Şekil 4.4'te verilmektedir. Sn filtre ile fotonların ortalama enerjisi 2.51 MeV olarak bulunmuştur. Küçük bir yok oluş piki Sn filtre için de görülebilmektedir. Elektron spektrumunda ise SS ile benzerlik göstermektedir.



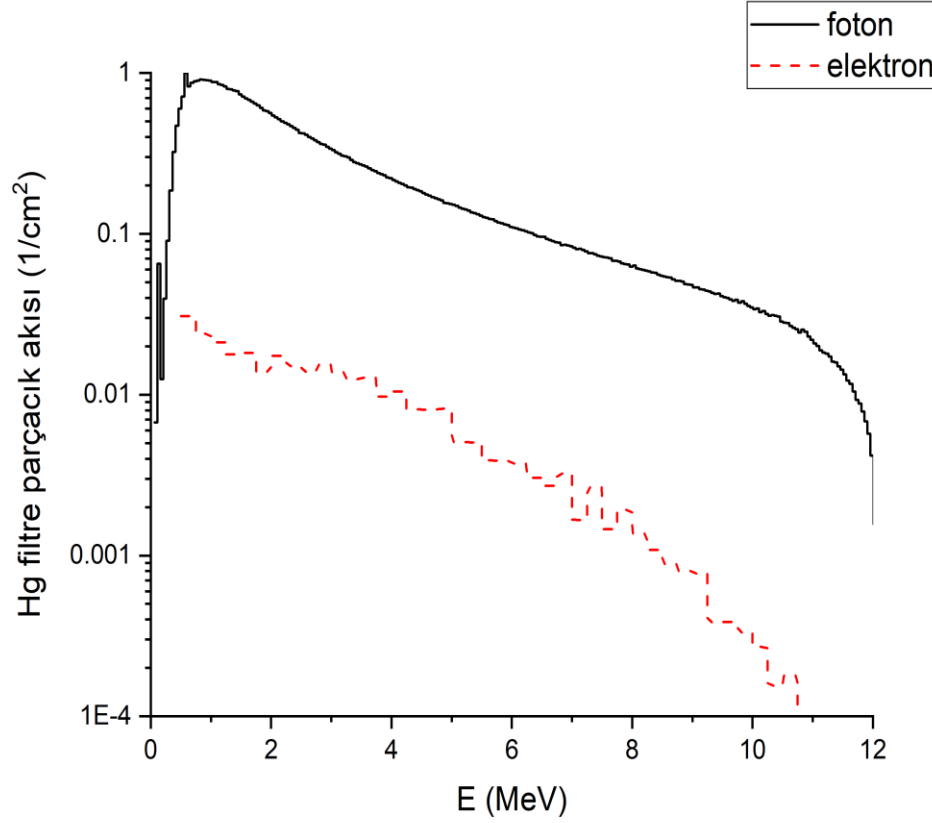
Şekil 4.4. Sn düzleştirici filtreli sistem için foton ve elektron spektrumları.

Düzleştirici filtre malzemesi olarak Ta kullanıldığında elde edilen parçacık akıları Şekil 4.5'te verilmiştir. Ta filtre ile fotonların ortalama enerjisi 2,87 MeV olarak bulundu. Ortalama enerjideki artış spektrumun şeklinde de kendini göstermektedir. Ayrıca Ta elementinin K-kabuğuna denk gelen 67 KeV enerji dolaylarında bir pik görülmektedir. SS ve Sn filtrelerle göre elektron spektrumunda bir artış olduğu görülebilmektedir. Bunun esas sebebi fotonların yüksek atom numaralı ve yüksek yoğunluklu Ta içinde yüksek oranda azaltılması olarak söylenebilir.



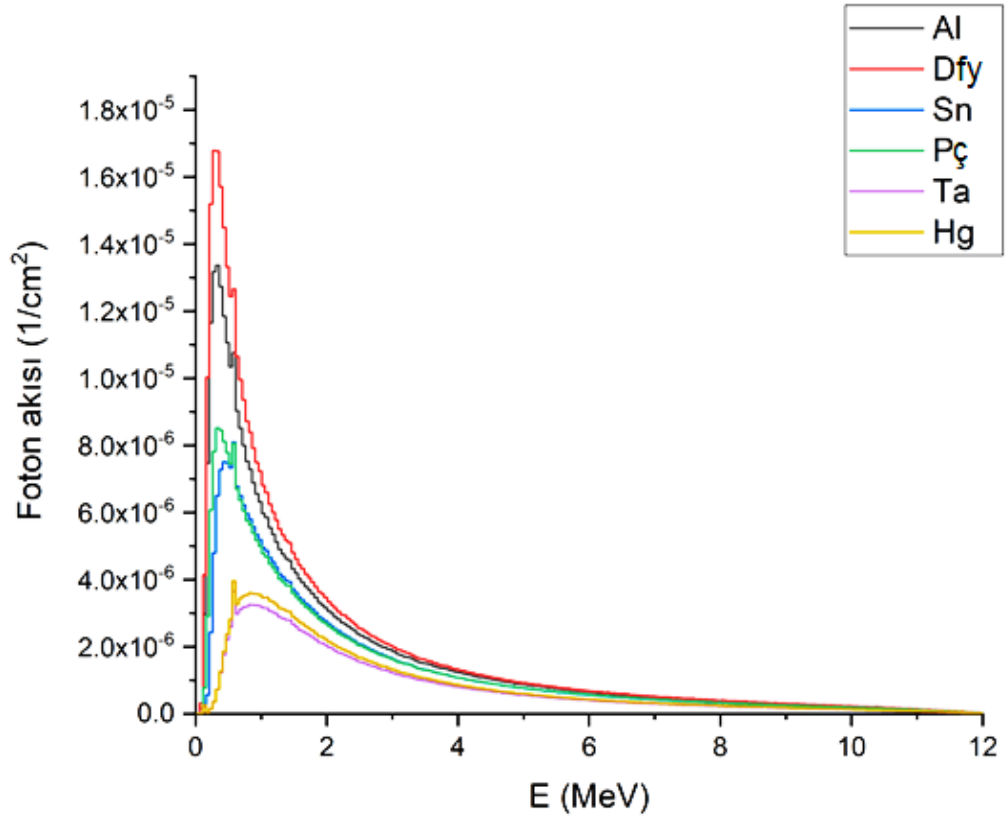
Şekil 4.5. Ta düzleştirici filtreli sistem için foton ve elektron spektrumları.

Hg olarak tanımlanan düzleştirici filtreli sistemdeki parçacık akısı Şekil 4.6’da gösterilmektedir. Burada fotonların ortalama enerjisi 2,86 MeV olarak hesaplanmıştır. Spektrumlar ve elektron akılarında Ta filtre ile büyük oranda benzerlik görülmektedir. Hg elementinin K-kabuğunun enerjisi 83 KeV dolaylarındadır ve bundan kaynaklanan fotonların Ta’a nazaran bir miktar daha fazla olduğu görülebilir. Hg filtre için, Ta filtreye benzer şekilde elektron spektrumunun orta atom numaralı filtrelerle göre daha yüksek bir oranda olduğu görülebilmektedir.



Şekil 4.6. Hg düzleştirici filtre için foton ve elektron spektrumları.

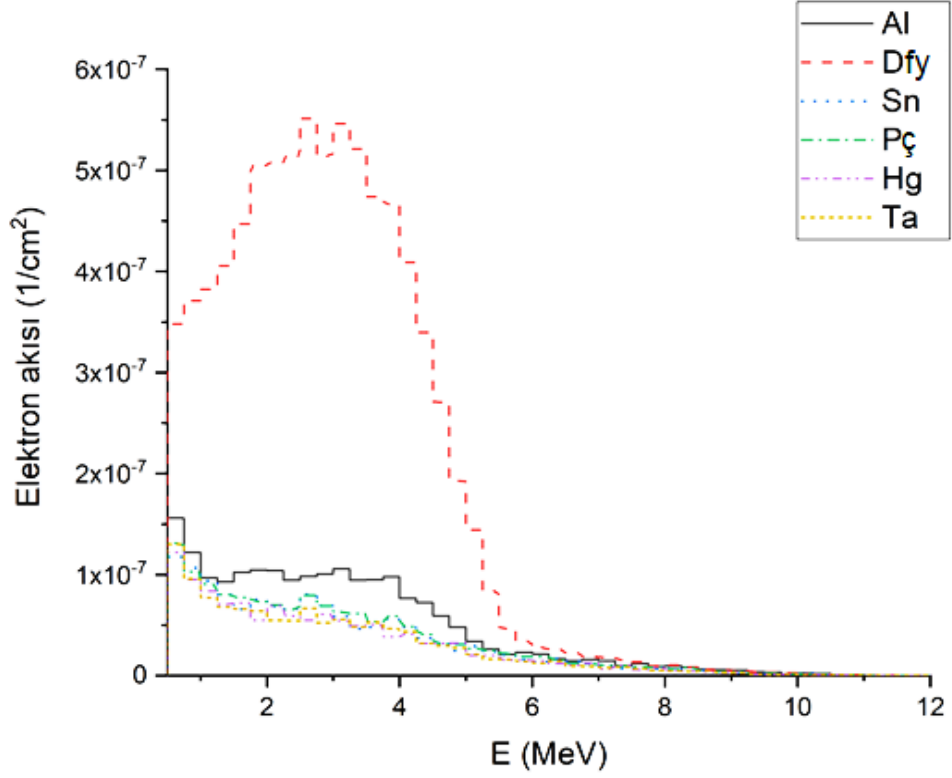
Bütün düzleştirici filtre malzemeleri için karşılaştırma yapabilmek adına foton spektrumları Şekil 4.7’de verilmektedir. Spektrumların hepsi oranlanmadığı durumda aralarındaki fark belirginleşmektedir. Filtre bulunmayan sistem için hedef ve kolimatörler ile yapılan etkileşimler sonrası bütün foton akısı sayım yüzeyine ulaşmakta bundan dolayı da daha yüksek bir foton akısına sebebiyet vermektedir. Diğer filtreler göre daha düşük atom numarasına sahip olan Al filtre de gelen demetin az bir kısmını soğurabilmekte ve büyük bir foton akısının geçmesine izin vermektedir. Bu etki özellikle düşük enerji bölgesinde diğer filtreler göre farklı bir akı spektrumu oluşmasını sağlamaktadır. SS ve Sn filtreler filtresiz ve Al filtreli sistemlere göre daha fazla soğurma gerçekleştirilmesine sebebiyet vermektedir.



Şekil 4.7. Düzleştirici filtre malzemeler için foton spektrumları.

Ta ve Hg elementlerinin filtre olarak kullanıldığı durumlarda ise 1 MeV altındaki spektrumlar önemli ölçüde durdurulmaktadır. Burada Hg için 80 KeV için oluşan küçük pik ise bu elementin K-kabuğundan ışıma yapmasına atfedilebilir. Benzer şekilde Ta için 60 KeV dolaylarında bir pik oluşmaktadır.

Filtre malzemesine göre sayım yüzeyine ulaşan elektron spektrumları Şekil 4.8’de gösterilmektedir.



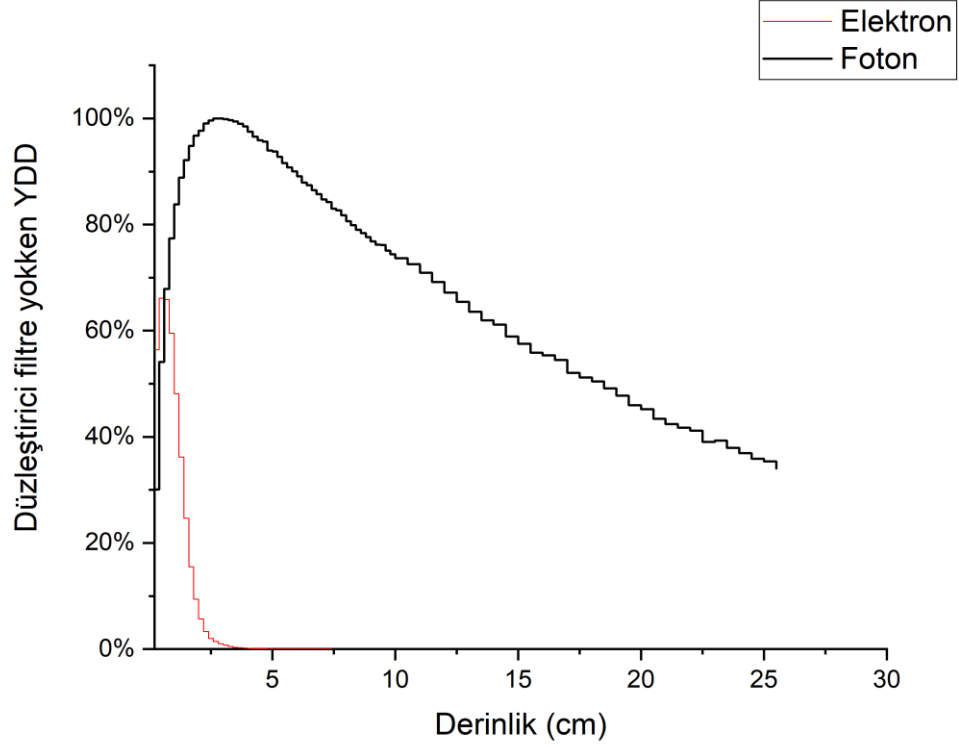
Şekil 4.8. Düzleştirici filtre malzemeler için elektron spektrumları.

Elektron akısı malzemelerin atom numarası arttıkça azalmaktadır. Düşük atom numaralı bile olsa Al'un elektron kirlenmesini önemli ölçüde azalttığı görülebilmektedir. Filtre içermeyen sistem için elektron kirlenmesine bağlı doz artışı olacağı görülebilmektedir. Orta ve yüksek atom numaralı düzleştirici filtrelerin ise elektron kirlenmesi bağlamında benzer elektron akısına sebebiyet verdikleri görülmüştür.

4.2 Derinliğe Bağlı Doz

Kullanılan filtre malzemesine göre değişen foton ve elektron spektrumları neticesinde bu parçacıkların su fantomunda oluşturacağı etkiler de değişmektedir. Bu etkileri gözlemlerken fantom içinde merkez eksen üzerinde tanımlanan hassas hacimlerde bırakılan enerjiler *F8 tally fonksiyonu ile kaydedildikten sonra doza çevrilmiş ve derinliğe göre değişen dozlar hesaplanmıştır. Burada hacimler 0,2 cm aralıklarla sıralanmaktadır.

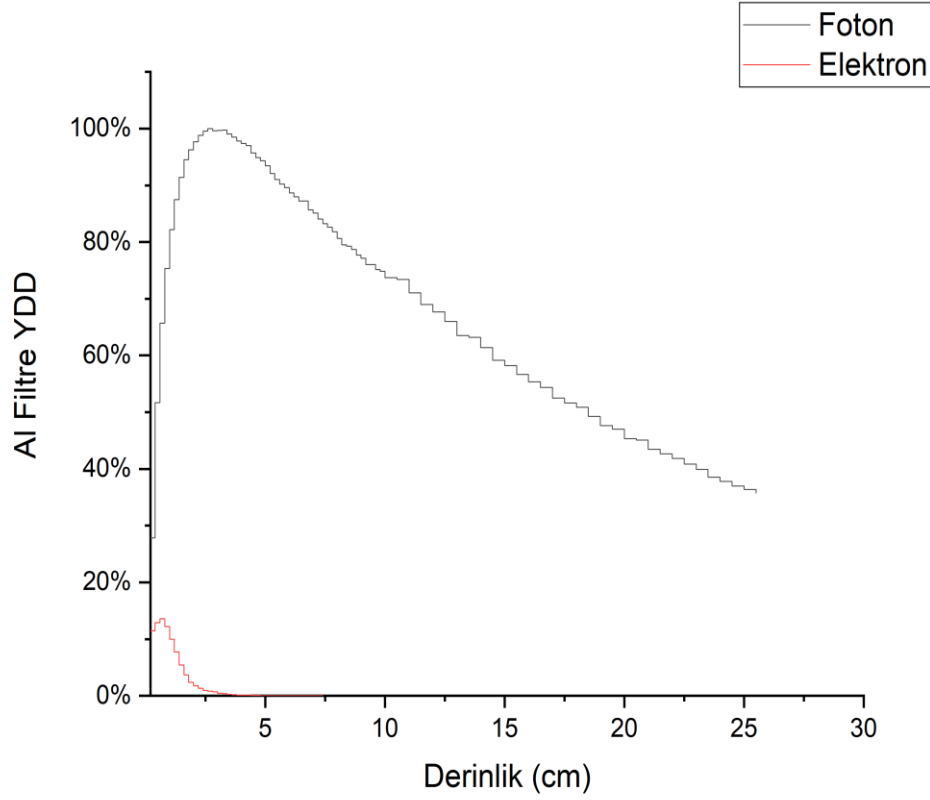
Düzleştirici filtre içermeyen durum için Yüzde Derin Doz (YDD) değişimi Şekil 4.9'da gösterilmektedir. Burada kaynaktan gelen fotonların ve elektronların oluşturdukları doz etkileri ayrı ayrı verilmektedir. Bu sayede elektron kirlenmesine bağlı yüzeye yakın bırakılan doz etkisi görülebilmektedir.



Şekil 4.9. Düzleştirici filtre içermeyen durum için Yüzde Derin Doz değişimi.

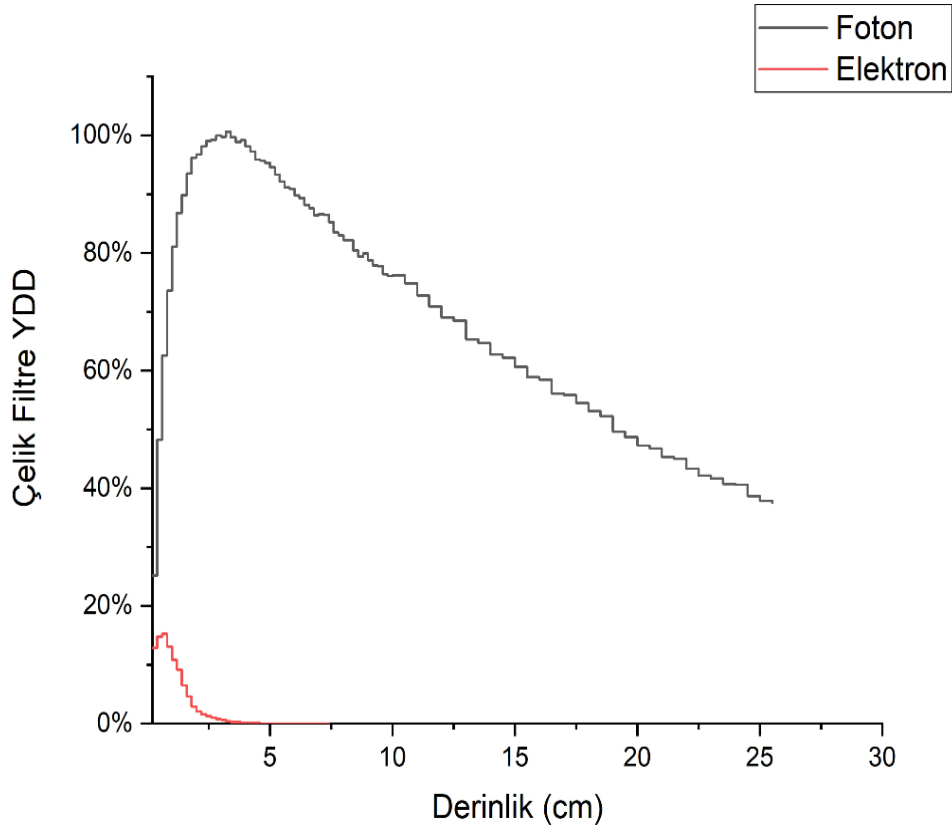
Düzleştirici filtre içermeyen sistemde en yüksek doz fantom yüzeyinden 2,6 cm ile 2,8 cm arası derinlikte gerçekleşmektedir. Elektronlara bağlı doz kirlenmesi ise 0,4 ile 0,6 cm arasında gerçekleşip en yüksek dozun %65'ine kadar çıkmaktadır.

Alüminyum filtreli sistem için derinliğe bağlı doz Şekil 4.10'da verilmektedir. Al filtreli düzenekte en yüksek doz 2,6 cm ile 2,8 cm aralığında gerçekleşmiştir. Al için elektron kirlenmesine bağlı doz filtresiz sisteme göre daha düşük olup en yüksek dozun %13'ü kadardır. Yüzeye çok yakın noktalarda dahi foton dozu elektron dozundan daha yüksektir. Bu anlamda elektronların etkisinin Al filtre ile kırılabilirdiği şeklinde yorumlanabilir.



Şekil 4.10. Al filtreli sistem için derinliğe bağlı doz.

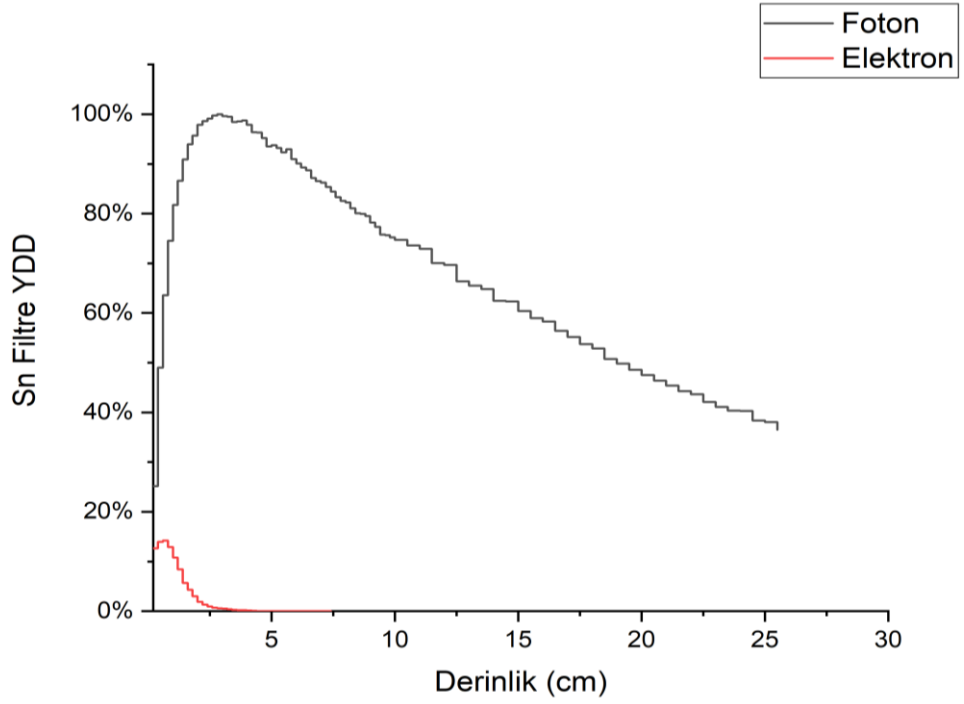
Paslanmaz çelik filtre içeren sistem için kaynaktan gelen fotonlardan ve elektronlardan kaynaklanan derinliğe bağlı doz grafiği Şekil 4.11’de verilmektedir. SS filtre için en yüksek doz 2,8 ile 3,0 cm arasında gerçekleşmektedir. Bu sonuçlar filtre olmayan sisteme ve alüminyum filtreli sisteme göre 0,2 cm daha ileridedir. Bu çeliğin ortalama atom numarasının düşük olmaması ve yüksek yoğunluğundan dolayı ortalama foton enerjisinin artmış olmasından kaynaklanmaktadır. Elektron kirlenmesine bağlı oluşan en yüksek doz ise 0,6 ile 0,8 cm arasında bulunmuştur. Elektron kirlenmesi en yüksek dozun yüzde 15’ine kadar ulaşmaktadır. Paslanmaz çelik filtre için de elektron dozu foton dozunun yanında düşük kalmaktadır.



Şekil 4.11. SS filtre için foton ve elektronlara ait yüzde derin dozlar.

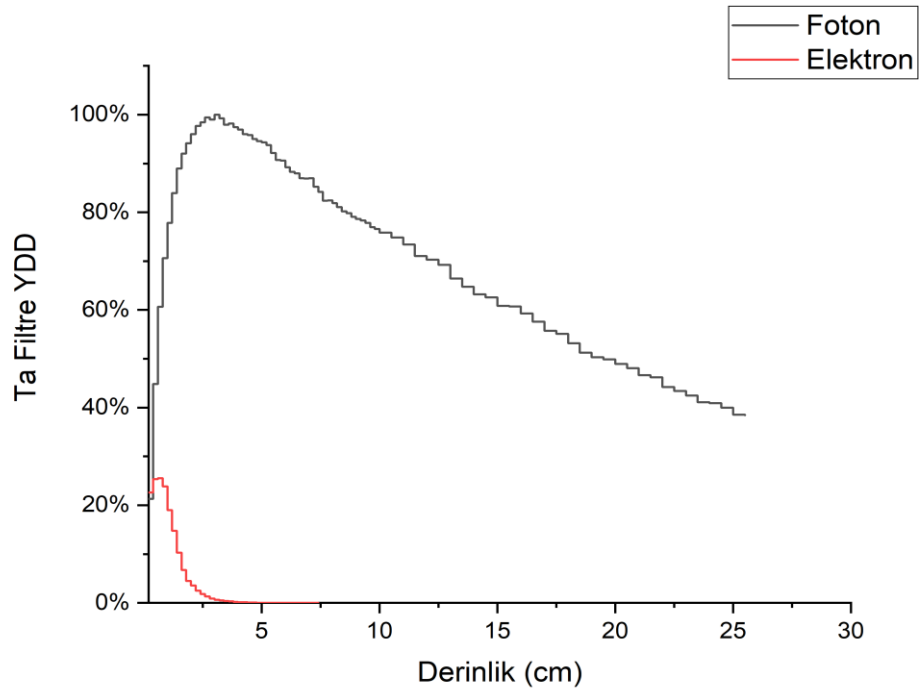
Sn filtreli sistem için merkez eksen üzerindeki derinliğe bağlı doz değişimi Şekil 4.12’de verilmektedir.

Sn’den yapılan düzleştirici filtrenin etkisinin SS’e benzer özellikler gösterdiği görülmektedir. Burada da en yüksek foton dozu 2,8 ile 3,0 cm arasında oluşmaktadır. Ayrıca oluşan elektron kirlenmesine bağlı doz 0,6 cm derinlikte en yüksek değerine ulaşmaktadır. Bu benzerlik iki malzeme tanımı için benzer yoğunluklar kullanılmasına bağlanabilir.



4.12. Sn filtre için foton ve elektronlara ait yüzde derin dozlar.

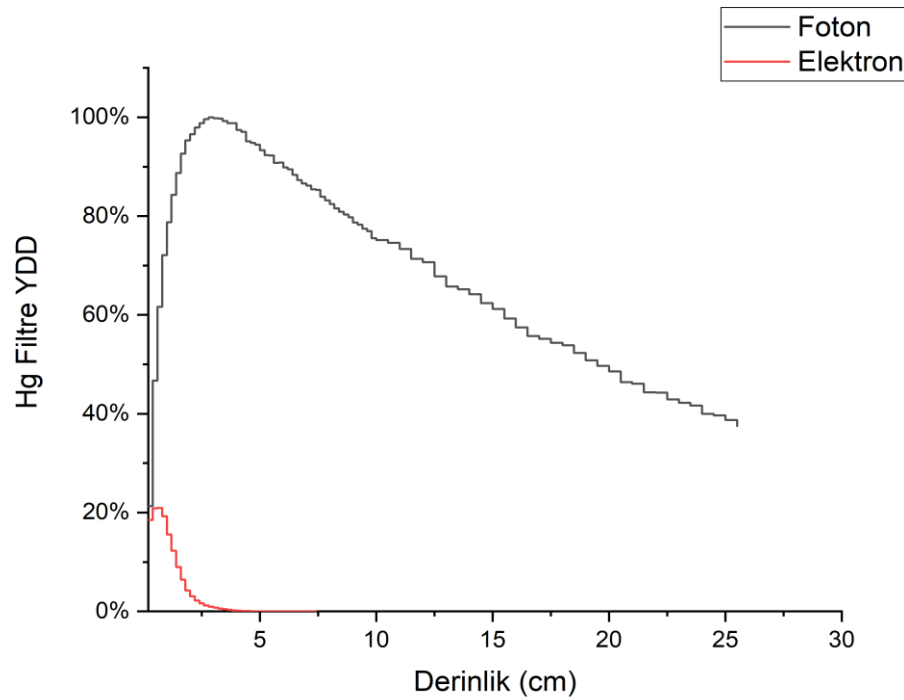
Ta filtre malzemesi durumunda merkezi eksen boyunca derinliğe bağlı elektron ve foton dozu Şekil 4.13'te verilmektedir.



4.13. Ta filtre için foton ve elektronlara ait yüzde derin dozlar.

Buradaki dozların Ta filtre için en yüksek foton dozu 3,0 ile 3,2 cm arasında gerçekleşmektedir. Bu elementin yüksek yoğunluğu ve atom numarası dolayısı ile fantoma ulaşan fotonların ortalama enerjisi yüksektir. Bu daha derinde oluşan dozu açıklamaktadır. Elektron kirlenmesine bağlı olarak dozun en yüksek bulunduğu yer ise 0,6 cm ile 0,8 cm arasındadır. Bu doz en yüksek foton dozunun %25'i kadar değer almaktadır.

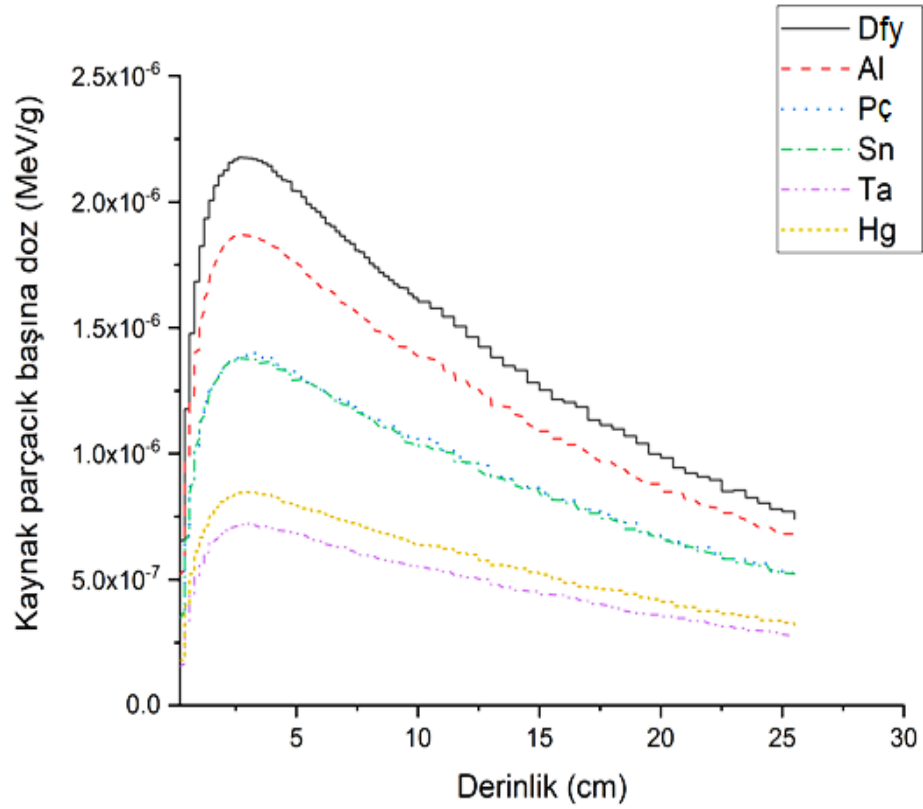
Hg düzleştirici filtre için merkezi eksen boyunca derinliğe bağlı doz değişimi Şekil 4.14'te verilmektedir.



4.14. Hg filtre için foton ve elektronlara ait yüzde derin dozlar.

Hg filtre içeren sistemde en yüksek foton dozu 2,8 cm ile 3,0 cm arasında gerçekleşmiştir. Bu sistemde en yüksek elektron dozu ise 0,6 cm ile 0,8 cm arasında bulunmuştur. En yüksek elektron dozu en yüksek foton dozunun %20'si kadar bulunmuştur.

Derinliğe bağlı dozların karşılaştırılması adına tüm malzemelerin derinliğe bağlı foton dozu grafiği Şekil 4.15'te verilmektedir.



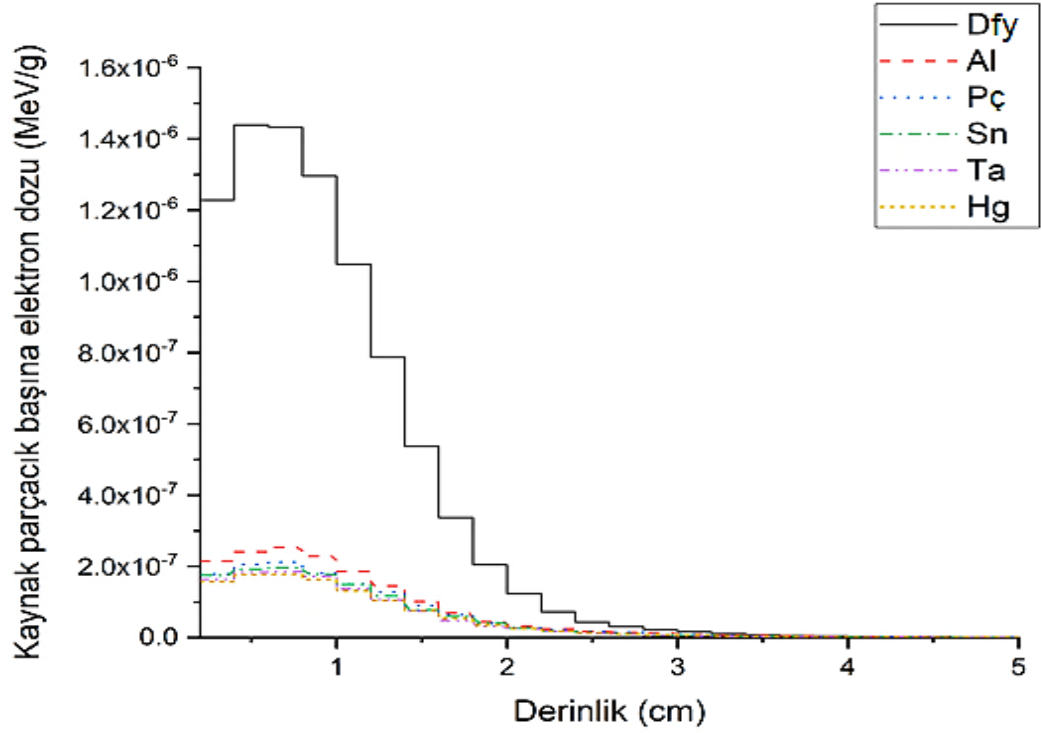
4.15. Tüm malzemeler için derinliğe bağlı foton dozu.

Beklendiği gibi en yüksek foton dozu en yüksek foton akısına da sahip olan düzleştirici filtre içermeyen sistemde gözlenmiştir. Bunu düşük yoğunluk ve düşük atom numarasına sahip olan Al izlemektedir. SS ve Sn filtre içeren sistemler hemen hemen aynı derinliğe bağlı dozlar oluşmasına sebebiyet vermiştir. SS'in yoğunluğunun Sn'in ise atom numarasının yüksek olmasından kaynaklı olarak bu etkiler benzer sonuçlara sebep olmuştur.

Aynı boyutlardaki filtreler için oluşan foton dozu Hg ve Ta için diğer sistemlere göre daha düşük olmuştur. Ta filtresinin daha yüksek yoğunluğa sahip olması doz azaltıcı etkisini yükselten en önemli etken olarak söylenebilir.

Elektronlara ait derinliğe bağlı dozları inceleyince filtre malzemeleri arasındaki fark daha da belirginleşmektedir. Şekil 4.16'da merkezi ışın ekseninde derinliğe bağlı dozlar görülmektedir. Burada filtresiz sistemdeki elektron kirlenmesine bağlı dozun filtreli seçeneklere nazaran çok daha yüksek olduğu görülmektedir. Filtresiz sistemi

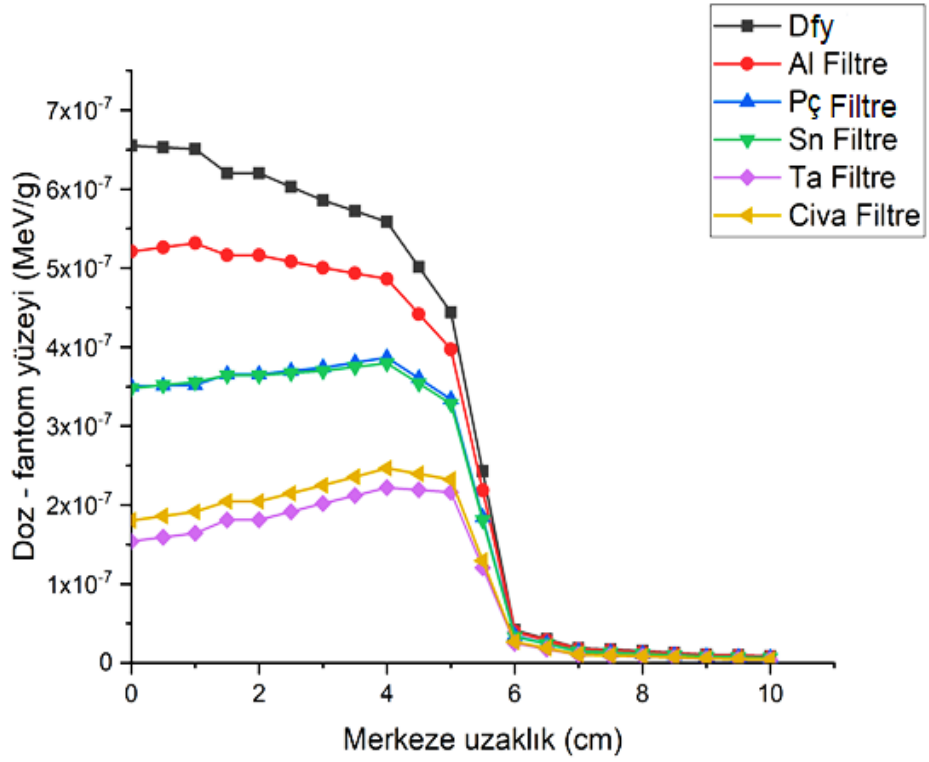
düşük yoğunluk ve atom numarasına sahip olan Al filtre izlemektedir. Diğer filtreler için elektron kirlenmesi benzer büyüklüklerde bulunmuştur.



Şekil 4.16 Tüm filtre malzemeleri için derinliğe bağlı elektron dozu

4.3 Doz Profilleri

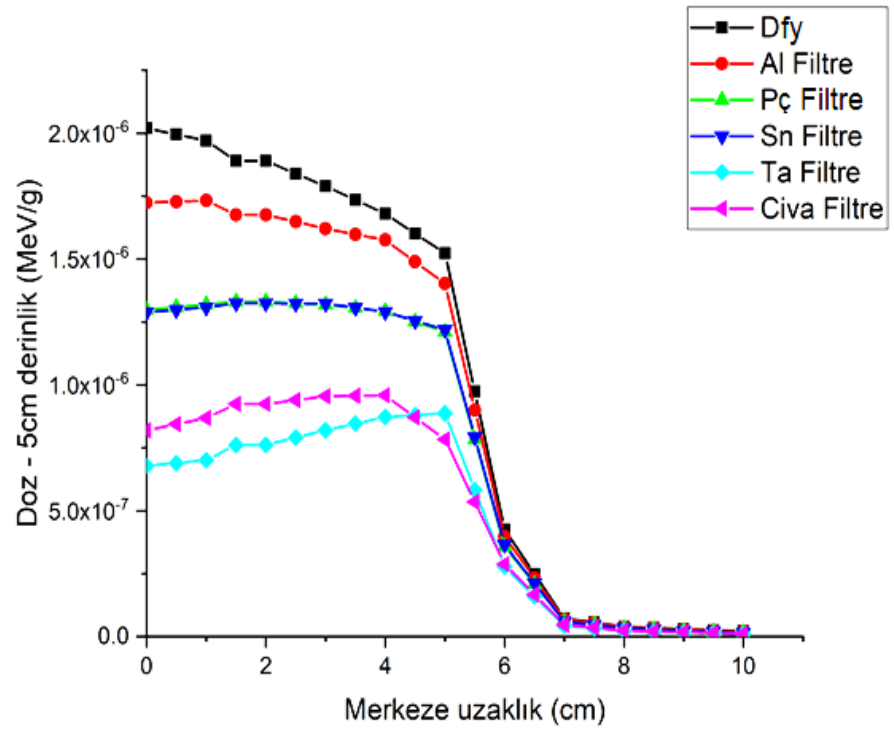
Düzleştirici filtre kullanmanın amacı dozun ışıma alan açıklığı boyunca benzer dağılım göstermesi olduğundan ötürü filtre malzemesi kombinasyonlarının oluşturdukları doz profillerini karşılaştırmak önemlidir. Alınan doz profilleri fantomun 0 ve 0,2 cm derinliği arasındaki dozlara ait olup merkezi ışın eksenine uzaklığa göre değişecek şekilde hesaplanmıştır. Yüzeye yakın doz profilleri Şekil 4.17'de verilmektedir. Burada düzleştirici filtre olmayan ve Al filtreli sistemler için oluşturulan dozların merkezi eksene yaklaştıkça arttıkları ve üçgen bir profil sergiledikleri görülmektedir. Daha yüksek düzleştirici etkiye sahip olan SS ve Sn malzemelerinden yapılmış filtrelerde ise doz profilleri daha düzgün bir dağılım sergilemektedir. En yüksek filtrelemeyi sağlayan Ta ve Hg düzleştirici filtrelerin ise daha merkezi eksende fazladan düzeltirme etkilerinden ötürü en yüksek dozların merkezi eksene 4 cm uzakta ulaştıkları görülmektedir. Tüm filtreli sistemler için $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alan açıklığı dışında yüzey dozunun oldukça az olduğu görülebilmektedir.



Şekil 4.17. Tüm düzleştirici filtre malzemeleri için fantom yüzeyinden alınan doz profilleri.

Fantomun 5 cm ile 5,2 cm derinlikleri arasında alınan doz profilleri Şekil 4.18'de verilmektedir. Düzleştirici filtrenin bulunmadığı durum için doz hala üçgen bir profil ortaya koymuş olup en yüksek dozun merkezi ekseninde olduğu görülmektedir. Al filtreli sistem için filtresiz duruma benzer bir doz profili oluşmuş olup daha düşük doz değerleri hesaplanmıştır.

SS ve Sn filtreler için 5 cm derinlikteki dozların birbirlerine oldukça yakın değerler aldığı görülmektedir. Ayrıca oluşan doz profilleri düz bir dağılım göstermektedir. Filtre olarak kullanılan bu malzemelerin homojene yakın bir doz profili ileteceği söylenebilir.



Şekil 4.18. Tüm düzleştirici filtre malzemeleri için 5 cm derinlikteki doz profilleri.

Ta ve Hg filtreler için 5 cm derinlikteki doz profilleri merkezi ekseninde aşırı düzleşmeye uğramıştır. Ta filtre merkeze yakın bölgelerde daha yüksek soğurucu işlevi göstermiştir.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmada MCNP 6.2 kullanılarak radyasyon doz ayarlaması, özellikle kanser tedavisi yapılması amaçlanmıştır. Bu tür sistemler uzun yıllar kullanılmış olan düşük enerjili x-ışınlarının yerini günümüzde elektron ışınları aldığı görülmektedir. Tipik olarak, elektron ışınlarının merkezi eksen derin doz eğrisi, yüksek yüzey dozu oluşturur ve doz daha sonra belirli bir derinlikte (d_{max}) maksimum noktaya ulaşır. d_{max} noktasından sonra doz hızla düşer ve düşük doz seviyelerinde Bremsstrahlung kuyruğu olarak bilinen bir plato meydana gelir [44].

Bu tez çalışmasında medikal doğrusal bir hızlandırıcı için düzleştirici filtre olarak kullanılan malzemelerinin dozimetri ile ilişkili büyüklükler üzerine olan etkisi Monte Carlo simülasyonu ile incelenmiştir. Bu inceleme ticari olarak lisanslandırılmış MCNP 6.2 kod programı kullanılmasıyla genel radyasyon ışınlaması için gerçekleştirilmiştir.

İncelenen filtre malzemeleri, Al, SS, Sn, Ta ve Hg'dır. Ayrıca düzleştirici filtre olmayan bir medikal LINAC'da incelenmiştir. İncelenen lineer hızlandırıcı modelinde göz önünde bulundurulmuş bileşenler, hedef, hedefi çevreleyen soğutucu kap, birincil kolimatör, düzleştirici filtre, iyonlaşma odası ve ikincil kolimatörleri içermektedir. Hızlandırıcı modelinde 12 MeV enerjiye sahip elektronların bir hedefe çarptırılmasıyla oluşan frenleme radyasyonu, modellenen diğer bileşenleri geçerek, kaynaktan 100 cm uzaklıkta $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alan açıklığına denk gelecek şekilde, $40 \times 40 \times 40 \text{ cm}^3$ boyutlarında bir su fantomuna iletilmiştir. Su fantomuna ulaşan fotonların ve elektronların parçacık akıları, yatay doz profilleri ve derinliğe bağlı doz dağılımları belirlenmiştir. Bu işlem tüm düzleştirici filtre malzemeleri için tekrarlandı.

Monte Carlo simülasyonundaki belirsizlikleri azaltmak ve hesapları hızlandırmak için foton takip sınırı olarak 0,01 MeV, elektron takip sınırı olarak 0,1 MeV uygulanmış olup, yüksek enerjili fotonların örneklem sayısında artırılmıştır. Ayrıca yüzey kaynak oluşturularak simülasyon verimi artırılmış ve en yüksek doz belirsizliği %2'nin altına inecek şekilde simülasyonlar çalıştırılmıştır. Elde edilen foton akıları incelendiğinde düzleştirici filtresiz model için ortalama foton akısı 2,13 MeV ile en düşük değere sahiptir. Bunu 2,45 MeV ortalama enerji ile Al, 2,51 MeV

ile Sn, 2,86 MeV ile Hg ve 2,87 MeV ile Ta takip etmektedir. Buradan çıkarılabilecek sonuç, filtredeki malzemelerin hem atom numarasının hem de yoğunluğunun oluşacak foton akısı için önemli olduğudur. Ta düzleştirici filtre yüksek atom numarası ve çok yüksek yoğunluğu ile en yüksek ortalama foton enerjisine sebep oldu. Bu yüksek ortalama enerji ve foton spektrumunun sertleşmesi avantajdır. Bununla beraber Hg ve Ta filtreler başlangıç elektronu başına toplam akıda önemli bir azalmaya sebep oldu. Düzleştirici filtre ve kolimatörler gibi bileşenler ile birlikte ortaya çıkan elektron akısı oranı incelenen Ta ve Hg düzleştirici filtreler için yüksek olmaktadır. Bu bakımdan yüksek ortalama enerjinin verimi diğer etkenler tarafından yok edilmektedir. Elektron akısı incelendiğinde Sn ve SS filtrelerin daha kullanışlı olduğu sonucuna varıldı.

Derinliğe bağlı dozlar incelendiğinde en yüksek dozun oluşma uzaklığı düzleştirici filtre olmayan modelde 2,6 cm olarak bulundu. Düzleştirici filtre malzemeleri olarak Al, SS, Sn, Ta ve Hg için bulunan en yüksek doz değerleri ise sırasıyla 2,6 cm, 2,8 cm, 2,8 cm, 3,0 cm ve 2,8 cm’de gerçekleştirildi. Çalışmada, d_{max} derinliği CC13 ile ölçüm alınan Y6MV ölçümünde limit dışında bulunmuştur (1,8 cm) [89]. Bu değer IEC 60731 protokolüne göre [20] 6 MV foton enerjisi için maksimum doz derinliği $1,5 \pm 0,2$ cm olarak tespit edilmiş. Bu çalışmada bu değer düzleştirici filtre kullanılarak 3,0 cm kadar çıkarıldı. IEC 60731 protokol çalışmasına göre d_{max} derinliği (1,8 cm) bulunmuştur. Ayrıca aynı protokole göre 100 mm’de % doz değeri $67,1 \pm 1,5$ olarak raporlanmıştır. Buradanda görüldüğü gibi kullanılan filtre malzemesinin en yüksek dozun oluştuğu derinliğe olan etkisinin az olduğu söylenebilir. Bununla birlikte elektron kirlenmesine bağlı olan dozlar arasında kayda değer farklılıklar gözlemlendi. Düzleştirici filtre olmayan model için en yüksek elektron dozu, en yüksek dozun %65’ine kadar çıkarken Al, SS, Sn, Ta ve Hg malzemeleri için bu oran sırasıyla %13, %15, %15, %25, %20 olarak tespit edildi. İNAL A. Yapmış olduğu çalışmalarında daha derine inildikçe 5 cm² ile 10 cm² arasındaki en büyük doz farkı 200 mm derinlikte bulunmuştur (%17,1) [89]. Bu araştırmada elektronlardan kaynaklanan dozun en az olduğu durum Al filterde gerçekleşirken, SS ve Sn filtreler bu değere oldukça yakın performans göstermiştir.

Doz profilleri bağlamında incelendiği zaman, kullanılan düzleştirici filtre malzemelerinden en iyi düzeltirme SS ve Sn için gerçekleşti. Al düzleştirici filtre ile

merkez eksene yakın bölgelerde yeterince soğurma gerçekleşmediğinden profil üçgene yakın şekil almıştır. Ta ve Hg filtreler ise fazla düzleştirme yaparak ters üçgen bir doz profiline sebebiyet vermiştir. Buradan hareketle tanımlanan düzleştirici filtre boyutu orta atom numaralı malzemeler için daha uygun olduğu sonucu çıkarılabilir.

Bulgulardan Şekil 4.1 görüldüğü üzere Bremsstrahlung tarafından oluşturulan foton spektrumu içerisinde elektronların çift oluşumu ve yok olmasına denk gelen 511 KeV enerjide küçük bir pik oluşturmaktadır. Foton spektrumu için ortalama enerji değeri 2,13 MeV olarak hesaplanmıştır. Elektron spektrumu ise kolimatörler ve hava ile etkileşen fotonlar sonucu ortaya çıkmaktadır. Elektronların 3-4 MeV enerji arasında en yüksek olduğu görülmektedir. Bu da ışınlamanın filtrelenmediği zaman elektron kirlenmesinin etkisinin yüksek olacağı şeklinde yorumlanabilir. Yazgan Ç. tarafından yapılan çalışmada; $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alan açıklığında filtreli ve filtresiz sistemde birim elektrondan elde edilen doz profilleri incelendiğinde filtresiz sistemde filtreli sisteme oranla birim elektrondan alan merkezinde 3.48 kat fazla foton dozu olduğunu tespit etmişlerdir. Ayrıca $20 \times 20 \text{ cm}^2$ alan açıklığında filtreli ve filtresiz sistemde birim elektrondan elde edilen doz profillerini incelediklerindede, filtresiz sistemde filtreli sisteme oranla birim elektrondan alan merkezinde 3,24 kat fazla foton dozu olduğu tespit edilmiştir [33].

Sonuç olarak yapılan hesaplamalar neticesinde 12 MV foton spektrumu sağlayan medikal bir lineer hızlandırıcı için SS ve Sn düzleştirici filtrelerin hem eşdeğer atom numarası hem de yoğunluk bakımından uygun olacağı tespit edilmiştir. Burada kurulan modeller daha farklı enerji aralıkları için lineer hızlandırıcı tasarlanmasında ve lineer hızlandırıcı bileşenlerinin optimize edilmesinde kullanılabilecektir. Ayrıca elde edilen faz uzayı dosyalarının içerdiği parçacık hızları ve açısal dağılımları küp şeklindeki geometrik fantomlar haricinde gerçekçi tedavi planlaması için de kullanılabilir.

İleriki çalışmalarda çok yapraklı kolimatörler ve kamalar da modellenerek onlar için de malzeme tipi ve şeklinin dozimetrik büyüklüklere etkisi incelenebilir. Bunun yanında bu çalışmada foto-nötron takibi yapılmamıştır. Foto nötronlardan kaynaklanacak kirlenme dozu da hesaplanabilir.

KAYNAKLAR

1. Aydın, A., 2019. Radyoterapide kullanılan parçacık hızlandırıcıları, Yüksek Lisans Tezi, Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Tokat.
2. Karakoç, M., 2018. İki boyutlu-dizilimli iyon odaları yardımıyla bilgisayar destekli lineer hızlandırıcılarda radyasyon dozunun ölçümünde açığa bağlılık etkisinin incelenmesi, Yüksek Lisans Tezi, Akdeniz Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Antalya.
3. Tekcan, İ. V., 2015. Varian truebeam lineer hızlandırıcının elektron kontaminasyonunun monte carlo yöntemiyle simülasyonunun yapılması, Yüksek Lisans Tezi, Dokuz Eylül Üniversitesi, Fen Bilimler Enstitüsü, İzmir.
4. Podgoršak, E. B., 2016. Radiation physics for medical physicists, Third Edition, Vol. 1, Berlin, Springer.
5. Low, D. A., Moran J. M., Dempsey J. F., Dong L., ve Oldham M., 2011. Dosimetry tools and techniques for IMRT, Medical Physics, 38, 3, 1313-1338.
6. Podgorsak, E. B., 2005. Radiation oncology physics, Iaea Vienna, Vienna.
7. Khan, F. M. ve Gibbons, J. P., 2014. The physics of radiation therapy, Fifth Edition, Lippincott Williams and Wilkins.
8. Van Laere, K. ve Mondelaers, W., 1997. Design of field flattening filters for a high-power bremsstrahlung converter by full monte carlo simulation, Radiation Physics and Chemistry, 49, 3, 307-317.
9. Ishmael Parsai, E., Pearson, D. ve Kvale, T., 2007. Consequences of removing the flattening filter from linear accelerators in generating high dose rate photon beams for clinical applications: A monte carlo study verified by measurement, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms, 261, 1, 755-759.
10. Lind, M., Knöös, T., Ceberg, C., Wieslander, E., McClean, B. ve Georg, D., 2009. Photon beam characteristics at monitor chamber level in a flattening filter free linac: a Monte Carlo study Radiotherapy and Oncology, 92, 1, s57.
11. Dalaryd, M., Kragl, G., Ceberg, C., Georg, D., McClean, B., af Wetterstedt, S., ve Knöös, T., 2010. A Monte Carlo study of a flattening filter-free linear accelerator verified with measurements, Physics in Medicine and Biology, 55, 23, 7333-7344.
12. Giglioli, M., Fernandes, M. A. R. ve Yoriyaz, H., 2011. PDD's reconstruction of the linear accelerator varian 2100C for photons beams of the 6MV and 10MV using MCNP-4C code, International Conference on Medical Physics, Brazil, 1-4.

13. Belosi, M. F., Rodriguez, M., Fogliata, A., Cozzi, L., Sempau, J., Clivio, A., ve Brualla, L., 2014. Monte Carlo simulation of truebeam flattening-filter-free beams using Varian phase-space files: Comparison with experimental data, Medical Physics, 41, 5, 051707.
14. Sangeetha, S. ve Sureka, C. S., 2017. Comparison of flattening filter (FF) and flattening-filter-free (FFF) 6 MV photon beam characteristics for small field dosimetry using EGSnrc monte carlo code, Radiation Physics and Chemistry, 135, 63-75.
15. Hodges, M., ve Barzilov, A., 2018. Radiation safety aspects of linac operation with bremsstrahlung converters, Accelerator physics: Radiation Safety and Applications, 123.
16. Zeghari, A., Saaidi, R., Cherkaoui El Moursli, R., 2019. Enhancement of the dose on 12 MV linac with free flattening filter mode, Journal of Biomedical Physics ve Engineering, 9, 4, 437-444.
17. Arda, C., 2006. Nükleer silahlar ve radyasyon, Türk Hijyen ve Deneysel Biyoloji Dergisi, 63, 1, 139-144.
18. Bor, D., 2015. Radyasyon nedir? halkımız için bilgilendirme kılavuzu, Ankara Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi Fizik Mühendisliği Bölümü.
19. Bilir, N., 2016. İş sağlığı ve güvenliği. Hacettepe Üniversitesi Yayınları, Ankara.
20. Akın, A., Akın, L., Akgün, S., Altıntaş, K. A., Aslan, D., Attila, S., ve Bilgili A., 2015. Halk sağlığı temel bilgiler 2, Üçüncü Baskı, Hacettepe Üniversitesi Yayınları.
21. Akın, A., Akın, L., Akgün, S., Altıntaş, K. A., Aslan, D., Attila, S., ve Bilgili A., 2015. Halk sağlığı temel bilgiler 3, Üçüncü Baskı, Hacettepe Üniversitesi Yayınları.
22. Çimen, B., 2018. İyonlaştırıcı radyasyon ve çevre güvenliği, Yüksek Lisans Tezi, Selçuk Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Konya.
23. Celal, S., 2014. Radyasyon güvenliği el kitap, Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi, İzmir.
24. Ersever, E., 2018. Radyofarmasötik üreten tesislerde radyasyon kaynaklı risklerin farklı yöntemlerle karşılaştırılarak değerlendirilmesi, Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
25. Çimen, B., Erdoğan, M. Ve Oğul, R., 2017. İyonlaştırıcı Radyasyon ve Korunma Yöntemleri, Selçuk Üniversitesi Fen Fakültesi Fen Dergisi, 43, 2, 139-147.
26. Hacıosmanoğlu, T., Temel radyasyon fiziği ve tanımlar, Serenas Uluslararası Turizm Kongre ve Organizasyon A.Ş., Türkiye Nükleer Tıp Derneği, Ankara, Çankaya.

27. Keser, E., 2019. Nükleer reaktörleri izlemeye yönelik antinötrino algıcının pasif zırhlama tasarımı ve simülasyonu erhan keser, Yüksek Lisans Tezi, Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Tokat.
28. Yalçın, L. Ş., Parçacıklar ve radyasyonun madde ile etkileşmesi, URL Adres: <https://avesis.istanbul.edu.tr/resume/downloadfile/latife.sahin?key=caieb480-5009-42f7-b671-32c3794112a5>, Erişim tarihi: 24.01.2022.
29. Sürücü A. M. ve Subaşı, S., 2021. Nanomateryallerin kompozit malzemelerin radyasyon zırhlama özelliklerine etkisinin incelenmesi, El-Cezeri, 8, 1, 182-194.
30. Almaz, E., 2007. β^- parçacıklarının internal bremsstrahlung spektrumlarının analizi, Doktora Tezi, Uludağ Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Bursa.
31. Attix, F. H., 2008. Introduction to radiological physics and radiation dosimetry, John Wiley and Sons, Madison, Wisconsin.
32. Abbasova, N., 2017. Diş tedavisinde kullanılan bazı dolgu ve kaplama malzemelerinin gama radyasyonu soğurma katsayılarının, Yüksek Lisans Tezi, Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Samsun.
33. Yazğan, Ç., 2016. Monte Carlo yöntemi ile lineer hızlandırıcı modellemesi ve dozimetrik kalite kontrolü, Yüksek Lisans Tezi, Akdeniz Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Antalya.
34. Altıparmak, D., 2019. Mide kanseri tanılı hastalarda üç boyutlu konformal radyoterapi ve yoğunluk ayarlı radyoterapi tekniklerinin hedef volüm ve kritik organ dozları açısından karşılaştırılması, Yüksek Lisans Tezi, Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Tokat.
35. Kocaova, H. Y., 2018. Sağlık alanında x-ışını ile dijital diyagnostik görüntüleme de doğrusal dizi dedektörün radyasyon dozuna etkisinin araştırılması, Yüksek Lisans Tezi, Akdeniz Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Antalya.
36. Mayles, P., Nahum, A. ve Rosenwald, J. C., 2007. Handbook of radiotherapy physics: theory and practice, CRC Press, Boca Raton.
37. Khan, F. M., 2003. The physics of radiation therapy, Third Edition, Lippincott Williams and Wilkins.
38. URL-1 <<https://tr.wikipedia.org/wiki/Bremsstrahlung>>, Erişim tarihi: 26.01.2022.
39. Khan, F. M., 2010. The physics of radiation therapy, Fourth Edition, Lippincott Williams and Wilkins.
40. Gülmen, M., 2011. Medikal alanda kullanılan lif:mg,tı (tld-100)'nin dozimetrik özelliklerinin incelenmesi, Yüksek Lisans Tezi, Çukurova Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Adana.

41. Müjde, A. S., 2012. Türkiye’de kullanımdaki bazı tekstil ürünlerinin radyasyon azaltma özelliklerinin araştırılması, Yüksek Lisans Tezi, Ağrı İbrahim een Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Ağrı.
42. Kaya, D., 2019. Normal beton ve özel amaçlı betonların gama radyasyonunu zırlama özelliklerinin incelenmesi, Yüksek Lisans Tezi, İstanbül Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbül.
43. Ardıç, Z., 2021. Konya’da bir niversite hastanesi alışanlarında mesleki olarak iyonize radyasyon maruziyetinin oksidatif stres ve inflamasyon markırları üzerine etkileri, Uzmanlık Tezi, Necmettin Erbakan Üniversitesi, Konya.
44. Koçođlu, S., 2011. Elektron ışın dozimetrisinde monte carlo simülasyon yöntemi kullanarak elde edilen doz dağılımlarının gerçek dozimetri sonuçları ile karşılaştırılması, Dokuz Eylül Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İzmir.
45. Tartar, A., 2007. Klinik lineer hızlandırıcıların su fantomundaki doz dağılımlarının monte carlo yöntemi ile elde edilmesi, Yüksek Lisans Tezi, Uludağ Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Bursa.
46. Güneyli, O., 2013. Prostat kanserli hastalarda yoğunluk ayarlı radyoterapi uygulamasında flattening filter kullanılan ve kullanılmayan planların karşılaştırılması, Yüksek Lisans Tezi, Acıbadem Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbül.
47. Pawlicki, T., Scanderbeg, D. J. ve Starkschall, G., 2016. Hendee’s radiation therapy physics, Fourth Edition, John Wiley and Sons.
48. Toklu, T., 2016. Use of Monte Carlo techniques in external beam therapy of lung cancer, Degree of Doctor, Yeditepe University, Graduate School of Natural and Applied Sciences.
49. Ertrk, M. E., 2019. Dzleřtirici filtresiz tedavi sistemleri için kalem huzme kerneli geliřtirilmesi, Doktora Tezi, Nükleer Enerji Mhendisliđi Anabilim Dalı.
50. Edimo, P., Kwato Njock, ve Vynckier, S., 2013. Validation of xio electron monte carlo-based calculations by measurements in a homogeneous phantom and by egsrc calculations in a heterogeneous phantom, Physica Medica, 29, 6, 631-638.
51. Tuđrul, T., 2020. Siemens artiste lineer hızlandırıcı cihazının monte carlo yöntemi kullanarak modellenmesi ve enerjiye etki eden parametrelerin değerlendirilmesi, Doktora Tezi, Tobb Ekonomi Ve Teknoloji Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı.
52. De Oliveira, A. C. H., Vieira, J. W. ve Lima, F. R. A., 2015. Monte Carlo modeling of multileaf collimators using the code Geant4, Brazilian Journal of Radiation Sciences, 3, 1A.

53. Martin, J. E., 2006. Physics for radiation protection: A Handbook, Second Edition, John Wiley & Sons.
54. Treurniet, J. ve Rogers, d., 1999. EGS windows 4. 0 user's manual, NRCC Report PIRS-669, NRC Canada.
55. Lin, S. Y., Chu, T. C. ve Lin, J. P., 2001. Monte Carlo simulation of a clinical linear accelerator, Applied Radiation and Isotopes, 55, 6, 759-765.
56. Gürsoy, G., 2013. Radyoterapide kullanılan yüksek enerjili foton ışınları için karbon fiber masanın doz dağılımına etkisinin belirlenmesi, Yüksek Lisans Tezi, Gaziosmanpaşa Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Tokat.
57. Madcalse, P., Kron, T. ve Hoban, P., 2002. The physics of raditherapy X-ray from linear Accelerators, Medical Physics Pub Corp, 493-505.
58. Madcalse, P., Kron, T. ve Hoban, P., 1997. The physics of raditherapy x-ray from linear Accelerators, First Edition, Medical Physics Pub Corp .
59. Knapp, E. A., 1976. Application of linear accelerators, No. AECL-5677, University of California, Los Alamos, New Mexico.
60. URL-2 <<https://www.acibadem.com.tr/medikal-teknoloji/mr- linac/>>, ErişimTarihi: 27.01.2022.
61. Briesmeister, J. F., 2000. MCNPTM-A general monte carlo N-particle transport code, LA-13709-M, Los Alamos National Laboratory, 2.
62. Coşkun, H., 2010. Alternatif nükleer yakıtlı çakıl yataklı modüler reaktörün monte carlo yöntemiyle nötronik analizi, Yüksek Lisans Tezi, Gazi Üniversitesi, Fen Bilimler Enstitüsü, Ankara,
63. Mermer, T., 2019. Alternatif nükleer yakıtlarda minör aktinit kullanımının nükleer güvence açısından değerlendirilmesi, Yüksek Lisans Tezi, Gazi Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
64. Lux, I. ve Koblinger, L., 1991. Monte Carlo particle transport methods: neutron and photon calculations, First Edition, CRC Press.
65. Hançerlioğulları, A., 2006. Monte Carlo simülasyon metodu ve mcnp kod sistemi, Kastamonu Eğitim Dergisi, 14, 2, 545-556.
66. Poyraz, A., x ışınlarının kalite ve kantitesi, Firat Üniversitesi URL Adres: https://abs.firat.edu.tr/dersler_notlar/not_dosya_ac/bade601bb14fc9dc31f679fb256a96059f6e503b_85 Erişim: 28.01.2022.
67. Soydemir, E., 2013. Katı örnekleme yüksek çözünürlüklü elektrotermal atomik absorpsiyon spektrofotometresi ile 2,5 pm hava partiküllerinde cıva tayini, Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.

68. Seven, T., Can, B., Darende, B. N. ve Ocak, S., 2018. Hava ve toprakta ağır metal kirliliği, *Ulusal Çevre Bilimleri Araştırma Dergisi*, 1, 2, 91-103.
69. Yıldız, S., 2020. Şiddet davranışı gösteren adolesanlarda kan, plazma ve idrarda ağır metal (kurşun, cıva, kadmiyum, mangan) düzeylerinin değerlendirilmesi, *Uzmanlık Tezi*, Dicle Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Diyarbakır.
70. Şatır, S., 2019. Ultra yüksek alan manyetik rezonans görüntülemenin amalgam faz değişimi ve cıva salınımı üzerine etkisinin değerlendirilmesi, *Yüksek Lisans Tezi*, Akdeniz Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Antalya.
71. Lide, D. R., 2003. *CRC handbook of chemistry and physics*, 84th Edition. CRC Press, Boca Raton.
72. Anık, S., Anık, E. S. Ve Vural, M., 1993. 1000 soruda kaynak teknolojisi el kitabı, Birsan Yayınevi, İstanbul .
73. Yıldırım, S., 2018. Farklı alüminyum alaşımlarının cs-137 gama radyoizotop kaynağı karşısındaki davranışının incelenmesi ve irdelenmesi, *Yüksek Lisans Tezi*, İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
74. Cobden R., ve Banbury, A., 1994. Aluminium: physical properties, characteristics and alloys, *Talat Lectures*, 1501, 1, 1, 144-155.
75. Burgucu, S., 2011. 7075 alüminyum alaşımlarının üretimi ve karakterizasyonu, *Yüksek Lisans Tezi*, Yıldız Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
76. Deschamps, A., Dumont, D., Bréchet, Y., Sigli, C. ve Dubost, B., 2001. Process modeling of age-hardening aluminum alloys: from microstructure evolution to mechanical and fracture properties, *Proceedings from Materials Solutions Conference*, Indianapolis, 298-305.
77. Durmuş, S., Akgün, S. ve Şahin, S., 2009. Çökelme sertleştirilmesi uygulanmış aa 7012 alüminyum alaşımlarında sertliğin mikro yapı ile değişiminin incelenmesi, 5. 5. Uluslararası İleri Teknolojiler Sempozyumu IATS'09.
78. Filella, M., 2017. Tantalum in the environment, *Earth-Science Reviews*, 173, 122-140.
79. Kaynak, Y., 1971. Tantalum nedir?, *Bilimsel Madencilik Dergi*, 10, 2, 15-19.
80. Arslan, Ş., 2020. Ti6Al4V titanyum alaşımının lazer kaynak kabiliyeti ve biyoaktivite özelliklerinin incelenmesi, *Yüksek Lisans Tezi*, Karabük Üniversitesi, Lisansüstü Eğitim Enstitüsü, Karabük.
81. Aygun, B., Korkut, T., ve Karabulut, A. 2016,. Determination and fabrication of new shield super alloys materials for nuclear reactor safety by experiments and cern-fluka monte carlo simulation code, Geant4 and WinXCom, in *Journal of Physics: Conference Series*, IOP Publishing, 707, 1, p. 012051.

82. Kılıç, O., 2018. Refrakter tantalyum metalinin katı ortamda borlanması, Yüksek Lisans Tezi, Mühendislik ve Fen Bilimleri Enstitüsü, Gebze.
83. Kato, H., Nakamura, T., Nishiguchi, S., Matsusue, Y., Kobayashi, M., Miyazaki, T., ve Kokubo, T. 2000. Bonding of alkali- and heat- treated tantalum implants to bone, Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials, 53, 1, 28-35.
84. Öz, H., 2011. Termoelektrik SnTe bileşiğinin elektrokimyasal sentezi, Yüksek Lisans Tezi, Sakarya Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Sakarya.
85. Uysal, M., 2007. Elektrolitik kalay kaplama ve oksidasyonu, Yüksek Lisans Tezi, Sakarya Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Sakarya.
86. Eskier, U., 2017. Kalay nedir? (özellikleri, kullanımı), URL-3 <<https://www.makaleler.com/kalay-nedir-ozellikleri-kullanimi>>, Erişim tarihi: 30.01.2022.
87. Aran, A., 2003. Paslanmaz çelik yassı mamuller, Second Baskı, İstanbul.
88. Savaşeri, O., 2018. Bakır alaşım elementinin paslanmaz çeliklerin mekanik özelliklerine etkisi, Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
89. İnal, A., 2019. Lineer hızlandırıcı cihazında (linak) alınan rölatif doz ölçümlerinde ≤ 3 mm geometrik hataların yüzde derin doz (% dd) ve ışın profil (ip) parametreleri üzerine etkisi, Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi, Fen Dergisi, 14(2), 239–247.

ÖZGEÇMİŞ

Adı ve Soyadı : Duha Thabet Nuaman AL-THABET

EĞİTİM BİLGİLERİ (Kurum ve Yıl)

Lisans : Mustansiriyah Üniversitesi, Fizik bölümü 2014 -2018

Yüksek Lisans : Aksaray Üniversitesi, Fizik Anabilim Dalı, 2019-2022

MESLEKİ DENEYİM VE ÖDÜLLERİ

1. YOK

TEZDEN ÜRETİLEN YAYINLAR, SUNUMLAR VE PATENTLER

1. 2. International Dicle Scientific Studies and Innovation Congress, 28-29 May 2022, Diyarbakır- Turkey.