

T.C.  
BİTLİS EREN ÜNİVERSİTESİ  
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

FİZİK ANABİLİM DALI  
YÜKSEK LİSANS TEZİ

RADYOTERAPİDE KULLANILAN CERROBEND BLOKLARA  
ALTERNATİF OLARAK GELİŞTİRİLEN KORUYUCU  
BLOKLARIN GAMA IŞINI GEÇİRGENLİKLERİNİN DENEYSEL  
SONUÇLARIYLA SİMÜLASYON SONUÇLARININ  
KARŞILAŞTIRILMASI

Hazal Burcu SARAÇ KÜREM

EYLÜL 2020

FİZİK ANABİLİM DALI  
YÜKSEK LİSANS TEZİ

RADYOTERAPİDE KULLANILAN CERROBEND BLOKLARA  
ALTERNATİF OLARAK GELİŞTİRİLEN KORUYUCU  
BLOKLARIN GAMA IŞINI GEÇİRGENLİKLERİNİN DENEYSEL  
SONUÇLARIYLA SİMÜLASYON SONUÇLARININ  
KARŞILAŞTIRILMASI

Hazırlayan

Hazal Burcu SARAÇ KÜREM

Danışman

Dr. Öğr. Üyesi Nuray YAVUZKANAT

Jüri Üyeleri

Dr. Öğr. Üyesi Menekşe ŞENYİĞİT

Dr. Öğr. Üyesi Şule KARATEPE ÇELİK

Dr. Öğr. Üyesi Nuray YAVUZKANAT

EYLÜL 2020

## ONAY

Hazal Burcu SARAÇ KÜREM tarafından hazırlanan "**Radyoterapide Kullanılan Cerrobend Bloklara Alternatif Olarak Geliştirilen Koruyucu Blokların Gama Işını Geçirgenliklerinin Deneysel Sonuçlarıyla Simülasyon Sonuçlarının Karşılaştırılması**" adlı tez çalışması 13/08/2020 tarihinde yapılan sınavla aşağıdaki jüri tarafından oybirliği ile Bitlis Eren Üniversitesi Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Fizik Anabilim Dalı'nda YÜKSEK LİSANS TEZİ olarak kabul edilmiştir.

### Juri Üyeleri

Dr. Öğr. Üyesi Menekşe ŞENYİĞİT  
(Başkan)

Dr. Öğr. Üyesi Nuray YAVUZKANAT  
(Danışman)

Dr. Öğr. Üyesi Şule KARATEPE ÇELİK  
(Üye)

### İmza

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

Bu tezin kabulü, Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Yönetim Kurulunun .../.../...gün ve .../... sayılı kararı ile onaylanmıştır.

Prof. Dr. Zeki ARGUNHAN

Enstitü Müdürü

**BİTLİS EREN ÜNİVERSİTESİ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**  
**YÜKSEK LİSANS TEZ ÇALIŞMASI**  
**ETİK BEYANI**

Bitlis Eren Üniversitesi Lisansüstü Eğitim Enstitüsü tez yazım kılavuzuna göre hazırlamış olduğum "**Radyoterapide Kullanılan Cerrobend Bloklara Alternatif Olarak Geliştirilen Korumucu Blokların Gama Işını Geçirgenliklerinin Deneysel Sonuçlarıyla Simülasyon Sonuçlarının Karşılaştırılması.**" adlı tezimin özgün bir çalışma olduğunu, tez hazırlanırken tüm aşamalarda bilimsel etik ilkelerine uygun davrandığımı, tez kapsamında sunulan tüm verileri bilimsel etik ilkelerine uygun elde ettiğimi, tezde faydalandığım tüm eserlere atıf yaptığımı ve kaynaklar kısmında bu eserleri gösterdiğimi beyan ederim. 20/07/2020

**Hazal Burcu SARAÇ KÜREM**

**İmza**

## ÖZET

# RADYOTERAPİDE KULLANILAN CERROBEND BLOKLARA ALTERNATİF OLARAK GELİŞTİRİLEN KORUYUCU BLOKLARIN GAMA IŞINI GEÇİRGENLİKLERİNİN DENEYSEL SONUÇLARIYLA SİMÜLASYON SONUÇLARININ KARŞILAŞTIRILMASI

Hazal Burcu SARAÇ KÜREM

Yüksek Lisans Tezi

Bitlis Eren Üniversitesi Lisansüstü Eğitim Enstitüsü

Fizik Anabilim Dalı

Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Nuray YAVUZKANAT

Eylül 2020, 51 sayfa

Radyoterapi, günümüzde dünya çapında bir hastalık olan kanserin en önemli tedavi yöntemlerinden biridir. Radyoterapi sırasında ışınlanan alan içindeki kritik organların ve sağlıklı dokuların korunması esastır. Bu nedenle her hastaya özel olarak yapılan cerrobend blok (lipowitz alaşımı) hastanelerde yaygın olarak kullanılmaktadır. Standart cerrobend bloğunun gama ışını iletimleri ile çeşitli sayıda saf kurşun bilyeler eklenerek oluşturulan yeni tasarlanmış cerrobend blokların gama radyasyonunu geçirme oranları daha önce deneysel olarak karşılaştırılmıştır. Dr. Abdurrahman Yurtaslan Ankara Onkoloji Eğitim ve Araştırma Hastanesinde, çeşitli radyasyon alanı boyutları için Alcyon II model Co-60 tedavi cihazı ile Farmer tip 0,6 cc iyon odası, PTW Unidos Dozimetre ve katı fantom kullanılarak deneysel ölçümler gerçekleştirilmiştir.

Bu tez çalışmasında Geant4 tabanlı GATE simülasyon programı kullanılarak deneysel ortamın koşulları modellenmiş ve elde edilen doz değerleri, deneysel olarak ölçülen radyasyon doz değerleri ile karşılaştırılmıştır. Ayrıca, XCOM yazılımından teorik olarak elde edilen doğrusal zayıflama katsayısının değerleri, deney ve simülasyonla elde edilen değerlerle uyumlu olarak bulunmuştur.

**Anahtar kelimeler:** Lipowiz, Cerrobend, Koruyucu Bloklar, Radyoterapi, GATE Simülasyonu

## ABSTRACT

THE COMPARISON OF GAMMA-RAYS TRANSMISSIONS BETWEEN MEASUREMENT AND SIMULATION OBTAINED WITH THE PROTECTIVE BLOCKS DEVELOPED AS AN ALTERNATIVE TO THE CERROBEND BLOCKS USED IN RADIOTHERAPY

Hazal Burcu SARAÇ KÜREM

MASTER THESIS

Bitlis Eren University Graduate Education Institute

Physics Department

Supervisor: Asst. Prof. Dr. Nuray YAVUZKANAT

Eylül 2020, 51 pages

Radiotherapy is one of the most important treatment methods of cancer, which is a worldwide disease today. It is essential to protect critical organs and healthy tissues in the irradiated area during the radiotherapy. For this reason, cerrobend block (lipowitz alloy) specially made for each patient is widely used in hospitals. The gamma radiation transmission rates of newly designed cerrobend blocks, which were created by adding various numbers of pure lead balls with the gamma ray transmission of the standard cerrobend block, were compared experimentally before. Experimental measurements were performed at Dr. Abdurrahman Yurtaslan Ankara Oncology Training and Research Hospital for various radiation field sizes using Alcyon II model Co-60 treatment device with Farmer type 0.6 cc ion chamber, PTW Unidos Dosimeter and solid phantom.

In this thesis, the dose values obtained by defining the experimental conditions in the Geant4 based GATE simulation program were compared with the experimentally measured radiation dose values. In addition, the values of the linear attenuation coefficient obtained theoretically from the XCOM software were found in accordance with the values obtained by experiment and simulation.

**Keywords:** Lipowiz Alloy, Cerrobend, Shilding Blocks, Radiotherapy, GATE Simulation

## TEŞEKKÜR

Bu tez çalışması sırasında, tez konusunun belirlenmesinden baőlayarak son aőamaya kadar her konuda benden yardımlarımı esirgemeyen her zaman yanımda olan varlığı ile ailem gibi hissettiren danışman hocam Sayın Dr. Öğr. Üyesi Nuray YAVUZKANAT'a őükranlarımı sunarım.

Bu günlere gelmemde büyük emekleri olan annem Nevin Saraç, babam Behzat Saraç'a, yoğun çalışma temposunda benden maddi ve manevi desteğini esirgemeyen eőim Batuhan Kürem'e, varlıkları ile birer motivasyon kaynağı olan kardeőlerim Mehmet Selim Saraç, Ahmet Burak Saraç ve Buse Demet Saraç'a teşekkür ederim.



## ÖNSÖZ

Bu tez çalışmasında, radyoterapide standart olarak kullanılan cerrobend bloklara alternatif olarak geliştirilen kurşun bilye ilaveli koruyucu blokların gama ışını geçirgenliklerinin deneysel ve simülasyon sonuçlarının karşılaştırılması yapılmıştır. Geant4 tabanlı çalışan GATE simülasyon programında deneysel düzeneğe uygun olarak her bir hacim, malzeme ve radyoaktif kaynak (Co-60) tanımları yapılarak simülasyonda bir model oluşturulmuştur.

Kurşun bilye ilaveli olarak tasarlanan yeni tip cerrobend bloklarla radyasyon tedavisi sırasında korunması gereken önemli organ ve sağlıklı dokuların daha iyi korunacakları daha önce gerçekleştirilen deneysel ölçümlerle ispatlanmıştır. Bu tez çalışmasında ise simülasyon ve teorik hesaplamalarla elde edilen doz değerlerinin deneysel sonuçlarla uyumlu olduğu bulunmuştur.



# İÇİNDEKİLER DİZİNİ

	<u>Sayfa</u>
<b>ÖZET</b> .....	i
<b>ABSTRACT</b> .....	ii
<b>TEŞEKKÜR</b> .....	iii
<b>ÖNSÖZ</b> .....	iv
<b>İÇİNDEKİLER DİZİNİ</b> .....	v
<b>ÇİZELGELER DİZİNİ</b> .....	vi
<b>ŞEKİLLER DİZİNİ</b> .....	vii
<b>SİMGELER DİZİNİ</b> .....	ix
<b>KISALTMALAR DİZİNİ</b> .....	x
<b>1. GİRİŞ</b> .....	1
1.1. Radyoaktivite ve Çeşitleri .....	4
1.2. Radyasyonun Madde İle Etkileşimi .....	9
1.3. Kanser ve Işın Tedavisi .....	17
1.4. Deneysel Çalışma .....	25
<b>2. MATERYAL VE METHOD</b> .....	30
2.1. Monte Carlo ve GATE Simülasyon Programı .....	30
2.2. Teorik Hesaplamalar .....	34
2.3. Deneysel ve Simülasyon Yöntemleri .....	35
2.3.1. Deney Düzeneği ve Ölçümü .....	35
2.3.2. Cerrobend Koruyucu Blokların Hazırlanması .....	36
2.3.3. Farklı Alanlarda Gama Radyasyonunun Geçirgenliği .....	38
<b>3. BULGULAR VE TARTIŞMA</b> .....	40
<b>4. SONUÇ</b> .....	46
<b>5. KAYNAKLAR</b> .....	46
<b>ÖZGEÇMİŞ</b> .....	46

## ÇİZELGELER DİZİNİ

### ÇİZELGE

### Sayfa

1.1. Deneysel ölçümlerde kullanılan yedi farklı koruyucu blok .....	28
2.1. Sıcak ve erimiş haldeki cerrobend alaşımdan oluşturulan bloklar .....	38
3.1. Ölçülen doz değerlerinin simülasyon da elde edilen doz değerleri ile karşılaştırılması ....	41
3.2. Çeşitli bloklar için doğrusal zayıflama katsayıları .....	43



## ŞEKİLLER DİZİNİ

<b><u>SEKİL</u></b>	<b><u>Sayfa</u></b>
1.1. Radyoaktif bir çekirdekten saçılan alfa, beta ve gama radyasyonunun gösterimi .....	5
1.2. $^{240}_{94}\text{Pu}$ çekirdeğinden $\alpha$ parçacığının saçılmasıyla $^{236}_{92}\text{U}$ .....	6
1.3. $^{228}_{88}\text{Ra}$ çekirdeğinin elektron yayımlayarak $^{228}_{89}\text{N}$ çekirdeğine dönüşmesinin gösterimi...	7
1.4. Kararsız olan (uyarılmış durumdaki) $^{240}_{94}\text{Pu}^*$ çekirdeği gama ışıması .....	7
1.5. Blokların $\alpha$ , $\beta$ ve $\gamma$ radyasyonu geçirgenlikleri .....	8
1.6. Bir engelden geçen foton akısını ölçerek gelen fotonun karakteristik sönümünü .....	12
1.7. Basitce fotoelektrik olayının gösterimi. ....	13
1.8. Compton Saçılmasının gösterimi .....	15
1.9. Çift oluşum olayının şematik gösterimi .....	16
1.10. Koherent saçılma olayının şematik gösterimi .....	17
1.11. Kanser hücresinin gösterimi .....	17
1.12. İyi huylu ve kötü huylu tümörlerin hücrel olarak farklılıklarının gösterimi .....	18
1.13. Radyasyona maruz kalmış bir DNA sarmalının yapısı. ....	21
1.14. İçten radyoterapide kullanılan radyoaktif kaynaklar .....	22
1.15. Brakiterapi cihazı .....	23
1.16. Linac cihazının bölümlerinin gösterimi .....	24
1.17. Co-60 tedavi cihazının bölümleri ve gama ışını yayınlama alanı .....	25
1.18. Co-60 tedavi cihazının hasta yatağına yerleştirilmiş .....	26
1.19. Sıcak telle köpük kesme cihazı ve kalıp olarak kullanılan köpük .....	27
1.20. Kalıplara dökülen sıvı haldeki cerrobend alaşım .....	27
1.21. $4 \times 4 \text{ cm}^2$ 'lik radyasyon alanı için yedi farklı blok tarafından soğurulan doz yüzdeleri ...	29
2.1. Deneyde kullanılmış malzemeler ve cihazların GATE simülasyonunda modellenmesi ..	33
2.2. GATE simülasyonunda veri toplama sırasındaki fotonların gösterimi. ....	33
2.3. Radyasyon doz ölçümünün deney düzeneğinin gösterimi. ....	36
2.4. Daha önceki tez çalışmasının deneysel ölçümlerinde kullanılan .....	37
2.5. GATE simülasyonunda tanımlanan rastgele 60 kurşun bilye .....	37
2.6. GATE simülasyonunda modellenmiş tüm hacimlerin Genat4 da gösterimi .....	39
3.1. Farklı bloklar ve radyasyon alanı büyüklükleri için doz değerleri .....	40
3.2. Deneysel ve GATE simülasyonu ile elde edilen bloke edilmemiş radyasyon .....	42

3.3. Simülasyon, deneysel ölçüm ve XCOM ile hesaplanan doğrusal sönüm katsayıları . . . . .	44
3.4. cerrobend ve farklı kurşun bilye sayısına sahip her bir blok için ortalama serbest yol ...	44
3.5. Herbir blok için soğurulan doz yüzdeleri.....	45



## SİMGELER DİZİNİ

$E$	Enerji
$h$	Planck sabiti
$\nu$	Fotonun frekansı
$c$	Işık hızı
$\lambda$	Fotonun dalgaboyu
$\alpha$	Alfa
$\beta$	Beta
$\gamma$	Gama
$x$	Soğurucu malzemenin kalınlığı
$dx$	Soğurucu malzemenin kalınlığındaki değişim
$N$	Gelen foton sayısı
$dN$	Gelen foton sayısındaki değişim
$\mu_m$	Kütle sönüm katsayısı
$\mu$	Linear (doğrusal) sönüm katsayısı
$\lambda_{\text{ort. ser. yol}}$	Ortalama serbest yol
$I_0$	Gelen radyasyonun şiddeti
$I_x$	X kalınlığına sahip soğurucudan geçen radyasyonun şiddeti

## KISALTMALAR DİZİNİ

MLC	Çok yapraklı kolimatör (Multi-leaf Collimator)
IMRT	Yoğunluk ayarlı radyoterapi (Inserted Modulated Radiotherapy))
P	Yarı gölge (Penumbra)
MC	Monte Carlo
MCNP-X	Monte Carlo'da parçacık transferi (Monte Carlo N-Particle Transport)
XCOM	Element/Compound/Mixture Selection
Geant4	Parçacıkların maddeden geçişi ve geometrisinin simülasyonu
GATE	Tomografik Emisyon için Geant4 Uygulaması
NIST	Amerikan Ulusal Standartlar ve Teknoloji Enstitüsü
Bi	Bizmut
Pb	Kurşun
Sn	Klay
Cd	Kadmiyum
Co-60	Kobalt-60
PTW RW3	Katı su fantomu
QBR	Kıyasal alan kalitesi (Riperian Quality)
SRP	Çözünmüş inorganik fosfor
TDS	Toplam çözünmüş katı madde
TP	Toplam fosfor
EBV	Epstein Barr Virüsü
HCV	Hepatit C Virüsü
HBV	Hepatit B Virüsü
HTLV	İnsan T-lenfotropik Virüs
HPV	Human Papilloma Virüs
LINAC	Linear Accelerator (Doğrusal Hızlandırıcı)
MR	Manyetik Rezonans Görüntüleme
PET	Pozitron Emisyon Tomografi
CT	Bilgisayarlı tomografi (Computed Tomography)
SSD	Cilt kaynak mesafesi

## 1. GİRİŞ

Kanser tüm dünyada ve ülkemizde en sık görülen hastalık tipi ve en büyük ölüm sebeplerinden biridir. Işın tedavisi kanser hastalığının en önemli tedavi yöntemlerinin başında gelir. Işın tedavisinin temel amacı hedef hücreye yeterince radyasyon dozunu vererek kötü huylu olan hücrelerin ölmesidir. Bu maksimum radyasyon dozu hedef hacime verilirken etrafında bulunan sağlıklı doku ve hücreler veya hasta için hayati öneme sahip olan organların minimum doz alması sağlanır [1, 2]. Hastada bulunan kanserli hücreler her zaman düzenli şekillerde olmayabilir. Bazı durumlarda kötü huylu urlar beyin, göz ya da lenf sistemi gibi hasta için hayati öneme sahip bölgelerin etrafında gelişmiş olabilir. Bu durumda kritik organ ya da dokuların özellikle korunması gereklidir. Buna benzer bir durumda radyasyon alanının içerisindeki kritik organların korunması ışın tedavisinde koruyucu bloklarla gerçekleştirilir. Radyoterapinin en önemli adımı, ışına en ideal geometrik şeklin verilmesidir. Bu sayede radyasyon alanında bulunan sağlıklı hücre ve organlara en az oranda radyasyon dozu verilmiş olacaktır [2]. Radyoterapide ışın alanının şekillendirilmesi en iyi olarak iki şekilde yapılır. Modern radyoterapide çok yapraklı kolimatör (MLC (Multi-leaf Collimator)) ya da ışın sınırlayan cihazlar (beam-limiting device) kullanılarak bu gerçekleştirilir. Bunların yardımı ile radyasyon alanının uyumlu şekillendirilmesi yapılır ve bu tip ışın tedavisi daha çok yoğunluk ayarlı radyoterapide-IMRT (inserted modulated radiotherapy) ve Konformal radyoterapi için uygundur [2, 3]. Çok yapraklı kolimatörler bilgisayar tarafından kontrol edilebilirler. Çevreye zararlı toksik herhangi bir olumsuz etkilerinin olmaması gibi ayrıca tedavi bilgilerinin aktarılması ile de tedavi süresini azaltırlar. Fakat oldukça pahalı bir sistem olmalarının yanında ayrıca kontrol amaçlı kullanılan yazılım programları da teknisyenlerin kullanımı için oldukça karmaşıktır [4]. Özel olarak bu amaç için teknisyenlerin belirli bir eğitimden geçirilmesi gereklidir. Geleneksel olarak kullanılan bir diğer metot ise, tedavi cihazın başında bulunan ilk kolimatör sisteminin hemen altına yerleştirilen koruyucu bloklardır [2]. Radyoterapi sırasında radyasyon alanına giren sağlıklı doku ve hücrelere minimum zararı vermek ve canlı hücrede oluşabilecek radyasyonun yan etkilerini azaltmak için mutlaka uygun malzemedен yapılmış ve uygun geometrik şekle sahip olan koruyucu bloklar kullanılmalıdır [5]. Bugün onkoloji hastanelerinde kullanılan standart kurşun blokların kalınlıkları kullanılacak fotonun enerjisiyle doğru orantılı olacak şekilde; kübik, silindirik ve piramit gibi düzenli geometrik şekillere sahiplerdir [3]. Fakat bazı hastaların düzensiz yayılım gösteren kanserli bölgelerinin tedavisinde de bu düzenli geometrik şekillere sahip kurşun blokların kullanımı uygun değildir. Bu sebepten dolayı hastanelerde düzensiz şekillerde ve her

hastaya özel olarak kanserli bölgeye en uygun olacak şekilde cerrobend alaşımdan oluşan bireysel koruyucu bloklar yapılır. Standart kurşun bloklar gelen ışının açısıyla uyumlu olacak şekilde birbirinden uzaklaşan (beam divergent) bir eğim bulundurmadığından dolayı, radyasyon alanında oluşan yarı gölge (penumbra) etkisiyle istenmeyen bir doz artışı olur. Bu yüksek penumbra etkisinden dolayı standart kurşun bloklardan daha çok hastaya özel yapılan, cerrobend alaşımdan oluşan ve birbirinden uzaklaşacak şekilde oluşturulan cerrobend koruyucu bloklar tercih edilir [3]. Çok yapraklı kolimatör ile ışının şekillendirilmesi yapıldığında oluşan istenmeyen yarı gölge alanı çoğunlukla cerrobend bloklarla yapılan şekillendirmede oluşan penumbra alanından daha fazla olarak tespit edilmiştir [4]. Radyoterapi de hasta için hayati öneme sahip organların koruyuculuğunda standart kurşun bloklardan ziyade özel döküm koruyucu bloklar tam bir koruma için tercih edilmelidir [6]. Uygulamada saf kurşun kullanılarak yapılan döküm bloklar kurşunun erime sıcaklığının çok yüksek ( $327^{\circ}\text{C}$ ) olmasından dolayı pratik değildir. İdeal bir koruyucu blok radyasyonu soğurabilmesi için öncelikle kurşun gibi ağır bir metal içermelidir. Uygulamada pratik olması için de erime noktasının düşük olması gereklidir ki her hastaya özel olarak günde 40-50 farklı döküm yapılabilin. Geçmişte hastanelerde Lipowitz olarak adlandırılan %50 bizmut, %26,7 kurşun, %13,3 kalay ve %10 kadmiyum içeren erime noktası düşük alaşım dökümler kullanılırdı. Fakat günümüzde cerroben olarak adlandırılan ve %50 bizmut, % 31,8 kurşun ve %18,2 kalay elementlerinden oluşan alaşım kullanılmaktadır. Cerrobend alaşımının en önemli özelliği; içerisinde kurşun elementinden daha fazla toksik ve zehir etkisi olan kadmiyum elementini bulundurmamasıdır. Ayrıca bu alaşımın erime sıcaklığı sadece  $95^{\circ}\text{C}$  olup saf kurşunun erime noktasından çok daha düşük olduğu için pratikte daha fazla döküm blok yapılmasına izin vermektedir. Radyasyon alanına giren sağlıklı ve normal dokularla beraber kritik organların korunması hastaya özel yapılan cerrobend döküm bloklarla yapıldığında blok altındaki istenmeyen doz diğer yöntemlerin sonucuna göre oldukça düşüktür [3,6,7]. Çok yapraklı kolimatör içeren modern hızlandırıcıların kullanımının nadir olduğu ülkelerde ve MLC kullanımının uygun olmadığı (penumbra etkisi gibi) durumlarda hastaya özel döküm bloklar daha çok tercih edilir [3]. Bu sebeplerden dolayı cerrobend bloklar yaygın olarak onkoloji kliniklerinde döküm koruyucu bloklar olarak kullanılırlar [4]. Döküm blokların kalınlıkları genellikle blok altında gelen radyasyonun %95-98'ini emebilecek şekilde tercih edilir [3,8]. Başka bir ifadeyle cerrobend blokların literatürde geçirgenlik oranı yüzde 5'den az olarak kabul edilmiştir [3]. İran da saf kurşundan yapılan bloklar ile cerrobend blokların 23 farklı radyasyon alanı ve farklı derinliklerde değişen radyasyon doz dağılımlarının karşılaştırması deneysel olarak yapılmıştır [3]. Bu çalışmada saf kurşundan oluşturulan bloklar ile cerrobend alaşımdan yapılan



döküm blokların altındaki alanın doz dağılımı arasında önemli bir farklılık olmadığı gösterilmiştir. Cerrobend alaşımdan elde edilen bloklar; düşük erime sıcaklığından, oda sıcaklığında daha sert olmasından, yüksek foton sönüm katsayısından, daha kolay ve hızlı üretilebilmesinden dolayı saf kurşun bloklara göre daha çok tercih edilmelidirler. Elektron tedavisi daha çok derinlerde olmayan yüzeydeki cilt kanserlerinde veya 0,5 cm derinlerde oluşan kanserlerin tedavisinde uygulanır [1]. Tümörün şekline göre elektron demetinin şekillendirilmesi genellikle cihazın başına yerleştirilen cerrobend bloklarla yapılır [8]. Elektron demeti ile yapılan radyoterapi uygulamalarında koruyucu blok altında kalan doz dağılımının hesaplanması oldukça zordur. Çünkü kullanılan bloğun yoğunluğu ve alaşım içerisindeki elementler elektronların saçılmasında etkilidirler [1]. Wojcicka ve diğerlerinin araştırma sonuçlarına göre cerrobend bloklar için kabul edilen %5'lik foton geçirgenlik oranı aynı kalınlığa sahip cerrobend blok kullanılarak 18 MeV enerjideki elektron demetiyle elde edilememiştir. Elektronların cerrobend alaşım ile olan etkileşiminin sonucunda bremsstrahlung ya da frenleme radyasyonu olarak bilinen elektromanyetik radyasyon oluşur. Bunun sonucunda cerrobend blokların radyasyon geçirgenliği yüzde beşten daha fazla olmaktadır [9]. Yüksek enerjili elektron tedavisi sırasında daha iyi bir koruyuculuk için ekstra blok kullanımı gereklidir [9].

Hastanın alacağı radyasyon dozunun ve alan içindeki dokular ya da organların maruz kalacağı doz dağılımının doğru bir şekilde hesaplanması radyoterapi planlanmasının en önemli kısmıdır [1, 10]. Monte Carlo (MC), detektör, hızlandırıcı (Linac) ve fantom gibi oldukça karmaşık yapılar için iyonlaştırıcı radyasyonun aktarımını, doz hesaplamalarını ve doz dağılımını en doğru şekilde elde edilmesini sağlayan tekniktir [1, 10, 11]. Son on yılda Monte Carlo hesaplamasına dayanan birçok algoritma, daha doğru ve gerçekçi sonuçlar açısından geliştirildi [11]. MC simülasyonu, iyon odası konfigürasyonunun bir alternatifi olan hassas hacmindeki çeşitli bileşenler için enerji birikiminin hesaplanmasında gayet iyidir [12]. Koruyucu malzeme özelliklerinin belirlenmesi için literatürde, MCNP-X simülasyon kodu ile elde edilen sonuçların XCOM verileri ile karşılaştırıldığı pek çok çalışma bulunmaktadır [13–15]. Fakat Geant4 tabanlı çalışan GATE (Tomografik Emisyon için Geant4 Uygulaması) simülasyonu ile koruyucu malzemelerin özelliklerinin araştırıldığı sınırlı sayıda çalışma vardır. GATE simülasyonu daha çok nükleer fizik medikal uygulamalarında, radyoloji ve radyoterapide kullanılmak üzere uluslararası düzeyde katılımcılar tarafından sürekli geliştirilen erişime açık Monte Carlo hesaplamaları yapan bir yazılımdır [10, 16]. Bugün, GATE simülasyonunun yeni tıbbi cihazların yapımında, kalite kontrol protokollerinde ve tıbbi görüntüleme sistemlerinin geliştirilmesine kadar çok geniş bir kullanım alanına sahiptir [10, 11, 16, 17]. Daha önce eriyik cerrobend alaşım sıvısının içerisine farklı sa-

yıllarda ilave edilen saf kurşun bilyeler ile elde edilen yeni tasarlanan fokalize (döküm) blokların gama geçirgenlik dozları deneysel olarak elde edilmiştir.

Bu tez çalışmasında ise GATE simülasyonunda deneysel düzeneğin bir benzeri tanımlanarak doz değerleri karşılaştırılmıştır. Rutin olarak hastanelerde kullanılan standart cerrobend alaşımlı döküm bloklar ile yeni tasarlanmış koruyucu blokların doz değerleri simülasyon ve deneysel sonuçlarla karşılaştırılmıştır. Bu araştırmada amaçlanan radyoterapi sırasında daha iyi bir kritik organ koruması sağlamak ve sağlıklı dokulara veya organlara en az radyasyon dozunu verebilmektir. Pratikte daha kolay uygulanabilir bir yöntemle elde edilen yeni tip blokların radyasyondan koruma kapasiteleri Genat4 simülasyonu ile araştırılmıştır.

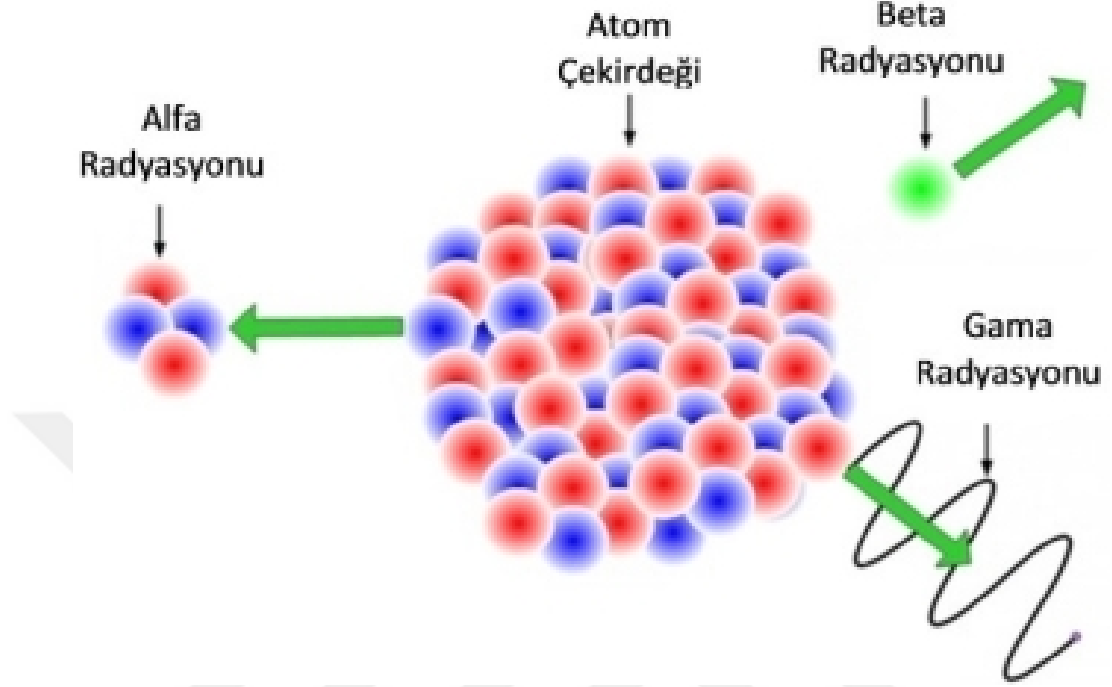
Daha önce tez çalışması olarak yapılan deneysel ölçümler Abdurrahman Yurtaslan Ankara Onkoloji Eğitim ve Araştırma Hastanesi'nde gerçekleştirilmiştir. Deneysel ölçümler Alcyon II model Co-60 teleterapi cihazında, PTW Unidos Dozimetre ve katı fantom kullanılarak farklı radyasyon alanlarının altındaki doz değerleri Farmer tipi 0,6 cc iyon odası ile alınmıştır. Ulusal Standartlar Enstitüsü (NIST) XCOM verilerinde yaygın olarak kullanılan koruyucu malzemelerin radyasyon zayıflatma verileri bulunmaktadır [18–21]. Buradaki çevrimiçi yazılım, ayrıca alaşım ve karışım olan malzemeler için kütle zayıflatma katsayısını hesaplayabilir [22–24]. Geant4 simülasyonuna ek olarak bu tez çalışmasında her bir blok için doğrusal zayıflama katsayısının değerleri XCOM yazılımından hesaplanmıştır. Böylece, simüle edilmiş radyasyon koruyuculuğu özellikleri, deney sonuçlar ve XCOM veri değerleri ile karşılaştırılmıştır. Sonuçlara göre, radyoterapi sırasında kritik organ veya sağlıklı dokuları gama radyasyonuna karşı daha iyi korumak için yeni tasarlanmış olunan 60 kurşun bilye ilaveli blok7 tercih edilebilir. Daha sonrası için her bir blok altında ki doz dağılımının elektron tedavisinde elektron saçılması açısından nasıl değiştiği araştırılabilir.

Bu bölümün ilk kısmında nükleer fiziğin temel kavramları olan radyoaktiviteden, fotonun madde ile etkileşiminden ve bozunma çeşitlerinden bahsedilecektir. İkinci kısımda ise kanser ve ışın tedavisine genel bir giriş yapıp daha önce yapılmış olunan tez çalışması ve yine o tez çalışmasında elde edilen önemli sonuçlar kısaca verilecektir.

## **1.1. Radyoaktivite ve Çeşitleri**

Radyoaktivite, atom çekirdeğinin, tanecikler veya elektromanyetik ışımlar yayarak kendiliğinden parçalanmasıdır, bir enerji türüdür. Çekirdek tepkimesi sırasında ortaya çıkar. İnsan vücudunun da, birçok nesnenin de içinden geçebilir. Alfa, beta ve gama olarak üç tip radyasyon

vardır. Radyoaktiflik helyum çekirdekleri (alfa), basit elektronlar (beta) veya çok girişken elektromanyetik bir ışığa (gama) yayımıyla kendini gösterebilir. Çekirdekten  $\alpha$ ,  $\beta$  ve  $\gamma$  yayınlanması Şekil 1.1.'deki gibi gösterilmektedir. Radyoaktif maddelerin yayınladıkları çeşitli ışınlar temelde

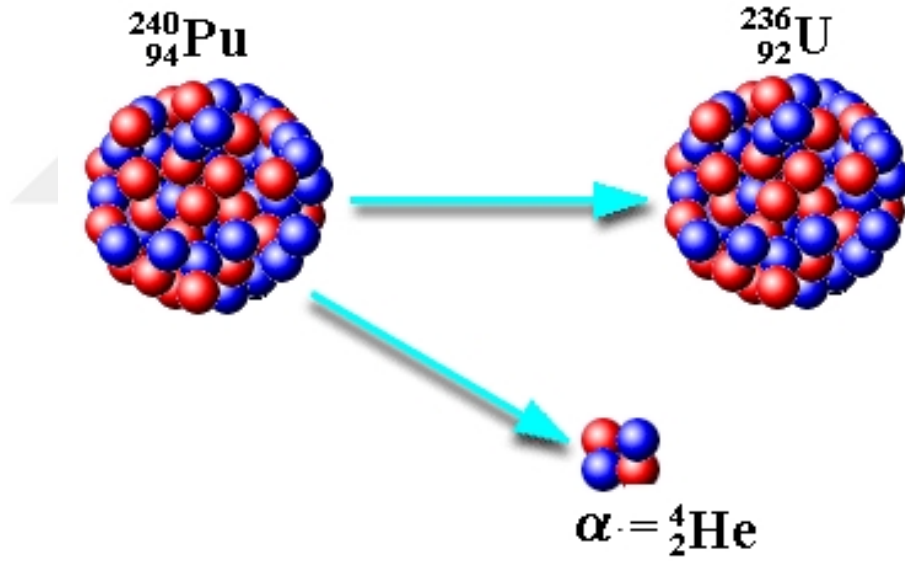


**Şekil 1.1.** Radyoaktif bir çekirdekten saçılan alfa, beta ve gama radyasyonunun gösterimi [25]. Alfa radyasyonu helyum çekirdeği iken beta radyasyonu ise elektron veya pozitrondur. Gama radyasyonu ise elektromanyetik bir ışımadır.

üç çeşittir. Bunlar alfa, beta ve gama ışınlarıdır. Madam Curie doktora tez çalışmasında bu ışınları incelemiştir. Çalışmasında kalın kurşun bir bloğun ortasından ince bir delik açmış, deliğin bir ucuna ince film, diğer ucuna da radyum yerleştirmiş ve bu düzeneği karanlık bir ortamda muhafaza etmiştir. Çalışma sonucunda film üzerinde çeşitli izler izlemiş ve bunları radyumun yaydığı radyasyondan ileri geldiğini gözlemlemiştir. Madam Curie ve diğer bilim adamları çalışmalarında bir radyoaktif maddenin alfa, beta ve gama ışınlarından birini veya birden fazlasını yaydığını ispatlamışlardır. Çok az radyoaktif çekirdek hem alfa hem de beta yayınlarken bozular. Çünkü radyoaktif bozunmalar genellikle bir beta veya bir alfa bozunması şeklinde olur. Her iki durumda da gama ışınları ardışık reaksiyonlar sonucunda yayınlanır. Sadece alfa veya sadece beta yayarak bozulan çekirdekler saf alfa veya saf beta yayıncıları olarak adlandırılır. Her radyoaktif bozunmadan sonra yeni bir çekirdek oluşur. Yeni oluşan çekirdek ya kararlı, ya da bozunmaya hazır başka bir çekirdektir. Bozulan çekirdek sayısı zamana göre eksponansiyel olarak azalır ve radyoaktif bozunma tesadüfi olarak gerçekleşir. Hangi çekirdeğin ne zaman bozunmaya uğrayacağı önceden bilinemez,

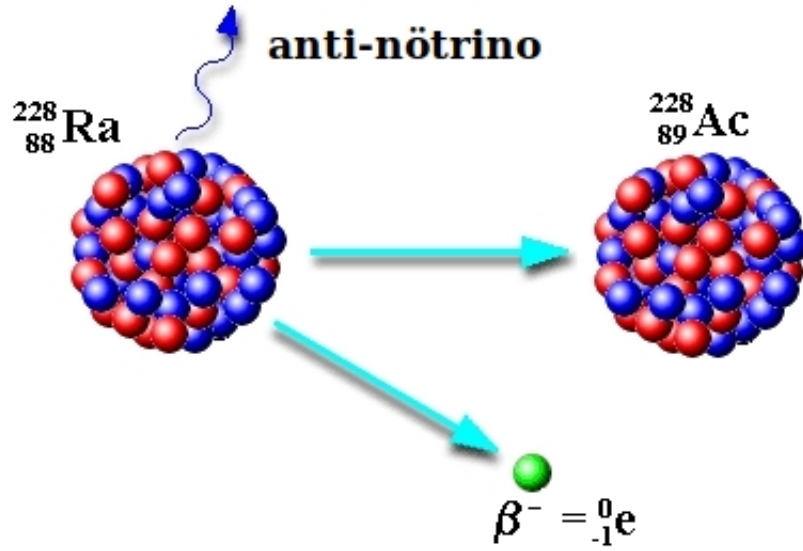
ama ihtimaller ile hesaplanabilir. Radyoaktif bozunma üzerinde sıcaklık, basınç gibi fiziksel faktörlerin ve kimyasal olayların kesinlikle etkili olmadığı bilinmektedir. Radyoaktif bir parçalanma sırasında çevreye nükleer enerji salınımı gerçekleşir.

**Alfa Bozunması** ( $\alpha$ ); Kütlesi protonun kütlesinden dört kat büyük ve pozitif elektrik yüklü olan küçük taneciklerden oluşur. Bunlar helyum atomunun çekirdekleridir. Aynı tür radyoaktif çekirdeklerden çıkan bütün alfa parçacıkları aynı enerji ile yayımlanır. Bu yayım, çekirdek yapısında atom numarası iki birim ve atom kütlesi ise dört birim azalacak şekilde değişikliğe neden olur. Bu bozunma 80 milyon yıllık yarı ömre sahip Plütonyum-244 çekirdeğinin alfa bozunması ile Uranyum-240 çekirdeğine bozunması sırasında doğrulanmıştır. 238-U, 239-Pu ve 241-Am çekirdekleri alfa bozunmasının en bilinen örnekleridir. Şekil 1.2.'de  $^{240}_{94}\text{Pu}$  çekirdeğinden bir Helyum çekirdeği yayımlanarak  $^{236}_{92}\text{U}$  çekirdeğine dönüşmesi gösterilmiştir.



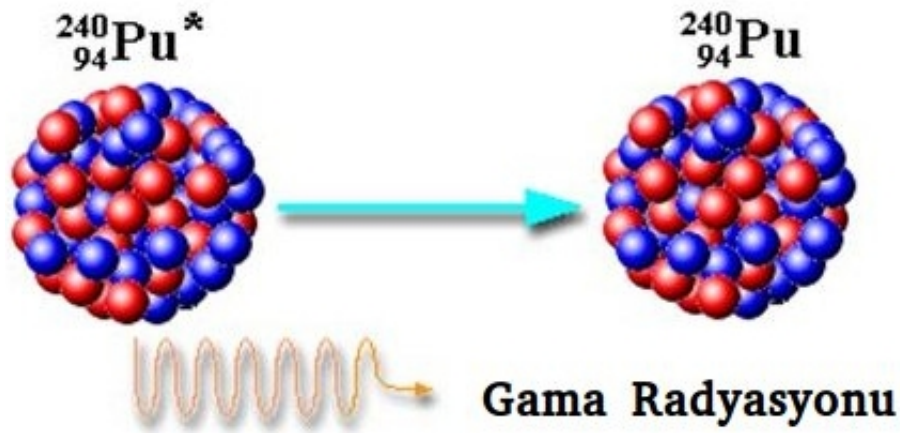
**Şekil 1.2.**  $^{240}_{94}\text{Pu}$  çekirdeğinden  $\alpha$  parçacığının saçılmasıyla  $^{236}_{92}\text{U}$  çekirdeğinin oluşması [26].

**Beta Bozunması** ( $\beta$ ) Çekirdek negatif yüklü bir elektron ya da karşıt elektron olarak da adlandırılan pozitif yüklü bir elektron (pozitron) yayımlar. Pozitron yayımlanması ile çekirdeğin proton sayısı bir birim azalırken, elektron yayımlanmasında çekirdeğin elektron yükü ve atom sayısı bir birim artar. Ama elektronun (veya pozitronun) kütlesi oldukça küçük olduğundan, atom kütlesi hemen hemen aynı kalır. Bu bozunma sırasında elektriksel yükü sıfır olan ve maddenin içinden neredeyse hiç etkileşmeden geçebilen temel parçacıklardan olan nötrino yada anti nötrinolar da açığa çıkmaktadır. Şekil 1.3.'de  $^{228}_{88}\text{Ra} \rightarrow ^0_{-1}\text{e} + ^{228}_{89}\text{Ac}$  beta bozunması gösterilmiştir.



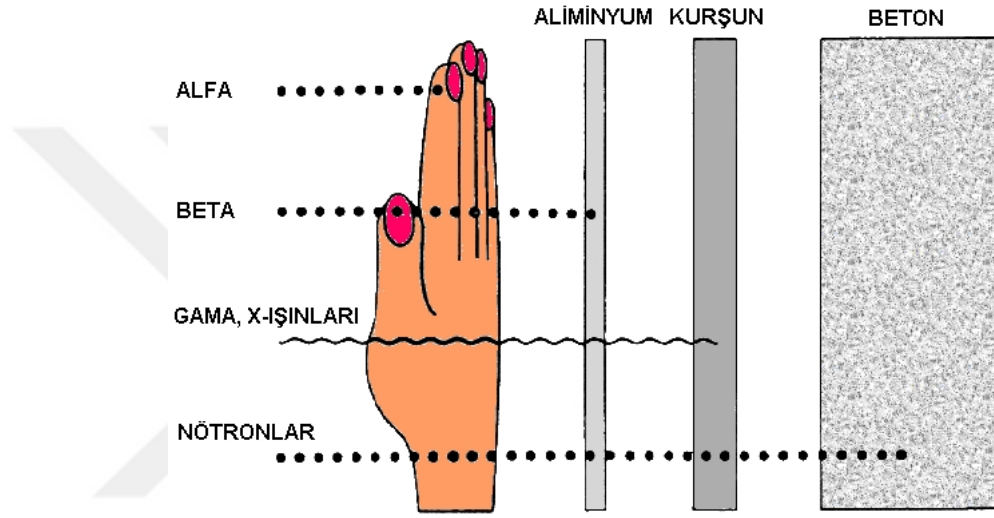
**Şekil 1.3.**  $^{228}_{88}\text{Ra}$  çekirdeğinin elektron yayımlayarak  $^{228}_{89}\text{Ac}$  çekirdeğine dönüşmesinin gösterimi [26].

**Gama Bozunumu** ( $\gamma$ ) Atom altı parçacıkların etkileşiminden kaynaklanan, belirli bir titreşim sayısına sahip elektromanyetik ışıdır. Gama ışını veya gamma ışıması ( $\gamma$ ) olarak adlandırılan gama radyasyonu genelde uzayda gerçekleşen çekirdeksel tepkimelerin sonucunda üretilirler. Gama ışınlarının enerjileri tipik olarak 0,1 - 10 MeV arasında değişir. Çekirdek durumları arasındaki enerji farkı mertebesinde ve bu 104 ile 100 fm dalga boyu aralığına karşılık gelir. X-ışınları ile  $\gamma$ -ışınları arasındaki sınır kesin olarak belirlenmemiştir. Bazı astronomlar, 100 keV üzerindeki, bazıları ise 500 keV'a yakın enerjiye sahip fotonları gama ışınları olarak niteler. Şekil 1.4.'de uyarılmış haldeki  $^{240}_{94}\text{Pu}^*$  çekirdeğinin gama radyasyonu yayımlayarak kararlı hale gelmesi gösterilmiştir.



**Şekil 1.4.** Kararsız olan (uyarılmış durumdaki)  $^{240}_{94}\text{Pu}^*$  çekirdeği gama ışıması yaparak yine aynı çekirdeğin kararlı haline dönüşür [26].

Gama ve X-ışınlarının, alfa ve beta parçacıklarına göre madde içine nüfuz etme kabiliyetleri çok daha fazla, iyonlaşma'ya sebep olma etkileri ise çok daha azdır. İyonizasyon olayı herhangi bir maddede meydana gelebileceği gibi insanlar dahil tüm canlılarda da oluşabilir. Bu durum önlem alınmadığı takdirde tüm canlılar için zararlı olabilmektedir. İyonize etme gücünün daha düşük olması, onun kalın cisimlerden kolayca geçmesini sağlar. Gama ışını'nın, birkaç santimetre kalınlığındaki kurşun tuğlalarla sadece belli bir kısmı durdurulabilir. Madde içerisinden geçerken üstel bir fonksiyon şeklinde bir şiddet azalmasına uğrarlar. Şekil 1.5.'de  $\alpha$ ,  $\beta$  ve  $\gamma$  radyasyonu geçirgenlikleri kağıt, Alüminyum ve kurşun blokların üzerindeki etkisi gösterilmiştir. Gama ışınının



**Şekil 1.5.** Blokların  $\alpha$ ,  $\beta$  ve  $\gamma$  radyasyonu geçirgenlikleri [27].

kütlesi yoktur ve yüksüzdürler, dolayısıyla elektrik ve manyetik alanda sapma göstermezler. Ayrıca gama ışınları çok da emilmeden kalın toz ve gaz bulutlarından geçebilirler. Bu durum, astronomide başka dalga boylarında gözlenmesi mümkün olmayan ve toz bulutlarının arkasında ya da içinde kalan cisimler hakkında bilgi edinmeyi sağlar. Gama radyasyonu da X ışını gibi çok çeşitli olaylar sonucunda üretilebilirler. Çok yüksek enerjiye sahip gama ışınları, elektronlar veya protonlar; bir hedef çekirdeğe bombardıman edildiğinde, hedefteki maddenin atomlarındaki uyarılma durumu ile nükleer atomların geçici oluşumlarının ürünü olarak ikincil gama ışınları yayınlanır. Bu tip gama ışınları, çekirdek tarafından üretilir ancak radyoaktif bozunmadan ileri gelen nükleer bir uyarılma sonucunda gerçekleşmez. Bu ışınlar, kozmik ışın parçacıklarının atmosferdeki çeşitli etkileşimleriyle de yeryüzündeki bir diğer doğal gama ışını kaynağını oluştururlar. Bu tip astronomik gama ışınları, evrenin çok geniş mesafelerinden yayılarak Yerküre'ye kadar gelir. Büyük çoğunluğu, Dünya atmosferi tarafından perdelenir ve ancak uydularla tespit edilebilir.

Nükleer olmayan gama ışını ortaya çıkaran bazı karasal doğal kaynaklar ise, doğal yüksek

enerji gerilimlerinden yüksek enerji ışınması üreten yıldırımlar ve karasal gama ışını parlamalarıdır. Karasal gama ışını parlamalarında, Dünya'nın atmosferindeki fırtınanın içinde kısa bir gama radyasyonu çarpması oluşur. Bu gama ışınlarının, elektronların yüksek yoğunluktaki statik elektrik alanın etkisiyle ivmelendirilmesi ve bunun sonucunda atmosferdeki atomlarla çarpışarak yavaşlatılması esnasındaki foton ışınması tarafından üretildiği düşünülmektedir. Bu durum, fırtına bulutları içinde veya yakınında uçakla yolculuk yapan yolcular ve mürettebatın hayati tehlike olasılığını artırmaktadır.

Evrende gama ışınlarını üreten kaynaklar çok çeşitlidir. Güneş parlamaları, Gökadamızdaki kara delikler, pulsarlar(atarcalar), magnetarlar ve süpernova kalıntıları, diğer gökadalardan merkezlerindeki aktif büyük kütleli kara delikler ile kuasarlar ve daha da uzaklarda dev yıldızların çökmesi ya da nötron yıldızlarının birleşmesi sonucu ortaya çıkan gama ışını patlamaları, parçacıkların hızlanarak gama ışınlarını oluşturduğu merkezlerdir. Gama ışını patlamaları dışındaki kaynaklar, görece daha uzun süreli ve daha düşük enerjili gama ışını üretirler.

## **1.2. Radyasyonun Madde İle Etkileşimi**

Hangi tip olursa olsun bir radyasyon çeşidi yayıldığı ortama enerji aktararak çeşitli etkileşimlere yol açar. Nükleer geçişlerde yayınlanan gama ışını fotonları, genellikle enerjiktirler. Gama ışınları veya x-ışınları madde ile etkileştiğinde başlıca fotoelektrik olay, Compton saçılması ve çift oluşum olarak adlandırılan üç süreçten geçerek ortama enerjilerini bırakırlar. Elektron gibi yüklü parçacıklar geçtikleri ortamın atomları ile etkileşerek iyonlaşmaya sebep olurlar.

## **Yüklü Parçacıkların Madde ile Etkileşimi**

Madde içinde ilerleyen iyonlaştırıcı radyasyonun, etkileştiği elektronlar saçılır ve iyonun aldığı yol saçılmalar arasındaki düz doğru parçalarının birleşimi olarak düşünebilir. Elastik bir saçılmada doğrusal momentum ve enerji korunacağından, yüklü parçacığın madde içinde izleyeceği yolun özelliklerinin belirlenmesinde parçacığın kütlesi belirleyicidir. İyonun alacağı yol, taşıdığı yüke ve kütlesine bağlıdır ve iyon, menzilin sonuna doğru daha hızlı enerji kaybeder.

İyonlaşma; yüklü parçacıklar madde içerisinde bir uçtan diğerine geçerken, elektronlar ile çarpışmaları sonucunda kinetik enerjilerinin çoğunu kaybederler. Her bir etkileşimle kaybedilen enerji çok küçüktür. Bir etkileşimle kaybedilen enerji, toplam enerjinin, sadece küçük bir kısmına

karşılık geleceğinden dolayı gelen parçacık madde içerisinde birden fazla iyonlaşma yapabilir. Bunun sonucunda ortamda binlerce iyon çifti meydana gelmiş olur. Yeterli kinetik enerjisi olan yüklü bir parçacık genellikle ortamdaki atomun dış yörüngesinde bulunan elektronlardan birine enerjisini aktararak atomdan bir elektronun serbest hale geçmesini sağlarlar. Dış yörüngede oluşan bu serbest elektronun bıraktığı boşluk diğer bir yörüngedeki elektron tarafından hızlıca doldurulur. Yörüngeler arasındaki enerji farkı kadar enerjiye sahip foton yayınlanır. Daha nadir gerçekleşen iç yörüngedeki elektronlardan biri serbest hale geçerse dış yörüngeden bir elektron iç yörüngeye düşer ve karakteristik X-ışını salınır. Böylelikle iyonlaşma gerçekleşmiş olur. İyonlaşma sadece yüklü parçacıklar ve madde arasında görülen bir etkileşim çeşidi değildir. Fotoelektrik olay ve Compton saçılması da fotonun madde ile etkileşimlerinden iyonizasyon oluşturan diğer olaylardır.

### **Nötronların Madde ile Etkileşimi**

Nötronlar yüksüz parçacıklar olduklarından çekirdek ve nükleer kuvvetler ile etkileşirler. Çekirdeğe yaklaştıklarında yüklü parçacıklarda olduğu gibi Coulomb engelini (Elektriksel kuvvet) yenmek zorunda değildirler. Çekirdek ile etkileşebilmeleri için çekirdeğe en az santimetre kadar yaklaşmalıdırlar. Nötronları algılamak için yüklü parçacıklar üretilmek zorundadır. Bu sebeple, nötronları birçok protonu olan malzeme ile yavaşlatmak gereklidir. Çünkü enerjinin büyük bir kısmı çarpışma ile benzer kütleyle sahip parçacıklara aktarılır.

Nötronlar, sadece atomun çekirdek kuvveti yoluyla etkileştiklerinden madde içinde oldukça giricidirler. Elektronlar ile etkileşimleri oldukça zayıftır, bu durum taşıdıkları manyetik dipol momentumlarından kaynaklanır. Çekirdek, atomdan çok daha küçük olduğu için, hızlı bir nötronun çekirdek ile etkileşmesi ve çarpışma olasılığı da düşüktür. Madde içerisinde ilerleyen bir nötron bir çekirdekle karşılaşır nükleer bir reaksiyon gerçekleştirene kadar, sabit enerjiyle düz bir çizgi halinde yoluna devam eder. Ayrıca nötron etkileşimleri çekirdek ve nükleer dönüşümlerle gerçekleşebileceğinden dolayı, etkileşim önemli radyasyon hasarı oluşturur. Nötronlar enerjilerine bağlı olarak aşağıda kısaca açıklandığı gibi farklı nükleer reaksiyonlara yol açarlar.

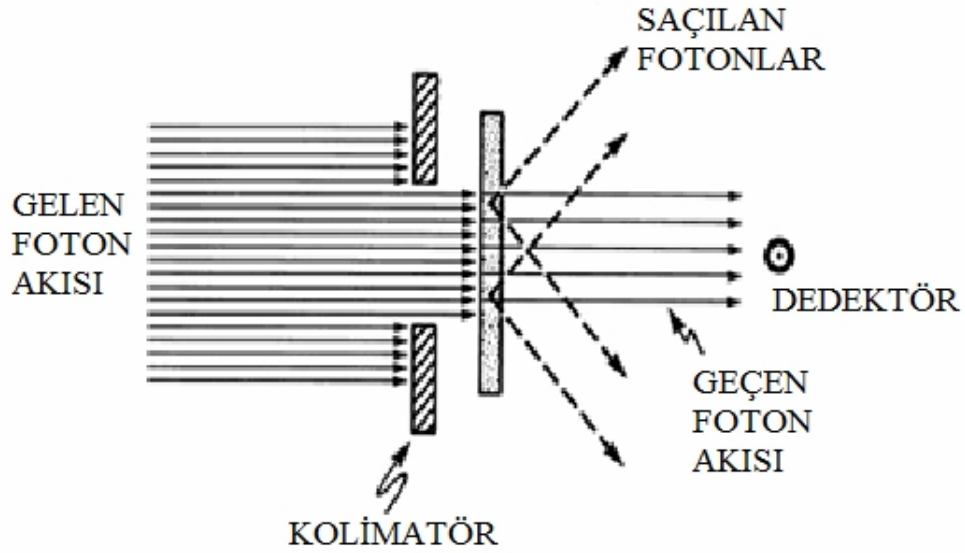
- Elastik saçılma :  $A(n,n)A$ : Nötronlar için temel etkileşimdir, nötron ile çekirdek arasında kinetik enerji aktarımı şeklinde gerçekleşir.
- İnelastik saçılma :  $A(n,n')A^*$ : Yeterince enerji taşıyan bir nötron (1 MeV civarı) A çekirdeği ile çarpıştığında onu uyararak  $A^*$  durumuna geçirir.



- Radyatif yakalama:  $A(n,\gamma)A+1$ : Gelen nötron çekirdekte tutulur ve açığa gama çıkar. Düşük enerjili nötronlar için önemlidir.
- Filyon,  $A(n,f)$ : Her nötron enerjisinde mümkündür, ancak ısı enerjilerde (0,025 eV) daha olası bir reaksiyondur. Gelen nötron çekirdekte tutulduğunda nötronun bağlanma enerjisi çekirdeğin filyon engel yüksekliğini aşıyorsa filyon gerçekleşir.

### Fotonun Madde ile Etkileşimi

Yüksek enerjili gama ışınları veya x-ışınları madde içinden geçerken karmaşık etkileşimlere sebep olurlar. Bu etkileşimler, yüklü parçacıklarda olduğu gibi direk iyonizasyona sebep olmayıp, dolaylı yoldan iyonlaşmaya sebep olurlar. Düşük enerjili fotonlar için en büyük enerji kaybı fotoelektrik etki ile gerçekleşir. Fotonun enerjisi MeV seviyesinde ise, özellikle hafif çekirdekli hedeflerde Compton saçılması da önemli rol oynar. Enerji yükseldikçe çekirdeğin alanı sebebiyle elektron-pozitron çiftinin oluşması en önemli etkidir. Yüksek enerjili foton ve elektronlar, çift oluşması ve Bremsstrahlung sayesinde elektromanyetik çağlayanlar oluştururlar. Fotonlar madde içerisinde ilerlerken uzun menzilli etkileşmezler ve sadece yerel veya kesikli etkileşmeler geçirirler. Yani Kulomb veya nükleer kuvvete maruz kalmazlar. Dolayısıyla bir foton demeti herhangi bir malzeme içerisinde ilerlerken etkileşim geçiren fotonlar demetten ayrıldıkça demetin şiddeti de (yoğunluğu da) azalır. Düşük enerjili fotonlar sadece bir kez etkileşir ve tek bir birincil elektron oluştururlar. Enerjili fotonlar, enerjileri tükenene kadar birkaç defa etkileşime gireceklerinden dolayı daha fazla birincil elektron oluştururlar. Yüksek enerjili fotonlar ise madde-antimadde (elektron-pozitron) çifti oluşturabilecek ve böylelikle ikincil elektronlar oluşacaktır. Madde içinden geçerken etkileşime uğramayan fotonların enerjileri sabit kalır ve böylece belli bir malzeme kalınlığı içerisinde bir fotonun etkileşme olasılığı da fotonun enerjisi ne olursa olsun sabittir. Bir foton demetindeki elektromanyetik ışımının madde içindeki zayıflaması Beer- Lambert yasası ile ifade edilir. Fotonun karakteristik sönümünü ölçebilmek için Şekil 1.6.'de gösterildiği gibi deneysel düzenek kullanılır. Tek enerjili (monoenerjetik) foton demeti, belli bir kalınlığı olan engelle gönderilir. Foton kaynağı ve soğurucu engelden belli bir uzaklığa yerleştirilen dedektör tarafından sadece etkileşime girmeden soğurucu malzemedan geçen fotonlar ölçülür. Gelen bir foton soğurucu malzemenin atomu ile etkileşirse ya tamamen soğurulur ya da dedektörden uzağa saçılarak ölçülmesi olanaksız hale gelir. Gelen foton sayısı  $N$ , foton sayısındaki değişim  $dN$ , soğurucu mal-



**Şekil 1.6.** Bir engelden geçen foton akısını ölçerek gelen fotonun karakteristik sönümünü bulabilmek için kullanılan deney düzeneği [28].

zemenin kalınlığı  $dx$  ve lineer sönüm katsayısı da  $\mu$  olmak üzere;

$$dN = -\mu \cdot N \cdot dx \quad (1.1)$$

Foton sayısındaki azalma bu denklemlerle gösterilir ve bu ifade radyasyonun şiddeti olarak da aşağıdaki gibi ifade edilebilir.

$$dI = -\mu \cdot I \cdot dx \quad \text{ve} \quad I_x = I_0 e^{-\mu \cdot x} \quad (1.2)$$

Bu denklemlerde gelen radyasyonun şiddeti  $I_0$  iken  $x$  kalınlığına sahip soğurucudan geçen radyasyonun şiddeti ise  $I_x$ 'dir.

Yüklü parçacıkların madde içinde birbirini izleyen çarpışmalarla enerjilerini kaybetmelerine karşın, gama ışınları geçtikleri ortamlarla doğrudan bir etkileşime girmezler. Yüksüz oldukları için madde tarafından çekilip itilmezler, sadece çarpışmalar yaparlar. Madde içinde gama ışınları aşağıda açıklandığı gibi çeşitli yollarla absorbe edilirler.

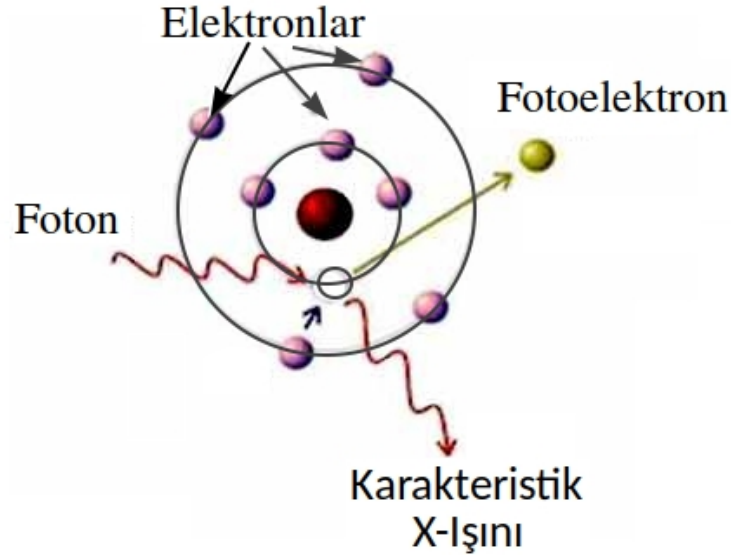
#### • Fotoelektrik Olayı

Işık kaynaklarından çıkan yoğunlaşmış enerji paketlerine foton denir. Düşük enerjili bir foton genellikle içinden geçtiği ortamdaki atomların K veya L yörüngesindeki bir elektrona bütün enerjisini vererek onu pozitif yüklü çekirdeğin bağlayıcı kuvvetinden kurtarır. Dışarıya fırlatılan bu elektrona fotoelektron denir. Fotoelektronların oluşturacağı elektrik akımına fotoelektron akımı denir ve bu

serbest olan elektronların sayısı ile doğru orantılıdır. Oluşan elektron boşluğu dış yörüngedeki başka bir elektron tarafından doldurulur ve bu sırada X-ışını yayımlanır. 0,5 MeV'den daha küçük enerjili fotonların ağır elementler tarafından soğurulmasında bu olay oldukça önemlidir. Bu olay sırasında gelen fotonun enerjisinin bir kısmı elektron'u bağlı olduğu atomdan koparabilmek için harcanır, geri kalan kısmı ise koparılan elektrona kinetik enerji olarak aktarılır. Işık kaynaklarından gelen her bir fotonun enerjisi,

$$E = h \cdot \nu = \frac{h \cdot c}{\lambda} \quad (1.3)$$

Denklem 1.3 eşitliği ile bulunur ve bu denklem de; h Planck sabiti ( $6,62 \cdot 10^{-34}$  J.s),  $\nu$  fotonun frekansı ( $s^{-1}$ ), c ışık hızı ( $3 \cdot 10^8$  m/s) ve  $\lambda$  ise fotonun dalga boyudur. Fotoelektrik olayının basitçe izahı Şekil 1.7.'de gösterildiği gibidir.



**Şekil 1.7.** Basitçe fotoelektrik olayının gösterimi. Gelen fotonlar metal atomuyla etkileşime girerek elektron fırlatılmasına sebep olur ve fırlayan bu elektrona fotoelektron denir [28].

Düşük enerjili gelen fotonlar metal atomu ile etkileşime girerek atomdan elektronun serbest hale geçmesine neden olur ve fırlayan bu elektrona fotoelektron denir. Burada fırlatılan elektronun bağlanma enerjisi ( $E_b$ ) kopan elektronun kinetik enerjisi ile gelen fotonun enerjisine bağlı olarak aşağıdaki gibi yazılabilir.

$$E_K = (h \cdot \nu) - E_b \quad (1.4)$$

Bu olayda oluşan elektron boşluğu bir üst yörüngedeki bir elektron tarafından doldurulur ve böylelikle karakteristik X-Işını açığa çıkar. 0,5 MeV'den daha düşük enerjili fotonların ağır elementler

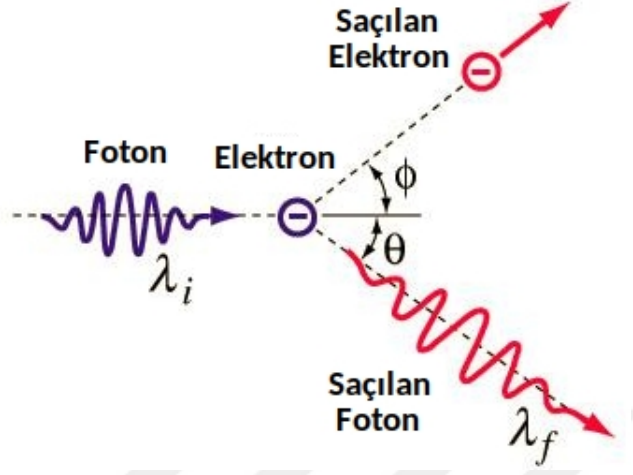
tarafından absorbe edilmesinde fotoelektrik olayı oldukça baskın ve önemlidir. Fotoelektronun saçılma açısı etkileşime giren fotonun enerjisine bağlı olarak değişir. Gelen fotonun enerjisi arttıkça saçılan fotoelektronun da saçılma açısı artacaktır. Düşük enerjili fotonlarda ise fotoelektron büyük bir olasılıkla fotonun gelme yönüne dik olarak saçılır. Fotoelektrik olayının yapılan hassas deneyler ile belirlenen önemli özellikleri aşağıdaki gibi sıralanabilir.

- Metal yüzeyler ışık ile aydınlatıldıkları zaman elektron yayabilirler fakat pozitif iyonlar yayamazlar.
- Metal yüzeylerin bu şekilde elektron yayıp yayamayacakları gönderilen ışığın frekansına bağlıdır.
- Metalden metale değişen bir frekans eşiği vardır ve ancak frekansı bu eşik değerinden büyük olan ışık bir fotoelektrik akım oluşturur.
- Fotoakım oluşuktan kısa süre sonra kararlı değerine ulaşarak büyüklüğü ışığın şiddeti ile doğru orantılı olarak artar.
- Fotoelektronların kinetik enerjisi ışık kaynağının şiddetinden bağımsız olup gelen ışığın frekansı ile doğru orantılı olarak artar.

#### • Compton Saçılması

Klasik elektromanyetik teoride deneylerle (Thompson saçılması) saçılan ışınların dalga boylarının başlangıçta sahip oldukları dalga boyu ile aynı olacağı, elektronun kinetik enerjisinin ise değişmeyeceği öngörülmekteydi. Fakat 20.yy başlarında yapılan bazı yüksek enerjili deneylerde X-ışınlarının ve Gama ışınlarının etkileşimleri sırasında fotonların belirli bir açıyla saçıldıkları ve bu açının ışının dalga boyu ile bir ilişkisinin olduğu, etkileşimin elastik olmadığı, yani enerjinin değiştiği görüldü. 1923 yılında Arthur Holly Compton bu olayı açıklığa kavuşturan makalesini Physical Review dergisinde yayınladı ve 1927 yılında da A.H. Compton bu çalışmasıyla ilgili olarak Nobel Fizik ödülü sahibi oldu. 1905 yılında Einstein'ın Fotoelektrik etki ile gösterdiği biçimde, fotonların enerjisinin frekanslarına (ve dalga boylarına) bağlı olmasının ( $E=h\nu$ ) yanında Compton da parçacıklar gibi ışık kuantalarının da momentumlarının olacağını düşündü. Daha sonra her foton bir elektronla etkileşime girecek şekilde matematiksel açıklamasını oluşturdu. Çok yüksek enerjili fotonların, atoma gevşek olarak bağlanmış olan bir dış yörünge elektronu ile etkileşime girdiği zaman belirli açılarla saçılması olayına Compton saçılması (veya Compton Olayı) denir.

Foton enerjisinin bir kısmını elektrona aktararak saçılır. Fotonları sadece dalga olarak açıklayamayacağımızı, parçacık olarak da düşünmemiz gerektiğini gösteren olaylardan biridir. Şekil 1.8.'de Compton saçılması olayının şematik gösterimi verilmiştir. Compton olayı gelen fotonun enerjisi

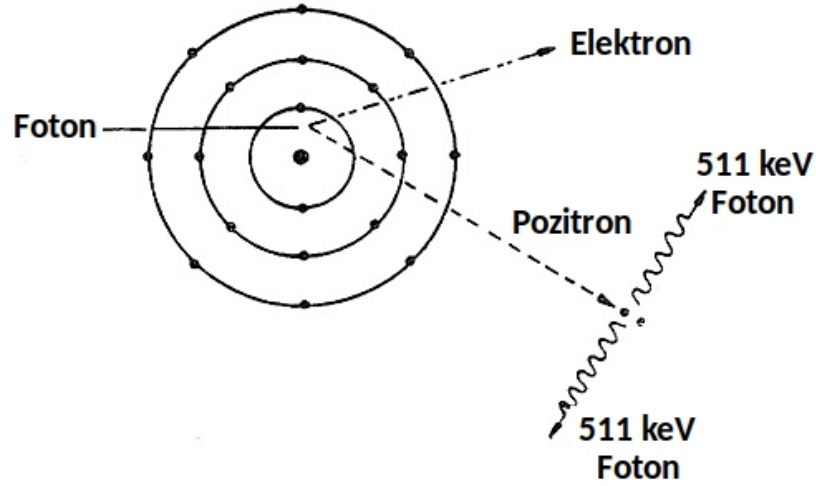


**Şekil 1.8.** Compton Saçılmasının gösterimi [27].  $h\nu$  enerjisiyle gelen foton durgun haldeki elektrona çarparak  $\theta$  açısıyla saçılırken, belli bir kinetik enerjiye sahip olan durgun haldeki elektron da  $\phi$  açısı yapacak şekilde saçılır. Burada gelen fotonun başlangıçtaki dalga boyu  $\lambda_i$  iken saçıldığı zaman ki dalga boyu  $\lambda_f$  olarak değişir.

ile soğurucu maddenin atom numarasına (yani maddede bulunan serbest elektronlara) bağlıdır. Foton ile elektron arasında oluşan açı fotonun enerjisine bağlıdır. Yüksek enerjili fotonlar enerjilerini Compton saçılması ile belli bir seviyeye düşene kadar kaybederler bu andan sonrada fotoelektrik olayı ile absorblanırlar.

#### • Çift Oluşumu

Çift oluşumu, yüksek enerjili bir fotonun (1,02 MeV'den daha büyük) atom çekirdeğinin yakınından geçerken elektron ve pozitrona dönüşme olayıdır. Bu sürecin olma olasılığı etkileşime girilen maddenin atom çekirdeğinin Z sayısının büyümesiyle artar. Bu olayda diğer olaylarda olduğu gibi enerji ve momentum korunumludur. Elektron ve pozitronun yükleri toplamı sıfır olup yüksüz olan fotonla aynıdır. Enerjileri toplamı ise durgun enerjileri ile gelen fotonun enerjisi toplamına eşittir. Bir elektron ve pozitronun durağan haldeki enerjisi 0,511 MeV olmasından dolayı gelen fotonun minimum enerjisi 1,02 MeV olmalıdır. Şekil 1.9.'da çift oluşum olayının şematik gösterimi verilmiştir. Bu oluşumun sonunda oluşan pozitron maddenin içerisinde ilerlerken iyonlaşma, Bremsstrahlung ve uyarılma şeklinde enerjisini kaybeder. En sonunda pozitron tüm enerjisini kaybettiğinde madde içerisindeki bir elektronla birleşerek 0,511 MeV enerjiye sahip iki adet

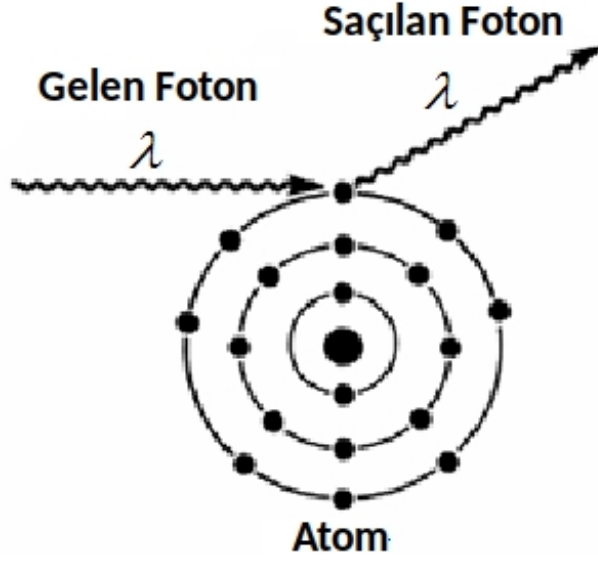


**Şekil 1.9.** Çift oluşum olayının şematik gösterimi [27]. 1,02 MeV'den daha yüksek enerjiye sahip olan foton atom çekirdeğinin yakınından geçerken aynı anda biri negatif diğeri pozitif yüklü olan elektron ve pozitron olmak üzere iki parçacık oluşur. Böylelikle kütlesi olmayan fotonun enerjisinden yani elektromanyetik bir dalgadan madde oluşmuş olur.

yok olma fotonunun oluşmasına neden olur. Olay sonucunda elektron ve pozitron kaybolur. Fotonların ( $h\nu$ ) enerjileri elektron ve pozitronun toplam enerjilerine eşittir ve fotonlar momentumu korunumlu şekilde yön alacaklarından dolayı iki foton neredeyse zıt yönlerde saçılırlar. Bu oluşan fotonlar yeniden fotoelektrik veya Compton olayları ile soğurucuda etkileşime girerler.

#### • Koherent Saçılma

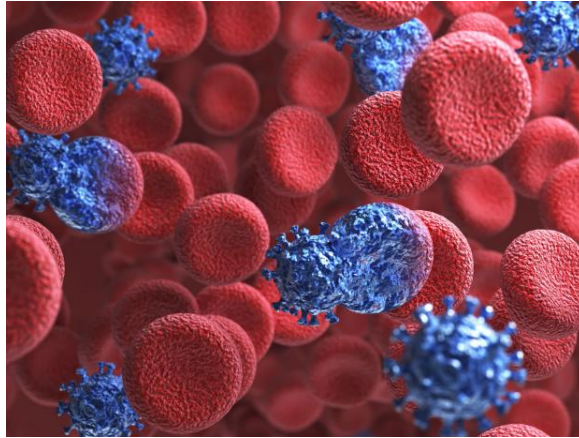
Düşük enerjili fotonların bir atomla etkileşimleri sonucu meydana gelen, enerjilerinde bir değişiklik olmadan oluşan saçılmaya koherent saçılma denir. Bu saçılmada gelen foton ile saçılan foton arasında enerji farkı hemen hemen yoktur. Koherent saçılmada etkileşime girilen madenin atomuna herhangi bir enerji transferi olmadığından dolayı iyonlaşma olmaz sadece gelen fotonun yönü değişir. Şekil 1.10.'de gösterildiği gibi gelen foton ile saçılan fotonun dalgaboyları da enerjileri gibi aynıdır, sadece yönü değişmiştir. Koherent saçılma; Rayleigh ve Thomson olarak gruplandırılır. Eğer etkileşim atomun bir elektronu ile olursa Thomson saçılması, atomun tüm elektronlarıyla gerçekleşirse Rayleigh saçılması olarak adlandırılır. Düşük enerjiye sahip bir foton atomun elektronu veya elektronları ile etkileşime girerse kendi frekansında titreştirmeye başlar ve titreşen bu elektron veya elektronlar ivmeli hareket yaptıklarından dolayı radyasyon yayarlar. Bu saçılmanın olma olasılığı ağır atomlarda ve gelen fotonun düşük enerjide olması ile artar.



**Şekil 1.10.** Koherent saçılma olayının şematik gösterimi [28]. Bu etkileşimde atoma herhangi bir enerji transferi olmadığından dolayı iyonlaşma da gelen fotonun dalga boyunda da bir değişiklik olmaz sadece gelen fotonun yönü değişir.

### 1.3. Kanser ve Işın Tedavisi

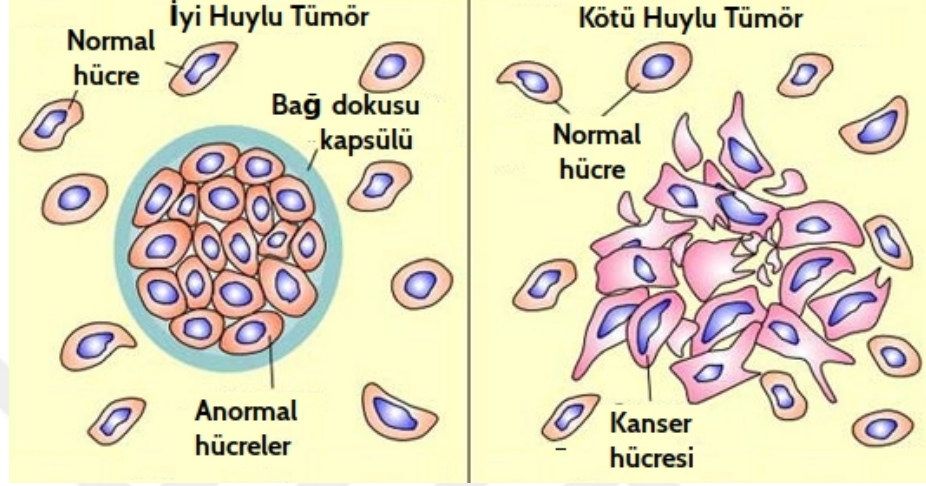
Kanser, kelime anlamı bir doku ve organ hücrelerinin düzensiz olarak bölünüp çoğalmayla oluşan kötü huylu urlara ve tümörlere denir. Şekil 1.11.'de Kanser hücresinin yapısı mavi renkli olarak gösterilmiştir. Şekil 1.12.'de gösterildiği gibi iyi huylu (Benign) ve kötü huylu (Ma-



**Şekil 1.11.** Kanser hücresinin gösterimi [29]. Mavi renkte olanlar kanser hücrelerini temsil ederken kırmızı renkte olanlar sağlıklı hücreleri göstermektedir.

lign) olmak üzere iki tip tümör vardır. Genellikle iyi huylu tümörler buldukları bölgede kalırlar ve bir kapsülle çevrili olduklarından dolayı çevrelerine veya uzaktaki dokulara yayılmazlar. Kötü

huylu tümörler ise tam tersi bir davranışla çevre dokulara, lenf sistemine veya damarlar yolu ile tüm vücuda yayılabilirler. İnsan vücudunu oluşturan hücreler pek çok risk faktörü nedeniyle mutasyona uğrayarak kontrolsüz şekilde çoğalır. Öncelikle içinde yaşadığı dokuya ve organa hasar verir ve daha sonra diğer organ ve dokulara yayılarak ölümcül sonuçlara yol açan 100'den fazla türü olan bir hastalık sebebidir. Kanserin gerçek sebebi henüz kesin olarak bilinmemekle beraber;



**Şekil 1.12.** İyi huylu ve kötü huylu tümörlerin hüresel olarak farklılıklarının gösterimi [30].

kanser hastalığı için iki grup risk faktörü vardır. Risk faktörleri yaşam şekline, yaşa, cinsiyete ve aile öykülerine bağlı olarak değişiklik gösterebilir. Bir başka risk grubu ise çevresel faktörlerdir.

- Genetik yatkınlık; aile öyküleri ailedeki bireylerin kanser geçmişi, genetik yapı, gen dizilimi v.b. faktörler gelecek nesillerdeki bireyleri etkilemektedir. Bu da meme kanseri, lösemiler ve çocukluk çağı timörlerinde sıklıkla rastlanmaktadır.
- Sigara ve alkol kullanımı; yoğun bir şekilde kullanılan sigara ve alkol bireylerde ağız içi kanseri, akciğer kanseri, gırtlak kanseri, yemek borusu kanseri, yutak kanseri, kadınlarda sıklıkla meme kanseri, döl yolu kanseri (rahim ağzı), erkeklerde ise böbrek ve mesane kanserine sıklıkla sebep olmaktadır.
- Kötü beslenme alışkanlığı; dünya sağlık örgütünün belirlemiş olduğu standartlar dışında dengesiz ve sağlıksız beslenme üzerine yapılan uzun incelemeler sonucu kansere neden olduğu kanıtlanmıştır. Yanmış yağlar, yağlı yiyecekler meme ve kalınbağırsak kanserine, bazı küfler kalınbağırsak kanserine, aşırı kırmızı et tüketimi kalınbağırsak kanserine, az veya fazla iyot tüketimi ise trioid bezi kanseri yaptığı bilinmektedir.



- Bazı virüsler; kansere neden olan virüslere onkovirüs adı verilir. Bu kelime tümör yapıcı virüs anlamına gelmektedir. Başlıca kanser yapan virüsler; Epstein Barr Virüsü (EBV), Hepatit C Virüsü (HCV), Hepatit B Virüsü (HBV), İnsan T-lenfotropik Virus (HTLV), Human Papilloma Virüs (HPV), Kaposi Sarkom İlişkili Herpes Virus (KSHV), Merkel Hücreli Polyoma Virüsü (MCV) olduğu bilinmektedir.
- Hormonal nedenler; bazı hormonların az veya fazla salgılanması sonucunda kanser hastalığı ortaya çıkar. Aşırı östrojen salgılama meme, dölyatağı ve testis kanserine neden olmaktadır. Bununla birlikte doğum kontrol hapları karaciğer ve dölyatağı kanserine sebep olmaktadır.
- Hava kirliliği; bazı Kimyasal Maddeler (Katran, Benzin, Boya Maddeleri, Asbest Vb. gibi maddeleri uzun süreli soluma ve temas etme sonucunda akciğer deri ve diğer kanser çeşitleri görülmüştür.
- Radyasyona maruz kalma; uzun süre radyasyona mağruz kalan insanlarda lösemi gözlemlenmiştir. Bununla birlikte Çernobil faciasında radyasyon sonuçları yine kanser olarak kişiler üzerinde gözlemlenmiştir.
- Güneş ışığı; aşırı güneş ışığına mağruz kalan kişilerde güneş yanıkları ve bunun sonucunda deri kanseri gözlemlenmiştir.

Kanserde yaygın olarak kullanılan üç ana tedavi yöntemi vardır, bunlar; cerrahi, kemoterapi ve radyoterapidir. Aynı zamanda bunlarla birlikte daha az sıklıkla hormon tedavileri, biyolojik tedavi yöntemleri ve hedefe yönelik tedaviler kullanılır. Bu tedavi yöntemleri birlikte veya tek başlarına uygulanabilir. Her yöntemin kendine has olumlu yönlerinin ve olumsuz yönlerinin bulunması, kanserin ise kişiye özgü bir hastalık olması, tedavilerin kişiden kişiye farklılık gösterebilmesi nedeniyle tek bir kesin tedavi yönteminin varlığından bahsetmek imkansızdır.

Cerrahi yöntem kötü huylu tümörün veya urun ameliyat ile alınmasıdır. Cerrahi radyoterapi veya kemoterapi ile birlikte kullanılabilirdiği gibi, tek başına da çok sıklıkla kullanılan yaygın bir yöntemdir. Gelişen kanserlerin engellenmesinde profilaktik olarak, dokudan bir parça alıp (biyopsi) tanı konmasında ve metastaz veya yayılım olmayan durumlarda kanserli dokunun/kitlenin vücuttan çıkarılmasında çok sıklıkla kullanılmaktadır. Diğer dokulara hasar vermeden kitleyi çıkarmanın mümkün olmadığı durumlarda cerrah kitlenin bir parçasını çıkartarak işleme devam etmeden önce kemoterapi veya radyoterapi ile kitlenin küçültülmesini tercih edebilir. Cerrahi son olarak hasarlı dokunun bölgenin restorasyonunda ve rekonstrüksiyonunda da kullanılabilir. Konvansiyonel teknikler dışında vücudun içinin özel bir kamera sistemi ile görüntülenerek daha küçük

yara izi ve komplikasyona neden olan laparoskopik cerrahi, soğuk probalar veya sıvı azotun kullanıldığı ve dokuları dondurarak öldüren kriyo cerrahi, hassas ve zor ulaşılan yerlerde kullanılan robotik cerrahi, yüksek yoğunluklu ışınların kullanıldığı lazer cerrahi, yüksek frekanslı elektrik akımının kullanıldığı elektro cerrahi gibi çeşitli teknikler sayesinde birçok başarılı cerrahi işlem sıklıkla uygulanmaktadır.

Kötü huylu hücreleri öldürmek için ilaç kullanılması yöntemi kemoterapi olarak adlandırılır. Kemoterapinin asıl amacı kanser hücrelerini kemoterapötik ajanlar kullanarak öldürmek olup, sitotoksik anti-neoplastik ajanlar bu tip tedavide başrolde. Kemoterapi, radyoterapide de olduğu gibi cerrahi girişim öncesinde tümörün boyutunu küçültmek üzere neoadjuvan tedavi şeklinde veya tek başına uygulanabilir. Lösemi ve lenfoma gibi kanser türlerinde etkili bir tedavi yöntemi olduğu kanıtlanmıştır.

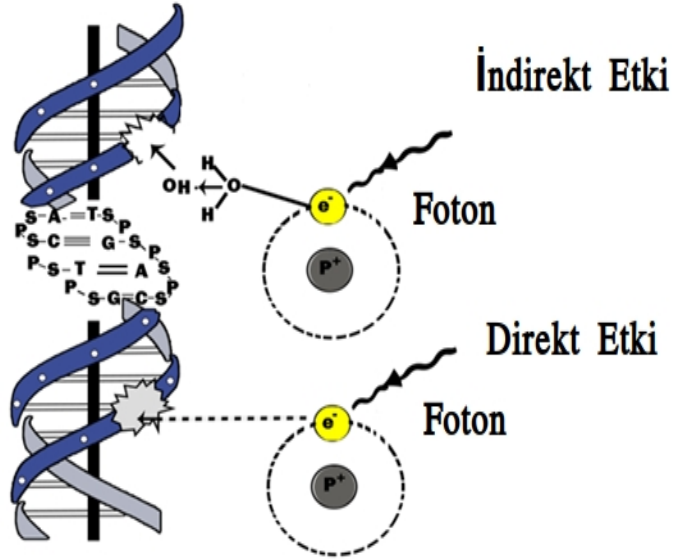
Işın tedavisi olarak da bilinen Radyoterapi kanserin en önemli tedavi yöntemlerinden biridir. Radyoterapi, kanserli hücreleri iyonlaştırıcı radyasyon kullanarak öldürmeye dayanan bir tedavi yöntemidir. Vücudun sadece belli bir bölgesine yapılabildiği gibi, tüm vücudu hedef alan tedaviler de uygulanmaktadır. Hastalığın ve hastanın özelliklerine bağlı olarak 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi (Three Dimensional Conformal Radiotherapy-3D -CRT), Konformal Proton Işın Radyasyon Terapi (Conformal Proton Beam Radiation Therapy), Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (Intensity Modulated Radiotherapy- IMRT), Görüntü Rehberliğinde Radyoterapi (Image Guided Radiotherapy - IGRT) gibi çeşitleri uygulanmaktadır. Bu yöntemlerin geliştirilmesindeki temel hedef, öldürülmek istenen kanser hücreleri üzerine maksimum etki gösterecek ancak sağlıklı hücrelere de minimum hasarı verecek olan sistemlerin geliştirilmesidir. IMRT sistemleri genelde baş boyun, beyin, prostat ve meme kanserlerinde kullanılmakta olup tedavi edilecek bölgeye farklı kuvvette ışın verilmesini ve böylece sağlıklı bölgenin korunmasını sağlayan bir yöntemdir.

#### • **Radyoterapinin Biyolojik Etkisi**

X ve gama ışınları maddeden veya canlı bir ortamdan geçerken ortamın atom ve moleküllerini dolaylı olarak iyonlaştırır. Yüklü parçacıklar ise ortamda doğrudan etkileşmeye girerek iyonlaşmaya neden olurlar ve hücre içindeki kritik öneme sahip DNA gibi yapılarda kopma ve kırılma şeklinde hasar verirler. İyonlaştırıcı radyasyonun öldürücü etkisi hücresel boyutta DNA hasarına bağlıdır. Doğrudan oluşan radyasyon hasarından açığa çıkan elektron veya yüklü parçacıklar ortamda iyonlaşma sonucunda DNA'da kopma veya kırılmaya sebep olur. Dolaylı yolla oluşan DNA hasarında ise iyonizasyon yapan ışın, çekirdek içinde bazı kimyasal yapıları (serbest radikalleri) oluşturur ve bu radikaller DNA'da hasara yol açar. Serbest radikallerin yaşam süreleri ve biyolojik

etkenleri ortamda bulunan oksijen molekülüne bağlıdır. Serbest radikaller oksijen molekülleriyle reaksiyona girebilir ve bu reaksiyonlar radyobiyolojik açıdan çok önemlidir. Çünkü bu reaksiyonlar sonucunda biyolojik yapılara hasar veren hidrojen ve önemli bazı organik moleküllerin peroksit radikalleri oluşur. Reaksiyonlar sonunda hidroperoksit radikali ve hidrojen peroksit meydana gelir, bu da hücrede zehir etkisi yapar. Radyoterapinin tümör ve dokular üzerindeki diğer bir etkisi de ışınlanan bölge içindeki dokularda kan akışını azaltarak dokunun büyüme, gelişme, beslenme gibi çeşitli fonksiyonlarını engellemektedir. Böylece ışınlanan alan içindeki dokularda küçülme ve büzülme meydana gelir. İyonlaştırıcı radyasyonun hücre içindeki tahribatının çok kısa bir sürede olmasına rağmen, hasarın biyolojik sistemde kendini göstermesi günler, aylar hatta yıllar sürebilir. Hücrelerin radyasyona duyarlılığı iyonlaştırıcı radyasyonun çeşitliliğine ve özelliğine bağlı olarak değişir. Aynı miktardaki dozlar hücrede aynı biyolojik etkiyi yapamayabilir. İnsanlarda ve hayvanlarda yapılan deneysel çalışmalar normal dokuların iyonlaştırıcı radyasyona karşı farklı duyarlılıkta davrandığını göstermiştir. Belli bir oranda verilen hücrelerin radyasyon hasarlarını (DNA kırıklarını) çok hızlıca tamir ettikleri görülmüştür.

Radyasyonun direkt ve dolaylı (indirekt) olmak üzere iki çeşit etkisi vardır. Şekil 1.13.'de radyasyona maruz kalan DNA sarmalının yapısındaki direkt ve indirekt etki mekanizması şematik olarak gösterilmektedir. Direkt etkide DNA zincirindeki tahribat iyileştirilemezken, dolaylı etkide



**Şekil 1.13.** Radyasyona maruz kalmış bir DNA sarmalının yapısı [31].

(indirekt) ise DNA zincirinde oluşan hasarın onarıldığı düşünülmektedir. Enerji transferi ile serbest kalan elektron DNA molekülünde genellikle çift zincir kırıkları oluşturarak hasara sebep olur.

Bu etkiye direkt etki denir ve bu etkide DNA sarmalındaki tahribat iyileştirilemez. Dolaylı etkide ise fırlayan elektron ilk olarak biyolojik ortamdaki moleküller ile etkileşime girerek serbest radikallerin oluşmasına sebep olur. Biyolojik ortamdaki bu serbest radikaller dokuda zehir etkisi oluşturarak DNA molekülünde hasara yol açarlar. Bu etkiye ise indirekt etki denir ve bu tip etkide oluşan hasarın genellikle tek zincir kırıkları olduğu için onarıldığı düşünülmektedir.

### • Radyoterapi Türleri

Radyasyon, dalgalar ya da parçacıklar tarafından taşınan özel bir enerji türüdür. Özel cihazlarla üretilir ya da radyoaktif olarak adlandırılan maddeler tarafından salınabilir. Radyoterapi iyonlaştırıcı radyasyonun tedavi amaçlı uygulamasıdır. Uzun süredir tıbbi görüntüleme amacı ile kullanılmakta ve kanser gibi bazı hastalıkları tedavi etmek için de kullanılır. Radyoterapide kullanılan radyasyon iki türdür.

Brakiterapi (İçten-internal); radyoaktif izotopların doğrudan tümör içine ya da yakınındaki vücut boşluğuna kalıcı veya belli bir süreliğine yerleştirilmesi işlemidir. Sezyum-137, Radyum-226, Iridyum-192, Kobalt-60 ve Iyot-125 gibi yapay olarak üretilen radyonuklidler rutin olarak kullanılan radyoaktif kaynaklardır. Şekil 1.14. ve Şekil 1.15.'de vücut boşluğuna yerleştirilen radyoaktif kaynaklar ve brakiterapi cihazı sırası ile gösterilmiştir.



Şekil 1.14. İçten radyoterapide kullanılan radyoaktif kaynaklar [32].

Eksternal (Dıştan) Radyoterapi; teleterapi olarak adlandırılan yüksek enerjide radyasyon veren makinalarla vücuda dıştan verilen radyoterapidir. LINAC, Co-60 ve Cs-137 bu cihazlara örnektir.



**Şekil 1.15.** Brakiterapi cihazı [32].

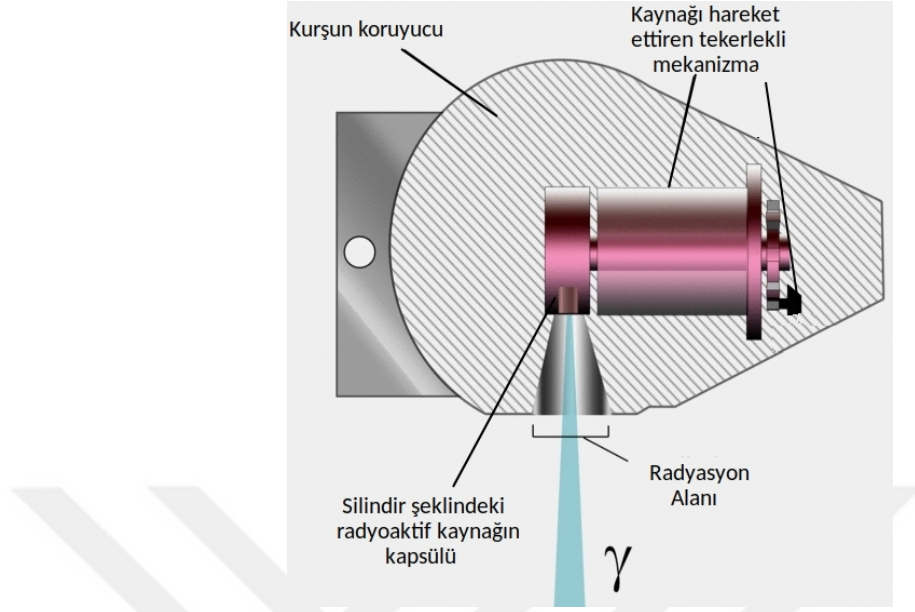
LINAC (Linear Accelerator (Doğrusal Hızlandırıcı)); Kanser tedavisinde kullanılan ve hastaya X-ışını yollamak suretiyle bunu gerçekleştiren cihazdır. Tıbbi görüntüleme cihazlarından (MR, CT, vb.) alınan görüntüler vasıtasıyla, çevredeki sağlıklı dokulara zarar vermeden sadece kanserli hücrelere yüksek dozda radyoaktif ışın uygulayan external tedavi cihazıdır. Linac, yüksek gerilim altında metal hedeften koparılan elektronları akseleratör tübü içerisinde hızlandırarak, bu elektronların Gantry'de (cihazın kafa bölgesi) bulunan bir hedef çekirdeğe çarptırılması sonucu oluşan X-ışınlarının belli kolimatörler vasıtasıyla hastaya odaklar. Verilen bu radyasyon vücutta saniyeler içinde tepkimelere sebep olur. Bu tepkimeler sonucu oluşan moleküller kanser hücrelerin genetik kodu olan DNA'larda kırıklıklar meydana getirir. Böylece genetik kodu hasarlanan tümör hücreleri bundan sonra bölünemez ve ölmeye başlarlar. Bu şekilde gerçekleşen tedavi yöntemi bıçaksız cerrahi olarak değerlendirilir. Çünkü hastada kanama, yara, acı vs. olmaz. Şekil 1.16.'de radyoterapi tedavisinde sıklıkla kullanılan farklı enerji değerlerinde X ışını üreten lineer hızlandırıcı cihazının (LINAC) gösterimi verilmiştir.

Kobalt-60 (Co-60) Teleterapi Cihazı; Gantry dediğimiz bir kafa içinde bulunan yapay radyasyon yayan mercimek büyüklüğünde bir maddenin yaydığı gama ışınları kullanılır. Hastaya belli bir uzaklıktan uygulanır. Tedavi teknisyeni diğer cihazlara göre bu cihazda daha yüksek oranda radyasyona maruz kalabilir. Yani hastaya uygulanan dozun kontrolü mümkün değildir. Tüm kanserlerde tedavinin başarılı bir şekilde yapılmasını sağlayamaz. Özellikle vücudun kalın bölgelelerinde etkisi azdır. Örneğin şişman yada iri bir hastaysanız bu cihazla karın bölgesi, ve akciğerin



**Şekil 1.16.** Linac cihazının bölümlerinin gösterimi [32]. Radyoterapi tedavisinde sıklıkla kullanılan farklı enerji değerlerinde X-ışını üreten lineer hızlandırıcı cihazının (LINAC) gösterimi.

tedavisi önerilmez. Diğer bölgelerde de yapılan tedavilerin kalitesi çok iyi değildir. Şekil 1.17.'de Kobalt-60 tedavi cihazının çalışma şekli ve gama ışını yayınlama alanı gösterilmektedir.



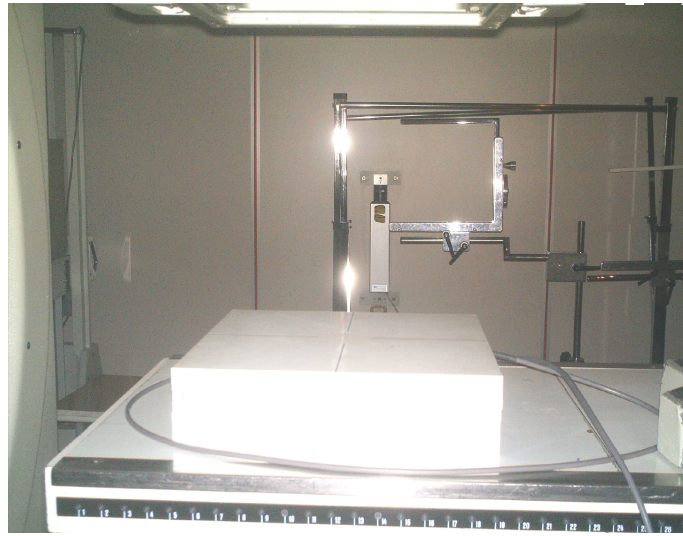
Şekil 1.17. Co-60 tedavi cihazının bölümleri ve gama ışını yayınlama alanı [33].

#### 1.4. Deneysel Çalışma

Işın tedavisinde radyasyon alanının şekli tümör dağılımı ile belirlenir. Tümörlü dokuların dağılımı her hastada farklı olduğundan tedavi alanı da her hasta için farklıdır. Radyoterapinin amacı tümörlü hedef bölgeye maksimum miktarda doz verilirken tümöre yakın bölgedeki sağlıklı doku ve organların en iyi şekilde korunmasıdır. Hasta için hayati öneme sahip organların ve sağlıklı dokuların radyoterapi sırasında korunması oldukça önemlidir. Bunun için kliniklerde standart düzenli şekillere sahip kurşun bloklar ve cerrobend alaşımından her hastaya özel olarak kalıplandırılan bloklar kullanılır. Koruyucu blok olarak kullanılacak maddenin saf kurşundan olması daha fazla radyasyonu absorbe edeceğinden dolayı en ideal olanıdır. Eğer korunacak alan kare ve üçgen gibi düzenli bir şekle sahipse blok olarak standart kurşun bloklar tercih edilir. Ancak bazı hastalar için korunacak alan, düzensiz şekilli olabilir ve bu hastalara özel olarak yapılan fokalize blokların kullanılması gerekebilir. Klinik uygulamada hergün neredeyse 40-50 adet her hasta için farklı şekillerde ve kurşun elementi gibi erime sıcaklığı yüksek olan malzemelerle yapılması uygulamada oldukça zordur. Bu pratik olmadığından dolayı erime sıcaklığı 327°C'den daha düşük olan ve cerrobend gibi kurşun içeren alaşımından yapılan bloklar tercih edilir. Ama bu blokların radyasyon geçirgenliklerinin %5'den daha az olmasına dikkat edilmelidir. Kliniklerde iki tip cerobend

bloklar vardır; Kadmiyumlu cerrobend ilk kullanılan alaşımdır (Lipowitz olarak adlandırılır) % 50 bizmut (Bi), % 26,7 kurşun (Pb), % 13,3 kalay (Sn) ve % 10 kadmiyum (Cd) elementleri vardır. Kadmiyum metalinin solunum yoluyla zehirlenilmesinden dolayı sonraki yıllarda kadmiyumsuz cerrobend blok dökümleri tercih edilir olmuştur. Bugünkü klinik uygulamalarda yoğunluğu  $10,32 \text{ gr/cm}^3$  olan cerrobend alaşımda sadece % 50 bizmut (Bi), % 31,8 kurşun (Pb) ve % 18,2 kalay (Sn) elementleri vardır.

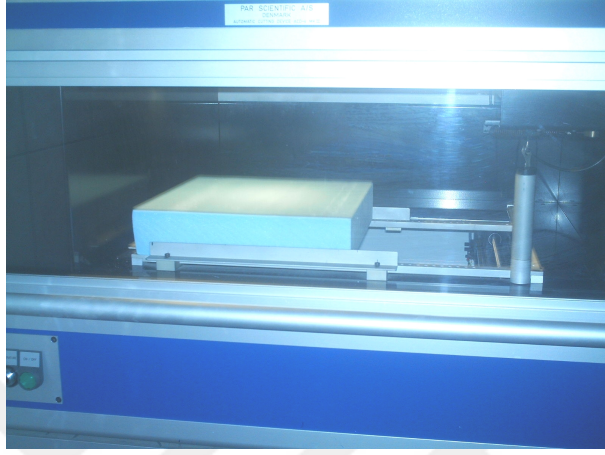
Radyoterapi sırasında kullanılan cerrobend bloklar için alternatif olarak yeni bir tasarım geliştirilmiş ve deneysel olarak ölçümleri tez çalışması olarak 2010 yılında tamamlanmıştır. Yapılan bu tasarımla riskli organların ve sağlıklı dokuların alışlagelmiş cerrobend bloklardan daha iyi koruma sağlayacağı ölçüm sonuçları ile kanıtlandığı gibi uygulamada da daha pratiklik kazandırmıştır. Bu çalışmada sıvı haldeki cerrobend alaşım içerisine farklı sayılarda saf kurşun bilyeler ilave ederek yedi farklı fokalize blok elde edilmiştir. Deneysel veriler, GE marka Alcyon II Co-60 teleterapi cihazında, 10 cm kalınlığında su bazlı katı fantom, NE-2570/1 Farmer tipi Dozimetre (SN: 1116) 0,6 cc'lik iyon odası, köpük kesme sistemi ve bloklar (cerrobend ve 10-20-30-40-50-60 kurşun bilye ilaveli cerrobend bloklar) kullanılarak elde edilmiştir. Bir bilyenin hacmi  $0,317 \text{ cm}^3$  ve kütlesi 3,6 gr'dır. Bilye sayısının sistematik olarak artırılmasıyla yapılan blokların iyon odası yardımıyla ölçülen doza etkisi incelenmiş ve her bir blok için sönüm katsayıları elde edilerek radyasyon geçirgenlikleri araştırılmıştır. Yeni tasarlanan bu kurşun bilye ilaveli cerrobend blokla kliniklerde kullanılan cerrobend bloğun radyasyon geçirgenlikleri karşılaştırılmıştır. Deneysel ölçümler için kurulan düzenek Şekil 1.18. de gösterildiği gibidir. Yoğunluğu  $1,045 \text{ gr/cm}^3$



**Şekil 1.18.** Co-60 tedavi cihazının hasta yatağına yerleştirilmiş katı fantom ve fantom yuvasındaki iyon odasının bağlantıları [28].



olan beyaz polystrenden oluşmuş RW3 katı su fantomunun hacmi  $40 \times 40 \times 10 \text{ cm}^3$ 'dür. Şekildeki gibi tedavi masasına yerleştirilen fantomun yuvasına ve kaynak ile fantomun yüzeyi arasındaki mesafe (SSD) 80 cm olacak şekilde sabitlenmiştir. Co-60 tedavi cihazına uygun fokalize blok yapımı için kullanılan 6 cm kalınlığındaki köpük (strafor) kalıplar sıcak telle köpük kesme cihazına yerleştirilmiştir (Şekil 1.19.). Cihazın yazılım programına kenar uzunluğu 4 cm olan bir kare şe-



**Şekil 1.19.** Sıcak telle köpük kesme cihazı ve kalıp olarak kullanılan köpük [28].

kil tanımlandırılmıştır. Radyoaktif kaynaktan çıkacak ışın demetiyle uygun açı yapacak şekilde (diverjans) eğim verilerek kesik kare piramit şeklindeki kalıplar elde edilmiştir. Bu şekilde aynı geometrik şekle sahip yedi strafor kesilmiştir. Blokları cihaz kafasına takabilmek için 0,5 cm kalınlığındaki şeffaf pleksiglas tutturucular kullanılmıştır. Sıvı haldeki cerrobend alaşım kalıplara dökülerek Blok 1'de sonraki bloklara 10-20-30-40-50 ve 60'ar adet kurşun bilyeler ilave edilerek yedi farklı blok elde edilmiştir. Şekil 1.20. gösterildiği gibi kurşun bilyeler erimiş cerrobend içine mümkün olduğu kadar homojen bir biçimde rastgele ilave edilmiştir. Bloklar soğuduktan sonra ka-



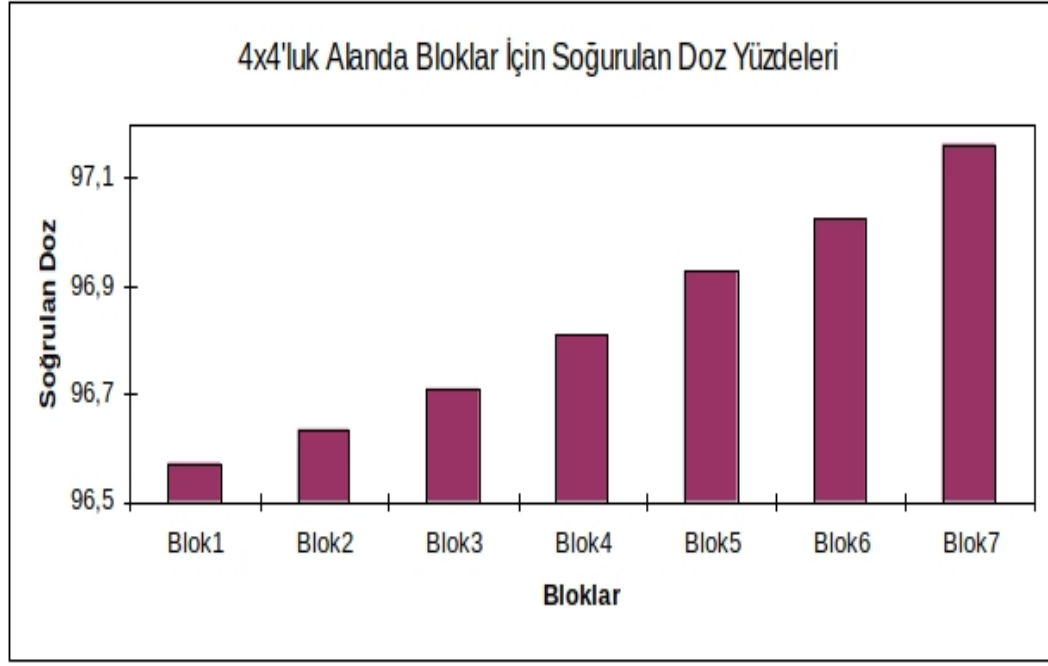
**Şekil 1.20.** Kalıplara dökülen sıvı haldeki cerrobend alaşıma rastgele eklenen kurşun bilyeler [28].

lıpları kırılarak her bir bloğun uygunluğu kontrol cihazının ışıklı masasında kontrol edilmiş uygun olmayan bloklar törpülenerek düzleştirilmiştir. Ölçümler öncelikle herhangi bir blok kullanılmadan açık alan olarak her bir radyasyon alanı için alınmıştır. Radyasyon alanları 4x4, 5x5, 6x6, 7x7, 8x8, 10x10, 12x12, 15x15 ve 20x20 cm<sup>2</sup> olup daha sonraki ölçümler cihazın kafasına yerleştirilen her blok için alınarak doz değerleri elde edilmiştir. İyon odası yardımı ile alınan doz değerleri Çizerge 1.1. listelenmiştir.

**Çizelge 1.1.** Deneysel ölçümlerde kullanılan yedi farklı koruyucu blok ve dokuz farklı radyasyon alanı için doz değerleri. Blok 1 olarak ifade edilen koruyucu blok sadece cerrobend alaşımdan oluşmaktadır. Erimiş haldeki cerrobend alaşım içerisine 10-20-30-40-50 ve 60'ar adet kurşun bilyeler ilave edilerek Blok 2'den Blok 7'ye kadar olan altı farklı blok daha elde edilmiştir (Çizerge 2.1.).

Radyasyon Alanı (cm <sup>2</sup> )	Gelen Radyasyon Dozu, I <sub>0</sub> (Gy)	Blok 1 (Gy)	Blok 2 (Gy)	Blok 3 (Gy)	Blok 4 (Gy)	Blok 5 (Gy)	Blok 6 (Gy)	Blok 7 (Gy)
4x4	0,5107	0,0175	0,0172	0,0168	0,0163	0,0157	0,0152	0,0145
5x5	0,5227	0,0182	0,0179	0,0175	0,0169	0,0163	0,0157	0,0150
6x6	0,5297	0,0190	0,0186	0,0181	0,0175	0,0169	0,0162	0,0154
7x7	0,5360	0,0200	0,0196	0,0191	0,0185	0,0179	0,0172	0,0165
8x8	0,5425	0,0227	0,0222	0,0216	0,0209	0,0201	0,0192	0,0183
10x10	0,5547	0,0255	0,0253	0,0250	0,0247	0,0244	0,0240	0,0234
12x12	0,5655	0,0292	0,0289	0,0284	0,0278	0,0273	0,0267	0,0260
15x15	0,5805	0,0350	0,0347	0,0343	0,0338	0,0332	0,0327	0,0320
20x20	0,5977	0,0435	0,0432	0,0428	0,0424	0,0419	0,0421	0,0405

Bu deneysel çalışmada kurşun bilye sayısı arttıkça doğal olarak gama sönüm katsayısının da arttığı gözlemlenmiştir. Bilyesiz cerrobend sönüm katsayısı ( $\mu$ ) yaklaşık olarak 0.5623 cm<sup>-1</sup> iken, 60 kurşun bilye ilaveli bloğun sönüm katsayısı ise 0.5936 cm<sup>-1</sup> olarak bulunmuştur. Şekil 1.21.'e göre 4x4 cm<sup>2</sup>'lik radyasyon alanı için cerrobend alaşım içerisindeki kurşun bilye sayısı arttıkça, soğurulan doz yüzdeleri de artmıştır. En çok fotonun soğurulması Blok 7'de gerçekleşmiştir. Kurşun bilye sayısı arttıkça soğurulan doz yüzdesinin de arttığı görülmektedir. Bu çalışmada elde edilen bir diğer sonuç ise radyasyon alanı arttıkça gelen fotonun şiddeti de artmaktadır. Onkoloji hastanelerinde kullanılan standart cerrobend blok ile kurşun bilye ilaveli cerrobend blokların radyasyon geçirgenlikleri karşılaştırıldığında; 10 bilye ilaveli blok radyasyonu cerrobend bloğa göre %1,7 azaltırken 60 bilye ilaveli blok radyasyonu %17 azaltmıştır. Böylece nümerik sonuçlar yeni tasarlanan bu fokalize blokların standart cerrobend'lerden daha çok radyasyonu so-



**Şekil 1.21.** 4x4 cm<sup>2</sup>'lik radyasyon alanı için yedi farklı blok tarafından soğurulan doz yüzdeleri [28].

ğurduğunu göstermiştir. Bu tez çalışmasında ise daha önce deneysel olarak ölçümleri alınmış bu çalışmayı Monte Carlo simülasyonunda modelleyerek deneysel sonuçlarla karşılaştırmaktır.

## 2. MATERİYAL VE METHOD

### 2.1. Monte Carlo ve GATE Simülasyon Programı

Simülasyon, gerçek dünyadaki herhangi bir sistem veya operasyonun bilgisayarlar üzerine aktarılmasıdır. Simülasyonlar bugün bilgisayar ve teknoloji alanında en sık kullanılan teknolojilerden biridir aynı zamanda yeni teknolojilerin üretilmesinde de simülasyonların büyük bir rolünün vardır. Simülasyonlar günümüzde;

- Kurulacak yeni deneysel sistemlere karar verebilmek için,
- Deneysel sonuçlarla, simülasyon sonuçlarını karşılaştırıp hata oranlarını ya da analizin doğruluğunu bulabilmek için,
- Teoriden gelen simülasyon verileri ile deneysel sonuçları karşılaştırıp teoriyi test edebilmek için, kullanılır.

Monte Carlo Simülasyonu analiz yapabilmek ve karar alabilmek için bilgisayarda uygulanan bir matematik tekniğidir. Monte Carlo yöntemi, rastgele ard arda gelen sayıları ve istatistiksel teknikleri kullanarak bir deneyi veya olayı sayısal olarak taklit etmektir. Benzetişim olarak da adlandırılan bu yöntemle bir deney veya olay bilgisayar ortamında idealize edilir ve istenilen değerler hesaplanır. Yapılan araştırmalar, çok karmaşık olan problemlerin çözümü için Monte Carlo yönteminin çok güçlü bir teknik olduğunu göstermiştir. Nötron saçılması ve soğurma işlemleri gibi fizikteki kuramsal araştırmaların pekçoğu Monte Carlo yöntemi kullanılarak yapılmaktadır. Monte Carlo (MC) simülasyon tekniği medikal uygulamalardan parçacık fiziğine kadar çok geniş bir kullanım alanına sahiptir. Özellikle son yıllarda uygulama alanlarında sağladığı çok daha doğru hesaplama sonuçları ile daha fazla popüler olmuştur. Aktivite ölçümü, dedektör verimliliği ve gama ışını spektroskopisindeki eş zaman ölçümü toplamındaki düzeltici faktör gibi uygulamada önemli olan bazı parametreleri hesaplamak için günümüzde yaygın olarak MC tekniği kullanılmaktadır. En iyi bilinen MC kodlarının başında Genat4 gelmektedir ayrıca PENELOPE, MCNP, GATE ve FLUKA gibi uygulama alanına göre özelleştirilmiş simülasyon kodları da mevcuttur. Geant4, maddeden geçen ve etkilenen parçacıkların simülasyonunu yapabilen C++ da çalışan bir yazılımdır. Genat4'da basit bir nükleer fizik deneyi için tanımlı olması gerekenler;

- Demet
- Hedef

- Dedektör
- Etkileşim Alanları
- Fizik Etkileşimleri ve Algoritmaları
- Analiz Yöntemleri

olarak sıralanabilir. Geant4 uygulamasının en zor kısmı Fizik listesinin tanımlanmasıdır. Basit örneklerde hazır tanımlamalar ve veri kullanılırken daha gelişmiş örneklerde ise compton saçılmasından, süpersimetrik etkileşimlere kadar geniş bir etkileşim listesi Geant4'da tanımlanabilir. Belirleyici unsur genellikle deneyin amacıyla ilgilidir.

Geant4 simülasyonu onaylanmış fizik modelleri, karmaşık geometrik hacim tanımı ve Qt modu gibi güçlü araç takımı ile 3D görüntüleme yaparak çalışan MC simülasyonudur. GATE (Geant4 Application for Tomographic Emission) Tomografik Emisyon için Geant4 uygulaması olarak adlandırılan Geant4 tabanlı çalışan arayüz programıdır. Uluslararası kurumlar ve kullanıcılarının işbirliği ile daha çok tıbbi uygulamalar ve radyoterapi alanlarında sürekli geliştirilen bir MC simülasyon programıdır. Son zamanlarda GATE simülasyonu yeni tıbbi cihaz tasarımında, görüntü rekonstrüksiyonlarında, tıbbi cihazların kalite kontrol protokollerinde ve sistemlerinde önemli bir rol oynamaktadır. Aynı zamanda tıbbi görüntüleme için kullanılan pozitron emisyon tomografi (PET) cihazları gibi cihazların en önemli parçası olan detektör sistemlerinin karakterizasyonunda da GATE simülasyonu kullanılır. Bu tez çalışmasında Geant4 tabanlı çalışan GATE simülasyon programı ile daha önceden deneysel olarak ölçümleri alınmış tez çalışmasında kullanılan yeni tasarlanan cerrobend bloklar, Co-60 tedavi cihazı ve deney düzeneği modellenmiştir. Deneysel sonuçlar elde edilen simülasyon ve XCOM sonuçları ile karşılaştırılmıştır. Öncelikle deneysel ortamın benzeri, kullanılan malzemeler ve cihazlar simülasyonda tanımlanmıştır. Bu çalışmada radyasyon alanı, Co-60 tedavi cihazı, birincil kolimatörler, katı fantom ve iyon odası geometrik şekilleriyle beraber malzeme özellikleri de tanımlanmıştır. İlk olarak Geant4 formatına uygun olacak şekilde metaryal listesinin bulunduğu dosya içerisine cerrobend alaşım aşağıdaki gibi tanımlanmıştır;

cerrobend: d=1.32 g/cm<sup>3</sup> ; n=3 ; state=Solid

+el: name=Bismuth ; f=0.500

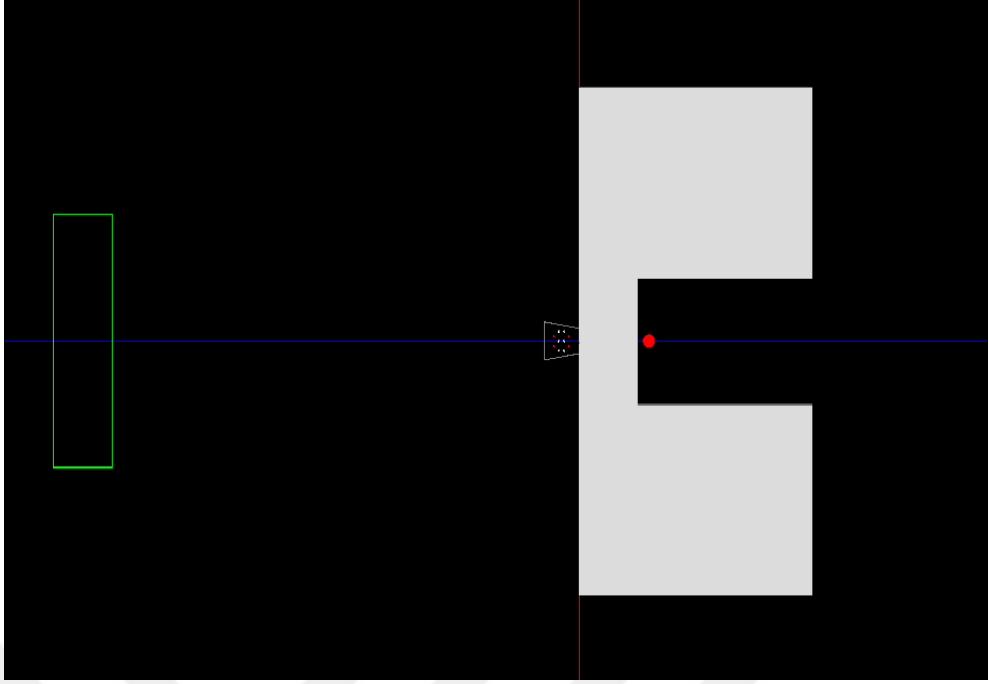
+el: name=Lead ; f=0.318

+el: name=Tin ; f=0.182

Bunu sırası ile;

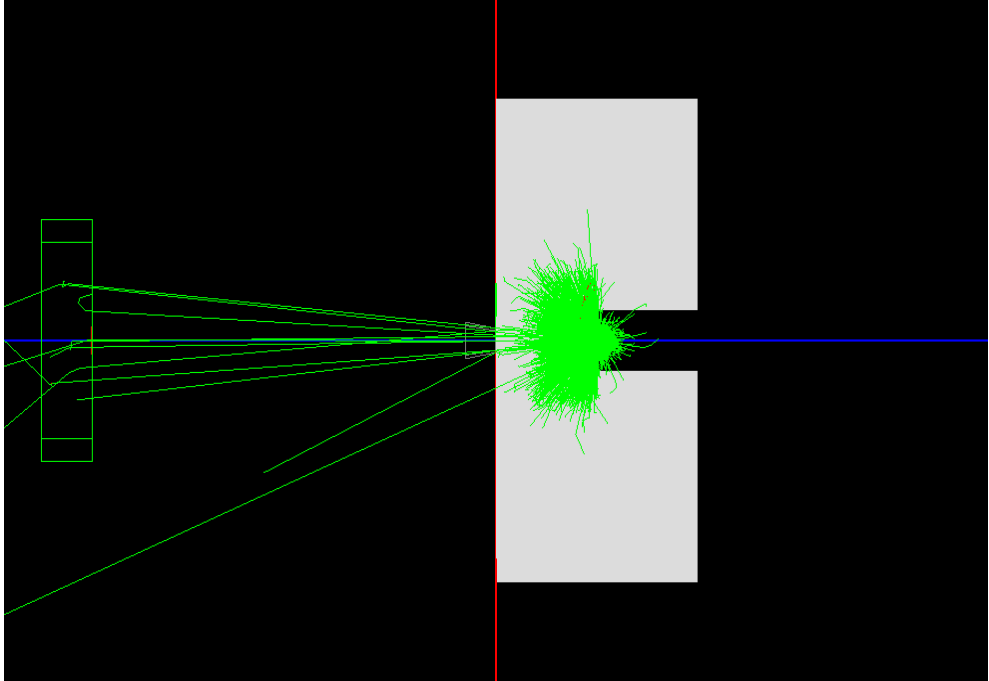
- Simülasyondaki fiziksel olayların hepsinin gerçekleşeceği en geniş geometrik hacimin tanımlanması (World)
- x,y,z koordinat sistemi
- Kesik kare pramit şeklindeki cerrobend ve kurşun bilye ilaveli focalize bloklar
- 10 cm kalınlığında 40x40 cm<sup>2</sup> boyutunda katı fantom
- İyon odası (Ion Chamber)
- Birincil kolimatör
- Sistem tanımı
- Doz ölçüm sisteminin tanımlanması
- Fizik olaylarının listesi
- Random sayı üreticilerinin tanımlanması
- Elektronik sistemin tanımlanması (hassas detektör) ve sinyal süreci
- Radyoaktif kaynak tanımlanması Co-60 kaynağı
- Tex dosyası olarak doz verilerinin çıktısının alınması
- Simulasyonda ölçüm alma zamanlaması veya toplam parçacık sayının belirtilmesi (ölçüm ayarlarının belirlenmesi)

Şekil 2.1.'de gösterilen deney düzeneği ve ölçümlerde kullanılan kaynağının GATE simülasyonunda ki görselidir. Kırmızı renkle gösterilen ve birincil kolimatörlerin arkasına yerleştirilmiş silindirik hacim Kobalt-60 radyoaktif kaynağına aittir. Gri renkli yapı tungsten malzeme ile tanımlanmış birincil kolimatörlerdir. Şekil 2.2.'de çalıştırılmış GATE simülasyonunun görüntüsüdür. Simülasyonda modellenen Co-60 kaynağından rastgele ve isotropik olarak saçılan iki farklı enerjideki gama radyasyonları Genat4'da yeşil çizgilerle gösterilmiştir. Birincil kolimatör tarafından soğurulan fotonlar kolimatörden geçemezken sadece açık olan radyasyon alanından fotonların geçişine izin verilir. Uygun açı ile gelen fotonlar radyasyon alandan geçtikten sonra cerrobend



**Şekil 2.1.** Deneyde kullanılmış malzemeler ve cihazların GATE simülasyonunda modellenmesi ve Geant4'da gösterimi.

malzemeye tanımlanmış kesik kare pramit şeklindeki blokla etkileşime girer. Bu etkileşim sonucunda foton ya blok tarafından absorbe edilir ya da belirli bir saçılma açısı ile fantoma çarparak doz değeri olarak ölçülür. Deneysel ve simülasyon sonuçlarını karşılaştırabilmek için daha önce-



**Şekil 2.2.** GATE simülasyonunda veri toplama sırasındaki fotonların gösterimi.

den tez çalışması olarak gerçekleştirilen ölçümler GATE simülasyonunda modellenerek elde edilen sonuçlar analiz edilmiştir.

## 2.2. Teorik Hesaplamalar

### Toplam kütle ve doğrusal sönüm katsayısı;

Bir maddenin ortamından gama ışınları geçerken, fotoelektrik etki, Compton saçılması, koherent (uyumlu veya tutarlı) ve inkoherent (uyumsuz veya tutarsız) saçılma ve çift oluşumu gibi çeşitli etkileşimlere girerler. Teorik olarak, en iyi koruma bloğu (veya koruyucu malzeme) gelen radyasyonu % 100 absorbe etmelidir. Fakat bu uygulamada mümkün değildir, çünkü radyasyon zayıflaması aşağıdaki denklemle açıklandığı gibi üstel olarak katlanarak azalır ve buna Beer-Lambert yasası denir;

$$I = I_0 e^{-(\mu_m \rho x)} \quad \text{or} \quad I = I_0 e^{-(\mu x)} \quad (2.1)$$

bu denklemdeki  $I_0$  etkileşime girmeden önceki gelen gama ışınının yoğunluğu,  $I$  koruyucu bloktan geçtikten sonraki gama ışınının yoğunluğu,  $\mu_m$  kütle sönüm katsayısı ( $\text{cm}^2/\text{g}$ ),  $\rho$  koruyucu bloğun özkütlesi ( $\text{g}/\text{cm}^3$ ) ve  $x$  koruyucu bloğun kalınlığıdır ( $\text{cm}$ ) olarak ifade edilir. Toplam kütle sönüm katsayısı, gelen fotonlar ile koruyucu bloğun kalınlığı arasındaki etkileşim olasılığı olarak tanımlanır. Eğer hedef malzeme karışım veya bileşik ise, kütle sönüm katsayısı, karışım yasasına göre aşağıdaki denklemle hesaplanabilir;

$$\mu_m = \frac{\mu}{\rho} = \sum W_i \left( \frac{\mu_i}{\rho_i} \right) \quad (2.2)$$

Burada  $W_i$  ağırlık kesiridir ve  $\mu$  ( $\text{cm}^{-1}$ ) ise  $i$ 'inci koruyucu bloğu oluşturan her bir bileşenin doğrusal sönüm katsayısını temsil eder.

### Ortalama serbest yol;

Ortalama serbest yol ( $\lambda_{\text{ort. ser. yol}}$ ), fotonun içinden geçeceği malzemenin atomlarıyla herhangi bir etkileşime girmeden önce maddenin içinde almış olduğu ortalama mesafe olarak tanımlanır. Doğrusal sönüm katsayısı ( $\mu$ ), ortalama serbest yolla ters orantılıdır ve aralarındaki bağlantı aşağıdaki denklemde verildiği gibidir;



$$\lambda_{\text{ort. ser. yol}} = \frac{1}{\mu} \quad (2.3)$$

### **GATE Simülasyonunda Soğurulan Doz;**

Emilen ya da absorbe edilen doz,  $D$ , malzemenin birim kütlesi başına Gray ( $1\text{Gy}=1 \text{ J/kg}$ ) biriminde biriken enerji miktarı olarak tanımlanır [10]. Monte Carlo hesaplamasında bir hacimde biriken enerji ( $E_{\text{dep}}$ ) genellikle eV ( $1\text{eV} = 1.60217 \times 10^{-19} \text{ J}$ ) olarak ifade edilir [10,16]. Malzemenin hacmine ( $V$ ) ve yoğunluğuna  $\rho$  bağlı olarak biriken enerji miktarı aşağıdaki denklemde ifade edildiği gibi Gray (Gy) olarak da ifade edilebilir;

$$D = \frac{E_{\text{dep}} \cdot 1.60217 \times 10^{-19}}{\rho \cdot V} \quad (2.4)$$

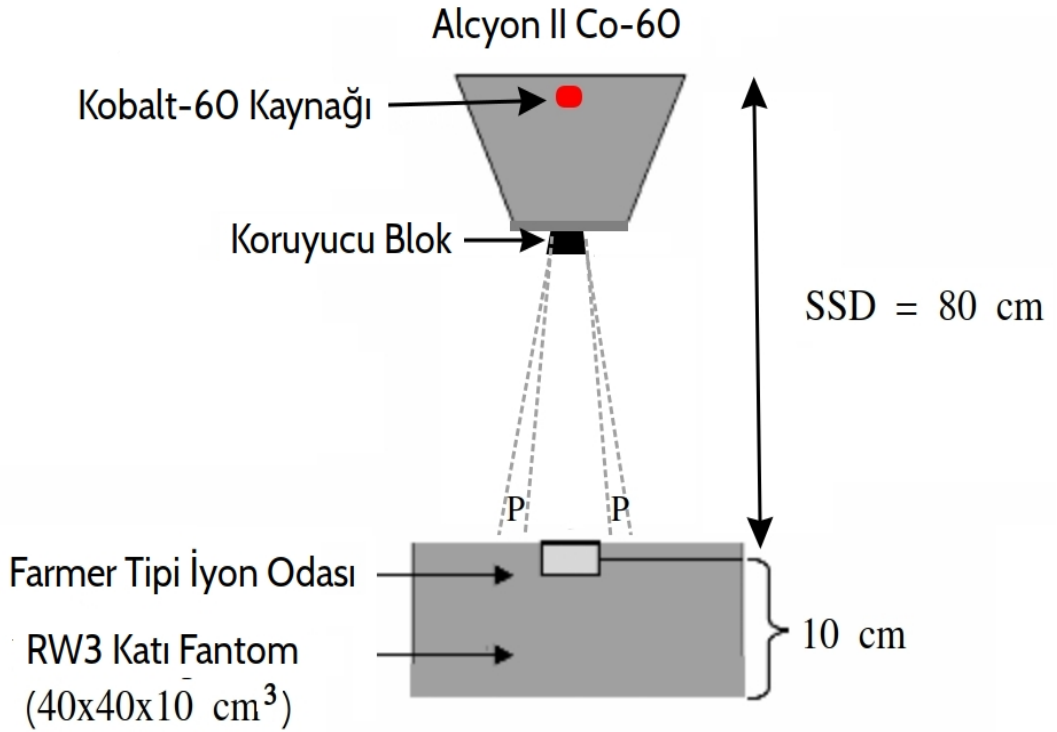
Emilen doz radyasyonun biyolojik etkilerini yansıtmaya da, biyolojik etkinin değerlendirilmesine yönelik ilk adımdır. Bir 3D matristeki belirli bir hacimde soğurulan doz miktarını simülasyonda elde edebilmek için, ilgilenilen hacim "DoseActor" mekanizması olarak tanımlandırılmalıdır. Tanımlanan hacimdeki depolanan enerji ve soğurulan doz, sırasıyla MeV ve Gy birimindeki Dose-Actor mekanizması tarafından hesaplanır.

## **2.3. Deneysel ve Simülasyon Yöntemleri**

### **2.3.1. Deney Düzenegi ve Ölçümü**

Daha önceden yapılan deneysel ölçümler  $0^\circ$  gantry ve kolimatör açıları ile Alcyon II model Co-60 teleterapi cihazında gerçekleştirilmiştir. Oda sıcaklığı ve basıncı sırasıyla 20 derece ve 1013 mbar olarak ölçülmüştür. Absorbe edilen dozu bulmak için düzeltme faktörü bir olarak ayarlanmıştır. Doz ölçümü ilk olarak herhangi bir koruyucu blok olmadan gelen fotonun şiddetini bulmak için açık alanlı olarak alınmıştır. Daha sonraki ölçümler ise farklı sayılarda kurşun bilyeler içeren cerrobend bloklar Co-60 cihazının birincil kolimatörünün önüne yerleştirilerek her bir blok için doz ölçümleri elde edilmiştir. Böylelikle farklı kurşun bilye sayısına sahip her bir cerrobend bloğun merkez eksenindeki doza etkisi araştırılmıştır. Doz ölçümleri 6,3 mm'lik iç çapı olan ve  $0,6 \text{ cm}^3$ 'lük aktif hacimli 2571 tip iyon odasının radyasyon alanının tam altına merkez eksene gelecek şekilde katı fantomun içerisine yerleştirilmiştir. Burada kullanılan RW3 model katı

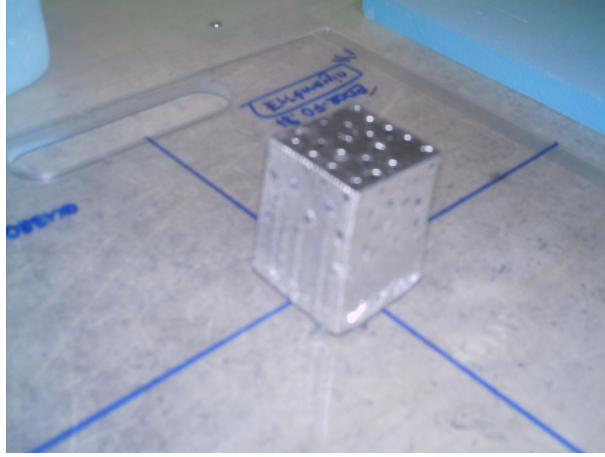
fantom  $1.045 \text{ g/cm}^3$ 'lük yoğunluğa ve  $40 \times 40 \times 10 \text{ cm}^3$ 'lük hacime sahiptir. Katı fantom hasta yatağına foton demeti eksenine dik olacak şekilde yerleştirilmiştir. İyon odası, kaynak yüzey mesafesi olarak adlandırılan SSD uzaklığı Co-60 tedavi cihazında standart olarak kullanılan 80 cm olarak sabitlenmiştir. Ölçümler  $4 \times 4 \text{ cm}^2$ 'den  $20 \times 20 \text{ cm}^2$ 'ye kadar dokuz farklı radyasyon alanı boyutları için gerçekleştirilmiştir. Şekil 2.3.'de gösterilen deney düzeneğinin bir benzeri simülasyonda da tanımlanmıştır. Gelen radyasyonun şiddetini ( $I_0$ ) bulabilmek için ilk ölçüm ve simülasyon değerleri herhangi bir koruyucu blok kullanılmadan elde edilmiştir. Daha sonra ise farklı bloklar kullanılarak her bir bloğun merkez eksenindeki doz dağılımına etkisi incelenmiştir. Buradaki "P" alanlarına yarı gölge etkisinden dolayı penumbra etkisi denilmektedir.



**Şekil 2.3.** Radyasyon doz ölçümünün deney düzeneğinin gösterimi. Deneysel ölçümlerdeki geometrik şekiller ve malzeme özelliklerinin aynısı GATE simülasyonunda da tanımlanmıştır.

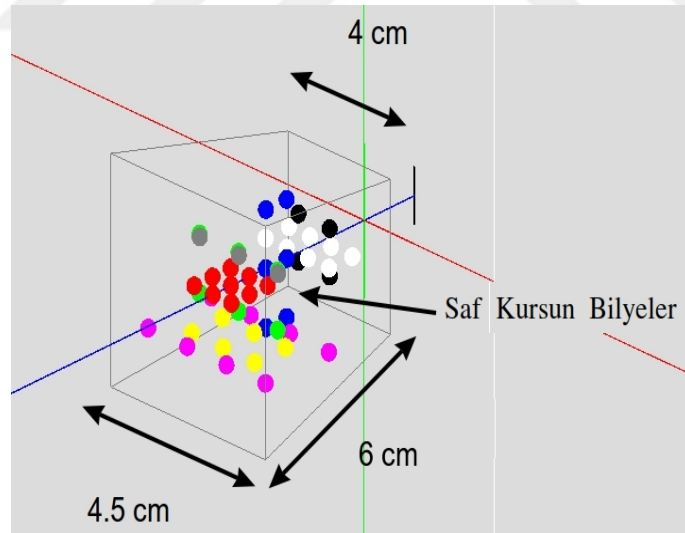
### 2.3.2. Cerrobend Koruyucu Blokların Hazırlanması

Daha önce deneysel ölçümlerin yapıldığı tez çalışmasında 6 cm'lik kalınlığa sahip kesik kare piramit şeklinde yedi farklı koruyucu cerrobend blok kullanılmıştır. Şekil 2.4.'de gösterildiği gibi sıcak cerrobend alaşımın içerisine farklı sayılarda rastgele kurşun bilyeler ilave edilerek bloklar elde edilmiştir. Bu tez çalışmasında ise deneysel ölçümlerde kullanılan bu blokların ay-



**Şekil 2.4.** Daha önceki tez çalışmasının deneysel ölçümlerinde kullanılan; 6 cm kalınlığında kesik kare piramit şeklindeki 60 kurşun bilye ilaveli cerrobend bloğun gösterimi( [28]). Kurşun bilye sayılarının verildiği Çizelge 2.1.’deki gibi saf kurşun bilyeler Blok 2’den 7’ye kadar her farklı blok için sıvı cerrobend alaşımına rasgele ilave edilerek altı farklı blok elde edilmiştir. Blok 1’de ise herhangi bir kurşun bilye konulmamıştır.

nısı Şekil 2.5.’de gösterildiği gibi Geant4 tabanlı çalışan GATE simülasyon programında modellenmesi yapılmıştır. Kesik kare piramidin tavan ve taban kenar uzunlukları sırasıyla 4 ve 4.5 cm ola-



**Şekil 2.5.** GATE simülasyonunda tanımlanan rastgele 60 kurşun bilye ilaveli bloğun görselleştirilmiş hali. Kurşun bilyelerin rastgele yerleştirilmesi için farklı array (sıralı dizi) modülleri kullanılmıştır. Her bir renk bu array modüllerini temsil etmektedir.

rak tanımlanmıştır. Blok 1 olarak adlandırılan cerrobend blok içerisine herhangi bir kurşun bilye yerleştirilmemiştir. Blokların içerisindeki bilyelerin sayısı Çizelge 2.1.’de listelendiği gibi kesik

kare piramit şeklindeki cerrobend malzemedan tanımlanan hacim içerisine rastgele yerleştirilmiştir. cerrobend alaşımının kimyasal ve fiziksel özellikleri, Geant4 formatına uygun olarak GATE

**Çizelge 2.1.** Sıcak ve erimiş haldeki cerrobend alaşımının içerisine rastgele ve farklı sayılarda kurşun bilyeler eklenerek oluşturulan koruyucu bloklar.

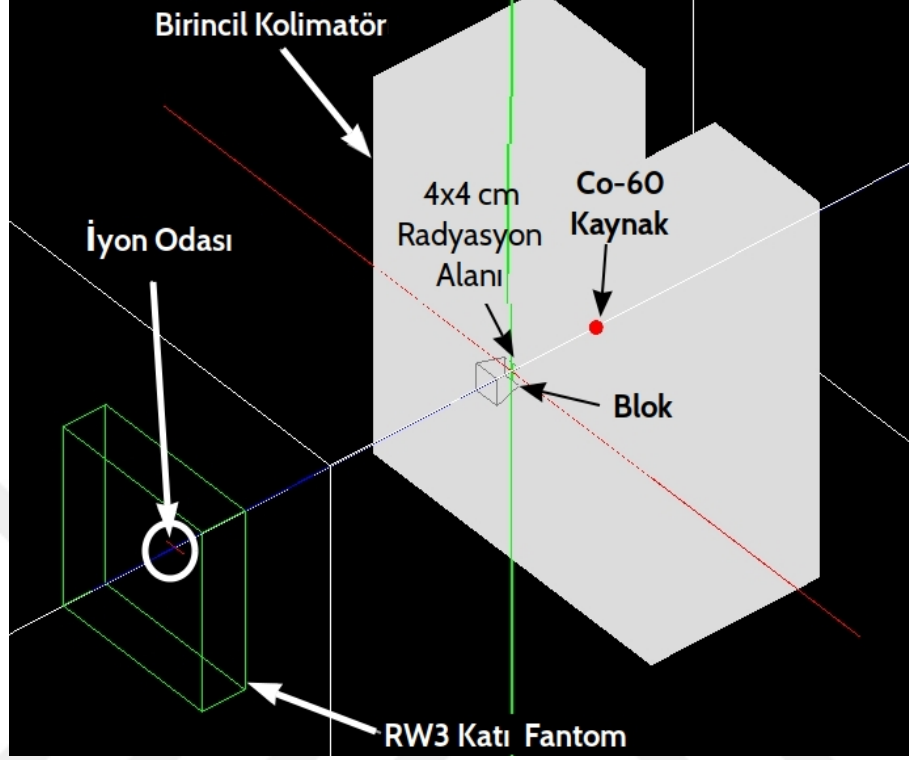
	Blok 1	Blok 2	Blok 3	Blok 4	Blok 5	Blok 6	Blok 7
Kurşun Bilye Sayısı	0	10	20	30	40	50	60

simülasyonunun malzeme listelerinin bulunduğu dosyaya tanımlanmıştır. Kesik kare piramit şeklindeki cerrobend malzemedan yapılan blok world olarak adlandırılan tüm geometrik hacimlerin yerleştirildiği hacim içerisine tanımlanmıştır. Kurşun bilyeler bu blok (Blok 1) içerisine rastgele bir şekilde yerleştirilmiştir. Blok 2’den Blok 7’ye kadar on kat artırılarak altı farklı blok elde edilmiştir. Şekil 2.5.’de gösterildiği gibi bloklar simülasyonda bu şekilde modellenmiştir.

### 2.3.3. Farklı Alanlarda Gama Radyasyonunun Geçirgenliği

Deneysel ölçümlerde olduğu gibi simülasyonda da radyasyon alan büyüklüğü  $4 \times 4 \text{ cm}^2$ ’den  $20 \times 20 \text{ cm}^2$ ’ye kadar genişletilerek doz değerleri elde edilmiştir. Kaynak-yüzey mesafesi Co-60 tedavi cihazının SSD mesafesi olan 80 cm olarak sabitlenmiştir. Her farklı alan boyutları için gelen radyasyonun yoğunluğu ( $I_0$ ) herhangi bir blok olmadan doz değerleri olarak elde edilmiştir.  $I_0$  değerleri bulunduktan sonra Blok 1’den Blok 7’ye kadar her bir bloğun açık alan dozuna olan etkisi araştırılmıştır. Deneysel düzeneğine benzer koşullar, her bir malzemenin geometrisi, hacmi, kimyasal ve fiziksel özellikleri Şekil 2.6.’de gösterildiği gibi GATE simülasyon programında tek tek tanımlanmıştır.  $4 \times 4$ ’den  $20 \times 20 \text{ cm}^2$ ’lik radyasyon alanı birincil kolimatörlerin uygun şekilde konumlandırılması ile tek tek elde edilmiştir. Şekil 2.6.’de kırmızı renkte gösterilen Kobalt-60 kaynağının hacmi literatürde tanımlandığı gibi 1.5 çaplı ve 1 cm uzunluğunda bir silindir olarak tanımlanmıştır [34, 35]. Simülasyon süresini hızlandırmak için Co-60 (1.3325 MeV ve 1.1732 MeV gama ışınları) için radyoaktif kaynak bozulması yerine ayrı bir dosya da iki fotonlu bir radyasyon kaynağı olarak tanımlanmıştır (discrete spectrum). Gy biriminde doz değerini daha doğru ve hassas olarak elde etmek için katı Fantom hacmi  $20 \times 20 \times 101 \text{ mm}^3$ ’lük Z ekseni boyunca 10 mm’lik pikseller boyutunda bir doz aktör olarak atanmıştır. Simülasyonda her bir malzemenin hacmi, radyoaktif kaynak ve fizik listesi tanımlandıktan sonra alınacak çıktılar DoseActor içinde txt formatında tanımlanmıştır. Herhangi bir Geant4 simülasyonunda, hassas dedektör konsepti SD (sensitive detektör) olarak atanan bir hacim içerisinde oluşan her bir etkileşimin kaydedilmesini

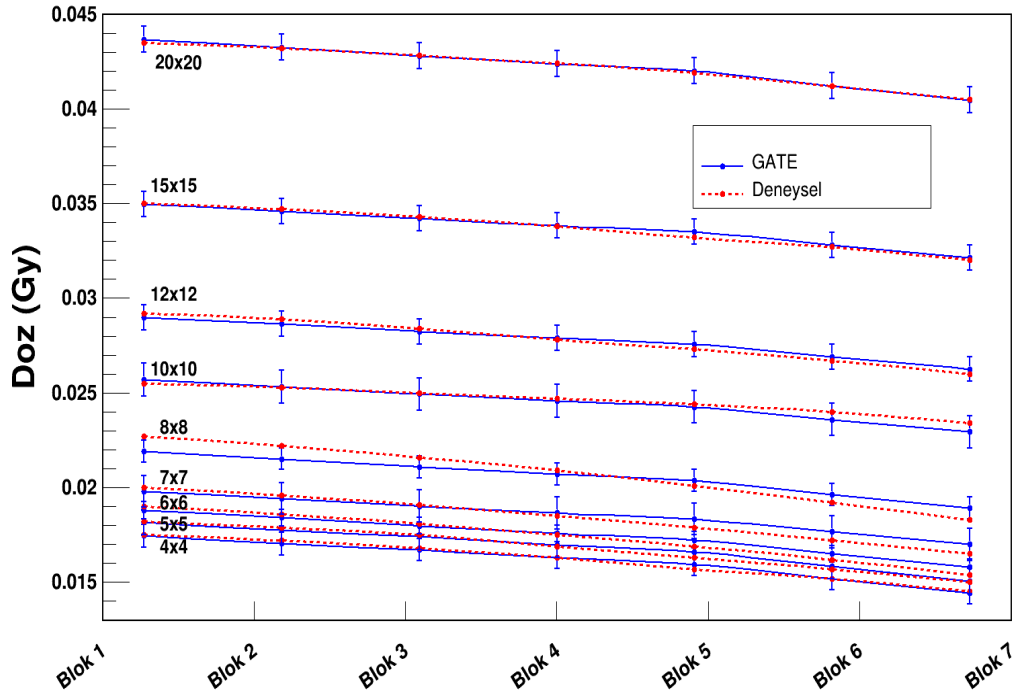
sağlamaktadır [12, 24]. Bu etkileşimlerin her biri birer "hits" olarak adlandırılır. Her bir olaya ait olan hits'lerin toplamı da bir sinyal olarak kaydedilir. Bu kaydedilen sinyaller simülasyonda "singles" olarak adlandırılır. Bu simülasyonda katı fantom hacmi, hassas detektör olarak atanmıştır.



**Şekil 2.6.** GATE simülasyonunda modellenmiş tüm hacimlerin Genat4 da gösterimi. Katı fantom, fantom içerisine yerleştirilmiş iyon odası, birincil foton kolimatörüne sahip silindirik ve izotropik Co-60 radyoaktif kaynağının simülasyondaki görüntüsü.

### 3. BULGULAR VE TARTIŞMA

Deneysel sonuçların GATE simülasyon sonuçları ile karşılaştırması Çizelge 3.1.'de verildiği gibidir. Deneysel ölçümlerde her bir değer üçer kez tekrarlanmış ve hata oranı %0.1'den daha az bulunmuştur. Simülasyonda ise rastgele sayı üreticileri çekirdeği kullanılarak üçer kez doz değerleri elde edilmiştir. Simülasyonda elde edilen standart sapmalı ortalama doz değerleri Tablo 3.1.'de verildiği gibi bulunmuştur. Saf kurşun bilyelerin sayısının radyasyon dozuna etkisini araştırmak için yedi farklı koruyucu blok kullanılmıştır. Her farklı radyasyon alanı için ölçülen ve simüle edilen doz değerlerinin cerrobend alaşım içindeki kurşun bilye konsantrasyonuna bağlı olarak nasıl değiştiği Şekil 3.1.'deki grafikte gösterildiği gibidir.



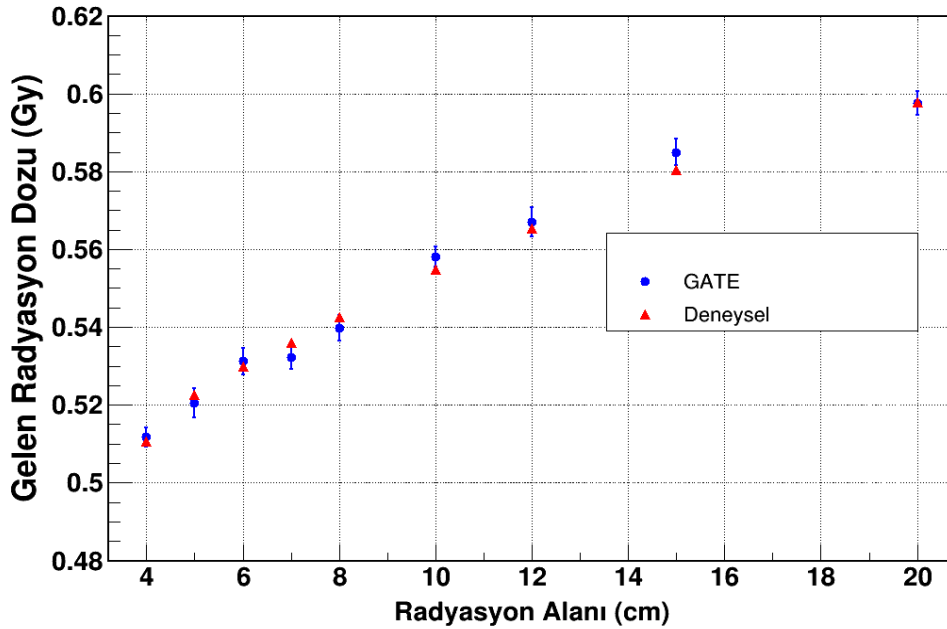
**Şekil 3.1.** Farklı bloklar ve 4x4-20x20 cm<sup>2</sup> arasındaki radyasyon alanı büyüklükleri için hesaplanan ve ölçülen radyasyon dozlarının gösterildiği grafik. GATE simülasyonunun standart sapmalı ortalama doz değerleri grafikte mavi renkle gösterilirken deneysel ölçümler sonucunda elde edilen değerler ise kırmızı renkle gösterilmiştir. Simülasyonla elde edilen sonuçlar deneysel ölçüm sonuçları ile uyumludur.

Radyasyon alanı büyüklüğünün 4x4 cm<sup>2</sup>'den 20x20 cm<sup>2</sup>'ye çıkartılması, radyasyon dozunu 0,0175'ten 0,0436 Gy'ye kadar arttırdığı grafikte açıkça görülmektedir. GATE simülasyonundan elde edilen sonuçlar grafikte de görüldüğü gibi deneysel sonuçlarla tutarlıdır. Ancak 8x8 cm<sup>2</sup>'lik

**Çizelge 3.1.** Deneysel ölçümlerde bulunan doz değerlerinin GATE simülasyonun da modellenerek elde edilen doz değerleri ile karşılaştırılması. Yedi farklı koruyucu blok ve dokuz farklı radyasyon alanı için hesaplanan doz değerleri.

Radyasyon Alanı (cm <sup>2</sup> )	Gelen Radyasyon Dozu, I <sub>0</sub> (Gy)	Blok 1 (Gy)	Blok 2 (Gy)	Blok 3 (Gy)	Blok 4 (Gy)	Blok 5 (Gy)	Blok 6 (Gy)	Blok 7 (Gy)	
4x4	Deney	0,5107	0,0175	0,0172	0,0168	0,0163	0,0157	0,0152	0,0145
	GATE	0,51165 ± 0,00244	0,01745 ± 0,00059	0,01704 ± 0,00059	0,01671 ± 0,00059	0,01630 ± 0,00059	0,01594 ± 0,00059	0,01519 ± 0,00059	0,01444 ± 0,00059
5x5	Deney	0,5227	0,0182	0,0179	0,0175	0,0169	0,0163	0,0157	0,0150
	GATE	0,52038 ± 0,00380	0,01816 ± 0,00067	0,01774 ± 0,00067	0,01741 ± 0,00067	0,01698 ± 0,00067	0,01661 ± 0,00067	0,01584 ± 0,00067	0,01507 ± 0,00067
6x6	Deney	0,5297	0,0190	0,0186	0,0181	0,0175	0,0169	0,0162	0,0154
	GATE	0,53124 ± 0,00348	0,01880 ± 0,00044	0,01841 ± 0,00044	0,01797 ± 0,00044	0,01758 ± 0,00044	0,01723 ± 0,00044	0,01650 ± 0,00044	0,01578 ± 0,00044
7x7	Deney	0,5360	0,0200	0,0196	0,0191	0,0185	0,0179	0,0172	0,0165
	GATE	0,53223 ± 0,00112	0,01978 ± 0,00083	0,01942 ± 0,00083	0,01902 ± 0,00083	0,01865 ± 0,00083	0,01833 ± 0,00083	0,01765 ± 0,00083	0,01699 ± 0,00083
8x8	Deney	0,5425	0,0227	0,0222	0,0216	0,0209	0,0201	0,0192	0,0183
	GATE	0,53985 ± 0,00234	0,02191 ± 0,00058	0,02152 ± 0,00058	0,02109 ± 0,00058	0,02072 ± 0,00058	0,02036 ± 0,00058	0,01964 ± 0,00058	0,01894 ± 0,00058
10x10	Deney	0,5547	0,0255	0,0253	0,0250	0,0247	0,0244	0,0240	0,0234
	GATE	0,55812 ± 0,00247	0,02569 ± 0,00086	0,02533 ± 0,00086	0,02494 ± 0,00086	0,02457 ± 0,00086	0,02426 ± 0,00086	0,02359 ± 0,00086	0,02294 ± 0,00086
12x12	Deney	0,5655	0,0292	0,0289	0,0284	0,0278	0,0273	0,0267	0,0260
	GATE	0,56704 ± 0,00171	0,02899 ± 0,00066	0,02864 ± 0,00066	0,02825 ± 0,00066	0,02788 ± 0,00066	0,02757 ± 0,00066	0,02691 ± 0,00066	0,02626 ± 0,00066
15x15	Deney	0,5805	0,0350	0,0347	0,0343	0,0338	0,0332	0,0327	0,0320
	GATE	0,58491 ± 0,00338	0,03498 ± 0,00067	0,03461 ± 0,00067	0,03420 ± 0,00067	0,03383 ± 0,00067	0,03350 ± 0,00067	0,03282 ± 0,00067	0,03214 ± 0,00067
20x20	Deney	0,5977	0,0435	0,0432	0,0428	0,0424	0,0419	0,0421	0,0405
	GATE	0,59753 ± 0,00303	0,04366 ± 0,00062	0,04323 ± 0,00062	0,04277 ± 0,00062	0,04235 ± 0,00062	0,04198 ± 0,00062	0,04120 ± 0,00062	0,04044 ± 0,00062

radyasyon alanında simülasyon ve ölçüm değerleri arasında farklılık bulunmaktadır. Ölçüm ve simülasyon arasındaki bu farklılığın yüzdesi %3,5'dan az olarak hesaplanmıştır. Dışarıdan uygulanan gama teleterapi sistemi teknik şartname belgesinde belirtildiği gibi; Kobalt-60 tedavi cihazında kullanılan kolimatörlerin hata oranı  $\mp 2$  mm olarak tanımlanmıştır [36]. Simülasyonda tanımlanan birincil kolimatördeki radyasyon alanında yapılacak 2 mm'lik bir artış radyasyon dozunu 0,02191 Gy'den 0,033421 Gy'e çıkartmaktadır. Sistematik olarak bulunan bu hata  $8 \times 8$  cm<sup>2</sup>'lik radyasyon alanında maksimum iken radyasyon alanı artışı ve azalımında bu hata oranının düşmekte olduğu gözlenmiştir. Bu sebepten dolayı  $8 \times 8$  cm<sup>2</sup> radyasyon alanı için; simüle edilmiş ve deneysel olarak ölçülmüş dozlar arasındaki farklılık Kobalt-60 tedavi cihazı kolimatörünün  $\mp 2$  mm olarak kabul edilen hata oranından kaynaklanmış olabilir. Bilye sayılarına göre oluşan farklılık ise deneysel ve simülasyonda modellenen kurşun bilyelerin konumlarının farklılığından kaynaklanabilir. Herhangi bir blokla bloke edilmemiş radyasyon dozunun (açık alan ya da gelen radyasyon dozu) radyasyon alanına karşı değişimini gösteren grafik Şekil 3.2.'da gösterildiği gibidir. Bu grafikte  $4 \times 4$ 'den  $20 \times 20$  cm<sup>2</sup>'ye kadar dokuz farklı radyasyon alanı için elde edilen doz değerleri karşılaştırılmıştır. Ölçülen ve simüle edilen doz, radyasyon alanı büyüklüğünün karesiyle değiştiği gözlenmiş ve simülasyon sonuçları deneysel ölçümlerle tamamen uyumlu olarak bulunmuştur.



**Şekil 3.2.** Deneysel ve GATE simülasyonu ile elde edilen bloke edilmemiş radyasyon dozlarının farklı alanlar ( $4 \times 4$  ile  $20 \times 20$  cm<sup>2</sup>) için karşılaştırması. Mavi renk standart sapmalı GATE simülasyonunu temsil ederken kırmızı renk ise deneysel olarak ölçülmüş değerleri temsil etmektedir.

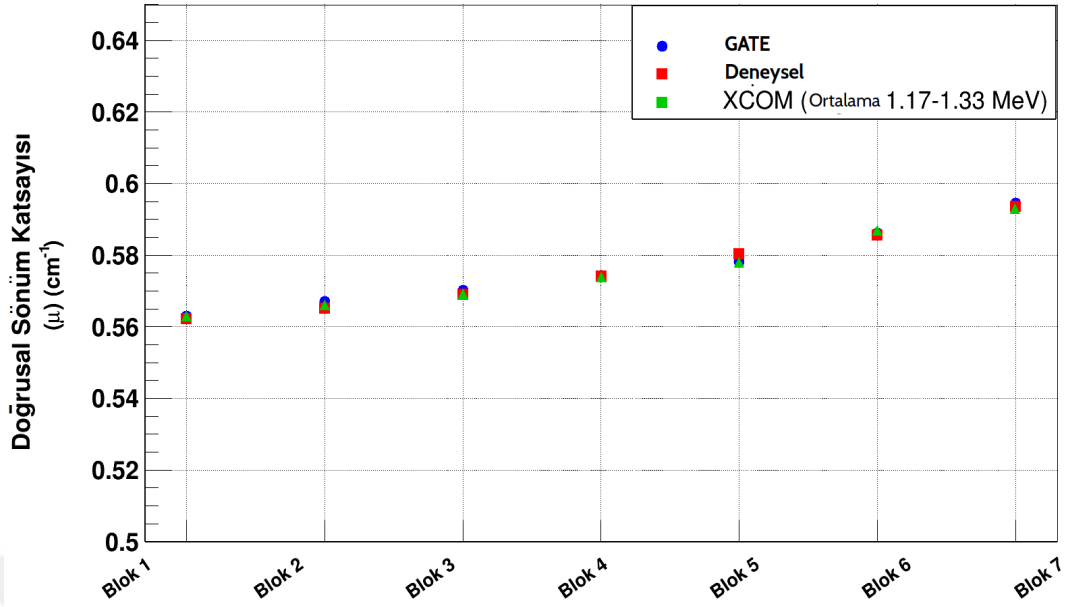


4x4 cm<sup>2</sup> radyasyon alan büyüklüğü için, lineer sönüm (zayıflama) katsayısı ( $\mu$ ) ve ortalama serbest yol mesafesi ( $\lambda_{\text{ort. ser. yol}}$ ) simülasyon, deneysel ve XCOM'da hesaplanan değerleri Tablo 3.2.'de listelendiği gibi elde edilmiştir.

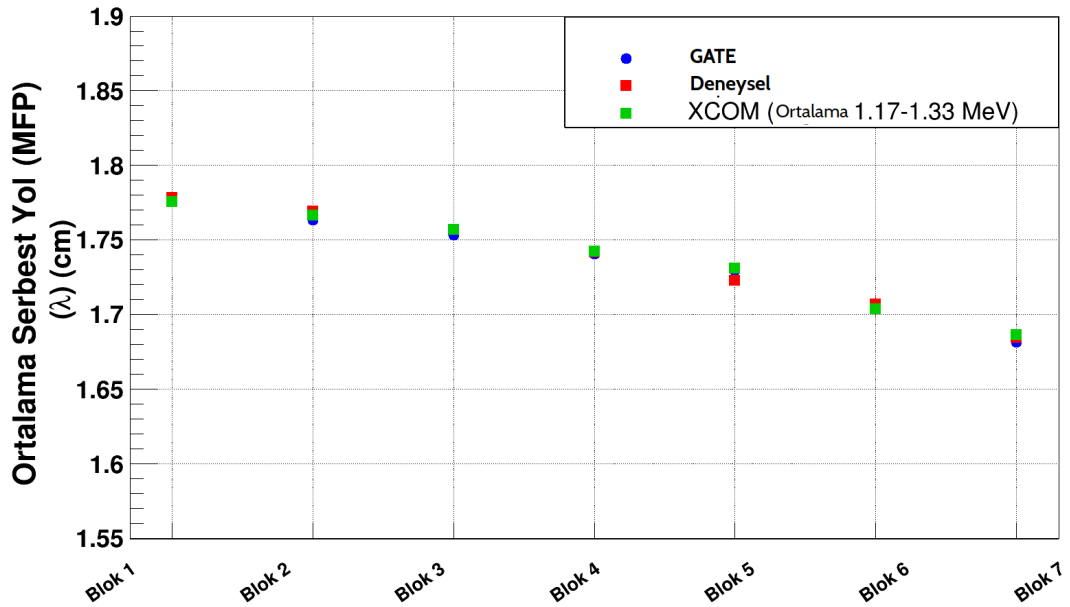
**Çizelge 3.2.** Çeşitli bloklar için doğrusal zayıflama katsayıları ve MFP, simülasyon, deneysel ve teorik sonuçlardan değerlendirilir.

Bloklar	Doğrusal Sönüm Katsayısı ( $\mu$ ) (cm <sup>2</sup> /g)			Ortalama Serbest Yol Mesafesi ( $\lambda_{\text{ort. ser. yol}}$ ) (cm)		
	XCOM	Deneysel	GATE	XCOM	Deneysel	GATE
<b>Blok 1</b>	0,5631	0,5623	0,5630	1,7759	1,7784	1,7762
<b>Blok 2</b>	0,5661	0,5651	0,5670	1,7665	1,7696	1,7637
<b>Blok 3</b>	0,5692	0,5691	0,5702	1,7569	1,7572	1,7538
<b>Blok 4</b>	0,5739	0,5741	0,5744	1,7425	1,7419	1,7409
<b>Blok 5</b>	0,5781	0,5804	0,5781	1,7313	1,7229	1,7298
<b>Blok 6</b>	0,5869	0,5857	0,5862	1,7039	1,7074	1,7059
<b>Blok 7</b>	0,5929	0,5936	0,5946	1,6866	1,6846	1,6818

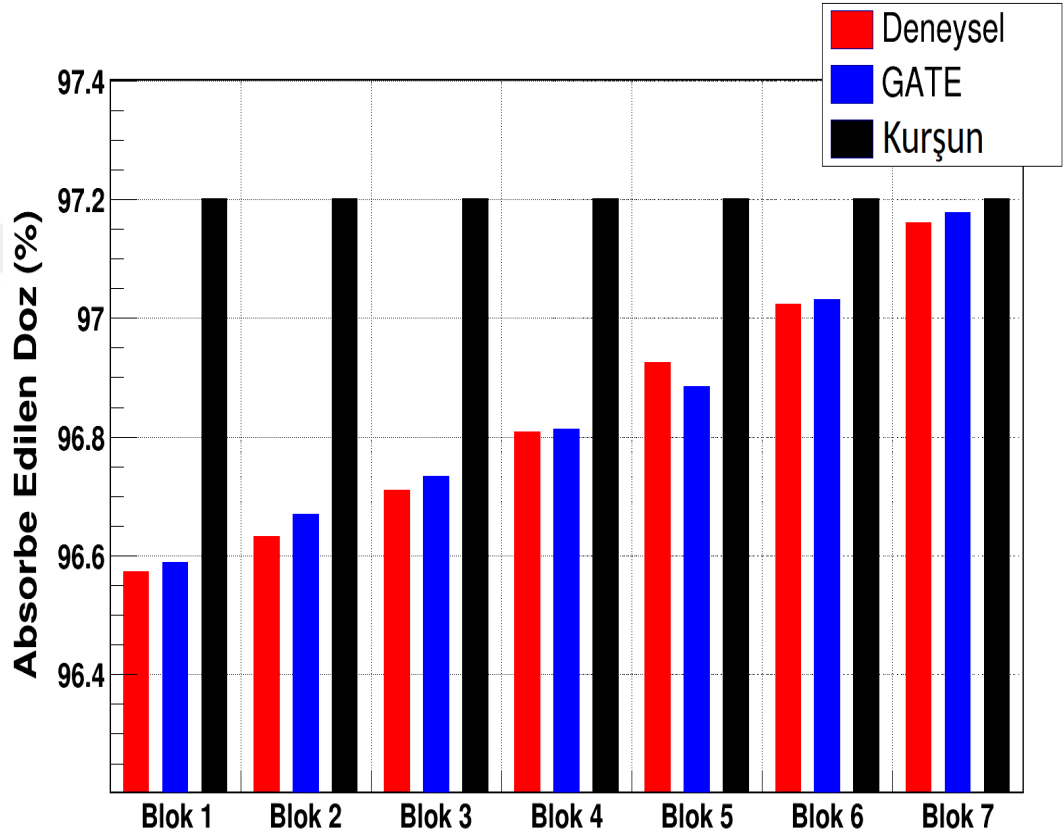
XCOM'daki teorik hesaplamada iki farklı gama enerjisi bulunan Kobalt-60'ın (1.17 ve 1.33 MeV) ortalama foton enerjisi kullanılmıştır. Bu tabloda da görüldüğü gibi deneysel, teorik ve GATE simülasyon bulguları ile elde edilen sonuçlar birbiriyle uyum içindedir. Ayrıca, lineer sönümün ve ortalama serbest yolun farklı koruma blokları ile değişimi sırası ile Şekil 3.3.'de ve Şekil 3.4. verilmiştir. Bu grafiklerde açık bir şekilde görüldüğü gibi ölçülen ve simüle edilen sonuçların teorik hesaplama (XCOM) ile uyumlu sonuçlar verdiği görülmektedir. Şekil 3.5.'de verilen grafik çubuğu ise 4x4 cm<sup>2</sup> radyasyon alanı için farklı blokların soğurduğu doz yüzdelerinin saf kurşun blokla karşılaştırması verilmiştir. Ayrıca koruyucu bokların fotonu soğurma yüzdelerinin deneysel ve GATE simülasyonu ile elde edilen sonuçları saf kurşundan yapılmış blokla da karşılaştırılmıştır. Siyah renkle verilen bar çubuğu saf kurşun bloğu temsil etmektedir. Kurşundan oluşturulmuş ve diğer bloklarla aynı geometrik şekle (kesik piramit şeklinde) sahip bloğun gama radyasyonunu soğurma yüzdesi simülasyonda % 97,2 olarak bulunmuştur. Mavi çubuklar her farklı blok için GATE simülasyonu ile hesaplanan soğurma yüzdelerini gösterirken, kırmızı çubuklar ise daha önceki tez çalışmasında elde edilmiş olunan deneysel sonuçları temsil etmektedir. Soğurulan fotonun yüzdesi beklendiği gibi cerrobend alaşım içerisine ilave edilen kurşun bilye sayısının artışı ile doğru orantılı olarak artmaktadır. Bunun sonucunda grafikte siyah renkle temsil edilen saf kurşundan yapılmış bloğa en yakın sonuç 60 kurşun bilye içeren Blok 7 ile elde edilmiştir.



Şekil 3.3. Simülasyon, deneysel ölçüm ve XCOM ile hesaplanan doğrusal sönüm katsayısının ( $\mu$ ) farklı koruyucu bloklara göre değişimi. Mavi, kırmızı ve yeşil renkleri sırasıyla simülasyon, deneysel ve teorik hesaplama sonuçlarını temsil etmektedir.



Şekil 3.4. cerrobend ve farklı kurşun bilye sayısına sahip her bir blok için ortalama serbest yol ( $\lambda_{\text{ort. ser. yol}}$ ) değerinin simülasyon, deneysel ve teorik olarak karşılaştırılması. Mavi, kırmızı ve yeşil noktaları sırasıyla simülasyon, deneysel ve teorik değerleri temsil etmektedir.



Şekil 3.5.  $4 \times 4 \text{ cm}^2$  radyasyon alanı için farklı blokların simülasyon ve deneysel olarak hesaplanan absorbe doz yüzdelерinin saf kurşun blokla karşılaştırması. Mavi ve kırmızı renklerle gösterilen değerler sırası ile GATE simülasyonu ve deneysel ölçümlerle elde edilen sonuçlardır. Simülasyonda saf kurşun blok oluşturularak elde edilen sonuçlar ise siyah çubuklarla gösterilmiştir.

#### 4. SONUÇ

Standart olarak günümüz onkoloji hastanelerinde kullanılan cerrobend bloklara alternatif olarak tasarlanan farklı sayılarda kurşun bilyeler içeren blokların koruyuculuk özellikleri deneysel olarak daha önce tez çalışması olarak gerçekleştirilmiştir. Bu tez çalışmasında ise ölçüm düzeyleri ve kullanılan malzemeler Geant4 tabanlı çalışan GATE simülasyonunda modellenmiştir. Daha önce deneysel olarak elde edilen lineer sönüm katsayısı ve ortalama serbest yol değerleri simülasyon ve XCOM ile elde edilen sonuçlarla karşılaştırılmış ve uyumlu olarak bulunmuştur. Tüm blok çeşitleri için hesaplanan sönüm katsayıları aynı olduğu gözlenmiştir. En yüksek  $\mu$  ve soğurulan doz yüzdesi ile en düşük  $\lambda_{\text{ort. ser. yol}}$  değeri Blok 7 için hesaplanmıştır. Bu ışın tedavisi sırasında yaygın olarak kullanılan standart cerrobend alaşım olan Blok 1'den daha fazla gama radyasyonunu emdiği anlamına gelir. Radyoterapide kullanılan koruyucu bloğun etkinliği normal olarak bu sırayla artacaktır; Blok 1 < Blok 2 < Blok 3 < Blok 4 < Blok 5 < Blok 6 < Blok 7. Ayrıca 60 saf kurşun bilyeli cerrobend alaşımının maksimum miktarda fotonu emdiği sonucuna varılmıştır. Saf kurşun bloklar, daha yüksek erime noktalarından dolayı kliniklerde kullanım için pratik değildir. Düşük erime sıcaklığı, kolay kalıplama, tedavi alanının dışındaki dozu en aza indirmek için şekillendirme kolaylığı, dar penumbra bölgesi oluşturma, düşük maliyeti ve yeniden kullanım gibi cerrobend alaşımını kullanmanın birçok avantajı vardır. Bu çalışma, gama ışınlarının emilmesi için koruyucu bloklardan tasarlanan bu yeni tasarımların saf kurşun blok tarafından emilen doz kadar iyi olduğunu göstermektedir. Hastane koşullarında da kullanımı kolaydır. Sonuç olarak, Blok 7, radyasyon alanındaki kritik organların veya sistemlerin doğru bir şekilde korunmasını sağlamak için bir koruyucu blok olarak önerilebilir. Yeni tasarlanmış koruma bloğu sadece radyoterapi için değil, aynı zamanda nükleer alanda, endüstriyel alanda ve yüksek enerjili radyoterapi tesisinde yapı malzemesi olarak da kullanılma potansiyeline sahiptir.

## 5. KAYNAKLAR

- [1] Chang S, Zhang Y, Dong Y, Zhang H, Dai Y, 2012. "A novel cerrobend block in the radiation therapy" *Sci China Technological Sciences*, 55(1): 22-27.
- [2] Matja J, Vlado R, 2004. "Multileaf collimator in radiotherapy", *Radiol. Oncol* 3(3):235-40.
- [3] Farajollahi AR, Bouzarjomehri F, Kiani M, 2015. "Comparison between Clinically Used Irregular Fields Shielded by cerrobend and Standard Lead Blocks" *J. Biomed Phys. Eng.* 5(2):77-82.
- [4] Taherkhani A, Mohammadi M, Saboori MS, Changizi V, 2010. "Evaluation of the physical characteristic of cerrobend blocks used for radiation therapy", *Iran. J. Radiat. Res.*, 8(2):93-101.
- [5] Borhan T, Youssef E, Chedly S, 2017. "Investigation on radiation shielding parameters of cerrobend alloys" *Nuclear Engineering and Technology*, 49:1758-1777.
- [6] Fadime A, Murat B, Tamer OG, Gönül K, 2000. "The effects of shielding blocks on dosimetry during cobalt teletherapy on irregular thorax and mediasten areas" *Ankara University Tıp Fakültesi Mecmuası*, 53(2):113-119.
- [7] Davis JB, Reiner B, 1995. "Depth dose under narrow shielding blocks: a comparison of measured and calculated dose" *Radiotherapy and Oncology* 34:219-227.
- [8] Christina DV, Marco M, Alessia T, Gianluca VR, Paolo B, Maria DF, Antonio SG, Maria P, 2015. "Comparison between small radiation therapy electron beams collimated by cerrobend and tubular applicators" *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 16(1):329-334.
- [9] Wojcicka JB, Rafael Y, Baary LW, Donette EL, 2008. "Technical Note: On cerrobend shielding for 18-22 MV electron beams" *Medical Physics*, 35(10):4625-4629.
- [10] Sarrut D, Manuel B, Bousson N, Freud N, Sébastien J, Jean-Michel L, George L, Lydia M, Sara M, Thibault M, Panagiotis P, Yann P, Uwe P, Charlotte R, Dennis RS, Dimitris V, Irène B, 2014. "A review of the use and potential of the GATE Monte Carlo simulation code for radiation therapy and dosimetry applications", *Medical Physics*, 41(6):1-14.

- [11] Alex CHO, Jose WV, Marcelo GS, Fenando RAL, 2013. "Monte Carlo Simulation of a Medical Linear Accelerator for Generation of Phase Spaces", International Nuclear Atlantic Conference - INAC.
- [12] Ana PP, Lucio PN, José MFV, Ludwig B, Linda VEC, 2013. "Evaluation and Simulation of a New Ionization Chamber Design for use in Computed Tomography Beams" IEEE Transactions on Nuclear Science, 60(2):768-773.
- [13] Reda, S.M., 2016. "Gamma ray shielding by a new combination of aluminium, iron, copper and lead using MCNP5", Arab Journal of Nuclear Science and Applications, 94(4):211-217.
- [14] Tekin HO, Ergüzel TT, Sayyed MI, Singh VP, Manıcı T, Altunsoy EE, Agar O, 2018. "An investigation on shielding properties of different granite samples using MCNPX Ccode", Digest Journal of Nanomaterials and Biostructures, 13(2):381-389.
- [15] Tekin HO, Manici T, 2017. "Simulations of mass attenuation coefficients for shielding materials using the MCNP-X code", Nucl. Sci. Tech. 28(95):1-4.
- [16] Open Gate Collaboration "Users Guide V8.0 From Wiki OpenGATE" <http://www.opengatecollaboration.org/sites/default/files/GATE-UsersGuideV8.0.pdf>
- [17] Kasarachi A, 2015. "Radiation dose study in nuclear medicine using gate." Master Thesis, The University of Arizona.
- [18] Daniel RM, 2018. "Gamma ray attenuation properties of common shielding materials." Ph.D, PG Research Foundation, Inc. 1955 University Lane Lisle, IL 60532, USA.
- [19] Seenappa L, Manjunatha HC, Chandrika BM, Chikka H, 2017. "A Study of Shielding Properties of X-ray and Gamma in Barium Compounds" Journal of Radiation Protection and Research, 42(1):26-32.
- [20] Mostafa AMA, Shams AMI, Sayyed MI, 2017. "Gamma ray shielding properties of PbO-B<sub>2</sub>O<sub>3</sub>-P<sub>2</sub>O<sub>5</sub> doped with WO<sub>3</sub>" Elsevier Journal of Alloys and Compounds, 708:294-300.
- [21] Nergiz YY, 2019. "Gamma-ray Shielding Properties of Lithium Borate Glass Doped with Colemanit Mineral" BEU Fen Bilimleri Dergisi 8(3):762-771.

- [22] Erk İ, Altinsoy N, Karaaslan Şİ, Bora A, 2016. "Determination of Photon Mass Attenuation Coefficient for Some Phantom Materials using GATE Code and Comparison with Experimental and XCOM Data" International Journal of Nuclear and Radiation Science and Technology, 1(2):11-13.
- [23] Tarım UA, Gürler O, 2018. "Application of Monte Carlo Method for Gamma ray Attenuation Properties of Lead Zinc Borate Glasses" Sakarya University Journal of Science, 22(6):1848-1852.
- [24] Ozyurt O, Altinsoy N, Karaaslan Şİ, Bora A, Büyük B, Erk İ, 2018. "Calculation of gamma ray attenuation coefficient of some granite samples using a Monte Carlo simulation code" Radiation Physics and Chemistry 144:271-275.
- [25] <https://www.teacherspayteachers.com/Product/Advanced-Level-Physics-Radiation-decay-modes-PowerPoint-and-lesson-plan-4229898> (Erişim Tarihi: 10.10.2018)
- [26] <http://www.nuceng.ca/igna/radioactivity.htm> (Erişim Tarihi: 10.10.2018)
- [27] [https://indico.tarla.org.tr/event/28/contributions/116/attachments/812/313/ilkay\\_iTuerk\\_iCakir.pdf](https://indico.tarla.org.tr/event/28/contributions/116/attachments/812/313/ilkay_iTuerk_iCakir.pdf) "İlkay TÜRK ÇAKIR" TAEK Sarayköy Nükleer Araştırma ve Eğitim Merkezi (Erişim Tarihi: 10.08.2020)
- [28] Yavuzkanat N, 2010. "The Comparison of Gamma-Rays Transmissions of Shielding Blocks with Lead Marbles and Shielding Blocks used in Radiotherapy." Master Thesis, Ankara University, Physics Department, Ankara, Turkey.
- [29] <https://www.mynet.com/5-soruda-cagimizin-hastaligi-kanser-ve-kanseri-onlemenin-yollari-27874-mykadin> (Erişim Tarihi: 12.05.2019)
- [30] <https://gotalktogetherdotcom.wordpress.com/2016/05/14/differences-between-benign-and-malignant-tumors/> (Erişim Tarihi: 14.05.2019)
- [31] Becebir HB, 2018. "Radyasyonun Biyolojik Etkileri" Medikal Fizik Derneği Med-Fiz@Online, 15:4-15.
- [32] <https://www.targetingcancer.com.au/radiation-therapy/brachytherapy/> (Erişim Tarihi: 14.04.2020)
- [33] <https://pt.wikipedia.org/wiki/Radioterapia> (Erişim Tarihi: 21.03.2019)

- [34] Joshi CP, Darko J, Vidyasagar PB, Schreiner LJ, 2008. "Investigation of an efficient source design for Cobalt-60-based tomotherapy using EGSnrc Monte Carlo simulations." IOP Publishing, Phys. Med. Biol. 53:575-592.
- [35] Han K, Ballon D, Chui C, Mohan R, 1987. "Monte Carlo simulation of a cobalt60 beam." Technical reports Medical Physics 14(3):414-419.
- [36] Technical Specifications of External Beam Gamma Teletherapy System. Best Theratronics.
- [37] Joao S, Frank V, 2013. "Monte Carlo Techniques in Radiation Therapy." Imaging in Medical Diagnosis and Therapy, Taylor & Francis Group, LLC.
- [38] Simon RC, Sorenson JA, Michael EP, 1980-2012. "Physics in Nuclear Medicine", Fourth Edition, Saunders, An imprint of Elsevier Inc.
- [39] Khan FM, 2003. "The Physics of Radiation Therapy", A Wolters Kluwer Company,(3) 154, 160-162, 273-276, Minneapolis, Minnesota.
- [40] [http://www.zamandayolculuk.com/html-3/gama\\_isini.html](http://www.zamandayolculuk.com/html-3/gama_isini.html) (Erişim Tarihi: 04.12.2018)
- [41] <https://www.journalagent.com/bsbd/pdfs/BSBD-93823-REVIEW-BAYKARA.pdf> (Erişim Tarihi: 10.01.2019)



## ÖZGEÇMİŞ

1990 yılında Bitlis'te doğdum. İlköğretimi Bitlis'te Gazi Paşa İlköğretim Okulu'nda, ortaokulu T.O.B.B. Okulu'nda ve liseyi Bitlis Lisesi'nde tamamladım. 2010 yılında kazandığım Yüzüncü Yıl Üniversitesi Eğitim Fakültesi Fizik Öğretmenliği Bölümü'nden 2015 yılında yine Yüzüncü Yıl Üniversitesi Eğitim Fakültesi Fizik Öğretmenliği Bölümü'nden 2016 yılında Tezsiz Yüksek Lisans ile mezun oldum. 2018'de Bitlis Eren Üniversitesi Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Fizik Anabilim Dalı'nda yüksek lisansa başladım. Eylül 2020'de yüksek lisansımı tamamladım. Yabancı dilim İngilizce'dir.

Hazal Burcu SARAÇ KÜREM