

T.C.  
SAKARYA ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**TİROİT DOKU EŞDEĞERİ MALZEMELERİN FOTON  
ETKİLEŞİM ÖZELLİKLERİNİN GEANT4 İLE  
İNCELENMESİ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**Rumeysa KAYA**

**Enstitü Anabilim Dalı : FİZİK**  
**Tez Danışmanı : Prof. Dr. Barış Tamer TONGUÇ**  
**Ortak Danışman : Doç. Dr. Halil ARSLAN**

**Temmuz 2021**

T.C.  
SAKARYA ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**TİROİT DOKU EŞDEĞERİ MALZEMELERİN FOTON  
ETKİLEŞİM ÖZELLİKLERİNİN GEANT4 İLE  
İNCELENMESİ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**Rumeysa KAYA**

**Enstitü Anabilim Dalı : FİZİK**

**Bu tez 29.07.2021 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından oybirliği / oyçokluğu ile kabul edilmiştir.**

**Jüri Başkanı**

**Üye**

**Üye**

## **BEYAN**

Tez içindeki tüm verilerin akademik kurallar çerçevesinde tarafımdan elde edildiğini, görsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçların akademik ve etik kurallara uygun şekilde sunulduğunu, kullanılan verilerde herhangi bir tahrifat yapılmadığını, başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunulduğunu, tezde yer alan verilerin bu üniversite veya başka bir üniversitede herhangi bir tez çalışmasında kullanılmadığını beyan ederim.

Rumeysa KAYA

11.11.2020

## **TEŞEKKÜR**

Lisans ve yüksek lisans süresince eğitimime fazlasıyla katkı sağlayan, beni destekleyen, anlayış gösteren; destekleme, anlayış gösterme ve yardımcı olabilme konularında kendilerinden yeni güzel davranışlar öğrenebildiğim Prof. Dr. Barış Tamer TONGUÇ ve Doç. Dr. Halil ARSLAN hocama teşekkürlerimi sunarım. Ayrıca, yüksek lisans süreci boyunca bana destek olan, yalnız bırakmayan doktora öğrencisi arkadaşım Mohammed Sultan Al-Buriahi'ye de çok teşekkür ederim.

## İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR .....	i
İÇİNDEKİLER .....	ii
SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ .....	iv
ŞEKİLLER LİSTESİ .....	v
TABLolar LİSTESİ .....	vii
ÖZET .....	viii
SUMMARY .....	ix

### BÖLÜM 1.

GİRİŞ .....	1
-------------	---

### BÖLÜM 2.

RADYASYON .....	4
2.1. Radyasyonun Kısa Tarihçesi .....	4
2.2. X-Işınları ve Gama .....	8
2.3. Radyasyonun Tıpta Kullanımı .....	9
2.4. Fotonların Madde ile Etkileşimi .....	13
2.4.1. Fotoelektrik etkileşim .....	14
2.4.2. Saçılma .....	15
2.4.3. Çift oluşumu .....	17
2.5. Radyasyonun Biyolojik Etkileri .....	17
2.5.1. Radyasyonun hücre sel etkisi .....	18
2.5.2. Radyasyonun doku ve organa etkisi .....	19

### BÖLÜM 3.

FOTON ETKİLEŞİM PARAMETRELERİ .....	20
3.1. Foton Azaltma Katsayısı .....	20
3.2. CT Numarası .....	22
3.3. Etkin Atom Numarası .....	23
3.4. Lineer Enerji Transferi (LET) .....	25

### BÖLÜM 4.

MATERYAL VE METOD .....	26
4.1. Tiroit .....	26
4.2. Üç Boyutlu Yazıcı Materyalleri .....	27
4.3. Sıvı Tiroit Eşdeğeri Malzemeler .....	29
4.4. Monte Carlo Metodu .....	30
4.5. Geant4 .....	30
4.6. XCOM .....	33

### BÖLÜM 5.

SONUÇLAR VE TARTIŞMA .....	35
5.1. Kütle Azaltma Katsayısı .....	35
5.2. CT Numarası .....	39
5.3. Etkin Atom Numarası .....	40
5.4 Değerlendirme .....	41

KAYNAKLAR .....	43
-----------------	----

EKLER .....	51
-------------	----

ÖZGEÇMİŞ .....	61
----------------	----

## SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ

$E$	: Enerji
$h$	: Planck sabiti, $6.626 \times 10^{-34}$ J.s
$\nu$	: Frekans
$E_k$	: Kinetik Enerji
$E_B$	: Bağlanma Enerjisi
$\lambda$	: Dalgaboyu
$m_e$	: Elektronun kütlesi, $9.11 \times 10^{-31}$ kg
$c$	: Işık hızı
$\theta$	: Saçılma açısı
$Z$	: Atom numarası
$I$	: Foton şiddeti
$x_{1/2}$	: Yarı kalınlık
$x_{1/10}$	: Onda bir kalınlık
$mfp$	: Ortalama serbest yol
$\mu_m$	: Kütle azaltma katsayısı
$\sigma_a$	: Atom tesir kesiti
$\sigma_e$	: Elektron tesir kesiti
$Z_{eff}$	: Etkin atom numarası
$N_A$	: Avogadro sayısı, $6.022 \times 10^{23}$
$w_i$	: i. elementin materyaldeki ağırlık kesri
$A_i$	: i. elementin atom ağırlığı
$f_i$	: i. elementin materyaldeki molar kesri
$\mu Ci$	: $10^{-6}$ Curie, radyoaktivite birimi
RAI	: Radyoaktif İyodin: I-131 izotopu

## ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1. Canlı bir insanın elindeki kemiklerin Röntgen tarafından ilk defa elde edilmiş görüntüsü, üçüncü parmağındaki karartı kişinin yüzüğünden kaynaklanmaktadır .....	5
Şekil 2.2. (a) Paul Villard tarafından radyumun yaydığı parçacıkların keşfi için hazırlanmış deney düzeneği (b) Deney düzeneği çalıştırıldıktan sonra fotoğraf plakaları .....	7
Şekil 2.3. X-ışınının tıbbi görüntüleme amaçlı ilk kullanımı .....	10
Şekil 2.4. 1925'te çekilmiş bir X-ışını muayene odası; yüksek voltaj kabloları beyaz okla, x-ışını tüpü duvarda siyah okla gösterilmektedir.....	11
Şekil 2.5. Bilgisayarlı tomografinin çalışma diyagramı (a) da 1979'da icat edilen hali, (b) de daha sonrasında geliştirilmiş hali resmedilmiştir.....	12
Şekil 2.6. Foton madde etkileşimi türlerinin enerjiye ve atom numarasına bağlı dağılımı.....	14
Şekil 2.7. Şekil 2.7. Foton-elektron saçılmasının Feynman Diyagramı .....	16
Şekil 2.8. Çift oluşum olayının Feynman diyagramı .....	17
Şekil 3.1. Kurşun ve su için lineer azaltma katsayısının ve fotoelektrik etki, Compton saçılması ve çift oluşumun bu lineer azaltma katsayısına katkılarının enerjiye bağlı değişimi .....	21
Şekil 4.1. Tiroidin insan vücudu üzerinde gösterimi .....	26
Şekil 4.2. Geant4'te simüle edilen materyalin geometrisi ve materyalin içeriğinin tanımlanması .....	31
Şekil 4.3. Geant4'te tiroit dokusunun 20 keV'lik gama ile etkileşiminin görselleştirilmesi .....	32
Şekil 5.1. Bu çalışmadaki materyallerin Geant4 tarafından belirlenen kütle azaltma katsayılarının enerjiye bağlı değişimi .....	35
Şekil 5.2. Tezdeki materyallerin Geant4 ve XCOM tarafından belirlenen kütle	



azaltma katsayılarının oranının enerjiye bağlı değişimi .....	36
şekil 5.3 Tiroit doku eşdeğer olabilecek materyallerin kütle azaltma katsayılarının tiroidin kütle azaltma katsayılarına oranının enerjiye bağlı değişimi	37
şekil 5.4. Tezde incelenen materyallerin Geant'ten elde edilen verilerle hesaplanan CT numaralarının enerjiye bağlı değişimi .....	40
şekil 5.5. Tezdeki materyallerin etkin atom numarası değerlerinin enerjiye bağlı değişimi .....	41

## TABLULAR LİSTESİ

Tablo 3.1. Bazı materyallerin CT numaraları .....	23
Tablo 4.1. Bu çalışmada kullanılan tiroit dokusu (ICRU-Tiroit) ve buna eşdeğer materyallerin element içerikleri (ICRU-Tiroit; PLA, PETG, PA, TPE, ABS; TH-L1, TH-L2, TH-L3) .....	27
Tablo 4.2. Sıvı tiroit eşdeğeri materyallerin karışımının bileşik içeriği .....	29
Tablo 5.1. ICRU-Tiroit materyalinin kütle azaltma katsayısı verilerinin gerçekleşen fiziksel süreçlere göre dağılımı .....	38

## ÖZET

Anahtar kelimeler: Geant4, Monte Carlo, radyasyon, x-ışını, gama, tiroit, doku eşdeğeri, xcom

Fotonun madde ile etkileşimi sırasında; Compton saçılması, fotoelektrik olay veya çift oluşumu gibi birçok farklı fiziksel süreç gerçekleşmektedir. Bu süreçlerin sonucu olarak foton farklı yönlere saçılabilir, materyal içerisinde tamamiyle soğrulabilir veya enerjisinin bir kısmını kaybederek yoluna devam edebilir. Maddenin, radyasyonu ne kadar soğurduğu bilgisi; foton azaltma katsayısı, CT numarası, etkin atom numarası gibi birçok parametre ile ifade edilmektedir. Medikal uygulamalarda doz hesabı için de ihtiyaç duyulan bu parametreler, deneysel yöntemlerin yanı sıra teorik hesaplamalarla ve Monte Carlo simülasyonları ile de belirlenebilmektedir.

Bu çalışmada, ICRU'da tanımlı tiroit dokusu ve o dokuya eşdeğer olarak önerilebilecek sekiz farklı modelin foton etkileşim süreçleri Geant4 simülasyon programı ile incelenmiştir. Bu amaçla, her bir tiroit modeline ait kütle azaltma katsayısı, CT numarası, etkin atom numarası değerleri 15 keV-5 MeV aralığındaki foton enerjileri ve ICRU verisi ile karşılaştırılmıştır.

# **INVESTIGATION OF PHOTON INTERACTION PROPERTIES FOR THYROID TISSUE EQUIVALENT MATERIALS BY GEANT4**

## **SUMMARY**

Keywords: Geant4, Monte Carlo, radiation, x-ray, gamma, thyroid, tissue equivalent, xcom

Photon – material interaction occurs with different physical processes as Compton scattering, photoelectric effect, and pair production. As a result of these processes, photon may scatter in different directions or absorb in a material and it may pass through material. The information of radiation absorption can be investigated via photon attenuation coefficient, CT number or effective atomic number etc. These parameters, which are also needed for dose calculation in medical applications, can be determined by theoretical calculations and Monte Carlo simulations as well as experimental methods.

In this study, photon interaction processes have been investigated for thyroid tissue that is defined in ICRU report and compared with eight different tissue equivalent materials. It has been determined by calculating mass attenuation coefficients, CT numbers and effective atomic numbers in the energy range of 15 keV – 5 MeV by Geant4 simulation program and compared with ICRU data.

## BÖLÜM 1. GİRİŞ

Atom ve moleküllerin titreşimlerinden, atomun çekirdeğinde gerçekleşen reaksiyonlara birçok farklı etkileşimle bir ortamdan yayımlanan enerji veya parçacık, radyasyon olarak tanımlanır [1]. Radyasyonun kaynağı olan atomdaki etkileşimlerin, atomu iyonlaştırıp iyonlaştırmaması üzerine radyasyon; iyonize ve iyonize olmayan olarak ikiye ayrılır. Radyo dalgaları, mikrodalgalar, kızılötesi ışınlar iyonlaştırıcı olmayan radyasyonlardır. Atom ve moleküllerin titreşimlerinden meydana gelirler ve enerjileri iyonize radyasyondan düşüktür. Alfa, beta ve gama ışınları ise iyonize radyasyon sınıfına girerler, atomun çekirdeğinde oluşurlar, yüksek enerjili radyasyonlardır.

Radyasyon, bir malzeme ile etkileştiğinde saçılabilir, o malzeme tarafından soğrulabilir veya malzeme içinde enerjisinin bir kısmını kaybettikten sonra yoluna devam edebilir. Radyasyonun herhangi bir malzeme içerisinde ilerleyişi birçok fiziksel süreç ile incelenebilmektedir. Özel olarak fotonun materyalle etkileşimi üç temel süreç altında ifade edilmektedir: Fotoelektrik etkileşim, (koherent ve koherent olmayan) saçılma ve çift oluşumu. Bu etkileşimler, gelen fotonun enerjisi ve fotonun yolundaki materyalin atom numarasına bağlı olarak değişim göstermektedir. Bu süreçlerin gelişme ihtimalleri doğrultusunda etkileşim halinde olunan malzemenin, gelen ışın miktarını ne kadar azaltacağı sonucuna ulaşılabilir ve bu logaritmik azalmanın katsayısı, lineer azaltma katsayısı olarak tanımlanır, malzemenin soğuruculuğunun hesaplanmasına olanak sağlamaktadır. Bu lineer azaltma katsayısı, malzemenin özkütlesine oranlanarak malzemeye özgü ‘kütle azaltma katsayısı’ elde edilmektedir. Bu kütle azaltma katsayısının yanı sıra, birçok elementin karışımından oluşan materyalin “etkin” atom numarasını ve buna bağlı olarak radyasyon etkileşimindeki değişimi belirten “etkin atom numarası” katsayısının hesaplanması radyasyon etkileşimi hakkında daha iyi bilgi sunmaktadır. Ayrıca, malzemenin

radasyonu tamamen soğurmaması, etkileşimler sonucunda enerjisini azaltabilmesi durumu da incelenerek radyasyon etkileşimlerinin daha kapsamlı bir simülasyonu elde edilmektedir.

Monte Carlo simülasyonları ile radyasyon etkileşimleri belirlenebilmektedir, bunu sağlayabilen birçok simülasyon programı mevcuttur. Bu çalışmada, açık kaynak kodlu, nesne yazılımlı program olan Geant4 simülasyon programı kullanılmıştır. Bu simülasyon vasıtasıyla istenilen materyal modeli oluşturulabilir, tanımlanan fotonun malzeme içerisindeki fiziksel süreçleri ve süreçlerin sonucunda parçacıkların durumları hakkında bilgi edinilebilmektedir.

Radyasyon etkileşiminin fiziksel süreçler kapsamında simülasyon programı tarafından belirlenmesi sonucunda istenilen materyallerin parçacıklara maruz kalma durumları hakkında araştırmalar yapılabilmektedir. Malzemelerin birbirleriyle radyoaktif etkileşim açısından benzerlikleri incelenebilmekte ve bu sonuca bağlı olarak malzemelerin birbirlerinin yerine kullanılabilme ihtimali tartışılabilir.

Medikal görüntüleme ve radyoterapi işlemlerinin gerçekleştirilmesi için radyasyon etkileşimlerini baz alarak teşhis ve tedavi programları oluşturan birçok cihaz bulunmaktadır. Bu cihazların kalibrasyonunda ve geliştirilme süreçlerinde, cihazların maruz bıraktığı radyasyonla etkileşimin incelenmesi için biyolojik dokulara radyoaktif etkileşim açısından benzerlik gösteren malzemeler (doku eşdeğeri malzemeler) kullanılmaktadır. Bu malzemelerin oluşturulma süreci, materyallerin radyasyon etkileşimlerinin bilgisine ihtiyaç duymaktadır ve bu alanda yapılan çalışmalar birçok tıbbi süreci kolaylaştırmaktadır. Bu çalışmada, tiroit dokusu ve ona doku eşdeğeri olabilecek materyaller üzerinde çalışılmıştır.

Tiroit bezi, insan boynunun alt kısmında soluk borusunu saran bir organdır. Tıpta birçok görüntüleme sürecinde ve kanser tedavisi sebebiyle tiroit dokusu radyasyona maruz kalmaktadır. Türk Onkoloji Dergisinde yayımlanan bir makaleye göre; SSK Okmeydanı Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Kliniğinin 1999-2004 yılları arasındaki kanser istatistiklerinde 52214 kanser tanısı almış hasta

incelenmiştir. Bunun sonucunda en sık 10 kanser tipi içerisinde tiroit kanseri 5. sırada yer almaktadır [2].

Bu çalışmada 15 keV-5 MeV enerji aralığındaki fotonların tiroit dokusu ve tiroide doku eşdeğeri olarak kullanılabilen sekiz tiroit modeli için kütle azaltma katsayısı değerleri Geant4 simülasyon programı ile belirlenmiştir. Bu katsayı değerleri kullanılarak CT numarası ve etkin atom numarası parametreleri hesaplanmıştır. Ayrıca XCOM veri tabanında tiroit ve tiroit modelleri tanımlanıp kütle azaltma katsayıları 0,015-5 MeV aralığı için hesaplanmıştır. Kütle azaltma katsayılarının fiziksel süreçlere (fotoelektrik olay, koherent ve koherent olmayan saçılma, çift oluşumu) bağlı değişimi verileri elde edilmiştir. Bu veriler sonucunda çalışmadaki tiroit doku eşdeğeri malzemeleri, ICRU-44 (International Commission on Radiation Units & Measurement) raporunda tanımlı tiroit dokusunun foton etkileşimi ile karşılaştırılmıştır.

## **BÖLÜM 2. RADYASYON**

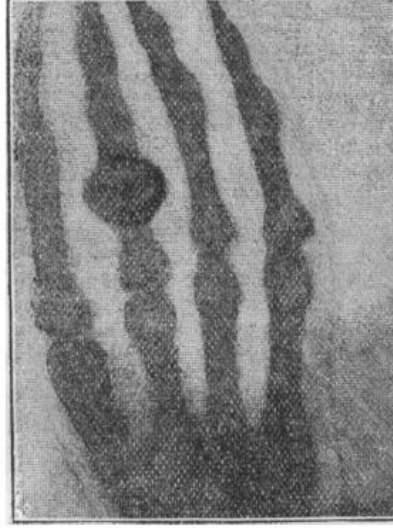
### **2.1. Radyasyonun Kısa Tarihi**

1895'te Wilhelm Conrad Röntgen'in katot ışın tüpü üzerinde yaptığı çalışmalar esnasında; yakınında bulunan baryum platin siyanür kaplı bir kâğıdın, ışın tüpü açıldığında ışınla yaptığını fark etmesiyle radyasyonun keşif süreci başlamıştır. Siyah karton kaplı bir katot ışın tüpünde hızlanan elektronların, tüpün yüzeyiyle etkileşimi sonucunda ortaya çıkan ve yakınında bulunan bir kâğıda ulaşarak onunla etkileşime girerek fosfor gibi ışıltımasına sebep olan bu parçacık başlangıçta doğası bilinmediğinden x-ışını olarak adlandırılmıştır.

Röntgen'in bu fark etmiş olduğu ışınla üzerindeki çalışmalarında; katot ışın tüpünün doğrultusundan bağımsız ışınların gerçekleştiğini ve bu parçacıkların materyaller ile etkileşiminde kolayca durdurulamadığını bulmuştur. Röntgen, bu veriye ulaşmak için birçok materyal denemiştir; örneğin, ışın tüpünün önüne binlerce sayfalık kitap yerleştirdiğinde yine de izlerin var olduğunu görerek, kâğıdın bu ışını kolayca geçirdiğini öne sürmüştür. İki veya üç santimetrelik bir çam tahta için deneyi tekrarlamış ve sadece çok az parçacık soğurabildiği sonucuna ulaşmıştır. Yine aynı şekilde alüminyum, kurşun, cam, gümüş, bakır, su ve çeşitli sıvılar ve benzeri malzemeler üzerinde bu deneyi tekrarlamıştır. Üzerinde deney yaptığı metallerin kalınlığı arttırıldığında kısmen de olsa bu ışını durdurabileceğini ve özellikle alüminyumun bu ışını azalttığını, kurşunun da 1.5 milimetrelik bir kalınlıkta olduğunda ciddi miktarda bu ışını soğurduğunu ifade etmiştir. Bu soğurma miktarlarıyla soğuran malzemenin öz kütlelerinin ve kalınlıklarının ilişkili olduğu fikrini öne sürmüştür, ancak malzemenin öz kütle ve kalınlığının malzemelerin geçirgenliğiyle ilgili bilgi edinmek için yeterli olmadığı sonucuna varmıştır. Bunun yanı sıra Röntgen, bu ışınların biyolojik bir materyale nasıl etki ettiğini incelemiştir.



Işıma yapan cisim üzerine bir el konulduğunda eldeki kemiklerin gölgesinin bu ışınlar vasıtasıyla oluştuğunu ifade etmiştir (Şekil 2.1.) [3].



Şekil 2.1. Canlı bir insanın elindeki kemiklerin Röntgen tarafından ilk defa elde edilmiş görüntüsü, üçüncü parmağındaki karartı kişinin yüzüğünden kaynaklanmaktadır [3].

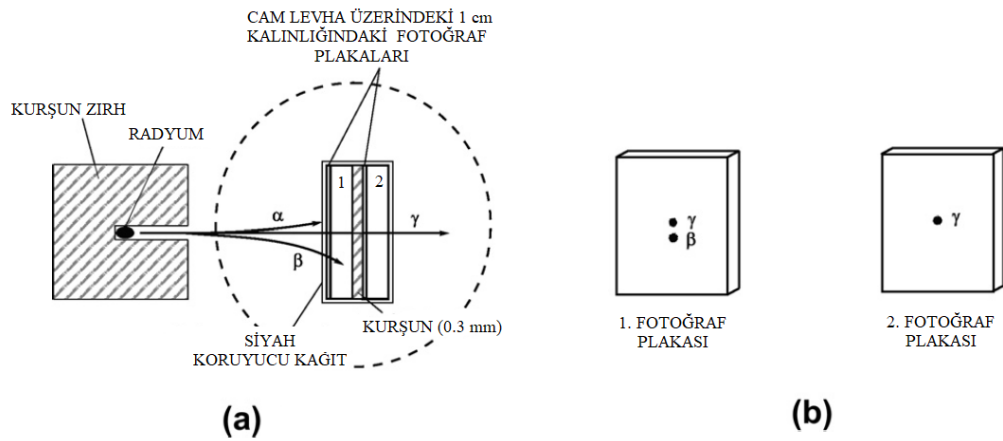
1896'da Henri Becquerel, doğal ışıltama yaptığı bilinen materyallerin benzer ışınlar yayıp yaymadıklarını incelemiştir. Işıktan korunabilmesi için siyah kağıtla veya alüminyum levhayla kaplı fotoğraf plakaları üzerine yerleştirdiği uranyum tuzunun siyah kâğıdı, alüminyum levhayı veya ince bir camı geçecek ışınlar yaydığını keşfetmiştir. Bu yayılan ışığın, görünür ışık, elektrik veya ısıdan etkilenmediğini gözlemlemiştir ve bu radyasyonun malzemeleri iyonize edebildiğini keşfetmiştir. Bu ışınların iyonizasyon üretmesinin yanı sıra manyetik alan tarafından saptırılabilmediğini gözlemlemiştir [4]. 1897'de J.J. Thomson, yoğun bir elektrik alanda gaz moleküllerinin birbirinden ayrıldıklarını ve bu ayrılma sürecinin atomlara ayrılmadan daha fazlası olduğunu belirtmiştir ve ayrılan parçacıkların, katot ışınları gibi davrandıklarını keşfetmiştir ve ifade kolaylığı açısından zerre anlamına gelen 'corpuscles' kelimesini kullanmıştır [5].

1898'de Marie Sklodowska Curie, Becquerel tarafından keşfedilen uranyumdan kaynaklanan ışınların iletkenliğini incelemiştir. Bunun için paralel plakalı bir kondansatör düzeneği hazırlamış ve plakalardan birini üzerinde çalıştığı uranyum

gibi malzemelerden birisiyle kaplamıştır. Bu ince materyal tabakası ile bir plakanın kaplanmasının iki plaka arasındaki potansiyel farkı 100 V'a çıkardığını gözlemlemiştir. Uranyum bileşikleri, toryum ve toryum içeren birçok materyal için bu deney düzeneğini tekrarlamış iki plaka arasındaki akım değerlerini ölçmüştür. Uranyum bileşikleri için ne kadar çok uranyum içeriyorsa oluşan akımın değerinin o kadar yüksek olduğunu keşfetmiş ve toryum oksit üzerinde yaptığı çalışmalarda toryum oksitin uranyumdan daha yoğun bir akım oluşturduğunu not etmiştir. Seryum, niyobyum ve tantalyumun çok az akım oluşturduğunu gözlemlemiş ve en çok akım oluşturan; aktif materyallerin (uranyum ve toryum) daha yüksek bir atom ağırlığına ulaştığı sonucuna varmıştır. Beyaz fosforun da çok aktif olduğunu ancak bu aktivitesinin doğasının uranyum ve toryumdan farklı olduğu kanısına varmıştır. Kondansatörün, aktifliği incelenen materyalin kaplı olduğu plakasını çevreleyecek şekilde birçok metal, cam ve kâğıt gibi malzemeler yerleştirerek malzemeler için soğurulmayı incelemiştir. Soğurulma ne kadar güçlü olsa da ışınların yine de yayılmaya devam ettiğini, toryumdan elde edilen ışınların soğurucu materyalden en az etkilenen malzeme olduğunu ve toryum oksitin en girici ışınları oluşturduğunu gözlemlemiştir. Sonuç olarak, bu uranyumdan ve toryumdan gözlemlediği radyasyonun Röntgen ışınlarından daha girici ve soğurması daha zor ışınlar olduğu sonucuna varmıştır [6]. Marie Curie'nin yaptığı bu çalışmada incelediği içinde uranyum ve toryum bulunan materyaller için; Marie Curie ve Pierre Curie, bu minerallerin uranyum ve toryum içeren bir malzemenin aktif olması gerekenden daha aktif olduklarını fark etmişlerdir. Bu minerallerin içinde bilinmeyen, uranyum cevherinden daha aktif bir element olduğu yorumunu yapmışlardır. Kimyasal bir analiz yapıp, bizmuta özellikleri yakın bir materyal keşfetmişlerdir ve bu elementi polonyum olarak adlandırmışlardır. İkinci olarak baryuma benzer olan radyum elementini bulmuşlardır. Bu keşifleri ile 1903'te Marie ve Pierre Curie, Henri Becquerel (doğal radyoaktivitenin keşfi için) ile Nobel ödülünü paylaşmışlardır [7, 8].

Paul Villard, radyumun keşfinin ardından 1900'de, radyumdan yayımlanan parçacıkları incelemek için bir deney düzenlemiştir. Cam bir tüpün içerisinde bulunan radyumu tek bir yönü açık kalacak şekilde kurşun ile zırlamış ve bu şekilde odaklı bir ışın elde etmiştir. Bu kaynaktan gelen radyasyonun önüne siyah kağıtla

kaplı iki fotoğraf plakası yerleştirmiş ve bunların arasına 3 mm kalınlığında kurşun levha yerleştirmiştir (Şekil 2.2. (a)). Bu düzeneğe manyetik alan uygulamıştır ve birinci plaka üzerinde gözükten parçacıkların, manyetik alandan etkilenmiş iki farklı ışın demeti izi oluşturduklarını, ikinci plakada ise (manyetik alan tarafından yolundan saptırılmamış) düz bir iz oluştuğunu gözlemlemiştir [9]. Bu ikinci tabakada gözlemlediği iz gama radyasyonudur.



Şekil 2.2. (a) Paul Villard tarafından radyumun yaydığı parçacıkların keşfi için hazırlanmış deney düzeneği (b) Deney düzeneği çalıştırdıktan sonra fotoğraf plakaları [1]

1903'te Ernest Rutherford tarafından yayımlanan bir makalede, bir radyoaktif matelyalden kendiliğinden yayımlanan üç tip radyasyon tanımlanmıştır. Bunlar, alfa, beta ve gama radyasyonu olarak isimlendirilmiştir. Alfa ışınları, bir matelyalin içinde gazı iyonize etmesiyle kolayca tespit edilebilen radyasyonlardır. Hidrojen atomu boyutunda, pozitif yüklü ve ışık hızının onda biri hızında olarak tanımlanmıştır. Rutherford'un bu konuda yaptığı çalışmalar sonucunda, alfa parçacığının pozitif yüke sahip bir helyum atomu olduğu sonucuna varılmıştır [10]. Beta ışınları, vakum tüpünde üretilen katot ışınlarıyla her açıdan benzer parçacıklar olarak; gama ışınları, Röntgen'in keşfettiği x-ışınlarıyla benzerlik gösteren ve x-ışınlarından daha girici ışınlar olarak tanımlanmıştır [11].

1905'te Albert Einstein tarafından ışığın yayılımı ve soğrulması ile ilgili yayımlanan makalede, kara cisim ışıması, ultraviyole ışınlar tarafından üretilen katot ışınları gibi fiziksel olayların açıklanabilmesi için ışığın sürekli olmadığını, sonlu sayıda ve

herhangi bir bölünmeye uğramadan uzayda dağılan parçacıklardan oluştuğunun ifade edilmesinin gerekli olduğu öngörülmüştür. Bu parçacıklar foton olarak adlandırılmıştır [12]. Foton, ikinci keşfedilen temel parçacıktır. Bu temel parçacıkların enerjisi; Max Planck tarafından, Planck sabitine ve fotonun frekansına bağlı olarak tanımlanmıştır ( $E = h \cdot \nu$ ) [1].

1932 yılında James Chadwick, (polonyumdan elde edilmiş) alfa parçacıklarıyla bombardıman edilen berilyum tarafından yayımlanan girici radyasyonun özelliklerini incelemiştir. Yaptığı deney sonucunda yayımlanan girici radyasyonun içerisinde yüksüz, protonla yakın bir kütleye sahip bir parçacık olduğu sonucuna varmıştır. Chadwick tarafından bu yeni parçacığın kütlesi protonun 1.005-1.008 katı olarak öngörülmüştür. Bu sonuçla Rutherford tarafından önerilen net yükü sıfır ‘nötron’ parçacığı onaylamıştır [13].

Yine aynı yıl Carl D. Anderson, kozmik ışıklardan yayımlanan yüklü parçacıkların izlerinde yaptığı incelemeler sonucu; protonla karşılaştırıldığında kütlesi çok küçük olan ve pozitif yüklü (elektronun yükünün büyüklüğünde) bir parçacık şeklinde tanımladığı elektronun anti parçacığı olan pozitronu ( $\beta^+$ ) keşfetmiştir [14].

Beta bozunumu üzerine yapılan deneylerde, enerji korunumundan formüleleştirilip sabit olduğu sonucuna varılan elektronun enerjisinin fazlaca değişik gösterdiği gözlemlenmiştir. Bu durum sonucunda, Wolfgang Pauli mekanizmada bilinenin dışında başka bir parçacığın açığa çıktığını öngörmüştür [15]. Enrico Fermi, 1934’te incelemeleri sonucunda yüksüz bir temel parçacık olan nötrinoyu keşfetmiştir [16].

## 2.2. X-ışınları ve Gama

X-ışını, kilo elektron volt enerji mertebesine yani mor ötesi ışıklardan daha düşük (yaklaşık olarak 0,01-10 nm) bir dalga boyuna sahip bir elektromanyetik dalga ve temel parçacık olan fotondur. Elektronların kabuklar arası yaptığı geçişler sonucunda veya dış kaynaktaki elektronların atomun çekirdeğinin oluşturduğu Coulomb

kuvvetiyle atoma doğru hızlandırılması ve atoma çarptırılması sonucunda (Bremsstrahlung) oluşmaktadır [1].

Gama ışını, milyon elektron volt enerji mertebesinde yani x-ışınlarından daha düşük dalga boyuna sahip bir elektromanyetik dalga ve temel parçacık olan fotondur. Radyoaktif bir atom, alfa veya beta bozunumu gibi yaptığı uyarılmış kaldığı durumda kararlı hale gelebilmek için ortama enerji mertebesi gama olan foton yayımlar [17].

### **2.3. Radyasyonun Tıpta Kullanımı**

Radyasyon, kontrolsüz ve tehlike arz edebilecek biçimde maruz kalabildiğimiz bir olgu olmasının yanı sıra; birçok alanda iletişim, görüntüleme gibi amaçlarla veya tıpta teşhis amaçlı görüntüleme ve kanser tedavilerinde kanserli dokuyu imha etmek için kullanılmaktadır.

X-ışının keşfinin makalesinin yayımlanmasından üç ay sonra (Şubat, 1896), Eddie McCarthy isimli bir hastanın bileğindeki kırığın gözlemlenmesiyle x-ışını ilk defa tıbbi görüntüleme için kullanılmıştır (Şekil 2.3.). Öncelikle ortamda tıbbi işlemler için bulunan bıçak, makas gibi malzemeler üzerinde 12 dakikalık bir deneme yapmışlardır. Ardından hastanın bileğini 20 dakikalık bir x-ışınına maruz bırakarak ulna kemiğindeki kırığın görüntüsünü, sürenin uzunluğu ve buna bağlı olarak hastanın hareketliliği sebebiyle bulanık bir biçimde oluşturmuşlardır [18, 19].



Şekil 2.3. X-ışının tıbbi görüntüleme amaçlı ilk kullanımı [19]

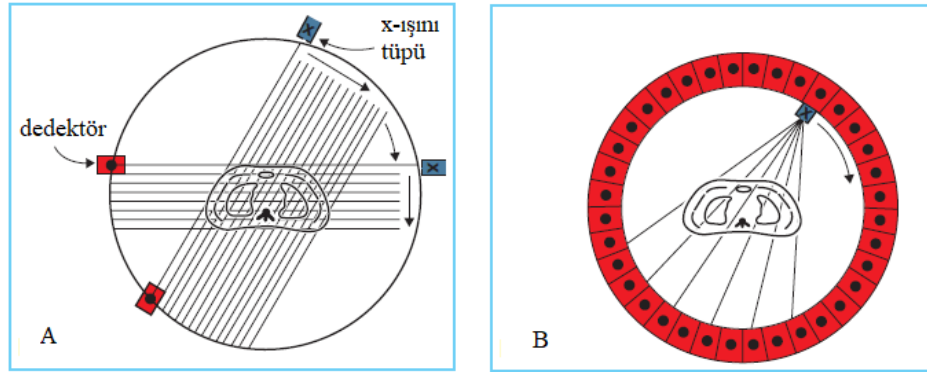
Röntgen'in, x-ışınlarını keşfinin vasıtasıyla insan vücudundaki kemikleri herhangi bir cerrahi müdahale gerekmeksizin inceleme fırsatı sunduğunun keşfedilmesi sonucunda tıbbi görüntüleme alanında birçok çalışma gerçekleştirilmiştir ve kısa bir süre içinde radyasyon kullanarak görüntüleme tıp dünyasında yayılmıştır. İlk başlarda, x-ışının tüpünün analog bir sistemi kullanılmıştır. X-ışınını oluşturmak üzere, yüksek voltaj kabloları ve x-ışın tüpü ile oluşturulmuş sistemden görüntü alınmasıyla yapılmaktadır (Şekil 2.4.). İnsanın kemiklerinin ve yumuşak dokusunun x-ışınını azaltma miktarlarının farklı olmasına bağlı olarak resim oluşmaktadır. Bu şekilde, incelemeler yapılarak teşhis koyulabilmektedir [20].



Şekil 2.4. 1925'te çekilmiş bir X-ışını muayene odası; yüksek voltaj kabloları beyaz okla, x-ışını tüpü duvarda siyah okla gösterilmektedir [20].

Daha sonrasında, x-ışınlarının tıpta kullanımı gelişmeye devam etmiştir. 1930'da A. Vallebona, ilk tomografik görüntüyü elde eden kişidir. İnsanın sabit tutulup, x-ışını tüpü ve x-ışınlarının izinin alındığı tabakanın etrafında döndüğü veya düzeneğin sabit tutulup hastanın gerekli veri alımını sağlayacak şekilde döndüğü iki cihaz tasarlamıştır [21].

Daha sonrasında 1970lerde bu sistem dijitalleştirilmiştir. 1979 yılında Godfrey N. Hounsfield, insan vücudunun sabit tutulduğu, x-ışını tüpünün ve dedektörünün insanın etrafında döndüğü bir sistem tasarlayarak Nobel ödülü almıştır [22]. Bu sistem x-ışını tüpünün tam karşısına dedektör gelecek şekilde dönmek üzere tasarlanmıştır (Şekil 2.5. (a)), ancak daha sonrasında x-ışını tüpünün döndüğü ve halkanın tamamının dedektörden oluştuğu hale getirilmiştir (Şekil 2.5. (b)). Bu tomografiden alınan verinin analizi, alınan görüntünün üç boyutlu piksellere bölünmesi ve her biri için CT numarası denilen, azaltma katsayısı ile ilişkili bir sayının hesaplanmasıyla gerçekleşmektedir. Bilgisayarlı tomografi ile kolayca düzenlenebilir, üç boyutlu daha hassas ölçümler elde edilebilmektedir [23].



Şekil 2.5. Bilgisayarlı tomografinin çalışma diyagramı (a) da 1979'da icat edilen hali, (b) de daha sonrasında geliştirilmiş hali resmedilmiştir [23].

1975'te Michel M. Ter-Pogossian yaptığı çalışmada, pozitron yayan bir radyoaktif ilacı insana enjekte ederek pozitronların, kişinin içerisindeki elektronlarla etkileşmesine neden olup ve çift yok oluş olayı gerçekleştirilerek ortama iki gama yayımlanmasını sağlayan, bu şekilde de gama dedektörü ile üç boyutlu görüntü oluşturan bir sistem tasarlamıştır. Bu tasarladığı sistem pozitron emisyon tomografisi (PET) olarak tanımlanmaktadır [24]. Bu görüntüleme tekniği insan vücudundaki yumuşak doku ve organların anlık ayrıntılı üç boyutlu görüntüsünü elde edebilmektedir ve kanser veya birçok nörolojik hastalıkların teşhisinde kullanılmaktadır. Tümör hücreleri vücuttaki diğer sağlıklı hücrelerden farklı aktivitelere sahip oldukları için, PET teknolojisiyle tespit edilebilmekte ve erken teşhis edilmesine de olanak sağlamaktadır. Bu süreçte insan vücuduyla benzerlik gösteren bazı biyolojik materyaller; yarı ömürleri kısa olan  $^{18}\text{F}$ ,  $^{11}\text{C}$ ,  $^{13}\text{N}$ ,  $^{15}\text{O}$  vb. ile radyo işaretlenmektedirler ve insan vücuduna enjekte etmeye hazır hale getirilmektedirler. Bu radyoaktif ilaçtan elde edilen pozitron, insan vücudundaki elektronlarla etkileşime geçerek zıt yönde hareket eden iki gama açığa çıkarmaktadır ve bu gamaların dedektörler tarafından tespit edilmesiyle görüntü oluşturulmaktadır [25].

1980 yılında, insan vücudundaki yumuşak dokunun görüntülenmesi için P. C. Lauterbur manyetik rezonans görüntülemeyi geliştirmiştir [19]. Bu görüntüleme tekniği insan vücudunu x-ışını veya gama gibi vücuda zarar verebilecek radyasyonlar

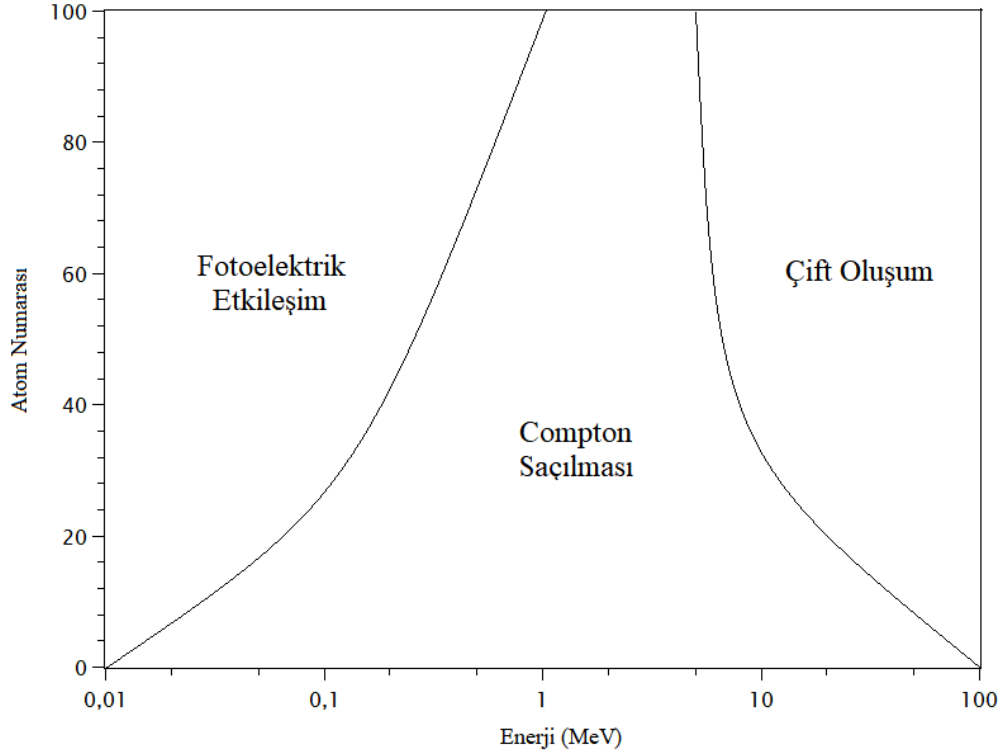


olmaksızın incelemektedir. 1,5-3 T manyetik alan uygulanan insan vücudunda özellikle su ve yağ hücreleri gibi hücrelerde daha fazlaca bulunan hidrojen atomunun protonunun rastgele bir doğrultuya sahip spini uygulanan manyetik alanın doğrultusuna girmektedir. Ardından gönderilen radyo dalgaları vasıtasıyla manyetik alanla aynı yönde olmayan proton spinleri aynı yönlü hale gelmektedir. Bu spin değişikliği daha sonra tekrar eski haline dönmektedir ve bu sebeple yayımlanan radyo frekansları cihaz tarafından algılanarak görüntü oluşturulmaktadır [26].

Radyasyon, tıpta görüntülemenin yanı sıra, tedavi amacıyla da kullanılmaktadır. Tümörlü dokuya iyonize parçacık gönderilmesiyle gerçekleştirilen tedavi biçimi, radyoterapide, tümör hücrelerini imha edebilmek amacıyla görüntülemeye kullanılandan daha yüksek enerjili x-ışınları kullanılmaktadır. Örneğin, lineer hızlandırıcılarda (LINAC) elektronlar hızlandırılarak frenleme x-ışınları oluşturulmakta ve bu x-ışınları vücuttaki imha edilmesi amaçlanan dokuyla etkileşime girmektedir. Bunun yanı sıra, hadronterapi olarak adlandırılan, x-ışınlarından farklı etkileşim süreci olan hızlandırılmış protonların kanserli dokuyu imha etmesi için kullanıldığı bir tedavi mevcuttur.

#### **2.4. Fotonların Madde ile Etkileşimi**

Fotonların madde ile etkileşimleri fotoelektrik etkileşim, saçılma ve çift oluşum olmak üzere üç süreç altında tanımlanabilir. Saçılma türlerinden en baskın olanı Compton saçılmasıdır. Bu etkileşimlerin atom numarası ve enerjiyle ilişkisi Şekil 2.6.'da özetlenmiştir.



Şekil 2.6. Foton madde etkileşimi türlerinin enerjiye ve atom numarasına bağlı dağılımı [27]

### 2.4.1. Fotoelektrik etkileşim

Bir ortama gönderilen fotonun, atomun iç kabuklarındaki (momentum korunumunu sağlayabilmek için) bağlı bir elektronla etkileşime girmesi ve bütün enerjisini elektronun yörüngeden ayrılması için harcaması olayına, fotoelektrik etkileşim denir. Bu gönderilmiş fotonun enerjisi ( $h\nu$ ) elektronun bağlanma enerjisinden ( $E_B$ ) yüksek olduğunda bu etkileşim gerçekleşir ve kopan elektronun kinetik enerjisi ( $E_k$ ) aşağıdaki gibidir:

$$E_k = h\nu - E_B \quad (2.1)$$

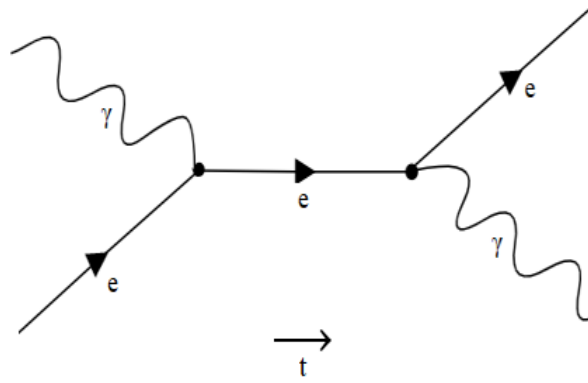
Örneğin, K kabuğundaki bir elektronla (%80 olasılıkla fotoelektrik olay bu kabukta gerçekleşir) onu yörüngeden çıkarabilecek eşik enerjiye sahip foton etkileştiğinde,

atomun K kabuğunda bir boşluk oluşur ve bu boşluk daha dış kabuklardan birinden (L gibi) bir elektron geçer. Dış bir yörüngeden iç bir yörüngeye geçişteki fazlalık enerji sonucunda karakteristik x-ışını yayımlanır. Bu karakteristik x-ışını çoğunlukla bulunduğu ortam tarafından başka bir fotoelektrik olay gerçekleşmesiyle veya Auger olayı olması sonucu soğrulur (Auger olayı, karakteristik x-ışınının atomdan çıkamaması olayıdır. X-ışını başka bir kabuktaki elektron tarafından soğrulur ve başka bir kabukta boşluk oluşur. Bu boşluk yine daha dış kabuklardaki bir elektron tarafından doldurulur ve bir x-ışını yayımlanarak zincirleme reaksiyon gerçekleşir.).

Fotoelektrik olay, düşük enerjili x-ışınlarında daha çok görülmektedir, tıbbi görüntülemede fotonun soğrulması diğer etkileşim süreçlerinden daha baskındır. Aynı zamanda, malzemenin atom numarası yükseldikçe fotoelektrik etkileşim daha çok olmaktadır ve kemiğin içeriğindeki elementlerin atom numaraları yumuşak dokudan daha yüksek olduğundan, kemik fotonu daha çok soğurmaktadır ve bu ikisi arasındaki farktan dolayı x-ışını insan kemiklerini gözlemlenmede kullanılabilir. Ayrıca, radyoaktif kaynakları zırhlamada atom numarası yüksek (kurşun gibi) metal malzemeler bu etkileşimin yoğunluğu sebebiyle kullanılmaktadır [17, 28].

#### **2.4.2. Saçılma**

Fotonun ortamdaki elektronla etkileşimi sonucunda saçılması durumu için gelen fotona ve elektronun saçılması için gerekli olan enerjiye bağlı olarak birçok durum gerçekleşmektedir. Bu etkileşimin Feynman diyagramı Şekil 2.7.'de verilmiştir. Foton ve elektronun etkileşiminin sonucunda saçılan fotonun enerjisinin azalıp azalmamasına bağlı olarak bu saçılmalar, koherent ve inkoherent saçılma olarak ikiye ayrılmaktadır.



Şekil 2.7. Foton-elektron saçılmasının Feynman Diyagramı [15]

Compton saçılması, inkoherent bir saçılmasıdır ve atomdaki hemen hemen serbest elektronla fotonun etkileşmesinin sonucunda fotonun ve elektronun saçılması olarak tanımlanır. Fotonun, elektronun atomdan tamamen kopabilmesi için gerekli olan enerjisi soğrulur, foton daha düşük bir enerji (ve daha yüksek bir dalga boyu) ile devam eder ve elektron bir kinetik enerji kazanır. Önceki ve sonraki durumlar için fotonun dalga boyunun değişimi, saçılma açısına ( $\theta$ ) bağlı olarak değişmektedir (Denklem 2.2).

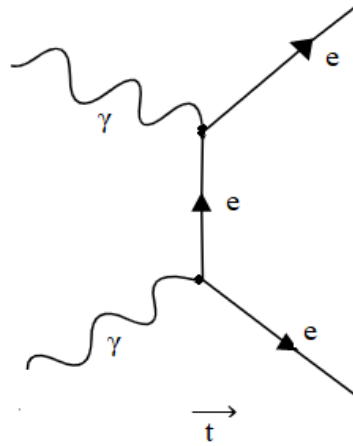
$$\lambda' - \lambda = \frac{h}{m_e c} (1 - \cos\theta) \quad (2.2)$$

Burada  $h$ , Planck sabiti,  $m_e$  elektronun kütlesi ve  $c$ , ışık hızıdır. Compton saçılması çoğunlukla fotonun 0,5-1 MeV aralığında veya atom numarasının ( $Z$ ) düşük olduğunda gerçekleşir. Radyoterapide diğer etkileşimlerden daha baskındır [17, 28].

Rayleigh saçılması ise koherent bir saçılmadır. Atoma bağlı bir elektronla fotonun etkileşimi sonucunda gerçekleşir. Etkileşim sürecinde, elektron uyarılmakta ancak yörüngeden koparılmamaktadır ve fotonun saçılmanın ardından enerjisi azalmamaktadır. Çoğunlukla düşük enerjili fotonlar tarafından gerçekleştirilir ve atom numarası yüksek malzemelerde daha fazla gerçekleşmektedir. Malzemenin radyasyonu azaltabilmesine etkisi çok düşüktür [27].

### 2.4.3. Çift oluşumu

1,022 MeV veya daha fazla enerjiye sahip bir fotonun (veya toplam enerjisi 1,022 MeV veya daha fazla olan iki foton) bir elektron ve pozitron üretmesi olayına çift oluşum denir (Şekil 2.7.).



Şekil 2.8. Çift oluşum olayının Feynman diyagramı [15]

Bu olayın tek bir fotonla gerçekleşebilmesi için fotonun herhangi bir yüklü alanın etkisine girmesi gerekmektedir. Bir atom için tek fotonla çift oluşum, elektron ve çekirdek olmak üzere iki farklı Coulomb alanında gerçekleşmektedir. Fotonun enerjisi arttıkça çift oluşum olma olasılığı artmaktadır ve yüksek atom numaralı malzeme içerisinde çift oluşum daha fazla gerçekleşmektedir [29].

### 2.5. Radyasyonun Biyolojik Etkileri

Radyasyonun tipi, enerjisi ve etki ettiği biyolojik dokunun çeşidine bağlı olarak meydana gelen etki farklılık göstermektedir. Biyolojik dokuya yüksek enerji geçişini sağlayabilen alfa parçacığı, proton ve nötron gibi parçacıklar beta parçacığı, x-ışını ve gamadan daha fazla zarar verebilmektedir (alfa, proton ve nötronun ağırlık faktörü elektron, gama ve x-ışınından daha fazladır). Radyasyonun biyolojik etkisi, hücresel etki ile doku ve organın radyasyon etkileşimi olmak üzere iki sınıfta incelenebilir.

### 2.5.1. Radyasyonun hücresel etkisi

İnsan vücudun oluşturan hücrelerin yapısı temel olarak hücre çekirdeği ve sitoplazmadan meydana gelmektedir. Hücrenin çekirdeğinde DNA'lardan oluşan kromozomlar bulunmaktadır. İyonize radyasyon etkileşimiyle bu DNA sarmalının bir ipliği veya iki ipliği radyasyonun dozuna veya etkileşim gördüğü parçacığa bağlı olarak zarar görebilmektedir. Bu zarar direkt ve dolaylı etki olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. İyonize parçacık veya fotonun Compton saçılması veya fotoelektrik etkileşimi sonucunda ortaya çıkan elektron ile etkileşime giren DNA'nın yapısının bozulması direkt etki olarak adlandırılmaktadır. Buna alternatif olarak hücrelerdeki su molekülleriyle radyasyon etkileşime girebilir ve su molekülünden elektron koparılarak oluşturulan bir serbest radikal DNA ile etkileşime girebilir. Bu şekilde gerçekleşen etkileşim, radyasyonun dolaylı etkisi olarak adlandırılmaktadır. Bu etkileşimlerle DNA'daki bir ipliğinin zarar görmesi durumunda hücrenin kendini tamir edebilme ihtimali mevcutken iki ipliğin zarar görmesi durumunda çoğunlukla hücrenin ölümü gerçekleşmektedir. Hücrenin ölümü veya tamirinin gerçekleşmediği durumlarda hücre mutasyona uğramaktadır. Bu uğradığı mutasyon, genetik zarara veya kansere sebep olmaktadır.

Hücreyi radyasyona karşı daha hassas hale getiren hücre içinde birçok molekül mevcuttur. Örneğin oksijen, radyasyonun dolaylı etkisinde artışa sebep olmaktadır ve bunu DNA'nın zarar gören tek ipliğine serbest radikalın bağlanmasını sağlayıp tamir olmasını engelleyerek gerçekleştirmektedir. Bu olay çoğunlukla yüksek enerji geçişi sağlamayan, elektron, foton etkileşimleri sonucunda gerçekleşmektedir ve bu şekilde hücrede oksijen miktarının fazla olması DNA'nın gördüğü zararı artırmaktadır. Bunun yanı sıra, hücreyi daha korumalı hale getiren birçok molekül de mevcuttur. Proteinleri oluşturan aminoasitlerden biri olan sistein buna bir örnektir. Oluşan serbest radikallerle etkileşime girip DNA'nın zarar gören kısmına bağlanmalarını önlemektedir ve herhangi bir bağlayıcı ile etkileşime girmediğinden tek ipliği kırılmış DNA tamir olabilmektedir ve ölümü gerçekleşmemektedir [27, 30].

### 2.5.2. Radyasyonun doku ve organa Etkisi

İnsan vücudundaki dokularda hücreler sürekli olarak üretilmektedir ve sürekli bir hücre ölümü gerçekleşmektedir. Hücre üretimi hücre kaybı ile dengelenemediğinde sürekli çoğalıp biriken hücrelerin meydana gelmesi kanser olarak adlandırılmaktadır. İnsan vücudundaki bu dengenin bozulmasına sebep olabilen faktörlerden birisi de radyasyondur. Radyasyon ile etkileşime girdiğinde mutasyona uğrayan hücrelerin sürekli çoğalacak bir duruma gelmesi sonucunda vücutta birikip tümör oluştururlar. Bunun yanı sıra, kanserli hücreler de radyasyon tarafından öldürülebildiğinden, kanser tedavisinde radyasyon kullanılmaktadır.

İnsan vücudunun herhangi bir bölgesinde kanser oluşabilmektedir. Örneğin, tiroit dokusunda birçok farklı kanser oluşmaktadır. En yaygın olanı papiller tiroit kanseridir. Radyasyondan kaynaklanan kanserlerinin %90'ı bu tip kanserdir. Yavaş büyüyen bir kanserdir ve kadınlarda daha yaygındır. %80'inde tiroidin içinde birden fazla merkezli olarak dağılmaktadır. Tiroitte gerçekleşen kanserler bütün kanserlerin %1'e denk gelmektedir. Büyük çoğunlukla erken teşhis edilebilmektedir ve kanserin ölüm oranı %0,5'tir. Radyoterapi ile tedavi edilebilmektedir. Çoğunlukla radyoaktif iyot (I-131) kullanılmaktadır. Bu radyoaktif malzeme dışında, Co-60, 4-6 MV x-ışınları ve 9-15 MeV elektronlar da kullanılabilir [28].

## BÖLÜM 3. FOTON ETKİLEŞİM PARAMETRELERİ

### 3.1. Foton Azaltma Katsayısı

Fotonlar herhangi bir malzemeyle etkileşime girdiklerinde, etkileşim süreçleri sonucunda malzeme tarafından saçılabilir, soğrulabilirler veya bir miktar enerjilerini kaybederek malzemeden geçebilirler. Malzemeyle etkileşime giren foton şiddetinin kalınlığa bağlı değişimi,

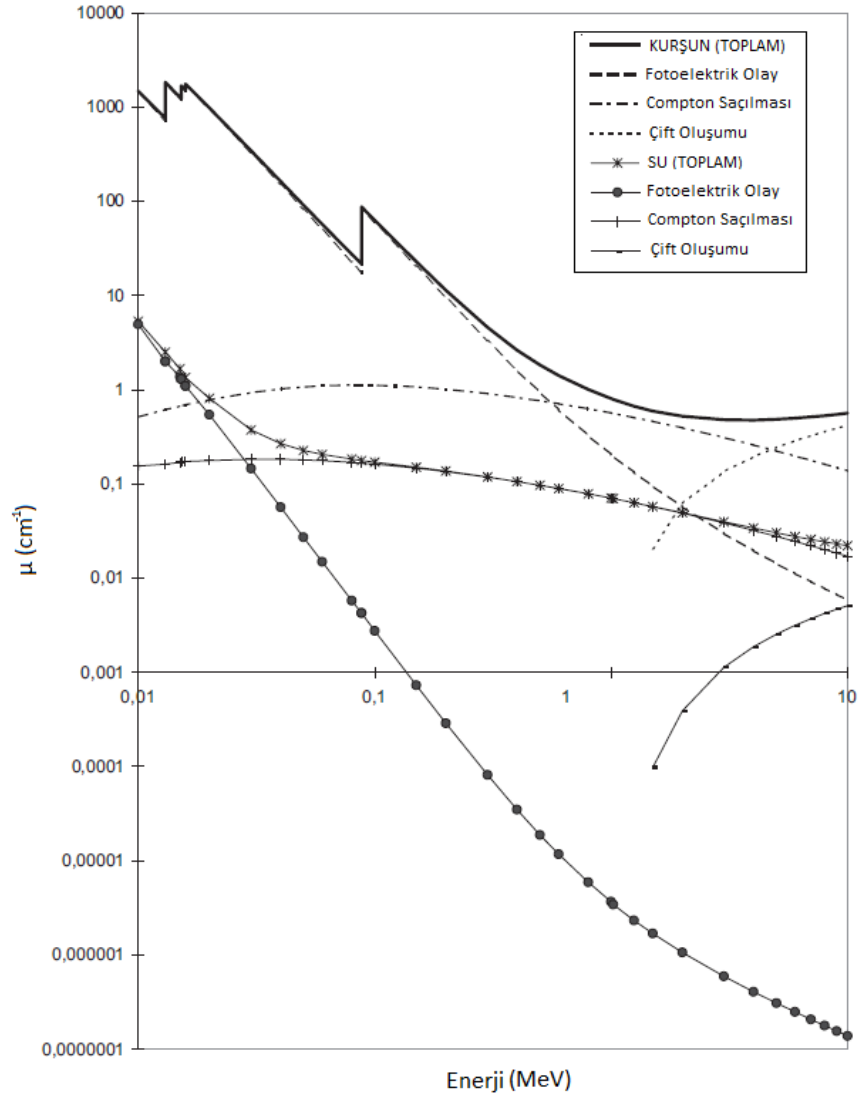
$$\frac{-dI}{dx} = \mu \cdot I \quad (3.1)$$

şeklinde ifade edilmektedir. Burada  $\mu$  malzemenin ne kadar fotonu durduğu azalttığını gösteren bir katsayıdır; ‘lineer azaltma katsayısı’ olarak adlandırılmaktadır. Bu integralin çözümü;

$$I(x) = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot x} \quad (3.2)$$

olarak elde edilmektedir. Burada  $I_0$ , başlangıçtaki foton şiddetini ifade etmektedir ve  $x$  kalınlığına bağlı olarak üstel şekilde azalmaktadır. Bu denklem ile elde edilen lineer azaltma katsayısı ( $\mu$ ), birim uzunluk başına yapılan bütün etkileşimlerin olasılıklarının toplamını ifade etmektedir (Şekil 3.1.) [17].





Şekil 3.1. Kurşun ve su için lineer azaltma katsayısının ve fotoelektrik etki, Compton saçılması ve çift oluşumun bu lineer azaltma katsayısına katkılarının enerjiye bağlı değişimi [17]

Foton şiddetini yarıya indiren materyalin kalınlığı “yarı kalınlık” olarak ifade edilmektedir ve  $I(x) = \frac{I_0}{2}$  şartını sağlayan kalınlık Denklem 3.2'den,

$$x_{1/2} = \frac{\ln 2}{\mu} \quad (3.3)$$

olarak formülize edilmiştir. Benzer şekilde, foton şiddetinin onda birine düşmesi için gerekli kalınlık da materyal tarafından foton azaltılmasının incelenmesi için

kullanılan kavramlardan birisidir.  $I(x) = \frac{I_0}{10}$  eşitliğine göre Denklem 3.2 düzenlendiğinde “onda bir kalınlık”,

$$x_{1/10} = \frac{\ln 10}{\mu} \quad (3.4)$$

olarak elde edilmektedir [31].

Bir materyal içerisinde bir parçacığın yapacağı iki etkileşim arasında gidebileceği ortalama mesafe, ‘ortalama serbest yol’ olarak tanımlanmaktadır. Parçacığın etkileşime girmeden gidebildiği ortalama mesafe,  $mfp = \frac{1}{\mu}$  olarak tanımlanmaktadır. Buna göre, ortalama serbest yol, foton şiddetinin  $1/e$  katına kadar düşmesi için gerekli olan mesafe olarak ifade edilebilmektedir [27].

Fotonların farklı enerjileri için ve farklı malzemelerle etkileşimleri incelenmektedir ve lineer azaltma katsayılarının hesaplandığı birçok çalışma mevcuttur [32-38]. Bunun yanı sıra, lineer azaltma katsayısının soğurucu materyalin yoğunluğuna bölümü ( $\mu_m = \mu/\rho$ ) ile elde edilen kütle azaltma katsayısının ( $\mu_m$ ) belirlendiği daha fazla çalışma mevcuttur [39-53]. Kütle azaltma katsayısı, bir malzemenin radyasyon ile etkileşiminde, malzeme tarafından radyasyonun ne kadar azaltılacağı ile ilgili malzemeye özgü bir bilgi sunmaktadır.

### 3.2. CT Numarası

Bilgisayarlı tomografi, insanın kemiklerinin ve yumuşak dokusunun x-ışınını azaltma miktarlarının farklı olmasına bağlı olan bir görüntüleme işlemi olup teşhis için tespitlerde bulunmaktadır. Bunun için lineer azaltma katsayısı verisi kullanılmaktadır. CT numarası (Hounsfield numarası (H) olarak da bilinir) malzemenin lineer azaltma katsayısının ( $\mu_c$ ), suyun lineer azaltma katsayısına ( $\mu_w$ ) oranını içeren;

$$CT = \left( \frac{\mu_c}{\mu_w} - 1 \right) \times 1000 \quad (3.5)$$

bağıntısıyla hesaplanmaktadır. Gözlemlenen biyolojik materyalin radyasyonu soğurmasının, suyun radyasyonu soğurmasına oranını içeren CT numarası kullanılarak, bilgisayarlı tomografide dijital olarak medikal görüntüleme gerçekleştirilmektedir. İnsan vücudundaki birçok dokunun radyasyonu azaltma miktarı suya yakın olduğundan, CT numaraları sıfıra yakın değerler alırken, kemikler ise 1000 civarından çok daha yüksek değerler alırlar. Böylece bilgisayarlı tomografi ile insan vücudundaki kemikler dokudan kolayca ayırt edilebilmektedir [23]. Tablo 3.1.'de çeşitli doku ve malzemelere ait CT numaraları verilmiştir.

Tablo 3.1. Bazı materyallerin CT numaraları [54]

CT NUMARASI	MALZEME
>1000	Kemik, Kalsiyum, Metal
100-600	İyotlu CT kontrastı
35	Gri Madde
25	Beyaz Madde
20-40	Kas, yumuşak doku
0	Su
(-30)-(-70)	Yağ
<-1000	Hava

Radyasyon etkileşim parametrelerinden biri olan CT numarasıyla ilgili de yapılmış birçok çalışma mevcuttur [55, 56, 57].

### 3.3. Etkin Atom Numarası

Foton materyal etkileşim süreci, fotonun enerjisi ve etkileşim halinde olduğu materyalin atom numarasıyla ilişkilidir. Ancak içerisinde birden fazla element barındıran bir materyal için atom numarası, etkin atom numarası olarak tanımlanmaktadır. Etkin atom numarası bir element için tek bir değer olmakla beraber, bileşik ve karışım için tek bir atom numarası ifade edilememektedir [58].

Bir parçacığın, gönderildiği hedef ile etkileşim olasılığı tesir kesiti olarak tanımlanmaktadır. Tesir kesiti, etkileşimin mümkün olduğu alanı ifade etmektedir ve birim olarak barn ( $1 \text{ barn} = 10^{-28} \text{ m}^2$ ) kullanılmaktadır. Etkileşim alanının ne olduğuna bağlı olarak tesir kesiti atom tesir kesiti ( $\sigma_a$ ), elektron tesir kesiti ( $\sigma_e$ ) gibi farklı terimlere ayrılmaktadır [59]. Etkin atom numarası, direkt metot adı verilen yöntemle hesaplanabilmektedir ve bu yöntem tesir kesitleri cinsinden aşağıdaki gibi (3.6) belirlenmektedir:

$$Z_{eff} = \frac{\sigma_a}{\sigma_e} \quad (3.6)$$

Atom tesir kesiti aşağıdaki formül vasıtasıyla hesaplanır:

$$\sigma_a = \frac{(\mu_m)_{mat}}{N_A \sum_i \frac{w_i}{A_i}} \quad (3.7)$$

Elektron tesir kesiti ise aşağıdaki formül vasıtasıyla hesaplanır [60]:

$$\sigma_e = \frac{1}{N_A} \sum_i f_i \frac{A_i}{Z_i} (\mu_m)_i \quad (3.8)$$

Burada  $N_A$  Avogadro sayısını göstermektedir ve değeri  $N_A = 6,023 \times 10^{23}$ 'tür.  $w_i, (\mu_m)_i, A_i, Z_i$  sırasıyla; materyalin içerisinde bulunan ilgili elementin ağırlık kesri ( $\sum_i w_i = 1$ ), kütle azaltma katsayısı, atom ağırlığı, atom numarasını ve  $(\mu_m)_{mat}$  ise materyalin kütle azaltma katsayısını ifade etmektedir.  $f_i$ , molar kesri de;

$$f_i = \frac{w_i/A_i}{\sum_i \frac{w_i}{A_i}} \quad (3.9)$$

olarak tanımlanmaktadır ( $\sum_i f_i = 1$ ).  $(\mu_m)_{mat} = \sum_i w_i (\mu_m)_i$ , (3.7), (3.8) ve (3.9) denklemleri kullanılarak, etkin atom numarası formülü (3.10)'daki gibi düzenlenebilmektedir [61].

$$Z_{eff} = \frac{\sum_i f_i A_i (\mu_m)_i}{\sum_i f_i \frac{A_i}{Z_i} (\mu_m)_i} \quad (3.10)$$

Etkin atom numarası parametresi foton etkileşim süreçlerini inceleme adına önem arz etmektedir ve parametrenin hesabı için direkt metot gibi birçok metot geliştirilmiştir, bu alanda çalışmalar mevcuttur [62-73].

### 3.4. Lineer Enerji Transferi (LET)

Radyasyon, bir materyalle etkileştiğinde enerjisi vererek materyal içerisinde yoluna devam eder. Radyasyonun birim mesafede malzeme tarafından soğrulan enerjisi, LET (lineer enerji transferi);

$$LET = -\frac{dE}{dx} \quad (3.6)$$

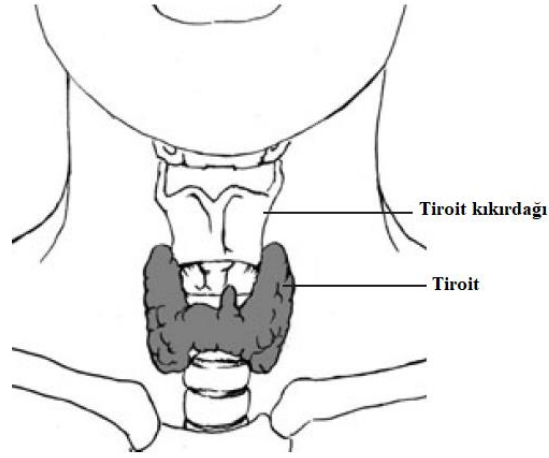
olarak tanımlanmaktadır.

Bu malzemeye enerji geçişi, malzemenin cinsinin yanı sıra parçacık türüne bağlı olarak da değişmektedir. Alfa parçacığı, nötron veya protonlar daha kısa mesafede daha fazla enerji bırakmaktadırlar ve yüksek-LET parçacıklar olarak adlandırılmaktadırlar. Fotonlar ise malzemenin mesafe başına daha az enerji soğurmasına neden olduklarından düşük-LET olarak tanımlanmaktadırlar. Radyasyonun biyolojik materyalle etkileşiminde, dolaylı etkide çoğunlukla düşük-LET parçacıklar rol oynarken, direkt etki yüksek-LET radyasyon tarafından gerçekleştirilmektedir [28].

## BÖLÜM 4. MATERYAL VE METOD

### 4.1. Tiroit

Tiroit bezi, insan boynunun alt kısmında, (âdem elması olarak bilinen) tiroit kıkırdağının altında, soluk borusunu saran bir organdır (Şekil 4.1.). Kahverengiye yakın bir kırmızı rengindedir, iki lobdan (sağ ve sol) ve bunları birleştiren istmus isimli bir dokudan oluşur. İstmusun uzunluğu 1,25 cm civarındadır. Sağ ve sol lobu yüksekliği beş cm olan koni şeklinedirler. Tiroidin bezinin toplam hacmi  $10 \text{ cm}^3$ 'ün altındadır [74].



Şekil 4.1. Tiroidin insan vücudu üzerinde gösterimi [75]

Tiroit bezi en çok; oksijen, karbon ve hidrojen ihtiva etmektedir. Bu elementlerin yanı sıra içerisinde; azot, sodyum, fosfor, kükürt, klor, potasyum ve iyot bulunmaktadır. Bu çalışmada incelenen tiroit doku modellerinin element içeriği Tablo 4.1.'de gösterilmiştir.

Tablo 4.1. Bu çalışmada kullanılan tiroit dokusu (ICRU-tiroit) ve buna eşdeğer materyallerin element içerikleri (ICRU-Tiroit [76]; PLA, PETG, PA, TPE, ABS [77]; TH-L1, TH-L2, TH-L3 [78])

MATERYAL	YOĞUNLUK (gr/cm <sup>3</sup> )	Ağırlık Kesri (%)									
		H	C	N	O	Na	P	S	Cl	K	I
ICRU-Tiroit	1,05	10,40	11,90	2,40	74,50	0,20	0,10	0,10	0,20	0,10	0,10
PLA	1,25	5,29	51,87	-	42,61	-	-	0,12	-	0,11	-
PETG	1,27	7,48	65,17	-	27,14	0,07	-	0,14	-	-	-
PA	1,16	9,99	62,59	11,85	15,58	-	-	-	-	-	-
TPE	0,94	12,39	84,94	-	2,36	0,11	-	0,12	0,08	-	-
ABS	1,05	7,50	85,51	5,26	1,65	-	-	0,08	-	-	-
TH-L1	1,14	10,05	13,05	2,19	73,30	0,23	0,08	-	0,14	0,20	0,76
TH-L2	1,08	10,00	13,43	2,19	72,98	0,23	0,08	-	0,14	0,20	0,76
TH-L3	1,13	10,04	13,49	2,20	73,14	0,23	-	-	0,14	-	0,76

Yetişkin bireylerin, %12'si tiroidinden kaynaklanan bir hastalığa sahiptir. Tiroidin az (hipotiroidizm) veya çok çalışmasından (hipertiroidizm) kaynaklanan rahatsızlıkların yanı sıra tiroit kanseri bu hastalıklardan birisidir. Çoğu tiroit kanserinin sebebi bilinmemektedir; ancak radyasyona maruz kalınması tiroit kanserine yol açabilmektedir ve tiroidin görüntülenmesinde (5-200  $\mu$ Ci) veya radyoterapisinde (1  $\mu$ Ci-800 mCi) I-131 (RAI olarak da bilinir) radyoaktif izotopu kullanılmaktadır [75].

#### 4.2. Üç Boyutlu Yazıcı Materyalleri

3-boyutlu yazıcılar, tıp endüstrisi içerisinde teşhis ve tedavi süreçlerinde kolaylık sağlanması amaçlı kullanılmaktadır. 3-boyutlu yazıcıların ayrıntılı bir biçimde istenilen biyolojik materyali tasarlayabilmesi, hastanın teşhisinin geliştirmesinde veya tedavi sürecinin planlanmasında hastaya özel ayarlanmış üretim yapabilmesi sağlık sektöründe birçok çalışmaya yardımcı olmaktadır. Medikal görüntüleme ve radyoterapide; kullanılan radyasyonun insan vücudu ile etkileşiminin incelenmesi için insan vücudundaki dokulara eşdeğer özelliklerde olacak biçimde materyaller oluşturmak, kullanılan bir metottur. Bu sebeple, 3-boyutlu yazıcılarda kullanılan

malzemelerin insan vücudundaki dokulara doku eşdeğeri olarak seçilmesi amaçlı çalışmalar yapılmaktadır [77, 79].

Bu çalışmada, tiroite doku eşdeğeri olarak tanımlanabilmesi için yaygın kullanılan beş 3-boyutlu yazıcı materyalinin foton etkileşimi incelenmiştir. Burada incelenen materyaller; PLA, PA, PETG, TPE ve ABS'dir.

PLA yani poliaktik asit, laktik asitten üretilen toksik olmayan bir polyesterdir. Birçok tarım ürününden kolayca laktik asit üretilebildiğinden üretimi kolay bir malzemedir. Aynı zamanda, doğal bir malzemedir sentezlenebildiğinden mikroorganizmalar tarafından ( $55^{\circ}\text{C}$ 'dan daha yüksek derecelerde) kolayca parçalanarak geri dönüştürülebilmektedir. PLA, tıpta biyoçözünür medikal implant yapımından yemek paketeleme malzemesine birçok alanda kullanılmaktadır [80]. Element içeriği H, C, O, S ve K'dan oluşmaktadır, büyük çoğunluğu karbondur (Tablo 4.1.).

PETG, yani polietilen tereftalat glikol, tereftalat asit ve etilen glikolün birleşiminden üretilmektedir. Diğer bir deyişle, günlük hayatta kullanımına sıkça rastlanan PET (polietilen tereftalat) ile etilen glikolün karışımından oluşan bir materyaldir. Bu karışım, PET'ten daha şeffaf ve güçlü bir plastiktir [81]. Element içeriği PLA'ya benzemektedir (Tablo 4.1.).

Naylon olarak da bilinen Poliamid (PA), çoğunlukla diasit veya diaminden üretilen kristal polimerdir. Element içeriği C, H, N, O'dur (Tablo 4.1.). Aynı element içeriğine sahip farklı moleküler yapılarda birçok çeşidi mevcuttur [82].

TPE (termoplastik elastomer), esnek yapılı, yüksek sıcaklıklarda eritilerek işlenebilen bir materyaldir. Çoğunlukla, motorlu araçlardaki parçaların (otomobil lastikleri gibi) üretiminde kullanılmasının yanı sıra sağlık hizmetinde ve birçok tıbbi üründe kullanılmaktadır [83].

Akrilonitril bütadien stiren (ABS) ise üç monomerin karışımından oluşan (akrilonitril (%15-50), bütadien (%5-30) ve stiren (40-60))  $20^{\circ}\text{C}$ 'de  $1,03-1,09\text{ gr/cm}^3$



yoğunluğuna sahip bir malzemedir. İçeriğinde akrilonitril bulunduğundan başka kimyasal malzemelerden, ortamın etkilerinden ve sıcaklığa bağlı aşınmaya karşı dirençlidir ve gerilme gücü yüksektir. Bütadienden dolayı düşük sıcaklıklara dayanıklıdır ve içeriğinde stiren bulunması sonucu bükülmesi güç bir malzemedir. Otomobil endüstrisi, bilgisayarlar, telefonlar, mobilyalar, paketleme ürünleri ve tıbbi malzemeler gibi birçok ürünün içerisinde kullanılmaktadırlar [84].

### 4.3. Sıvı Tiroit Eşdeğeri Malzemeler

Bir materyalin radyoaktif dozimetri çalışmalarında başka bir materyalin yerine kullanılabilmesi için, radyasyonun soğurulması ve saçılması açısından birbirlerine yakın sonuçlar göstermeleri gerekmektedir. Bu durum, materyal ile ona önerilen eşdeğer malzemenin element içeriklerinin aynı olmaması durumunda da belirli enerjiler için sağlanabilmektedir. 1978 yılında C. Constantinou tarafından gerçekleştirilen bir çalışmada [78], bir materyalin gerçek anlamda doku eşdeğeri olarak sayılabilmesi için element içeriği ve yoğunluk açısından asıl materyale daha yakın değerlere sahip olması gerektiği öne sürülmektedir. Çalışma içerisinde bu amaç doğrultusunda birçok organ ve doku için doku-eşdeğeri malzeme belirlenmiştir. Bu malzemelerden tiroit doku eşdeğeri olarak kullanılması önerilen TH-L1, TH-L2 ve TH-L3 (L burada sıvı (liquid) olduklarını belirtmektedir) bu tezde incelenmiştir. Bu tiroit eşdeğeri malzemeler C. Constantinou'nun çalışmasında Tablo 4.2.'de belirtilen bileşiklerin karışımları ile oluşturulmuştur.

Tablo 4.2. Sıvı tiroit eşdeğeri materyallerin karışımının bileşik içeriği

Materyal	Ağırlık Kesri (%)								
	H <sub>2</sub> O	NaI	NaCl	K <sub>2</sub> HPO <sub>4</sub>	Üre (CH <sub>4</sub> N <sub>2</sub> O)	Gliserol (C <sub>3</sub> H <sub>8</sub> O <sub>3</sub> )	Asetik Asit (CH <sub>3</sub> COOH)	Etilen Glikol (C <sub>2</sub> H <sub>6</sub> O <sub>2</sub> )	Glukoz (C <sub>6</sub> H <sub>12</sub> O <sub>6</sub> )
TH-L1	62,90	0,90	0,23	0,44	4,71	31,00	-	-	-
TH-L2	62,10	0,90	0,23	0,44	4,71	-	11,46	20,58	-
TH-L3	62,10	0,90	0,23	-	4,71	-	-	20,58	11,46

#### 4.4. Monte Carlo Metodu

Monte Carlo Metodu; karmaşık problemlere, problemin muhatabı olayı tekrarlayarak bir sonuç tahmin edebilen istatistiksel bir simülasyon metodudur. Rastgele değerlere karşılık gelen olasılık dağılımlarını kullanarak fiziksel olayların bütünü hakkında verimli bir yaklaşım yapılmaya olanak sağlamaktadır. Bunu, olayın olasılık yoğunluk fonksiyonunu girdi olarak kabul edip, bu fonksiyonun bütünü gerçekleştiren olayların olasılıklarını taramasıyla oluşturmaktadır [85].

Monte Carlo metodu büyük ölçekteki problemler için doğru sonuçlara ulaşılmasında çok büyük fayda sağlamaktadır. Karmaşık sınır koşullarına sahip çok katlı belirli integrallerin çözümünde; yapısı homojen olmayan materyallerin, sıvıların veya hücrenin yapısının simüle edilmesinde veya birçok değişkeni bir arada bulunduğu durumların risk analizlerinde kullanılmaktadır [86]. Örneğin, bir materyalin foton etkileşimi Monte Carlo metodu doğrultusunda incelenecek olursa, etkileşim olasılığını belirtmek üzere, tesir kesiti kullanılarak etkileşim sürecinin tekrarlanmasıyla fiziksel olayı simüle edilebilmektedir [87].

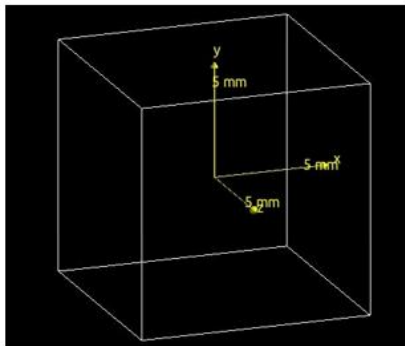
#### 4.5. Geant4

Geant4 (GEometry ANd Tracking); malzeme içerisinden geçen parçacıkların incelenmesine olanak sağlayan, nesne yazılımlı, açık kaynak kodlu bir Monte Carlo simülasyon programıdır. 1993'te KEK (Japonya'da Yüksek Enerjili Hızlandırıcı Araştırma Enstitüsü [88]) ve CERN'de yapılan bağımsız çalışmaların sonucunda ortaya çıkmıştır. Öncesinde mevcut olan Fortran tabanlı Geant3'ün nesne yazılımlı programlama ve dizayn ile geliştirilmiş halidir. Önceleri Avrupa, Japonya, Kanada ve Amerika'daki birçok çalışma grubu ile simülasyon program iyileştirilmeye devam edilmiştir ve daha sonrasında dünya genelinde bu çalışmalara katılım yayılmıştır. Geant4, tanımlı kütüphaneleri, görselleştirme seçenekleri ve parçacık materyal etkileşimi için gerekli olan veri fiziksel süreçleri tanımlamaya kolaylık sağlayacak formdadır. Bu çalışmalar dolayısıyla gelişmiş bir biçimde ayrıntılı geometri

tanımlamayı, parçacıkların tanımlanmış materyalle etkileşimindeki fiziksel sürecin takip edilmesini, bu sürecin görseline erişime imkan sağlanmasını ve elde edilen verilerin hem Geant4'ün kendi analiz seçeneğiyle hem Python veya Root gibi programlarla analizi istenilen biçimde iletmesini mümkün kılmaktadır [89].

Geant4 simülasyon programında, parçacık etkileşiminin gerçekleşeceği materyal kapsamlı bir biçimde tanımlanabilmektedir. Geant4, materyalin şeklinin tasarlanabileceği G4Box, G4Tubs, G4Cons veya G4Sphere gibi sınıfları barındırarak istenilen geometrinin tasarlanmasına kolaylık sağlamaktadır. Örneğin G4Box sınıfı ile oluşturulan şekil üç boyutuna istenilen uzunluğun atanmasını sağlayan basit bir yapıya sahiptir. Bu çalışmada, materyalin geometrisi  $1 \text{ cm}^3$  olacak biçimde G4Box ile tanımlanmıştır (Şekil 4.2.).

Geant4'te bir materyalin cinsini tanımlamanın farklı yolları mevcuttur. Materyal bir element, bileşik veya karışım olarak tanımlanabilmektedir. Elementler atom numarası, mol ağırlığı bilgilerine; bileşikler içeriğindeki atomların sayılarına; karışım biçiminde tanımlandığında ise ağırlık kesirlerine ihtiyaç duyulmaktadır. Geant4'ün veritabanında elementler ve birçok materyal bulunmaktadır. G4NistManager sınıfının algoritmaya çağırılması halinde kemik, doku, kan vb. birçok biyomateryalin de dahil olduğu veritabanına erişim sağlanabilmektedir. Bu çalışmanın içerisindeki materyaller, karışım biçiminde tanımlanmıştır. Şekil 4.2.'de ICRU raporunda ([76]) ifade edildiği şekliyle tiroit dokusunun tanımlanması gösterilmektedir.

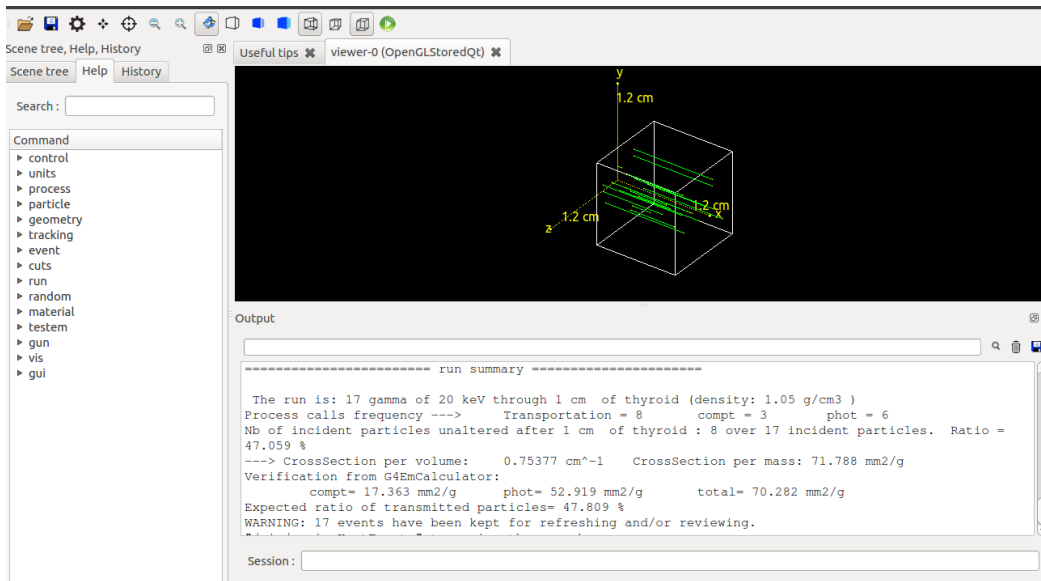


```
G4double density;
G4int ncomponents;
G4double fractionmass;
G4int natoms;

G4Material* thyroid =
new G4Material("thyroid", density= 1.05*g/cm3, ncomponents=10);
thyroid->AddElement(H, fractionmass=10.4*perCent);
thyroid->AddElement(C, fractionmass=11.9*perCent);
thyroid->AddElement(N, fractionmass=2.4*perCent);
thyroid->AddElement(O, fractionmass=74.5*perCent);
thyroid->AddElement(Na, fractionmass=0.2*perCent);
thyroid->AddElement(P, fractionmass=0.1*perCent);
thyroid->AddElement(S, fractionmass=0.1*perCent);
thyroid->AddElement(Cl, fractionmass=0.2*perCent);
thyroid->AddElement(K, fractionmass=0.1*perCent);
thyroid->AddElement(I, fractionmass=0.1*perCent);
```

Şekil 4.2. Geant4'te simüle edilen materyalin geometrisi ve materyalin içeriğinin tanımlanması

Geant4, parçacık etkileşimlerini tanımlayan fiziksel süreçleri kütüphanesinde barındırmaktadır: Elektromanyetik, hadronik süreçler; bozunma süreçleri ve transportasyon süreçleri bunlardan bazılarıdır. Geant4 içeriğinde bulunan süreçleri G4VProcess sınıfı altında toplamaktadır. Örneğin, G4GammaConversion, G4PhotoElectricEffect, G4ComptonScattering ve G4RayleighScattering, G4SynchrotronRadiation, G4TransitionRadiation vb. sınıflar ile foton etkileşim süreçlerini kapsamlı bir biçimde simüle edilebilmektedir. G4EmCalculator sınıfı ile de tesir kesiti ve durdurma gücü hesaplamaları gerçekleştirilebilmektedir. Bu etkileşim süreçlerinin gerçekleştiği parçacıkların izlerinin takibi de transportasyon süreçleriyle oluşturulmaktadır. Çoğu durum için G4Transportation sınıfı kullanılmaktadır ancak birden fazla geometri aktif hale getirildiğinde G4CoupledTransportation sınıfı devreye girmektedir.



Şekil 4.3. Geant4'te tiroit dokusunun 20 keV'lik gama ile etkileşiminin görselleştirilmesi

Ayrıca Geant4, oluşturulmuş geometrinin istenilen açıdan gözlenebildiği, parçacığın bıraktığı izin kapsamlı bir şekilde incelenebildiği görselleştirme araçlarına sahiptir. Gözlemlenecek olaya uygun olacak biçimde birçok sürücünün kullanılmasına olanak sağlamaktadır. Şekil 4.3.'te; QT sürücüsüyle tiroit dokusuna 17 tane 20 keV'lik fotonun gönderilmesinin simülesi görselleştirilmiştir. QT; eş zamanlı hızlı görsel oluşturma, mouse kontrolüyle döndürme, yakınlaştırma gibi görseli daha ayrıntılı

inceleme fırsatı sunan, görseli birçok farklı formatta kaydedebilen, OPENGL üç boyutlu grafik kütüphanesiyle çalışan bir sürücüdür [90].

Bu çalışmada, ICRU'da tanımlı tiroit ve tiroit eşdeğeri olabilecek PLA, PETG, PA, TPE, ABS ve sıvı tiroit eşdeğeri malzemeler simüle edilmiştir ve 15 keV- 5 MeV aralığındaki enerjilere sahip fotonların bu materyallerle etkileşiminin sonucunda kütle azaltma katsayısı değerleri Geant4 ile belirlenmiştir. Ayrıca, etkin kütle numarası değerlerinin hesaplanabilmesi için H, C, N, O, Na, P, S, Cl, K ve I elementlerinin 15 keV- 5 MeV enerjilerindeki kütle azaltma katsayıları belirlenmiştir.

#### 4.6. XCOM

XCOM, elementler, bileşikler ve karışımların saçılma, fotoelektrik etki, çift oluşumu ve toplam foton tesir kesiti değerlerini; 1 keV'den 100 GeV'e kadar her enerji için hesaplamaya imkan sağlayan veri tabanını içerisinde barındıran bilgisayar programıdır. M. J. Berger ve J. H. Hubbell tarafından 1987 yılında yayımlanan bir makale ile kullanıma sunulmuştur [91].

XCOM program; istenilen enerji aralığındaki koherent olmayan saçılma, koherent saçılma, fotoelektrik soğrulma ve çekirdek veya elektron alanında çift oluşumu tesir kesiti değerlerinde, tanımlanan materyal için tablo ve grafik oluşturmaya olanak sağlamaktadır. Ayrıca, hepsinin toplamını ve saçılma tesir kesiti dışındakilerin toplamını sunmaktadır. İstenilen enerji aralığı programda girildiğinde veya XCOM programında belirli standard enerji aralığı kullanıldığında; veriler elementler için  $\text{cm}^2/\text{g}$  veya barn/atom ( $1 \text{ barn} = 10^{-24} \text{ cm}^2$ ) biriminde, bileşik ve karışım şeklinde tanımlamalar için ise sadece  $\text{cm}^2/\text{g}$  biriminde elde edilebilmektedir.

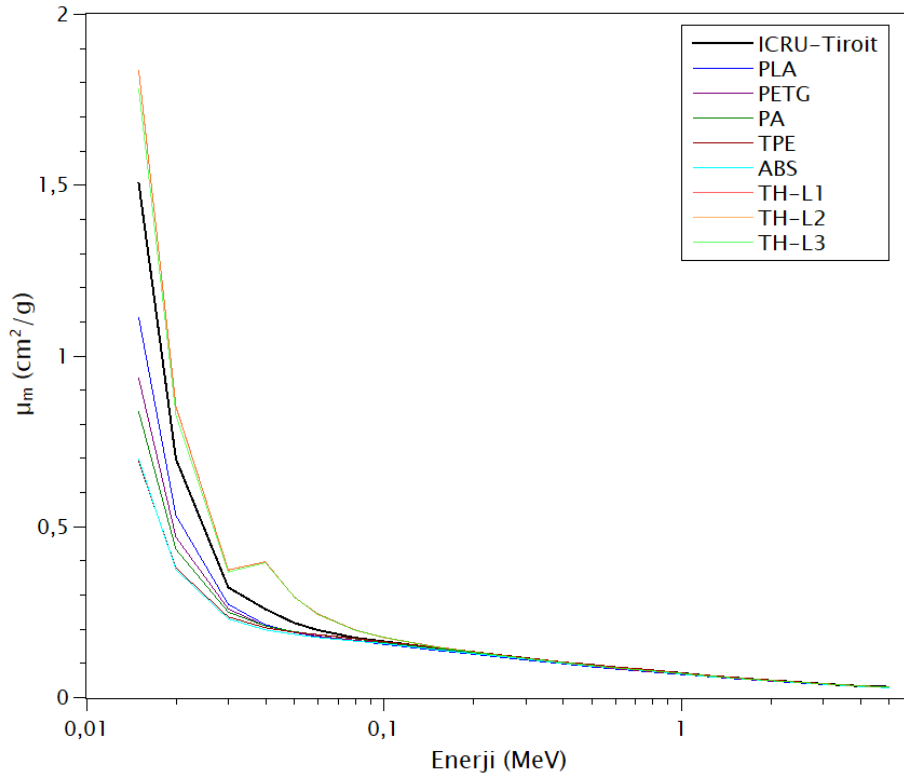
XCOM programı, foton – materyal etkileşimi sürecini incelemeye birçok fayda sağlıyor olmasına karşın fotonun enerjisinin kinetik enerjiye dönüşümünden kaynaklanan ikincil oluşan parçacıklar için enerji soğurma katsayısı verisini hesaplayamamaktadır.

Materyal ve dokular için bahsi geçen kavramlara ait veriye NIST web sitesi üzerinden (Ulusal Standartlar ve Teknoloji Enstitüsü, Amerika Birleşik Devletleri [92]) erişim sağlanabilmesinin yanı sıra Windows işletim sisteminde çalışabilen WinXCom programı ile de nümerik veri elde edilebilmektedir.

## BÖLÜM 5. SONUÇLAR VE TARTIŞMA

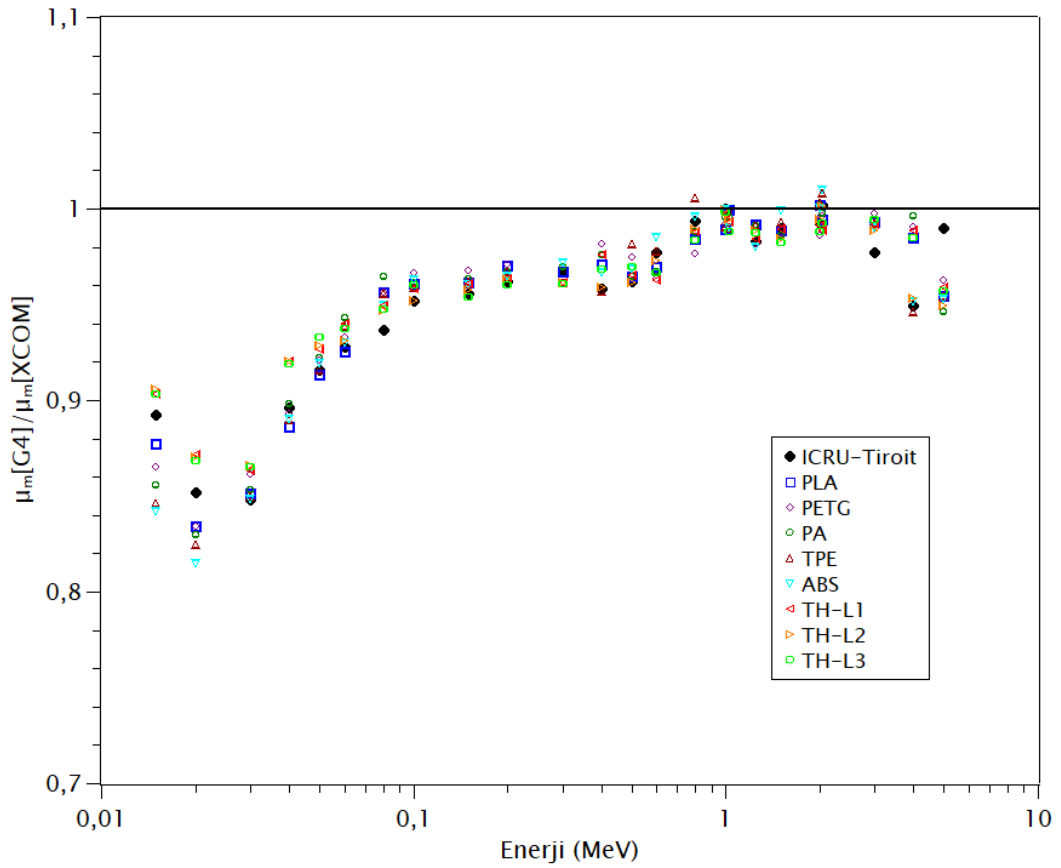
### 5.1. Kütle Azaltma Katsayısı

Bölüm 4’te açıklanan, tiroit dokusu Geant4 simülasyon programı ile oluşturulmuş ve üzerine 100000 tane tek enerjili foton gönderilerek kütle azaltma katsayısı hesaplanmıştır. Bu hesaplama 15 keV’den 5 MeV’e 24 farklı enerji değeri için tekrarlanarak geniş bir spektrumda tiroit – foton etkileşimi incelenmiştir. Sonrasında benzer şekilde, tiroide doku eşdeğeri olarak önerilen PLA, PETG, PA, TPE, ABS, TH-L1, TH-L2 ve TH-L3 materyalleri için de bu çalışma tekrarlanmıştır. Bunun sonucunda kütle azaltma katsayıları belirlenmiştir.



Şekil 5.1. Bu çalışmadaki materyallerin Geant4 tarafından belirlenen kütle azaltma katsayılarının enerjiye bağlı değişimi

Şekil 5.1.'den belirtilen verilerde kütle azaltma katsayılarının enerji arttıkça logaritmik olarak azaldığı gözlemlenmiştir. Ancak Şekil 5.1.'de de görüldüğü gibi TH-L1, TH-L2 ve TH-L3 materyallerinde eksponansiyel azalışı 40 keV enerji değeri bozmaktadır. Bunun sebebi; özellikle bu üç materyalde, çalışmadaki diğer malzemelerdekinden daha fazla bulunan (Tablo 4.1.) iyot atomunun K kabuğundaki elektronlarının eşik enerjisinin 33.17 keV olmasıdır. Bu enerji değerinde gelen foton, fotoelektrik olay ile soğrulmakta ve nispeten soğrulma katsayısı artış göstermektedir.



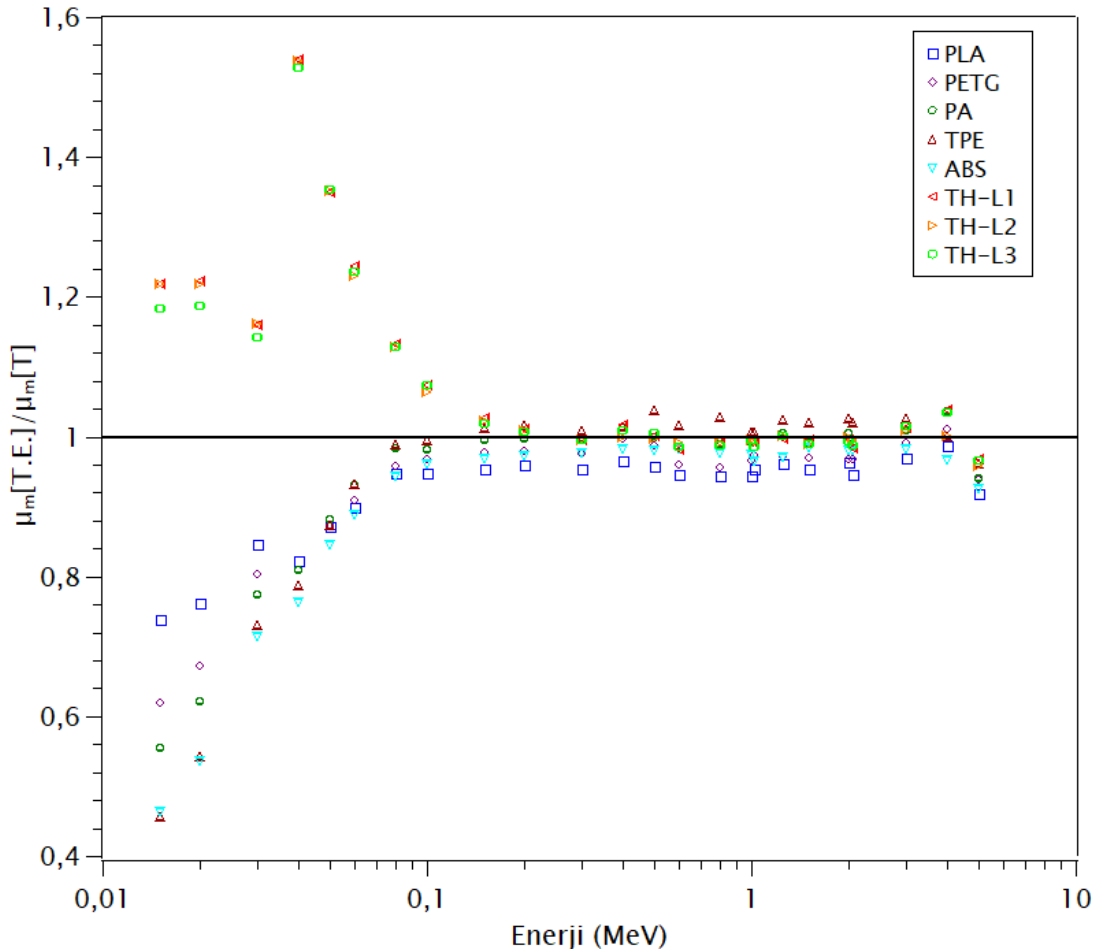
Şekil 5.2. Tezdeki materyallerin Geant4 ve XCOM tarafından belirlenen kütle azaltma katsayılarının oranının enerjiye bağlı değişimi

Tezde incelenen 9 materyalin (tiroit ve 8 doku eşdeğeri materyal) Geant4 simülasyon programı ile kütle azaltma katsayılarının hesaplanmasının yanı sıra XCOM veri tabanında materyaller tanımlanarak üzerinde çalışılan enerji değerleri için kütle azaltma katsayıları hesaplanmıştır. Burada hesaplanan değerler Geant4'te ölçülen



değerlerle uyumaktadır (Şekil 5.2.). Enerji arttıkça Geant4 ve XCOM değerleri yaklaşmaktadır.

Ayrıca, doku eşdeğeri materyallerin kütle azaltma katsayıları tiroit dokusu için karşılık gelen kütle azaltma katsayılarına oranlanarak tiroit ile uyumluluk durumları incelenmiştir. Şekil 5.3.'te görüldüğü gibi 100 keV'den sonra materyaller foton etkileşimi açısından tiroide çok benzemektedir. Çalışılan bu materyaller içerisinde PLA, bütün enerjiler incelendiğinde tiroide en yakın foton etkileşim sonucu veren materyaldir (Şekil 5.3.).



Şekil 5.3. Tiroit doku eşdeğeri olabilecek materyallerin kütle azaltma katsayılarının tiroidin kütle azaltma katsayılarına oranının enerjiye bağlı değişimi

Tablo 5.1. ICRU-Tiroit materyalinin kütle azaltma katsayısı verilerinin gerçekleşen fiziksel süreçlere göre dağılımı

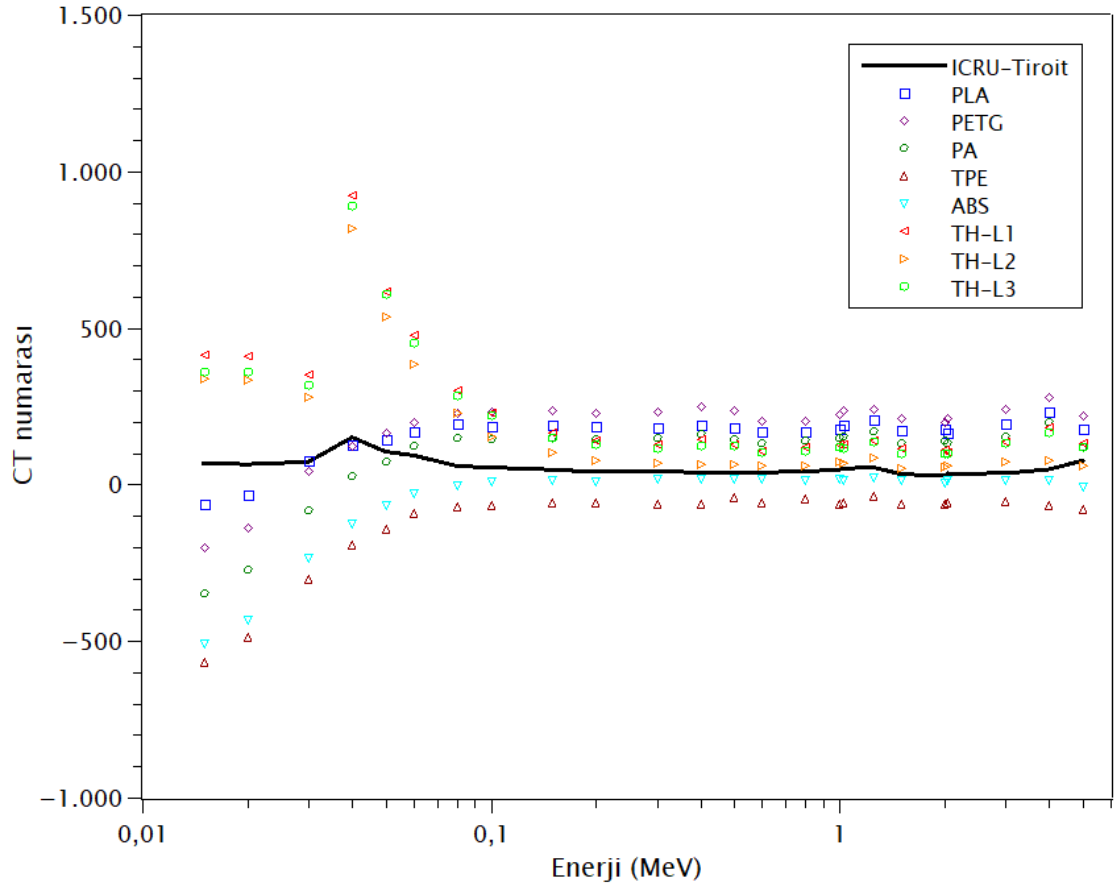
Enerji (MeV)	F.E.O.		K.O.S.		K.S.		Ç.O.		Toplam (cm <sup>2</sup> /g)
	(cm <sup>2</sup> /g)	%	(cm <sup>2</sup> /g)	%	(cm <sup>2</sup> /g)	%	(cm <sup>2</sup> /g)	%	
0,015	1,3860	82,2	0,1687	10,0	0,1310	7,8	0,0000	0,0	1,6860
0,020	0,5552	67,8	0,1762	21,5	0,0871	10,6	0,0000	0,0	0,8185
0,030	0,1507	39,8	0,1817	48,0	0,0461	12,2	0,0000	0,0	0,3786
0,040	0,0774	27,0	0,1815	63,2	0,0283	9,8	0,0000	0,0	0,2872
0,050	0,0388	16,4	0,1791	75,6	0,0191	8,0	0,0000	0,0	0,2369
0,060	0,0220	10,4	0,1758	83,1	0,0137	6,5	0,0000	0,0	0,2115
0,080	0,0090	4,8	0,1685	90,8	0,0080	4,3	0,0000	0,0	0,1855
0,100	0,0045	2,6	0,1614	94,3	0,0053	3,1	0,0000	0,0	0,1712
0,150	0,0013	0,8	0,1463	97,6	0,0024	1,6	0,0000	0,0	0,1499
0,200	0,0005	0,4	0,1343	98,6	0,0014	1,0	0,0000	0,0	0,1362
0,300	0,0002	0,1	0,1171	99,4	0,0006	0,5	0,0000	0,0	0,1178
0,400	0,0001	0,1	0,1050	99,6	0,0003	0,3	0,0000	0,0	0,1054
0,500	0,0000	0,0	0,0959	99,7	0,0002	0,2	0,0000	0,0	0,0962
0,600	0,0000	0,0	0,0887	99,8	0,0002	0,2	0,0000	0,0	0,0889
0,800	0,0000	0,0	0,0780	99,9	0,0001	0,1	0,0000	0,0	0,0781
1,000	0,0000	0,0	0,0701	99,9	0,0001	0,1	0,0000	0,0	0,0702
1,022	0,0000	0,0	0,0694	99,9	0,0001	0,1	0,0000	0,0	0,0695
1,250	0,0000	0,0	0,0627	99,9	0,0000	0,1	0,0000	0,0	0,0628
1,500	0,0000	0,0	0,0570	99,8	0,0000	0,0	0,0001	0,2	0,0571
2,000	0,0000	0,0	0,0486	99,2	0,0000	0,0	0,0004	0,8	0,0490
2,044	0,0000	0,0	0,0480	99,1	0,0000	0,0	0,0004	0,9	0,0485
3,000	0,0000	0,0	0,0383	97,2	0,0000	0,0	0,0011	2,8	0,0394
4,000	0,0000	0,0	0,0319	94,5	0,0000	0,0	0,0018	5,4	0,0338
5,000	0,0000	0,0	0,0276	91,7	0,0000	0,0	0,0025	8,3	0,0301

Tablo 5.1.'de ICRU'da tanımlı tiroit materyalinin kütle azaltma katsayılarının fotoelektrik olay (F.E.O.), koherent olmayan saçılma (K.O.S.), koherent saçılma (K.S.), ve çift oluşumu (Ç.O.) fiziksel süreçlerine göre dağılımları verilmiştir. XCOM programı vasıtasıyla elde edilen bu verilere göre; Fotoelektrik olay 400 keV'e kadar toplam kütle azaltma katsayısına etkisini göstermektedir. İnkoherent saçılmanın toplam kütle azaltma katsayısına katkısı, çift oluşumu etkisini gösterene dek (1,5 MeV) enerji arttıkça artmaktadır. 1,25 MeV'den sonra koherent saçılmanın katkısı belirlenmemiştir ve bu sonuçlar Şekil 2.6. ile uyumludur.

PETG, PA, TPE ve ABS materyallerinde ise fotoelektrik olayın 200 keV'e kadar toplam foton azaltma katsayısına etki ettiği gözlemlenmektedir. Bu değer PLA için 300 keV, TH-L1 için 1 MeV, TH-L2 ve TH-L3 için 800 keV'dir. Koherent olmayan saçılmanın toplam kütle azaltma katsayısına katkısı, çift oluşumu etkisini gösterene dek (bütün materyaller için bu enerji değeri 1,5 MeV'dir) enerji arttıkça artmaktadır. Koherent saçılmanın etkisi ise PLA, PA, TH-L1 ve TH-L3 için 1,022 MeV'den sonra ihmal edilebilecek kadar küçüktür. Bu durum PETG, TPE ve ABS için 800 keV'de başlamaktadır ve son olarak TH-L2 için 1,25 MeV'e kadar koherent saçılmanın etkisi devam etmektedir. Bu veriler ayrıntılı biçimde EK 1 de yer almaktadır.

## 5.2. CT numarası

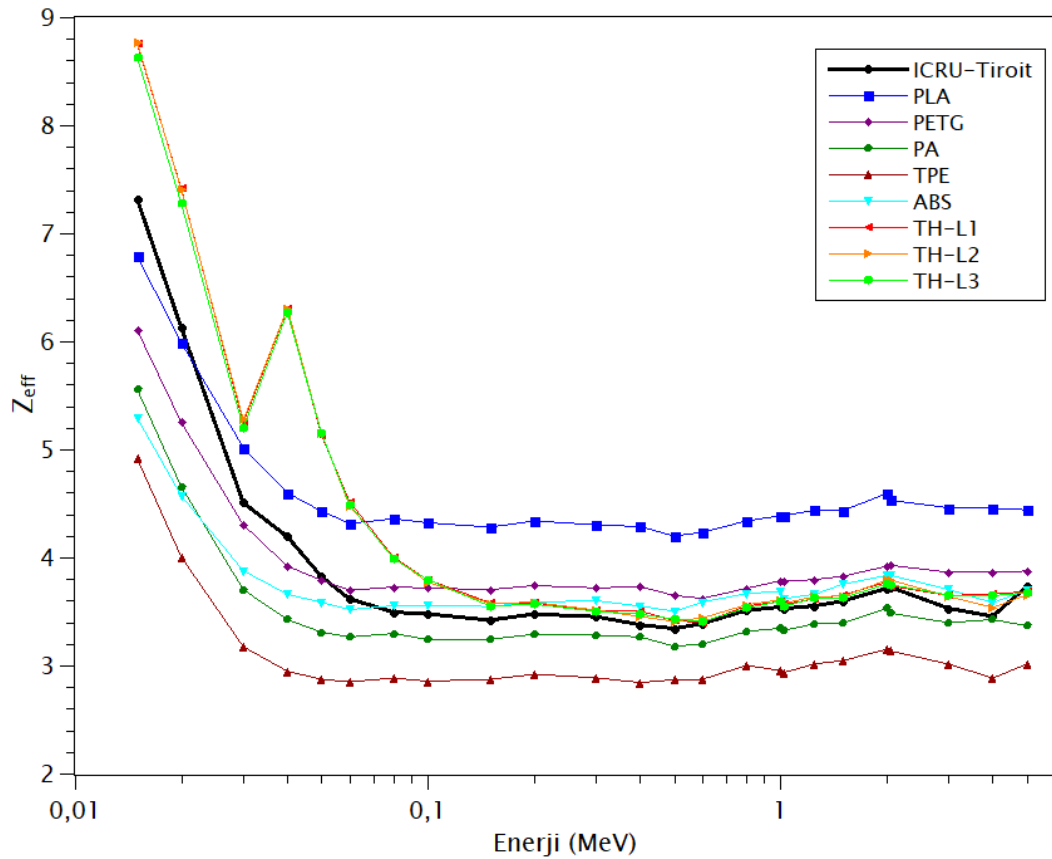
Ayrıca bu çalışmada, Geant4 simülasyon programı ile 15 keV - 5 MeV enerji aralığında su molekülü için de kütle azaltma katsayıları belirlenmiştir. Bu veri ve çalışmada incelenen materyaller kullanılarak tiroit ve tiroit doku eşdeğeri materyaller için CT numaraları hesaplanmıştır. Hesaplanan CT Numaralarının enerjiye bağlı değişimi Şekil 5.4.'teki grafikte belirtilmiştir. Bütün enerji değerleri göz önüne alındığında PLA, tiroide yakın bir sonuç vermektedir. 100 keV'den sonra doku eşdeğeri materyallerin CT değerleri karşılık gelen tiroit CT numaralarına yaklaştıkları görülmektedir. 100 keV'den sonra TH-L2 ve ABS özel olarak tiroide (grafikte siyah kalın çizgi ile belirtilmiştir) daha yakın sonuçlar vermektedir. Geant4'ten elde edilen verilerle oluşturulmuş CT numarası çalışmasına ilaveten XCOM ile de su molekülü için kütle azaltma katsayısı hesaplanarak XCOM verilerinden CT numarası değerleri hesaplanmıştır ve sonuçların Geant4'le uyumlu olduğu gözlemlenmiştir.



Şekil 5.4. Tezde incelenen materyallerin Geant'ten elde edilen verilerle hesaplanan CT numaralarının enerjiye bağlı değişimi

### 5.3. Etkin Atom Numarası

Son olarak bu çalışmada, tiroit ve doku eşdeğeri materyaller için etkin atom numarası direkt metod ile hesaplanmıştır ( $\sigma_a$  ve  $\sigma_e$  değerleri EK 2'dedir.). Etkin atom numarası değerleri düşük enerjilerde 9'dan başlayıp enerji değerleri büyüdükçe 3 ile 6 arasında kalmaktadır. Tiroit ve doku eşdeğeri materyallerin etkin atom numarası değerleri birbirine yakın değerler göstermektedir. Genel olarak ABS ve PETG materyallerinin etkin atom numaralarının enerjiye bağlı değişimi tiroit ile yakınlık göstermektedir.



Şekil 5.5. Tezdeki materyallerin etkin atom numarası değerlerinin enerjiye bağlı değişimi

#### 5.4. Değerlendirme

Bu çalışmada elde edilen kütle azaltma katsayı değerleri, CT numaraları ve etkin atom numarası verileri; PLA, PETG, PA, TPE, ABS, TH-L1, TH-L2 ve TH-L3 malzemelerinin tiroit dokusuna (çalışmada kullanılan enerji aralığındaki fotonlar için) benzerlikleri kapsamlı bir biçimde incelenmiştir. Sonuç olarak, bu çalışmadaki tiroit dokusuna eşdeğer olabilecek modellerin 15 keV – 5 MeV enerji aralığındaki fotonların etkileşimi açısından tiroit dokusu ile uyumlu olduğu gözlemlenmiştir. Ayrıca bu enerji değerleri daha fazla aralığa bölünerek fotoelektrik olay, koherent ve koherent olmayan saçılma, çift oluşumu (ve toplam kütle azaltma katsayısı), CT numarası ve etkin atom numarası verileri için daha ayrıntılı biçimde bir uyumluluk incelenmiştir.

Bu incelemelerin sonucunda, XCOM'dan elde edilen verilere göre, kütle azaltma katsayısı değerlerine bakıldığında, PLA materyali diğer yedi modele kıyasla tiroite en yakın sonucu vermektedir. PETG ve PA materyallerinde de PLA'ya yakın ölçütte tiroit dokusu ile foton etkileşimi açısından benzer sonuçlar elde edilmiştir. Özel olarak fotoelektrik olayda PLA, PETG, PA tiroit ile daha uyumlu sonuçlar verirken; koherent olmayan saçılmada PA, TH-L3, TH-L1, TH-L2 tiroit dokusu ile benzer etkileşim sonuçları oluşturmaktadır. Koherent saçılma ve çift oluşumda ise sıvı tiroit eşdeğeri malzemeler (TH-L3, TH-L2, TH-L1) tiroide yakınlık göstermektedir.

CT numarası değerlerine bakıldığında, 0,015-0,1 MeV enerji aralığında PLA, PETG ve PA tiroide doku eşdeğeri olarak uygun gözükürken, 0,15-5 MeV aralığında ABS, TH-L2, TH-L3 ve TH-L1 uyumlu olduğu görülmektedir.

Etkin atom numarası değerlerinde ise, 0,015-0,06 MeV enerji aralığında sırasıyla PETG, PLA ve ABS tiroide yakın değerler gösterirken, 0,08-0,5 MeV enerji aralığında TH-L3, ABS, TH-L2 ve TH-L1 tiroit dokusu ile foton etkileşimi açısından benzer sonuçlar vermektedir. Son olarak; 0,6-5 MeV aralığında sırasıyla ABS, TH-L1, TH-L2 ve TH-L3 tiroit dokusuna uyumlu veri elde edilmektedir.

Tüm bu değerlendirmelerden yola çıkarak; 0,015-0,06 MeV enerji aralığında PETG, PLA ve ABS, 0,08-5 MeV aralığında ise ABS, TH-L1, TH-L2 ve TH-L3 modellerinin, radyasyonla etkileşim ile ilgili çalışmalarda ve doz hesabında kullanılmasının oldukça uyumlu sonuçlar vereceği öngörülmektedir.

## KAYNAKLAR

- [1] L'Annunziata, M. F., Radiation Physics and Radionuclide Decay, Handbook of Radioactivity Analysis, Elsevier, 2–96, 2012.
- [2] İzmirli, M., Altın, S., Dernek, B. O., Ünsal, M., SSK Okmeydanı Eğitim ve Araştırma Hastanesi Onkoloji Merkezi'nin 1999-2004 yılları kanser istatistikleri, Türk Onkoloji Dergisi, 22(4), 172-182, 2007.
- [3] Röntgen, W. C., On a New Kind of Rays, Science, 3(59):227–231, 1896.
- [4] Becquerel, H., The Radio-Activity of Matter, Nature, 63(1634):396, 1901.
- [5] Thomson, J. J., Cathode Rays, Phil. Mag. Ser., 5(44):293–316, 1897.
- [6] Curie, M. S., Rays Emitted By Compounds of Uranium and of Thorium, Resonance, 6(3):94-96, 2001.
- [7] Curie, P., Radioactive Substances, Especially Radium, Nobel Lecture, 1905.
- [8] Becquerel, H., On Radioactivity, a New Property of Matter, Les prix Nobel, 1903.
- [9] Villard, M. P., Sur Le Rayonnement Du Radium, Cr Acad. Sci. Paris, 130, 1178–1179, 1900.
- [10] Rutherford, E., Radioactive Processes, Proceedings of The Physical Society of London, 18(1):595–600, 1903.
- [11] Rutherford, E., Royds, T., XXI. The Nature of The A Particle From Radioactive Substances, The London, Edinburgh, and Dublin Philosophical Magazine and Journal of Science, 17(98), 281–286, 1909.
- [12] Arons, M. B., Peppard, A. B., Einstein's Proposal of The Photon Concept—A Translation of The Annalen Der Physik Paper of 1905, American Journal of Physics, 33(5):367–374, 1965.
- [13] Chadwick, J., The Existence of A Neutron, Proceedings of The Royal Society of London. Series A, Containing Papers of A Mathematical and Physical Character, 136(830):692–708, 1932.

- [14] Anderson, C. D., The Apparent Existence of Easily Deflectable Positives, *Science*, 76(1967):238–239, 1932.
- [15] Griffiths, D., Temel Parçacıklara Tarihsel Giriş, Temel Parçacıklara Giriş, 2. Gözden Geçirilmiş Basımdan Çeviri, Ankara, Nobel Yayınevi, 23-63, 2015.
- [16] Wilson, F. L., Fermi's Theory of Beta Decay, *American Journal of Physics*, 36(12):1150–1160, 1968.
- [17] Martin, J. E., *Physics for Radiation Protection: A Handbook.*, Third Completely Updated Edition. Mi: John Wiley & Sons, 41-293, 2006.
- [18] Frost, E. B., Experiments On The X-Rays, *Science*, 3(59):235–236, 1896.
- [19] Linton, O. W., News of X-Ray Reaches America Days After Announcement of Roentgen's Discovery , *American Journal of Roentgenology*, 165(2):471–472, 1995.
- [20] Mikla, V. I., Mikla, V. V., *Advances in Imaging From The First X-Ray Images*, *Medical Imaging Technology*, Elsevier, 1–22, 2014.
- [21] Van Tiggelen, R., In Search for The Third Dimension: From Radiostereoscopy To Three-Dimensional Imaging, *Jbr-Btr*, 85, 266–270, 2002.
- [22] Hounsfield G. N., *Computed Medical Imaging*, *Medical Physics*, 7(4):283–290, 1980.
- [23] Gibbons, J. P., Khan, F. M., *Treatment Planning II: Patient Data Acquisition, Treatment Verification, and Inhomogeneity Correction*, Khan's *The Physics of Radiation Therapy*, Pa: Lippincott Williams & Wilkins, 195–207, 2014.
- [24] Ter-Pogossian, M. M., Phelps, M. E., Hoffman, E. J., Mullani, N. A., A Positron-Emission Transaxial Tomograph for Nuclear Imaging (Pett), *Radiology*, 114(1):89–98, 1975.
- [25] Shahhosseini S., *Pet Radiopharmaceuticals*, *Iran J Pharm Res.*, 10(1):1–2, 2011.
- [26] Adams, J. E., Mughal, Z., Damilakis, J., Offiah, A.C., *Radiology, Pediatric Bone*, Elsevier, 282–283, 2012.
- [27] Podgorsak, E. B., *Biological and Medical Physics Biomedical Engineering, Physics for Medical Physicist*, Berlin, Heidelberg, Springer, 282-332, 2010.
- [28] Beyzadeoğlu, C., Özyiğit, M., Ebruli, G., *Basic Radiation Oncology*, Berlin, Heidelberg, Springer, 12-290, 2012.



- [29] Leroy,P., Rancoita, C., Principles of Radiation Interaction in Matter and Detection. Singapur, World Scientific Publishing, 158-175, 2004.
- [30] Powsner, R.A., Palmer, M.R., Powsner E.R., Essential of Nuclear Medicine Physics and Instrumentation, Third Edition, MI, Wiley-Blackwel, 185-194, 2013.
- [31] Podgorsak, E. B., Kainz, K., Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, 27-37, Avusturya, International Atomic Energy Agency, 2005.
- [32] Poletti, M. E., Gonçalves, O.D., Mazzaro, I., X-Ray Scattering From Human Breast Tissues and Breast-Equivalent Materials, Physics in Medicine and Biology, 47(1):47–63, 2002.
- [33] Tomal, A., Mazarro, I., Kakuno, E. M., Poletti, M. E., Experimental Determination of Linear Attenuation Coefficient of Normal, Benign and Malignant Breast Tissues, Radiation Measurements, 45(9):1055–1059, 2010.
- [34] Korkut, T., Korkut, H., Karabulut, A., Budak, G., A New Radiation Shielding Material: Amethyst Ore, Annals of Nuclear Energy, 38(1):56–59, 2011.
- [35] Shirmardi, S. P., Shamsaei, M., Naserpour, M., Comparison of Photon Attenuation Coefficients of Various Barite Concretes and Lead By MCNP Code, Xcom and Experimental Data, Annals of Nuclear Energy, 55, 288–291, 2013.
- [36] Böke, A., Linear Attenuation Coefficients of Tissues From 1kev To 150kev, Radiation Physics and Chemistry, 102, 49–59, 2014.
- [37] Mahmoud, M. E., El-Khatib, A. M., Badawi, M. S., Rashad, A. R., El-Sharkawy, R. M., Thabet, A. A., Fabrication, Characterization and Gamma Rays Shielding Properties of Nano and Micro Lead Oxide-Dispersed-High Density Polyethylene Composites, Radiation Physics and Chemistry, 145, 160–173, 2018.
- [38] Soares, L. D. H., Gobo, M. S. S., Poletti, M. E., Measurement of The Linear Attenuation Coefficient of Breast Tissues Using Polienergetic X-Ray for Energies From 12 To 50 Kev and A Silicon Dispersive Detector, Radiation Physics and Chemistry, 167,108-226, 2020.
- [39] Medhat, M. E., Wang, Y., Geant4 Code for Simulation Attenuation of Gamma Rays Through Scintillation Detectors, Annals of Nuclear Energy, 62, 316–320, 2013.

- [40] Al-Masri, M. S., Hasan, M., Al-Hamwi, A., Amin, Y., Doubal, A. W., Mass Attenuation Coefficients of Soil and Sediment Samples Using Gamma Energies From 46.5 To 1332 Kev, *Journal of Environmental Radioactivity*, 116, 28–33, 2013.
- [41] Medhat, M. E., Demir, N., Akar Tarim, U., Gurler, O., Calculation of Gamma-Ray Mass Attenuation Coefficients of Some Egyptian Soil Samples Using Monte Carlo Methods, *Radiation Effects and Defects in Solids*, 169(8):706–714, 2014.
- [42] Medhat, M. E., Singh, V. P., Mass Attenuation Coefficients of Composite Materials By Geant4, Xcom and Experimental Data: Comparative Study, *Radiation Effects and Defects in Solids*, 169(9):800–807, 2014.
- [43] Singh, V. P., Medhat, M. E., Badiger, N. M., Photon Attenuation Coefficients of Thermoluminescent Dosimetric Materials By Geant4 Toolkit, Xcom Program and Experimental Data: A Comparison Study, *Annals of Nuclear Energy*, 68, 96–100, 2014.
- [44] Singh, V. P., Medhat, M. E., Badiger, N. M., Gamma-Ray Shielding Effectiveness of Some Alloys for Fusion Reactor Design, *Journal of Fusion Energy*, 33(5):555–564, 2014.
- [45] Singh, V. P., Medhat, M. E., Badiger, N. M., Utilization of Geant4 Monte Carlo Simulation Method for Studying Attenuation of Photons in Normal and Heavy Concretes At High Energy Values, *Journal of Radioanalytical and Nuclear Chemistry*, 300(1):325–331, 2014.
- [46] Ermiş, E.E., Piliçer, E., Çeliktaş, C., A Theoretical Way To Determine Gamma-Ray Mass Attenuation Coefficients of Materials, *Turkish Journal of Physics*, 39, 91–113, 2015.
- [47] Ermis, E. E., Pilicer, F. B., Pilicer, E., Celiktas, C., A Comprehensive Study for Mass Attenuation Coefficients of Different Parts of The Human Body Through Monte Carlo Methods, *Nuclear Science and Techniques*, 27(3):54, 2016.
- [48] Tekin, H. O., Altunsoy, E. E., Manici, T., Sayyed, M. I., Mass Attenuation Coefficients of Human Body Organs Using MCNPX Monte Carlo Code, *Iranian Journal of Medical Physics*, 14(4):229–240, 2017.
- [49] Tekin, H. O., Ergüzel, T. T., Sayyed, M. I., Singh, V. P. Manici, T., Altunsoy, E. E., Agar, O., An investigation On Shielding Properties of Different Granite Samples Using MCNPX Code, *Digest Journal of Nanomaterials & Biostructures (Djnb)*, 13(2):381–389, 2018.

- [50] Obaid, S.S., Sayyed, M. I., Gaikwad, D. K., Tekin, H. O., Elmahroug, Y., Pawar, P. P., Photon Attenuation Coefficients of Different Rock Samples Using MCNPX, Geant4 Simulation Codes and Experimental Results: A Comparison Study, *Radiation Effects and Defects in Solids*, 173(11–12):900–914, 2018.
- [51] Yani, S., Lestari, F. P., Haryanto, F., Could Water Replace Muscle Tissue Used in Electron and Photon Beams: A Monte Carlo Study, 2018 2nd International Conference On Biomedical Engineering (Ibimed), 70–75, 2018.
- [52] Aşkin, A., Dal, M., Assessment of The Mass Attenuation Coefficients of Granite, Basalt, andesite and Tuff Stones with The Geant4 Model of A High-Purity Germanium Detector, *Pramana: Journal of Physics*, 93(1):14, 2019.
- [53] Li, J., Huang, M., Hou, R., Ouyang, X., Photon Attenuation Coefficients of Oxide Dispersion Strengthened Steels By Geant4, Xcom and Experimental Data, *Radiation Physics and Chemistry*, 161, 23–28, 2019.
- [54] Lev, M. H., Gonzalez, R. G., CT Angiography and CT Perfusion Imaging, *Brain Mapping: The Methods*, Elsevier, 427–484, 2002.
- [55] Kim, W. H., Kim, C. G., Kim, D. W., Optimal CT Number Range for Adipose Tissue When Determining Lean Body Mass in Whole-Body F-18 FDG PET/CT Studies, *Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, 46(4):294–299, 2012.
- [56] Singh, M., Tondon, A., Sandhu, B. S., Singh, B., Energy Dependence of Radiation interaction Parameters of Some Organic Compounds, *Radiation Physics and Chemistry*, 145, 80–88, 2018.
- [57] Singh, M., Tondon, A., Singh, B., Sandhu, B. S., Study of Radiation interaction Parameters for Organic Compounds At Gamma Photon Energies Different From Available Standard Radioisotopes, *Chinese Journal of Physics*, 65, 221–234, 2020.
- [58] Hine, G. J., The Effective Atomic Numbers of Materials for Various Gamma Ray Processes, *Phys Rev*, 85, 725, 1952.
- [59] Besier, A., Cross Section, *Concept of Modern Physics*, Sixth Edition, NY, USA, McGraw-Hill Higher Education, 441–446, 2003.
- [60] Arslan, H., Photon Attenuation Parameters for Some Tissues From Geant4 Simulation, Theoretical Calculations and Experimental Data: A Comparative Study, *Nuclear Science and Techniques*, 30(6):96, 2019.

- [61] Singh, V., Badiger, N., Effective Atomic Numbers of Some Tissue Substitutes By Different Methods: A Comparative Study, *Journal of Medical Physics*, 39(1):24, 2014.
- [62] Shivaramu, H., Effective Atomic Numbers for Photon Energy Absorption and Photon Attenuation of Tissues From Human Organs, *Medical Dosimetry*, 27(1):1–9, 2002.
- [63] Kurudirek, M., Effective Atomic Numbers, Water and Tissue Equivalence Properties of Human Tissues, Tissue Equivalents and Dosimetric Materials for Total Electron interaction in The Energy Region 10 Kev–1 Gev, *Applied Radiation and Isotopes*, 94, 1–7, 2014.
- [64] Singh, V. P., Medhat, M. E., Shirmardi, S. P., Comparative Studies On Shielding Properties of Some Steel Alloys Using Geant4, MCNP, Winxcom and Experimental Results, *Radiation Physics and Chemistry*, 106, 255–260, 2015.
- [65] Kumar, A., Singh, S. P., Elmahroug, Y., Kara, U., Tekin, H. O., Sayyed, M. I., Gamma Ray Shielding Studies On  $26.66 \text{ B}_2\text{O}_3 - 16\text{GeO}_2 - 4\text{Bi}_2\text{O}_3 - (53.33-X) \text{PbO} - \text{XPbF}_2$  Glass System Using MCNPX, Geant4 and XCOM, *Materials Research Express*, 5(9):095203, 2018.
- [66] Sayyed, M. I. ve diğerleri, Extensive Study of Newly Developed Highly Dense Transparent  $\text{PbO-WO}_3\text{-BaO-Na}_2\text{O-B}_2\text{O}_3$  Glasses for Radiation Shielding Applications, *Journal of Non-Crystalline Solids*, 521, 119521, 2019.
- [67] Al-Buriahi, M. S., Arslan, H., Tonguc, B. T., Investigation of Photon Energy Absorption Properties for Some Biomolecules, *Nuclear Science and Techniques*, 30(7):103, 2019.
- [68] Aşkın, A., Sayyed, M. I., Sharma, A., Dal, A., El-Mallawany, R., Kaçal, M. R., Investigation of the Gamma Ray Shielding Parameters of  $(100-X)[0.5\text{Li}_2\text{O}-0.1\text{B}_2\text{O}_3-0.4\text{P}_2\text{O}_5]-\text{XTeO}_2$  Glasses Using Geant4 and Fluka Codes, *Journal of Non-Crystalline Solids*, 521, 119489, 2019.
- [69] Al-Buriahi, M. S., Tekin, H. O., Kavaz, E., Tonguc, B. T., Rammah, Y. S., New Transparent Rare Earth Glasses for Radiation Protection Applications, *Applied Physics A*, 125(12):866, 2019.
- [70] Aşkın, A., Mutuwong, C., Nutaro, T., Dal, M., Investigation of The Radiation Shielding Capability of  $\text{XPbO}-(50-X)\text{BaO}-50\text{B}_2\text{O}_3$  Glass System Using Geant4, Fluka, WinXCOM and Comparison of Data with The Experimental Data, *Pramana: Journal of Physics*, 94(1):11, 2020.

- [71] Al-Buriahi, M. S., Tonguc, B. T., Mass Attenuation Coefficients, Effective Atomic Numbers and Electron Densities of Some Contrast Agents for Computed Tomography, *Radiation Physics and Chemistry*, 166, 108507, 2020.
- [72] Al-Buriahi, M. S., Sriwunkum, C., Arslan, H., Tonguc, B. T., Bourham, M. A., Investigation of Barium Borate Glasses for Radiation Shielding Applications, *Applied Physics A*, 126(1):68, 2020.
- [73] Susoy, G. ve diğ erleri, The Impact of Cr<sub>2</sub>O<sub>3</sub> Additive On Nuclear Radiation Shielding Properties of LiF–SrO–B<sub>2</sub>O<sub>3</sub> Glass System, *Materials Chemistry and Physics*, 242, 122481, 2020.
- [74] Moini, J., Pereira, K., Samsam, M., Structures and Functions of The Thyroid Gland, *Epidemiology of Thyroid Disorders*, Elsevier, 21–43, 2020.
- [75] Rosenthal, M. S., *The Thyroid Sourcebook: Everything You Need To Know*, NY, USA, Mcgraw-Hill Higher Education, 1-235, 2009.
- [76] Goldstone, K. E., *Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement: ICRU Report 44*, International Commission On Radiation Units and Measurements(USA,1989), 1990.
- [77] Alssabbagh, A., Tajuddin, A. A., Abdulmanap, M., Zainon, R., Evaluation of 3d Printing Materials for Fabrication of A Novel Multi-Functional 3d Thyroid Phantom for Medical Dosimetry and Image Quality, *Radiation Physics and Chemistry*, 135, 106–112, 2017.
- [78] Constantinou, C., *Tissue Substitutes for Particulate Radiations and Their Use in Radiation Dosimetry and Radiotherapy*, 1978.
- [79] Haleem, A., Javaid, M., Vaishya, R., 3d Printing Applications for The Treatment of Cancer, *Clinical Epidemiology and Global Health*, 8(4):1072–1076, 2020.
- [80] Hagen, R., *PLA (Polylactic Acid)*, Reference Module in Materials Science and Materials Engineering, Elsevier, 2016.
- [81] Turner S. R., Liu, Y., *Chemistry and Technology of Step-Growth Polyesters*, *Polymer Science: A Comprehensive Reference*, Elsevier, 311–331, 2012.
- [82] Mckeen, L. W., *Effect of Radiation On The Properties of Polyamide Polymers*, *The Effect of Radiation On Properties of Polymers*, Elsevier, 153–191, 2020
- [83] Grady, B. P., Cooper, S. L., Robertson, C. G., *Thermoplastic Elastomers*, *The Science and Technology of Rubber*, Elsevier, 591–652, 2013.

- [84] Wypych, G., Abs Poly(Acrylonitrile-Co-Butadiene-Co-Styrene), Handbook of Polymers, Elsevier, 5–11, 2016.
- [85] Rezvani, N., Bolduc, D. L., Monte Carlo Analysis, Encyclopedia of Toxicology, Elsevier, 393–396, 2014.
- [86] Ratick, S. J., Schwarz, G., Monte Carlo Simulation, International Encyclopedia of Human Geography, Elsevier, 175–185, 2009.
- [87] Staelens, S., Buvat, I., Monte Carlo Simulations in Nuclear Medicine Imaging, Advances in Biomedical Engineering, Elsevier, 177–209, 2009.
- [88] <https://www.kek.jp/en/> , Erişim Tarihi: Aralık 2020
- [89] Agostinelli, S. ve diğerleri, “Geant4—A Simulation Toolkit,” Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment, 506(3):250–303, 2003.
- [90] <http://geant4.cern.ch>, Erişim Tarihi: Aralık 2020
- [91] Berger, M. J., Hubbell, J. H., XCOM: Photon Cross Sections On a Personal Computer, Oak Ridge, TN, 1987.
- [92] <https://www.nist.gov/> Erişim Tarihi: şubat 2021

## EKLER

**EK 1:** Tiroit doku eşdeğeri materyallerin kütle azaltma katsayılarının fiziksel süreçlere göre dağılımı

PLA materyalinin kütle azaltma katsayısı verilerinin gerçekleşen fiziksel süreçlere göre dağılımı									
Enerji (MeV)	F.E.O. (cm <sup>2</sup> /g)	%	K.O.S. (cm <sup>2</sup> /g)	%	K.S. (cm <sup>2</sup> /g)	%	Ç.O. (cm <sup>2</sup> /g)	%	Toplam (cm <sup>2</sup> /g)
0,015	0,9915	78,3	0,1598	12,6	0,1158	9,1	0,0000	0,0	1,2670
0,020	0,3929	61,6	0,1679	26,3	0,0768	12,0	0,0000	0,0	0,6376
0,030	0,1051	32,9	0,1736	54,4	0,0404	12,6	0,0000	0,0	0,3191
0,040	0,0409	17,1	0,1735	72,6	0,0246	10,3	0,0000	0,0	0,2390
0,050	0,0196	9,5	0,1711	82,5	0,0166	8,0	0,0000	0,0	0,2073
0,060	0,0108	5,6	0,1679	88,1	0,0119	6,2	0,0000	0,0	0,1906
0,080	0,0042	2,4	0,1609	93,5	0,0070	4,0	0,0000	0,0	0,1721
0,100	0,0020	1,2	0,1542	96,0	0,0045	2,8	0,0000	0,0	0,1607
0,150	0,0005	0,4	0,1396	98,2	0,0021	1,5	0,0000	0,0	0,1422
0,200	0,0002	0,2	0,1282	98,9	0,0012	0,9	0,0000	0,0	0,1296
0,300	0,0001	0,1	0,1117	99,5	0,0005	0,5	0,0000	0,0	0,1123
0,400	0,0000	0,0	0,1002	99,7	0,0003	0,3	0,0000	0,0	0,1005
0,500	0,0000	0,0	0,0915	99,8	0,0002	0,2	0,0000	0,0	0,0918
0,600	0,0000	0,0	0,0847	99,8	0,0001	0,2	0,0000	0,0	0,0848
0,800	0,0000	0,0	0,0744	99,9	0,0001	0,1	0,0000	0,0	0,0745
1,000	0,0000	0,0	0,0669	99,9	0,0001	0,1	0,0000	0,0	0,0670
1,022	0,0000	0,0	0,0662	99,9	0,0001	0,1	0,0000	0,0	0,0663
1,250	0,0000	0,0	0,0599	100,0	0,0000	0,0	0,0000	0,0	0,0599
1,500	0,0000	0,0	0,0544	99,8	0,0000	0,0	0,0001	0,2	0,0545
2,000	0,0000	0,0	0,0464	99,2	0,0000	0,0	0,0004	0,8	0,0468
2,044	0,0000	0,0	0,0458	99,2	0,0000	0,0	0,0004	0,8	0,0462
3,000	0,0000	0,0	0,0365	97,3	0,0000	0,0	0,0010	2,7	0,0376
4,000	0,0000	0,0	0,0305	94,7	0,0000	0,0	0,0017	5,3	0,0322
5,000	0,0000	0,0	0,0263	91,9	0,0000	0,0	0,0023	8,1	0,0286

<b>PETG materyalinin kütle azaltma katsayısı verilerinin gerçekleşen fiziksel süreçlere göre dağılımı</b>									
Enerji (MeV)	F.E.O.		K.O.S.		K.S.		Ç.O.		Toplam (cm <sup>2</sup> /g)
	(cm <sup>2</sup> /g)	%	(cm <sup>2</sup> /g)	%	(cm <sup>2</sup> /g)	%	(cm <sup>2</sup> /g)	%	
0,0150	0,8064	74,8	0,1654	15,3	0,1058	9,8	0,0000	0,0	1,0780
0,0200	0,3181	56,7	0,1732	30,9	0,0701	12,5	0,0000	0,0	0,5613
0,0300	0,0846	28,2	0,1784	59,5	0,0367	12,2	0,0000	0,0	0,2997
0,0400	0,0328	14,1	0,1778	76,3	0,0224	9,6	0,0000	0,0	0,2330
0,0500	0,0157	7,6	0,1752	85,1	0,0150	7,3	0,0000	0,0	0,2059
0,0600	0,0086	4,5	0,1718	89,9	0,0108	5,6	0,0000	0,0	0,1911
0,0800	0,0033	1,9	0,1645	94,5	0,0063	3,6	0,0000	0,0	0,1741
0,1000	0,0016	1,0	0,1575	96,5	0,0041	2,5	0,0000	0,0	0,1632
0,1500	0,0004	0,3	0,1426	98,5	0,0019	1,3	0,0000	0,0	0,1448
0,2000	0,0002	0,1	0,1309	99,1	0,0011	0,8	0,0000	0,0	0,1321
0,3000	0,0000	0,0	0,1140	99,5	0,0005	0,4	0,0000	0,0	0,1146
0,4000	0,0000	0,0	0,1022	99,7	0,0003	0,3	0,0000	0,0	0,1025
0,5000	0,0000	0,0	0,0934	99,8	0,0002	0,2	0,0000	0,0	0,0936
0,6000	0,0000	0,0	0,0864	99,8	0,0001	0,1	0,0000	0,0	0,0866
0,8000	0,0000	0,0	0,0759	99,9	0,0001	0,1	0,0000	0,0	0,0760
1,0000	0,0000	0,0	0,0683	100,0	0,0000	0,0	0,0000	0,0	0,0683
1,0220	0,0000	0,0	0,0676	100,0	0,0000	0,0	0,0000	0,0	0,0676
1,2500	0,0000	0,0	0,0611	100,0	0,0000	0,0	0,0000	0,0	0,0611
1,5000	0,0000	0,0	0,0555	99,8	0,0000	0,0	0,0001	0,2	0,0556
2,0000	0,0000	0,0	0,0474	99,3	0,0000	0,0	0,0003	0,7	0,0477
2,0440	0,0000	0,0	0,0468	99,2	0,0000	0,0	0,0004	0,8	0,0472
3,0000	0,0000	0,0	0,0373	97,5	0,0000	0,0	0,0010	2,5	0,0382
4,0000	0,0000	0,0	0,0311	95,1	0,0000	0,0	0,0016	4,9	0,0327
5,0000	0,0000	0,0	0,0268	92,5	0,0000	0,0	0,0022	7,5	0,0290



**PA materyalinin kütle azaltma katsayısı verilerinin gerçekleşen fiziksel süreçlere göre dağılımı**

Enerji (MeV)	F.E.O.		K.O.S.		K.S.		Ç.O.		Toplam (cm <sup>2</sup> /g)
	(cm <sup>2</sup> /g)	%	(cm <sup>2</sup> /g)	%	(cm <sup>2</sup> /g)	%	(cm <sup>2</sup> /g)	%	
0,0150	0,7044	72,2	0,1711	17,5	0,0999	10,2	0,0000	0,0	0,9754
0,0200	0,2768	53,1	0,1786	34,2	0,0661	12,7	0,0000	0,0	0,5215
0,0300	0,0732	25,2	0,1834	63,0	0,0346	11,9	0,0000	0,0	0,2912
0,0400	0,0283	12,2	0,1825	78,7	0,0210	9,1	0,0000	0,0	0,2319
0,0500	0,0135	6,5	0,1796	86,6	0,0141	6,8	0,0000	0,0	0,2073
0,0600	0,0074	3,8	0,1760	91,0	0,0101	5,2	0,0000	0,0	0,1935
0,0800	0,0028	1,6	0,1685	95,1	0,0059	3,3	0,0000	0,0	0,1772
0,1000	0,0014	0,8	0,1612	96,9	0,0039	2,3	0,0000	0,0	0,1664
0,1500	0,0004	0,2	0,1459	98,6	0,0018	1,2	0,0000	0,0	0,1480
0,2000	0,0001	0,1	0,1339	99,1	0,0010	0,7	0,0000	0,0	0,1351
0,3000	0,0000	0,0	0,1167	99,6	0,0004	0,4	0,0000	0,0	0,1172
0,4000	0,0000	0,0	0,1046	99,7	0,0003	0,2	0,0000	0,0	0,1049
0,5000	0,0000	0,0	0,0956	99,8	0,0002	0,2	0,0000	0,0	0,0957
0,6000	0,0000	0,0	0,0884	99,9	0,0001	0,1	0,0000	0,0	0,0885
0,8000	0,0000	0,0	0,0777	99,9	0,0001	0,1	0,0000	0,0	0,0777
1,0000	0,0000	0,0	0,0699	99,9	0,0000	0,1	0,0000	0,0	0,0699
1,0220	0,0000	0,0	0,0691	99,9	0,0000	0,1	0,0000	0,0	0,0692
1,2500	0,0000	0,0	0,0625	100,0	0,0000	0,0	0,0000	0,0	0,0625
1,5000	0,0000	0,0	0,0568	99,8	0,0000	0,0	0,0001	0,1	0,0569
2,0000	0,0000	0,0	0,0485	99,3	0,0000	0,0	0,0003	0,7	0,0488
2,0440	0,0000	0,0	0,0479	99,3	0,0000	0,0	0,0003	0,7	0,0482
3,0000	0,0000	0,0	0,0381	97,6	0,0000	0,0	0,0009	2,4	0,0391
4,0000	0,0000	0,0	0,0318	95,4	0,0000	0,0	0,0015	4,6	0,0333
5,0000	0,0000	0,0	0,0275	92,9	0,0000	0,0	0,0021	7,1	0,0296

TPE materyalinin kütle azaltma katsayısı verilerinin gerçekleşen fiziksel süreçlere göre dağılımı									
Enerji (MeV)	F.E.O.		K.O.S.		K.S.		Ç.O.		Toplam
	(cm <sup>2</sup> /g)	%	(cm <sup>2</sup> /g)	%	(cm <sup>2</sup> /g)	%	(cm <sup>2</sup> /g)	%	(cm <sup>2</sup> /g)
0,0150	0,5474	67,3	0,1772	21,8	0,0892	11,0	0,0000	0,0	0,8138
0,0200	0,2147	46,9	0,1845	40,3	0,0589	12,9	0,0000	0,0	0,4581
0,0300	0,0568	20,6	0,1887	68,4	0,0306	11,1	0,0000	0,0	0,2760
0,0400	0,0219	9,6	0,1873	82,2	0,0186	8,2	0,0000	0,0	0,2278
0,0500	0,0105	5,1	0,1841	88,9	0,0125	6,0	0,0000	0,0	0,2070
0,0600	0,0057	2,9	0,1803	92,5	0,0089	4,6	0,0000	0,0	0,1949
0,0800	0,0022	1,2	0,1723	95,9	0,0052	2,9	0,0000	0,0	0,1797
0,1000	0,0010	0,6	0,1648	97,3	0,0034	2,0	0,0000	0,0	0,1693
0,1500	0,0003	0,2	0,1491	98,8	0,0015	1,0	0,0000	0,0	0,1509
0,2000	0,0001	0,1	0,1369	99,3	0,0009	0,6	0,0000	0,0	0,1378
0,3000	0,0000	0,0	0,1192	99,7	0,0004	0,3	0,0000	0,0	0,1196
0,4000	0,0000	0,0	0,1069	99,8	0,0002	0,2	0,0000	0,0	0,1071
0,5000	0,0000	0,0	0,0976	99,9	0,0001	0,1	0,0000	0,0	0,0978
0,6000	0,0000	0,0	0,0903	99,9	0,0001	0,1	0,0000	0,0	0,0904
0,8000	0,0000	0,0	0,0793	99,9	0,0001	0,1	0,0000	0,0	0,0794
1,0000	0,0000	0,0	0,0713	99,9	0,0000	0,0	0,0000	0,0	0,0714
1,0220	0,0000	0,0	0,0706	100,0	0,0000	0,0	0,0000	0,0	0,0706
1,2500	0,0000	0,0	0,0638	100,0	0,0000	0,0	0,0000	0,0	0,0638
1,5000	0,0000	0,0	0,0580	99,9	0,0000	0,0	0,0001	0,1	0,0581
2,0000	0,0000	0,0	0,0495	99,4	0,0000	0,0	0,0003	0,6	0,0498
2,0440	0,0000	0,0	0,0489	99,4	0,0000	0,0	0,0003	0,6	0,0492
3,0000	0,0000	0,0	0,0389	97,8	0,0000	0,0	0,0009	2,2	0,0398
4,0000	0,0000	0,0	0,0325	95,8	0,0000	0,0	0,0014	4,2	0,0339
5,0000	0,0000	0,0	0,0281	93,5	0,0000	0,0	0,0020	6,5	0,0300

**ABS materyalinin kütle azaltma katsayısı verilerinin gerçekleşen fiziksel süreçlere göre dağılımı**

Enerji (MeV)	F.E.O.		K.O.S.		K.S.		Ç.O.		Toplam (cm <sup>2</sup> /g)
	(cm <sup>2</sup> /g)	%	(cm <sup>2</sup> /g)	%	(cm <sup>2</sup> /g)	%	(cm <sup>2</sup> /g)	%	
0,0150	0,5659	68,5	0,1667	20,2	0,0937	11,3	0,0000	0,0	0,8264
0,0200	0,2213	48,3	0,1745	38,1	0,0620	13,5	0,0000	0,0	0,4578
0,0300	0,0583	21,6	0,1794	66,5	0,0322	11,9	0,0000	0,0	0,2699
0,0400	0,0225	10,2	0,1785	80,9	0,0196	8,9	0,0000	0,0	0,2206
0,0500	0,0107	5,4	0,1757	88,1	0,0131	6,6	0,0000	0,0	0,1995
0,0600	0,0058	3,1	0,1722	91,9	0,0094	5,0	0,0000	0,0	0,1874
0,0800	0,0022	1,3	0,1647	95,5	0,0055	3,2	0,0000	0,0	0,1725
0,1000	0,0011	0,7	0,1576	97,1	0,0036	2,2	0,0000	0,0	0,1623
0,1500	0,0003	0,2	0,1426	98,7	0,0016	1,1	0,0000	0,0	0,1445
0,2000	0,0001	0,1	0,1310	99,2	0,0009	0,7	0,0000	0,0	0,1320
0,3000	0,0000	0,0	0,1141	99,7	0,0004	0,4	0,0000	0,0	0,1145
0,4000	0,0000	0,0	0,1023	99,8	0,0002	0,2	0,0000	0,0	0,1025
0,5000	0,0000	0,0	0,0934	99,8	0,0001	0,2	0,0000	0,0	0,0936
0,6000	0,0000	0,0	0,0864	99,9	0,0001	0,1	0,0000	0,0	0,0865
0,8000	0,0000	0,0	0,0759	99,9	0,0001	0,1	0,0000	0,0	0,0760
1,0000	0,0000	0,0	0,0683	99,9	0,0000	0,0	0,0000	0,0	0,0683
1,0220	0,0000	0,0	0,0676	99,9	0,0000	0,0	0,0000	0,0	0,0676
1,2500	0,0000	0,0	0,0611	100,0	0,0000	0,0	0,0000	0,0	0,0611
1,5000	0,0000	0,0	0,0555	99,8	0,0000	0,0	0,0001	0,1	0,0556
2,0000	0,0000	0,0	0,0474	99,3	0,0000	0,0	0,0003	0,6	0,0477
2,0440	0,0000	0,0	0,0468	99,3	0,0000	0,0	0,0003	0,7	0,0471
3,0000	0,0000	0,0	0,0373	97,6	0,0000	0,0	0,0009	2,3	0,0382
4,0000	0,0000	0,0	0,0311	95,4	0,0000	0,0	0,0015	4,6	0,0326
5,0000	0,0000	0,0	0,0268	93,0	0,0000	0,0	0,0020	7,0	0,0289

**TH-L1 materyalinin kütle azaltma katsayısı verilerinin gerçekleşen fiziksel süreçlere göre dağılımı**

Enerji (MeV)	F.E.O.		K.O.S.		K.S.		Ç.O.		Toplam (cm <sup>2</sup> /g)
	(cm <sup>2</sup> /g)	%	(cm <sup>2</sup> /g)	%	(cm <sup>2</sup> /g)	%	(cm <sup>2</sup> /g)	%	
0,0150	1,7200	84,7	0,1675	8,3	0,1420	7,0	0,0000	0,0	2,0300
0,0200	0,7072	72,4	0,1751	17,9	0,0950	9,7	0,0000	0,0	0,9773
0,0300	0,1999	46,4	0,1807	41,9	0,0506	11,7	0,0000	0,0	0,4312
0,0400	0,2188	50,8	0,1806	41,9	0,0312	7,3	0,0000	0,0	0,4306
0,0500	0,1168	36,9	0,1782	56,4	0,0212	6,7	0,0000	0,0	0,3162
0,0600	0,0694	26,7	0,1749	67,4	0,0153	5,9	0,0000	0,0	0,2596
0,0800	0,0303	14,6	0,1677	81,0	0,0090	4,4	0,0000	0,0	0,2070
0,1000	0,0158	8,7	0,1607	88,1	0,0059	3,3	0,0000	0,0	0,1825
0,1500	0,0048	3,2	0,1456	95,0	0,0027	1,8	0,0000	0,0	0,1532
0,2000	0,0021	1,5	0,1338	97,4	0,0016	1,1	0,0000	0,0	0,1374
0,3000	0,0007	0,4	0,1166	98,9	0,0007	0,6	0,0000	0,0	0,1179
0,4000	0,0003	0,3	0,1045	99,3	0,0004	0,4	0,0000	0,0	0,1052
0,5000	0,0002	0,2	0,0955	99,6	0,0003	0,3	0,0000	0,0	0,0959
0,6000	0,0001	0,1	0,0884	99,7	0,0002	0,2	0,0000	0,0	0,0887
0,8000	0,0001	0,1	0,0777	99,8	0,0001	0,1	0,0000	0,0	0,0778
1,0000	0,0001	0,1	0,0698	99,9	0,0001	0,1	0,0000	0,0	0,0699
1,0220	0,0000	0,0	0,0691	99,9	0,0001	0,1	0,0000	0,0	0,0692
1,2500	0,0000	0,0	0,0625	99,9	0,0000	0,0	0,0000	0,0	0,0625
1,5000	0,0000	0,0	0,0568	99,8	0,0000	0,0	0,0001	0,2	0,0569
2,0000	0,0000	0,0	0,0484	99,1	0,0000	0,0	0,0004	0,8	0,0489
2,0440	0,0000	0,0	0,0478	99,0	0,0000	0,0	0,0004	0,9	0,0483
3,0000	0,0000	0,0	0,0381	97,0	0,0000	0,0	0,0012	2,9	0,0393
4,0000	0,0000	0,0	0,0318	94,4	0,0000	0,0	0,0019	5,6	0,0337
5,0000	0,0000	0,0	0,0275	91,4	0,0000	0,0	0,0026	8,6	0,0300

**TH-L2 materyalinin kütle azaltma katsayısı verilerinin gerçekleşen fiziksel süreçlere göre dağılımı**

Enerji (MeV)	F.E.O.		K.O.S.		K.S.		Ç.O.		Toplam (cm <sup>2</sup> /g)
	(cm <sup>2</sup> /g)	%	(cm <sup>2</sup> /g)	%	(cm <sup>2</sup> /g)	%	(cm <sup>2</sup> /g)	%	
0,0150	1,7160	84,7	0,1675	8,3	0,1419	7,0	0,0000	0,0	2,0250
0,0200	0,7055	72,3	0,1750	17,9	0,0949	9,7	0,0000	0,0	0,9754
0,0300	0,1994	46,3	0,1806	41,9	0,0506	11,8	0,0000	0,0	0,4306
0,0400	0,2183	50,8	0,1805	42,0	0,0312	7,3	0,0000	0,0	0,4299
0,0500	0,1166	36,9	0,1781	56,4	0,0211	6,7	0,0000	0,0	0,3158
0,0600	0,0692	26,7	0,1748	67,4	0,0153	5,9	0,0000	0,0	0,2593
0,0800	0,0302	14,6	0,1676	81,0	0,0090	4,4	0,0000	0,0	0,2069
0,1000	0,0158	8,7	0,1606	88,1	0,0059	3,3	0,0000	0,0	0,1823
0,1500	0,0048	3,2	0,1455	95,0	0,0027	1,8	0,0000	0,0	0,1531
0,2000	0,0021	1,5	0,1337	97,4	0,0016	1,1	0,0000	0,0	0,1373
0,3000	0,0007	0,6	0,1165	98,8	0,0007	0,6	0,0000	0,0	0,1179
0,4000	0,0003	0,3	0,1045	99,3	0,0004	0,4	0,0000	0,0	0,1052
0,5000	0,0002	0,2	0,0955	99,6	0,0003	0,3	0,0000	0,0	0,0959
0,6000	0,0001	0,1	0,0883	99,7	0,0002	0,2	0,0000	0,0	0,0886
0,8000	0,0001	0,1	0,0776	99,8	0,0001	0,1	0,0000	0,0	0,0778
1,0000	0,0000	0,0	0,0698	99,9	0,0001	0,1	0,0000	0,0	0,0699
1,0220	0,0000	0,0	0,0691	99,9	0,0001	0,1	0,0000	0,0	0,0692
1,2500	0,0000	0,0	0,0624	99,9	0,0001	0,1	0,0000	0,0	0,0625
1,5000	0,0000	0,0	0,0567	99,8	0,0000	0,0	0,0001	0,2	0,0569
2,0000	0,0000	0,0	0,0484	99,1	0,0000	0,0	0,0004	0,8	0,0489
2,0440	0,0000	0,0	0,0478	99,0	0,0000	0,0	0,0004	0,9	0,0483
3,0000	0,0000	0,0	0,0381	97,0	0,0000	0,0	0,0012	2,9	0,0393
4,0000	0,0000	0,0	0,0318	94,4	0,0000	0,0	0,0019	5,6	0,0337
5,0000	0,0000	0,0	0,0274	91,4	0,0000	0,0	0,0026	8,6	0,0300

<b>TH-L3 materyalinin kütle azaltma katsayısı verilerinin gerçekleşen fiziksel süreçlere göre dağılımı</b>									
Enerji (MeV)	F.E.O.		K.O.S.		K.S.		Ç.O.		Toplam (cm <sup>2</sup> /g)
	(cm <sup>2</sup> /g)	%	(cm <sup>2</sup> /g)	%	(cm <sup>2</sup> /g)	%	(cm <sup>2</sup> /g)	%	
0,0150	1,6640	84,4	0,1676	8,5	0,1409	7,1	0,0000	0,0	1,9720
0,0200	0,6831	71,7	0,1752	18,4	0,0943	9,9	0,0000	0,0	0,9525
0,0300	0,1928	45,5	0,1807	42,6	0,0503	11,9	0,0000	0,0	0,4238
0,0400	0,2161	50,5	0,1806	42,2	0,0310	7,2	0,0000	0,0	0,4277
0,0500	0,1155	36,7	0,1782	56,6	0,0210	6,7	0,0000	0,0	0,3147
0,0600	0,0687	26,5	0,1749	67,6	0,0152	5,9	0,0000	0,0	0,2588
0,0800	0,0300	14,5	0,1677	81,1	0,0089	4,3	0,0000	0,0	0,2067
0,1000	0,0157	8,6	0,1607	88,2	0,0059	3,2	0,0000	0,0	0,1823
0,1500	0,0048	3,1	0,1456	95,1	0,0027	1,8	0,0000	0,0	0,1531
0,2000	0,0021	1,5	0,1338	97,4	0,0015	1,1	0,0000	0,0	0,1374
0,3000	0,0007	0,6	0,1166	98,9	0,0007	0,6	0,0000	0,0	0,1179
0,4000	0,0003	0,3	0,1045	99,3	0,0004	0,4	0,0000	0,0	0,1052
0,5000	0,0002	0,2	0,0955	99,6	0,0003	0,3	0,0000	0,0	0,0959
0,6000	0,0001	0,1	0,0884	99,7	0,0002	0,2	0,0000	0,0	0,0886
0,8000	0,0001	0,1	0,0777	99,8	0,0001	0,1	0,0000	0,0	0,0778
1,0000	0,0000	0,0	0,0698	99,9	0,0001	0,1	0,0000	0,0	0,0699
1,0220	0,0000	0,0	0,0691	99,9	0,0001	0,1	0,0000	0,0	0,0692
1,2500	0,0000	0,0	0,0625	99,9	0,0000	0,0	0,0000	0,0	0,0625
1,5000	0,0000	0,0	0,0568	99,7	0,0000	0,0	0,0001	0,2	0,0569
2,0000	0,0000	0,0	0,0484	99,3	0,0000	0,0	0,0004	0,8	0,0489
2,0440	0,0000	0,0	0,0478	99,0	0,0000	0,0	0,0004	0,9	0,0483
3,0000	0,0000	0,0	0,0381	97,0	0,0000	0,0	0,0011	2,9	0,0393
4,0000	0,0000	0,0	0,0318	94,4	0,0000	0,0	0,0019	5,6	0,0337
5,0000	0,0000	0,0	0,0275	91,4	0,0000	0,0	0,0026	8,5	0,0300

**EK 2: Tezdeki materyallerin atomik ve elektronik tesir kesiti değerleri**

Enerji (MeV)	Atomik tesir kesiti ( $\sigma_a \times 10^{-24}$ )								
	ICRU- Tiroit	PLA	PETG	PA	TPE	ABS	TH-L1	TH-L2	TH-L3
0,0150	15,4634	15,0780	10,6469	8,1827	5,8591	7,6814	19,2464	19,2920	18,6858
0,0200	7,1632	7,2158	5,3434	4,2398	3,2140	4,1180	8,9398	8,9330	8,6724
0,0300	3,3000	3,6853	2,9468	2,4355	1,9963	2,5273	3,9060	3,9228	3,8464
0,0400	2,6451	2,8733	2,3749	2,0414	1,7244	2,1670	4,1581	4,1609	4,1237
0,0500	2,2299	2,5683	2,1645	1,8742	1,6131	2,0234	3,0743	3,0849	3,0788
0,0600	2,0161	2,3931	2,0342	1,7885	1,5558	1,9235	2,5602	2,5400	2,5444
0,0800	1,7848	2,2330	1,9003	1,6747	1,4609	1,8079	2,0630	2,0605	2,0541
0,1000	1,6744	2,0946	1,8004	1,5674	1,3806	1,7251	1,8360	1,8250	1,8361
0,1500	1,4722	1,8553	1,5992	1,3970	1,2349	1,5319	1,5445	1,5419	1,5318
0,2000	1,3468	1,7061	1,4637	1,2804	1,1340	1,4060	1,3896	1,3915	1,3840
0,3000	1,1705	1,4735	1,2679	1,1141	0,9778	1,2279	1,1901	1,1922	1,1882
0,4000	1,0379	1,3243	1,1486	1,0032	0,8717	1,0935	1,0777	1,0613	1,0685
0,5000	0,9504	1,2012	1,0415	0,9051	0,8165	1,0002	0,9716	0,9698	0,9757
0,6000	0,8930	1,1160	0,9516	0,8390	0,7521	0,9407	0,8959	0,9071	0,8984
0,8000	0,7971	0,9950	0,8470	0,7528	0,6790	0,8352	0,8068	0,8095	0,8027
1,0000	0,7210	0,8990	0,7736	0,6819	0,6014	0,7540	0,7317	0,7350	0,7319
1,0220	0,7131	0,8986	0,7704	0,6750	0,5948	0,7389	0,7214	0,7234	0,7173
1,2500	0,6339	0,8060	0,6845	0,6071	0,5381	0,6609	0,6459	0,6500	0,6477
1,5000	0,5808	0,7313	0,6251	0,5496	0,4905	0,6132	0,5907	0,5888	0,5863
2,0000	0,4999	0,6361	0,5369	0,4789	0,4249	0,5264	0,5085	0,5111	0,5064
2,0440	0,4989	0,6238	0,5360	0,4712	0,4219	0,5251	0,5010	0,5085	0,5026
3,0000	0,3954	0,5061	0,4351	0,3802	0,3360	0,4169	0,4089	0,4081	0,4094
4,0000	0,3294	0,4298	0,3695	0,3255	0,2730	0,3420	0,3495	0,3376	0,3480
5,0000	0,3057	0,3707	0,3190	0,2743	0,2436	0,3035	0,3022	0,2998	0,3013

Elektronik tesir kesiti ( $\sigma_e \times 10^{-24}$ )									
Enerji (MeV)	ICRU- Tiroit	PLA	PETG	PA	TPE	ABS	TH-L1	TH-L2	TH-L3
0,0150	2,1135	2,2208	1,7439	1,4724	1,1914	1,4515	2,1979	2,1993	2,1648
0,0200	1,1687	1,2045	1,0176	0,9106	0,8025	0,9007	1,2056	1,2062	1,1916
0,0300	0,7324	0,7346	0,6850	0,6579	0,6290	0,6518	0,7438	0,7439	0,7396
0,0400	0,6310	0,6249	0,6060	0,5961	0,5852	0,5922	0,6595	0,6596	0,6578
0,0500	0,5835	0,5801	0,5714	0,5666	0,5618	0,5648	0,5991	0,5992	0,5983
0,0600	0,5575	0,5545	0,5504	0,5481	0,5461	0,5468	0,5669	0,5669	0,5664
0,0800	0,5110	0,5125	0,5099	0,5081	0,5067	0,5088	0,5152	0,5153	0,5151
0,1000	0,4816	0,4848	0,4845	0,4838	0,4837	0,4856	0,4840	0,4840	0,4839
0,1500	0,4305	0,4334	0,4320	0,4308	0,4301	0,4321	0,4314	0,4314	0,4314
0,2000	0,3876	0,3933	0,3915	0,3893	0,3887	0,3921	0,3881	0,3881	0,3881
0,3000	0,3391	0,3426	0,3410	0,3397	0,3388	0,3411	0,3394	0,3394	0,3394
0,4000	0,3073	0,3091	0,3081	0,3074	0,3068	0,3081	0,3074	0,3075	0,3074
0,5000	0,2845	0,2861	0,2855	0,2848	0,2846	0,2856	0,2845	0,2846	0,2846
0,6000	0,2636	0,2637	0,2628	0,2624	0,2618	0,2622	0,2637	0,2637	0,2637
0,8000	0,2272	0,2293	0,2281	0,2270	0,2263	0,2279	0,2273	0,2273	0,2273
1,0000	0,2036	0,2050	0,2045	0,2039	0,2036	0,2045	0,2037	0,2037	0,2037
1,0220	0,2022	0,2049	0,2040	0,2030	0,2026	0,2042	0,2023	0,2024	0,2023
1,2500	0,1785	0,1817	0,1804	0,1793	0,1785	0,1806	0,1786	0,1786	0,1786
1,5000	0,1616	0,1650	0,1634	0,1620	0,1612	0,1634	0,1617	0,1618	0,1618
2,0000	0,1347	0,1385	0,1370	0,1357	0,1348	0,1373	0,1348	0,1348	0,1348
2,0440	0,1339	0,1377	0,1365	0,1352	0,1345	0,1369	0,1341	0,1341	0,1341
3,0000	0,1120	0,1135	0,1127	0,1120	0,1115	0,1126	0,1121	0,1121	0,1121
4,0000	0,0954	0,0965	0,0957	0,0950	0,0947	0,0955	0,0954	0,0954	0,0954
5,0000	0,0820	0,0835	0,0823	0,0815	0,0808	0,0820	0,0820	0,0821	0,0820



## ÖZGEÇMİŞ

**Adı Soyadı** : Rumeysa KAYA

### ÖĞRENİM DURUMU

<b>Derece</b>	<b>Eğitim Birimi</b>	<b>Mezuniyet Yılı</b>
Yüksek Lisans	Sakarya Üniversitesi / Fen Bilimleri Enstitüsü / Fizik	Devam Ediyor
Lisans	Sakarya Üniversitesi / Fen-Edebiyat Fakültesi / Fizik	2017
Lisans	Sakarya Üniversitesi / Fen-Edebiyat Fakültesi / Matematik	2020
Lise	İzmit Anadolu İmam-Hatip Lisesi	2012

### İŞ DENEYİMİ

<b>Yıl</b>	<b>Yer</b>	<b>Görev</b>
2019-Halen	Kocaeli Üniversitesi	Araştırma Görevlisi
2017-2019	Sakarya Üniversitesi	Öğrenci Asistanlığı

### YABANCI DİL

İngilizce

### ESERLER (makale, bildiri, proje vb.)

1. Al-Buriahi, M.S., Olarinoe, I.O., Alomairy, S., Kebaili, I., **Kaya, R.**, Arslan, H., Tonguç, B. T., Dense and environment friendly bismuth barium telluroborate glasses for nuclear protection applications, Progress in Nuclear Energy, 137, 103763, 2021.