İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ ENERJİ ENSTİTÜSÜ

FANTOM MALZEMELERİNİN DOKU DENKLİĞİNİN DENEYSEL VE TEORİK OLARAK İNCELENMESİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

İrem ERK

Nükleer Araştırmalar Anabilim Dalı

Radyasyon Bilim ve Teknoloji Programı

ARALIK 2016

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ ENERJİ ENSTİTÜSÜ

FANTOM MALZEMELERİNİN DOKU DENKLİĞİNİN DENEYSEL VE TEORİK OLARAK İNCELENMESİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

İrem ERK
(302111024)

Nükleer Araştırmalar Anabilim Dalı

Radyasyon Bilim ve Teknoloji Programı

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Nesrin ALTINSOY

İTÜ, Enerji Enstitüsü'nün 302111024 numaralı Yüksek Lisans öğrencisi **İrem ERK**, ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı "FANTOM MALZEMELERİNİN DOKU DENKLİĞİNİN DENEYSEL VE TEORİK OLARAK İNCELENMESİ" başlıklı tezini aşağıda imzaları olan jüri önünde başarı ile sunmuştur.

Tez Danışmanı : **Prof. Dr. Nesrin ALTINSOY** .....
İstanbul Teknik Üniversitesi

Jüri Üyeleri : **Prof. Dr. Filiz BAYTAŞ** .....
İstanbul Teknik Üniversitesi

Doç. Dr. Hilal ACAR DEMİR .....
Medipol Üniversitesi

Teslim Tarihi : 25 Kasım 2016
Savunma Tarihi : 23 Aralık 2016

Canım Aileme,

ÖNSÖZ

Bu tez çalışmasında, deneysel ve hesaplamalı yöntemler ile fantom malzemelerinin doku denkliği incelenmiştir.

Tez çalışmam boyunca, karşılaştığım tüm sorunlarda her türlü destediğini esirgemeyen, her sorunuma cevap bulan ve sabır ve özverisini benden esirgemeyen değerli hocam Sayın Prof. Dr. Nesrin ALTINSOY'a en içten dileklerimle sonsuz teşekkür ederim.

GATE Monte Carlo simülasyon programı ile çalışmama olanak tanıyan ve bu konuda yardımlarını eksik etmeyen Yeditepe Üniversitesi' de Doç. Dr. İpek Karaaslan ve Ayçin Bora' ya teşekkürü bir borç bilirim.

Çalışmada kullandığım silikon malzemesini öneren ve yapım aşamasında desteğini esirgemeyen Dr. Bülent Büyük' e ve malzemelerinin deney süresi boyunca her türlü yardımı eksik etmeyen Araş. Gör. Ertuğrul Demir'e, RW3 fantomlarının Meditel firmasından geçici olarak temin edilmesini sağlan Derya Ünlü'ye teşekkür ederim.

Tez çalışmamın yazım aşamasında ilgi ve desteklerini esirgemeyen arkadaşlarım Gülşah Alp, Melis Saka ve Oğuzkan Çetin'e teşekkür ederim.

Bütün hayatım boyunca beni her konuda her zaman destekleyen ve bugünlere gelmem de en büyük pay sahibi olan değerli Annem, Babam ve Kardeşim Elif'e en içten sevgilerimi ve teşekkürlerimi sunarım.

Kasım 2016

İrem Erk
(Astrofizikçi)

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖNSÖZ…….. ……vii
İÇİNDEKİLER ix
KISALTMALAR xi
SEMBOLLER xiii
ÇİZELGE LİSTESİ xiv
ŞEKİL LİSTESİ xvii
ÖZET……..... xix
SUMMARY… xxi
1. GİRİŞ…….. 1
1.1 Tezin Amacı 2
1.2 Literatür Araştırması 2
1.3 Hipotez 4
2. GAMA RADYASYONUNUN MADDE İLE ETKİLEŞMESİ 5
2.1 Radyasyon ve Radyoaktivite 5
2.2 Gama Radyasyonu 6
2.3 Gama Işınlarının Madde ile Etkileşim Mekanizmaları 7
2.3.1 Fotoelektrik etki 7
2.3.2 Compton saçılması 8
2.3.3 Çift oluşumu 9
2.4 Foton Zayıflatma Katsayıları 11
2.5 Dar Demet Geometrisi 13
2.6 Radyasyonun Biyolojik Etkileri 14
2.7 Radyasyondan Korunma Prensipleri 15
3. FANTOMLARIN TIPTAKİ YERİ VE ÖNEMİ 17
3.1 Fantomların Tarihçesi 17
3.2 Fantomların Kullanım Alanları 20
3.3 Fantomların Sınıflandırılması 23
3.3.1 Fantomların malzemelerine göre sınıflandırılması 24
3.3.1.1 Sıvı fantom malzemeleri 24
3.3.1.2 Katı fantom malzemeleri 25
3.3.2 Fantom malzemelerinin doku denkliğinin belirlenmesi 26
4. DENEYSEL ve TEORİK ÇALIŞMALARIN TANITILMASI 29
4.1 Deneyde Kullanılan Fantom Malzemeleri 29
4.1.1 Su 29
4.1.2 RW3 30
4.1.3 Akrilik 30
4.1.4 Parafin 31
4.1.5 Silikon 31
4.2 Deney Düzeneği 32
4.3 Deneylerde Kullanılan Radyoaktif Kaynaklar 33

4.4 Gama Dedektörü ve Çok Kanallı Analizör 34
4.5 Deneyin Yapılışı 35
4.6 XCOM Programı 36
4.6.1 XCOM programının uygulaması 36
4.7 XMUDAT Programı 38
4.7.1 XMuDat programının uygulaması 38
4.8 GATE Monte Carlo Simülasyonu 40
4.8.1 Monte Carlo simülasyonu 40
4.8.2 GATE Monte Carlo simülasyonu 40
4.8.2.1 Tarayıcı geometrisini tanımlama 40
4.8.2.2 Fantom geometrisini tanımlama 42
4.8.2.3 Fizik süreçlerini kurma 43
4.8.2.4 Kaynak tanıtma 43
4.8.2.5 Simülasyonu çalıştırma 43
5. DENEYSEL ve TEORİK SONUÇLAR 45
5.1 Deneysel Sonuçlar 45
5.2 Teorik Sonuçlar 48
5.2.1 XCOM ve MUDAT programı ile elde edilen sonuçlar 48
5.2.2 GATE programı ile elde edilen sonuçlar 48
5.3 Sonuçların Karşılaştırılması ve Doku Denkliği Yönünden İrdelenmesi 51
6. SONUÇ ve TARTIŞMA 55
KAYNAKLAR 57
EKLER…… 61
ÖZGEÇMİŞ… 91

KISALTMALAR

ANSI : Amerikan Standartlar Enstitüsü
DNA : Deoksiribonükleik Asi
IAEA : Uluslararası Atom Enerjisi
ICRP : Uluslararası Radyasyondan Korunma Komisyonu
ICRU : Uluslararası Radyasyon Birimleri Komisyonu
İTÜ : İstanbul Teknik Üniversitesi
NaI(TI) : Sodyum İyodür Talyum Sintilasyon Dedektörü
PMMA : Poly(methyl methacrylate)
TAEK : Türkiye Atom Enerjisi Kurumu

SEMBOLLER

Ba : Baryum elementi
Bq : Becquerel- Radyoaktivitenin SI ölçü sistemindeki birimidir
C : Karbon elementi
c : Işık hızı($3x10^8$ m/s)
Ci : Curie Radyoaktivitenin temel birimi
Cs : Sezyum Elementi
Co : Kobalt Elementi
H : Hidrojen elementi
N : Azot elementi
O : Oksijen elementi
Si : Silisyum elementi
t : Zaman
Ti : Titanyum elementi
$\mathbf{Z_{eff}}$: Etkin atom numarası
α : Asal gerilme doğrultusundan sapma açısı
α : Alfa parçacığı
β : Beta parçacığı
γ : Gama ışını
Σ : Toplam tesir kesiti
μ : Lineer zayıflatma katsayısı
μ_m : Kütle zayıflatma katsayısı
ρ : Yoğunluk

ÇİZELGE LİSTESİ

Sayfa

Çizelge 2.1 : Gama etkileşmelerinin E ve Z bağımlılığı 10
Çizelge 4.1 : Fantom malzemelerinin ve ICRU yumuşak dokunun yoğunlukları, kimyasal formülleri, etkin atom numaraları ve elektron yoğunlukları. 32
Çizelge 4.2 : Co-60 ve Cs-137 radyoizotop kaynaklarının özellikleri 34
Çizelge 4.3 : Sistemin Genel Performans Özellikleri 34
Çizelge 5.1 : Malzemelerin lineer ve kütle zayıflatma katsayıları. 47
Çizelge 5.2 : Fantom malzemelerinin ve ICRU yumuşak dokunun XCOM programı kullanılarak bulunan kütle zayıflatma katsayıları (cm^2/g). 48
Çizelge 5.3 : Fantom malzemelerinin ve ICRU yumuşak dokunun XMuDat programı kullanılarak bulunan kütle zayıflatma katsayıları (cm^2/g). 48
Çizelge 5.4 : GATE programı kullanılarak elde edilen lineer ve kütle zayıflatma katsayıları. 50
Çizelge 5.5 : Malzemelerin ve ICRU yumuşak dokunun deneysel, XCOM, XMuDat ve GATE ile bulunan kütle zayıflatma katsayıları (cm^2/g) ve mutlak fark yüzdeleri. 52
Çizelge 5.6 : ICRU yumuşak dokunun kütle zayıflatma katsayılarının fantom malzemelerinin kütle zayıflatma katsayılarına oranı 53
Çizelge 5.7 : ICRU yumuşak dokunun ve fantom malzemelerinin elektron yoğunluğu ve etkin atom numaralarının oranı. 53
Çizelge A.1 : Su için elde edilen sayım, bağıl sayım ve standart sapma değerleri. 63
Çizelge A.2 : RW3 için elde edilen sayım, bağıl sayım ve standart sapma değerleri. 65
Çizelge A.3 : Silikon için elde edilen sayım, bağıl sayım ve standart sapma değerleri. 67
Çizelge A.4 : Akrilik için elde edilen sayım, bağıl sayım ve standart sapma değerleri. 69
Çizelge A.5 : Parafin için elde edilen sayım, bağıl sayım ve standart sapma değerleri. 71
Çizelge A.6 : Su için GATE kodu kullanılarak elde edilen sayım ve bağıl sayım değerleri. 73
Çizelge A.7 : RW3 için GATE kodu kullanılarak elde edilen sayım ve bağıl sayım değerleri. 74
Çizelge A.8 : Silikon için GATE kodu kullanılarak elde edilen sayım ve bağıl sayım değerleri. 75
Çizelge A.9 : Akrilik için GATE kodu kullanılarak elde edilen sayım ve bağıl sayım değerleri. 76
Çizelge A.10 : Parafin için GATE kodu kullanılarak elde edilen sayım ve bağıl sayım değerleri 77

Çizelge A.11 : ICRU yumuşak doku için GATE kodu kullanılarak elde edilen sayım ve bağıl sayım değerleri. 78

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2.1 : Radyasyonun türüne göre sınıflandırılması. 5
Şekil 2.2 : Co-60 ve Cs-137 radyoizotoplarının bozunum şeması. 6
Şekil 2.3 : Elektromanyetik spektrum 7
Şekil 2.4 : Fotoelektrik etkinin şematik gösterimi 8
Şekil 2.5 : Compton saçılması. 9
Şekil 2.6 : Çift oluşumu. 10
Şekil 2.7 : Gama enerjisine göre üç etkileşmenin baskın olduğu aralıklar 11
Şekil 2.8 : Radyasyon şiddetinin malzeme tarafından soğurulması. 12
Şekil 2.9 : Dar demet geometrisi 14
Şekil 2.10 : Dış ve iç ışınlanmanın şematik gösterimi. 15
Şekil 2.11 : Ters kare kanunun şematik olarak gösterimi. 16
Şekil 2.12 : Alfa, beta, nötron, gama ve X ışınları için zırhlama malzeme gösterimi. 16
Şekil 3.1 : Odun fantomu. 17
Şekil 3.2 : Rando fantom. 18
Şekil 3.3 : Aile fantom serisi. 19
Şekil 3.4 : Voxel fantom. 20
Şekil 3.5 : CT Torso fantom. 21
Şekil 3.6 : Dozimetrik fantomlar. 22
Şekil 3.7 : Su fantomu. 25
Şekil 4.1 : Su ölçümlerinde kullanılan plastik kap ve deney düzeneği. 29
Şekil 4.2 : RW3 fantom. 30
Şekil 4.3 : Akrilik fantom malzemesi. 30
Şekil 4.4 : Mum (Parafin) fantom malzemesi. 31
Şekil 4.5 : Silikonun hazırlanma aşamasında kullanılan malzemeler. 31
Şekil 4.6 : Silikon fantom malzemeleri. 32
Şekil 4.7 : Deney düzeneğinin şematik gösterimi. 33
Şekil 4.8 : Deney düzeneğinin fotoğrafı. 33
Şekil 4.9 : Deneyde kullanılan Cs-137 ve Co-60 izotopları. 34
Şekil 4.10 : XCOM programın giriş sayfası ekran görüntüsü. 36
Şekil 4.11 : XCOM programında bileşik için veri giriş sayfası ekran görüntüsü. 37
Şekil 4.12 : XCOM programının sonuç sayfası ekran görüntüsü. 37
Şekil 4.13 : XMuDat programında etkin a tom numarası ve elektron yoğunluğu ekran görüntüsü. 38
Şekil 4.14 : XMuDat programının ekran görüntüsü. 39
Şekil 4.15 : XMuDat programında kütle zayıflatma katsayısı ekran görüntüsü. 39
Şekil 4.16 : Ana hacim (world volume). 41
Şekil 4.17 : NaI (Tl) sintilasyon dedektörü. 42
Şekil 4.18 : ICRU yumuşak doku fantomu ve NaI (Tl) sintilasyon dedektörü. 42
Şekil 4.19 : Simülasyon çalışırken alınan ekran görüntüsü. 44

Şekil 4.20 : ROOT dosyasından alınan veri örneğinin ekran görüntüsü. 44
Şekil 5.1 : Malzemelerin lineer zayıflatma katsayılarının enerji ile değişimi. ... 46
Şekil 5.2 : Fantom malzemelerinin ve ICRU yumuşak dokunun GATE kodu ile bulunan bağıl sayım değerlerinin kalınlıkla değişimi. 49
Şekil A.1 : Su için bağıl sayım değerlerinin kalınlıkla değişimi. 64
Şekil A.2 : RW3 için bağıl sayım değerlerinin kalınlıkla değişimi. 66
Şekil A.3 : Silikon için bağıl sayım değerlerinin kalınlıkla değişimi. 68
Şekil A.4 : Akrilik için bağıl sayım değerlerinin kalınlıkla değişimi. 70
Şekil A.5 : Parafin için bağıl sayım değerlerinin kalınlıkla değişimi. 72
Şekil A.6 : Su için bağıl sayım değerlerinin kalınlıkla değişimi. 73
Şekil A.7 : RW3 için bağıl sayım değerlerinin kalınlıkla değişimi. 74
Şekil A.8 : Silikon için bağıl sayım değerlerinin kalınlıkla değişimi. 75
Şekil A.9 : Akrilik için bağıl sayım değerlerinin kalınlıkla değişimi. 76
Şekil A.10 : Parafin için bağıl sayım değerlerinin kalınlıkla değişimi. 77
Şekil A.11 : ICRU yumuşa k doku için bağıl sayım değerlerinin kalınlıkla değişimi. 78

FANTOM MALZEMELERİNİN DOKU DENKLİĞİNİN DENEYSEL VE TEORİK OLARAK İNCELENMESİ

ÖZET

Radyasyonun endüstri, tıp ve bilim alanlarında kullanımının hızlı artışı, radyasyon dozimetrisinin önemini her geçen gün arttırmaktadır. Doku eşdeğeri malzemelerden üretilen fantomlar, dozimetri çalışmalarının temelini oluşturmaktadır. Malzemelerin doku eşdeğeri olduğunu belirlemek için fiziksel ve radyolojik bazı kriterleri sağlamaları gerekmektedir. Bu kriterler arasında malzemenin elektron yoğunluğu, etkin atom numarası ve kütle zayıflatma katsayısı sayılabilir. Bu çalışmada fiziksel yoğunluğu yumuşak dokuya yakın olan malzemeler (su, RW3, silikon, akrilik ve parafin) seçilerek radyolojik özellikleri deneysel ve teorik yöntemlerle tayin edilmiş ve ICRU'nun 44 numaralı raporunda verilen yumuşak doku ile uyumu irdelenmiştir.

Çalışmada fantom malzemelerinin lineer zayıflatma katsayıları dar demet geometrisi kullanılarak gama geçirgenlik tekniği ile bulunmuştur. Deneylerde 662 keV enerjili gama fotonları yayan Cs-137 radyoizotopu ve 1173 keV ile 1332 keV olmak üzere iki farklı enerjide gama fotonları yayan Co-60 radyoizotopu kullanılmıştır. Gama ölçümleri, NaI (Tl) sintilasyon dedektörü ve çok kanallı analizörden oluşan dijital gama spektrometre sisteminde gerçekleştirilmiştir. Fantom malzemelerin her bir kalınlığı ve 3 farklı gama enerjisi için ayrı ayrı ölçümler alınarak malzeme tarafından zayıflatılmış radyasyon şiddeti değerlerine ulaşılmıştır. Her kalınlık ve enerji için alınan ölçümler en az 3 kere tekrarlanmıştır. Deney düzeneğinde farklı malzeme kalınlıklarından alınan sayımlar, kaynak dedektör arasında malzeme olmadan alınan ilk sayımlara oranlanarak bağıl sayım sonuçlarına ulaşılmıştır. Orjin8 çizim programı kullanılarak bağıl sayım değerlerinin malzeme kalınlığı ile değişimini veren grafiklerden lineer zayıflatma katsayıları elde edilmiştir. Malzemelerin etkin atom numaraları ve elektron yoğunluklarını tespit etmek için XMuDat bilgisayar programından yararlanılmıştır. Deney sonuçlarını sınamak amacıyla XCOM, XMuDat ve GATE Monte Carlo programlarıyla fantom malzemelerinin ve ICRU yumuşak dokunun kütle zayıflatma katsayıları bulunmuştur.

Deneysel ve teorik sonuçların mutlak fark yüzdeleri değerlendirildiğinde, su ve RW3 için deney ve teorinin uyumlu olduğu ancak silikon ve parafin için mutlak farkların arttığı gözlenmiştir. Malzemelerin radyolojik özellikleri (etkin atom numarası, elektron yoğunluğu, kütle zayıflatma katsayısı) kullanılarak ICRU yumuşak doku ile denklikleri irdelendiğinde, çalışılan enerji değerleri için suyun yumuşak dokuya en yakın malzeme olduğu tespit edilmiştir.

EXPERIMENTAL AND THEORETICAL INVESTIGATION OF TISSUE EQUIVALENCY FOR PHANTOM MATERIALS

SUMMARY

Radiation is used in many areas such as medicine, industry, agriculture etc. On the other hand it can cause damage to matter, particularly living tissue. Protection against ionizing radiation requires information on the absorbed doses in organs of the human body. Applications of dosimetric materials and tissue substitutes in radiological protection, medical, radiation physics and radiobiology are essential for exposure monitoring and estimation of the dose.

The basic principle of radiation protection, optimisation, also known as ALARA (as low as reasonably achievable) states that it is necessary to ensure minimal exposure to patients and staff while maintaining a good quality of diagnostic imaging. For optimisation studies, it is necessary to periodically monitor radiation doses received by patients. Physicists developed phantoms to simulate patients in order to make dosimetric measurements and to test the limitations of their systems.

The selection of the appropriate materials is critical to the design and function of any type of phantom. In most cases, a phantom is meant to simulate some form of tissue, such as muscle, bone or lung. The simulated tissues have different properties, both physically and radiologically. The goal of the phantom materials is to represent these physical and radiological properties as accurately as possible. The radiological properties of a material are often highly dependent on the energy of the radiation incident upon it. Thus, a material may accurately simulate a tissue in a given energy range, but it could differ significantly in other energy ranges.

There are a number of properties that can be used as a measure of the tissue equivalence of a phantom. The physical density (ρ) and effective atomic number (Z_{eff}) can both be used as relatively crude assessments of a materials tissue equivalence. While these parameters provide insight into the physical properties of the material in question, they do little to describe the materials radiological properties. The electron density (ρ_e) of a material is a more detailed parameter that provides more insight into how a material will behave in a radiation field. The most widely used parameter to gauge tissue equivalence is the mass attenuation coefficient (μ_{mass}).

The linear and mass attenuation coefficients for different materials such as alloys, biological samples, building materials, compounds, glasses, and soils were reported in many researches. Most of the obtained experimental data have been compared with the theoretical tabulations obtained using the XCOM program and there have been few attempts to apply Monte Carlo calculations for the determination of attenuation coefficients.

Monte Carlo simulation is an effective tool to calculate radiation interaction parameters in different types of compounds and mixtures for shielding and energy deposition in human organs and tissues. Use of this method requires knowledge of the

chemical or elemental composition and density of the material and its physical characteristics as input information for performing these calculations.

GATE (Geant4 Application for Emission Tomography) is an open source of Monte Carlo simulation program developed by the OpenGATE collaboration. GATE is a simulation platform improved for modelling planar scintigraphy, Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT), Positron Emission Tomography (PET). In addition to this not only modelling X-ray computed tomography and radiation therapy experiments feature but also dose calculation, simulation speeding up and optical physics modelling features are implemented to new version of GATE.

In this study, gamma ray transmission measurements have been used to evaluate the five different phantom materials. Phantom materials considered in this study are water, solid water (RW3), silicon, acrylic and paraffin which are close to soft tissue density. The mass attenuation coefficients were determined from the experimental study and compared with the GATE V6.2 code and computer programs (XCOM and XMuDat) results.

In the experiments, Cs-137 and Co-60 gamma radioisotopes were used as gamma radiation sources. Cs-137 has a single gamma peak at 0.662 MeV and 30.1 years half life. Co-60 has two gamma peaks at 1.17 MeV and 1.33 MeV. Therefore Co-60 includes pair production (E > 1.02 MeV). Co-60 has 5.27 years half life. Gamma rays were detected by Canberra Model (802-2x2) NaI scintillation detector and digiBASE model PMT with integrated bias supply, preamplifier and digital multichannel analyzer, which was supplied with MAESTRO-32 MCA Emulation software combined system. The couting time was 15 min and were carried out three times for each material.

Gamma transmission technique is based on detection of radiation intensities with and without the material The gamma source and the detector are placed on opposite sides of the material on same axis. Experimental set up was prepared carefully to minimize scattering effects. The collimator which has 7 mm diameter hole was used to get narrow beam geometry. The detector was placed 10 cm away from the gamma sources. The detector counts the initial intensity (I_0) which emitted from the source without material. Then, for all each material, the material is placed between the source and the detector, and the gamma ray intensities (I) are detected.

The counted intensities are compared with the initial intensity to compute relative intensity (I/I_0). Relative intensity values were carried out for the phantom materials at different thicknesses. Then relative intensity material thickness graphs were drawn. The linear attenuation coefficients were calculated from the graphs by using Origin 8 computer program. The mass attenuation coefficient (μ_{mass}) is obtained by dividing linear attenuation coefficient (μ) by the density (ρ) of the material.

Effective atomic numbers and electron densities of the materials were calculated from XMuDat program. XMudat computer program is able to produce a single-valued effective atomic number data for compounds as well as mixtures.

The theoretical mass attenuation coefficients of the materials were calculated from GATE V6.2 simulation code, XCOM and XMuDat computer programs. The physical properties of the experimental setup and the chemical properties of the materials were entered into the GATE V6.2 code and the relative count results were obtained. Theoretical and experimental results were evaluated and interpreted with each other.

Theoretical and experimental results were evaluated and interpreted with each other. The differences between experimental and theoretical mass attenuation coefficient results were at their lowest for water and solid water (RW3). But the differences are increasing for silicon and paraffin materials. This can be explained with material impurities and production conditions of these materials.

Furthermore, soft tissue equivalency of the phantom materials were investigated in this study. For this purpose, mass attenuation coefficients, effective atomic numbers and electron densities of the phantom materials and that of ICRU 44 soft tissue were evaluated. According to the results water has the most consistency with ICRU 44 soft tissue.

1. GİRİŞ

İnsanlar yaşamları süresince farkında olarak ya da olmayarak doğal ve yapay radyasyonun etkisinde kalırlar. Doğada bulunan radyoaktif kaynaklara ek olarak, 1895'de X-ışınlarının keşfi ile insan yapımı radyasyon ve radyoaktif maddeler birçok alanda kullanılmaya başlandı. Her geçen gün gelişen nükleer teknoloji sayesinde farklı alanlarda radyasyonun kullanımı hızla artmaktadır. Radyasyonun varlığı ve giderek artan kullanımı onun doğru ve güvenilir izleme yöntemleri ile değerlendirilmesini gerektirmektedir.

Gama ışınları, diğer elektromanyetik ışınlar arasında en yüksek frekansa ve en düşük dalga boyuna sahiptirler. Gama ve X-ışınlarının, alfa ve beta parçacıklarına göre madde içine nüfuz etme kabiliyetleri çok daha fazla, iyonlaşmaya sebep olma etkileri ise daha azdır. İyonize etme gücünün daha düşük olması, bu ışınların kalın cisimlerden kolayca geçmesini sağlar. Bu özellikleri nedeniyle gama ışınlarının endüstri ve tıpta kullanımları yaygındır. Ancak taşıdıkları enerji düzeyi nedeniyle yaşayan hücrelere önemli zararlar verirler. İnsanların kan, kemik ve yumuşak doku gibi hayati organlarının gama radyasyonu ile etkileşiminin irdelenmesi radyasyondan korunma ve dozimetri gelişiminde önemlidir (Medhat ve diğ., 2014).

Uluslararası Radyasyondan Korunma Komisyonu (ICRP), Uluslararası Atom Enerjisi Ajansı (IAEA) ve benzeri bağımsız kuruluşların yaptığı çalışmalar uluslararası kabul görmekte ve ülkelerin iyonlaştırıcı radyasyona karşı korunma prensiplerinin temelini oluşturmaktadır (TAEK, 2009). Uluslararası kabul gören ve ICRP tarafından yayınlanan radyasyondan korunma prensibi üç temel gereksinime dayanır. Bunlar; radyasyona maruz kalmayı gerektiren çalışmanın gerekçelendirilerek yarar sağlamayan radyasyon uygulamalarına izin verilmemesi, bütün faktörlerin değerlendirilerek mümkün olan en düşük dozun alınmasının sağlanması (ALARA-as low as reasonably achievable) ve kişisel doz-risk sınırları getirilerek bireylerin radyasyon uygulamaları (tıbbı tanı ve tedavi hariç) sonunda aldığı doz seviyelerinin belirli sınırlarda tutulmasıdır (ICRP, 1977).

Radyasyon dozimetrisi; iyonize radyasyondan korunma ve etkilerini belirlemek için radyasyonun madde ile etkileşmesinde absorblanan doz miktarı ile ilgilenir (Sabol ve Weng, 1995). Dozimetri ile ilgili yapılan çalışmaların insanlar üzerine uygulanması risklidir. Bu nedenle insanlar yerine fantom adı verilen insan temsili ürünler kullanılır. Fantomlar, doku eşdeğeri malzemelerden ve insan eş değeri geometrilerde geliştirilmiş olan ürünlerdir (Turner, 2007; IAEA, 2007). İnsanlar yapısal ve biçimsel olarak farklılıklara sahiptirler. Bu sebeple Uluslararası Radyasyon Birimleri Komisyonu (ICRU) nun standart insan tanımı içerisindeki belirlediği fantom kullanımları yaygındır.

Radyasyonun teşhis ve tedavi amaçlı kullanımındaki hızlı gelişmeler, cihazların kalite kontrollerinde de önemli gelişmeleri beraberinde getirmiştir. Pratikte kalite kontrol testleri, doku eşdeğeri malzemelerden üretilen fantomlar kullanılarak gerçekleştirilmektedir. Doku eşdeğeri katı fantom malzemelerinin fiziksel yoğunlukları, elektron yoğunlukları, etkin atom numaraları ve radyasyonu zayıflatma gibi radyolojik özelliklerinin temsil ettiği dokuya yakın olması beklenmektedir.

Gelişen teknolojiye bağlı olarak radyasyon kullanımının artmasına bağlı olarak dozimetrik deney ve çalışmalar da artmıştır. Bu nedenle fantom malzemelerinin doku denkliği yönünden değerlendirilmesi ve fantom yapımı için uygun malzemelerin üretilmesi önem kazanmaktadır. Malzemeleri doku denkliği yönünden inceleyen deneysel çalışmaların yanı sıra günümüzde bilgisayar programları ve Monte Carlo kodları kullanılarak yapılan çalışmalar da oldukça yaygındır (Manna ve diğ., 2012; Medhat ve diğ., 2014; Sing ve diğ., 2016).

1.1 Tezin Amacı

Bu çalışmada, fantom malzemesi olarak kullanılan su, RW3, silikon, akrilik ve parafinin radyolojik özelliklerinin gama geçirgenlik tekniği kullanılarak 662 keV, 1173 keV ve 1332 keV enerjileri için incelenmesi ve ICRU yumuşak doku ile denkliğinin irdelenmesi hedeflenmiştir. Çalışmalar deneysel ve teorik olarak yürütülmüş ve sonuçlar karşılaştırılmalı olarak değerlendirilmiştir.

1.2 Literatür Araştırması

Gama geçirgenlik tekniği kullanılarak malzemelerin radyasyon karşısında davranışlarının incelenmesi ve deneysel verilerin bilgisayar programları ile elde edilen

sonuçlarla karşılaştırılması literatürde yaygındır. Malzemelerin, fantom malzemesi olarak değerlendirilmesinde kütle zayıflatma katsayıları, elektron yoğunluğu ve etkin atom numaralarının dikkate alındığı literatürde görülmektedir.

Shimardi ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, çelik, bakır, beril gibi malzemelerin kütle zayıflatma katsayılarını deneysel ve teorik olarak incelemişlerdir. Cs-137 ve Co-60 gama kaynakları kullanılarak malzemelerin 662, 1173 ve 1332 keV lik foton enerjilerinde gama radyasyonu için zayıflatlatma katsayıları belirlenmiştir. Deneysel olarak bulunan kütle zayıflatma katsayıları, XCOM ve MCNP Monte Carlo kodu ile elde edilen sonuçlarla karşılaştırılmıştır. Malzemelerin kimyasal formülleri ve yoğunlukları kullanılarak XCOM bilgisayar programı ile kütle zayıflatma katsayıları bulunmuştur. MCNP kodu kullanılarak deney düzeneği simüle edilip malzemelerin kütle zayıflatma katsayıları bulunmuştur. Elde edilen sonuçlar karşılaştırılmalı olarak incelendiğinde MCNP ve XCOM ile elde değerlerin birbirine oldukça uyumlu olduğu gözlenmiştir. Fakat deneysel sonuçların teorik sonuçlardan uzaklaştığı tespit edilmiştir. Dar demet geometri şartlarında yapılan deney düzeneğinde oluşan sapmaların bu farkı yaratabileceği fikrine ulaşılmıştır (Shimardi ve diğ., 2016).

Medhat ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, kan, kemik ve kas gibi biyolojik materyallerin gama ışını zayıflatma katsayılarını incelemiş ve teorik sonuçlar ile karşılaştırmışlardır. Çalışmanın deneysel kısmında Am-241, Ba-133, Cs-137 ve Co-60 gama kaynakları kullanılmıştır. HPGe dedektörü analog dijital dönüştürücü ile kullanılmıştır. Sayım süreleri kullanılan gama kaynağına göre 5 veya 10 dakika olarak alınmıştır. Elde edilen sayımlardan Beer Lambert formülü kullanılarak lineer zayıflatma katsayılarına ulaşılmıştır. Çalışmanın teorik kısmında; deneyde kullanılan biyolojik malzemeler ve deney düzeneği dikkate alınarak XCOM, MCNP ve GEANT4 Monte Carlo bilgisayar programları kullanılarak materyallerin kütle zayıflatma katsayıları elde edilmiştir. MCNP ve GEANT4 kodları ile elde edilen kütle zayıflatma katsayılarının, deneysel olarak elde edilen kütle zayıflatma katsayılarına, XCOM programı ile elde edilen sonuçlardan daha yakın oldukları tespit edilmiştir (Medhat ve diğ., 2014).

Manjunatha yaptığı çalışmada, 13 farklı kompozit malzemenin kütle zayıflatma katsayılarını, etkin atom numaralarını ve elektron yoğunluklarını bulmuştur. Çalışmada elde edilen parametreler değerlendirdiğinde, akciğer dokusu ile uyumlu oldukları gözlenmiştir. Alderson akciğer fantom malzemesinin diğer malzemlere göre

göre daha iyi sonuçlar verdiği gözlenmiştir (Manjunatha, 2014).

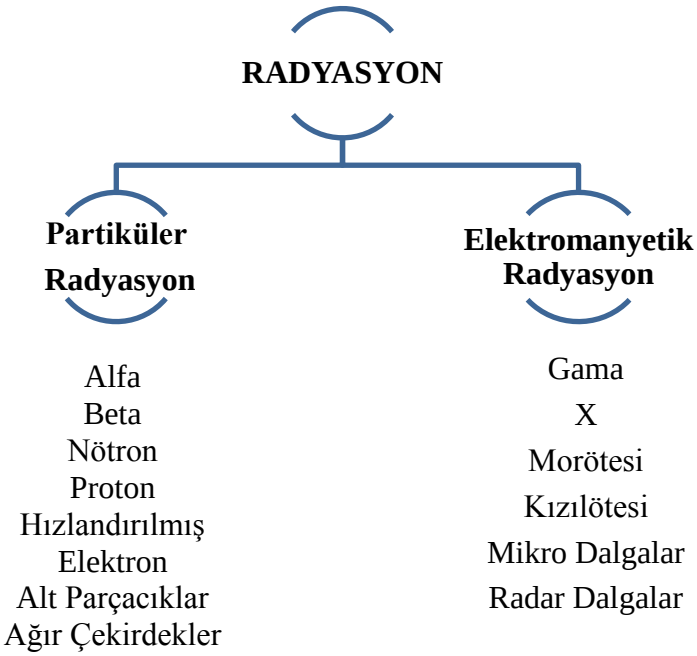
1.3 Hipotez

Elektron yoğunluğu, etkin atom numarası ve foton zayıflatma katsayısı malzemenin doku denkliği yönünden değerlendirilmesinde kullanılan radyolojik özelliklerdir. Fantom malzemelerinin doku denkliğinin belirlenmesinde gama ışını geçirgenlik tekniği kullanılabilir.

2. GAMA RADYASYONUNUN MADDE İLE ETKİLEŞMESİ

2.1 Radyasyon ve Radyoaktivite

Partikül akımı veya dalga tabiatına uygun olarak bir maddeye veya ortama enerji transfer edilmesi "radyasyon" olarak tanımlanır (Knoll, 2002). Radyasyon, Şekil 2.1'de verildiği üzere, parçacık ya da elektromanyetik radyasyon olarak sınıflandırılabilir (Demir, 2011).



Şekil 2.1 : Radyasyonun türüne göre sınıflandırılması.

Kararlı en ağır nüklit $^{237}Bi_{83}$ dür. Daha ağır nüklitler yani atom çekirdeğinde 83 den fazla proton barındıran ağır elementler kararlı çekirdek düzeyine ulaşmak isterler. (Draganic ve diğ., 1993). Radyoaktivite, atom çekirdeğinin kararlı hale ulaşmak için tanecikler veya elektromanyetik ışımalar yayarak kendiliğinden bozunmasıdır. Bu dönüşüme "bozunum", radyasyon yayarak dönüşen atom çekirdeğine ise "radyonüklit" denir (Demir, 2011). Kararsız radyonüklitler genellikle alfa, beta parçacıkları ve gama ışını yayarak dönüşürler. Radyoaktivite kontrol edilemez ve her radyoaktif çekirdeğin kendine özgü bozunum süreci vardır. Radyoaktif bozunma formülü denklem 2.1' de verilmiştir.

$$N = N_0 \cdot e^{-\lambda t} \qquad (2.1)$$

N: t süre sonra kalan radyoaktif atom sayısı

N_0: başlangıçtaki radyoaktif atom sayısı

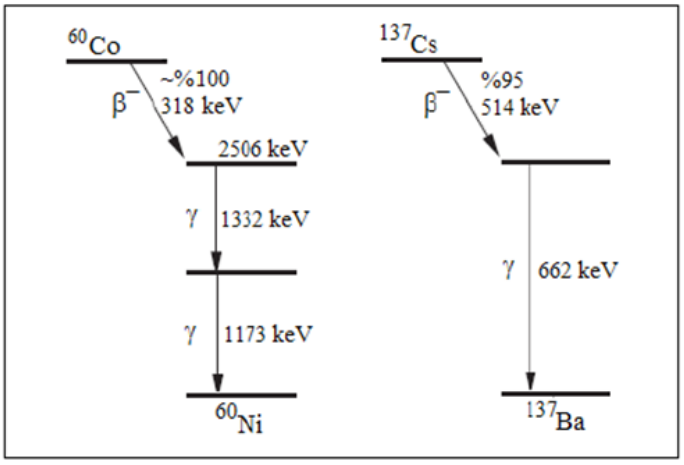
λ: bozunum sabiti

t: süredir.

Radyoaktivitenin temel birimi Curie (Ci) dir. 1 Ci saniyede $3{,}7 \times 10^{10}$ parçalanma yapan radyoaktif madde miktarıdır. Uluslararası Radyasyon Birimleri ve ölçümleri Komisyonu (ICRU) 1974'de aldığı bir kararla SI birimlerine geçmeyi önermiştir. Böylece günümüzde yeni birim sisteminde Curie birimine karşılık Becquerel (Bq) kullanılmaktadır. 1 Bq saniyede bir bozunum yapan radyoaktif madde miktarıdır.

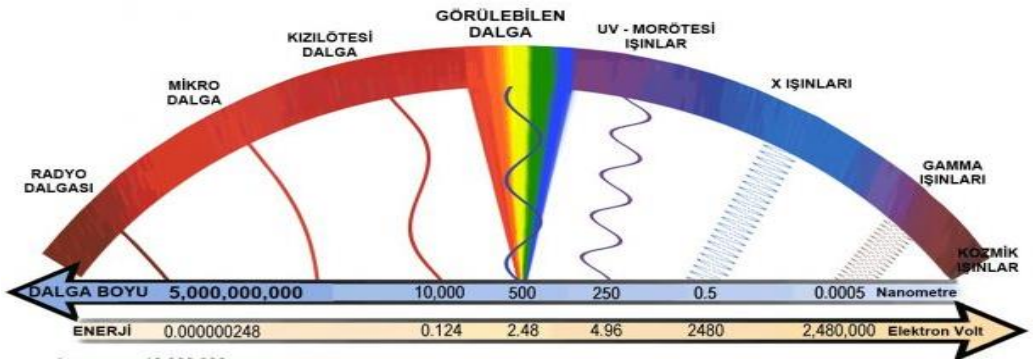
2.2 Gama Radyasyonu

Atom çekirdeklerini oluşturan yapı taşları mümkün olan en küçük potansiyel enerji durumunda dizilmediklerinde radyoaktif dönüşüme uğrarlar. Çekirdek yapısının yeni düzeni fazla enerjinin dışarı yayınlanmasıyla oluşur ve çekirdek yeni bir elementin atomuna dönüşebilir. Radyoaktif dönüşüm rastgele bir işlemdir ve genellikle proton ve nötronların çok sıkı bağlı olmadığı uyarılmış bir çekirdeğin dönüşümü sonucu oluşur. Bu uyarılmış enerji nötron ve protonların en düşük enerji durumunda bulunacak şekilde tekrar düzenlenmesi sırasında elektromanyetik radyasyon olarak yayınlanır. Yaygın olarak kullanılan iki gama radyoizotopu (Co-60 ve Cs-137) için bozunum şemaları Şekil 2.2'de verilmektedir (Martin, 2006).



Şekil 2.2 : Co-60 ve Cs-137 radyoizotoplarının bozunum şeması (Akyıldırım, 2011).

Elektromanyetik radyasyon olan gama ışınları, nükleer mühendislikte foton olarak adlandırılırlar. Elektromanyetik radyasyon belli bir enerjiye sahip ve kütlesizdir. Titreşim ve dalga hareketi yaparak yol alırlar. Elektromanyetik radyasyon, frekans (bir saniyede tekrarlanan dalga sayısı) ve enerjilerine göre sınıflandırılırlar. Elektromanyetik radyasyonlar ışık hızıyla ($3x10^8$ m/saniye) hareket ederler (Draganic, 1993). Gama fotonlarının elektromanyetik spektrumdaki yeri Şekil 2.3'de verilmektedir.



Şekil 2.3 : Elektromanyetik spektrum (Url-1).

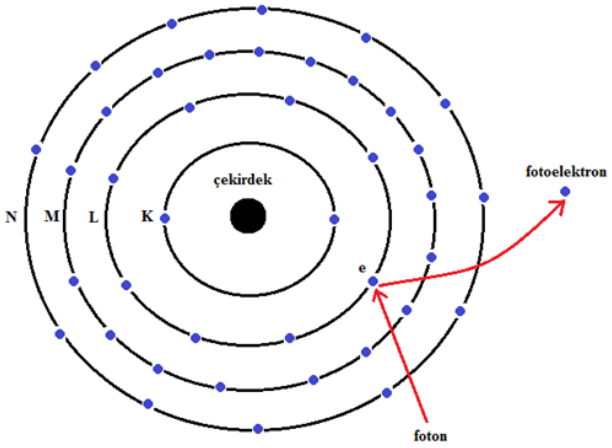
Enerjitik gama fotonları elektriksel olarak yüksüz oldukları ve durgun kütleleri sıfır olduğu için malzeme içerisine kolaylıkla nüfuz edebilirler. Bu nedenle gama yayınlanması radyasyondan korunma için oldukça önemlidir.

2.3 Gama Işınlarının Madde ile Etkileşim Mekanizmaları

Gama ışınları yüksüz oldukları için yüklü parçacık etkileşimlerinden farklı olarak dolaylı yoldan iyonizasyona yol açarlar. Fotonların madde içinde azalması ve enerji depolaması için temel etkileşimler, fotoelektrik etki, Compton saçılması ve çift oluşumudur. Fotonlar Rayleigh saçılması, Bragg saçılması, fotobozunum ve nükleer rezonans saçılması da yaparlar. Ancak, bu etkileşmelerde azalma ve enerji depolanması önemsenmeyecek kadar küçüktür ve genelde ihmal edilebilirler (Martin, 2006).

2.3.1 Fotoelektrik etki

Fotoelektrik etkide, foton tüm enerjisini çarpışarak etkileşime girdiği atomun yörüngesinde bulunan bir elektrona aktarır (Demir, 2011). Enerji yüklenen bu elektron yörüngesinden fırlar (Şekil 2.4). Kinetik enerjiye sahip bu elektrona 'fotoelektron' denir. Fotoelektron madde içerisinde kısa mesafede durdurulur.



Şekil 2.4 : Fotoelektrik etkinin şematik gösterimi (Doğan, 2015).

Fotoelektronun enerjisi, gelen fotonun enerjisi ile elektronun bağlanma enerjisinin farkına eşittir (Turner, 2007).

$$E_i = E_b + E_{KE} \tag{2.2}$$

E_i: gelen fotonun enerjisi,

E_b: kopan elektronun bağlanma enerjisi,

E_{KE}: fotoelektronun kinetik enerjisidir.

Fotoelektrik etkinin başlayabilmesi için gelen fotonun enerjisi elektronun yörüngeye bağlanma enerjisinden fazla olmalıdır. Foton enerjisi ile bağlanma enerjisinin birbirine yakın olduğu durumlarda fotoelektrik oluşma olasılığı artar.

Foton iç tabakada bulunan bir elektrona çarptığında onu yörüngesinden fırlatacak enerjiye sahipse elektron yörüngesinden fırlar. İç tabakadan atılan bu fotoelektron yerine üst tabakalardan başka bir elektron geçer. Bunun sonucunda karakteristik X-ışınları veya Auger elektronları yayınlanır. Dış tabaka elektronlara göre bu durumun oluşma ihtimali düşüktür (Turner, 2007).

2.3.2 Compton saçılması

Foton atomun dış yörüngesi elektronu ile esnek çarpışma gerçekleştirdiğinde compton saçılması meydana gelir. Bu çarpışmada enerji ve momentum korunur (Draganic ve diğ., 1993).

$$E_i = E_s + E_b + E_{KE} \tag{2.3}$$

E_i: gelen foton enerjisi,

E_s: saçılan foton enerjisi,

E_b: elektron bağlanma enerjisi,

E_{KE}: fırlatılan elektronun kazandığı kinetik enerjidir.

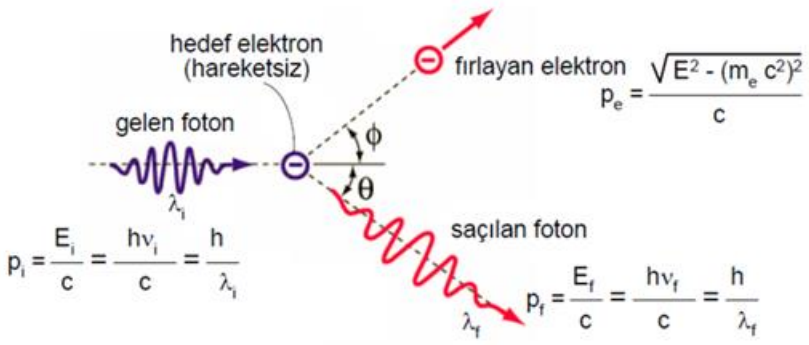
Compton saçılmasında, gelen fotonun enerjisi bir elektronu yörüngesinden fırlatır. Yörüngesinden ayrılan bu elektrona compton elektronu denir. Gelen foton, enerjisinin bir kısmıyla compton elektronu oluşturur ve geri kalan enerjisi ile geliş doğrultusuyla θ açısı yaparak yoluna devam eder (Şekil 2.5).

$$E' = \frac{0{,}51}{(1-Cos\theta)+\frac{0{,}51}{E}} \tag{2.4}$$

E': saçılan fotonun enerjisi

E: gelen fotonun enerjisi

θ: foton sapma açısıdır.



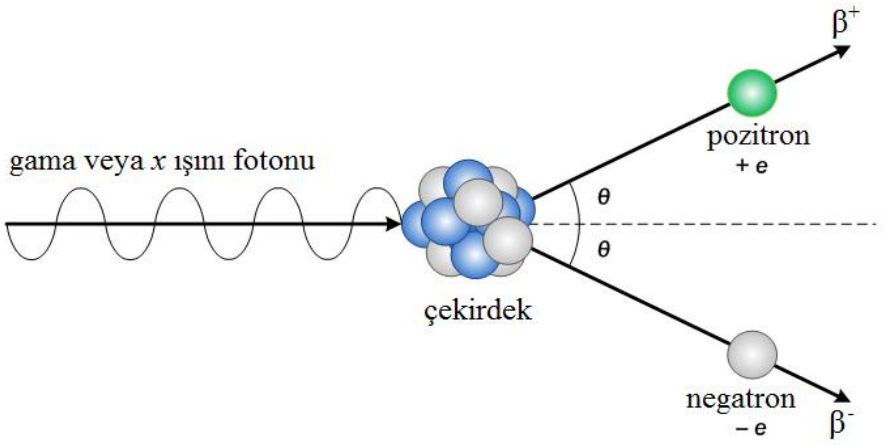
Şekil 2.5 : Compton saçılması.

Denklem 2.4'e göre, saçılma açısı çok küçükse Cosθ = 1 olur ve E' yaklaşık olarak E ye eşit olur yani foton saçılmada fazla enerji kaybetmez ve yoluna küçük bir sapmayla devam eder. Bununla birlikte $\theta = 90^0$ olursa Cosθ = 0 ve E' < 0,51 MeV olur. Böylece saçılan fotonun enerjisi 0,51 MeV den büyük olamaz. Compton saçılması yapan bir foton daha sonra ortamda bir fotoelektrik olay gerçekleştirebilir.

2.3.3 Çift oluşumu

Yüksek enerjili foton atom çekirdeğinin yakınından geçerken enerjisinin tümünü atoma aktarır ve foton kuvvetli elektrik alanda yok olur. Bu durum negatif yüklü negatron ve pozitif yüklü pozitronun meydana gelmesine neden olur (Şekil 2.6).

Oluşan negatron-pozitron çiftine çift oluşumu denir. Negatronun (0,511 keV) ve pozitronun (0,511keV) toplam enerjisi 1,02 MeV olduğundan gelen fotonun enerjisi 1,02 MeV ve üstü enerjiye sahip olması gerekir.



Şekil 2.6 : Çift oluşumu (Doğan, 2015).

Pozitif yüklü pozitron parçacığı atom yörüngesinde bulunan bir elektrona çarparak yok olur. Parçacığın yok olması ile ortaya çıkan 511 keV lik enerji anhilasyon radyasyonu meydana getirir. Anhilasyon veya tükeniş radyasyonu birbirine zıt yönde yayınan iki gama fotonundan oluşur. Anhilasyon radyasyonu atom içinde fotoelektrik olayı gerçekleştirerek yok olur. Çift oluşumunun meydana gelme olasılığı gelen fotonun enerjisi ve etkileşime girdiği malzemenin atom numarasıyla doğru orantılıdır.

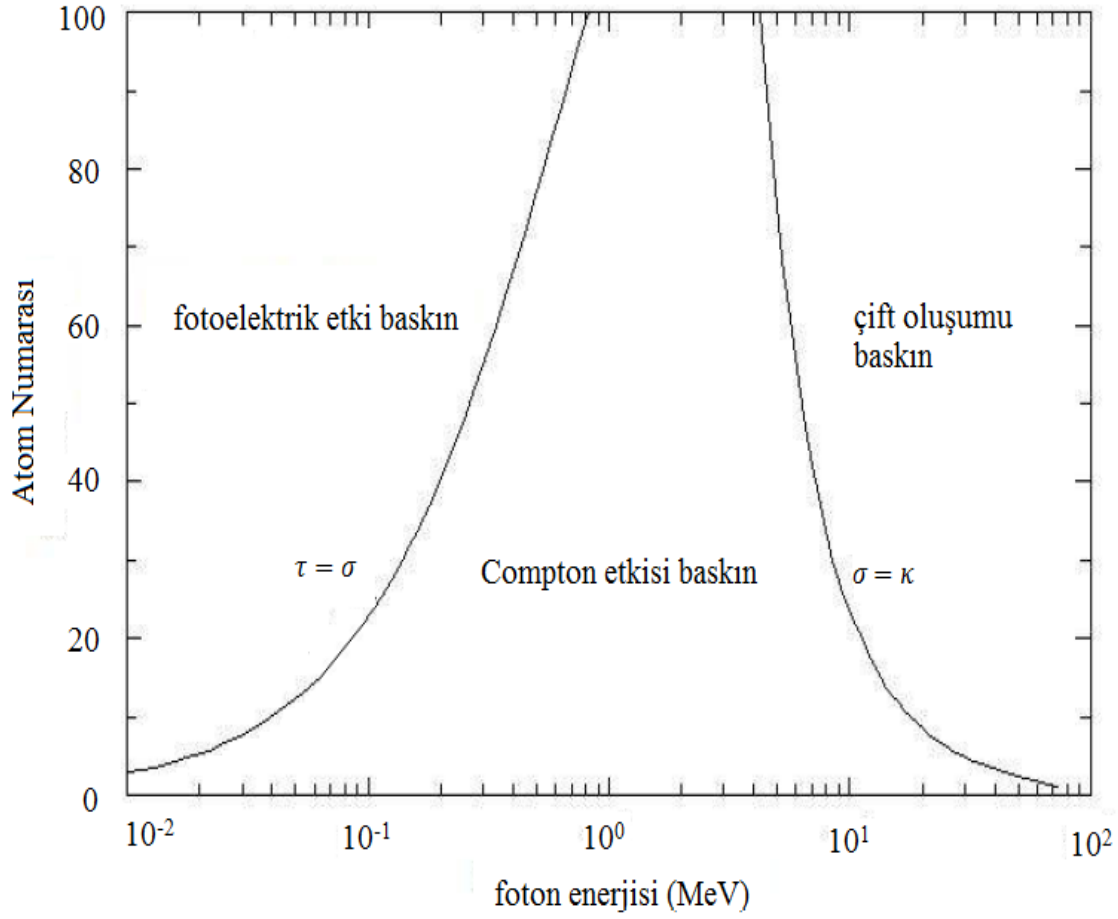
Yukarıda bahsedilen üç ana gama etkileşmesinin gelen fotonun enerjisine ve malzemenin atom numarasına bağımlılığı Çizelge 2.1'de bir arada verilmiştir.

Çizelge 2.1 : Gama etkileşmelerinin E ve Z bağımlılığı (Wood, 1987).

ETKİLEŞME TÜRÜ	Z-BAĞIMLILIĞI	E-BAĞIMLILIĞI
Fotoelektrik	$Z^{4.5}$	1/E için E > 0.,5 MeV $1/E^3$ için E < 0,5 MeV
Compton	Z	1/E
Çift Oluşumu	Z^2 veya Z	4 MeV < E < 10 MeV

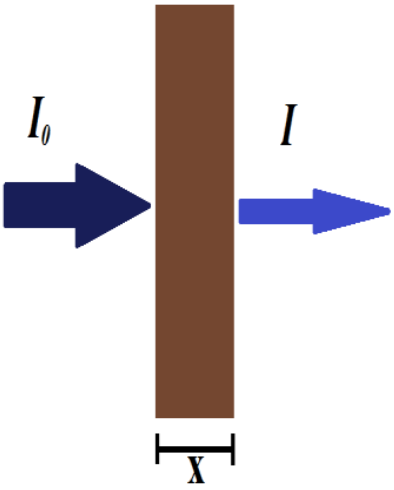
2.4 Foton Zayıflatma Katsayıları

Fotonlar sahip olduğu enerji ve etkileştiği malzemenin atom numarasına bağlı olarak fotoelektrik olay, compton saçılması veya çift oluşumu olaylarını gerçekleştirirler. Şekil 2.7'de foton enerjisi ve malzemenin atom numarasına bağlı olarak üç etkileşme bölgesi tanımlanmıştır. Şekil 2.7'den görüleceği gibi, Fotoelektrik etki olasılığı, düşük enerjilerde yüksek atom numaraları için, çift oluşumu olasılığı ise yüksek enerjilerde yüksek atom numaraları için artmaktadır. Çok düşük atom numaralı malzemelerde gama fotonu hemen her enerji değerinde Compton saçılması ile enerji kaybetmektedir. E=1 MeV civarında bütün atom numaraları için compton saçılması ihtimali çok yüksektir (Turner, 2007).



Şekil 2.7 : Gama enerjisine göre üç etkileşmenin baskın olduğu aralıklar (Doğan, 2015).

Gama radyasyonun şiddeti malzeme içinden geçerken saçılma ve soğurulmalar sonucunda zayıflar. Şekil 2.8 de I_0 malzemeye gelen radyasyon şiddeti, I radyasyonun x kalınlığındaki malzemeden geçtikten sonraki radyasyon şiddetini temsil eder.



Şekil 2.8 : Radyasyon şiddetinin malzeme tarafından soğurulması.

Her atomun toplam gama etkileşme olasılığı üç etkileşmenin (fotoelektrik etki, compton saçılması ve çift oluşumu) gerçekleşme olasılığının toplamıdır ve lineer zayıflatma katsayısı (μ) ile ifade edilir (Hubble, 1982). Bir başka deyişle lineer zayıflatma katsayısı soğurucu ortamda birim uzunluk başına etkileşim olasılığıdır ve birim zamanda radyoaktif atomların dönüşüm olasılığı olarak tanımlanan radyoaktif bozunma sabiti λ ile eş anlamlıdır (Martin, 2006). Dar bir foton demeti x kalınlığındaki bir soğurucudan geçerken foton şiddetindeki değişim denklem 2.5 ile ifade edilir.

$$I = I_0 e^{-\mu x} \tag{2.5}$$

I: malzemeden çıktıktan sonraki radyasyon şiddeti,

I_0: malzemeye gelen radyasyon şiddeti,

μ : toplam zayıflatma katsayısı,

x: malzeme kalınlığı,

Burada toplam zayıflatma katsayısı (μ), fotolektrik (τ), Compton (σ) ve çift oluşum (κ) katsayılarının toplamıdır.

$$\mu=\tau+\sigma+\kappa \tag{2.6}$$

Fotonun soğurulması için yazılan denklem 2.5, teorik olarak, bir foton demetinin tam soğurulmasının asla gerçekleşmeyeceğini ileri sürer. Ancak pratikte üstel azalma ve/veya soğurma, demet şiddetini algılanamaz düzeylere azaltmak için kullanılabilir.

Lineer zayıflatma katsayısının birimi cm^{-1}'dir. Literatürde deneysel ve hesaplamalı yöntemlerle elde edilen μ değerlerini içeren tablolar bulunmaktadır. Bu tabloların

büyük bölümünde malzemenin yoğunluğunu da içeren kütlesel zayıflatma katsayısı cinsinden ifade edilir. Kütle zayıflatma katsayısı (μ_m), lineer zayıflatma katsayısının (μ) malzemenin yoğunluğuna (ρ) oranı ile bulunur ve birimi cm^2/g dir.

$$\mu_m = \frac{\mu}{\rho} \tag{2.7}$$

μ_m: kütle zayıflatma katsayısı

μ: lineer zayıflatma katsayısı

ρ: malzeme yoğunluğu

Farklı elementlerden oluşsan bir malzeme için toplam foton zayıflatma katsayısı, malzemeyi meydana getiren elementlerin zayıflatma katsayılarının toplamıdır. Bir karışım için toplam kütlesel zayıflatma katsayısı denklem 2.8 ile ifade edilir.

$$\frac{\mu}{\rho} = \sum_i \omega \cdot \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_i \tag{2.8}$$

Burada,

ω_i: i. elementin karışım içindeki ağırlıksal yüzdesi

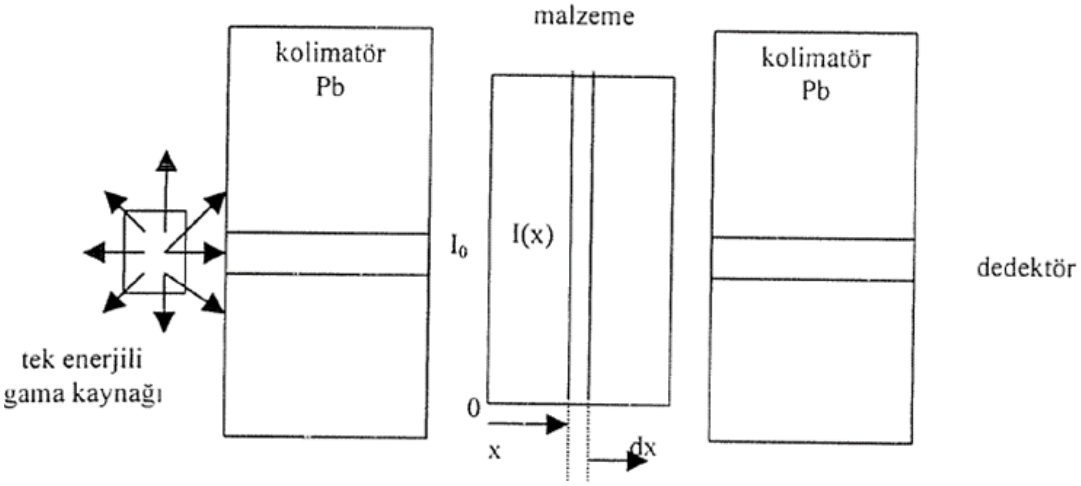
μ_i: i. elementin lineer zayıflatma katsayısı

ρ_i: i. elementin yoğunluğudur.

2.5 Dar Demet Geometrisi

Lineer zayıflatma katsayısı deneysel olarak bulunan bir değerdir ve buna yönelik deney sistemleri geliştirilmiştir. Kaynaktan çıkan gama ışını malzeme ile etkileşimde bulunduktan sonra dedektör tarafından algılanır. Fotonlar maddeye girdiği zaman, bazıları soğurulur, bazıları etkileşmeksizin geçer ve bir kısmı da daha düşük enerjili fotonlarda olduğu gibi birincil demettekinden oldukça farklı yönlerde saçılır. Kaynak ve dedektör kolime edilmediği durumda dedektör malzeme içerisinde zayıflayan gama ışını ile birlikte malzeme içerisinden saçılıp dedektöre gelen gama ışınlarını da algılayacaktır. Literatürde bu tarz geometriler kötü geometri olarak adlandırılırken kaynağın ve dedektörün kolime edildiği sistemler "dar demet geometrisi" (iyi geometri) olarak adlandırılmaktadır (Wood, 1987). Dar demet geometrisinde saçılan radyasyonun dedektöre ulaşması önlenmiş olmaktadır. Böylece sadece demetin geçtiği malzeme kesiti hakkında bilgi edinilmiş olmaktadır (Akbal, 1999). Bu deney düzeneğinde yapılan ölçümlerin sonucu Denklem 2.5'de yerine yazıldığında gama

ışınının belli enerji değeri için zayıflatma katsayısını hesaplamak mümkündür. Şekil 2.9'da dar demet geometrisi gösterilmiştir.



Şekil 2.9 : Dar demet geometrisi (Akbal, 1999).

2.6 Radyasyonun Biyolojik Etkileri

İyonlaştırıcı radyasyona maruz kalan canlı dokular radyasyon enerjisini soğurur. Bu soğurma doku hücrelerindeki moleküllerde iyonlaşma ve uyarılmalar meydana getirir. Hücre içerisinde meydana gelen iyonlaşmalar DNA zincirinde kırılmalara neden olur ve biyolojik hasar meydana getirir. DNA kırılmaların ardından kendini tamir etmeye başlar, eğer hasar büyük değilse oluşan kırılmalar düzeltilebilir. Bazen bu onarım sırasında bazı hatalı durumlar oluşur, bunun sonucunda yanlış bilgiler içeren kromozomlar ortaya çıkar (Çobanoğlu, 2011). Gen mutasyonu; DNA ve RNA da ortaya çıkan bu değişikliklere denir. Hücrede meydana gelen bir mutasyon veya kromozom düzenlenmesi yavru hücrelere geçer ve yeni oluşacak kuşaklar da bu değişen hücrenin bir kopyası haline gelir.

Radyasyonun insanlara etkisi deterministik ve stokastik etkiler olarak ikiye ayrılarak incelenir.

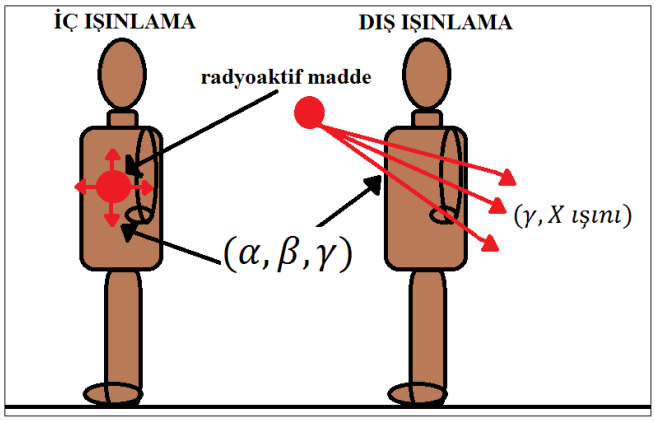
Deterministik etkiler, radyasyon vücutta bir doku veya organa zarar verdiğinde ya da önemli miktarda hücre ölümüne sebep olduğunda meydana gelen etkilerdir. Bu etkilerin meydana gelmesi için belli bir eşik dozu vardır ve eşik dozun üstünde doz alındığında ortaya çıkar. Radyasyonun deterministik etkisine örnek olarak; bir defada alınan 5 Gy dozun gözde katarakt oluşturması verilebilir (TAEK, 2009).

Stokastik etkiler, belirli bir eşik doz değeri olmadan radyasyona maruz kalan hücrelerde meydana gelen etkilerdir. Bu etkiler hücre içi gen mutasyonu sonucunda ortaya çıkan kanser veya genetik etkilerdir. Doku dozu arttıkça daha fazla sayıda hücre hasar görür ve stokastik etkilerin meydana gelme ihtimali artar. Düşük dozlarda da ortaya çıkabilir. Yüksek doz almış kişi veya hayvanlar değerlendirilerek düşük dozlar için stokastik etkilerin oluşma olasılığı tahmin edilir (TAEK, 2009). Radyasyonun stokastik etkilerine ülser, anemi, lösemi, tümör oluşumu örnek verilebilir.

Canlıların radyasyondan dolayı maruz kaldığı iki önemli ışınlama türü vardır. Bunlar, Şekil 2.10'da görüldüğü gibi dış ışınlama ve iç ışınlamadır.

Dış ışınlamalar, uzun menzilli gama ve X ışınları nedeni ile oluşur. Radyoaktif madde vücut içine alınmaz. Fakat gama ve X ışınları girici oldukları için deri ve organları derinlemesine etkiler.

İç ışınlanma, genellikle alfa ve beta gibi parçacık özelliği taşıyan ve kütlelerinden dolayı havada fazla yol alamayan radyasyonlar nedeni ile oluşur. Gama radyasyonu da gama radyasyonu yayan bir radyoizotopun solunması ile vücut içerisine alınabilir. Vücut içerisine solunum, sindirim, cilt yaraları gibi etkenler ile alınan radyoaktif maddeler insanların sağlıklarında ciddi sorunlara yol açabilirler.



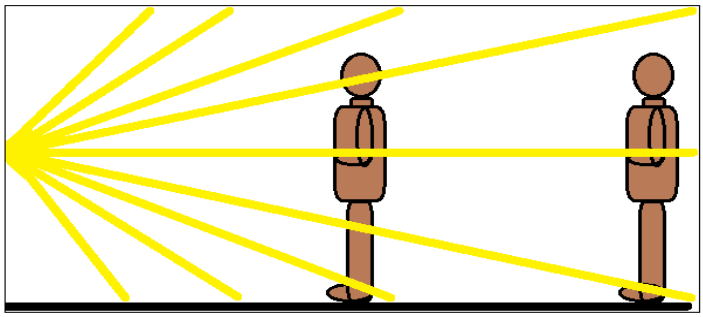
Şekil 2.10 : Dış ve iç ışınlanmanın şematik gösterimi.

2.7 Radyasyondan Korunma Prensipleri

İyonize radyasyonun etkilerinden korunmak için üç temel kural vardır. Bunlar; zaman, uzaklık ve zırhlama olarak tanımlanır (Demir, 2011). Kişinin radyasyon kaynağından mümkün olduğunca uzak mesafede ve kısa süreyle maruz kalması riskleri azaltmak yönünden önemlidir. Dış ışınlamalarda, gama ve X ışınlarının etkisini azaltmak için

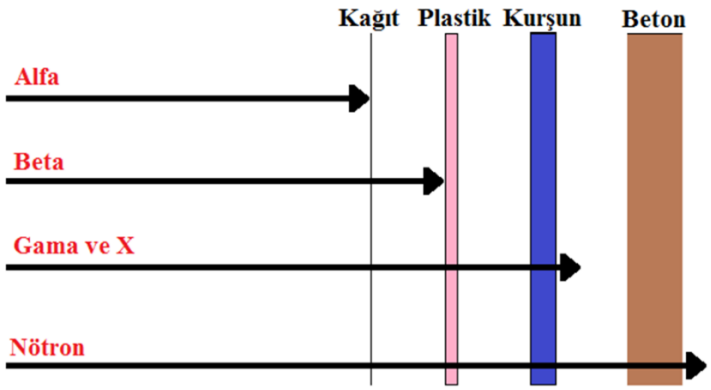
radyasyona maruz kalınan süre azaltılmalıdır. Radyasyon kullanılarak yapılan uygulamalarda çalışma süresi planlanarak mümkün olduğunca kısaltılmalıdır.

Radyasyon şiddeti uzaklığın karesi ile ters orantılı olarak azalır. Gama kaynakları ile yapılan çalışmalarda uzaklığın önemi alfa ve beta kaynaklarına göre daha fazladır. Alfa ve beta kaynakları enerjilerini hızlı tükettikleri için menzilleri kısadır. Radyasyon, Şekil 2.11'de görüldüğü üzere uzaklığın karesi ile ters orantılı olarak azaldığından mümkün olduğunca uzakta kalınmasına dikkat edilmelidir. Örneğin; kaynakla olan mesafe iki katına çıkarılırsa maruz kalınacak radyasyon miktarı dört kat azalır.



Şekil 2.11 : Ters kare kanunun şematik olarak gösterimi.

Radyasyonun şiddetini azaltmak için önüne konan veya onu çevreleyen malzemeye zırh adı verilir. Radyasyon kaynağı ile kişi arasına engel konmasına ise zırhlama denir (Demir, 2011). Zırhlama, alınan radyasyon dozunu en aza indirmeye yardımcı olur. Radyasyon görevlileri ya da radyasyona maruz kalan kişiler, etkilenilen radyasyonun türü ve şiddetine göre zırh kıyafetleri veya korunma duvarları ile kendilerini koruma altına almalıdır. Kurşun ve beton radyasyona karşı oldukça iyi koruma sağlar. Şekil 2.12'de iyonlaştırıcı radyasyon zırhlamasında kullanılan malzemeler verilmiştir.



Şekil 2.12 : Alfa, beta, nötron, gama ve X ışınları için zırhlama malzeme gösterimi.

3. FANTOMLARIN TIPTAKİ YERİ VE ÖNEMİ

Radyasyonun tıpta ilk kullanıldığı yıllarda deride oluşturduğu istenmeyen yan etkiler radyasyonun zararlı etkilerinin anlaşılmasını sağlamıştır. Bunun üzerine tıp ve sağlık fiziği alanlarında radyasyon alımını sınırlandırmak üzere çalışmalara başlanmıştır. Bu çalışmalardaki dozimetrik ölçümleri gerçekleştirmek ve çalışılan sistemlerin limitlerini test etmek amacıyla hastaları simüle eden fantomlar geliştirilmiştir (DeWerd ve Kissick, 2014).

3.1 Fantomların Tarihçesi

20. yüzyılın başlarında, belirli bir dokuya verilecek olan dozun miktarını belirlemek için ölçümün doku eşdeğeri malzemeler üzerinde yapılması gerektiği anlaşılmıştır (Kienbock, 1906). Bunun için geliştirilen ilk fantomlar su haznesi ve bal mumu bloklardan oluşmaktaydı. Su günümüzde de insan dokusunu temsil eden oldukça iyi bir alternatifken bal mumu kullanımı bazı sorunlar yaratmıştır. Bunlardan biri, bal mumunun kimyasal formülünün kullanılan malzemenin türüne bağlı olarak büyük ölçüde değişmesidir. Bu nedenle ilk ölçümler arasında tutarsızlıklar olduğu ve bal mumunun düşük enerjilerde doku denkliğinden saptığı gözlenmiştir. Bu sorunları aşmak için, bal mumu karışımlarına yüksek atom numaralı malzemeler eklenerek radyolojik özelliklerinin geliştirilmesine çalışılmıştır.

1930'ların sonlarında dokuyu temsilen odunun kullanılması oldukça popüler hale geldi ve 1970'lere kadar Şekil 3.1'de görülen odundan üretilen fantomların kullanımına devam edildi. Odun malzeme kullanımında da bal mumunda olduğu gibi bazı problemler yaşandı. Bu problemler farklı türdeki odun örneklerinde bulunan değişkenlikten kaynaklanıyordu.



Şekil 3.1 : Odun fantomu.

Yirminci yüzyılın ortalarına doğru geometrik olarak insan biçimine yakın anatomik fantomların geliştirilmesi fikri ortaya çıkmıştır. Tüm vücut şeklinde fantomlar yapıldığı gibi vücudun daha küçük veya belirli kısımlarını temsil eden fantomlar da yapılmıştır. Fakat bu dönemde dokuya denk malzemelerin yol açtığı yanılmalar ve tutarsızlıklar önemli bir engel oluşturmuştur.

1960'larda, insan şeklinde iki adet ileri düzey fantom tanıtılmıştır. Stacey ve Alderson sırayla Temex ve Rando adında doku yapısına uygun gerçek insan görünümlü iki fantom geliştirmişlerdir (Alderson ve diğ., 1962; Stacey ve diğ., 1961). Rando fantomlar üst üste dizilmiş dilimlerden oluşmakta ve eksenel boşluklara yerleştirilen thermoluminesans dozimetreler (TLD) yardımıyla doz dağılımı ölçülebilmektedir. TLD çiplerinin yerleştirildiği boşluklar gerektiğinde çıkartılabilen iğne şeklinde doku eşdeğeri maddelerle doludur. Günümüzün Rando fantomu uygun doku eşdeğeri maddelerden oluşmuştur ve son derece gelişmiş teknoloji ile üretilmiştir. ICRU-44 standartlarına uygun olarak gerçeğe yakın tasarlanmıştır ve kullanımı kolaydır. Şekil 3.2'de görüldüğü gibi Rando fantomların erkek ve kadın bedeni olmak üzere iki farklı modeli bulunmaktadır. Epoksi reçineleri ve poliüretanlar gibi dokunun yerini alabilecek yeni malzemelerin kullanılmaya başlanması, dokuları farklı enerji düzeylerinde birebir taklit eden fantomların geliştirilmesini sağlamıştır.

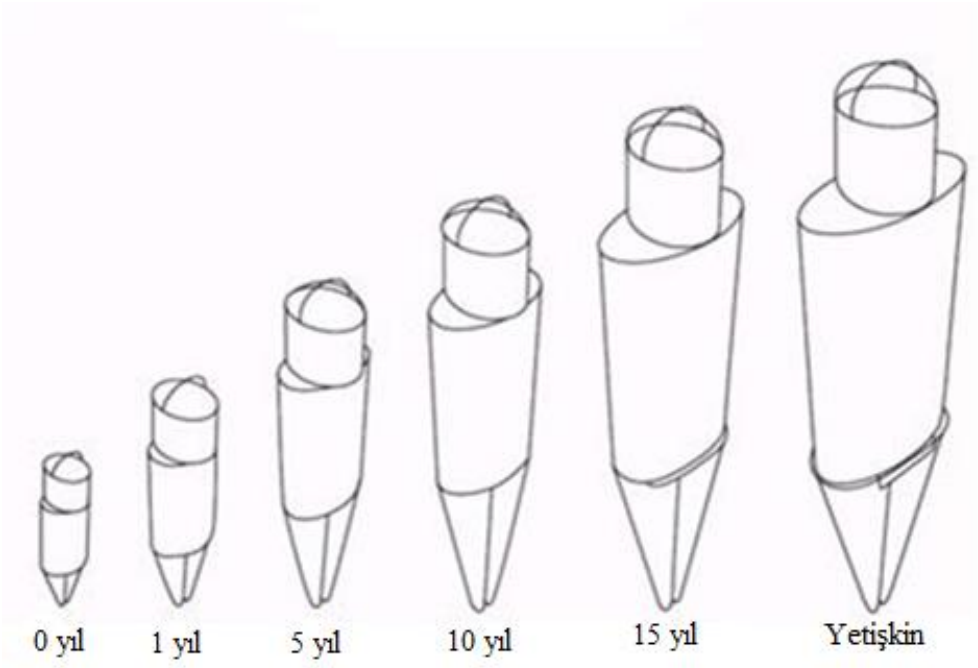


Şekil 3.2 : Rando fantom.

Tıpta bilgisayar simülasyonlarının kullanılması ile insan vücudu bilgisayar ortamında modellenebilmiştir. Matematiksel fantomların gelişimine Monte Carlo radyasyon

transport kodlarının gelişimi de eşlik etmiş ve böylece dozimetrik ölçümlerde önemli aşamalar kaydedilmiştir. İnsan vücudunun anatomisi modellenirken vücuttaki organ ve dokuların yoğunluğu, bileşimi, büyüklüğü, şekli ve konumuna dair bilgilerin önceden bilgisayara tanıtılması gerekmektedir. Vücuttaki farklı organ ve dokuların yoğunluk ve element bileşimlerine dair bilgi literatürde bulunmaktadır. Vücuttaki organ ve dokuların büyüklük, şekil ve konumları toplumdaki bireyler arasında farklılık gösterebilmektedir. Bu nedenle, radyasyon dozimetrisinde organ dozları hesaplanırken ortalama bir vücut anatomisini temsil edebilecek standart modeller kullanılır. Matematiksel bir vücut modelinde çeşitli tipteki düzlemler veya yüzeyler (küre, silindir, kare, dikdörtgen, elipsoid gibi) kullanılarak vücudun ve organların geometrisi bilgisayar ortamında yaklaşık olarak temsil edilir.

Bilgisayar teknolojisindeki ilerlemelere paralel olarak matematiksel fantomlarda da ilerlemeler kaydedilmiş ve farklı insan modellemelerine (kadın, erkek, çocuk, yetişkin, hamile) ilişkin fantomlar tıbbi görüntülemeden nükleer tıp uygulamalarındaki doz tayinine kadar geniş bir yelpazede kullanılmaya başlanmıştır. 1960'da birinci nesil matematiksel fantomlardan biri olan ve 22 organ içeren antroformik MIRD (Medical Internal Radiation Dosimetry) fantomu geliştirilmiştir (Fisher ve Snyder, 1960). İlerleyen yıllarda MIRD fantomu esas alınarak farklı fantomlar tasarlanmıştır. Bunlardan biri Şekil 3.3'de görülen aile fantom serisidir.



Şekil 3.3 : Aile fantom serisi (Cristy ve Eckerman, 1987).

Birinci nesil fantomlar yüksek hata mertebeleri ile sadece genel bir bilgi verdikleri için insan vücudunu simule etmede daha doğru metotlara ihtiyaç vardı. 1980'lerin sonlarında bilgisayarlı tomografi ve manyetik rezonans görüntüleme cihazlarındaki gelişmelerle beraber organların dijital formatta üç boyutlu görüntüleri alınabilmiş ve datalar voxel (volumetric pixel) formata dönüştürülebilmiştir. Böylece, günümüzde farklı kullanım alanları bulunan, ikinci nesil fantomlar olan Voxel fantomlar ortaya çıkmıştır, bu fantomların bir örneği Şekil 3.4'de verilmiştir.



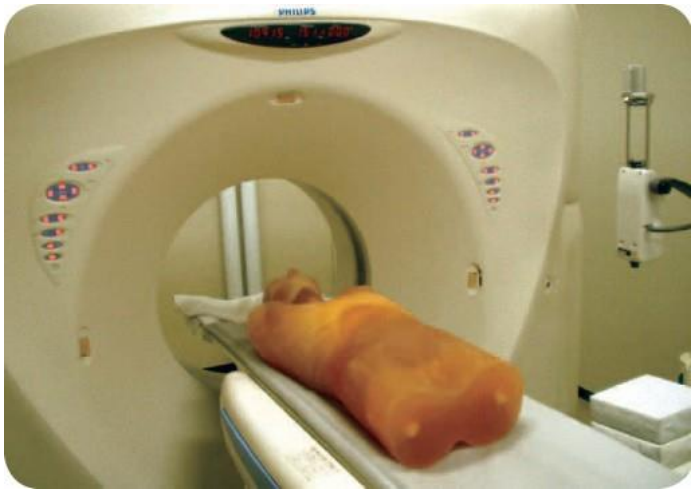
Şekil 3.4 : Voxel fantom (Url-2).

3.2 Fantomların Kullanım Alanları

Fantomlar kullanım alanlarına göre genel olarak dozimetrik fantomlar ve görüntüleme fantomları olmak üzere iki bölümde ele alınabilir (DeWerd ve Kissick, 2014). Görüntüleme fantomları görüntüleme sisteminin limitlerini ölçmede ve sistem tarafından üretilen görüntülerin kalitesini değerlendirmede kullanılmaktadır. Dozimetrik fantomlar ise teşhis veya tedavi süresince belirli bir noktanın aldığı radyasyon miktarını ölçmek üzere tasarlanmıştır.

Tıbbi görüntüleme sistemlerinde cihaz kontrolleri ve teknik müdahale yapılırken doğru görüntünün elde edilip edilemediği insan dokusuna eş değer fantomlarla yapılan ölçümlerden yararlanılarak anlaşılmaktadır, Şekil 3.5'de bu amaçla kullanılan CT

Torso fantom görülmektedir. Bunun için genellikle benimsenen yol standart insan tanımı çerçevesinde fantom kullanılmasıdır. Tıbbi görüntülemede objelerden doğru görüntü alınmasını belirleyen birçok faktör vardır. Basit bir radyografiden CT görüntülemesine kadar tüm cihazlarda, bir dokunun boyutu, şekli ve radyasyonu absorblama özellikleri görüntü oluşumunu etkilemektedir. Bütün bu faktörler, görüntülemede önemli parametreler olan ve sistemin performansını belirleyen, kontrast ve çözünürlüğü oluşturmaktadır. Görüntüleme sisteminin kontrast sınırlarını belirlemek için kullanılan fantomların farklı özelliklere sahip en az iki malzemeden oluşması gerekmektedir. Bu fantomların genellikle basit geometrileri vardır ve birçok görüntüleme ve test için kullanılabilirler. Günümüzde basit geometriye sahip fantomların yanı sıra görüntülemede daha gerçekçi sonuçlar veren insan vücudu biçimindeki fantomlar da kullanılmaktadır. Bu fantomların oldukça kapsamlı bir iç anatomisi vardır (DeWerd ve Kissick, 2014).

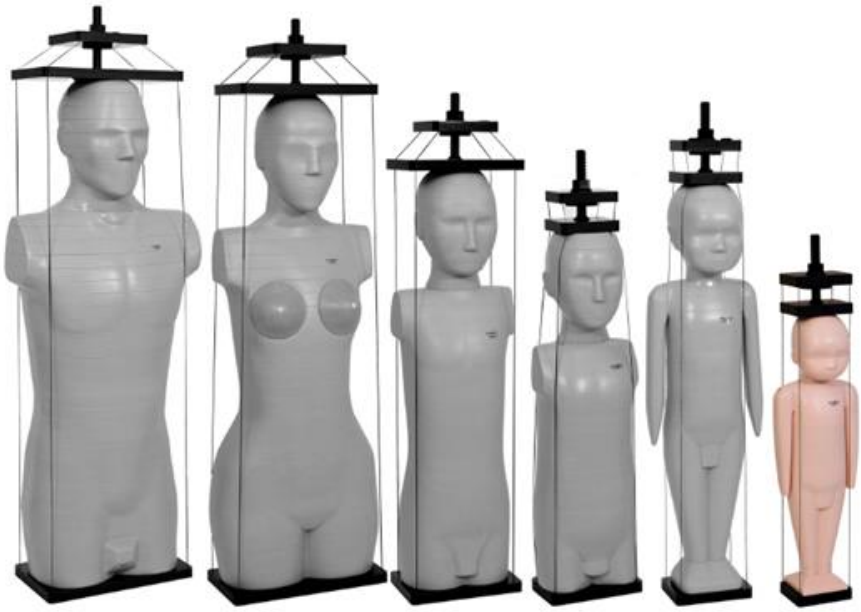


Şekil 3.5 : CT Torso fantom.

Görüntüleme fantomlarının öneminin giderek artmasına rağmen, radyasyon terapisinde kullanılan fantomların hemen hepsi dozimetrik fantomlardır. Radyoterapide harici ışın tedavisi ile tümörlü dokunun yok edilmesi amacıyla çoğunlukla Co-60 veya lineer hızlandırıcı (Linac) dan sağlanan iyonizan radyasyon kullanılmaktadır ve bu nedenle hasta üzerindeki doz dağılımını doğrudan doğruya ölçmek mümkün değildir. Doz dağılım bilgisinin hemen hemen tamamı fantomlardan elde edilen ölçümlerle sağlanmaktadır. Fantomlar doku eşdeğeri materyallerden yapılmış olup genellikle verilen ışın için bütün saçılma şartlarını sağlayacak genişlikte hacme sahiptir. Bu temel yapıyı kullanan ve hasta üzerindeki doz dağılımının önceden bilinmesini sağlayan doz hesaplama sistemleri tasarlanmıştır.

Radyoterapide, su ve epoksi esaslı levha şeklindeki dozimetrik fantomların yanı sıra Şekil 3.6'da görülen antroformik fantomlardan da yararlanılmaktadır. Radyasyon terapisinde kullanılan bazı fantomlar, tedavisi sırasında meydana gelen hasta hareketlerini de simüle etmektedir. Bunlar, tedavi verildiği sırada hastaların hareketlerinden kaynaklanan etkilere göre tasarlanmıştır.

Radyoterapide yararlanılan fantomlar yakın mesafeden tedavi şekli olan brakiterapi uygulamalarında da kullanılmaktadır. Brakiterapide dozimetrik fantomlardan, kapsülözelliklerini karakterize etmek ve tedaviyi planlamak için yararlanılmaktadır.



Şekil 3.6 : Dozimetrik fantomlar.

Nükleer tıp, radyoaktif maddelerin görüntüleme veya tedavi amacı ile vücuda verilmesi ve izlenmesi esasına dayanır. Nükleer tıbbın tedaviyi ilgilendiren bölümünde vücuda verilen radyonüklidlerden yararlanılır. Tiroid urları ve hipertiroid tedavisi yaygın uygulama alanlarından biridir. Nükleer tıp görüntüleme sistemi, diğer görüntüleme sistemleri için tasvir edilen benzer test tekniklerini kullanır. Sintigrafi; eser düzeyde radyoaktif maddenin genellikle damardan verilmesinden sonra gamma kameralarla görüntülenmesi tekniği olup, kemik, kalp, beyin ve dinamik böbrek sintigrafisi gibi türleri bulunmaktadır. Görüntü kalitesinin optimizasyonu için vücuda verilen radyonüklid dağılımının bilinmesi önemlidir ve bu da fantom kullanımını gerektirmektedir. Nükleer tıpta kullanılan fantomlar radyoaktif maddelerin enjekte edilmesini sağlamak üzere farklı özellikler içermektedir. Bu fantomlarda görüntüleme süresi boyunca enjekte edilen maddeyi tutması için oyuklar yer almaktadır.

3.3 Fantomların Sınıflandırılması

Gelişen teknoloji ile birlikte fantom türleri de değişmekte ve gelişmektedir. Fantomlar, özel laboratuvarlarda veya imalatçı firmalarda standartlara uygun olarak üretilmektedir. Genellikle standart insan olarak Uluslararası Radyolojik Birimler Komisyonu'nun (ICRP) önerisi dikkate alınarak 70 kg ağırlığında ve 170 cm boyundaki standardın kullanımı en yaygın olanıdır. Fantomlar farklı kriterlere göre beş ana grupta sınıflandırılabilir:

1. Malzemelerine göre fantomlar
    - Sıvı fantom malzemeleri
        - Su fantomları
        - Solüsyon fantomlar
    - Katı fantom malzemeleri
        - Polimer fantomlar
        - Briket fantomlar
        - Alüminyum fantomlar
        - Yumuşak doku fantomları
2. Geometrilerine göre fantomlar
    - Anatomik fantomlar
        - Rando fantomlar
        - Torso fantomlar
    - Kübik fantomlar
        - Silindirik ve konik fantomlar
        - Eliptik fantomlar
        - Levha fantomlar
3. Canlı fantomlar
4. Pozisyonlarına göre fantomlar
    - Baş fantomu
    - Gövde fantomu
    - Ayrık organ veya vücut bölgesi fantomları
        - Ayakta veya yatan fantom
        - Oturan fantom
5. Özel fantomlar

Bu tez çalışmasında fantom malzemeleri inceleneceği için bu bölümde fantomların malzemelerine göre sınıflandırılmasına değinilecektir.

3.3.1 Fantomların malzemelerine göre sınıflandırılması

Herhangi bir fantom türünün tasarımında öncelikle doğru malzeme seçimi önemlidir. Fantom kullanılarak iyi bir doz değerlendirmesi, insan yapısı ve dokusu ile en iyi benzeşime sahip malzeme kullanılması ile mümkündür. Ayrıca insan dokuları bütünüyle de birbirine benzer değildir. Fantomlardan kas, kemik ve akciğer gibi farklı dokuları simüle etmesi beklenir. Simüle edilen dokuların her birinin fiziksel ve radyolojik bakımdan farklı özellikleri vardır. Fantom malzemelerinin amacı bu fiziksel ve radyolojik özellikleri olabildiğince doğru şekilde temsil etmektir. Bununla birlikte yine de ortalama bir yoğunluktan bahsedilebilir. İnsan vücudunun ortalama yoğunluğu, 1 g/cm³ün altında fakat 1 g/cm³e çok yakındır. Bu ise1 g/cm³ yoğunluğa sahip elemanların fantom malzemesi olarak kullanılmasının tercih edilmesi sonucunu doğurmuştur. Fantom malzemeleri sıvı fantom malzemeleri ve katı fantom malzemeleri olarak başlıca iki grupta toplanabilir.

3.3.1.1 Sıvı fantom malzemeleri

İnsan vücudunun %65'inden fazlasının sudan oluşması nedeniyle su, sıvı fantom malzemeleri içinde en çok kullanılan malzeme olmuştur. Çalışmaların çoğunda polimer esaslı bir taşıyıcı kap içinde su bulunduran elemanlar su fantomu olarak kullanılır (Köşe, 1999; Hill, 2008). Doz dağılım bilgisi, genellikle kas ve diğer yumuşak dokulardan radyasyonun soğrulması (absorbsiyonu) ve saçılması özelliklerine en yakın olan su fantomunda ölçülür. Fantom malzemesi olarak suyun yaygın olarak kullanılmasının nedeni kolay bulunabilmesi ve ölçüm işlemlerinin tekrarlanabilirliğidir. Su içerisindeki ölçümlerde suya dayanaklı iyon odaları kullanılmaktadır. Su hazneleri dozimetre yerleştirmek için sayısız türde konuma olanak sağlamaktadır. Dozimetrelerin su haznesi içindeki hassas hareketlerine olanak verilmesi için ileri yerleştirme sistemleri geliştirilmiştir (Şekil 3.7). Suya dirençli olmayan iyon odaları ise "katı su (solid dry) fantomu" olarak adlandırılan, yoğunluğu suya eşdeğer maddelerden yapılmış olan katı fantomlarda kullanılmaktadır. Bu fantomlar kütle yoğunluğu, gram başına elektron sayısı, etkin atom numarası gibi özellikleriyle suya veya dokuya eşdeğer maddelerden yapılmıştır. Sıvıların içine farklı malzemeler eklenerek çeşitli solüsyonlarda fantom malzemesi oluşturulmaktadır.



Şekil 3.7 : Su fantomu.

En çok tercih edilen katkı maddesi tuz (NACI) dur. Farklı amaçlar için amonyum nitrat solüsyonu (N %2.57, O %82, C %2.2), üre solüsyonu (N %5.14, O %82, C %2.2) ve K_2HPO_4 'nin sulu çözeltisi trabeküler kemiğin yoğun kısmının benzeşimi için kullanılır (Mitra ve diğ., 1998, Morgan ve diğ., 1998).

3.3.1.2 Katı fantom malzemeleri

Dozimetrik fantom olarak radyasyon dozimetrisinde en sık kullanılan ve ticari olarak elde edilebilen fantom malzemesi "lucite"(yoğunluğu 1.19 g/cm^3 ve erime sıcaklığı 130-140 °C olan ısıtılınca yumuşak hale dönebilen şeffaf termoplastik bir madde) ve polyesterdir. Epoksi, kalsiyum ve fosfor içeren oldukça dayanıklı bir polimer çeşididir ve kemik simülasyonu için kullanılmaktadır. PMMA (polymetil methacrylate) de polimer fantomlarda kullanılan bir diğer malzemedir. İnsan vücudundaki şişman ve yağlı kısımları taklit etmek için de polimer esaslı kaplamalardan yararlanılmaktadır (Köşe, 1999). İnsan dokusunun organik olması, polimer esaslı katı fantomların kullanımını yaygınlaştırmıştır. Levha tipi fantomlarda genellikle polimer esaslı elemanlar kullanılmaktadır. Levha fantomlar tek tek kullanıldığı gibi üst üste yerleştirilerek bir bütün olarak da kullanılır (PTW, 1998).

Polimer malzemeler dışında alüminyum, briket ve yumuşak doku gibi farklı katı malzemeler fantom malzemesi olarak kullanılmaktadır. Alüminyum fantom daha çok sert doku ve kemik için tercih edilir. Yoğunluğu insan dokusuna yakın olan briket tuğla şeklinde biçimlendirilerek ve üst üste dizilerek farklı pozisyonlarda insan şekilleri elde edilmektedir (IAEA, 1996). Yumuşak dokuya en yakın malzeme yumuşak doku olduğundan, et kullanılarak oluşturulan fantomlar da dozimetrik çalışmalarda kullanılmaktadır (Zaichick ve Ovchjarenko, 1998).

Doku yerine geçen maddeler ve onların anatomik yapı içerisindeki karşılıkları "Uluslararası Radyasyon Birimleri ve Ölçümleri Komitesi (International Committee of Radiation Units and Measurement, ICRU)" tarafından ayrıntılı tablolar halinde düzenlenmiştir. Klinik dozimetrilerde homojen fantomlara ek olarak antroformik fantomlar da sıklıkla kullanılmaktadır. Bu fantomların en önemli özelliği, insan anatomisine uygun olarak birbirine eşit yoğunlukta olmayan maddelerin dağılımından oluşmasıdır. Alderson Rando Fantom kas, kemik, akciğer ve hava boşluğu gibi çeşitli vücut dokularına benzer yoğunluktaki malzemelerden oluşan ve enine dilimler şeklinde kullanıma sunulan antroformik bir fantom çeşididir.

3.3.2 Fantom malzemelerinin doku denkliğinin belirlenmesi

Fantom malzemelerinin doku denkliğini ölçmek için kullanılabilecek farklı malzeme özellikleri vardır. Doku eşdeğeri malzemeler, insan dokusu ile benzer fiziksel ve radyolojik özelliklere sahip olmalıdır. Malzemenin fiziksel yoğunluğu doku denkliği hakkında fikir vermekle birlikte radyolojik özelliklerini tanımlamada yetersiz kalır. Fantom yapımında kullanılacak olan malzemenin temsil edeceği doku ile aynı radyolojik özelliklere sahip olması beklenmektedir. Elektron yoğunluğu, etkin atom numarası ve foton zayıflatma katsayısı malzemenin doku denkliği yönünden değerlendirilmesinde kullanılan radyolojik özelliklerdir.

Karışım ve bileşik şeklindeki malzemelerin elektron yoğunluğu (gram başına elektron sayısı) ve etkin atom numaraları kimyasal formülleri kullanılarak hesaplanır. Elektron yoğunluğu (ρ_e) ve etkin atom numarası (Z_{eff}) denklem (3.1) ve (3.2) kullanılarak belirlenir (Chang ve diğ., 2012).

$$\rho_e = N_A \sum_i \frac{W_i Z_i}{A_i} \tag{3.1}$$

$$Z_{eff} = \frac{\sum_i \frac{W_i Z_i}{A_i}}{\sum_i \frac{W_i}{A_i}} \tag{3.2}$$

Denklemde:

N_A: Avogadro sayısını,

W_i: i. elementin ağırlıkça yüzdesini,

Z_i: i. elementin atom numarasını

A_i: i. elementin kütle numarasını temsil etmektedir.

Doku denkliğini belirlemede en çok kullanılan ve geniş ölçüde kabul gören kriter kütle zayıflatma katsayısıdır (Hill, 2008). Bölüm 2.3'de de belirtildiği gibi bu katsayı malzemenin atom numarasına ve gelen radyasyonun enerjisine bağlı olarak değişmektedir. Fantom malzemesi, uygulanan herhangi bir enerji için bir dokuyu tam olarak temsil ederken bir başka enerji düzeyi için oldukça farklı sonuç verebilmektedir. Bu nedenle, fantomlar tasarlanırken kullanılacakları enerji bölgesinde dokuyu temsil etmelerine dikkat edilmektedir.

4. DENEYSEL ve TEORİK ÇALIŞMALARIN TANITILMASI

Bu tez çalışmasında gama radyasyonu kullanılarak su, RW3 (su eşdeğeri katı fantom), silikon, parafin ve akrilik türü fantom malzemelerinin foton zayıflatma katsayılarının belirlenmesi ve bu malzemelerin doku denkliği yönünden değerlendirilmesi hedeflenmiştir. Çalışmada ilk olarak gama transmisyon tekniği kullanılarak malzemelerin lineer zayıflatma katsayıları belirlenmiştir. Bağıl sayım değerlerinin malzeme kalınlığı ile değişimini veren grafiklerden yararlanılarak lineer zayıflatma katsayılarına ve malzeme yoğunlukları kullanılarak kütle zayıflatma katsayılarına ulaşılmıştır.

Deney sonuçlarını sınamak amacıyla malzemelerin kütle zayıflatma katsayıları, bilgisayar programları (WINXCOM ve XMuDat) ve GATE Monte Carlo kodu kullanılarak hesaplanmıştır. Elde edilen deneysel ve teorik sonuçlar ICRU'nun 44. raporunda yer alan yumuşak doku kütle zayıflatma katsayısı ile karşılaştırılmıştır (ICRU,1989).

4.1 Deneyde Kullanılan Fantom Malzemeleri

Fantom malzemesi olarak su, RW3, silikon, parafin ve akrilik incelenmiş ve her bir malzeme için 2, 4, 6, 8 ve 10 cm olmak üzere 5 farklı kalınlık ile çalışılmıştır.

4.1.1 Su

Su insan vücudunun %65-70'ini luşturduğu için insan vücudu için iyi bir simulasyon malzemesidir. Ayrıca, doku yoğunluğu su yoğunluğuna yakın olduğu için dozimetrik çalışmalarda tercih edilen bir fantom malzemesidir. Su normal şartlarda sıvı formundadır. Bu nedenle su ile çalışırken 2, 4, 6, 8 ve 10 cm boyutlarında plastik kaplar kullanılmıştır. Şekil 4.1 de deneyde 10 cm kalınlık için kullanılan plastik kap görülmektedir.



Şekil 4.1 : Su ölçümlerinde kullanılan plastik kap ve deney düzeneği.

4.1.2 RW3

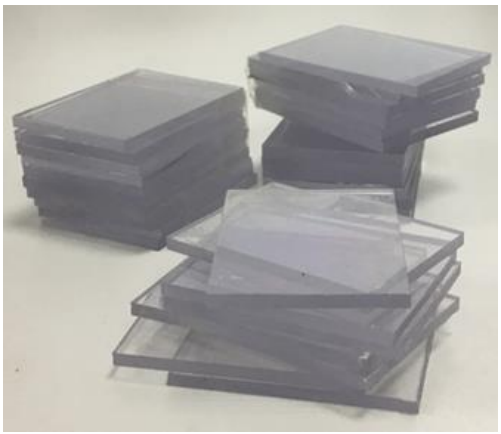
Su fantomu ile çalışmanın bazı zorlukları nedeniyle su eşdeğeri malzemelerle hazırlanan katı fantomlar da tercih edilmektedir. Çalışmamızda, Meditel firmasından geçici olarak temin edilen RW3 (PTW) su eşdeğeri fantom kullanılmıştır. RW3; Cs-137 enerjisinden 50 MeV foton enerjisine kadar su eşdeğeri olarak kullanılan bir fantomdur. Üzerinde iyon odalarına uygun delikler ve doğru merkezleme yapılabilmesi için çizgiler bulunmaktadır. Çalışmamızda 30x30 cm ebatlarında 1 cm kalınlığında 10 adet RW3 plaka kullanılmıştır (Şekil 4.2).



Şekil 4.2 : RW3 fantom (PTW).

4.1.3 Akrilik

Akrilik (PMMA) türü polimer malzemeler doku eş değeri fantom malzemesi olarak tercih edilmektedir (ICRU, 1992; Dewerd ve Kissick, 2014). Akrilik metil metakrilatın polimerizasyonu ile üretilen mekanik dayanımı yüksek ve sert bir polimerdir. Firmadan temin edilen akrilik malzeme İTÜ Enerji Enstitüsü Mekanik Atölye'de kesilerek deney çalışmasına uygun ebatlara getirilmiştir (Şekil 4.3).



Şekil 4.3 : Akrilik fantom malzemesi.

4.1.4 Parafin

Parafin kimyasal ve fiziksel özelliklerinden dolayı fantom malzemesi olarak tercih edilmektedir. Parafin bir hidrokarbondur. Hidrokarbonlar, hidrojen ve karbon atomlarından oluşan organik bileşiklerdir. Parafinler fiziksel özellikleri gereği oda sıcaklığında katı halde bulunurlar. Mumların ham maddesi parafin olduğu için çalışmamızda mum kullanılmıştır. Mumlar, İTÜ Enerji Enstitüsü Mekanik Atölyede çalışma için uygun boyutlara getirilmiştir (Şekil 4.4).



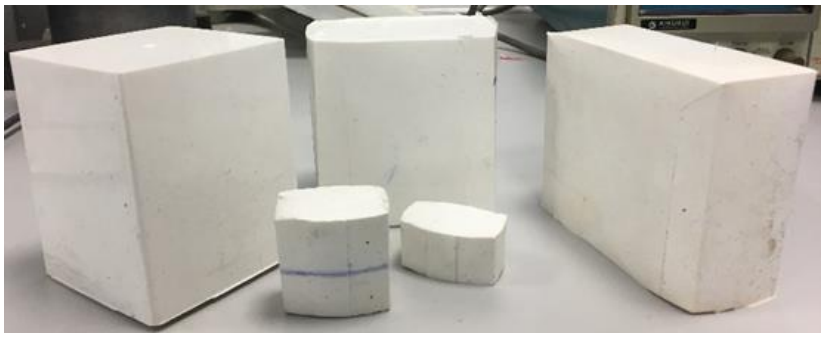
Şekil 4.4 : Mum (Parafin) fantom malzemesi.

4.1.5 Silikon

Günümüzde, silikonun fantom malzemesi olarak kullanımı artmaktadır (Zell ve diğ., 2007). Silikon; yoğunluk olarak doku eş değeri malzemelere yakın olması, hazırlanışı esnasında silikonun yapısına kimyasal içerikler eklenerek yoğunluğunun değiştirilebilmesi ve kolay temin edilmesi nedeniyle çalışmamızda kullanılmıştır. Firmadan ham madde halinde temin edilen silikon ve inceltici malzeme mikser ile karıştırılarak kalıplara alınmıştır ve kuruduktan sonra kalıplardan çıkartılmıştır. Şekil 4.5'de silikonun hazırlanma aşaması ve Şekil 4.6'da yapımı tamamlanmış silikon malzemeler görülmektedir.



Şekil 4.5 : Silikonun hazırlanma aşamasında kullanılan malzemeler.



Şekil 4.6 : Silikon fantom malzemeleri.

Bu çalışmada kullanılan fantom malzemeleri için etkin atom numaraları ve elektron yoğunlukları XMuDat bilgisayar programı kullanılarak hesaplanmış ve Çizelge 4.1'de verilmiştir. Malzemelerin yoğunlukları ve kimyasal formülleri firmalardan temin edilmiştir. Fantom malzemelerinin yumuşak doku denkliğini irdelemek için ICRU'nun 44 nolu raporundaki yumuşak dokuya ilişkin bilgilerden yararlanılmıştır. Çalışılan fantom malzemelerinin yoğunlukları birbirine ve ICRU yumuşak dokuya yakın olmakla birlikte kimyasal yapıları birbirinden farklıdır.

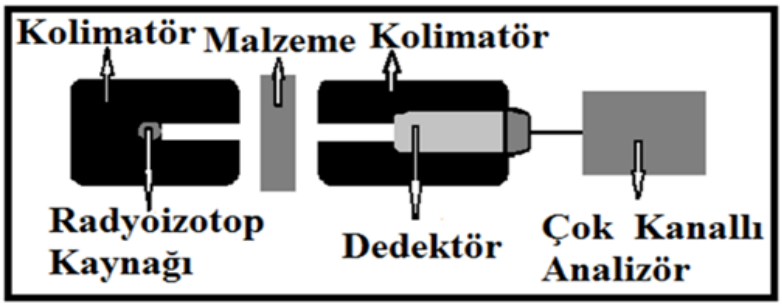
Çizelge 4.1 : Fantom malzemelerinin ve ICRU yumuşak dokunun yoğunlukları, kimyasal formülleri, etkin atom numaraları ve elektron yoğunlukları.

Fantom Malzemesi	**Malzeme Yoğunluğu (g/cm^3)**	**Kimyasal Formül**	**Etkin Atom Numarası (Z_{eff})**	**Elektron Yoğunluğu (ρ_e)**
Su	1,0	H_2O	7,51	$3,34 \times 10^{23}$
RW3	1,045	C_8H_8 %98 TiO_2 %2	7,13	$3,48 \times 10^{23}$
Silikon	1,14	SiH	13,74	$3,54 \times 10^{23}$
Akrilik	1,18	$C_5H_8O_2$	6,56	$3,87 \times 10^{23}$
Parafin	0,96	$C_{25}H_{52}$	5,51	$3,21 \times 10^{23}$
ICRU Yumuşak Doku	1,04	H %0,1, C %0,1, N %0,03, O %0,77	7,64	$3,51 \times 10^{23}$

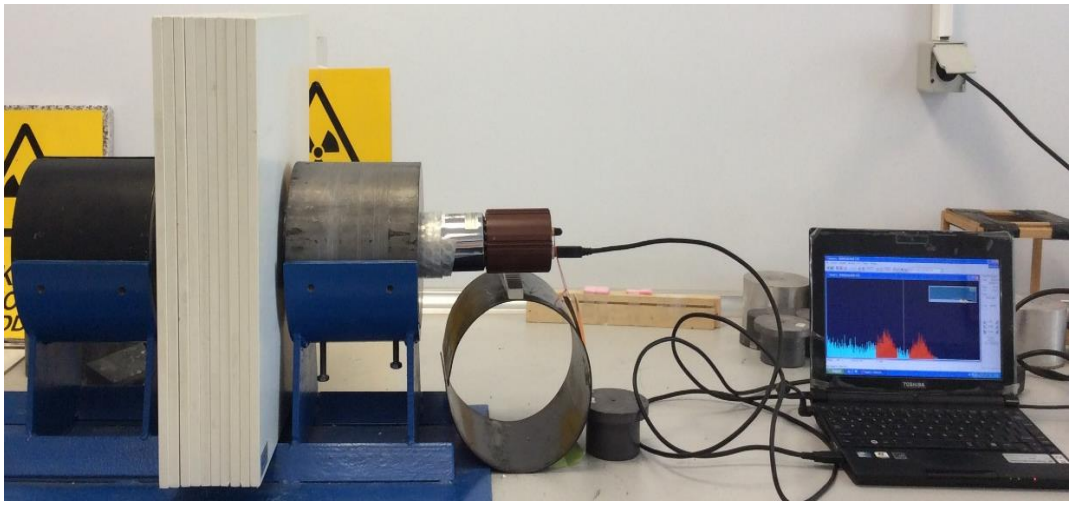
4.2 Deney Düzeneği

Bu çalışmada İTÜ Enerji Enstitüsü, Radyasyon Uygulamaları Laboratuvarı-B'de bulunan, dar demet geometrisine uygun olarak düzenlenmiş deney düzeneği

kullanılarak ölçümler alınmıştır. Şekil 4.7'de deney düzeneğinin şematik gösterimi ve Şekil 4.8'de fotoğrafı verilmektedir.



Şekil 4.7 : Deney düzeneğinin şematik gösterimi.



Şekil 4.8 : Deney düzeneğinin fotoğrafı.

Deney düzeneği; kolimatörler, radyasyon kaynağı, sintilasyon dedektörü ve bununla bağlantılı çok kanallı analizörden oluşmaktadır. Dar demet geometri koşullarını sağlamak için kaynak ve dedektörün iyi kolime edilmesi**,** ölçümleri alınan malzemenin kaynak ve dedektör arasında aynı düzlemde bulunması gerekmektedir. Deney düzeneğinde yer alan kolimatörlerin çapı 7 mm**,** kaynak ve dedektör arasındaki mesafe ise 10 cm dir.

4.3 Deneylerde Kullanılan Radyoaktif Kaynaklar

Çalışmada gama radyasyon kaynağı olarak tıp ve endüstri alanında yaygın olarak kullanılan, orta enerjilere sahip Co-60 (1173 keV ve 1332 keV) ve Cs-137 (662 keV) radyoizotopları kullanılmıştır. Co-60 ve Cs-137 gama kaynaklarının özellikleri Çizelge 4.2'de, fotoğrafları Şekil 4.9'da verilmiştir.

Çizelge 4.2 : Co-60 ve Cs-137 radyoizotop kaynaklarının özellikleri (Büyük ve Tuğrul, 2014).

Radyoizotop	Yarı Ömür (Yıl)	Bozunma Modu	γ Enerjisi (keV)	Aktivite (μCi)	Ürün Çekirdek
^{60}Co	5,27	β^{-1}	1173&1332	9,52	^{60}Ni
^{137}Cs	30,1	β^{-1}	662	8,29	^{137}Ba



Şekil 4.9 : Deneyde kullanılan Cs-137 ve Co-60 izotopları (Özyurt, 2015).

4.4 Gama Dedektörü ve Çok Kanallı Analizör

Deneylerde ölçümler Canberra marka 2"x2" NaI (Tl) sintilasyon dedektörü ile çok kanallı analizörden oluşan dijital gama spektrometre sistemi kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Dijital gama spektrometresi, Ortec marka digabase PMT modelidir.

Çok kanallı analizör programı olarak MAESTRO-32 kullanılmıştır. Bu yazılım ile piklerin altında kalan alan değerlendirilmiştir. Çizelge 4.3'de sistemin performans özellikleri verilmiştir.

Çizelge 4.3 : Sistemin Genel Performans Özellikleri (Özyurt, 2015).

Kanal Sayısı	1024 kanal
Ölü Zaman Hassasiyeti	50k sayım/saniye için <%5
Dedektör Gerilim Değeri	Bilgisayar kontrolünde 1,25 V adımları 0 ile 1200 V arası
Ofset Kayma Değeri	<50 ppm full skala/°C
Kazanç Kayma Değeri	<150 ppm/<50 ppm/°C
Bipolar Şekillendirme	0,25 μs aralıklarla 0,75 ile 2,00 μs arasında ayarlanabilir

4.5 Deneyin Yapılışı

Deney düzeneği ve fantom malzemeleri hazır hale getirildikten sonra, Cs-137 ve Co-60 radyoizotopları kullanılarak 662 keV, 1173 keV, 1333 keV gama enerjilerinde sayımlar alınmıştır. Cihazın otomatik kalibrasyon yapması için, Cs-137 ve Co-60 enerji pik değerleri kullanılarak çok kanallı analizörün kalibrasyonu gerçekleştirilmiştir. Öncelikle, kaynak ile dedektör arasında malzeme olmadan başlangıç sayımları elde edilmiştir (I_0). Daha sonra her bir malzemenin 5 farklı kalınlığı için ayrı ayrı sayımlar alınarak malzeme tarafından zayıflatılmış radyasyon şiddeti değerleri (I) elde edilmiştir.

Su numunesinin başlangıç sayımları (I_0) alınırken dedektör ve kaynak arasına plastik kap boş halde yerleştirilmiştir (Hill ve diğ., 2008). Boyutları 2, 4, 6, 8 ve 10 cm olan plastik kapların içerisine su konularak ayrı ayrı sayımları (I) alınmıştır. Tüm malzemelerin 5 farklı kalınlığından alınan sayımlar en az 3'er kez tekrarlanmıştır. Her bir sayım için ölçüm süreleri 900 saniye olarak alınmıştır. Deney boyunca elde edilen gama spektrumunda piklerin altında kalan alan Maestro 32 programı tarafından otomatik olarak hesaplanmakta ve toplam net sayıma ulaşılmaktadır. Deney süresince kaynak ve dedektör arasında malzeme varken alınan sayımlar, kaynak dedektör arasında malzeme yokken alınan sayımlara oranlanarak bağıl sayım sonuçlarına ulaşılmıştır (I/I_0). Origin 8 bilgisayar programı kullanılarak bağıl sayım sonuçlarının malzemenin kalınlığına göre değişimini gösteren grafikler çizilmiştir. Lineer zayıflatma katsayı değerleri ve hata oranları, bağıl sayımın (I/I_0) kalınlıkla değişim grafiği eksponansiyel olarak çizilerek elde edilmiştir. Standart sapma değerleri denklem 4.1'den yararlanılarak elde edilmiştir.

$$\frac{dSt}{St} = \sqrt{\left(\frac{dI}{I}\right)^2 + \left(\frac{dI_0}{I_0}\right)^2} \tag{4.1}$$

Burada,

St: Standart sapma

I: Malzemeden çıktan sonraki radyasyon şiddeti

I_0: Malzemeye gelen radyasyon şiddetidir.

Malzemelerin kütle zayıflatma katsayılarının hesaplanabilmesi için malzeme yoğunluk değerleri gereklidir. Yoğunluğu bilinmeyen malzemelerin yoğunluk

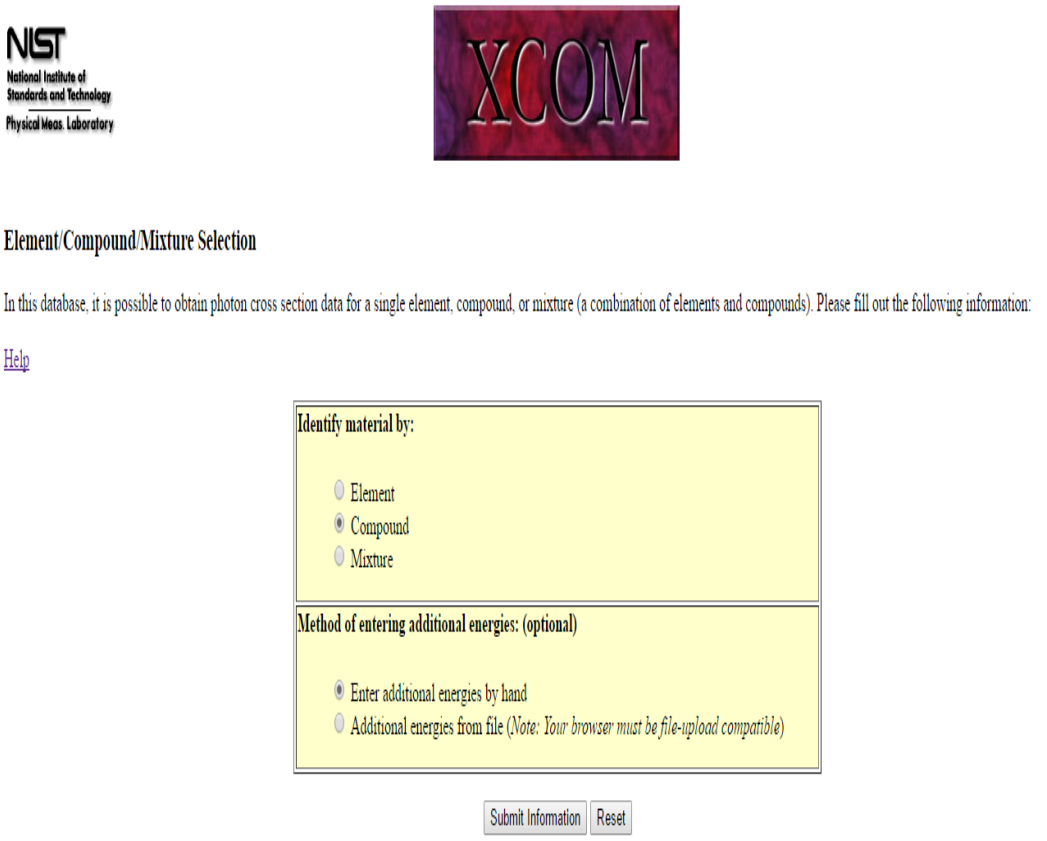
değerleri, üretici firmalardan ve literatürden alınmıştır. Malzemelerin lineer zayıflatma katsayıları ile yoğunluk değerleri Denklem 2.7'de yerine konularak kütle zayıflatma katsayıları bulunmuştur.

4.6 XCOM Programı

Deneyde kullanılan fantom malzemelerinin kütle zayıflatma katsayıları, XCOM bilgisayar programı kullanılarak da hesaplanmıştır. XCOM programı, atom numarası 100'den küçük olan bir element, bileşik ya da karışım için compton saçılması, fotoelektik soğurma ve çift oluşumlarını içeren kısmı ya da toplam kütle zayıflatma katsayılarını 1 keV-100 GeV aralığında hesaplayabilen internet veri tabanıdır (Berger ve diğ, 2010).

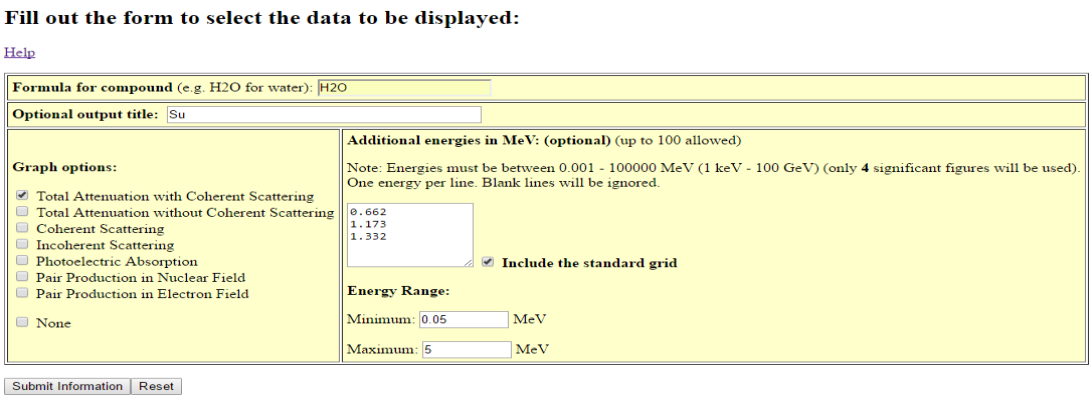
4.6.1 XCOM programının uygulaması

Programın internet giriş sayfasında hesaplanması istenilen malzemenin özelliklerine göre seçim yapılır. Bu bölüm üç seçenekten oluşur ve element, bileşik veya karışım olarak malzemenin materyal seçimi yapılabilir (Şekil 4.10).



Şekil 4.10 : XCOM programın giriş sayfası ekran görüntüsü.

Bu deneyde kullanılan malzemeler bileşik ve karışım sınıfına girmektedir. Malzeme bileşik ise; sadece kimyasal formülü, karışım ise malzemenin iç yapısında bulunan kimyasal bileşikler veya elementlerin yüzde oranları yazılır. Ekrana talep edilen enerjilerin yazılması gerekmektedir. Bu çalışmada girilen enerjiler; 662 keV, 1173 keV ve 1332 keV 'dir. Programda 0,001 MeV den 100000 MeV e kadar sunulan enerji aralığı daraltılarak istenilen enerji aralığına indirgenebilir. Bu çalışmada, Şekil 4.11'de görüldüğü gibi 0,5 MeV ile 5 MeV enerji aralığı seçilmiştir. Şekil 4.12'de XCOM programının sonuç sayfasını göstermektedir.



Şekil 4.11 : XCOM programında bileşik için veri giriş sayfası ekran görüntüsü.

Download data | Reset

Edge	(required) Photon Energy	Scattering		Photoelectric Absorption	Pair Production		Total Attenuation	
		Coherent	Incoherent		In Nuclear Field	In Electron Field	With Coherent Scattering	Without Coherent Scattering
	MeV	cm^2/g	cm^2/g	cm^2/g	cm^2/g	cm^2/g	cm^2/g	cm^2/g
	5.000E-01	2.247E-04	9.663E-02	1.883E-05	0.000E+00	0.000E+00	9.687E-02	9.665E-02
	6.000E-01	1.561E-04	8.939E-02	1.173E-05	0.000E+00	0.000E+00	8.956E-02	8.940E-02
	6.620E-01	1.283E-04	8.561E-02	9.104E-06	0.000E+00	0.000E+00	8.574E-02	8.562E-02
	8.000E-01	8.790E-05	7.856E-02	5.920E-06	0.000E+00	0.000E+00	7.866E-02	7.857E-02
	1.000E+00	5.627E-05	7.066E-02	3.681E-06	0.000E+00	0.000E+00	7.072E-02	7.066E-02
	1.022E+00	5.388E-05	6.991E-02	3.430E-06	0.000E+00	0.000E+00	6.997E-02	6.991E-02
	1.173E+00	4.092E-05	6.527E-02	2.558E-06	6.202E-06	0.000E+00	6.532E-02	6.528E-02
	1.250E+00	3.603E-05	6.318E-02	2.329E-06	1.777E-05	0.000E+00	6.323E-02	6.320E-02
	1.332E+00	3.173E-05	6.113E-02	2.096E-06	3.727E-05	0.000E+00	6.120E-02	6.117E-02
	1.500E+00	2.501E-05	5.742E-02	1.690E-06	9.820E-05	0.000E+00	5.754E-02	5.752E-02
	2.000E+00	1.407E-05	4.901E-02	1.063E-06	3.908E-04	0.000E+00	4.942E-02	4.940E-02
	2.044E+00	1.347E-05	4.839E-02	1.028E-06	4.212E-04	0.000E+00	4.883E-02	4.881E-02
	3.000E+00	6.255E-06	3.855E-02	5.937E-07	1.117E-03	1.349E-05	3.969E-02	3.968E-02
	4.000E+00	3.519E-06	3.216E-02	4.075E-07	1.812E-03	5.507E-05	3.403E-02	3.402E-02
	5.000E+00	2.252E-06	2.777E-02	3.090E-07	2.431E-03	1.097E-04	3.031E-02	3.031E-02

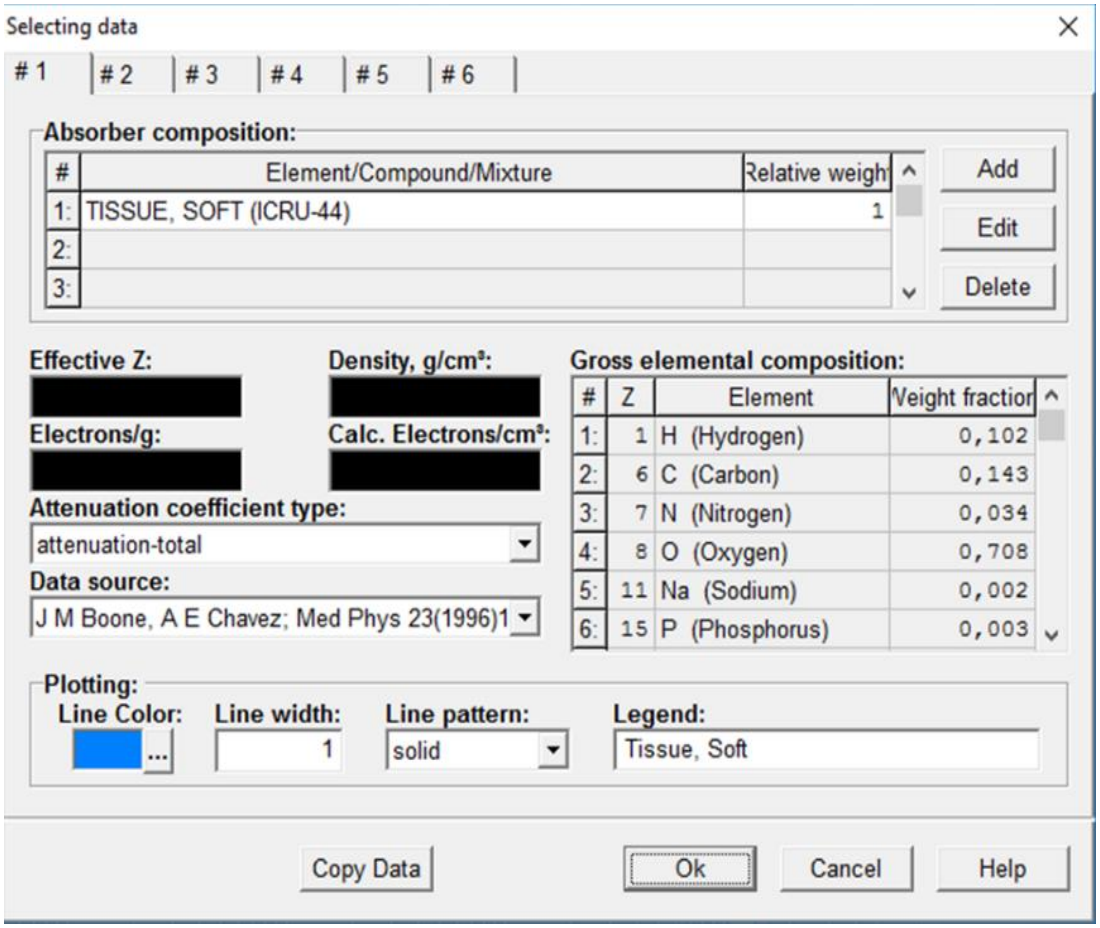
Şekil 4.12 : XCOM programının sonuç sayfası ekran görüntüsü.

4.7 XMUDAT Programı

XMuDat bilgisayar programı; element, bileşik ve karışımlar için etkin atom numaralarını, elektron yoğunluklarını ve kütle zayıflatma katsayılarını 1 keV ile 50 MeV foton enerji aralığında hesaplayabilen bir bilgisayar programıdır (Nowotny, 1998). Çalışmamızda, XMuDat programı ile fantom malzemelerinin etkin atom numaraları, elektron yoğunlukları ve kütle zayıflatma katsayıları hesaplanmıştır.

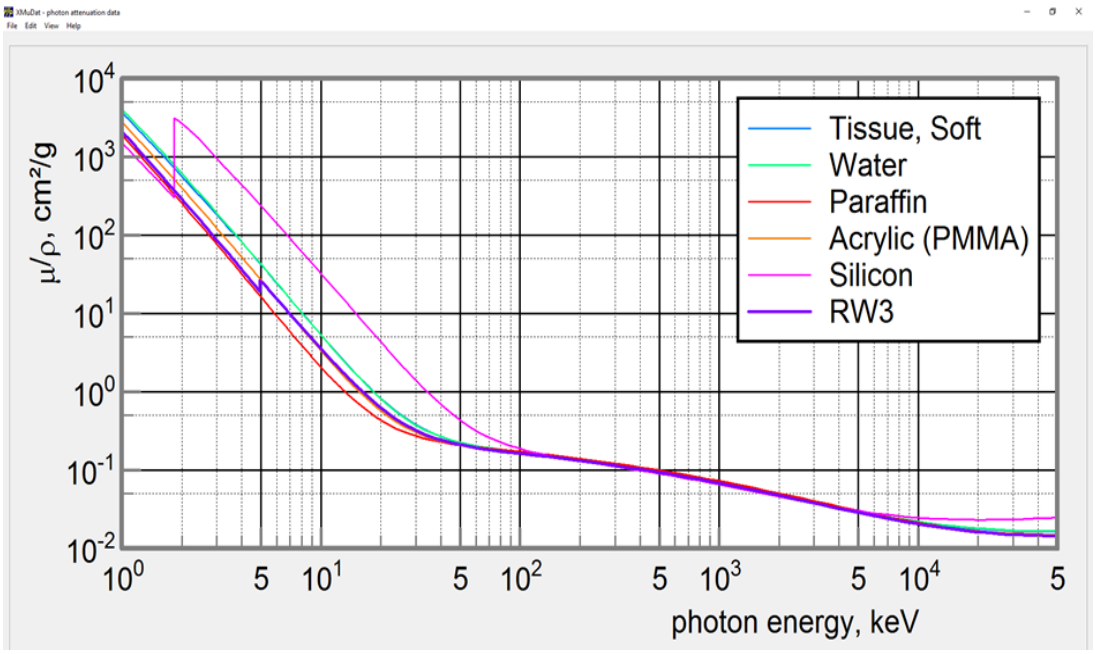
4.7.1 XMuDat programının uygulaması

Malzemelerin etkin atom numaraları ve elektron yoğunluklarını hesaplamak için programın data seçim sekmesinden ilgili bölüme geçilir. Seçilen bölüme malzemenin kimyasal özellikleri girilerek program çalıştırılır (Şekil 4.13). Çalışmamızda kullanılan her bir fantom malzemesinin kimyasal özellikleri ayrı ayrı girilerek etkin atom numaraları ve elektron yoğunlukları hesaplanmıştır.

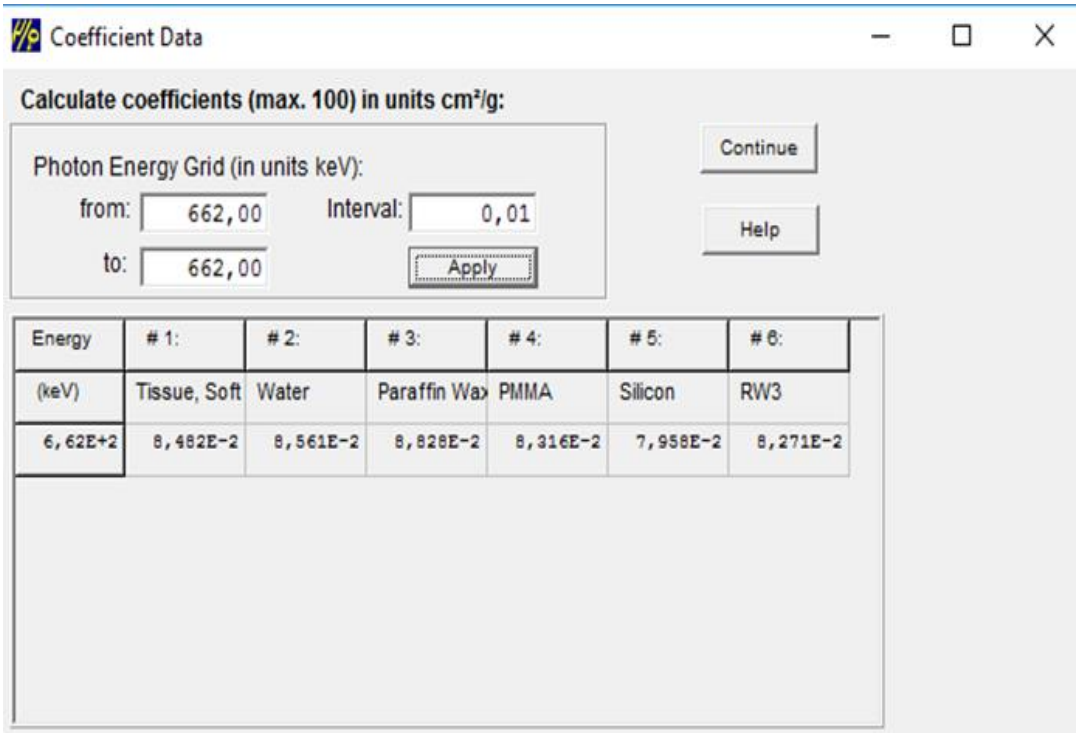


Şekil 4.13 : XMuDat programında etkin atom numarası ve elektron yoğunluğu ekran görüntüsü.

XMuDat programı ile malzemelerin kütle zayıflatma katsayısı sonuçlarına, katsayı veri sekmesinden ulaşılır. Çalışmamızda, fantom malzemelerinin ve ICRU yumuşak dokunun kütle zayıflatma katsayıları 662 keV, 1173 keV, 1332 keV enerjileri için hesplanmıştır (Şekil 4.14). Şekil 4.15 de fantom malzemelerinin 662 keV deki kütle zayıflatma katsayılarını gösteren XMuDat sonuç sayfası yer almaktadır.



Şekil 4.14 : XMuDat programının ekran görüntüsü.



Şekil 4.15 : XMuDat programında kütle zayıflatma katsayısı ekran görüntüsü.

4.8 GATE Monte Carlo Simülasyonu

4.8.1 Monte Carlo simülasyonu

Radyasyon uygulamalarında analitik açıdan zor problemler**,** genellikle Monte Carlo simülasyonu kullanılarak hesaplanmaktadır. Monte Carlo'nun tarihi 18. yüzyıla kadar uzanır, fakat günümüzde kullanılan kod sistemi 2. Dünya Savaşı sırasında nükleer teknik ve silahlar geliştirilirken oluşturulmuştur (Harrison, 2010). Günümüzde yaygın olarak kullanılan başlıca Monte Carlo kodları; MCNP, EGS, Geant4, PENELOPE ve Fluka' dır.

Monte Carlo metodu, üretilen sayıları rastgele kullanarak istatistiksel modellemeler yapar. Dağılım fonksiyonu ile hesaplanabilen belirli ve kesinliği olmayan deney süreçlerinde bu metot kullanılabilir. Bu programı yetkin bir şekilde kullanabilmek için C, C++ gibi programlama dillerinin bilinmesi gerekmektedir. Yalnızca nükleer fizik değil, diğer birçok alanda da bu metot kullanılır. Örneğin; borsa modelleri, sayısal analizler, robotik çalışmalar, hücre simülasyonu vb (Url-3).

4.8.2 GATE Monte Carlo simülasyonu

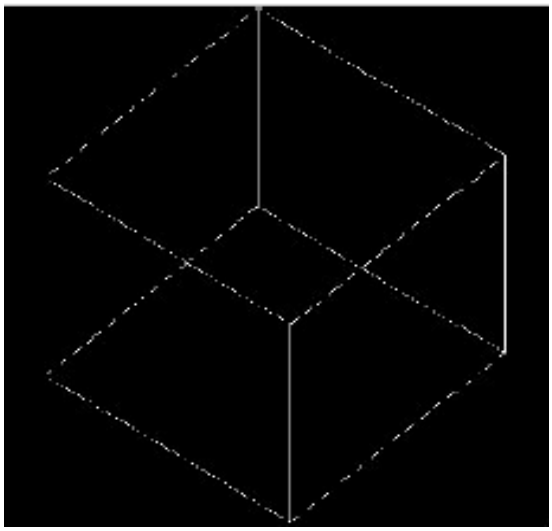
Bu bölümde, genellikle görüntüleme cihazları (PET, SPECT, CT) simülasyonunda kullanılan GATE Monte Carlo programı çalıştırılırken uygulanan adımlardan bahsedilecektir. GATE; OpenGATE işbirliği ile 2001 yılında geliştirilerek 2004'te açık kaynak olarak kullanılmaya başlanmıştır (Url-3). GATE sadece SPECT, PET, CT görüntüleme cihazlarının modellenmesinde değil**;** aynı zamanda radyasyon terapisi, doz hesaplama, optik fizik gibi modelleme alanlarında da kullanımı V6.2 versiyonuna uygulanmıştır (Jan ve diğ. 2011). GATE programı GEANT4 Monte Carlo kodunun arayüz kullanımıdır. GATE arayüzü, C++ programlama dili bilgisini gerektirmez ve programın yalnızca komut dizini üzerinden çalıştırılıp geliştirilmesine izin verir (Url-4).

4.8.2.1 Tarayıcı geometrisini tanımlama

Kullanıcı görselleştirmeyi kurarken simülasyon geometrisini hacme bağlı olarak tanımlaması gerekir. Kurulacak olan bütün hacimlerin şekli, ebadı, konumu ve materyal bileşeni kullanıcı tarafından belirlenir. Materyallerin listesi GATE programının içinde yüklü GateMaterials.db dosyası altında bulunur. Liste içerisinde

yer almayan bileşikler isteğe bağlı olarak listeye eklenebilir.

Çalışmamızda kullanılan fantom malzemelerinin ve ICRU yumuşak dokunun GATE simülasyonunda tanıtılması EK B'de verilmiştir. Simülasyona başlamak için oluşturulan ilk hacme ana hacim (world volume) denir. Ana hacim istenilen her ölçüde olabilir, fakat herhangi bir parçanın takibi ana hacmin dışına çıkınca simülasyon takibi durur. Ana hacmin boyutları simülasyon geometrisi için yeterli genişlikte tanımlanmalıdır. Bu nedenle, deney çalışmamızın ana hacim (world volume) boyutu 200x200x200 cm^3 belirlenerek içi hava ile doldurulduğu (Şekil 4.16).

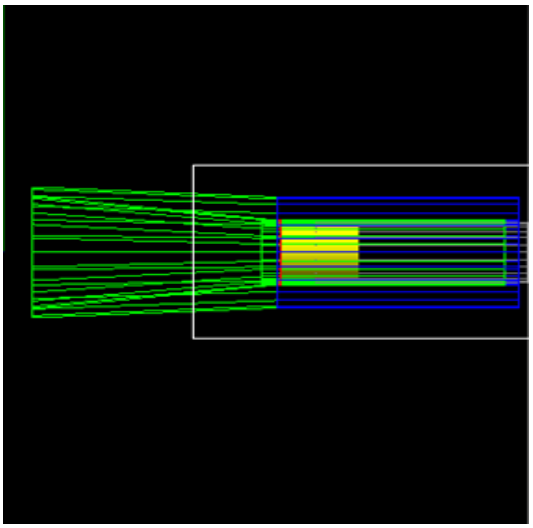


Şekil 4.16 : Ana hacim (world volume).

Ana hacim, kız (daughter) olarak adlandırılan bir ya da daha fazla alt hacim içerebilir. İlk kız hacim; simüle edilecek dedektörü tanımlar. GATE, dedektör simülasyonunda kullanıcıya seçenekler sunar. Bu seçenekler; Scanner, PETscanner, cylindricalPET, SPECTHead, ecat CPET, OPET ve OpticalSystem dir.

Çalışmamızın deney düzeneğinde gama kaynak kullanıldığından GATE simülasyonunda ilk kız hacim SPECTHead olarak belirlendi. Kullanılan SPECTHead hacmi, sintilasyon dedektör hassaslığında olabilmesi için crystalSD komutu hacimle eşleştirildi ve Şekil 4.17'de görülen NaI (TI) sintilasyon dedektörü simüle edildi.

Kız hacim içinde yer alan bu sistemin tarayıcıları silindirik yapıda ve bloklara bağlıdır. Bu bloklar, kullanılan dedektörün boyut ve özelliklerine göre simüle edilebilmesi için bir sonraki komut dizisinde ilk kız hacme bağlı başka bir kız hacim içinde oluşturulur. Her bir bloğun geometrisini, sistemin alt kategorisi yani kız hacim olarak tanımlamak gerekir.

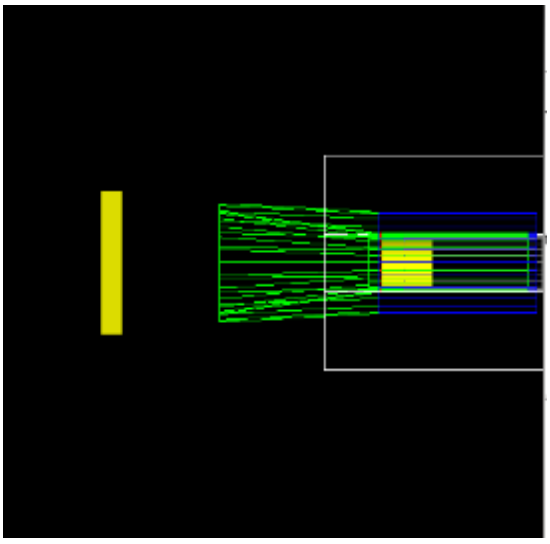


Şekil 4.17 : NaI (Tl) sintilasyon dedektörü.

4.8.2.2 Fantom geometrisini tanımlama

Fantom geometrisi, ana hacmin kız hacmidir. Fantom kız hacmi, kullanılan fantom materyali ile aynı özellik ve boyutlarda tanımlanır ve istenilen renkte simüle edilir.

Fantom kız hacmi içerisinde meydana gelebilecek Compton etkisini ve Rayleigh saçılmalarını simüle edilebilmesi için hassas bir detektör yapısında olan phantomSD komutu hacimle ilişkilendirilir. Her vuruşun toplandığı koleksiyon için iki tür bilgi vardır. Bunlardan ilki; phantomSD ye eklenen bütün fiziksel hacimlerde meydana gelen etkileşimlerin sayısı, diğeri ise hacme yerleştirilmiş phantomSD de meydana gelen son etkileşimdir. Şekil 4.18'de ICRU yumuşak doku fantomu ve NaI (TI) sintilasyon dedektörü görülmektedir.



Şekil 4.18 : ICRU yumuşak doku fantomu ve NaI (Tl) sintilasyon dedektörü.

4.8.2.3 Fizik süreçlerini kurma

Hacimler ve detektör eklendikten sonra, simülasyondaki fiziki etkileşimler tanımlanır. GATE, fiziksel süreçler için GEANT4 modellerini kullanır. Bu süreçler *examples/PhysicsLists* dizininde mevcuttur. Genellikle kullanılan fizik liste seçenekleri;

- egammaStandardPhys.mac,
- egammaLowEPhys.mac
- egammaStandardPhysWithSplitting.mac
- hadrontherapyStandardPhys.mac
- hadrontherapyLowEPhys.mac dir.

Kullanıcının seçtiği her bir fiziki süreci tanımlaması gerekmektedir. Tanımlanan fiziki süreçler tercih edilen fizik liste ile ilişkilendirilmelidir. Çalışmamız için tercih ettiğimiz fizik listesi standart fizik listesidir.

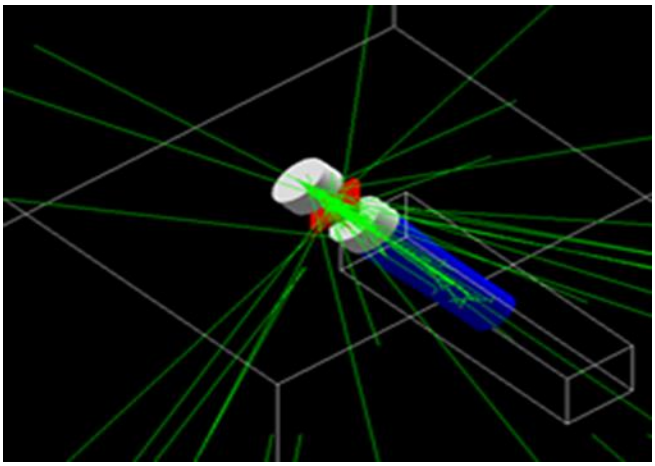
4.8.2.4 Kaynak tanıtma

Kaynak, 0,125 mm yarıçaplı monoenerjetik fotonlar yayan küresel ana hacme bağlı bir kız hacim içine yerleştirilir. Kullanıcı; kaynağın geometrisini, yayılımın yönünü, enerji dağılımını ve aktivite gibi özellikleri bu hacim içinde tanımlar. Düzeneğimizde kullanılan Cs-137 ve Co-60 kaynakların aktivitesi sırasıyla 8,29μCi ve 9,52μCi alınarak 10° lik açı ile malzemeye gönderilmiştir.

4.8.2.5 Simülasyonu çalıştırma

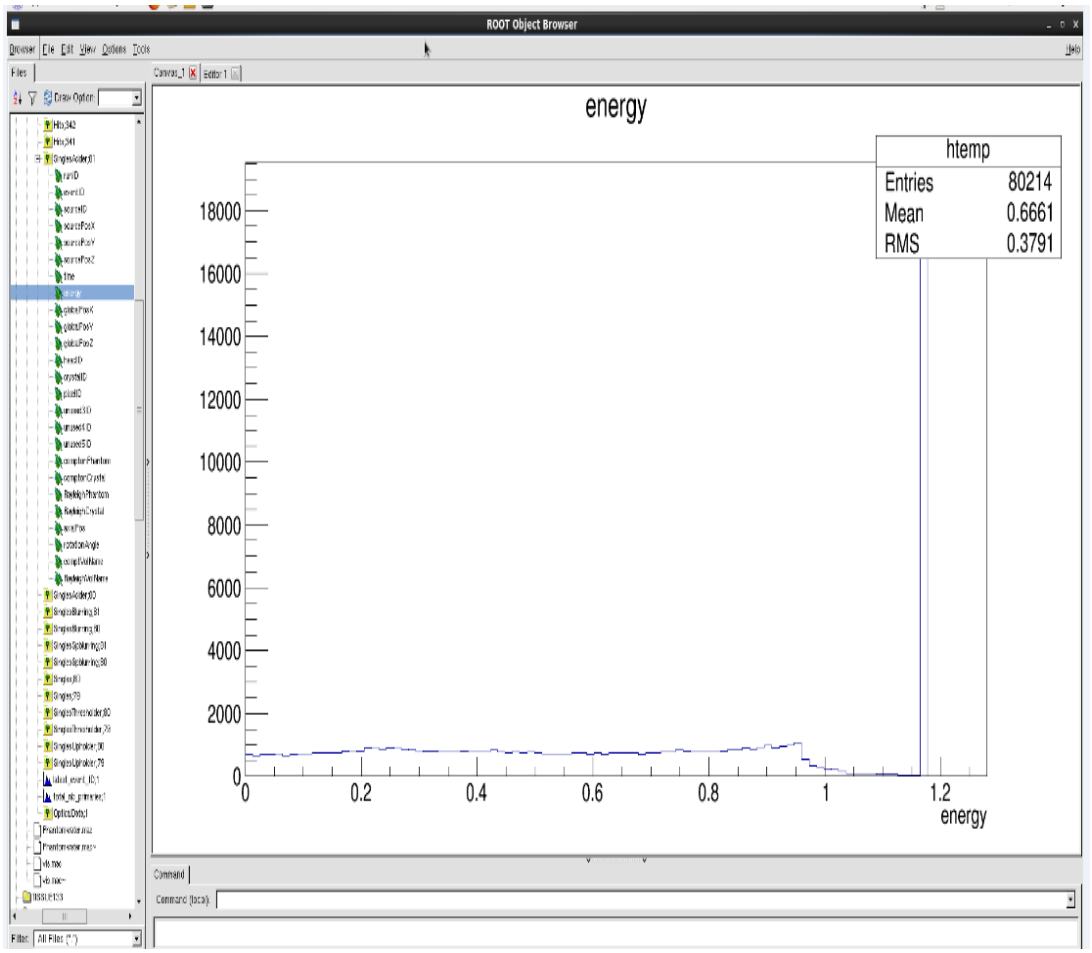
Simülasyon çalıştırıldığında, tanımlı listeler arasında oluşan etkileşimlerin hesaplamaları da başlar. Hesaplama süresince geometriye yeni hacimler yerleştirilemez, fizik listesi ve kaynak değiştirilemez.

GATE içerisinde her vuruşun pozisyon, zaman ve enerjisi gibi bilgileri içeren bir koleksiyon çıktısı (output) bulunmalıdır. İlgili koleksiyonun oluşturulabilmesi için, bir parçacığın vuruş boyunca ürettiği izler kayıt altına alınmalıdır. Bu vuruşların fiziksel gözlemleri, şemaları ve tetikleme mantığının izlenmesi analog görüntüleri sayısal (dijital) olarak çeviren sayılaştırıcının (digitizer) görevidir. Şekil 4.19'da Simülasyon çalışırken alınan ekran görüntüsü verilmektedir. EK C'de ICRU yumuşak doku ve simülasyon geometrisi için çalıştırılan GATE kodu verilmektedir.



Şekil 4.19 : Simülasyon çalışırken alınan ekran görüntüsü.

GATE veri çıkışı formatlarını ROOT sistemleri üzerinden gerçekleştirir. ROOT; CERN tarafından geliştirilen bir veri analiz programıdır. Komut dizinine bu format tanıtıldığında ROOT dosyası oluşturulacaktır. Şekil 4.20'de ROOT dosyası içinde simülasyon sonunda oluşan enerji spektrumu verilmektedir.



Şekil 4.20 : ROOT dosyasından alınan veri örneğinin ekran görüntüsü.

5. DENEYSEL ve TEORİK SONUÇLAR

Bu yüksek lisans tez çalışmasında, öncelikle fantom malzemelerinin foton zayıflatma katsayıları deneysel olarak belirlenmiştir. Elde edilen sonuçların grafik ve tabloları çizilerek XCOM, XMuDat programları ve GATE simülasyon kodu ile bulunan kütle zayıflatma katsayıları ile karşılaştırılmalı olarak değerlendirilmiştir. Çalışmanın devamında fantom malzemeleri ile ICRU yumuşak doku radyolojik özellikler yönünden karşılaştırılmış ve denklikleri irdelenmiştir.

5.1 Deneysel Sonuçlar

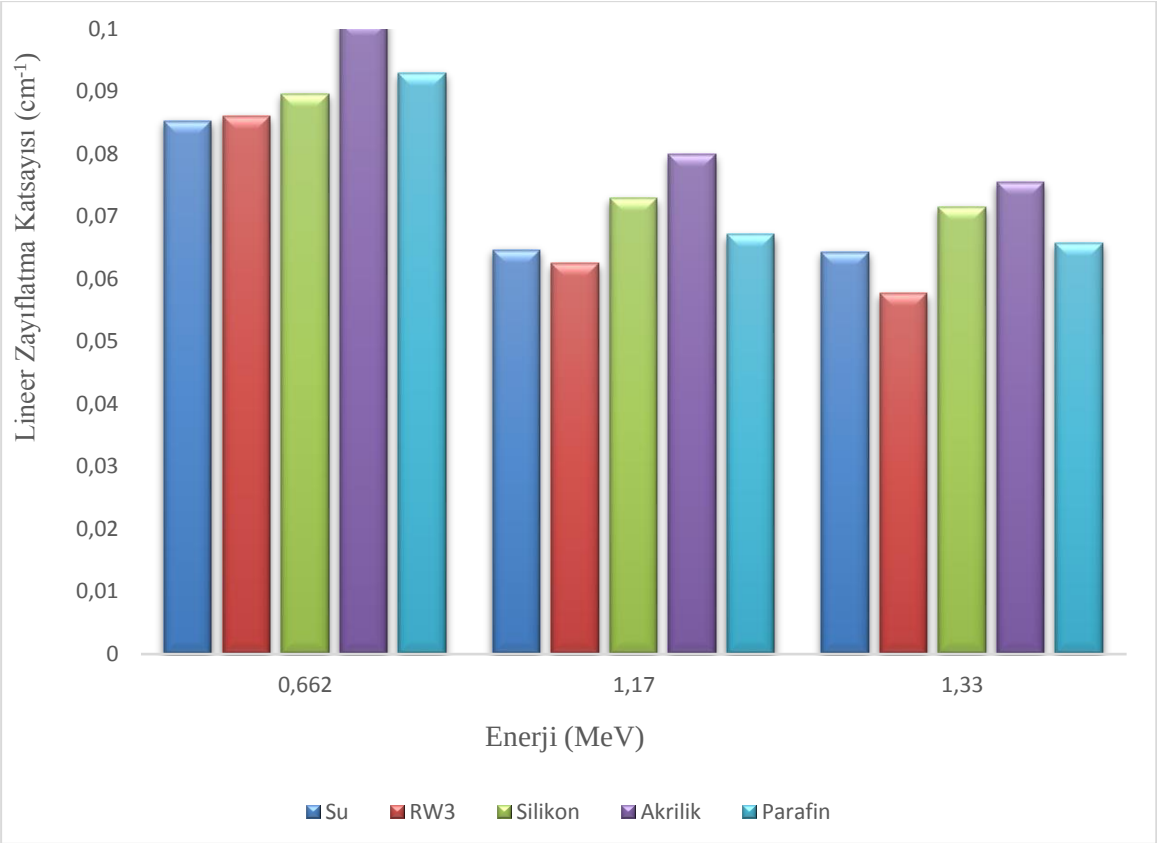
Çalışmanın bu bölümünde, Bölüm 4'de detayları anlatılan deney düzeneği kullanılarak her bir fantom malzemesi için 662 keV, 1173 keV, 1332 keV enerjilerine karşı gelen bağıl sayım, lineer ve kütle zayıflatma katsayısı değerleri elde edilmiştir.

Su, RW3, silikon, akrilik ve silikon malzemelerin beş farklı kalınlığından 662 keV, 1173 keV ve 1332 keV enerji değerlerinde en az üç ölçüm alınmıştır. Ölçümlerin ortalamaları, standart sapmaları ve bağıl sayım değerleri Microsoft Office Excell programı kullanılarak hesaplanmıştır. Su, RW3, silikon, akrilik ve silikon için elde edilen sonuçlar EKA'da bulunan Çizelge A.1 - Çizelge A.5' te verilmiştir.

Su, RW3, silikon, akrilik ve silikon için 662 keV, 1173 keV ve 1332 keV enerjilerinde yapılan deneylerin bağıl sayım sonuçlarının kalınlığa bağlı değişim grafikleri Orgin 8 programı ile çizilmiştir. Çalışılan malzemeler için bağıl sayım değerlerinin kalınlığa bağlı değişimi Şekil A.1- Şekil A.5 te verilmektedir.

Su, RW3, silikon, akrilik ve parafin için elde edilen lineer zayıflatma katsayılarının enerji ile değişim grafiği Şekil 5.1 verilmiştir.

Şekil 5.1'da gama radyasyonunun enerjisi arttıkça lineer zayıflatma katsayısının azaldığı görülmektedir. Bu sonuç düşük enerjilere gidildikçe fotoelektrik olayın daha baskın olması ile açıklanmaktadır. Foton enerjisi arttıkça malzeme ile etkileşiminde compton ve çift oluşumu ihtimali artmakta ve buna bağlı olarak fotonlarının soğurulması azalmakta, saçılmalar ise artmaktadır. Dolayısıyla lineer zayıflatma katsayısının değeri azalmaktadır.



Şekil 5.1 : Malzemelerin lineer zayıflatma katsayılarının enerji ile değişimi.

Deney ölçümlerinden elde edilen bağıl sayımların kalınlığa bağlı değişim grafiklerinden fantom malzemelerinin lineer zayıflatma katsayıları Origin 8 programı ile bulunmuştur. Elde edilen değerler Çizelge 4.1'de verilen malzeme yoğunluklarına bölünerek kütle zayıflatma katsayılarına ulaşılmıştır. Malzemelerin lineer zayıflatma katsayıları ve kütle zayıflatma katsayıları Çizelge 5.1'de verilmiştir.

Çizelge 5.1 : Malzemelerin lineer ve kütle zayıflatma katsayıları.

Malzeme	Lineer Zayıflatma Katsayısı μ (cm^{-1})			Kütle Zayıflatma Katsayısı μ (cm^2/g)		
	662 keV	**1173 keV**	**1333 keV**	**662 keV**	**1173 keV**	**1333 keV**
Su	0,0853±0,0008	0,0646±0,002	0,0643±0,0043	0,0853	0,0646	0,0643
RW3	0,0861±0,0020	0,0625±0,0039	0,0577±0,0024	0,0823	0,0598	0,0552
Silikon	0,0896±0,0022	0,0729±0,0045	0,0715±0,0034	0,0785	0,0639	0,0627
Akrilik	0,1010±0,0046	0,0799±0,0032	0,0755±0,0022	0,0855	0,0677	0,0641
Parafin	0,0929±0,0026	0,0672±0,0020	0,0657±0,0013	0,0968	0,0699	0,0684

5.2 Teorik Sonuçlar

5.2.1 XCOM ve MUDAT programı ile elde edilen sonuçlar

Bölüm 4 de tanıtılan XCOM ve XMuDat bilgisayar programları kullanılarak fantom malzemelerinin ve ICRU yumuşak dokunun kütle zayıflatma katsayıları hesaplanmıştır. Su, RW3, silikon, akrilik, parafin ve ICRU yumuşak dokunun XCOM programı kullanılarak bulunan kütle zayıflatma katsayıları Çizelge 5.2'de, XMuDat programı ile bulunan kütle zayıflatma katsayıları Çizelge 5.3'de verilmiştir.

Çizelge 5.2 : Fantom malzemelerinin ve ICRU yumuşak dokunun XCOM programı kullanılarak bulunan kütle zayıflatma katsayıları (cm^2/g).

Enerji (keV)	Su	RW3	Silikon	Akrilik	Parafin	ICRU Yumuşak Doku
662	0,0857	0,0828	0,0799	0,0833	0,0885	0,0849
1173	0,0654	0,0632	0,0683	0,0635	0,0654	0,0647
1332	0,0613	0,0592	0,0569	0,0595	0,0632	0,0607

Çizelge 5.3 : Fantom malzemelerinin ve ICRU yumuşak dokunun XMuDat programı kullanılarak bulunan kütle zayıflatma katsayıları (cm^2/g).

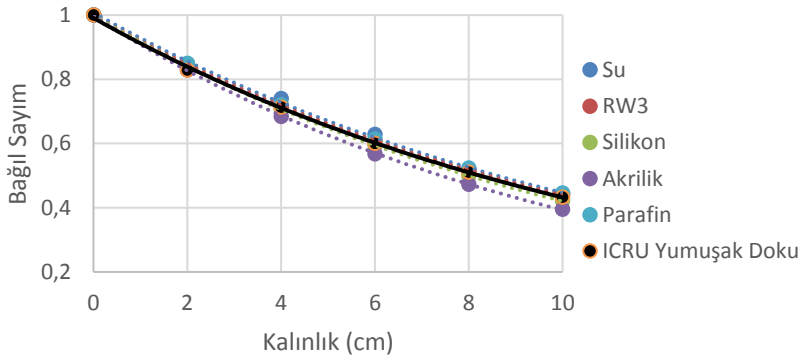
Enerji (keV)	Su	RW3	Silikon	Akrilik	Parafin	ICRU Yumuşak Doku
662	0,0856	0,0827	0,0796	0,0831	0,0828	0,0848
1173	0,0650	0,0628	0,0604	0,0631	0,0671	0,0644
1332	0,0609	0,0588	0,0565	0,0592	0,0628	0,0603

5.2.2 GATE programı ile elde edilen sonuçlar

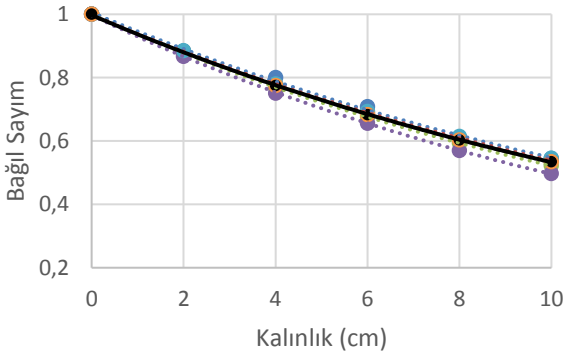
Su, RW3, silikon, akrilik ve silikon malzemeleri ile ICRU yumuşak dokunun beş farklı kalınlığı için 662 keV, 1173 keV ve 1332 keV enerji değerlerindeki ölçüm sonuçları GATE Monte Carlo programı kullanılarak bulunmuştur. Ölçümlerin ortalamaları ve bağıl sayım değerleri Microsoft Office Excell programı kullanılarak hesaplanmıştır. Su, RW3, silikon, akrilik parafin ve ICRU yumuşak doku için elde edilen bağıl sayım sonuçları Çizelge A.6 - Çizelge A.11' te verilmiştir. Su, RW3, silikon, akrilik ve silikon için 662 keV, 1173 keV ve 1332 keV enerjilerinde alınan bağıl sayım sonuçlarının kalınlığa bağlı değişim grafikleri Şekil A.6 - Şekil A.11 de verilmektedir.

Şekil 5.2'de GATE programı ile elde edilen bağıl sayım değerlerinin kalınlıkla değişimi çalışılan fantom malzemeleri ve ICRU yumuşak doku için birarada

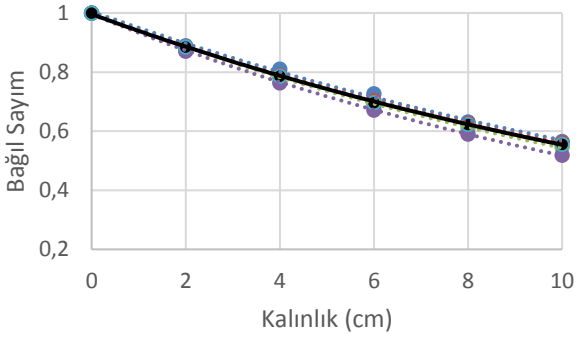
verilmektedir. Çalışılan malzemelerin genel olarak ICRU yumuşak doku ile uyumlu oldukları görülmektedir.



a) 662 keV



b) 1173 keV



c) 1332 keV

Şekil 5.2 : Fantom malzemelerinin ve ICRU yumuşak dokunun GATE kodu ile bulunan bağıl sayım değerlerinin kalınlıkla değişimi.

GATE programı ile elde edilen lineer ve kütle zayıflatma katsayıları Çizelge 5.4'de verilmiştir.

Çizelge 5.4 : GATE programı kullanılarak elde edilen lineer ve kütle zayıflatma katsayıları.

Malzeme	Lineer Zayıflatma Katsayısı μ (cm^{-1})			Kütle Zayıflatma Katsayısı μ (cm^2/g)		
	662 keV	**1173 keV**	**1332 keV**	**662 keV**	**1173 keV**	**1332 keV**
Su	0,0798±0,0011	0,0598±0,0009	0,0558±0,0009	0,0798	0,0598	0,0558
RW3	0,0826±0,0001	0,0621±0,0002	0,0584±0,0003	0,0790	0,0594	0,0558
Silikon	0,0867±0,0001	0,0652±0,0002	0,0612±0,0003	0,0761	0,0572	0,0537
Akrilik	0,0938±0,0003	0,0704±0,0003	0,0662±0,0004	0,0794	0,0596	0,0561
Parafin	0,0812±0,0002	0,0609±0,0002	0,0572±0,0002	0,0845	0,0634	0,0596
ICRU Yumuşak Doku	0,0847±0,0009	0,0631±0,0002	0,0593±0,0003	0,0813	0,0606	0,0570

5.3 Sonuçların Karşılaştırılması ve Doku Denkliği Yönünden İrdelenmesi

Bu bölümde XCOM, XMuDat ve GATE Monte Carlo programı kullanılarak elde edilen teorik değerler deneysel verilerle karşılaştırılmıştır ve ICRU yumuşak doku ile çalışılan malzemelerin denkliği irdelemiştir.

Fantom malzemelerinin deneysel ve teorik yöntemler ile bulunan kütle zayıflatma katsayıları ve mutlak fark yüzdeleri Çizelge 5.5'de verilmektedir. Deneysel ve teorik sonuçlar genel olarak uyumlu olmakla birlikte silikon ve parafin için mutlak farkın diğer malzemelere nazaran fazla olduğu görülmektedir. Bu durumun silikon ve parafinin hazırlanma aşamalarında oluşabilecek kimyasal safsızlıklardan kaynaklandığı düşünülmektedir.

ICRU yumuşak dokunun kütle zayıflatma katsayısının fantom malzemelerinin kütle zayıflatma katsayılarına oranı Çizelge 5.6'da verilmiştir. Çizelge incelendiğinde deneysel, XCOM, XMuDat ve GATE ile elde edilen oranların birbirleriyle uyumlu oldukları görülmektedir.

Çizelge 5.7'de ise ICRU yumuşak dokunun elektron yoğunluğu ve etkin atom numaralarının fantom malzemeleri için bulunan değerlere oranı verilmektedir. Bu oranların bir veya bire yakın olması malzemenin doku ile denkliğini ifade etmektedir (Manjunatha, 2014). Çizelge 5.7'de görüleceği üzere bütün malzemeler için elektron yoğunluklarının oranları bire yakındır. Ancak etkin atom numaralarının oranlarına bakıldığında silikon ve parafin için diğer malzemelere nazaran 1'e daha uzak oldukları görülmektedir.

Çizelge 5.5 : Malzemelerin ve ICRU yumuşak dokunun deneysel, XCOM, XMuDat ve GATE ile bulunan kütle zayıflatma katsayıları (cm^2/g) ve mutlak fark yüzdeleri.

Malzeme	Enerji keV	Deneysel	XCOM	XMuDaT	GATE	Deneysel XCOM (%)	Deneysel XMuDaT (%)	Deneysel GATE (%)
Su	662	0,0853	0,0857	0,0856	0,0798	0,5	0,4	6,9
	1173	0,0646	0,0654	0,0650	0,0598	1,2	0,6	8,0
	1332	0,0643	0,0613	0,0609	0,0572	4,9	5,6	12,4
RW3	662	0,0823	0,0828	0,0827	0,0790	0,6	0,5	4,2
	1173	0,0598	0,0632	0,0628	0,0594	5,4	4,8	0,7
	1332	0,0552	0,0592	0,0588	0,0558	6,8	6,1	1,1
Silikon	662	0,0785	0,0799	0,0796	0,0761	1,8	1,4	3,2
	1173	0,0639	0,0683	0,0604	0,0572	6,4	5,8	11,7
	1332	0,0627	0,0569	0,0565	0,0537	10,2	11,0	16,8
Akrilik	662	0,0855	0,0833	0,0831	0,0794	2,6	2,9	7,7
	1173	0,0677	0,0635	0,0631	0,0662	6,6	7,3	2,3
	1333	0,0641	0,0595	0,0592	0,0590	7,7	8,3	8,6
Parafin	662	0,0968	0,0885	0,0828	0,0845	9,4	16,9	14,6
	1173	0,0699	0,0654	0,0671	0,0634	6,9	4,2	10,3
	1332	0,0684	0,0632	0,0628	0,0595	8,2	8,9	15,0
ICRU Yumuşak Doku	662	0,0854	0,0849	0,0848	0,0813	0,6	0,7	5,0
	1173	0,0643	0,0647	0,0644	0,0606	0,6	0,2	6,1
	1332	0,0603	0,0607	0,0603	0,0570	0,7	0,0	5,8

Çizelge 5.6 : ICRU yumuşak dokunun kütle zayıflatma katsayılarının fantom malzemelerinin kütle zayıflatma katsayılarına oranı

Malzeme	Deneysel μ_{ICRU}/μ_{FANTOM}			XCOM μ_{ICRU}/μ_{FANTOM}			XMuDaT μ_{ICRU}/μ_{FANTOM}			GATE μ_{ICRU}/μ_{FANTOM}		
	662 keV	1173 keV	1332 keV	662 keV	1173 keV	1332 keV	662 keV	1173 keV	1332 keV	662 keV	1173 keV	1332 keV
Su	1,00	1,00	0,94	0,99	0,99	0,99	0,99	0,99	0,99	1,02	1,01	1,00
RW3	1,04	1,08	1,09	1,03	1,02	1,03	1,03	1,03	1,03	1,03	1,02	1,02
Silikon	1,09	1,01	0,96	1,06	0,95	1,07	1,07	1,07	1,07	1,07	1,06	1,06
Akrilik	1,00	0,95	0,94	1,02	1,02	1,02	1,02	1,02	1,02	1,02	0,92	0,97
Parafin	0,88	0,92	0,88	0,96	0,99	0,96	1,02	0,96	0,96	0,96	0,96	0,96

Çizelge 5.7 : ICRU yumuşak dokunun ve fantom malzemelerinin elektron yoğunluğu ve etkin atom numaralarının oranı.

Malzeme	$\rho_{e\,ICRU} / \rho_{e\,Fantom}$	$Zeff_{ICRU} / Zeff_{Fantom}$
Su	0,99	1,02
RW3	1,02	1,07
Silikon	1,07	0,56
Akrilik	1,02	1,16
Parafin	0,96	1,39

6. SONUÇ ve TARTIŞMA

Bu Yüksek Lisans tez çalışmasında fantom malzemesi olarak kullanılan su, RW3, silikon, akrilik ve parafin malzemelerinin radyolojik özellikleri deneysel ve teorik olarak incelenerek ICRU yumuşak doku ile denkliği irdelenmiştir. Deneysel çalışma, gama geçirgenlik yöntemine uygun olarak dar demet koşullarında gerçekleştirilmiştir. Çalışmada gama kaynağı olarak tek enerjide gama fotonu yayan Cs-137 ve iki farklı enerjide gama fotonu yayan Co-60 radyoizotopları kullanılmıştır.

Deney sonuçlarını sınamak amacıyla fantom malzemelerinin kütle zayıflatma katsayıları XCOM, XMUDAT bilgisayar programları ve GATE Monte Carlo simülasyon programı kullanılarak hesaplanmıştır. Çalışmada fantom malzemelerinin ve ICRU yumuşak dokunun etkin atom numaraları ve elektron yoğunlukları XMuDat programı kullanılarak bulunmuştur (Çizelge 4.1).

Deney sonuçlarından (Çizelge A.1 - Çizelge A.5) yararlanılarak Origin 8 bilgisayar programı ile çizilen bağıl sayımın kalınlıkla değişimini veren grafiklerden (Şekil A.1- Şekil A.5) malzemelerin lineer zayıflatma katsayılarına ulaşılmıştır. Lineer zayıflatma katsayısının enerji ile değişim grafiği Şekil 5.1'de verilmiştir. Grafikte gama radyasyonunun enerjisi arttıkça lineer zayıflatma katsayısının azaldığı gözlenmiştir. Bu sonuç; düşük enerjilere gidildikçe fotoelektrik olayın daha baskın olmasından kaynaklanmaktadır ve beklenti doğrultusundadır. Foton enerjisi arttıkça malzeme ile etkileşiminde compton ve çift oluşumu ihtimali artmakta ve bu durumda fotonlarının soğurulması azalmakta, saçılmalar ise artmaktadır. Dolayısıyla lineer zayıflatma katsayısının değeri azalmaktadır. Fantom malzemelerinin lineer zayıflatma katsayıları yoğunluklarına bölünerek deneysel kütle zayıflatma katsayıları hesaplanmıştır (Çizelge 5.6).

Fantom malzemelerinin ve ICRU yumuşak dokunun kimyasal özellikleri XCOM ve XMuDat bilgisayar programlarına veri olarak girilip malzemelerin kütle zayıflatma katsayıları hesaplanmıştır (Çizelge 5.2- Çizelge 5.3). Deneysel kütle zayıflatma katsayıları ile XCOM kütle zayıflatma katsayıları arasındaki mutlak fark yüzdesi %0,5

(su) - %10,2 (silikon) aralığındadır (Çizelge 5.5). Deneysel kütle zayıflatma katsayıları ile XMuDaT kütle zayıflatma katsayıları arasındaki mutlak fark yüzdesi %0,4 (su) - %16,9 (parafin) olduğu görülmektedir (Çizelge 5.5). Bu değerlere göre deneysel ve teorik sonuçlar genel olarak uyumlu olmakla birlikte silikon ve parafin için aradaki farkın arttığı görülmektedir. Bu durumun silikon ve parafinin hazırlanma aşamalarında oluşabilecek kimyasal safsızlıklardan kaynaklandığı düşünülmektedir.

GATE Monte Carlo kodu ile yapılan uygulamada; çalışılan deney düzeneğinin fiziksel ve kimyasal özellikleri programa tanıtılıp her bir fantom malzemesi ve ICRU yumuşak doku için bağıl sayım sonuçları elde edilmiştir. Elde edilen sonuçlar kullanılarak bağıl sayımın kalınlıkla değişimini veren grafikler Origin 8 bilgisayar programı ile çizilmiştir (Şekil A.6 – Şekil A.11). Böylece malzemelerin ve ICRU yumuşak dokunun lineer zayıflatma katsayılarına ulaşılmıştır. Daha sonra, fantom malzemelerinin ve ICRU yumuşak dokunun lineer zayıflatma katsayıları yoğunluklarına bölünerek kütle zayıflatma katsayıları hesaplanmıştır. Deneysel ve GATE simulasyonu ile elde edilen kütle zayıflatma katsayıları arasındaki mutlak fark yüzdesinin %0,7 (RW3) - %16,8 (silikon) aralığında olduğu ve tüm enerjiler için en iyi uyumu RW3 fantom malzemesinin sağladığı tespit edilmiştir. Burada da silikon ve parafin malzemeleri için uyumun azaldığı söylenebilir (Çizelge 5.5).

Malzemelerin ICRU yumuşak doku ile denkliğini irdelemek için fantomların etkin atom numarası, elektron yoğunluğu, kütle zayıflatma katsayısından yararlanılmıştır. ICRU yumuşak dokunun kütle zayıflatma katsayısı, elektron yoğunluğu ve etkin atom numaralarının fantom malzemeleri için bulunan değerlere oranı Çizelge 5.6 ve Çizelge 5.7 verilmiştir. Bu oranların bir veya bire yakın olması malzemenin doku ile denkliğini ifade etmektedir. Su için bu oranlar bire oldukça yakındır ve yumuşak doku ile uyumunu göstermekdir. Bu da literatürle örtüşen bir sonuçtur. Silikon ve parafinin etkin atom numaraları ve kütle zayıflatma katsayılarının yumuşak doku değerlerine oranı diğer fantom malzemelerine nazaran 1'e daha uzaktır.

Bu yüksek lisans tez çalışmasıyla fantom malzemelerinin Cs-137 ve Co-60 gama kaynakları için radyasyon karşısındaki davranışları deneysel ve teorik yöntemler ile incelenerek ICRU 44 yumuşak doku ile uyumları araştırılmıştır. Söz konusu fantom malzemelerinin doku denklikleri hakkında yorumlanabilir ve anlamlı sonuçlara ulaşılmıştır.

KAYNAKLAR

Akbal S. (1999). Toprak Numunelerde Foton Zayıflatma Katsayısının İncelenmesi (yüksek lisans tezi), İTÜ Enerji Enstiüsü.

Akyıldırım H. (2011). Ağır Betonların Nükleer Radyasyon Zırhlama Özelliklerinin Arastırılması (Doktora tezi).

Alderson, S.W., Lanzl, L.H., Rollins, M., & Spira, J. (1962). An instrumented phantom system for analog computation of treatment plans. *The American Journal of Roentgenology, Radium Therapy, and Nuclear Medicine*, 87, 185.

Berger, M.J., Hubbell, J.H., Seltzer, S.M., Chang, J., Coursey, J.S., Sukumar, R., Zucker, D.S., and Olsen, K. (2010). *XCOM: Photon Cross Section Database* (version 1.5). [Online] Available: http://physics.nist.gov/xcom [11-Sep.-2016]. National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg, MD.

Büyük, B., Tuğrul A.B. (2014). Gamma and Neutron Attenuation Behaviours of Boron Carbide Silicon Carbide Composites, Annals of Nuclear Energy, 71, 46-51.

Cember, H. (1996). Introduction to Health Physics, Third Edition.

Chang, K.P., Hung, S.H., Chie, Y.H., ve diğ., (2012). A Comparison of physical and dosimetric properties of lung substitute materials, *Med.Phys*, 39, 2013–2020.

Cristy, M., Eckerman, K.F. (1987). Specific-absorbed fractions of energy at various ages from internal photon sources. Oak Ridge, TN: Oak Ridge National Laboratory.

Çobanoğlu, G. (2011). *Lineer hızlandırıcıların özellikleri ve radyoterapide kullanılması* (Yüksek lisans tezi). F.E.B. Selçuk Üniversitesi

DeWerd, L.A., Kissick, M. (2014). The Phantoms of Medical and Health Physics, Devices for Reseach and Development, Springer.

Demir, M. (2011). Nükleer Tıp Fiziği ve Klinik Uygulamaları, 3.Baskı, İ.Ü Cerrahpaşa Tıp Fakültesi.

Doğan, B. (2015). *Yapı malzemelerinin gama radyasyonu karşısındaki davranışının incelenmesi* (Yüksek lisans tezi). İ.T.Ü.E.E, İstanbul.

Draganic, I.G., Draganic, Z.D., Adloff, J.P. (1993). Radiation and Radioactivity on Earth and Beyond, 2nd. Ed, United States of America.

Fisher, H. L. J. and Snyder, W. S. (1966). Variation of dose delivered by 137Cs as a function of body size from infancy to adulthood. ORNL-4007 (Oak Ridge, TN: Oak Ridge National Laboratory), 221.

Harrison, R.L. (2010). Introduction To Monte Carlo Simulation *AIP Conf Proc*., 1204: 17-21.

Hill, R.F., Brown, S., Baldock, C. (2008). Evaluation of the water equivalence of solid phantoms using gamma ray transmission measurements. *Radiation Measurements*. 43, 1258–1264.

Hubbell, J.H., 1982. Photon mass attenuation and energy-absoption coefficients from 1 keV to 20 MeV. International Journal of Applied Radiations and Isotopes,33, 1269–1290.

International Atomic Energy Agency (IAEA) Safety Series: 114. (1996). Direct Methods for Measuring Radionuclides in the Human Body.

International Atomic Energy Agency (IAEA) Technical Report Series: 457. (2007). Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice.

International Commission on Radiological Protection (ICRP). (1977). Report of Task Group on Reference Man, ICRU Publication 23. Oxford, England; Pergamon Press.

ICRU Report 44. (1989). Tissue Subtitutes in Radiation Dosimetry and Measurement.

ICRU Report 48. (1992) Phantoms and Computational Models in Therapy, Diagnosis and Protection

Köşe, A. (1999) Su fantomu kullanılarak Co-60 radyoizotop kaynağı ile dış ışınlama şartları için farklı vücut bölgelerine ilişkin doz tayini (Yüksek lisans tezi) İ.T.Ü. Nükleer Enerji

Jan, S., Benoit, D., Becheva, E., Carlier, T., Cassol, F. diğ. (2011). GATE V6: a major enhancement of the GATE simulation platform enabling modelling of CT and radiotherapy, *Physics and Medical Biology,* 56(4):881-901.

Kienbock, R. (1906). On the quantimetric method. Arch Roentgen Ray, 11, 17.

Knoll, G.F. (2002). 'Radiation Detection and Measurement' University of Michigan.

Manna, K.S., Kurudirek, M., Sidhu, G.S. (2012).Verification of dosimetric materials to be used as tissue-substitutes in radiological diagnosis, *Applied Radiation and Isotopes* 70, 681-691

Manjunatha, H.C. (2014) A study of photon interaction parameters in lung tissue substitutes, *Journal of Medical Physics*, 39(2): 112–115.

Martin, J.E. (2006). Physics for Radiation Protection, 3nd. Ed,Wiley-VCH

Medhat, M.E, Shirmardi SP, Singh, V.P. (2014). Comparison of Geant 4, MCNP simulation codes of studying attenuation of gamma ray through biological materials with Xcom and experimental data, *Applied & Computational Mathematics,* Vol 3:6.

Mitra, S., **Wolff, J.E., Garrett, R.** (1998). Calibration of prototype in vivo total body composition analyser using 14 MeV neutron activation and the assocated particle technique, *Applied Radiation and Isotopes,* 49(5/6), 537-539.

Morgan, H.M., Shakeshaft, J.T., Lillicrap, S.C. (1998). Gamma-ray backscatter for body composition measurement, *Applied Radiation and Isotopes*, 49(5/6), 555-557.

Nowotny, R. (1998). XMuDat Photon attenuation data on PC, Version 1.0.1, Nuclear Data Service, IAEA.

Özyurt, O. (2015). *Türkiye'de üretilen granitlerin gama ve nötronları zayıflatma özelliklerinin incelenmesi* (Yüksek lisans tezi). İ.T.Ü.E.E, İstanbul.

PTW. (1998). Phantoms fot Theraphy Dosimetry for Calibration Purposes, Freiburg.

Sabol, J., Weng, P.S. 1995. Introduction to Radiation Protection Dosimetry. World Scientific.

Shimardi, S.P., Singh, V.P., Medhat, M.E., Adeli, R., Saniei, E. (2016). MCNP modeling of attenuation coefficients of stell, red brass, pearl and berly in comparison with experimental and Xcom data, *Journal of Nuclear Energy Science & Power Generation Technology*, 5:2.

Singh, V.P., Shirmardi, S.P., Medhat, M.E., Badiger, N.M. (2016) Determination of mass attenuation coefficient for some polymers using Monte Carlo simulation, *Vacuum*, 119, 1-5.

Stacey, A.J., Bevan, A.R., Dickens, C.W. (1961). A new phantom material employing depolymerised natural rubber. British Journal of Radiologoy, 34, 510–515.

Turner, J.E. (2007). Atoms, Radiation and Radiation Protection 3rd. Wiley-VCH

Türkiye Atom Enerjisi Kurumu, (2009). Radyasyon, İnsan ve Çevre. TAEK.

Zaichick, V., Ovchjarenko N. (1998). In vivo X-ray fluorescence for estimation of essential and toxic trace elements in teeth, *Apply Radiation Isot*. 49(5-6):721.

Zell, K., Sperl, J.L., Vogel, M.V., Niessner, R., Haisech, C. (2007). Acoustical properties of selected tissue phantom materials for ultrasound imaging, *Physics in Medicine and Biology*, 52(20):N475-84.

Wood, J.(1987). Computational Methods in Reactor Shielding, Pengamon Press.

Url-1 EM Spektrum< http://prosafety.com.tr/elektromanyetik/>

Url-2 Voxel Fantom<https://en.wikipedia.org/wiki/Computational_human_phantom>

Url-3 Monte Carlo <https://tr.wikipedia.org/wiki/Monte_Carlo_benzetimi>

Url-4 GATE <http://www.opengatecollaboration.org/>

EKLER

EK A: Fantom Malzemeleri için Bağıl Sayım Değerleri ve Kalınlıkla Değişimi

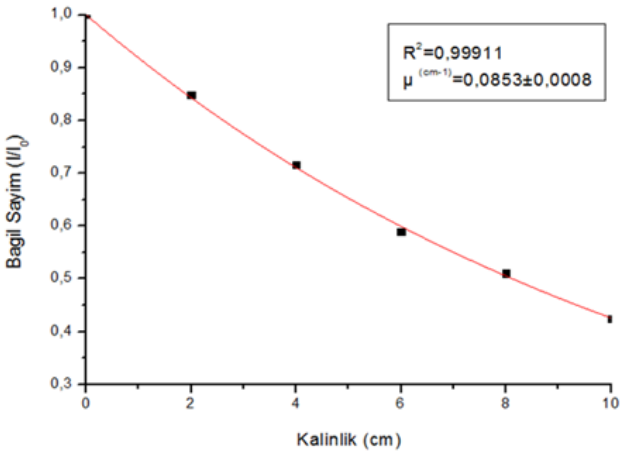
EK B: Çalışılan Malzemelerin GATE Simülasyonunda Tanıtım Kodu

EK C: ICRU 44 Yumuşak Doku için Çalıştırılan GATE Simülasyon Kodu

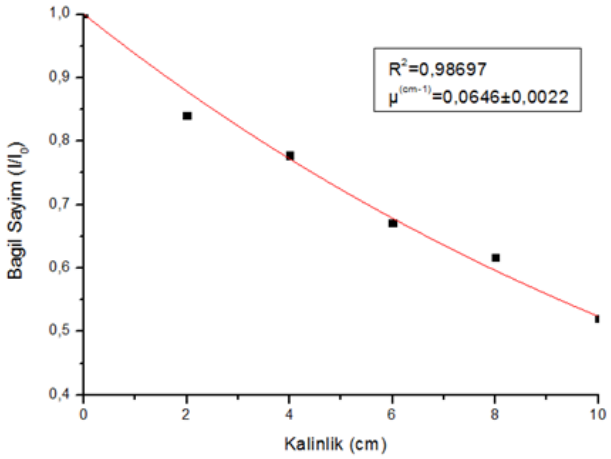
EK A: Fantom Malzemeleri için Bağıl Sayım Değerleri ve Kalınlıkla Değişimi

Çizelge A.1 : Su için elde edilen sayım, bağıl sayım ve standart sapma değerleri.

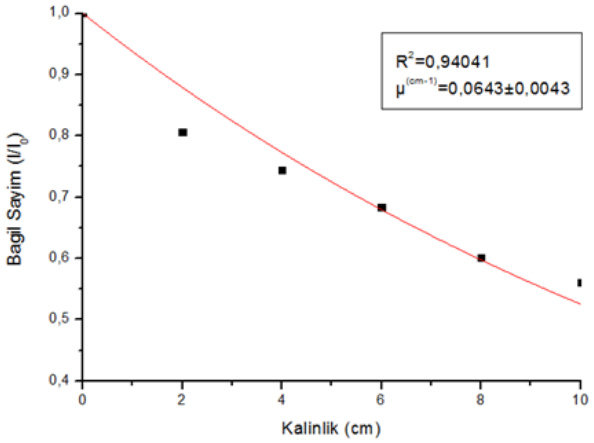
Kalınlık (cm)	Enerji (keV)	I_0			I			Ortalama (I_0)	Ortalama (I)	Bağıl Sayım (I/I_0)	Std.Sapma (%)
		1	2	3	1	2	3				
2		3403	3188	3224	2910	2689	2728	3272	2776	0,8484	0,0500
4		3403	3188	3224	2220	2411	2407	3272	2346	0,7171	0,0472
6	**662**	3403	3188	3224	2766	2558	2760	3272	2695	0,5888	0,0323
8		3403	3188	3224	1688	1534	1789	3272	1670	0,5105	0,0393
10		3403	3188	3224	1313	1376	1471	3272	1387	0,4238	0,0375
2		7972	8237	7627	6780	6534	6738	7945	6684	0,8412	0,0579
4		7972	8237	7627	6193	6091	6256	7945	6180	0,7778	0,0554
6	**1173**	4027	4929	4812	2986	3127	3123	4589	3079	0,6708	0,0704
8		7972	8237	7627	5098	4838	4761	7945	4899	0,6165	0,0450
10		7972	8237	7627	4198	4077	4144	7945	4140	0,5210	0,0431
2		8670	9543	8239	7141	7282	6900	8817	7107	0,8061	0,0453
4		8670	9543	8239	6529	6594	6551	8817	6558	0,7437	0,0411
6	**1332**	5588	5872	4798	3546	3876	3701	5419	3708	0,6841	0,0526
8		8670	3830	0.688	5554	4904	5435	8817	5298	0,6008	0,0360
10		8670	9543	8239	5064	4724	5057	8817	4849	0,5612	0,0331



a) 662 keV



b) 1173 keV

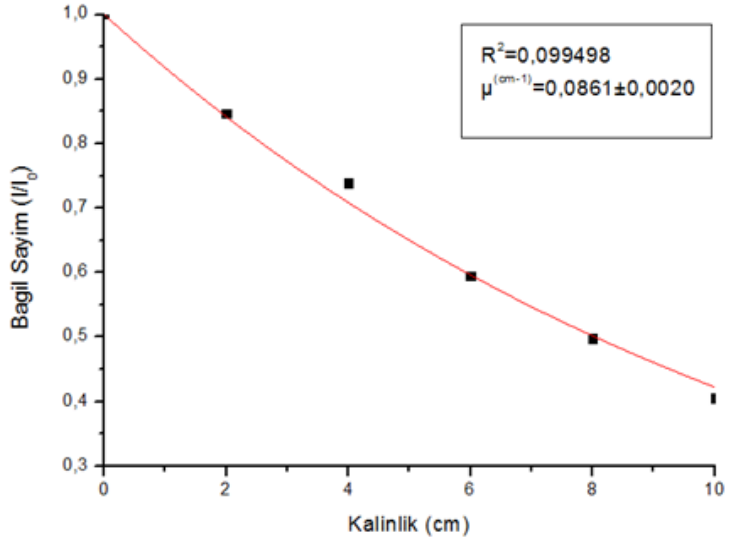


c) 1332 keV

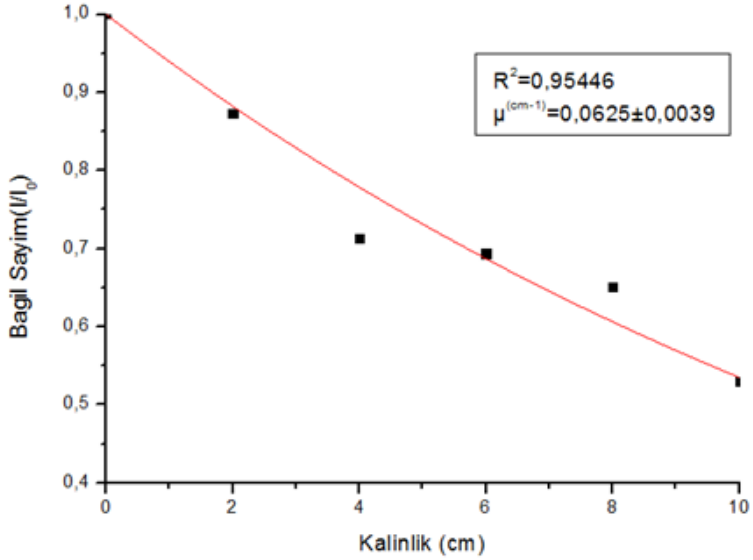
Şekil A.1 : Su için bağıl sayım değerlerinin kalınlıkla değişimi.

Çizelge A.2 : RW3 için elde edilen sayım, bağıl sayım ve standart sapma değerleri.

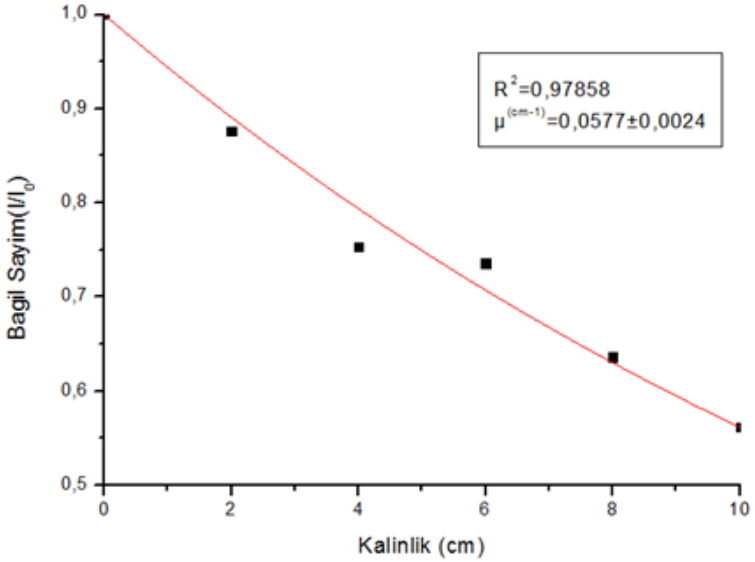
Kalınlık	Enerji	I_0			I			Ortalama	Ortalama	Bağıl Sayım	Std.Sapma
(cm)	(keV)	1	2	3	1	2	3	(I_0)	(I)	(I/ I_0)	(%)
2		4451	4623	4484	3953	3703	3816	4519	3824	0,8461	0,0374
4		4451	4623	4484	3400	3378	3239	4519	3339	0,7388	0,0353
6	**662**	4451	4623	4484	2627	2620	2815	4519	2687	0,5946	0,0311
8		4451	4623	4484	2363	2167	2223	4519	2251	0,4981	0,0283
10		4451	4623	4484	1811	1662	2023	4519	1832	0,4054	0,0262
2		5808	6098	5497	4708	5428	5074	5801	5070	0,8740	0,0753
4		5808	6098	5497	4413	4175	3830	5801	4139	0,7136	0,0676
6	**1173**	5539	4896	5192	3523	3889	3431	5209	3614	0,6939	0,0648
8		5539	4896	5192	3501	3268	3406	5209	3392	0,6511	0,0605
10		5539	4896	5192	2655	3098	2532	5209	2762	0,5302	0,0546
2		6184	6192	6699	5530	5624	5572	6358	5575	0,8769	0,0539
4		6184	6192	6699	4721	4859	4785	6358	4788	0,7531	0,0489
6	**1332**	7104	5565	7559	4755	5244	4885	6743	4961	0,7358	0,0450
8		7104	5565	7559	4074	4151	4645	6743	4290	0,6362	0,0416
10		7104	5565	7559	3708	3838	3814	6743	3787	0,5616	0,0378



a) 662 keV



b) 1173 keV

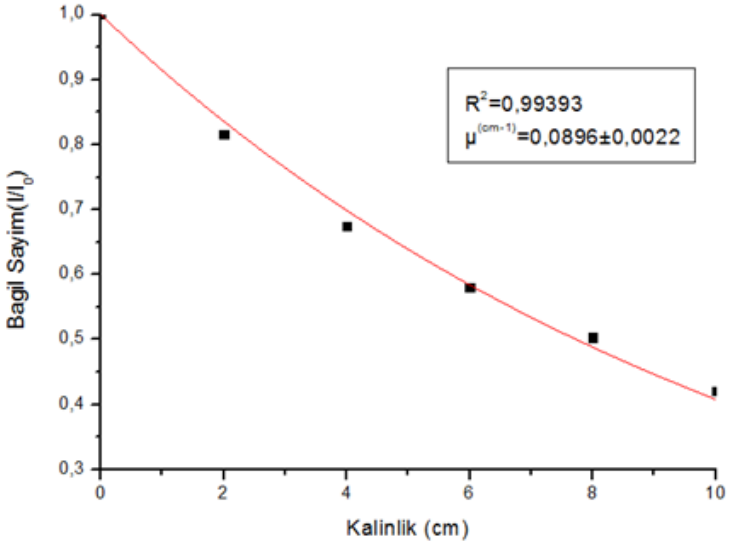


c) 1332 keV

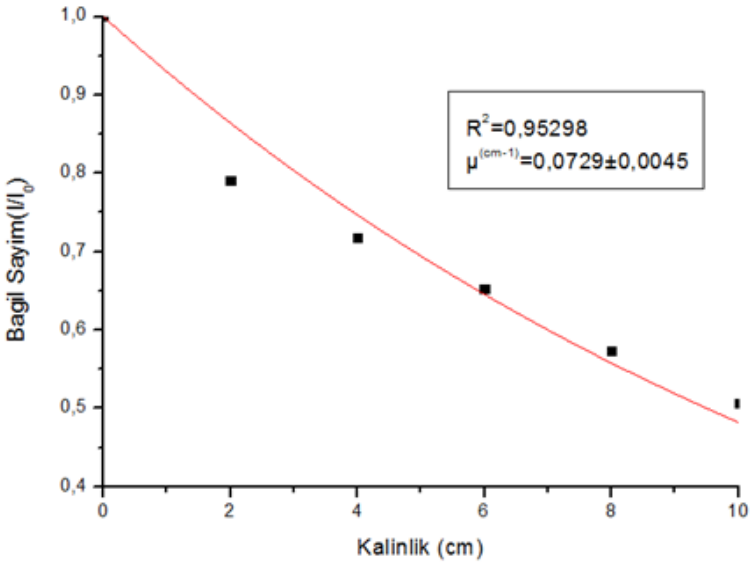
Şekil A.2 : RW3 için bağıl sayım değerlerinin kalınlıkla değişimi.

Çizelge A.3 : Silikon için elde edilen sayım, bağıl sayım ve standart sapma değerleri.

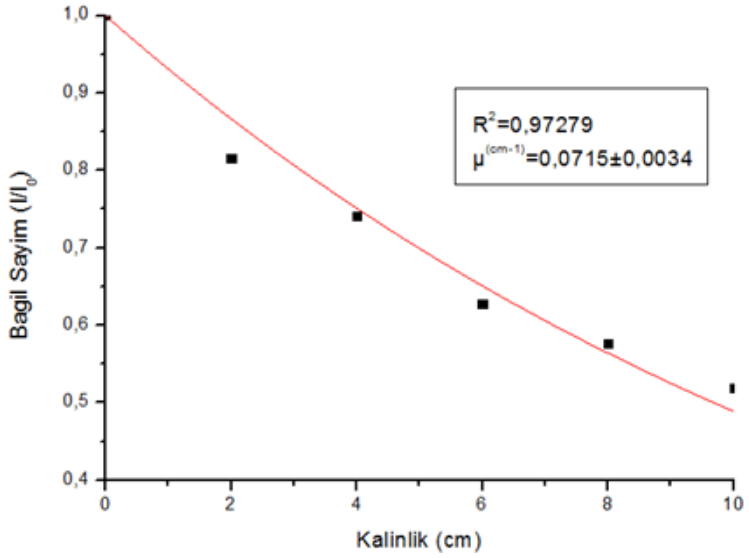
Kalınlık	Enerji	I_0			I			Ortalama	Ortalama	Bağıl Sayım	Std.Sapma
(cm)	(keV)	1	2	3	1	2	3	(I_0)	(I)	(I/ I_0)	(%)
2		2556	2749	2389	2052	2055	2170	2565	2092	0,8158	0,0536
4		2556	2749	2389	1754	1728	1715	2565	1732	0,6755	0,0474
6	**662**	2556	2749	2389	1460	1618	1382	2565	1487	0,5797	0,0442
8		2556	2749	2389	1204	1225	1219	2565	1216	0,5035	0,0427
10		2556	2749	2389	938	1062	1056	2565	1019	0,4217	0,0396
2		8632	8722	8676	6901	6953	6719	8677	6858	0,7904	0,0531
4		8632	8722	8676	6293	6196	6197	8677	6229	0,7179	0,0495
6	**1173**	8632	8722	8676	5459	5010	5544	8677	5338	0,6520	0,0546
8		8632	8722	8676	4690	4296	5103	8677	4696	0,5737	0,0517
10		8632	8722	8676	3973	4091	4394	8677	4153	0,5072	0,0500
2		10734	10078	10597	8622	8570	8436	10470	8543	0,8159	0,0384
4		10734	10078	10597	7888	7357	8042	10470	7762	0,7414	0,0356
6	**1332**	10734	10078	10597	6610	6785	6837	10470	6744	0,6284	0,0318
8		10734	10078	10597	6245	6213	6095	10470	6184	0,5762	0,0295
10		10734	10078	10597	5450	5778	5507	10470	5578	0,5198	0,0274



a) 662 keV



b) 1173 kev

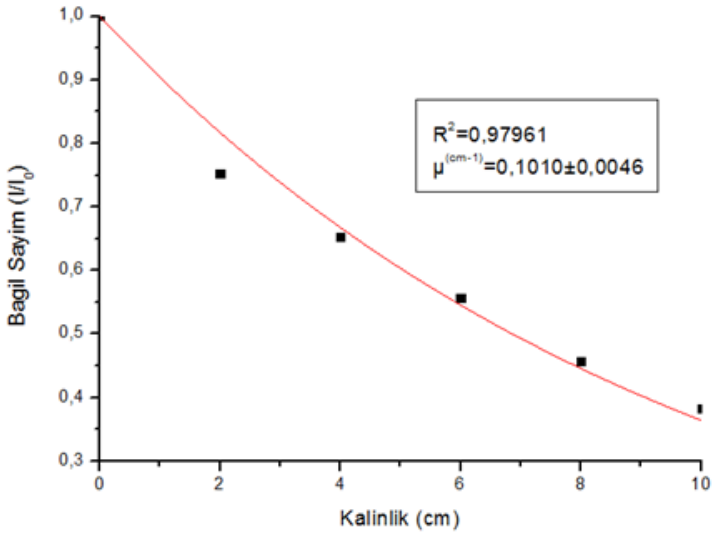


c) 1332 keV

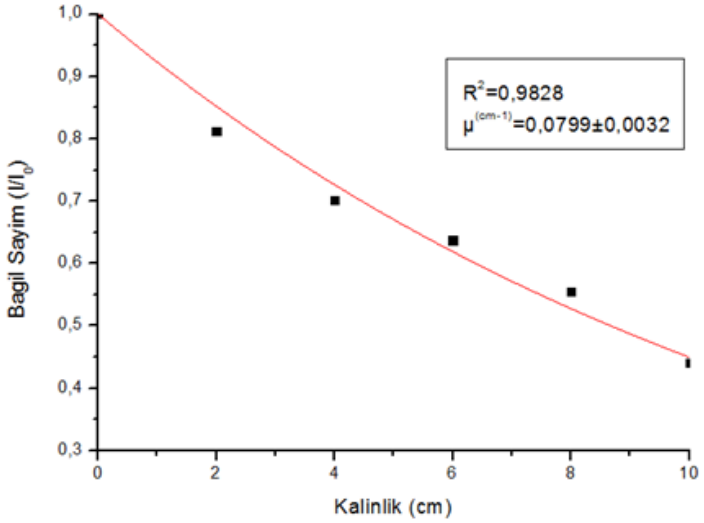
Şekil A.3 : Silikon için bağıl sayım değerlerinin kalınlıkla değişimi.

Çizelge A.4 : Akrilik için elde edilen sayım, bağıl sayım ve standart sapma değerleri.

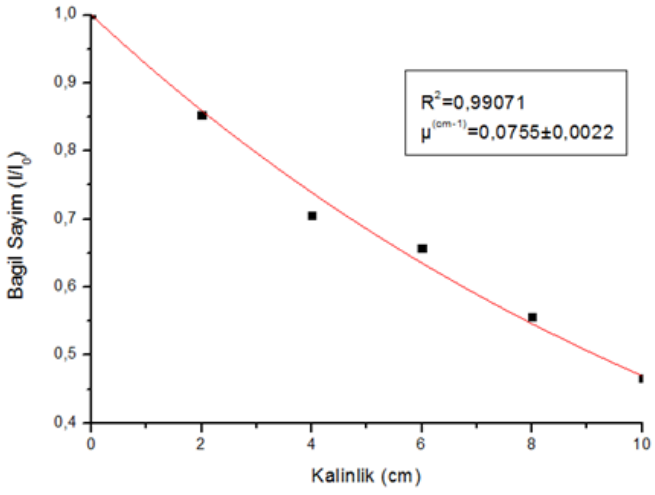
Kalınlık	Enerji	I_0			I			Ortalama	Ortalama	Bağıl Sayım	Std.Sapma
(cm)	(keV)	1	2	3	1	2	3	(I_0)	(I)	(I/I_0)	(%)
2		1913	1963	1975	1431	1489	1480	1950	1467	0,7520	0,0702
4		1913	1963	1975	1283	1289	1247	1950	1273	0,6527	0,0639
6	**662**	1913	1963	1975	1073	1136	1047	1950	1085	0,5565	0,0565
8		1340	1480	1501	728	601	650	1440	660	0,4580	0,0651
10		1340	1480	1501	586	528	539	1440	551	0,3826	0,0621
2		8431	7695	8325	6096	7335	6426	8150	6619	0,8121	0,0574
4		8431	7695	8325	5782	5753	5631	8150	5722	0,7021	0,0523
6	**1173**	8038	7089	8045	4712	5195	4867	7724	4925	0,6376	0,0502
8		8038	7089	8045	4247	4641	3957	7724	4282	0,5543	0,0456
10		8038	7089	8045	3579	3477	3149	7724	3402	0,4404	0,0421
2		8668	9985	9738	8414	7707	8436	9463	8077	0,8535	0,0468
4		8668	9985	9738	6433	6608	8042	9463	6677	0,7056	0,0425
6	**1332**	9583	9347	9736	6415	6078	6837	9555	6286	0,6579	0,0364
8		9583	9347	9736	5133	5200	6095	9555	5312	0,5559	0,0332
10		9583	9347	9736	4229	4477	5507	9555	4453	0,4660	0,0310



a)662 keV



b)1173 keV

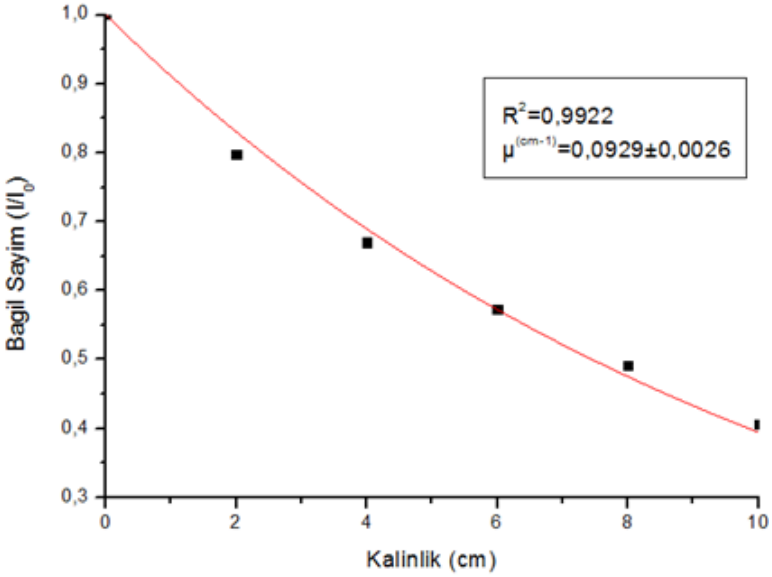


c)1332 keV

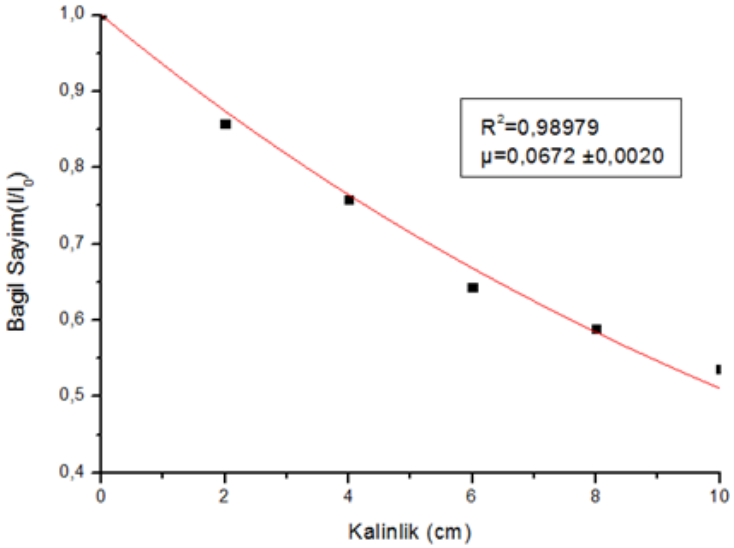
Şekil A.4 : Akrilik için bağıl sayım değerlerinin kalınlıkla değişimi.

Çizelge A.5 : Parafin için elde edilen sayım, bağıl sayım ve standart sapma değerleri.

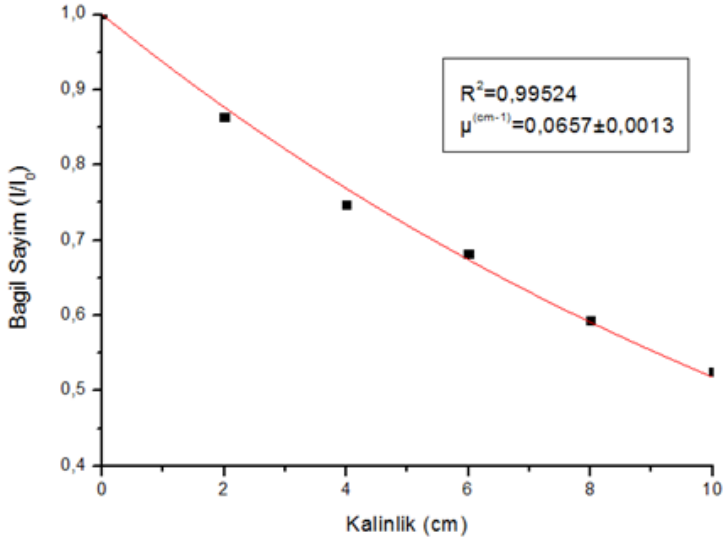
Kalınlık	Enerji	I_0			I			Ortalama	Ortalama	Bağıl Sayım	Std.Sapma
(cm)	(keV)	1	2	3	1	2	3	(I_0)	(I)	(I/ I_0)	(%)
2		2914	2867	2923	2391	2256	2297	2901	2315	0,7978	0,0481
4		2914	2867	2923	1904	1977	1952	2901	1944	0,6702	0,0440
6	**662**	2987	2863	2724	1621	1640	1646	2858	1636	0,5723	0,0406
8		2987	2863	2724	1207	1543	1467	2858	1406	0,4918	0,0372
10		2987	2863	2724	1043	1210	1229	2858	1161	0,4061	0,0350
2		8327	8009	7638	6935	6784	6833	7991	6851	0,8573	0,0612
4		8327	8009	7638	6347	5485	6347	7991	6060	0,7583	0,0557
6	**1173**	7305	8730	8271	5202	5041	5398	8102	5214	0,6435	0,0507
8		7305	8730	8271	4874	4505	4935	8102	4771	0,5889	0,0475
10		7305	8730	8271	4423	4148	4450	8102	4340	0,5357	0,0442
2		10345	10172	11150	9225	9261	8887	10556	9124	0,8644	0,0420
4		10345	10172	11150	8088	7508	8088	10556	7895	0,7479	0,0384
6	**1332**	11407	10017	10864	7383	7582	7081	10763	7349	0,6828	0,0350
8		11407	10017	10864	6448	6178	6552	10763	6393	0,5940	0,0321
10		11407	10017	10864	5615	5740	5620	10763	5658	0,5257	0,0297



a)662 keV



b)1173 keV

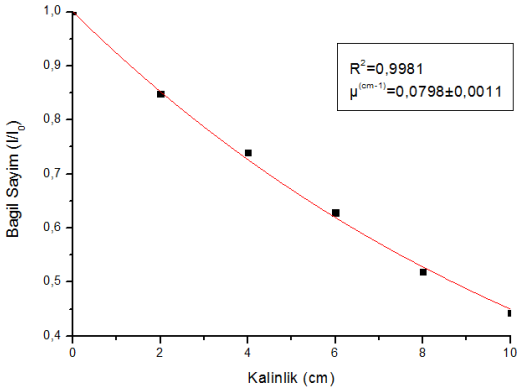


c)1332 keV

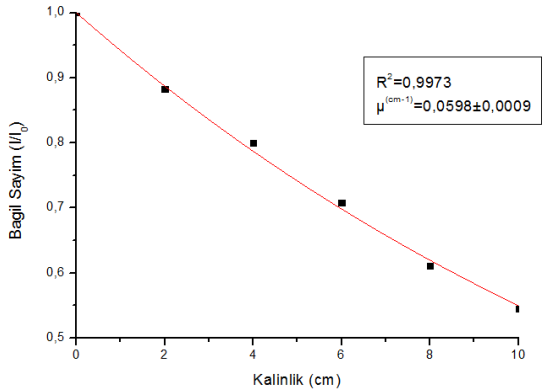
Şekil A.5 : Parafin için bağıl sayım değerlerinin kalınlıkla değişimi.

Çizelge A.6 : Su için GATE kodu kullanılarak elde edilen sayım ve bağıl sayım değerleri.

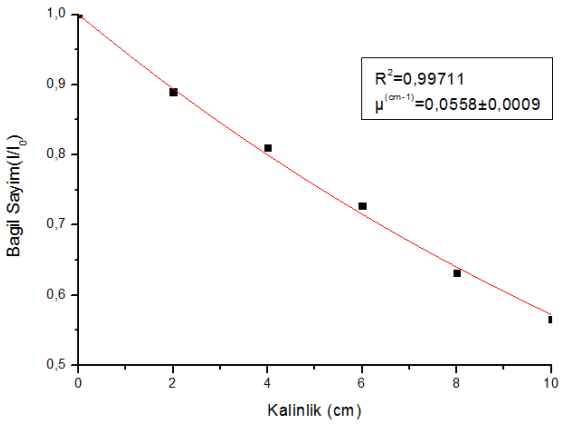
Malzeme	Kalınlık (cm)	662 keV			1173 keV			1332 keV		
		Io	I	I/Io	Io	I	I/Io	Io	I	I/Io
Su	2	449783	381387	0,848	403081	355882	0,883	393649	350289	0,890
	4	449783	333037	0,740	403081	322489	0,800	393649	319049	0,810
	6	449783	282758	0,629	403081	285455	0,708	393649	286368	0,727
	8	449783	233694	0,520	403081	246033	0,610	393649	248801	0,632
	10	449783	199457	0,443	403081	219471	0,544	393649	222741	0,566



a) 662 keV



b) 1173 keV

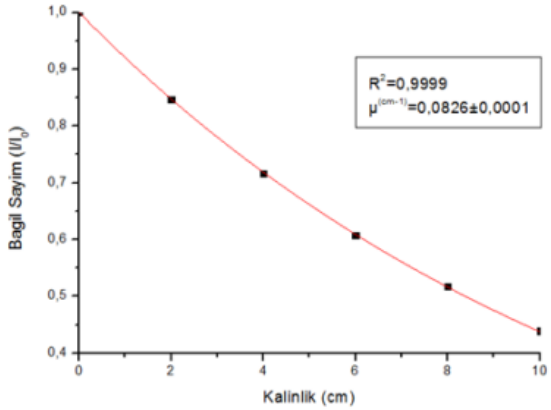


c) 1332 keV

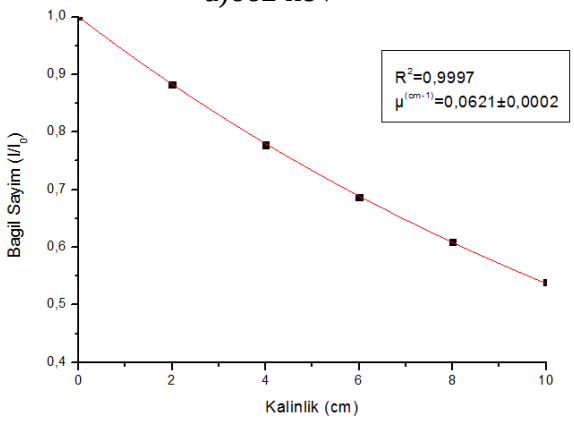
Şekil A.6 : Su için bağıl sayım değerlerinin kalınlıkla değişimi.

Çizelge A.7 : RW3 için GATE kodu kullanılarak elde edilen sayım ve bağıl sayım değerleri.

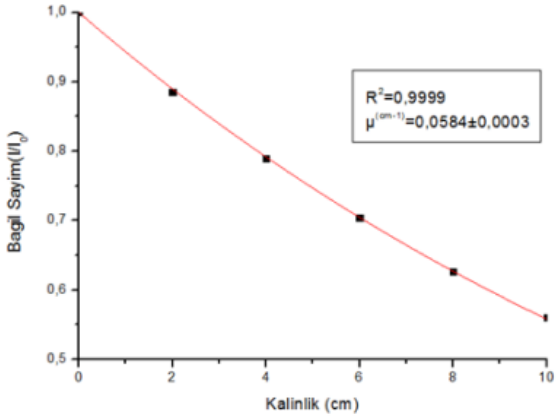
Malzeme	Kalınlık (cm)	662 keV			1173 keV			1332 keV		
		Io	I	I/Io	Io	I	I/Io	Io	I	I/Io
RW3	2	449783	381164	0,847	403081	355877	0,882	393649	348761	0,886
	4	449783	322268	0,716	403081	313517	0,777	393649	310840	0,790
	6	449783	273260	0,608	403081	276984	0,687	393649	277122	0,704
	8	449783	233027	0,518	403081	245670	0,609	393649	246828	0,627
	10	449783	197510	0,439	403081	217386	0,539	393649	220806	0,561



a)662 keV



b)1773 keV

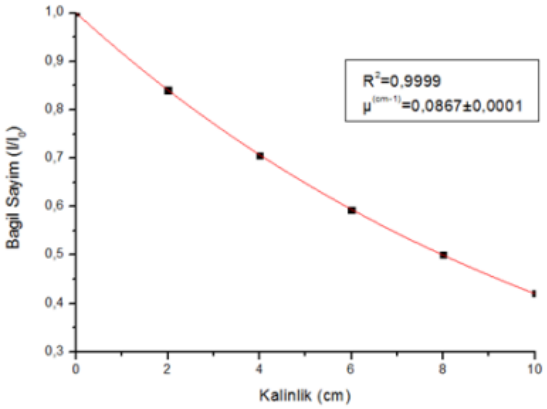


c)1332 keV

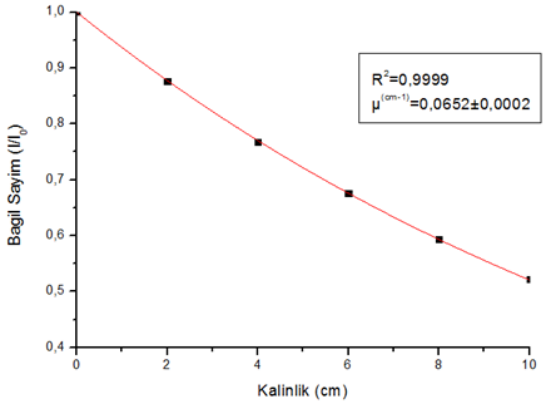
Şekil A.7 : RW3 için bağıl sayım değerlerinin kalınlıkla değişimi.

Çizelge A.8 : Silikon için GATE kodu kullanılarak elde edilen sayım ve bağıl sayım değerleri.

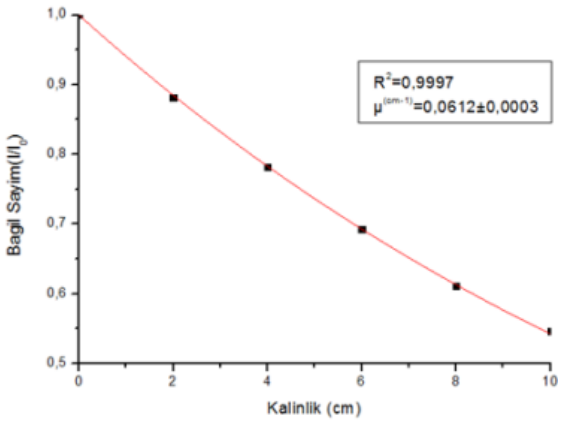
Malzeme	Kalınlık (cm)	662 keV			1173 keV			1332 keV		
		Io	I	I/Io	Io	I	I/Io	Io	I	I/Io
Silikon	2	449783	378014	0,840	403081	353501	0,877	393649	346924	0,881
	4	449783	317632	0,706	403081	309460	0,768	393649	307630	0,781
	6	449783	266894	0,593	403081	272303	0,676	393649	272464	0,692
	8	449783	224995	0,500	403081	239490	0,594	393649	240632	0,611
	10	449783	189430	0,421	403081	210594	0,522	393649	214967	0,546



a) 662 keV



b) 1773 keV

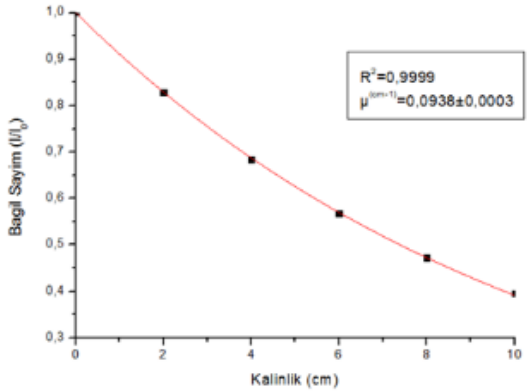


c) 1332 keV

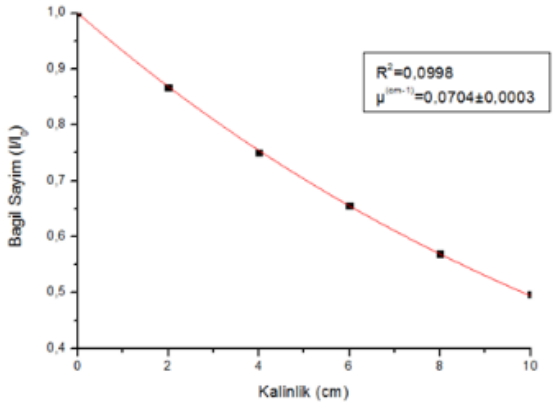
Şekil A.8 : Silikon için bağıl sayım değerlerinin kalınlıkla değişimi.

Çizelge A.9 : Akrilik için GATE kodu kullanılarak elde edilen sayım ve bağıl sayım değerleri.

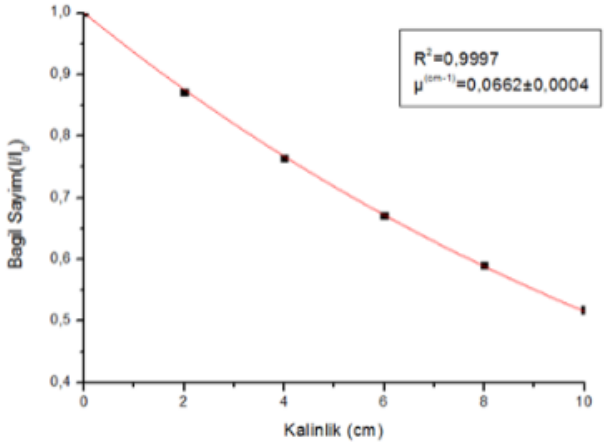
Malzeme	Kalınlık (cm)	662 keV			1173 keV			1332 keV		
		Io	I	I/Io	Io	I	I/Io	Io	I	I/Io
Akrilik	2	449783	372946	0,829	403081	349631	0,867	393649	343099	0,872
	4	449783	307799	0,684	403081	302475	0,750	393649	300766	0,764
	6	449783	255302	0,568	403081	264164	0,655	393649	264235	0,671
	8	449783	212544	0,472	403081	229591	0,570	393649	232406	0,590
	10	449783	177779	0,395	403081	200367	0,497	393649	204074	0,518



a) 662 keV



b) 1173 keV

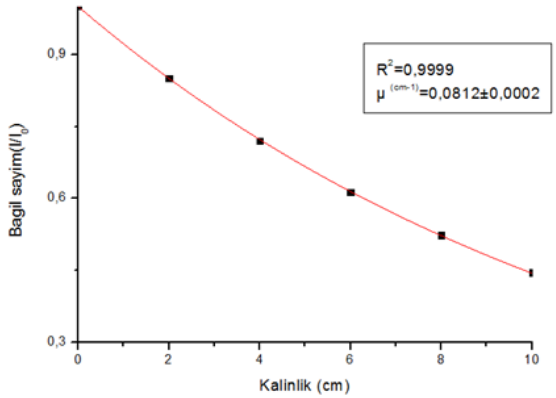


c) 1332 keV

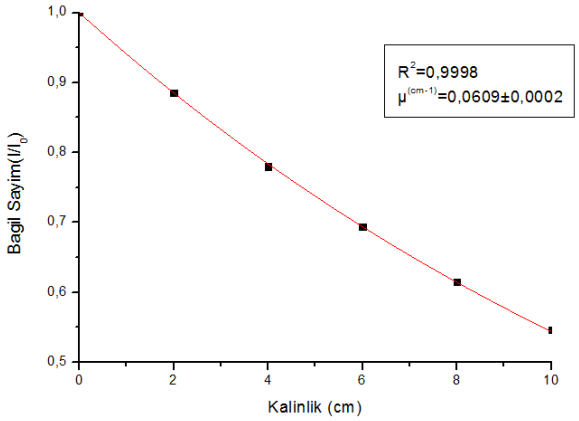
Şekil A.9 : Akrilik için bağıl sayım değerlerinin kalınlıkla değişimi.

Çizelge A.10 : Parafin için GATE kodu kullanılarak elde edilen sayım ve bağıl sayım değerleri

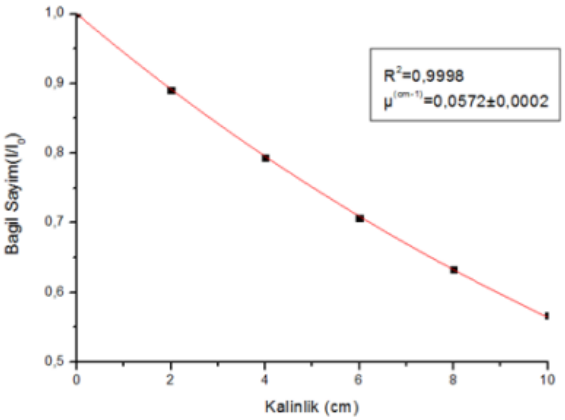
Malzeme	Kalınlık (cm)	662 keV			1173 keV			1332 keV		
		Io	I	I/Io	Io	I	I/Io	Io	I	I/Io
Parafin	2	449783	382209	0,850	403081	356947	0,886	393649	350447	0,886
	4	449783	324171	0,720	403081	314323	0,780	393649	312302	0,780
	6	449783	275888	0,613	403081	279591	0,694	393649	278438	0,694
	8	449783	235337	0,523	403081	247724	0,615	393649	248990	0,615
	10	449783	200370	0,445	403081	220012	0,546	393649	223342	0,546



a) 662 keV



b) 1173 keV

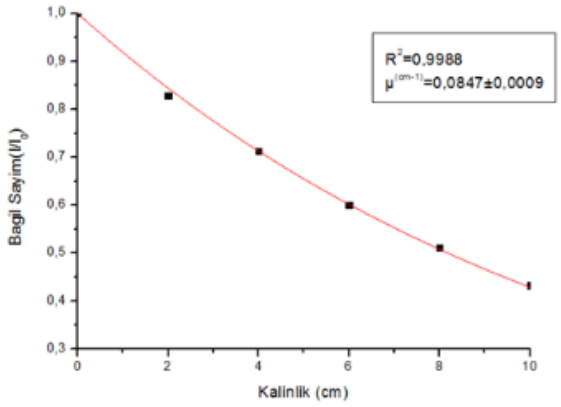


c) 1332 keV

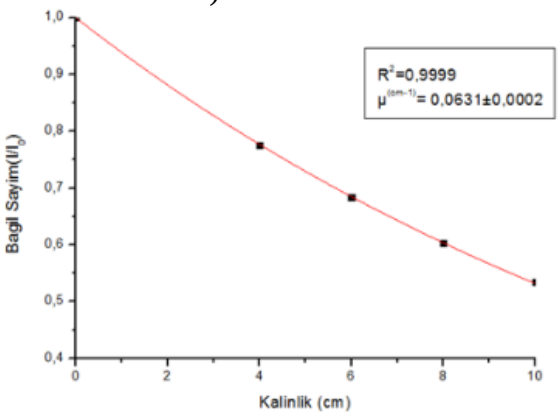
Şekil A.10 : Parafin için bağıl sayım değerlerinin kalınlıkla değişimi.

Çizelge A.11 : ICRU yumuşak doku için GATE kodu kullanılarak elde edilen sayım ve bağıl sayım değerleri.

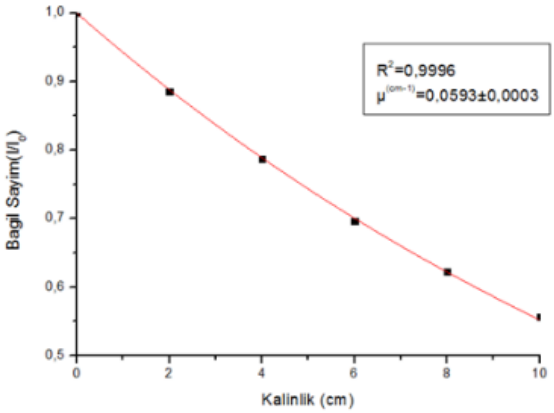
Malzeme	Kalınlık (cm)	662 keV			1173 keV			1332 keV		
		Io	I	I/Io	Io	I	I/Io	Io	I	I/Io
ICRU Yumaşak Doku	2	449783	372946	0,829	403081	-	0	393649	348477	0,885
	4	449783	320624	0,713	403081	312479	0,775	393649	309639	0,787
	6	449783	270295	0,600	403081	275364	0,683	393649	274283	0,697
	8	449783	229727	0,511	403081	243053	0,603	393649	245336	0,623
	10	449783	194632	0,433	403081	215646	0,535	393649	218986	0,556



a) 662 keV



b) 1173 keV



c) 1332 keV

Şekil A.11 : ICRU yumuşak doku için bağıl sayım değerlerinin kalınlıkla değişimi

EK B: Çalışılan Malzemelerin GATE Simülasyonunda Tanıtım Kodu

[Elements]
Hydrogen: S= H ; Z= 1. ; A= 1.01 g/mole
Helium: S= He ; Z= 2. ; A= 4.003 g/mole
Lithium: S= Li ; Z= 3. ; A= 6.941 g/mole
Beryllium: S= Be ; Z= 4. ; A= 9.012 g/mole
Boron: S= B ; Z= 5. ; A= 10.811 g/mole
Carbon: S= C ; Z= 6. ; A= 12.01 g/mole
Nitrogen: S= N ; Z= 7. ; A= 14.01 g/mole
Oxygen: S= O ; Z= 8. ; A= 16.00 g/mole
Fluorine: S= F ; Z= 9. ; A= 18.998 g/mole
Neon: S= Ne ; Z= 10. ; A= 20.180 g/mole
Sodium: S= Na ; Z= 11. ; A= 22.99 g/mole
Magnesium: S= Mg ; Z= 12. ; A= 24.305 g/mole
Aluminium: S= Al ; Z= 13. ; A= 26.98 g/mole
Silicon: S= Si ; Z= 14. ; A= 28.09 g/mole
Phosphor: S= P ; Z= 15. ; A= 30.97 g/mole
Sulfur: S= S ; Z= 16. ; A= 32.066 g/mole
Chlorine: S= Cl ; Z= 17. ; A= 35.45 g/mole
Argon: S= Ar ; Z= 18. ; A= 39.95 g/mole
Potassium: S= K ; Z= 19. ; A= 39.098 g/mole
Calcium: S= Ca ; Z= 20. ; A= 40.08 g/mole
Scandium: S= Sc ; Z= 21. ; A= 44.956 g/mole
Titanium: S= Ti ; Z= 22. ; A= 47.867 g/mole
Vandium: S= V ; Z= 23. ; A= 50.942 g/mole
Chromium: S= Cr ; Z= 24. ; A= 51.996 g/mole
Manganese: S= Mn ; Z= 25. ; A= 54.938 g/mole
Iron: S= Fe ; Z= 26. ; A= 55.845 g/mole
Cobalt: S= Co ; Z= 27. ; A= 58.933 g/mole
Nickel: S= Ni ; Z= 28. ; A= 58.693 g/mole
Copper: S= Cu ; Z= 29. ; A= 63.39 g/mole
Zinc: S= Zn ; Z= 30. ; A= 65.39 g/mole
Gallium: S= Ga ; Z= 31. ; A= 69.723 g/mole
Germanium: S= Ge ; Z= 32. ; A= 72.61 g/mole
Rubidium: S= Rb ; Z= 37. ; A= 85.47 g/mole
Strontium: S= Sr ; Z= 38. ; A= 87.62 g/mole
Yttrium: S= Y ; Z= 39. ; A= 88.91 g/mole
Zirkonium: S= Zr ; Z= 40. ; A= 91.22 g/mole
Silver: S= Ag ; Z= 47. ; A= 107.868 g/mole
Cadmium: S= Cd ; Z= 48. ; A= 112.41 g/mole
Tin: S= Sn ; Z= 50. ; A= 118.71 g/mole
Tellurium: S= Te ; Z= 52. ; A= 127.6 g/mole
Iodine: S= I ; Z= 53. ; A= 126.90 g/mole
Cesium: S= Cs ; Z= 55. ; A= 132.905 g/mole
Barium: S= Ba ; Z= 56. ; A= 137.3 g/mole
Gadolinium: S= Gd ; Z= 64. ; A= 157.25 g/mole
Lutetium: S= Lu ; Z= 71. ; A= 174.97 g/mole

Tungsten: S= W ; Z= 74. ; A= 183.84 g/mole
Gold: S= Au ; Z= 79. ; A= 196.967 g/mole
Thallium: S= Tl ; Z= 81. ; A= 204.37 g/mole
Lead: S= Pb ; Z= 82. ; A= 207.20 g/mole
Bismuth: S= Bi ; Z= 83. ; A= 208.98 g/mole
Thorium: S= Th ; Z= 90. ; A= 232 g/mole
Uranium: S= U ; Z= 92. ; A= 238.03 g/mole

[Materials]
Vacuum: d=0.000001 mg/cm3 ; n=1
  +el: name=Hydrogen ; n=1

Aluminium: d=2.7 g/cm3 ; n=1 ; state=solid
  +el: name=auto ; n=1

AluminiumEGS: d=2.702 g/cm3 ; n=1 ; state=solid
  +el: name=Aluminium ; n=1

Uranium: d=18.90 g/cm3 ; n=1 ; state=solid
  +el: name=auto ; n=1

Silicon: d=2.33 g/cm3 ; n=1 ; state=solid
  +el: name=auto ; n=1

Germanium: d=5.32 g/cm3 ; n=1 ; state=solid
  +el: name=auto ; n=1

Yttrium: d=4.47 g/cm3 ; n=1
  +el: name=auto ; n=1

Gadolinium: d=7.9 g/cm3 ; n=1
  +el: name=auto ; n=1

Lutetium: d=9.84 g/cm3 ; n=1
  +el: name=auto ; n=1

Tungsten: d=19.3 g/cm3 ; n=1 ; state=solid
  +el: name=auto ; n=1

Lead: d=11.4 g/cm3 ; n=1 ; state=solid
  +el: name=auto ; n=1

Bismuth: d=9.75 g/cm3 ; n=1 ; state=solid
  +el: name=auto ; n=1

NaI: d=3.67 g/cm3; n=2; state=solid
  +el: name=Sodium ; n=1
  +el: name=Iodine ; n=1

PWO: d=8.28 g/cm3; n=3 ; state=Solid

```
        +el: name=Lead      ; n=1
        +el: name=Tungsten  ; n=1
        +el: name=Oxygen    ; n=4

BGO: d=7.13 g/cm3; n= 3 ; state=solid
        +el: name=Bismuth   ; n=4
        +el: name=Germanium ; n=3
        +el: name=Oxygen    ; n=12

LSO: d=7.4 g/cm3; n=3 ; state=Solid
        +el: name=Lutetium  ; n=2
        +el: name=Silicon   ; n=1
        +el: name=Oxygen    ; n=5

Plexiglass: d=1.19 g/cm3; n=3; state=solid
        +el: name=Hydrogen  ; f=0.080538
        +el: name=Carbon    ; f=0.599848
        +el: name=Oxygen    ; f=0.319614

GSO: d=6.7 g/cm3; n=3 ; state=Solid
        +el: name=Gadolinium ; n=2
        +el: name=Silicon   ; n=1
        +el: name=Oxygen    ; n=5

LuAP: d=8.34 g/cm3; n=3 ; state=Solid
        +el: name=Lutetium  ; n=1
        +el: name=Aluminium ; n=1
        +el: name=Oxygen    ; n=3

YAP: d=5.55 g/cm3; n=3 ; state=Solid
        +el: name=Yttrium   ; n=1
        +el: name=Aluminium ; n=1
        +el: name=Oxygen    ; n=3

Water: d=1.00 g/cm3; n=2 ; state=liquid
        +el: name=Hydrogen  ; n=2
        +el: name=Oxygen    ; n=1

Quartz: d=2.2 g/cm3; n=2 ; state=Solid
        +el: name=Silicon   ; n=1
        +el: name=Oxygen    ; n=2

Air: d=1.29 mg/cm3 ; n=4 ; state=gas
        +el: name=Nitrogen  ; f=0.755268
        +el: name=Oxygen    ; f=0.231781
        +el: name=Argon     ; f=0.012827
        +el: name=Carbon    ; f=0.000124

Glass: d=2.5 g/cm3; n=4;  state=solid
        +el: name=Sodium    ; f=0.1020
```

```
        +el: name=Calcium    ; f=0.0510
        +el: name=Silicon    ; f=0.2480
        +el: name=Oxygen     ; f=0.5990

Scinti-C9H10: d=1.032 g/cm3 ; n=2
        +el: name=Carbon     ; n=9
        +el: name=Hydrogen   ; n=10

LuYAP-70: d=7.1 g/cm3 ; n=4
        +el: name=Lutetium   ; n= 7
        +el: name=Yttrium    ; n= 3
        +el: name=Aluminium  ; n=10
        +el: name=Oxygen     ; n=30

LuYAP-80: d=7.5 g/cm3 ; n=4
        +el: name=Lutetium   ; n= 8
        +el: name=Yttrium    ; n= 2
        +el: name=Aluminium  ; n=10
        +el: name=Oxygen     ; n=30

Plastic:  d=1.18 g/cm3 ; n=3; state=solid
        +el: name=Carbon     ; n=5
        +el: name=Hydrogen   ; n=8
        +el: name=Oxygen     ; n=2

Biomimic:  d=1.05 g/cm3 ; n=3; state=solid
        +el: name=Carbon     ; n=5
        +el: name=Hydrogen   ; n=8
        +el: name=Oxygen     ; n=2

FITC:  d=1.0 g/cm3 ; n=1
        +el: name=Carbon     ; n=1

RhB:  d=1.0 g/cm3 ; n=1
        +el: name=Carbon     ; n=1

CZT:  d=5.68 g/cm3 ; n=3; state=solid
        +el: name=Cadmium    ; n=9
        +el: name=Zinc       ; n=1
        +el: name=Tellurium  ; n=10

Polyethylene:  d=0.96 g/cm3 ; n=2
        +el: name=Hydrogen   ; n=2
        +el: name=Carbon     ; n=1

PVC:  d=1.65 g/cm3 ; n=3 ;  state=solid
        +el: name=Hydrogen   ; n=3
        +el: name=Carbon     ; n=2
        +el: name=Chlorine   ; n=1
```

SS304: d=7.92 g/cm3 ; n=4 ; state=solid
+el: name=Iron ; f=0.695
+el: name=Chromium ; f=0.190
+el: name=Nickel ; f=0.095
+el: name=Manganese ; f=0.020

PTFE: d= 2.18 g/cm3 ; n=2 ; state=solid
+el: name=Carbon ; n=1
+el: name=Fluorine ; n=2

SiO2: d=2.65 g/cm3; n=2; state=Solid
+el: name=Silicon ; n=1
+el: name=Oxygen ; n=2

Al2O3: d=3.95 g/cm3; n=2; state=Solid
+el: name=Aluminium ; n=2
+el: name=Oxygen ; n=3

K2O: d=2.35 g/cm3; n=2; state=Solid
+el: name=Potassium ; n=2
+el: name=Oxygen ; n=1

CaO: d=3.34 g/cm3; n=2; state=Solid
+el: name=Calcium ; n=1
+el: name=Oxygen ; n=1

FeO: d=5.74 g/cm3; n=2; state=Solid
+el: name=Iron ; n=1
+el: name=Oxygen ; n=1

Fe2O3: d=5.24 g/cm3; n=2; state=Solid
+el: name=Iron ; n=2
+el: name=Oxygen ; n=3

TiO2: d=4.23 g/cm3; n=2; state=Solid
+el: name=Titanium ; n=1
+el: name=Oxygen ; n=2

MnO: d=5.37 g/cm3; n=2; state=Solid
+el: name=Manganese ; n=1
+el: name=Oxygen ; n=1

LYSO: d=5.37 g/cm3; n=4 ; state=Solid
+el: name=Lutetium ; f=0.31101534
+el: name=Yttrium ; f=0.368765605
+el: name=Silicon ; f=0.083209699
+el: name=Oxygen ; f=0.237009356

PMMA: d=1.195 g/cm3; n=3 ; state=Solid
+el: name=Hydrogen ; f=0.080541

+el: name=Carbon ; f=0.599846
+el: name=Oxygen ; f=0.319613

Epoxy: d=1.0 g/cm3; n=3; state=Solid
+el: name=Carbon ; n=1
+el: name=Hydrogen ; n=1
+el: name=Oxygen ; n=1

Carbide: d=15.8 g/cm3; n=2 ; state=Solid
+el: name=Tungsten ; n=1
+el: name=Carbon ; n=1

Akrilik: d=1.18 g/cm3 ; n=3 ; state=Solid
+el: name=Carbon ; n=5
+el: name=Hydrogen ; n=8
+el: name=Oxygen ; n=2

Parafin: d=0.96 g/cm3 ; n=2 ; state=Solid
+el: name=Carbon ; n=25
+el: name=Hydrogen ; n=52

Tissue: d=1.04 g/cm3 ; n=4 ; state=Solid
+el: name=Hydrogen ; f=0.101172
+el: name=Carbon ; f=0.111000
+el: name=Nitrogen ; f=0.026000
+el: name=Oxygen ; f=0.761828

EK C: ICRU 44 Yumuşak Doku için Çalıştırılan GATE Simülasyon Kodu

```
#VISUALISATION
#####
/control/execute vis.mac
#/vis/ogl/set/displayListLimit
#MANDATORY
#####
/gate/geometry/setMaterialDatabase GateMaterials1.db

#GEOMETRY
#####

#World
#Define the world dimensions
##
/gate/world/geometry/setXLength 200 cm
/gate/world/geometry/setYLength 200 cm
/gate/world/geometry/setZLength 200 cm
/gate/world/setMaterial Air

#structure

/gate/world/daughters/name SPECThead
/gate/world/daughters/insert box
/gate/SPECThead/geometry/setXLength 15 cm
/gate/SPECThead/geometry/setYLength 15 cm
/gate/SPECThead/geometry/setZLength 55 cm
/gate/SPECThead/placement/setTranslation  0. 0. -40. cm
/gate/SPECThead/setMaterial Air
/gate/SPECThead/vis/forceWireframe

##
/gate/SPECThead/daughters/name leadtop
/gate/SPECThead/daughters/insert cone
/gate/leadtop/geometry/setRmin1 2.8 cm
/gate/leadtop/geometry/setRmax1 4.8 cm
/gate/leadtop/geometry/setRmin2 4.85 cm
/gate/leadtop/geometry/setRmax2 5.65 cm
/gate/leadtop/geometry/setHeight 16.1 cm
/gate/leadtop/geometry/setPhiStart 0 deg
/gate/leadtop/geometry/setDeltaPhi 360 deg
/gate/leadtop/placement/setTranslation 0. 0. 30. cm
/gate/leadtop/setMaterial Lead
/gate/leadtop/vis/setColor green

/gate/SPECThead/daughters/name leadb
/gate/SPECThead/daughters/insert cone
/gate/leadb/geometry/setRmin1 2.85 cm
/gate/leadb/geometry/setRmax1 4.8 cm
```

```
/gate/leadb/geometry/setRmin2 2.85 cm
/gate/leadb/geometry/setRmax2 4.8 cm
/gate/leadb/geometry/setHeight 16. cm
/gate/leadb/geometry/setPhiStart 0 deg
/gate/leadb/geometry/setDeltaPhi 360 deg
/gate/leadb/placement/setTranslation 0. 0. 13.95 cm
/gate/leadb/setMaterial Lead
/gate/leadb/vis/setColor blue

/gate/SPECThead/daughters/name Al_cover
/gate/SPECThead/daughters/insert cone
/gate/Al_cover/geometry/setRmin1 2.55 cm
/gate/Al_cover/geometry/setRmax1 2.85 cm
/gate/Al_cover/geometry/setRmin2 2.55 cm
/gate/Al_cover/geometry/setRmax2 2.85 cm
/gate/Al_cover/geometry/setHeight 16 cm
/gate/Al_cover/geometry/setPhiStart 0 deg
/gate/Al_cover/geometry/setDeltaPhi 360 deg
/gate/Al_cover/placement/setTranslation 0. 0. 14.95 cm
/gate/Al_cover/setMaterial Aluminium
/gate/Al_cover/vis/setColor green

/gate/SPECThead/daughters/name Al_cover2
/gate/SPECThead/daughters/insert cylinder
/gate/Al_cover2/geometry/setRmin 0. cm
/gate/Al_cover2/geometry/setRmax 2.85 cm
/gate/Al_cover2/geometry/setHeight 0.3 cm
/gate/Al_cover2/placement/setTranslation 0. 0. 21.8 cm
/gate/Al_cover2/setMaterial Aluminium
/gate/Al_cover2/vis/setColor red

/gate/SPECThead/daughters/name Bottom_glass
/gate/SPECThead/daughters/insert cylinder
/gate/Bottom_glass/geometry/setRmin 0. cm
/gate/Bottom_glass/geometry/setRmax 2.55 cm
/gate/Bottom_glass/geometry/setHeight 14 cm
/gate/Bottom_glass/placement/setTranslation 0. 0. 12.4 cm
/gate/Bottom_glass/setMaterial Glass
/gate/Bottom_glass/vis/setColor grey


/gate/SPECThead/daughters/name crystal
/gate/SPECThead/daughters/insert cylinder
/gate/crystal/geometry/setRmin 0 cm
/gate/crystal/geometry/setRmax 2.55 cm
/gate/crystal/geometry/setHeight 5.1 cm
/gate/crystal/placement/setTranslation 0. 0. 19.1 cm
/gate/crystal/setMaterial NaI
/gate/crystal/vis/forceSolid
/gate/crystal/vis/setColor yellow
```

```
#Phantom

/gate/world/daughters/name            Phantom
/gate/world/daughters/insert          box
/gate/Phantom/geometry/setXLength          10. cm
/gate/Phantom/geometry/setYLength          10. cm
/gate/Phantom/geometry/setZLength          2. cm
/gate/Phantom/placement/setTranslation  0. 0. 9. cm
/gate/Phantom/setMaterial Tissue
/gate/Phantom/vis/setVisible 1
/gate/Phantom/vis/setColor yellow
/gate/Phantom/vis/forceSolid

# S Y S T E M
######
# The system acts as an interpretor between the GATE geometry and data outputs for reconstruction
# in our case, the Interfile writer
# A system must know which components of the geometry are parts of the scanner, and what
# their role are.
# For the moment, there is only a system SPECThead, which was built when the SPECThead volume
# was inserted.
# The SPECThead system is made of three levels: base (for the head), crystal (for the crystal and crystal matrix)
# and pixel (for individual crystals for pixellated gamma camera)
# For now, only the base of the system is attached to a volume: the volume SPECThead
# For the system to get information about your crystal, the level crystal must be attached to the volume
# that has been defined for the scintillating crystal (crystal)
##

/gate/systems/SPECThead/crystal/attach crystal
/gate/systems/SPECThead/describe

# Crystal SD
#
# The crystal SD makes it possible to record hits in a sensitive volume (e.g.,. in a scintillation crystal)
# It must be attached to any volume for which hit-data must be obtained
# For recording hits in the NaI volume only, the name of which is crystal, this volume is attached
# to the crystal SD
##

/gate/crystal/attachCrystalSD
```

```
# Phantom SD
#
# The phantom SD makes it possible to record Compton events in the volumes
within the field of view
# This can provide information for result analysis to discriminate between
# scattered and unscattered photons
# It must be attached to each and every volume for whom Compton interactions have
to be recorded
##

/gate/leadtop/attachPhantomSD
/gate/leadb/attachPhantomSD
/gate/Bottom_glass/attachPhantomSD
/gate/Al_cover/attachPhantomSD
/gate/Al_cover2/attachPhantomSD
#/gate/Granit/attachPhantomSD

# A T T A C H S Y S T E M
#/gate/systems/medium/base/attach medium
#/gate/systems/medium/base/attach leadtop
#/gate/systems/medium/base/attach leadb
#/gate/systems/medium/base/attach Bottom_glass
#/gate/systems/medium/base/attach Al_cover

#ATTACH SYSTEM AND SENSITIVE DETECTOR CRYSTALSD IN ORDER
TO RETRIEVE DATA OUTPUTS ON PHANTOMSD

#/gate/crystal/attachCrystalSD

#=====================================================
# PHYSICS
#=====================================================

/gate/physics/addProcess PhotoElectric
/gate/physics/processes/PhotoElectric/setModel StandardModel

/gate/physics/addProcess Compton
/gate/physics/processes/Compton/setModel StandardModel

/gate/physics/addProcess RayleighScattering
/gate/physics/processes/RayleighScattering/setModel PenelopeModel

/gate/physics/addProcess ElectronIonisation
/gate/physics/processes/ElectronIonisation/setModel StandardModel e-
/gate/physics/processes/ElectronIonisation/setModel StandardModel e+

/gate/physics/addProcess Bremsstrahlung
/gate/physics/processes/Bremsstrahlung/setModel StandardModel e-
/gate/physics/processes/Bremsstrahlung/setModel StandardModel e+
```

```
/gate/physics/addProcess PositronAnnihilation

/gate/physics/addProcess MultipleScattering e+
/gate/physics/addProcess MultipleScattering e-

/gate/physics/processList Enabled
/gate/physics/processList Initialized

# I N I T I A L I Z A T I O N
#####

/gate/run/initialize
/control/execute MoveVisu.mac

#=====================================================
# Source
#=====================================================

/gate/source/addSource src1
/gate/source/src1/gps/type Volume
/gate/source/src1/gps/shape Sphere
/gate/source/src1/gps/radius 0.125 mm
/gate/source/src1/gps/centre 0. 0. 10.5 cm
/gate/source/src1/gps/particle gamma
/gate/source/src1/gps/energytype User
/gate/source/src1/gps/histname energy
#------------------------------------------------------
#-   Bu kısım değiştirilecek
#
/gate/source/src1/gps/histpoint        1.17323000      0
/gate/source/src1/gps/histpoint        1.17323000      0.99850000
/gate/source/src1/gps/histpoint        1.17323000      0
#/gate/source/src1/gps/histpoint       1.33249000      0
#/gate/source/src1/gps/histpoint       1.33249000      0.99982600
#/gate/source/src1/gps/histpoint       1.33249000      0
#/gate/source/src1/gps/histpoint       0.661657        0
#/gate/source/src1/gps/histpoint       0.661657        0.9011
#/gate/source/src1/gps/histpoint       0.661657        0

#------------------------------------------------------
/gate/source/src1/setActivity 458060. Bq
/gate/source/src1/gps/angtype                   iso
/gate/source/src1/gps/mintheta                  0. deg
/gate/source/src1/gps/maxtheta                  10. deg
/gate/source/src1/gps/minphi            0. deg
/gate/source/src1/gps/maxphi                    360. deg



# D I G I T I Z E R
```

```
#####

/gate/digitizer/Singles/insert adder
/gate/digitizer/Singles/insert blurring
/gate/digitizer/Singles/blurring/setResolution 0.085
/gate/digitizer/Singles/blurring/setEnergyOfReference 662 keV
/gate/digitizer/Singles/insert spblurring
/gate/digitizer/Singles/spblurring/setSpresolution 3.05 mm
/gate/digitizer/Singles/spblurring/verbose 0
/gate/digitizer/Singles/insert thresholder
/gate/digitizer/Singles/thresholder/setThreshold 10. keV
/gate/digitizer/Singles/insert upholder
/gate/digitizer/Singles/upholder/setUphold 2000. keV

# O U T P U T
#####

/gate/output/root/enable
/gate/output/root/setFileName Phantom20
/gate/output/root/setRootHitFlag 1
/gate/output/root/setRootSinglesAdderFlag 1
/gate/output/root/setRootSinglesBlurringFlag 1
/gate/output/root/setRootSinglesSpblurringFlag 1
/gate/output/root/setRootSinglesThresholderFlag 1
/gate/output/root/setRootSinglesUpholderFlag 1

#   R A N D O M
# JamesRandom Ranlux64 MersenneTwister
/gate/random/setEngineName MersenneTwister
#/gate/random/setEngineSeed default
#/gate/random/setEngineSeed auto
/gate/random/setEngineSeed 123456789
#/gate/random/resetEngineFrom fileName
/gate/random/verbose 1

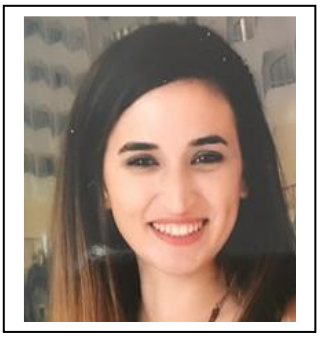
# E X P E R I M E N T
#####

#/gate/application/setTimeSlice      1  s
#/gate/application/setTimeStart      0    s
#/gate/application/setTimeStop       5  s

# V E R B O S I T Y
#####

/control/execute Verbose.mac

# L E T' S   R U N   T H E   S I M U L A T I O N !
#####
/gate/application/startDAQ
```



ÖZGEÇMİŞ

Ad-Soyad **:** İrem Erk

Doğum Yeri ve Tarihi **:** İstanbul /01.03.1988

E-posta **:** iremerk@gmail.com

Lisans **:** İstanbul Üniversitesi Astronomi ve Uzay Bilimleri

Mesleki Deneyim **:**2009-2011 yılları arasında Bahçeşehir Koleji'nde Astronomi Öğretmeni olarak çalıştı.

TEZİNDEN TÜRETİLEN YAYIN ve SUNUMLAR

- **Erk İ., Altınsoy N.** Fantom Malzemelerinin Foton Zayiflatma Katsayilarinin Gama Transmisyon Tekniği ile İncelenmesi, NBTK 2016-Poster Sunum
- **Erk İ., Altınsoy N., Karaaslan Ş.İ., Bora A**. Determination of Photon Mass Attenuation Coefficient for Some Phantom Materials using GATE Code and Comparison with Experimental and XCOM Data, ICCESEN-2016 – Sözlü Sunum