

T.C.

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**MONTE CARLO SİMÜLASYONU İLE
RADYASYONDAN KORUYUCU
MALZEMELERDE KULLANILAN BİZMUT,
KURŞUN VE ALTERNATİF KOMPOZİT
MALZEMELERİN ATENÜASYON ETKİLERİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

GİZEM ŞİŞMAN

MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

İZMİR - 2015

TEZ KODU:DEU.HSI.MSc-2013970068

T.C.

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**MONTE CARLO SİMÜLASYONU İLE
RADYASYONDAN KORUYUCU
MALZEMELERDE KULLANILAN BİZMUT,
KURŞUN VE ALTERNATİF KOMPOZİT
MALZEMELERİN ATENÜASYON ETKİLERİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

GİZEM ŞİŞMAN

DANIŞMANLAR

Yrd. Doç. Dr. Hakan EPİK,

Yrd. Doç. Dr. Ayşegül YURT

TEZ KODU:DEU.HSI.MSc-2013970068

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı, Yüksek Lisans programı öğrencisi Gizem Şişman, 'MONTE CARLO SİMÜLASYONU İLE RADYASYONDAN KORUYUCU MALZEMELERDE KULLANILAN BİZMUT, KURŞUN VE ALTERNATİF KOMPOZİT MALZEMELERİN ATENÜASYON ETKİLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ' konulu Yüksek Lisans tezini 17/12/2015 tarihinde başarılı olarak tamamlamıştır.



BAŞKAN

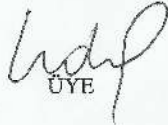
Yrd. Doç. Dr. Hakan Epik
(Fizik Bölümü)



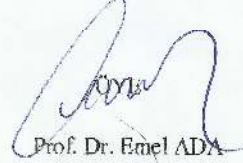
Yrd. Doç. Dr. Ayşegül YURT
(Medikal Fizik AD)



Prof. Dr. Ayşe Nur Demiral
(Radyasyon Onkolojisi AD)



Prof. Dr. Hatice Durak
(Nükleer Tıp AD)



Prof. Dr. Emel ADA
(Radyoloji AD)

YEDEK ÜYE

Yrd. Doç. Dr. Kadir Akgüngör
(Fizik Bölümü)

YEDEK ÜYE

Doç. Dr. Lütfiye Zümre Arıcan Alıcıkış
(Radyasyon Onkolojisi AD)

İÇİNDEKİLER

	Sayfa No
İÇİNDEKİLER.....	i
TABLO DİZİNİ	iii
ŞEKİL DİZİNİ	iv
GRAFİK DİZİNİ	v
KISALTMALAR	vi
ÖNSÖZ (TEŞEKKÜR).....	viii
ÖZET.....	1
ABSTRACT	3
1.GİRİŞ VE AMAÇ.....	5
2. GENEL BİLGİLER.....	7
2.1 X-ışınlarının Oluşumu ve Özellikleri.....	7
2.2 X ışınlarının Absorpsiyonu.....	8
2.2.1 Lineer Atenüasyon Katsayısı.....	9
2.2.2 Kütle Atenüasyon Katsayısı.....	10
2.3 Ekspansiyel Atenüasyon.....	11
2.3.1 Dar Demet Geometrisi.....	12
2.3.2 Geniş Demet Geometrisi.....	13
2.4 Radyasyondan Korunmada Kullanılan Birimler.....	14
2.4.1 Absorbe Edilen Doz, D.....	14
2.4.2 Kalite Faktörü, Q.....	14
2.4.3 Eşdeğer Doz, H.....	14
2.4.4 Etkin Doz, E.....	15
2.5 Radyasyondan Korunmada Temel Prensipler.....	16
2.6 Monte Carlo Hesaplamaları.....	18
2.6.1 Monte Carlo Hesaplama Metodu.....	18
2.6.2 Monte Carlo Metodunun Tarihsel Gelişimi.....	20
2.6.3 Monte Carlo Tabanlı Kod Sistemleri ve Kullanım Alanları.....	21
2.6.4 Geant4/Gamos.....	22

3. GEREÇ ve YÖNTEM	23
3.1 Araştırmanın tipi	24
3.2 Araştırmanın Yeri ve Zamanı	24
3.3 Araştırmanın Evreni ve Örneklemi	24
3.4 Çalışma Materyali	24
3.5 Araştırmanın Değişkenleri	25
3.6 Veri Toplama Araçları	25
3.7 Araştırma planı ve takvimi	25
3.8 Verilerin Değerlendirilmesi	26
3.9 Araştırmanın Sınırlılıkları	27
3.10 Etik Kurul Onayı	27
4. BULGULAR	29
4.1 Bizmut ile yapılan test hesaplamaları ve sonuçlar	29
4.2 Kurşun ile yapılan test hesaplamaları ve sonuçlar	31
4.3 Örneklerde kullanılan elementlerin ayrı ayrı atenüasyon etkileri	34
4.3.1 Antimon	34
4.3.2 Kalay	35
4.3.3 Baryum	36
4.3.4 Tungsten	37
4.3.5 Gadolinyum	38
4.3.6 Disprosyum	39
4.3.7 Erbiyum	40
4.3.8 Seryum	41
4.3.9 İterbiyum	42
4.3.10 Evropiyum	43
4.3.11 Tulyum	44
4.4 Örneklerin atenüasyon etkileri ve sonuçların bizmut ve kurşunla karşılaştırılması	43
5. TARTIŞMA	55
6. SONUÇ ve ÖNERİLER	57
7. KAYNAKLAR	59
EK 1: ÖZGEÇMİŞ	62
EK 2: ETİK KURUL ONAYI	63

TABLO DİZİNİ

Sayfa No

Tablo 1. Radyasyonla çalışan kişiler ve halk için izin verilen doz sınırları.....	16
Tablo 2. GAMOS'da MC ile elde edilen kalınlığa bağlı doz değerleri.....	28
Tablo 3. Enerjiye bağlı kütle atenüasyon katsayı değerleri ve NIST verilerinin karşılaştırılması.....	30
Tablo 4. GAMOS'da MC ile elde edilen kalınlığa bağlı doz değerleri.....	31
Tablo 5. Enerjiye bağlı atenüasyon katsayılarının değişimi.....	33
Tablo 6. Antimon için enerjiye bağlı atenüasyon katsayılarının değişimi.....	34
Tablo 7. Kalay için enerjiye bağlı atenüasyon katsayılarının değişimi.....	35
Tablo 8. Baryum için enerjiye bağlı atenüasyon katsayılarının değişimi.....	36
Tablo 9. Tungsten için enerjiye bağlı atenüasyon katsayılarının değişimi.....	37
Tablo 10. Gadolinyum için enerjiye bağlı atenüasyon katsayılarının değişimi	38
Tablo 11. Dispersiyum için enerjiye bağlı atenüasyon katsayılarının değişimi	39
Tablo 12. Erbiyum için enerjiye bağlı atenüasyon katsayılarının değişimi	40
Tablo 13. Seryum için enerjiye bağlı atenüasyon katsayılarının değişimi	41
Tablo 14. İterbiyum için enerjiye bağlı atenüasyon katsayılarının değişimi.....	42
Tablo 15. Evropiyum için enerjiye bağlı atenüasyon katsayılarının değişimi	43
Tablo 16. Tulyum için enerjiye bağlı atenüasyon katsayılarının değişimi	44
Tablo 17. Örnek, kurşun ve bizmut μ/ρ değerleri	45
Tablo 18. Örnek 2, kurşun ve bizmut μ/ρ değerleri	46
Tablo 19. Örnek 3, kurşun ve bizmut μ/ρ değerleri	47
Tablo 20. Örnek 4, kurşun ve bizmut μ/ρ değerleri	48
Tablo 21. Örnek 5, kurşun ve bizmut μ/ρ değerleri	49
Tablo 22. Örnek 6, kurşun ve bizmut μ/ρ değerleri	50
Tablo 23. Örnek 7, kurşun ve bizmut μ/ρ değerleri	51
Tablo 24. Örnek 8, kurşun ve bizmut μ/ρ değerleri	52
Tablo 25. Örnek 9, kurşun ve bizmut μ/ρ değerleri	53
Tablo 26. Örnek 10, kurşun ve bizmut μ/ρ değerleri	54

ŞEKİL DİZİNİ

Sayfa No

Şekil 1. X-ışını tüpü ve x-ışınlarının oluşumu.....	7
Şekil 2. Basit eksponansiyel atenüasyon.....	11
Şekil 3. Dar demet geometrisi.....	12
Şekil 4. Geniş demet geometrisi.....	13
Şekil 5. Hasta ve personel için kullanılan radyasyondan koruyucular.....	17
Şekil 6. π sayısının reddetme yöntemi ile tahmini	19
Şekil 7. GAMOS ile oluşturulan geometri.....	23

GRAFİK DİZİNİ

Grafik 1. Bizmut için 70keV monoenerji ile MC hesaplamaları sonucu artan kalınlığa bağlı doz azalımı.....	29
Grafik 2. Bizmut için $\ln(I_0/I)$ ' da kalınlığa bağlı değişim.....	29
Grafik 3. Bizmutun enerjiye bağlı kütle atenüasyon katsayılarındaki değişim.....	30
Grafik 4. Kurşun için 70keV monoenerji ile MC hesaplamaları sonucu artan kalınlığa bağlı doz azalımı.....	32
Grafik 5. Kurşun için $\ln(I_0/I)$ ile kalınlığa bağlı değişim.....	32
Grafik 6. Kurşunun enerjiye bağlı kütle atenüasyon katsayılarındaki değişim.....	33
Grafik 7. Antimonun enerjiye bağlı kütle atenüasyon katsayılarındaki değişim.....	34
Grafik 8. Kalayın enerjiye bağlı kütle atenüasyon katsayılarındaki değişim.....	35
Grafik 9. Baryumun enerjiye bağlı kütle atenüasyon katsayılarındaki değişim.....	36
Grafik 10. Tungstenin enerjiye bağlı kütle atenüasyon katsayılarındaki değişim.....	37
Grafik 11. Gadolinyumun enerjiye bağlı kütle atenüasyon katsayılarındaki değişim.....	38
Grafik 12. Dispersiyumun enerjiye bağlı kütle atenüasyon katsayılarındaki değişim.....	39
Grafik 13. Erbiyumun enerjiye bağlı kütle atenüasyon katsayılarındaki değişim.....	40
Grafik 14. Seryumun enerjiye bağlı kütle atenüasyon katsayılarındaki değişim.....	41
Grafik 15. İterbiyumun enerjiye bağlı kütle atenüasyon katsayılarındaki değişim.....	42
Grafik 16. Evropiyumun enerjiye bağlı kütle atenüasyon katsayılarındaki değişim.....	43
Grafik 17. Tulyumun enerjiye bağlı kütle atenüasyon katsayılarındaki değişim.....	44
Grafik 18. Örnek 1'in μ/ρ değerlerinin Bi ve Pb ile karşılaştırılması.....	45
Grafik 19. Örnek 2'nin μ/ρ değerlerinin Bi ve Pb ile karşılaştırılması.....	46
Grafik 20. Örnek 3'ün μ/ρ değerlerinin Bi ve Pb ile karşılaştırılması.....	47
Grafik 21. Örnek 4'ün μ/ρ değerlerinin Bi ve Pb ile karşılaştırılması.....	48
Grafik 22. Örnek 5'in μ/ρ değerlerinin Bi ve Pb ile karşılaştırılması.....	49
Grafik 23. Örnek 6'nın μ/ρ değerlerinin Bi ve Pb ile karşılaştırılması.....	50
Grafik 24. Örnek 7'nin μ/ρ değerlerinin Bi ve Pb ile karşılaştırılması.....	51
Grafik 25. Örnek 8'in μ/ρ değerlerinin Bi ve Pb ile karşılaştırılması.....	52
Grafik 26. Örnek 9'un μ/ρ değerlerinin Bi ve Pb ile karşılaştırılması.....	53
Grafik 27. Örnek 10'un μ/ρ değerlerinin Bi ve Pb ile karşılaştırılması.....	54

KISALTMALAR

MC	: Monte Carlo
NIST	: National Institute of Standards and Technology
ALARA	: As Low As Reasonably Achievable
BT	: Bilgisayarlı tomografi
RoHS	: Restriction of Hazardous Substances Directive
EEE	: Elektrikli ve Elektronik Eşyalarda Bazı Zararlı Maddelerin Kullanımının Sınırlandırılmasına Dair Yönetmelik
GAMOS	: Geant4-based Architecture for Medicine-Oriented Simulations
DNA	: Deoksiribo Nükleik asit
I	: Radyasyon şiddeti
μ	: Lineer soğurma katsayısı
μ/ρ	: Kütle soğurma katsayısı
σ	: Tesir kesiti
N_A	: Avogadro sayısı
u	: Atomik kütle birimi
A	: Maddenin bağıl molekül ağırlığı
f	: Karışımdaki elementin ağırlık faktörü
L	: Soğurucu kalınlığı
Q	: Kalite faktörü
RBE	: Rölatif biyolojik etki
ICRP	: International Commission on Radiological Protection
H	: Eşdeğer doz
D	: Absorbe doz
j/kg	: Joule/Kilogram
Gy	: Gray
LET	: Lineer Enerji Transferi
Sv	: Sievert
mSv	: Mili Sievert

TAEK : Türkiye Atom Enerjisi Kurumu
GEANT4 : for Geometry and Tracking
PENELOPE : Foton elektron taşımada kullanılan MC kod sistemi
EGS : Electron Gamma Shower
MCNP : Monte Carlo N-Particle Transport Code
keV : Kilo elektron volt
CENELEC : European Electro-Technical Standardization Committee)
TSE : Türk Standardları Enstitüsü

ÖNSÖZ (TEŞEKKÜR)

Dokuz Eylül Üniversitesi Medikal Fizik Anabilim Dalı'nın kurulmasında, geliştirilmesinde emeği geçen ve yüksek lisans süresince eğitim ve öğrenimime katkı sağlayan tüm hocalarıma çok teşekkür ederim.

Bilgi, öneri ve deneyimlerini paylaşarak bana her daim destek olan, tezimi yapmama olanak sağlayan, çalışmalarımı yönlendiren, istediğim başarılarla ulaşmam ve ilerlemem konusunda beni her zaman motive eden ve cesaret veren tez danışmanım ve çok değerli hocam Sayın Yrd. Doç. Dr. Hakan Epik'e sonsuz teşekkür ederim.

İlgisiyle yüksek lisans eğitimimin her adımında bana destek olan, tezimin yanı sıra birçok konuda bilgi ve deneyiminden yararlandığım, öğrencilerine olan desteği, hoşgörüsü, güler yüzlülüğü; disiplini ve bitmeyen enerjisi ile bizlere örnek olan ikinci danışmanım, çok değerli hocam Sayın Yrd. Doç. Dr. Ayşegül Yurt'a yürekten teşekkür ederim.

Mesleki bilgi ve deneyimiyle tezimde bana destek olan, fikir veren, derslerini dinlemekten büyük keyif aldığım değerli hocam Sayın Yrd. Doç. Dr. Kadir Akgüngör'e teşekkür ederim

Tezimde bana destek olan, öneri ve paylaşımlarda bulunan, iyi niyet ve yardımseverliğini hiç esirgemeyen Medikal Fizik Uzmanı arkadaşım Recep Kandemir'e teşekkür ederim.

Koşulsuz ve bitmeyen sevgileriyle, güvenleriyle her zaman yanımda olan, desteğini hissettiren çok sevdiğim aileme ve sevgili dostlarıma tüm kalbimle teşekkür ederim.

Gizem Şişman

Kasım, 2015

ÖZET

MONTE CARLO SİMÜLASYONU İLE RADYASYONDAN KORUYUCU MALZEMELERDE KULLANILAN BİZMUT, KURŞUN VE ALTERNATİF KOMPOZİT MALZEMELERİN ATENÜASYON ETKİLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Gizem Şişman

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Medikal Fizik Anabilim Dalı, Inciraltı-İZMİR

gizem.sisman88@gmail.com

Amaç: Tanısal incelemelerde bazen hedef organlar dışında radyasyona duyarlı organlar da tarama alanı içinde kalmakta ve gereksiz yere doz almaktadır. Radyasyon maruziyeti sonucu hasarı ve oluşabilecek kanser riskini azaltmak amacıyla hastalar üzerinde kullanılan Bizmut (Bi) koruyucular için yüksek maliyet ve kullanım pratikliğindeki yetersizlik gibi olumsuz görüşler bulunmaktadır. Radyasyon ile çalışanların korunmasında kullanılan Kurşun (Pb) koruyucuların ise; ağırlıklarından dolayı kullanım zorluğu oluşturmaları ve yüksek toksisite nedeniyle kullanımları tercih edilmemektedir. Çıkış noktası olarak bu eksikliklerin baz alındığı çalışmada yeni koruyucu malzemelerin geliştirilebilmesi için Monte Carlo (MC) Simülasyonu ile bazı elementlerin ve simülasyonda oluşturulan kompozitlerin atenüasyon etkilerinin değerlendirilmesi hedeflenmiştir.

Gereç ve Yöntem: MC tabanlı GAMOS simülasyon programında diagnostik radyoloji enerji aralığı ile uyumlu olarak artan enerjilerde bazı metal ve lantanit grubu elementlerin enerjiye bağlı kütle atenüasyon katsayılarındaki değişikliklere ve kalınlığa bağlı doz azalmalarına bakılmıştır. NIST (National Institute of Standards and Technology) veri tabanında sunulan kütle atenüasyon değerleriyle sonuçların verifikasyonu yapıldıktan sonra (hata < %3) karışımlarda kullanılacak elementlerin yüzde oranları belirlenerek 20 örnek oluşturulmuştur. Elementlerin seçiminde K tabaka bağlanma enerjisi, atom numarası, yoğunluk, toksisite özellikleri göz önünde bulundurulmuştur.

Bulgular: Simüle edilen 20 örnek bizmut ve kurşunun azalım garfikleri ile karşılaştırılmış ve en iyi 10 tanesi seçilmiştir. Örneklerin büyük kısmında bizmuta göre 50-90keV ve kurşuna göre de 50-80 keV aralığında daha yüksek kütle atenüasyon değerleri elde edilmiştir.

Sonuç: Oluşturulan çalışma uzayı ile örneklerin atenüasyon etkileri değerlendirilerek belli bir enerji aralığına bağlı olarak bizmut ve kurşuna alternatif olacak en iyi örnekler belirlenmiştir. Bunlardan en başarılıları örnek 3 (Evropiyum, Disporsiyum, Baryum, Bizmut), örnek 8 (İterbiyum, Erbiyum, Evropiyum, Bizmut) ve örnek 9 (İterbiyum, Erbiyum, Antimon ve Bizmut) olmuştur.

Anahtar Sözcükler : Monte Carlo Hesaplamaları, Radyasyondan Korunma, x-ışını

ABSTRACT

MONTE CARLO EVALUATION OF THE ATTENUATION EFFECTS OF BISMUTH, LEAD AND ALTERNATIVE COMPOSITE MATERIALS USED IN RADIATION PROTECTION

Gizem Sisman

Dokuz Eylul University Health Sciences Institute

Medical Physics Department, Inciralti-IZMIR

gizem.sisman88@gmail.com

Objective: In some diagnostic examinations, area of interest not only includes target organs but also radiation sensitive organs which are unnecessarily irradiated. There are adverse opinions like high cost and lack of practicality in use regarding Bismuth (Bi) shielding materials which are used on patients to decrease radiation damage and probable risk of cancer as a result of exposure to radiation. On the other hand, for Lead (Pb) shielding materials which are used for the protection of radiation workers, there are several disadvantages due to high weight and toxicity of the material making them not preferable. This study which has its base focused on the deficiencies defined above, aims to use Monte Carlo (MC) simulation software for the evaluation of the attenuation effects of some elements and composite materials created by the software in order to develop new shielding materials.

Material and Method: MC based GAMOS simulation program has been used in compliance with the diagnostic energy range to examine the differences between energy dependent mass attenuation coefficients of some metals and lanthanides, as well as the amount of dose reduction due to shielding thickness. Following the verification of the obtained results with the mass attenuation values offered in the NIST (National Institute of Standards and Technology) database (error<3%), 20 different samples have been composed according to the determination of variable percentage abundances of elements. Properties like K shell binding energy, atomic number, density, toxicity have been considered in the selection of elements.

Results: The best 10 composite samples out of 20 have been selected and compared to bismuth and lead. For most of the samples, higher mass attenuation coefficients have been obtained compared to bismuth and lead, between the energy ranges of 50-90 keV and 50-80 keV respectively.

Conclusion: Energy dependent mass attenuation properties of composed samples have been compared to those of bismuth and lead by means of simulated workspace, and the most successful samples have been determined. The most successful ones have been Sample 3 (Europium, Dysprosium, Barium, Bismuth), sample 8 (Ytterbium, Erbium, Europium, Bismuth) and sample 9 (Ytterbium, Erbium, Antimony, Bismuth).

Keywords : Monte Carlo Calculations, Radiation Protection, X-Ray

1. GİRİŞ VE AMAC

Tanı amaçlı radyasyon uygulamalarına bağlı doz miktarındaki artış, yetişkin hastaların ve özellikle büyüme çağında olan pediatrik hastaların sağlığını daha fazla tehdit eden stokastik etkiler yaratarak ilerleyen dönemlerde kansere yakalanma risklerini artırmaktadır. Bu bağlamda maruz kalınan dozların sağlık üzerindeki etkileri değerlendirilmeli ve bu tür uygulamalarda As Low As Reasonably Achievable (ALARA) prensibi gözetilmelidir (1).

Literatüre baktığımızda gerek radyasyonla çalışan personelin maruz kaldığı saçılan radyasyonu, gerekse hastaların radyasyona duyarlı organlarının aldığı dozunu azaltmada en sık karşılaşılan yöntemlerden birinin radyasyondan koruyucu malzemelerin (Kurşun önlük, Bizmut lens koruyucu vb.) kullanımının olduğu görülmektedir. Hasta üzerinde kullanılan Bizmut (Bi) koruyucuların organ dozlarını %50'ye varan oranlarda azalttığı yapılan çalışmalarda ifade edilmektedir (2,3); ancak radyasyona duyarlı organların aldıkları dozları azaltmasına rağmen kullanımı ile ilgili sorunlar bulunmaktadır. Bilgisayarlı tomografide (BT) Bi koruyucunun doğru yerleştirilememesi durumunda, görüntüde doku veya organa ait BT sayılarında değişiklikler görülebilir ve bu durum yanlış yorumlamalara sebep olabilir. Doz modülasyon sistemi (Otomatik Işınlama kontrolü, z ekseni doz modülasyonu gibi) olmayan BT teknolojilerinde kullanımı uygun değildir (4). Kurşun ise; geniş bir enerji aralığında yüksek atenuasyon yeteneğine sahip olması ve etkin bir koruma sağlayabilmesi sebebiyle radyasyonla çalışan personelin korunmasında sıklıkla kullanılmaktadır; ancak yüksek toksik etkisi sebebiyle 2003 yılında Avrupa'da, Tehlikeli Maddelerin Kısıtlanması Direktifi (Restriction of Hazardous Substances Directive "RoHS") yürürlüğe girmiştir (5). Bunun yanı sıra, kurşun koruyucular son derece ağır olmaları, hareketi kısıtlılığı oluşturmaları ve dolayısıyla bu durumun özellikle girişimsel radyoloji gibi uzun süreli uygulamalarda büyük sorun haline gelmesi sebebiyle tercih edilmemektedirler (6).

Bu eksikliklerden yola çıkarak çalışmanın hipotezi, radyasyonla yapılan tanısal incelemelerde doz azalımının sağlanması ve radyosensitif organların korunması amacıyla kullanılan bizmut ve kurşunun yerine geçebilecek, iyi doz azalımı sağlayan, toksik özelliği daha az, maliyeti düşük yeni koruyucular geliştirilebilmesi için farklı elementlerin atenuasyon

etkilerini değerlendirmek için bir simülasyon programı oluşturmaktır.

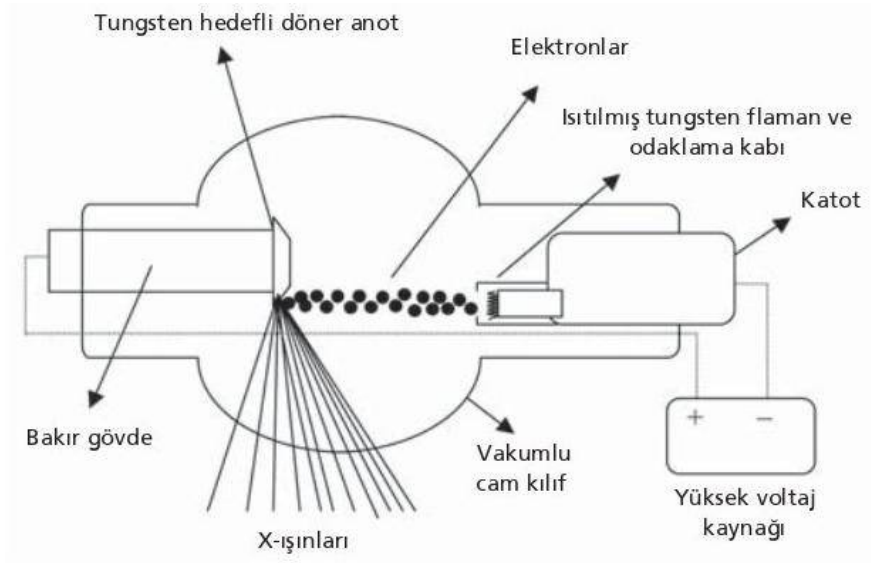
Son 50 yıldır Monte Carlo hesaplamaları, diagnostik radyolojideki x-ışını potansiyel risklerinin değerlendirilmesinin yanı sıra medikal fizik uygulamalarının hemen hemen her alanında kullanılabilen bir teknik haline gelmiştir. Radyasyondan korunma, diagnostik x-ışını, radyoterapi fiziği, dozimetri, nükleer tıp, mikrodozimetri gibi medikal fiziğin farklı uygulama alanlarında Monte Carlo uygulamalarının yeri hızla artmaktadır (7). Monte Carlo tekniklerinin diagnostik radyolojide kullanımının temel gayesi, hasta dozu ve görüntü kalitesi arasındaki dengeyi kurmak amacıyla yapılan diagnostik prosedürlerin optimizasyon çalışmalarıdır (8).

Radyasyonla yapılan tanısal incelemelerde hastalar üzerinde kullanılarak radyosensitif organların korunmasını sağlamak ve radyasyonla çalışan personelin saçılan radyasyona maruz kalmasını önlemek amacıyla yeni koruyucu malzemelerin oluşturulup atenüasyon etkilerinin değerlendirildiği bu çalışmada; C++ gibi programlama bilgisi gerektirmeyen, istenilen özelliklerde geometri ve ortamın oluşturulmasına imkan tanıyan ve kullanım dili kolay Monte Carlo tabanlı GAMOS (Geant4-based Architecture for Medicine-Oriented Simulations) programı (9) tercih edilmiştir. GAMOS'da belirli yüzde oranlarında metal ve lantanit grubu elementlerin bir araya getirilerek oluşturulan karışım örnekler için seçilen elementlerin; atom numarası, yoğunluk, K tabaka bağlanma enerjisi ve toksisite özelliklerine bakılmıştır. Bazı karışım örneklerinin atenüasyon etkilerinin, belirli enerji aralıklarında bizmut ve kurşuna kıyasla daha başarılı sonuçlar verdiği görülmüştür.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 X-Işınlarnn Oluşumu ve Özellikleri

X-ışını tüpü içerisinde bulunan katottaki flamanın akım uygulanmasıyla bir termoiyonik olay meydana gelir ve elektronlar açığa çıkar. Anot ve katot arasına, açığa çıkan elektronların hızlandırılması amacıyla bir gerilim uygulanır ve bu sayede hızlandırılan elektronlar büyük bir kinetik enerjiye sahip olur. Yüksek enerjili bu elektronların anod hedef materyaline çarpmaları sonucunda ise, sahip oldukları kinetik enerjinin farklı enerji şekillerine dönüşümü gerçekleşir. Enerjinin korunması prensibine göre elektronların sahip oldukları bu enerjinin %99.8'i ısıya dönüşürken, sadece %0.2'si anod hedef materyalinin atomlarıyla etkileşime girerek frenleme (*Bremsstrahlung*) radyasyonu ve karakteristik radyasyon olarak tanımlanan x-ışınlarını oluşturur (10,11).



Şekil 1. X ışını tüpü ve X ışınlarının oluşumu (12)

Negatif yüklü elektronlar çekirdeğin pozitif alanından etkilenecek yollarından sapabilirler ve bu sırada sahip oldukları kinetik enerjilerindeki kayıp, X ışını fotonu olarak açığa çıkar. Bu radyasyona *Bremsstrahlung* veya frenleme X ışını adı verilir. Frenleme X

ışını fotonlarının enerjisi, elektron ve çekirdek arasındaki mesafeye, elektron enerjisine ve etkileşen çekirdeğin yüküne bağlıdır. Katoda uygulanan gerilim arttıkça ve anod hedef materyalinin atom numarası büyüdükçe frenleme radyasyonunun oluşma olasılığı da artar.

X ışını tüpünün katodundan salınıp anoduna çarpan elektronlar, anod hedef materyalinin iç yörüngesinden bir elektron sökerler. Sökülen bu elektronun yeri dış yörüngedeki elektronlar tarafından doldurulur. Bu sırada, iki enerji düzeyi arasındaki enerji farkı kadar enerjiye sahip x-ışını salınımı gerçekleşir. Bu radyasyona, karakteristik radyasyon adı verilir (10).

Tanısal alanda kullanılan X ışınlarının elde edildikleri enerji düzeylerinin farklı olması sebebiyle, demet içerisinde farklı dalga boyunda X ışınları bulunabilir. Bu X ışınları heterojen bir ışın demeti şeklinde, polikromatik özelliktedir. X ışınları iyonizan özellikte olması sebebiyle, uygulamalarda inceleme odalarındaki havayı iyonize ederek negatif ve pozitif iyonlar meydana getirir. Fotografik etkiye sahip bu X ışınları gümüş kristallerine etki ederek röntgen filminin kararmasına sebep olurken, bazı maddeler ile de etkileşerek o maddelerin parıldamasına sebep olur. Bu özellik röntgen cihazlarında ve floroskopide kullanılan fosforesans ve floresans özelliğidir (11).

X ışınlarının ayrıca; kimyasal ve biyolojik etkileri de bulunmaktadır. Canlı vücudunda bulunan su X ışınlarına maruz kaldığında iyonlaşır ve serbest radikaller meydana gelir. Canlı hücrelerde ve kromozom yapılarında DNA molekülünde genetik mutasyonlardan ölüme kadar çeşitli hasarlara neden olur (13).

2.2. X ışınlarının Absorpsiyonu

X ışını fotonlarının enerjilerini, etkileştiği maddenin atomlarına aktarmasına x-ışını (absorpsiyonu) soğurulması adı verilir. Tüp voltajı, tüp akımı, filtrasyon, hedef madde, odaktan olan mesafe ve odak açısı gibi faktörler X ışınlarının absorpsiyonunu etkilemektedir. Soğurucu maddenin belirli bir kalınlığı tarafından soğurulan radyasyon miktarının ölçüsü; atenuasyon katsayısı olarak tanımlanır.

2.2.1 Lineer Atenüasyon Katsayısı

Soğurucu maddeyi geçen X ışını demetinde, soğurucunun her santimetresinde meydana gelen foton sayısındaki azalmanın bir ölçüsüdür. Birimi; 1/cm'dir. Monoenerjik X ışınları eşitlik 1'de görüldüğü gibi üstel bir şekilde absorbe edilir. Bu eşitlik “Lambert Kanunu” olarak bilinir.

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (1)$$

$$\mu_{Toplam} = \mu_{Fotoelektrik} + \mu_{Compton} + \mu_{ÇiftOluşum} + \mu_{Rayleigh} + \mu_{Fotodisintegrasyon} \quad (2)$$

Burada I_0 gelen foton akısını, I ise x kalınlığından geçen foto akısını ifade etmektedir. μ ile ifade edilen toplam lineer atenüasyon katsayısı; X ışını enerjisine ve soğurucu maddenin yoğunluk, atom numarası, gram başına elektron sayısı gibi özelliklerine bağlıdır. Lineer atenüasyon katsayısına; fotoelektrik, compton saçılması, çift oluşum ve rayleigh (koherent) saçılma ve fotodisintegrasyon foton etkileşmelerinden hepsinin etkisi dahildir (14,15).

Diagnostik radyolojide bu durum daha farklıdır. Koherent saçılma, çift oluşum ve fotodisintegrasyon ihmal edildiğinden toplam lineer atenüasyon katsayısı;

$$\mu_{Toplam} = \mu_{Fotoelektrik} + \mu_{Compton} \quad (3)$$

Genelde maddenin atom numarası arttıkça fiziksel yoğunluğu da artar. X ışını fotonunun madde ile etkileşim olasılığı madde içinde karşılaşacağı atom sayısına bağlıdır. Dolayısıyla atenüasyon etkisi yoğunluk ve atom numarasının artması ile artar. Gelen radyasyonun enerjisi arttıkça, soğurucu maddeden geçebilen foton sayısı da artacağından soğurulma azalır; ancak bu durum yüksek atom numaralı soğurucu maddeler için doğru değildir. Gelen radyasyonun enerjisi soğurucunun iç yörünge elektronlarının bağlanma enerjisine yaklaştıkça fotoelektrik etkileşme olasılığı da artacağı için bağlanma enerjisinden düşük enerjideki fotonlar soğurucudan geçerken, bağlanma enerjisinden yüksek enerjide olanlara kıyasla daha az soğurulurlar. Foton enerjisi arttıkça soğurucu madde içindeki atenüasyon etkisinin azaldığı görülür .

Yüksek atom numaralı soğurucu bir maddede bu durum, atomun K yörüngesindeki elektronların sahip olduğu bağlanma enerjisi civarında farklılık gösterir. Atenüasyon eğrisinde, tam da bu enerji seviyelerinde fotoelektrik olay nedeniyle belirgin pikler görülür. Bu pikler K-kenarı (*K-edge*) olarak adlandırılır (16).

Maddenin birim kütlesinde yoğunluk farkları söz konusu olduğunda; birim kütledeki yoğunluk göz önüne alınmalıdır. Ayrıca; ısı basıncı gibi faktörlerle maddenin yoğunluğu değişebilmektedir. Bu durumda μ/ρ ile ifade edilen ve birimi cm^2/g olan kütle atenüasyon katsayısından bahsedilmelidir (14).

2.2.2. Kütle Atenüasyon Katsayısı

Lineer atenüasyon katsayısının maddenin yoğunluğuna bölünmesi ile elde edilir. Kütle atenüasyon katsayısı μ/ρ , maddenin yoğunluğundan bağımsızdır ve birimi cm^2/g 'dir. Toplam kütle atenüasyon katsayısına fotoelektrik olay, Compton saçılması, çift oluşum ve Rayleigh saçılma etkileri dahildir .

$$\frac{\mu_{top}}{\rho} = \frac{\mu_{Fotoelektrik}}{\rho} + \frac{\mu_{Compton}}{\rho} + \frac{\mu_{Çiftoluşım}}{\rho} + \frac{\mu_{Rayleigh}}{\rho} + \frac{\mu_{Fotodiyergrasyon}}{\rho} \quad (4)$$

Teorik olarak kütle atenüasyon katsayısı μ/ρ , σ ile ifade edilen atom başına toplam tesir kesiti ile belirlenir. Hedefe gelen parçacığın madde ile etkileşme olasılığı tesir kesiti ile hesaplanır. Tesir kesiti kavramı, hedefin atomlarıyla gerçekleşen efektif çarpışma alanı olarak ifade edilir. Tesir kesitinin birimi barn'dır ve 1 barn 10^{-24} cm^2 'ye eşittir (14,15).

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{\sigma_{toplam} N_A}{u A} \quad (5)$$

Bu denklemde, N_A Avogadro sayısını, u atomik kütle birimini, A ise maddenin bağlı moleküler ağırlığını göstermektedir. Toplam tesir kesiti σ_{toplam} , tüm foton etkileşimlerinin etkilerini içermektedir (16).

$$\sigma_{Toplam} = \sigma_{Fotoelektrik} + \sigma_{Compton} + \sigma_{ÇiftOluşif} + \sigma_{Rayleigh} + \sigma_{Fotodisintegrasyon} \quad (6)$$

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{(\sigma_{Fotoelektrik} + \sigma_{Compton} + \sigma_{ÇiftOluşif} + \sigma_{Rayleigh}) N_A}{u A} \quad (7)$$

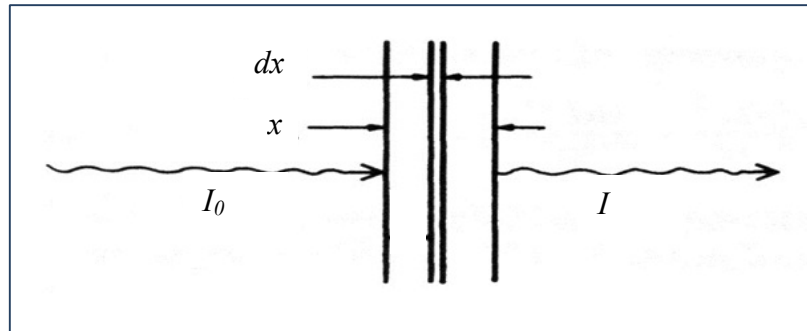
Elementlerin homojen karışımları veya bileşiklerin kütle atenüasyon katsayısını bulmak için;

$$\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{Karışım} = f_A \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_A + f_B \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_B + \dots \quad (8)$$

ifadesinden yararlanılır. Burada f_A, f_B ; karışımdaki A ve B elementlerinin ağırlık faktörlerini ifade etmektedir (14).

2.3. Eksponansiyel Atenüasyon

Fotonlar ve nötronlar gibi yüksüz iyonize parçacıklar madde içerisinde ilerlerken sahip oldukları kinetik enerjisi; küçük çarpışmalar ile kademeli olarak enerjisini kaybeden yüklü parçacıklara kıyasla daha az sayıda ve büyük etkileşimler yaparak kaybederler. Yüklü bir parçacığın maddenin kalın bir tabakasından geçerken sahip olduğu enerjinin bir kısmını veya tamamını kaybetmesi yüksek olasılığa sahip iken, yüksüz parçacıklarda bu durumun aksine parçacığın enerjisinde herhangi bir kayıp yaşamadan maddeyi doğrudan geçmesi daha yüksek bir olasılıktır (14,15).

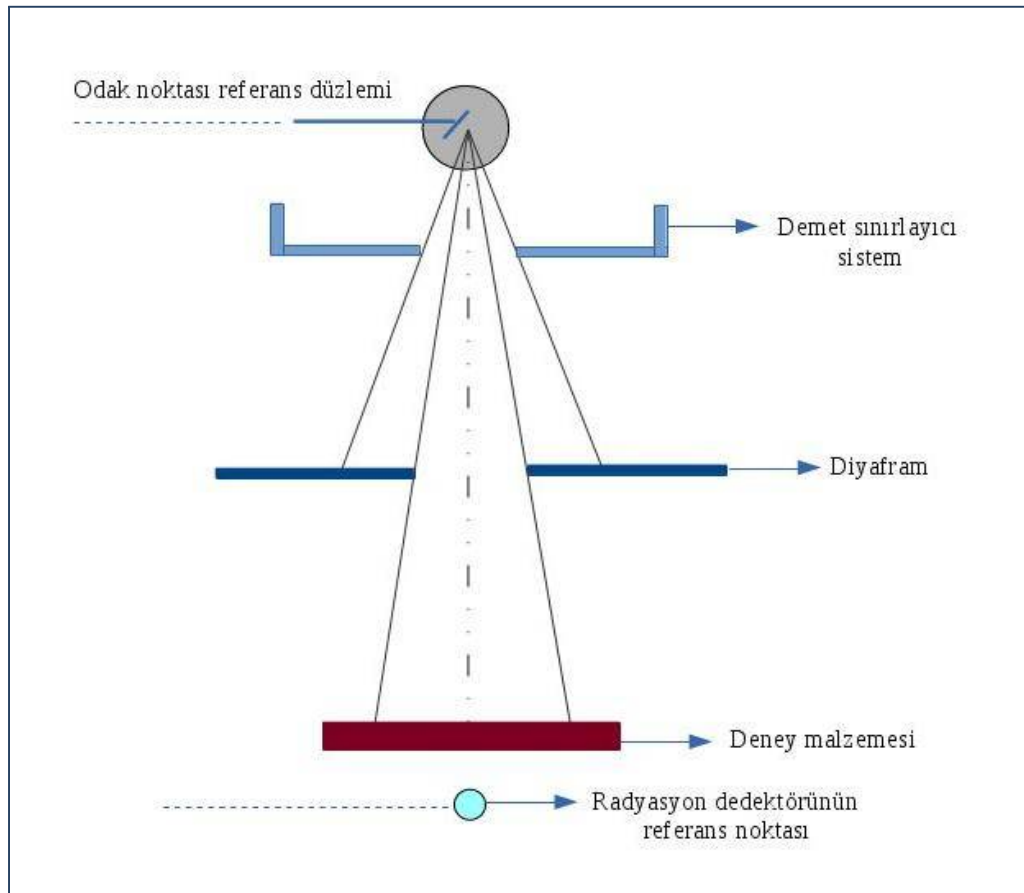


Şekil 2. Basit eksponansiyel atenüasyon (14)

Monoenerjili I_0 sayıda yüksüz parçacıkların oluşturduğu bir demete dik yerleştirilmiş ve x kalınlıklı düz bir plakanın oluşturduğu geometride, her bir parçacığın saçılan veya ikincil radyasyon oluşturmada tek bir etkileşimde tamamen absorbe olduğu ya da herhangi bir enerji kaybı ve yön değişikliği yaşamadan plakayı doğrudan geçtiği durum ideal kabul edilmekte ve eksponansiyel atenuasyon kanununu oluşturmaktadır (14,15).

2.3.1 Dar demet geometrisi

Primer fotonlar, yüklü veya yüksüz ikincil radyasyonların oluşmasına sebep olabilen süreçler geçirerek madde ile etkileşirler. Yüklü parçacıkların penetrasyon etkileri daha azdır ve soğurucu madde içerisinde çabuk absorbe olurlar. Dedektörde yeterli zırhlama kullanılarak bu parçacıkların dedektöre ulaşması engellenebilir. Böylece, yüklü parçacığa verilen enerji absorbe olur ve yüksüz fotonun bir parçası kalmaz. Dar demet geometrisinde yalnızca primer fotonlar detekte edilerek I 'ya dahil edilmelidir (14,17).

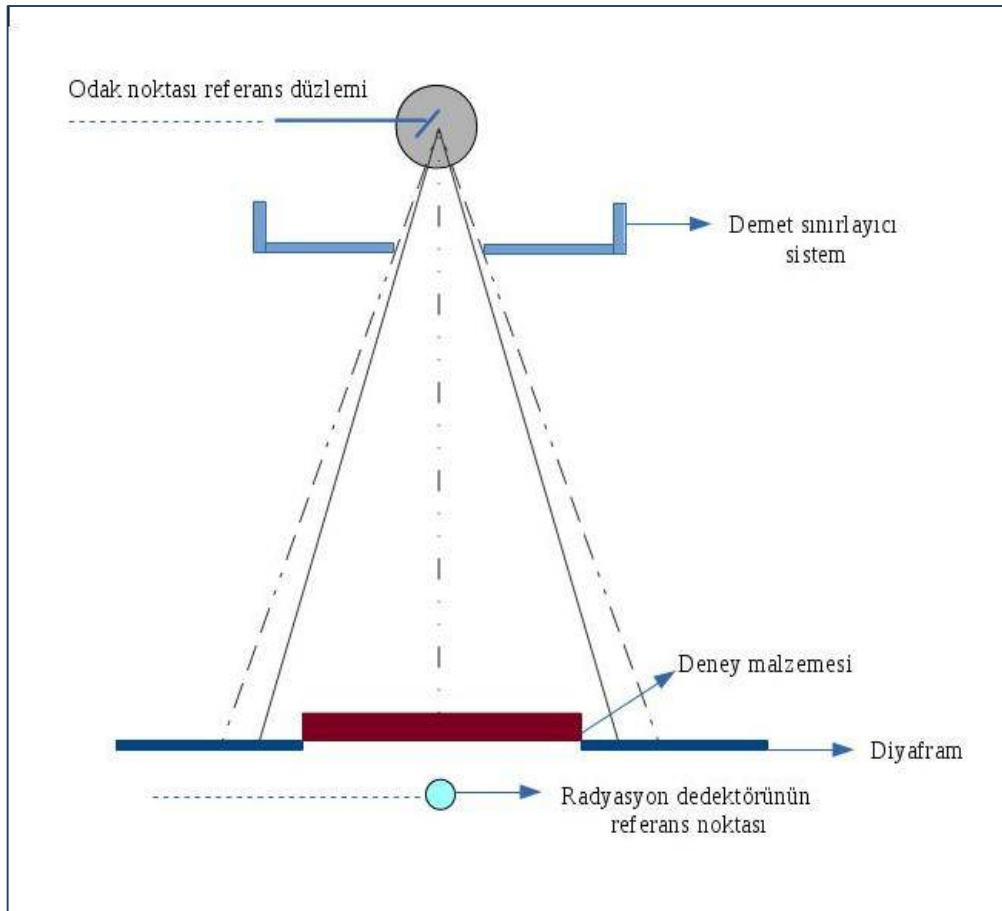


Şekil 3. Dar Demet geometrisi

Saçılan ve ikincil yüksüz parçacıklar geçen parçacıkların sayısına dahil edilebilir; ancak bu durum, ideal kabul edilen soğurma olayı için uygun bir durum değildir. Yalnızca primer fotonların dedektöre ulaştığı, tüm saçılan parçacıkların engellendiği bu geometri dar demet geometrisi olarak bilinir(14).

2.3.2. Geniş Demet Geometrisi

Primer olmayan ışınların da dedektöre ulaştığı geometri geniş demet geometrisi olarak bilinir. Geniş demet geometrisinde, dedektör tarafından bazı saçılan ve ikincil radyasyonlar I içerisinde sayılır. Dedektöre giden primer bir parçacık tarafından direkt veya dolaylı bir şekilde üretilen her saçılan ve ikincil yüksüz parçacık dedektöre ulaşıyorsa, bu durum ideal geniş demet geometrisini oluşturur (14,17,18).



Şekil 4. Geniş Demet geometrisi

2.4. Radyasyondan Korunmada Kullanılan Birimler

2.4.1 Absorbe Edilen Doz, D

İşınlanan bir malzemenin birim kütlesine iyonize radyasyonun bıraktığı enerjidir. Soğurucu ortamın birim kütlesinde soğurulan ortalama enerjiyi ifade eder. D ile gösterilir.

$$D = \frac{\Delta E}{\Delta m} \quad (9)$$

Absorbe dozun SI sistemindeki birimi Gray (Gy)'dir. Gray, işınlanan maddenin 1 kg'ına 1 Joule (J) enerji veren radyasyon miktarını ifade eder.

D 'nin özel birimi rad (Radiation Absorbed Dose)'dır. Rad, işınlanan maddenin 1 kg'ına 10^{-2} J enerji veren radyasyon miktarını tanımlar.

$$1 \text{ Rad} = 0.01 \text{ Gy} \quad (10)$$

2.4.2 Kalite Faktörü, Q

Kalite faktörü; farklı tip ve enerjilerdeki iyonize radyasyonun insanlarda neden olduğu rölatif hasarı tahmin etmeye yarayan, absorbe doza uygulanan birimsiz bir ağırlık faktörüdür. Q ile ifade edilir. Rölatif biyolojik etki (RBE) deneysel değerinden elde edilir. Q , radyasyonun düzgün bir LET (Lineer Enerji Transfer) fonksiyonu olması için ICRP (International Commission on Radiological Protection) tarafından seçilir.

2.4.3 Eşdeğer Doz, H

Eşdeğer doz, radyasyon maruziyeti sonucunda olası biyolojik etkileri incelemeye yarar. Canlı organizmalar üzerinde radyasyonun etkileri incelendiğinde, farklı işınlama şartlarında birim kütle başına bırakılan enerji aynı olsa bile meydana gelen biyolojik etkiler aynı olmayabilir. Enerjinin bırakılma hızı önem taşımaktadır. Yüksek LET'li radyasyon türleri

(ağır ve yüklü parçacıklar), düşük LET'li radyasyon türlerine (elektron) göre daha büyük biyolojik hasarlara neden olurlar (14).

Q kalite faktörü, D absorbe edilen doz değeri, N tüm diğer modifiye edici faktörlerin bir ürünü olarak kabul edilirse (bu faktörler bilinmiyorsa 1 kabul edilir), eşdeğer doz H;

$$H \equiv DQN \quad (11)$$

şeklinde ifade edilir. Absorbe doz birimi Gy alındığında eşdeğer doz birimi, Sievert (Sv) olur. Sievert, 1 Gy'lık x veya gama ışını ile aynı biyolojik etkiyi meydana getiren herhangi bir radyasyon miktarını ifade eder. Eşdeğer dozun özel birimi; rem (Röntgen Equivalent Man)'dir.

$$1 \text{ Rem} = 0.01 \text{ Sv} \quad (12)$$

$$\text{Rem} = \text{Rad} \times W_R \quad (13)$$

Burada W_R , radyasyon ağırlık faktörüdür. Radyasyon türlerinin meydana getirdiği farklı biyolojik etkileri hesaba katmak için kullanılır. Bir T dokusu için;

$$H_T = \sum W_R D_{T,R} \quad (14)$$

2.4.4 Etkin Doz, E

Radyasyon maruziyeti sonucunda farklı organ ve dokularda meydana gelen biyolojik etkiler, organ ve dokuların radyasyona karşı duyarlılıklarının farklı olması sebebiyle aynı değildir. W_T , organ ağırlık faktörünü ifade eder ve radyasyona duyarlı organlar için değeri daha yüksektir (6,14).

$$E = \sum W_T H_T \quad (15)$$

2.5. Radyasyondan Korunmada Temel Prensipler

Radyasyondan korunmadaki üç temel prensip; gereklilik, optimizasyon ve doz sınırlarıdır. 1977'de ICRP'nin 26 nolu raporunda, “net bir yarar sağlamadığı sürece hiç bir uygulama tavsiye edilemez” şeklinde gereklilik prensibi tanımlanmıştır (19). ICRP 60 raporunda, bu kavram “net bir yarar sağlamadığı sürece radyasyonla yapılan hiç bir uygulamaya izin verilemez” şeklinde düzenlenmiştir (20). Türkiye Atom Enerjisi Kurumu'nun (TAEK) 2000 yılında yayımlamış olduğu Radyasyon Güvenliği Yönetmeliği'nde; “ekonomik ve sosyal faktörler göz önüne alınarak, tüm radyasyon uygulamalarında maruz kalınacak radyasyon dozunun mümkün olduğunca düşük tutulması için gerekli önlemler alınır” şeklinde optimizasyon prensibinin tanımı yapılmıştır.

Otorite kabul edilen uluslar arası kuruluşlar tarafından radyasyon ile çalışan personel ve halk için izin verilen doz sınırları belirlenmiştir. Radyasyon ile çalışan kişilerde ardışık beş yılın ortalaması 20mSv iken halk için bu değer 1 mSv'dır. (21).

Tablo 1. Radyasyonla çalışan kişiler ve halk için izin verilen doz sınırları (21)

		Radyasyonla Çalışan Kişiler (mSv/yıl)	Halk (mSv/yıl)
Etkin Doz		20	1
Eşdeğer Doz	Göz	150	15
	Cilt	500	50
	Kol-Bacak	500	50

Radyasyonun kullanıldığı tüm uygulamalarda, ALARA (As Low As Reasonably Achievable) prensibi gereğince mümkün olan en düşük radyasyon dozunun kullanılması esas alınmalı ve gerekli tüm önlemler alınarak mesafe, zaman, zırhlama kurallarına uyulması gerekmektedir. Bu sebeple günümüz tıp teknolojisinde büyük bir yere sahip iyonlaştırıcı radyasyonun (X ışınları) kullanıldığı tüm tanı amaçlı radyasyon uygulamalarında, doz miktarındaki artışın sağlığı tehdit eden stokastik etkiler yaratarak ilerleyen dönemlerde

kansere yakalanma riskini artırması sebebiyle hem hastaların radyasyona duyarlı organlarının korunması hem de saçılan radyasyona maruz kalan radyasyon çalışanının korunmasında kişisel zırhlama büyük önem taşımaktadır (21,22).

Zırhlama kuralı, mesafenin mümkün olan en uzak, maruziyet süresinin mümkün olan en kısa tutulmadığı durumlarda daha çok önem kazanmaktadır. Zırhlama, radyasyon türü ve enerjisi dikkate alınarak uygulanmalı ve radyasyon enerjisinin zırhlamada kullanılacak malzeme tarafından tamamen veya kısmen soğurulması sağlanarak canlılar için mümkün olan en zararsız seviyeye indirilmesi gerekmektedir. Bu bağlamda, hasta ve personel korunmasında özellikle kan hücreleri yapımında aktif rol oynayan organlar başta olmak üzere lens, tiroid, üreme hücreleri gibi radyasyona oldukça duyarlı organların korunmasında kişisel koruyucu malzemeler sıklıkla kullanılmaktadır (23).



Şekil 5. Hasta ve personel için kullanılan radyasyondan koruyucular (24,25)

2.6. Monte Carlo Hesaplamaları

2.6.1. Monte Carlo Hesaplama Metodu

Monte Carlo hesaplamaları; stokastik veya deterministik problemlerin çözümü için bazı matematiksel hesaplamaları temel alan, tekrarlanan rastgele sayıların ve istatistiksel analizlerin kullanıldığı bir hesaplama yöntemidir. Bu yöntem fiziksel veya matematiksel sistemlerin modellenmesinde kullanılmaktadır (26). Monte Carlo hesaplama yöntemindeki amaç, deneysel olarak ölçümü zor veya imkansız olan bu fiziksel ve matematiksel sistemlerin, gerçek sistemlerden toplanan bilgiler doğrultusunda bilgisayar ortamında modellenip rastgele sayılar ile defalarca deneme yapılarak sonucun yaklaşık olarak hesaplanmasıdır (27,28).

Olasılık teorisi üzerine kurulu ve çözüm elde etmeye yönelik bir yaklaşım olan Monte Carlo hesaplama metodu için çeşitli teknikler kullanılmaktadır. Bunlar; reddetme yöntemi, ortalama yöntemi, kontrol değişkeni yöntemi ve önem örnekleme yöntemidir. Reddetme yöntemi tercih edilecekse, bir dağılım fonksiyonu üzerinde rastgele değerlerden yola çıkarak çözüm üretilmeye çalışılır. Seçilen bir $f(x)$ fonksiyonuna ait bir eğri düşünülürse; belirlenen rastgele değerlerden kaç tanesinin bu eğrinin altında veya üstünde kaldığına bakılır. Eğer rastgele değerler eğrinin üzerindeyse reddedilir, altında ise kabul edilerek başarılı sayılır. Burada; toplam alanın $f(x)$ fonksiyon eğrisi altında kalan alana oranı, toplam deneme sayısının başarılı sayılan deneme sayısına oranını ifade etmektedir. Bu yöntemle örnek olarak pi sayısının tahmini verilebilir. Pi sayısının tahmini için reddetme yöntemi tercih edilirse;

$$\text{Dairenin Alanı} = \pi r^2$$

$$\text{Çeyrek Dairenin Alanı} = \pi r^2 / 4$$

$$\text{Birim Çeyrek Dairenin Alanı} = \pi / 4$$

$$x^2 + y^2 = r^2 \quad (16)$$

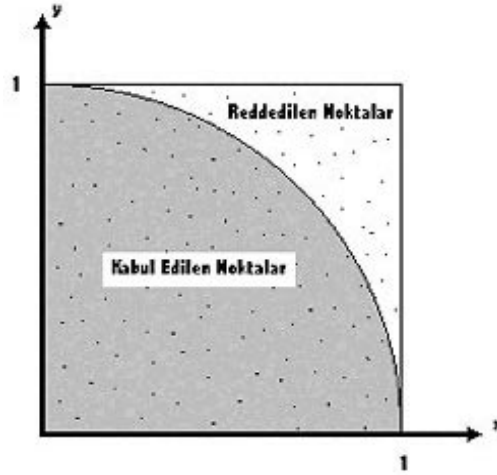
$$x^2 + y^2 = 1 \quad (17)$$

$$y = \sqrt{(1-x)} \quad 0 \leq x \leq 1 \quad (18)$$

Burada, n deneme sayısı ve h başarılı kabul edilen denemelerin sayısı olarak kabul edilirse; aşağıdaki eşitlik ile π sayısının yaklaşık değerine ulaşılabilir.

$$\pi \approx \left(\frac{4h}{n} \right) \quad (19)$$

π sayısının gerçek değerine en yakın tahmini yapabilmek için n deneme sayısı artırılmalıdır. Hata oranı doğrudan $1/\sqrt{n}$ ile ilişkilidir. Deneme sayısı ne kadar fazla olursa hata oranı da o derece azalır (29).



Şekil 6. π sayısının reddetme yöntemi ile tahmini(30)

Ortalama yönteminde durum biraz daha farklıdır. Direkt olarak x ekseninden rastgele seçilen noktalardaki $f(x)$ fonksiyonunun değerleri kullanılarak çözüm bulunmaya çalışılır. Bu sebeple, ortalama yöntemi reddetme yöntemine göre daha doğru bir yaklaşım olarak kabul edilir. Kontrol değişkeni yönteminde yardımcı bir fonksiyona ihtiyaç vardır. Bu yardımcı fonksiyon, integrali alınmak istenen fonksiyona benzemeli ve çözümü bilinmelidir; çünkü seçilen rastgele noktalarda iki fonksiyon arasındaki farka bakılarak ve bu fark çözümü bilinen yardımcı fonksiyonun integraline eklenerek integrali alınmak istenilen fonksiyonda çözüme ulaşılmaya çalışılır. Önem örnekleme yönteminde yine bu yöntemle benzer olarak yardımcı bir fonksiyona ihtiyaç duyulur. Tek fark, seçilen rastgele noktalarda bu iki fonksiyon arasındaki fark değerinin yardımcı fonksiyonumuzun integral değeri ile toplanması yerine çarpılarak çözüme gidilmesidir (29,31).

Monte Carlo yönteminin geliştirilmesinde rol alan bilim adamlarından John Von Neumann hesaplamalarda kullanılan rastgele sayı üreteçlerini Monte Carlo yönteminin “kalp atışı” veya “ruhu” şeklinde tanımlamıştır (32,33). Rastgele sayı üreteçleri gerçek ve sözde rastgele sayı üreteçleri olarak 2 ayrı grup oluşturmaktadır. Gerçek rastgele sayı üreteçlerinden bazıları insan faktörüne bağlı olması nedeniyle dezavantaj oluşturmaktadır. Bu gruptaki rastgele sayı üreteçlerine zar atmak ya da madeni paranın havaya atılmasıyla yazı veya tura gelmesi örnek verilebilmektedir. Son derece hassas hava sıcaklık ölçümlerin yapıldığı bir termometredeki ölçüm değerlerinin ondalık skalasındaki son bir kaç hanedeki sayılar ise, insan faktörünün bulunmadığı gerçek sayı üreteçlerine örnek olarak verilebilmektedir.

Günümüzde Monte Carlo hesaplamalarında kullanılan rastgele sayılar, kullanıcı tarafından “rastgele sayı çekirdeği” olarak adlandırılan ilk sayının belirlenip istenilen fonksiyonda tekrarlı bir şekilde kullanılması sonucunda bir seri halinde üretilmektedir. Bu seri halindeki rastgele sayılar birbirinden bağımsız haldedir. Bu sayılar belli bir düzende; yani fonksiyona bağlı olup, doğal bir şekilde üretilmediğinden bu sayı üreteçlerine sözde rastgele sayı üreteçleri adı verilmektedir (34).

2.6.2. Monte Carlo Metodunun Tarihsel Gelişimi

Monte Carlo yöntemi adını, Monako'nun gösterişli kumarhaneleri ile ünlü ve zengin bir şehri olan Monte Carlo'dan almaktadır. Matematiksel bir sanat eseri olarak kabul edilen “Oyun Kuramı”nı geliştirmiş olan bilim adamı John Von Neumann, şans oyunlarının istatistiksel simülasyonlarda gördüğü benzerlik ve bunun yanı sıra Monte Carlo şehrinin kumarın merkezi olarak tanınmasından esinlenerek, 1930'lu yıllardan sonra geliştirilmeye başlanan bu yönteminin adını Monte Carlo olarak seçmiştir. Yöntem ilk olarak ünlü fizikçi Enrico Fermi'nin de içinde bulunduğu bir grup bilim adamı ile nötron difüzyon problemleri ile ilgili çalışmalarda kullanılmıştır. İkinci Dünya Savaşı sonrasında 1940 yılının sonlarında, Los Alamos ulusal laboratuvarında, John Von Neumann, Stanislaw Ulam ve Nicholas Metropolis isimli bilim adamları tarafından geliştirilen ve günümüze kadar olan süreçte bir çok alanda çözümün zor olduğu problemlerde yaklaşık olarak çözüme ulaşmada en sık kullanılan yöntemlerden biri olan Monte Carlo yönteminin temelleri atılmıştır (28,35,36).

2.6.3. Monte Carlo Tabanlı Kod Sistemleri ve Kullanım Alanları

Monte Carlo hesaplamalarının fizik, biyoloji, tıp bilimleri, mühendislik, ekonomi, finans yönetimi gibi geniş bir uygulama alanı vardır. Medikal fizik kapsamında Monte Carlo yönteminin uygulandığı alanlara nükleer tıp, diagnostik radyoloji, radyoterapi fiziği ve dozimetri ve radyasyondan korunma konuları örnek verilebilir.

Nükleer tıptaki Monte Carlo uygulamalarına, iç ışınlamalara bağlı olarak farklı organlardaki absorbe dozların belirlenmesi veya güvenilirliğinin ve veriminin ölçülmesi açısından dedektör simülasyonları örnek verilebilir. Bu yöntemle farklı enerjilerde, farklı şekil ve volümlerde çeşitli materyallerden oluşturulmuş dedektörler incelenebilmektedir. Nükleer tıp görüntüleme prosedürlerinde foton saçılmasının sebep olduğu kontrast kaybını ve görüntüdeki bulanıklaşmayı azaltan görüntü düzeltme teknikleri de nükleer tıptaki Monte Carlo uygulamalarına örnektir. Diagnostik radyolojide, floresan ekranların x-ışını veriminin incelenmesi, farklı fosforların performans değerlendirmelerinin yapılmasında kısacası dedeksiyon sistemlerinin temel bileşenlerinin incelenmesinde Monte Carlo hesaplamalarından yararlanılmaktadır. Radyoterapi alanında, radyasyonun madde içinde taşınmasında meydana gelen fizik olaylarının daha iyi anlaşılması açısından fantom içi simülasyonlarda; enerji spektrumu, ortalama enerji ve durdurma gücü oranları gibi fiziksel niceliklerin hesaplanmasında Monte Carlo yönteminden yararlanılmaktadır. Ayrıca, tedavi planlama uygulamaları, dozimetri ekipmanları, tele-terapi kaynakları ve brakiterapide doz dağılımı gibi hesaplamalarda da bu yöntem kullanılmaktadır. Radyasyondan korunma konusunda ise; diagnostik radyoloji veya tedavi ünitelerinin zırhlaması çalışmalarında Monte Carlo yöntemine başvurulmaktadır (8).

Bu alanlarda kullanılmak üzere Monte Carlo tabanlı çeşitli kod sistemleri bulunmaktadır (PENELOPE, MCNP, GEANT4, EGS, GAMOS vb.). Bunlardan GEANT4 (for Geometry and Tracking), Monte Carlo hesaplamaları ile hem düşük enerjili hem de yüksek enerjili parçacıkların madde ile etkileşimlerini fiziksel temellere dayanarak hesaplayan bir algoritmadır. CERN tarafından geliştirilmiş olan GEANT4 medikal fizik uygulamalarında kullanılmaktadır. Bunun yanı sıra hızlandırıcı, nükleer deney, yüksek enerji fiziği gibi uygulamaları da içermektedir (9). Bu sebeple, yapılan simülasyon çalışmalarında GEANT4'un

son derece güçlü bir yere sahiptir. MCNP (Monte Carlo N-Particle Transport Code) nötron, proton, elektron gibi parçacıkların etkileşimlerini içeren, daha çok nükleer proseslerin simülasyonlarında tercih edilen bir kod sistemidir. EGS (Electron Gamma Shower), elektron ve fotonların madde içinden geçişlerinin modellenmesinde kullanılmaktadır. Radyasyon dedeksiyonu, hasta anatomisinin x-ışınları ile elde edilen görüntüsü, tanımlanan radyasyon dozunun normal dokulardan kaçınırken tümöre verilmesi gibi konularda medikal fizikçilerin araştırma ve geliştirme yapabileceği bir yazılımdır. Ancak Fortran, C ve C++ derleyiciler gibi bazı sistem gereksinimleri bulunmaktadır (7). PENELOPE de elektron-foton çiftlerinin modellemesinde kullanılan bir diğer hesaplama kodudur; ancak Fortran 77 derleyicisine ihtiyaç duyulmaktadır (37). GAMOS ise; kolay ve anlaşılır bir komut diline sahip, GEANT4'dan derlenmiş, medikal fizikçilere yönelik bir yazılımdır (38,39).

2.6.4. Geant4/Gamos

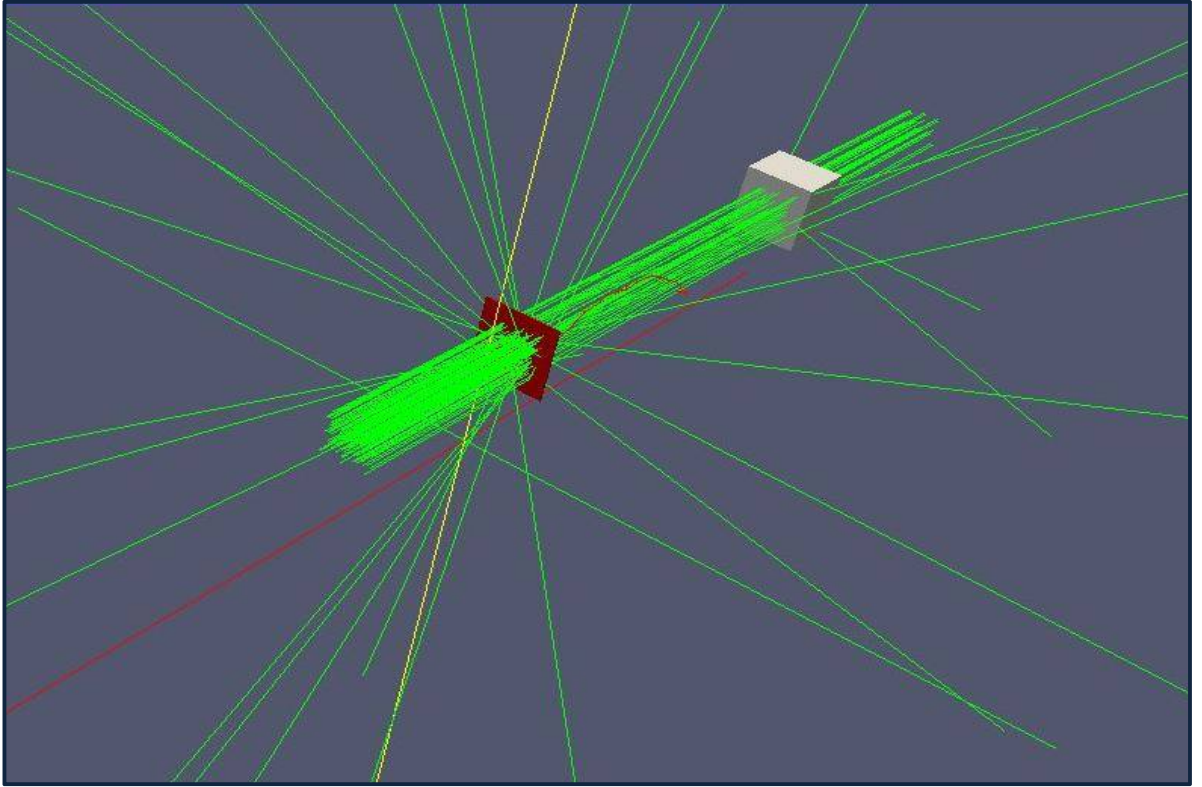
Gamos (Geant4-based Architecture for Medicine-Oriented Simulations), Geant4 tabanlı bir kod sistemidir. Geant4'dan derlenen bu Monte Carlo simülasyon yazılımı, C++ bilgisi gerektirmemesi, kapsamlı bir komut diline sahip olması ve bunun yanı sıra kolay bir kullanıma sahip olması nedeniyle medikal fizik alanındaki uygulamalar için büyük kolaylıklar sağlamaktadır. Özellikle deneyimsiz kullanıcılara minimum Geant4 bilgisi ile projelerini simüle etme imkanı tanırken, ileri seviye kullanıcılara da yeni işlevsellikler oluşturma ve bunları kolaylıkla Gamos'a entegre etme olanağı sunmaktadır.

Gamos yazılımında, simülasyonları optimize etmede yardımcı araçların yanı sıra çalışmadaki detayların daha iyi anlaşılabilmesi açısından ayrıntıların kontrolünü yapabilme, farklı değişkenlerle histogramlar oluşturabilme, farklı niceliklerin sayımını yapabilme vb. çeşitli işlevselliklerde yardımcı araçlar da bulunmaktadır (39).

Bu sebeplerle, ticari yazılımlar veya diğer Monte Carlo kod sistemleri yerine istenilen özelliklerde geometri ve ortam oluşturularak, tanı amaçlı radyasyonla yapılan incelemeler sırasında kullanılacak radyasyondan koruyucu malzemelerin simüle edileceği bu çalışmada GEANT4 tabanlı GAMOS'un tercih edilmiştir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

MC hesaplamalarının kullanıldığı GAMOS simülasyon programı ile bilgisayar ortamında teorik olarak oluşturulmuş olan radyasyondan koruyucu malzemelerin içeriğinde kullanılan elementlerin toksik özellikleri, atom numaraları, yoğunlukları, atomların K tabakası eşik enerjileri ve kolay temin edilebilir olması gibi özellikleri göz önünde bulundurulmuştur. Hesaplamadaki geometriyi; 1 mm kalınlık ve (3 mm x 3 mm)'lik yüzeyden doğrusal olarak foton yayınlayan bir kaynak, absorbe edilen dozu okumak üzere kaynaktan belli bir uzaklığa yerleştirilmiş su (doku) eşdeğeri dedektör ve dedektörün önünde konumlandırılmış, soğurma değerlerini elde edeceğimiz koruyucu malzeme oluşturmaktadır. Çalışma uzayını oluşturan geometrinin bulunduğu ortam ise hava olarak belirlenmiştir. Monte Carlo hesaplamaları olasılık üzerine kurulu olması nedeniyle hesaplamanın doğruluğunu artırmak, ölçümün gerçek değerine yaklaşmak ve mümkün olduğunca düşük istatistiksel hata oluşturmak için yeterli sonuç veren 10^7 foton sayısı kullanılmıştır. Oluşturulan çalışma uzayında gerçekleştirilen her bir hesaplama yaklaşık 6 saat sürmüştür.



Şekil 7. GAMOS ile oluşturulan geometri

Çalışmada, GAMOS simülasyon kodları kullanılarak uluslararası kuruluşlar ve TSE'nin belirlediği standartlara göre geometri oluşturulmuştur. Oluşturulan geometrinin ve yapılan hesaplamaların verifikasyonu için elementlerin atenüasyon etkilerini değerlendirmede referans kabul edilen NIST (National Institute of Standards and Technology) veri tabanından yararlanılarak teorik değerler ile çalışmada elde edilen elementlerin kütle atenüasyon değerleri karşılaştırılmış ve uyumlu bulunmuştur. Çalışmanın bu test amaçlı hesaplamaları tamamlandıktan sonra, simülasyonda oluşturulan aynı geometri üzerinde yalnızca absorbe edici malzeme değiştirilmiştir. Simülasyon programında artan monoenerji değerlerinde (10 keV - 150 keV) ve farklı malzeme kalınlıklarında (0.1 mm – 2 mm) radyasyondan koruyucu malzemede kullanılacak olan bazı metal grubu elementler (Baryum, Antimon, Bizmut, Tungsten, Kalay, vb.) ve nadir toprak elementleri (Erbiyum, Seryum, Gadolinyum vb.) ile ışınlamalar yapılarak bu elementlerin ayrı ayrı lineer ve kütle atenüasyon etkileri değerlendirilmiştir. Elde edilen kütle atenüasyon katsayısı-enerji grafiklerinden ve kalınlığa bağlı doz azaltma grafiklerinden yararlanarak koruyucu malzemede kullanılacak olan elementlerin yüzde oranlarına karar verilmiştir. Bu aşamadan sonra, içeriği belirlenen yeni koruyucu malzemelerin kütle atenüasyon katsayıları, soğurma değerleri ve grafikleri elde edilmiştir. Elde edilen sonuçlara göre dozu azaltarak radyosensitif organların korunmasını sağlayabilecek örneklerden en iyileri seçilmiştir.

3.1 Araştırmanın Tipi : Teorik

3.2. Araştırmanın Yeri ve Zamanı : Araştırma Monte Carlo tabanlı Geant4/GAMOS programı ile bilgisayar ortamında 23/02/2015 – 15/11/2015 tarihleri arasında yapılmıştır.

3.3. Araştırmanın Evreni ve Örneklemi : Araştırma insanlar üzerinde yapılmamıştır. Çalışmanın örnekleme bulunmamaktadır. Çalışma evrenini, Monte Carlo tabanlı Geant4/GAMOS yazılımının kullandığı bilgisayar ortamı oluşturmaktadır.

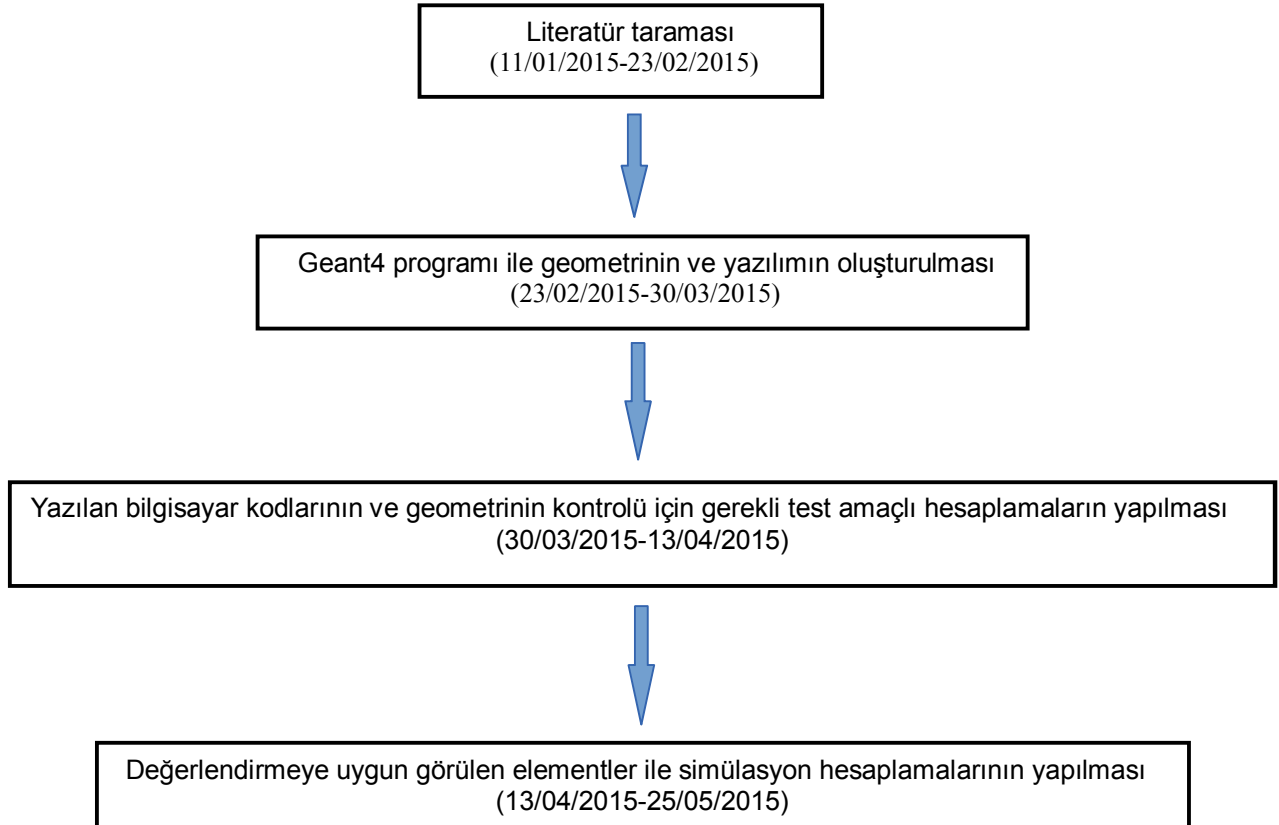
3.4. Çalışma Materyali : Çalışma bilgisayar ortamında Monte Carlo Simülasyonu ile gerçekleştirileceğinden herhangi bir materyal kullanılmayacaktır.

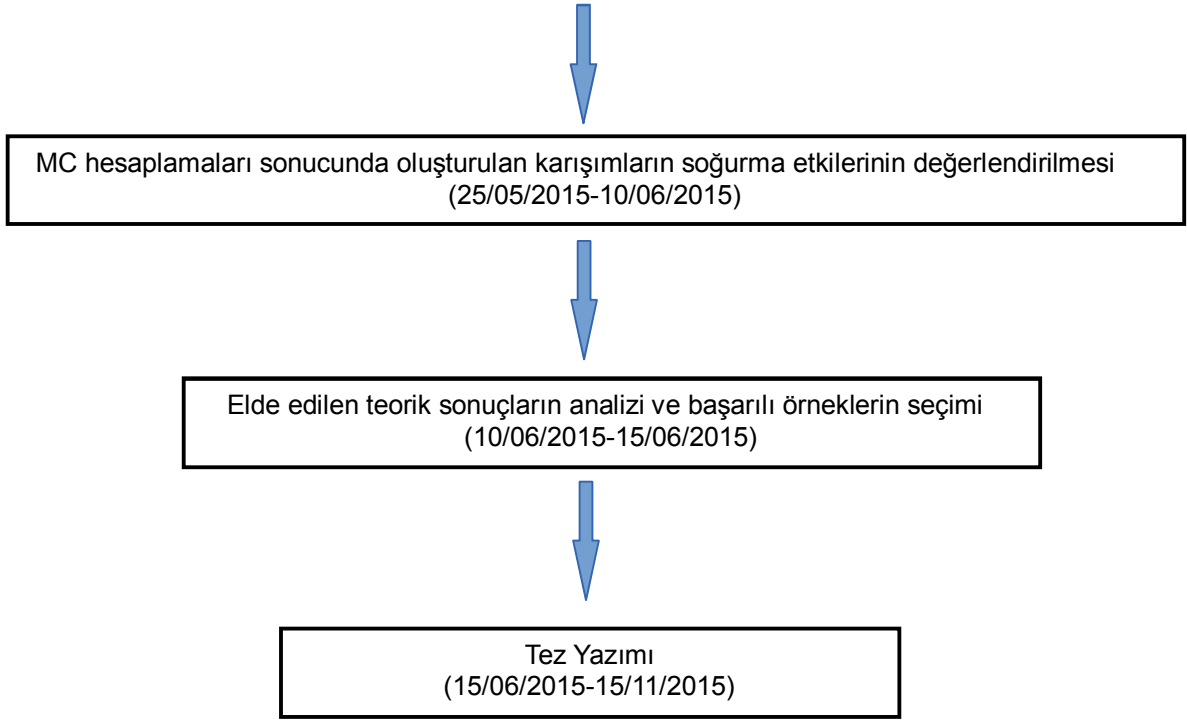
3.5. Araştırmanın Değişkenleri : Araştırmanın bağımsız değişkenleri; simülasyonda kullanılan foton sayısı, değerlendirmeye alınan farklı elementlerin özellikleri (atom numarası, yoğunluk, K tabaka bağlanma enerjileri) ve dedektör önünde kullanılacak koruyucu malzeme kalınlığıdır.

3.6. Veri Toplama Araçları :

Monte Carlo (MC) hesaplamaları; Lenovo marka, i7 işlemcili ve 3.2 GHz hıza sahip, 8 Gb RAM kapasiteli kişisel notebook bilgisayarında, GAMOS 5.0.0 simülasyon programı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Bu program ile yapılan test hesaplamaları öncelikle, koruyucu malzemelerde kullanılan elementlerden Bizmut ve Kurşun üzerinde yapılmıştır. Elde edilen sonuçlar, literatürde yayınlanmış deneysel ve farklı teorik yöntemlerle hesaplanmış sonuçlar ile ve referans kabul edilen NIST veri tabanındaki kütle atenüasyon değerleri ile karşılaştırılmış; ayrıca karışımların kütle atenüasyon değerlerinin hesaplanmasında kullanılan formül ile gerekli hesaplamalar yapılmıştır.

3.7. Araştırma Planı ve Takvimi





3.8. Verilerin Değerlendirilmesi

Pb ve Bi koruyucuların dezavantajları çalışmanın gerçekleştirilmesindeki çıkış noktası olmuştur. Bu doğrultuda, ileride yeni radyasyondan koruyucu malzemelerin oluşturulabilmesi için zemin hazırlayan bu çalışmada, daha önce pek incelenmemiş farklı elementlerin de (Nadir toprak elementleri) atenüasyon değerlendirmeleri yapılmıştır.

Monte Carlo hesaplamalarında deneme sayısı arttıkça sonuç gerçek değerine yaklaşmaktadır. Bu çalışmada 10^7 foton sayısının kullanımı yeterli görülmüştür. Bizmut ve kurşun ile yapılan test hesaplamalarında istatistiksel hatanın yeterince düşük olması ve sonuçlar gerçek değerlerle kıyaslandığında yüzde hata oranlarının kabul edilir sınırlarda (Hata < %3) düşük bulunması sebebiyle daha yüksek foton sayılarının (10^8 - 10^9 v.b) kullanımına gerek duyulmamıştır. Testler tamamlanıp sonuçların uyumuna bakıldıktan sonra, Baryum, Kalay, Antimon, Tungsten ve Seryum gibi çeşitli metal grubu elementlerin ve nadir toprak elementlerinin değişen yüzde oranlarında karıştırılmasıyla oluşturulan kompozit koruyucu malzeme içeriklerinin atenüasyon etkilerine bakılmıştır. Belirlenen elementlerle oluşturulan

yeni karışımların soğurma oranları, elementlerin atom numaraları ve yoğunluklarına bakılarak ve diagnostik radyolojide kullanılan x-ışını enerji aralığını kapsayan 10 keV – 150 keV aralığında artan x-ışını enerji değerleri için yazılan kod ile belirlenmiştir. Sonuçta elde edilen enerjiye bağlı kütle atenüasyon grafiklerinden ve kalınlığa bağlı doz azaltma eğrilerinden yararlanılarak, karışım örneklerinin değerlendirilmesi yapılmıştır.

3.9. Araştırmanın Sınırlılıkları

Benzer çalışmaların literatürde son derece az olması sebebiyle üstünlük sağlanmaktadır. Bunun yanı sıra tercih edilen elementlerin değişik oranlarda bir araya getirilmesiyle en iyi karışımı bulmak yani olasılığın çok olmasıdır. Ayrıca MC hesaplamaları ile gerçekleştirilen simülasyon süresinin uzun olması, oluşturulan/oluşturulacak her örnek için bu sürecin tekrarlanması oldukça fazla zaman harcanmasına neden olmaktadır.

3.10. Etik Kurul Onayı

Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmaları Etik Kurulu tarafından 19.02.2015 tarih ve 2015/05-20 karar no.'lu toplantısında “Monte Carlo Simülasyonu ile Radyasyondan Koruyucu Malzemelerde Kullanılan Bizmut, Kurşun ve Alternatif Kompozit Malzemelerin Atenüasyon Etkilerinin Değerlendirilmesi” isimli araştırmanın onayı alınmıştır.

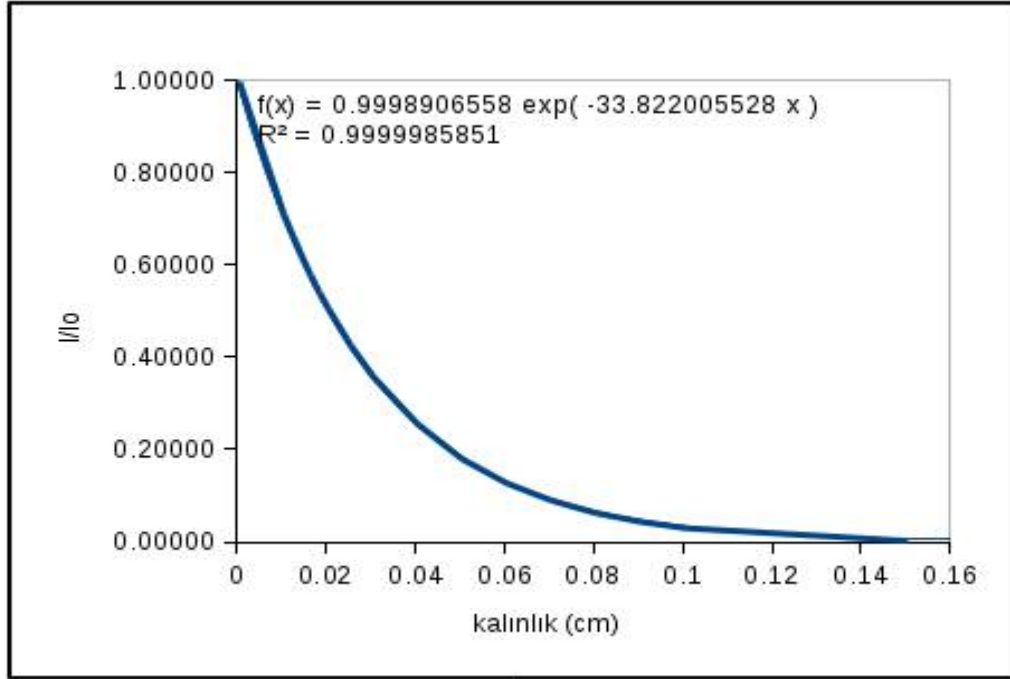
4. BULGULAR

4.1 Bizmut ile yapılan test hesaplamaları ve sonuçlar

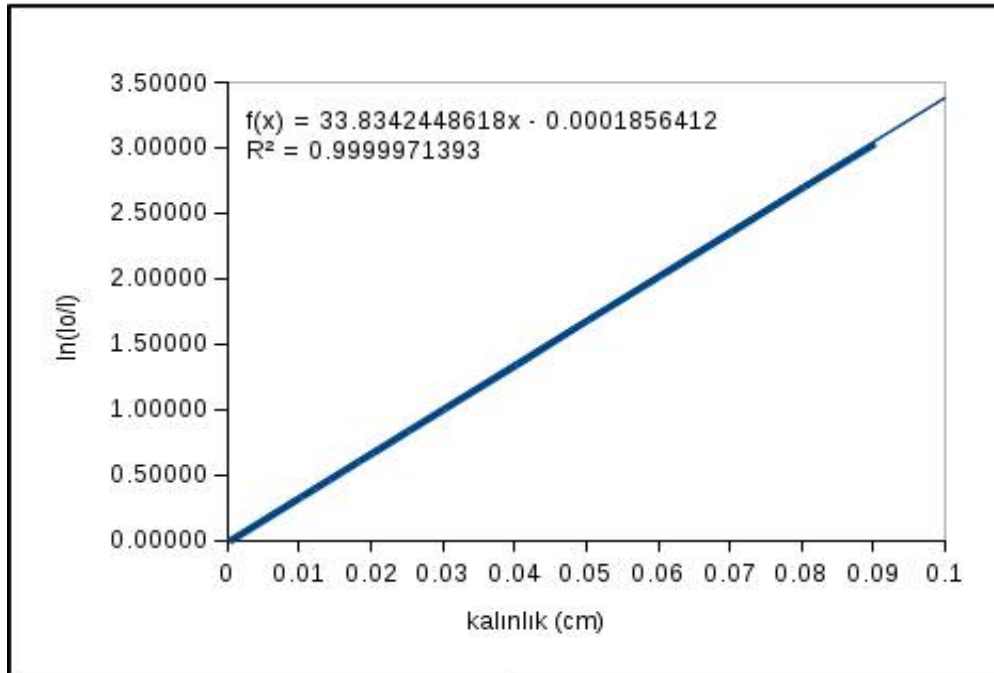
Çalışmada oluşturulan geometrinin ve yapılan MC hesaplamaları sonucu grafiklerden elde edilen lineer ve kütle atenüasyon katsayısı değerlerinin doğruluğunu test etmek amacıyla öncelikle bizmut ve kurşun üzerinden hesaplamalar yapılmıştır. 10-150 keV artan enerjilerde ve her enerji değeri için artan kalınlık değerlerinde GAMOS'da MC hesaplamaları kullanılarak, kalınlığa bağlı doz azalım grafikleri elde edilmiştir. Örneğin; 70 keV monoenerjili fotonlar için;

Tablo 2. GAMOS'da MC ile elde edilen kalınlığa bağlı doz değerleri

Kalınlık (cm)	I (a.u.)	ln(I₀/I) (a.u.)
0.000	1010	0
0.010	721	0.33
0.012	674	0.40
0.014	630	0.47
0.016	588	0.54
0.018	549	0.61
0.020	515	0.67
0.025	434	0.84
0.030	366	1.01
0.040	262	1.35
0.050	186	1.69
0.060	133	2.03
0.070	94.80	2.36
0.080	67.30	2.71
0.090	48.20	3.04
0.100	34.40	3.38
0.150	6.33	5.07
0.200	1.15	6.77

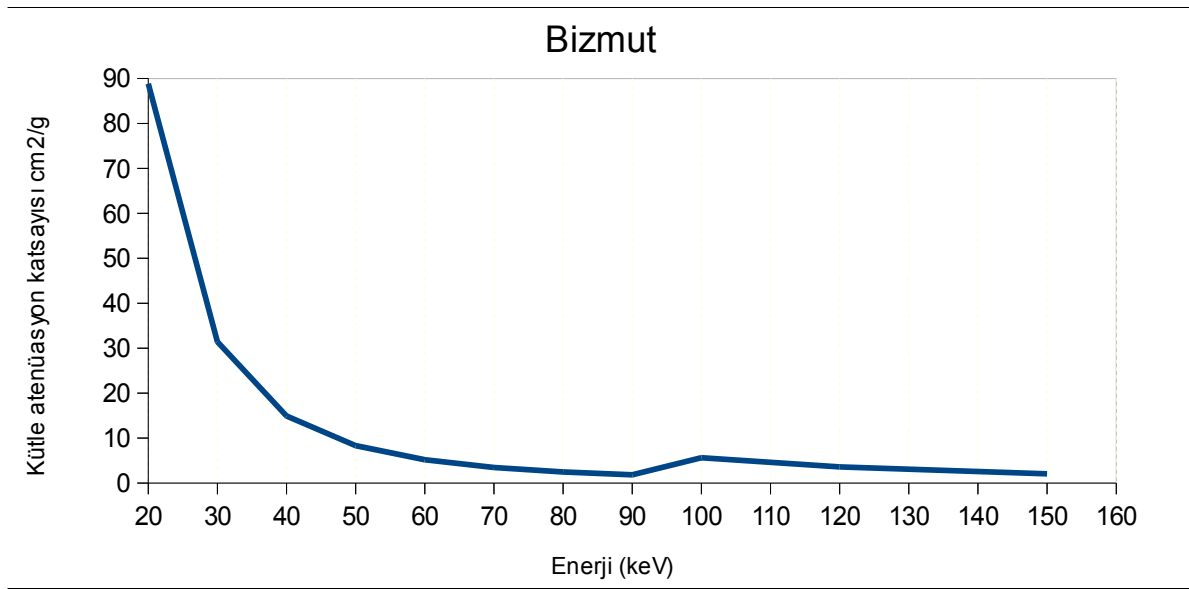


Grafik 1. Bizmut için 70keV monoenerji ile, MC hesaplamaları sonucu artan kalınlığa bağlı doz azalımı.



Grafik 2. Bizmut için $\ln(I_0/I)$ 'da kalınlığa bağlı değişim

Grafik 2'deki eğim bize lineer atenüasyon katsayısını vermektedir. Bu eğim değerinin bizmutun yoğunluğuna (9.77 g/cm^3) bölünmesi ile kütle atenüasyon katsayısı bulunmuştur. 10-150 keV arasında 10 keV artan değerlerde aynı işlemlerin tekrarlanıp grafiklerin elde edilmesiyle diğer enerjilerdeki kütle atenüasyon katsayıları da hesaplanmıştır. Böylece; bizmutun değişen enerjiye bağlı olarak kütle atenüasyon etkileri incelenebilmiştir. Bulunan kütle atenüasyon katsayıları, NIST veri tabanında sunulan değerler ile karşılaştırılarak çalışmada MC hesaplamaları ile elde edilen sonuçların verifikasyonu yapılmış, % hata değerlerine bakılmıştır. Fark değerleri kabul edilir sınırlarda ($<3\%$) düşük bulunmuştur.



Grafik 3. Bizmutun enerjiye bağlı kütle atenüasyon katsayılarındaki değişim

Tablo 3. Enerjiye bağlı kütle atenüasyon katsayı değerleri ve NIST verilerinin karşılaştırılması.

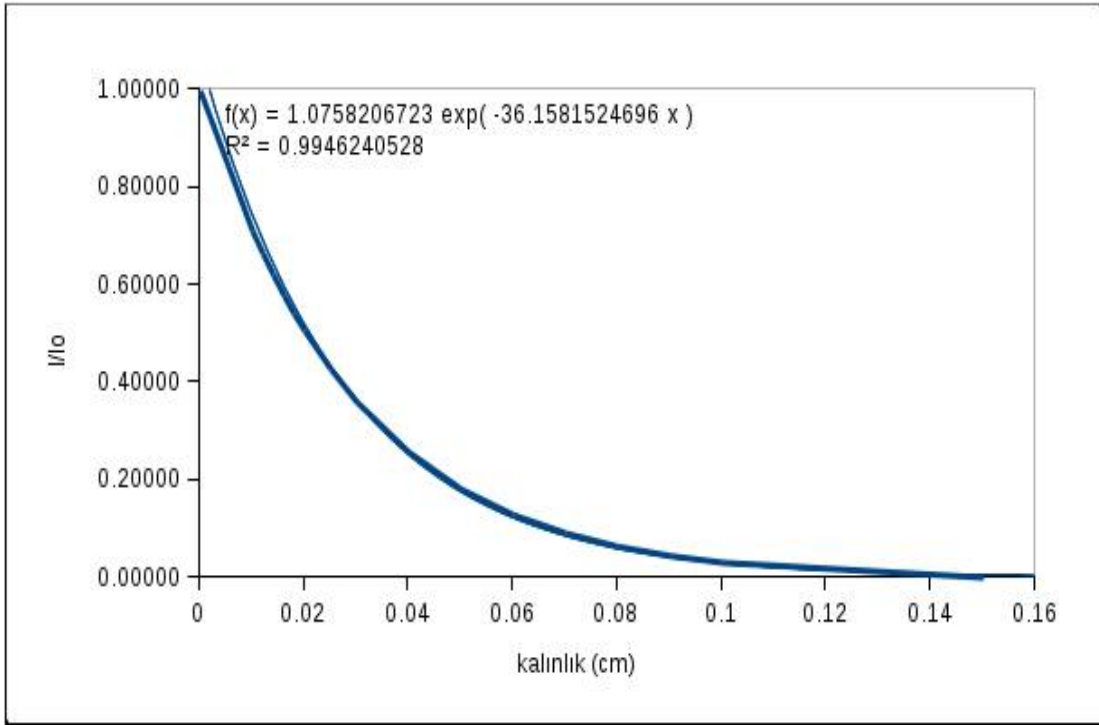
Enerji (keV)	Çalışmadaki $\mu \text{ (cm}^{-1}\text{)}$	Çalışmadaki $\mu/\rho \text{ (cm}^2\text{/g)}$	NIST veri tabanındaki $\mu/\rho \text{ (cm}^2\text{/g)}$	% Hata
10	1316.71	134.77	136.00	0.9
20	868.10	88.85	89.52	0.7
30	307.31	31.42	31.52	0.3
40	144.80	14.91	14.95	0.3
50	81.15	8.31	8.37	0.7
60	50.60	5.18	5.23	0.9

70	33.82	3.46	-	-
80	24.09	2.47	2.52	1.9
90	17.95	1.84	-	-
100	54.89	5.62	5.73	1.9
120	35.03	3.59	-	-
150	20.04	2.05	2.08	1.4

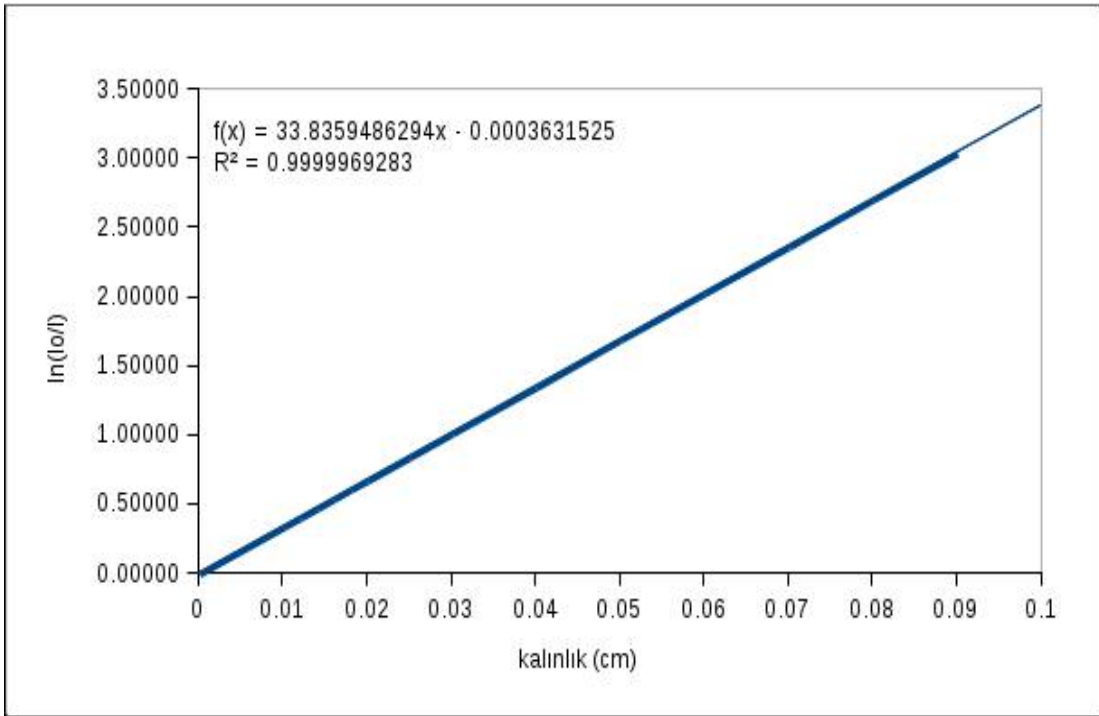
4.2 Kurşun ile yapılan test hesaplamaları ve sonuçlar

Tablo 4. GAMOS'da MC ile elde edilen kalınlığa bağlı doz değerleri

Kalınlık (cm)	I (a.u.)	ln(I₀/I) (a.u.)
0.000	10100	0
0.010	7210	0.34
0.012	6740	0.40
0.014	6300	0.47
0.016	5880	0.54
0.018	5490	0.61
0.020	5150	0.67
0.025	3930	0.94
0.030	3660	1.01
0.040	2620	1.35
0.050	1860	1.69
0.060	1330	2.03
0.070	948	2.37
0.080	673	2.71
0.090	482	3.04
0.100	344	3.38
0.150	35	5.66
0.200	5.32	7.55



Grafik 4. Kurşun için 70keV monoenerji ile, MC hesaplamaları sonucu artan kalınlığa bağlı doz azalımı.

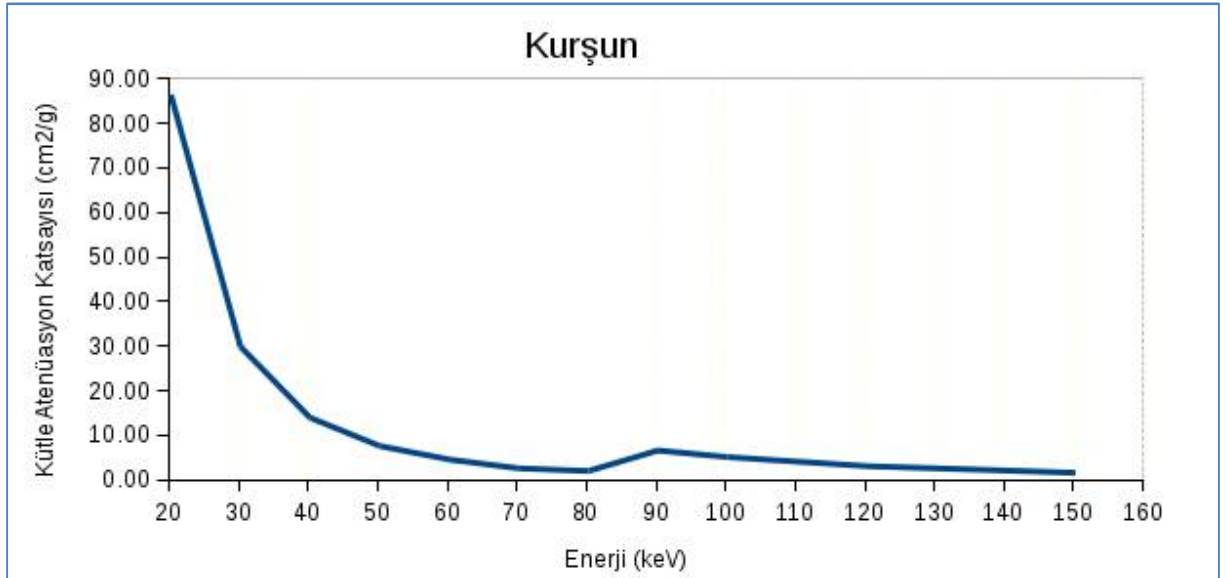


Grafik 5. Kurşun için $\ln(I_0/I)$ ile kalınlığa bağlı değişim

Tablo 5. Enerjiye bağılı atenüasyon katsayılarının değişimi

Enerji (keV)	Çalışmadaki μ (cm ⁻¹)	Çalışmadaki μ/ρ (cm ² /g)	NIST μ/ρ (cm ² /g)	% Hata
10	1467.12	129.38	130.60	0.1
20	984.67	86.83	86.36	0.1
30	343.71	30.31	30.32	0.1
40	162.87	14.35	14.36	0.1
50	90.83	8.01	8.04	0.3
60	56.45	4.98	5.02	0.7
70	33.82	2.98	-	-
80	27.08	2.39	2.41	0.8
90	79.25	6.99	-	-
100	62.16	5.52	5.54	0.3
120	39.48	3.48	-	-
150	22.55	1.99	2.01	0.1

Kurşun için de, 10-150keV ve 10'ar keV artan değerlerde MC hesaplamaları yapılarak kütle atenüasyon katsayılarına ulaşılmıştır.



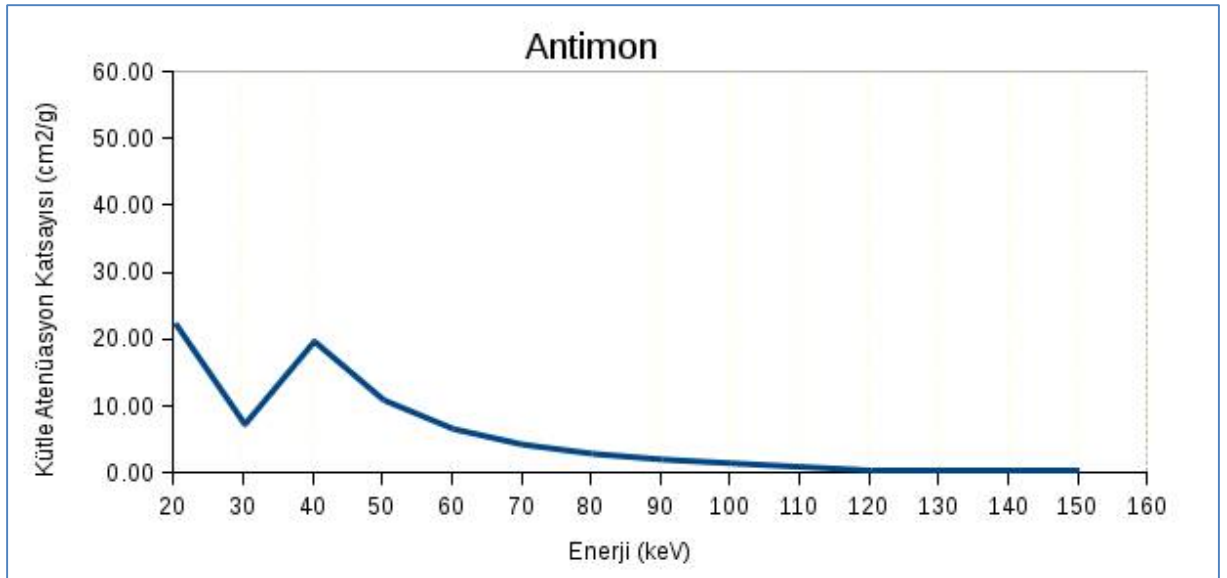
Grafik 6. Kurşunun enerjiye bağılı kütle atenüasyon katsayılarındaki değişim

4.3 Örneklerde kullanılan elementlerin ayrı ayrı atenüasyon etkileri

4.3.1. Antimon

Tablo 6. Antimon için enerjiye bağlı atenüasyon katsayılarının değişimi

Enerji (keV)	Çalışmadaki μ/ρ (cm ² /g)	NIST μ/ρ (cm ² /g)	% Hata
10	145.76	145.90	0.1
20	22.67	22.68	0.1
30	7.56	7.63	0.9
40	19.96	20.27	1.5
50	11.17	11.20	0.2
60	6.86	6.87	0.1
70	4.53	-	-
80	3.16	3.17	0.1
90	2.31	-	-
100	1.75	1.76	0.5
120	0.78	-	-
150	0.62	0.63	1.5

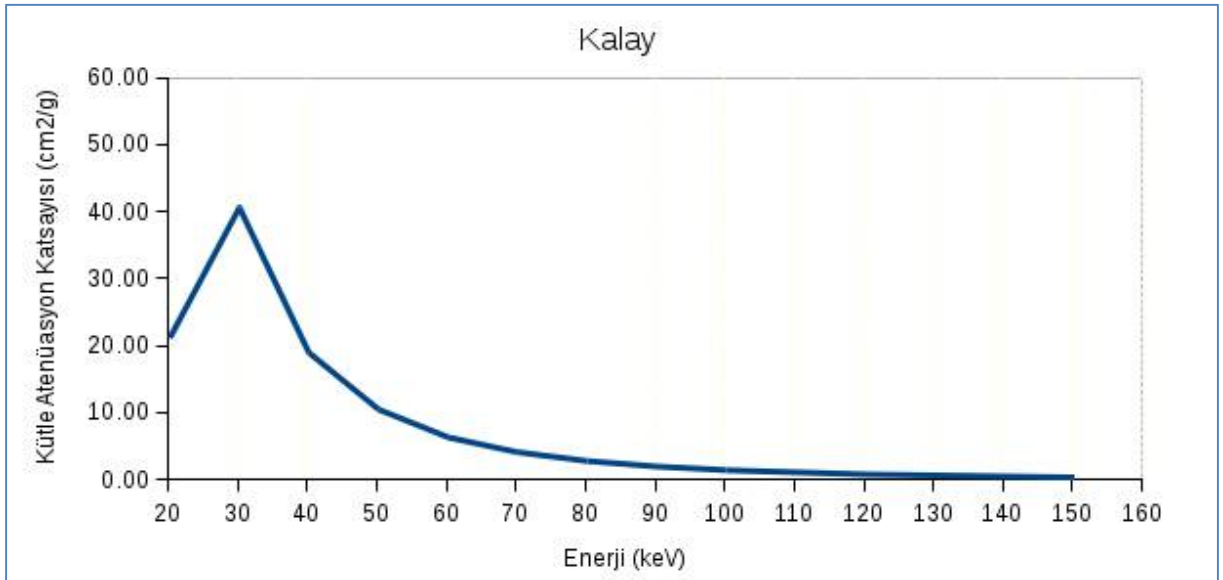


Grafik 7. Antimonun enerjiye bağlı kütle atenüasyon katsayılarındaki değişim

4.3.2. Kalay

Tablo 7. Kalay için enerjiye bağlı atenüasyon katsayılarının değişimi

Enerji (keV)	Çalışmadaki μ/ρ (cm ² /g)	NIST μ/ρ (cm ² /g)	% Hata
10	138.67	138.40	0.1
20	21.42	21.46	0.1
30	40.90	41.21	0.7
40	19.21	19.42	1.0
50	10.74	10.70	0.3
60	6.57	6.56	0.1
70	4.34	-	-
80	3.02	3.03	0.1
90	2.21	-	-
100	1.66	1.67	0.1
120	1.04	-	-
150	0.61	0.60	0.1

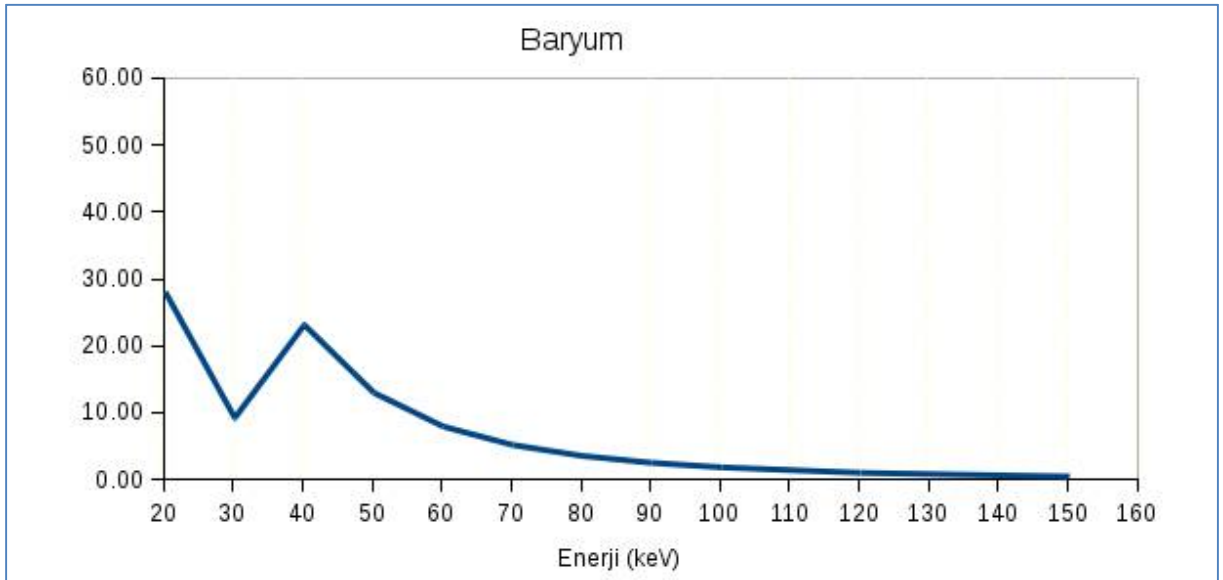


Grafik 8. Kalayın enerjiye bağlı kütle atenüasyon katsayılarındaki değişim

4.3.3. Baryum

Tablo 8. Baryum için enerjiye bağlı atenüasyon katsayılarının değişimi

Enerji (keV)	Çalışmadaki μ/ρ (cm ² /g)	NIST μ/ρ (cm ² /g)	% Hata
10	179.83	186.00	3.7
20	28.35	29.38	3.5
30	9.50	9.90	4.0
40	23.38	24.57	4.8
50	13.25	13.79	3.9
60	8.20	8.51	3.6
70	5.45	-	-
80	3.82	3.96	3.5
90	2.79	-	-
100	2.11	2.19	3.6
120	1.30	-	-
150	0.75	0.78	3.8

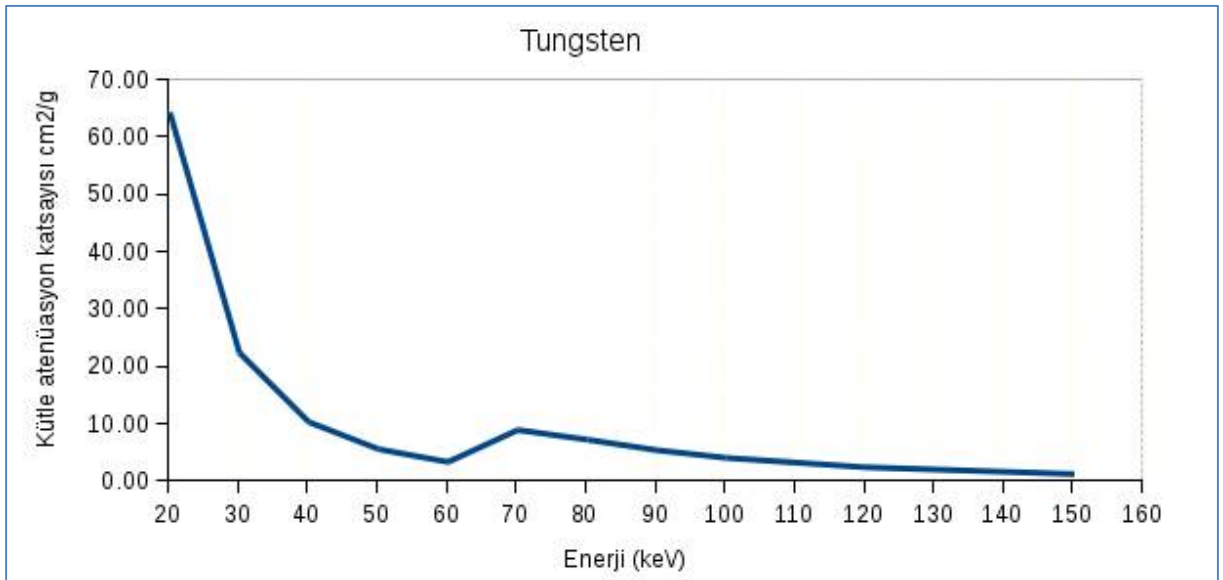


Grafik 9. Baryumun enerjiye bağlı kütle atenüasyon katsayılarındaki değişim

4.3.4. Tungsten

Tablo 9. Tungsten için enerjiye bağlı atenüasyon katsayılarının değişimi

Enerji (keV)	Çalışmadaki μ/ρ (cm ² /g)	NIST μ/ρ (cm ² /g)	% Hata
10	-	96.91	-
20	64.58	65.73	0.2
30	22.70	22.73	1.0
40	10.62	10.67	0.5
50	5.91	5.94	0.5
60	3.67	3.71	1.0
70	9.24	-	-
80	7.55	7.81	3.3
90	5.73	-	-
100	4.39	4.43	0.1
120	2.75	-	-
150	1.56	1.58	1.2

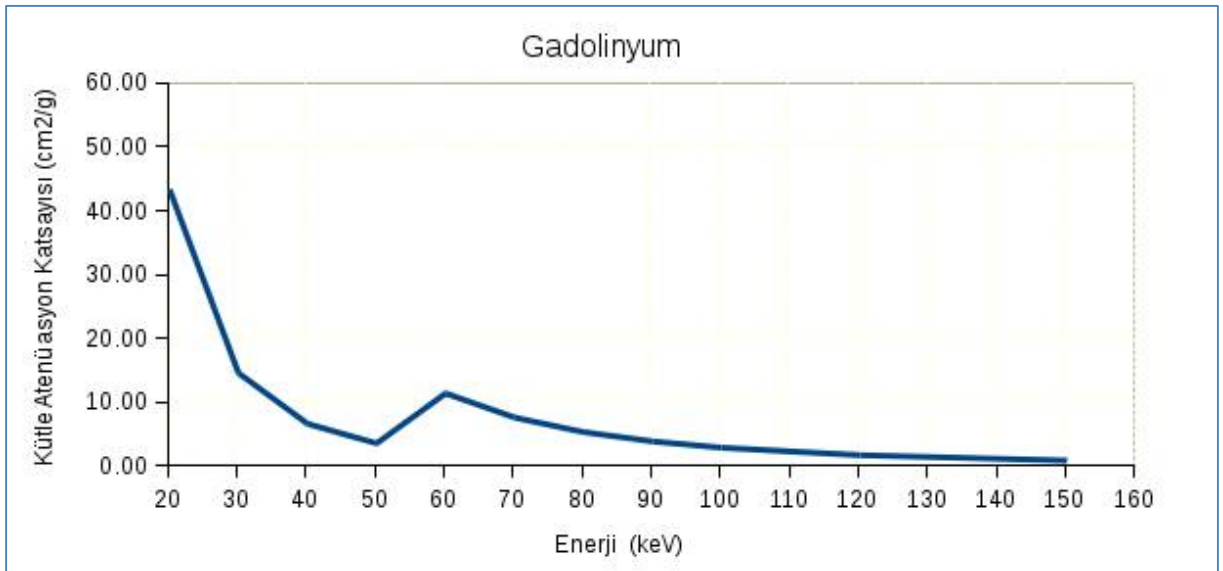


Grafik 10. Tungstenin enerjiye bağlı kütle atenüasyon katsayılarındaki değişim

4.3.5. Gadolinyum

Tablo 10. Gadolinyum için enerjiye bağlı atenüasyon katsayılarının değişimi

Enerji (keV)	Çalışmadaki μ/ρ (cm ² /g)	NIST μ/ρ (cm ² /g)	% Hata
10	-	269.30	-
20	43.62	43.63	0.1
30	14.80	14.84	0.3
40	6.85	6.92	1.0
50	3.77	3.85	2.0
60	11.62	11.75	1.1
70	7.82	-	-
80	5.55	5.57	0.3
90	4.08	-	-
100	3.09	3.10	0.3
120	1.92	-	-
150	1.09	1.10	0.9

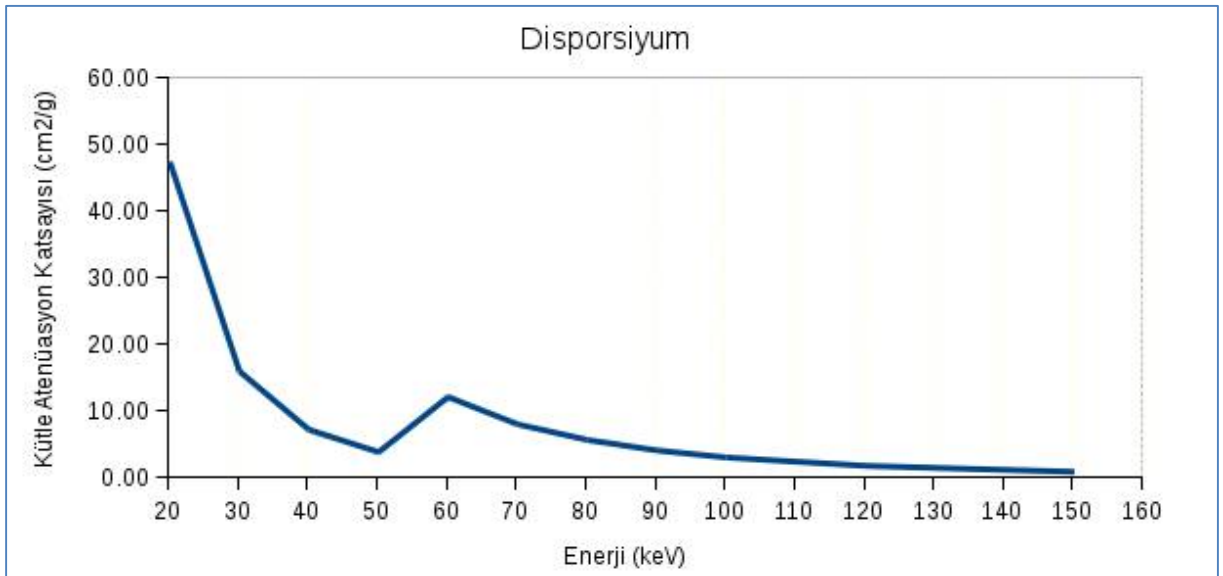


Grafik 11. Gadolinyumun enerjiye bağlı kütle atenüasyon katsayılarındaki değişim

4.3.6. Disprosiyum

Tablo 11. Disprosiyum için enerjiye bağılı atenüasyon katsayılarının değışimi

Enerji (keV)	Çalışmadaki μ/ρ (cm ² /g)	NIST μ/ρ (cm ² /g)	% Hata
10	-	290.20	-
20	47.64	47.65	0.1
30	16.26	16.25	0.1
40	7.50	7.58	1.0
50	4.13	4.22	2.0
60	12.40	12.59	1.5
70	8.30	-	-
80	5.97	6.01	0.6
90	4.39	-	-
100	3.34	3.36	0.5
120	2.08	-	-
150	1.17	1.18	0.1

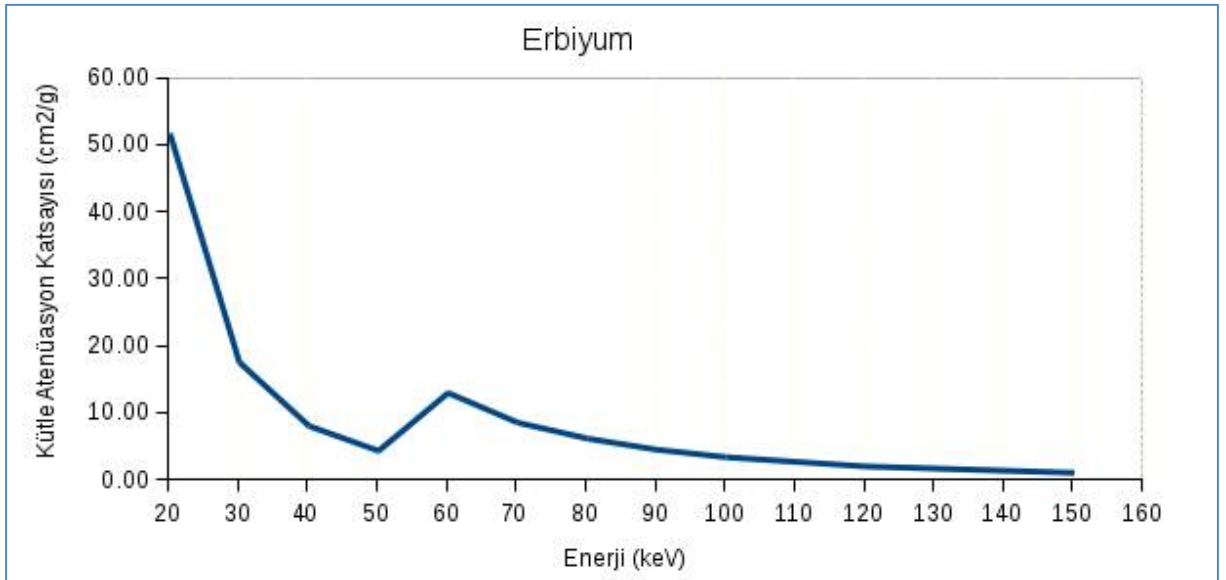


Grafik 12. Disprosiyumun enerjiye bağılı kütle atenüasyon katsayılarındaki değışim

4.3.7. Erbiyum

Tablo 12. Erbiyum için enerjiye bağılı atenüasyon katsayılarının değişimi

Enerji (keV)	Çalışmadaki μ/ρ (cm ² /g)	NIST μ/ρ (cm ² /g)	% Hata
10	-	312.90	-
20	51.98	52.04	0.1
30	17.77	17.80	0.1
40	8.27	8.31	0.4
50	4.55	4.63	1.7
60	13.21	13.62	3.0
70	8.77	-	-
80	6.40	6.47	1.0
90	4.73	-	-
100	3.60	3.62	0.5
120	2.24	-	-
150	1.27	1.28	0.8

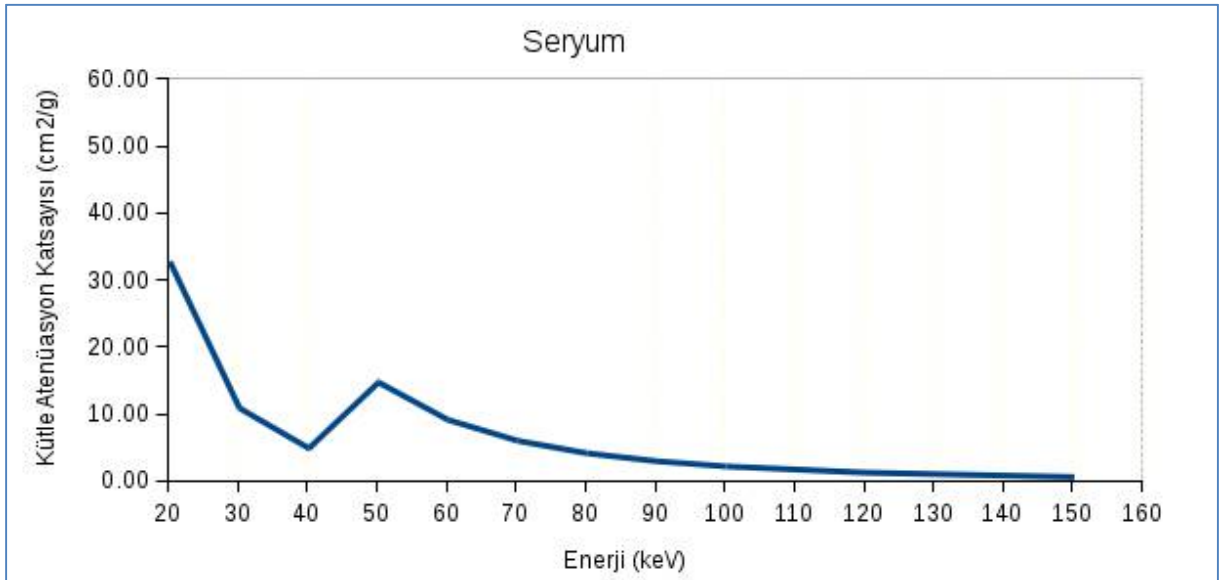


Grafik 13. Erbiyumun enerjiye bağılı kütle atenüasyon katsayılarındaki değişim

4.3.8. Seryum

Tablo 13. Seryum için enerjiye bağılı atenüasyon katsayılarının değişimi

Enerji (keV)	Çalışmadaki μ/ρ (cm ² /g)	NIST μ/ρ (cm ² /g)	% Hata
10	209.88	208.20	0.1
20	33.04	33.12	0.1
30	11.14	11.19	0.4
40	5.13	5.21	1.5
50	14.99	15.20	1.9
60	9.38	9.44	0.6
70	6.25	-	-
80	4.39	4.40	0.2
90	3.21	-	-
100	2.43	2.44	0.4
120	1.51	-	-
150	0.85	0.86	1.1

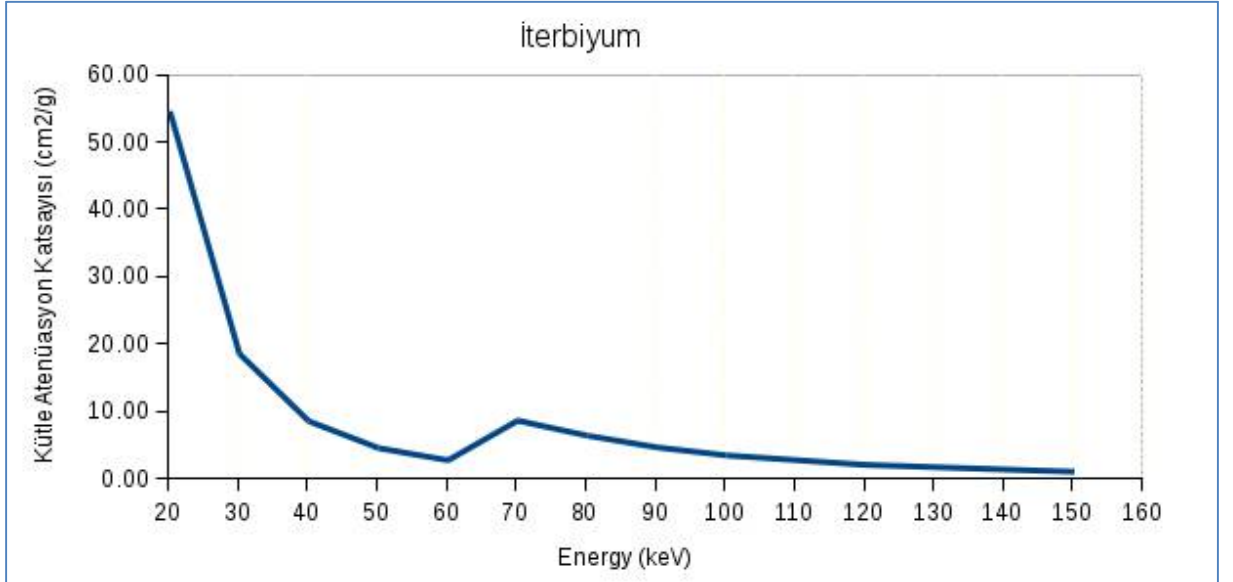


Grafik 14. Seryumun enerjiye bağılı kütle atenüasyon katsayılarındaki değişim

4.3.9. İterbiyum

Tablo 14. İterbiyum için enerjiye bağlı atenüasyon katsayılarının değişimi

Enerji (keV)	Çalışmadaki μ/ρ (cm ² /g)	NIST μ/ρ (cm ² /g)	% Hata
10	-	388.10	-
20	54.86	56.28	2.8
30	18.85	19.32	2.4
40	8.82	9.04	2.4
50	4.85	5.03	3.5
60	3.03	3.14	3.5
70	8.93	-	-
80	6.69	6.90	3.0
90	4.95	-	-
100	3.76	3.88	3.0
120	2.35	-	-
150	1.33	1.37	2.9

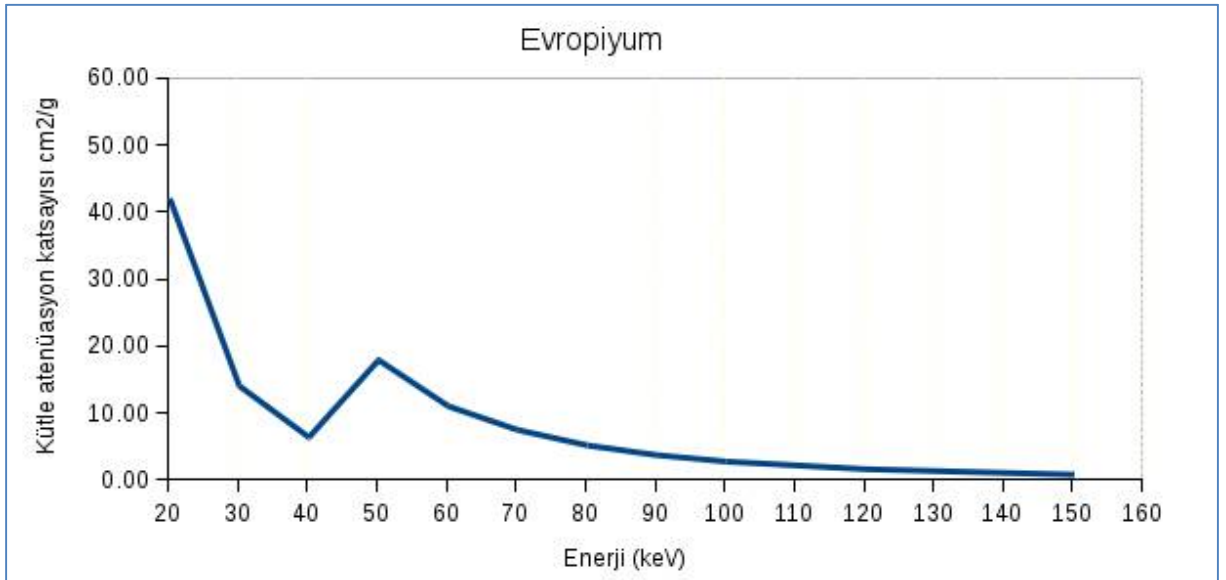


Grafik 15. İterbiyumun enerjiye bağlı kütle atenüasyon katsayılarındaki değişim

4.3.10. Evropiyum

Tablo 15. Evropiyum için enerjiye bağılı atenüasyon katsayılarının değışimi

Enerji (keV)	Çalışmadaki μ/ρ (cm ² /g)	NIST μ/ρ (cm ² /g)	% Hata
10	262.50	262.90	0.1
20	42.32	42.90	1.3
30	14.30	14.41	0.7
40	6.65	6.71	0.8
50	18.18	18.50	1.7
60	11.30	11.55	2.1
70	7.73	-	-
80	5.44	5.45	0.1
90	3.99	-	-
100	3.02	3.04	0.6
120	1.88	-	-
150	1.06	1.07	0.9

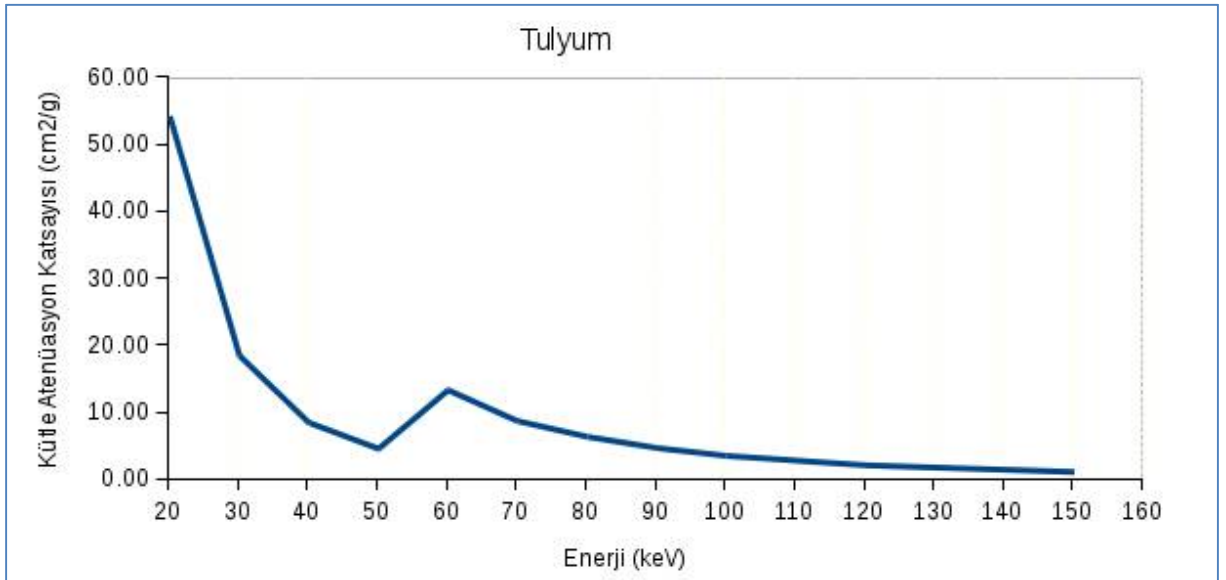


Grafik 16. Evropiyumun enerjiye bağılı kütle atenüasyon katsayılarındaki değışim

4.3.11. Tulyum

Tablo 16. Tulyum için enerjiye bağılı atenüasyon katsayılarının değişimi

Enerji (keV)	Çalışmadaki μ/ρ (cm ² /g)	NIST μ/ρ (cm ² /g)	% Hata
10	-	283.00	-
20	54.47	54.53	0.1
30	18.72	18.68	0.2
40	8.69	8.73	0.4
50	4.80	4.86	1.2
60	13.56	14.09	3.7
70	8.92	-	-
80	6.60	6.74	2.0
90	4.92	-	-
100	3.75	3.78	0.7
120	2.34	-	-
150	1.33	1.34	0.7



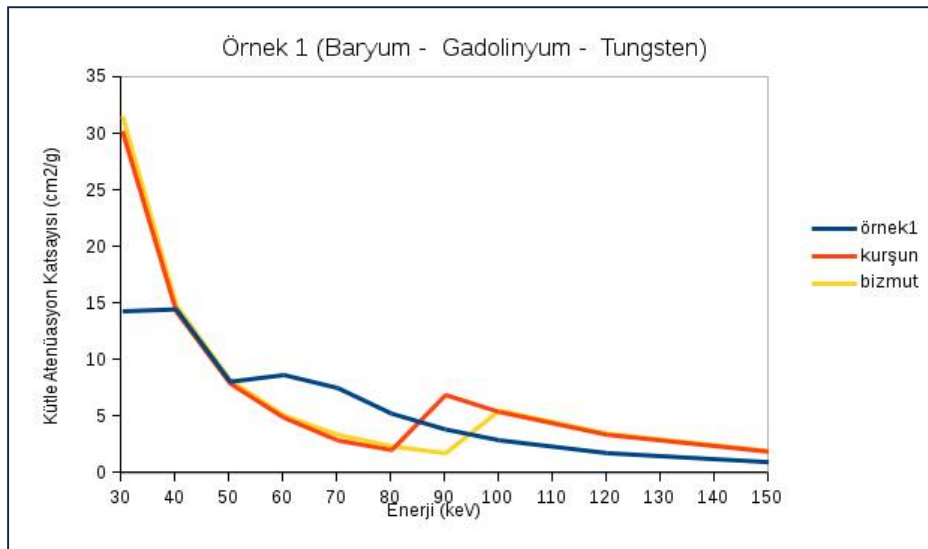
Grafik 17. Tulyumun enerjiye bağılı kütle atenüasyon katsayılarındaki değişim

4.4 Örneklerin atenüasyon etkileri ve sonuçların bizmut ve kurşun ile karşılaştırılması

Örnek 1'de farklı yüzde oranlarında Baryum, Gadolinyum ve Tungsten kullanılmıştır. Tablo 16'da görüldüğü gibi 40keV'den 90keV'e kadar geniş bir aralıkta, oluşturulan örneğin kütle atenüasyon katsayısı bizmut ve kurşuna kıyasla daha yüksektir. 10keV'de, Örnek 1 için kütle atenüasyon katsayısı elde edilememiştir. Bunun sebebi, simülasyon programında oluşturulan geometride kullanılan minimum malzeme kalınlığı (0.1mm) için bile dedektörde doz okunmamasıdır. Atenüasyon etkisi çok yüksek olduğundan kalınlığa bağlı dozdaki değişim gözlenememiştir.

Tablo 17. Örnek 1, kurşun ve bizmut μ/ρ değerleri

Energy (keV)	Örnek 1	kurşun	bizmut
10	-	129.38	134.77
20	42.31	86.83	88.85
30	14.39	30.31	31.65
40	14.56	14.36	14.91
50	8.17	8.01	8.31
60	8.76	4.98	5.18
70	7.61	2.98	3.47
80	5.34	2.13	2.47
90	3.95	6.99	1.84
100	2.99	5.49	5.62
120	1.86	3.48	3.58
150	1.06	1.99	2.05

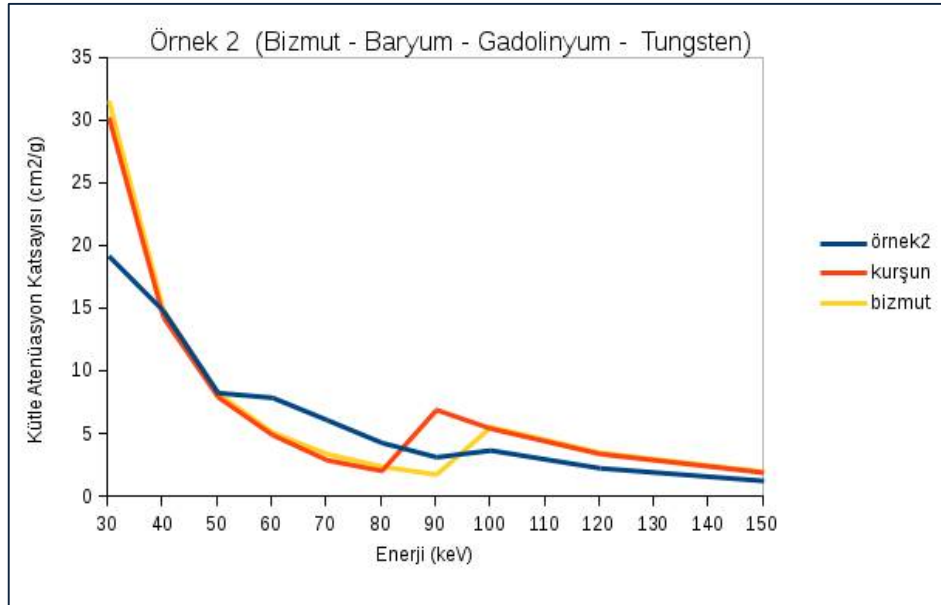


Grafik 18. Örnek 1'in μ/ρ değerlerinin Bi ve Pb ile karşılaştırılması

Örnek 2'de farklı yüzde oranlarında Bizmut, Baryum, Gadolinyum ve Tungsten kullanılmıştır. Örnek 2, 50-80keV aralığında bizmut v kurşuna göre daha yüksek atenüasyon etkisi göstermiştir. Özellikle 70-80 keV ortalama bir mono enerjilerde kurşundan yaklaşık 2 kat daha fazla atenüasyona sahip olduğu görülmüştür.

Tablo 18. Örnek 2, kurşun ve bizmutun μ/ρ değerlerinin

Energy (keV)	Örnek 2	kurşun	bizmut
10	174.28	129.38	134.77
20	55.18	86.83	88.85
30	19.25	30.31	31.65
40	14.88	14.36	14.91
50	8.34	8.01	8.31
60	7.96	4.98	5.18
70	6.18	2.98	3.47
80	4.37	2.13	2.47
90	3.22	6.99	1.84
100	3.76	5.49	5.62
120	2.34	3.48	3.58
150	1.33	1.99	2.05



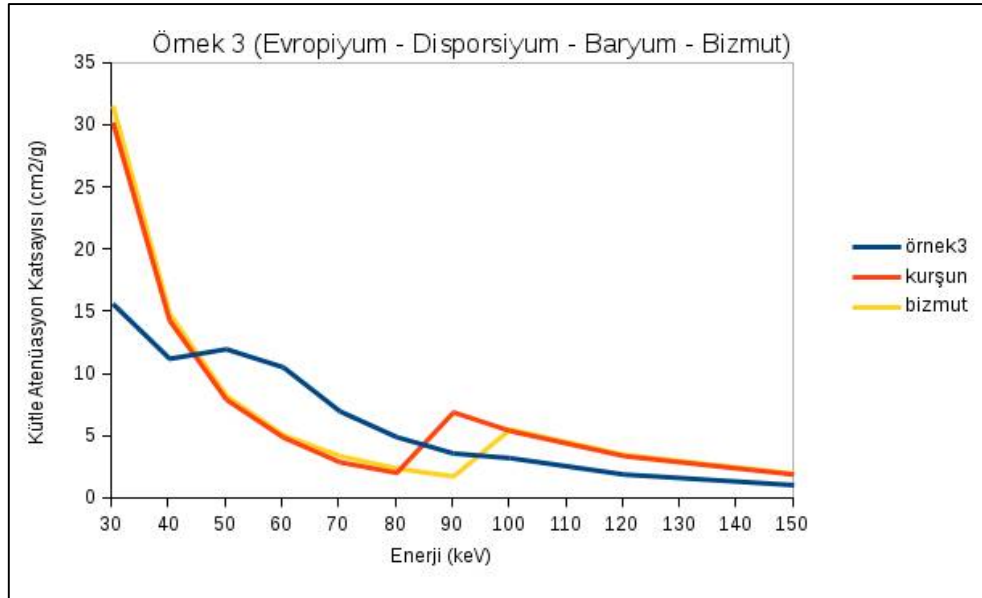
Grafik 19. Örnek 2'nin μ/ρ değerlerinin Bi ve Pb ile karşılaştırılması

Örnek 3'de farklı yüzde oranlarında Evropiyum, Disporsiyum, Baryum ve Bizmut kullanılmıştır.

Bu örnek, 60-80 keV aralığında kurşun ve bizmut ile kıyaslandığında ciddi bir kütle atenüasyon farkı olduğu gözlenmiştir. Tablo 18'den de anlaşılacağı gibi, kurşunla kıyaslandığında %100'ün üzerinde bir artış görülmektedir. Yüksek enerjilerde Örnek 1'e göre daha yüksek, örnek 2'ye göre ise daha düşük atenüasyon etkisi göstermiştir.

Tablo 19. Örnek 3'ün μ/ρ değerleri, kurşun ve bizmut ile karşılaştırılması

Energy (keV)	Örnek 3	kurşun	bizmut
10	253.27	129.38	134.77
20	45.08	86.83	88.85
30	15.72	30.31	31.65
40	11.30	14.36	14.91
50	12.07	8.01	8.31
60	10.62	4.98	5.18
70	7.07	2.98	3.47
80	5.00	2.13	2.47
90	3.69	6.99	1.84
100	3.31	5.49	5.62
120	2.00	3.48	3.58
150	1.14	1.99	2.05



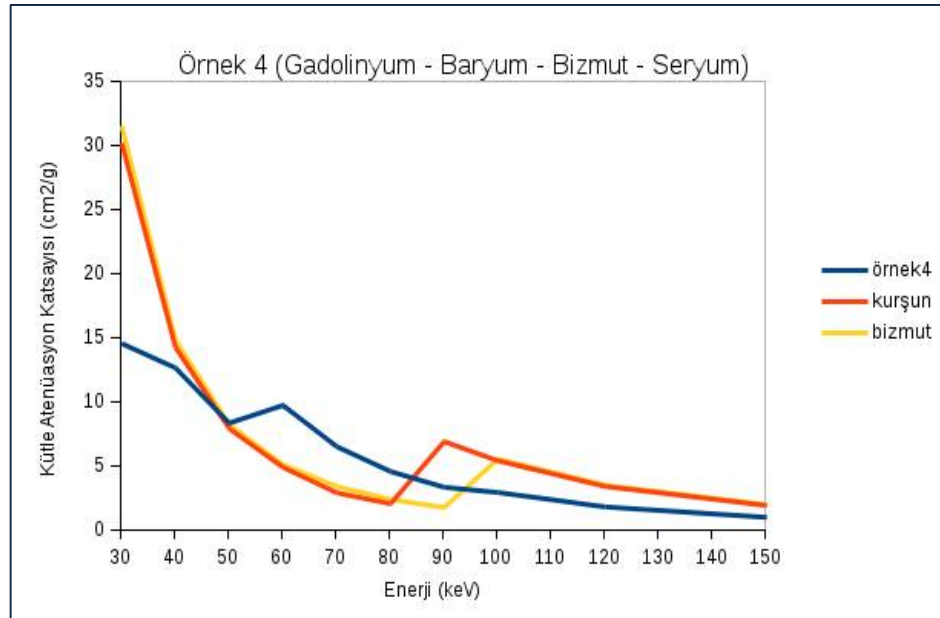
Grafik 20. Örnek 3'ün μ/ρ değerlerinin Bi ve Pb ile karşılaştırılması

Örnek 4'te farklı yüzde oranlarında Gadolinyum, Baryum, Bizmut ve Seryum kullanılmıştır.

Örnek 4'de diğer örneklerle benzer olarak yaklaşık 50-90keV'de bizmuta göre, 50-80keV'de ise; kurşuna göre daha yüksek kütle atenüasyon değerleri elde edilmiştir.

Tablo 20. Örnek 4'ün μ/ρ değerleri, bizmut ve kurşun ile karşılaştırılması

Energy (keV)	Örnek 4	kurşun	bizmut
10	220.95	129.38	134.77
20	42.20	86.83	88.85
30	14.65	30.31	31.65
40	12.75	14.36	14.91
50	8.43	8.01	8.31
60	9.82	4.98	5.18
70	6.60	2.98	3.47
80	4.65	2.13	2.47
90	3.42	6.99	1.84
100	3.01	5.49	5.62
120	1.88	3.48	3.58
150	1.07	1.99	2.05



Grafik 21. Örnek 4'ün μ/ρ değerlerinin Bi ve Pb ile karşılaştırılması

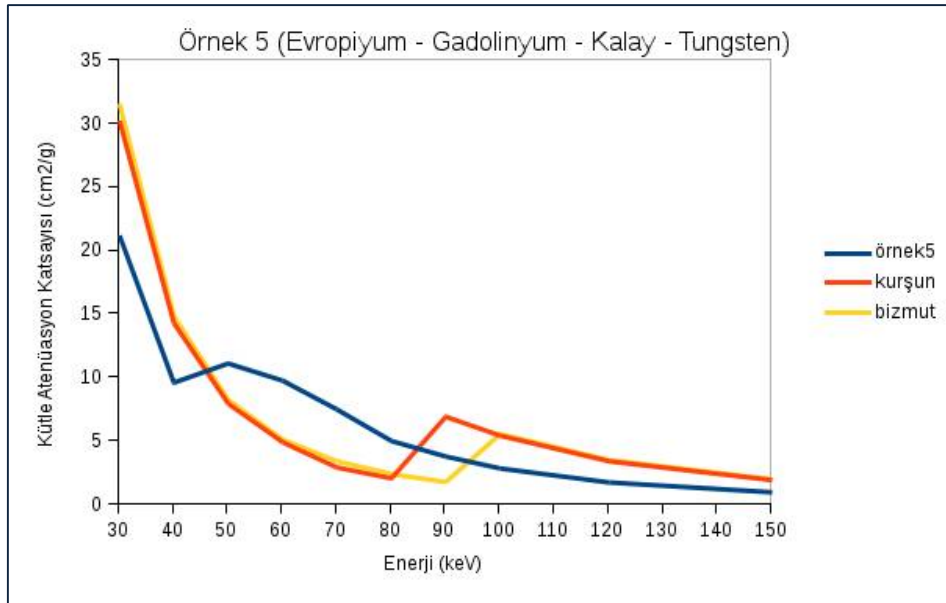
Örnek 5'te farklı yüzde oranlarında Evropiyum, Gadolinyum, Kalay ve Tungsten kullanılmıştır.

10keV'lik monoenerjide yine örnek için kütle atenüasyon katsayısı elde edilememiştir. Yüksek atenüasyon etkisi sebebiyle çok daha ince malzeme kalınlıkları ile MC hesaplamaların yapılmasını gerektirmektedir.

50-90keV'de bizmuta göre, 50-80keV'de ise kurşuna kıyasla daha yüksek soğurucu etkiler elde edilmiştir.

Tablo 21. Örnek 5'in μ/p değerleri, bizmut ve kurşun ile karşılaştırılması

Energy (keV)	Örnek 5	kurşun	bizmut
10	-	129.38	134.77
20	40.64	86.83	88.85
30	21.27	30.31	31.65
40	9.67	14.36	14.91
50	11.18	8.01	8.31
60	9.83	4.98	5.18
70	7.56	2.98	3.47
80	5.07	2.13	2.47
90	3.85	6.99	1.84
100	2.91	5.49	5.62
120	1.81	3.48	3.58
150	1.03	1.99	2.05



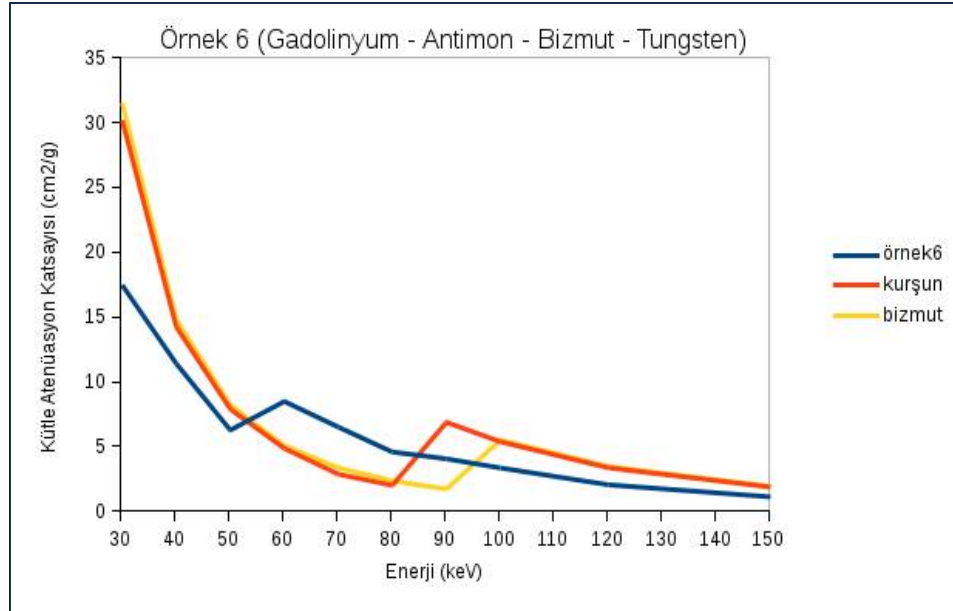
Grafik 22. Örnek 5'in μ/p değerlerinin Bi ve Pb ile karşılaştırılması

Örnek 6'da farklı yüzde oranlarında Gadolinyum, Antimon, Bizmut ve Tungsten kullanılmıştır.

Örnek 6'nın bizmut ve kurşuna göre üstünlüğünün en belirgin olduğu enerjilerin 70-80keV olduğu görülmüştür. %100'ün üzerinde fark değerleri oluşmaktadır.

Tablo 22. Örnek 6'nın μ/ρ değerleri, kurşun ve bizmut ile karşılaştırılması

Energy (keV)	Örnek 6	kurşun	bizmut
10	-	129.38	134.77
20	50.69	86.83	88.85
30	17.58	30.31	31.65
40	11.52	14.36	14.91
50	6.39	8.01	8.31
60	8.60	4.98	5.18
70	6.62	2.98	3.47
80	4.70	2.13	2.47
90	4.17	6.99	1.84
100	3.47	5.49	5.62
120	2.17	3.48	3.58
150	1.24	1.99	2.05



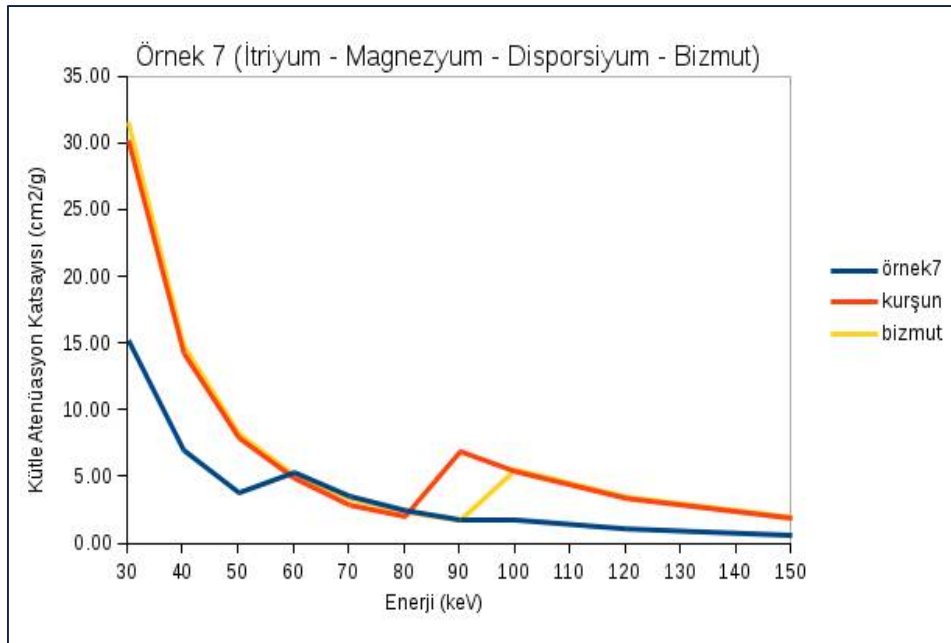
Grafik 23. Örnek 6'nın μ/ρ değerlerinin Bi ve Pb ile karşılaştırılması

Örnek 7'de farklı yüzde oranlarında Yttriyum, Magnezyum, Dispersiyum ve Bizmut kullanılmıştır.

Örnek 7, kurşunla kıyaslandığında 60-80keV'de, bizmutla kıyaslandığında 60-90keV'de daha yüksek atenüasyon katsayılarına sahiptir. Oluşturulan diğer örneklerle kıyaslandığında absorblayıcılığının daha düşük olduğu ve daha sınırlı enerji aralıklarında bizmut ve kurşuna göre başarılı olduğu görülmektedir.

Tablo 23. Örnek 7'nin μ/ρ değerleri, bizmut ve kurşunla karşılaştırılması

Energy (keV)	Örnek 7	kurşun	bizmut
10	127.26	129.38	134.77
20	44.72	86.83	88.85
30	15.33	30.31	31.65
40	7.09	14.36	14.91
50	3.90	8.01	8.31
60	5.42	4.98	5.18
70	3.64	2.98	3.47
80	2.58	2.13	2.47
90	1.91	6.99	1.84
100	1.89	5.49	5.62
120	1.20	3.48	3.58
150	0.71	1.99	2.05



Grafik 24. Örnek 7'nin μ/ρ değerlerinin Bi ve Pb ile karşılaştırılması

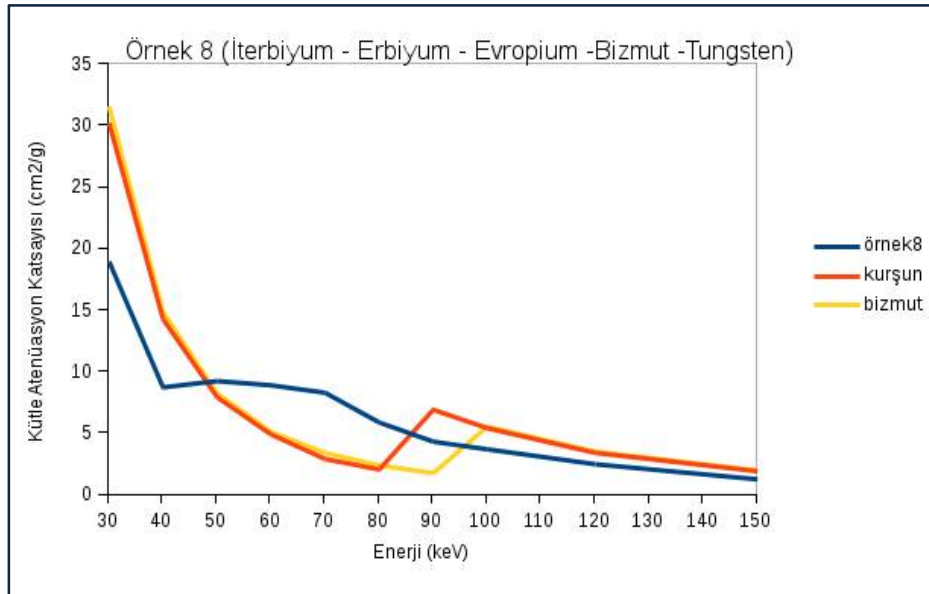
Örnek 8'de farklı yüzde oranlarında İterbiyum, Erbiyum, Evropiyum, Bizmut ve Tungsten kullanılmıştır.

Diğer örneklerle bakıldığında yüksek enerjilerde, kurşun ve bizmuta göre daha yüksek atenüasyon etkilerine sahip olmasa da, en yüksek kütle atenüasyon değerlerine sahip örneklerden biri olduğu görülmektedir.

Özellikle 70-80keV'de kurşuna göre neredeyse 2 kat daha fazla kütle atenüasyon değeri elde edilmiştir.

Tablo 24. Örnek 8'in μ/ρ değerleri, kurşun ve bizmutla karşılaştırılması

Energy (keV)	Örnek 8	kurşun	bizmut
10	-	129.38	134.77
20	55.06	86.83	88.85
30	19.04	30.31	31.65
40	8.81	14.36	14.91
50	9.32	8.01	8.31
60	8.98	4.98	5.18
70	8.37	2.98	3.47
80	5.96	2.13	2.47
90	4.39	6.99	1.84
100	3.77	5.49	5.62
120	2.56	3.48	3.58
150	1.33	1.99	2.05



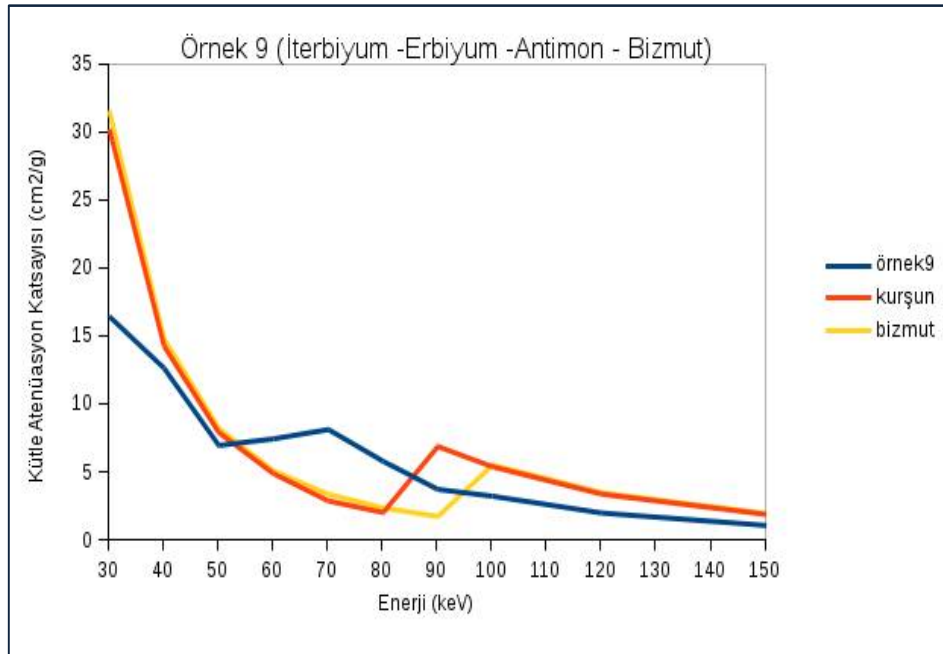
Grafik 25. Örnek 8'in μ/ρ değerlerinin Bi ve Pb ile karşılaştırılması

Örnek 9'da farklı yüzde oranlarında İterbiyum, Erbiyum, Antimon ve Bizmut kullanılmıştır.

Ortalama monoenerji değerlerinde 70-80keV'de diğer örneklerle kıyaslandığında en yüksek atenüasyona sahip örneklerden biri olduğu görülmektedir. Kurşun ve bizmutla karşılaştırıldığında diğerleriyle benzer şekilde 50-80keV'de daha yüksek absorblama özelliğine sahip olduğu görülmüştür.

Tablo 25. Örnek 9'un μ/ρ değerleri, kurşun ve bizmutla karşılaştırılması

Energy (keV)	Örnek 9	kurşun	bizmut
10	-	129.38	134.77
20	48.17	86.83	88.85
30	16.54	30.31	31.65
40	12.74	14.36	14.91
50	7.06	8.01	8.31
60	7.55	4.98	5.18
70	8.23	2.98	3.47
80	5.90	2.13	2.47
90	3.83	6.99	1.84
100	3.33	5.49	5.62
120	2.09	3.48	3.58
150	1.18	1.99	2.05



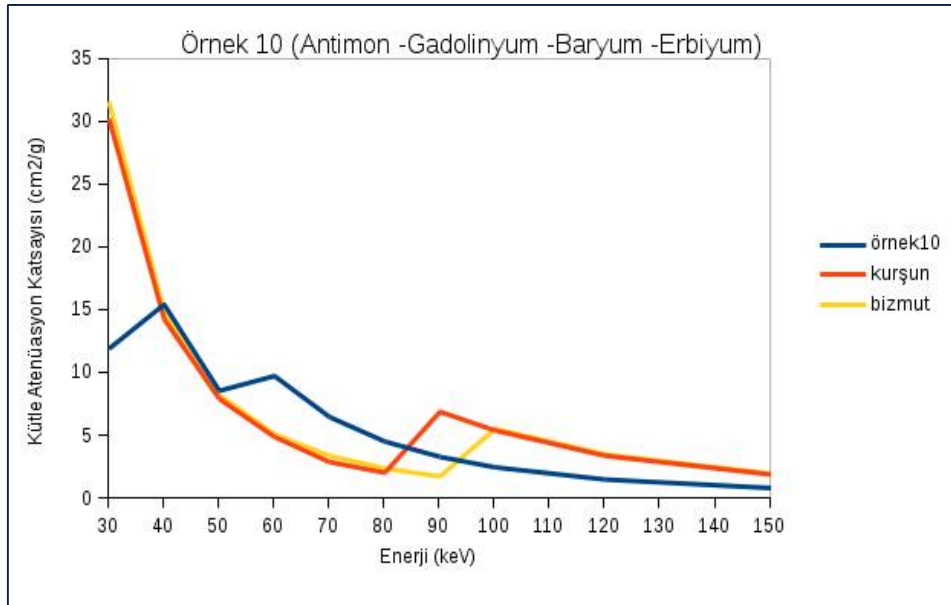
Grafik 26. Örnek 9'un μ/ρ değerlerinin Bi ve Pb ile karşılaştırılması

Örnek 10'da farklı yüzde oranlarında Antimon, Gadolinyum, Baryum ve Erbiyum kullanılmıştır.

Örnek 10 oluşturulan örnekler arasında en başarılı sonucu verenlerden biri olarak kabul edilebilir. Kurşuna göre 40-80keV ve bizmuta göre 40-90keV gibi geniş bir enerji aralığında daha yüksek kütle atenüasyon değerleri bu örnekte elde edilmiştir. Bu aralıkta örnek 10'un kütle atenüasyon katsayı değerlerinde en az %8'lik artış gözlenmiştir. 70-80keV'de bu artışın 2 katına yakın olduğu görülmektedir.

Tablo 26. Örnek 10'un μ/ρ değerleri, kurşun ve bizmut ile karşılaştırılması

Energy (keV)	Örnek 10	kurşun	bizmut
10	218.97	129.38	134.77
20	35.07	86.83	88.85
30	11.99	30.31	31.65
40	15.51	14.36	14.91
50	8.65	8.01	8.31
60	9.83	4.98	5.18
70	6.56	2.98	3.47
80	4.61	2.13	2.47
90	3.39	6.99	1.84
100	2.56	5.49	5.62
120	1.59	3.48	3.58
150	0.91	1.99	2.05



Grafik 27. Örnek 10'un μ/ρ değerlerinin Bi ve Pb ile karşılaştırılması

5. TARTIŞMA

Elementlerin veya karışımların atenüasyon etkilerinin değerlendirildiği çalışmalarda doğru geometrinin belirlenmesi önem taşımaktadır. Literatüre bakıldığında dikkat çeken önemli bir konu, elementlerin deneysel olarak veya simülasyon ile değerlendirmesi yapılırken uluslararası standartlarda belirlenen geometrinin kullanılmış olmasıdır. Bu sebeple çalışmamızdaki geometri, CENELEC (European Electro-Technical Standardization Committee) EN 61331-1 standardının esas alındığı, 2004'te Türk Standardı olarak kabul edilen TS EN 61331-1 dikkate alınarak oluşturulmuştur. Dar demet geometrisi üzerinde çeşitli mono enerjili fotonlar kullanılarak MC hesaplamaları gerçekleştirilmiştir (17).

Çalışmada, GAMOS simülasyon kodları kullanılarak oluşturulan geometrinin TS EN 61331-1 standardından tek farklı yanı demet sınırlayıcı olarak kolimatör kullanılmamış olmasıdır. GAMOS kodları kullanılarak istenilen genişlikteki yüzeyden doğrusal bir şekilde foton yayınlanması zaten sağlanabildiğinden çalışma uzayında kolimatör kullanımına gerek duyulmamıştır. Ayrıca, belirlenen her bir enerji değerleri için (10-150 keV) artan kalınlık değerlerinde gerçekleştirilen hesaplamaların her biri yaklaşık 6 saat sürmüştür. Çalışmanın bütünü göz önüne alındığında, seçilen tüm elementler ve karışım örnekleri için her enerji değerinde ve artan her kalınlık değerinde ayrı ayrı bu hesaplamaların gerçekleştirilmesi ve sonuçların değerlendirilmesi çok uzun zaman almaktadır. Geometrinin karmaşık hale gelmesi bu süreyi daha da uzatabilmektedir. Yani kolimatör kullanıldığı durumda kaynaktan çıkan fotonların bir kısmı kolimatörde absorbe edildiğinden, MC hesaplamaları ile gerçek değere mümkün olduğunca yaklaşmak ve istatistiksel hatayı düşürmek için deneme sayısını artırma gereksinimi ve bu volümde gerçekleşen fiziksel olayların da hesaba katılması hesaplama süresini daha da uzatmıştır. Kolimatörlü ve kolimatörsüz kullanımda dedektör volümü içine bırakılan enerji çıktılarına bakıldığında ihmal edilecek düzeyde bir fark gözlenmiştir. Bu sebeple, MC simülasyon hesaplamalarındaki zaman problemini mümkün olduğunca elimine etmek için gerçek değere en yakın sonucu verebilecek en sade geometrinin oluşturulması sağlanmıştır.

Teorik çalışma, önce bizmut, kurşun ve daha sonra atenüasyon etkilerini değerlendirilmek üzere seçtiğimiz her bir element için ayrı ayrı gerçekleştirilen MC hesaplamaları, GAMOS'da yazılan kodlarla oluşturduğumuz çalışma uzayının doğruluğunu

test etmek ve güvenilir bir simülasyon geometrisi oluşturmak amacıyla yapılmıştır. Çalışmanın temel hedefindeki bu kontrol testlerinin sonucunda elde edilen veriler, standart kabul edilen NIST veri tabanındaki değerler ile karşılaştırılmış ve sonuçlar arasındaki farklar, örnek olarak Tablo 2 ve Tablo 4'te görüldüğü gibi kabul edilir sınırlarda ($<3\%$) bulunmuştur. Sonuçların standart değerler ile uyumlu çıkması oluşturduğumuz çalışma geometrisinin güvenilirliğini ve bu geometrinin elementlerin atenüasyon etkilerini inceleme amacıyla yapılan simülasyon çalışmalarında başarı ile kullanılabileceğini göstermektedir.

MC hesaplamaları ile materyallerin kütle atenüasyon katsayılarının belirlenmesi ile ilgili çalışmalarda çeşitli kod sistemleri kullanılmaktadır. Literatürde bu konuda en sık karşılaşılan kod sistemleri; Geant 4 ve MCNP'dir. Farklı biyolojik örneklerin atenüasyon etkilerinin değerlendirildiği bir çalışmada, bu kod sistemleri ile elde edilen sonuçların ve XCOM programının, deneysel ölçüm sonuçları ile karşılaştırılması yapılmıştır. Sonuçlara bakıldığında; Geant 4 ve MCNP simülasyon kodları kullanılarak elde edilen kütle atenüasyon katsayılarının, XCOM veri tabanı kullanılarak elde edilen kütle atenüasyon katsayısı değerlerine kıyasla deneysel çalışma sonucundaki verilere son derece yakın olduğu görülmektedir. Örneğin; 59.5 keV enerjide kan için yapılan kütle atenüasyon katsayısı değerlendirmesinde Geant 4 simülasyon kodu kullanılarak bulunan sonuç $0.199\text{cm}^2\text{g}^{-1}$, MCNP simülasyon kodu ile bulunan sonuç $0.190\text{cm}^2\text{g}^{-1}$, XCOM ile elde edilen sonuç $0.206\text{cm}^2\text{g}^{-1}$ ve deneysel ölçüm sonucu $0.190\text{cm}^2\text{g}^{-1}$ 'dir. Diğer enerji değerlerine, ayrıca kemik ve kas için yapılan diğer MC hesaplama ve deneysel ölçüm sonuçlarına bakıldığında da benzer durum gözlenmektedir. Bu durum nedeniyle çalışmada deneysel çalışmanın mevcut olmadığı durumlarda, çeşitli enerjilerde ve çeşitli absorplayıcı örnekleri için kütle atenüasyon katsayılarının tahmin edilmesinde MCNP ve Geant 4 simülasyon kodlarının güvenle kullanılabileceği ifade edilmektedir (40).

Yapılan literatür taramasında dikkat çeken bir diğer konu, bizmut ve kurşun gibi radyasyondan koruyucu malzemelerde kullanılan elementlere alternatif olabilecek yeni elementlerin veya kompozit malzeme içeriklerinin değerlendirilmesi ile ilgili yapılan çalışmalarda genellikle tungsten (W), baryum (Ba), kalay (Sn), antimon (Sb) elementlerinin değerlendirmeye alınmış olmasıdır (18,41,42). Bunun sebebi seçilen elementlerin toksik etkilerinin kurşun ve bizmuta göre daha az olması, yoğunluklarının (W hariç) düşük olması ve

K tabaka eşik enerjilerindeki çeşitliliktir. Bu çalışmalarda bizmut ve kurşunun geniş bir enerji aralığında lineer bir soğurma yeteneğine sahip olması ve bu lineerliğin diğer elementlerde görülememesi sebebiyle, farklı oranlarda ve farklı K tabaka eşik enerjilerine sahip elementler bir araya getirilerek kurşun ve bizmut ile benzer soğurma özelliğinin elde edilmesi hedeflenmektedir. Literatürdeki çalışmalara benzer olarak bizim çalışmamızda da bu elementlere yer verilmiş, ilave olarak bazı nadir toprak elementlerinin soğurma etkileri incelenmiştir. Ancak koruyucu malzemelerin atenüasyon etkilerinin değerlendirildiği bu tarz çalışmalarda bizmut ve kurşuna alternatif olabilecek örneklerin başarılı sayılarak rutin kullanıma sunulabilmesi için çalışmanın deneysel ölçüm ile desteklenmesi gerekmektedir. Bu nedenle çalışmanın ileride devam niteliğinde belirlenen örneklerin üretimi ve deneysel ölçümü TS EN 61331-1 standartları göz önünde bulundurularak dijital radyografi cihazında gerçekleştirilecektir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Radyasyonun kullanıldığı alanlarda kişisel korunmada kullanılan bizmut ve kurşun koruyucuların dezavantajları, yeni nesil radyasyondan koruyucu malzemelerin geliştirilmesi ihtiyacını doğurmuştur.

Çalışmadaki sonuçlar incelendiğinde genel olarak, oluşturulan tüm örneklerin bizmut için 50-90 keV, kurşun için ise 50-80 keV aralığında daha yüksek absorplama özelliğine sahip olduğu gözlenmiştir. Çalışmadaki bu karışım örneği denemelerinde elementlerin seçiminde özellikle K tabaka bağlanma enerjileri, yoğunluk ve atom numarası gibi özellikleri göz önünde bulundurulmuştur. Seçilen elementlerin atom numaralarının soğurma yeteneklerinin yeterli olabilmesi için yüksek olması istenmiştir; ancak bu bir dezavantaj oluşturmaktadır. Yüksek atom numaralı bir elementin K tabakasından bir elektron koparıldığında kısmın daha yüksek enerjili karakteristik x-ışınları oluşmaktadır ve bu istenmeyen bir durumdur. Bu sebeple, çalışmada sıklıkla kullanılan nadir toprak elementleri (lantanit grubu elementler) K tabaka bağlanma enerjileri ve atom numaraları çok yüksek olmaması sebebiyle karışım örneklerinde kütle atenüasyonu açısından olumlu sonuçlar göstermiştir. Buradaki dezavantaj ise; nadir toprak elementlerinin K tabaka bağlanma enerjileri bizmut ve kurşun kadar yüksek

olmadığından oluşturulan karışım örnekleri 90 keV ve üzeri yüksek enerjilerde bizmut ve kurşun kadar yüksek atenüasyon etkisi gösterememişlerdir.

Nadir toprak elementleri yeni teknolojilerde ve temiz enerji üretiminde sıklıkla kullanılmaktadır. Bu sebeple lantanitler “yeşil elementler” olarak da tanımlanmaktadır. Kurşun, çinko, kadmiyum gibi metal grubu elementler sağlığa zararlı etkilerinin yanı sıra çevre kirliliğine de neden olmaktadır. Bu nedenle, karışım örneklerinde elementlerin seçimi yapılırken elementlerin toksisitelerine de bakılmış, karışım örnekleri ile yapılan denemelerde metallerin yüzde oranı azaltılarak nadir toprak elementlerinin katkısı artırılmıştır.

Bu çalışmada, radyasyondan korunmada kullanılan bizmut ve kurşun koruyucuların sahip olduğu dezavantajları ortadan kaldıracak yeni alternatif koruyucu malzeme içeriklerinin geliştirilebilmesi için GAMOS'da bir çalışma uzayı oluşturularak gerekli alt yapı sağlanmıştır. Seçilen elementlerin atenüasyon etkileri incelenerek radyasyondan koruyucularda alternatif olarak hangi elementlerin kullanılabileceği incelenmiş ve bir ön çalışma olarak sunulmuştur. Ancak; GAMOS'da belirlenen karışım örneklerinin başarılı sayılabilmesi için deneysel ölçümün gerçekleştirilmesi ve deneysel ölçüm sonuçlarının simülasyonda elde edilen sonuçlarla karşılaştırılıp uyumluluğunun kontrol edilmesi gerekmektedir. Bunun için, ileride devam niteliğindeki bir çalışma ile öncelikle elimizde bulunan kurşun ve alüminyum için, deneysel ölçümün yapılacağı dijital radyografi cihazının özelliklerine uygun spektrum bilgisi ile GAMOS'da MC hesaplamaları yapıp deneysel ölçümlerle karşılaştırma sonucu verifikasyon sağlanacak, daha sonra başarılı olduğu düşünülen karışım örneklerinin laboratuvar koşullarında üretimi sağlanıp, aynı şekilde deneysel ölçüm ve simülasyon sonuçlarının karşılaştırılması yapılarak sonuçların uyumluluğuna bakılacaktır. Örneklerin kurşun eşdeğeri kalınlıkları, maliyet ve ağırlık değerlendirilmesi yapılacaktır; bunun sonucunda başarılı bulunan, bizmut ve kurşuna alternatif olabilecek örnekler rutin kullanıma sunulacaktır.

7. KAYNAKLAR

1. Parker MS, Kelleher NM, Hoots JA, Chung JK ve ark. Absorbed radiation dose of the female breast during diagnostic multidetector chest CT and dose reduction with a tungsten antimony composite breast shield : preliminary results. Clin Radiol. 2008;63:278–88.
2. Chang KH, Lee W, Choo DM, Lee CS ve ark. Dose reduction in CT using bismuth shielding: Measurements and Monte Carlo simulations. Radiat Prot Dosimetry. 2009;138(4):382–8.
3. Raissaki M, Perisinakis K, Damilakis J, Gourtsoyiannis N. Eye-lens bismuth shielding in paediatric head CT : artefact evaluation and reduction. Pediatr Radiol. 2010;40:1748–54.
4. Angel E, Yaghmai N, Jude CM, Demarco JJ ve ark. Monte Carlo simulations to assess the effects of tube current modulation on breast dose for multidetector CT. Phys Med Biol. 2009;54(3):497–512.
5. RoHS Guidance Producer Support Booklet, National Measurement Office, 2010.
6. Çetin H. Tıbbi amaçlı x ışını uygulamalarında radyasyondan korunmak amacıyla kullanılan kurşunlu önlük malzemelerine alternatif olarak üretilen kurşunsuz örneklerin soğurma özelliklerinin incelenmesi. Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı Yüksek lisans tezi, 2011.
7. Rogers DWO. Fifty years of Monte Carlo simulations for medical physics. Phys Med Biol. 2006;51(13):R287–301.
8. Andreo P. Monte Carlo techniques in medical radiation physics. Phys Med Biol. 1991;36(7):861–920.
9. Agostinelli S, Allison J, Amako K, Apostolakis J ve ark. GEANT4 - A simulation toolkit. Nucl Instruments Methods Phys Res Sect A. 2003;506:250–303.
10. Martin JE. Physics for Radiation Protection, A Handbook. Second Edition. Weinheim,Wiley-VCH, 2006; p. 1-844
11. Bushong SC. Radiologic Science for Technologists. Tenth edition. Canada, Elsevier; 2013; p.1-672
12. Olgar T., Temel Radyoloji Fiziği, In: Sancak İT, editors. Temel Radyoloji, First Edition. Ankara, Güneş Tıp Kitabevleri; 2015. p. 3-29
13. Karakuza A. Kimyasal Etkilerin Betonların Radyasyon Zırhlama Özellikleri Üzerine Etkisinin Araştırılması. Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yüksek lisans tezi; 2007.
14. Attix FH. Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry. 3rd edition. Wisconsin, Wiley-VCH, 2004. p. 20-157.
15. Hendee William R. Ritenour ER. Medical Imaging Physics. Fourth Edition. Canada, Wiley-Liss; 2002. p.45-68
16. Gümüş E. Cr, Fe, Cu ve Zn Geçiş Elementlerin Oluşturduğu Bazı Bileşiklerin K Kabuğu Floresans Parametreleri Üzerine Kimyasal Etki. Pamukkale Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yüksek lisans tezi, 2011.
17. Türk Standardları Enstitüsü. Tıpta teşhis amacıyla kullanılan x-ışınına karşı koruyucu cihazlar, Bölüm 1: Malzemelerin zayıflatma özelliklerinin belirlenmesi, Ankara, 2004.
18. Mccaffrey JP, Tessier F, Shen H. Radiation shielding materials and radiation scatter effects for interventional radiology (IR) physicians. Med. Phys. 2012;39:4537–46.

19. International Commission on Radiological Protection. Recommendations of the ICRP Publication 26, Pergamon Press, Oxford, 1977.
20. Corbett RH, Faulkner K. Justification in radiation protection. Br J Radiol. American Public Health Association; 1998;71(849):905–7.
21. <http://www.taek.gov.tr/ss/radyasyondan-korunma/503-radyasyondan-korunmanin-temel-prensipleri.html> Erişim Tarihi: 15.12.2015
22. Eder H. Lead substitute material for radiation protection purposes. United States patent; No: US 7,041,995 B2, 2006.
23. Zuguchi M, Chida K, Taura M, Inaba Y ve ark. Usefulness of non-lead aprons in radiation protection for physicians performing interventional procedures. Radiat Prot Dosimetry. 2008;131(4):531–4.
24. <http://www.barrieronline.com/radiation/ct-shields.php> Erişim Tarihi 15.11.2015
25. <http://www.kursunonluk.com.tr/Sayfalar/2-bilgi-ve-tavsiyeler.aspx> Erişim Tarihi 15.11.2015
26. Raychaudhuri S. Introduction to monte carlo simulation. Winter Simulation Conference Booklet 2008, p. 91–100, 7-10.12.2008.
27. Press WH, Teukolsky SA, Vetterling WT, Flannery BP. Numerical recipes: the art of scientific computing. Third edition, Cambridge, Cambridge University Press, 2007. p.340-410.
28. Hançerlioğulları A, Monte Carlo Simülasyon Metodu ve MCNP kod sistemi. Kastamonu Eğitim Dergisi. 2006;(2):545–56.
29. Bozkurt A. Nükleer ve Parçacık Fiziğinde Monte Carlo Uygulamaları Bahar Okulu Ders Notları. Amasya Üniversitesi, 2015.
30. <http://www.asafvarol.com/dnotlar/mkt101/019.pptx> Erişim Tarihi: 10.10.2015
31. Sarpun İ. Monte Carlo Metoduna Giriş. Nükleer ve Parçacık Fiziğinde Monte Carlo Uygulamaları Bahar Okulu Ders Notları. Amasya Üniversitesi, 2015.
32. Mascagni M. Random Number Generation A Practitioner's Overview. Florida State University, 2012.
33. Bielajew AF. Fundamentals of the Monte Carlo method for neutral and charged particle transport. New York, The University of Michigan, Dep. of Nuclear Engineering and Radiological Sciences, 1998. p.25-30.
34. Yeğin G. Rastgele Sayılar (Random Numbers). Nükleer ve Parçacık Fiziğinde Monte Carlo Uygulamaları Bahar Okulu Ders Notları. Bitlis, 2012.
35. Shonkwiler RW, Mendivil F. Explorations in Monte Carlo Methods. New York, Springer Science+Business Media, 2009. p.1-43.
36. Thomopoulos NT. Essentials of Monte Carlo Simulation: Statistical Methods for Building Simulation Models. New York, Springer Science+Business Media, 2013. p.1-14.
37. Salvat F, Fernández-Varea J, Sempau J. PENELOPE-2006: A code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport. Workshop Proceedings, Barcelona, 2008.
38. Arce P, Lagares JI, Harkness L, Desorgher L ve ark. GAMOS: An easy and flexible way to use GEANT4. IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record. 2230–7, 23-29.10.2011, Valencia
39. GAMOS Collaboration. GAMOS 5.0.0 User's Guide , 2013

40. Medhat ME, Shirmardi Sp, Singh VP. Comparison of Geant 4, MCNP Simulation Codes of Studying Attenuation of Gamma rays through Biological Materials with XCOM and Experimental Data. J Appl Comput Math. 2014;03(06):3–7.
41. McCaffrey JP, Shen H, Downton B, Mainegra-Hing E. Radiation attenuation by lead and nonlead materials used in radiation shielding garments. Med Phys. 2007;34(2):530.
42. Eder H, Schlattl H, Hoeschen C. X-Ray Protective Clothing : Does DIN 6857-1 Allow an Objective Comparison Between Lead-Free and Lead- Composite Materials?. Fortschr Röntgenstr. 2010;182:422–8.

ÖZGEÇMİŞ

GİZEM ŞİŞMAN

TC Kimlik No / Pasaport No:	21050595940
Doğum Yılı:	1988
Yazışma Adresi :	Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Medikal Fizik Anabilim Dalı, Balçova/İZMİR
Telefon :	531-2042039
e-posta :	gizem.sisman88@gmail.com

EĞİTİM BİLGİLERİ

Ülke	Üniversite	Fakülte/Enstitü	Öğrenim Alanı	Derece	Mezuniyet Yılı
Türkiye	Ege Üniversitesi	Fen Fakültesi	Fizik Bölümü	Lisans	2011

AKADEMİK/MESLEKTE DENEYİM

Kurum/Kuruluş	Ülke	Şehir	Bölüm/Birim	Görev Türü	Görev Dönemi
Dokuz Eylül Üniversite Hastanesi	Türkiye	İzmir	Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı	Stajyer	2014-2015
Dokuz Eylül Üniversite Hastanesi	Türkiye	İzmir	Nükleer Tıp Anabilim Dalı	Stajyer	2014-2015
Dokuz Eylül Üniversite Hastanesi	Türkiye	İzmir	Radyoloji Anabilim Dalı	Stajyer	2014-2015
Matematik-Fen Özel Etüt Eğitim Merkezi	Türkiye	İzmir	Fizik Bölümü	Öğretmen	2011-2013
Ege Üniversite Hastanesi	Türkiye	İzmir	Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı	Gönüllü Stajyer	2010 (Eylül- Ekim)
Dokuz Eylül Üniversite Hastanesi	Türkiye	İzmir	Nükleer Tıp Anabilim Dalı	Gönüllü Stajyer	2010 (Ağustos- Eylül)

Hakemli konferans/sempozyumların bildiri kitaplarında yer alan yayınlar

Şişman G., Epik H., Akgüngör K., **Yurt A.**, Kandemir R., Monte Carlo metodu ile nadir toprak elementi katkı radyasyondan koruyucu yeni malzemeler oluşturulması ve atenüasyon etkilerinin değerlendirilmesi, 1. Ulusal Radyasyondan Korunma Kongresi, 19-21 Kasım 2015, Ankara
(Sözlü sunum)

Özsoykal İ., Yurt A., Çakır R., Şişman G., Obuz F., Bilgisayarlı tomografi ile yapılan çift fazlı abdomen incelemelerinde otomatik tüp akım modülasyonu tekniğinin farklı hasta boyutları için hasta dozu ve görüntü kalitesi üzerine etkileri, 36. Ulusal Radyoloji Kongresi, 21-25 Ekim 2015, Antalya
(Poster Sunum)

Yurt A., Çakır Haliloğlu R., Özsoykal İ., Şişman G., Ada E., Baş-boyun BT anjiyografi uygulamalarında akım modülasyon sisteminin doz ve görüntü kalitesi üzerine etkisi, 36. Ulusal Radyoloji Kongresi, 21-25 Ekim 2015, Antalya
(Poster Sunum)

Şişman G., Epik H., Akgüngör K., Yurt A., Kandemir R., Monte Carlo Simülasyonu ile radyasyondan koruyucu malzemelerde kullanılan bizmut ve kurşuna alternatif yeni kompozit malzemeler oluşturulması ve atenüasyon etkilerinin değerlendirilmesi, 15. Medikal Fizik Kongresi, 16-19 Mayıs 2015, Trabzon, s.73
(Sözlü Sunum)

Özsoykal İ., Yurt A., Çakır R., Şişman G., Bilgisayarlı tomografi ile yapılan çift fazlı abdomen incelemelerinde otomatik tüp akımı modülasyonu kullanımının hasta dozu ve görüntü kalitesi üzerine etkileri, 15. Medikal Fizik Kongresi, 16-19 Mayıs 2015, Trabzon, s.74
(Sözlü Sunum)

Çakır Haliloğlu R., Yurt A., Özsoykal İ., Şişman G., Nöroanjiyo bilgisayarlı tomografi uygulamalarında otomatik tüp akımı modülasyonu kullanımının hasta dozu ve görüntü kalitesi üzerine etkileri, 15. Medikal Fizik Kongresi, 16-19 Mayıs 2015, Trabzon, s.82
(Sözlü Sunum)

EĞİTİM KATILIMLARI

Ulusal ve Uluslararası Kongreler/Sempozyumlar/Kurslar/Seminerler

Nükleer Parçacık Fiziğinde Monte Carlo Uygulamaları Bahar Okulu	2-6 Eylül 2015	Amasya Üniversitesi	Amasya
Radyoterapi Tedavi Planlarının Değerlendirilmesi ve Optimizasyonu Kursu	Haziran 2015	Medikal Fizik Derneği	İzmir
Medikal Fizik Kongresi	16-19 Mayıs 2015	Medikal Fizik Derneği	Trabzon
Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimcilik Akademisi Sertifika Kursu	Eylül 2014-Ocak 2015	Dokuz Eylül Üniversitesi	İzmir

“Proton Terapi Teknikleri, Radyobiolojisi ve Dozimetrisi” Eğitim toplantısı	Aralık 2014	Medikal Fizik Derneği	Ankara
Eğitim Semineri-IV	Kasım 2014	Radyoterapi Teknikerleri Derneği, DEÜ Radyasyon Onkolojisi AD	İzmir
“İş Sağlığı ve Güvenliğinde Radyasyondan Korunmanın Yeri ve Önemi” çalıştay	Ekim 2014	Radyasyondan Korunma Uzmanları Derneği, İş Sağlığı ve Güvenliği Profesyonelleri Derneği	Antalya
“Nanoteknoloji” Sempozyumu	Kasım 2009	BEST İzmir (Board of European Students of Technology), EÜ	İzmir

EK 2: ETİK KURUL ONAYI

KARAR BİLGİLERİ	Karar No:2015/05-20	Tarih: 19.02.2015
	Yard.Doç.Dr.Hakan Epik'in sorumlusu olduğu "Monte Carlo Simülasyonu ile Radyasyondan Koruyucu Malzemelerde Kullanılan Bizmut, Kurşun ve Alternatif Kompozit Malzemelerin Atenuasyon Etkilerinin Değerlendirilmesi" isimli klinik araştırmaya ait başvuru dosyası ve ilgili bölgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş, etik açıdan çalışmanın gerçekleştirilmesinin uygun olduğuna oy birliği ile karar verilmiştir.	
ETİK KURUL BİLGİLERİ		
ÇALIŞMA ESASI	Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu İşleyiş Yönergesi İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu	
ETİK KURUL ÜYELERİ		

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsi yet	Araştırma ile ilişkili mi?	İmza
Prof.Dr.Banu ÖNVURAL (Başkan)	Tıbbi Biyokimya	DEÜ Tıp Fakültesi Tıbbi Biyokimya Anabilim Dalı	Kadın	E ☐ H ☒	Banu
Prof.Dr.Ş.Reyhan UÇKU (Başkan Yardımcısı)	Halk Sağlığı	DEÜ Tıp Fakültesi Halk Sağlığı A.D.	Kadın	E ☐ H ☒	Reyhan
Prof.Dr.Nejat SARIOSMANOĞLU	Kalp Damar Cerrahisi	DEÜ Tıp Fakültesi Kalp Damar Cerrahisi Anabilim Dalı	Erkek	E ☐ H ☒	Nejat
Prof.Dr.Ece BÖBER	Pediyatrik Endokrinoloji	DEÜ Tıp Fakültesi Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalı	Kadın	E ☐ H ☒	Ece
Prof.Dr.Vesile ÖZTÜRK	Nöroloji	DEÜ Tıp Fakültesi Nöroloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐ H ☒	Vesile
Prof.Dr.Ahmet Turan IŞIK	Geriyatri	DEÜ Tıp Fakültesi İç Hastalıkları Anabilim Dalı	Erkek	E ☐ H ☒	Ahmet
Prof.Dr.Mukaddes GÜNELİ	Tıbbi Farmakoloji	DEÜ Tıp Fakültesi Tıbbi Farmakoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐ H ☒	Mukaddes
Prof.Dr.Ayşe Aydan ÖZKÜTÜK	Tıbbi Mikrobiyoloji	DEÜ Tıp Fakültesi Tıbbi Mikrobiyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐ H ☒	Ayşe
Prof.Dr.Nihal GELECEK	Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon	DEÜ Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksek Okulu	Kadın	E ☐ H ☒	Nihal
Doç.Dr.Müge KIRAY	Fizyoloji	DEÜ Tıp Fakültesi Fizyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐ H ☒	Müge
Doç.Dr.Şeyda Sören İNTEPRİLER	Hemşirelik Yönetimi	DEÜ Hemşirelik Fakültesi Hemşirelik Yönetimi A.D.	Kadın	E ☐ H ☒	Şeyda
Doç.Dr.Sefa KIZILDAĞ	Tıbbi Biyoloji ve Genetik	DEÜ Tıp Fakültesi Tıbbi Biyoloji ve Genetik A.D.	Erkek	E ☐ H ☒	Sefa
Doç.Dr.Sevda ÖZKARDEŞLER	Anesteziyoloji	DEÜ Tıp Fakültesi Anesteziyoloji ve Reanimasyon A.D.	Kadın	E ☐ H ☒	Sevda
Uzm.Dr.Ahmet Can BİLGİN	Hukuk	DEÜ Tıp Tarihi ve Etik A.D.	Erkek	E ☐ H ☒	Ahmet
Mehmet Erhan ÖZKUL	Sağlık mensubu olmayan üye	D.E.Ü Tıp Fakültesi İdari Mali İşler	Erkek	E ☐ H ☒	Mehmet

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURUL KARARI

ETİK KOMİSYONUN ADI	DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU
AÇIK ADRES	Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı 2. Kat İnciraltı-İZMİR
TELEFON	0 232 412 22 54-0 232 412 22 58
FAKS	0 232 412 22 43
E-POSTA	etikkurul@deu.edu.tr

BAŞVURU BİLGİLERİ	DOSYA NO:	1949-GOA
	ARAŞTIRMA	UZMANLIK TEZİ ☐ AKADEMİK AMAÇLI ☐
	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Monte Carlo Simülasyonu ile Radyasyondan Koruyucu Malzemelerde Kullanılan Bizmut, Kurşun ve Alternatif Kompozit Malzemelerin Atenuasyon Etkilerinin Değerlendirilmesi
	ARAŞTIRMA PROTOKOL KODU	
	SORUMLU ARAŞTIRMACI ÜNVANI/ADI/SOYADI ve UZMANLIK ALANI	Yard.Doç.Dr.Hakan Epik DEU Fen Fakültesi Fizik Bölümü
	DESTEKLEYİCİ VE AÇIK ADRESİ	-
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ VE ADRESİ	-
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ ☒ ÇOK MERKEZLİ ☐

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	Mevcut		Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
	ARAŞTIRMA İLE İLGİLİ LİTERATÜR	Mevcut		Türkçe ☐ İngilizce ☒ Diğer ☐
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	Mevcut		Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
	OLGU RAPOR FORMU	Mevcut		Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐