

T.C.
YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

TIBBİ RADYASYON ZIRHLAMALARINDA KULLANILABİLECEK
ÇOK FONKSİYONLU MİKRO/NANO KOMPOZİT
MALZEMELERİN GELİŞTİRİLMESİ VE DOZİMETRİK
ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ

Mustafa ÇAĞLAR

DOKTORA TEZİ

Fizik Anabilim Dalı

Fizik Programı

Danışman

Prof. Dr. Orhan İÇELLİ

Eş Danışman

Doç. Dr. Hilal ACAR DEMİR

Ocak, 2021

T.C.
YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

TIBBİ RADYASYON ZIRHLAMALARINDA
KULLANILABİLECEK ÇOK FONKSİYONLU MİKRO/NANO
KOMPOZİT MALZEMELERİN GELİŞTİRİLMESİ VE
DOZİMETRİK ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ

Mustafa ÇAĞLAR tarafından hazırlanan tez çalışması 05/02/2021 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Anabilim Dalı, Fizik Programı **DOKTORA TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Orhan İÇELLİ
Yıldız Teknik Üniversitesi
Danışman

Doç. Dr. Hilal ACAR DEMİR
İstanbul Medipol Üniversitesi
Eş-Danışman

Jüri Üyeleri

Prof. Dr. Orhan İÇELLİ, Danışman
Yıldız Teknik Üniversitesi

Doç. Dr. Hüseyin Birtan KAVANOZ, Üye
Yıldız Teknik Üniversitesi

Prof. Dr. Tamer ATASEVER, Üye
İstanbul Medipol Üniversitesi

Doç. Dr. Dilek ÜNAL, Üye
İstanbul Medipol Üniversitesi

Doç. Dr. Mehmet KILIÇ, Üye
İstanbul Teknik Üniversitesi

Danışmanım Prof. Dr. Orhan İÇELLİ sorumluluğunda tarafımca hazırlanan “Tıbbi Radyasyon Zırhlamalarında Kullanılabilecek Çok Fonksiyonlu Mikro/Nano Kompozit Malzemelerin Geliştirilmesi ve Dozimetrik Özelliklerinin İncelenmesi” başlıklı çalışmada veri toplama ve veri kullanımında gerekli yasal izinleri aldığımı, diğer kaynaklardan aldığım bilgileri ana metin ve referanslarda eksiksiz gösterdiğimi, araştırma verilerine ve sonuçlarına ilişkin çarpıtma ve/veya sahtecilik yapmadığımı, çalışmam süresince bilimsel araştırma ve etik ilkelerine uygun davrandığımı beyan ederim. Beyanımın aksinin ispatı halinde her türlü yasal sonucu kabul ederim.

Mustafa ÇAĞLAR

Bu alışma, Yıldız Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırma Proje Koordinatörlüğü' nün **FDK-2019-3441** numaralı projesi ile desteklenmiştir.

Aileme...

TEŞEKKÜR

Tanıştığım ilk günden itibaren bana bir öğrenci değil evlat şefkati ile yaklaşan sunduğum, önerdiğim, itiraz ettiğim, yaptığım yapmadığım her durumda anlayışla ve sabırla doğru yolu bulabilmemi sağlayan saygıdeğer danışmanım Prof. Dr. Orhan İÇELLİ 'ye,

Tez çalışmamda beni teşvik eden ve kolaylık sağlayan sayın eş danışmanım Doç. Dr. Hilal ACAR DEMİR 'e,

Tez sürecimde teorik ve deneysel adımlarda bana yol gösteren sayın hocalarım Doç. Dr. Zeynep Güven Özdemir ve Doç. Dr. Mehmet KILIÇ 'a,

Doktora süreci boyunca gerek derslerde gerek deneysel ve teorik çalışmalarda zorlukları beraber omuzladığımız takım arkadaşım Arş. Gör. Yaşar KARABUL 'a,

Tökezlediğim her anımda desteğini yanımda hissettiğim çalışma arkadaşım, ağabeyim Sayın Öğr. Gör. Mehmet Sıddık CEBE' ye ve ekip arkadaşlarım Tek. Arif Çınar TÜRKEN ve Tek. Şevval SAĞLAM 'a,

Bu günlere gelebilmemde şüphesiz en büyük emeği olan, desteklerini ve inançlarını hiçbir zaman eksiltmeyen annem Şengül ÇAĞLAR, babam Abdullah ÇAĞLAR ve her sıkıştığımızda yanımızda olan kardeşim Demet KIZILIRMAK'a,

Beraber çıktığımız bu yolda hastalıklar, sıkıntılar, kederler gibi onca engelle boğuşarak aydınlık günlere ulaşabildiğimiz ve bundan sonra da daha güzel günlere yelken açacağımız eşim Dr. Tuba ÇAĞLAR 'a ve sevgi dolu bakışları ile bize her zaman mücadele gücü veren, varlığından dolayı şükürlerimizi bir an olsun eksik etmediğimiz biricik oğlum Burak ÇAĞLAR 'a,

En içten teşekkürlerimi sunuyorum.

Mustafa ÇAĞLAR

İÇİNDEKİLER

SİMGE LİSTESİ	viii
KISALTMA LİSTESİ	xii
ŞEKİLLER	xiii
TABLO LİSTESİ	xvi
ÖZET	xvii
ABSTRACT	xix
1 GİRİŞ	1
1.1 Literatür Özeti	1
1.2 Tezin Amacı	5
1.3 Hipotez	6
2 GENEL BİLGİLER	8
2.1 Radyasyon Madde Etkileşimi	8
2.2 Dozimetrik Prensipler ve Büyüklükler	17
2.3 Radyasyon Birimleri	21
2.4 Radyasyonun Biyolojik Etkileri	24
2.5 Uluslararası Konsensus ve Radyasyon Güvenliği Standartları.....	25
2.6 Radyasyondan Korunmada Kullanılan Büyüklükler ve Birimler	27
2.7 Monte Carlo Yöntemi	33
2.8 Radyasyon Korunmada Hesaplamalı Metotlar	40
2.9 Konvansiyonel Referans Materyaller	41
2.10 Alternatif Radyasyon Zırh Malzemelerinin Gereksinimi	44
3 MATERYAL VE METOT	49
3.1 Materyaller	49
3.2 Çok Fonksiyonlu Mikro ve Nano Yapıda Kuvvetlendirici Parçacık İçeren Kompozit Materyallerin Hazırlanışı.....	50
3.3 SS Temelli Mikro-BaO Katkılı Kompozitlerin Hazırlanışı	51
3.4 SS Temelli Mikro-Bi ₂ O ₃ Katkılı Kompozitlerin Hazırlanışı	53
3.5 SS Temelli Mikro W Katkılı Kompozitlerin Hazırlanışı	55
3.6 SS Temelli Mikro Ag Katkılı Kompozitlerin Hazırlanışı	56

3.7 SS Temelli Nano Ag Katkılı Kompozitlerin Hazırlanışı.....	57
3.8 Radyasyon Zırhlama Parametrelerinin Ölçümü İçin Deneysel Ölçüm Düzenneği	58
3.9 Monte Carlo Simülasyon Yöntemi ile Dozimetrik Parametrelerin Belirlenmesi	60
4 BULGULAR	66
4.1 Camsı Kompozitler için Radyasyon Zırhlama Parametrelerinin Sonuçları..	66
4.2 Camsı Kompozitlerin Radyasyondan Korunma Parametrelerinin Monte Carlo Simülasyon sonuçları.....	85
5 SONUÇ VE ÖNERİLER	94
5.1 Camsı Kompozitlerin Radyasyon Zırhlama Parametrelerinin Deneysel ve Monte Carlo Simülasyon Sonuçlarına göre değerlendirilmesi	94
5.2 Camsı Kompozitlerin Radyasyondan Korunma Parametrelerinin değerlendirilmesi	103
KAYNAKÇA	106
TEZDEN ÜRETİLMİŞ YAYINLAR	116

SİMGE LİSTESİ

$H^*(10)$	10 mm derinlikteki çevre doz
D_i	Absorbe doz
Gy	Absorbe doz birimi, Gray, (SI Birim)
Rad	Absorbe doz birimi (Klasik Birim)
Q_i	Ağırlık faktörü
Bq	Aktivite birimi, Becquerel (SI Birim)
Ci	Aktivite birimi, Curie (Klasik Birim)
α	Alfa partikülü
Z	Atom numarası
CuO	Bakır Oksit
Ba-133	Baryum-133
BaO	Baryum Oksit
Bi_2O_3	Bizmut Oksit
B_4C	Boron karbür
°C	Celsius, derece
ZnO	Çinko Oksit
$H^*(d)$	d derinliğindeki çevre doz
$H'(d,\Omega)$	d derinliğindeki ve Ω açısındaki çevre doz
dk	dakika
DNA	Deoksiribo Nükleik Asit
E_B	Elektron bağlanma enerjisi
E	Enerji
S	Enerji kayıp hızı durdurma gücü
Sv	Eşdeğer doz birimi, Sievert (SI Birim)
Rem	Eş değer doz birimi (Klasik Birim)
Z_{eff}	Etkin atom numarası
Ψ	Foton akısı
h ν	Foton enerjisi

Gd_2O_3	Gadolinyum Oksit
g	gram
Ag	Gümüş
R	Işınlama birimi, Röntgen (Klasik Birim)
Psi	İnçkare başına libre, Basınç
J	Joule
kg	kilogram
keV	kilo elektron-Volt
kV	kilovolt
E_k	Kinetik enerji
^{57}Co	Kobalt İzotopu
Pb	Kurşun
PbO	Kurşun Oksit
m	Kütle
μ/ρ	Kütle atenüasyon katsayısı
μ	Lineer atenüasyon kat sayısı
MeV	Mega elektron-Volt
ml	mililitre
mm	milimetre
E_n	Nötronların enerjisi
λ	Ortalama serbest yol
ϕ	Parçacık akısı (dN)
$H_p(d)$	Personel eşdeğer doz
PVC	Polivinil Klorür
cm	santimetre
$Na_2Si_3O_7$	Sodyum Silikat
H_T	Toplam eşdeğer doz
S/ρ	Toplam kütle durdurma gücü
W	Tungsten
WO_3	Tungsten Trioksit

NaI(Tl) Sodyum iyodür(Talyum)

$t_{\frac{1}{2}}$ Yarı ömür

ρ Yoğunluk

KISALTMA LİSTESİ

BSS	International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources (İyonlaştırıcı Radyasyona Karşı Koruma ve Radyasyon Kaynaklarının Güvenliği için Uluslararası Temel Güvenlik Standartları)
BT	Bilgisayarlı Tomografi
CDF	Kümülatif olasılık yoğunluk fonksiyonu
CEMA	Converted Energy Per Unit Mass
CSDA	Continuous Slowing downs approximation
EGS	Electron Gamma Shower
FLUKA	FLUktuierende KAskade
GEANT	for GEometry ANd Tracking
HEP	High Energy- Physic
HVL	Yarı Değer Kalınlığı
IAEA	International Atomic Energy Agency (Uluslararası Atom Enerji Ajansı)
ICRP	The International Commission on Radiological Protection
ICRU	International Commission on Radiation Units & Measurements
IORT	Intraoperatif Radyoterapi
KERMA	Kinetic Energy Released Per Unit Mass
MC	Monte Carlo
MCNP	Monte Carlo N-Particle Transport Code
NCRP	National Council on Radiation Protection and Measurements (Radyasyondan Korunma ve Ölçümler Ulusal Konseyi)
NEA	Nuclear Energy Agency
OECD	Organisation for Economic Co-operation and Development
OpenMC	Open source Monte Carlo particle transport code
PDF	Olasılık yoğunluk fonksiyonu
PENELOPE	Penetration and ENergy LOss of Positrons and Electrons
PMT	Photomultiplier tube (Foton çoğaltıcı tüp)

RBE	Rölatif Biyolojik Etkinlik
SEM	Scanning electron microscope (Taramalı elektron mikroskobu)
TVL	Tenth Value Layer
UBS	Uluslararası Birim Sistemi
UNSCEAR	The United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (Birleşmiş Milletler Atomik Radyasyonun Etkileri Bilimsel Komitesi)
WHO	World Health Organization (Dünya Sağlık Örgütü)

ŞEKİLLER

Şekil 2. 1	Fotoelektrik etkinin temsili gösterimi	9
Şekil 2. 2	Compton saçılmasının temsili gösterimi.....	10
Şekil 2. 3	Compton etkileşimi ve çift oluşum mekanizmalarının temsili gösterimi.....	12
Şekil 2. 4	Yarı çapı a ve etki parametresi b olan bir atomun elektron ile etkileşimi	14
Şekil 2. 5	Su (Water) ve altın (Gold) için CSDA menzil karşılaştırması [58]	16
Şekil 2. 6	Enerjinin fonksiyonu olarak nötronların radyasyon ağırlık faktörü olan Q değerleri [61].....	23
Şekil 2. 7	Buffon tarafından bilgisayar kodu ile gerçekleştirilmiş 50 iğnenin atış simülasyonu [73].....	34
Şekil 2. 8	Örnekleme sayısı ile hata arasındaki ilişki.....	35
Şekil 2. 9	Temel zırhlamanın şematik gösterimi, O noktasının korunması amacı ile kaynaktan d mesafe uzağına yerleştirilen B bariyeri.....	41
Şekil 3. 1	$\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ /BaO kompozit numunelerinin hazırlanma süreci	51
Şekil 3. 2	BaO katkılı kompozitlere ait yüzey mikrografileri a) Saf SS b) SS/%12BaO c) SS/%18,5BaO d)SS/%25BaO	53
Şekil 3. 3	$\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ / Bi_2O_3 kompozit numunelerinin hazırlanma süreci.....	54
Şekil 3. 4	Bi_2O_3 katkılı kompozitlere ait yüzey mikrografileri a) Saf SS b) SS/%35BaO	55
Şekil 3. 5	Saf $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ ve $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ / W kompozit numunelerinin hazırlanma süreci.....	55
Şekil 3. 6	W katkılı kompozitlere ait mikrografi görüntüleri a) Saf SS b) %25W katkılı kompozit c) %40 W katkılı kompozit.....	56
Şekil 3. 7	Radyasyon zırhlama parametrelerinin ölçümü için kullanılan deney düzeneğinin şematik gösterimi.	59
Şekil 3. 8	Ba 133 radyoaktif kaynağının bozunum şeması [100].....	60
Şekil 3. 9	Monte Carlo simülayon geometrisi	61
Şekil 4. 1	Saf $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ ile $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ /%12 BaO, $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ /%18,5 BaO, $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ /%25 BaO kompozitleri için deneysel ve MC sonuçları	67
Şekil 4. 2	Saf $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ ile $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ /%12BaO, $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ /%18,5BaO, $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ /%25BaO kompozitleri için dört kompozite ait a) $\mu\rho$ MC sonuçları b) λ MC sonuçları c) HVL MC sonuçları	69

Şekil 4. 3	Saf $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ ile $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7/\%12\text{Bi}_2\text{O}_3$, $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7/\%25\text{Bi}_2\text{O}_3$ ve $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7/\%35\text{Bi}_2\text{O}_3$ kompozitleri için deneysel ve MC sonuçları.....	71
Şekil 4. 4	Saf $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ ile $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7/\%12\text{Bi}_2\text{O}_3$, $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7/\%25\text{Bi}_2\text{O}_3$ ve $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7/\%35\text{Bi}_2\text{O}_3$ kompozitleri için a) μ/ρ MC sonuçları b) HVL MC sonuçları c) λ MC sonuçları	73
Şekil 4. 5	Saf $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ ile $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7/\%25\text{W}$, $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7/\%40\text{W}$ kompozitleri için deneysel ve MC sonuçları.....	75
Şekil 4. 6	Saf $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ ile $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7/\%25\text{W}$, $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7/\%40\text{W}$ kompozitleri için a) μ/ρ MC sonuçları b) HVL MC sonuçları c) λ MC sonuçları.....	77
Şekil 4. 7	Saf $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ ile $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7/\%5\text{Ag}_{\text{mikro}}$, $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7/\%10\text{Ag}_{\text{mikro}}$, $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7/\%20\text{Ag}_{\text{mikro}}$, $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7/\%30\text{Ag}_{\text{mikro}}$ kompozitleri için deneysel ve MC sonuçları.....	79
Şekil 4. 8	Saf $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ ile $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7/\%5\text{Ag}_{\text{mikro}}$, $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7/\%10\text{Ag}_{\text{mikro}}$, $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7/\%20\text{Ag}_{\text{mikro}}$, $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7/\%30\text{Ag}_{\text{mikro}}$ kompozitleri için a) μ/ρ MC sonuçları b) HVL MC sonuçları c) λ MC sonuçları.....	81
Şekil 4. 9	Saf $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ ile $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7/\%2,5\text{Ag}_{\text{nano}}$, $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7/\%5\text{Ag}_{\text{nano}}$ ve $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7/\%10\text{Ag}_{\text{nano}}$ kompozitleri için deneysel ve MC sonuçları	83
Şekil 4. 10	Saf $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ ile $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7/\%5\text{Ag}_{\text{nano}}$, $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7/\%10\text{Ag}_{\text{nano}}$, $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7/\%20\text{Ag}_{\text{nano}}$, $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7/\%30\text{Ag}_{\text{nano}}$ kompozitleri için a) μ/ρ MC sonuçları b) HVL MC sonuçları c) λ MC sonuçları.....	84
Şekil 4. 11	MC simülasyonu ile çeşitli enerjilerde ICRU küresinde 10 mm derinlikte elde edilmiş absorbe doz ($H^*(10)$) ile aynı noktadaki hava Kerma (K_a) ölçümlerinin oranlarıyla ICRP 74 sonuçlarının [101] karşılaştırması.....	86
Şekil 4. 12	MC simülasyonu ile çeşitli enerjilerde ICRU küresinde 10 mm derinlikte elde edilmiş absorbe doz ($H^*(10)$) ile aynı noktadaki akı (ϕ) ölçümlerinin oranlarıyla ICRP 74 sonuçlarının [101] karşılaştırması.....	86
Şekil 4. 13	MC simülasyonu ile çeşitli enerjilerde ICRU küresinde 10 mm derinlikte elde edilmiş hava Kerma (K_a) ile aynı noktadaki akı (ϕ) ölçümlerinin oranlarıyla ICRP 74 [101] sonuçlarının karşılaştırması	87
Şekil 4. 14	MC simülasyonu ile çeşitli enerjilerdeki foton kaynağının BaO ile zırhlı olarak ICRU küresinde 10 mm derinlikte oluşturduğu absorbe doz ($H^*(10)$) hızı değerleri.....	88
Şekil 4. 15	MC simülasyonu ile çeşitli enerjilerdeki foton kaynağının Bi_2O_3 ile zırhlı olarak ICRU küresinde 10 mm derinlikte oluşturduğu absorbe doz ($H^*(10)$) hızı değerleri.....	89
Şekil 4. 16	MC simülasyonu ile çeşitli enerjilerdeki foton kaynağının W ile zırhlı olarak ICRU küresinde 10 mm derinlikte oluşturduğu absorbe doz ($H^*(10)$) hızı değerleri.....	90

Şekil 4. 17	MC simülasyonu ile çeşitli enerjilerdeki foton kaynağının Ag_{mikro} ile zırhlanarak ICRU küresinde 10 mm derinlikte oluşturduğu absorbe doz ($H^*(10)$) hızı değerleri.....	91
Şekil 4. 18	MC simülasyonu ile çeşitli enerjilerdeki foton kaynağının Ag_{nano} ile zırhlanarak ICRU küresinde 10 mm derinlikte oluşturduğu absorbe doz ($H^*(10)$) hızı değerleri.....	92
Şekil 5. 1	$Na_2Si_3O_7/Ag_{mikro}$ ve $Na_2Si_3O_7/Ag_{nano}$ kompozitlerin katkı yüzdelere göre belli enerjilerdeki PBE değerleri.....	102

TABLO LİSTESİ

Tablo 2. 1	Çeşitli tipteki radyasyonlar için ağırlık faktörleri [61].....	22
Tablo 2. 2	Vücudun herhangi bir bölümü için efektif doz hesaplamasında kullanılan ağırlık faktörleri. Faktörler ICRP 103'ten alınmıştır [61]	24
Tablo 2. 3	Çeşitli zırh materyallerinin Özellikleri [91]	41
Tablo 3. 1	Kompozitlerin üretiminde kullanılan bileşiklerin fiziksel ve kimyasal özellikleri.....	50
Tablo 3. 2	SS'ye yapılan katkı bileşikleri ve kütlece katkı oranları	51
Tablo 3. 3	Numunelerde bileşenlerin kütleleri, yüzde konsantrasyonları ve yoğunlukları	52
Tablo 3. 4	Numunelerde bileşenlerin kütleleri, yüzde konsantrasyonları ve yoğunlukları	54
Tablo 3. 5	Numunelerde bileşenlerin kütleleri, yüzde konsantrasyonları ve yoğunlukları	56
Tablo 3. 6	Na ₂ Si ₃ O ₇ / Ag _{mikro} Numunelerinde bileşenlerin kütleleri, yüzde konsantrasyonları ve yoğunlukları	57
Tablo 3. 7	Na ₂ Si ₃ O ₇ / Ag _{nano} Numunelerinde bileşenlerin kütleleri, yüzde konsantrasyonları ve yoğunlukları	58
Tablo 5. 1	üksek katkı oranlı BaO kompoziti ile literatürde çalışılmış olan bazı kompozitlerin çeşitli enerjilerdeki kütle atenüasyon katsayılarının karşılaştırılması	96
Tablo 5. 2	Na ₂ Si ₃ O ₇ /Ag _{mikro} ve Na ₂ Si ₃ O ₇ /Ag _{nano} kompozitlerin katkı yüzdelere göre PBE değerleri	101

Tıbbi Radyasyon Zırhlamalarında Kullanılabilecek Çok Fonksiyonlu Mikro/Nano Kompozit Malzemelerin Geliştirilmesi ve Dozimetrik Özelliklerinin İncelenmesi

Mustafa ÇAĞLAR

Fizik Anabilim Dalı

Doktora Tezi

Danışman: Prof. Dr. Orhan İÇELLİ

Eş-Danışman: Doç. Dr. Hilal ACAR DEMİR

Bu doktora tez çalışması, farklı enerji seviyelerindeki iyonize radyasyonun zırhlanmasında başarılı yeni nesil, hazırlama prosedürü kolay, kütlece hafif, kurşun içermeyen çevre dostu mikro ve nano yapıli kompozit malzemeleri üretmeye, radyasyon zırhlama özelliklerini deneysel ve teorik olarak tespit etmeye odaklanmıştır. Bu bağlamda, mevcut tez araştırmasında A: BaO ve Bi₂O₃, W, Ag_{mikro} ve Ag_{nano} olmak üzere x'in 0 ile %35 arasında değiştiğı (100-x)%Na₂Si₃O₇/(x)%A formülüne uyan camsı yapıli kompozitler bilimsel literatürde ilk kez üretilmiş ve ilgili örneklerin belli enerjilerde elektromanyetik ışınları zırhlama özellikleri hem deneysel olarak hem de MC ile tespit edilmiştir.

Bu çalışmada Na₂Si₃O₇, kompozitlerin ana bileşeni olarak seçilmiş ve mikro/nano yapıli bileşikler ve elementlerle güçlendirilmiştir. Saf Na₂Si₃O₇ ile birlikte tüm numunelerin zırhlama performansları NaI(Tl) sintilasyon detektörü kullanılarak, Ba-133 radyoaktif kaynağından elde edilen 81 ve 356 keV pik enerjili fotonlar için tespit edilmiştir. Ölçümlerle, tüm örneklerin $\mu / \rho, HVL, TVL$ ve λ değerleri belirlenmiştir. Ayrıca, karşılaştırma yapılabilmesi amacıyla MC simülasyon kodu

kullanılarak ilgili değerlerin yanında $H^*(d)$, K_a ve Φ ölçümleri yapılmıştır. Simülasyon çalışmasında geniş bir enerji aralığındaki (25 keV-1000 keV) etkileşimler ele alınmıştır.

Bu bağlamda, μ/ρ değerleri için düşük enerji bölgesinde W katkısının, yüksek enerji bölgesinde ise Bi_2O_3 katkısının en başarılı sonuçları verdiği görülmüştür. Oluşturulan kompozitlerin zırhlama kapasitelerinin değerlendirilmesi adına ilgili enerjilerde çevre dozu ölçüm sonuçları kıyaslandığında düşük enerji bölgesinde (<100 keV) BaO 'ın ve Ag_{nano} 'nun yüksek katkı oranları, orta enerji bölgesinde (100 keV<E<356 keV) Bi_2O_3 'ün orta ve yüksek katkı oranları için en düşük dozların okunduğu görülmektedir. Yüksek enerji bölgesinde (>356 keV) ise Bi_2O_3 'ün avantajlı görölmesine karşın Ag_{nano} 'nun yüksek katkı oranlarının Bi_2O_3 'e yakın sonuçlar verdiği görülmüştür.

Öte yandan deneysel ve simülasyon sonuçlarına göre, Ag_{nano} partiküllerin mikro boyutlara göre $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ daha iyi bir radyasyon zırhlama özelliği kazandırdığı gösterilmiştir. Tüm veriler birlikte değerlendirildiğinde, düşük maliyetli, mekanik dayanıklılığı yüksek ve kütlece hafif bu camsı yapılarının geleneksel malzemelere göre güvenilir ve etkin bir alternatif olabileceği gösterilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Nano kompozit, Monte Carlo Simülasyonu (MCNP), Radyasyon Zırhlama, Gama Spektroskopisi.

Development and Investigation of Dosimetric Properties of Multifunctional Micro / Nano Composite Materials That Can Be Utilized in Medical Radiation Shielding

Mustafa ÇAĞLAR

Department of Physics

Doctor of Philosophy Thesis

Advisor: Prof. Dr. Orhan İÇELLİ

Co-advisor: Assoc. Prof. Dr. Hilal ACAR DEMİR

This doctoral thesis study is focused on producing a new generation, easy-to-prepare, lightweight, lead-free, and eco-friendly micro-and nano-structured composites with successful shielding against ionizing radiation at different energy levels used in diagnosis and treatment in medicine. In this context, glassy structured composites conforming to the formula $(100-x)\% \text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7 / (x)\% \text{A}$, where x ranges between 0 and 35, namely A: BaO and Bi_2O_3 , W, Ag_{mikro} , and Ag_{nano} , have been produced for the first in the scientific literature and their electromagnetic beam shielding properties of the samples at certain photon energies have been determined both experimentally and by MC method.

The gamma-ray shielding performances of all samples, including pure $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$, have been determined by using a NaI (Tl) scintillation detector for 81 and 356 keV energy photons emitted from the Ba-133 radioactive point source and μ / ρ , HVL and λ of all samples have been identified in the measurements. Also, $H^*(d)$, K_a and

Φ measurements have been performed by using the MC simulation code to make comparisons along with the relevant values.

In this context, it has been concluded that the W contribution in the low energy region and the Bi₂O₃ contribution in the high energy region result in more successful radiation shielding. In the high energy region (> 356 keV), although Bi₂O₃ is seen advantageously, it has been observed that the high additive rates of Ag_{nano} give results close to Bi₂O₃. On the other hand, it has been shown that nano-sized Ag particles give a better radiation shielding property to sodium silica compared to micro-sized Ag particles.

When all data are evaluated together, it has been concluded that these low-cost, mechanically strong, light, and non-toxic glassy structures can be a more reliable and effective substituent of conventional materials that are often used in ionizing radiation shielding in clinical applications.

Keywords: Gamma Spectroscopy, Monte Carlo Simulation (MCNP), Nano composite, Radiation Shielding.

1.1 Literatür Özeti

İyonlaştırıcı özelliğe sahip X ve gama ışınları tıpta hem teşhis (diagnostik) hem de tedavi (terapötik) uygulamalarda sıklıkla kullanılan radyasyon tipleridir. Bu uygulamalar esnasında giriciliği yüksek olan X ve gamma ışınlarına maruz kalmak radyasyona bağlı zararlı yan etkileri de beraberinde getirmektedir. Buna bağlı olarak, radyasyon ile çalışanların doz maruziyetlerini azaltmak için cihazların ya da kaynakların bulunduğu odaların radyasyon zırhlayıcı özelliği yüksek olan materyallerle kaplanması ve radyasyona maruz kalan kişilerin koruyucu önlük giymesi gibi önlemler alınmaktadır [1].

Bir cerrahi operasyon esnasında kullanılan radyografik görüntüleme cihazı ya da intraoperatif radyoterapi (IORT) sistemi hem çalışan hem de hasta için yüksek doz radyasyon maruziyeti oluşturabilmektedir. Bu yüzden, operasyon esnasında kurşun (Pb) katkılı paravan ve perdeleyici önlükler de kullanılabilir [2]–[6]. Ancak, bu uygulamalarda sıkça kullanılan kurşunun toksik yapısı nedeni ile çevresel kirlilik oluşturması, son yıllarda kurşuna alternatif materyal arayışına büyük bir ivme kazandırmıştır [7]. Bu arayışı hızlandıran bir diğer unsur ise, geleneksel olarak kullanılan paravan ya da önlüklerin iç yapılarında bulunan ince kurşun plakalarda oluşabilen kırıkların yüksek radyasyon sızıntılarına sebep olabilmesidir [4]. Bu bağlamda, birçok araştırmacı çeşitli metal tozlarını kullanarak farklı kompozit yapılar elde etmiş ve bu yapıların radyasyon zırhlama özelliklerini araştırmak suretiyle birçok patent başvurusu yapmıştır [[8]–[10]]. Bu çalışmalarda, özellikle radyasyonla çalışanların zırhlamasında kullanılabilecek kurşun içermeyen hafif materyallere odaklanılmıştır [11]–[15]. Araştırmacılar, polimer yapılara metal tozları katkılararak toksik özelliği olmayan bir zırhlama materyali oluşturmaya çalışırken; polimerlerin esneklik özelliğini de zırhın kırılmaya ve çatlamaya karşı dayanıklılığı arttırmak amacıyla kullanmaya yoluna gitmişlerdir [14], [16]. Son

yıllarda, mikro ya da nano parçacıklar ve pudra tozlar gibi inorganik dolgu malzemeleri katkılanarak polimer malzemeler gibi çeşitli kompozit malzemeler X ve gama radyasyon zırhlaması amacı ile geliştirilmektedir [16]–[18]. Çalışmalarda özellikle metalik elementler ve onların bileşikleri sıklıkla kullanılmaktadır.

Özellikle, yüksek enerjili X ve gamma ışınları için düşük atom numarasına sahip materyallerin zırhlama kapasiteleri oldukça yetersizdir. Tungsten, Baryum ve Bizmut gibi atom numarası büyük elementlerin radyasyon zırhlama kapasiteleri yüksek olduğundan; bu elementler sıklıkla X ışını zırhlamalarında kullanılmaktadır [19], [20]. Bu bakımdan yukarıda adı geçen ağır elementler son yıllarda X ve gamma ışınlarını zırhlamada toksik etkisi olan kurşuna alternatif materyaller olarak yaygınca kullanılmaya başlanmıştır [13], [16].

Son yıllarda, özellikle polimer tabanlı kompozit materyallere inorganik mikro ve nano partiküller, inorganik pudra ya da plaklar katkılanarak ve bu kompozitlerin iyonlaştırıcı radyasyon zırhlamalarında kullanılabilirlikleri üzerine çok sayıda araştırma yapılmaktadır [9], [10], [16], [17], [21], [22]. Kaloshkin S.D. ve ark. B₄C ve nano W içeren polimerik matris düzenine sahip plastik bir kompozit geliştirerek ⁵⁷Co kaynağından yayınlanan 122 keV enerjili fotonlar için atenüasyon özelliklerini deneysel olarak incelemişlerdir. Özellikle nano boyutlu tungsten katkısı ile elde edilen kompozitin yüksek zırhlama özelliği gösterdiğini bulmuşlardır [23]. Chai H. ve ark. ise yüksek fonksiyonlu silikon kauçuğu tungsten ve bizmut oksit ile katkılayarak elde ettikleri kompozitler için x ışını atenüasyon özelliklerini 48 keV ila 185 keV aralığındaki enerjilerde incelemişlerdir. 87 keV enerjili X ışınlarında tungsten ve bizmut oksit katkılı kompozitin kurşun oksit katkılı kompozite yakın sonuçlar verdiğini göstermişlerdir [24]. Özellikle, yüksek yoğunluklu metalik elementler ve onların bileşenleri ile çok sayıda deneysel ve teorik çalışma yürütülmüştür [21], [24]–[30].

Küçük boyutları, yüksek yüzey alanları, çok işlevli olmaları gibi özellikleri nedeniyle nano katkılarının polimer malzemelerin kimyasal, fiziksel ve mekanik özelliklerinde kayda değer iyileştirmeler sağladığı bilinmektedir [31], [32]. Benzer olarak, belirli bir katkı yüzdesine kadar nano boyutlu parçacık katkısının, kompozitlerde ana bileşen olarak kullanılan polimer matrisin radyasyon zırhlama özelliğini kütlece

aynı yüzdedeki mikro parçacık katkısına nazaran daha fazla iyileştirdiği gözlemlenmiştir [28], [33]–[35]. Benzer şekilde, nano parçacık katkısının bir matris için belirli bir iyonize radyasyon enerjisine kadar mikro katkıya göre daha başarılı olduğunu gösteren çalışmalar mevcuttur. Örneğin, Kunzel ve Botelho, nano ve mikro CuO katkılı balmumu ve epoksi materyallerin zırhlama özelliklerini incelediklerinde, 30 kV ve daha düşük enerjilerdeki ışınlamalarda, nano katkının mikro katkıya kıyasla daha etkin olduğunu gözlemlemişlerdir [36], [37]. Benzer bir çalışma da Noor Azman tarafından tungsten oksit (WO_3) için yapılmıştır. İlgili çalışmada bir x ışını tüpü kullanarak mikro ve nano boyutlu WO_3 katkılı polimerik yapının atenüasyon özellikleri incelenmiş ve düşük enerji bölgesinde parçacık boyutunun etkinliğini göstermiştir[22]. Kim ve ark. ise Monte Carlo (MC) simülasyonu kullanarak polipropilene nano ve mikro boyutlu tungsten (W) parçacıkları katkılanması ile elde edilebilecek kompozitlerin radyasyon perdeleme özelliklerini 0,3 MeV enerji civarında incelemişlerdir. Simülasyon sonuçları, gelen radyasyonun enerjisinin artması ile partikül boyutunun radyasyonu perdelemedeki etkisinin azaldığını göstermiştir [38].

Son yıllarda, polimer tabanlı kompozitlerin yansırı camsı yapıları kompozitler de, modifiye kimyasal bileşimleri ve yüksek optik iletimleri nedeniyle, γ -ışını zırhlayıcı malzemelerinin sahip olduğu geleneksel problemleri çözmek için uygun bir aday malzeme ailesi haline gelmiştir [16], [21], [22]. Bilimsel literatürde, çeşitli cam kompozitlerin farklı enerjilerdeki X ve gama ışınlarını zırhlayabilme performanslarını inceleyen pek çok çalışma mevcuttur [38]–[42]. Zırhlayıcı camsı yapılar için Pb elementi en çok kullanılan katkı maddesidir. Örneğin, Shakfa ve arkadaşları, Pb katkısının yüksek performanslı hidrojen açısından zengin camsı malzemeye yayılmasının, nükleer reaksiyonlardan kaynaklanan ikincil parçacıkların ve elektromanyetik radyasyon olan γ ve X ışınlarının zayıflatılmasında etkin bir kalkan olabileceğini göstermiştir [43]. Bir diğer çalışmada, Singh ve ark. kuşun oksit (PbO) katkılı camsı kompozitlerin gama ışını zırhlama özelliklerini incelemişlerdir. PbO katkısı %45 ila %70 arasında değişen farklı kompozitler geliştirerek çeşitli beton malzemeler ile karşılaştırmak üzere 662 keV, 1173 keV ve 1332 keV enerjilerde bu malzemelerin kütle atenüasyon katsayıları hesaplanmıştır. Geliştirilen malzemelerin beton malzemelere yakın zırhlama özelliği gösterdiği ve

ticari camısı zırh malzemelerine alternatif olabileceği vurgulanmıştır [44]. Vishwanath P. ve ark. ağır metal oksit cam yapılar geliştirerek radyasyon zırhlama özelliklerini incelemişlerdir. Kurşun içermeyen Bi₂O₃ tabanlı camısı yapıların kurşun içeren zırh malzemelerine alternatif olabileceğini vurgulamışlardır [45]. Bilindiği üzere, yüksek maliyeti ve zehirli oluşu nedeniyle kurşun camısı kompozitler için iyi bir seçenek değildir. Son yıllarda, polimerlere radyasyon zırhlama kapasitelerini arttırmak amacıyla tungsten katkısı düşünölmüştür [46], [47]. Zira tungsten, kurşundan daha yüksek atomik sayısına sahip olmasına bağlı olarak belli enerjilerdeki EM radyasyonu için kurşundan daha iyi bir radyasyondan korunma sağlayabilmektedir. Öte yandan, tungsten 3387 °C'lik yüksek erime noktası nedeniyle, makine veya döküm bakımında çok zor işlenebilen bir malzemedir. Bununla birlikte, toz metalurjisindeki güncel gelişmeler, tungstenin işlenmesini geçmiştten çok daha kolay hale getirmiştir. Nispeten düşük bir sıcaklıkta sinterlenmiş tungsten tozu, metalik tungsteninkinden farklı olmayan bir yoğunluğa sahiptir. Ek olarak, sertlik gibi pek çok fiziksel özellik bakımında tungsten tozu, metalik tungstenden daha iyidir [48]. Yue ve arkadaşları, hidrojenlenmiş stiren-Butadien-Stiren kopolimer/Tungsten kompozit hazırlayarak, radyoterapide elektron ışınları için çevre dostu bir koruyucu malzeme geliştirmeyi başarmıştır [14]. Benzer şekilde, bilimsel literatürde BaO ve Bi₂O₃ katkılarının da çeşitli malzemelerde radyasyon perdeleme kabiliyetini arttırdığını gösteren çalışmalar mevcuttur. Örneğin, Singh ve arkadaşları farklı oranlarda bizmut katkılı camlar üretmiş ve bunların radyasyon zırhlama özelliklerini incelemişlerdir. Çalışma sonucunda bizmut katkılı camların kurşun borat camlara göre hem yoğunluk hem de zırhlama açısından daha verimli olduğunu göstermiştir. Benzer şekilde Maghrabi ve arkadaşları, baryum ve PVC içeren yeni zırhlayıcı kaplama numuneleri hazırlanmış ve kurşuna alternatif olarak baryum katkısının kullanılabileceğini bilim dünyasına önermişlerdir [49].

Yukarıdaki literatür özetin de takip edilebileceği gibi, son yıllarda bilim insanları yoğun bir şekilde kurşuna alternatif, çevre dostu, ucuz maliyetli ve hazırlanışı nispeten kolay iyonize radyasyon perdeleyici yeni materyal arayışına odaklanmışlardır. Öyle ki, Pubmed® verilerine göre son 20 yıl içerisinde radyasyon zırhlama özellikleri alanındaki çalışmalar %200'e varan bir artış göstermiştir. Bu

bakımdan, bu doktora tezi çeşitli mikro ve nano yapıları parçacıklarla radyasyon perdeleme özelliği iyileştirilmiş sodyum silikat temelli kompozitlerin üretimine ve radyasyon perdeleme özelliklerinin deneysel ve teorik olarak karakterize edilmesine odaklanmıştır.

1.2 Tezin Amacı

Radyasyondan korunma yöntemlerinden biri olan zırhlama, radyasyon kaynaklarının uygun zırh malzemesi ile çevrenmesi ya da engellenmesi ile radyasyon maruziyetinin azaltılmasını amaçlayan etkin bir uygulamadır. Burada en önemli engel uygulanan zırh malzemesinin fiziksel, kimyasal ve biyo-uyumluluk özellikleridir. Kimi zırh malzemesi elektriksel, mekanik ve yapısal özellikleri bakımından uygulanabilirliği zor iken; kimi malzeme son derece toksik özelliklere sahip olması amacıyla tehlike arz etmektedir.

Uygulanabilir bir zırh malzemesinin kullanım alanına göre hafif, esnek, yüksek zırhlama kapasitesine sahip, biyo-uyumlu ve ucuz olması istenir. Bu doğrultuda birçok araştırmacının odaklandığı nokta çeşitli matrisler (epoksi, polimit, poliester, etilen-propilen-dien monomer, ultra hafif polietilen) üzerinde inorganik mikro ve nano parçacık (bor bileşikler, kurşun, nano altın gibi) yağdırılması ile uygun malzemelerin geliştirilmesi olmuştur.

Bu uygulamalardaki temel amaç ana matrisin radyasyon zırhlayıcı özelliğini inorganik katkıları ile geliştirmek iken fiziksel ve mekanik özelliklerini muhafaza etmektir.

Bu noktadan hareketle bu doktora tezi, çevre dostu, düşük maliyetli ve yeni nesil radyasyondan koruyucu malzemeler üretmeyi, onların radyasyon zırhlama özelliklerini deneysel ve teorik olarak belirlemeyi hedeflemektedir. Bu amaca yönelik olarak, farklı yüzdelerde mikro yapıları W, baryum oksit (BaO), bizmut oksit (Bi_2O_3), gümüş (Ag_{mikro}) ile nano boyutlu gümüş (Ag_{nano}) içeren sodyum silikat ($Na_2Si_3O_7$) temelli kompozitler üretilmiş, ilgili numunelerin gama ışını için radyasyon kalkını özelliklerini anlamak amacıyla kütle zayıflama katsayısı (μ/ρ), yarı değer kalınlığı (HVL) ve ortalama serbest yol (λ) gibi çeşitli elektromanyetik (EM) radyasyon etkileşim parametreleri hem deneysel olarak hem de MC

simülasyon programı ile belirlenmiştir. Ayrıca, numunelerin genellikle tıp alanında kullanılan radyoaktif kaynak ve X ışını üreteçlerindeki radyasyon enerjileri için ICRU (International Commission on Radiation Units & Measurements) ve ICRP (The International Commission on Radiological Protection) protokolleri doğrultusunda doz hızı düşüşleri, çevre doz değerleri gibi parametreleri de incelenerek tıbbi alanlarda kullanılabilirliklerinin test edilmesi amaçlanmıştır.

1.3 Hipotez

Bu doktora tezinin temel hipotezi maliyeti düşük, kurşun içermeyen, hazırlanış prosedürleri karmaşık olmayan $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ (Sodyum Silikat) ya da endüstriyel olarak bilinen adıyla cam suyundan elde edilebilecek camsı bir yapının ana matris olarak kullanılmasıyla, atom numarası yüksek inorganik elementlerle veya büyük etkin atom numaralı (Z_{eff}) bileşiklerle güçlendirilmesi halinde elde edilecek kompozitin tıbbi uygulamalarda kullanılan bazı özel enerjilerdeki iyonize radyasyon kaynaklarını konvansiyonel malzemeler kadar zırhlayabileceğidir. Bu hipotezin doğruluğunun görülebilmesi adına W, BaO, Bi_2O_3 gibi yüksek Z ve Z_{eff} değerlerine sahip mikro boyutlu partiküller sodyum silikat matrisine katkılандırılmış ve ardından örneklerin radyasyon zırhlama performansları gama spektroskopisi ile deneysel olarak μ/ρ , HVL ve λ bağlamında ele alınmıştır. Aynı radyasyon zayıflatma parametreleri MC metodu ile de simülasyonu yapılarak belirlenmiştir. Deneysel ve simülasyon sonuçları arasında gözlenen yüksek uyuma ve belirli enerji değerlerindeki X ve gama ışınlarını zayıflatmada bazı kompozitler için tespit edilmiş yüksek performansa istinaden tezin temel hipotezini doğruladığı görülmüştür.

Bununla birlikte, tezin ikincil bir hipotezi ise $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ 'a katkı olarak yapılan parçacığın boyutunun da radyasyon zırhlama özelliklerini iyileştirmede önemli bir rol oynayacağıdır. Bu hipotezin geçerliliğini görebilmek amacıyla, $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ 'a aynı oranlarda mikro ve nano boyutta Ag tozu katkısı yapılarak yukarıda ifade edilen deneysel ve teorik çalışmalar tekrarlanmıştır. Sonuçlar belli enerjilerde ve katkı oranlarında nano boyutlu Ag partiküllerin mikro boyutlu partiküllere kıyasla daha iyi radyasyon zırhlama özelliği kazandırdığını göstermiştir ve tezin ikincil hipotezinin de doğrulaması yapılmıştır.

Bu noktadan hareketle bu doktora tezi, çevre dostu, düşük maliyetli ve yeni nesil radyasyondan koruyucu malzemeler üretmeyi, onların radyasyon zırhlama özelliklerini deneysel ve teorik olarak belirlemeyi hedeflemektedir. Bu amaca yönelik olarak, farklı yüzdelerde mikro yapılı W, baryum oksit (BaO), bizmut oksit (Bi_2O_3), gümüş (Ag_{mikro}) ile nano boyutlu gümüş (Ag_{nano}) içeren sodyum silikat ($\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$) temelli kompozitler üretilmiş, ilgili numunelerin gama ışını için radyasyon kalkanı özelliklerini anlamak amacıyla kütle zayıflama katsayısı (μ/ρ), yarı değer kalınlığı (HVL) ve ortalama serbest yol (λ) gibi çeşitli elektromanyetik (EM) radyasyon etkileşim parametreleri hem deneysel olarak hem de MC simülasyon programı ile belirlenmiştir. Ayrıca, numunelerin genellikle tıp alanında kullanılan radyoaktif kaynak ve X ışını üreteçlerindeki radyasyon enerjileri için ICRU (International Commission on Radiation Units & Measurements) ve ICRP (The International Commission on Radiological Protection) protokolleri doğrultusunda doz hızı düşüşleri, çevre doz değerleri gibi parametreleri de incelenerek tıbbi alanlarda kullanılabilirliklerinin test edilmesi amaçlanmıştır.

2.1 Radyasyon Madde Etkileşimi

Bu bölümde radyasyon madde etkileşim türleri ayrı ayrı alt başlıklar altında ele alınacaktır.

2.1.1 Foton Madde Etkileşimi

Radyasyon zırhlıyıcı malzeme üretiminde ve üretilen malzemenin radyasyon perdeleme parametrelerinin tayininde gönderilen ışın (foton) ile maddenin içindeki atom veya atoma bağlı elektronların çeşitli şekillerde gerçekleşen etkileşimleri söz konusudur. Bu başlık altında gelen foton ve radyasyon zırhlıyıcı malzeme arasında gerçekleşebilecek olası etkileşimler genel hatlarıyla ifade edilmektedir.

2.1.1.1 Rayleigh (Kohorent) Saçılma

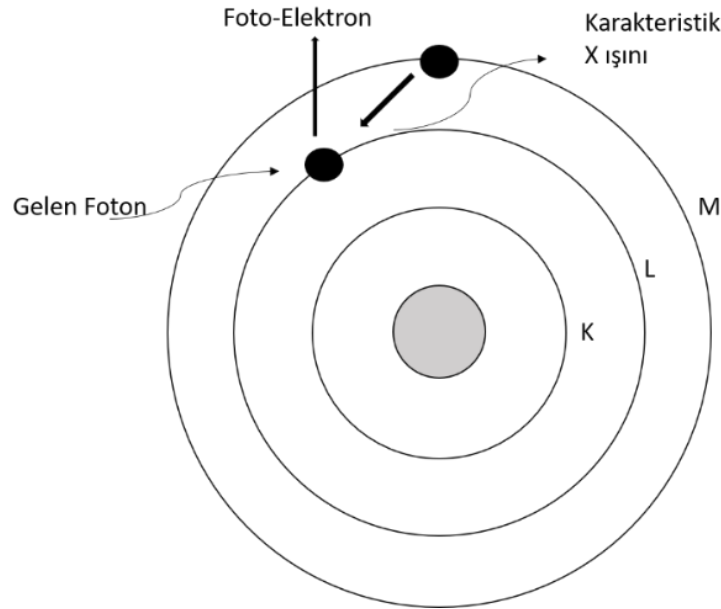
Rayleigh saçılması, fotonun atom ile elastik çarpışması sürecinde gerçekleşen bir olaydır. Şayet gelen fotonun enerjisi, atoma bağlı olan elektronu koparmaya yetecek seviyede değilse Rayleigh saçılması gerçekleşir. Bu süreçte herhangi bir enerji kaybı yaşanmaz ve gelen foton ile saçılan fotonun dalga boyu ve dolayısıyla frekansları aynı olur. Ancak ışın farklı yönlerde gerçekleşebilir. Saçılma açısı ise gelen fotonun enerjisi ile ters orantılıdır. Yüksek atom numaralı (Z) materyallerde bu etkileşim 150-200 keV enerjilere kadar gözlemlenebilir ancak canlı doku gibi düşük atom numaralı materyallerde etkileşimin gerçekleştiği enerji aralığı oldukça düşüktür [50]. Bu bakımdan, yüksek enerjili fotonlarla düşük atom numaralı atomların etkileşimlerinde, Rayleigh saçılması biraz sonra ifade edilecek Compton saçılması yanında ihmal edilebilir. Dolayısıyla da bu gibi durumlarda Rayleigh saçılmasının toplam tesir kesite katkısı oldukça düşüktür.

2.1.1.2 Fotoelektrik Etki

Fotoelektrik etki, gelen fotonun bir atom tarafından tamamen absorblanması ve bunun sonucu olarak orbital elektronlarından birinin salınması ile karakterizedir. Salınan elektronun kinetik enerjisi Denklem (2.1)'de verildiği gibi, E_k , gelen fotonun enerjisi ($h\nu$) ile elektronun bağlanma enerjisinin (E_B) arasındaki fark kadardır.

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

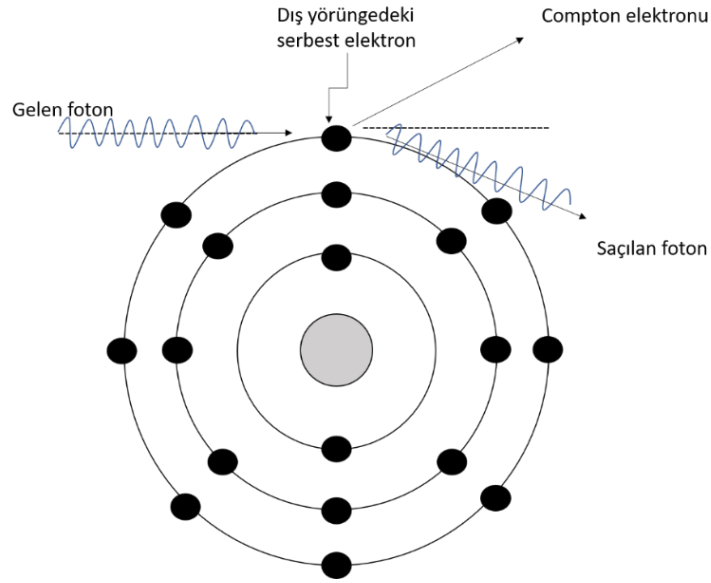
Denklem (2.1)'den de görüleceği üzere, fotoelektrik etki, yalnızca gelen foton enerjisinin elektronun bağlanma enerjisinden yüksek olduğu durumlarda gerçekleşmektedir. Fotoelektrik etki yolu ile atomdan ayrılan elektron fotoelektron olarak adlandırılır. Fotoelektron genellikle atomun iç yörüngelerinden kopar ve bu iç yörüngelerdeki boşluk, üst kabuklarda bulunan daha yüksek enerjili elektronlar tarafından doldurulur. Bu geçiş esnasında ise enerji fazlalığı "Karakteristik X Işını" olarak yayınlanır. Fotoelektrik etki oluşma ihtimali Z^3/E^3 ile orantılıdır. Şekil (2.1)'de de görüldüğü gibi yüksek enerji bölgesinde fotoelektrik etki seviyesi oldukça düşüktür. Bu yüzden atenuasyon katsayısına katkısı yüksek enerji bölgesinde ihmal edilebilecek seviyededir [51].



Şekil 2. 1 Fotoelektrik etkinin temsili gösterimi

2.1.1.3 Compton (inkohorent) Saçılma

Compton saçılmasında, gelen foton enerjisinin bir kısmı ile atomun yörüngelerindeki elektronlarla etkileşerek iyonizasyona sebep olur. Foton, bu etkileşimde bir miktar enerji kaybederek yoluna devam eder. Etkileşim genellikle dış kabuklardaki elektronlarla foton arasında gerçekleşir. Bu etkileşim 0.1 MeV ila 10 MeV enerjili fotonlar için baskın bir etkileşim türüdür[52].



Şekil 2. 2 Compton saçılmasının temsili gösterimi

Compton saçılma açısı ile oluşan fotonun dalga boyu arasındaki ilişki Denklem 2.2’de tanımlıdır. Burada, λ gelen fotonun dalga boyu, λ' saçılan fotonun dalga boyu ve θ ise fotonun saçılma açısıdır.

$$\Delta\lambda = \lambda' - \lambda = \frac{h}{m_0c} (1 - \cos\theta) \quad (2.2)$$

Kopan elektronun kinetik enerjisi ile fotonun saçılma açısı arasındaki ilişki Denklem (2.2)’deki gibidir:

$$E_k = hv - hv' = hv \frac{\alpha(1 - \cos\theta)}{1 + \alpha(1 - \cos\theta)} \quad (2.3)$$

Denklem (2.3)’de yer alan α ise

$$\alpha = \frac{h\nu}{m_0 c} \quad (2.4)$$

şeklinde tanımlıdır.

Saçılan fotonun açısı 0° olduğunda fotoelektronun kinetik enerjisi de sıfır olur ve saçılan fotonun açısı da $\pi/2$ 'dir. Saçılan fotonun açısı π olduğunda ise açılan elektronun enerjisi maksimum olur ve saçılma açısı da 0° dir.

Compton saçılmasının birkaç yüz keV' ile yaklaşık 30 MeV'e kadar geniş bir aralığındaki enerjilere sahip fotonlarda gözlenen baskın madde-foton etkileşim türü olduğu söylenebilir. Compton etkileşiminin, gelen foton enerjisinin nispeten yüksek olması ve gelen fotonun atoma zayıf bağlı elektronlarla etkileşime girmesi nedeniyle Z'den bağımsız olduğu söylenebilir. Bu bakımdan Compton kütle zayıflatma (atenüasyon) katsayısı yalnızca maddenin elektron yoğunluğuna (elektron/g) bağlıdır [51], [53].

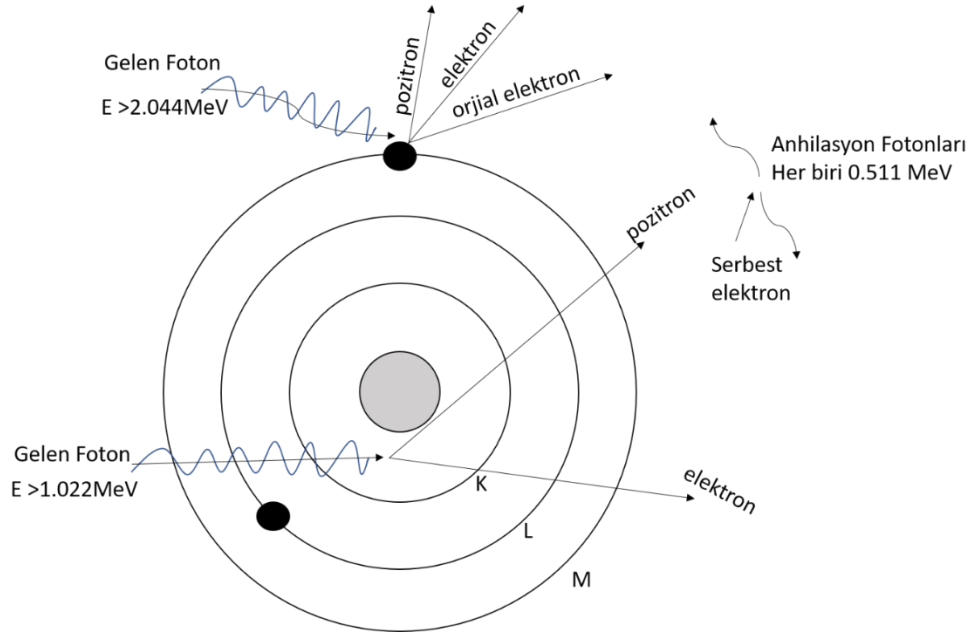
2.1.1.4 Çift Oluşum ve Üçlü Oluşum

Maddenin fotonla bir diğer etkileşim mekanizması ise yüksek enerjili fotonlar için gözlenebilen çift oluşum mekanizmasıdır. Bu etkileşimde, foton atom çekirdeği yakınlarına kadar ilerleyip çekirdeğin Coulomb alanı ile etkileşerek absorbe edilir ve pozitron-elektron çiftine dönüşür (Şekil 2.3) [54], [55]. Bu oluşum için foton eşik enerji değeri pozitif ve negatif elektronun kütle oluşum miktarına denk gelen $2m_0 c^2 = 1.022 \text{ MeV}$ 'dir. Buna göre, çift oluşumu için enerji eşitliği Denklem (2.5)'daki gibi ifade edilebilir:

$$h\nu = 2m_0 c^2 + K_{e+} + K_{e-} \quad (2.5)$$

Denklem (2.5)'den de görüleceği üzere, 1.022 MeV üzerindeki enerji miktarı saçılan partiküllerin kinetik enerjisine katkıda bulunur. Ortalama olarak, kinetik enerji her iki parçacık arasında eşit olarak paylaşılır. Ancak bu durum her zaman geçerli değildir. Çift oluşumu etkileşim olasılığı Z^2 ile orantılı olarak gelen fotonun enerjisinin artması ile logaritmik olarak artar [2]. Oluşan parçacıklar enerjilerini

iyonizasyon, uyarılma ve Bremsstrahlung¹ olarak kaybederler ve en nihayetinde yavaşlayan parçacıklar absorbe olurlar. Pozitron enerjisini kaybettikten sonra bir elektron ile birleşerek 511 keV enerjili zıt yönlerde saçılan iki anhilasyon (yok olma) radyasyonu üretir (Şekil 2.3).



Şekil 2. 3 Compton etkileşimi ve çift oluşum mekanizmalarının temsili gösterimi

Şekil 2.3'ten de görüleceği üzere, bazen gelen foton çift oluşumu öncesinde atomun elektron bulutlarındaki bir elektronu iyonize edebilir. Bu durum üçlü oluşum olarak adlandırılır. Üçlü oluşum olasılığı Z ile orantılıdır. Bu etkileşimin oluşması için gerekli olan minimum enerji ise Denklem (2.6)'da verildiği gibidir:

$$h\nu_{min} = 2m_0c^2 \left(1 + \frac{2m_0c^2}{2Mc^2} \right) \quad (2.6)$$

Üçlü oluşum, $M = m_0$ ve minimum foton enerjisinin $4m_0c^2$ olduğu durumda gerçekleşirken; çift oluşum için ise minimum foton enerjisinin $2m_0c^2$ olması yeterlidir.

¹ Bremsstrahlung: Çekirdeğin yakınlarına kadar ilerleyen elektronun yavaşlayarak üzerindeki enerjiyi foton olarak yayınlaması olayı, Frenleme radyasyonu

2.1.1.5 Fotodisintegrasyon

Maddenin fotonla etkileşiminde gözlenebilecek son bir etkileşim türü ise, fotodisintegrasyondur. Bu süreç foton tarafından aktive edilen bir radyoaktif etkileşimdir. Gelen foton enerjisi oldukça yüksek olduğu durumlarda, foton atomun çekirdeği ile etkileşime girerek çekirdek yapısında bozulmalara ve radyoaktiviteye sebep olmaktadır. Fotodisintegrasyon olayı fototransmutasyon olarak da adlandırılır. Bu olay için gerekli olan eşik enerji değeri, hedef çekirdeğin ve bozulan çekirdeklerin yapılarına göre değişiklik göstermekle birlikte, fotodisintegrasyon etkileşiminin 10 MeV'in altındaki enerjilerde gerçekleşme olasılığı oldukça düşüktür [51].

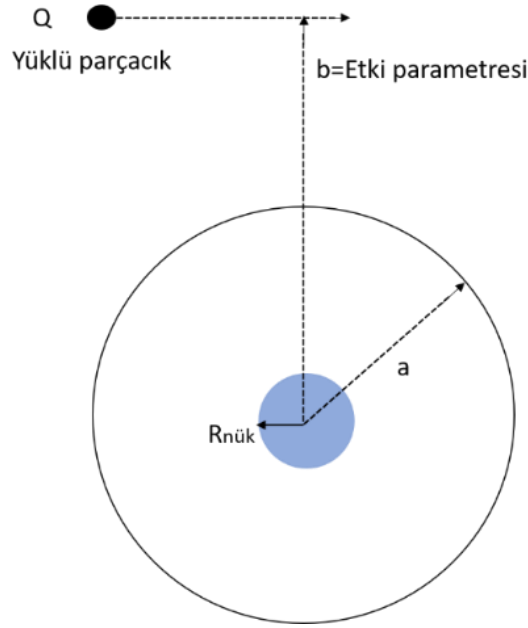
2.1.2 Yüklü Parçacık Madde Etkileşimi

Foton ile madde arasındaki etkileşim süreçleri sonucunda gözlenebilecek olası ikincil elektronların da madde ile bir etkileşim süreci olacağı unutulmamalıdır. Bu bağlamda, bu başlık altında kısaca yüklü parçacıkların madde ile etkileşim türlerine kısaca değinilmiştir.

Bir elektron bir malzeme içerisine girdiğinde, elektronun elektrik alanı ile orbital elektronlarının ve çekirdeğin elektrik alanları arasında bir etkileşim gerçekleşir. Elektron gibi düşük yüke sahip parçacıkların atom ile etkileşmesi birkaç mekanizma aracılığıyla gerçekleşir. İlgili etkileşim tiplerini sınıflandırmakta Şekil 2.4'te gösterilen ortalama elektron bulutu yarıçapı (a) ile yüklü parçacığın çekirdeğin merkezine kısa mesafesi olan (b) etki parametresi uzaklıklarının birbirlerine göre çeşitli durumları kullanılmaktadır[56]. Ayrıca Şekil 2.2'de $R_{\text{çekirdek}}$ ile çekirdeğin yarıçapı gösterilmiştir. Buna göre,

- ($b \gg a$) durumunda inelastik (iyonizasyon ve uyarılma) çarpışma,
- ($b \sim a$) durumunda elastik çarpışma,
- ($b \ll a$) durumunda çekirdek ile inelastik çarpışma (Bremmsstrahlung) ve
- ($b \ll R_{\text{çekirdek}}$) olması halinde elastik çarpışma gerçekleşmektedir.

İyonizasyon düşük atom numaralı materyallerde baskınken; Bremmsstrahlung etkileşimi yüksek atom numaralı materyallerde baskın hale gelmektedir. Bu etkileşim süreçleri kısaca aşağıda açıklanmıştır.



Şekil 2. 4 Yarı çapı a ve etki parametresi b olan bir atomun elektron ile etkileşimi

2.1.2.1 İnelastik Çarpışma ($b \gg a$)

Yüklü parçacık (elektron), atomdan belli bir uzaklıktaki mesafeden atomla çarpışmadan geçtiğinde, yüklü parçacık atomun orbital elektronlarının sahip olduğu Coulomb alanı ile etkileşim içerisine girebilir. Bu olay inelastik çarpışma olarak adlandırılır ve uyarılmalar ile bazen de valans elektronlarındaki iyonizasyonlar ile sürekli enerji kaybına sebep olur. Bu süreçte, enerjinin çok az bir kısmı atoma transfer edilir.

2.1.2.2 Elastik Çarpışma ($b \sim a$)

Etki parametresi orbital elektronlarına çok yakın olduğu durumda gerçekleşen bir etkileşim türüdür. Bu etkileşimde parçacık, iyonizasyona sebep olacağı bir dış kabuk orbital elektronu ile etkileşir. Bu etkileşim sonucu oluşan fotoelektron genellikle yüksek kinetik enerjiye sahiptir ve başka bir iyonizasyona ve uyarılmalara sebep olur. Bu fotoelektron “Delta (δ) ışını” olarak adlandırılır [56].

2.1.2.3 İnelastik Radyatif Işınım (Bremsstrahlung) ($b \ll a$)

Hızlandırılan elektron çekirdeğin çok yakınlarına kadar yaklaştığında, çekirdek ile arasındaki kuvvetli çekici Coulomb kuvveti nedeniyle elektron yavaşlar ve yönünü değiştirir. %2-3'ü civarındaki bir olasılıkla frenleme radyasyonu olarak da adlandırılan bremsstrahlung ışınımı salınımı gerçekleşir. Düşük enerjilerde, oluşan foton $60^\circ - 90^\circ$ aralığında bir açı aralığında saçılırken; yüksek enerjilerde oluşan fotonlar ileri yönlüdür [56]. Bremsstrahlung X ışınları, elektronları en yüksek kinetik enerji değerine kadar çıkabilecek sürekli spektruma sahiptirler. Frenleme radyasyonunun oluşum olasılığı elektronların yönlendirildiği hedef materyalin atom numarasının karesi ile doğru, kütle sinin karesi ile de ters orantılı bir şekilde değişir, $\frac{Z^3}{m^2}$. Genellikle, bremsstrahlung 10 MeV'in altındaki enerjiler için düşük atom numarasına sahip materyallerde ihmal edilir. Bremsstrahlung fotonları materyalin birkaç cm derinliğe kadar nüfuz edebilmekle beraber materyal içerisinde yüksek absorpsiyona sebep olmamaktadır [56].

2.1.2.4 Elastik Saçılma ($b < R_{\text{çekirdek}}$)

Hedefe gelen elektronların herhangi bir foton ışınımı, iyonizasyon ya da uyarılma oluşturmaksızın saçılma durumunu belirtmektedir. Elastik saçılmada dikkate değer bir enerji değişikliği olmamasına karşın parçacıkların yönlerinde geniş açılarda saçılmalar oluşmaktadır. Enerji değişimine, buna bağlı olarak doz absorpsiyonuna katkısı bulunmamakla beraber toplam momentumun da korunduğu bir etkileşim mekanizmasıdır [56].

2.1.2.5 Durdurma Gücü

Radyasyonun herhangi bir ortamda ilerlerken ki enerji kayıp hızı durdurma gücü, S olarak adlandırılır. Durdurma gücü kütle yoğunluğa (ρ) bağlıdır. Toplam kütle durdurma gücü (S/ρ) cinsinden verildiğinde, yoğunluktan bağımsız bir hal alabilir. Bu yüzden, Denklem (2.7)'de ki gibi ifade edilir.

$$\frac{S}{\rho} = \left(\frac{dE}{\rho dx} \right)_{col} + \left(\frac{dE}{\rho dx} \right)_{rad} \quad (2.7)$$

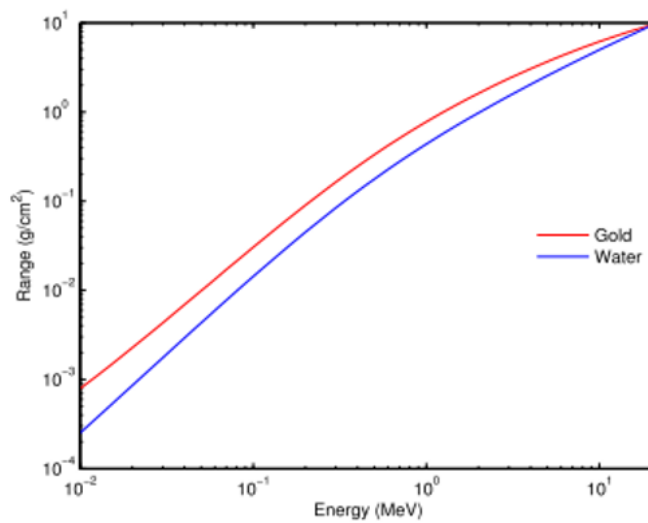
ve birimi $MeV.cm^2/g$ cinsinden verilir. Çarpışma durdurma gücü $(\frac{dE}{\rho dx})_{col}$ sert ve yumuşak çarpışmaların kombinasyonu iken radyatif durdurma gücü $(\frac{dE}{\rho dx})_{rad}$ radyatif ışıma sürecinden gelir. Toplam durdurma gücü düşük atom numaralı materyallerde yüksek atom numaralı materyallere göre daha büyüktür [51], [57].

2.1.2.6 Menzil

Yüklü parçacıklar, yolları boyunca absorbe olana dek birçok etkileşim sürecinden geçerler. Yatay olarak katettikleri bu yol menzil olarak adlandırılır. Parçacıkların menzilleri kütle durdurma gücü kullanılarak hesaplanır. Çünkü, her bir etkileşimdeki enerji kayıpları toplam kütle durdurma gücüne eşit olacaktır. Bu, sürekli azalım yaklaşımı (continuous slowing downs approximation (CSDA)) olarak adlandırılır ve CSDA menzili Denklem (2.8) ile verildiği gibi hesaplanabilir.

$$R_{CSDA} = \int_0^{E_k} \left(\frac{dE}{\rho dx} \right)^{-1} dE \quad (2.8)$$

Şekil 2.5’de altın ve su için CSDA grafiği gösterilmektedir. Her bir element için kütle durdurma gücünün farklı olmasından dolayı CSDA değerleri de farklıdır. Burada su ve altın için enerjiye göre CSDA değerlerinin farkları görülmektedir.



Şekil 2. 5 Su (Water) ve altın (Gold) için CSDA menzil karşılaştırması [58]

2.2 Dozimetrik Prensipler ve Büyüklükler

Radyasyon kaynakları ile yakın ve uzun süre çalışan kişilerin maruz kaldığı radyasyon dozunun belirlenmesi sağlıkları açısından büyük önem arz etmektedir. Bu nedenle özellikle sağlık çalışanlarının ne kadar doz radyasyona maruz kaldıklarının tespiti için kullanılan temel dozimetrik prensipler ve büyüklükler vardır. Bu amaca yönelik olarak, radyasyon dozimetrisinde, direkt (doğrudan) ya da indirekt (dolaylı) iyonizasyonlarla ilgili ortamda depolanan enerji miktarının belirlenmesi için birtakım yöntemler geliştirilmiştir. Bu bağlamda, radyasyon ışınının tanımlanması için bir takım büyüklük ve birimler tayin edilmiştir. Yaygın olarak kullanılan dozimetrik büyüklükler ve birimleri aşağıda özetlenmiştir. Dozimetrenin cevabının hesaplanması ile ilişkili kavite teorisi ise sadeleştirilmiş bir şekilde verilmiştir.

2.2.1 Foton Akısı ve Enerji Akısı

Tek enerjili (monoenerjitik) iyonize radyasyon ışınının özelliklerini belirlemek için kullanılan dozimetrik büyüklükler parçacık akısı, enerji akısı, parçacık akı hızı ve enerji akı hızıdır. Bu büyüklükler genellikle foton ışınlarını tanımlamak için kullanılsa da yüklü parçacıkların tanımlanmasın için de kullanılabilir [59].

- Parçacık akısı (Φ), dN , bir küre yüzeyi üzerindeki dA kesit alanı olmak üzere dA yüzey alanına çarpan parçacıkların sayısıdır:

$$\Phi = \frac{dN}{dA} \quad (2.9)$$

Parçacık akı birimi m^{-2} 'dir. Parçacık akı hesabında kesit alanı dA olarak küresel bir yüzey alan kullanılır. Bu, her parçacığın yönüne dik olan bir dA alanını ifade eder ve bu yüzden parçacık akısı gelen radyasyonun geliş açısından bağımsızdır.

- Parçacık akı düzlemi, birim alan başına düzlemden geçen parçacık sayısıdır ve bu yüzden gelen parçacık ışınının açısına bağlıdır.
- Enerji akısı Ψ ise dE bir küre yüzeyi üzerindeki dA kesit alanına çarpan parçacıkların enerjisi olmak üzere, dE 'nin dA diferansiyel yüzey alanına bölümüdür:

$$\Psi = \frac{dE}{dA} \quad (2.10)$$

Enerji akı birimi J/m^2 'dir. Enerji akısı ve parçacık akısı arasında ise Denklem (2.11)'de verilen bir bağıntı söz konusudur:

$$\Psi = \frac{dN}{dA} E = \Phi \cdot E \quad (2.11)$$

Denklem (2.11)'de E parçacık enerjisini temsil ederken; dN ise E enerjisine sahip parçacıkların sayısını temsil etmektedir. Bilindiği üzere, maddeyle etkileşen radyasyonun tek enerjili olması gerçekçi bir durum değildir. Neredeyse tüm gerçekçi foton veya parçacık ışınları polienerjitiktir. Bu nedenle de yukarıdaki tanımlanan kavramların böylesi ışınlara uygulanması uygun değildir. Bunun yerine genellikle, parçacık akı spektrumu ($\Phi_E(E)$) ve enerji akı spektrumu ($\Psi_E(E)$) kavramları kullanılır (Bakınız Denklem 2.12 ve Denklem 2.13).

$$\Phi_E(E) = \frac{d\Phi}{dE}(E) \quad (2.12)$$

ve

$$\Psi_E(E) = \frac{d\Psi}{dE}(E) = \frac{d\Phi}{dE}(E)E \quad (2.13)$$

Parçacık akı hızı $\dot{\Phi}$, $m^{-2}s^{-1}$ biriminde olup; akının zamana göre türevidir.

$$\dot{\Phi} = \frac{d\Phi}{dt} \quad (2.14)$$

Enerji akı hızı veya *yoğunluğu* ($\dot{\Psi}$) ise $Jm^{-2}s^{-1}$ biriminde olup dΨ'nin dt'ye oranına eşittir.

$$\dot{\Psi} = \frac{d\Psi}{dt} \quad (2.15)$$

2.2.2 KERMA

KERMA, “*kinetic energy released per unit mass*” şeklinde ifade edilen, birim kütlede yayılan kinetik enerji teriminin kısaltmasıdır.

Foton ve nötron gibi dolaylı iyonizasyon yapan radyasyonlar için stokastik² olmayan bir miktar uygulamasıdır. KERMA, enerji transferinden sonra ne olduğu sorgulamaksızın, indirekt iyonize radyasyondan direkt iyonize radyasyona enerji transferinin ortalama miktarıdır [59]. Bu bölümde KERMA kavramı sadece fotonlarla madde etkileşimi açısından ele alınacaktır.

Bu bağlamda, kerma bir ortamda dolaylı iyonizasyon oluşturan radyasyondan yüklü parçacıklara (elektronlar) aktarılan ortalama enerji olarak ifade edilir.

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (2.16)$$

Kermanın birimi J/kg 'dır. Kerma birimi için Gray (Gy) de kullanılır. Gy ile Kerma arasında ise $1 Gy = 1 J/kg$ eşitliği vardır.

2.2.3 CEMA

“Converted energy per unit mass” için önerilmiş bir kısaltma olan CEMA, birim kütlede dönüştürülen enerjiyi tarif etmektedir. Elektron ve proton gibi direkt iyonize radyasyonlar için stokastik olmayan bir miktar uygulamasıdır. Cema (C), bir materyalin dm kütleindeki çarpışmalarda ikincil elektronlar hariç yüklü parçacıklar tarafından kaybedilen enerji olan dE_C 'nin dm 'e oranıdır.

$$C = \frac{dE_C}{dm} \quad (2.17)$$

CEMA'nın birimi J/kg 'dır. Cema için de Kerma gibi Gray (Gy) birimi de kullanılır.

² Stokastik: Deterministik olmayan, Rastlantısal.

2.2.4 Absorbe Doz

Absorbe doz hem direkt hem de indirekt iyonize radyasyonlar için geçerli stokastik olmayan bir miktardır. İndirekt iyonize radyasyon için, enerji maddeye iki aşamada aktarılır. İlk adımda (kerma sonucunda), indirekt iyonize radyasyon enerjisini kinetik enerji formunda ikincil yüklü parçacıklara aktarır. İkinci adımda, bu yüklü parçacıklar kinetik enerjilerinin bir kısmını ortama (absorbe doz sonucunda) ve bir kısmını ise radiatif kayıplar formunda (Bremmstrahlung, anihilasyon ışıması) transfer ederler.

Absorbe doz, aktarılan enerjinin stokastik miktarı ile ilişkilidir. Absorbe doz, V hacmi ile çevrilmiş m kütleli maddeye iyonizasyon yaparak aktarılan ortalama enerji $\underline{\varepsilon}$ olarak tanımlanır.

$$D = \frac{d\underline{\varepsilon}}{dm} \quad (2.18)$$

Aktarılan enerji $\underline{\varepsilon}$, bir V hacmi içerisinde herhangi bir kütle- enerji dönüşümünü dikkate alarak ilgili hacme giren tüm enerjilerden çıkan enerjilerin farkına eşittir. Örneğin, çift oluşum, enerjisi 1.022 MeV kadar düşürürken, elektron-pozitron anihilasyonu aynı oranda artırır.

Elektronlar ortamda yolculuk yaptığı ve izleri boyunca enerji depoladıkları için, bu enerji absorpsiyonu enerji transferi olarak kerma ile ifade edilen aynı noktada gerçekleşmez. Absorbe doz birimi J / kg 'dır. Absorbe doz birimi için de Gy kullanılır.

2.2.5 Durdurma Gücü

Durdurma güçleri radyasyon dozimetrisinde oldukça yaygın kullanılır, fakat nadiren deneysel olarak ölçülen büyüklüklerdir. Genellikle teoriden hesaplanması tercih edilmektedir. Elektronlar ve pozitronlar için *The Bethe teorisi* durdurma gücü hesaplamalarında kullanılır [57].

Lineer durdurma gücü, yüklü parçacıkların birim mesafede enerji kayıp hızının $\left(\frac{dE}{dx}\right)$ beklenen değeri olarak tanımlanır. Kütle durdurma gücü, lineer durdurma gücü değerinin absorblayıcı ortamın kütle yoğunluğuna oranıdır. Absorblayıcı ortamın kütle yoğunluğuna bölüm işlemi ile kütle üzerindeki kütle durdurma gücü

bağımlılığı neredeyse elimine edilir. Lineer ve kütle durdurma güçlerinin birimleri sırasıyla MeV/cm ve $MeV.cm^2/g$ olarak verilir.

Bilinen iki tip durdurma gücü vardır: İlki atomun orbital elektronları ile yüklü parçacıkların etkileşimi sonucunda oluşan çarpışma (iyonizasyon) ile durdurma bağlı güç iken ikincisi atom çekirdekleri ile yüklü parçacıkların etkileşimi sonucu oluşan radiatif etkileşim sonucu gözlenen durdurma gücüdür. Ayrıca, sınırsız kütle çarpışma durdurma gücü, tüm sert ve yumuşak çarpışmalarda yüklü parçacıklar tarafından kaybedilen enerjinin ortalama hızını belirtir.

2.3 Radyasyon Birimleri

2.3.1 Işınlama Birimi

Işınlama, radyasyon ölçümünün temel birimidir [60]. Işınlama havada ölçülür ve birim kütle başına iyonizasyon ile oluşan yüklü parçacık çifti olarak tanımlanır. Işınlamanın geleneksel birimi Röntgen'dir (R). Uluslararası Birim Sistemi'nde (UBS) ise ışınlamanın birimi C / Kg olarak tanımlanır [60]. İki birim arasındaki dönüşüm ise $1 R = 2,54 \times 10^{-4} C/kg$ şeklindedir.

Işınlama yalnızca havada tanımlandığı için, radyasyonun enerjisi arttıkça ışınlama miktarını belirlemek zorlaşır. İyonlaştırıcı radyasyon kaynağını uygun bir şekilde karakterize etmek için yüklü parçacık dengesinin oluşabilmesi amacı ile dedektörün hassas bölgesinin yeteri kadar büyük olması gerekir. 3 MeV ve üzeri enerjilerde dedektör boyutunun artmasından dolayı havada bunu sağlayabilmek zorlaşmaktadır [60].

2.3.2 Absorbe Doz Birimi

Absorbe radyasyon dozu birimi, teröpatik radyasyon fiziği için temel birimdir. Adından da anlaşılacağı gibi, radyasyonun tıbbi uygulamalarında ölçümünü daha doğru yapmak için tanımlanmıştır. Absorbe doz, birim kütle başına bırakılan enerjiyi ifade etmektedir. Absorbe dozun geleneksel birimi *rad* olarak tanımlanmıştır ve herhangi bir maddenin 1 gramlık kütlesine bırakılan 100 erg'lik enerjiye karşılık gelmektedir. UBS'de absorbe doz birimi Gray (Gy) olarak adlandırılır ve 1 kilogramlık kütleye bırakılan 1 Joule'lük enerji olarak tanımlanır [60]. Aralarındaki dönüşüm ise, $1 Gy = 100 rad$ şeklindedir.

Absorbe doz birimi temel bir fiziksel büyüklüktür ve herhangi bir enerjideki 1 Gy'lık X ışını, proton ya da nötron için aynı miktarı belirtmektedir. Ancak, enerji ve tiplerine göre aynı absorbe doz miktarındaki radyasyonların biyolojik etkileri farklılık göstermektedir.

2.3.3 Eşdeğer Doz Birimi

Eşdeğer doz, dokuda farklı tiplerdeki radyasyonların *Rölatif Biyolojik Etkinlik* (RBE) miktarını belirtmek için kullanılır. Eşdeğer doz, radyasyon tiplerini temel alan birimsiz ağırlık faktörleri ve absorbe dozun çarpılması ile elde edilmektedir Tablo 2.1.

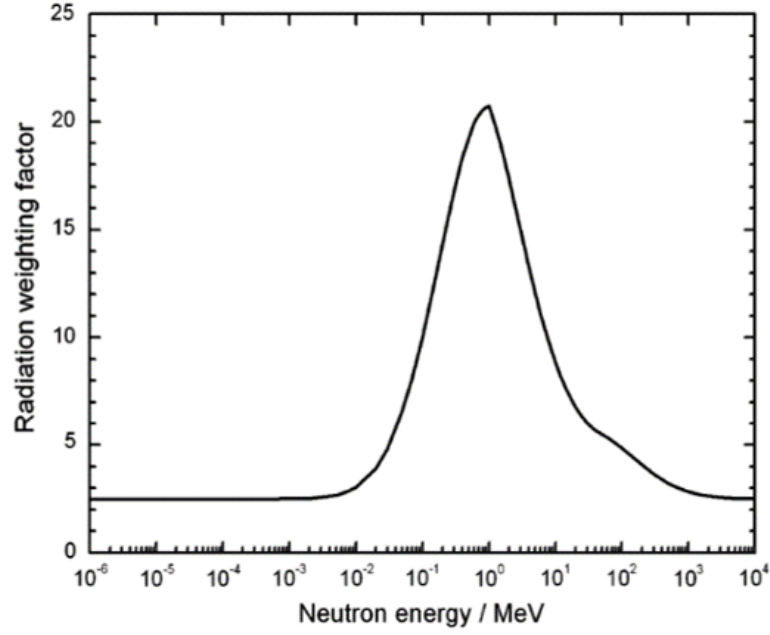
Tablo 2. 1 Çeşitli tipteki radyasyonlar için ağırlık faktörleri [61]

Radyasyon Tipi	Ağırlık Faktörü
Gama, X-ışınları	1
Elektronlar, Pozitronlar, Müonlar	1
Protonlar ($E > 2$ MeV)	2
Alfa partikülleri	20
Nötronlar	
$E_n < 1$ MeV	$2,5 + 18,0e^{-\frac{(\ln(E_n))^2}{6}}$
$1 \text{ MeV} < E_n < 50 \text{ MeV}$	$5,0 + 17,0e^{-\frac{(\ln(2E_n))^2}{6}}$
$E_n > 50 \text{ MeV}$	$2,5 + 3,25e^{-\frac{(\ln(0,04E_n))^2}{6}}$

Eşdeğer dozun geleneksel birimi rem olarak tanımlanmıştır ve UBS'deki birimi ise Sievert (Sv)'tir [60]. Aralarındaki dönüşüm $1 \text{ Sv} = 100 \text{ rem}$ şeklinde tanımlıdır. Eşdeğer doz hesaplaması ise Denklem xx ile gerçekleştirilir:

$$H_T = \sum_i Q_i D_i \quad (2.19)$$

Denklem (2.19)'da H_T toplam eşdeğer doz, Q_i ağırlık faktörü ve D_i ise absorbe dozu tanımlamaktadır. Tablo 2.1.' de çeşitli tipte radyasyonlar için ağırlık faktörleri verilmiştir [61]. Tabloda belirtilen E_n nötronların enerjisini belirtmektedir. Şekil 2.6'da gösterildiği gibi nötronların lineer enerji transferi yüksek enerji bağımlılığı sergilemektedir.



Şekil 2. 6 Enerjinin fonksiyonu olarak nötronların radyasyon ağırlık faktörü olan Q değerleri [61]

2.3.4 Efektif Doz Birimi

Efektif doz, rölatif radyasyon ışınlama riskinin istatistiksel olarak yorumlanmasıdır. Maruz kalınan tek seferlik radyasyonun tüm formlarını karşılaştırılabilir bir birime dönüştürür. Böylece basit bir el röntgeni uygulaması, girişimsel bir Bilgisayarlı Tomografi (BT) uygulaması ile risk bakımından karşılaştırılabilir. Bunun için, yine birimsiz bir ağırlık faktörü çarpanı oluşturulmuştur. Bu çarpan, vücudun farklı bölgelerindeki ışınlamanın rölatif riskini temel almaktadır. Biyolojik temele sahip eşdeğer dozdaki ağırlık faktörünün aksine, efektif dozdaki ağırlık faktörü vücudun farklı bölgelerinin ışınlamasındaki rölatif riskin istatistiksel tahminine odaklanmıştır. Farklı vücut bölgeleri, ışınlanan organların rölatif etkisini temel alarak yüksek ya da düşük ağırlığa sahiptir. Geleneksel birimi *rem* olan efektif dozun UBS'deki karşılığı ise *Sv*'dir [72]. Efektif doz Denklem (2.20)'deki formül yardımıyla hesaplanır:

$$H_T = \sum_i w_i Q_i D_i \quad (2.20)$$

Denklem (2.20)'de w_i vücudun herhangi bir bölgesi için tanımlı ağırlık faktörüdür. Tablo 2.2.'de vücudun farklı bölgeleri için geçerli olan ağırlık faktörleri görülmektedir.

Tablo 2. 2 Vücudun herhangi bir bölümü için efektif doz hesaplamasında kullanılan ağırlık faktörleri. Faktörler ICRP 103'ten alınmıştır [61]

Vücut dokusu	Ağırlık faktörü
Kemik yüzeyi, Cilt, Beyin, Tükürük bezi	0,01
Mesane, Karaciğer, Özofagus, Tiroid	0,04
Gonadlar	0,08
Kemik iliği, Akciğer, Kolon, Mide, Meme, Kalan diğer organlar	0,12

2.4 Radyasyonun Biyolojik Etkileri

Radyasyon maruziyetinin insan sağlığı üzerine zararlı etkileri deterministik ve stokastik etki olarak adlandırılan iki kategoride ele alınabilir.

2.4.1 Deterministik Etki

Yüksek dozlarda radyasyona maruz kaldıktan sonra, nispeten kısa bir zaman diliminde ortaya çıkan mide bulantısı, ciltte kızarıklık ya da klinik olarak daha ağır vakaları kapsayan akut sendromlar radyasyonun deterministik etkileri olarak adlandırılır. Bu etkilerin ortaya çıkabilmesi için, bir eşik doz değerinin kısa bir zaman diliminde aşılması gerekmektedir. Deterministik etkiler, radyasyon maruziyetinden sonraki 6 aylık bir zaman dilimi içerisinde ortaya çıkabilmektedir. Deterministik etkiler, yüksek radyasyon maruziyetine bağlı olarak toplu hücre ölümü ya da hücre bölünmesinin ertelenmesi gibi çeşitli proseslere bağlı bir sonuçtur. Oluşan etkiden sonra uygun ortam şartları mevcut ise dokunun ya da organın tamiri mümkündür. Eşik doz değerinin artması ile etki şiddetinde de artış olduğu bilinmektedir [62].

2.4.2 Stokastik Etki

Radyasyon, geniş bir popülasyonun düşük dozlardaki maruziyeti ile popülasyon üzerindeki etkinin epidemiyolojik olarak tespiti mümkün olan maligniteler (kanser)

gibi gecikmiş etkilerin oluşumunu da tetikleyebilir. Bir eşik doz değerine sahip olmayıp artan dozla istatistiksel olarak artış eğilimi gösteren maligniteler ya da katılımsal etkiler radyasyonun stokastik etkileri olarak adlandırılır.

Işınlanmış bir hücrede oluşan DNA hasarı, hücre tamir mekanizmasının devreye girmesi ile tamir edilebilir. Ancak, bu tamirin hatalı olması durumunda hücre modifikasyonu ya da mutasyonu ilerleyen dönemlerde kanser olarak kendini gösterebilir. Bu etki için bir eşik doz değerinin olduğuna dair bir çalışma mevcut değildir. Bununla birlikte, yapılan çalışmalar artan doz ile kanser oluşum olasılığının arttığını göstermektedir. Radyasyon maruziyeti ile oluşan hücre hasarı eğer bir gen hücresinde gerçekleşir ise, bu etki kalıtsal olarak diğer nesillere aktarılabilir [63].

2.4.3 Radyasyonun embriyo ve fetüse olan etkileri

Erişkinlerdeki deterministik ve stokastik etkilere ek olarak, embriyo ve fetüsün de radyasyona maruz kalmasıyla birlikte embriyo ve fetüste de olumsuz etkiler görülebilir. Bu etkilerin, genellikle lösemi (stokastik etki) ve hamileliğin belli periyotlarında çeşitli eşik doz değerlerinin aşılması ile ortaya çıkabilecek mental bozukluklar ve konjental etkiler (deterministik etkiler) olduğu söylenebilir. Fetüs üzerindeki etkilerin detaylı anlatımı ICRP Publication 84' te mevcuttur [63].

2.5 Uluslararası Konsensus ve Radyasyon Güvenliği Standartları

Radyasyon güvenliği standartları, radyasyonun biyolojik etkileri temel olarak oluşturulmuş olup, önerilen korunma prensipleri aşağıdaki gibidir. 1955 yılında Birleşmiş Milletler tarafından kurulan “The United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation” (UNSCEAR), farklı tip kaynaklardan maruz kalınan radyasyon seviyesi üzerine radyasyonun biyolojik etkilerini değerlendirmiş ve yayımlamıştır [64]. Bu bilgiler korunma standartlarının da geliştirilmesinde kullanılmıştır. 1960 yılında IAEA güvenlik standartları hem ICRP'nin önerilerini hem de UNSCEAR tarafından yapılan bilimsel çalışmaları dikkate alarak hazırlanmıştır [57].

IAEA, Radyasyonun toplum üzerindeki riskleri ve faydalarının dengede tutulması adına yapılan bilimsel çalışmalar ve araştırmalar, korunma ve güvenlik standartları için oluşturulan temelin bir parçasıdır. Genel riskin kabulü bir uzlaşma meselesidir

ve bu nedenle uluslararası güvenlik standartları ilgili kurumlara öneri mahiyetinde tavsiyelerde bulunur [65].

Bu nedenle, uluslararası konsensüs üye ülkeler ve uluslararası kuruluşların katılımıyla hazırlanmış IAEA standartlarını temel alır. Şu an ki güvenlik standartları IAEA, Ekonomik İşbirliği ve Kalkınma Örgütü (OECD) Nükleer Enerji Ajansı (NEA), Amerikan Sağlık Örgütü (PAN) ve Dünya Sağlık Örgütü (WHO) gibi kuruluşların sponsorluğu ile 1996'da yayınlanan "International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources" (BSS) başlıklı yayını temel almaktadır [66].

BSS, IAEA Güvenlik Serisi No 115 başlık altında 4 bölüm şeklinde yayımlanmıştır: önsöz, temel gereksinimler, ekler ve planlamalar. Raporun amacı iyonize radyasyon ve radyasyon kaynaklarına karşı korunmanın temellerini oluşturmaktır [66].

2.5.1 Radyasyon Işınlama Çeşitleri

Belli endüstriyel ya da tıbbi uygulamalar sonucunda çevreye büyüklüğü tahmin edilebilir seviyede (bir dereceye kadar belirsizlikte olsa) bazı radyasyon ışınlamaları gerçekleşir ki; bu maruziyetler BSS'de beklenen maruziyetler (expected exposures) olarak adlandırılmıştır [66]. Buna ek olarak, beklenen radyasyon maruziyetleri öngörülebilir ışınlamalardır ve gerçekleşme durumları potansiyel riskler olarak adlandırılır. Örneğin; ekipman arızası, tasarım problemleri veya işletme hataları bu riskler arasındadır.

BSS'de normal maruziyetlerin kontrol altında tutulması için verilen dozların kısıtlanması önerilir. Bu yüzden hastaların sadece teşhis ya da tedavi amacıyla radyasyona maruz kalmaları sınırlı dozlar için önerilir.

Potansiyel riskleri kontrol etmenin birinci yolu tesislerin tasarımını, ekipmanları ve işletme prosedürlerini optimize etmektir. Bu amaç doğrultusunda;

- Planlanmamış ışınlamalara sebep olabilecek olayların gerçekleşme olasılığının sınırlandırılması
- Bu tür olaylarda ortaya çıkabilecek risklerin büyüklüğünün sınırlandırması gerekmektedir.

BSS'deki radyasyon maruziyetleri üç grupta toparlanmıştır. Bunlar;

- Çalışanların maruz kaldıkları radyasyon yani “Mesleki ışınlamalar”:
Meslekleri gereği radyasyonlu alanlarda çalışan kişilerin maruz kaldıkları tüm radyasyon maruziyetleri mesleki ışınlamalar kapsamına girer.
- Tanı ya da tedavi amaçlı radyasyona maruz kalan hastalar “Tıbbi ışınlamalar”:
 - Tıbbi teşhis ya da tedavi amacıyla radyasyona maruz kalan kişiler
 - Bilerek ve gönüllü olarak hastaların teşhis ya da tedavisinde yardımcı olan kişilerin maruz kaldıkları radyasyon
 - Bilimsel araştırma amacıyla bilerek ve gönüllü olarak maruz kalınan radyasyon tıbbi ışınlamalar kapsamındadır.
- Halk üyelerinin maruz kaldıkları radyasyon: “Halk ışınlamaları”:
Yukarıda belirtilen iki grup dışında kalan toplum üyelerinin maruz kaldıkları tüm ışınlamalar için kullanılır.

2.6 Radyasyondan Korunmada Kullanılan Büyüklükler ve Birimler

2.6.1 Fiziksel Büyüklükler

BSS’deki gereksinimlerin çoğu nitel olsa da program nicel sınırlar ve rehberlik üzerine kurulmuştur. Güvenlik standartlarında kullanılan temel fiziksel büyüklükler *aktivite ve absorbe dozdur*.

- Verilen bir zamanda, belli enerji seviyesindeki radyonüklid miktarının aktivitesi A ile temsil edilir ve Denklem 2.21’de gösterildiği gibi $\frac{dN}{dt}$ ’ye eşittir. Burada dN verilen zamandaki belli enerji seviyesinde gerçekleşen nükleer bozunum sayısıdır.

$$A = \frac{dN}{dt} = \lambda N = \left(\frac{\ln \ln 2}{t_{1/2}} \right) N \quad (2.21)$$

Denklem (2.21)’de, λ : radyoaktif çekirdeğin bozunum sabitini, N : radyoaktif çekirdek sayısını ve $t_{1/2}$: radyoaktif çekirdeğin yarıömrünü temsil eder.

Aktivitenin SI birim sistemindeki karşılığı s^{-1} 'dir. Bu, saniyede bir bozunuma denk gelir ve Becquerel (Bq) olarak adlandırılır ($1 Bq = 1 s^{-1}$). Aktivitenin eski biri ise Curie (Ci)'dir $1 Ci = 3.7 \times 10^{10} s^{-1}$ ile tanımlıdır. Curie ilk olarak Ra-226 radyoaktif elementinin 1 gramına ait aktivite olarak tanımlanmıştır. Ancak, daha sonraki ölçümler göstermiştir ki; 1 g Ra-226, 0.988 Ci'lik aktiviteye sahiptir.

- Absorbe doz D , $\frac{d\varepsilon}{dm}$ ile elde tanımlıdır ve $d\varepsilon$ maddenin dm 'lik kütlesine transfer edilen ortalama enerjiyi gösterir.

Absorbe doz SI birim sisteminde J/kg birimi ile ifade edilir. Özel adı ise Gray (Gy)'dir. Eski birimi rad olan absorbe doz 1 gramlık kütleyle 100 erg'lik enerji transferinin karşılığı olarak hesaplanmıştır ($1 Gy = 100 rad$).

2.6.2 Korunma Büyüklükleri

Absorbe doz, temel fiziksel dozimetri büyüklüğüdür, ancak radyasyondan korunma için sadece absorbe doz tarifi yeterli değildir. Çünkü, farklı tip radyasyonların dozimetrik olarak büyüklükleri aynı olsa dahi, biyolojik hasar mekanizmaları ve miktarları farklılık göstermektedir. Bu doğrultuda, radyasyondan korunma açısından fiziksel büyüklüklere ek olarak, dozla ilişkili farklı büyüklüklere de ihtiyaç duyulmaktadır. Bunlar organ dozu, eşdeğer doz, efektif doz, committed (kararlı) doz ve kolektif dozdur.

2.6.2.1 Organ Dozu

Organ dozu, insan vücudunun belli bir dokusu ya da organının T kadarlık miktarındaki ortalama doz olarak tanımlanır.

$$D_T = \frac{1}{m_T} \int_{m_T} D dm = \frac{\varepsilon_T}{m_T} \quad (2.22)$$

şeklinde verilir. Denklem (2.22)'de yer alan m_T ve ε_T sırasıyla doku ya da organın kütlesini ve doku ya da organa transfer edilen toplam enerjiyi temsil etmektedir.

2.6.2.2 Eşdeğer Doz

Bir organdaki biyolojik hasar, sadece organ tarafından absorbe edilen ortalama doza değil aktarılan radyasyonun enerjisine ve tipine de bağlıdır. Örneğin, belli bir organ için fiziksel dozlar aynı olsa dahi α ya da nötron radyasyonunun biyolojik etkisi γ ya

da elektron radyasyonuna ait etkiden daha büyük olacaktır. Bunun sebebi, α ya da nötron radyasyonunun daha yoğun iyonizasyona sahip olması ve etkileştiği biyolojik dokuda tamir edilmesi mümkün olmayan hasarlar oluşturmalarıdır. Özetle; organ dozunun ilgili radyasyonun ağırlık faktörü ile çarpılması sonucunda eşdeğer doz (H_T) olarak adlandırılan bir başka doz değeri elde edilir. H_T , T organındaki biyolojik hasar miktarını ifade etmektedir ve Denklem (2.23)'teki gibi formül uyarınca hesaplanabilir:

$$H_T = w_R D_{T,R} \quad (2.23)$$

Denklem (2.23)'de $D_{T,R}$ R tipindeki radyasyon tarafından ilgili T dokusunda ya da organında depolanan radyasyon dozu gösterirken; w_R R tipindeki radyasyonun ağırlık faktörüdür.

X ve γ radyasyonları için $w_R = 1$ iken; protonlar için $w_R = 5$ olup diğer tip partiküller için $w_R = 20$ 'dir. Nötronlar için ise ağırlık faktörü enerjilerine göre 5'ten 20'ye kadar değişmektedir.

Eşdeğer dozun SI birim sistemindeki karşılığı J/kg iken Sievert (Sv) olarak birimlendirilebilmektedir. Eşdeğer dozun eski birimi rem'dir ve iki birim arasındaki dönüşüm $1 Sv = 100 rem$ şeklindedir. Örneğin; 1 Gy'lik fotonun organdaki eşdeğer dozu 1 Sv iken 20 keV enerjili nötronun eşdeğer dozu 10 Sv'tir (20 keV enerjili nötron için $w_R = 10$).

Eğer organ ya da doku birden fazla tipteki radyasyonla ışınlanıyor ise eşdeğer doz;

$$H_T = \sum w_R D_{T,R} \quad (2.24)$$

ile hesaplanır.

2.6.2.3 Efektif Doz

Stokastik etkilerin görülme olasılığı ile eşdeğer doz arasındaki ilişkinin, ışınlanan organ ya da dokuya bağlı olduğu bulunmuştur. Buna bağlı olarak, farklı organlarda aynı eşdeğer dozun oluşturduğu hasarın farklı olduğu görülmüştür. Bu farklılığı dikkate almak için doku ağırlık faktörüne ihtiyaç duyulmuştur.

Doku ağırlık faktörü w_T ile gösterilir ve tüm vücudun uniform ışınlanmasına denk gelen rölatif katkıyı gösterir. Düşük dozlar için, tek bir organ ya da doku hasarı tüm vücuda verilen toplam zarara katkı olarak hesaplanır. Toplam hasara olan rölatif katkı tüm vücudun üniform ışınlanması sonucunda oluşan hasar ile tek bir hasar arasındaki oranlama ile bulunur. Bu yüzden, rölatif katkıların toplamı 1'e normalize edilmiştir (Denklem (2.25)).

$$\sum w_R = 1 \quad (2.25)$$

Efektif doz stokastik etkilerin toplamını verecek şekilde farklı dokulardaki farklı dozların kombinasyonunu belirlemek için doku ağırlık faktörü ile çarpılan doku eşdeğer dozlarının toplamı olarak tanımlanır (Denklem (2.25)). ICRP'nin 60 numaralı yayınında;

$$E = \sum w_T H_T \quad (2.26)$$

şeklinde formüle edilmiştir [67].

Doku ağırlık faktörü w_T , ICRP'nin 60 numaralı yayında ve IAEA güvenlik standartlarında tanımlanmıştır. Doku ağırlık faktörü için verilen değerler radyasyondan korunma amacı ile cinsiyet ve yaşa bağlı olmaksızın sabit bir değer olup; popülasyon için ortalama bir değer olarak hesaplanmıştır. Örneğin; gonadlar¹ için $w_T = 0.20$, akciğer ve kemik iliği için $w_T = 0.12$, cilt için $w_T = 0.01$ şeklindedir. Bu doku ağırlık faktörlerine bakıldığında, aynı eşdeğer dozda, düşük dozlardaki stokastik etki riskinin gonadlar için akciğer ve kemik iliğinden daha fazla olduğu görülmektedir.

Tüm vücut üzerindeki üniform efektif doz, üniform eşdeğer doza nümerik olarak eşit olan efektif dozu belirtir. Ağırlık faktörleri w_T ve w_R birbirinden yapı olarak bağımsızdır. Burada, doku risk faktörü w_T radyasyonun tipinden bağımsızken; radyasyon ağırlık faktörü w_R doku tipinden bağımsızdır ve Denklem (2.27)'deki gibi yazılabilir:

$$E = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R} = \sum_R w_R \sum_T w_T D_{T,R} \quad (2.27)$$

Tek bir radyasyon tipi içinse efektif doz

$$E = \sum w_T D_{T,R} \quad (2.28)$$

ile tanımlıdır.

Efektif doz, ışınlamadan kaynaklanan radyasyon hasar miktarına bağlı bir doz ölçüsüdür. Bu yüzden, çeşitli radyasyon tiplerinin ya da ışınlama çeşitlerinin oluşturduğu efektif doz değerleri doğrudan karşılaştırılabilir.

Radyasyon çalışanları ya da halk için yıllık doz limitleri yıllık efektif doz cinsinden verilirken bir organın, ellerin ya da ayakların doz limitleri ise eşdeğer doz cinsinden verilmektedir. Efektif doz terimi ICRP'nin ilk raporlarında efektif doz eşdeğeri olarak adlandırılmaktaydı [67].

İşinlanmanın geometrisi çok iyi bir şekilde tanımlanırsa, eşdeğer doz H ya da efektif doz E, bir antropomorfik fantom kullanılarak hesaplanabilir. Ancak bu büyüklükler doğrudan ölçülemez ve bu yüzden onlar için kesin standartlar mevcut değildir. Efektif doz birimi J/kg olup Sievert (Sv) olarak adlandırılır.

2.6.2.4 Alınan radyoaktif (Committed) Doz

Bir radyonüklid vücut içerisine verildiğinde, vücut içerisinde kaldığı süre boyunca doz maruziyeti oluşacaktır. Bu periyot boyunca, maruz kalınan toplam doz alınan radyoaktif doz olarak adlandırılır ve doz hızına bağlı bir integrasyon yöntemi ile hesaplanır. Doz sınırlandırmaları, vücuda verilen radyonüklid miktarının sınırlandırılması yöntemi ile uygulanır. Alınan radyoaktif doz, alınan radyoaktif efektif doz veya alınan radyoaktif eşdeğer doz şeklinde de adlandırılabilir.

2.6.2.5 Kollektif Doz

Radyasyondan korunma büyüklükleri bir bireyin işinlanma miktarı ile ilişkilidir. Kollektif doz ise, bir grubun ya da popülasyonun radyasyon maruziyeti ile ilişkilidir ve her gruptaki birey sayısı ve radyasyona maruz kalan bireylerin oluşturduğu çeşitli grupların ortalama dozunun toplamı olarak tanımlanır. Kollektif doz birimi man-sievert (man-Sv) olarak verilir.

2.6.3 Operasyonel Büyüklükler

Organ dozu D_T , eşdeğer doz H ve efektif doz E doğrudan ölçülebilen büyüklükler değildir. Bu büyüklükler radyasyon monitörleri kullanılarak kalibrasyon faktörleri üretilen laboratuvar standartlarına sahip değildirler. Bu yüzden, ICRU radyasyondan korunma için ölçülebilen operasyonel büyüklükler tanımlamıştır [68]. Operasyonel büyüklükler çevresel eşdeğer doz, yönlü/yönelimli eşdeğer doz ve personel doz eşdeğeridir. Bu operasyonel büyüklükler doz limitlerinin belirlenmesi gibi gereksinimlerde karşılaştırma amaçlı kullanılırlar [61].

2.6.3.1 Çevresel Eşdeğer Doz

$H^*(d)$ radyasyon alanındaki bir noktanın çevresel eşdeğer dozu; hizalanmış alan doğrultusuna zıt yöndeki bir yarıçapta, d derinliğindeki bir ICRU küresinde buna uygun hizalanmış ve çok yönlü alanlar tarafından üretilen eşdeğer doz olarak tanımlanır.

ICRU küresi, 30 cm çapına sahip %76,2 oksijen, %11,1 karbon, %10,1 hidrojen ve %2,6 nitrojenden oluşan doku eşdeğeri bir küredir. Derin radyasyon penetrasyonu için $d = 10 \text{ mm}$ olacak şekilde önerilmektedir.

2.6.3.2 Yönlü/Yönelimli Eşdeğer Doz

Bir $H'(d, \Omega)$ radyasyon alanındaki bir nokta üzerindeki yönlü/yönelimli eşdeğer doz; belirli bir Ω doğrultusundaki bir yarıçapta, d derinliğindeki bir ICRU küresinde buna uygun çok yönlü alan tarafından üretilen eşdeğer doz olarak tanımlanır. Zayıf penetrasyon için derinlik $d = 0,07 \text{ mm}$ olarak önerilir. Ω açısı ise ışın yönü ve d derinliğinin tanımlandığı ICRU küresinin yarıçapı arasında kalan açıdır.

2.6.3.3 Personel Doz Eşdeğeri

Personel doz eşdeğeri $H_p(d)$, vücudun yaklaşık olarak d derinliğinde spesifik bir noktadaki hem güçlü hem de zayıf penetrasyonları da içerisine alan yumuşak doku üzerindeki eşdeğer dozdur. Uygun derinlik genellikle $d = 10 \text{ mm}$ (15 keV ve üzeri enerjilere sahip fotonlarda) olarak seçilirken; zayıf penetrasyonun (β radyasyonu ve 15 keV altındaki enerjili fotonlar için) ön plana çıktığı cilt ve göz için ise sırasıyla $d = 0,07 \text{ mm}$ ve $d = 3 \text{ mm}$ kullanılır.

2.6.4 Radyasyondan Korunma için Doz Limitleri

Kısa bir zaman periyodunda yüksek miktarda radyasyon maruziyeti, akut radyasyon sendromuna sebep olmaktadır [69]. Bu tip etkileri bertaraf etmek için günümüz bilim dünyası oldukça çaba sarf etmektedir. Radyasyon, DNA hasarı oluşturarak kansere sebep olan oldukça güçlü bir karsinogenezdir. Bu etkiye, uzun bir zaman diliminde düşük dozdaki maruziyetler de sebep olabilir [70].

Radyasyona bağlı mutasyonlar ve karsinogenez oluşumu radyasyonun doğasından dolayı rastgelelik barındırır. Bu, radyasyonun stokastik etkisi olarak adlandırılır ve artan radyasyon maruziyet miktarı, hastalık şiddetine değil gerçekleşme olasılığına katkı yapmaktadır. Stokastik etki için doz-etki tahminleri ise atom bombası gibi radyasyona maruz kalan popülasyon verileri üzerindeki çalışmalar ile elde edilmiştir. ICRP 103 no'lu raporunda malignant oluşum olasılığı tüm vücut ışınlaması için Sv başına yaklaşık olarak %5,7 olarak belirtilmiştir [61].

Günümüz teknolojisi ile birlikte radyasyonun anatomik ya da fizyolojik bir hastalığın teşhisi ya da bir cerrahi operasyona eşlik eden görüntüleme aracı olarak kullanımından bir malign tümörün lokal kontrolü ya da küratif tedavisine kadar hem tanı hem de tedavi amaçlı tıbbi kullanımı oldukça yaygın ve etkindir. Radyasyonun faydalı kullanımı ile halkın maruziyetine yapılan katkı sınırlandırılarak rölatif karsinogenez artışı limitlendirilmelidir. Bu, radyasyon çalışanları için kabul edilebilir doz limiti olarak hesaplanmıştır ve limitler radyasyon çalışanları için ardışık beş yılın ortalaması 20 mSv/yıl ve halk için ise 1 mSv/ yıl ile sınırlandırılmıştır [71].

2.7 Monte Carlo Yöntemi

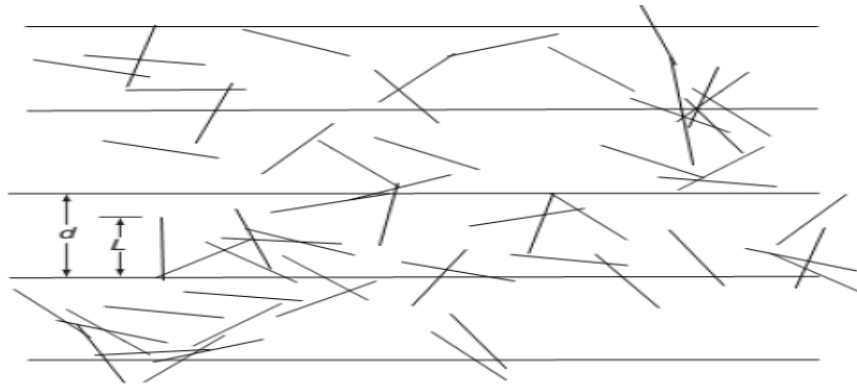
2.7.1 MC Yönteminin Tarihsel Gelişimi

MC yönteminin bilinen ilk uygulaması Comte de Buffon'un 1777 yılında gerçekleştirdiği çalışma gösterilebilir [72]. Buffon bu çalışmada, aralarında d mesafesi olan paralel çizgili bir kâğıt üzerine rastgele bir şekilde atılan L uzunluklu iğnenin kâğıt üzerindeki çizgi ile kesişme ihtimalini Denklem (2.29) 'u kullanarak hesaplamıştır. Denklem (2.29) 'da p ihtimali n ise örneklemeyi ifade etmektedir.

Bilgisayar simülasyonu ile yapılan bu hesaplama ise Şekil 2.7’de gösterilmektedir [72].

$$p = \frac{2L}{\pi d}, (d > L) \quad (2.29)$$

Laplace ise π değerini belirlemek için MC yöntemini kullanılabileceğini ileri sürmüştür. Nümerik çözümlere ilişkin deneyler ise Enrico Fermi tarafından 1930’lu yıllarda yapılmıştır [72]. Fermi, MC yöntemini kullanarak nötronların karakteristikleri üzerine çalışmalar gerçekleştirmiştir. MC yöntemi Los Alamos tarafından 1940’lı yıllarda nükleer silahlar için AR-GE araştırmalarında çalışmalarında kullanılmıştır. İlk kez Von Neumann, Ulam, Fermi ve Metropolis tarafından Termo-nükleer silah çalışmaları için MC yöntemi kullanılmıştır [72]. MC yönteminin popüleritesi 1950’li yıllarda artmış ve finans, ekonomi ve Nükleer silah araştırmaları gibi birçok alandaki karmaşık problemlerin çözümünde kullanılmış ve bu konu hakkında bilimsel makaleler yayınlanmaya başlamıştır [72]–[74].



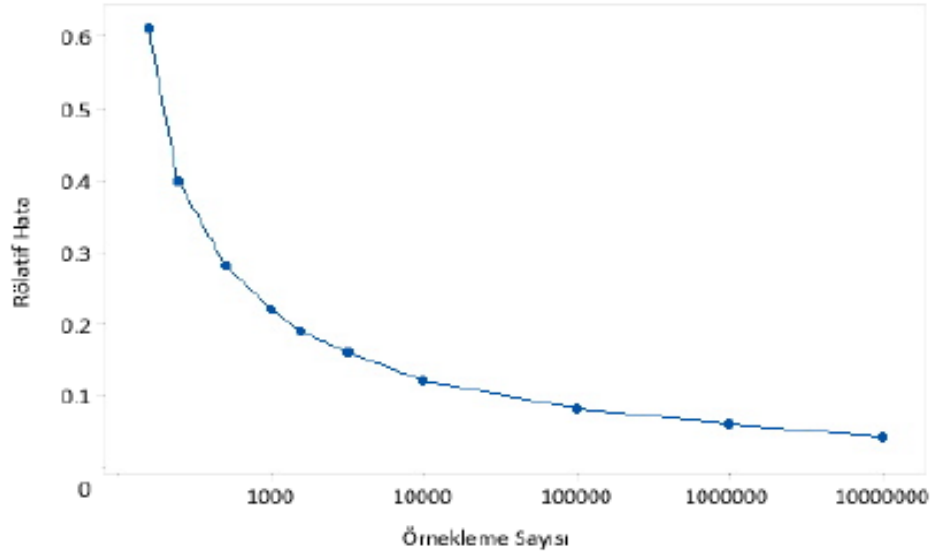
Şekil 2. 7 Buffon tarafından bilgisayar kodu ile gerçekleştirilmiş 50 iğnenin atış simülasyonu [73]

2.7.2 Temel İşleyiş

MC tekniği deterministik hesaplamaların aksine, stokastik bir çözüm sunan bir yöntemdir. MC, üretilen rastgele sayıların kullanımıyla gerçeğe en yakın sonuçlar verebilen bir hesaplama tekniğidir. Radyasyonun doğasıyla uyuşan bu teknik, dozimetrik hesaplamalarda altın standart olarak kabul edilir. MC yöntemi problemin çözümü için üretilen rastgele sayıların artışı ile sonucun doğruluk oranı artmaktadır. MC programları kütüphanelerinde yer alan radyasyon etkileşim

olasılıklarını kullanır. Bu enerji etkileşim olasılıklarına MC yöntemi tarafından üretilen rastgele sayılar aracılığıyla karar verilmektedir [75].

MC tekniğinde sonuçların rastgele sayıların dağılımlarından etkilendiği bilinmektedir. Bu nedenle rastgele sayıların düzenli rastgele sayılar olması gerekmektedir. Örneklem sayısı ve hata arasındaki ilişki Şekil 2.8’ de verilmiştir [75].



Şekil 2. 8 Örneklem sayısı ile hata arasındaki ilişki

Sonuçta; MC yöntemi bir takım olasılık dağılımlarının simülasyonları üzerinden istatistiksel olarak sonuç ve olasılık tahminlerinin beklenen değere yakınlığını inceler. Elde edilen sonuç sabit bir değere yakınsıyor ise buna MC tahmini denir [76]. Gelişen teknoloji ile MC tekniğinin kullanıldığı birçok bilgisayar programı çeşitli araştırmacılar ve merkez tarafından geliştirilmiştir. Bilimsel çalışmalarda sıklıkla kullanılanlardan birkaçı şu şekildedir:

- Monte Carlo N-Particle Transport (MCNP) [75]
- FLUKA (FLUKA) [77]
- GEANT (GEANT) [78]
- Open source Monte Carlo particle transport code (OpenMC) [79]
- Electron Gamma Shower (EGS) [80]

- Penetration and ENERgy LOss of Positrons and Electrons (PENELOPE)[81]

EGS3, 1970'li yıllarda SLAC Stanford Doğrusal Hızlandırıcı merkezi'ndeki (SLAC) araştırmacılar tarafından geliştirilmiş bir MC simülasyon kodudur. 1990'lı yıllarda I. Kawrakow ve ark. tarafından geliştirilmiş olan EGSnrc, C++ tabanlı bir MC kodu olarak güncellenmiştir. EGSnrc genellikle parçacık etkileşimlerinin simülasyonlarında kullanılır [80]. CERN'deki araştırmacılar tarafından 1982 yılında geliştirilen GEANT, Fortran dilinde yazılmış bir MC kodudur. GEANT3, HEP (High Energy- Physic) deneylerinde kullanılmak üzere 1998 yılında C++ tabanlı bir güncelleme yapılarak GEANT4 olarak piyasaya sunulmuştur [78].

Bu çalışmada MCNP 6.2 (Monte Carlo N-Particle Version 6.2) simülasyon kodu kullanılmıştır.

2.7.3 MCNP Simülasyon Kodu

1950'li yılların başlarında Amerika Birleşik Devletleri'nde yer alan Los Alamos Ulusal Laboratuvarı (LANL, Los Alamos National Laboratory) tarafından nükleer araştırmalarda kullanılmak üzere MCNP simülasyon kodu geliştirilmiştir. MCNP, Fermi ve bazı araştırmacıların ortak çalışması ile geliştirilmiş 40000 satır Fortran ve yorumları içeren 1000 satır C kaynak kodlayıcılarından oluşan genel bir bloktan oluşturulmuştur [82].

MCNP kodu, geniş bir enerji aralığı ($10^{-11} \text{ MeV} < E_{\text{nötron}} < 20 \text{ MeV}$, $1 \text{ keV} < E_{\text{foton}} < 100 \text{ GeV}$ ve $\text{keV} < E_{\text{elektron}} < 100 \text{ GeV}$) ve üç boyutlu kompleks geometrilerde nötron, elektron ve foton etkileşimlerini simüle edebilmektedir [83].

Foton geçişlerinin detaylı simülasyonu, K ve L kabuklarında floresan fotonların veya Auger elektronlarının oluşması ile sonuçlanan fotoelektrik absorpsiyona, koherent ve inkoherent saçılım ve çift oluşumunu içerir. Compton ve Rayleigh saçılımları ile ilişkilendirilen elektron bağlama etkileri, Hubbell'in koherent ve inkoherent form faktörleri kullanılarak ele alınır [84]. Fotoelektrik kesitler, Storm ve Israel'in (1967) tablolarına ve ENDF çizelgesinden alınan saçılma kesitlerine dayanmaktadır [85]. Düşük enerjili foton yayıcılarından kaynaklanan absorbe dozu hesaplamak için MCNP'de iki farklı çetele (tally) yöntemi mevcuttur. Absorbe doz tally'si (*f8), ilgili dedektör hücresine girip çıkan her bir foton ve elektronun enerjisini hesaplar. Bu

çetele bir yüzey tahmincisi olup puanlama bölgesinde biriken ve foton-elektron çifti geçişlerinden kaynaklanan net enerjiyi (MeV cinsinden) hesaplar. İkinci yöntem (*f4) foton çarpışma kermasını hesaplar. Foton çarpışma kerması önce enerji akısını hesaplanması ve elde edilen bu değerin enerji bağımlı kütle enerji soğurma katsayısı ile çarpılması ile elde edilir. MCNP enerji akı tally'si (*f4), enerji akısının iz uzunluğu tahminini sağlar.

MCNP kaynağa ait geometri, konum ve uçuş yönlerini modelleyebilmektedir. Ayrıca, radyasyon madde etkileşimlerinde önemli rol oynayan tesir kesitleri de farklı veri tabanlarından alanabilmektedir. Programda var olan birçok tally tipi sayesinde parçacık sayısı, akı, ortalama akı, akım, depolanan enerji, puls vb. veriler elde edilebilmektedir [82].

2.7.3.1 Geometri

MCNP geometri tanımlamasında düzlemler, silindirler, koniler, küreler ve bunların kombinasyonlarını kullanabilmektedir. MCNP'de üretilen parçacık, izlediği yol boyunca fiziksel materyallerin üç boyutlu yapılandırılan geometrik hücrelerinde rastlantısal davranış sergilemektedir. MCNP, hücre ve yüzey bilgileri kullanılarak oluşturulan geometri hakkında kapsamlı bilgi verir. MCNP'de kartezyen koordinat sistemi kullanılmaktadır. Üretilen parçacıklar, kartezyen koordinatta ara kesitlerle şekillendirilen hücre ve yüzeyler ile sınırlanan bölgeler arasında rastgele davranışlar sergiler.

MCNP birinci ve ikinci derece yüzeylerle beraber dördüncü derece eliptik torusu da dikkate almaktadır. Tekrarlı yapılar ya da karmaşık geometrileri tanımlayabilmek için çok sayıda komuta (LAT, TRCL, FILL, LİKE n BUT) sahiptir [86].

2.7.3.2 Dedektörler (Tally'ler)

MCNP simülasyonundan elde edilen sonuç, birçok tekrardan gelen çıktıların derlenmesiyle elde edilmektedir. Aranılan parametrelere ait sonuçların elde edilebilmesi için çeşitli tally'ler kullanılmaktadır. Bu tally'ler ile akı, enerji, reaksiyon oranları, yük oranları gibi çıktılar elde edilebilmektedir. Tüm sonuçlar kaynak parçacık başına normalize edilmiş şekilde verilir [86].

2.7.3.3 Hata tahmini (Uyuşmazlık) ve varyasyon indirgemesi

MCNP tarafından bir modellemenin sonucunda elde edilen değerin istatistiksel analizi değerlendirilmektedir. Her bir tally için çeşitli istatistiksel kontroller yapılır. MCNP hesaplamalarından elde edilen sonuçların kesinliğini hata tahminleri (varyasyonlar) göstermektedir. Varyasyon azaltması için MCNP’de hesaplama verimliliğini artırabilecek çeşitli teknikler mevcuttur. Bu teknikler parçacıkların fiziksel etkileşim prensiplerine dayanmaktadır [86].

2.7.3.4 Rastgele Değişken

Tüm fiziksel etkileşimler rastlantısaldır. Yani üretilen her bir partikül için etkileşim sürecinde ne gerçekleşeceği tam olarak kestirilemez. Ancak bu rastgele işlemler pek çok parçacığın ortalama etkileşim davranışının tahmini yapılarak karakterize edilebilir. Rastgele olaylar sürekli ya da aralıklı olabilir. Bir başka deyişle, aralıklı ya da sürekli olay uzayından seçilebilirler. Bir zar atışının sonucu aralıklı rastgele değişkenler belirtirken radyoaktif materyalden parçacık yayılımını sürekli rastgele değişkenler belirtmektedir [86].

a) Olasılık Yoğunluk Fonksiyonu ve Toplam Dağılım Fonksiyonu

Rastgele değişkenler iki farklı fonksiyona sahiptir. Bunlar, olasılık yoğunluk fonksiyonu (PDF) ve toplam olasılık yoğunluk fonksiyonu (CDF)’dur. Rastgele bir işlemin sonucu için bu fonksiyonlar kullanılabilir. İlgili fonksiyonlar aralıklı ve sürekli rastgele değişkenler için tanımlanmıştır.

i. Aralıklı rastgele değişken (z):

$p(x)$: Rastgele işlemin bir sonucu olsun. Örneğin iyi dengelenmiş bir kübik zar için herhangi bir olayın olasılığı, x_n ($n=1...6$)

$$p(x_n) = \frac{1}{6} \quad (2.30)$$

şeklindedir. PDF fonksiyonu olası sonuçlardan bir tanesinin gelme olasılığının toplamı 1 olacak şekilde normalize edilmelidir.

ii. Toplam Olasılık Yoğunluk Fonksiyonu (CDF, $P(x)$):

Rastgele bir işlemin sonucunun olasılığı x_n değerini geçmediği varsayılın. Örneğin kübik zar için denklem şu şekildedir:

$$p(x_n) = \sum_{i=1}^n p(x_i) \quad (2.31)$$

i. Sürekli rastgele değişkenler için

a ve b aralığında tanımlanan bir sürekli rastgele değişken (x) ele alınsın. (PDF, p(x)): p(x)dx'in rastgele değişken x'in x ve x+dx aralığında bir değer alma olasılığı olduğunu varsayılırsa, P(x); [a,b] aralığında x değeri elde etme olasılığı 1'e eşit olarak şekilde tanımlanmaktadır.

b) Toplam Olasılık Dağılım Fonksiyonu (CDF, P(X)): P(x)

Kümülatif olasılık yoğunluğu (CDF), aşağıdaki gibi hesaplanır.

$$P(x) = \int_a^b p(x') dx' \quad (2.32)$$

Bu, rastgele değişkenin x'i geçen bir değer alamama olasılığını simgeler.

c) PDF ve CDF'nin özellikleri

- PDF her zaman pozitiftir.
- CDF daima pozitiftir ve rastgele değişkenin azalmayan bir fonksiyonudur.
- PDF ilişkili CDF değişkeni [0,1] aralığında olacak şekilde normalize edilir [87]

2.7.3.5 Rastgele Sayılar

MC simülasyon kodunun en önemli parçalarından biri rastgele sayılardır. MC simülasyon kodunun kalitesi ya da doğruluğu kullanılan rastgele sayıların rastlantısallığına bir başka deyişle kalitesi ile orantılıdır.

MC yöntemlerinde kullanılan rastgele sayıların özelliği algoritmalarının ön görülemez olmasıdır. Bu algoritmalar çeşitli fonksiyonların birçok alt fonksiyonla

elde edilir. Rastgele sayıların üretilmesinde ihtiyaç duyulan fonksiyonlar, $[0,1]$ aralığında eşit dağıtılmış numaralar üreten yapıda olmalıdır [88].

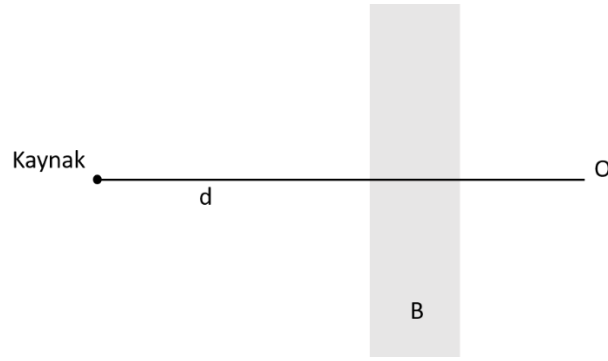
2.7.3.6 Monte Carlo'nun Doğruluğu

MC simülasyonunda, üretilen parçacıklar için fiziksel etkileşimlerinin belirlenmesi gerekmektedir. Fiziksel işlemler için oluşturulan rastgele davranışlar, kaynak parçacığının ortalama davranışlarını tahmin edilebilir kılmaktadır. Bu sayede ortalama sonuçlar ve standart sapmaları, tekrarlı simülasyonlar yapılarak elde edilebilmektedir. Simülasyona, istatistiksel anlamlılık sağlanana kadar devam edilebilir. Bir başka yöntem ise parçacık sayısı artırılarak simülasyondan elde edilen sonucun doğruluğu artırılabilir [89].

2.8 Radyasyon Korunmada Hesaplamalı Metotlar

Radyasyon zırhlamasındaki amaç radyasyon çalışanı ya da halkın doz maruziyetlerini kabul edilebilir seviyede tutmak ve sınırlandırmaktır. Bu amaçla, radyasyon üreteçlerinin bulunduğu ve kullanıldığı alanlar cihazların ürettiği radyasyon türü ve enerjilerine göre çeşitli zırhlama aşamalarına tabi tutulurlar.

Tıbbi radyasyon üreteçlerinin zırhlama tasarımları Mustscheller tarafından geliştirilen basit deneysel eşitlikler temel alınarak planlanır [68]. Bu temel planlama Şekil 2.9'da verilmiştir. Buna göre O , d mesafe uzaktaki radyasyon kaynağı S 'den korunulmuş bölgedir. Uygulanan zırhlama tasarım amacı tarafından verilen korunma seviyesi (P) kontrollü bölgedeki radyasyon çalışanı olmasına ya da kontrolsüz bölgedeki halk üyesi olmasına bağlıdır. Eğer radyasyon kaynağı O noktasında P korunma seviyesinden daha yüksek seviyede radyasyon üretiyor ise, B bariyeri kullanılarak P seviyesini aşmayacak şekilde atenuasyon oluşmasını sağlamak amaçlanır. NCRP tarafından önerilen, ALARA prensibine bağlı kalmak şartı ile uygulanabilir P seviyesinden daha az doz eşdeğeri oluşturacak dizayn oluşturulur [90].



Şekil 2. 9 Temel zırhlamanın şematik gösterimi, O noktasının korunması amacı ile kaynaktan d mesafe uzağına yerleştirilen B bariyeri

2.9 Konvansiyonel Referans Materyaller

Yüksek enerjili elektron hızlandırıcılarının zırhlamasında hem fotonlar hem de nötronlar dikkate alınır. Bilindiğı üzere, nötron zırhlaması için hidrojen zengin materyaller kullanılırken; X ışınlarının zırhlamasında kurşun gibi kütlece ağır ve yüksek atom numaralı materyaller sıklıkla tercih edilmektedir. Farklı materyallerin birlikte kullanımı ise hem nötron hem de X ışını zırhlaması için avantaj sağlamaktadır. Normal beton, ağır beton, kurşun, çelik, polietilen veya parafin, toprak ve tahta gibi malzemeler sıklıkla bu amaçla kullanılan materyallerdir. Bu materyallere ait zırhlama özellikleri Tablo 2.3. de verilmiştir.

Tablo 2. 3 Çeşitli zırh materyallerinin Özellikleri [91]

	Sıradan Beton	Ağır beton	Kurşun	Demir	Polietilen
Yoğunluk (g cm^{-3})	2,2-2,4	3,7-4,8	11,35	7,87	0,95
Efektif Atom Numarası	11	26	82	26	5,5
Hidrojen konsantrasyonu ($10^{22} \times \text{atom cm}^{-3}$)	0,8-2,4	0,8-2,4	0	0	8
Maliyet	££	£££	£££	££	£££

Tablo 2.3'te temel zırhlama özellikleri kısaca verilen geleneksel radyasyon zırhlama malzemelerinin detaylı bilgiler ise aşağıdaki kısımlarda verilmektedir.

2.9.1 Sıradan Beton

Beton, radyasyon zırhlamasında en sık kullanılan ve birçok avantaja sahip bir malzemedir. Kalıp şeklinde dökümü ile kendisine istenilen her şeklin verilebilmesi, X ışını zırhlamasının yanında nötron zırhlamasında da kullanılabilmesi, bu yapı malzemesini radyasyon perdeleme için avantajlı bir hale getirmektedir. İçeriği farklı malzemelerle zenginleştirilmemiş sıradan (normal) betonun nispeten ucuz olması, kolay bulunabilir olması ve hazırlanış prosedürlerinin de kolay olması onun sık kullanım sebeplerinin başında gelmektedir. Zırhlama için kullanılan sıradan beton karışımının genellikle 2.35 g cm^{-3} kütle yoğunluğuna sahip olduğu kabul edilir. Ancak, kullanılan betonda bu yoğunluğu elde etmek pek de kolay değildir. Rogers ve ark. yaptığı test çalışmalarında, bazı şehirlerde kullanılan betonların kütle yoğunluğunun 2 g cm^{-3} ve daha düşük olduğu belirlenmiştir. Çalışma sonuçları düşük kütle yoğunluklu betonun radyasyon zırhlama özelliklerinin dikkate değer bir şekilde düşük olduğunu göstermiştir [92]. Walker ve Grotenhuis ise, kütle yoğunluğu 2.09 ila 2.50 g cm^{-3} arasında değişen 9 farklı beton tipinin normal beton kategorisinde düşünülebileceğini ifade etmiştir [93]. Öte yandan nötron zırhlama kabiliyeti açısından sıradan beton değerlendirildiğinde, beton içerisindeki hidrojen yoğunluğunun $0,8$ ila $2,4 \times 10^{22} \text{ atom cm}^{-3}$ arasında değiştiği görülmektedir. Bununla birlikte, hidrojen yoğunluğu pratikte çok fazla değişkenlik gösterdiği söylenemez. Özellikle elektron hızlandırıcılarının zırhlamasında nötron zırhlaması hesaplamaları da çok fazla dikkate alınmaz, çünkü tıbbi amaçla kullanılan hızlandırıcıların bulunduğu odaların duvar kalınlığı nötron zırhlamasından ziyade X ışını zırhlaması hesaplamaları ile belirlenir [94].

2.9.2 Ağır Beton

Yoğunluğu $2,35 \text{ g cm}^{-3}$ ve üzerinde olan beton tipi ağır beton olarak adlandırılır. Çeşitli takviye edici malzemelerle zenginleştirilmiş yüksek kütle yoğunluğuna sahip ağır beton genellikle radyoterapi odalarında zırhlama amaçlı kullanılır. Ağır betonun sahip olduğu yüksek kütle yoğunluğu betona eklenen daha yoğun materyaller ile elde edilir. Kullanılan yaygın katkı maddeleri hematit ve ilmenit gibi demir cevherleri ve mineraller, barit gibi baryum malzemeleri veya demirli malzemelerdir. Demir cevherlerinin yoğunlukları $5,2 \text{ g cm}^{-3}$ 'e kadar çıkabilmekte

iken; baryum minerallerinin kütle yoğunluğunun $4,4 \text{ g cm}^{-3}$ ve demirli materyallerin ise 7 g cm^{-3} civarında olduğu bilinmektedir.

Ağır betonun dezavantajları maliyeti ve elde edilmesindeki zorlu süreçtir. Ayrıca, beton pompalarının ve beton kamyonlarının bu tür ağır betonlar için tasarlanmamış olması da ağır betonun pratikteki diğer önemli dezavantajları arasındadır. Bu tür problemleri bertaraf edebilmek adına ön döküm blok betonlar ticari olarak temin edilebilmektedir. Bu ön döküm ağır betonların yoğunlukları 3.8 gcm^{-3} ile 4.8 gcm^{-3} arasında değişmektedir. Ağır betonlar için kütle yoğunluk artırma yüksek atom numaralı materyallerin ya da hurda çelik ve demir materyallerinin çimentoya katkılanması suretiyle elde edilir. Bu tür bir malzemenin ticari versiyonu 4.8 gcm^{-3} kütle yoğunluğunda, kilit sistemine sahip blok formlar şeklinde mevcuttur [95].

Ağır beton kullanmanın en büyük avantajı birincil duvarın daha ince inşa edilebilmesidir. Eğer birincil duvar bu ağır beton ile ikincil duvarlar ise normal beton ile inşa edilirse, duvarlarda daha homojen bir kalınlık elde edilebilmektedir. Bu materyaller kullanılarak yapılan zırhlamalarda fotonlar için daha düşük TVL değerleri oluşacağı söylenebilir. Ancak, nötronlar için bu durum geçerli olmayacaktır. Çünkü, katkı yapılan yüksek atom numaralı materyallerin nötron absorpsiyonları fotonlara oranla daha düşüktür. Bu durumda, fotonlar için yeterli kalınlıkta olan bir birincil zırhlama bariyerinin nötronlar için de yeterli olacağı söylenemez. Bunun için, birincil koruma bariyerinin nötronlar için de uygun olduğunun doğrulanması gerekmektedir.

2.9.3 Kurşun

Kurşun, 11.35 gcm^{-3} gibi oldukça yüksek kütle yoğunluğa ve EM radyasyon için üst düzey zırhlama özelliğine sahip bir malzemedir. Kurşunun tuğla ve levha gibi çeşitli formları mevcuttur. Kurşun yapı malzemesi olarak kullanıldığında kendi ağırlığını destekleyemeyeceğinden ikincil bir destek yapının kullanımı gerekmektedir. Kurşun bir blok hızlı nötronlara karşı neredeyse saydamdır. Ayrıca, elastik olmayan saçılmalar ile yüksek enerjili nötronların enerjilerini azaltma kabiliyetine de sahiptir. 5 MeV'in altındaki enerjilerde elastik olmayan saçılma tesir kesiti ise keskin düşüş göstermektedir [95]. Tüm bu yüksek radyasyon perdeleme performansına

rağmen, kurşun zehirli olması nedeniyle, kullanılırken genellikle ya beton ile örtülür ya da ağır boya veya alçıpen katları ile kapatılır.

2.9.4 Çelik

Çelik malzemeler beton ile karşılaştırıldığında, daha yüksek maliyetli bir malzeme grubu olsalar da kurşunun aksine toksik olmamaları sebebiyle daha güvenle kullanılabilirler. Çeliğin türüne göre biraz farklılık göstermekle birlikte çelik malzemelerin kütle yoğunluğu 7.8 gcm^{-3} civarındadır. Saf demire kıyasla yanında çeşitli alaşımları da içermektedir. Çeliğin X ve gamma ışınlarını zırlamadaki başarısı, kurşun ile beton arasındayken; çelik nötronlar için oldukça transparan bir malzemedir. Bununla birlikte, çelik de kurşun gibi elastik olmayan saçılmalar ile enerjilerinin düşüşüne sebep olmaktadır. Elastik olmayan saçılma tesir kesit değeri çelik malzemelerde 1 MeV'in altında hızlı düşüşler göstermektedir [95].

2.9.5 Polietilen ve Parafin

Polimer malzeme grubundan polietilen ve parafin zengin hidrojen içerikleri dolayısıyla nötron zırlamada kullanılan, birbirine çok yakın kimyasal ve yapısal özelliklere sahip iki materyaldir. Polietilene göre daha ucuz bir malzeme olan parafin polietilen ile aynı hidrojen yüzdesine (%14,3) sahiptir ve genellikle parafin balmumu olarak adlandırılır. Ancak, parafin daha düşük bir kütle yoğunluğa sahiptir ve yanıcı özelliğinden ötürü parafinin kalıcı bariyer olarak kullanımından kaçınılır. Polietilenin en iyi nötron zırlama malzemesi olduğu söylenebilir, ancak oldukça pahalıdır. Hem saf polietilen hem de bor katkılı polietilen termal nötron zırlamasında kullanılır (örneğin kapı boşluklarında). Üretilmesinin kolay olması ve güçlü yapısı polietilenin ön plana çıkan avantajları arasındadır. Polietilenin standart kullanımı ise %5 bor katkılı halidir [95].

2.10 Alternatif Radyasyon Zırh Malzemelerinin Gereksinimi

İyonlaştırıcı özelliği olan X ve gama ışınları hem teşhis hem de tedavi amaçlı radyasyon uygulamalarında sıklıkla kullanılan radyasyon tipleridir. Bu uygulamalar

esnasında giriciliği yüksek olan X ve gamma ışınlarına maruz kalmak radyasyona bağlı zararlı yan etkilere sebep olabilmektedir. Buna bağlı olarak, radyasyon ile çalışanların doz maruziyetlerini azaltmak için cihazların ya da kaynakların bulunduğu odaların radyasyon zırhlayıcı özelliği yüksek olan materyallerle kaplanması ve koruyucu önlüklerin giyilmesi gibi önlemler alınabilmektedir [1].

Bir cerrahi operasyon esnasında kullanılan radyografik görüntüleme cihazı ya da IORT sistemi hem çalışan hem de hasta için yüksek doz radyasyon maruziyeti oluşturabilmektedir. Bu yüzden, operasyon esnasında kurşun katkılı paravan ve perdeleyici önlükler de kullanılabilmektedir [2], [6], [96]. Ancak, bu uygulamalarda sıkça kullanılan kurşunun toksik yapısı nedeni ile çevresel kirlilik oluşturması, son yıllarda kurşuna alternatif materyal arayışına büyük bir ivme kazandırmıştır [97]. Bu arayışı hızlandıran bir diğer unsur ise, geleneksel olarak kullanılan paravan ya da önlüklerin iç yapılarında bulunan ince kurşun plakalarda oluşabilen kırıkların yüksek radyasyon sızıntılarına sebep olabilmesidir [7]. Bu bağlamda, birçok araştırmacı çeşitli metal tozlarını kullanarak farklı kompozit yapılar elde etmiş ve bu yapıların radyasyon zırhlama özellikleri araştırılmak suretiyle birçok patent başvurusu yapmıştır. Bu çalışmalarda, özellikle radyasyon çalışanlarının zırhlamasında kullanılabilecek kurşun içermeyen hafif materyallere odaklanılmıştır [3], [4], [11], [15], [36]. Araştırmacılar, polimer yapılara metal tozları katkılararak toksik özelliği olmayan bir zırhlama materyali oluşturmaya çalışırken; polimerlerin esneklik özelliğini de kırılmaya ve çatlamaya karşı dayanıklılığı arttırmak amacıyla kullanmaya yoluna gitmişlerdir [1].

Özellikle, yüksek enerjili X ve gamma ışınları için düşük atom numarasına sahip materyallerin zırhlama kapasiteleri oldukça yetersizdir. Tungsten, Baryum ve Bizmut gibi atom numarası büyük elementlerin radyasyon zırhlama kapasiteleri yüksek olduğundan; bu elementler sıklıkla X ışını zırhlamalarında kullanılmaktadır [19], [20], [98]. Bu bakımdan yukarıda adı geçen ağır elementler son yıllarda X ve gamma ışınlarını zırhlamada toksik etkisi olan kurşuna alternatif materyaller olarak yaygınca kullanılmaya başlanmıştır [8], [9], [16], [99].

Son yıllarda, özellikle polimer tabanlı kompozit materyallere inorganik mikro ve nano partiküller, inorganik pudra ya da plaklar katkılандırılmakta ve bu

kompozitlerin iyonlaştırıcı radyasyon zırhlamalarında kullanılabilirlikleri üzerine çok sayıda araştırma yapılmaktadır [9], [10], [16], [17], [21]. Kaloshkin S.D. ve ark. boron karbit (B_4C) ve nano W içeren polimerik matris düzenine sahip plastik bir kompozit geliştirerek ^{57}Co kaynağından yayınlanan 122 keV enerjili fotonlar için atenüasyon özelliklerini deneysel olarak incelemişlerdir. Özellikle nano boyutlu tungsten katkısı ile elde edilen kompozitin yüksek zırhlama özelliği gösterdiğini bulmuşlardır [23]. Chai H. ve ark. yüksek fonksiyonlu silikon kauçuk tabanlı tungsten ve bizmut oksit malzemesi katkılayarak elde ettikleri kompozitler için x ışını atenüasyon özelliklerini 48 keV ile 185 keV aralığındaki enerjilerde incelemişlerdir. 87 keV enerjili x ışınlarında tungsten, bizmut oksit katkılı kompozitin kurşun oksit katkılı kompozite yakın sonuçlar verdiğini göstermişlerdir [24]. Özellikle, yüksek yoğunluklu metalik elementler ve onların bileşenleri ile çok sayıda deneysel ve teorik çalışmalar yürütülmüştür [21], [24]–[30].

Küçük boyutları, yüksek yüzey alanları, çok işlevli olmaları gibi özellikleri nedeniyle nano katkılarının polimer malzemelerin kimyasal, fiziksel ve mekanik özelliklerinde kayda değer iyileştirmeler sağladığı bilinmektedir [31], [32]. Benzer olarak, belirli bir katkı yüzdesine kadar nano boyutlu parçacık katkısının, kompozitlerde ana bileşen olarak kullanılan polimer matrisin radyasyon zırhlama özelliğini kütlece aynı yüzdedeki mikro parçacık katkısına nazaran daha fazla iyileştirdiği gözlemlenmiştir [28], [33]–[35]. Benzer şekilde, nano parçacık katkısının bir matris için belirli bir iyonize radyasyon enerjisine kadar mikro katkıya göre daha başarılı olduğunu gösteren çalışmalar mevcuttur. Örneğin, Kunzel ve Botelho, nano ve mikro CuO katkılı balmumu ve epoksi materyallerin zırhlama özelliklerini incelediklerinde, 30 kV ve daha düşük enerjilerdeki ışınlamalarda, nano katkının mikro katkıya kıyasla daha etkin olduğunu gözlemlemişlerdir [36], [37]. Benzer bir çalışma da Noor Azman tarafından WO_3 için yapılmıştır. Bir x ışını tüpü kullanarak mikro ve nano boyutlu WO_3 katkılı polimerik yapının atenüasyon özelliklerini incelemiş ve düşük enerji bölgesinde parçacık boyutunun etkinliğini göstermiştir [22]. Kim ve ark. MC simülasyonu kullanarak polipropilene nano ve mikro boyutlu tungsten (W) parçacıkları katkılanması ile elde edilebilecek kompozitlerin radyasyon perdeleme özelliklerini 0,3 MeV enerji civarında teorik olarak incelemişlerdir. Simülasyon sonuçları, gelen radyasyonun enerjisinin artması ile

partikül boyutunun radyasyonu perdelemedeki etkisinin azaldığını göstermiştir [38].

Son yıllarda, polimer tabanlı kompozitlerin yansırı camısı yapıları kompozitler de, modifiye kimyasal bileşimleri ve yüksek optik iletimleri nedeniyle, γ -ışını zırhlayıcı malzemelerinin sahip olduğu geleneksel problemleri çözmek için uygun bir aday malzeme ailesi haline gelmiştir. Bilimsel literatürde, çeşitli cam kompozitlerin farklı enerjilerdeki X ve gama ışınlarını zırhlayabilme performanslarını inceleyen pek çok çalışma mevcuttur [38]–[42]. Zırhlayıcı camısı yapıları için Pb elementi en çok kullanılan katkı maddesidir. Örneğin, Shakfa ve arkadaşları, Pb katkısının yüksek performanslı hidrojen açısından zengin camısı malzemeye yayılmasının, nükleer reaksiyonlardan kaynaklanan ikincil parçacıkların ve EM radyasyon olan γ ve X ışınlarının zayıflatılmasında etkin bir kalkan olabileceğini göstermiştir [43]. Bir diğer çalışmada, Singh ve ark. PbO katkılı camısı kompozitlerin gama ışını zırhlama özelliklerini incelemişlerdir. PbO katkısı %45 ila %70 arasında değişen farklı kompozitler geliştirilerek çeşitli beton malzemeler ile karşılaştırmak üzere 662 keV, 1173 keV ve 1332 keV enerjilerde bu malzemelerin kütle atenuasyon katsayıları hesaplanmıştır. Geliştirilen malzemelerin beton malzemelere yakın zırhlama özelliği gösterdiği ve ticari camısı zırh malzemelerine alternatif olabileceği vurgulanmıştır [44]. Vishwanath P. ve ark. ağır metal oksit cam yapıları geliştirilerek radyasyon zırhlama özelliklerini incelemişlerdir. Kurşun içermeyen Bi₂O₃ tabanlı camısı yapıların kurşun içeren zırh malzemelerine alternatif olabileceğini vurgulamışlardır [45]. Bilindiği üzere, yüksek maliyeti ve zehirli oluşu nedeniyle kurşun camısı kompozitler için iyi bir seçenek değildir. Son yıllarda, polimerlere radyasyon zırhlama kapasitelerini arttırmak amacıyla tungsten katkısı düşünülmüştür [46], [47]. Zira tungsten, kurşundan daha yüksek atomik sayısına sahip olmasına bağlı olarak belli enerjilerdeki EM radyasyonu için kurşundan daha iyi radyasyondan koruma özelliklerine sahiptir. Öte yandan, tungsten 3387 °C'lik yüksek erime noktası nedeniyle, makine veya döküm bakımında çok zor işlenebilen bir malzemedir. Bununla birlikte, toz metalurjisindeki güncel gelişmeler, tungstenin işlenmesini geçmişten çok daha kolay hale getirmiştir. Nispeten düşük bir sıcaklıkta sinterlenmiş tungsten tozu, metalik tungsteninkinden farklı olmayan bir yoğunluğa sahiptir. Ek olarak, sertlik gibi pek çok fiziksel özellik bakımında tungsten tozu,

metalik tungstenden daha iyidir [48]. Yue ve arkadaşları, hidrojenlenmiş stiren-Butadien-Stiren kopolimer/tungsten kompozit hazırlayarak, radyoterapide elektron ışınları için çevre dostu bir koruyucu malzeme geliştirmeyi başarmıştır [14]. Benzer şekilde, bilimsel literatürde BaO ve Bi₂O₃ katkılarının da çeşitli malzemelerde radyasyon perdeleme kabiliyetini arttırdığını gösteren çalışmalar mevcuttur. Örneğin, Singh ve arkadaşları farklı oranlarda bizmut katkılı camlar üretmiş ve bunların radyasyon zırhlama özelliklerini incelemişlerdir. Çalışma sonucunda bizmut oksit katkılı camların kurşun borat camlara göre hem yoğunluk hem de zırhlama açısından daha verimli olduğunu göstermiştir. Benzer şekilde Maghrabi ve arkadaşları, BaO ve PVC içeren yeni zırhlayıcı kaplama numuneleri hazırlanmış ve kurşuna alternatif olarak baryum katkısının kullanılabileceğini bilim dünyasına önermişlerdir [49].

Yukarıdaki literatür özetin de takip edilebileceği gibi, son yıllarda bilim insanları yoğun bir şekilde kurşuna alternatif, çevre dostu, ucuz maliyetli ve hazırlanışı nispeten kolay iyonize radyasyon perdeleyici yeni materyal arayışına odaklanmışlardır. Öyle ki, Pubmed® verilerine göre son 20 yıl içerisinde radyasyon zırhlama özellikleri alanındaki çalışmalar %200'e varan bir artış göstermiştir. Bu bakımdan, bu doktora tezi çeşitli mikro ve nano yapıları parçacıklarla radyasyon perdeleme özelliği iyileştirilmiş sodyum silikat temelli kompozitlerin üretimine ve radyasyon perdeleme özelliklerinin deneysel ve teorik olarak karakterize edilmesine odaklanmıştır.

Tez çalışmaları kapsamında öncelikle, seçilen bir ana matris kütlece farklı oranlarda mikro ve nano parçacıklarla ile güçlendirilerek çok sayıda kompozit hazırlanmıştır. Ardından hazırlanan örneklerin radyasyon etkileşim parametreleri hem deneysel hem de MNCP simülasyonu ile elde edilmiştir. Bu bakımdan tezde deneysel ve simülasyon çalışmaları iki ayrı koldan devam ettirilmiştir. Bu plan dahilinde bu bölümde öncelikle kompozitlerin üretim aşamaları hakkında bilgiler verilmiştir. Ardından deneysel verilerin elde edilmesinde kullanılan gama spektroskopisi deney düzeneği tanıtılmış ve MCNP simülasyonda kullanılan geometri ve modeller ifade edilmiştir.

3.1 Materyaller

Tez çalışmaları kapsamında üretilen tüm kompozitlerin ana bileşeni (gövde malzemesi) olarak son derece düşük maliyeti, kolay erişilebilir, ağırlıkça hafif ve camsı yapıda olan silikat tabanlı $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ (Sodyum silikat, SS) seçilmiştir [40], [42]. Kompozitlerin ana bileşeni olarak kullanılan camsı yapıdaki $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ solüsyonu Balmumcu Kimya Lab'ından temin edilmiştir (CAS #: 1344-09-8).

Kompozitlerde kuvvetlendirici bileşen olarak Baryum oksit (BaO) (CAS #: 1304-28-5), Bizmut oksit (Bi_2O_3) (CAS #: 1304-76-3), Tugsten (W) (CAS #: 7440-33-7) ve Gümüş (Ag) (CAS #: 7440-22-4) parçacıkları kullanılmıştır. Kullanılan SS matrisin ve kuvvetlendirici parçacıkların çeşitli fiziksel ve kimyasal özellikleri Tablo 3.1'de verilmektedir.

Tablo 3. 1 Kompozitlerin üretiminde kullanılan bileşiklerin fiziksel ve kimyasal özellikleri

Özellikler	Bileşik/Kompozit					
	$\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$	$(\text{BaO})_{\text{mikro}}$	$(\text{Bi}_2\text{O}_3)_{\text{mikro}}$	$(\text{W})_{\text{mikro}}$	$(\text{Ag})_{\text{mikro}}$	$(\text{Ag})_{\text{nano}}$
İsmi	Sodyum Silikat	Baryum Oksit	Bizmut Oksit	Tungsten	Gümüş	Gümüş
Atom numarası	9,89*	53,95*	79,99*	74	47	47
Madde hali	Sıvı	Katı (pudra)	Katı (pudra)	Katı (pudra)	Katı (pudra)	Katı (pudra)
Kristal Yapısı	---	Kübik	Monoklinik	Kübik	Kübik	Kübik
Yoğunluğu (g/cm^3)	1,93	5,720	8.900	19,250	10,491	10,600
Saflığı (%)	$\geq 99,000$	$\geq 97,000$	$\geq 99,990$	$\geq 99,000$	$\geq 99,990$	$\geq 99,995$
CAS numarası	1344-09-8	1304-28-5	1304-76-3	7440-33-7	7440-22-4	7440-22-4

3.2 Çok Fonksiyonlu Mikro ve Nano Yapıda Kuvvetlendirici Parçacık İçeren Kompozit Materyallerin Hazırlanışı

Bu doktora tezinde hazırlanan kompozitler mikro ve nano boyutlu parçacıkların kullanılması bakımından temel olarak iki grupta ele alınabilir. İlk grupta SS'ye kütlece çeşitli oranlarda, mikro boyutlarda BaO, Bi_2O_3 ve W parçacıkları katkılanmıştır. İkinci grup örnekler ise hem mikro hem de nano boyutlarda Ag parçacıklarının SS'ye eklenmesi suretiyle elde edilmiştir. Bu ikinci grup mikro ve nano kompozitlerin üretimi hem parçacık boyutunun örneklerin radyasyon zırhlama özellikleri üzerine etkisini irdelemek hem de MCNP simülasyonunun nano parçacık katkılı örneklerin radyasyon zırhlama parametrelerinin tayinindeki başarısını test edebilmek amacıyla gerçekleştirilmiştir.

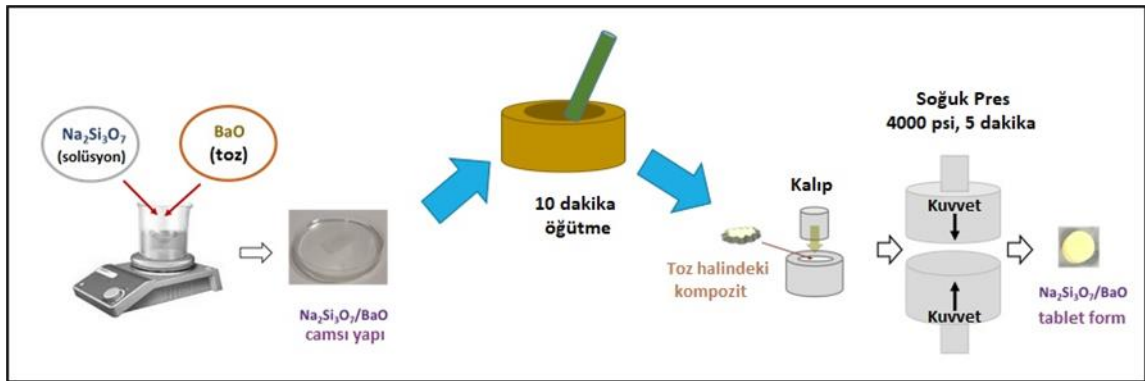
Tez çalışmaları kapsamında hazırlanan örneklerin içerikleri ise Tablo 3.2'de gösterildiği gibidir. Tüm bu oluşturulan malzemelerin hazırlanma aşamaları 4 ayrı başlıkta verilmiştir.

Tablo 3. 2 SS'ye yapılan katkı bileşikleri ve kütlece katkı oranları

Katkı Bileşiği	Katkı Yüzdesi (%)									
	2,5	5	10	12	18,5	20	25	30	35	40
(BaO) _{mikro}				X	X		X			
(Bi ₂ O ₃) _{mikro}				X			X		X	
(W) _{mikro}							X			X
(Ag) _{mikro}		X	X			X		X		
(Ag) _{nano}	X	X	X							

3.3 SS Temelli Mikro-BaO Katkılı Kompozitlerin Hazırlanışı

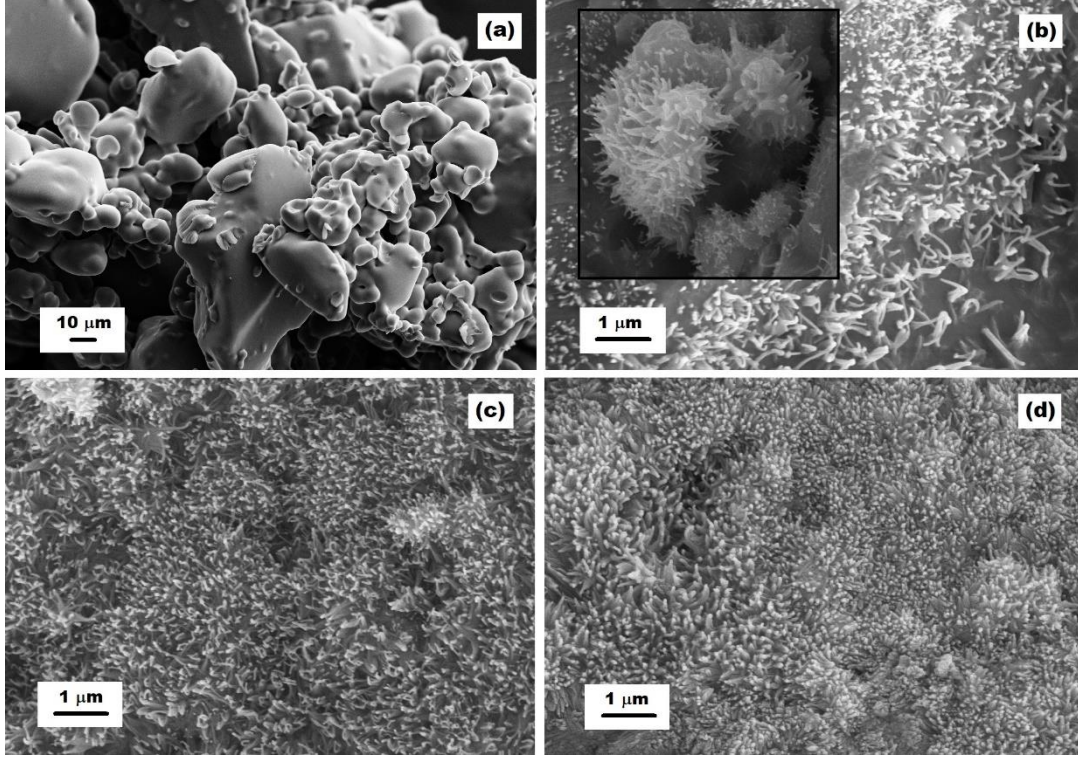
BaO katkıli sodyum silikat camsı kompozitler, Na₂Si₃O₇ çözeltisine kütlece farklı yüzdelerde BaO katkılanarak elde edilmiştir. Her bir camsı kompozit için 10 ml Na₂Si₃O₇ kullanılmıştır. Na₂Si₃O₇/BaO kompozit hazırlama sürecinde %12, %18,5 ve %25 BaO içeren 3 farklı kompozit elde etmek amacıyla SS ve BaO için üç farklı kütle oranı üzerinden bir protokol öngörülmüştür. Buna göre, 1 g, 1,75 g ve 2,5 g'lık mikro toz yapıdaki BaO katkıları 10 ml'lik Na₂Si₃O₇'a katkılanarak sırası ile Na₂Si₃O₇/%12BaO, Na₂Si₃O₇/%18,5BaO ve Na₂Si₃O₇/%25BaO elde edilmiştir. İlgili örneklerin hazırlanma protokolü Şekil 3.1' de görselleştirilmiştir.

**Şekil 3. 1** Na₂Si₃O₇ /BaO kompozit numunelerinin hazırlanma süreci

Her bir BaO içeren kompozit için Tablo 3.1’de verilen oranlarda SS solüsyonu ve BaO tozundan oluşan bir karışım elde edilmiştir. Her bir karışım manyetik karıştırıcı ile 20 dk boyunca karıştırılmış ve kurutulmaya bırakılmak için teflon bir kalıba dökülmüştür. Daha sonra, örnekler kurutma işlemi için 7 gün süre ile oda sıcaklığında bekletilmiştir. Kurutma işleminden sonra homojen BaO dağılımı elde etmek amacıyla katılaşıp yapı 10 dk boyunca dövülme işlemine tabi tutulmuştur. Toz hale getirilen karışım uygun bir kalıpta 4000 Psi basınç uygulanarak tablet haline getirilmiştir. Elde edilen tablet şeklindeki örnekler 10 mm çaplı olup kalınlıkları 2,7 mm ila 3,9 mm arasında değişiklik göstermiştir. Hazırlanan örneklerin kütle yoğunlukları ise Arşimet prensibi ile sıvıya daldırılmak suretiyle hesaplanmış olup Tablo 3.3.’de verildiği gibidir. Hazırlanan örneklerle ait SEM görüntüleri Şekil 3.2’de verilmiştir.

Tablo 3. 3 Numunelerde bileşenlerin kütleleri, yüzde konsantrasyonları ve yoğunlukları

Numune	Kütle miktarı (g)		Element (%)				Yoğunluk (g/cm ³)
	BaO	Na ₂ Si ₃ O ₇	Na	O	Si	Ba	
Na ₂ Si ₃ O ₇	---	7,6	32,21	8,75	59,04	---	1,93±0,16
Na ₂ Si ₃ O ₇ / %12 BaO	1,0	7,6	28,47	8,94	52,17	10,42	2,03±0,10
Na ₂ Si ₃ O ₇ / %18,5 BaO	1,75	7,6	26,18	9,06	47,99	16,77	2,29±0,09
Na ₂ Si ₃ O ₇ / %25 BaO	2,5	7,6	24,24	9,16	44,43	22,18	2,33±0,11



Şekil 3. 2 BaO katkılı kompozitlere ait yüzey mikrografileri a) Saf SS b) SS/%12BaO c) SS/%18,5BaO d)SS/%25BaO

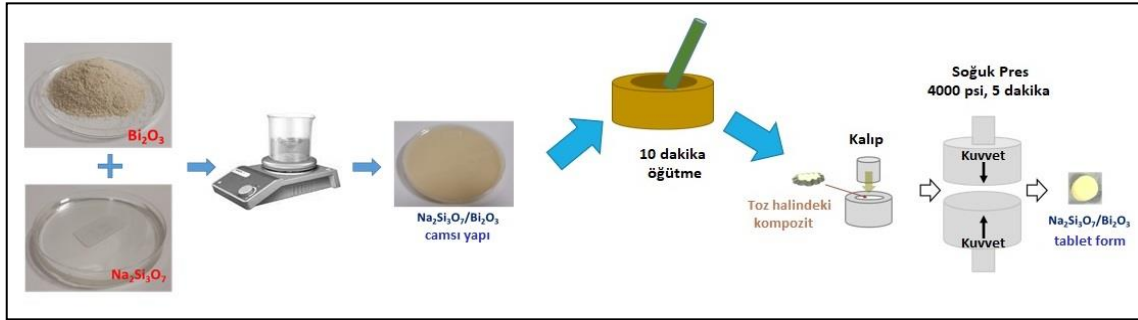
3.4 SS Temelli Mikro-Bi₂O₃ Katkılı Kompozitlerin Hazırlanışı

Bi₂O₃ katkılı camsı kompozitler, 3 farklı konsantrasyon için oluşturulmuştur. Her camsı kompozit için daha önce olduğu gibi 10 ml Na₂Si₃O₇ kullanılmıştır. Buna göre, her bir kompozit için Bi₂O₃ kütlesi aşağıdaki gibidir:

- Na₂Si₃O₇/ %12 Bi₂O₃ kompozit, 10 ml Na₂Si₃O₇ çözeltisi ve 1 g Bi₂O₃ tozu kullanılarak hazırlanmıştır.
- Na₂Si₃O₇/ %25 Bi₂O₃ kompozit, 10 ml Na₂Si₃O₇ çözeltisi ve 2,5 g Bi₂O₃ tozu kullanılarak hazırlanmıştır.
- Na₂Si₃O₇/ %35 Bi₂O₃ kompozit, 10 ml Na₂Si₃O₇ çözeltisi ve 4 g Bi₂O₃ tozu kullanılarak hazırlanmıştır.

Her bir karışım manyetik karıştırıcı ile 20 dk karıştırılmış ve kurutulmak üzere kalıba dökülmüştür. Kurutma işlemi yedi gün boyunca oda sıcaklığında bekletilerek gerçekleştirilmiştir. Kurutulan örneklerin kütlece homojen bir dağılım göstermesi

amacı ile örnekler 10 dk boyunca havanda ezilerek toz haline getirilmiştir. Toz hale getirilen karışım 4000 Psi basınç uygulanarak 10 mm çaplı tabletler haline getirilmiştir (Şekil 3.3).

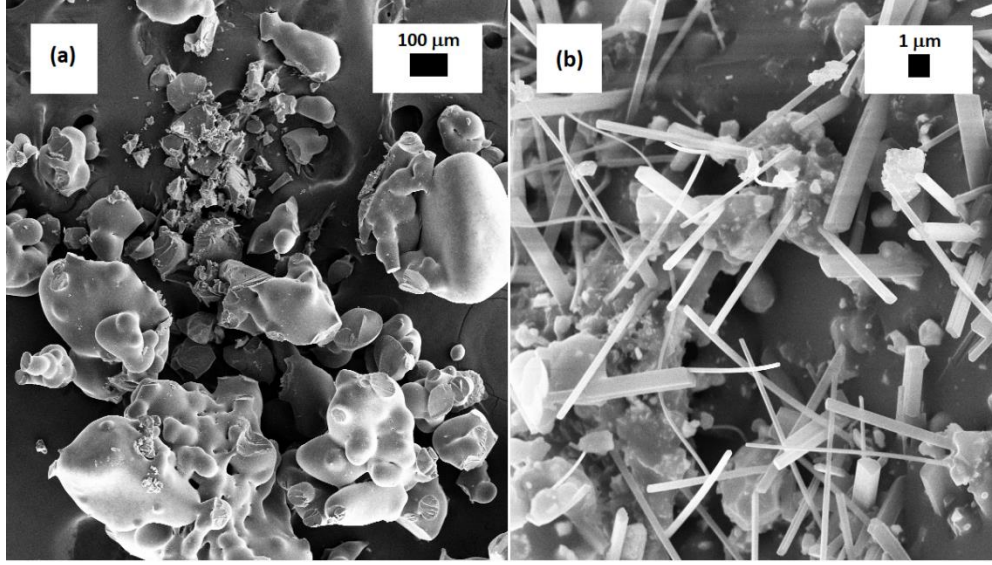


Şekil 3. 3 $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ / Bi_2O_3 kompozit numunelerinin hazırlanma süreci

Hazırlanan numunelerin kütle, element oranları ve yoğunlukları Tablo 3.4'te verilmiştir. Ayrıca örneklerle ait SEM görüntüleri Şekil 3.4'te verilmiştir.

Tablo 3. 4 Numunelerde bileşenlerin kütleleri, yüzde konsantrasyonları ve yoğunlukları

Numune	Kütle miktarı (g)		Element (%)				Yoğunluk (g/cm ³)
	Bi_2O_3	$\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$	Na	O	Si	Bi	
$\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$	---	7,6	32,21	8,75	59,04	---	1,93±0,16
$\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ /%12 Bi_2O_3	1	7,6	28,47	8,93	52,17	10,43	2,13±0,07
$\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ /%25 Bi_2O_3	2,5	7,6	24,24	9,13	44,43	22,21	2,36±0,11
$\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ /%35 Bi_2O_3	4	7,6	21,10	9,28	38,68	30,93	2,60±0,12

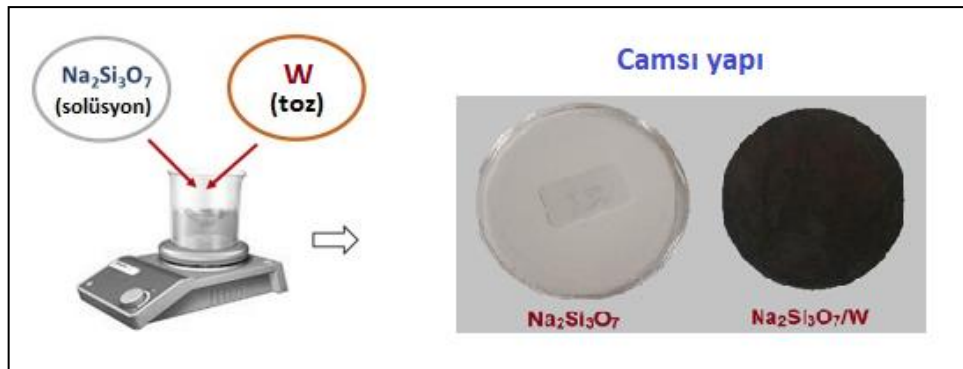


Şekil 3. 4 Bi_2O_3 katkılı kompozitlere ait yüzey mikrografileri a) Saf SS b) SS/%35BaO

3.5 SS Temelli Mikro W Katkılı Kompozitlerin Hazırlanışı

$\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ çözeltisine mikro tungsten (W) tozu Tablo 3.5'te belirtilen kütle oranlarında eklenerek, belirtilen $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7/\text{W}$ camsı yapılı kompozitler elde edilmiştir.

Her bir karışım manyetik karıştırıcı ile 30 dk karıştırılmış ve silindirik teflon kalıba dökülmüştür. Numuneler 10 gün boyunca oda sıcaklığında kalıpta bekletilmiştir. Şekil 3.5'te bu kurutma süreci sonucunda elde edilen $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7/\text{W}$ camsı yapılı kompozit saf SS kompozit ile birlikte gösterilmiştir.

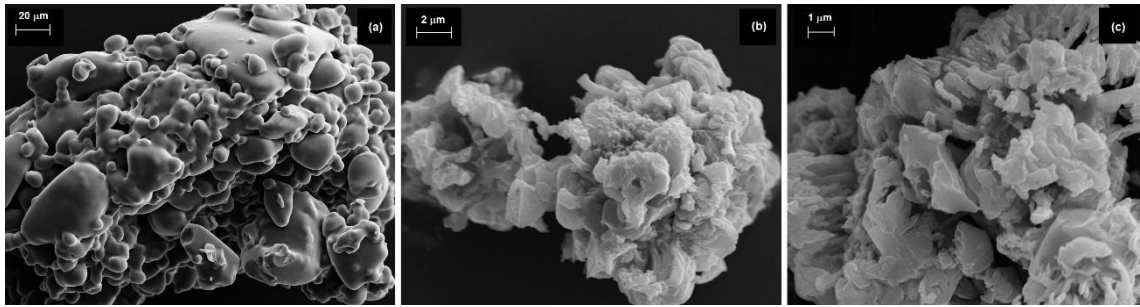


Şekil 3. 5 Saf $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ ve $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7 / \text{W}$ kompozit numunelerinin hazırlanma süreci

Hazırlanan numunelerin kalınlıklarının 1,75 mm ila 1,95 mm arasında değişiklik gösterdiği tespit edilmiştir. Örneklerin çapları ise 52 mm olarak ölçülmüştür. Numunelerin yoğunluk, kütle ve yüzde konsantrasyon bilgileri Tablo 3.5’ de verilmiştir. Ayrıca örneklerle ait SEM görüntüleri Şekil 3.5’te verilmiştir.

Tablo 3. 5 Numunelerde bileşenlerin kütleleri, yüzde konsantrasyonları ve yoğunlukları

Numune	Kütle miktarı (g)		Element (%)				Yoğunluk (g/cm ³)
	W	Na ₂ Si ₃ O ₇	Na	O	Si	W	
Na ₂ Si ₃ O ₇	---	7,6	32,21	8,75	59,04	---	1,93±0,16
Na ₂ Si ₃ O ₇ / %25W	2,5	7,6	24,24	6,58	44,43	24,75	2,74±0,11
Na ₂ Si ₃ O ₇ / %40W	5	7,6	19,42	5,28	35,62	39,68	3,20±0,10



Şekil 3. 6 W katkılı kompozitlere ait mikrofotograf görüntüleri a) Saf SS b) %25W katkılı kompozit c) %40 W katkılı kompozit

3.6 SS Temelli Mikro Ag Katkılı Kompozitlerin Hazırlanışı

Ag_{mikro} katkılı camsı kompozit, 4 farklı konsantrasyon için elde edilmiştir. Her camsı kompozit için 7 ml Na₂Si₃O₇ kullanılmıştır. Buna göre, kompozit içerikleri aşağıdaki gibidir:

- Saf Na₂Si₃O₇ camsı yapı, 7 ml Na₂Si₃O₇ çözeltisi kullanılarak hazırlanmıştır.
- Na₂Si₃O₇/%5 Ag_{mikro} kompozit, 7 ml Na₂Si₃O₇ çözeltisi ve 0,285 g Ag_{mikro} tozu kullanılmıştır.

- $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ /%10 Ag_{mikro} kompozit, 7 ml $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ çözeltisi ve 0,600 g Ag_{mikro} tozu kullanılmıştır.
- $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ /%20 Ag_{mikro} kompozit, 7 ml $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ çözeltisi ve 1,350 g Ag_{mikro} tozu kullanılmıştır.
- $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ /%30 Ag_{mikro} kompozit, 7 ml $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ çözeltisi ve 2,315 g Ag_{mikro} tozu kullanılmıştır.

Her bir karışım manyetik karıştırıcı ile 20 dk karıştırılmış ve kurutulmak üzere kalıba dökülmüştür. Kurutma işlemi 7 gün boyunca oda sıcaklığında bekletilerek yapılmıştır. Kurutulan kalıplar homojen bir dağılım göstermesi amacı ile 10 dk boyunca havanda ezilerek toz hale dönüştürülmüştür. Toz hale getirilen karışım 4000 Psi basınç uygulanarak 10 mm çaplı tablet haline getirilmiştir.

Hazırlanan numunelerin kütle, element oranları ve yoğunlukları Tablo 3.6'da verilmiştir.

Tablo 3. 6 $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ / Ag_{mikro} Numunelerinde bileşenlerin kütleleri, yüzde konsantrasyonları ve yoğunlukları

Numune	Kütle miktarı (g)		Element (%)				Yoğunluk (g/cm ³)
	<i>Ag</i>	<i>Na₂Si₃O₇</i>	<i>Na</i>	<i>O</i>	<i>Si</i>	<i>Ag</i>	
$\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$	---	5,4	32,21	8,75	59,04	---	1,93±0,16
$\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ /%5 Ag	0,285	5,4	30,72	7,98	56,30	5	1,802±0,12
$\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ /%10 Ag	0,600	5,4	29,11	7,56	53,33	10	1,972±0,13
$\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ /%20 Ag	1,350	5,4	25,88	6,72	47,40	20	2,083±0,14
$\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ /%30 Ag	2,315	5,4	22,64	5,88	41,48	30	2,300±0,16

3.7 SS Temelli Nano Ag Katkılı Kompozitlerin Hazırlanışı

$\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ çözeltisine nano gümüş (Ag_{nano}) tozu farklı konsantrasyonlarda eklenerek $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ / Ag_{nano} camısı yapısı elde edilmiştir. Her camısı kompozit için 7 ml sodyum silikat kullanılmış olup nano gümüş katkı oranları aşağıdaki gibidir:

- Saf $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ camısı yapı, 7 ml $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ çözeltisi kullanılarak hazırlanmıştır.

- $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ /%2,5 Ag_{nano} kompozit, 7 ml $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ çözeltisi ve 0,140 g Ag_{nano} tozu kullanılmıştır.
- $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ /%5 Ag_{nano} kompozit, 7 ml $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ çözeltisi ve 0,285 g Ag_{nano} tozu kullanılmıştır.
- $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ /%10 Ag_{nano} kompozit, 7 ml $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ çözeltisi ve 0,600 g Ag_{nano} tozu kullanılmıştır.

Her bir karışım manyetik karıştırıcı ile 20 dk karıştırılmış ve kurutulmak üzere kalıba dökülmüştür. Kurutma işlemi 7 gün boyunca oda sıcaklığında bekletilerek yapılmıştır. Kurutulan kalıplar homojen bir dağılım göstermesi amacı ile 10 dk boyunca havanda ezilerek toz hale dönüştürülmüştür. Toz hale getirilen karışım 4000 Psi basınç uygulanarak 10 mm çaplı tablet haline getirilmiştir.

Hazırlanan numunelerin kütle, element oranları ve yoğunlukları Tablo 3.6'de verilmiştir.

Tablo 3. 7 $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ / Ag_{nano} Numunelerinde bileşenlerin kütleleri, yüzde konsantrasyonları ve yoğunlukları

Numune	Kütle miktarı (g)		Element (%)				Yoğunluk (g/cm ³)
	Ag	$\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$	Na	O	Si	Ag	
$\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$	---	5,4	32,21	8,75	59,04	---	1,93±0,16
$\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ / %2,5 Ag	0,14	5,40	30,40	7,53	59,56	2,50	1,920±0,12
$\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ / %5 Ag	0,285	5,40	28,72	6,98	58,30	6,00	1,940±0,12
$\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ / %10 Ag	0,600	5,40	27,11	6,56	55,33	11,00	2,012±0,13

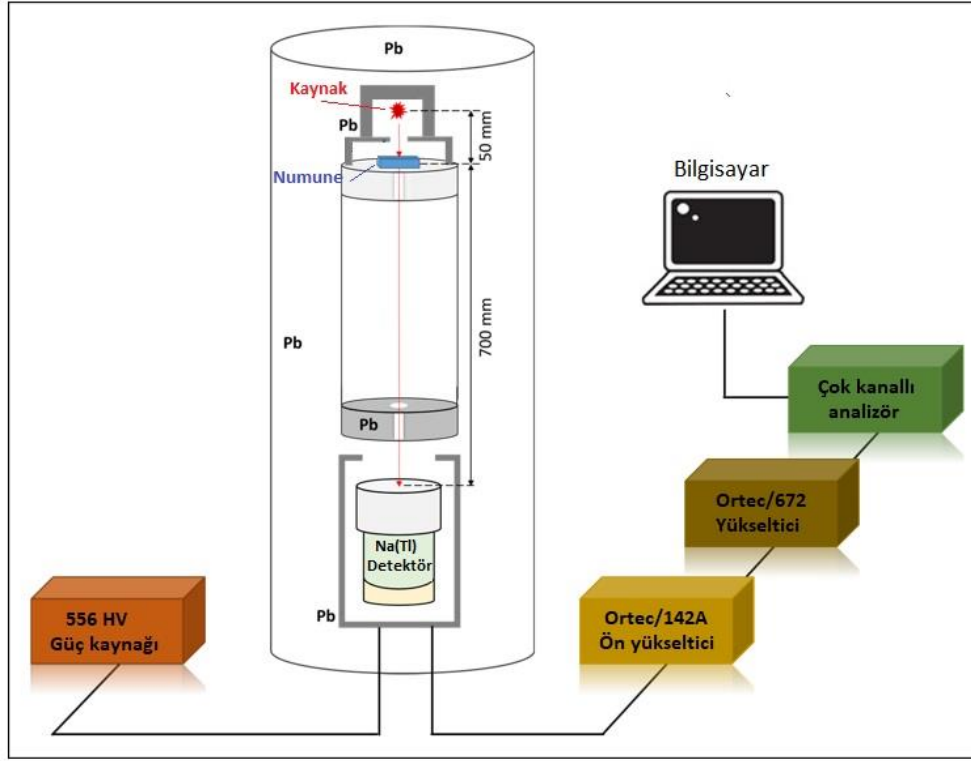
3.8 Radyasyon Zırhlama Parametrelerinin Ölçümü İçin

Deneysel Ölçüm Düzenegi

Hazırlanan numunelerinin Şekil 3.4.'de verilen NaI(Tl) detektöre sahip deney düzenegi kullanılarak ölçümleri yapılmıştır. 905-4 Ortec-Amtek marka dedektör 3 " × 3 " silindirik yapıdadır.

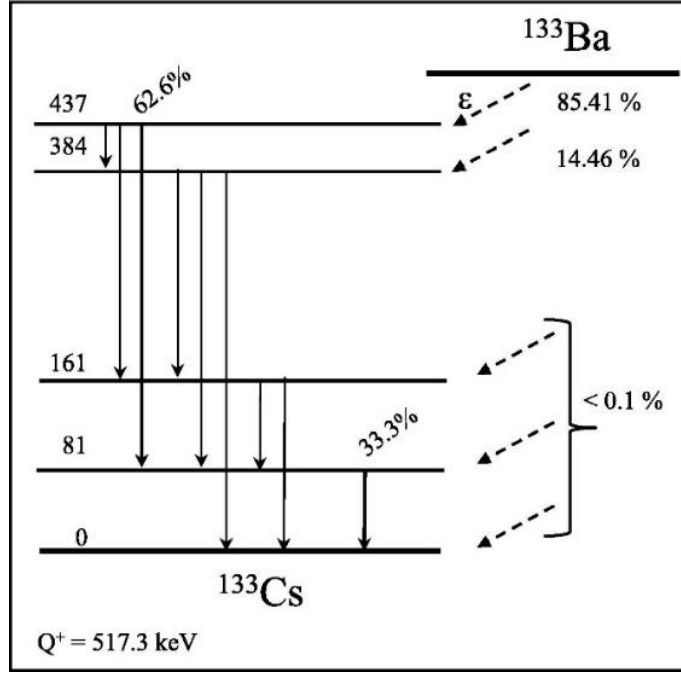
Fotoçoğaltıcı (Fotomultilier) tüp (PMT) tabanı, digiBASE (Ortec) 6,3 cm çapında ve 8,0 cm uzunluğundadır. PMT, NaI(Tl) kristalinden 5 mm kalınlığında bir cam pencere ile ayrılmıştır. Sadece birincil fotonların dedektörde toplanması amacı ile

ön yüzünde silindirik bir pencereye sahip kolimatör yerleştirilmiştir. PMT'den 700 mm uzaklığa içerisine kaynağın yerleştirileceği bir kurşun zırh yerleştirilmiştir (Şekil 3.7).



Şekil 3. 7 Radyasyon zırhlama parametrelerinin ölçümü için kullanılan deney düzeneğinin şematik gösterimi.

Ölçümler için foton pik enerji değeri 81 keV ve 356 keV olan noktasal Baryum-133 ($Ba - 133$) radyoaktif kaynağı kullanılmıştır. Kaynağın aktivitesi 0,1 μCi 'dir. Kaynağın bozunum şeması Şekil 3.8'de verilmiştir. İlgili numuneler kaynaktan 50 mm uzağa yerleştirilerek ölçümler alınmıştır.



Şekil 3. 8 Ba 133 radyoaktif kaynağının bozunum şeması [100]

Deneysel verilerin analizi için MAESTRO 32® yazılımı kullanılmıştır. Bu yazılım sayesinde gama spektrumu elde edilmiştir. Spektrumda, nokta kaynakların enerjilerine göre pikler gözlenmiştir. Keskin piklerin altında kalan alanlar hesaplanmıştır. Fotonların sayımı sırasında ölçümsel hata değerini düşürmek amacı ile sayımlar üçer kez 20’şer dakika olacak şekilde tekrarlanmıştır.

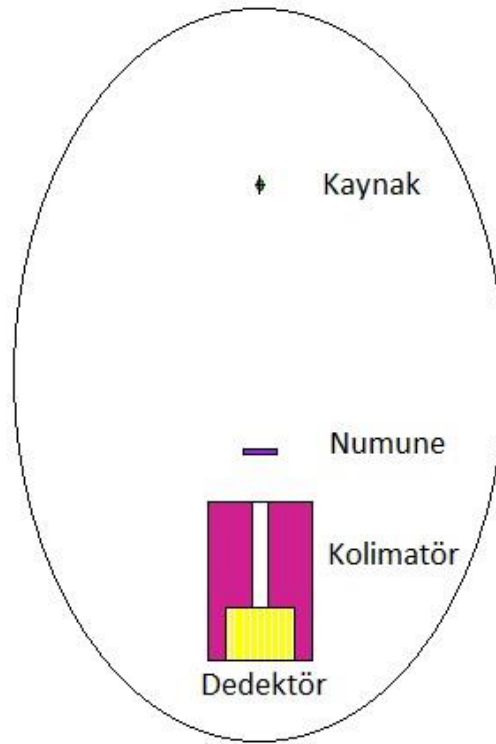
3.9 Monte Carlo Simülasyon Yöntemi ile Dozimetrik

Parametrelerin Belirlenmesi

Örneklerin radyasyon zırhlama ve etkileşim parametrelerinin hesaplaması için MCNP v6.2® kullanılmıştır. Simülasyon geometrisi için ©Visual Editor v6.1 kullanılmıştır. Oluşturulan örneklerin kütle zayıflatma katsayılarının tayini için transmisyon geometrisi, çevre dozu parametrelerinin tayini için ise ICRU küre geometrisi kullanılmıştır.

3.9.1 Transmisyon geometrisi

Transmisyon geometrisi oluşturulan çalışma uzayı içerisinde bulunan kaynak, numune ve kolime edilmiş dedektör olmak üzere üç bölgeden oluşmaktadır (Şekil 3.9).



Şekil 3. 9 Monte Carlo simülasyon geometrisi

Çalışma uzayı, materyali vakum olmak üzere 80 cm yarıçaplı küresel bir hacim olarak tasarlanmıştır.

```
1 0 -10 imp:n=0    imp:p=1    imp:e=1    $tum uzay //Cell Cards

10 so 80 //Surface Cards
```

Çalışma uzayı içerisinde noktasala yakın $0,2\text{ cm}$ çapında küresel kaynak tanımlanmıştır.

```
2      0 -20 imp:n=0    imp:p=1    imp:e=1    $ Silindirik Source //Cell
Cards

20      so 0.2 //Surface Cards
```

Numuneler kaynak merkezinden 1 cm uzaklıktan başlamak üzere 1 cm çapında $0,5\text{ cm}$ ve 1 cm kalınlığında silindirik geometri kullanılarak, Tablo 3.3, Tablo 3.4, Tablo 3.5, Tablo 3.6 ve Tablo 3.7 verilen materyal bilgileri doğrultusunda tanımlanmıştır.

```

3      m* mdensity* 4 -5 -18  imp:n=0  imp:p=1  imp:e=1  //Cell Cards
4      px 1 //Surface Cards
5      px 1.2 //Surface Cards
18     c/x 0 0 1 //Surface Cards

```

*: Çizelgelerde mevcut olan kompozitlere göre yukarıdaki değerler değişiklik göstermektedir.

Dedektöre yalnızca birincil fotonların ulaşabilmesi amacı ile iç çapı 0,5 cm olan dikdörtgenler prizması şeklinde bir kurşun kolimatör, dedektörün üstüne yerleştirilmiştir.

```

4      0      -19 11 -16  imp:n=0  imp:p=1  imp:e=1  //Cell Cards
5      1 -11.34 11 -17 -12 13 -14 15 #4 #6  imp:n=0  imp:p=1  imp:e=1
//Cell Cards

11     px 35 //Surface Cards
12     py 3 //Surface Cards
13     py -3 //Surface Cards
14     pz 3 //Surface Cards
15     pz -3 //Surface Cards
16     px 39 //Surface Cards
17     px 41 //Surface Cards
19     c/x 0 0 0.5 //Surface Cards

c      Pb Colimator
m1     82000.04p      1  $Lead Colimator //Material Card

```

Dedektör kübik yapıda bir geometriye sahip olacak şekilde modellenmiş ve kolimatörün hemen alt kısmına yerleştirilmiştir. Hücre boyunca akının hesaplanabilmesi için ilgili geometriye “f4 tally” atanmıştır. Ayrıca, dedektör materyali NaI olarak belirlenmiştir.

```

6      3      -3.67 16 -17 -8 9 -6 7  imp:n=0  imp:p=1  imp:e=1  //Cell
Cards

6      py 2 //Surface Cards
7      py -2 //Surface Cards
8      pz 2 //Surface Cards
9      pz -2 //Surface Cards

```

```

16      px 39 //Surface Cards
17      px 41 //Surface Cards

c      Detector volume
m3      11000.04p      -1 $NaI //Material Card
      53000.04p      -1 //Material Card

```

Kaynak tanımlaması `sdef` kartı kullanılarak yapılmıştır. Cell kodu ile kaynak hücresi, `erg` kodu ile enerji, `par` kodu ile de parçacık türü belirlenmiştir. Ayrıca, üretilen radyasyonun doğrusal olarak dedektör yönlü olması için `vec` ile `axs` kodları kullanılmıştır.

```
sdef cel=2 erg* par=2 vec=1 0 0 axs= 1 0 0 //Source Card
```

*: *kaynak türüne göre değişiklik göstermektedir.*

Simülasyonun istatistiksel testleri geçmesi amacı ile parçacık sayısı 10^6 olarak belirlenmiş olup bu değer `nps` kodu ile girilmiştir.

3.9.2 ICRU küre modeli

$H^*(10)$ olarak belirtilen çevre eşdeğer doz ölçümü için, ICRP tarafından önerilen bir küre modeli üzerinde yapılan ölçümler kullanılmıştır (ICRP 74). Bu modele göre, radyasyon alanı doğrultusunda oluşturulan 30 cm yarıçaplı bir kürenin radyasyon alan doğrultusunda 10 mm derinlikteki bir noktada yapılan ölçümler, *Sievert* birimine sahip bir büyüklüğe dönüştürülerek çevre dozu hakkında bir bilgi vermektedir.

ICRU küresi 4 elementten oluşan doku eşdeğer bir materyal olup yoğunluğu 1 g cm^{-3} 'dür. Materyal %76,2 oksijen, %11,1 karbon, %10,1 hidrojen ve %2,6 azottan oluşmaktadır.

Bu doğrultuda simülasyon çalışmasında öncelikle 500 cm yarıçapına sahip bir çalışma uzayı oluşturulmuştur.

```

1      9      -0.001225      -1 #2 #3 #80 #81 imp:p=1 imp:e=1

```

Daha sonra çalışma uzayının merkezine yüksekliği 30 cm olan düzlemsel bir radyasyon kaynak alanı oluşturulmuştur.

```
3      9 -0.001225 20 -30 -40  imp:p=1  imp:e=1
```

Kaynaktan 10 cm uzağa yarıçapı 32 cm olan ve kalınlığı 1 cm olan bir geometri oluşturulmuştur.

```
2      * ** -3 -4  imp:p=1  imp:e=1
```

*: Çalışmamızda üretilen materyaller
**: İlgili materyale ait yoğunluklar

Merkezi kaynaktan 115 cm ötede olan çapı 30 cm olacak şekilde ICRU küresi oluşturulmuştur. Böylelikle kürenin yüzeyinden kaynak cilt mesafesi 100 cm olmasına dikkat edilmiştir.

```
80      28      -1 -201 #81  imp:p=1  imp:e=1
```

Ölçümlerin yapılabilmesi için kürenin yüzeyinden kaynak doğrultusunda 10 mm derinlikte noktasala yakın küresel bir tally geometrisi oluşturulmuştur.

```
81      28      -1 -202  imp:p=1  imp:e=1
```

Kaynak tanımlaması `sdef` kartı kullanılarak yapılmıştır. Cell kodu ile kaynak hücresi, `erg` kodu ile enerji, `par` kodu ile de parçacık türü belirlenmiştir. Ayrıca, üretilen radyasyon doğrusal olarak dedektör yönlü olması için `vec` ile `axs` kodları kullanılmıştır.

```
sdef cel=2 erg=* cell=3 par=2 vec=1 0 0 axs= 1 0 0 //Source Card
```

*: kaynak türüne göre değişiklik göstermektedir.

Simülasyonda foton ve elektron transportlarının (etkileşimlerinin) dikkate alınması için `mode` kart aracılığı ile her ikisi de aktive edilmiştir. Simülasyon 10^6 parçacık `nps` kartı kullanılarak seçilmiştir. Çevre doz ölçümü için, tally geometrisinde depolanan enerji `f8` tally ile ölçülüp daha sonra Sv birimine sahip formata dönüştürülmüştür.

Hava KERMA ölçümleri için ICRU küresi çıkarılarak, aynı bölgede f6 tally'si kullanılarak ölçümler alınmıştır. Akı ölçümlerinde ise f4 tally seçilmiştir.

Bu bölümde saf $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ ile $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7/\text{W}$, $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7/\text{BaO}$, $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7/\text{Bi}_2\text{O}_3$, $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7/\text{Ag}_{\text{Mikro}}$ ve $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7/\text{Ag}_{\text{Nano}}$ kompozitlerin deneysel olarak ve MC yöntemi ile tespit edilen radyasyon zırlama parametre değerleri (μ/ρ , HVL ve λ) ile birlikte MCNP simülasyonu kullanılarak elde edilen $H^*(10\text{ mm})$, K_a ve Φ değerlerine ait veriler sunulmuştur.

4.1 Camsı Kompozitler için Radyasyon Zırlama Parametrelerinin Sonuçları

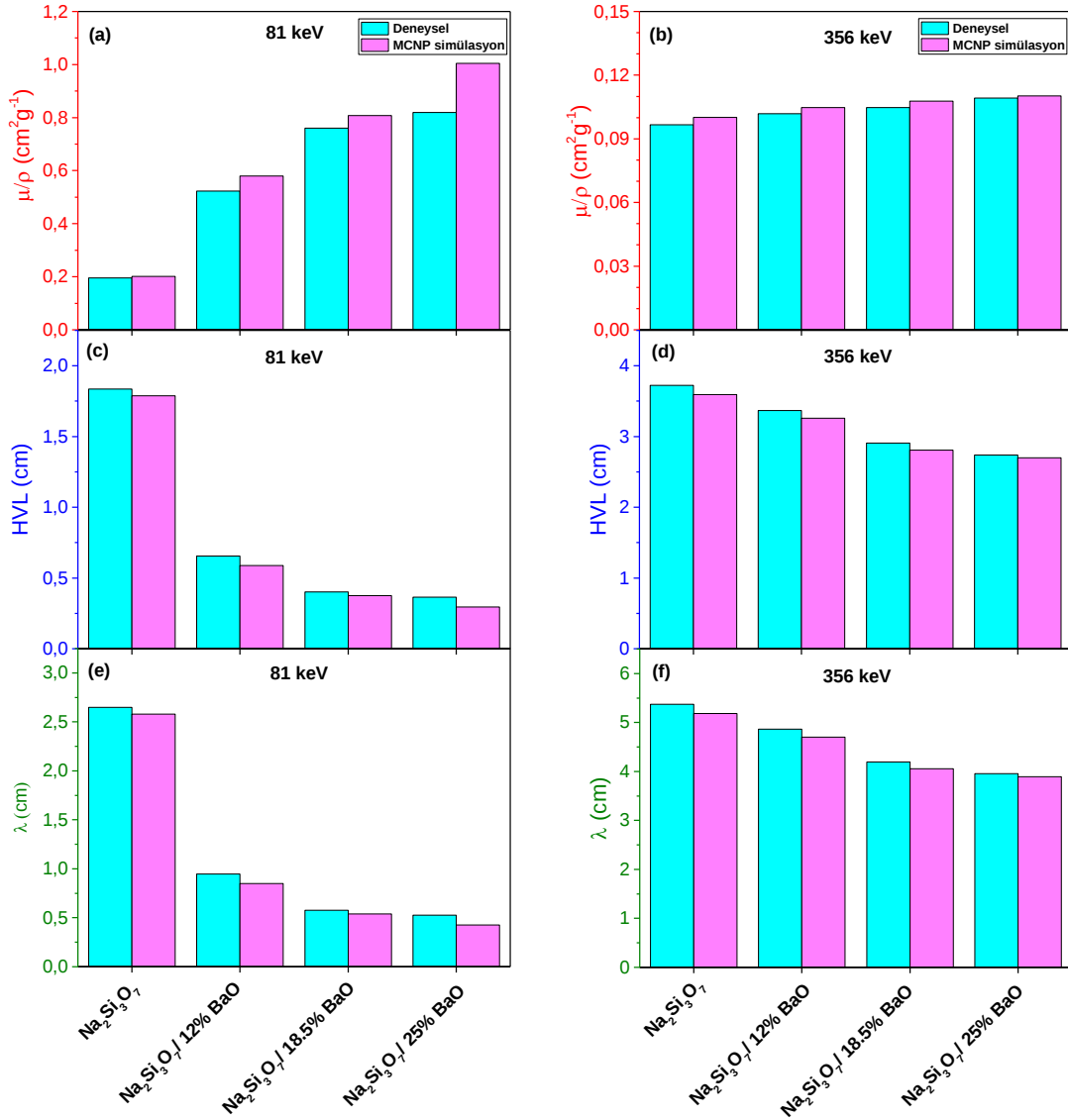
Saf sodyum silikat, tungsten, bizmut oksit, baryum oksit, mikro gümüş ve nano gümüş katkılı sodyum silikat kompozitlerin 81 keV ve 356 keV enerjili gama ışınları için kütle zayıflatma katsayıları (μ/ρ) deneysel olarak Bölüm 3.1’de verilen deney düzeneği yardımıyla tespit edilmiş olup, μ/ρ ve hesaplanan diğer zırlama parametreleri (HVL ve λ) BaO, W, Bi_2O_3 , Ag_{mikro} ve Ag_{nano} katkılarına göre her iki enerjiye sahip gama fotonları için hesaplanmıştır.

Ayrıca, sodyum silikat tabanlı camsı kompozitler için ilgili katkı malzemeleri temel alınarak (Bakınız Tablo 3.2) gerçekleştirilen MC simülasyonu ile 10 farklı foton enerjisi için transmisyon geometrisi kullanılarak elde edilen μ/ρ , HVL ve λ değerleri hesaplanmıştır.

Sonuçlar aşağıda her bir katkı malzemesine göre başlıklar halinde sunulmuştur.

4.1.1 BaO Katkılı Kompozitler için Deneysel ve Simülasyon Sonuçları

Şekil 4.1’de 81 keV ve 356 keV enerjili fotonlar için, saf SS, %12 BaO katkılı SS, %18,5 BaO katkılı SS ve %25 BaO katkılı SS kompozitlerinin hem deneysel hem de MC yöntemi ile hesaplanmış olan μ/ρ , HVL ve λ değerleri sunulmuştur.



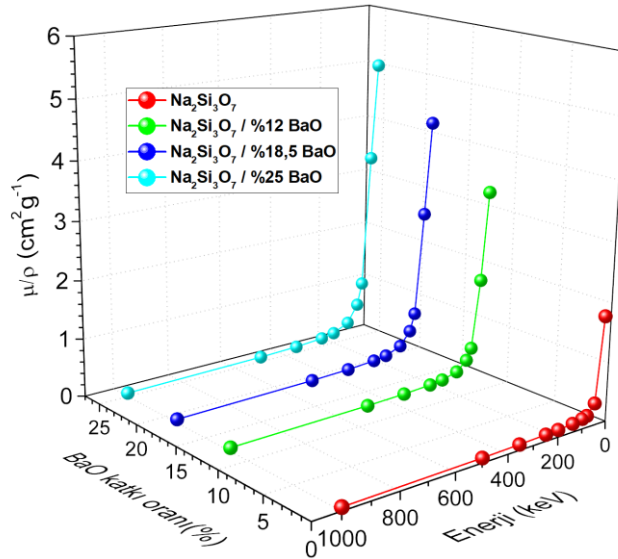
Şekil 4. 1 Saf $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ ile $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7/\%12 \text{BaO}$, $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7/\%18,5 \text{BaO}$, $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7/\%25 \text{BaO}$ kompozitleri için deneysel ve MC sonuçları

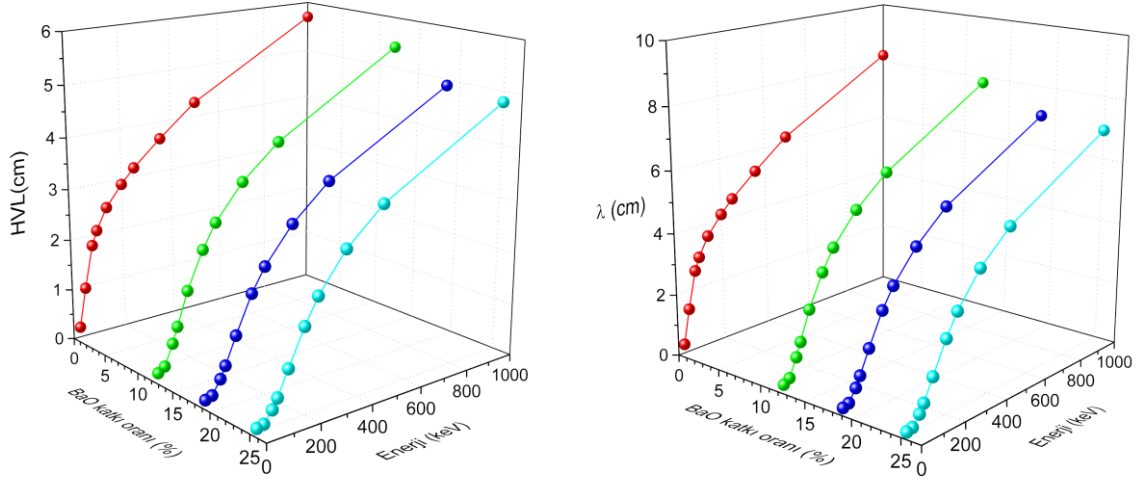
Şekil 4.1 (a) 'a göre, 81 keV enerjili fotonlar için deneysel μ/ρ değerleri artan BaO katkısına bağlı olarak sırası ile $0,196 \text{ cm}^2\text{g}^{-1}$, $0,523 \text{ cm}^2\text{g}^{-1}$, $0,760 \text{ cm}^2\text{g}^{-1}$ ve $0,820 \text{ cm}^2\text{g}^{-1}$; MC simülasyonu ile $0,200 \text{ cm}^2\text{g}^{-1}$, $0,579 \text{ cm}^2\text{g}^{-1}$, $0,812 \text{ cm}^2\text{g}^{-1}$ ve $1,007 \text{ cm}^2\text{g}^{-1}$ olarak tespit edilmiştir. Şekil 4.1 (b)'ye bakıldığında ise 356 keV enerjili fotonlar için deneysel μ/ρ değerleri BaO katkısını artmasıyla birlikte sırası ile $0,097 \text{ cm}^2\text{g}^{-1}$, $0,102 \text{ cm}^2\text{g}^{-1}$, $0,105 \text{ cm}^2\text{g}^{-1}$ ve $0,109 \text{ cm}^2\text{g}^{-1}$ şeklinde yükselme eğilimi sergilerken; MC simülasyonu aynı BaO artışına karşı μ/ρ değerlerini $0,098 \text{ cm}^2\text{g}^{-1}$, $0,102 \text{ cm}^2\text{g}^{-1}$, $0,105 \text{ cm}^2\text{g}^{-1}$ ve $0,107 \text{ cm}^2\text{g}^{-1}$ olarak önermiştir.

Bu bakımdan saf SS'a eklenen BaO katkısı arttıkça, μ/ρ değerlerinin hem 81 keV hem de 356 keV enerjili fotonlar için arttığı görülmektedir (Bakınız Şekil 4.1. (a) ve (b)). Ayrıca, 81 keV enerjili fotonlar için artan BaO katkısıyla beraber μ/ρ 'daki gözlenen artış oranının 356 keV enerjili fotonlara kıyasla daha yüksek olduğu tespit edilmiştir.

Belirtilen dört farklı camsı yapı için 81 keV ve 356 keV enerjili fotonlar için hem deneysel hem de MC ile hesaplanan HVL değerleri Şekil 4.1 (c) ve Şekil 4.1 (d)' de verilmiştir. Saf SS için 81 keV foton enerjisinde HVL değeri 1,8 cm civarında iken %25 BaO katkısı ile bu değer yaklaşık 5 kat azalarak 0,360 cm civarına inmiştir. 356 keV enerjili fotonlara karşı ise artan BaO katkısıyla azalış miktarı 1,5 kat civarında tespit edilmiştir.

Her iki enerji için de ilgili kompozitlerin λ değerlerinin verildiği Şekil 4.1 (e) ve Şekil 4.1 (f) grafikleri incelendiğinde ilgili örneklerde ortalama serbest yol değerlerinin 81 keV enerjili fotonlar için sırası ile 2,648 cm, 0,947 cm, 0,578 cm ve 0,527 cm; 356 keV enerjili fotonlar için ise yine sırası ile 5,373 cm, 4,861 cm, 4,193 cm ve 3,954 cm olduğu görülmektedir.





Şekil 4. 2 Saf $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ ile $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7/\%12\text{BaO}$, $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7/\%18,5\text{BaO}$, $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7/\%25\text{BaO}$ kompozitleri için dört kompozite ait a) μ/ρ MC sonuçları b) λ MC sonuçları c) HVL MC sonuçları

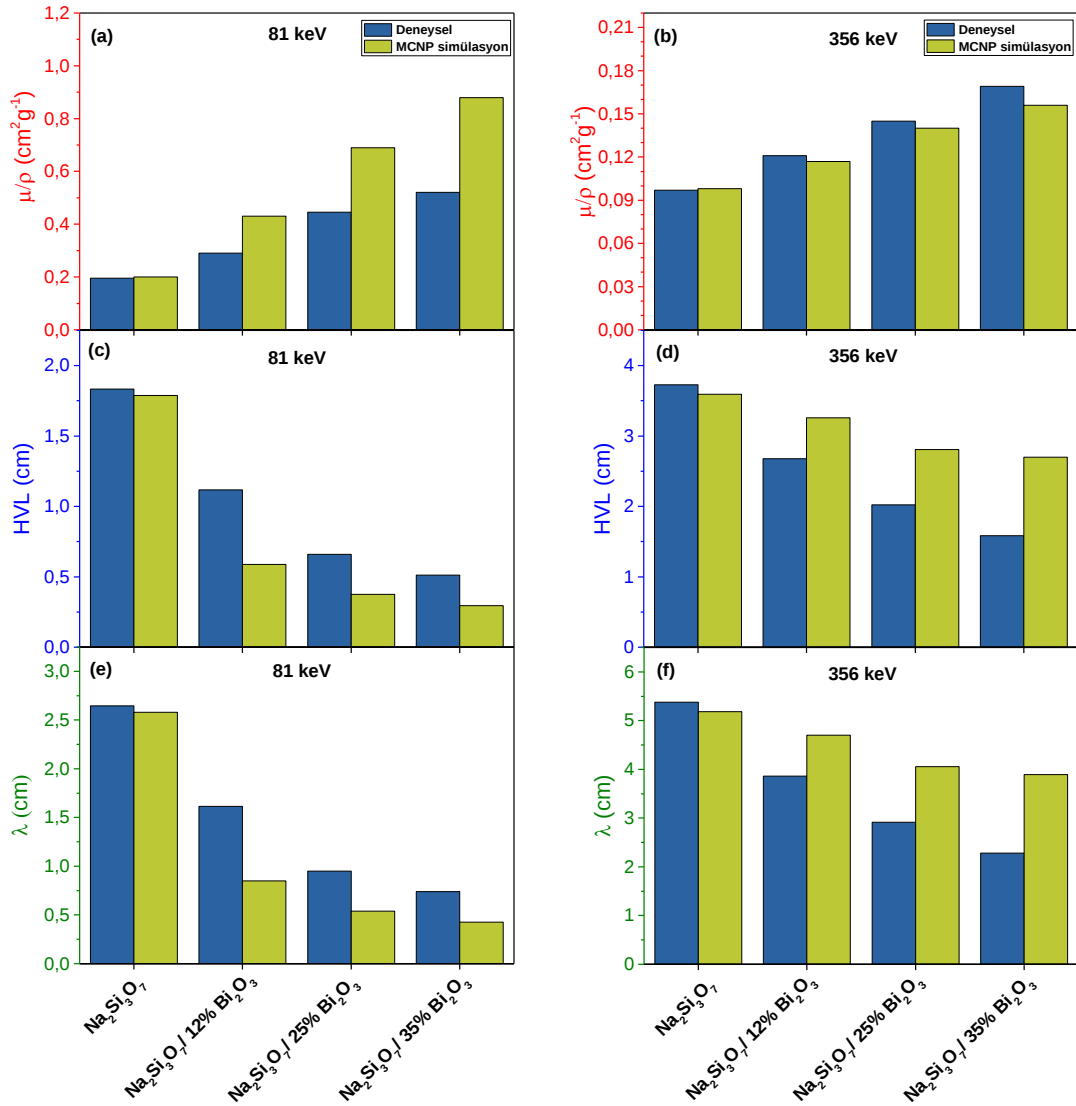
Şekil 4.2' de ise, MC simülasyonu ile 25 keV-1000 keV foton enerji aralığı içinde kalan ve tıp uygulamalarında sıklıkla kullanılan 10 farklı foton enerjisinde, saf $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ ile $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7/\%12\text{BaO}$, $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7/\%18,5\text{BaO}$ ve $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7/\%25\text{BaO}$ kompozitleri için elde edilen μ/ρ , HVL ve λ değerleri bulunmaktadır. Şekil 4.2 (a)'ya bakıldığında BaO katkı yüzdesi artışına uygun saf SS'in μ/ρ değerleri düşük foton enerji bölgesinde (<200 keV) hızlı bir artış göstermektedir. Öyle ki, %25 BaO katkılı kompozit saf SS'e göre 25 keV için 2,76 kat, 50 keV için 8,97 kat artış göstermiştir. Yüksek foton enerji bölgesine (>356 keV) geçildiğinde ise, BaO katkısının saf SS'in μ/ρ değerlerinde kayda değer bir artışa neden olmadığı görülmüştür.

Şekil 4.2 (b)' de ise aynı örneklerin MC yöntemi ile elde edilen HVL değerlerinin değişimi gösterilmektedir. Şekil 4.2(b)'ye göre, daha önce deneysel verilerde gözlenen eğilime uygun olarak, artan BaO katkısıyla birlikte, HVL değerleri azalmıştır. HVL değerlerinin katkı oranının artması ile düşük foton enerji bölgesinde hızlı bir azalma gösterdiği söylenebilir. Örneğin, 81 keV foton enerjisi için azalışın 5 kat civarında olduğu görülmektedir. Öte yandan, yüksek foton enerji bölgesinde azalışın nispeten daha kısıtlı olduğunu ve 1,5 kat civarında kaldığı söylenebilir. Bununla birlikte, sabit BaO katkısında artan foton enerjileriyle birlikte, teorik olarak

da beklenildiği gibi HVL değerinde bir artış kaydedilmiştir. Şekil 4.2 (c)' de ise λ değerlerinin gelen foton enerjisi ve saf SS matristeki BaO katkısına göre değişimlerine ait MC sonuçları üç boyutlu bir grafik ile verilmiştir. İlgili grafikteki MC verileri, düşük enerjili fotonlar en yüksek BaO katkısı içeren SS temelli kompozitin en kısa ortalama serbest yola sahip olacağını öngörmüştür.

4.1.2 Bi₂O₃ Katkılı Kompozitler için Deneysel ve Simülasyon Sonuçları

Saf Na₂Si₃O₇ ile mikro boyutlu Bi₂O₃ eklenerek hazırlanan 3 farklı kompozit (Na₂Si₃O₇/12Bi₂O₃, Na₂Si₃O₇ /25Bi₂O₃ ve Na₂Si₃O₇/35Bi₂O₃) için deneysel ve MC yöntemleri ile 81 keV ve 356 keV enerjili fotonlar için elde edilen radyasyon zırhlama parametreleri Şekil 4.3' de kıyaslamalı olarak sütun grafikleri ile verilmiştir.



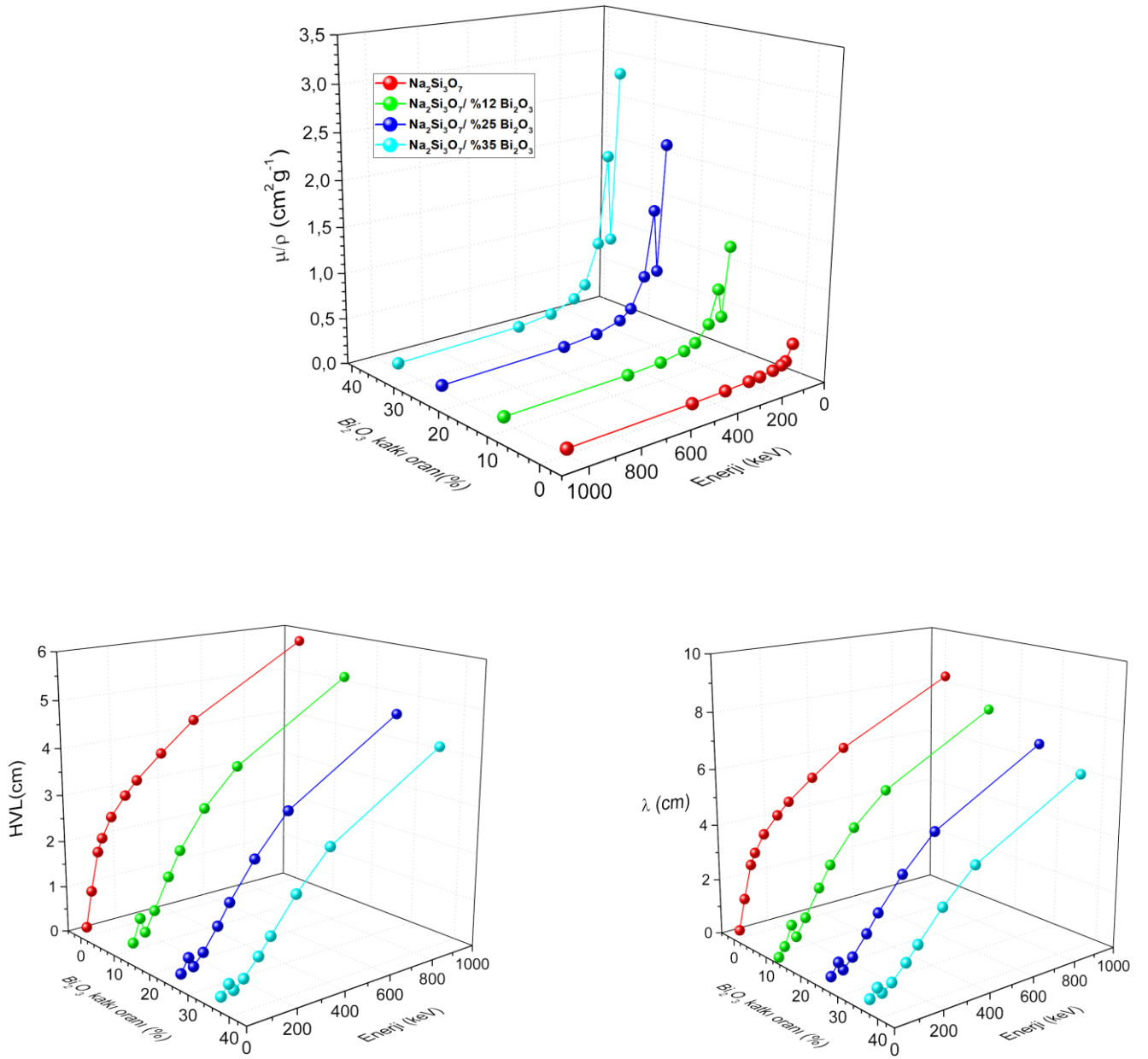
Şekil 4. 3 Saf $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ ile $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7/\%12\text{Bi}_2\text{O}_3$, $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7/\%25 \text{Bi}_2\text{O}_3$ ve $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7/\%35 \text{Bi}_2\text{O}_3$ kompozitleri için deneysel ve MC sonuçları

Şekil 4.3 (a)' da 81 keV enerjili fotonlar için deneysel ve MC simülasyon yöntemleri ile hesaplanan μ/ρ değeri bulunmaktadır. Bi_2O_3 katkı oranının artmasıyla birlikte, μ/ρ değerlerindeki artış dikkat çekicidir. Özellikle %25 Bi_2O_3 katkılı kompozite ait deneysel μ/ρ değeri saf SS'e göre 2,3 katlık bir artış gösterirken; MC yöntemi ile elde edilen artış oranı ise aynı kompozit için 3,45 kat ve %35 Bi_2O_3 katkılı kompozit için ise yaklaşık 4,40 kat olmuştur. 356 keV enerjili fotonlar yine μ/ρ değerlerinde Bi_2O_3

katkısıyla bir artış kaydedilmişse de bu artış 81 keV enerjili fotonlarda gözlenen artışa kıyasla daha sınırlı kalmıştır. 356 keV'da akla beraber katkı oranının artması ile artış 1,5 kat civarında tespit edilmiştir (Şekil 4.3 (b)).

Şekil 4.3 (c) ve Şekil 4.3 (e)' de 81 keV enerjili fotonlar için deneysel ve MC yöntemleri ile elde edilen HVL ve λ değerleri bulunmaktadır. Bu sonuçlar incelendiğinde, yine katkı oranındaki artışla birlikte, HVL ve λ değerlerindeki azalma dikkate değer bir orandadır (Saf SS'e göre sırası ile 2,8 kat, 4,6 kat, 5,0 kat civarında).

Şekil 4.3 (d) ve Şekil 4.3 (f)' de ise, 356 keV enerjili fotonlar için hesaplanan HVL ve λ sonuçları yer almaktadır. Bu sonuçlar incelendiğinde deneysel ve MC sonuçları arasında bir uyumluluk olduğu görülmektedir. Ayrıca, artan Bi₂O₃ katkı oranıyla birlikte HVL ve ortalama serbest yolda azalım trendi devam etmektedir.



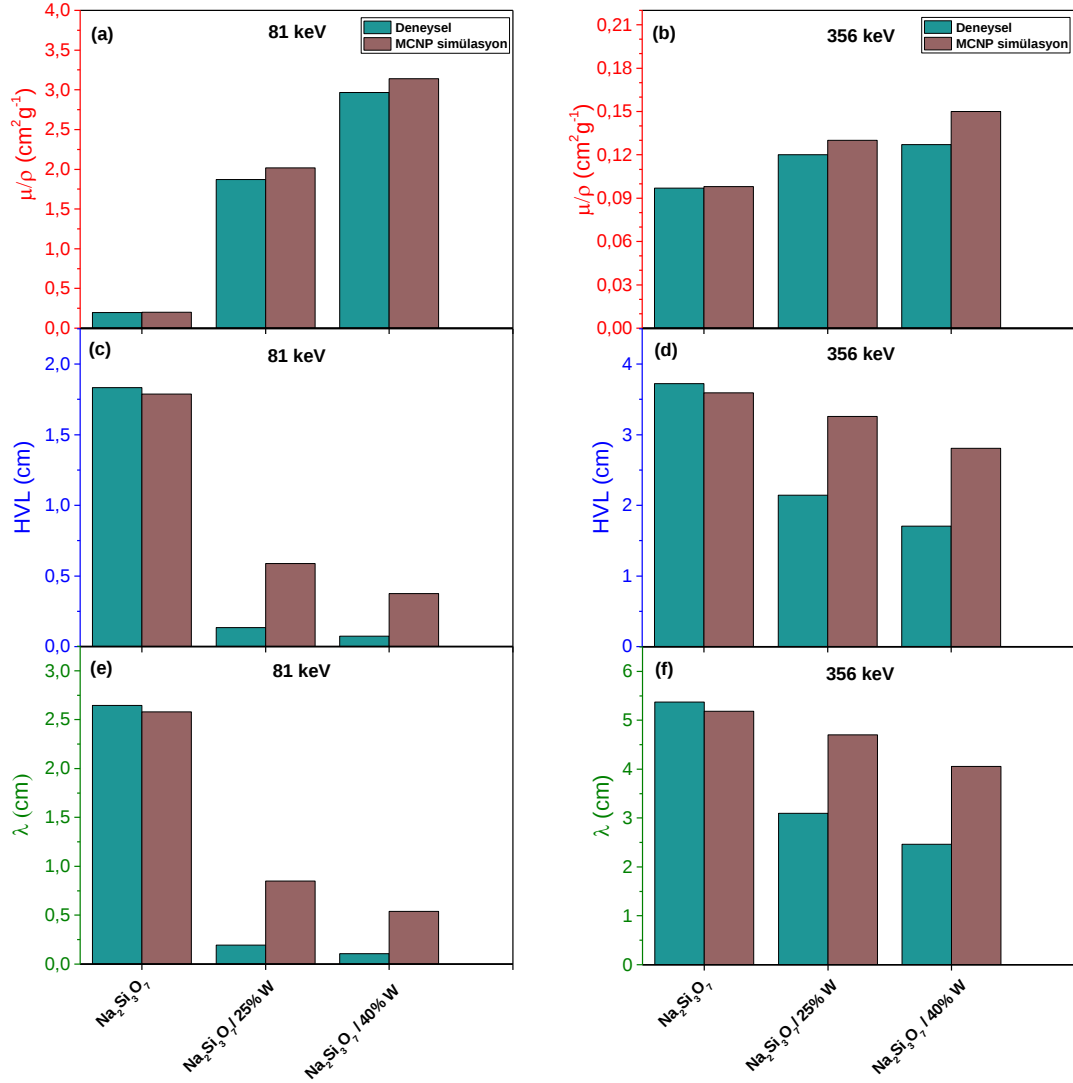
Şekil 4. 4 Saf Na₂Si₃O₇ ile Na₂Si₃O₇/12% Bi₂O₃, Na₂Si₃O₇/25% Bi₂O₃ ve Na₂Si₃O₇/35%Bi₂O₃ kompozitleri için a) μ/ρ MC sonuçları b) HVL MC sonuçları c) λ MC sonuçları

Şekil 4.4' de saf SS ile üç farklı Bi₂O₃ katkı oranı için ilgili kompozitlerin MC yöntemi ile on farklı foton enerjisinde belirlenmiş μ/ρ , HVL ve ortalama serbest yol değerleri yer almaktadır. Şekil 4.4 (a)' ya bakıldığında, 50 keV enerji için μ/ρ değerlerinin saf Na₂Si₃O₇ için 0,371 cm²g⁻¹, Na₂Si₃O₇/%12Bi₂O₃ için 1,199 cm²g⁻¹, Na₂Si₃O₇/%25Bi₂O₃ için 2,125 cm²g⁻¹ ve Na₂Si₃O₇/%35Bi₂O₃ için ise 2,803 cm²g⁻¹ olduğu görülmektedir. Bu artış oranlarına bakıldığında düşük foton enerji bölgesindeki yükseliş 7,55 kat gibi dikkat çekici bir orandadır. Ayrıca, 356 keV enerjili fotonlar için, yine μ/ρ değerleri incelenecek olunursa, artışın katkı oranına göre saf SS için sırası ile 1,19 kat, 1,42 kat ve 1,59 kat olduğu görülmektedir. Buradaki 1,5 kat civarında yükseliş ilgili enerji bölgesi için büyük önem arz etmektedir.

Şekil 4.4 incelendiğinde 100 keV enerji bölgesinde oluşan pik değerleri dikkat çekmektedir. Bu nokta yükseliş Bizmut elementinin K absorpsiyon enerji değerinin 90,52 keV olmasından dolayıdır.

4.1.3 W katkılı Kompozitler için Deneysel ve Simülasyon Sonuçları

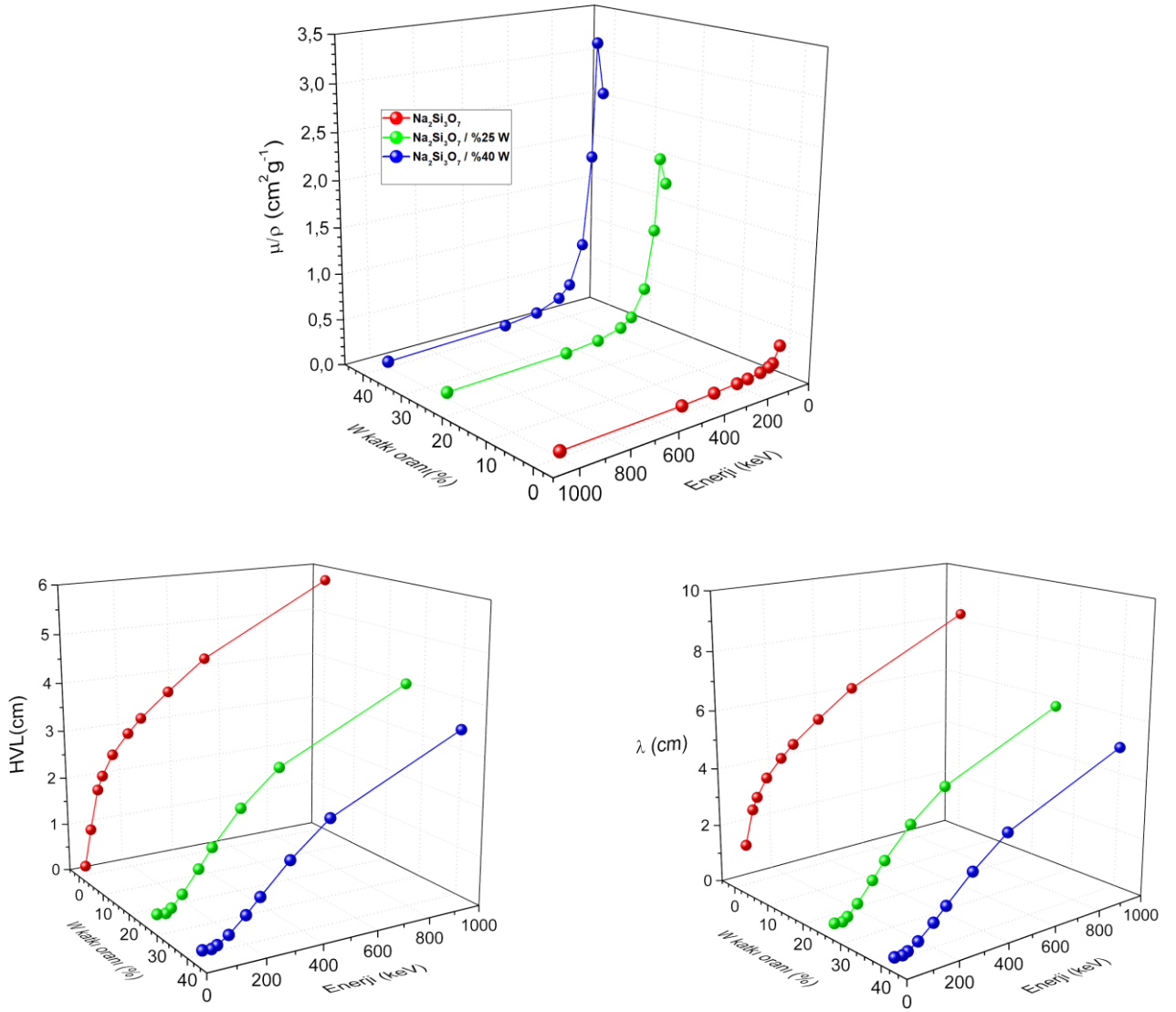
Na₂Si₃O₇ matrisine %25 ve %40 katkı oranlı W eklenerek hazırlanan kompozitlerin radyasyon zırhlama parametreleri 81 keV ve 356 keV için hem deneysel olarak ölçülmüş ve hem de MC simülasyonu ile hesaplanmış olup Şekil 4.4'te karşılaştırmalı olarak sunulmuştur.



Şekil 4. 5 Saf $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ ile $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7/\%25\text{W}$, $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7/\%40\text{W}$ kompozitleri için deneysel ve MC sonuçları

81 keV ve 356 keV enerjili fotonlar için deneysel ve MC yöntemi ile hesaplanan μ/ρ değerleri Şekil 4.5 (a) ve Şekil 4.5 (b)' de sunulmuştur. Yüksek radyasyon zırhlayıcı kapasitesine sahip olduğu bilinen W elementinin, $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ matrisine kütlece %25 oranında eklenmesiyle birlikte saf SS'e göre μ/ρ değerinde ciddi bir yükseliş 81 keV enerjili fotonlar için saf SS, SS/%25 W ve SS/%40 kompozitleri için sırası ile deneysel olarak kütle zayıflatma katsayıları $0,196 \text{ cm}^2\text{g}^{-1}$, $1,870 \text{ cm}^2\text{g}^{-1}$ ve $2,966$

cm^2g^{-1} iken; MC yöntemi ile ise aynı enerjide $0,200 \text{ cm}^2\text{g}^{-1}$, $2,017 \text{ cm}^2\text{g}^{-1}$ ve $3,139 \text{ cm}^2\text{g}^{-1}$ değerleri hesaplanmıştır. Öte yandan, 356 keV enerjili fotonlar için SS/%25 W ve SS/%40 kompozitleri için sırası saf SS'e göre deneysel olarak kütle zayıflatma katsayıları 9,54 kat ve 15,13 katlık artışlar elde edilmiştir. W katkılanarak elde edilen kompozitlerin foto atomik etkileşim parametreleri için deneysel ve simülasyon sonuçlarının uyumlu olduğu görülmüştür.



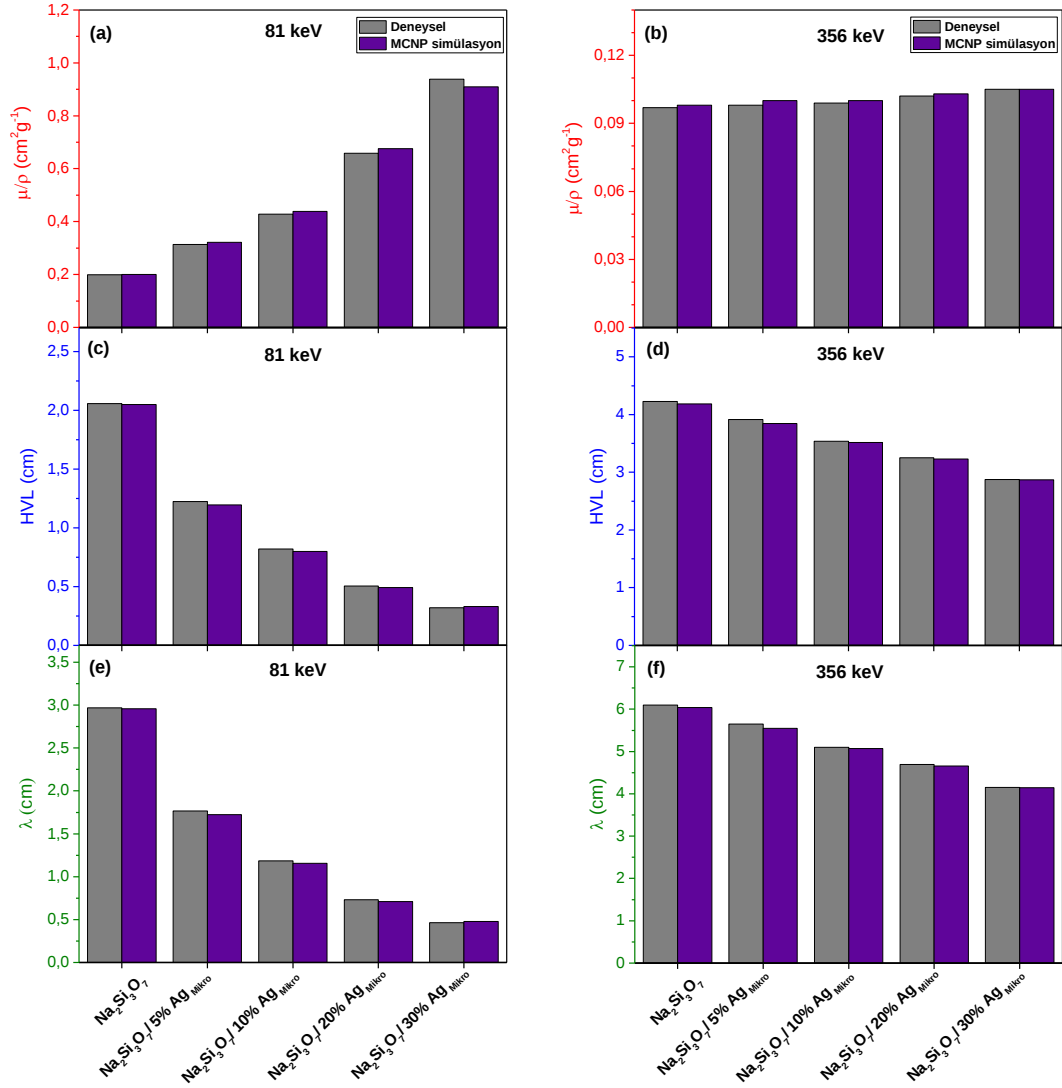
Şekil 4. 6 Saf $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ ile $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ /%25W, $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ /%40W kompozitleri için a) μ/ρ MC sonuçları b) HVL MC sonuçları c) λ MC sonuçları

W katkıli kompozitlere ait MC simülasyon metodu ile elde edilen μ/ρ , HVL ve λ değerleri ise Şekil 4.6' da sunulmuştur. Şekil 4.6 (a)' ya bakıldığında μ/ρ değerleri 81 keV' de yükselerek daha sonra düşüş eğrisi çizmeye başlamıştır. Öyle ki, 81 keV enerjili fotonlar için %40W katkı oranlı kompozit saf SS'e göre 15,6 katlık bir artış göstermiştir. Yine HVL değerlerine bakıldığında düşük enerji bölgesinde (<100 keV) kalınlığın 25 kat azaltılmasını sağlamıştır (Şekil 4.6 (b)).

Orta foton enerji bölgesine ($140 \text{ keV} < E < 500 \text{ keV}$) bakıldığında ise, μ/ρ değerlerindeki artış %25 W katkı oranlı kompozit için saf SS'e göre 2 kat civarında, %40W katkı oranlı kompozit için ise yine saf SS'e göre 3 kat civarında olduğu söylenebilir. Ayrıca, 140 keV enerji bölgesinde μ/ρ değerlerindeki artışın saf SS'e göre %25W katkılı kompozit için 3,98 kat, %40W katkılı kompozit için ise 5,74 kat olduğu görülmektedir.

4.1.4 $A_{g_{mikro}}$ katkılı Kompozitler için Deneysel ve Simülasyon Sonuçları

Bölüm 3.6' da tarif edilen metoda göre, $A_{g_{mikro}}$ parçacıklarla farklı kütle oranlarında katkılanmış SS temelli dört kompozit ile saf SS için kütle zayıflatma katsayısı, HVL ve ortalama serbest yol değerleri 81 keV ve 356 keV deneysel ve simülasyon sonuçları ile birlikte Şekil 4.6' da verilmiştir.

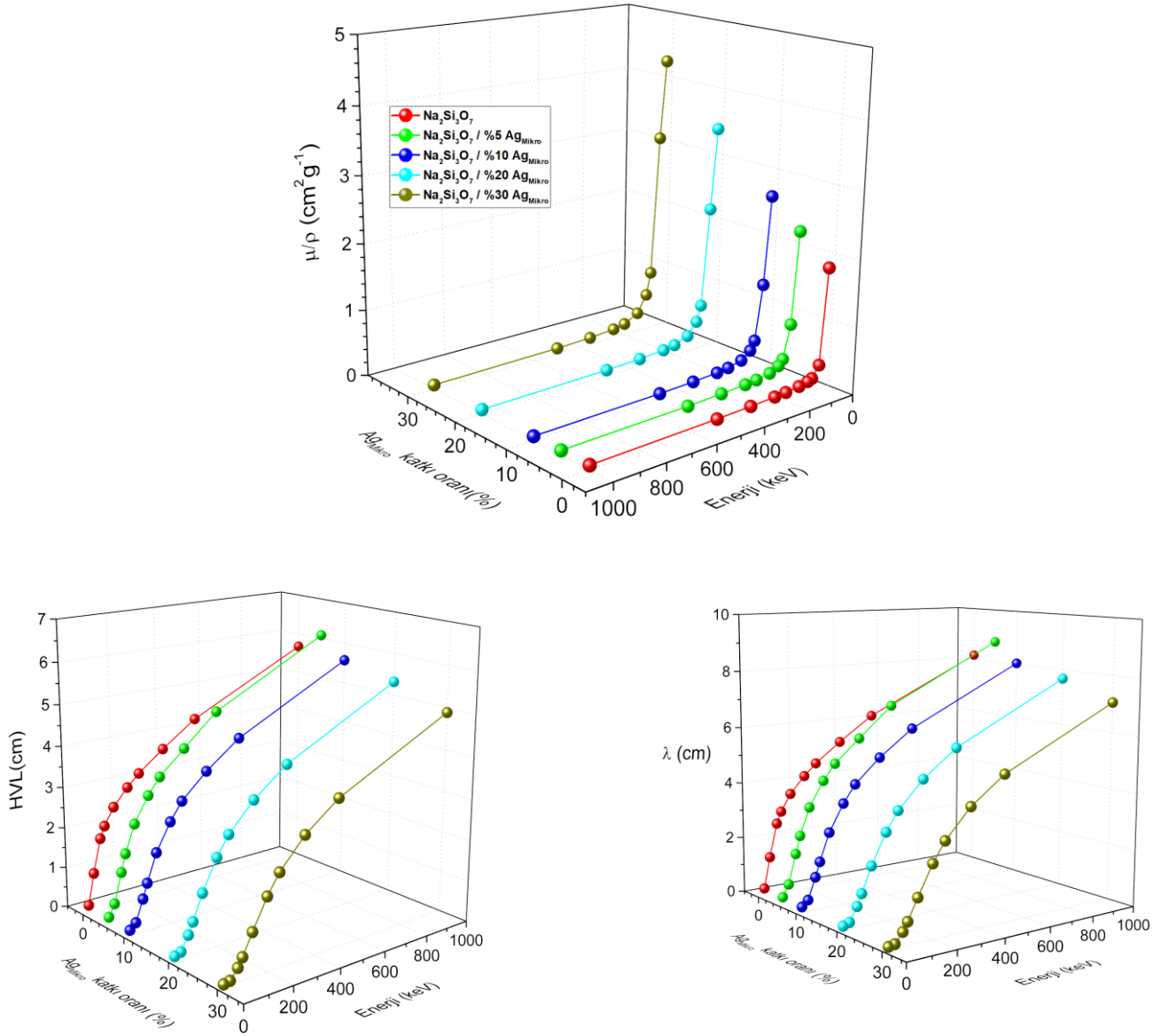


Şekil 4. 7 Saf $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ ile $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7/\%5\text{Ag}_{\text{mikro}}$, $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7/\%10\text{Ag}_{\text{mikro}}$, $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7/\%20\text{Ag}_{\text{mikro}}$, $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7/\%30\text{Ag}_{\text{mikro}}$ kompozitleri için deneysel ve MC sonuçları

Şekil 4.7 (a) ve Şekil 4.7 (b)' de saf SS ile 4 farklı katkı oranı ile elde edilmiş ($\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7/\%5\text{Ag}_{\text{mikro}}$, $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7/\%10\text{Ag}_{\text{mikro}}$, $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7/\%20\text{Ag}_{\text{mikro}}$ ve $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7/\%30\text{Ag}_{\text{mikro}}$) kompozitlerin kütle azaltma katsayıları sunulmuştur. Sonuçlar μ/ρ bakımından 81 keV enerjili fotonlar için değerlendirildiğinde, Agmikro katkı oranındaki artışla birlikte kütle zayıflatma katsayısı değerlerindeki yükseliş dikkat çekmektedir (Şekil 4.7 (a)). 356 keV enerjisinde ise Agmikro artış

miktarına bağı sınırlı bir artış gözlenebilmiştir (Şekil 4.7 (b)). Ayrıca, deneysel ve MC simülasyon sonuçlarının büyük ölçüde örtüştüğü görülmüştür.

Elde edilen kompozitlere ait HVL ve λ değerlerine ait grafikler de incelenecek olunursa, 81 keV enerjide saf SS' e göre %5Ag_{mikro} katkıda 1,7 kat, %10Ag_{mikro} katkıda 2,50 kat, %20Ag_{mikro} katkıda 4,1 kat ve %30Ag_{mikro} katkıda 6,4 katlık değişim söz konudur. 356 keV enerjili fotonlar için ise değişim sırası ile 1,08 kat, 1,2 kat, 1,3 kat ve 1,5 kat olduğu görülmektedir (Şekil 4.7 (c), (d), (e), (f)).



Şekil 4. 8 Saf $Na_2Si_3O_7$ ile $Na_2Si_3O_7/\%5Ag_{mikro}$, $Na_2Si_3O_7/\%10Ag_{mikro}$, $Na_2Si_3O_7/\%20Ag_{mikro}$, $Na_2Si_3O_7/\%30Ag_{mikro}$ kompozitleri için a) μ/ρ MC sonuçları
b) HVL MC sonuçları c) λ MC sonuçları

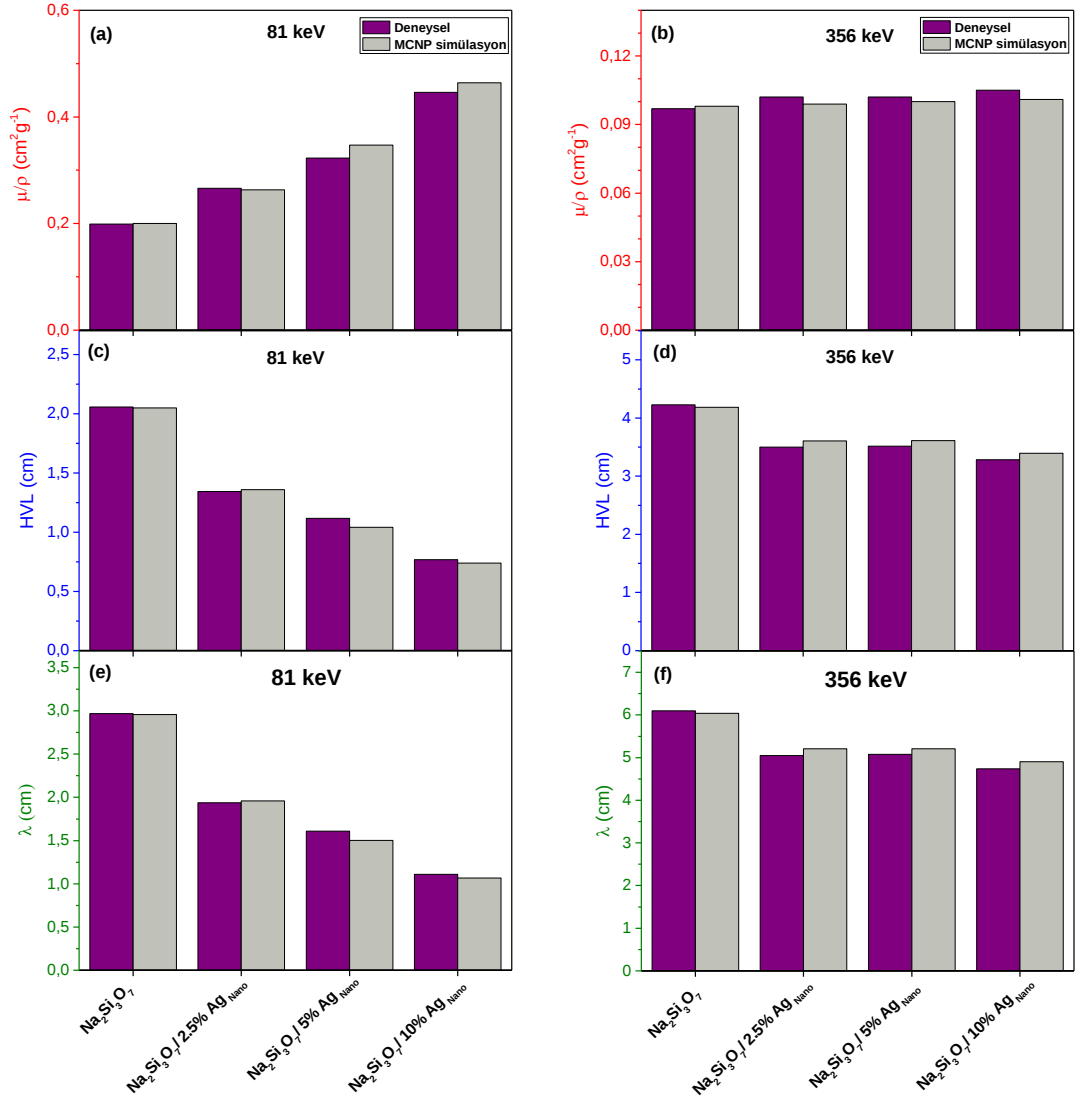
Dört farklı Ag_{mikro} katkı oranı ile elde edilen kompozitlere ve saf SS'e ait MC yöntemi ile hesaplanan μ/ρ , HVL ve λ değerleri ise on farklı foton enerjisi için Şekil 4.8' de verilmiştir. Şekil 4.8 (a) incelenecek olursa, 25 keV foton enerjisine sahip ışınlar ile hesaplanan μ/ρ değeri saf SS'e göre %5, %10, %20 ve %30 katkılı kompozitler için

sırası ile 1,22 kat, 1,44 kat, 1,88 kat ve 2,35 katlık bir artış göstermiştir. Öte yandan 50 keV için incelenecek olunursa, 2,22 kat, 3,45 kat, 5,87 kat ve 8,26 katlık artışlar ile artış hızının arttığını görülmektedir. Artış hızının 81 keV enerjiden sonra enerjinin artmasıyla birlikte azaldığı görülmektedir.

HVL ve λ değerleri için Şekil 4.8 (b) ve Şekil 4.8 (c) incelenirse, düşük foton enerji bölgesinde azalma hızının katkı oranına bağlı olarak hızlıca arttığı, ancak yüksek foton enerji bölgesinde artış oranının daha yavaş ve küçük bir değerde kaldığı görülmektedir.

4.1.5 Ag_{nano} katkılı Kompozitler için Deneysel ve Simülasyon Sonuçları

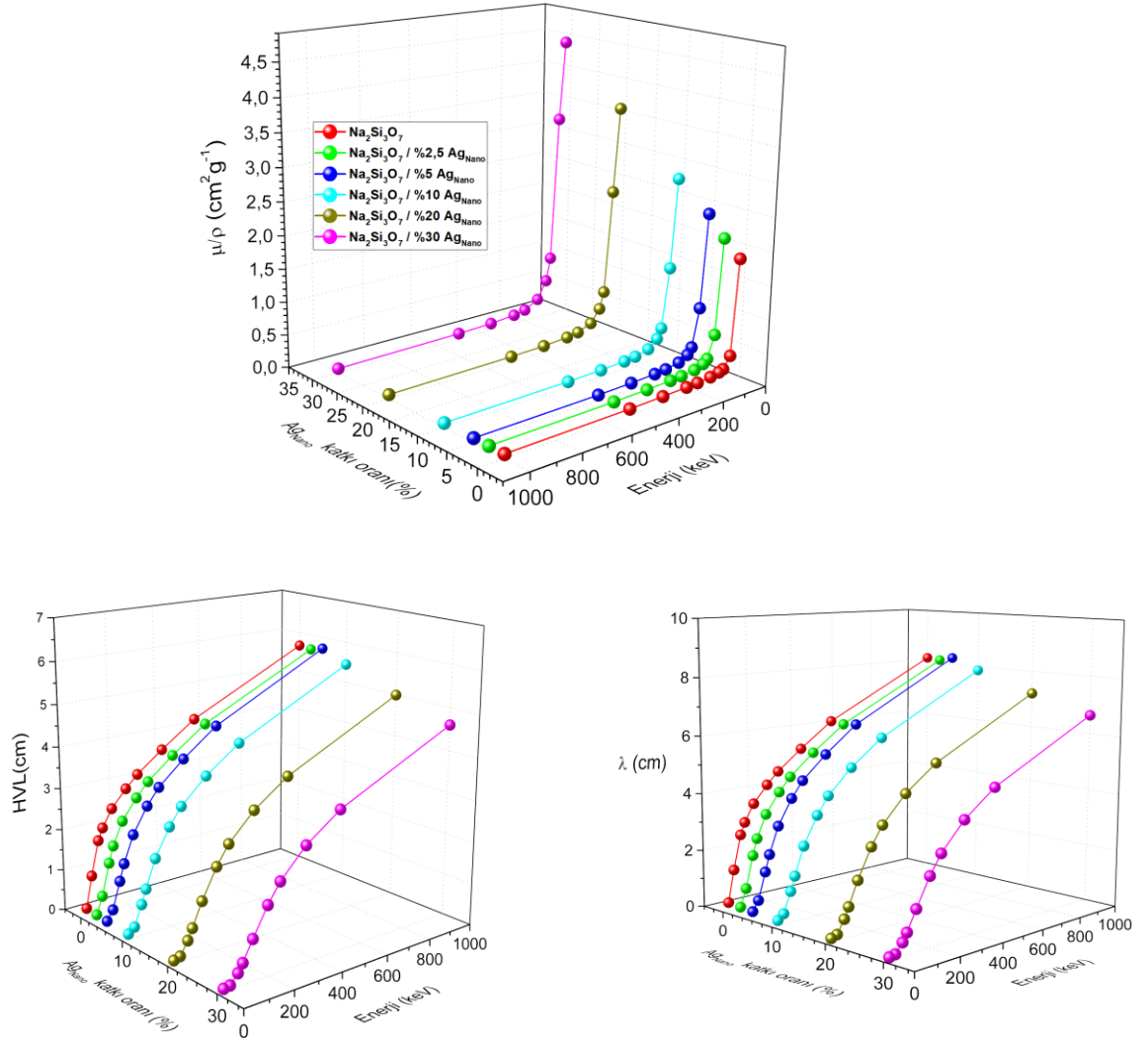
Nano gümüş partikülleri ile Bölüm 3.7’ de anlatılan işlem basamaklarına göre hazırlanan kompozitlerin deneysel ve MC simülasyon metodu ile elde edilen radyasyon zırlama parametreleri Şekil 4.9’da verilmiştir.



Şekil 4. 9 Saf Na₂Si₃O₇ ile Na₂Si₃O₇/2,5Ag_{nano}, Na₂Si₃O₇/5Ag_{nano} ve Na₂Si₃O₇/10Ag_{nano} kompozitleri için deneysel ve MC sonuçları

Saf SS, %2,5, %5 ve %10 katkı oranlı kompozitler için 81 keV'de μ/ρ değerleri incelenirse deneysel olarak sırası ile 0,199 cm²g⁻¹, 0,266 cm²g⁻¹, 0,323 cm²g⁻¹ ve 0,446 cm²g⁻¹ değerleri ölçülmüş; MC simülasyonu ile de kütle zayıflatma katsayıları sırasıyla 0,200 cm²g⁻¹, 0,263 cm²g⁻¹, 0,347 cm²g⁻¹ ve 0,464 cm²g⁻¹ olarak öngörülmüştür (Şekil 4.9 (a)). 356 keV foton enerjisi için deneysel μ/ρ değerleri 0,097 cm²g⁻¹, 0,102 cm²g⁻¹, 0,102 cm²g⁻¹ ve 0,105 cm²g⁻¹ iken; MC sonuçlarının ise yine sırası ile 0,097 cm²g⁻¹, 0,098 cm²g⁻¹ ve 0,100 cm²g⁻¹ şeklindedir (Şekil 4.9 (b)). Gerek kütle zayıflatma katsayısı değerleri gerekse de HVL ve (Şekil 4.9 (c) ve (d)) ve

λ sonuçları deneysel ve MC bağlamında (Şekil 4.9 (e) ve (f)) değerlendirildiğinde, yüksek bir uyum elde edilmiştir.



Şekil 4. 10 Saf $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ ile $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ /%5 Ag_{nano} , $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ /%10 Ag_{nano} , $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ /%20 Ag_{nano} , $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ /%30 Ag_{nano} kompozitleri için a) μ/ρ MC sonuçları b) HVL MC sonuçları c) λ MC sonuçları

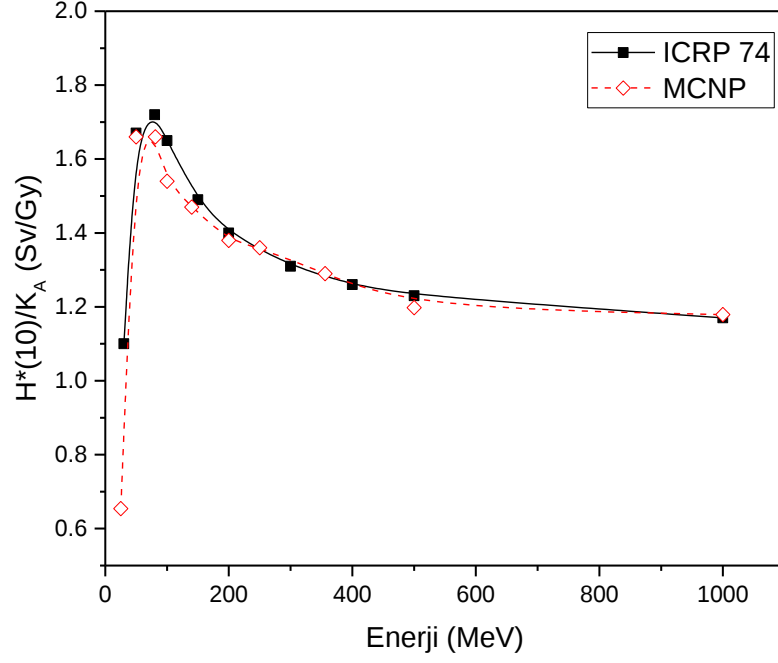
Bu doktora tez çalışması kapsamında BaO , Bi_2O_3 , W ve Ag_{mikro} katkılı kompozitler için yapılmış MC simülasyon çalışmalarından farklı olarak, SS temelli Ag_{nano} katkılı kompozitler için on farklı foton enerjisi için deneysel olarak üretilmiş numunelerin MC simülasyonuna ek olarak, deneysel olarak hiç üretilmemiş $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ /%20 Ag_{nano} ve

$\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7$ /%30 Ag_{nano} kompozitler için de μ/ρ , HVL ve λ için MC simülasyonları gerçekleştirilmiştir. Tüm örnekler için on farklı foton enerjisinde gerçekleştirilmiş MC simülasyonuna ait μ/ρ , HVL ve λ değerleri Şekil 4.9' da sunulmuştur. Şekil 4.10 (a) incelenecek olursa, 25 keV foton enerjisine sahip ışınlar ile hesaplanan μ/ρ değeri saf SS'e göre %2,5, %5, %10, %20 ve %30 katkılı kompozitler için sırası ile 1,12 kat, 1,29 kat, 1,50 kat, 1,96 kat ve 2,42 katlık bir artış göstermiştir. Öte yandan, Ag_{mikro} katkıda olduğu gibi, 50 keV için μ/ρ incelenecek olunursa 1,61 kat, 2,48 kat, 3,70 kat, 6,21 kat ve 8,58 katlık artışlar ile artış hızının arttığını görülmektedir. Artış hızının 81 keV foton enerjisinden sonra, foton enerjinin artmasıyla birlikte azaldığı görülmektedir.

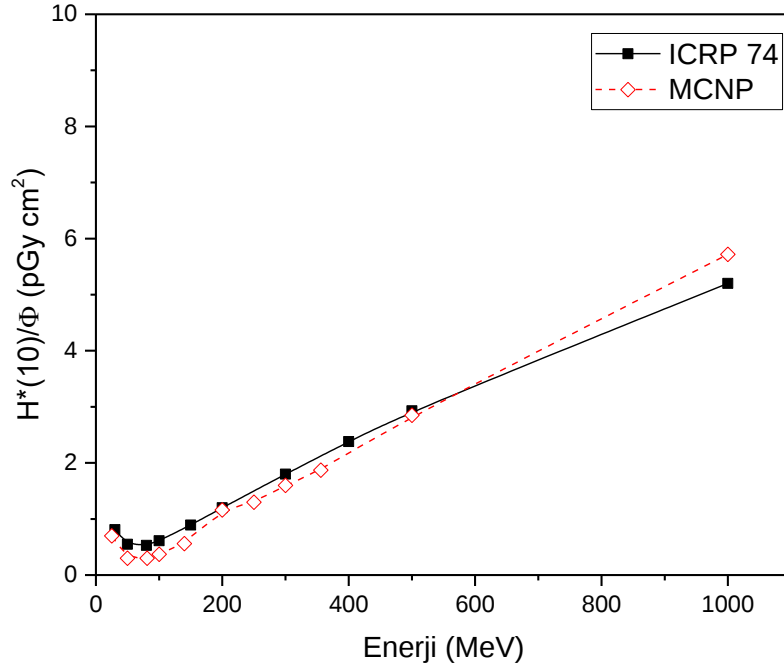
4.2 Camsı Kompozitlerin Radyasyondan Korunma

Parametrelerinin Monte Carlo Simülasyon sonuçları

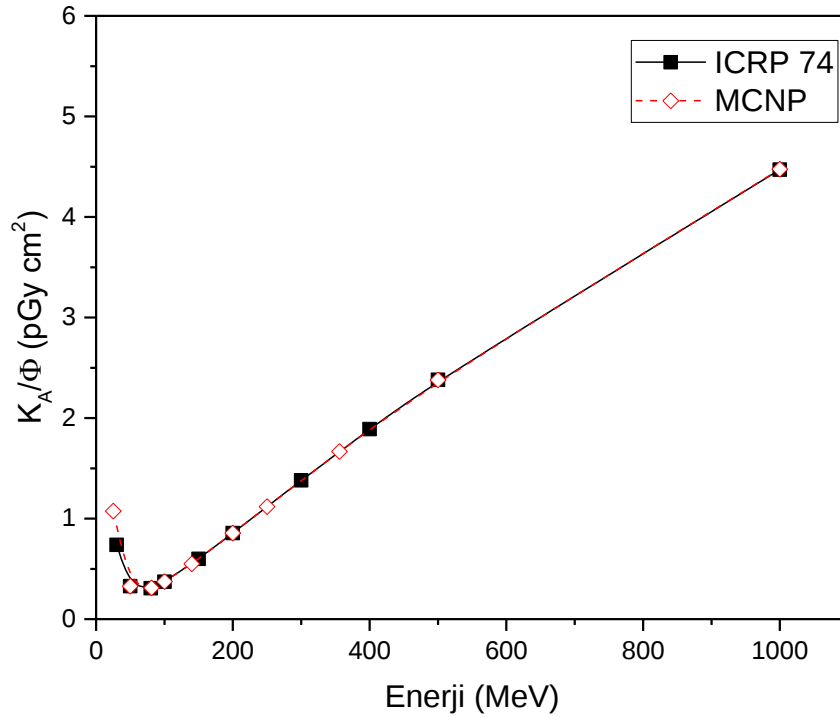
Bölüm 3.9.2 'de anlatılan MC simülasyon geometrisine göre 10 farklı foton enerjisinde ICRU küresinde oluşturdukları çevre doz, havada oluşturdukları kerma ve akı ölçümleri yapılmış olup ICRP 74 no'lu protokol ile karşılaştırılarak Şekil 4.11-13' de sunulmuştur.



Şekil 4. 11 MC simülasyonu ile çeşitli enerjilerde ICRU küresinde 10 mm derinlikte elde edilmiş absorbe doz ($H^*(10)$) ile aynı noktadaki hava Kerma (K_A) ölçümlerinin oranlarıyla ICRP 74 sonuçlarının [101] karşılaştırması



Şekil 4. 12 MC simülasyonu ile çeşitli enerjilerde ICRU küresinde 10 mm derinlikte elde edilmiş absorbe doz ($H^*(10)$) ile aynı noktadaki akı (Φ) ölçümlerinin oranlarıyla ICRP 74 sonuçlarının [101] karşılaştırması

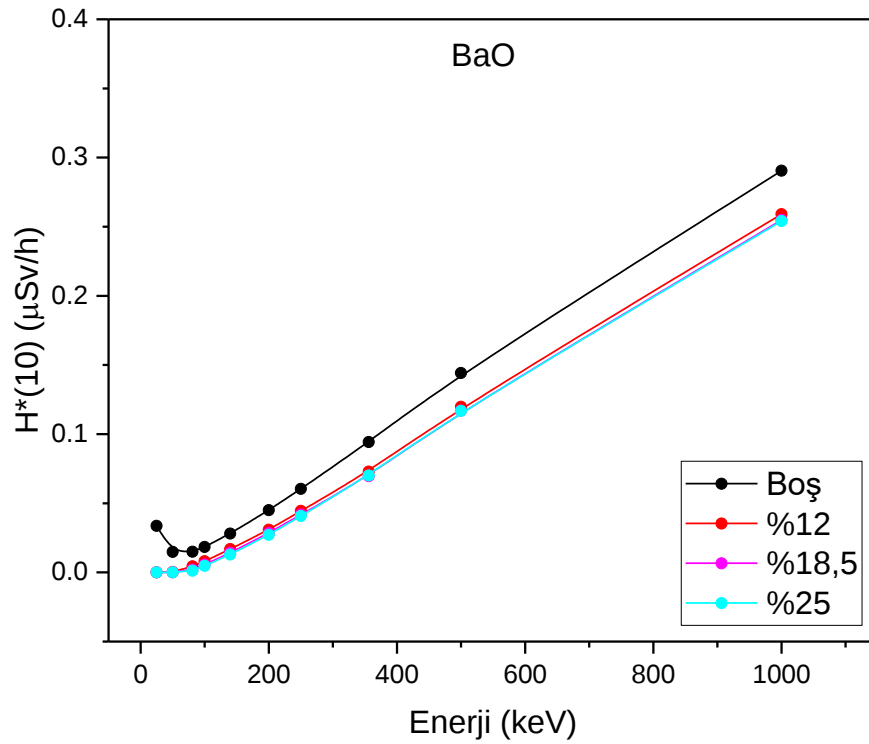


Şekil 4. 13 MC simülasyonu ile çeşitli enerjilerde ICRU küresinde 10 mm derinlikte elde edilmiş hava Kerma (K_A) ile aynı noktadaki akı (Φ) ölçümlerinin oranlarıyla ICRP 74 [101] sonuçlarının karşılaştırması

Şekil 4.11-13'teki kıyaslamalı grafiklerden, ilgili MCNP verilerinin ICRP 74 no'lu protokol ile büyük ölçüde uyumlu olduğu görülmüştür [101]. Bu uyuma istinaden bu doktora tez çalışmasında hazırlanmış her bir kompozit için 10 farklı foton enerjisinde ICRU küresinde oluşturdukları çevre doz, havada oluşturdukları kerma ve akı ölçümleri MC yöntemi ile gerçekleştirilmiştir. $H^*(10 \text{ mm})$ ve K_a değerleri MeV/g cinsinden, Φ değerleri ise cm^{-2} cinsinden verilmiştir. Her bir enerji için önce belirtilen kaynak ve ICRU küresi ve referans noktası arasında kompozit olmaksızın okuma yapılmış olup; daha sonra ilgili kompozitler kaynak-ölçüm noktası arasına yerleştirilerek ölçümler tekrarlanmıştır.

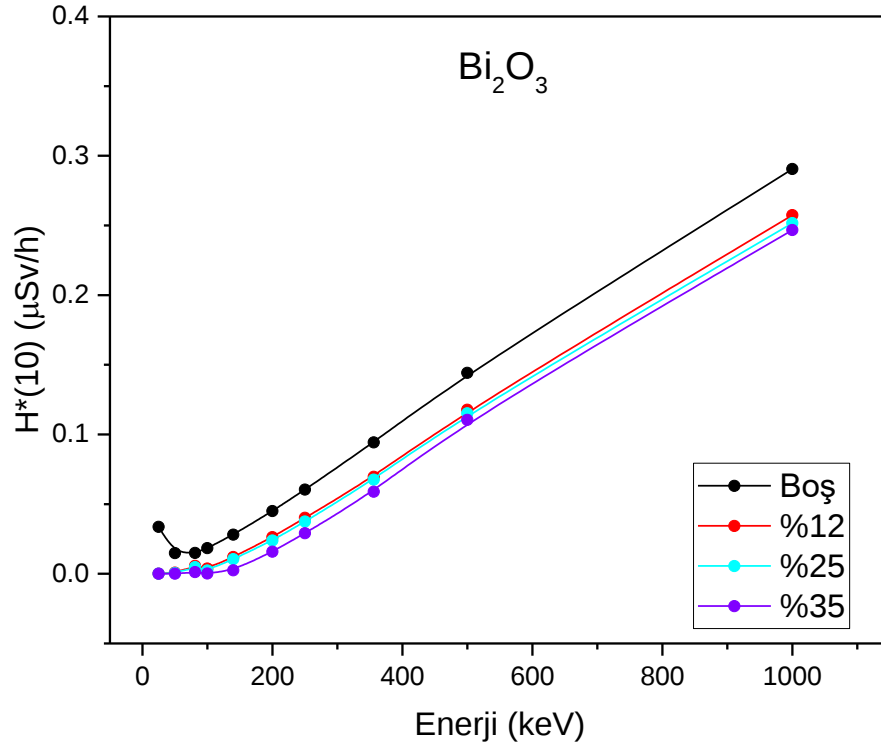
Şekil 4.14' de on farklı foton enerjisi kullanılarak, ICRU küresi içerisindeki 10 mm derinlikte oluşan absorbe doz değerleri önce herhangi bir zırh materyali olmadan

sonrasında da %12 BaO, %18,5 BaO ve %25 BaO katkı yüzdelere sahip SS temelli kompozitler ile zırhlanarak ölçülmüş ve doz hızı düşüşleri tespit edilmiştir.



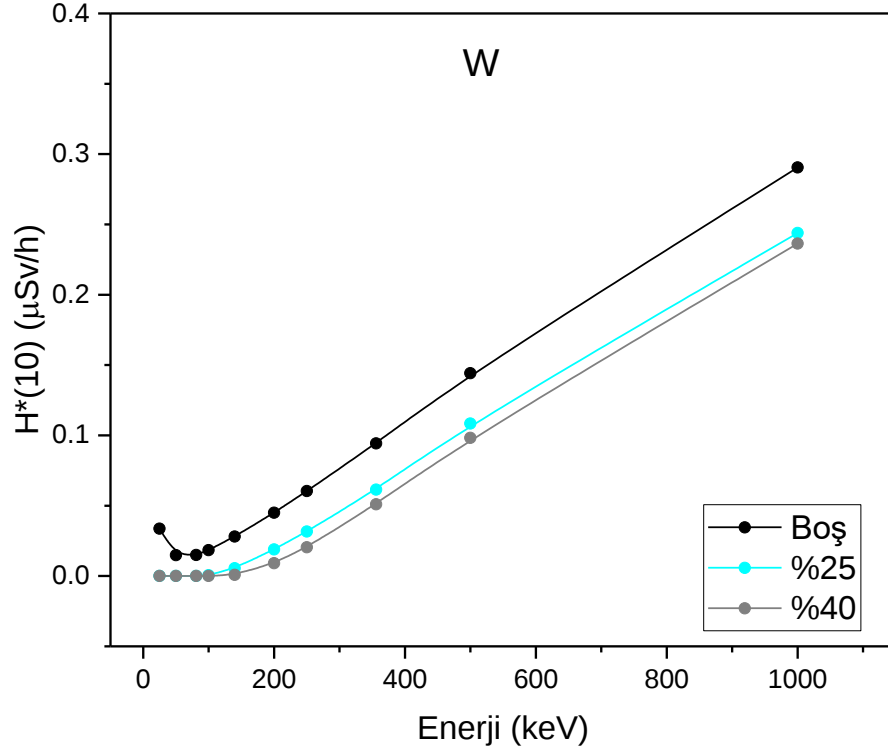
Şekil 4. 14 MC simülasyonu ile çeşitli enerjilerdeki foton kaynağının BaO ile zırhlanarak ICRU küresinde 10 mm derinlikte oluşturduğu absorbe doz ($H^*(10)$) hızı değerleri

Şekil 4.14 değerlendirildiğinde, düşük enerji bölgesinde (<81 keV) %95'in üzerinde bir doz hızı düşüşü, her üç BaO katkılı SS kompoziti için de oluşmuştur. Bu kompozitler arasındaki en büyük fark 81 keV'lik fotonlar için %12BaO, %18,5BaO ve %25BaO katkılı malzemede sırası ile %70, %87 ve %92'lik bir doz hızı düşüşü ile gözlemlenmiştir. Enerjinin artması ile fark kapanmakla birlikte 356 keV ve üzeri enerjilerde doz hızı düşüşleri %18,5 ve %25 BaO katkılı kompozitler için eşitlenmeye başlamıştır.



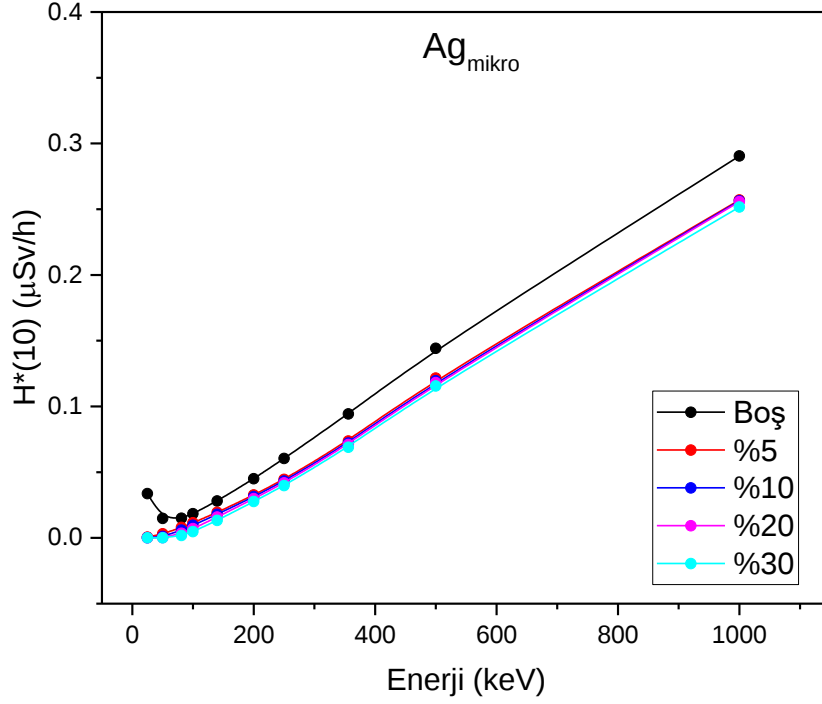
Şekil 4. 15 MC simülasyonu ile çeşitli enerjilerdeki foton kaynağının Bi₂O₃ ile zırhlı olarak ICRU küresinde 10 mm derinlikte oluşturduğu absorbe doz ($H^*(10)$) hızı değerleri

Şekil 4.15'te ise, kütlece 3 farklı yüzdede (%12, %25 ve %35) ile Bi₂O₃ ile katkılandırılmış SS temelli kompozitin kaynak zırhlamasındaki dozimetrik etkinliği incelenmiştir. 81 keV'in altındaki enerjiler için üç kompozitin de doz hızı düşüşleri %90'ın üzerindedir. 81 keV enerjili fotonlar için incelenecek olursa, aynı kalınlıktaki 3 farklı kompozit (%12 Bi₂O₃, %25 Bi₂O₃ ve %35 Bi₂O₃) için elde edilen doz hızı düşüşü sırası ile %63, %68 ve %91 şeklinde olup; %35Bi₂O₃ katkılı kompozitin en yüksek verimi gösterdiği görülmektedir. Ayrıca, orta foton enerji bölgesinde (140 keV < E < 500 keV) üç farklı kompozit için tespit edilen farka bakılacak olunursa, bu farkın %20 civarında olduğu görülmektedir. Son olarak, 500 keV ve üzerindeki foton enerjileri için %12Bi₂O₃ ve %35Bi₂O₃ katkılı kompozitler arasındaki doz hızı düşüş farkı %5 civarında belirlenmiştir.



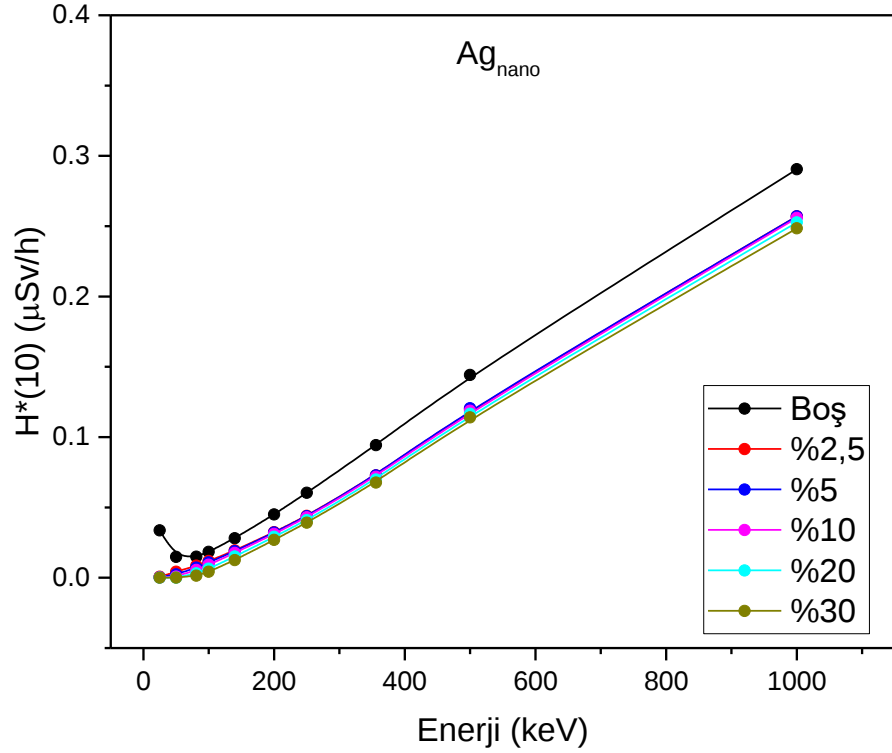
Şekil 4. 16 MC simülasyonu ile çeşitli enerjilerdeki foton kaynağının W ile zırhlı olarak ICRU küresinde 10 mm derinlikte oluşturduğu absorbe doz ($H^*(10)$) hızı değerleri

Benzer biçimde Şekil 4.16' de %25W ve %40W katkılanarak elde edilen kompozitlerin çeşitli enerjilerdeki radyasyon kaynakları için doz hızı düşüş değerleri yer almaktadır. Buna göre, 140 keV ve altındaki enerjilerde her iki katkı oranı için de %95 oranında düşüş hızı gözlemlenmiştir. Ayrıca, 200 keV ile 356 keV foton enerji aralığında her iki kompozit için en yüksek fark (%20'nin üzerinde) oluşmuştur. 500 keV enerjili foton kaynakları için iki kaynak arasındaki fark %10 civarında iken 1000 keV için bu farkın %2 civarında olduğu görülmüştür.



Şekil 4. 17 MC simülasyonu ile çeşitli enerjilerdeki foton kaynağının Ag_{mikro} ile zırhlı olarak ICRU küresinde 10 mm derinlikte oluşturduğu absorbe doz ($H^*(10)$) hızı değerleri

Şekil 4.17’ de dört farklı Ag_{mikro} katkı yüzdesi (%5 Ag_{mikro} , %10 Ag_{mikro} , %20 Ag_{mikro} ve %30 Ag_{mikro}) ile oluşturulan kompozitlerin çeşitli enerjilerdeki radyasyon kaynakları için doz hızı düşüş değerleri verilmiştir. Buna göre, düşük enerji bölgesinde (<50 keV) %10, %20 ve %30 katkı oranlı kompozitler için %90’nın üzerinde ve %5 katkı oranında ise %80 civarında doz hızı düşüşü gerçekleşmiştir. 81 keV’de %5 Ag_{mikro} ile %30 Ag_{mikro} arasında %40’a varan doz hızı düşüş farkı oluşmuştur. 81 keV’den 356 keV’e kadarki foton enerji aralığında tüm kompozitler arasındaki fark %20 civarında iken; 500 keV enerjili fotonlarda %5 civarında ve 1000 keV enerjili foton kaynaklarında ise bu farkın %2’nin altında olduğu görülmüştür.



Şekil 4. 18 MC simülasyonu ile çeşitli enerjilerdeki foton kaynağının Ag_{nano} ile zırhlanarak ICRU küresinde 10 mm derinlikte oluşturduğu absorbe doz ($H^*(10)$) hızı değerleri

Son olarak Şekil 4.18' de ise, $\%2,5Ag_{nano}$, $\%5Ag_{nano}$, $\%10Ag_{nano}$, $\%20Ag_{nano}$ ve $\%30Ag_{nano}$ ile elde edilmiş SS nano kompozitlerin çeşitli enerjilerdeki radyasyon kaynaklarına ait doz hızı düşüş değerleri sunulmuştur. Buna göre, kompozitlerin düşük enerji bölgesinde (<50 keV) $\%70$ 'in üzerinde doz hızı düşüşü oluşturduğu görülmüştür. Ayrıca, 81 keV enerjili fotonlar için en düşük katkı yüzdesi ($\%2,5Ag_{nano}$) ile en yüksek katkı yüzdesi ($\%30Ag_{nano}$) arasında doz hızı düşüşünde $\%50$ 'ye varan bir fark olduğu görülmüştür. Öte yandan, orta ve yüksek foton enerji bölgesinde (>140 keV) düşük katkı yüzdeleri ($\%2,5Ag_{nano}$ ve $\%5Ag_{nano}$) arasında ciddi bir doz hızı düşüş farkı gözlemlenmemişken; yüksek enerji bölgesinde (>356 keV) yüksek katkı yüzdeleri ($\%20Ag_{nano}$ ve $\%30Ag_{nano}$) arasında ciddi bir doz hızı düşüş farkı görülmemiştir.

Oluşturulan kompozitlerin zırhlama kapasiteleri çevre doz ölçüm sonuçları bakımından ilgili foton enerjilerinde değerlendirildiğinde, düşük foton enerji

bölgesinde ($E < 100$ keV) BaO'in ve Ag_{nano}'nun yüksek katkı oranları için (Şekil 4.14 ve Şekil 4.18), orta foton enerji bölgesinde ($100 \text{ keV} < E < 356 \text{ keV}$) Bi₂O₃'in orta ve yüksek katkı oranları için (Şekil 4.15) en düşük dozların okunduğu görülmektedir. Yüksek foton enerji bölgesinde ($E > 356 \text{ keV}$) ise Bi₂O₃ avantajlı görülmesine karşın; nano gümüşün yüksek katkı oranlarının Bi₂O₃'e yakın sonuçlar verdiği tespit edilmiştir.

Bu bölümde saf Sodyum Silikat (SS) ile birlikte bizmut oksit (%12; %18,5; %25 katkılı), baryum oksit (%12; %25; %35 katkılı), tungsten (%25; %40) katkılı, mikro gümüş (%5; %10; %20; %30) ve nano gümüş (%2,5; %5; %10) katkılı sodyum silikat kompozitlerin deneysel olarak tespit edilen radyasyon zırhlama parametre sonuçları ve MCNP simülasyonu ile elde edilen veriler kıyaslanarak tartışılmaktadır.

5.1 Camı Kompozitlerin Radyasyon Zırhlama Parametrelerinin Deneysel ve Monte Carlo Simülasyon Sonuçlarına göre değerlendirilmesi

5.1.1 BaO Katkılı Kompozitler

Şekil 4.1’de görüldüğü gibi, 81 keV ve 356 keV foton enerjilerinde saf SS’in kütle zayıflatma katsayısı oldukça düşüktür. Bunun temel sebebi, SS’in içeriğinden kaynaklanmaktadır. Saf SS sodyum, silisyum ve oksijen gibi ($Z_{Na}=11$; $Z_{Si}=14$ ve $Z_{O}=8$) düşük atom numaralarına sahip elementlerden oluşmaktadır. Ancak, camı özelliğe sahip SS çeşitli oranlarda mikro boyutlu BaO ile katkılılandırıldığında, SS’in kütle zayıflatma katsayısının yani radyasyon zırhlama özelliğinin geliştirilebildiği görülmüştür.

Sonuçlardan görüldüğü gibi, deneysel olarak kullanılan her iki enerjiye (81 keV, 356 keV) sahip gama ışınları için, SS’in zırhlama kapasitesi BaO katkı yüzdesinin artması ile yükselmektedir (Şekil 4.1). μ/ρ değerlerinin katkı artışına bağlı olarak artması, ilgili kompozitlerin radyasyon zırhlayıcı olarak kullanım potansiyellerinin olduğunun bir göstergesidir.

İlgili kompozitler MC simülasyonu ile de incelenmiş olup μ/ρ , HVL ve λ sonuçları Şekil 4.2’de verilmiştir. Simülasyon sonuçlarının deneysel sonuçlar ile uyumlu olduğu görülmüştür (Şekil 4.1). MCNP simülasyon sonuçlara bakıldığında, saf SS’e çeşitli oranlardaki BaO katkıları için μ/ρ değerlerinin katkı oranı arttıkça özellikle

düşük enerji bölgesinde (25 keV için SS'a göre; %12BaO=1,8 kat, %18,5BaO=2,32 kat, %25BaO=2,76 kat; 81 keV için SS'a göre; %12BaO=2,89 kat, %12,5BaO=4,06 kat, %25BaO=5,04 kat) arttığı gözlemlenmiştir (Şekil 5.1). Düşük enerji bölgesindeki bu yüksek artışın temel sebebi foton ile madde arasındaki baskın etkileşim türüdür. Bu enerji aralığında baskın foton madde etkileşim türü fotoelektrik etkidir [57]. Bilindiği üzere, fotoelektrik etki ile foton absorpsiyon olasılığı τ Denklem (5.1)'e göre değişmektedir.

$$\tau = \frac{Z^n}{E^3} \quad (5.1)$$

Burada Z , absorblayıcı materyalin atom numarası, E ise gelen fotonun enerjisidir. Atom numarasının üstel değeri olan n ise 3 ila 4 arasında bir değere sahiptir [22]. Denklem (5.1)'e göre, düşük foton enerjilerinde ve SS'ın efektif atom numarasını artıran BaO katkısı sayesinde kütle zayıflatma katsayısında yüksek artış gözlemlenmiştir. Öte yandan, enerji arttıkça baskın etkileşim mekanizması Compton saçılması olmaktadır [51], [57], [102]. Compton saçılma katsayısı σ ise materyalin elektron yoğunluğu ile orantılı değişmektedir [51], [57]. BaO katkısıyla birlikte kompozitin elektron yoğunluğundaki artış nispeten düşük olduğundan, kütle zayıflatma katsayısındaki artışta düşük bir hıza sahiptir. Diagnostik uygulamalarda ve nükleer tıp uygulamalarında anlamlı enerji aralığı olan 100 keV ve 200 keV aralığında ise, baryum oksitin yüksek katkı oranlarında μ/ρ değerinde SS için 3,5 kata varan artış gözlemlenmiştir.

Tablo 5.1'de %25BaO katkılı kompozit ile literatürdeki bazı kompozitlerin çeşitli enerjilerdeki karşılaştırılması verilmiştir. Tabloya bakıldığında ilgili foton enerjilerinde Na₂Si₃O₇/25%BaO kompozitinin diğer çalışmalardaki kompozitlere kıyasla daha yüksek foton absorpsiyon özelliğine sahip olduğu görülmektedir.

Tablo 5. 1 Yüksek katkı oranlı BaO kompoziti ile literatürde çalışılmış olan bazı kompozitlerin çeşitli enerjilerdeki kütle atenüasyon katsayılarının karşılaştırılması

Materyal	Kütle atenüasyon katsayı değerleri (cm ² g ⁻¹)		
	59,5 keV	80 keV	356 keV
Alüminyum (A536) [27]	0,227	0,165	0,091
Metal katkılı kompozit (çelik-çelik) [27]	1,474	0,899	0,105
Çelik SS304L [103]	1,212	0,587	0,099
Epoksi/%20,1 Gd ₂ O ₃ [1]	2,087	0,911	0,103
Na₂Si₃O₇/ %25BaO	2,149	0,819^a	0,109

a: 81 keV foton enerjisi için

Zırhlama amacı ile kullanılması planlanan kompozitin hafif olması da aranan özellikler arasındadır. Bu amaçla oluşturulan kompozitler, genellikle radyasyon zırhlamalarında referans materyal olan kurşun ile karşılaştırılırlar. Bu karşılaştırma için;

$$Ağırlık (\%) = \frac{\rho_{Kompozit}}{\rho_{Kurşun}} \times 100 \quad (5.2)$$

denklemini kullanılabilir. Denklem (5.2) kullanılarak oluşturduğumuz kompozitlerin ağırlık etkinliği Şekil 5.3'te verilmiştir. Ayrıca, oluşturulan kompozitlerin yanında radyasyon zırhlamasında sıklıkla kullanılan çelik (7,85 g/cm³), barit (4,48 g/cm³), normal beton (2,3 g/cm³) gibi malzemelerde kıyaslama için kullanılmıştır [104], [105]. Bu doğrultuda, Na₂Si₃O₇/25%BaO kompozitin sadece yüksek foton absorpsiyon özelliğine sahip olmadığı aynı zamanda sıklıkla kullanılan malzemelere göre oldukça hafif olduğu görülmektedir. Öte yandan, Tuscharoen ve ark. yaptığı çalışmada BaO katkılanan bir camsı yapının optik özellikleri incelenmiş ve görünür ışık geçirgenliğinin kabul edilebilir seviyede olduğunu göstermişlerdir [47]. Bu açıdan bakıldığında, ilgili kompozit tıbbi diagnostik enerji seviyelerinde ve nükleer tıp uygulama alanlarında etkin bir zırh malzemesi olabileceği görülmektedir.

5.1.2 Bi₂O₃ katkıli Kompozitler

Üç farklı Bi₂O₃ oranlarıyla elde edilen kompozitler için deneysel sonuçlar değerlendirildiğinde, katkı oranıyla birlikte μ/ρ değerlerindeki artış her iki enerjide de (81 keV ve 356 keV) görülmektedir (Şekil 4.3). Öyle ki, %12, %25 ve %35 Bi₂O₃ katkı oranlı kompozitler, saf SS'e oranla 81 keV'de sırası ile 1,48 kat, 2,27 kat ve 2,66 kat μ/ρ artışı sağlamıştır. 356 keV için ise sırası ile 1,25 kat, 1,50 kat ve 1,74 kat şeklinde μ/ρ artışı gözlenmiştir.

Simülasyon çalışmasının sonuçlarına bakıldığında ise, μ/ρ değerlerindeki en yüksek artışın 100 keV'lik enerjide %12, %25 ve %35 katkı oranlı kompozitler için saf sodyum silikata nazaran sırası ile 4,35 kat, 8,10 kat ve 10,80 kat olduğu görülmüştür (Şekil 4.4). μ/ρ değerindeki artış hızının foton enerjisinin artması ile azaldığı, 1000 keV'lik foton enerjisi için %35 Bi₂O₃ katkısında artışın, 1,05 kat olduğu gözlemlenmiştir. Bunun sebebi, düşük enerji bölgesinde foton madde etkileşim türlerinden baskın olan fotoelektrik etkinin efektif atom numarasına bağlı olması iken enerjinin artması ile Compton ve çift oluşum mekanizmalarının devreye girmesi ile ortamın elektron yoğunluğunun etkileşim olasılığında baskın hale gelmesidir. Bu bağlamda, fotoelektrik etki ile etkileşim oluşma ihtimali Denklem 5.1 ile orantılı iken Compton saçılma olasılığı $\frac{\text{elektron sayısı}}{\text{birim kütle}}$ ile orantılıdır [51]. Çift oluşum mekanizması ise Z^2 ile orantılı olduğundan artış hızının fotoelektrik etkiden daha düşük olması beklenir.

SS temelli ve mikro boyutlu Bi₂O₃ katkılandırılmış kompozitlerin radyasyon zırhlama özelliklerinin bilimsel literatürle benzer yapıli kompozitlerle kıyaslamasına geçilecek olunursa, ilk kıyaslama Chanthima, N. ve ark.'larınca hazırlanmış kurşunsuz 25%(BaO)-20%(ZnO)-55%(B₂O₃) camsl yapıli kompozit için yapılabilir. İlgili kompozitin 356 keV enerjide kütle zayıflatma katsayı değeri teorik olarak $\mu/\rho = 0,115 \text{ cm}^2 \text{ g}^{-1}$ şeklinde önerilmiştir [106]. Bu çalışma tez çalışması kapsamında hazırlanmış SS/%35Bi₂O₃ kompozitinin μ/ρ değeri ile aynı foton enerjisi için kıyaslandığında; kütle zayıflatma katsayısı için deneysel olarak ölçülen ve simülasyon sonucu olarak önerilen $0,169 \text{ cm}^2 \text{ g}^{-1}$ ve $0,156 \text{ cm}^2 \text{ g}^{-1}$ değerlerinin, Chanthima, N. ve arkadaşlarınca raporlanmış değerin üstünde olduğu

görülmektedir. Bu bağlamda, SS/%35Bi₂O₃ kompozitinin ilgili çalışmada hazırlanmış camsı yapıdan daha iyi bir zırh kapasitesine sahip olduğu belirlenmiştir. Stanković, S.J. ve ark. tarafından yapılan bir başka çalışmada ise, 511 keV enerji değerinde kütle atenüasyon katsayı değerleri normal beton için $\mu/\rho = 0,0833 \text{ cm}^2 \text{ g}^{-1}$ ve barit beton için ise $\mu/\rho = 0,0918 \text{ cm}^2 \text{ g}^{-1}$ olarak hesaplanmıştır [107]. Bizim çalışmamızda ise, Na₂Si₃O₇/35%Bi₂O₃ kompoziti için 500 keV civarında kütle zayıflatma katsayısı $0,107 \text{ cm}^2 \text{ g}^{-1}$ olarak MCNP simülasyonu ile elde edilmiş olup; Na₂Si₃O₇/35%Bi₂O₃ kompozitinin ilgili çalışmadaki beton kompozitlerden daha yüksek bir μ/ρ değerine sahip olduğu belirlenmiştir.

Biswas ve ark. yaptığı çalışmada ise, 356 keV enerjide normal beton için HVL değeri 2,95 cm ve TVL değeri ise 9,79 cm olarak hesaplanmıştır [108]. Bizim çalışmamızda ise, düşük bizmut oksit katkı oranlı (%12 için) örnek ile elde edilen HVL ve TVL değerleri 2,67 cm ve 8,89 cm olarak hesaplanmış ve ilgili kompozitin betona kıyasla daha iyi bir zırhlama kapasitesi sunduğu belirlenmiştir. Bununla birlikte, bizmut oksit katkı oranı arttıkça zırhlama kapasitesi de artış göstermektedir. Özellikle %35 katkı oranlı Bi₂O₃ kompoziti için gerek deneysel gerekse de simülasyon ile elde edilen sonuçlar, HVL ve TVL değerleri bakımından literatürdeki birçok çalışmaya göre oldukça etkin bir zırhlama kapasitesi sunmaktadır [108]–[110].

Shultis J. ve ark. yaptığı çalışmada ise, T-Flex ® olarak adlandırılan bir polimer zincire bizmut katkılanarak elde edilen kompozitin gama radyasyon zırhlama parametreleri incelenmiştir [111]. Bu çalışmada, 1 cm kalınlığındaki zırh malzemesinin 300 keV enerjili fotonlar için %80, 400 keV enerjili fotonlar için %60, 511 keV enerjili fotonlar için %45 atenüasyon oluşturduğu rapor edilmiştir. Bizim çalışmamızda 250 keV, 356 keV ve 500 keV için yakın sonuçlar elde edilmiş olup benzer performans gösterdiği görülmüştür.

Singh ve ark. da silika camsı yapıya çeşitli oranlarda PbO katkılararak elde ettikleri kompozit için 662 keV, 1173 keV ve 1332 keV foton enerjilerindeki zırhlama kapasitelerini araştırmışlardır [42]. Bu çalışmada 662 keV için elde edilen HVL değeri 0,096 cm ila 0,107 cm arasında katkı oranlarına göre değişmekte olup, bu değerler bizim çalışmamızla kıyaslandığında Bi₂O₃ ile de yakın sonuçlar elde

edilebildiği görülmüştür. SS/Bi₂O₃ kompozitinin kurşun içermemesi ve nispeten kolay hazırlanabiliyor olması, ilgili malzeme karşısında önemli avantajlar olarak değerlendirilebilir.

Bu bakımdan, sodyum silikata çeşitli oranlarda bizmut oksit katkılanarak elde edilen kompozitler, radyasyon zırhlamasında önemli parametreler olan μ/ρ ve HVL değerlerinde de ciddi bir iyileşme sağlamıştır. Ayrıca, kurşunsuz ve çevre dostu bir malzeme olarak radyasyon zırhlamasında kullanım potansiyeli gösteren bir kompozit ailesi olarak da ön plana çıkmaktadır.

5.1.3 W katkılı kompozitler

Saf sodyum silikat, %25 W ve %40 W katkı oranlı kompozitler için Ba-133 kaynağının 81 keV ve 356 keV enerji zirvelerine (peak) ait deneysel kütle zayıflatma katsayı değerleri değerlendirilecek olursa, saf sodyum silikata göre %25 W katkı oranı için her iki enerjide sırası ile 9,5 ve 1,2 kat, %40 katkı oranında ise yine her iki enerji için sırası ile 15,1 ve 1,3 katlık artışlar gözlemlenmiştir (Şekil 4.4).

Şekil 4.4 (a)'ya bakılacak olursa, kompozit içerisindeki tungsten katkı konsantrasyonu arttıkça 81 keV için μ/ρ değerinde dikkate değer bir artış olduğu görülmektedir. Şekil 4.4 (b)'de ise, 356 keV için W konsantrasyon artışına bağlı olarak artış eğilimi görülmektedir. Gjorgieva and Barandovski'nin yaptığı çalışmaya göre, 81 keV enerjide kurşun için μ/ρ değeri $2,4298 \text{ cm}^2 \text{ g}^{-1}$ 'dir [112]. Bizim çalışmamızda %40 W katkı oranlı kompozit için deneysel ve simülasyon sonuçları sırası ile $2,9660 \text{ cm}^2 \text{ g}^{-1}$ ve $3,1390 \text{ cm}^2 \text{ g}^{-1}$ olarak hesaplanmış olup; bu bakımdan tungsten katkılı sodyum silikat matrisinin zırhlama için iyi bir seçenek olduğu görülmüştür.

Chanthima, N. ve ark. tarafından yapılan çalışmada ise, 356 keV enerjide 25%(BaO)–20%(ZnO)–55%(B₂O₃) camısı kompozit için μ/ρ değeri $0,115 \text{ cm}^2 \text{ g}^{-1}$ olarak hesaplanmıştır [106]. Bizim çalışmamızda aynı enerji seviyesinde Na₂Si₃O₇/40% W camısı kompozit için μ/ρ değeri deneysel olarak $0,127 \text{ cm}^2 \text{ g}^{-1}$ ve simülasyon sonucunda ise $0,150 \text{ cm}^2 \text{ g}^{-1}$ olarak hesaplanmış olup; her iki değer de Chanthima, N. ve ark. tarafından sentezlenen camısı yapıdan daha yüksektir [106]. Bu açıdan

Na₂Si₃O₇/40% W kompoziti hem yüksek zırhlama kapasitesin hem de kurşun içermeyen camsı yapısı sebebiyle, onu özellikle radyoloji, nükleer tıp gibi klinik radyasyon bölümlerinde radyasyon zırhlayıcı malzeme olarak önerilebilir [113]–[120].

5.1.4 Ag_{mikro} ve Ag_{nano} katkılı kompozitler

Liu P ve arkadaşları, altın ve gümüşün sitotoksik etkisini *184B5* hücre hattı üzerinde incelemişler ve her ikisinin de kanserojen etkisinin olmadığını bildirmişlerdir [121]. Bu doğrultuda, gümüş partiküllerinin nispeten daha pahalı olan altına alternatif kanserojen olmayan bir malzeme olarak kullanılabileceği düşünülmektedir. Gümüş partiküllerinin dozimetrik etkisi ise birçok araştırmacı tarafından incelenmiştir [122]–[124].

Saf SS'e kütlece çeşitli oranlarda (%5, %10, %20 ve %30) mikro gümüş partiküllerinin katkılanması ile elde edilen camsı kompozitlere ait deneysel sonuçlar değerlendirildiğinde, 81 keV enerjili fotonlar için μ/ρ değerindeki artışın özellikle yüksek katkı oranlarına çıkıldığında fazla olduğu görülmektedir (Şekil 4.7).

Deneysel sonuçlar nano gümüş kompozitler için değerlendirildiğinde ise sonuçlar mikro gümüş katkıları ile benzerlik göstermekle beraber; katkı oranına bağlı artış hızının bir miktar daha fazla olduğu görülmektedir (Şekil 4.9).

MCNP simülasyon çalışması ile 10 farklı foton enerjisi için yapılan inceleme sonucunda, saf sodyum silikata göre çeşitli oranlardaki Ag_{Mikro} kompozitleri için en yüksek zırhlama kapasite artışı, 50 keV ve 100 keV enerjilerde %30 Ag_{Mikro} katkı oranlı kompozitte belirlenmiştir (sırası ile 8,26 kat ve 4,55 kat). Nano kompozitler için değerlendirme yapıldığında, yine 50 keV enerji için %30 katkı oranında 8,58 kat; 81 keV için ise 4,69 kat oranında bir artış gözlemlenmiştir.

Kebaili I. ve arkadaşları, SGSA olarak adlandırılan camsı malzemeye çeşitli oranlarda gümüş katkılararak, radyasyon zırhlama özelliğini deneysel ve GEANT4 simülasyonu ile incelemişlerdir [125]. Üç farklı Ag katkı oranı ile oluşturdukları SGSA kompozitleri için, 1 MeV foton enerjisinde μ/ρ değerini $0,057 \text{ cm}^2 \text{ g}^{-1}$ olarak hesaplamışlardır. Bizim çalışmamızda aynı enerjide Ag_{mikro} katkılı kompozit için $0,063 \text{ cm}^2 \text{ g}^{-1}$ civarında hesaplanmış olup, bu bakımdan SS/Ag_{mikro} kompozitinin

daha iyi bir zırhlama kapasitesi sunduğu görülmüştür. Geleneksel camlı malzemeler ile kıyaslandığında gümüş katkılı SS'in oldukça başarılı sonuçlar verdiği görülmüştür [126], [127].

Öte yandan, nano ve mikro partikül katkısının SS'in radyasyon perdeleme kabiliyetlerini geliştirme performanslarının karşılaştırmasının yapılabilmesi için gümüş katkılı kompozitler için boyutsuz bir parametre olan parçacık boyut etkisi (PBE) Denklem (5.3) uyarınca hesaplanmıştır.

$$PBE = \frac{\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{nano}}{\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{mikro}} \quad (5.3)$$

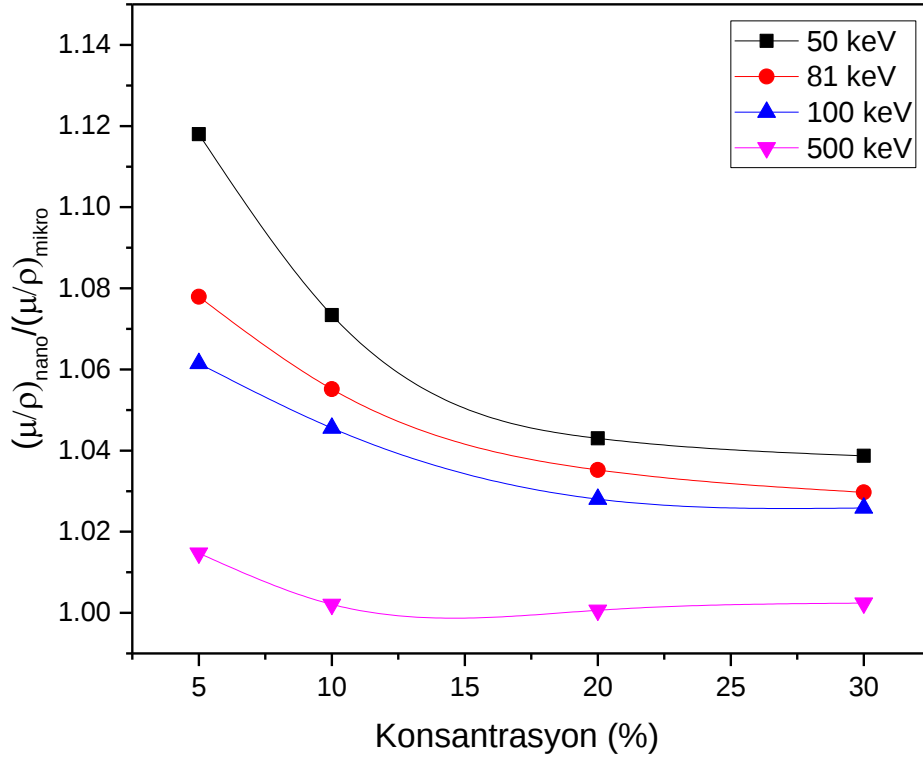
PBE faktörlerinin katkı oranına ve enerjiye göre hesaplanmış değerleri ise Tablo 5.1'de verilmiştir. PBE faktörünün 1'den büyük olduğu değerler için ilgili enerji ve/veya katkı oranından nano parçacık katkısının daha etkili olduğu söylenebilir.

PBE faktörleri incelendiğinde, özellikle düşük enerji bölgesinde (<140 keV), PBE'nin 1'den büyük değerler aldığı görülmüştür. En yüksek değerin 50 keV enerji için %5 katkıda olduğu bulunmuştur ($\frac{(\mu/\rho)_{nano}}{(\mu/\rho)_{mikro}} = 1,118$). Ran Li ve ark. yaptığı çalışmada da nano ve mikro Gd₂O₃ partikül katkıları için PBE karşılaştırmasında düşük Gd₂O₃ konsantrasyonlarda ve düşük foton enerji bölgesinde benzer şekilde daha yüksek PBE değerleri gözlemlenmiştir [1].

Tablo 5. 2 Na₂Si₃O₇/Ag_{mikro} ve Na₂Si₃O₇/Ag_{nano} kompozitlerin katkı yüzdelere göre PBE değerleri

Enerji (keV)	Parçacık Boyut Etkisi $\frac{(\mu/\rho)_{nano}}{(\mu/\rho)_{mikro}}$			
	%5	%10	%20	%30
25	1,053	1,043	1,044	1,030
50	1,118	1,073	1,043	1,039
81	1,078	1,055	1,035	1,030
100	1,061	1,046	1,028	1,026
140	1,036	1,025	1,023	1,015

200	1,016	1,008	1,010	1,013
250	1,008	1,008	1,002	1,007
356	1,000	1,002	0,997	1,005
500	1,015	1,002	1,001	1,002
1000	0,999	0,999	0,996	0,998



Şekil 5. 1 $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7/\text{Ag}_{\text{mikro}}$ ve $\text{Na}_2\text{Si}_3\text{O}_7/\text{Ag}_{\text{nano}}$ kompozitlerin katkı yüzdelere göre belli enerjilerdeki PBE değerleri

Şekil 5.1’de ise seçilen bazı spot foton enerji değerlerinde PBE’nin katkıyla değişimleri gösterilmiştir. Şekil 5.1’e göre, foton enerjisi arttıkça PBE faktörünün azaldığı görülmektedir. Benzer bir davranış Kim J. ve arkadaşlarınınca hazırlanmış polietilen/ W_{mikro} ve polietilen/ W_{nano} kompozitlerinde de gözlenmiştir. Hem deneysel hem de MCNP simülasyonu ile PBE faktörünün incelendiği çalışmada Kim J. ve arkadaşları da düşük enerjili fotonlar için PBE faktörünü diğer enerjilerdeki değerlerden daha yüksek olarak tespit etmişlerdir [38]. Kunzel ve Botelho ise, epoksi ile balmumu matrisine %5, %10 ve %30 nano ve mikro CuO katkılayarak oluşturdukları kompozitlerin, düşük enerji bölgesinde yüksek atenuasyon

oluşturduğunu ve foton enerjisinin artması ile birlikte boyut etkisinin azaldığını göstermişlerdir [36], [37]. Bu bakımdan, bu doktora tezinde gümüş için tespit edilen PBE faktörünün ilgili enerji bölgesinde çeşitli çalışmalarda elde edilen sonuçlar ile yakın seviyede olduğu görülmüştür [22], [28], [33]–[35], [128], [129].

Noor Azman ve arkadaşları da WO_3 için aynı boyut etkisini araştırmışlar ve benzer sonuçlar raporlamışlardır [22].

Ayrıca, Li ve arkadaşlarınca gerçekleştirilen çalışmalarda, 1 MeV üzerindeki fotonlar için boyut etkisinin ortadan kalktığı başka bir deyişle PBE'nin 1'e yakın değerler aldığı görülmüştür [1]. Öte yandan, Artem'ev PBE'nin teorik açıklamasını şu şekilde yapmıştır: “Nano parçacıkların düşük enerjili fotonların dalga boyu ile yakın boyutlarda olması ve matris içerisinde ultra dağınık bir formda bulunması, fotonların kohorent saçılma miktarını artırmaktadır. Bu da fotoelektrik etki ve Compton etkisi sayesinde daha fazla atenüasyon oluşmasına sebep olmaktadır. Foton enerjisi arttıkça dalga boyunun küçülmesi ve kohorent saçılma oranlarının azalmasından kaynaklanan atenüasyon azalması mikro ve nano partiküller arasındaki zırlama farklılığını da ortadan kaldırmaktadır.” [130].

5.2 Camsı Kompozitlerin Radyasyondan Korunma Parametrelerinin değerlendirilmesi

Tıbbi radyasyon uygulamalarında kullanılan fotonların enerji aralığına bakıldığında, megavoltaj mertebesindeki X ışınlarının üretildiği elektronik cihazlardan birkaç yüz keV enerjili gama emisyonu yapan radyoaktif kaynaklara kadar geniş bir enerji aralığında foton emisyonu olduğu görülür. Bu alanların kullanılan radyasyon kaynağına göre zırlama çalışmalarının yapılması ise insan sağlığını koruma açısından büyük bir önem arz etmektedir [67], [131], [132].

Bu alanların zırlama işlemleri sonrası, çevre doz değerleri için deneysel doğrulama metodunun kullanılması oldukça zordur. Çünkü, zırlama sonrasındaki doz hızı ile arka plan sızıntı radyasyonu ve saçılan radyasyon seviyesinin yakın olması sebebiyle, bunların birbirinden ayrıştırılması güçtür [133]. Facure ve Silva, klinik foton spektrumu için Monte Carlo simülasyonu yöntemini kullanarak hesaplamalar yapmış ve birincil spektrumu belirlemeye çalışmıştır [134]. Noto ve arkadaşları da

yine MC simülasyonunu kullanarak deneysel olarak elde edilmesi zor olan korunma verilerini hesaplamaya çalışmıştır [135].

ICRP 74 no'lu protokolde eksternal (dış) radyasyona karşı radyolojik korunmada kullanılabilecek dönüşüm faktörleri önerilmiştir [101]. Bu faktörler ICRU 51'de tanımlanan radyasyondan korunma dozimetrisinde kullanılan operasyonel büyüklüklerdir [136]. Bu büyüklükler çevre doz eşdeğeri $H^*(d)$, yönelimli doz eşdeğeri $H'(d, \Omega)$ ve personel doz eşdeğeri $H_p(d)$ şeklindedir.

Şekil 4.11, Şekil 4.12 ve Şekil 4.13'ye bakıldığında sırası ile $H^*(d)/K_A$, $H^*(d)/\phi$ ve K_A/ϕ için MC yöntemi ile on farklı foton enerjisinde hesaplanan değerleri ile ICRP 74 tarafından sunulan değerler görülmektedir. Sonuçlara bakıldığında bu doktora tez çalışmasında elde edilen değerlerin bilimsel literatür ile uyumlu olduğu görülmektedir [101], [133], [137]. Bu, oluşturulan geometri ile kullanılan simülasyon parametrelerinin çevre dozu ölçümünde kullanım güvenilirliğinin olduğunu göstermektedir.

Aynı geometri kullanılarak, 1 cm kalınlıklı zırh malzemeleri için (SS temelli; BaO, Bi₂O₃, W, Ag_{mikro}, Ag_{nano} kompozitleri) ICRU küresinde, 1 cm derinlikteki absorbe doz hızı değerleri ölçülerek çevre doz değerleri hesaplanmıştır (Şekil 4.14-18). Korunma parametreleri foton enerjilerine göre değerlendirildiğinde, düşük foton enerji bölgesinde ($E < 100$ keV) BaO'in ve Ag_{Nano}'nun yüksek katkı oranları için (Şekil 4.13 ve Şekil 4.17) ve orta foton enerji bölgesinde ($100 \text{ keV} < E < 356 \text{ keV}$) Bi₂O₃'in orta ve yüksek katkı oranları için (Şekil 4.14) en düşük dozların okunduğu görülmektedir. Yüksek foton enerji bölgesinde ($E > 356 \text{ keV}$) ise Bi₂O₃ avantajlı görülmesine karşın; nano gümüşün yüksek katkı oranlarının Bi₂O₃'e yakın sonuçlar verdiği tespit edilmiştir.

Frota M A ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada klinik lineer hızlandırıcılar için hava kerma ve çevre doz eşdeğer dönüşüm faktörleri hesaplanmıştır [138]. İlgili parameteler için elde edilen sonuçların bu çalışmada elde edilen sonuçlar ile uyumlu olduğu görülmektedir. Diğer taraftan, Noto K ve arkadaşlarının MC yöntemi ile diagnostik X ışınları (50-150 kV) için transmisyon datalarını inceledikleri çalışma ile bu doktora tezinde rapor edilen çevre doz ölçüm sonuçları uyumludur [135].

Birçok araştırmacı tarafından elde edilen MC sonuçlarının da bizim sonuçlarımız ile uyumlu olduğu gör÷lmektedir [139]–[142].

- [1] R. Li, Y. Gu, Y. Wang, Z. Yang, M. Li, and Z. Zhang, "Effect of particle size on gamma radiation shielding property of gadolinium oxide dispersed epoxy resin matrix composite," *Mater. Res. Express*, vol. 4, no. 3, 2017.
- [2] B. A. Schueler, "Operator shielding: How and why," *Tech. Vasc. Interv. Radiol.*, vol. 13, no. 3, pp. 167–171, 2010.
- [3] G. J. Scuderi, G. V. Brusovanik, D. R. Campbell, R. P. Henry, B. Kwon, and A. R. Vaccaro, "Evaluation of non-lead-based protective radiological material in spinal surgery," *Spine J.*, vol. 6, no. 5, pp. 577–582, 2006.
- [4] M. Zuguchi, K. Chida, M. Taura, Y. Inaba, A. Ebata, and S. Yamada, "Usefulness of non-lead aprons in radiation protection for physicians performing interventional procedures," *Radiat. Prot. Dosimetry*, vol. 131, no. 4, pp. 531–534, Sep. 2008.
- [5] A. Esposito *et al.*, "Effects of shielding on pelvic and abdominal IORT dose distributions," *Phys. Medica*, vol. 32, no. 11, pp. 1397–1404, 2016.
- [6] E. V Kennedy, G. R. Iball, and D. S. Brett, "Investigation into the effects of lead shielding for fetal dose reduction in CT pulmonary angiography," *Br. J. Radiol.*, vol. 80, no. 956, pp. 631–638, Aug. 2007.
- [7] O. Oyar and A. Kışlalıoğlu, "How protective are the lead aprons we use against ionizing radiation?," *Diagnostic Interv. Radiol.*, vol. 18, no. 2, pp. 147–152, 2012.
- [8] G. H. Fan, L. Geng, G. S. Wang, and Z. Z. Zheng, "A novel radiation protection material: BaPbO₃/Al composite," *Mater. Des.*, vol. 30, no. 3, pp. 862–866, 2009.
- [9] S. Chen, M. Bourham, and A. Rabiei, "Novel light-weight materials for shielding gamma ray," *Radiat. Phys. Chem.*, vol. 96, pp. 27–37, 2014.
- [10] S. Xu, M. Bourham, and A. Rabiei, "A novel ultra-light structure for radiation shielding," *Mater. Des.*, vol. 31, no. 4, pp. 2140–2146, 2010.
- [11] V. R. Sastri, "Chapter 5 _ Polymer Additives Used to Enhance Material Properties for Medical Device Applications," 2010.
- [12] M. A. El-Sarraf and A. El-Sayed Abdo, "Insulating epoxy/barite and polyester/barite composites for radiation attenuation," *Appl. Radiat. Isot.*, vol. 79, pp. 18–24, 2013.
- [13] S. Kobayashi, N. Hosoda, and R. Takashima, "Tungsten alloys as radiation protection materials," *Nucl. Instruments Methods Phys. Res. Sect. A Accel. Spectrometers, Detect. Assoc. Equip.*, vol. 390, no. 3, pp. 426–430, 1997.
- [14] K. Yue *et al.*, "A new lead-free radiation shielding material for radiotherapy," *Radiat. Prot. Dosimetry*, vol. 133, no. 4, pp. 256–260, Feb. 2009.
- [15] J. P. McCaffrey, H. Shen, B. Downton, and E. Mainegra-Hing, "Radiation

- attenuation by lead and nonlead materials used in radiation shielding garments,," *Med. Phys.*, vol. 34, no. 2, pp. 530–537, Feb. 2007.
- [16] S. Nambiar and J. T. W. Yeow, "Polymer-Composite Materials for Radiation Protection," *ACS Appl. Mater. Interfaces*, vol. 4, no. 11, pp. 5717–5726, 2012.
 - [17] S. A. Thibeault, J. H. Kang, G. Sauti, C. Park, C. C. Fay, and G. C. King, "Nanomaterials for radiation shielding," *MRS Bull.*, vol. 40, no. 10, pp. 836–841, 2015.
 - [18] O. İçelli, S. Erzeneoğlu, and R. Boncukçuoğlu, "Measurement of X-ray transmission factors of some boron compounds," *Radiat. Meas.*, vol. 37, no. 6, pp. 613–616, 2003.
 - [19] J. Berger, MJ; Hubbell, "XCOM Photon Cross Sections," *Nist*, vol. 87, no. 3597, p. 26, 1987.
 - [20] M. Finnerty and P. C. Brennan, "Protective aprons in imaging departments: Manufacturer stated lead equivalence values require validation," *Eur. Radiol.*, vol. 15, no. 7, pp. 1477–1484, 2005.
 - [21] W. Huang, W. Yang, Q. Ma, J. Wu, J. Fan, and K. Zhang, "Preparation and characterization of γ -ray radiation shielding PbWO₄/EPDM composite," *J. Radioanal. Nucl. Chem.*, vol. 309, no. 3, pp. 1097–1103, 2016.
 - [22] N. Z. Noor Azman, S. A. Siddiqui, R. Hart, and I. M. Low, "Effect of particle size, filler loadings and x-ray tube voltage on the transmitted x-ray transmission in tungsten oxide-epoxy composites," *Appl. Radiat. Isot.*, vol. 71, no. 1, pp. 62–67, 2013.
 - [23] S. D. Kaloshkin, V. V. Tcherdyntsev, M. V. Gorshenkov, V. N. Gulbin, and S. A. Kuznetsov, "Radiation-protective polymer-matrix nanostructured composites," *J. Alloys Compd.*, vol. 536, no. SUPPL.1, pp. S522–S526, 2012.
 - [24] H. Chai *et al.*, "Preparation and properties of novel, flexible, lead-free X-ray-shielding materials containing tungsten and bismuth(III) oxide," *J. Appl. Polym. Sci.*, vol. 133, no. 10, pp. 1–7, 2016.
 - [25] Y. Huang, W. Zhang, L. Liang, J. Xu, and Z. Chen, "A ' Sandwich' type of neutron shielding composite filled with boron carbide reinforced by carbon fiber," *Chem. Eng. J.*, vol. 220, pp. 143–150, 2013.
 - [26] L. Chang *et al.*, "Preparation and characterization of tungsten/epoxy composites for γ -rays radiation shielding," *Nucl. Instruments Methods Phys. Res. Sect. B Beam Interact. with Mater. Atoms*, vol. 356–357, pp. 88–93, 2015.
 - [27] P. Wang, X. Tang, H. Chai, D. Chen, and Y. Qiu, "Design, fabrication, and properties of a continuous carbon-fiber reinforced Sm₂O₃/polyimide gamma ray/neutron shielding material," *Fusion Eng. Des.*, vol. 101, pp. 218–225, 2015.
 - [28] N. Z. Noor Azman *et al.*, "Characteristics of X-ray attenuation in electrospun bismuth oxide/polylactic acid nanofibre mats," *J. Synchrotron Radiat.*, vol. 20, no. 5, pp. 741–748, Sep. 2013.
 - [29] K. A. Dubey *et al.*, "Synthesis of flexible polymeric shielding materials for soft gamma rays: Physicomechanical and attenuation characteristics of radiation

- crosslinked polydimethylsiloxane/Bi₂O₃ composites," *Polym. Compos.*, vol. 37, no. 3, pp. 756–762, 2016.
- [30] V. Harish, N. Nagaiah, T. N. Prabhu, and K. T. Varughese, "Preparation and characterization of lead monoxide filled unsaturated polyester based polymer composites for gamma radiation shielding applications," *J. Appl. Polym. Sci.*, vol. 112, no. 3, pp. 1503–1508, 2009.
 - [31] G. A. M. Amin and M. H. Abd-El Salam, "Optical, dielectric and electrical properties of PVA doped with Sn nanoparticles," *Mater. Res. Express*, vol. 1, no. 2, p. 25024, 2014.
 - [32] M. Sharma, S. Sharma, J. Abraham, S. Thomas, G. Madras, and S. Bose, "Flexible EMI shielding materials derived by melt blending PVDF and ionic liquid modified MWNTs," *Mater. Res. Express*, vol. 1, no. 3, p. 35003, 2014.
 - [33] Y. Dong *et al.*, "Effects of WO₃ Particle Size in WO₃ /Epoxy Resin Radiation Shielding Material," *Chinese Phys. Lett.*, vol. 29, no. 10, p. 108102, 2012.
 - [34] M. K. K. Leung, J. C. L. Chow, B. D. Chithrani, M. J. G. Lee, B. Oms, and D. A. Jaffray, "Irradiation of gold nanoparticles by x-rays: Monte Carlo simulation of dose enhancements and the spatial properties of the secondary electrons production," *Med. Phys.*, vol. 38, no. 2, pp. 624–631, Feb. 2011.
 - [35] S. Nambiar, J. Yeow, and E. Osei, "Effects of particle size on X-ray transmission characteristics of PDMS/Ag nano- and microcomposites," *2015 IEEE 15th Int. Conf. Nanotechnol.*, pp. 1358–1361, 2015.
 - [36] R. Künzel and E. Okuno, "Effects of the particle sizes and concentrations on the X-ray absorption by CuO compounds," *Appl. Radiat. Isot.*, vol. 70, no. 4, pp. 781–784, 2012.
 - [37] M. Z. Botelho, R. Künzel, E. Okuno, R. S. Levenhagen, T. Basegio, and C. P. Bergmann, "X-ray transmission through nanostructured and microstructured CuO materials," *Appl. Radiat. Isot.*, vol. 69, no. 2, pp. 527–530, 2011.
 - [38] J. Kim, D. Seo, B. C. Lee, Y. S. Seo, and W. H. Miller, "Nano-W Dispersed Gamma Radiation Shielding Materials," *Adv. Eng. Mater.*, vol. 16, no. 9, pp. 1083–1089, 2014.
 - [39] K. Kirdsiri, J. Kaewkhao, N. Chanthima, and P. Limsuwan, "Comparative study of silicate glasses containing Bi₂O₃, PbO and BaO: Radiation shielding and optical properties," *Ann. Nucl. Energy*, vol. 38, no. 6, pp. 1438–1441, 2011.
 - [40] P. Limkitjaroenporn, J. Kaewkhao, P. Limsuwan, and W. Chewpraditkul, "Physical, optical, structural and gamma-ray shielding properties of lead sodium borate glasses," *J. Phys. Chem. Solids*, vol. 72, no. 4, pp. 245–251, 2011.
 - [41] V. P. Singh, N. M. Badiger, and J. Kaewkhao, "Radiation shielding competence of silicate and borate heavy metal oxide glasses: Comparative study," *J. Non. Cryst. Solids*, vol. 404, pp. 167–173, 2014.
 - [42] K. J. Singh, N. Singh, R. S. Kaundal, and K. Singh, "Gamma-ray shielding and structural properties of PbO–SiO₂ glasses," *Nucl. Instruments Methods Phys. Res. Sect. B Beam Interact. with Mater. Atoms*, vol. 266, no. 6, pp. 944–948,

2008.

- [43] Z. M. Shafka, A. E. Hannora, and M. M. Sherif, "Preparation of Lead-Polymer Nano composite For Nuclear Shielding Applications," *Int. J. Res. Appl. Sci. Engg. Tech*, vol. 3, pp. 1046–1049, 2015.
- [44] K. J. Singh, N. Singh, R. S. Kaundal, and K. Singh, "Gamma-ray shielding and structural properties of PbO-SiO₂ glasses," *Nucl. Instruments Methods Phys. Res. Sect. B Beam Interact. with Mater. Atoms*, vol. 266, no. 6, pp. 944–948, 2008.
- [45] V. P. Singh and N. M. Badiger, "Comprehensive study on energy absorption buildup factors and exposure buildup factors for photon energy 0.015 to 15MeV up to 40mfp penetration depth for gel dosimeters," *Radiat. Phys. Chem.*, vol. 103, pp. 234–242, 2014.
- [46] S. Gupta and G. S. Sidhu, "Energy absorption buildup factor for some oxide glasses: penetration depth, photon energy and effective atomic number dependence," *Int. J. Sci. Res. Publ.*, vol. 2, pp. 1–7, 2012.
- [47] S. Tuscharoen, J. Kaewkhao, P. Limkitjaroenporn, P. Limsuwan, and W. Chewpraditkul, "Improvement of BaO:B 20 3:Fly ash glasses: Radiation shielding, physical and optical properties," *Ann. Nucl. Energy*, vol. 49, pp. 109–113, 2012.
- [48] S. Kobayashi, N. Hosoda, and R. Takashima, "Tungsten alloys as radiation protection materials," *Nucl. Instruments Methods Phys. Res. Sect. A Accel. Spectrometers, Detect. Assoc. Equip.*, vol. 390, no. 3, pp. 426–430, 1997.
- [49] H. A. Maghrabi, A. Vijayan, F. Mohaddes, P. Deb, and L. Wang, "Evaluation of X-ray radiation shielding performance of barium sulphate-coated fabrics," *Fibers Polym.*, vol. 17, no. 12, pp. 2047–2054, Dec. 2016.
- [50] M. Mahesh, "The Essential Physics of Medical Imaging, Third Edition.," *Med. Phys.*, vol. 40, no. 7, p. 077301, Jun. 2013.
- [51] F. M. Khan and J. P. Gibbons, *Khan's the physics of radiation therapy*. 2014.
- [52] O. Klein and Y. Nishina, "On The Scattering Of Radiation By Free Electrons According To Dirac's New Relativistic Quantum Dynamics," in *The Oskar Klein Memorial Lectures*, WORLD SCIENTIFIC, 2013, pp. 253–272.
- [53] J. Sorenson, "The Physics of Radiology:," *J. Nucl. Med.*, vol. 25, pp. 635–636, 1984.
- [54] J. H. Hubbell, "Electron-positron pair production by photons: A historical overview," *Radiat. Phys. Chem.*, vol. 75, no. 6, pp. 614–623, 2006.
- [55] D. Greene, "The Physics of Radiology," *Int. J. Radiat. Biol. Relat. Stud. Physics, Chem. Med.*, vol. 44, no. 4, pp. 413–414, Jan. 1983.
- [56] F. H. Attix, "Charged-Particle Interactions in Matter," in *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*, John Wiley & Sons, Ltd, 1986, pp. 160–202.
- [57] E. B. Podgorsak, "Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and

- Students," *Med. Phys.*, vol. 33, no. 6, 2006.
- [58] I. N. Partial, F. Of, T. H. E. Requirements, F. O. R. The, and D. Of, "Three-dimensional dosimetry around small distributed high-Z materials," 2016.
 - [59] E. B. Podgorsak, "Chapter 6 EXTERNAL PHOTON BEAMS: PHYSICAL ASPECTS," pp. 161–217.
 - [60] D. J. Thomas, "ICRU report 85: fundamental quantities and units for ionizing radiation," *Radiat. Prot. Dosimetry*, vol. 150, no. 4, pp. 550–552, Jul. 2012.
 - [61] A. Padma and R. Sukanesh, *ICRP Annals of the ICRP Publication 103*, vol. 2, no. 10. 2011.
 - [62] F. D. Sowby, "Conversion Coefficients for use in Radiological Protection against External Radiaiton," *Ann. ICRP*, vol. 6, no. 1, p. 1, 1981.
 - [63] "Pregnancy and medical radiation: ICRP Publication 84," in *Annals of the ICRP*, 2000.
 - [64] W. J. Meredith, "Report of the united nations scientific committee on the effects of atomic radiation," *Int. J. Radiat. Biol.*, vol. 12, no. 1, pp. 100–100, 1958.
 - [65] *Radiation Protection and Safety in Medical Uses of Ionizing Radiation*, no. SSG-46. Vienna: INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, 2018.
 - [66] IAEA, "Radiation Protection and Safety of Radiation Sources: International Basic Safety Standards," 2013.
 - [67] F. D. Sowby, "Annals of the ICRP," *Ann. ICRP*, vol. 6, no. 1, p. 1, 1981.
 - [68] A. Mutscheller, "Further Studies on Physical Standards of Protection Against Roentgen-Ray Dangers," *Radiology*, vol. 6, no. 4, pp. 314–319, 1926.
 - [69] L. E. H. and A. J. G. Pacelli, R., Mansi, "Radiobiology for the radiologist, 6th edn.," *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging*, vol. 34, no. 6, pp. 965–966, 2007.
 - [70] M. Joiner, "Basic Clinical Radiobiology Edited by," [1] P.J. Sadler, *Next-Generation Met. Anticancer Complexes Multitargeting via Redox Modul. Inorg. Chem.* 52 21., p. 375, 2009.
 - [71] ICRP, "ICRP Publication 60: 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection," *Ann. ICRP*, 1990.
 - [72] A. Bielajew, "The monte carlo simulation of radiation transport," *Handb. Radiother. Phys. Theory Pract.*, pp. 75–87, 2007.
 - [73] M. H. K. P. A. Whitlock, "What is Monte Carlo?," in *Monte Carlo Methods*, John Wiley & Sons, Ltd, 2008, pp. 1–5.
 - [74] R. Christensen, " The Dosimetry of Ionizing Radiation, Volume 1 edited by Kenneth R. Kase, Bengt E. Bjärngard, and F. H. Attix," *Med. Phys.*, vol. 14, no. 3, pp. 426–427, 1987.
 - [75] M. a General and M. Carlo, "La-Cp-03-0245," *Transport*, 2003.
 - [76] X-5 Monte Carlo Team, "MCNP - A General Monte Carlo N-Particle Transport

- Code, Version 5," *Los Alamos Nucl. Lab.*, vol. I, pp. 2-71-2-80, 2005.
- [77] E. Cuccoli, A. Ferrari, and G. C. Panini, "A group library from JEF 1.1 for flux calculations in the LHC machine detectors - JEFDOC-340 (91)." 1991.
 - [78] S. Agostinelli *et al.*, "GEANT4 - A simulation toolkit," *Nucl. Instruments Methods Phys. Res. Sect. A Accel. Spectrometers, Detect. Assoc. Equip.*, vol. 506, no. 3, pp. 250–303, 2003.
 - [79] P. K. Romano, N. E. Horelik, B. R. Herman, A. G. Nelson, B. Forget, and K. Smith, "OpenMC: A state-of-the-art Monte Carlo code for research and development," *Ann. Nucl. Energy*, vol. 82, pp. 90–97, 2015.
 - [80] W. R. Nelson, H. Hirayama, and D. W. O. Rogers, "EGS4 code system," United States, 1985.
 - [81] F. Salvat, J. M. Fernandez-Varea, E. Acosta, and J. Sempau, *Penelope - A code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport*. Nuclear Energy Agency of the OECD (NEA): Organisation for Economic Co-Operation and Development - Nuclear Energy Agency, 2001.
 - [82] M. A. General, M. Carlo, and X.-M. C. Team, "LA-UR-03-1987," vol. 836, 2003.
 - [83] J. F. Briesmeister, "MCNPTM – A General Monte Carlo N-Particle Transport Code," *Los Alamos Natl. Lab.*, 2000.
 - [84] J. H. Hubbell, "Photon mass attenuation and energy-absorption coefficients," *Int. J. Appl. Radiat. Isot.*, 1982.
 - [85] L. Storm and H. I. Israel, "Photon cross sections from 1 keV to 100 MeV for elements Z=1 to Z=100," *At. Data Nucl. Data Tables*, 1970.
 - [86] J. K. Shultis and R. E. Faw, "An MCNP Primer," *Structure*, vol. 66506, no. c, pp. 0–45, 2006.
 - [87] W. L. Dunn and J. K. Shultis, "The Basis of Monte Carlo," in *Exploring Monte Carlo Methods*, 2012.
 - [88] W. L. Dunn and J. K. Shultis, "3 - Pseudorandom Number Generators," W. L. Dunn and J. K. B. T.-E. M. C. M. Shultis, Eds. Amsterdam: Elsevier, 2012, pp. 47–68.
 - [89] W. L. Dunn and J. K. Shultis, "5 - Variance Reduction Techniques," W. L. Dunn and J. K. B. T.-E. M. C. M. Shultis, Eds. Amsterdam: Elsevier, 2012, pp. 97–132.
 - [90] R. Katz and M. P. Waligorski, "Comment on NCRP report no. 104, "The relative biological effectiveness of radiations of different quality,"" *Health Phys.*, vol. 63, no. 4, p. 465, 1992.
 - [91] A. E. Profio, *Radiation shielding and dosimetry*. United States: John Wiley and Sons, Inc, 1979.
 - [92] J. E. Rodgers, "Radiation therapy vault shielding calculational methods when IMRT and TBI procedures contribute," *J. Appl. Clin. Med. Phys.*, vol. 2, no. 3, p. 157—164, 2001.
 - [93] R. L. Walker, "A SUMMARY OF SHIELDING CONSTANTS FOR CONCRETE," no.

November 1961, 2554.

- [94] E. T. Service, "Atomic Energy Review, Vol. 17 (1979), No. 4," vol. 1, no. C, pp. 1–9, 2012.
- [95] G. P. Glasgow, "Structural Shielding Design and Evaluation for Megavoltage X- and Gamma-Ray Radiotherapy Facilities.," *Med. Phys.*, vol. 33, no. 9, p. 3578, Sep. 2006.
- [96] K. Chida *et al.*, "Radiation dose and radiation protection for patients and physicians during interventional procedure.," *J. Radiat. Res.*, vol. 51, no. 2, pp. 97–105, 2010.
- [97] N. Aral, F. Banu Nergis, and C. Candan, "An alternative X-ray shielding material based on coated textiles," *Text. Res. J.*, vol. 86, no. 8, pp. 803–811, 2015.
- [98] P. Zygmanski *et al.*, "Dependence of Monte Carlo microdosimetric computations on the simulation geometry of gold nanoparticles," *Phys. Med. Biol.*, vol. 58, no. 22, pp. 7961–7977, 2013.
- [99] a Rahman *et al.*, "SU-FF-T-581: To Reduce Hot Dose Spots in Craniospinal Irradiation: A Two-Field IMRT Approach with Matching Beam Divergence," *Med. Phys.*, vol. 36, no. 6, p. 2658, 2009.
- [100] V. N. Danilenko *et al.*, "Methods of producing radionuclides for spectrometric gamma-ray sources and their standardization-1. Barium-133," *Int. J. Radiat. Appl. Instrumentation. Part*, 1989.
- [101] ICRP, *ICRP Publication 74. Conversion Coefficients for use in Radiological Protection against External Radiation*. 1996.
- [102] A. T. Gheith *et al.*, "Determination of Mass Attenuation Coefficients, Effective Atomic Numbers and Electronic Densities for Ep and Ep/Mag/B 4 C Composites," *Isot. Radiat. Res.*, vol. 49, no. 2, pp. 255–265, 2017.
- [103] V. P. Singh and N. M. Badiger, "T-Ray Interaction Characteristics for Some Boron Containing Materials," *Vacuum*, vol. 113, pp. 24–27, 2015.
- [104] M. Eisenbud and T. F. Gesell, *Environmental radioactivity from natural, industrial and military sources: from natural, industrial and military sources*. Elsevier, 1997.
- [105] A. Ms, A. Mondal, and R. P. Tripathi, "Radiation Protection Manual," 2010.
- [106] N. Chanthima *et al.*, "Development of BaO–ZnO–B₂O₃ glasses as a radiation shielding material," *Radiat. Phys. Chem.*, vol. 137, pp. 72–77, 2017.
- [107] S. J. Stanković, R. D. Ilić, K. Janković, D. Bojović, and B. Lončar, "Gamma radiation absorption characteristics of concrete with components of different type materials," *Acta Phys. Pol. A*, vol. 117, no. 5, pp. 812–816, 2010.
- [108] R. Biswas, H. Sahadath, A. S. Mollah, and M. F. Huq, "Calculation of gamma-ray attenuation parameters for locally developed shielding material: Polyboron," *J. Radiat. Res. Appl. Sci.*, vol. 9, no. 1, pp. 26–34, Jan. 2016.
- [109] K. Singh *et al.*, "Gamma-ray attenuation coefficients in bismuth borate glasses," *Nucl. Instruments Methods Phys. Res. Sect. B, Beam Interact. with*

Mater. Atoms, vol. 194, no. 1, pp. 1–6, 2002.

- [110] K. Kaur, K. J. Singh, and V. Anand, “Correlation of gamma ray shielding and structural properties of PbO-BaO-P2O5 glass system,” *Nucl. Eng. Des.*, vol. 285, pp. 31–38, 2015.
- [111] J. K. Shultis *et al.*, “Gamma Ray Attenuation Properties of Common Shielding Materials,” *J. Non. Cryst. Solids*, vol. 305, no. 3, pp. 529–534, 2005.
- [112] S. Gjorgieva and L. Barandovski, “Measurement of the mass attenuation coefficient from 81 keV to 1333 keV for elemental materials Al, Cu and Pb,” *AIP Conf. Proc.*, vol. 1722, no. 1, pp. 180003–1800034.
- [113] J. L. Bedford, Y. K. Lee, F. H. Saran, and A. P. Warrington, “Helical volumetric modulated arc therapy for treatment of craniospinal axis,” *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, vol. 83, no. 3, pp. 1047–54, Jul. 2012.
- [114] Y. Mao *et al.*, “Preparation of Gd2O3 nano-flakes and fabrication/evaluation of their X-ray shielding rubber nanocomposites with improved mechanical properties,” *J. Compos. Mater.*, vol. 49, no. 16, pp. 1989–1994, Jun. 2014.
- [115] E. Schmid, W. Panzer, H. Schlattl, and H. Eder, “Emission of fluorescent x-radiation from non-lead based shielding materials of protective clothing: a radiobiological problem?,” *J. Radiol. Prot.*, vol. 32, no. 3, pp. N129–N139, 2012.
- [116] S.-C. Kim, K.-R. Dong, and W.-K. Chung, “Medical radiation shielding effect by composition of barium compounds,” *Ann. Nucl. Energy*, vol. 47, pp. 1–5, 2012.
- [117] N. Healey, “Lead toxicity, vulnerable subpopulations and emergency preparedness,” *Radiat. Prot. Dosimetry*, vol. 134, no. 3–4, pp. 143–151, Jun. 2009.
- [118] J. Kaewkhao, A. Pokaipisit, and P. Limsuwan, “Study on borate glass system containing with Bi2O3 and BaO for gamma-rays shielding materials: Comparison with PbO,” *J. Nucl. Mater.*, vol. 399, no. 1, pp. 38–40, 2010.
- [119] M. Tajiri, M. Sunaoka, A. Fukumura, and M. Endo, “A new radiation shielding block material for radiation therapy,” *Med. Phys.*, vol. 31, no. 11, pp. 3022–3023, Nov. 2004.
- [120] B. Stenström, S. Rehnmark-Larsson, P. Julin, and S. Richter, “Radiation shielding in dental radiography,” *Swed. Dent. J.*, vol. 7, no. 3, pp. 85–91, 1983.
- [121] P. Liu *et al.*, “Silver nanoparticles outperform gold nanoparticles in radiosensitizing U251 cells in vitro and in an intracranial mouse model of glioma,” *Int. J. Nanomedicine*, vol. 11, pp. 5003–5014, 2016.
- [122] P. Liu *et al.*, “Silver nanoparticles: A novel radiation sensitizer for glioma?,” *Nanoscale*, 2013.
- [123] J. Ma, R. Xu, J. Sun, D. Zhao, J. Tong, and X. Sun, “Nanoparticle surface and nanocore properties determine the effect on radiosensitivity of cancer cells upon ionizing radiation treatment,” in *Journal of Nanoscience and Nanotechnology*, 2013.
- [124] N. R. Kakade, R. Kumar, S. D. Sharma, and D. Datta, “Equivalence of silver and

- gold nanoparticles for dose enhancement in nanoparticle-aided brachytherapy," *Biomed. Phys. Eng. Express*, vol. 5, no. 5, 2019.
- [125] I. Kebaili, I. Boukhris, M. S. Al-Buriahi, A. Alalawi, and M. I. Sayyed, "Ge-Se-Sb-Ag chalcogenide glasses for nuclear radiation shielding applications," *Ceram. Int.*, vol. 47, no. 1, pp. 1303–1309, 2021.
- [126] Y. Al-Hadeethi and M. I. Sayyed, "Using Phy-X/PSD to investigate gamma photons in SeO₂-Ag₂O-TeO₂ glass systems for shielding applications," *Ceram. Int.*, vol. 46, no. 8, Part B, pp. 12416–12421, 2020.
- [127] P. Kaur, K. J. Singh, S. Thakur, P. Singh, and B. S. Bajwa, "Investigation of bismuth borate glass system modified with barium for structural and gamma-ray shielding properties," *Spectrochim. Acta Part A Mol. Biomol. Spectrosc.*, vol. 206, pp. 367–377, 2019.
- [128] S.-Y. Fu, X.-Q. Feng, B. Lauke, and Y.-W. Mai, "Effects of particle size, particle/matrix interface adhesion and particle loading on mechanical properties of particulate-polymer composites," *Compos. Part B Eng.*, vol. 39, no. 6, pp. 933–961, 2008.
- [129] A. T. M. Anishur Rahman, K. Vasilev, and P. Majewski, "Ultra small Gd₂O₃ nanoparticles: Absorption and emission properties," *J. Colloid Interface Sci.*, vol. 354, no. 2, pp. 592–596, 2011.
- [130] V. A. Artem'ev, "Attenuation of x rays by ultradisperse media," *Tech. Phys. Lett.*, vol. 23, no. 3, pp. 212–213, 1997.
- [131] J. E. R. K. W. Rodgers, *Structural Shielding Design and Evaluation for Megavoltage X and Gamma Ray Radiotherapy Facilities*, vol. 5. 2005.
- [132] ICRP, "Lung Cancer Risk from Radon and Progeny and Statement on Radon - ICRP Publication 115," *Ann ICRP*, 2010.
- [133] T. P. V. Cordeiro and A. X. Silva, "Calculation of conversion coefficients for air kerma to ambient dose equivalent using transmitted spectra of megavoltage x-rays through concrete," *Radiat. Prot. Dosimetry*, vol. 152, no. 4, pp. 455–462, 2012.
- [134] A. Facure and A. X. Silva, "The use of high-density concretes in radiotherapy treatment room design," *Appl. Radiat. Isot.*, 2007.
- [135] K. Noto, K. Koshida, H. Iida, and A. Fukuda, "Evaluation of transmission data of diagnostic X rays through concrete using Monte Carlo simulation," *Radiat. Prot. Dosimetry*, 2009.
- [136] A. Allisy, W. A. Jennings, A. M. Kellerer, and J. W. Müller, "Report 51," *J. Int. Comm. Radiat. Units Meas.*, 1993.
- [137] ICRP, "ICRP Publication 110: Adult reference computational phantoms," *Ann. ICRP*, 2008.
- [138] M. A. Frota, V. R. Crispim, A. X. Silva, and A. Kelecom, "Spectrally average conversion coefficients for air kerma to ambient dose equivalent for clinical linear accelerator," *Appl. Radiat. Isot.*, vol. 67, no. 1, pp. 174–177, 2009.

- [139] D. Sheikh-Bagheri and D. W. O. Rogers, "Monte Carlo calculation of nine megavoltage photon beam spectra using the BEAM code," *Med. Phys.*, 2002.
- [140] J. D. F. P. T. Y. Z. D. M. W. D, "Ambient Dose Equivalent Versus Effective Dose For Quantifying Stray Radiation Exposures To A Patient Receiving Proton Therapy For Prostate Cancer," *Nucl. Technol.*, vol. 168, no. 1, pp. 173–177, 2010.
- [141] J. Daures, J. Gouriou, and J. M. Bordy, "Monte Carlo determination of the conversion coefficients $H_p(3)/K_a$ in a right cylinder phantom with 'PENELOPE' code. Comparison with 'MCNP' simulations," *Radiat. Prot. Dosimetry*, vol. 144, no. 1–4, pp. 37–42, 2011.
- [142] Y. Zheng, W. Newhauser, J. Fontenot, P. Taddei, and R. Mohan, "Monte Carlo study of neutron dose equivalent during passive scattering proton therapy," *Phys. Med. Biol.*, 2007.

TEZDEN ÜRETİLMİŞ YAYINLAR

İletişim Bilgisi: mstfcglr@gmail.com

Uluslararası Yayınlar

- [1] **M. Çağlar**, H. Kayacık, Y. Karabul, M. Kılıç, Z. Güven Özdemir, and O. İçelli, "Na₂Si₃O₇/BaO composites for the gamma-ray shielding in medical applications: Experimental, MCNP5, and WinXCom studies," Prog. Nucl. Energy, vol. 117, no. August, p. 103119, 2019.
- [2] T. Demirbay, **M. Çağlar**, Y. Karabul, M. Kılıç, O. İçelli, and Z. Güven Özdemir, "Availability of water glass/Bi₂O₃ composites in dielectric and gamma-ray screening applications," Radiat. Eff. Defects Solids, vol. 0150, pp. 1–16, 2019.
- [3] M. Kılıç, **M. Çağlar**, Y. Karabul, Z. Güven Özdemir, and O. İçelli, "Dielectric and gamma shielding properties of sodium silicate glassy structure modified with tungsten," Radiat. Eff. Defects Solids, vol. 0150, 2018.