



T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ
FİZİK ANA BİLİM DALI

**YÜKSEK ENERJİLİ FOTONLARIN VE ELEKTRONLARIN
RADYOTERAPİDE KULLANILAN BAZI MADDELERDEKİ
SOĞURULMA ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ**

Doktora Tezi

Telat AKSU

Danışman
Prof. Dr. Hasan GÜMÜŞ

SAMSUN
2020

**T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ
FİZİK ANA BİLİM DALI**

**YÜKSEK ENERJİLİ FOTONLARIN VE ELEKTRONLARIN
RADYOTERAPİDE KULLANILAN BAZI MADDELERDEKİ
SOĞURULMA ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ**

Doktora Tezi

Telat AKSU

Danışman

Prof.Dr. Hasan GÜMÜŞ

SAMSUN
2020

TEZ KABUL VE ONAYI

Telat AKSU tarafından, Prof. Dr. Hasan GÜMÜŞ danışmanlığında hazırlanan (*Yüksek Enerjili Fotonların ve Elektronların Radyoterapide Kullanılan Bazı Maddelerdeki Soğurulma Özelliklerinin İncelenmesi*) başlıklı bu çalışma, jürimiz tarafından 2.10.2020 tarihinde yapılan sınav sonucunda oy birliği ile başarılı bulunarak Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

	Unvanı Adı Soyadı Üniversitesi Ana Bilim/Ana Sanat Dalı	İmza	Sonuç
Başkan (Danışman)	Prof. Dr. Hasan GÜMÜŞ Ondokuz Mayıs Üniversitesi Fizik Anabilim Dalı		<input checked="" type="checkbox"/>
			Kabul <input type="checkbox"/> Ret
Üye	Prof. Dr. Nilgün Özbek OKUMUŞ Ondokuz Mayıs Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı		<input checked="" type="checkbox"/>
			Kabul <input type="checkbox"/> Ret
Üye	Prof. Dr. M. Çağatay TUFAN Ondokuz Mayıs Üniversitesi Radyolojik Bilimler Anabilim Dalı		<input checked="" type="checkbox"/>
			Kabul <input type="checkbox"/> Ret
Üye	Prof. Dr. Recep KESER Samsun Üniversitesi Temel Bilimler Anabilim Dalı		<input checked="" type="checkbox"/>
			Kabul <input type="checkbox"/> Ret
Üye	Doç. Dr. Gökhan KAŞTAŞ Samsun Üniversitesi Havacılık ve Uzay Bilimleri Fakültesi Uçak Bakım ve Onarım Anabilim Dalı		<input checked="" type="checkbox"/>
			Kabul <input type="checkbox"/> Ret

Bu tez, Enstitü Yönetim Kurulunca belirlenen ve yukarıda adları yazılı jüri üyeleri tarafından uygun görülmüştür.

ONAY

... / ... / ...

Prof. Dr. Ali BOLAT
Enstitü Müdürü

BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK BEYANI

Hazırladığım doktora tezinin bütün aşamalarında bilimsel etiğe ve akademik kurallara riayet ettiğimi, çalışmada doğrudan veya dolaylı olarak kullandığım her alıntıya kaynak gösterdiğimi ve yararlandığım eserlerin Kaynaklarda gösterilenlerden oluştuğunu, enstitü yazım kılavuzuna uygun yazıldığını ve TÜBİTAK Araştırma ve Yayın Etiği Kurulu Yönetmeliği'nin 3. bölüm 9. maddesinde belirtilen durumlara aykırı davranılmadığını taahhüt ve beyan ederim.

01 /11/ 2020

Telat AKSU

TEZ ÇALIŞMASI ÖZGÜNLÜK RAPORU BEYANI

Tez Başlığı : Yüksek Enerjili Fotonların ve Elektronların Radyoterapide Kullanılan Bazı Maddelerdeki Soğurulma Özelliklerinin İncelenmesi

Yukarıda başlığı belirtilen tez çalışması için şahsım tarafından 03/09/2020.tarihinde intihal tespit programından alınmış olan özgünlük raporu sonucunda;

Benzerlik oranı : % 18

Tek kaynak oranı : % 5 çıkmıştır.

01/11/ 2020

Danışman: Prof. Dr. Hasan GÜMÜŞ

ÖZET

YÜKSEK ENERJİLİ FOTONLARIN VE ELEKTRONLARIN RADYOTERAPİDE KULLANILAN BAZI MADDELERDEKİ SOĞURULMA ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ

Telat AKSU

Ondokuz Mayıs Üniversitesi

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü

Doktora, Ekim/2020

Danışman: Prof. Dr. Hasan GÜMÜŞ

Radyoterapide, radyasyonun tehlikeli yan etkilerini göz önünde bulundurarak, tümör etrafındaki sağlıklı dokuların korunması gereklidir. Normal dokuların korunması radyasyon ışınlarını zırhlayarak gerçekleştirilebilir. Cerrobend genellikle radyasyon zırhlamasında kullanılır. Katı fantomlar, radyoterapide rutin dozimetrik kalite kontrol testlerinde yaygın olarak kullanılır ve bolus hastanın burun veya kulakları gibi düzensiz alanlarını tedavi ederken, eksik dokuyu kompanse etmede veya build-up dozunu yüzeye çekmek için sıklıkla kullanılır.

Bu çalışmada, cerrobend, katı fantom ve bolusun soğurulma özellikleri incelendi. γ -ışını kütle ve lineer soğurma katsayıları deneysel olarak elde edildi. Gama ışınları, ^{137}Cs ve ^{60}Co kaynaklarından elde edildi. Aynı zamanda, cerrobend, bolus ve katı fantomun, 0.001 MeV–10 GeV aralığındaki foton enerjilerinde yarı-değer kalınlıkları, kütle ve lineer soğurma katsayıları ve onda bir değer kalınlıkları elde etmek için teorik hesaplamalar gerçekleştirildi. Cerrobend, bolus ve katı fantomun deneysel lineer soğurma katsayıları, yarı-değer kalınlığı ve onda bir değer kalınlıkları ve kütle soğurma katsayıları, XCOM kullanılarak elde edilen teorik değerlerle karşılaştırıldı. Ayrıca, 0.125 - 5 MeV enerji aralığındaki EGSnc parçacık transport kodu kullanılarak, cerrobend, bolus ve katı fantom için hesaplamalar yapıldı.

Anahtar Sözcükler: Bolus, cerrobend, Egsnrc, HVL, katı fantom, MFP, soğurma katsayıları, TVL, XCOM.

ABSTRACT

INVESTIGATIONS OF ATTENUATION PROPERTIES HIGHER ENERGY PHOTONS AND ELECTRONS IN SOME MATERIALS USED FOR RADIOTHERAPY

Telat AKSU

Ondokuz Mayıs University

Institute of Graduate Studies

Department of Physics

Doctorate, October/2020

Supervisor: Prof. Dr. Hasan GÜMÜŞ

In radiation therapy, regarding hazardous effects of radiation for healthy tissues surrounding tumoral tissues; the protection of normal tissues is essential. The protection of normal tissues can be performed by shielding of radiation beams. Cerrobond is generally used for shielding radiation beams. Solid phantoms are widely used in radiotherapy for routine dosimetric quality assurance tests and bolus is often used when treating uneven areas of a patient, such as at the nose or ears, to compensate for missing tissue, or to provide build-up of dose to the skin surface.

In this study, we investigated of attenuation properties cerrobond, solid phantom and bolus. The γ -ray energy-dependent mass and linear attenuation coefficients of cerrobond, bolus and solid phantom have been experimentally obtained. The gamma-rays were obtained from ^{137}Cs and ^{60}Co sources. Also theoretical calculations have been performed in order to obtain the half-value thicknesses, mass and linear attenuation coefficients, and the tenth-value thicknesses at photon energies 0.001 MeV–10 GeV for the dependent mass and linear attenuation coefficients of cerrobond, bolus and solid phantom. The experimental linear attenuation coefficients, half value layer, tenth-value thicknesses and mass attenuation coefficients of bolus, cerrobond and solid phantom were compared with theoretical values obtained using XCOM. Also cerrobond, bolus and solid phantom were calculated by means of EGSnrc particle transport code within the energy range 0.125 - 5 MeV.

Keywords: Attenuation coefficients, bolus, cerrobond, Egsnrc, HVL, MFP, solid phantom, TVL, XCOM.

ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR

Bilgi birikimi ve tecrübesi ile bana her konuda her zaman destek olan değerli hocam Prof. Dr. Hasan Gümüş'e, görüş ve önerileri ile çalışmama değer katan tez izleme komitemdeki hocalarım Prof. Dr. Nilgün Özbek Okumuş, Prof. Dr. Mustafa Çağatay Tufan'a, bu çalışmada bolus hazırlamamda yardımcı olan medikal fizik uzmanı Halil Küçücük ve bu çalışmada kullandığımız Egsnrc hesaplamalarında yardımcı olan Dr. Hasan Gülbiçim'e en derin şükranlarımı sunarım.

Öğrenim hayatım boyunca bana her türlü desteği sağlayan canım annem ve babama, çalışmalarım süresince yanımda olan sevgili eşim ve biricik kızlarıma sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	iii
ABSTRACT.....	iv
ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR.....	v
İÇİNDEKİLER.....	vi
SİMGE VE KISALTMALAR	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	ix
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	xi
1. GİRİŞ.....	1
1.1. Tezin Amacı.....	2
1.2. Tezin Planı.....	2
1.3. Literatür Özeti.....	2
2. GENEL BİLGİLER.....	5
2.1. Fotonun Madde İle Etkileşimi.....	5
2.1.1. Fotoelektrik Olay	5
2.1.2. Compton Olayı.....	8
2.1.2.1. Compton Olayının Enerji Ve Atom Numarasına Bağlılığı:.....	9
2.1.3. Çift Oluşum Olayı.....	10
2.1.3.1. Çift Oluşum Olayının Atom Numarası İle Değişimi	12
2.1.4. Kohorent Saçılma.....	13
2.1.5. Fotonükleer Soğurma	15
2.1.6. Etkileşimlerde Toplam Soğurma Katsayısı (μ/ρ)'nın Önemi	15
2.2. Yüklü Parçacıkların Etkileşimleri	17
2.2.1. Elektronların Madde İle Etkileşmesi.....	18
2.3. Foton Etkileşmeleri.....	20
2.3.1. Soğurma ve Geçiş	20
2.3.2. Işın Kalitesi	23
2.4. Medikal Lineer Hızlandırıcılar	26
2.4.1. Hızlandırıcıların Tarihi Gelişimi.....	26
2.4.2. Hızlandırıcıların Kullanım Alanları	27
2.4.3. Medikal Lineer Hızlandırıcının Çalışma Prensibi.....	28
2.5. Parçacık Simülasyonu için Bilgisayar Kodları	32
2.5.1. MCNP	32
2.5.2. GEANT4	32
2.5.3. EGS.....	32
3. MATERYAL VE YÖNTEM.....	35
3.1. Tezde Kullanılan Maddeler.....	35

3.1.1. Katı Fantom	35
3.1.2. Cerrobend.....	35
3.1.3. Bolus.....	36
3.2. Teorik Yöntem.....	37
3.3. Deneysel Yöntem.....	38
3.4. Lineer Hızlandırıcı Ölçümleri.....	41
3.5. EGS Monte Carlo Kodu Hesaplamaları.....	42
4. BULGULAR VE TARTIŞMA.....	44
4.1. XCOM Sonuçları.....	44
4.2. NaI (TI) Spektrometre Sistemi İle Elde Edilen Sonuçlar.....	46
4.3. EGS Programı İle Elde Edilen Sonuçlar.....	47
4.4. Lineer Hızlandırıcı İle Elde Edilen Sonuçlar.....	52
5. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	69
KAYNAKLAR.....	72
ÖZGEÇMİŞ.....	74

SİMGELER VE KISALTMALAR

λ	: Dalga Boyu (cm)
ν	: Frekans (Hertz)
c	: Işık Hızı (3×10^8 m/sn)
E	: Enerji (Joule)
I	: Foton Şiddeti
h	: Planck Sabiti (6.62×10^{-34} J.sn)
m	: Kütle (gr)
μ	: Lineer Zayıflatma Katsayısı (cm^{-1})
μ_m	: Kütleli Zayıflatma Katsayısı (cm^2/gr)
e	: Elektron Yüğü (1.6×10^{-19} C)
ρ	: Yoğunluk (gr/cm^3)
e^-	: Elektron
e^+	: Pozitron
α	: Alfa Parçacığı
β	: Beta Parçacığı
γ	: Gama Işınması
σ	: Tesir Kesiti
σ_t	: Atomik Tesir Kesiti (barn/atom)
σ_e	: Elektronik Tesir Kesiti (barn/atom)
Z_{eff}	: Etkin Atom Sayısı
N_{eff}	: Etkin Elektron Yoğunluğu (elektron/ cm^3)
N_A	: Avagadro Sayısı (6.02×10^{23} mol $^{-1}$)
N	: Ortalama Atomik Kütle
HVL	: Yarı değer Kalınlık
TVL	: Onda Bir Değer Kalınlık
MFP	: Ortalama Serbest Yol

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Fotoelektrik olay.	6
Şekil 2.2. Compton olayı	8
Şekil 2.3. Çift oluşum olayı	11
Şekil 2.4. Karbon(Z=6) ve Kurşun (Z=82) için foton enerjisinin fonksiyonu olarak atom numarasının karesi ile bölünen p_{air} atomik soğurma katsayısı	12
Şekil 2.5. Kohorent saçılma.....	14
Şekil 2.6. Fotonükleer soğurma.	15
Şekil 2.7. Kurşun ve su için foton enerjisinin fonksiyonu olarak toplam kütle soğurma katsayısı μ/ρ 'nun eğrisi.....	16
Şekil 2.8. Elektron etkileşmeleri.....	18
Şekil 2.9. Elektron enerjisinin fonksiyonu olarak çarpışma ve radyatif elektron kayıpları.....	19
Şekil 2.10. Soğurma ve geçiş olayı.....	21
Şekil 2.11A. Soğurma olayının lineer grafiği	22
Şekil 2.11B. Soğurma olayının yarı-logaritmik gösterimi.....	22
Şekil 2.12. Farklı maddeler için soğurma olayının yarı-logaritmik gösterimi.....	23
Şekil 2.13A. Polienerjili (çok enerjili) fotonların soğurulmasının derinliğe bağlı olarak değişimi.....	25
Şekil 2.13B. Polienerjili (çok enerjili) fotonların soğurulmasında HVL,TVL	25
Şekil 2.14. Medikal lineer hızlandırıcıların blok diyagramı.....	28
Şekil 2.15. Hızlandırma mekanizması.	28
Şekil 2.16. Yüksek enerjili X-ışınlarının oluşumu	29
Şekil 2.17. Elektron ışınlarının oluşumu.	30
Şekil 2.18. MLC (çok yapraklı kolimatör) sistemi.	30
Şekil 2.19. Medikal lineer hızlandırıcılarda hızlandırma tüpü	31
Şekil 2.20. Medikal lineer hızlandırıcılarda drift tüpleri.	31
Şekil 3.1. RW3 katı su fantomu.....	35
Şekil 3.2. Cerrobend alaşımı.....	36
Şekil 3.3. Bolus.....	37
Şekil 3.4. NaI (TI) spektrometre sistemi.....	38
Şekil 3.5. Soğurma katsayısı ölçüm düzeneği.....	39
Şekil 3.6. Karışık kaynak için boş sayım.....	40
Şekil 3.7. Ölçülecek maddenin yerleştirilmesi.....	40
Şekil 3.8. Ölçülecek madde yerleştirildikten sonra elde edilen sayım.	41
Şekil 3.9. Lineer hızlandırıcı ile ölçüm düzeneği.....	41

Şekil 3.10. PTW farmer tipi iyon odası.....	42
Şekil 3.11. DOSXYZnrc kodu örneklemeşi.....	42
Şekil 4.1. Cerrobend için XCOM ile elde edilen grafik.....	44
Şekil 4.2. Katı Fantom için XCOM ile elde edilen grafik.....	45
Şekil 4.3. Bolus için XCOM ile elde edilen grafik.....	45
Şekil 4.4. Cerrobend için soğurma katsayıları grafiği.....	48
Şekil 4.5. Katı Fantom için soğurma katsayıları grafiği.....	49
Şekil 4.6. Bolus için soğurma katsayıları grafiği.....	49
Şekil 4.7. Cerrobend için HVL,TVL ve MFP grafiği.....	50
Şekil 4.8. Katı fantom için HVL,TVL ve MFP grafiği.....	51
Şekil 4.9. Bolus için HVL,TVL ve MFP grafiği.....	51
Şekil 4.10. Lineer Hızlandırıcılarda deneysel yöntem düzeneği.....	52
Şekil 4.11. Sudaki yüzde derin dozun derinliğe karşı grafiği.....	53
Şekil 4.12. 6MeV için katı fantomda dozun derinlik ile değiğimi	54
Şekil 4.13. 9MeV için katı fantomda dozun derinlik ile değiğimi	55
Şekil 4.14. 12MeV için dozun katı fantomda derinlik ile değiğimi	56
Şekil 4.15. 16MeV için katı fantomda dozun derinlik ile değiğimi	57
Şekil 4.16. 20MeV için katı fantomda dozun derinlik ile değiğimi	58
Şekil 4.17. 6MeV için bolusda dozun derinlik ile değiğimi.....	59
Şekil 4.18. 9MeV için bolusda dozun derinlik ile değiğimi	60
Şekil 4.19. 12MeV için bolusda dozun derinlik ile değiğimi	61
Şekil 4.20. 16MeV için bolusda dozun derinlik ile değiğimi	62
Şekil 4.21. 20MeV için bolusda dozun derinlik ile değiğim.....	63
Şekil 4.22. 6MeV için cerrobendde dozun derinlik ile değiğimi	64
Şekil 4.23. 9MeV için cerrobendde dozun derinlik ile değiğimi	65
Şekil 4.24. 12MeV için cerrobendde dozun derinlik ile değiğimi	66
Şekil 4.25. 16MeV için cerrobendde dozun derinlik ile değiğimi.....	67
Şekil 4.26. 20MeV için cerrobendde dozun derinlik ile değiğimi	68

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1. Çeşitli maddeler için gram başına düşen elektron sayısı.....	10
Çizelge 2.2. Su'da fotoelektrik, compton ve çift oluşumun önemi.....	16
Çizelge 4.1. Farklı kalınlıklardaki maddelerin NaI(Tl) spektrometre sistemi ölçüm sonuçları.....	46
Çizelge 4.2. Cerrobend için kütle soğurma katsayıları.....	47
Çizelge 4.3. Katı fantom için kütle soğurma katsayıları.....	47
Çizelge 4.4. Bolus için kütle soğurma katsayıları.....	48
Çizelge 4.5. 6MeV için katı fantom ile elde edilen doz sonuçları.....	54
Çizelge 4.6. 9MeV için katı fantom ile elde edilen doz sonuçları.....	55
Çizelge 4.7. 12MeV için katı fantom ile elde edilen doz sonuçları.....	56
Çizelge 4.8. 16MeV için katı fantom ile elde edilen doz sonuçları.....	57
Çizelge 4.9. 20MeV için katı fantom ile elde edilen doz sonuçları.....	58
Çizelge 4.10. 6MeV için bolus ile elde edilen doz sonuçları.....	59
Çizelge 4.11. 9MeV için bolus ile elde edilen doz sonuçları.....	60
Çizelge 4.12. 12MeV için bolus ile elde edilen doz sonuçları.....	61
Çizelge 4.13. 16MeV için bolus ile elde edilen doz sonuçları.....	62
Çizelge 4.14. 20MeV için bolus ile elde edilen doz sonuçları.....	63
Çizelge 4.15. 6MeV için cerrobend ile elde edilen doz sonuçları.....	64
Çizelge 4.16. 9MeV için cerrobend ile elde edilen doz sonuçları.....	65
Çizelge 4.17. 12MeV için cerrobend ile elde edilen doz sonuçları.....	66
Çizelge 4.18. 16MeV için cerrobend ile elde edilen doz sonuçları.....	67
Çizelge 4.19. 20MeV için cerrobend ile elde edilen doz sonuçları.....	68

1. GİRİŞ

Günümüzde radyasyonun temel bilimde, tıpta, tarımda, endüstride ve askeri amaçlarda kullanılması çok büyük ve geniş boyutlara ulaşmıştır.

Son yıllarda hızla artış gösteren kanser vakalarının teşhis ve tedavisinde sıklıkla radyasyon kullanımına başvurulmaktadır. Radyoterapi olarak da adlandırılan Radyasyon Tedavisi, yüksek enerjili X-ışınlarını, elektron demetlerini ve radyoaktif izotopları normal dokular için güvenli olan doz sınırlarını aşmadan kanser hücrelerini öldürmek için kullanılır. Radyoterapide amaç, hasta üzerinde belirlenen hedef hacminde en uygun dozu verirken, kritik organ ve civardaki sağlıklı dokuları korumaktır. İyi bir tedavi yapılabilmesi için zor geometrilerde bulunan organların tedavisinde radyasyonla ışına yapabilmek için medikal lineer hızlandırıcılar yaygın bir şekilde kullanılmaktadır (Podgorsak, 2005).

Radyoterapide cerrobend, bolus ve katı fantom gibi maddeler sıklıkla kullanılır. Bunların radyasyonla etkileşimini bilmek gerek hasta tedavisi açısından gerekse radyasyondan korunma açısından önem arz etmektedir.

Bir ortama giren gama radyasyonunun madde ile etkileşmesi, ortamın lineer soğurma katsayısına bağlıdır. Gelen fotonun enerjisine ve ortamın atom numarasına bağlı olan lineer soğurma katsayısı, gelen fotonun madde içindeki giriciliğini ve davranışını karakterize eder. Lineer soğurma katsayısı soğurucu ortamın yoğunluğuna da bağlıdır. Yoğunluğa bağımlılığından kurtulmak için “kütle soğurma katsayısı” ifadesi kullanılır. Kütle soğurma katsayısı $\mu_m = \mu/\rho$ olarak tanımlanır. Eğer μ , cm^{-1} , soğurucu maddenin yoğunluğu g/cm^3 ise kütle soğurma katsayısı μ_m , cm^2/g boyutunda olacaktır (Hubbell ve Seltzer, 1995).

Soğurma katsayılarını hesaplamak için teorik ve deneysel yöntemler mevcuttur. Biz bu çalışmamızda teorik hesaplamalarda XCOM’u, deneysel incelemede lineer hızlandırıcı ve NaI dedektörü kullandık. Bilgisayar programı için ise EGSnrc bilgisayar kodunu kullandık.

1.1. Tezin Amacı

Bu çalışmada radyoterapide sıklıkla kullanılan cerrobend, bolus ve katı fantomun foton ve elektronlar ile etkileşimini teorik ve deneysel olarak inceleyip, lineer ve kütle soğurma katsayılarını, HVL, TVL ve MFP değerleri hesaplandı.

Tezin amacına yönelik ilk olarak 3 madde için 0.5, 1 ve 2 cm kalınlıklarda numuneler hazırlandı. Deneysel veriler, üniversitemizin Nükleer Fizik laboratuvarındaki sintilasyon NaI(Tl) dedektörlü gama spektrometre sisteminde gerçekleştirildi. Numune varken ve yokken 1800 saniyede sayımlar alındı. Buradan soğurma katsayıları hesaplandı. Daha sonra çalışmanın teorik hesabı için XCOM programı ile herbir numune için kimyasal formülleri yazılarak soğurma katsayıları hesaplandı.

Son olarak fotonların ve elektronların taşınmasında yaygın olarak kullanılan MC programlardan birisi olan EGSnrc kullanılarak soğurma katsayıları hesaplanmıştır.

1.2. Tezin Planı

Tezin I. Bölümünde ilgili literatür kapsamlı bir şekilde ele alınmıştır. II. Bölümde soğurma katsayıları, HVL, TVL, MPF değerleri deneysel, teorik ve EGSnrc MC kodu ile hesaplamaları anlatılmıştır. III. Bölümde cerrobend, katı fantom ve bolus için elde edilen deneysel, teorik ve EGSnrc MC kodu sonuçları karşılaştırılmıştır. IV. Bölümde elde edilen sonuçlar değerlendirilmiştir.

1.3. Literatür Özeti

Fotonlar bir ortamdan veya maddeden geçerken, maddenin atomları ile yaptıkları rastgele karşılıklı etkileşimler sonucunda ya ortama enerji bırakarak soğrulabilir ya da saçılabilir. Madde ile gelen fotonlar arasında gerçekleşen soğurulma ve saçılma olaylarında, hedef maddenin kalınlığı ve atom numarası önemlidir. Soğurucu madde belli bir kalınlıktan daha ince ise, parçacıkların çoğu soğurucu maddeden geçer ancak soğurucu madde belli bir kalınlıktan daha büyük olduğu zaman, parçacıklar bütün enerjisini kaybeder ve soğurucu maddeden çıkamaz. Lineer soğurma katsayısı, gelen fotonun madde içindeki giriciliğini ve davranışını belirleme kullanılır. Bu katsayı soğurucu ortamın yoğunluğuna da bağlı olduğu için, yoğunluğa bağımlılığı ortadan kaldırmak için “kütle soğurma katsayısı” kullanılır. Bu katsayılar

bulunduktan sonra bununla ilgili değerler olan yarı-değer kalınlık (HVL), onda-bir değer kalınlık (TVL) ve ortalama serbest yol (MFP) gibi değerler kolaylıkla bulunabilir. Literatürde çok farklı maddeler için soğurma katsayısı ve ilgili değerleri ile yapılmış birçok çalışma mevcuttur. Biz tezimizde radyoterapide kullanılan cerrobend, katı fantom ve bolusun soğurma özelliklerini inceleyip buna bağlı değerleri teorik, deneysel ve EGSnrc bilgisayar programı ile inceleyeceğiz.

Tellili ve arkadaşları 2017 yılında farklı maddeler ile hazırlanmış değişik yoğunluklardaki cerrobend alaşımları için soğurulma katsayılarını hesaplamıştır (Tellili vd, 2017). Radyoterapide ilgili hastaya özel olarak hazırlanan bir alaşım olan cerrobend yaygın bir şekilde kullanılır. Çünkü kurşunun erime sıcaklığı 327° C iken, cerrobendin erime sıcaklığı 95°C olduğu için kolaylıkla eritilip istenilen şekilde kullanılabilir. Cerrobend bir alaşım olduğu için farklı elementler kullanılabilir. Tellili ve arkadaşları 2017 yılındaki çalışmasında cerrobend alaşımını hazırlamak için Cd, In, Sn, Sb, Bi, ve Pb elementlerini farklı oranlarda kullanmıştır. Kadmiyum, solunduğunda akciğerlerde, böbreklerde, kalpte hasarlara yol açtığı ve kansere neden olabileceği raporlandığı (zkurt, 2010) için ülkemizde artık kullanılmamaktadır. Bizim alışmamızda kullandığımız cerrobendin içeriğinde %50 Bi, %31,8 Pb, %18,2 Sn elementleri vardır.

Radyasyonu tedavi amaçlı kullanırken, tedavinin başarısını belirlemede cihazların kalite kontrollerini yapmak oldukça önemlidir. Kalite kontrol testlerinde, foton ve elektron ölçümlerinde su fantomu kullanılması önerilir. Fakat su fantomunun kurulumunun uzun sürmesi, su geçirmeyen dedektörlere ihtiyaç duyulması nedeniyle doku eşdeğeri malzemelerden üretilen katı fantomlar yaygın olarak kullanılmaktadır (Hill vd, 2008). Doku eşdeğeri katı fantom malzemelerinin fiziksel yoğunlukları ve radyasyon soğurma katsayısı özellikleri dokuya yakın olması gerekmektedir. Malzemeleri deneysel olarak inceleyen çalışmalar olmakla birlikte, günümüzde teknolojinin gelişmesiyle birlikte bilgisayar programları ve Monte Carlo kodları kullanılarak yapılan çalışmalar da literatürde artmaktadır (Hill vd, 2008).

Hill ve arkadaşları 2008 yılında farklı malzemelerden üretilen (RMI457, plastik, RW3 ve pleksi) katı fantomların soğurma değerlerini su ile karşılaştırmıştır. Teorik hesaplamalarda XCOM'dan elde ettiği değerleri, deneysel sonuçlar için teknezyum-99m kaynağını, bilgisayar kodu olarak ta EGSnrc Monte Carlo kodunu

kullanmıştır. Deneysel, teorik ve bilgisayar kodu ile hesaplamada yaklaşık %1 fark bulmuştur.

Tezde incelediğimiz bir diğer madde de bolustur. Bolus hastanın burun veya kulakları gibi düzensiz alanlarını tedavi ederken, eksik dokuyu kompanse etmede veya cilt tümörlerinde build-up dozunu yüzeye çekmek için kullanılır (Tunçel vd, 2001).

2001 yılında Tunçel ve arkadaşları radyoterapi kliniğinde kullanılmak üzere bolus yapmak istemişlerdir. Bu bolus materyalini elde etmek için jelatin, gliserin, su, etil alkol ve sodyum azit kullanmışlardır. Hazırladıkları bolusları farklı kalınlıklarda Co-60 ile ışınlayıp, RW3 katı fantomunun absorpsiyonu ile karşılaştırmışlardır. Değerleri oldukça yakın bulup, klinikte kullanılabilir olduğuna karar vermişlerdir. Daha sonra yüksek enerjili X-ışınları için de bolus olarak kullanılabilceği gösterildi (Etirli, 2012).

Etirli 2012 yılında bir kabın içinde 300gr jelatin, 450cc gliserin, 953cc su, 7,5cc alkol ve 90cc sodyum asid bir ısıtıcıda karıştırarak homojen hale getirdi. Bolusun yoğunluğunun dokuya eşdeğer olup olmadığına bakmak için 1 cm'lik plaka haline getirilip, katı su fantomu ile karşılaştırıldı. Katı su fantomun yüzeyi SSD=100 cm ve 0.6cc iyon odası 5cm derinlikte olacak şekilde 6 MV foton enerjisinde 100 MU verildi. Daha sonra katı fantomun yerine hazırlanan 1 cm'lik bolus plakası yerleştirilip 100 MU verildi. Aradaki fark yaklaşık %0,5 idi. Böylece hazırladıkları bolusun yüksek enerjilerde de kullanılabilceğini göstermiş oldular. Bu tez çalışmasında da Etirli' nin yapmış olduğu oranlar kullanılıp bolus hazırlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Fotonun Madde İle Etkileşimi

Fotonlar bir ortam veya maddeden geçerken, madde ve fotonlar arasındaki etkileşim sonucunda ortama enerji transfer eder. Bu enerji transferi gerçekleştikten sonra soğurucu ortamdan elektronlar çıkarılmasına neden olur. Çıkan bu yüksek hızlı elektronlar, yolları boyunca atomları iyonlaşma ve uyarma yoluyla enerjilerini transfer eder.

Soğurucu madde ile fotonlar arasındaki etkileşim olayları başlıca 5 şekilde olur.

1. Fotoelektrik olay,
2. Compton olayı,
3. Çift oluşum,
4. Koherent saçılma,
5. Fotonükleer soğurma.

Bu olayların her biri soğurucu maddenin atom sayısı, foton enerjisi ve soğurma katsayıları ile gösterilebilir. Toplam soğurma katsayısı şu şekilde ifade edilebilir:

$$\mu/\rho = \left(N_A/A_M \right) (\sigma_{Ra} + \sigma_{Co} + \sigma_{Ph} + \sigma_{Pp}) \quad (2.1)$$

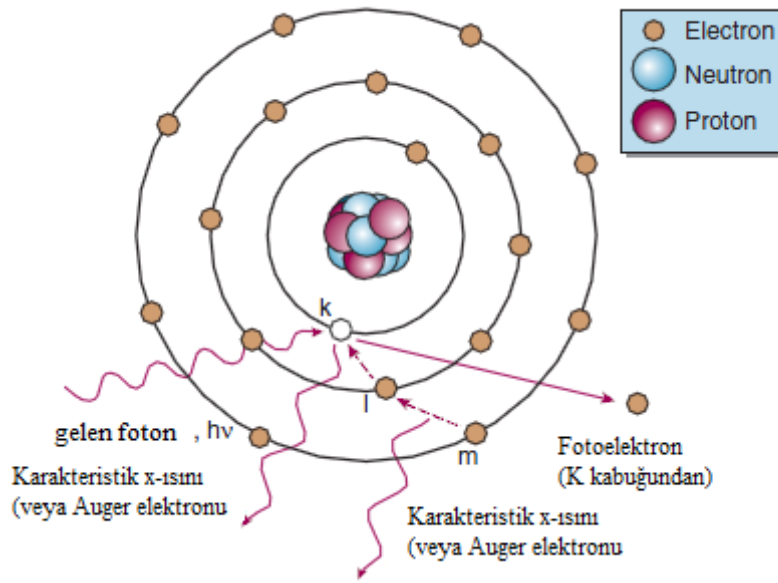
Burada σ_{Ra} , σ_{Co} , σ_{ph} ve σ_{pp} sırasıyla koherent saçılma, compton olayı, fotoelektrik olay ve çiftoluşum için soğurma katsayılarıdır. N_A avagadro sayısı ve A_M atom numarasıdır.

2.1.1. Fotoelektrik Olay

Enerjisi 0.5 MeV' den daha küçük fotonlar, içinden geçtikleri ortamın atomları tarafından soğurulmasında görülen en sık etkileşimdir. Fotoelektrik olayda, $h\nu$ enerjisinin tümünü içinden geçtiği ortamın sıkı bağlı elektronlarından birine vererek kaybolarak atomun yörünge elektronlarından birisini fırlatır. Bu elektrona fotoelektron denir. Gelen fotonun enerjisi ilk önce, elektronu bağlı olduğu yörüngeden koparabilmek için E_b bağlanma enerjisi kullanılır, geriye kalan ise elektrona kinetik enerji olarak aktarılır.

$$h\nu = E_k + E_b \quad (2.2)$$

Bu tip etkileşmeler atomun K, L, M, N yörüngelerindeki elektronlarıyla olur. Elektron atomdan fırladıktan sonra yörüngede bir boşluk oluşarak atom uyarılmış hale gelir. Atom uyarılmış halde uzun süre kalamayacağı için, bu boşluk atomun dış yörünge elektronlarından biri ile doldurulur, bu sırada X-ışınları yayınlanır. Çıkan bu ışınlara karakteristik X-ışınları adı verilir. Ayrıca atom tarafından bu karakteristik X-ışınları soğurulabilir. Bu olaya Auger olayı, yayınlanan bu elektrona ise Auger elektronları denir.



Şekil 2.1. Fotoelektrik olay (Gunderson, 2021)

Yayınlanan fotoelektronun kutupsal açısı θ_e olsun. θ_e , K kabuğu hidrojenik elektron dalga fonksiyonlarını kullanan Sauter (1931) tarafından çıkarılan K kabuğu tesir kesitlerinden örneklenir. Elektron başına diferansiyel tesir kesiti (DCS),

$$\frac{d\sigma_{Ph}}{d\Omega_e} = \alpha^4 r_e^2 \left(\frac{Z}{K}\right)^5 \frac{\beta^3 \sin^2\theta_e}{\gamma (1-\beta\cos\theta_e)^4} \left[1 + \frac{1}{2}\gamma(\gamma-1)(1-\beta\cos\theta_e)\right] \quad (2.3)$$

olarak yazılabilir. Burada α ince yapı sabiti, r_e klasik elektron yarıçapı ve γ ve β aşağıdaki gibi ifade edilir.

$$\gamma = 1 + \frac{E_e}{(m_e c^2)} \quad , \quad \beta = \frac{\sqrt{E_e(E_e + 2m_e c^2)}}{E_e + m_e c^2} \quad (2.4)$$

Bu tesir kesiti ifadesi sadece yüksek enerjili fotonlar tarafından K kabuğu iyonlaşmaları için geçerlidir. Bununla birlikte, birçok pratik simülasyonlarda atomik kabuk ve foton enerjilerine bakmaksızın herhangi bir foto iyonlaşma olayını tanımlamak için Sauter 'in dağılımı kullanıldığı zaman çok fazla hata olmaz.

Bunun asıl nedeni, yayınlanan fotoelektron hemen ortam ile etkileşmeye başlar ve onun hareket doğrultusu, uzunluğu fotonun ortalama serbest yolundan çok daha kısa olduktan sonra önemli ölçüde değişir. Öte yandan, foton enerjisi K kenarını aştığında, iyonlaşmaların çoğu K-kabuğunda meydana gelir ve sonra Sauter (1931) dağılımı iyi yaklaşım sunar (Salvat vd, 2006).

Yumuşak dokuların K kabuğundaki bağlanma enerjisi yaklaşık 0.5 keV olduğundan, biyolojik soğurucularda üretilmiş karakteristik fotonların enerjisi çok düşüktür ve yerel olarak soğurulmuş olduğu düşünülebilir. Fotoelektrik soğurma tesir kesiti fotonun enerjisine,

$$\sigma_{Ph} \propto 1/E^3 \quad (2.5)$$

şeklinde bağlıdır.

Farklı materyaller için fotoelektrik soğurma tesir kesiti atom numarasına

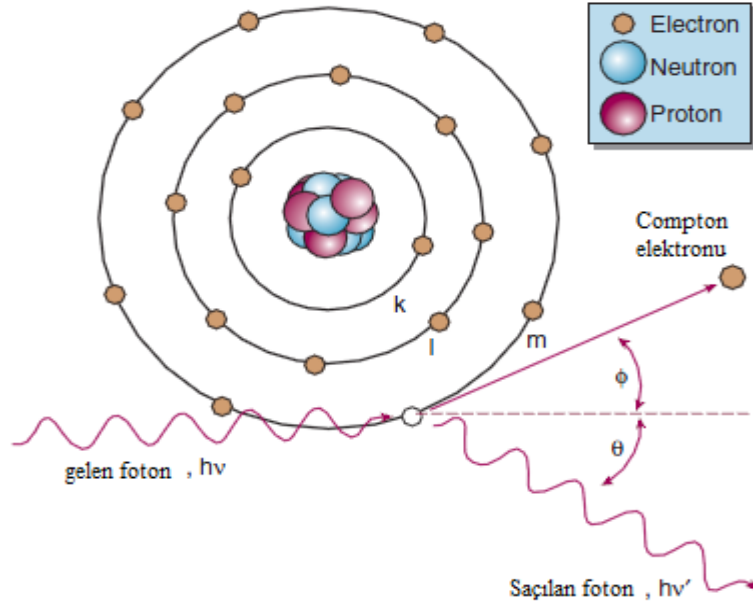
$$\sigma_{Ph} \propto Z^3 \quad (2.6)$$

şeklinde bağlıdır.

Bu bağıntı diagnostik radyolojinin çeşitli uygulamaları için temel bir formüldür. Kemik, kas, yağ gibi farklı atom numarasına sahip yapıların X-ışını soğurulumu farklı olacağı için, Z^3 'e bağlılık kontrast maddeler (BaSO₄ karışımı) kullanıldığında önemli olur. Tedavi kısmında ise, yüzeysel ve orta voltaj cihazlardan çıkan düşük enerjili ışınlar bu formüle göre kemikte yüksek soğurmaya neden olur. Fotoelektrik olayda yayınlanan elektronların açisal dağılımı gelen fotonun enerjisine bağlıdır. Düşük enerjili bir foton için fotoelektron, gelen fotonun yönüne göre 90⁰ de yayınlanırken, fotonun enerjisi arttığında fotoelektronlar ileri yönde yayınlanır. Eğer yeterince enerjisi varsa, farklı atomların elektronlarına çarpar ve yeni iyonlaşmalara neden olur (Salvat vd, 2006).

2.1.2. Compton Olayı

Compton olayında, foton atomun dış yörüngedeki zayıf bağlı elektronları ile etkileşir. Zayıf bağlı bu elektronların enerjisi gelen fotonun enerjisinden az olduğu için, gelen fotonun enerjisinin bir bölümü elektrona kinetik enerji olarak verilerek elektron θ açısıyla yayınlanır. Foton ise kalan enerjisi ile gidiş yönünden Φ açısıyla saparak devam eder.



Şekil 2.2. Compton olayı (Gunderson, 2021)

Compton olayı, enerji ve momentum korunumu kanunlarına göre ele alınıp, foton ve elektron arasındaki çarpışmalara göre şu şekilde analiz edilebilir:

$$E = hv_0[\alpha(1 - \cos\phi)/(1 + \alpha(1 - \cos\phi))] \quad (2.7)$$

$$hv' = hv_0[1/(1 + \alpha(1 - \cos\phi))] \quad (2.8)$$

$$\cot\theta = (1 + \alpha)\tan\phi/2 \quad (2.9)$$

$$\alpha = hv_0/m_0 \cdot c^2 = hv_0/0.511 \quad (2.10)$$

Compton saçılmasında fotonun serbest durumdaki bir elektron ile çarpışmasında diferansiyel tesir kesiti Klein-Nishina formülüne benzer olarak aşağıdaki şekilde ifade edilebilir.

$$\frac{d\sigma_{Co}^{KN}}{d\Omega} = \frac{r_e^2}{2} \left(\frac{E_c}{E}\right)^2 \left(\frac{E_c}{E} + \frac{E}{E_c} - \sin^2\theta\right) \quad (2.11)$$

Bu basit diferansiyel tesir kesiti formülü genellikle eski MonteCarlo transport kodlarında kullanılmakla beraber, atom ile fotonların compton etkileşimleri açıklamada kabaca bir yaklaşım sunar (Salvat vd, 2006). Gerçekte ise, atomik elektronlar durgun olmamakla beraber belirli bir momentum dağılımı ile hareket eder. Bu bize compton çizgisinin Doppler sınırını verir. Bu durumda, bağlı elektronların geçişleri sadece enerji transferi $E-E^1$, aktif kabuğun U_i iyonlaşma enerjisinden daha büyük olduğu durumlarda izin verilir.

2.1.2.1. Compton olayının enerji ve atom numarasına bağlılığı:

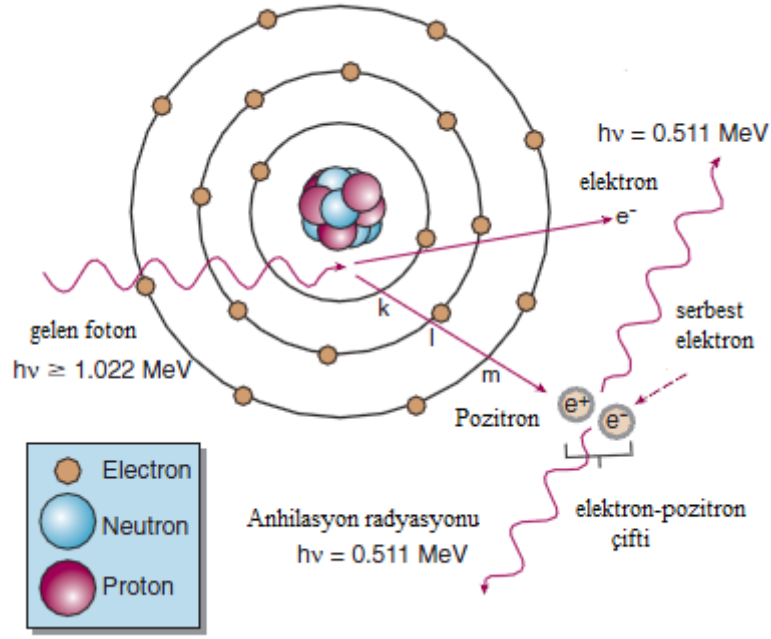
Compton olayı serbest elektron ve foton arasındaki etkileşimdir. Gelen fotonun enerjisi elektronun bağlanma enerjisinden çok büyük olmalıdır. Gelen fotonun enerjisi elektronun bağlanma enerjisinden biraz büyük veya eşit ise fotoelektrik olayın oluşma olasılığı artar. Bu nedenle fotonun enerjisi K yörüngesi bağlanma enerjisinden artmaya başladığında Compton olayının gerçekleşme ihtimali artar. Compton olayı, soğrulan maddenin serbest elektronları ile gerçekleşen bir etkileşim olduğundan Z' den bağımsız olup, soğurma katsayısı sadece gram başına elektron sayısına bağlıdır. Bu nedenle elementlerin gram başına elektron sayısı atom numarası ile sistematik olarak biraz azalır. Hidrojen haricindeki birçok maddenin gram başına elektron sayısının yaklaşık olarak aynı olduğu düşünülebileceği için (Çizelge 2.1.) compton olayında soğurma katsayısı bütün atomlar için hemen hemen aynıdır. Örneğin, Co-60 ortalama 1.25 MeV γ -ışını yayar ve bu ışınlamada compton olayı daha baskın olduğundan kemik için g/cm^2 başına soğurma yumuşak doku için de hemen hemen aynı olur.

Çizelge 2.1. Çeşitli maddeler için gram başına düşen elektron sayısı (Johns ve Cunningham, 1983)

Madde	Yoğunluk (g/cm³)	Atom numarası	Elektron sayısı/g
Hidrojen	0.0000899	1	6.00x10 ²³
Karbon	2.25	6	3.01x10 ²³
Oksijen	0.001429	8	3.01x10 ²³
Alüminyum	2.7	13	2.90x10 ²³
Bakır	8.9	29	2.75x10 ²³
Kursun	11.3	82	2.38x10 ²³
Etkin atom numarası			
Yağ	0.91	5.92	3.48x10 ²³
Kas	1.00	7.42	3.36x10 ²³
Su	1.00	7.42	3.34x10 ²³
Hava	0.001293	7.64	3.01x10 ²³
Kemik	1.85	13.8	3.00x10 ²³

2.1.3. Çift Oluşum Olayı

Gelen fotonun enerjisi 1.02 MeV'den büyük olduğu zaman, foton madde ile çift oluşum olayı ile etkileşir. Bu olayda foton, atomun çekirdeğinin elektromanyetik alanı ile kuvvetlice etkileşerek, tüm enerjisini verir ve negatif (e-) ve pozitif (e+) elektronlardan oluşan bir çift meydana getirir. Elektronla aynı kütlede olup pozitif yüke sahip elektrona pozitron denir. Elektronun durgun kütle enerjisi 0.511 MeV olduğu için, elektron çifti oluşturmak için en az 1.02 MeV luk bir enerjiye ihtiyaç vardır. Bu nedenle bu olay için eşik enerji 1.02 MeV'dir. Eğer gelen fotonun enerjisi eşik enerjisinden büyükse, kalan enerji parçacıklar arasında kinetik enerji olarak paylaşılır. Elektron-pozitron çiftine aktarılan toplam kinetik enerji $E_K = h\nu - 1.02$ MeV'dir.



Şekil 2.3. Çift oluşum olayı (Gunderson, 2021)

Çift oluşumu ile ortaya çıkan elektron bundan önceki olaylarda olduğu gibi serbest elektronlar gibi davranıp, diğer atomlarda iyonlaşma olaylarına yol açar. Pozitron da elektron gibi maddenin içinden geçerken elektronun yaptığı iyonlaşma, uyarma ve Bremsstrahlung gibi aynı tip etkileşimler yapıp enerjisini kaybeder. Enerjisi azalmış şekilde yavaşça hareket eden pozitron ortamda bulunan serbest elektronların biri ile karşılaşırsa zıt yüklü oldukları için birbirlerini yok ederler. Bu anhilasyon (yok olma) olayı sonunda her biri 0.511 MeV olan iki γ -ışını oluşur. Bunlara anhilasyon (yok olma) radyasyonları adı verilir. Bu olay parçacıkların meydana gelmelerindeki olayın tersi bir durumdur. Bu olay sonucunda kütleler yok olup enerji haline dönüşmüştür. Bu olayda momentum korunmuştur. Oluşan iki foton birbirine zıt yönde giderler.

Çift oluşum için toplam atomik tesir kesiti

$$\sigma_{Pp}^{(BH)} = \int_{\mathcal{E}_{min}}^{\mathcal{E}_{mak}} \frac{d\sigma_{Pp}^{(BH)}}{d\mathcal{E}} d\mathcal{E} \quad (2.12)$$

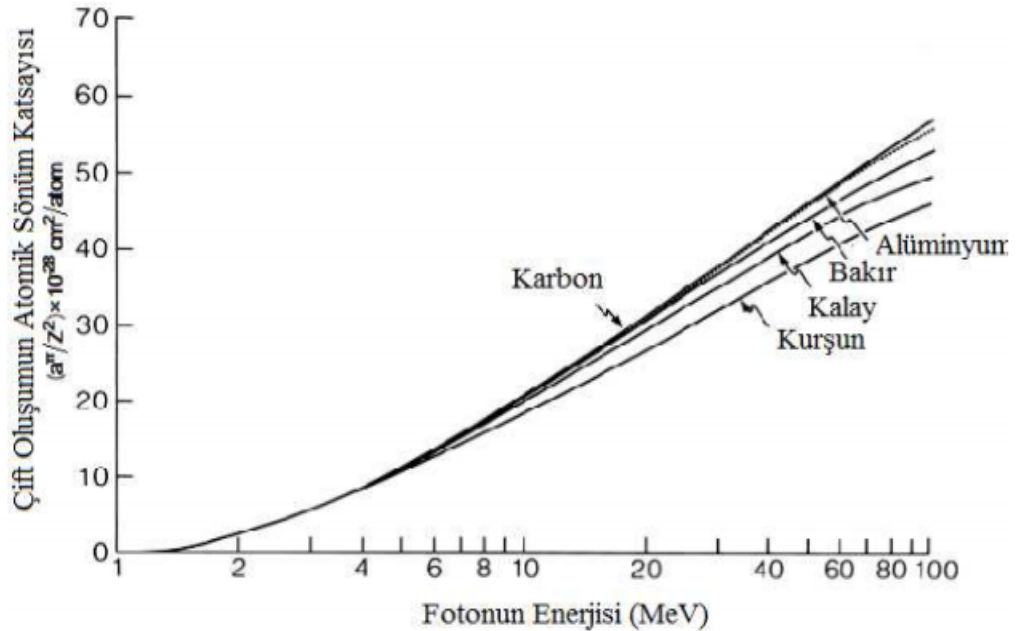
olarak verilir. Burada $\mathcal{E}_{min} = m_e c^2 / E = K^{-1}$ ve $\mathcal{E}_{mak} = 1 - m_e c^2 / E = 1 - K^{-1}$ ile ifade edilir. Çeşitli teorik yaklaşımları birleştirerek değerlendirilen çift oluşum toplam tesir kesitlerinin ayrıntılı tabloları Hubbell (1969) tarafından oluşturulmuştur. Bu tablolar, $Z = 1$ den 100'e kadar atom numaralı elementler için geçerlidir. Enerji değeri olarak

eşik enerjisinden 10^5 MeV'e kadar foton enerjileri için çift oluşumun katkılarını vermektedir.

2.1.3.1. Çift oluşum olayının atom numarası ile değişimi

Çift oluşum olayında, foton çekirdeğin elektromanyetik alanıyla etkileşerek meydana geldiği için, bu olayın meydana gelme ihtimali, Z atom numarası arttıkça hızla artar. Çift oluşum soğurma katsayısı yaklaşık olarak atom başına Z^2 , elektron başına Z ve gram başına Z ile değişir. Herhangi bir maddede, bu etkileşimin meydana gelme ihtimali, eşik enerjisinden daha yüksek bir enerjiye sahip foton enerjisi ile logaritmik olarak artar. Enerji ve atom numarasına bağlılık Şekil (2.4)'de gösterilmektedir. Çift oluşum olayının atom numarasına bağlılığından kurtulmak için, atom başına katsayılar çizimden önce Z^2 ye bölünmüştür.

20 MeV'a kadar enerjiler de, eğriler a^π/Z^2 ile gösterilen tüm maddeler için hemen hemen aynıdır. Daha yüksek enerjilerde, yüksek Z li maddeler için eğriler düşük Z li maddelerin altına düşer. Bunun nedeni yörünge elektronları tarafından çekirdek yükünün korunmasıdır.



Şekil 2.4. Karbon ($Z=6$) ve Kurşun ($Z=82$) için foton enerjisinin fonksiyonu olarak atom numarasının karesi ile bölünen p_{air} atomik soğurma katsayısı (Hubbell, 1969)

2.1.4. Kohorent Saçılma

Koherent veya Rayleigh saçılması, fotonların hedef atomu uyardmadan elektronlar tarafından saçılması olayıdır. Bu olayda, gelen ve saçılan fotonların enerjisi aynıdır. Saçılma koherent olarak isimlendirilir. Çünkü atomik yük dağılımlarının farklı kısımlarından gelen ikincil elektromanyetik dalgalar arasındaki girişimden ortaya çıkar.

Koherent saçılma için birim katı açılı başına atomik diferansiyel tesir kesiti yaklaşık olarak,

$$\frac{d\sigma_{Ra}}{d\Omega} = \frac{d\sigma_T}{d\Omega} [F(q, Z)]^2 \quad (2.13)$$

ile verilir (Born, 1969). Burada,

$$\frac{d\sigma_T}{d\Omega} = r_e^2 \frac{1 + \cos^2\theta}{2} \quad (2.14)$$

durgun serbest bir elektron tarafından saçılma için klasik Thompson diferansiyel tesir kesiti (DCS) dir. θ kutupsal saçılma açısıdır ve $F(q, z)$ atomik biçim faktörüdür, r_e klasik elektron yarıçapı ve q

$$q = 2(E/c)\sin(\theta/2) = (E/c)[2(1 - \cos\theta)]^{1/2} \quad (2.15)$$

ile verilen momentum transferinin büyüklüğüdür. X-ışını kristalografisi ile ilgili literatürde,

$$x = \frac{q10^{-8}cm}{4\pi\hbar} = 20.6074 \frac{q}{m_e c} \quad (2.16)$$

boyutsuz değişken normal olarak q nun yerine kullanılır (Salvat vd, 2005).

Atomik form (biçim) faktörü, atomik elektron yoğunluğunun Fourier dönüşümü olarak ifade edilebilir. Küresel simetrik bir atom için,

$$F(q, Z) = 4\pi \int_0^\infty \rho(r) \frac{\sin(qr/\hbar)}{qr/\hbar} r^2 dr \quad (2.17)$$

şeklinde basitleştirilir. $F(q,z)$, q nun $F(0,z) = Z$ den $F(\infty, Z) = 0$ ' a kadar değişen monoton olarak azalan bir fonksiyondur (Salvat, 2006).

Atom başına toplam koherent saçılma tesir kesiti aşağıdaki şekilde ifade edilir.

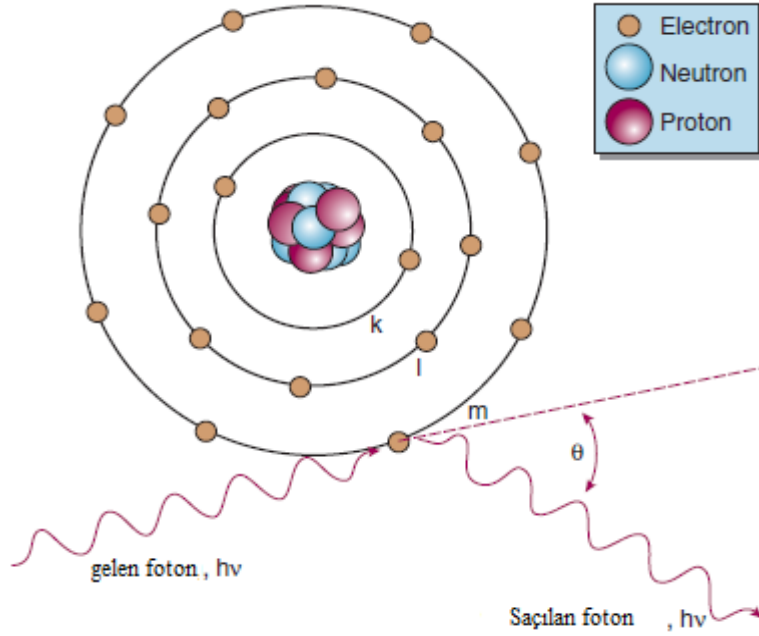
$$\sigma_{Ra} = \int \frac{d\sigma_{Ra}}{d\Omega} d\Omega = \pi r_e^2 \int_{-1}^1 ((1 + \cos^2\theta)[F(q, Z)]^2 d\cos\theta) \quad (2.18)$$

Bu eşitlikteki yeni bir integral değişkeni olarak q tanımlanarak, küçük ve büyük foton enerjileri için toplam tesir kesitinin değerlerini daha belirli yapar. Düşük foton enerjileri için integraldeki form faktörü $F(0, z) = Z$ değerini alabiliriz.

Sonuç olarak,

$$\sigma_{Ra} \cong \frac{8}{3} \pi r_e^2 Z^2 \quad (2.19)$$

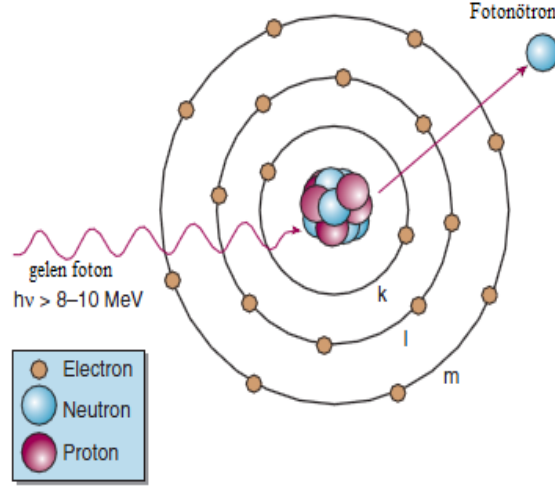
değerine ulaşabiliriz. Yüksek enerji sınırında, $\sigma_{Ra} \propto E^{-2}$ alınır.



Şekil 2.5. Kohorent saçılma (Gunderson, 2021)

2.1.5. Fotonükleer Soğurma

Eğer gelen radyasyon enerjisi yaklaşık olarak 8-10 MeV' dan daha büyük olursa, foton bağlı elektronlardan ziyade direk atom çekirdeği ile etkileşebilir. Bu etkileşme nükleer reaksiyona ve genellikle çekirdekten bir veya birçok fotonötronun yayınlanmasına yol açabilir.

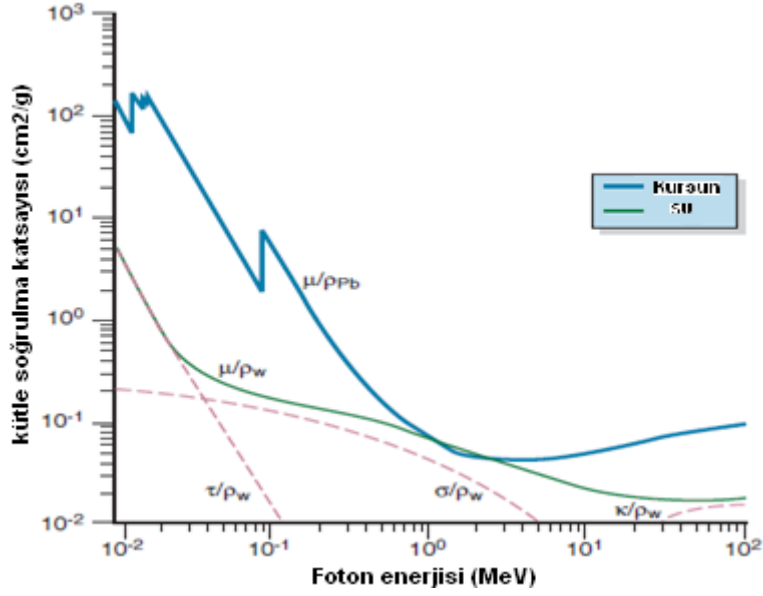


Şekil 2.6. Fotonükleer soğurma (Gunderson, 2021)

2.1.6. Etkileşimlerde toplam soğurma katsayısı (μ/ρ)'nın önemi

Kohorent saçılma çok düşük enerjili fotonlar (<10keV) için önemli olduğu için, yüksek atom numaralı maddelerde ve yüksek enerjili cihazlarla yapılan tedavilerde kohorent soğurma katsayısı çok küçük olacağı için ihmal edilip toplam soğurma katsayısı formülünden çıkartılabilir. Şekil (2.7)'de toplam soğurma katsayısı su ve kurşun için enerjinin fonksiyonu olarak çizilmiştir. Su ve kurşunun seçilmesinin nedeni su, düşük atom numaralı madde için, kurşun da yüksek atom numaralı madde için örnek olarak gösterilebilir. İlk aşamada fotoelektrik etkileşme baskın olduğu için, kütle soğurma katsayısı düşük enerjiler ve yüksek atom numaralı ortam için oldukça büyüktür. Foton enerjisi elektron bağlanma enerjisinin üzerine çıkmaya başladığında, kütle soğurma katsayısı, enerji ile hızlı bir şekilde azalarak Compton etkisi baskın hale gelir. Bu enerji aralığında compton etkileşimi baskın olduğu için ve bu etkileşme atom numarasından bağımsız olduğundan, kurşun ve suyun (μ/ρ)'unda, önemli bir değişiklik olmamakta beraber, çift oluşum olayı etkili oluncaya kadar

enerji ile azalmaktadır. Çift oluşumun baskın olması için fotonun enerjisinin, $E_{eşik}$ (1.02 MeV)'in çok üzerinde olması gerekmektedir. Çizelge (2.2)' de su için bütün etkileşmelerin enerji ile bağlı olarak nasıl değiştiği gösterilmiştir. Suyun yoğunluğu yumuşak dokuya yakın olduğu için bu tablo yumuşak doku için de geçerlidir.



Şekil 2.7. Kurşun ve su için foton enerjisinin fonksiyonu olarak toplam kütle soğurma katsayısı μ/ρ 'nun eğrisi (Gunderson, 2021)

Çizelge 2.2. Su'da fotoelektrik, compton ve çift oluşumunun önemi (Johns ve Cunningham, 1969)

Foton Enerjisi (MeV)	Etkileşimin Oluşma Olasılığı (%)		
	σ_{Ph}	σ_{Co}	σ_{Pp}
0.01	95	5	0
0.026	60	40	0
0.060	7	93	0
0.150	0	100	0
4.00	0	94	6
10.00	0	77	23
24.00	0	50	50
100.00	0	16	84

2.2.Yüklü Parçacıkların Etkileşimleri

Yüklü parçacıklar soğurucu bir ortama geldiğinde, soğurucunun atomik elektronları ve çekirdeği ile elastik veya inelastik olarak etkileşebilir. İnelastik etkileşimler çarpışma ve radyatif süreçleri içerir ve parçacık tarafından enerji kaybı ile sonuçlanır. Elastik bir etkileşimde, parçacık elektron veya çekirdekten saçılır ve herhangi bir enerji kaybı olmaksızın sadece parçacığın yönünde bir değişmeye neden olur (Evans, 1955, Karzmark, 1998, Boyer vd, 2001).

dE/dx (MeV/cm biriminde), durdurma gücü olarak isimlendirilir. İnelastik çarpışmalarda, yüklü parçacıklar için dx mesafesi üzerinde, dE enerji kaybı oranını ifade eder.

Durdurma gücünün soğurucunun yoğunluğundan bağımsız olması için kütle durdurma gücü $dE/\rho dx$ (MeV/cm²) ifadesi genellikle kullanılır. Enerji kaybı neredeyse sürekli olduğu için, parçacık E_{KE} kinetik enerjisine sahip olur ve parçacık enerji kaybeder ve durur. Bu hareket mesafesi sınırlıdır ve parçacığın menzili olarak isimlendirilir. Parçacık daha fazla yol alamaz ve kinetik enerjisi sıfır olur.

ρ yoğunluğunda herhangi bir soğurucu için parçacığın menzili aşağıdaki gibi ifade edilebilir:

$$r = E_{KE} \frac{1}{\frac{dE}{dx} \rho} \quad (2.20)$$

İnelastik çarpışmalar boyunca enerji kaybı, parçacığın kütlesine, yüküne, kinetik enerji ve hedef atomun kütlesi ve yüküne göre aşağıdaki formülle ifade edilebilir:

$$\frac{dE}{dx} = \frac{2\pi Z^2 e^4}{m_0 V^2} NZF_Q \quad (2.21)$$

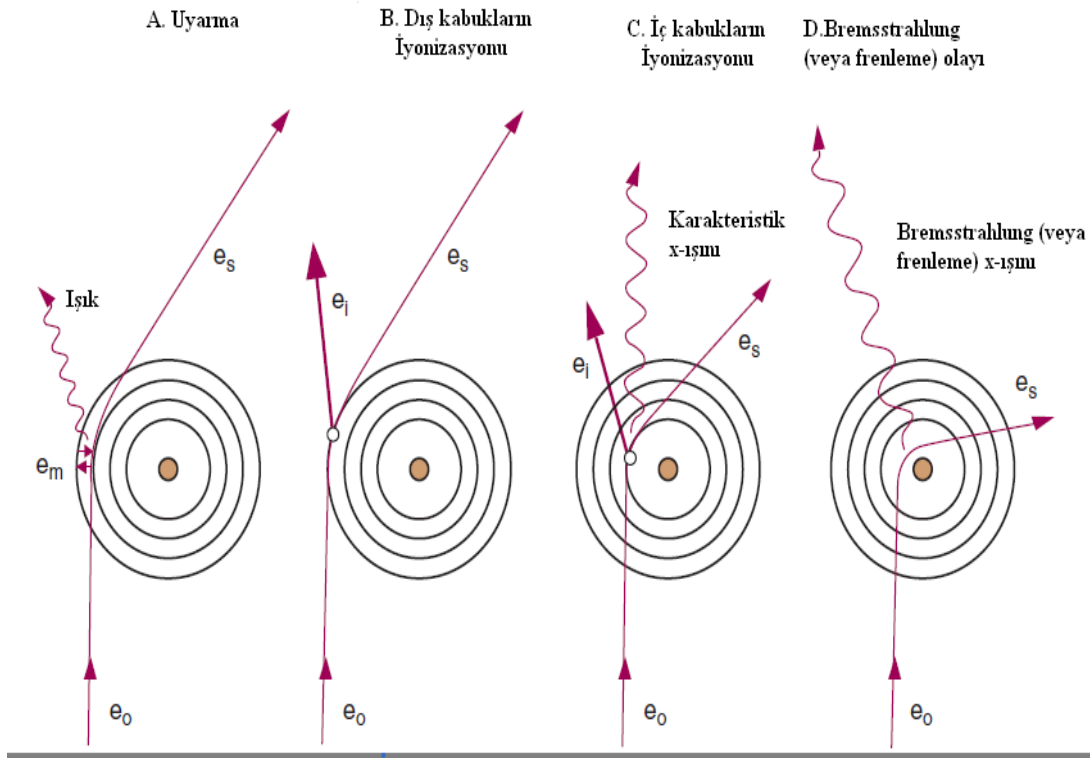
Bu eşitlikte, m parçacığın kütlesi, z atom numarası, V parçacığın hızı, e elektron yükü, m_0 elektron kütlesi, NZ soğurucudaki cm³ başına elektron sayısını ve F_Q etkileşim başına enerji transferini tanımlayan kompleks bir fonksiyondur. Çarpışma enerji kayıpları parçacığın atom sayısının karesi ile artar ve parçacığın hızı

(enerjisi) artıkça azalır. Atom numarasının artması daha büyük bir coulomb kuvvetine neden olur ve hızın azalmasıyla etkileşim zamanı artar. Bu da dE/dx in artmasına neden olur. F_Q enerji transfer fonksiyonu komplekstir ve etkileşimin türüne göre değişir (Evans, 1955).

2.2.1. Elektronların Madde İle Etkileşmesi

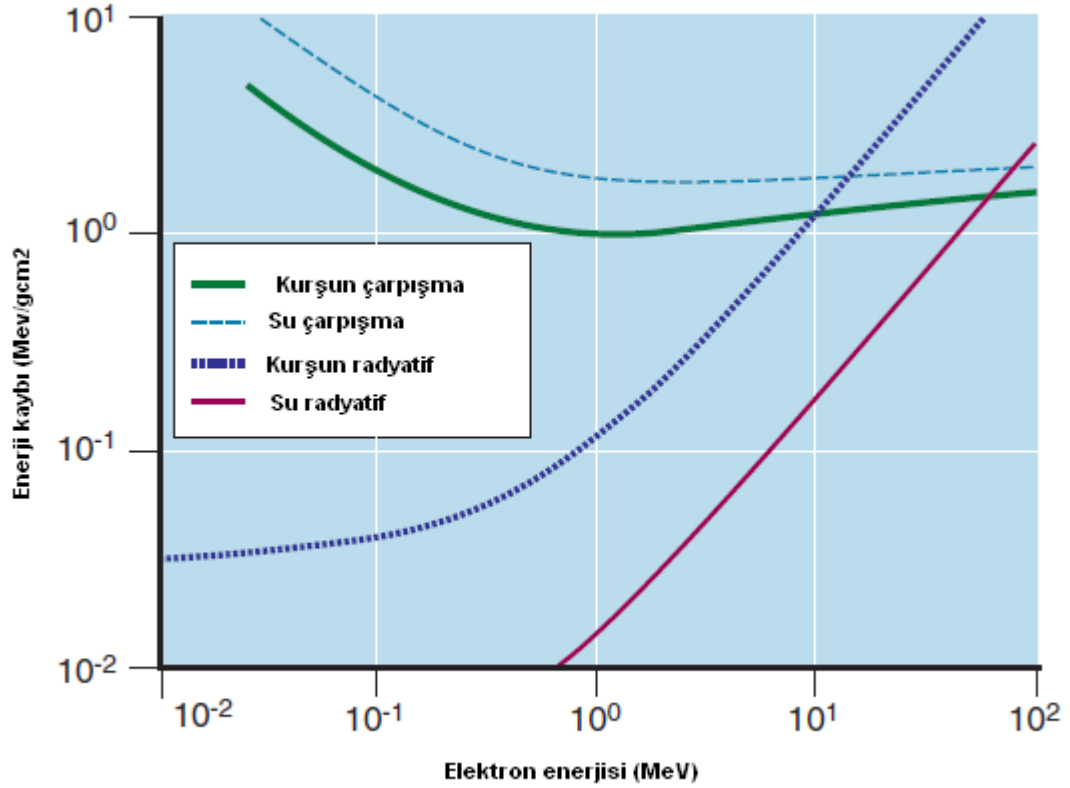
Elektronun kütlesi diğer atomik kütlelerle karşılaştırıldığında oldukça küçüktür ve elektron madde ile 4 çeşit etkileşim yapar (Gauntlett J, 2000).

Çarpışma etkileşimleri, dE_{COL}/dx ile enerji kaybına neden olarak, iyonlaşmalara veya uyarılmış düzeye (daha yüksek elektron yörüngelerine) geçmesine neden olur (Şekil (2.1)). Çarpışma kayıpları, elektron hızı azaldıkça artar ve soğurucunun atom numarası arttıkça azalır. Soğurucu atom sayısındaki azalma, atom numarası arttıkça gram başına elektron sayısındaki (N_Z/ρ) azalmadan kaynaklanır (Gunderson, 2021).



Şekil 2.8. Elektron etkileşimleri. A. Uyarıma, B. Dış kabukların iyonizasyonu, C. İç kabukların iyonizasyonu, D. Bremsstrahlung (veya frenleme) olayı (Johns vd, 1978)

Şekil (2.8)' de e_0 gelen elektronu, e_m uyarılmış elektronu, e_s saçılan elektronu ve e_i iyonize elektronu göstermektedir.



Şekil 2.9. Elektron enerjisinin fonksiyonu olarak çarpışma ve radyatif elektron kayıpları (Gunderson, 2021)

Eşdeğer kütle kalınlıkları (kütle kalınlığının cm^2/g biriminde yoğunluğa bölünmesi ile elde edilen kalınlıktır) için, elektronlar düşük atom numaralı maddelerde, yüksek atom numaralı maddelere göre daha erken durdurulur. Şekil (2.7)' de su ve kurşun için bu ilişkiyi göstermektedir. Elektronların radyatif etkileşimleri X-ışınlarının yayınlanmasına neden olur. Gelen elektron çekirdeğin pozitif yüklü elektrik alanı ile etkileşerek dE_{RAD}/dx enerji kaybı ile ani bir yavaşlama olur ve yönü değişir (Şekil (2.8D)). Enerji değişimi dE_{RAD}/dx , X-ışını şeklinde yayınlanır, bremsstrahlung veya frenleme radyasyonu olarak isimlendirilir. Radyatif etkileşimler önemlidir.

Tanı amaçlı kullanılan X-ışınları ve Lineer hızlandırıcılarda üretilen frenleme (bremsstrahlung) X-ışınlarının mekanizmasıdır. Bremsstrahlung ışını elektron enerjisi ve soğurucunun atom numarası ile artar (Şekil (2.9)). Çarpışma ve radyatif

etkileşme olasılığı, elektronun enerjisine ve soğurucu materyalin atom numarasına bağlıdır (Şekil (2.9)).

100 keV luk elektron enerjileri ve yüksek atom numaralı soğurucularında, etkileşimlerin %99' u çarpma ve %1'i radyatif (X-ışını üretimi) olur ve soğurucuda ısı depolanması ile sonuçlanır. 10 MeV luk bir elektron enerjisinde, frenleme (bremsstrahlung) olayı çok daha etkindir ve etkileşmelerin yaklaşık olarak %50 si çarpışma ve %50 si de radyatiftir. 100 keV'da, X-ışını üretimi etkili değilken 10 MeV'da etkilidir.

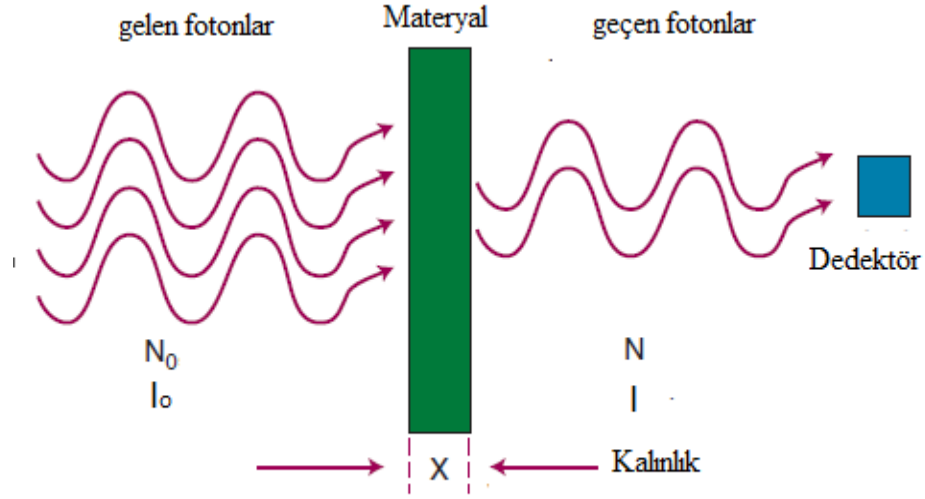
10 MeV'un üzerindeki enerjilerde, frenleme (bremsstrahlung) X-ışını çarpışma kayıplarını (dE_{COL}/dx) geçer. Elektronun kinetik enerjisi 1 MeV un altına düştüğü zaman, çarpışma kayıplarının (dE_{COL}/dx) arttığı gözlemlenmiştir (Şekil (2.9)).

Elektron yavaşladıkça, daha hızlı bir şekilde enerji kaybeder. Elektron sudan geçerken, 1 MeV' un üzerinde, elektronların kaybı yaklaşık olarak 2 MeV/cm dir ($\frac{dE_{COL}}{dx} \approx 2MeV/cm$). 10-MeV'luk bir elektronun sudaki menzili yaklaşık olarak 5 cm dir ($10 MeV \div 2 MeV/cm$). Birim yoğunluktan farklı malzemeler için yoğunluk ölçeklendirmesi uygulanabilir. Örneğin, 10-MeV luk bir elektronun kemik içindeki menzili yaklaşık olarak bulmak için, kemiğin yoğunluğunu $1,5 g / cm^3$ alırsak yaklaşık olarak menzil 3,3 cm olur ($10 MeV \div [2 MeV/ cm \times 1.5]$). Bu bağlantı denklem (2.20) temel alınarak kurulmuştur (Gunderson, 2021).

2.3. Foton Etkileşmeleri

2.3.1. Soğurma ve Geçiş

Fotonların madde ile etkileşme olayında, foton ışınları madde içindeki elektronlarla veya çekirdek ile etkileşmeye girer. Eğer fotonlar madde ile etkileşime girerse bunlara soğrulan fotonlar olarak diyebiliriz. Ya da fotonlar madde ile etkileşmeden geçerse bunları da geçen fotonlar olarak isimlendirebiliriz. Soğurma ve geçiş olaylarını aşağıdaki gibi gösterebiliriz:



Şekil 2.10. Soğurma ve geçiş olayı

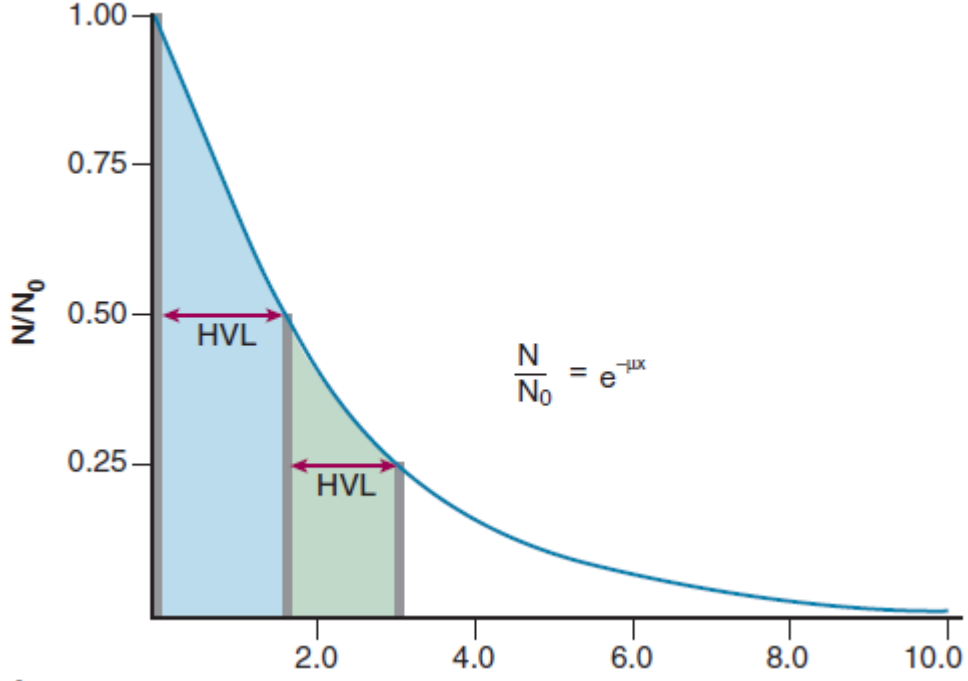
N_0 sayısında monoenerjik X-ışınları veya gama ışınları x kalınlığındaki bir maddeye geldiğinde, sayısı azalır ve N sayıda ışın geçer. Soğrulan fotonların sayısı $N_0 - N$ sayısında fotonlar ise maddede soğrulur veya diğer yönlerde saçılır. Dar-ışın geometrisinde, N sayısındaki fotonlar Şekil (2.10)' da görüldüğü gibi detektöre ulaşır.

Bu olayı, Beer - Lambert (Erdem vd, 2010) yasası olarak da bilinen üstel soğurma kanunu ile aşağıdaki gibi açıklayabiliriz:

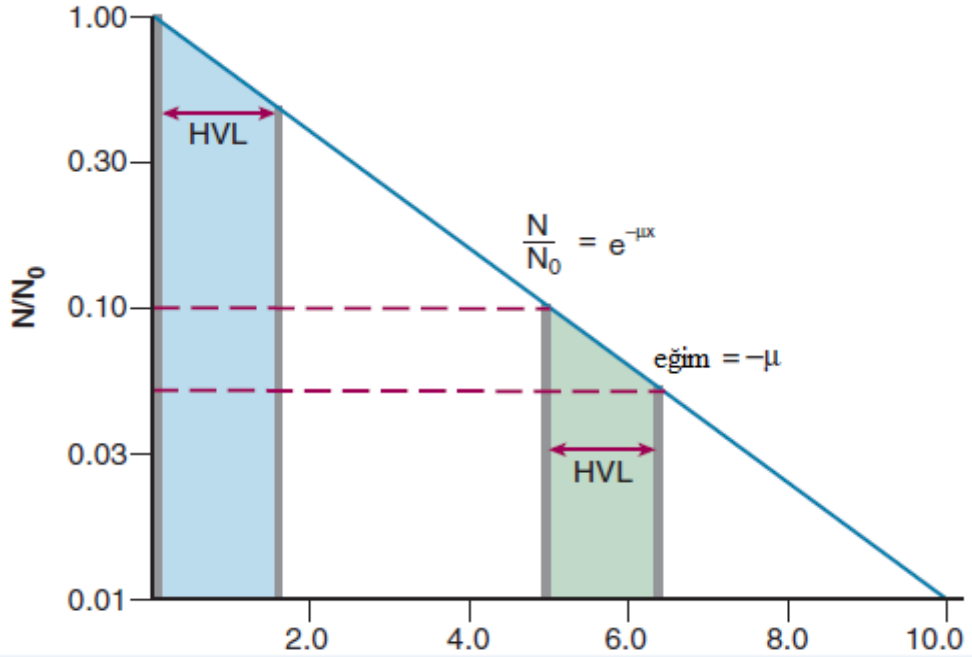
$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (2.22)$$

Burada I_0 gelen fotonun şiddeti, I madde içinde x kadar yol aldıktan sonraki şiddet, μ ise "lineer soğurma katsayısı" dır. Çalışmalarda genellikle lineer soğurma katsayısı yerine ρ yoğunluklu bir madde için (μ/ρ) olarak tanımlanan "kütle soğurma katsayısı" kullanılır. Lineer ve kütle soğurma katsayılarının cgs ve SI birim sistemleri sırasıyla (1/cm, 1/m) ve (cm²/gr, m²/kg) dır.

Denklem (2.22), lineer (Şekil (2.11A)) veya yarı-logaritmik olarak grafiğe aktarılabilir (Şekil (2.11B)).

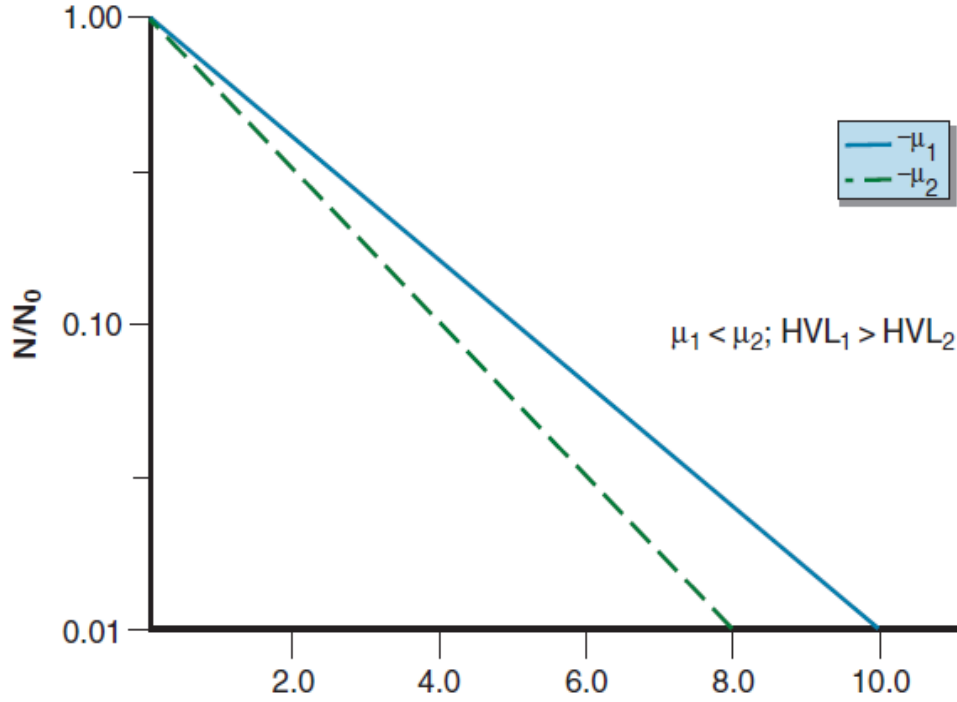


Şekil 2.11. A. Soğurma olayının lineer grafiği (Gunderson, 2021)



Şekil 2.11. B. Soğurma olayının yarı-logaritmik gösterimi (Gunderson, 2021)

Yarı-logaritmik şekilde, soğurma eğrisi düz bir çizgi olur ve eğimi $-\mu$ olur. (Şekil (2.11B)). Aynı kalınlıktaki farklı maddeler veya değişik foton enerjileri için soğurma katsayıları farklı olacağı için eğimleri de farklı olacaktır (Şekil (2.12)).



Şekil 2.12. Farklı maddeler için soğurma olayının yarı-logaritmik gösterimi (Gunderson, 2021)

2.3.2. Işın Kalitesi

Işın kalitesi bir foton radyasyon ışını tarafından penetrasyon miktarını tanımlamak için kullanılır. Kalitenin bir göstergesi ışın enerjisidir. Diğer bir göstergesi ise yarı-değer kalınlığı (HVL) ise başlangıç şiddetinin yarısına indirmek için gerekli maddenin kalınlığıdır.

$I/I_0 = 1/2$ olduğunda, x kalınlığı HVL olur. Bu durumda soğurma denklemi

$$\frac{I}{I_0} = \frac{1}{2} = e^{-\mu HVL} \quad (2.23)$$

Her iki tarafın \ln i alındığında, $\ln(1/2) = 0.693$ olduğu için, denklem

$$\mu = 0.693/HVL \quad \text{ve} \quad HVL = 0.693/\mu \quad (2.24)$$

şeklinde olur. Böylece soğurma katsayısı belirlendiğinde HVL hesaplanabilir. örneğin,

$$\mu = 0.1 \text{ cm}^{-1} \text{ ise, } HVL = 0.693/0.1 \text{ cm}^{-1} = 6.93 \text{ cm} \text{ olur.}$$

Eğer $HVL = 10 \text{ cm}$ ise, $\mu = 0.693/10 \text{ cm} = 0.0693 \text{ cm}^{-1}$ olur.

$e^{-\mu HVL} = 1/2$ olduğu için, materyal kalınlığı HVL birimlerinde verildiğinde (n miktarda HVL olduğunda $x = nHVL$ olur.) soğurma miktarı,

$$\frac{I}{I_0} = \left(\frac{1}{2}\right)^n \quad (2.25)$$

denklem (2.25)'te, I/I_0 kesirsel geçiş, şiddet veya maruziyettir ve n , HVL ler ile ifade edilen maddenin kalınlığıdır.

HVL' ye benzer şekilde, onda bir değer kalınlığı (TVL), sayıyı, şiddeti veya maruziyeti 10 da 1' e indiren kalınlıktır.

$$\frac{I}{I_0} = \frac{1}{10} = e^{-\mu \text{HVL}} \quad \text{ve} \quad \frac{I}{I_0} = \left(\frac{1}{10}\right)^m \quad (2.26)$$

denklem (2.26)' da, m TVL ler sayısınınca verilen maddenin kalınlığıdır (Gunderson, 2021).

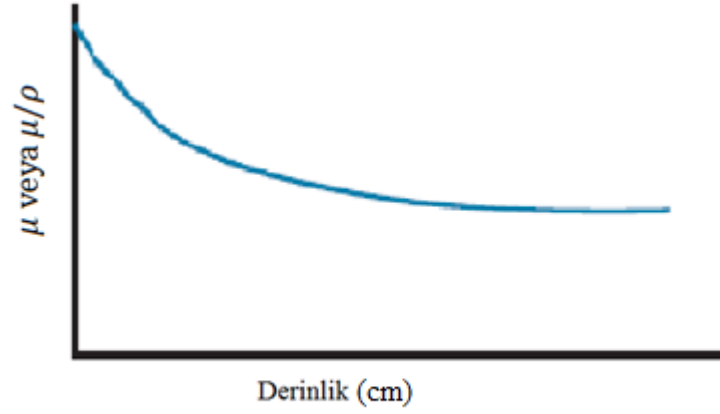
HVL, lineer veya logaritmik olarak (Şekil (6.10)), soğurma eğrisi grafiğinden bulunabilir ve monoenerjik fotonlarda, μ sabit olduğu için, eğri boyunca herhangi bir yerde belirlenebilir.

Radyasyonun madde etkileşmesinde başka bir parametre ifadesi ortalama serbest yol (MFP) dur. MFP radyasyonun madde içerisinde aldığı ortalama serbest yolu belirtir ve lineer soğurma katsayısının tersine (μ^{-1}) eşittir. Ayrıca yarı kalınlık değeri (HVL), ve onda bir kalınlık değeri (TVL) verileri de fizik, mühendislik ve teknoloji gibi alanlarda kullanılan önemli parametrelerdir. Bu parametreler denklem (2.26) kullanılarak;

$$\text{TVL} = \frac{\ln 10}{\mu} = \frac{2,3026}{\mu} \quad (2.27)$$

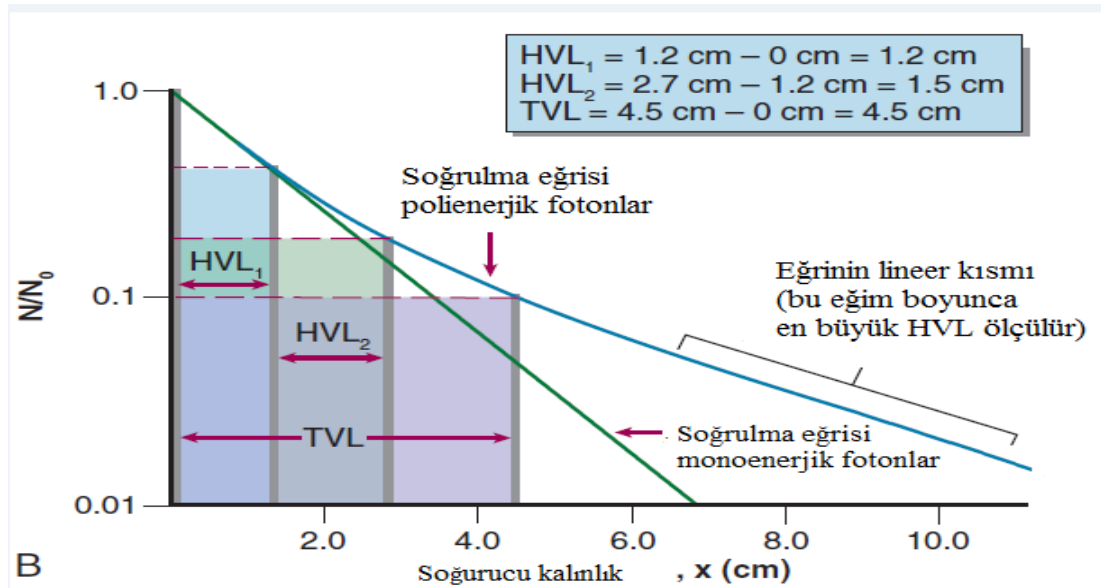
şeklinde hesaplanır.

Monoenerjili fotonlarda μ sabit olup eğrinin herhangi bölgesinden bulunabilirken, çok enerjili fotonlarda ise μ sabit olmayıp, derinlik arttıkça azalır (Şekil (2.13A)).



Şekil 2.13A. Polienerjili (çok enerjili) fotonların soğurulmasının derinliğe bağlı olarak değişimi (Gunderson, 2021)

Enerji spektrumunun düşük-enerjili bileşeni, düşük enerjilerde soğurma arttığı için, yüksek-enerjili fotonlarla karşılaştırıldığında daha erken soğrulur. Derinlik arttıkça, yüksek-enerjili fotonların düşük-enerjili fotonlara oranı artarak, ışın penetrasyonunun artmasına neden olur veya “ışın sertleşir”. Daha derinlerde düşük-enerjili fotonların sayısı arttığı zaman, ışın sertleşmesinin artışı çok az olur ve μ sabit olur. Soğurma eğrisi dik bir şekilde başlar, eğrilir daha sonra derinlik arttıkça lineer olur (Sekil 6.12B).



Şekil 2.13B. Polienerjili (çok enerjili) fotonların soğurulmasında HVL, TVL (Gunderson, 2021)

μ derinlikle değiştiği için, aynı zamanda HVL de değişir, Şekil (2.13B)’ deki gibi birinci ve ikinci HVL ler tanımlanabilir. Monoenerjik durumda karşılaştırma

yapabilme açısından şekilde gösterilmiştir. Polienerjik (çok enerjili) bir ışın için HVL_1 , genellikle HVL_2 'ye gelen fotonlar daha yüksek ortalama enerjili olmaları nedeniyle daha küçüktür. En büyük HVL, ışın sertleşmesinin en büyük olduğu soğurma eğrisinin lineer olduğu maksimum derinlikte olur. Polienerjik foton ışınları için, efektif bir soğurma katsayısı (μ_{eff}), ilgili bölge içinde efektif bir HVL'yi belirleyip şu şekilde hesaplanabilir (Gunderson, 2021).

$$\mu_{eff} = 0.693/HVL_{eff} \quad (2.28)$$

2.4. Medikal Lineer Hızlandırıcılar

Yüksek enerjili elektron ışınları doğrudan yüzeysel yerleşimli tümörlerin tedavisinde, ya da hedefe çarptırılarak üretilen X-ışınları ile derin yerleşimli tümörlerin tedavisinde kullanılabilen cihazlardır.

2.4.1. Hızlandırıcıların Tarihi Gelişimi

Konvansiyonel tipte çalışan X-ışını tüplerinde en fazla keV mertebelerinde ışın elde edilebilir. Radyoterapide amaç sağlam dokuyu olabildiğince koruyup, tümöre en uygun dozu vermek olduğu için MeV mertebelerinde yüksek enerjili X-ışınlarına ihtiyaç doğmuştur. Bu da konvansiyonel X-ışın tüpü ile yapılamayacağı için daha farklı yöntemler gerekmektedir.

Bu amaç doğrultusunda ilk lineer hızlandırıcı, 1928 yılında İsveçli fizikçi Wideröe tarafından yapılmıştır. Daha sonra yeni osilatörler geliştirilerek lineer hızlandırıcılarda hem elektron hem de X-ışınları kullanılmaya başlandı. Elektronların mikrodalgalar ile üst üste binme prensibine göre çalışan modern lineer hızlandırıcılar 1948 yılında İngiltere' de, 1955 yılında ise ABD' de kullanılmaya başlanmıştır (Johns, 1983).

Günümüzde yaklaşık olarak yarısı hastanelerde radyoterapi amaçlı kullanılmak üzere dünyada 30.000 hızlandırıcı mevcuttur. Ülkemizde 137 tane radyoterapi merkezi bulunmaktadır.

Uluslararası Atom Enerjisi Ajansı (IAEA), Birleşmiş Milletler bünyesinde faaliyet gösteren bağımsız, uluslararası bilim ve teknoloji temelli bir organizasyon olup 29 Temmuz 1957 yılında kurulmuştur.

Nükleer Bilim ve Teknolojinin barışçıl amaçlarla kullanılması ve planlanmasında üye ülkelere destek sağlamaktadır. Nükleer Güvenlik Standartlarını hazırlamaktadır.

Bünyesindeki denetim mekanizması ile ülkelerin taahhütlerini yerine getirmesini kontrol etmektedir. IAEA' nın radyoterapi cihaz sayısı ile ilgili önerisi 1 000 000 nüfus için 4 cihazdır. Bu kritere ülkemizde sadece Marmara bölgesinde ulaşmıştır. Türkiye ortalaması 2.93 MV cihaz şeklindedir. Avrupa ülkelerinde 1 000 000 nüfus için 6, Afrika ülkelerinde 1 düşük ve orta gelir düzeyine sahip Asya ülkelerinde 2 adet MV cihazı şeklindedir.

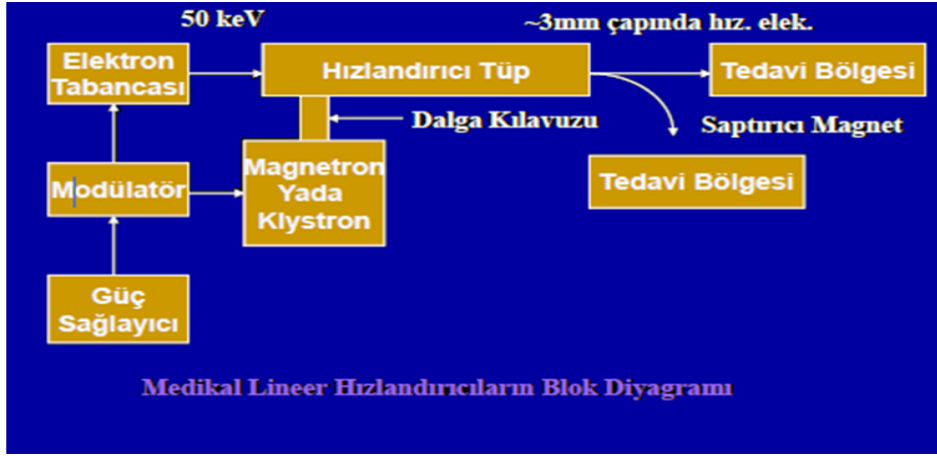
2.4.2. Hızlandırıcıların Kullanım Alanları

Hızlandırıcıların kullanım alanları genel olarak şunlardır:

- 1) İçme sularının zararsız hale getirilmesinde kullanılır.
- 2) Kozmetik ürünlerinin sterilizasyonunda kullanılır.
- 3) Hızlandırıcılar ile mikro düzeyde kaynak yapımında kullanılır.
- 4) X-ışınları ile yapılan kalite kontrolü hızlandırıcılar ile verimli yapılabilir.
- 5) Çeşitli gıdaların (sebze, meyve ve et gibi) sterilizasyonlarında hızlandırıcılar kullanılır.
- 6) Tohumların (buğday gibi) daha verimli hale getirmek ve soğan, patates gibi yiyeceklerin filizlenmesini önlemede kullanılmaktadır.
- 7) Arkeoloji de yaş tahmininde kullanılır.
- 8) Tıbbi radyoizotop (PET için) üretiminde kullanılır.
- 9) Kanseri tedavisinde kullanılır.

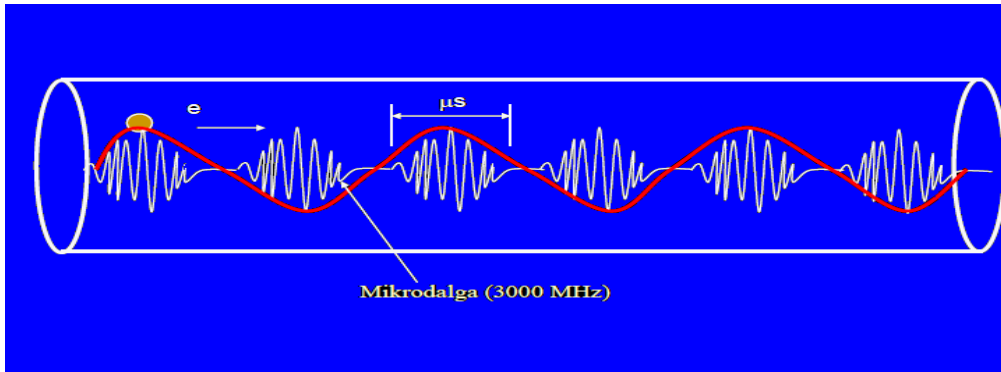
Bu sahalarda hızlandırıcılar kullanılırken çoğunda yüksek enerjili ışınlar gerekmediği için düşük enerjili ışınlar kullanıp maliyet azaltılarak yukarıdaki örnekler gibi birçok uygulamalarda kullanılır. Ülkemizde hastanelerde hızlandırıcılar yaygın olarak kullanılmasına rağmen araştırma amaçlı olarak kurulu bir merkez bulunmamaktadır. Elektron Hızlandırıcısı ve Lazer Tesisi (TARLA) projesi 2006 yılında 14 üniversitenin katılımıyla başlamış olup, çalışmalar devam etmektedir (Yavaş, 2013).

2.4.3. Medikal Linear Hızlandırıcının Çalışma Prensibi



Şekil 2.14. Medikal lineer hızlandırıcıların blok diyagramı (Khan, 2003)

Bu sistemde güç kaynağı modülatöre elektriksel güç sağlar. Modülatörde puls oluşum için thyatron vardır. Thyatron'dan oluşan pulslar birkaç saniye aralıklarla klystron veya magnetrona ve elektron tabancasına aynı anda uygulanır. Mikro dalgaları elde etmekte kullanılan magnetron veya klystron gibi özel tüplerden elektromagnetik dalgalar elde edilir. Elektron tabancası ile elde edilen yaklaşık 50 keV 'luk elektronlar hızlandırıcı tüp içine girer (Khan, 2003).



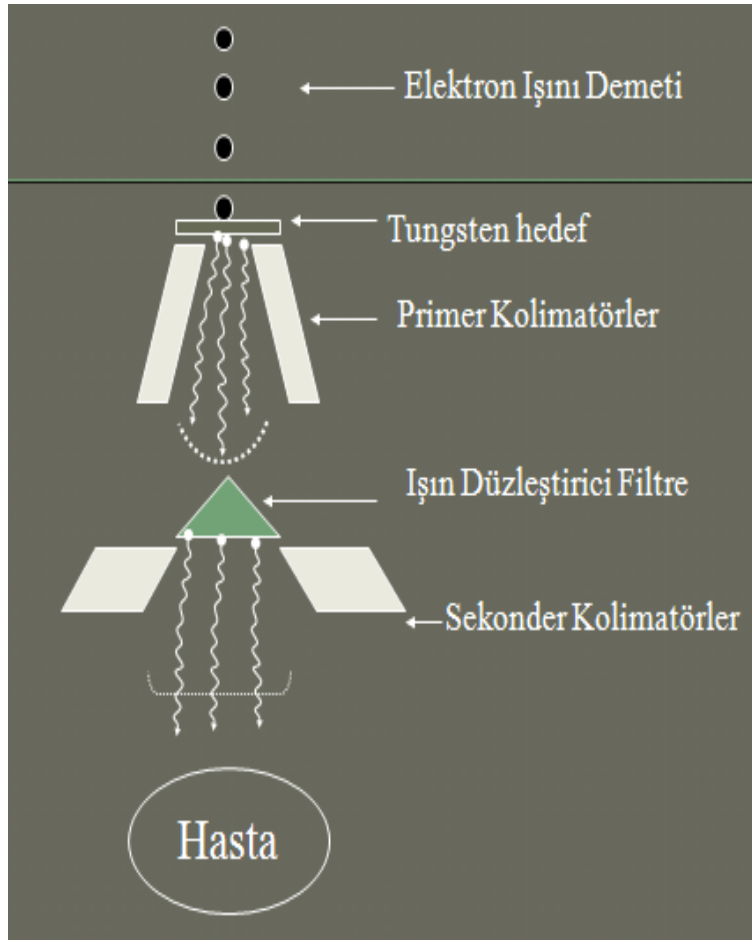
Şekil 2.15. Hızlandırma mekanizması (Pawlicki vd, 2016)

Elektronların enerjisini keV'dan MeV'a çıkarmak için magnetron veya klystron dan çıkan elektromanyetik dalgalar ile üst üste bindirilmesi gerekir. Bu işlemin yapılabilmesi için elektronun ve elektromanyetik dalganın hızı eşit olmalıdır. Hızlandırma sırasında elektronları bir demet halinde toplamak ve hedef üzerine bir demet halinde göndermek için manyetik fokuslayıcılar tüp boyunca belirli aralıklarla

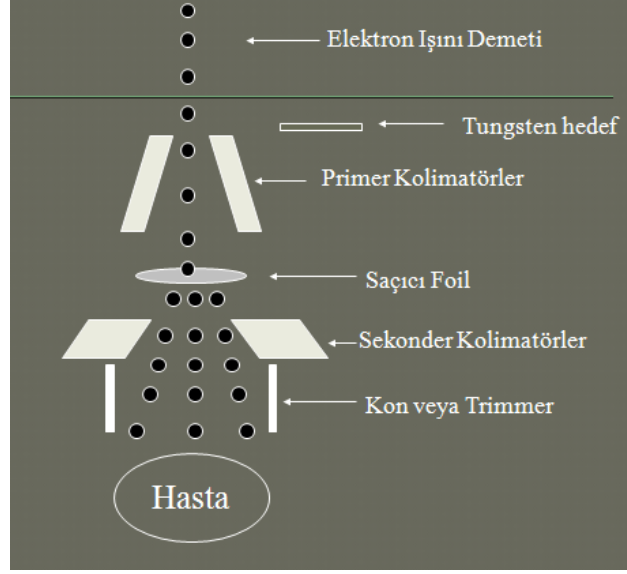
yerleştirilmiştir. Elektronlar hızlandırıcı tüpün sonuna geldiği zaman maksimum enerjilerini kazanmışlardır.

Tüpün sonunda elektronlar MeV enerjilerinde dışarı çıkar. Eğer X-ışınları kullanılmak isteniyorsa elektronlar tungsten gibi yüksek yoğunluklu hedefe çarptırılır (Şekil (2.16)).

Elektron ışınını elde etmek için, hedef yana çekilir. 3mm çapında ince bir demet halinde olan elektronlar tedavi alanı boyunca düzgün bir doz dağılımı oluşturmak için saçıcı folyoya e çarptırılır. Elektron saçıcı folyo olarak kurşun gibi ince metaller kullanılır (Şekil (2.17)).



Şekil 2.16. Yüksek enerjili X-ışınlarının oluşumu (Khan, 2003)

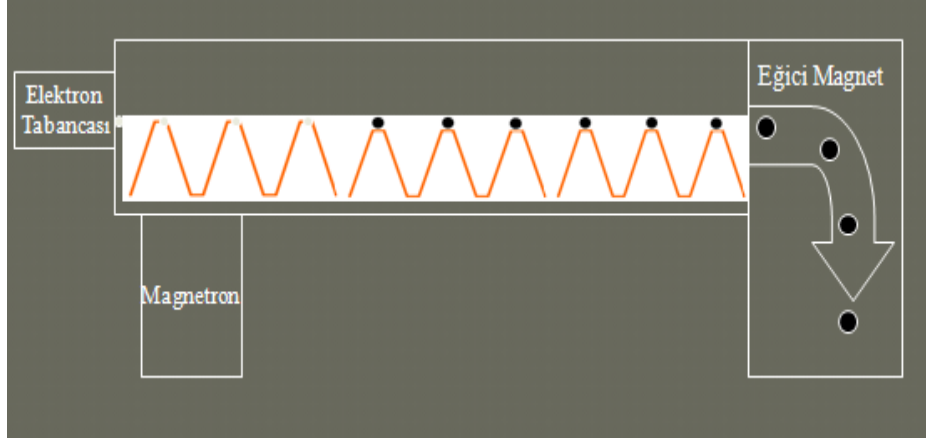


Şekil 2.17. Elektron ışınlarının oluşumu (Khan, 2003)



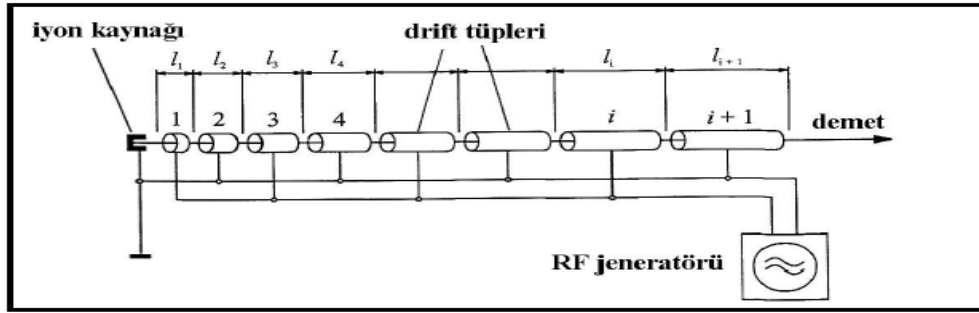
Şekil 2.18. MLC (çok yapraklı kolimatör) sistemi (Khan, 2003)

Korunması gereken bölgeler çok yapraklı liflerle korunmaktadır. Lif kalınlıkları modellere göre değişmekle beraber yaygın olarak izosantır da 0,5 veya 1cm dir. IMRT ve Konformal radyoterapi teknikleri için gereklidir.



Şekil 2.19. Medikal lineer hızlandırıcılarda hızlandırma tüpü (Khan, 2003)

Elektron tabancasının da üretilen 50 KeV enerjili elektron ışınları Magnetron da üretilen 3000 megahertz/sn frekanslı mikrodalgaların tepelerine bindirilmek suretiyle MeV mertebesine kadar hızlandırılmaktadırlar.



Şekil 2.20. Medikal lineer hızlandırıcılarda drift tüpleri (Pawlicki vd, 2016)

Demet birinci ve ikinci tüplerin arasına geldiğinde tekrar hızlanır. Bu süreç her bir drift tüp için kendini tekrarlar. i . drift tüpün sonunda q yüklü parçacığın ulaştığı enerji, $E_i = iqV_{maksin}\Psi_0$ ile ifade edilir.

Ψ_0 parçacığın tüpler arasındaki boşlukları geçerken görmüş olduğu ortalama RF voltaj fazıdır.

Parçacığın kazanacağı enerji tüp sayısı ile doğru orantılıdır. Gerekli olan voltaj en fazla V_{mak} kadardır. Tüpleri kullanarak çok yüksek bir voltaja ihtiyaç olmadan parçacıkları hızlandırabilir. Bu, RF hızlandırıcıların elektrostatik (doğru voltaj) hızlandırıcılara göre avantajlı yönlerinden biridir (Pawlicki, 2016).

2.5. Parçacık Simülasyonu için Bilgisayar Kodları

MCNP-GEANT4-EGS kodları benzer amaçlar için kullanılan Monte-Carlo temelli simülasyon programlarıdır. Bu programlar ile dalga ve parçacık tipi radyasyonların simülasyonu gerçekleştirilmektedir (Salvat vd, 2006).

2.5.1. MCNP

Los Alamos ulusal laboratuvarında geliştirilen MCNP, nötron, proton, elektron, gama ve X-ışını gibi dalga ve parçacık transportu gerçekleştirebilen Fortran dilinde yazılmış güçlü bir simülasyon programıdır. Unix, Linux, HP, SGI, SUN, IBM ve Windows/DOS bilgisayar platformları tarafından desteklenmektedir. Daha çok nükleer reaktörlerle ilgili hesaplamalarda kullanılan MCNP, radyasyondan korunma ve dozimetri, radyasyon zırhlama, radyografi, medikal fizik, nükleer güvenlik, hızlandırıcı hedef tasarımı, fisyon ve füzyon reaktör tasarımı gibi alanlarda kullanılmaktadır (Salvat vd, 2006).

2.5.2. GEANT4

GEANT4, CERN' deki deneyleri simüle etmek amacıyla geliştirilmiştir. C++ dilinde yazılmıştır ve Linux, MacOS, Windows ve farklı türde UNIX platformları tarafından desteklenmektedir. Uygulama alanları arasında yüksek enerji fiziği deneyleri ve dedektör tasarımı, radyasyon zırhlama, kalorimetri, kozmik ışınlar, nötrino fiziği, dozimetri, radyoterapi, medikal fizik, hızlandırıcı ve uzay fiziği yer almaktadır (Salvat vd, 2006).

2.5.3. EGS

Stanford Lineer Hızlandırıcı Merkezinde (SLAC) geliştirilen EGS bir kaç keV'den bir kaç yüz GeV'e kadar elektron ve foton türündeki radyasyonların transportunu gerçekleştirebilmektedir. Fortran benzeri olan Morfran 3 dilinde yazılan EGS kullanıcıya C ve C++ dilinde kod yazma imkânı da sunmaktadır. Windows/DOS, Unix, Linux ve MacOS platformları tarafından desteklenmektedir. Geniş bir kullanım yelpazesine sahip olan EGS'nin başlıca kullanım alanları medikal fizik, radyasyon zırhlama, X-ışını tüpü tasarımı, dedektör tasarımı, brakiterapi, radyoterapi,

radasyon dozimetri, dijital radyografidir. Elektronlar veya fotonların radasyon transportu herhangi bir element, bileşik veya karışım için simüle edilebilir.

Veri hazırlama paketi PEGS4, 1 den 100' e kadar sayılı elementler için tesir kesiti tablolarını kullanır ve EGSnrc' yi kullanarak verileri oluşturur. Fotonlar ve yüklü parçacıkların her ikisi belirli sabit aralıklardan ziyade rastgele uzunluklu adımlarla transport edilir. EGSnrc Kod Sistemi tarafından fiziksel süreçler tesir kesitleri ile üretilir. Bremsstrahlung oluşumu ya Bethe-Heitler tesir kesitlerini ya da NIST tesir kesitlerini kullanır. Çarpışma kayıplarını belirlemede genel bir durum için yoğunluk etkisi Bethe-Bloch durdurma gücü ile belirlenir. Ayrıca yoğunluk etkisi için ICRU' nun 37 nolu raporunda kullanılması önerilir. Compton saçılmasında tesir kesiti için, ya Klein-Nishina ya da bound Compton kullanılabilir. EGS kod sisteminde, simülasyon için yapılandırılmış bir takım alt programlar kullanıcının kendi geometrisini yazmasına ve temel EGS kodlarına dokunmadan rutinleri değiştirmesine olanak sağlayacak şekildedir (Salvat vd, 2006).

Program temelde iki kısımdan meydana gelir. EGS standart kod sistemi ve kullanıcı tarafından yazılan kullanıcı kodu bölümüdür. EGS standart kod kısmı ancak kullanıcının yazdığı kod kısmı ile birlikte çalışır. DOSXYZnrc Monte Carlo program kodu kullanılmıştır. DOSXYZnrc, 1986 yılında Rogers tarafından voxellerde depolanan enerjiyi hesaplamak için yaratılan bir Monte Carlo programıdır. DOSXYZnrc, kartezyen koordinatlarda işlem yapabilen bir EGSnrc kodudur. Bu programın temeli BEAMnrc kodu ile aynıdır. İlk olarak radasyon kaynağı seçilir. Meydana gelecek etkileşimlerin tipi, etkileşme ortamı ve kaynağın fiziksel özellikleri ve random sayılarına bağlı olarak değişiklik gösterir (Salvat vd, 2006).

Foton ve elektronların x,y,z kartezyen koordinatlarda oluşturulan voxellere transfer ettiği enerjiyi hesaplar. İstatiksel analizi, history-by-history metodunu kullanarak yapar. BEAMnrc simülasyonu ile oluşturulan input kaynaklar kullanılır. Kullanıcı, parçacık sayısını, istatiksel limitlemeleri, enerji kaybını, kesilme enerjilerini belirleyebilir. DOSXYZnrc kodu pozitron, elektron ve fotonların ortam içerisinde taşınması için kullanılabilir. Yüklü parçacık için, bremstrahlung, pozitron yok olma, coulomb saçılımı, elektron-elektron ve elektron-pozitron saçılımlarını; fotonlar için çift oluşumu, kompton saçılımı, koherent saçılma ve fotoelektrik olayını

uyarılmış atomların meydana getirdiği floresan ışınlarını ve auger elektronlarını da modelleyebilir. 1 kev ile Gev aralığında kinetik enerjiye sahip tüm yüklü parçacık ve fotonların modellenmesinde kullanılabilir (Salvat vd, 2006).

3. MATERYAL VE YÖNTEM

Öncelikle tez çalışmamızda kullanacağımız maddeler (cerrobend, katı fantom ve bolus) hakkında bilgi verilip, soğurma özelliklerini deneysel ve teorik yöntemlerle inceleyeceğiz.

3.1. Tezde Kullanılan Maddeler

3.1.1. Katı Fantom

RW3 katı su fantomu yoğunluğu 1.045 g/cm^3 olan beyaz bir polystrenden yapılmış olup $40 \times 40 \text{ cm}^2$ boyutundadır. Radyoterapide doku yoğunluğuna yakın olması nedeniyle cihazın kalite kontrollerinde yaygın olarak kullanılmaktadır.



Şekil 3.1. RW3 katı su fantomu

3.1.2. Cerrobend

Radyoterapi uygulamalarda kullanılan bir diğer madde cerrobend alaşımıdır. İçerisinde %50 Bizmut (Bi), %31.8 Kurşun (Pb), %18.2 Kalay (Sn) elementleri vardır. Yoğunluğu 10.32 g/cm^3 dir. Cerrobendin kurşuna göre en büyük avantajı,

kurşunun erime sıcaklığı 327°C iken, cerrobendin erime sıcaklığının ise 95°C olmasıdır. Ayrıca cerrobend oda sıcaklığında kurşundan daha sert bir maddedir.

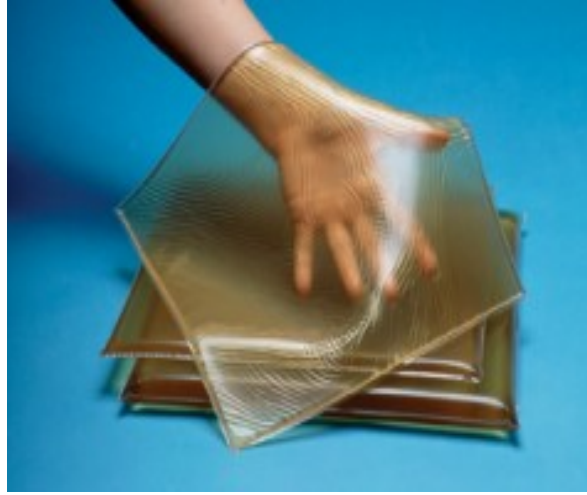
Çok yapraklı kolimatörler (MLC) teknolojisi gelişmemişken, foton ışını kullanırken her hasta için radyoterapi teknikeri tarafından sağlam dokuları korumak için özel blok dökülüyordu. Günümüzde genellikle elektron tedavisinde sağlam dokuları korumak için hastaya özel olarak dökülüp cihazın kafatasında yerleştirilmiş elektron aplikatörlerine takılıp kullanılmaktadır.



Şekil 3.2. Cerrobend alaşımı

3.1.3. Bolus

Çalışmada kullandığımız bir diğer madde bolustur. Bolus doku eksikliğini gidermek amacıyla cilt üzerine yerleştirilen dokuya eşdeğer bir maddedir. Bolus kullanıldığı takdirde cilde ulaşan saçılmış ışın etkisi artar. Dolayısıyla ışının cilde giriş dozu artmış olur. Bu da özellikle cilt tümörlerinde tümöre maksimum dozu verme açısından oldukça önemlidir.



Şekil 3.3. Bolus

3.2. Teorik Yöntem:

XCOM kodu bilgisayar üzerinde çalışan bir veri tabanıdır. XCOM kodu kütleli soğurma katsayısını hesaplamakta koherent ve inkoherent saçılmalar, fotoelektrik soğurma ve çift oluşumu için önceden var olan veri tabanlarını kullanan bir programdır (Berger, 1987).

XCOM programı, incelemek istediğimiz materyalin türünü istiyor. Element, bileşik ya da karışım gibi üç seçenek var.

Identify material by: <ul style="list-style-type: none"><input checked="" type="radio"/> Element<input type="radio"/> Compound<input type="radio"/> Mixture
Method of entering additional energies: (optional) <ul style="list-style-type: none"><input checked="" type="radio"/> Enter additional energies by hand<input type="radio"/> Additional energies from file (<i>Note: Your browser must be file-upload compatible</i>)

Daha sonra hangi enerji aralığını ve hangi tür etkileşimleri istediğimizi soruyor.

Formula for compound (e.g. H ₂ O for water): <input type="text"/>	
Optional output title: <input type="text"/>	
Graph options: <input checked="" type="checkbox"/> Total Attenuation with Coherent Scattering <input type="checkbox"/> Total Attenuation without Coherent Scattering <input type="checkbox"/> Coherent Scattering <input type="checkbox"/> Incoherent Scattering <input type="checkbox"/> Photoelectric Absorption <input type="checkbox"/> Pair Production in Nuclear Field <input type="checkbox"/> Pair Production in Electron Field <input type="checkbox"/> None	Additional energies in MeV: (optional) (up to 100 allowed) Note: Energies must be between 0.001 - 100000 MeV (1 keV - 100 GeV) (only 4 significant figures will be used). One energy per line. Blank lines will be ignored. <input type="text"/> <input checked="" type="checkbox"/> Include the standard grid Energy Range: Minimum: <input type="text"/> MeV Maximum: <input type="text"/> MeV

Bunları seçtikten sonra verileri grafik programına aktarıp incelemek istediğimiz numune ile ilgili değerlerin grafiğini elde etmiş oluyoruz.

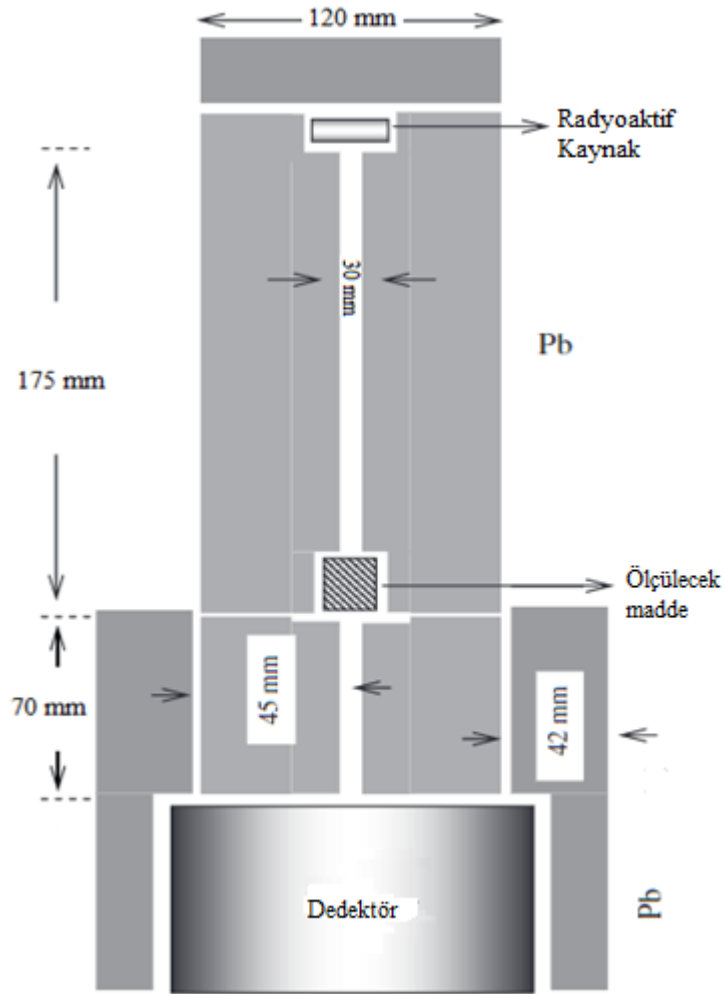
3.3. Deneysel Yöntem

Deneysel yöntem için üniversitemizin nükleer fizik laboratuvarında bulunan NaI(Tl) spektrometre sistemi ve ScintiVision yazılımı ve kaynak olarak karışık (mixed) kaynak (Co-60, Cs-137) kullanılmıştır.



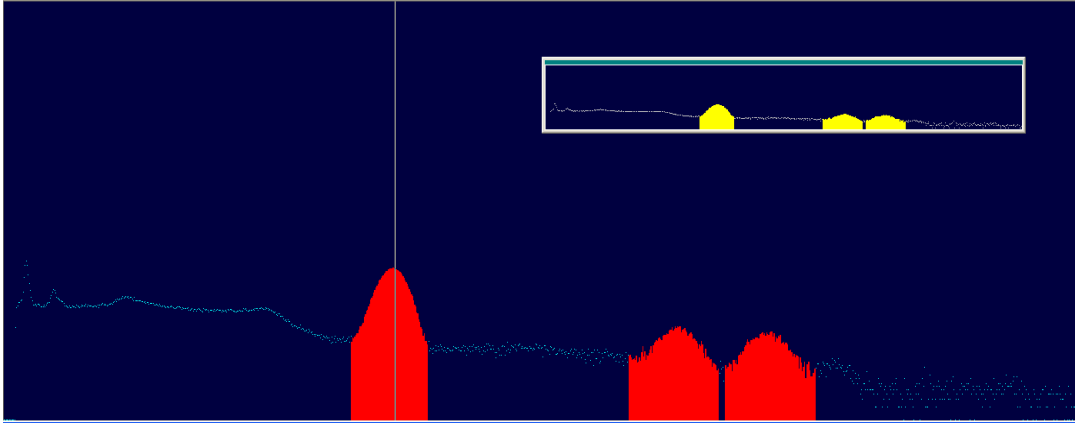
Şekil 3.4. NaI (TI) spektrometre sistemi

Karışık (Mixed) kaynak ile madde yokken ve varken spektrumu alınır. MCA (Çoklu kanal analizatörü) 256 kanala sahiptir. Her bir ölçüm için spektrumun altında kalan pik bölgeleri hesaplanır. Kolimatörün çapı 30 mm dir. Ölçülecek madde γ -ışını kaynağı ve NaI(Tl) dedektörünün arasına yerleştirilir. Dar-ışın geometrisinde, standart γ -nokta kaynağı her bir ölçülecek maddeden 175 mm uzağa yerleştirilir ve dedektör ile madde arası 70 mm' dir (Şekil (3.5)).



Şekil 3.5. Soğurma katsayısı ölçüm düzeneği (Gümüş vd, 2019)

Karışık (Mixed) kaynaktaki ilk 662 keV' luk Cs-137 pikini ve sırasıyla 1173 ve 1333 keV' luk Co-60 piklerini vardır (Şekil (3.6)).

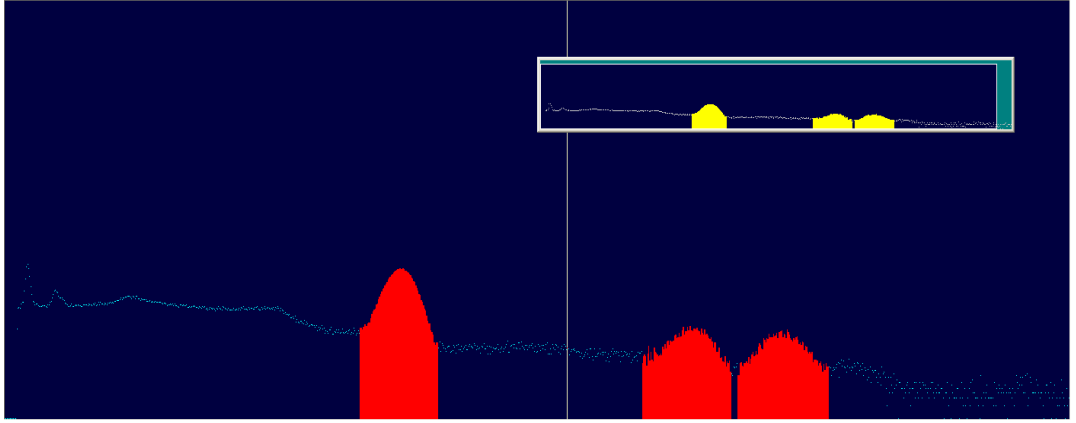


Şekil 3.6. Karışık kaynak için boş sayım

Karışık kaynakta ilk 662 keV' luk Cs-137 piki ve sırasıyla 1173 ve 1333 keV' luk Co-60 pikleri görülmektedir. Bu piklerin altında kalan alan N_0 değerleridir. Daha sonra Şekil (3.7)' de gösterildiği gibi numune yerleştirilir. Yine sayım alınır.



Şekil 3.7. Ölçülecek maddenin yerleştirilmesi

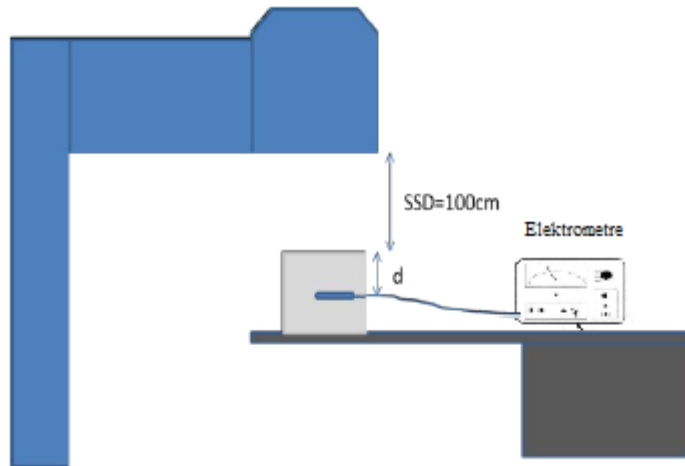


Şekil 3.8. Ölçülecek madde yerleştirildikten sonra elde edilen sayım

Bu piklerin altında kalan alan N değeridir. Boş ve numuneli tüm sayımlarda zaman 1800s olarak ayarlandı. $N = N_0 e^{-\mu x}$ formülünden μ soğurma katsayısı deneysel olarak hesaplandı.

3.4. Lineer Hızlandırıcı Ölçümleri

19 Mayıs Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Bölümünde bulunan Varian marka DHX Lineer Hızlandırıcısında 6,18 MV foton ışınları ve 6,9,12,16 ve 20 MeV elektron ışınları ile cerrobend, katı fantom ve bolus için farklı kalınlarda ölçümler alınmıştır (Şekil (3.9)).



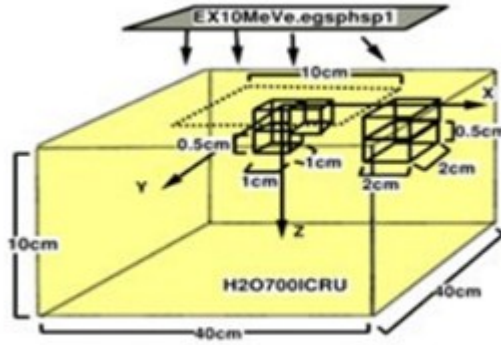
Şekil 3.9. Lineer hızlandırıcı ile ölçüm düzeneği

Doz ölçümlerinde 30013 seri nolu PTW 0.6 cm³ iyon odası kullanıldı. Bu iyon odası su geçirmezdir ve yüksek enerjili foton, elektron ve protonların doz ölçümü için kullanılabilir (Şekil (3.10)).



Şekil 3.10. PTW Farmer tipi iyon odası

3.5. EGS Monte Carlo Kodu Hesaplamaları



Şekil 3.11. DOSXYZnrc kodu örnekleme

Foton kaynağı monoenerjik paralel ışın kaynağı bir nokta kaynağı olarak düşünülebilir. Materyal bilgisi EGSnrc alt-modülü olan PEGS4 kodu tezde kullandığımız cerrobend, katı fantom ve bolus için kullanılarak tesir kesiti verileri şeklinde üretildi. Daha sonra, aşağıdaki eşitlikten gama ışını soğurma özellikleri hesaplatıldı.

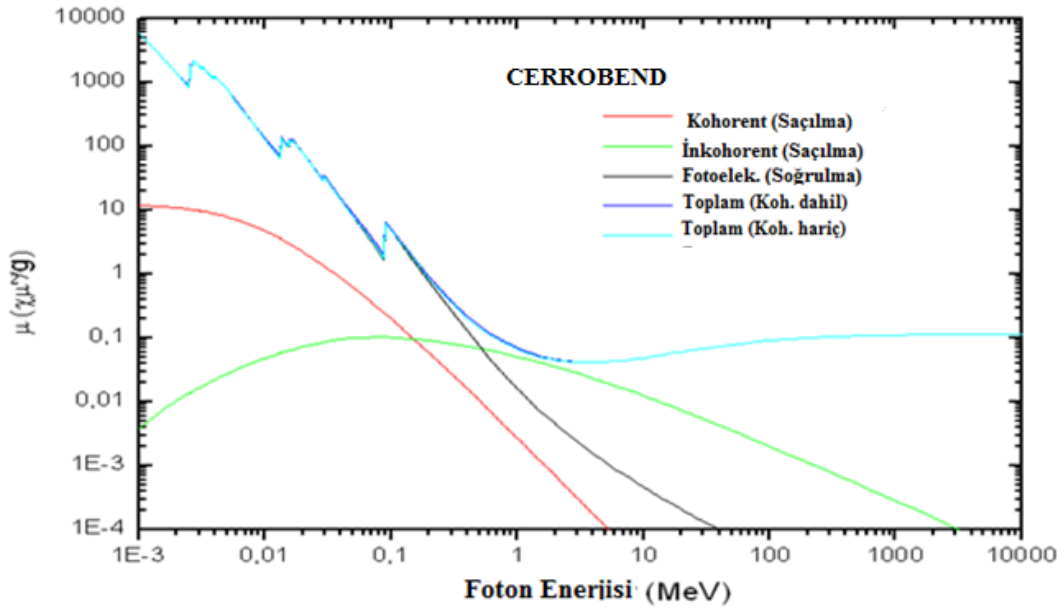
$$\mu = -\frac{1}{x} \ln \left(\frac{I}{I_0} \right) \quad (3.1)$$

Simülasyon bittiğinde incelediğimiz maddedeki parçacıkların türünü, doğrultusunu ve enerjilerini barındıran phase space dosyası elde edilerek analiz programlarında oluşan phase space dosyasını girdi olarak kullanarak DOSXYZnrc ile doz dağılımı, beamdp programı ile çıkış spektrumları elde edilmiştir. Monte Carlo simülasyonunda 2×10^8 parçacık takip edilmiştir. Simülasyonlarda, istatistiksel sapma, σ , yaklaşık olarak 0.001 dir.

4. BULGULAR VE TARTIŞMA

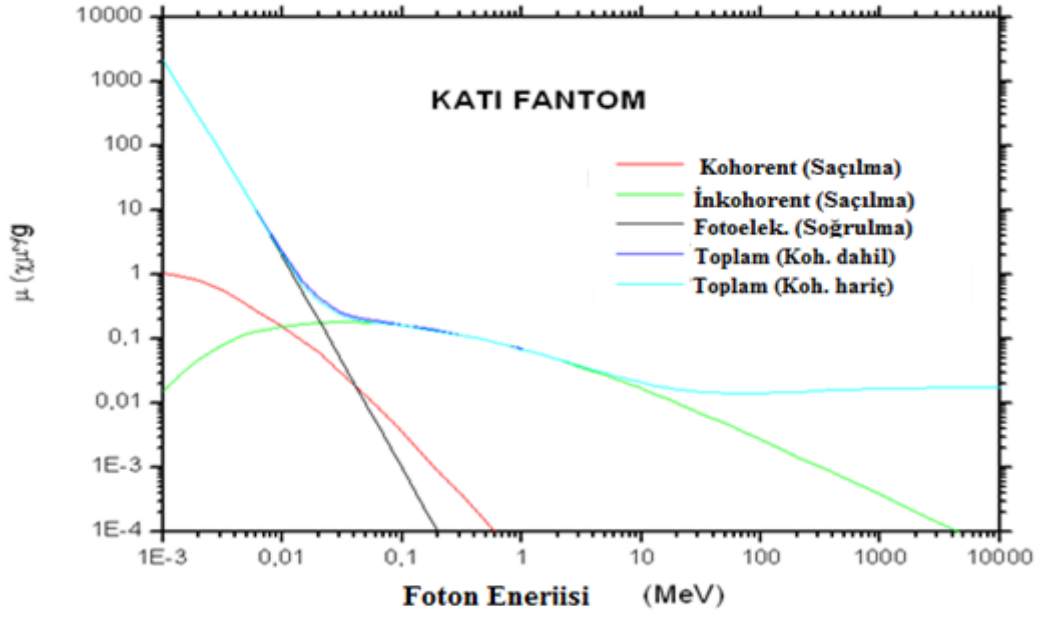
4.1. XCOM Sonuçları

Tezde kullandığımız cerrobend, katı fantom ve bolus için XCOM programı ile soğurma katsayılarını bulacağız. İlk olarak klinik uygulamalarda kullanılan cerrobend alaşımını inceleyeceğiz. İçerisinde %50 Bizmut (Bi), %31.8 Kurşun (Pb), %18.2 Kalay (Sn) elementleri vardır. XCOM programından bileşik kısmını seçip, toplam oran 1 olacak şekilde Bi, Pb ve Sn elementlerini girdiğimiz zaman elde edilen verileri bir grafik programına aktardığımızda aşağıdaki grafiği elde ediyoruz.



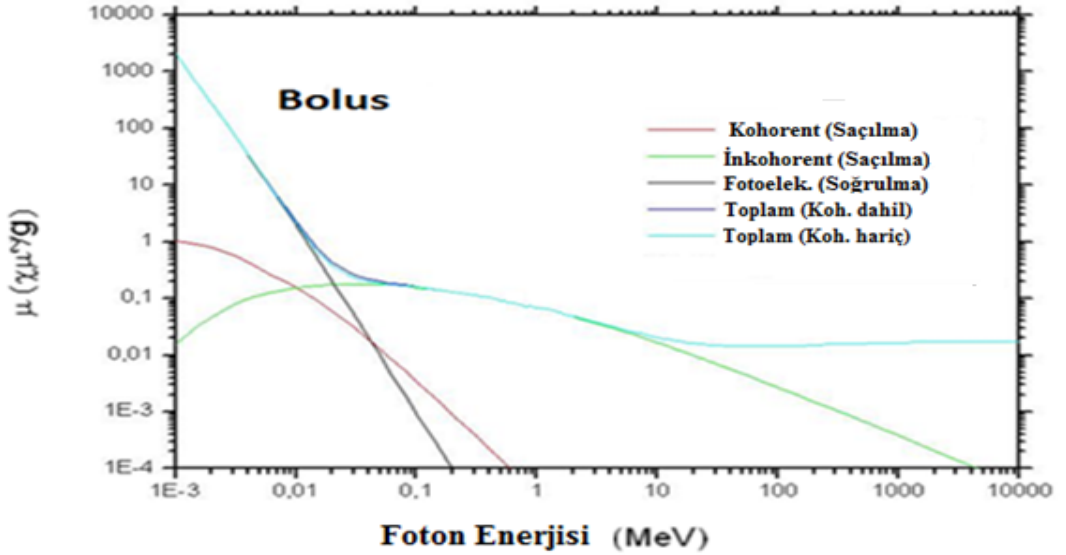
Şekil 4.1. Cerrobend için XCOM ile elde edilen grafik

İnceleyeceğimiz diğer numunemiz klinikte cihazın kalibrasyonunda kullandığımız RW3 katı su fantomunun yoğunluğu 1.045 g/cm^3 olup beyaz bir polystrenden yapılmıştır. Polystren nin kimyasal yapısına baktığımızda $(\text{C}_8\text{H}_8)_n$ şeklindedir. XCOM programından bileşik kısmını seçip C_8H_8 şeklinde yazıp bir grafik programına aktardığımız zaman aşağıdaki grafiği elde ediyoruz.



Şekil 4.2. Katı fantom için XCOM ile elde edilen grafik

Tezde kullandığımız bir diğer madde de bolustur. Bolus doku eksikliğini gidermek amacıyla cilt üzerine yerleştirilen dokuya eşdeğer bir maddedir. Benzer şekilde bolus için de XCOM programını kullandığımız zaman aşağıdaki grafiği elde ediyoruz.



Şekil 4.3. Bolus için XCOM ile elde edilen grafik

4.2. NaI (TI) spektrometre Sistemi İle Elde Edilen Sonuçlar

Tezde kullandığımız maddeler 3 farklı kalınlıkta ve dedektöre sığması için 8 x 8 cm² boyutunda hazırlanıp, numune yokken ve varken saymalar alınıp, soğurma katsayıları elde edilmiş olup tablosu aşağıdaki şekildedir.

Çizelge 4.1. Farklı kalınlıklardaki maddelerin NaI(TI) spektrometre sistemi ölçüm sonuçları

Numune Cinsi	Pik enerjisi (keV)	x	y	z	yoğunluk	No (Numune Yokken)	N (Numune varken)	μ Deney (cm ² /gr)
Cerrobend 0.5 cm	662	8	8	0,5	10,32	81596	49573	0,096576339
	1173	8	8	0,5	10,32	3936	2923	0,057665599
	1333	8	8	0,5	10,32	3350	2530	0,054407179
Cerrobend 1 cm	662	8	8	1	10,32	81596	29830	0,097506361
	1173	8	8	1	10,32	3936	2160	0,058145035
	1333	8	8	1	10,32	3350	1917	0,054089039
Cerrobend 2 cm	662	8	8	2	10,32	486852	64900	0,097631422
	1173	8	8	2	10,32	21704	6530	0,058192327
	1333	8	8	2	10,32	15042	4813	0,055209578
Kati fantom 1 cm	662	8	8	1	1,045	81164	74422	0,082985839
	1173	8	8	1	1,045	3616	3380	0,064586347
	1333	8	8	1	1,045	3044	2860	0,059665852
Kati fantom 2 cm	662	8	8	2	1,045	81164	68160	0,083547329
	1173	8	8	2	1,045	3616	3170	0,062984141
	1333	8	8	2	1,045	3044	2688	0,059509578
Kati fantom 3 cm	662	8	8	3	1,045	81164	62610	0,082790044
	1173	8	8	3	1,045	3616	2978	0,061919141
	1333	8	8	3	1,045	3044	2529	0,05912232
Bolus 1 cm	662	8	8	1	1,02	79334	72720	0,085343469
	1173	8	8	1	1,02	3540	3310	0,065861312
	1333	8	8	1	1,02	2945	2770	0,060060291
Bolus 2 cm	662	8	8	2	1,02	79334	66823	0,084127184
	1173	8	8	2	1,02	3540	3117	0,062380258
	1333	8	8	2	1,02	2945	2613	0,05863227
Bolus 3 cm	662	8	8	3	1,02	79334	60950	0,086148017
	1173	8	8	3	1,02	3540	2910	0,064043675
	1333	8	8	3	1,02	2945	2447	0,060537919

4.3. EGS Programı İle Elde Edilen Sonuçlar

Tezde kullandığımız maddeler EGS bilgisayar kodu ile hesaplandı. XCOM ve NaI(Tl) spektrometre sistemi ile elde edilen sonuçlar aşağıdaki gibidir.

Çizelge 4.2. Cerrobend için kütle soğurma katsayıları

Kütle Soğurma Katsayıları (Cerrobend)			
Enerji	XCom	EGSnrc	Deney
6.620E-01	9.90E-02	9.89E-02	9.72E-02
8.000E-01	8.13E-02	8.14E-02	0
1.000E+00	6.65E-02	6.65E-02	0
1.022E+00	6.53E-02	6.53E-02	0
1.173E+00	5.86E-02	5.86E-02	5.79E-02
1.250E+00	5.60E-02	5.60E-02	0
1.333E+00	5.37E-02	5.37E-02	5.46E-02

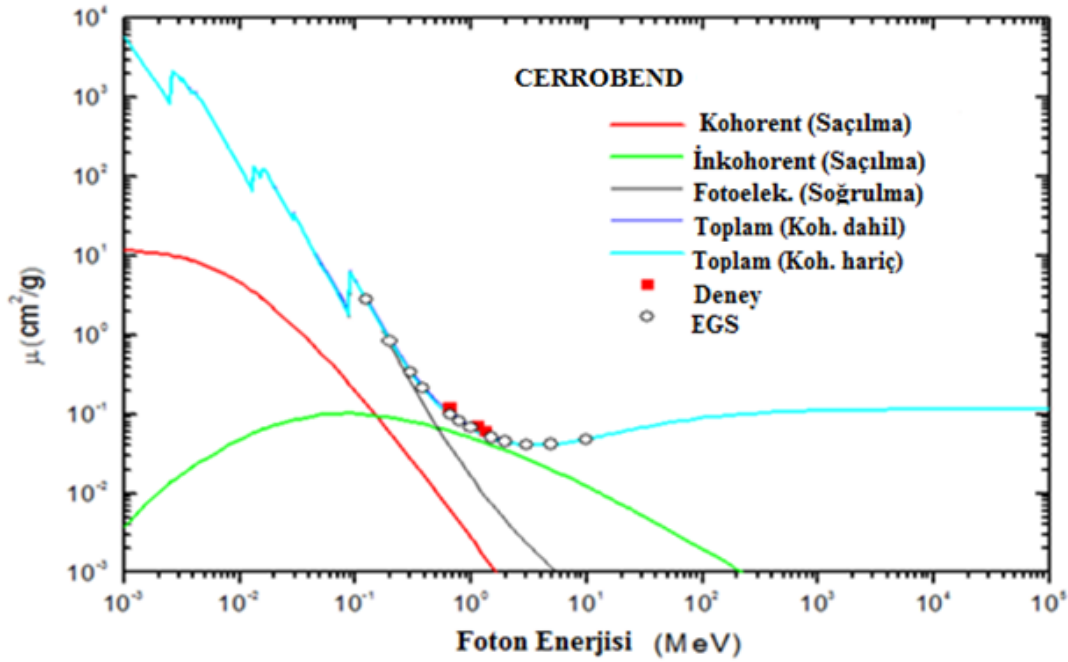
Çizelge 4.3. Katı Fantom için kütle soğurma katsayıları

Kütle Soğurma Katsayıları (Katı Fantom)			
Enerji	XCom	EGSnrc	Deney
6.620E-01	8.30E-02	8.24E-02	8.32E-02
8.000E-01	7.61E-02	7.57E-02	0
1.000E+00	6.84E-02	6.82E-02	0
1.022E+00	6.77E-02	6.75E-02	0
1.173E+00	6.32E-02	6.29E-02	6.30E-02
1.250E+00	6.12E-02	6.10E-02	0
1.333E+00	5.92E-02	5.90E-02	5.95E-02

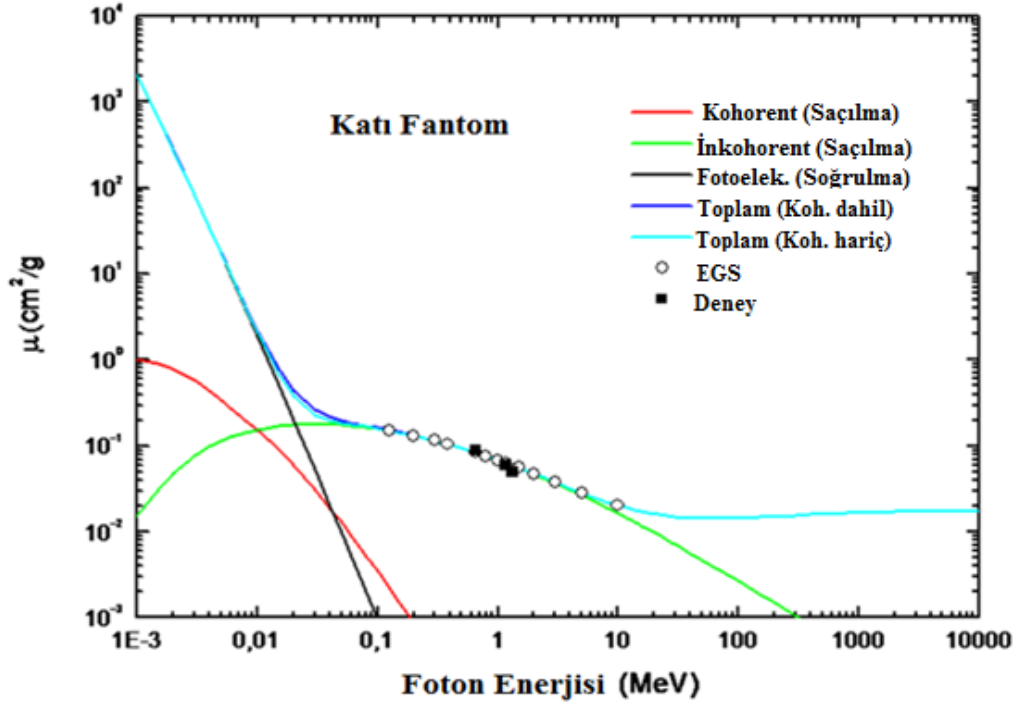
Çizelge 4.4. Bolus için kütle soğurma katsayıları

Kütle Soğurma Katsayıları (Bolus)			
Enerji	XCom	EGSnrc	Deney
6.620E-01	8.48E-02	8.44E-02	8.52E-02
8.000E-01	7.78E-02	7.75E-02	0
1.000E+00	7.00E-02	6.98E-02	0
1.022E+00	6.92E-02	6.90E-02	0
1.173E+00	6.47E-02	6.44E-02	6.39E-02
1.250E+00	6.26E-02	6.23E-02	0
1.333E+00	6.06E-02	6.03E-02	5.96E-02

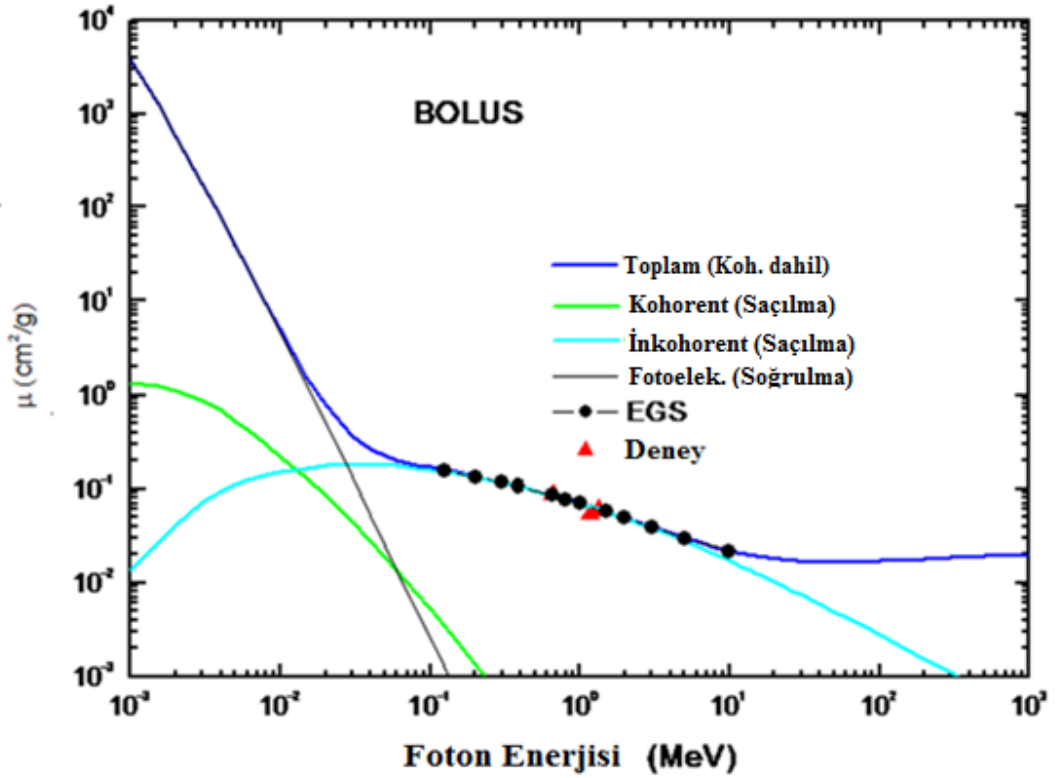
NaI(Tl) spektrometre sisteminde her bir madde de 3 farklı kalınlık için (Çizelge 4.1) veriler elde edildiği için sonuçların ortalaması alınmıştır. Bu değerleri grafik hali aşağıdaki gibidir.



Şekil 4.4. Cerrobend için soğurma katsayıları grafiği



Şekil 4.5. Kırtı fantom için soğurma katsayıları grafiğı

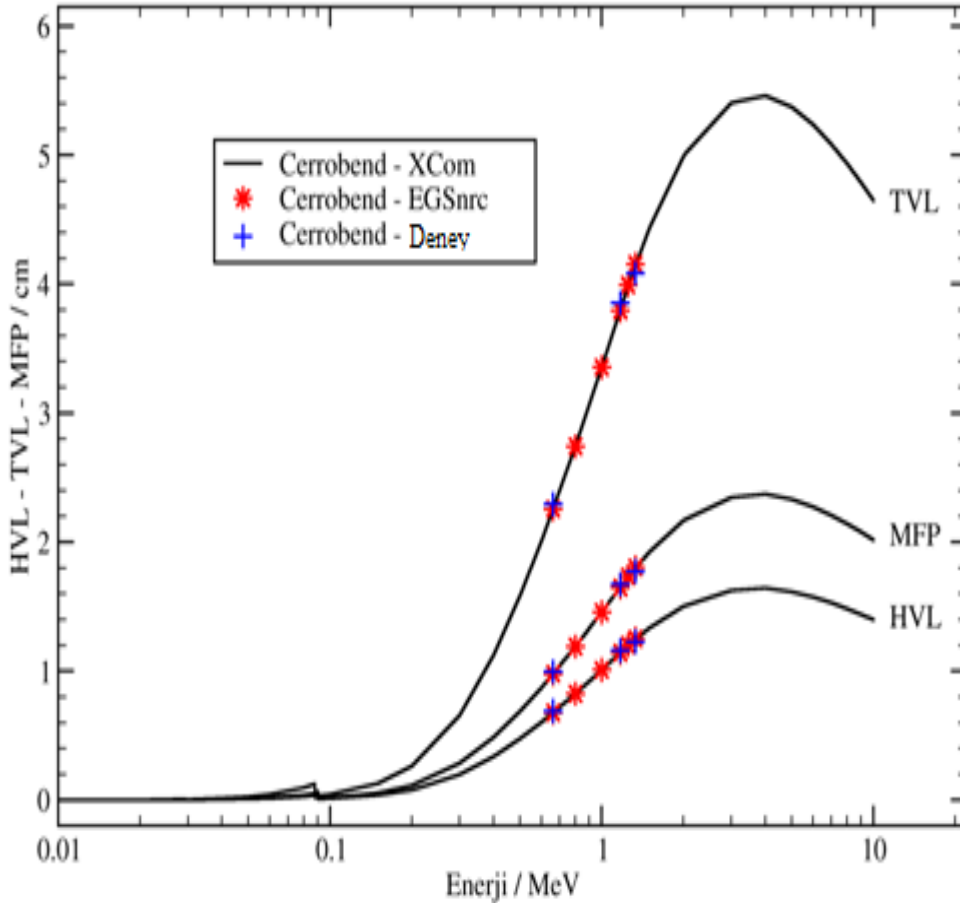


Şekil 4.6. Bolus için soğurma katsayıları grafiğı

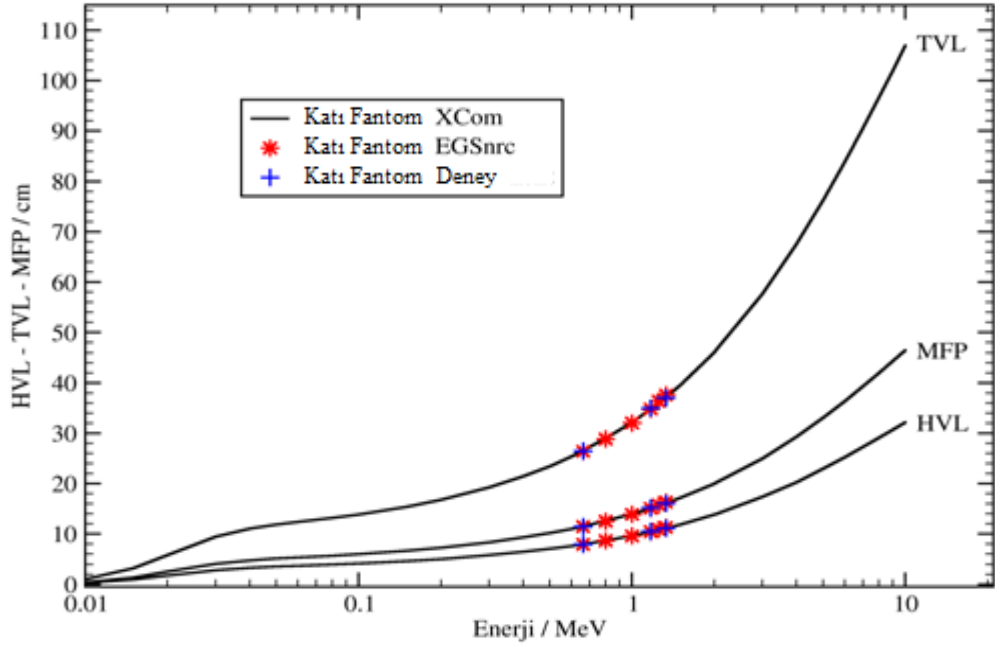
Tezde kullandığımız maddeler için soğurma katsayılarını hesapladıktan sonra, Bölüm 2’ de anlatılan radyasyonun madde ile etkileşmesinde başka bir önemli parametre olan ortalama serbest yol (MFP) ifadesini bulabiliriz. Çünkü MFP, lineer soğurma katsayısının tersine (μ^{-1}) eşittir. Ayrıca yarı kalınlık değeri (HVL), ve onda bir kalınlık değeri (TVL) verileri de Bölüm 2’ de anlatıldığı gibi aşağıdaki formüllerle bulunabilir.

$$\text{HVL} = 0.693/\mu, \quad \text{TVL} = \frac{\ln 10}{\mu} = \frac{2.3026}{\mu}$$

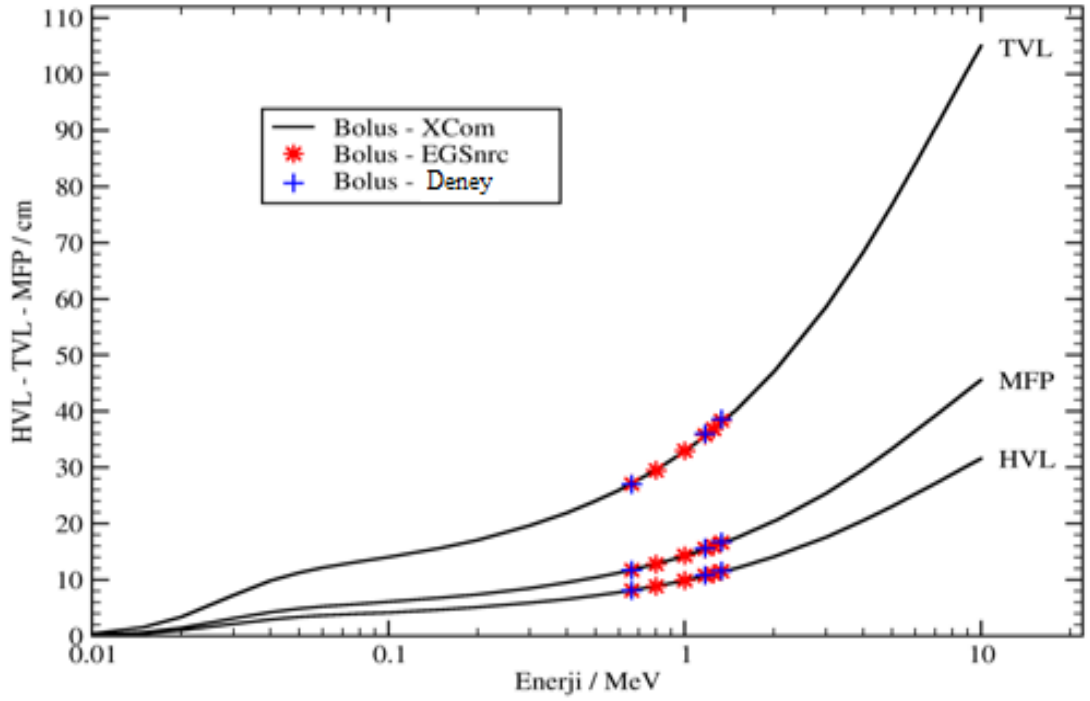
Bu değerler her bir madde için hesaplanıp grafiğe aktarıldığında aşağıdaki grafikleri elde ederiz.



Şekil 4.7. Cerrobend için HVL,TVL ve MFP grafiği



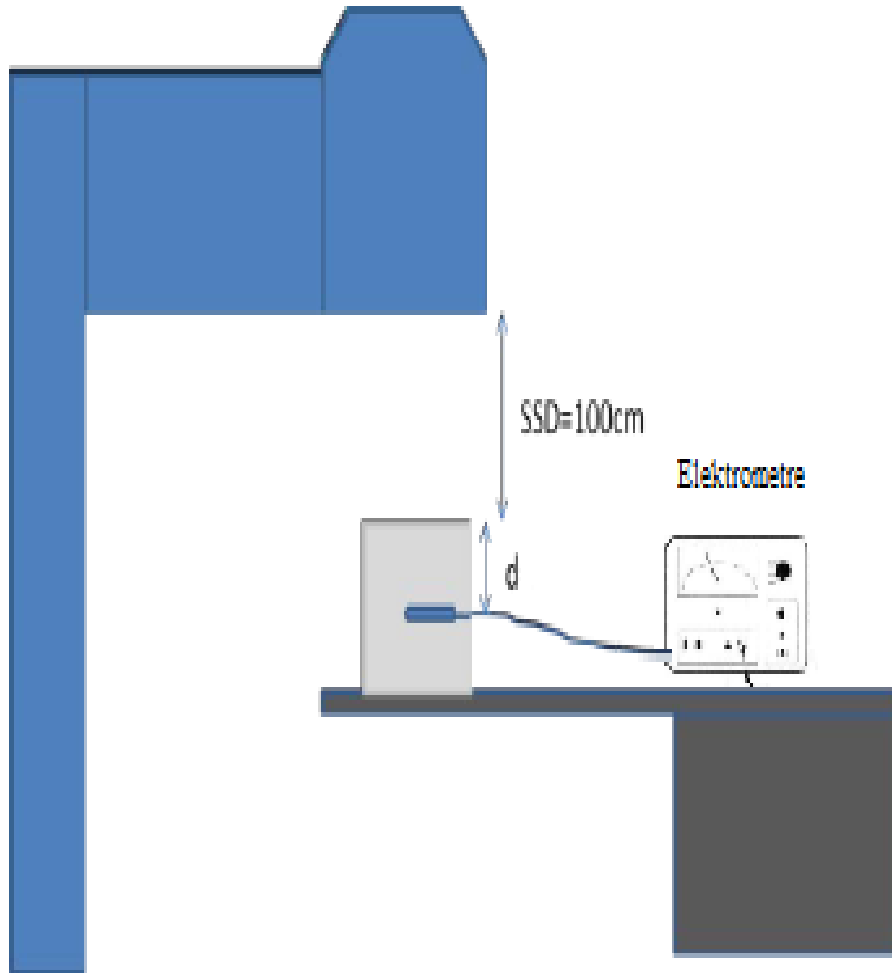
Şekil 4.8. Kıta fantom için HVL,TVL ve MFP grafiği



Şekil 4.9. Bolus için HVL,TVL ve MFP grafiği

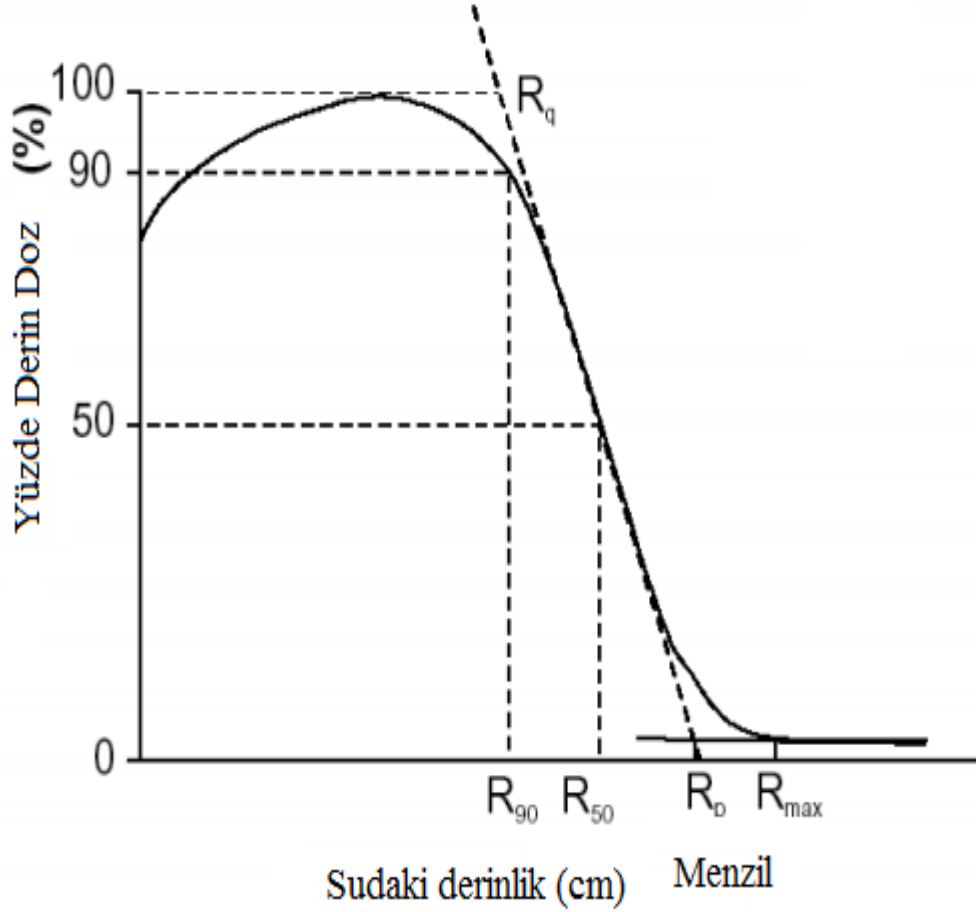
4.4. Lineer Hızlandırıcı İle Elde Edilen Sonuçlar

Lineer hızlandırıcı da aşağıdaki şekilde gösterildiği gibi ölçüm düzeneği kuruldu. Kaynak Yüzey Mesafesi (SSD) 100 cm olacak şekilde ayarlanıp iyon odasına numune yokken 100 Monitör Birim (MU) verildi. Lineer hızlandırıcılarda kalibrasyon enerjeye göre değişmekle beraber her zaman $1 \text{ MU} = 1 \text{ cGy}$ ayarı yapılır (Yan vd, 2006). Daha sonra farklı numune kalınlıkları koyularak doz değerleri elde edildi.



Şekil 4.10. Lineer hızlandırıcılarda deneysel yöntem düzeneği

Varian Marka Lineer Hızlandırıcıda 6,9,12,16 ve 20 MeV elektron enerjileri elde edilebilir. Sudaki farklı derinlikler için yüzde derin doz grafiği aşağıda verilmektedir (Şekil (4.11)). Maksimum menzile (R_{max}) frenleme (bremsstrahlung) kuyruğunun x eksenine ile kesiştiği menzildir ve pratik menzile (R_p), eğriye çizilen teğetin, frenleme (bremsstrahlung) kuyruğu ile kesiştiği noktadır (Podgorsak vd, 2003).

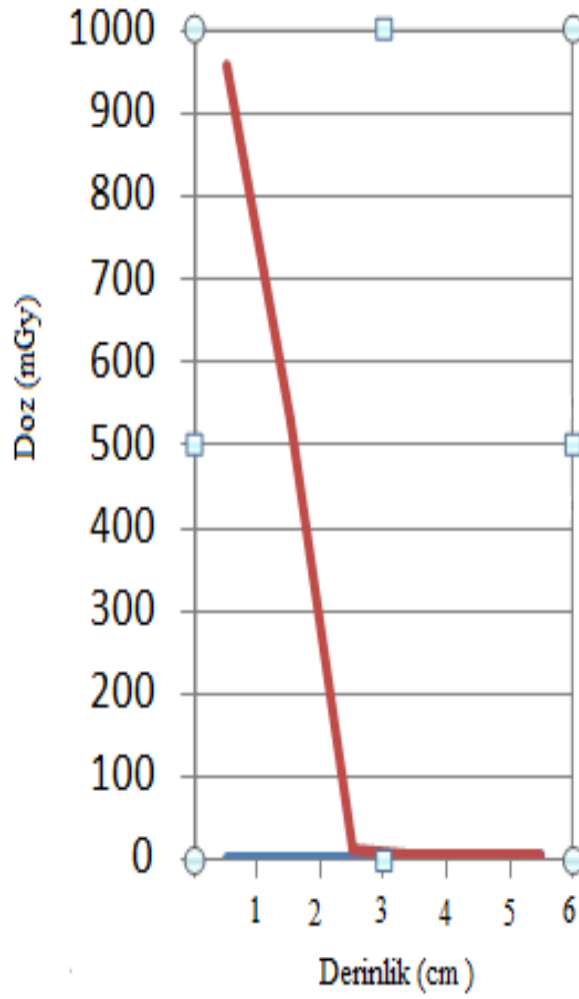


Şekil 4.11. Sudaki yüzde derin dozun derinliğe karşı grafiği (Podgorsak, 2003)

Tezin elektron ölçümleri için Şekil (4.10)'daki gibi düzenek kuruldu. İnceleyeceğimiz maddeleri yerleştirmeden önce iyon odasına 1000mGy doz gelecek şekilde cihaz kalibre edildi. Lineer Hızlandırıcıda elektron ışınlanması için 5 farklı enerji mevcuttur. İlk olarak 6 MeV için incelediğimiz maddeleri farklı kalınlıklarda yerleştirip doz değerlerini elde ettik. Daha sonra cihazın 9,12,16 ve 20 MeV için de ölçümler tekrarlandı. Elde edilen sonuçlar aşağıda verilmektedir.

Çizelge 4.5. 6MeV için katı fantom ile elde edilen doz sonuçları

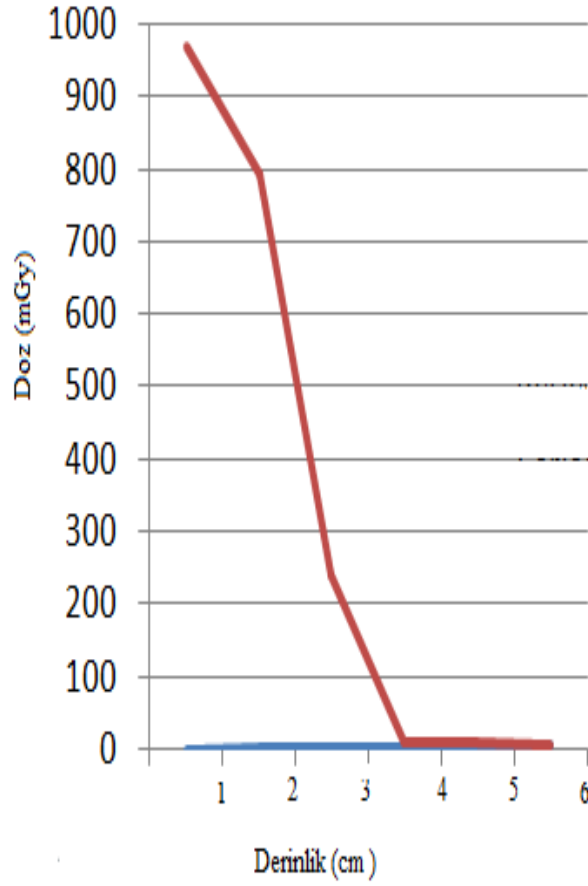
Derinlik(cm)	Doz (mGy)
0	956.8
1	526.5
2	13.3
3	5
4	4.55
5	4.15



Şekil 4.12. 6MeV için katı fantomda dozun derinlik ile değişimi

Çizelge 4.6. 9MeV için katı fantom ile elde edilen doz sonuçları

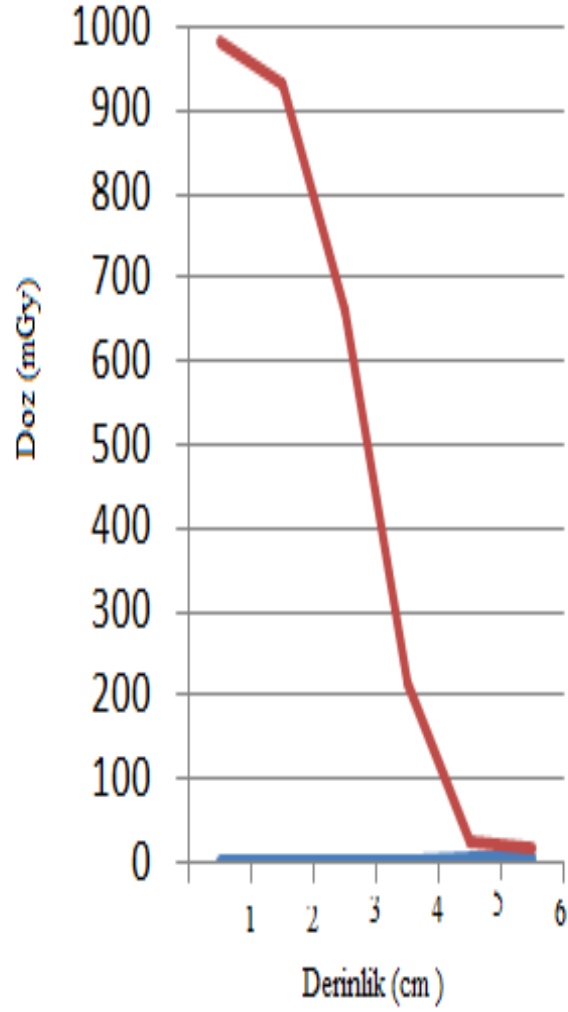
Derinlik(cm)	Doz (mGy)
0	968.6
1	794.6
2	241.6
3	11.8
4	8.95
5	8.25



Şekil 4.13. 9MeV için katı fantomda dozun derinlik ile değişimi

Çizelge 4.7. 12MeV için katı fantom ile elde edilen doz sonuçları

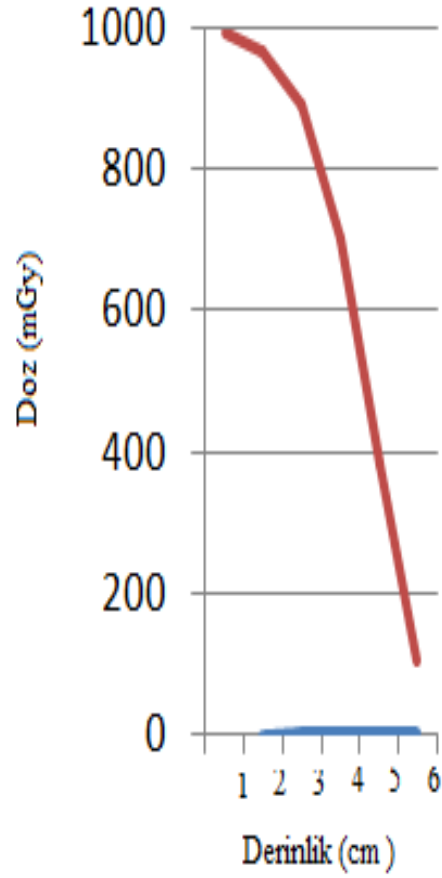
Derinlik(cm)	Doz (mGy)
0	982.2
1	932.9
2	660.2
3	215.3
4	24.15
5	16.65



Şekil 4.14. 12MeV için dozun katı fantomda derinlik ile değişimi

Çizelge 4.8. 16MeV için katı fantom ile elde edilen doz sonuçları

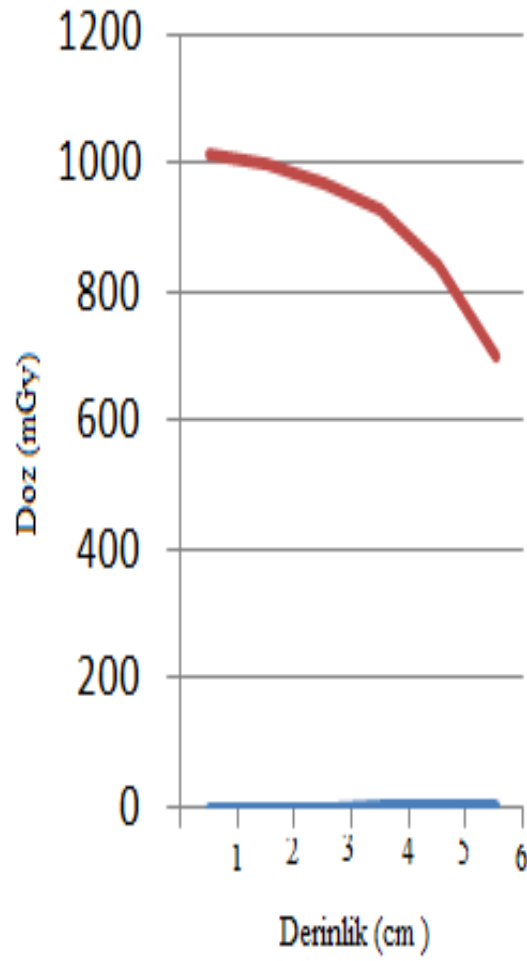
Derinlik(cm)	Doz (mGy)
0	996
1	969.4
2	893.5
3	704
4	385.9
5	107.2



Şekil 4.15. 16MeV için katı fantomda dozun derinlik ile değişimi

Çizelge 4.9. 20MeV için katı fantom ile elde edilen doz sonuçları

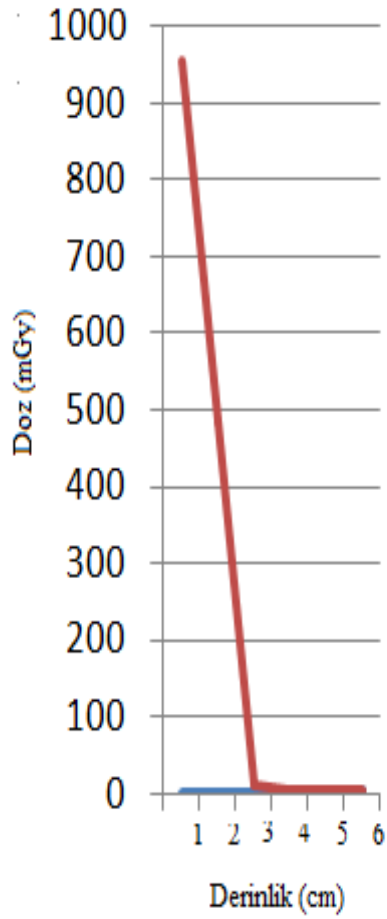
Derinlik(cm)	Doz (mGy)
0	1016
1	996.8
2	967.2
3	919.9
4	841
5	709.3



Şekil 4.16. 20MeV için katı fantomda dozun derinlik ile değişimi

Çizelge 4.10. 6MeV için bolus ile elde edilen doz sonuçları

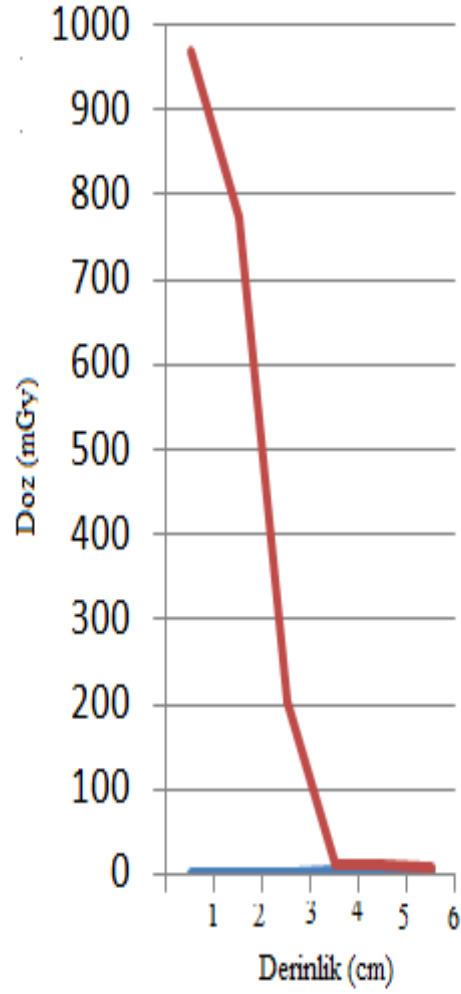
Derinlik(cm)	Doz (mGy)
0	956.8
1	486.7
2	10.4
3	5.2
4	4.75
5	4.35



Şekil 4.17. 6MeV için bolusda dozun derinlik ile değişimi

Çizelge 4.11. 9MeV için bolus ile elde edilen doz sonuçları

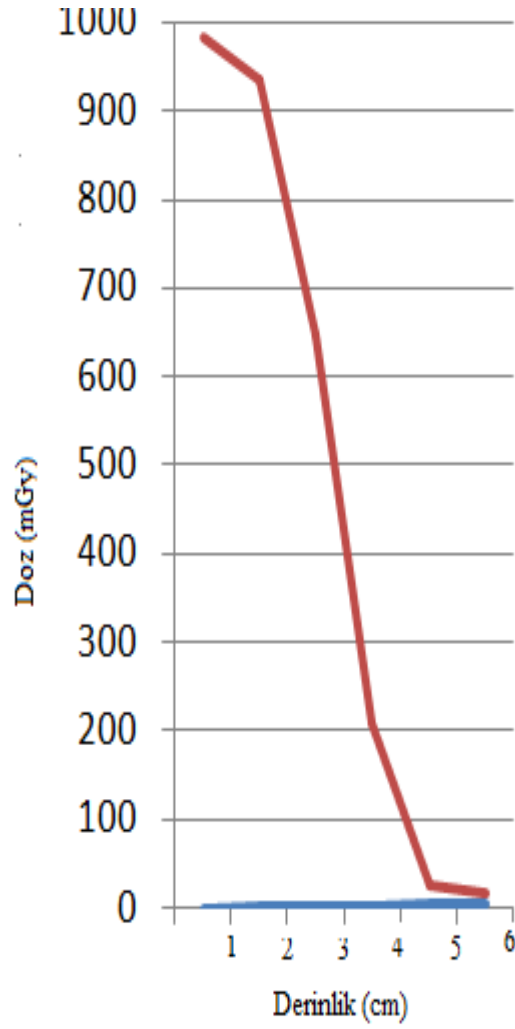
Derinlik(cm)	Doz (mGy)
0	968.6
1	773.5
2	204.1
3	11.6
4	9.3
5	8.55



Şekil 4.18. 9MeV için bolusda dozun derinlik ile değişimi

Çizelge 4.12.12MeV için bolus ile elde edilen doz sonuçları

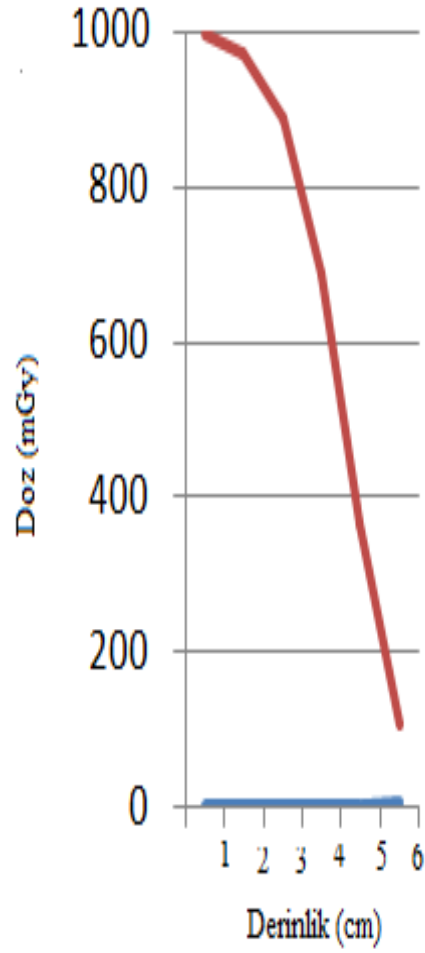
Derinlik(cm)	Doz (mGy)
0	982.2
1	934.4
2	647.9
3	210
4	24.4
5	17.45



Şekil 4.19. 12MeV için bolusda dozun derinlik ile değişimi

Çizelge 4.13.16MeV için bolus ile elde edilen doz sonuçları

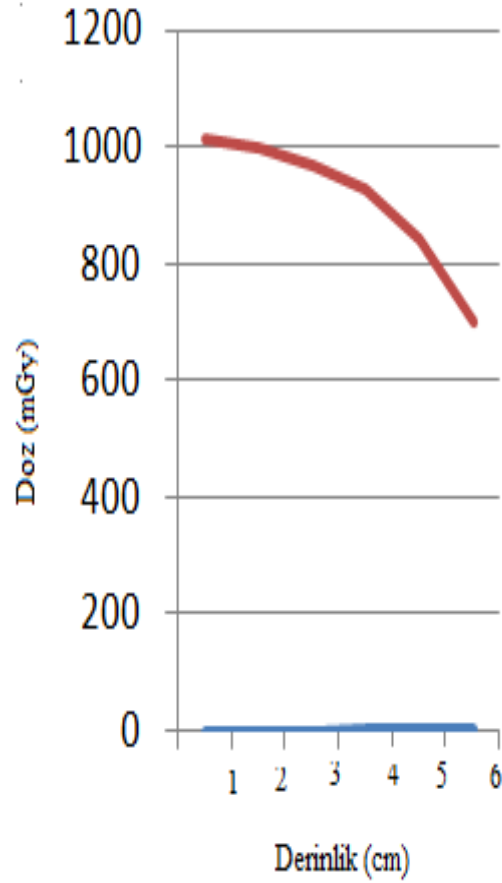
Derinlik(cm)	Doz (mGy)
0	996
1	970.9
2	886.4
3	687.8
4	365.5
5	106.3



Şekil 4.20. 16MeV için bolusda dozun derinlik ile değişimi

Çizelge 4.14. 20MeV için bolus ile elde edilen doz sonuçları

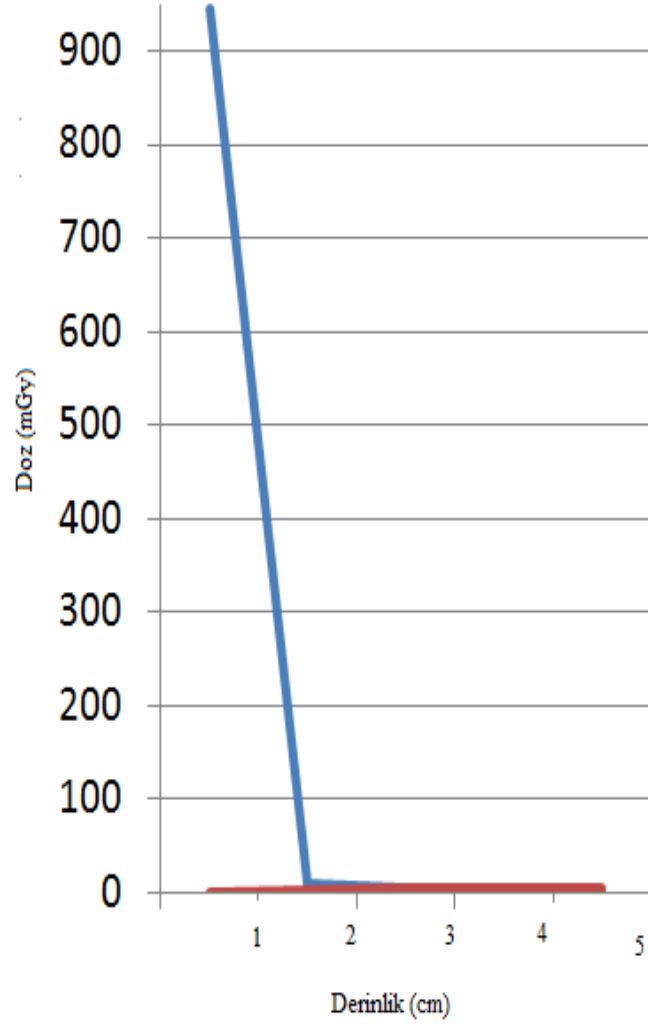
Derinlik(cm)	Doz (mGy)
0	1016
1	1000
2	969.9
3	927.8
4	845.8
5	703.2



Şekil 4.21. 20MeV için bolusda dozun derinlik ile değişimi

Çizelge 4.15. 6MeV için cerrobend ile elde edilen doz sonuçları

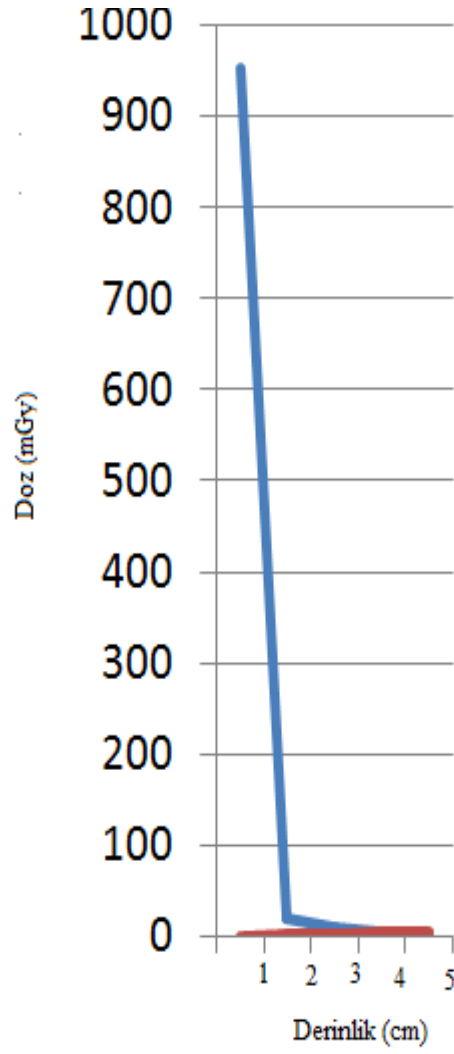
Derinlik(cm)	Doz (mGy)
0	944.35
1.8	9.45
2.8	4.85
3.8	2.75
4.8	1.6



Şekil 4.22. 6MeV için cerrobendde dozun derinlik ile değişimi

Çizelge 4.16. 9MeV için cerrobend ile elde edilen doz sonuçları

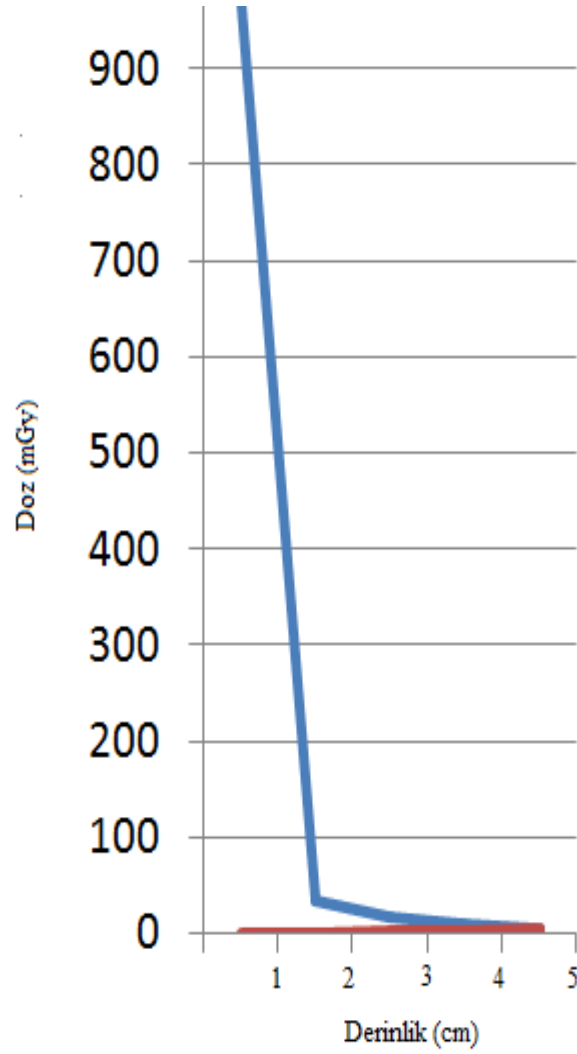
Derinlik(cm)	Doz (mGy)
0	952.6
1.8	19.2
2.8	10.1
3.8	5.8
4.8	3.5



Şekil 4.23. 9MeV için cerrobendde dozun derinlik ile değişimi

Çizelge 4.17. 12MeV için cerrobend ile elde edilen doz sonuçları

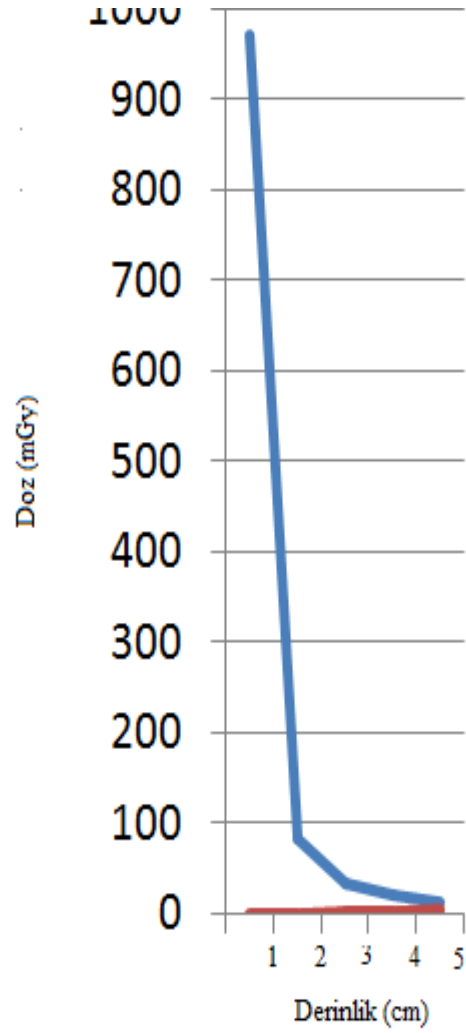
Derinlik(cm)	Doz (mGy)
0	967.6
1.8	34
2.8	18.65
3.8	11
4.8	6.7



Şekil 4.24. 12MeV için cerrobendde dozun derinlik ile değişimi

Çizelge 4.18. 16MeV için cerrobend ile elde edilen doz sonuçları

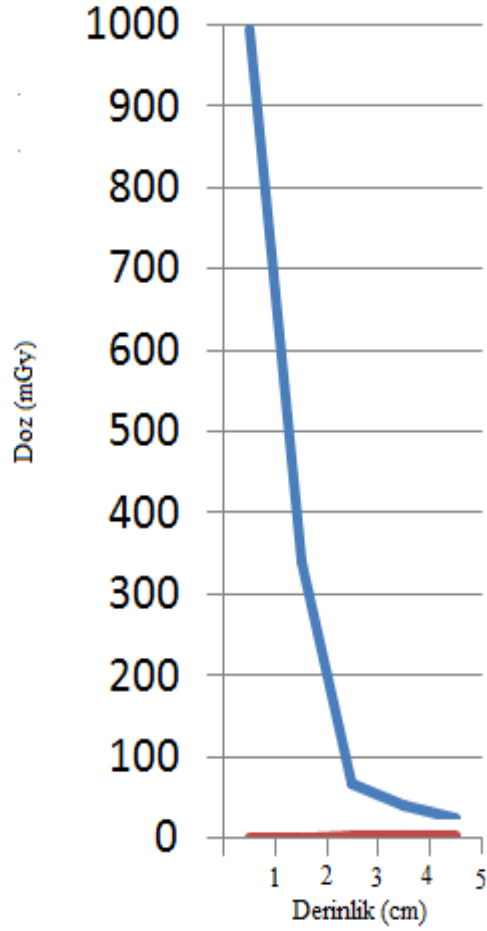
Derinlik(cm)	Doz (mGy)
0	972.5
1.8	84.15
2.8	35.1
3.8	20.9
4.8	12.95



Şekil 4.25. 16MeV için cerrobendde dozun derinlik ile değişimi

Çizelge 4.19. 20MeV için cerrobend ile elde edilen doz sonuçları

Derinlik(cm)	Doz (mGy)
0	996.4
1.8	340
2.8	66.85
3.8	40.25
4.8	24.95



Şekil 4.26. 20MeV için cerrobendde dozun derinlik ile değişimi

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmamızda radyoterapide kullanılan cerrobend, katı fantom ve bolus için soğurma özellikleri hem fotonlarla hem de elektronlarla deneysel, teorik ve Egs Monte Carlo koduyla incelendi.

İlk aşamada teorik olarak soğurma katsayıları hesaplandı. XCOM kodu kütleli soğurma katsayısını hesaplamakta koherent ve inkoherent saçılmalar, fotoelektrik soğurma ve çift oluşumu için önceden var olan veri tabanlarını kullanan bir programdır (Berger, 1987).

İkinci aşamada deneysel yöntem için, üniversitemizin nükleer fizik laboratuvarında bulunan NaI(Tl) spektrometre sistemi ve ScintiVision yazılımı ve kaynak olarak karışık (mixed) kaynak (Co-60, Cs-137) kullanılıp incelediğimiz maddeler için soğurma katsayıları hesaplandı.

Daha sonraki aşamada, Stanford Lineer Hızlandırıcı Merkezinde (SLAC) geliştirilen bir kaç keV'den bir kaç yüz GeV'e kadar elektron ve foton için radyasyonların simülasyonunu yapan EGS Monte Carlo bilgisayar programı ile incelediğimiz maddeler için soğurma katsayıları hesaplandı.

Tezdeki elektron hesaplamaları için üniversitemizin Radyasyon Onkolojisi Bölümünde bulunan Varian marka DHX cihazı ile Şekil (4.10)'daki gibi düzeneğimizi kurup sırasıyla 6, 9,12,16 ve 20 MeV için ölçümler alındı.

Tez çalışmamızda fotonlar için soğurma katsayılarının teorik, deneysel ve bilgisayar programı ile belirlenebileceği görüldü. Elde edilen verileri karşılaştırdığımızda sonuçların oldukça uyumlu olduğunu gördük. Deneysel soğurma katsayılarındaki ortalama belirsizlik yaklaşık \approx %1 dir. Bu hataların sayımlardan ve kalınlık belirlemelerden kaynaklandığı düşünülebilir. Tezde incelediğimiz maddeler için kütle ve lineer soğurulma katsayılarının artan foton enerjisi ile azaldığı görülmektedir (Şekil (4.4), Şekil (4.5) ve Şekil (4.6)).

Cerrobend alaşımı ile ilgili çalışmalar literatürde mevcuttur. Tellili, B. ve arkadaşları 2017 yılındaki çalışmasında cerrobend alaşımını hazırlamak için Cd, In, Sn, Sb, Bi, ve Pb elementlerini farklı oranlarda kullanmıştır. Kadmiyum, solunduğunda akciğerlerde, böbreklerde, kalpte hasarlara yol açtığı ve kansere neden olabileceği raporlandığı (Özkurt, 2010) için ülkemizde artık

kullanılmamaktadır. Bizim çalışmamızda kullandığımız cerrobendin içeriğinde %50 Bi, %31.8 Pb, %18.2 Sn elementleri olması ve daha önce bu oranlarda kullanılan bir cerrobend için soğurma katsayısı çalışması olmaması nedeniyle çalışmamız özgündür.

Katı fantom suyun yoğunluğuna yakın olması ve cihaz kalibrasyonlarında su fantomuna nazaran daha kolay bir kurulum olması nedeniyle bütün radyoterapi merkezlerinde kullanılmaktadır. Hill ve arkadaşları 2008 yılında farklı malzemelerden üretilen (RMI457, plastik, RW3 ve pleksi) katı fantomların soğurma değerlerini su ile karşılaştırmıştır. Teorik hesaplamalarda XCOM'dan elde ettiği değerleri, deneysel sonuçlar için teknezyum-99m kaynağını kullanmıştır. Deneysel ve teorik hesaplamada yaklaşık %1 fark bulmuştur. Bizim çalışmamızda katı fantom deneysel olarak içerisinde Co-60 ve Cs-137' nin olduğu karışık (mixed) kaynak kullanılmıştır ve biz de deneysel ve teorik hesaplamalarda yaklaşık %1 fark bulduk.

Tezde incelediğimiz bir diğer madde de bolustur. Bolus hastanın burun veya kulakları gibi düzensiz alanlarını tedavi ederken, eksik dokuyu kompanse etmede veya cilt tümörlerinde build-up dozunu yüzeye çekmek için kullanılır (Tunçel vd, 2001).

Tunçel ve arkadaşları 2001 yılında radyoterapi kliniğinde kullanılmak üzere jelatin, gliserin, su, etil alkol ve sodyum azit kullanıp farklı kalınlıklarda hazırladıkları bolusları Co-60 ile ışınlayıp, RW3 katı fantomunun absorpsiyonu ile karşılaştırılmıştır. Değerleri oldukça yakın bulup, klinikte kullanılabilineceğine karar vermişlerdir. Daha sonra aynı şekilde oluşturulan bolusun yüksek enerjili X-ışınları için de kullanılabilceği gösterildi (Etirli, 2012).

Bu çalışmada Etirli ve Tuncel gibi jelatin, gliserin, su, alkol ve sodyum asid kullanarak bolus elde ettik. Dokuya eşdeğer olup olmadığına bakmak için 1 cm'lik plaka haline getirilip, katı su fantomu ile karşılaştırıp Etirli gibi %0,5 fark bulup çalışmamızda kullandık. Bu yöntemle hazırlanmış bolus için soğurma katsayılarının hesaplandığı bir çalışma literatürde bulunmamaktadır.

Soğurma katsayıları hesaplandıktan sonra HVL, lineer veya logaritmik olarak soğurma eğrisi grafiğinden bulunabilir ve monoerjik fotonlarda, μ sabit olduğu için, eğri boyunca herhangi bir yerde belirlenebilir. Radyasyonun madde etkileşmesinde

başka bir parametre ifadesi ortalama serbest yol (MFP)'dur. MFP radyasyonun madde içerisinde aldığı ortalama serbest yolu belirtir ve lineer soğurma katsayısının tersine (μ^{-1}) eşittir. Ayrıca yarı kalınlık değeri (HVL), ve onda bir kalınlık değeri (TVL) verileri de fizik, mühendislik ve teknoloji gibi alanlarda kullanılan önemli parametrelerdir. Bunlarda Denklem (2.24) ve (2.27)' de gösterildiği gibi hesaplandı (Şekil (4.7), Şekil (4.8) ve Şekil (4.9)).

Çalışmamızın son aşamasında, yüksek enerjili elektronların etkileşimini inceledik. Elektron yavaşladıkça, daha hızlı bir şekilde enerji kaybeder. Elektron sudan geçerken, 1 MeV' un üzerinde, elektronların kaybı yaklaşık olarak 2 MeV/cm dir ($\frac{dE_{COL}}{dx} \approx 2\text{MeV/cm}$) (Gunderson, 2021). Bölüm 2'de bu pratik menzil formülünün sudan başka herhangi bir madde için menzil = $(10 \text{ MeV} \div [2 \text{ MeV/cm} \times \rho])$ bağıntısı ile verilmiştir.

Örneğin katı fantomun yoğunluğu 1.045 g/cm^3 tür. 10 MeV ile ışınlanan katı fantom için pratik menzil hesabından, menzil = $10 \div (2 \times 1.045) = 4.78 \text{ cm}$ bulunur. Bizim cihazımızda elde ettiğimiz 12 MeV için grafiğe baktığımızda (Şekil (4.14)), pratik menzilin yaklaşık 4.5 cm'e denk geldiği görülmektedir.

12 MeV elektron ışınında Cerrobend için pratik menzil hesabına baktığımızda menzil = $10 \div (2 \times 10.32) = 0.48 \text{ cm}$. Bizim 12 MeV için grafiğe baktığımızda (Şekil (4.24)), pratik menzilin yaklaşık 1.5 cm'e denk geldiği görülmektedir.

Pratik menzil hesabı yumuşak dokuya yakın maddeler için (katı fantom ve bolus gibi) yakın sonuçlar verirken, cerrobend gibi yüksek yoğunluklu maddeler için farklı çıktığı görülmüştür. Bu fark, cerrobend için eğrinin sonundaki bremsstrahlung bölgesindeki X-ışını katkısının yüksek olmasından kaynaklanabilir (Şekil (4.11)).

Gelecek çalışmalarda elektron için de EGS gibi MC programları kullanılarak pratik menzil hesabının doğruluğu ve incelenilecek maddenin yoğunluğuna bağlı olarak nasıl değiştiği incelenebilir.

KAYNAKLAR

- Berger, M. J. and J. Hubbell. 1987. *XCOM: Photon Cross Sections On A Personal Computer*, National Bureau of Standards, Washington, DC (USA). Center for Radiation.
- Boyer, A., Biggs., P., and Galvin., J. 2001. Basic Applications of Multileaf Collimators, Report Number 72, *American Association of Physicists in Medicine*. Madison, WI: Medical Physics Publishing.
- Erdem, M., Baykara, O., Doğru., M. and Kuluöztürk, F. 2010. A Novel Shielding Material Prepared From Solide Waste Containing Lead For Gamma Ray, *Radiation Physics and Chemistry*, Vol. 79, 917-922.
- Etirli, Ö. 2012. IMRT ve Konformal Radyoterapi Uygulanan Meme Kanseri Radyoterapi Uygulamalarında Doz Dağılımının Film Dozimetresi ile Belirlenmesi, *Acıbadem Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü*.
- Evans RD. 1955. *The Atomic Nucleus*. Malabar, FL: Robert E Krieger Publishing.
- Gauntlett J. 2000. *Brane New Worlds*. Nature, 404: 28–29.
- Gunderson, L. L. and J. E. Tepper. 2021. *Clinical Radiation Oncology*, E-Book , 5th Edition Elsevier Health Sciences.
- Gümüş, H. and S. Mhanna. 2019. "Investigation of Gamma-ray Attenuation Coefficients for Some Different Tissues." *ALKÜ Fen Bilimleri Dergisi*: 101-106.
- Hill, R., Brown S., and Baldock C. 2008. "Evaluation of The Water Equivalence of Solid Phantoms Using Gamma Ray Transmission Measurements." *Radiation Measurements* 43 (7): 1258-1264.
- Hubbell, J. H. and Seltzer, S. M. 1995. Tables of X-ray Mass Attenuation Coefficients And Mass Energy-absorption Coefficients 1 keV to 20 MeV for Elements Z= 1 to 92. *Additional Substances of Dosimetric Interest*.
- Hubbell, J. 1969. "Photon Cross Sections, Attenuation Coefficients and Energy Absorption Coefficients." *National Bureau of Standards Report NSRDS-NBS29*, Washington DC.
- Johns, H.E. and Cunnigham, JR. 1969. *The Physics of Radiology*. 3rd ed. Springfield, IL: Charles C Thomas.
- Johns, H.E. and Cunnigham, J.R. 1983. *The Physics of Radiology 4.Ed*. Charle, C. Thomas, Springfield.
- Karzmark, C.J. and Morton, R.J. 1998. *A Primer on Theory and Operation of Linear Accelerators in Radiation Therapy*. 2nd ed. Madison, WI: Medical Physics Publishing.

- Khan, F. M. 2003. *The Physics of Radiation Therapy*. Department of Therapeutic Radiology. Baltimore MD, Williams and Wilkins.
- Özkurt, S. 2010. Solunumsal Semptomlar. *Solunum Sistemi Ve Hastalıkları*. T. Özlü. İstanbul, İstanbul Medikal Yayıncılık. 1: 173-187.
- Pawlicki, T. and Starkschall, G. 2016. *Hendee's Radiation Therapy Physics*, John Wiley & Sons.
- Podgorsak, E.B. 2005. "Radiation Oncology Physics: *A Handbook for Teachers and Students*", IAEA, 696.
- Sauter, F. 1931. "Atomic Photoelectric Effect in the K-shell According to The Relativistic Wave Mechanisms of Dirac." *Ann. Phys.(Leipzig) 11*: 454-488.
- Salvat, F. and Fernandez, J.M. 2006. PENELOPE-2006: *A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport*. Workshop Proceedings, Universitat de Barcelona.
- Tellili, B., Elmahrough, Y., and Souga C. 2017. "Investigation on Radiation Shielding Parameters of Cerrobend Alloys." *Nuclear Engineering and Technology* 49 (8): 1758-1771.
- TUNÇEL, N., Dündar, E., İnal, A., Karakuş, İ., Aksu, M.G., and Korcum, A.F.. 2001. "Bolus Material Which Can Be Used In High Energy Co-60 Photon Beams." *Turkish Journal of Oncology* 16 (1).
- Yan, Y., and Moros, E. G. 2006. *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*, EB Podgorsak (Ed.), International Atomic Energy Association, Vienna, Austria (2005), 657 pages, Euro 65, paperbound, ISBN 92-0-107304-6. In: Elsevier.
- Yavaş Ö. 2013. Türk Hızlandırıcı Merkezi Projesi. <http://thm.ankara.edu.tr>

ÖZGEÇMİŞ



Telat AKSU, 17.10.1981 tarihinde Samsun'da doğdu. Samsun Namık Kemal Lisesi'ni bitirdikten sonra Ondokuz Mayıs Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi'nden 2002 yılında mezun oldu. 2006 yılında OMÜ LEE Nükleer Fizik Yüksek Lisans programını bitirdi. Mezuniyetinden bu yana OMÜ Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Bölümünde öğretim görevlisi olarak görev yapan Telat AKSU, iyi derecede İngilizce bilmektedir. Temel ilgi alanları, Medikal Fizik, Radyoterapi (Ekim/2020).

İletişim Bilgileri

E mail : talataksu@gmail.com

Telefon : 05424834677

ORCID ID: 0000-0003-4588-0489.

Yayınlanmış Çalışmalar:

1. Aksu, T. ve Gümüş, H. 2019. Experimental Investigation of gamma radiation attenuation coefficients for some materials used for radiotherapy, 5thInternational Conference on Theoretical and Experimental Studies in Nuclear Applications and Technology (TESNAT), Amasya, TURKEY (Oral Presentation).