

T.C.
RECEP TAYYIP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**6 VE 18 MV ENERJİLİ FOTONLARIN SUDAKİ DERİN
DOZLARININ PENELOPE MC PROGRAMI İLE HESABI
VE ÖLÇÜMÜ**

Burcu Karayunus

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Nazmi Turan OKUMUŞOĞLU

YÜKSEK LİSANS TEZİ
FİZİK ANABİLİM DALI

RİZE 2013

T.C.
RECEP TAYYIP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
FİZİK ANABİLİM DALI

6 VE 18 MV ENERJİLİ FOTONLARIN SUDAKİ DERİN DOZLARININ
PENELOPE MC PROGRAMI İLE HESABI VE ÖLÇÜMÜ

BURCU KARAYUNUS

FİZİK

Tezin Enstitüye Verildiği Tarih : 21/01/2013

Tezin Sözlü Savunma Tarihi : 06/02/2013

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Nazmi Turan OKUMUŞOĞLU

Jüri Üyesi : Doç. Dr. Mehmet ŞAHİN

Jüri Üyesi : Yrd. Doç. Dr. Recep KESER

Jüri Üyesi : Yrd. Doç. Dr. Tuğba DURAKOĞLUGİL

Nazmi T. Okumuşoğlu
Mehmet Şahin
Recep Keser
Tuğba Durakoğlugil

Enstitü Müdürü: Doç.Dr. Fatih YILMAZ



RİZE, 2013

ÖNSÖZ

Tez çalışmamın her aşamasında değerli bilgileriyle beni her daim bilgilendiren, benden hiçbir konuda yardım ve desteklerini esirgemeye, meslek hayatımda büyük emeği ve katkısı olan ve birlikte çalışmaktan onur duyduğum Sayın Danışman Hocam, Prof. Dr. Nazmi Turan OKUMUŞOĞLU' na sonsuz şükranlarımı sunarım.

Çalışmamın deneysel kısmı için yararlanmış olduğum Ondokuz Mayıs Üniversitesi (OMÜ) ve Tıp Fakültesi Uygulama ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalına teşekkürlerimi borç bilirim.

Çalışmış olduğum Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Fizik Bölümü'nde bulunan tüm öğretim elemanlarına çok teşekkür ederim.

Tez çalışmamda katkılarından ve yardımlarından dolayı arkadaşım Seyhan SÜER'e ve Harun YÜCEL' e çok teşekkür ederim.

Çalışmalarımnda her zaman bana destek olup yanımdan hiç ayrılmayan, en zor günümde desteklerini hiç esirgemeyip başarılarımda katkısı olan, aileme bana olan inanç, anlayış ve desteklerinden dolayı teşekkür ederim.

Burcu KARAYUNUS

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa No</u>
ÖNSÖZ.....	i
İÇİNDEKİLER.....	ii
ÖZET.....	vi
SUMMARY.....	vii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	viii
TABLolar DİZİNİ.....	xiii
SEMBOLLER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	xiv
1 GENEL BİLGİLER.....	1
1.1 Giriş.....	1
1.2 Radyasyon, Doz Çeşitleri ve Doz Birimleri.....	4
1.2.1 Radyasyon Dozlarının Belirlenmesi.....	6
1.2.2 Radyasyon Dozu ve Birimleri.....	7
1.2.3 Radyasyon Kalitesinin Tanımlanması ve Belirlenmesi.....	11
1.2.4 Radyasyon Demetinin Geometrisi.....	12
1.3 Radyasyonun Radyoterapide Kullanılan Cinsi.....	12
1.4 Elektromanyetik radyasyonlar (X ışınları, γ ışınları).....	12
1.5 Parçacık Şeklindeki Radyasyonlar (Elektronlar, Protonlar ve Nötronlar).....	15
1.5.1 Lineer Hızlandırıcılar.....	15
1.5.2 Tedavi Kafasının İyapısı, Elektron ve Foton Demetlerinin Oluşumu.....	17
1.5.3 Yüksek Enerjili Elektronların Enerji Spektrumu ve Parametreleri.....	18
1.6 Dozun Derinlikle Değişimi (Derin Doz Dağılımları).....	20
1.6.1 Yüzde Derin Doz (% DD).....	21
1.6.1.1 Yüzde Derin Dozun Enerji ve Derinliğe Bağlılığı.....	22

1.6.1.2	Yüzde Derin Dozun Alan Büyüklüğü ve Şekil Bağımlılığı	22
1.6.1.3	Yüzde Derin Dozun Kaynak Yüzeý Uzaklığına (SSD) Bağımlılığı	24
1.6.2	Build Up (BirikenDoz)	26
1.7	Elektronların Madde İle Etkileşimi	27
1.7.1	Elastik Saçılma	27
1.7.2	İnelastik Saçılma	28
1.7.3	Frenleme Işınımı (Bremsstrahlung).....	29
1.7.3.1	Toplam (Integrated) Tesir Kesitler.....	31
1.7.3.2	Çıkan Fotonların Açısız Dağılımı	32
1.7.4	Pozitron Yokolma Olayı.....	33
1.8	Fotonların Madde İle Etkileşimi.....	35
1.8.1	Fotoelektrik Olay.....	35
1.8.2	Compton Saçılması.....	36
1.8.3	Çift Oluşum	38
1.8.4	Rayleigh Saçılması (Koherent Saçılma).....	39
1.9	Monte Carlo (MC) Metodu	39
1.10	PENELOPE MC Simülasyon Hesapları.....	41
1.10.1	MC Simülasyon Ana Programı PENSLAB.....	43
1.10.2	Geometri Paketi PENGEOM.....	43
1.11	PENELOPE Monte Carlo Kodu.....	44
1.12	PENELOPE' nin Gerçekleştirdiği Foton- Madde Etkileşim Modelleri.....	45
1.12.1	Rayleigh Saçılması	45
1.12.2	Compton Saçılması.....	45
1.12.3	Fotoelektrik Yutma.....	45
1.12.4	Elektron-Pozitron Çift Üretimi.....	45
1.13	PENELOPE' nin Gerçekleştirdiği Elektron Etkileşim Modelleri.....	46
1.13.1	Elastik saçılma.....	46

1.13.2	Elektronların ve pozitronların inelastik saçılması	46
1.13.3	Bremsstrahlung ışıması	46
1.13.4	Elektron ve pozitron çarpışma iyonizasyonu	47
2	YAPILAN ÇALIŞMALAR	48
2.1	PENELOPE Programı	48
2.1.1	PENELOPE Monte Carlo Hesap Programı Kod Sistemi	48
2.1.2	Programın Kurulması ve Çalıştırılması	50
2.1.3	H ₂ O Material Dosyasının Oluşturulması:	50
2.1.4	tables.f Programının Çalıştırılması ve Dosyaların Elde Edilmesi	51
2.1.5	Show (Radyasyon duşu) Programının Çalıştırılması	59
2.1.6	Giriş Dosyalarının Hazırlanması ve Hesaplamalar	60
2.2	PENELOPE MC Hesap Sonuçları	62
2.3	PENSLAB Çıktı Dosyası	77
2.4	Deneysel Sistem	81
2.4.1	VARIAN marka Clinac DHX Cihazı	81
2.4.2	RFA 300 Üç boyutlu su fantomu	82
2.4.3	İyon Odası (PFD 3 ^G -pSi foton diyod)	84
2.4.4	Elektrometre	85
2.5	Yüzde Derin Doz Dağılımlarının Ölçülmesi	86
3	BULGULAR	89
3.1	Penelope Monte Carlo Programı Hesap Bulguları	89
3.1.1	6 MV' da Farklı Kalınlıklarda Hesap Sonuçları	89
3.1.2	18 MV' da Farklı Kalınlıklarda Hesap Sonuçları	93
3.2	Deneysel Ölçüm Bulguları	96
3.3	Yüzde Derin Doz Verilerine En İyi Uyan Eğrilerin Bulunması	110
3.4	PENELOPE Sonuçlarının Deneysel Sonuçlar ile Karşılaştırılması	112
3.5	PENELOPE Sonuçlarının Deneysel Verilere Uydurulması	113

4	TARTIŞMA VE SONUÇ.....	118
5	ÖNERİLER	119
6	KAYNAKLAR.....	120

EK A

EK B

EK C

ÖZGEÇMİŞ

ÖZET

Bu çalışmada 6 ve 18 MV enerjilerde yayınlanan fotonların su ile etkileşiminde en güncel fizik modellerini kullanan PENELOPE Monte Carlo kodu 2011 kullanılmış; derin doz ve enerji dağılımı, açısal dağılım, etkileşme tesir kesitleri, kütle soğurma katsayıları, ortalama serbest yol, menzil, durdurma gücü değerleri gibi birçok fiziksel parametre hesaplanmıştır. PENELOPE derin doz değerlerinden, deneysel yüzde derin doz değerleri (YDD) ile karşılaştırmak üzere YDD değerleri elde edilmiştir. Çalışmada ayrıca yüzde derin doz değerleri Ondokuz Mayıs Üniversitesi (OMÜ) Tıp Fakültesi Uygulama ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalında bulunan Varian marka Clinac DHX lineer hızlandırıcısından deneysel olarak elde edilmiştir. Bu amaçla Ondokuz Mayıs Üniversitesi (OMÜ) Tıp Fakültesi Uygulama ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalında çalışılmıştır.

Deneysel çalışmada, 6 ve 18 MV enerjilerde yayınlanan fotonların hızlandırıcı kafasından 100 cm aşağıya yerleştirilen su fantomu ile etkileşmeleri incelenmiş, YDD değerleri, derinliğin (z) fonksiyonu olarak ölçülmüş, bu değerlerin ortalama ve standart sapmaları hesaplanmış sonuçların bir standart sapma içinde sabit olduğu saptanmıştır. Deneysel sonuçların BJR 25 (The British Journal of Radiology, 1996) değerleri ile uyumlu olduğu görülmüştür.

6 ve 18 MV enerjili fotonların deneysel sonuçları için en uyumlu fit eğrileri elde edilmiştir. Elde edilen MC hesap sonuçları ile deneysel sonuçlar arasında, deneysel sistemin geometrisindeki farklılıklardan kaynaklanan, farklar bulunmuştur. Hızlandırıcı kafasından gelen ve su fantomundan kaynaklanan Bremsstrahlung katkıları eklendiğinden farkların ortadan kaybolduğu dolayısı ile MC hesaplarının sistem geometrisi tanımlandığında deneyselle çok iyi uyuşan sonuçlar vereceği açıkça görülmüştür.

Anahtar Kelimeler: Su için 6 ve 18 MV foton yüzde derin doz değerleri, PENELOPE Monte Carlo Simülasyonu, derin doz, Derin doz Fonksiyonu

DEPTH DOSE OF 6 AND 18 MV PHOTONS IN WATER MEASUREMENT AND CALCULATION BY THE PENELOPE MC CODE

SUMMARY

In this study, we used PENELOPE Monte Carlo Code version 2011 which uses most update physical models for the interaction of 6 and 18 MV photons with water and calculated the depth dose, percent depth dose values and physical parameters such as energy distribution, angular distribution, interaction cross-sections, mass absorption coefficients, mean free path and range, stopping power. .YDD (percentage depth dose) values were obtained from PENELOPE depth dose values to compare with the experimental values of percentage depth dose(YDD). In the study, also, percentage depth dose values obtained experimentallyI For this, Varian Clinac DHX linear accelerarator of Ondokuz Mayıs University, Faculty of Medicine, Depatment of Radiation Oncology was used.

In the experimental work interactions of 6 and 18 MV photons with water phantom placed 100 cm from the accelerator head were examined and PDD values were measured as a function of depth (z). and avarage PDD values together with standart deviations (SD) were calculated. The results are in agreement with in one. The experimental results are also in good agreement with that of BJR 25 (The British Journal of Radiology (1996)):

Best fit curves for 6 and 18 MV experimental results were obtained. The differences are found in the results because of the differences in the geometry of the experimental system. The differences mostly dissappered when we included the bremsstrahlung contribution coming from the head and water phantom.

Key Words: 6 and 18 MV photon water percent depth dose values, PENELOPE Monte Carlo Simulation, depth dose, depth dose function.

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1 Radyasyonun çeşitleri	5
Şekil 1.2 Elektromanyetik radyasyonun enerji spektrumu.....	6
Şekil 1.3 Nokta kaynaktan d mesafe uzaklıkta 1 cm^3 hacmindeki hava ortamı.	8
Şekil 1.4 a) X-ışını spektrumu b)Bremsstrahlung ışınımı	13
Şekil 1.5 a) Yörüngeler arası geçişler b) Karakteristik X-ışını.....	14
Şekil 1.6 Bir lineer hızlandırıcı cihazının blok diyagramı	17
Şekil 1.7 Tedavi kafasının içyapısı. A: X ışını tedavisi için X-ışını üretimi, kolimasyonu, B: Elektron tedavisi için elektron demeti ve kolimasyonu (Khan, 2003)	18
Şekil 1.8 Bir elektron hızlandırıcısının elektron enerji spektrumu ve parametreleri, (z); fantomun içindeki z derinliğindeki, (0); fantom yüzeyine gelmeden önceki, (a); hızlandırıcı penceresine gelmeden önceki çıkış.....	19
Şekil 1.9 Yüzde derin doz (%DD) şematik gösterimi	21
Şekil 1.10 SSD=100 cm de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alan için Co^{60} ışınlarından 4- 25 MV X-ışınlarına kadar sudaki Yüzde Derin Doz erileri. (Podgorsak, Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students IAEA 182 p.).....	22
Şekil 1.11 Farklı SSD' lerin gösterimi	26
Şekil 1.12 Elastik saçılma olayı, E gelen ve saçılan elektronun enerjisi, θ saçılma açısı (Salvat vd, 2011)	27
Şekil 1.13 İnelastik saçılma olayı, burada E gelen elektronun enerjisi, W enerji kaybı, θ elektronun saçılma açısı, θ_s geri tepme açısı, E_s geri tepme enerjisi, U_i uyarma enerjisidir (Salvat vd, 2011)	28
Şekil 1.14 Frenleme ışıması, burada E gelen elektronun enerjisi, W enerji kaybı (frenleme ışımasıyla oluşan fotonun enerjisi), θ ışınma açısıdır (Salvat vd, 2011).....	30
Şekil 1.15 Soldaki: Gösterilen kinetik enerjili pozitronların yok oluşlarından oluşan fotonların açılal dağılımları. Kesikli çizgi izotopik dağılımları temsil ediyor. Sağdaki: Her hedef elektron için pozitronun kinetik enerjisinin fonksiyonu olarak yok olma tesir kesiti.	34
Şekil 1.16 Fotoelektrik olay, E gelen fotonun enerjisi, E_e fotoelektronun enerjisi, U_i elektronun bağlanma enerjisi, θ_e elektronun gelen foton doğrultusu ile yaptığı çıkış açısı (Salvat vd, 2011)	35

Şekil 1.17 Compton olayı, E gelen fotonun enerjisi, E' saçılan fotonun enerjisi, E_e geri tepen elektronun enerjisi, θ ve θ_e foton ve elektronun açılarıdır (Salvat vd, 2011).....	37
Şekil 1.18 Çift oluşumu olayı.....	38
Şekil 1.19 Rayleigh saçılma (Salvat vd, 2011)	39
Şekil 1.20 Monte Carlo Oyunu ($\pi/4$).....	40
Şekil 2.1 PENELOPE klasörünün gösterim şeması	48
Şekil 2.2 PENELOPE programının kaynak klasörü.....	49
Şekil 2.3 PENELOPE programının akış şeması.....	50
Şekil 2.4 Su için foton kütle soğurma katsayısının gösterimi.	52
Şekil 2.5 6 MeV enerjili elektronların suyla etkileşmesinde soğurulan 1g foton H ₂ O etkileşme tesir kesiti	53
Şekil 2.6 6 MeV enerjili elektronların suyla etkileşmesinde soğurulan 2g foton kütle soğurma katsayıları (μ).....	53
Şekil 2.7 6 MeV enerjili elektronların suyla etkileşmesinde soğurulan 3g foton ortalama serbest yolu.....	54
Şekil 2.8 6 MeV enerjili elektronların suyla etkileşmesinde soğurulan 1e elektron etkileşim tesir kesitleri.....	54
Şekil 2.9 6 MeV enerjili elektronların suyla etkileşmesinde soğurulan 2e elektron ortalama serbest yolu.....	55
Şekil 2.10 6 MeV enerjili elektronların suyla etkileşmesinde soğurulan 3e elektron ortalama serbest yolu ve menzili (R).....	55
Şekil 2.11 6 MeV enerjili elektronların suyla etkileşmesinde soğurulan 4e elektron durdurma gücü değerleri.....	56
Şekil 2.12 6 MeV enerjili elektronların suyla etkileşmesinde soğurulan 1p pozitron etkileşim tesir kesitleri.....	56
Şekil 2.13 6 MeV enerjili elektronların suyla etkileşmesinde soğurulan 2p pozitron ortalama serbest yolu.....	57
Şekil 2.14 6 MeV enerjili elektronların suyla etkileşmesinde soğurulan 3p pozitron ortalama serbest yolu ve menzili (R).....	57
Şekil 2.15 6 MeV enerjili elektronların suyla etkileşmesinde soğurulan 4p pozitron durdurma gücü değerleri.....	58
Şekil 2.16 6 MeV enerjili elektronların suyla etkileşmesinde soğurulan 5p pozitron enerji dağılım parametreleri	58

Şekil 2.17 6 MeV enerjili elektronların suyla etkileşmesinde soğurulan 6ep elektron ve pozitron radiatif verimler.....	59
Şekil 2.18 Elektronun sudaki etkileşim izleri.....	60
Şekil 2.19 6 MV enerjili fotonların su içinde 31 cm derinlikteki derin doz dağılımı	63
Şekil 2.20 6 MV enerjili fotonların su içinde 31cm derinlikteki biriktirilen (deposited) yükün derinlik dağılımı	63
Şekil 2.21 6 MV enerjili fotonların su içinde 31cm derinlikteki geçen birincil parçacıkların yol uzunluğu dağılımı.....	64
Şekil 2.22 6 MV enerjili fotonların su içinde 31cm derinlikteki geri tepen birincil parçacıkların yol uzunluğu dağılımı	64
Şekil 2.23 6 MV enerjili fotonların su içinde 31cm derinlikteki soğurulan birincil parçacıkların yol uzunluğu dağılımı	65
Şekil 2.24 6 MV enerjili fotonların su içinde 31cm derinlikteki yutucudan çıkan elektronların açısall dağılımı	65
Şekil 2.25 6 MV enerjili fotonların su içinde 31cm derinlikteki yutucudan çıkan fotonların açısall dağılımı.....	66
Şekil 2.26 6 MV enerjili fotonların su içinde 31cm derinlikteki yutucudan çıkan pozitronların açısall dağılımı	66
Şekil 2.27 6 MV enerjili fotonların su içinde 31cm derinlikteki geçen elektronların enerji dağılımı.....	67
Şekil 2.28 6 MV enerjili fotonların su içinde 31cm derinlikteki geri saçılan elektronların enerji dağılımı.....	67
Şekil 2.29 6 MV enerjili fotonların su içinde 31cm derinlikteki geçen fotonların enerji dağılımı.....	68
Şekil 2.30 6 MV enerjili fotonların su içinde 31cm derinlikteki geri saçılan fotonların enerji dağılımı.....	68
Şekil 2.31 6 MV enerjili fotonların su içinde 31cm derinlikteki geçen fotonların enerji dağılımı.....	69
Şekil 2.32 6 MV enerjili fotonların su içinde 31cm derinlikteki geri saçılan pozitronların enerji dağılımı.....	69
Şekil 2.33 6 MV enerjili fotonların su içinde 31cm derinlikteki yutulan enerji dağılımı ...	70
Şekil 2.34 18 MV enerjili fotonların su içinde 15 cm derinlikteki derin doz dağılımı	70

Şekil 2.35 18 MV enerjili fotonların su içinde 15 cm derinlikteki biriktirilen (deposited) yükün derinlik dağılımı	71
Şekil 2.36 18 MV enerjili fotonların su içinde 15 cm derinlikteki geçen birincil parçacıkların yol uzunluğu dağılımı	71
Şekil 2.37 18 MV enerjili fotonların su içinde 15 cm derinlikteki geri tepen birincil parçacıkların yol uzunluğu dağılımı	72
Şekil 2.38 18 MV enerjili fotonların su içinde 15 cm derinlikteki soğurulan birincil parçacıkların yol uzunluğu dağılımı	72
Şekil 2.39 18 MV enerjili fotonların su içinde 15 cm derinlikteki yutucudan çıkan elektronların açısal dağılımı	73
Şekil 2.40 18 MV enerjili fotonların su içinde 15 cm derinlikteki yutucudan çıkan fotonların açısal dağılımı	73
Şekil 2.41 18 MV enerjili fotonların su içinde 15 cm derinlikteki yutucudan çıkan pozitronların açısal dağılımı	74
Şekil 2.42 18 MV enerjili fotonların su içinde 15 cm derinlikteki geçen elektronların enerji dağılımı	74
Şekil 2.43 18 MV enerjili fotonların su içinde 15 cm derinlikteki geri saçılan elektronların enerji dağılımı	75
Şekil 2.44 18 MV enerjili fotonların su içinde 15 cm derinlikteki geçen fotonların enerji dağılımı	75
Şekil 2.45 18 MV enerjili fotonların su içinde 15 cm derinlikteki geri saçılan fotonların enerji dağılımı	76
Şekil 2.46 18 MV enerjili fotonların su içinde 15 cm derinlikteki geçen fotonların enerji dağılımı	76
Şekil 2.47 18 MV enerjili fotonların su içinde 15 cm derinlikteki geri saçılan pozitronların enerji dağılımı	77
Şekil 2.48 18 MV enerjili fotonların su içinde 15 cm derinlikteki yutulan enerji dağılımı	77
Şekil 2.49 Varian Clinac Tedavi kafası ve vakum çıkış penceresinden çıkan yaklaşık 100 elektronun Simulasyonu ve izleri (Rogers vd., 1995a)	82
Şekil 2.50 3-Boyutlu su fantomu, su tankı ve bilgisayar sistemi	83
Şekil 2.51 Su fantomunun kurulumu ve doldurulması	84
Şekil 2.52 emx 12 kanal elektrometre	86
Şekil 2.53 Su fantomunun set-up'ı	87

Şekil 3.1	6 MV enerjide, 1 cm kalınlıkta, sudaki derin doz dağılımının hesap sonucu	89
Şekil 3.2	6 MV enerjide, 5 cm kalınlıkta, sudaki derin doz dağılımının hesap sonucu	90
Şekil 3.3	6 MV enerjide, 10 cm kalınlıkta, sudaki derin doz dağılımının hesap sonucu	90
Şekil 3.4	6 MV enerjide, 15 cm kalınlıkta, sudaki derin doz dağılımının hesap sonucu	91
Şekil 3.5	6 MV enerjide, 20 cm kalınlıkta, sudaki derin doz dağılımının hesap sonucu	91
Şekil 3.6	6 MV enerjide, 25 cm kalınlıkta, sudaki derin doz dağılımının hesap sonucu	92
Şekil 3.7	6 MV enerjide, 31 cm kalınlıkta, sudaki derin doz dağılımının hesap sonucu	92
Şekil 3.8	18 MV enerjide, 1 cm kalınlıkta, sudaki derin doz dağılımının hesap sonucu	93
Şekil 3.9	18 MV enerjide, 5 cm kalınlıkta, sudaki derin doz dağılımının hesap sonucu	93
Şekil 3.10	18 MV enerjide, 10 cm kalınlıkta, sudaki derin doz dağılımının hesap sonucu	94
Şekil 3.11	18 MV enerjide, 15 cm kalınlıkta, sudaki derin doz dağılımının hesap sonucu	94
Şekil 3.12	18 MV enerjide, 20 cm kalınlıkta, sudaki derin doz dağılımının hesap sonucu	95
Şekil 3.13	18 MV enerjide, 25 cm kalınlıkta, sudaki derin doz dağılımının hesap sonucu	95
Şekil 3.14	18 MV enerjide, 31 cm kalınlıkta, sudaki derin doz dağılımının hesap sonucu	96
Şekil 3.15	6 MV için deneysel yüzde derin doz(%DD) ölçüm değerleri.....	106
Şekil 3.16	18 MV için deneysel yüzde derin doz(%DD) ölçüm değerleri.....	107
Şekil 3.17	6 MV için deneysel yüzde derin doz (%DD) ölçüm değerlerinin BJR değerleri ile karşılaştırılması.....	108
Şekil 3.18	18 MV için deneysel yüzde derin doz (%DD) ölçüm değerlerinin BJR değerleri ile karşılaştırılması.....	108
Şekil 3.19	6 MV enerji için ortalama ve fit değerlerinin karşılaştırılması.....	111
Şekil 3.20	18 MV enerji için ortalama ve fit değerlerinin karşılaştırılması.....	112
Şekil 3.21	6 MV için elde edilen a) Monte Carlo sonuçları (pembe çizgi), b)Bremsstrahlung foton katkısı (Yeşil çizgi) c)Toplam doz(Mavi çizgi)	115
Şekil 3.22	6 MV için elde edilen PENELOPE sonuçlarının deneysel değerler ile karşılaştırılması.....	115
Şekil 3.23	18 MV için elde edilen a) Monte Carlo sonuçları (pembe çizgi), b)Bremsstrahlung foton katkısı (Yeşil çizgi) c)Toplam doz(Mavi çizgi)	116
Şekil 3.24	18 MV için elde edilen PENELOPE sonuçlarının deneysel değerler ile karşılaştırılması.....	116

TABLolar DİZİNİ

Tablo 1.1 Soğurulan radyasyonlar için bazı kalite faktörü değerleri.....	10
Tablo 1.2 Radyasyon ölçümü için tanımlanan nicelikler ve birimleri.....	11
Tablo 1.3 Farklı alan boyutları için kare eşdeğerleri. (BJR 11, 1978).....	24
Tablo 2.1 Dedektör sisteminin teknik özellikleri.....	84
Tablo 2.2 Elektrometre güç kaynağının teknik özellikleri.	85
Tablo 2.3 Emx güç kaynağı	86
Tablo 2.4 Referans Dedektör (RFD 3^G -pSi).....	86
Tablo 3.1 Üç farklı zamandaki deneysel ölçüm sonuçları ve standart sapmaları.....	96
Tablo 3.2 6 MV ve 18 MV enerjili X-ışınları için Ölçülen Derin Doz ve BJR25 değerleri	109
Tablo 3.3 6 ve 18 MV enerjilerdeki yüzde derin doz verilerine en iyi uyan eğrinin beş bağımsız parametresi	110

SEMBOLLER VE KISALTMALAR DİZİNİ

BJR: Radyoloji İngiliz (British) Dergisi

BD: Biyolojik doz

c: Işık hızı (3×10^8 m/s)

CSDA: Sürekli yavaşlama yaklaşımı

DTK: Diferansiyel tesir kesiti

ED: Eşdeğer doz

FWHM (Γ): Yarı yükseklikteki tam genişlik (Rezolusyon ölçüsü)

Gy: Gray (Soğurulan Doz Birimi)

IAEA: Uluslar Arası Atom Enerjisi Kurumu

ICRU: Uluslar Arası Radyasyon Ölçümleri ve Birimleri Komisyonu

keV: Kilo (Bin) elektron volt

Linac: Lineer hızlandırıcı

MC: Monte Carlo

MeV: Mega (Milyon) elektronvolt

MU: Monitör Unit

MV: Mega (Milyon) volt

PDF: İhtimal dağılım fonksiyonu

Rad: Absorbe Edilen Doz Birimi

RBE: Bağlı biyolojik etkinlik

Rem: İnsana verilen röntgene eşdeğer doz

SSD: Kaynak cilt mesafesi (source to skin distance)

SI: Birim sistemi

Sv: Sievert (Biyolojik Doz Birimi)

%DD: Yüzde Derin Doz

Q: Toplam elektrik yükü

QF: Kalite Faktörü

1 GENEL BİLGİLER

1.1 Giriş

Son yıllarda hızla artış gösteren kanser vakalarının teşhis ve tedavisinde sıklıkla radyasyon kullanımına başvurulmaktadır. Radyasyon kaynağı olarak yüksek enerjili X-ışınları ve elektron demetleri sağlayan lineer elektron hızlandırıcıları ve radyoaktif izotoplar kullanılmaktadır. Radyoterapi olarak da adlandırılan radyasyon tedavisi, normal dokular için güvenli olan doz sınırlarını aşmadan kanser hücrelerini enerji (doz) vererek öldürmek veya artışlarını durdurmak için kullanılır.

Radyoterapide en yaygın kullanılan yöntem lineer hızlandırıcılardan sağlanan fotonlarla veya elektron demetleriyle, yapılan ışınlama tedavisidir. Radyasyonla planlama yapmanın zorluğu, pahalı oluşu ve pratik olmayışı ve riski nedeniyle tedavi planı yapılırken, radyasyon terapi demetlerinin Monte Carlo (MC) simülasyon metotlarıyla benzetimlerinin (simülasyonunun) yapılması gerekli, yaygın ve önemli bir yöntem durumuna gelmiştir. Çünkü radyasyon tedavisi deneme yanılma esasına göre yapılamaz. Foton ve elektron transportunu (taşınımını) çok iyi simüle eden birçok Monte Carlo kodu vardır. Bunlardan öne çıkanların bazıları aşağıdadır;

ETRAN (Berger vd., 1988), ITS3 (Halbleib vd., 1992), EGS4 (Nelson vd., 1985), PENELOPE (Bar'ó vd., 1995, Salvat vd, 2011), EGSnrc (Kawrakow vd., 2001), EGS5 (Hirayama vd., 2006) Bunlar sadece fotonlar, elektronlar ve pozitronlar izler. Diğer kodlar (en çarpıcı olanı MCNP (X-5 Monte Carlo Takımı 2003),GEANT4 (Agostinelli vd., 2003, Allison vd., 2006) ve FLUKA (Ferrari vd., 2005) nötronların ve ağır iyon parçacıkların da takip ederler.

Mevcut kodlarda fotonların geçmişinin simülasyonu bir detaylı (analog) şema kullanılarak gerçekleştirilir. Bu şemada taşınan fotonların bütün etkileşimleri kronolojik takiple simüle edilmektedir. Ticari Tedavi Planlama Sistemlerinin de (TPS) simülasyon programlarını yaygın olarak kullanması çok yakında gerçekleşecektir.

Bu çalışmada, *günümüzde var olan en güvenilir etkileşim modellerini kullanan* “Penetration and Energy Loss of Positrons and Electrons” kelimelerinin baş harflerinden oluşturulan genel amaçlı bir Monte Carlo (MC) bilgisayar kodu olan, **PENELOPE**' nin 2011 versiyonunu kullandık. Onu kısaca anlatacağız. Ancak algoritmasına girmeyeceğiz. Çünkü programı sadece bizi ilgilendiren hesapları yapmak için kullandık. Bu kod rastgele

seçilen kuadratik geometriye sahip numunelerde çiftlenmiş elektron foton taşınımının simülasyonunu yapar. Kod 50 eV'den 1GeV' ye kadar olan gelen parçacık enerjilerini kapsar.

Radyoterapi de, tanımlanmış tümör hacmine uygun, hassas olarak hesaplanmış ve ölçülmüş homojen radyasyon dozunun verilmesi en önemli kısımdır. Monte Carlo (MC) transport (taşıma) metotları; dozları değişik tedavi ve hasta durumları için hassas olarak hesaplayabilir potansiyeline sahiptir (Shortt vd., 1986; Wang vd., 1998). Radyoterapide doz hesapları için hızlı bilgisayar kodlarının gelişmesi (Neuenschwander H. vd., 1995; Keall ve Hoban, 1996; Sempau vd., 2000) ve bilgisayar hızlarının artması ile günümüzde günlük tedavi planı için (3D) MC metotlarının kullanılması mümkündür.

Bir foton demeti (veya elektronlar) tarafından bombardıman edilen bir örnekteki çıkan gama ve x ışınlarının (ve elektronların) enerji spektrumu Monte Carlo (MC) simülasyonu ile uygun biçimde hesaplanabilir. Fakat MC simülasyon sonuçları istatistiksel belirsizliklerden etkilenirler. Simülasyon zamanı artırılarak bu belirsizlikler en aza indirgenebilir. Varyans azaltma teknikleri ile simülasyon hızlandırılabilir ancak bu teknikler simülasyon zaman problemini tamamen kaldıracak kadar etkin değildir. Bu nedenle, MC simülasyonları genel olarak pratik nicelikleştirme prosedürlerinde yakın zamana kadar kullanılmazken gelişen teknoloji sayesinde daha hızlı ve yüksek kapasitesi olan bilgisayarların gelişmesi ile MC simülasyonları x ışınları ve elektronların taşınımı için en uygun nicelikleştirme yaklaşımı haline gelmiştir. Bu tür taşıma problemlerinde numunenin karmaşık geometrik yapısı veya özellikle deneysel olarak ölçmeye uygun olmayan durumlarda olması MC simülasyonunu pratik sonuç veren yöntem yapmıştır. Bu nicelikleştirme işlemlerinde ölçülen spektrumu üretmek için örnek kompozisyonu ve geometrisi, ardışık (iterative) eğri uydurma metotları ile değiştirilmesi yöntemi kullanılır. MC simülasyonlarının sonuçlarının güvenilirliği kullanılan etkileşim modellerinin güvenilirliği ve az miktarda da foton (elektron) taşıma mekaniği ile belirlenir.

Daha önceki elektron taşıma MC hesapları zamanın bilgisayar sınırları dikkate alınarak yaklaşık etkileşim modelleri ve basit geometriler kullanıyorlardı. Dolayısıyla yaygın olarak X-ışını veya elektronların geçmişleri, perdelenmesi, Rutherford diferansiyel tesir kesiti, sürekli yavaşlama yaklaşımı (Continuous-SlowingDownApproximation (CSDA)) 'nın birleşimi ile üretiliyordu. Gamma ışınlarının salınım simülasyonları ise önceden hesaplanmış derinlik üretim fonksiyonlarından; x ışınının bir numune tarafından yutulması ve ilişkili floresans düzeltilmesi şeklinde yapılıyordu. Burada x ışınlarının düzgün

doğrusal yol takip ettikleri (saçılma yapmadıkları) ve üstel yutulma yaptıkları varsayılıyordu. Bugün çok daha güvenilir elektron etkileşme modelleri kullanabiliyoruz. Fotonların taşınımına karşılık gelen etkileşim Diferansiyel Tesir Kesiti (DTK)'lerden simüle edilebilmektedir. Dolayısıyla numunenin geometrik karmaşıklığına bağlı olmaksızın bütün olayın gerçekçi bir resmini çıkarabiliyor.

Bu tezde PENELOPE kodu ile 6 ve 18 MV enerjili foton demetlerinin su içindeki taşınımaları simüle (benzetim) edildi (su insan dokusuna çok yakın özellikler taşır), derin doz değerleri ve enerji dağılımı, geçen ve geri tepen parçacıkların yol uzunluk dağılımları, parçacıkların (foton, elektron, pozitron) açısal dağılımları, ortalama serbest yol ve menzil, etkileşim tesir kesitleri gibi birçok fiziksel nicelik hesaplandı. Ayrıca Ondokuz Mayıs Üniversitesi (OMÜ) Tıp Fakültesi Uygulama ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalında bulunan VARIAN marka Clinac DHX hızlandırıcı cihazından elde edilen 6 ve 18 MV enerjili fotonların su fantomundaki yüzde derin doz değerleri ölçüldü. Bu deneysel yüzde derin doz değerleri ile PENELOPE sonuçları karşılaştırıldı.

Tezin 1. Bölümünde çalışmalarla ilgili genel bilgiler, 2. Bölümde PENELOPE Monte Carlo kodunun kurulması, çalıştırılması ve yaptığımız MC hesapları ile ilgili bilgiler ve deneysel sistem materyal ve metot anlatılmaktadır, 3. Bölümde tez çalışmasında elde edilen hesaplama sonuçları ve deneysel sonuçlar verilmiştir. 4. bölümde ise sonuçlarla ilgili, hesap ve deneysel sonuçların karşılaştırılması, irdelenmesi yapılmıştır. 5. ve son bölümde yeni çalışmalar için öneriler belirtilmiştir.

1.2 Radyasyon, Doz Çeşitleri ve Doz Birimleri

Günlük hayatımızın hemen her alanında, gerek doğal yollardan, gerekse teknolojik gelişmelerin getirdiği kolaylıkların, belki de bir bedeli olarak sürekli radyasyona maruz kalmaktayız. Hiç farkında olmadığımız bir şekilde organlarımız, dokularımız radyasyonla etkileşime girmektedir.

Bu etkileşim bazı durumlarda gözle görülür sonuçlar doğururken, bazen de hiç haberimiz olmadan vücudumuzun içinden geçip gitmektedir. Radyasyon; dalga, parçacık veya foton olarak adlandırılan enerji paketleri ile yayılan enerjidir. Radyasyon, daima doğada var olan ve birlikte yaşadığımız bir olgudur. Radyo ve televizyon iletişimini sağlayan radyo-dalgaları, tıpta, endüstride kullanılan *X-ışınları*, *bremstrahlung* ve *γ-ışınları*, *güneş ışınları* günlük hayatımızda alışkın olduğumuz radyasyon çeşitleridir (α ve β^- (elektron) β^+ (pozitron) parçacıkları, protonlar (p) ve nötronlar (n) da radyasyon olarak adlandırılmaktadır). Biz burada radyasyon kelimesiyle X-ışını, bremsstrahlung ve γ -ışınını tanımlamaktayız. Radyasyon birçok insanın düşündüğü gibi 1900' lü yıllarda keşfedilmesi ile ortaya çıkan bir tehlike değildir. Tam aksine ilk çağlardan beri vardır. Ancak, teknolojinin ve sanayileşmenin gelişmesi, Uranyum elementinin elde edilmesi ve kullanılması ile radyasyonun etkileri giderek artmıştır. Radyasyon, Şekil 1.1' de görüldüğü gibi parçacık radyasyonu (Alfa, Beta, Proton, Nötron) ve elektromanyetik radyasyon (Gama ışını, X-ışını, Mor ötesi ışık, Görünür ışık, Kırmızı ötesi ışık ve Radyo dalgaları) olmak üzere iki gruba ayrılabilir. Radyasyon, boşlukta ve madde içerisinde hareket edebilen enerji olarak düşünülebilir. Yayınlayan kaynağın özelliğine bağlı olarak bu enerji, parçacıklar veya elektromanyetik dalgalar tarafından taşınabilir. Radyasyonu tanımlamada üç ana parametre kullanılır.

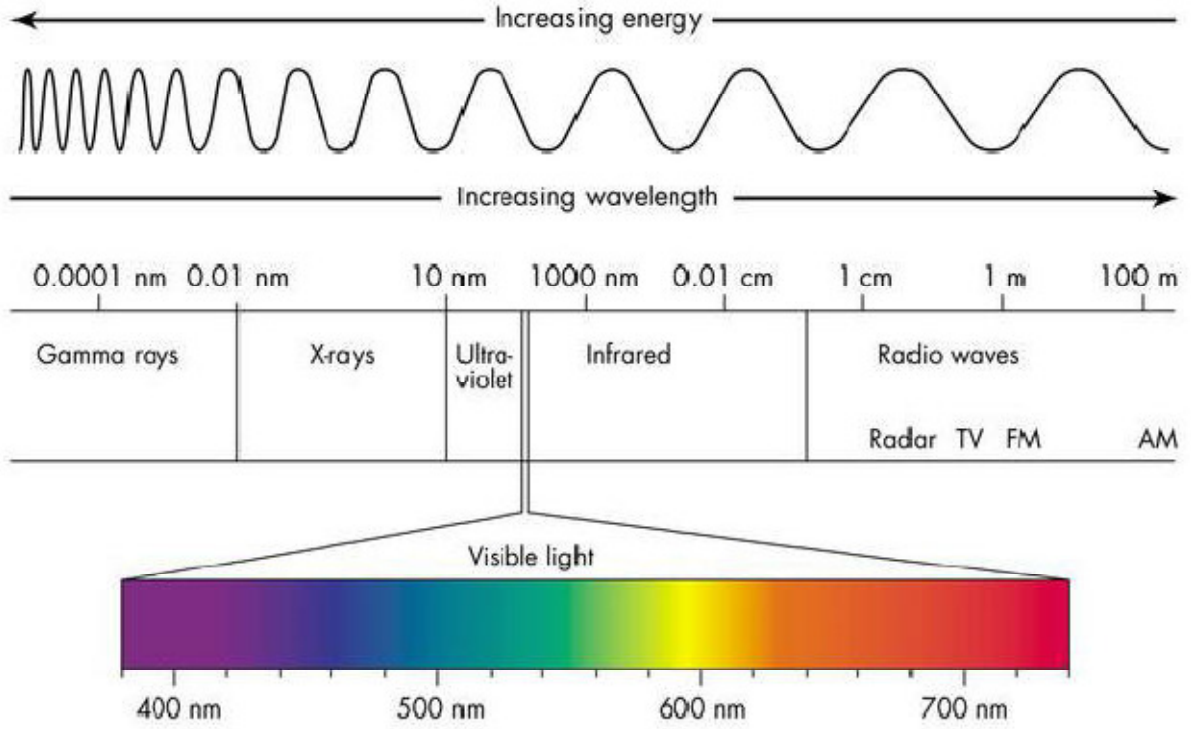
- Enerji (Düşük ve yüksek enerjili radyasyon)
- Tür (Parçacık radyasyonu ve elektromanyetik radyasyon)
- Kaynak (Doğal ve yapay radyasyon kaynakları)

Yüksek enerjili radyasyon iyonize radyasyon olarak da tanımlanır ve atomdan elektron koparabilen dolayısıyla atomu iyonize edebilen radyasyon türüdür. Bunlar da Alfa, Beta, Gama ve X-ışınları'dır.



Şekil 1.1 Radyasyonun çeşitleri

Düşük enerjili ya da iyonize olmayan radyasyon ise etkileştiği materyal içindeki atomları yeteri kadar enerjisi olmadığı için iyonize edemez ve sadece uyarmakla yetinir. Mikrodalgalar, görünür ışık, radyo dalgaları, kızılötesi ve (çok kısa dalga boyluları hariç olmak üzere) morötesi ışık iyonize olmayan radyasyona örnektir. Elektromanyetik spektrumu oluşturan bütün radyasyonlarda enerji, yüksüz ve kütsüz fotonlar tarafından taşınmaktadır. Gama ışınları, çekirdekte yörüngedeki bir nükleonun (p,n) enerji verilip daha üst yörüngeye çıkartılması (çekirdeğin uyarılması) sonucu tekrar eski yörüngesine dönerken yayınlanan fotonlardır. X-ışınları, çekirdek etrafındaki yörüngedeki bir elektronun enerji verilip daha üst yörüngeye çıkartılması (atomun uyarılması) sonucu tekrar eski yörüngesine dönerken yayınlanan fotonlardır. İyonize edici elektromanyetik radyasyon, çekirdekten yayınlanıyorsa gama, yörüngeden yayınlanıyorsa X-ışını adı verilmiştir.



Şekil 1.2 Elektromanyetik radyasyonun enerji spektrumu

1.2.1 Radyasyon Dozlarının Belirlenmesi

Günümüzdeki radyoterapi çalışmalarında yüksek radyasyon dozlarının hassaslıkla tedavi noktasına taşınması gereklidir. Gelişmiş karmaşık teşhis ve görüntüleme prosedürlerinden elde edilebilen çok iyi ve güvenilir anatomik bilgilerle, hastaya verilebilecek dozun belirlenmesindeki gerekli hassaslığa erişmek için ihtiyaç duyulan veriler sağlanmaktadır.

Radyasyonla tedavide başarı veya başarısızlık tümöre verilen (yutulan) dozun hassaslığına bağlıdır. Uluslararası Radyasyon Bilimleri Komitesi (ICRU) hassaslık için $\pm\%5$ değerini belirlemiştir. Yakın zamandaki çalışmalar daha iyi (daha küçük %) hassaslık gerektiğini göstermiştir.

Kanser hastalarında tedavi için kullanılan radyasyon demetinin kalibrasyon prosedürü (işlemi) karmaşık ölçümlere ve bir takım dönüştürme ve düzeltme çarpanlarının uygulanmasına dayanır. Dolayısıyla bu prosedürde bütün adımların açık ve tam olarak tanımlanması ve minimum zorlukla bütün dünyada uygulanabilir olması gerekir. Bunun için IAEA uluslar arası kullanılacak "Absorbed Dose Data admonition in photon and electron beams" adlı bir kod yayınlamıştır (IAEA, 1987).

Pratikte kullanılacak bu kodun amacı, prosedürün uygulama metotlarını detaylı anlatmak ve radyasyon demetinden gelen yutulan dozun hassas bir şekilde belirlenmesi için fiziksel etkileşme katsayılarının ve düzeltme çarpanlarının örneğin P_u , k_m , k_{att} , W/e ve $S_{w,air}$ güncel ve en iyi değerlerini vermektedir (IAEA, 1987). Bunun paralelinde doz protokolleri de yayınlanmıştır. Kısaltma ve sembollerin anlamları EK A'da verilmektedir.

Çalışmamızda Ondokuz Mayıs Üniversitesi Tıp Fakültesi Uygulama ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümündeki tedavi sisteminin kalibrasyonundan alınan yüzde derin doz (%DD) değerlerinin (BJR-25, 1996) protokolü ile karşılaştırılması yapılmış ve çok iyi bir uyum bulunmuştur.

1.2.2 Radyasyon Dozu ve Birimleri

Radyoaktif numunenin aktifliği (Ci veya *par/s* cinsinden), radyasyonun tipine veya enerjisine bağlı değildir. Aktiflik, bozunan aynı izotopun iki farklı kaynağının karşılaştırılmasında faydalı bir kavramdır. Söz gelişi 10 mCi 'lik ^{60}Co , 1 mCi 'lik ^{60}Co 'dan daha şiddetlidir. Nükleer radyasyonların ortak bir özelliği, etkileştikleri atomların elektronlarını sökerek onları iyonlaştırmalarıdır. Bundan dolayı nükleer radyasyonlara *iyonlaştırıcı radyasyon* da denir.

X-ışını ve γ -ışını fotonlarının hava içinden geçişlerini göz önüne alalım.

Fotonlar havadaki atomlarla, fotoelektrik olay, rayleigh saçılması (koherent saçılma), compton saçılması (inkohorent saçılma) ve elektron-pozitron çifti oluşumu gibi etkileşmelerle birçok kez etkileşirler ve her etkileşmede atomdan sökülen yeteri kadar yüksek enerjili elektronlar oluşturulur. Bu ikincil elektronlar da havadaki atomlarla elastik saçılma, inelastik saçılma ve bremsstrahlung gibi etkileşmeler yaparlar. İnelastik saçılma sonucunda iyonlaşma ve dolayısıyla ilave elektronlar meydana gelebilir.

Bremsstrahlung olayı sonucunda bir foton yayınlanır ve bu foton da tıpkı X-ışını ve γ -ışını fotonları gibi etkileşmeler yaparak ikincil elektronlar oluşturabilir. Havanın belli bir m kütleini başına oluşan iyonların toplam Q elektrik yüküne *poz (exposure=ışınlama dozu. Xp)* denir. γ -ışınlarının enerjileri ve kaynakların aktiflikleri tamamen farklı olsa bile, aynı *pozu* oluşturan γ -ışını kaynakları aynı şiddette olarak kabul edilir. Poz (*ışınlama dozu*),

$$X_p = \frac{Q}{m} \quad (1.1)$$

dir ve *SI* birim sisteminde C/kg birimi ile ölçülür. Pratik birim sisteminde ışınlama doz birimi *Röntgen (R)*'dir. Röntgen birimi sadece hava için kullanılmaktadır. Röntgen,

normal şartlarda kuru havada ($0^{\circ}C$ ve 760 mm Hg basınçta), 1 esu ($1\text{ e}=4.8 \cdot 10^{-10}\text{ esu}$) kadar iyonlaşma yükü oluşturan ışınlama dozu olarak tanımlanır. Yani,

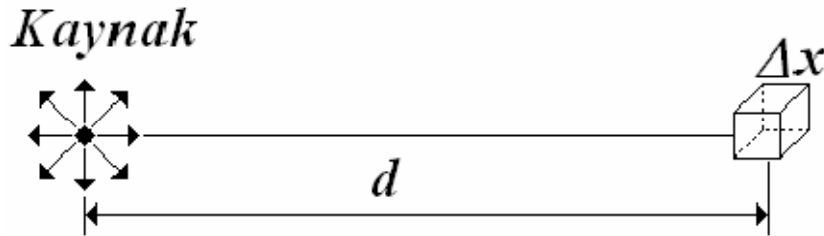
$$1R = \frac{1\text{esu}}{0.001293\text{g}} = 2.58 \cdot 10^{-4}\text{ C / kg} \quad (1.2)$$

'dır. Aynı zamanda her iyonun yükü $1\text{e} = 1.6 \cdot 10^{-19}\text{ C}$ olduğuna göre,

$$1R = \frac{2.58 \cdot 10^{-4}\text{ C / kg}}{1.6 \cdot 10^{-19}\text{ C / iyon}} = 1,61 \cdot 10^{15}\text{ iyon / kg} \quad (1.3)$$

elde edilir.

Bir γ -ışını ile üretilen iyonlaşma, γ -ışınlarının enerjilerine bağlıdır. Havada her iyon oluşumu için 34 eV gerektiği için, 1 MeV enerjili γ -ışınının ortalama, $106\text{ eV} / 34\text{ eV} \approx 30\,000$ iyon oluşturmaya beklenir. Belirli bir aktifliğe sahip radyoaktif bir kaynak genel olarak değişik şiddet ve enerjilerde birçok γ -ışını yayımlayabilir. Bu kaynağın oluşturduğu ışınlama dozu, bozunumların sayısına ve her γ -ışınının enerjisi ile şiddetine de bağlı olacaktır. Işınlama doz hızı yani birim zamandaki ışınlama dozu, kaynağın aktifliğine ve ayrıca kaynaktan ne kadar uzakta olduğuna da bağlıdır. N çeşit γ -ışını yayımlayan bir nokta kaynaktan d kadar uzaklıkta 1 cm^3 havadaki ışınlama doz hızı R/s ve $C/(kg \cdot s)$ birimlerinde aşağıdaki gibi yazılabilir (Şekil 1.3).



Şekil 1.3 Nokta kaynaktan d mesafe uzaklıkta 1 cm^3 hacmindeki hava ortamı.

$$\frac{dX}{dt} [R / s] = \sum_{i=1}^n A(t)\eta_i \frac{1}{4\pi d^2} e^{-\mu_i d} (1 - e^{-\mu_{en-i}\Delta x}) \frac{E_i}{I} e(\text{esu}) \quad (1.4)$$

$$\frac{dX}{dt} [C / (kg \cdot s)] = \sum_{i=1}^n A(t)\eta_i \frac{1}{4\pi d^2} e^{-\mu_i d} (1 - e^{-\mu_{en-i}\Delta x}) \frac{E_i}{I} \frac{e(C)}{\rho_h (kg / cm^3)} \quad (1.5)$$

Burada,

$$A(t) = A_0 e^{-\lambda t} : \text{par. / s} \quad (1.6)$$

biriminde kaynağın aktifliği,

n_i : i -ninci γ -ışınının d mesafesindeki 1 cm^3 'lük hacim elemanına yönelme olasılığı,
 μ_i : i -ninci γ -ışınının birim uzunluk başına yaptığı etkileşme sayısı (lineer zayıflama katsayısı),
 $e^{-\mu_i d}$: i -ninci γ -ışınının, d mesafesini etkileşme yapmadan geçme olasılığı,
 μ_{en-1} : i -ninci γ -ışınının, birim uzunluk başına yakın çevreye tüm enerjisini aktaracak şekilde yaptığı etkileşme sayısı (enerji soğurma katsayısı)
(Hubbel 1969),
 $(1 - e^{-\mu_{en-1} \Delta x})$: i -ninci γ -ışınının, $\Delta x = 1 \text{ cm}$ kalınlığındaki hacim elemanı içinde tüm enerjisini bırakacak şekilde etkileşme yapma olasılığı,
 E_i : i -ninci γ -ışınının enerjisi,
 $I = 34 \text{ eV}$: havada bir iyon çifti meydana getirmek için gerekli enerji,
 $\rho_h = 1,29 \cdot 10^{-6} \text{ kg / cm}^3$: havanın yoğunluğu (1 cm^3 havanın kg biriminde kütlesi)' dir.

Bu ifade,

$$\frac{dX}{dt} = \Gamma \frac{A(t)}{d} \quad (1.7)$$

şeklinde yazılabilir. Burada Γ , özgül γ -ışını sabitidir ve Denk. (1.4) ve (1.5)' de görüldüğü gibi, radyoaktif çekirdeğin yayınladığı γ -ışınlarının ayrıntılarına bağlıdır. Işınlama dozu ve aktiflik arasındaki ilişkinin ölçülebilmesi için standart mesafe olarak $d=1 \text{ m}$ alınır; bu durumda Γ 'nin birimi $(R/h)/(Ci/m^2)$ 'dir. İyonlaştırıcı radyasyona maruz kalan havadan başka ortamların enerji soğurma hızı farklıdır. Bundan dolayı değişik maddelerde iyonlaşma ile enerjinin soğurulmasının tanımlanmasında bir standardın olması gerekmektedir. Bu niceliğe *soğurulan doz (soğurma dozu)*, D denir ve ortamın birim kütlesi başına iyonlaştırıcı radyasyon tarafından ortama aktarılan enerji olarak tanımlanır. Soğurulma dozunun en yaygın kullanılan birimi *rad (radiation absorbed dose)*, 1 g madde tarafından 100 erg 'lik enerji soğurulmasına eşittir.

$$1 \text{ rad} = 100 \text{ erg / g} \quad (1.8)$$

Buradan $1 \text{ erg/g} = 0.01 \text{ rad}$ ve dolayısıyla havada $1 \text{ R} = 0.88 \text{ rad}$ olduğu hemen görülebilir. Soğurulma dozunun *SI* birim sistemindeki birimi *Gray (Gy)*, 1 kg madde tarafından soğurulan 1 J 'lük enerjiye eşittir.

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J / kg} = 100 \text{ rad} \quad (1.9)$$

İnsanların radyasyondan korunmaları için, standartların tanımlanmasında farklı tipteki radyasyonların biyolojik etkilerinin ölçülmeleri gereklidir. β -parçacıkları ve γ -ışınları gibi radyasyonlar, enerjilerini uzun bir yol boyunca aktardıkları için, tipik bir insan hücresinin büyüklüğü kadar ki küçük bir aralıkta oldukça az bir enerji aktarırlar. α - parçacıkları gibi radyasyonlar, enerjilerini çok hızlı kaybederler ve çok kısa bir yol boyunca tüm enerjilerini aktarırlar.

Hücrenin 1 *rad*'lık α radyasyonundan hasar görmesi, 1 *rad*'lık γ -ışımına göre çok daha fazladır. Bu farklılıkların nicel olarak belirlenmesi için, belirli bir radyasyon dozunun *aynı biyolojik etkiyi oluşturan X-ışını* dozuna oranı olarak tanımlanan *bağıl biyolojik etkinlik (RBE)* kavramı tanımlanmıştır. *RBE* değerleri, α -ışınları için 1'den 20'ye kadar değişir. *RBE*, ölçülmesi zor bir nicelik olduğundan, onun yerine, birim uzunlukta aktarılan enerjiye göre belli enerjili bir radyasyon tipi için hesaplanan *kalite faktörü (QF)* kullanılır. β -parçacıkları ve γ -ışınları gibi radyasyonlar, birim uzunluk başına nispeten daha az enerji aktardıklarından 1 civarında bir *QF* değerine sahiptirler. α -parçacıkları gibi birim uzunluk başına daha fazla enerji aktaran radyasyonların *QF* değerleri 20'ye kadar değişir.

Tablo 1.1'de bazı *QF* değerleri verilmiştir.

Tablo 1.1 Soğurulan radyasyonlar için bazı kalite faktörü değerleri.

Radyasyon	<i>QF</i>
X-ışınları	1
Düşük enerjili p ve n ($\sim keV$)	2-5
Yüksek enerjili p ve n ($\sim MeV$)	5-10
α -parçacıkları	20

Belirli bir radyasyonun biyolojik sistem üzerindeki etkisi, radyasyonun soğurulan doz, D ve kalite faktörü, *QF* değerlerine bağlıdır; biyolojik etkinin doz eşdeğeri, *biyolojik doz* veya *eşdeğer doz* olarak adlandırılır ve bu iki niceliğin çarpılmasıyla elde edilir:

$$ED = D.QF \quad (1.10)$$

D , *rad* biriminde ölçüldüğünde biyolojik doz *rem (roentgen equivalent man)* cinsinden ölçülür. D için *SI* birim sistemindeki birimi *Gy* kullanılırsa biyolojik doz birimi *sievert (Sv)*'dir. **1 Gy=100 rad** olduğundan **1 Sv=100 rem**'dir. Bunlardan dolayı, radyasyonun şiddetinin tanımlanmasında, yalnız bozunma hızı aktifliğin sayılması veya biyolojik sistemlerdeki etkinin (biyolojik doz) ölçülmesinden hangisini incelediğimize bağlı olarak

birçok farklı yol vardır. Radyasyonun ölçülmesinde ilk zamanlarda tanımlanan birimler büyük değişikliklere uğramış daha sonra Uluslararası Radyasyon Bilimleri Komitesi (ICRU) kullanılan birimleri yeniden inceleyerek **aktivite, ışınlama, absorblanmış (soğurulmuş) doz ve doz eşdeğeri** için özel birimler tanımlamıştır. Bahsedilen bu en sık kullanılan niceliklerde değişik ölçümler için *SI* birimlerinin bir özeti Tablo 1.2’ de verilmiştir.

Tablo 1.2 Radyasyon ölçümü için tanımlanan nicelikler ve birimleri

Nicelik	Ölçüm	Geleneksel Birim	SI birimi
Aktiflik (<i>A</i>)	Bozunma hızı	<i>Ci</i>	<i>Bq</i>
Işınlanma Dozu (<i>X</i>)	Havadaki iyonlaşma	<i>R</i>	<i>C/kg</i>
Soğurma Dozu (<i>D</i>)	Enerji soğurulması	<i>Rad</i>	<i>Gy</i>
Eşdeğer Doz (<i>ED</i>)	Biyolojik etkinlik	<i>Rem</i>	<i>Sv</i>

Halkın ve radyasyonlu ortamlarda çalışanların ışınlama dozu için standartlar, belirli bir zaman periyodunda genellikle 3 ay veya 1 yıl’da bir *mSv* ya da *rem* birimlerine ifade edilir. Doğal fon dediğimiz kozmik ışınlar ve *40K*, *U* ve *Th* serileri gibi doğal olarak bulunan izotoplardan her yıl yaklaşık 1–2 *mSv* alınmaktadır. Uluslar arası Radyasyon Koruma Komitesi (International Commission on Radiation Protection- ICRP) yıllık tüm-vücut soğurulma dozu sınırlarını halk için **5 *mSv/yıl*** ve işleri gereği radyasyonla çalışanlar için **50 *mSv/yıl*** olarak belirlemiştir. Vücudun kemik iliği gibi hassas bir bölgesi tarafından soğurulan doz, tipik bir göğüs *Röntgen* (*X*-ışını) filmi çekimi için 0.5 *mSv*, dış röntgeninde ise 0.02 *mSv*’dir (Krane 2001).

1.2.3 Radyasyon Kalitesinin Tanımlanması ve Belirlenmesi

Yutulan doz belirlenmesinde radyasyonun kalitesi, elektron veya foton enerjisine bağlı parametrelerden gelen elektron durdurma gücü, foton yutma katsayıları ve diğer pertürbasyon faktörleri, önemlidir. Bir radyasyon demetinin tam karakterizasyonu; radyasyon oluşturan parçacıkların, (bu çalışmada fotonların) parçacık enerjisini ve açısal dağılımını tam olarak belirlenmesi demektir. Bu tür bilgilerin elde edilmesi genellikle çok zordur ancak az detayla hassas dozimetri ölçümü mümkündür.

1.2.4 Radyasyon Demetinin Geometrisi

Deneysel düzendeeki bütün elemanların pozisyonları bilinmeli, anlatılabilir ve tekrarlanabilir olmalıdır. Bunun içinde demet, kolimasyon (odaklama) sistemi, fantom ve fantom içerisinde iyon odası da vardır.

1.3 Radyasyonun Radyoterapide Kullanılan Cinsi

Radyoterapide kullanılan radyasyonlar yapılarına göre ikiye ayrılır:

1. Elektromanyetik radyasyonlar (X ışınları, γ ışınları)
2. Parçacık şeklindeki radyasyonlar (elektronlar, protonlar ve nötronlar)

1.4 Elektromanyetik radyasyonlar (X ışınları, γ ışınları)

Elektromanyetik radyasyonlar, ışık hızıyla hareket eden, durgun kütleleri sıfır, enerji ve momentum taşıyan parçacıklardır ve parçacık özelliğinden dolayı bunlara *foton* da denir.

X-ışınları: Günümüz görüntüleme yöntemlerinin temelini oluşturan ve tıp biliminde yeni bir çağ açan X-ışınları 1895 yılında Alman Fizik Profesörü Wilhelm Conrad Röntgen tarafından keşfedilmiştir. O tarihte Röntgen; bir Crooks tüpünü indüksiyon bobinine bağlayarak, tüpten yüksek gerilimli elektrik akımı geçirdiğinde, tüpten oldukça uzakta durmakta olan cam bir kavanoz içindeki baryumlu platinsiyanür kristallerinde bir takım pırıltıların oluştuğunu gözlemiş; bu tür pırıltılara neden olan ışınları, o ana kadar bilinmemesinden dolayı "Xışınları" adını vermiştir.

X-ışınları yüksek enerjili elektronların yavaşlatılması veya atomların iç yörüngelerindeki elektron geçişleri ile meydana gelen dalga boyları 0,1-100 Å arasında değişen elektromanyetik dalgalardır. Dalga boyları küçük, girginlik dereceleri fazla olan X-ışınına "sert X-ışını", dalga boyları büyük, girginlik dereceleri az olan X-ışınına "yumuşak X-ışını" denir. Kristalografide 0,5-2,5 Å (yumuşak), radyolojide 0,5-1 Å (sert) dalga boylarındaki X-ışınları kullanılır. X-ışınlarının frekansı görünür ışığın frekansından ortalama 1000 defa daha büyüktür ve X-ışını fotonu (parçacığı) görülen ışığın fotonundan daha yüksek enerjiye sahiptir. Şu halde bu ışınları belirleyen iki özellik kısa dalga boyu ve yüksek enerjiye sahip olmalarıdır.

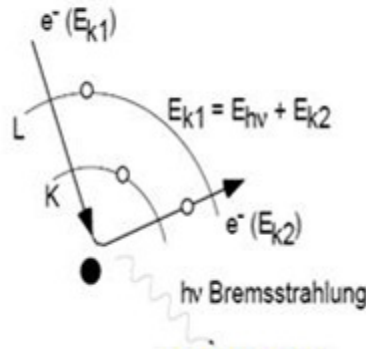
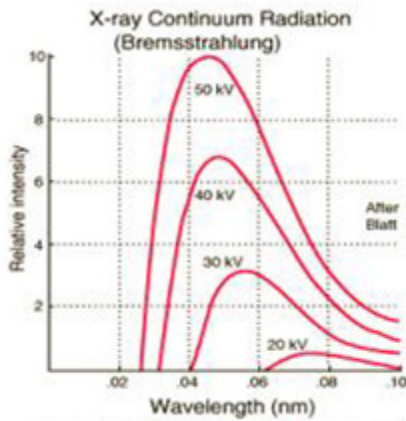
X-ışınları, doğal X-ışınları ve yapay X-ışınları olmak üzere iki şekilde meydana gelir;

Doğal X-Işınları: Atom çekirdeği tarafından K enerji kabuğundan elektron yakalanması, alfa bozunumu, iç dönüşüm ve beta bozunumu olaylarıyla meydana gelir. Bir atoma dışarıdan gelen veya gönderilen yüksek enerjili elektronlar o atomun ilk tabakalarından elektronlar koparılır. Atomdan kopan bu elektronun yerine daha yüksek seviyelerden (üst tabakalardan) elektronlar atlayarak kopan elektronun yerindeki boşluğu doldururlar. Bu sırada ortaya çıkan enerji fazlalığı X-ışını şeklinde dışarı salınır. Çekirdek içerisinde bulunan protonlardan bir tanesi hareketi esnasında atomun ilk tabakalarındaki elektronu yakalar ve nötrleşir. Yakalanan bu elektronun tabakasındaki boşalan yere diğer bir tabakadan bir elektron geçişiyle X-ışını meydana gelebilir.

Yapay X-Işınları: Maddenin; elektron, proton, parçacıkları veya iyonlar gibi hızlandırılmış parçacıklarla etkileşmesinden ya da X-ışını tüpünden veya başka bir uygun radyoaktif kaynağından çıkan fotonlarla etkileşmesinden meydana gelir. Maddenin, fotonlarla etkileşmesinden karakteristik (çizgi) X-ışınları, yüklü parçacıklarla etkileşmesinden hem karakteristik hem de sürekli X-ışınları elde edilir.

Etkileşme şekline göre 2 tür X-ışını elde edilir.

a) Sürekli (Frenleme) X-Işınları: Elektron demeti, hedef atomun çekirdeğine yaklaştığında, çekirdeğin pozitif yükünden kaynaklanan elektrik alandan etkilenir ve ivmeli hareket yapmaya zorlanarak dışarıya fotonlar yayar. Sürekli bir enerji spektrumuna sahip bu fotonlara sürekli x-ışınları, bu olaya da bremsstrahlung veya frenleme radyasyonu adı verilir.

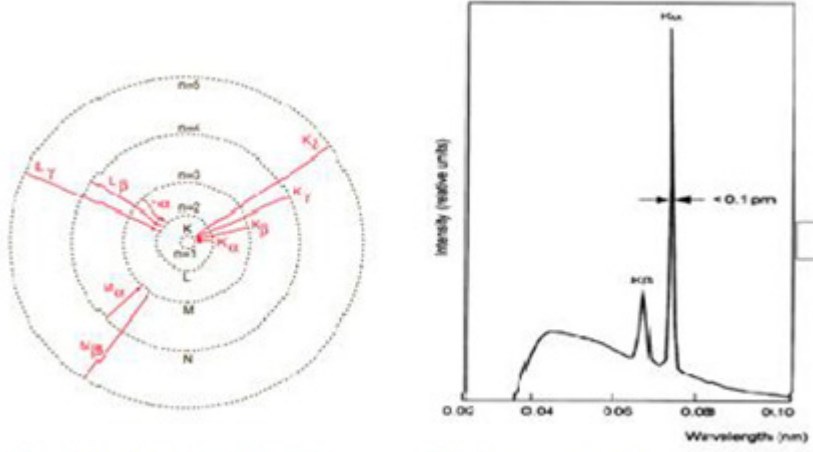


Şekil 1.4 a) X-ışını spektrumu

b) Bremsstrahlung ışınımı

b) Karakteristik X-Işınları: Hedef atom üzerine gönderilen elektronların, hedef atomun yörüngesindeki elektronlarla etkileşimi sonrasında, aldıkları enerjiyle üst enerji

seviyelerine çıkarlar. Kararsız durumdaki bu enerji seviyeleri geri bozduğunda dışarıya foton yayınlanır. Enerjileri, seviyeleri arasındaki farka eşit olan bu fotonlara karakteristik x-ışınları adı verilir.



Şekil 1.5 a) Yörüngeler arası geçişler b) Karakteristik X-ışını

Düşük enerjili X-ışınları (50-500KV) değişik gerilimli röntgen cihazlarıyla sağlanarak, teşhis ve yüzey tümörlerin (3 cm derinlikten az) tedavisinde kullanılır. Yüksek enerjili X-ışınları (4- 25 MV) ise; günümüzde lineer hızlandırıcılarla elde edilmektedir ve derine yerleşmiş tümörlerin tedavisinde kullanılırlar.

Gama ışınları: Radyoaktif bozunum (alfa veya beta) yapmış veya bir nükleer reaksiyondan sonra ortaya çıkan ürün çekirdek, genellikle uyarılmış enerji seviyesinde kalır. Bu durumdaki çekirdek ikinci bir bozunum ile bir foton yayınlayarak daha düşük enerji seviyesine ve sonunda taban enerji seviyesine düşer. Bu şekilde, çekirdeğin uyarılmış enerji seviyesinden temel enerji seviyesine düşerken yayınladığı fotonlara gama ışını denir. Gama ışınlarının enerjileri tipik olarak 0,1 - 10 MeV arasında olup çekirdek durumları arasındaki enerji farkı mertebesinde ve bu 10^4 ile 100 fm dalga boyu aralığına karşılık gelir. Tedavide gama ışını olarak ^{60}Co radyasyon kaynağı olarak kullanılmaktadır. ^{60}Co doğada doğal halde bulunan radyoaktif olmayan ^{59}Co çekirdeğinin nötronla bombardıman edilmesi sonucu elde edilir. 1.173 ve 1.333 MeV'e varan güçlü gama ışınları ile yüksek tahrip gücü, derin yerlere iyi bir şekilde girebilmesi, kaynağın küçük boyutları (2 cm çapında bir silindir), kemiklerde gölge yapmaması ^{60}Co ışınımının önemli özellikleridir.

1.5 Parçacık Şeklindeki Radyasyonlar (Elektronlar, Protonlar ve Nötronlar)

Elektronlar: Kliniklerde en sık kullanılan elektron enerjileri 6-20 MeV arasındadır. Elektronlar enerjilerini, su ve canlı doku gibi düşük atom numarasına sahip maddelerde iyonizasyon, kurşun gibi yüksek atom numaralı maddelerde frenleme ışıması ile kaybederler. Elektronların, enerjileri suda yaklaşık her cm'de 2 MeV azalır. Elektronların giricilik özellikleri fotonlara göre çok az, buna karşılık iyonizasyon özellikleri fotonlardan daha fazla olup, benzer biyolojik etkileri vardır (RBE=1). Elektron saçılması ihtimali, atom ağırlığının karesi ile doğru orantılı, elektron enerjisi ile ters orantılıdır. Derin dokuların korunmasına karşılık cilt koruması minimumdur. Elektron enerjisi arttıkça cilt dozu artmaktadır. Elektronların bir ortamdaki derinlik doz dağılımı yoğunluğa bağlıdır. Küçük yoğunluklu ortamdan geçen elektronların giricilikleri daha çoktur. Küçük hava kavimleri veya kemik dokularının bulunduğu bölgelerde ve bu yapıların kenarlarında elektron saçılmaları yüksektir. ρ (kemik) =1,9 g/cm³, ρ (hava)= 0.25 g/cm³) ve elektronlar yüzeysel tedavilerde sıkça kullanılmaktadır (Khan, 2003).

Protonlar: Terapide kullanılan proton enerjileri 150-250 MeV aralığındadır. Proton demetleri cyclotron veya doğrusal hızlandırıcılarda elde edilir. Yüksek enerjili protonların diğer ağır parçacıklardan en büyük avantajı derinlikle bıraktığı dozdur. Doku içine bırakılan doz belli bir derinliğe kadar yaklaşık sabit kalır fakat o derinlikten sonra birden bir pik oluşturarak, enerjisini o noktada dokuya bırakarak keskin bir şekilde sifıra düşer (Khan, 2003)

Nötronlar: Radyoterapide kullanılan yüksek enerjili nötronlar doğrusal hızlandırıcılarda döteryum-trityum reaksiyonlarından elde edilirler. Döteryum-trityum üreticilerinde, trityumun hedef olarak kullanılması hariç, bombardımanı yapan parçacıklar döteron veya proton hedef materyal ise berilyumdur. Nötronunun yakın kütledeki hidrojen çekirdeği ile çarpışmasında enerji transferi en çok olur. Fakat daha ağır çekirdekler ile etkileştiğinde çok küçük enerji kayıpları oluşur. Bu nedenle nötronları soğurmak için en etkili yol parafin (balmumu) ve polietilen gibi hidrojenli materyaller kullanmaktır (Khan, 2003).

1.5.1 Lineer Hızlandırıcılar

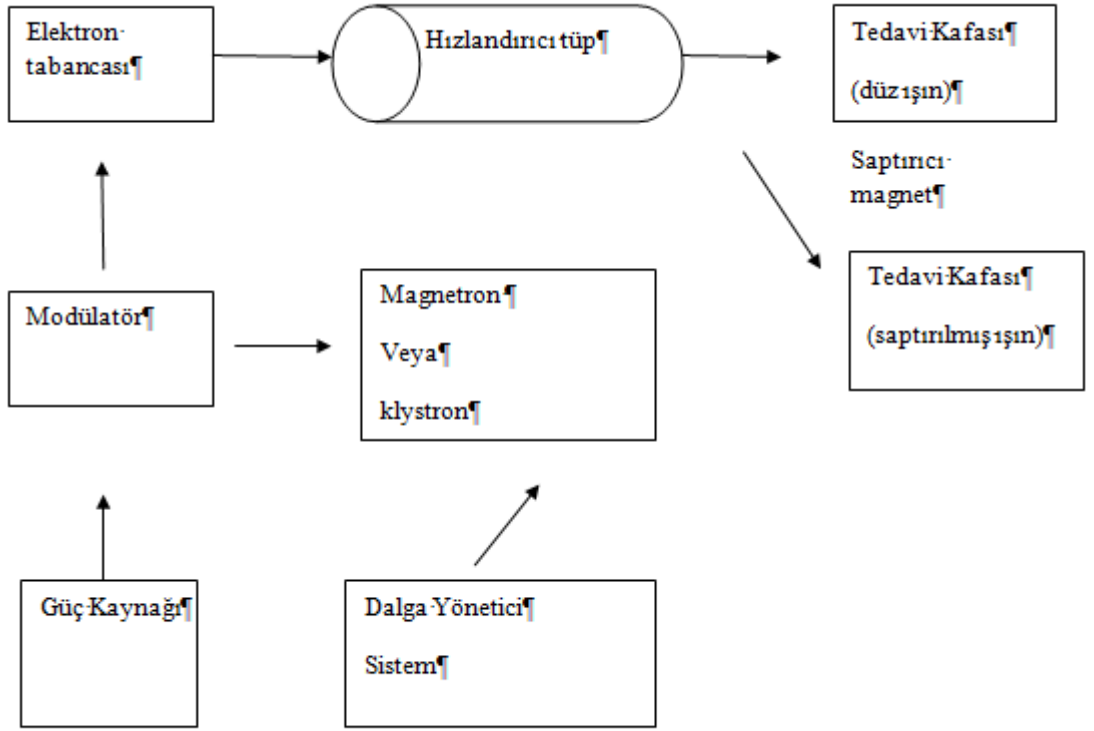
Parçacık hızlandırıcı sistemleri; nükleer fizik ve yüksek enerjili parçacık fiziğinde araştırılan ve geliştirilen sistemlerdir. Radyoterapide kullanılan lineer hızlandırıcılar elektron hızlandırıcı sistemlerdir. radyoterapide genel olarak kullanılan bu cihazlarda

amaç; istenilen enerjilerde elektron ve X-ışını elde ederek kanserli hastaların tedavisinde kullanılmaktadır.

Lineer hızlandırıcıların medikal alanlarda kullanılması fikri 1940 ların sonlarında önem kazanmıştır. Medikal lineer hızlandırıcılar 1950' lerin başından itibaren kullanılmaktadır. İlk medikal lineer hızlandırıcı 1952'de Londra'da Hammersmith hastanesinde kurulmuştur Bu cihazla ilk tedavi 1953'de 8 MV'lik X ışınlarıyla yapılmıştır.

Lineer hızlandırıcılarda; parçacıklar bir doğru çizgide hareket ederler ve bir alternatif gerilim yardımı ile birçok bireysel hızlanmaya maruz kalırlar. Radyoterapide kullanılan hızlandırıcılar, düşük enerjili hızlandırıcılar sınıfına girmektedir. Bu cihazlarda amaç istenilen enerjilerde elektron ve X-ışını elde ederek hasta tedavisinde kullanılmaktadır. Radyoterapi birimlerinde kullanılan medikal lineer hızlandırıcıların ve bu çalışmadaki verilerin alındığı Varian Clinac DHX cihazının blok şeması Şekil 1.6' da verilmiştir. Şemada görüldüğü gibi lineer elektron hızlandırıcısı başlıca güç kaynağı, modülatör, elektron tabancası, magnetron veya klystron, hızlandırıcı tüp, saptırıcı magnet ve tedavi kafası gibi kısımlardan oluşmaktadır.

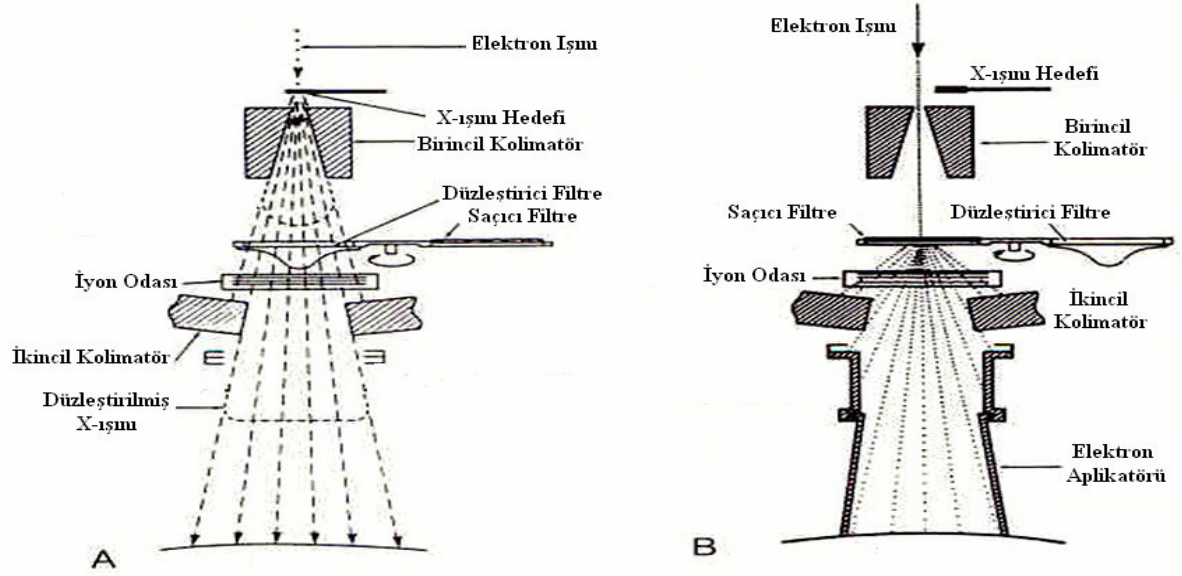
Elektron tabancasından ısıtılmak yoluyla metal telden kopan elektronlar hızlandırıcı tüp içerisinde daha yüksek kinetik enerjilere çıkarılırlar. Dalga yönetici sistemi, elektron akımının modülatöre ve elektron tabancasına belli aralıklarla (atmalar şeklinde) gönderilmesini sağlar. Hızlandırılmış yüksek enerjili elektronlar 90 veya 270 derece saptırılarak tedavi kafasına gider. (Şekil 1.6). Bu elektronlar direk olarak yüzeysel doku tedavilerinde kullanılabilir gibi (Şekil 1.7b) bir hedefe çarptırılarak derin bölgelerdeki hastalıkların tedavisinde kullanılan yüksek enerjili X-ışınlarının elde edilmesinde kullanılabilir.(Şekil 1.7a). Bu şekilde genellikle 6-20 MeV enerjili elektronlar ve 6-20 MV enerjili X-ışınları elde edilebilir.



Şekil 1.6 Bir lineer hızlandırıcı cihazının blok diyagramı

1.5.2 Tedavi Kafasının İyapısı, Elektron ve Foton Demetlerinin Oluşumu

Elektron tabancası hızlandırıcı dalga (yönetici) kılavuzu için elektron kaynağıdır (Khan, 2003). Hızlandırıcı tüpten çıkan elektronlar yaklaşık 3mm çapında ince bir demet halindedir. Tedavi alanı boyunca düzgün bir doz dağılımı oluşturmak için elektronlar, elektron saçıcı plaka (foil)'ya çarptırılır. 'Elektron saçıcı foil' olarak kurşun gibi ince metaller kullanılır. Yine de bu çarpma sonucunda düşük oranda x-ışını üretilir. Buna elektronların X-ışını kontaminasyonu (etkinliği) denir.



Şekil 1.7 Tedavi kafasının içyapısı. A: X ışını tedavisi için X-ışını üretimi, kolimasyonu, B: Elektron tedavisi için elektron demeti ve kolimasyonu (Khan, 2003)

Birincil kolimatör (odaklayıcı): Elektron demetinin yüzeyi yalayarak geçmesini sağlar.

Düzleştirici filtre (Flattening Filter): Gelen X-ışını demetinin o yüzeyden geçerken düzgün geçmesini sağlar.

İyon Odaları: Monitör doz oranını, toplam doz ve alan simetrisini ölçmek için kullanılır. İyon odalarının dizaynı uçlarına 300 V-1000 V arasında gerilim uygulanacak şekilde yapılır.

Saçıcı filtre (Scattering Foil): Gelen elektron demetinin saçılmaya uğramasını sağlar.

İkincil kolimatör: Bunlara Jaw (çene) da deniliyor. Karşılıklı 2 çift olarak bulunur. Bunlar dikdörtgen ve kare tedavi alanı ayarlayabiliyorlar. Eğer çeneler maksimum açılırsa, saçılmalardan dolayı doz 3 katına çıkabiliyor.

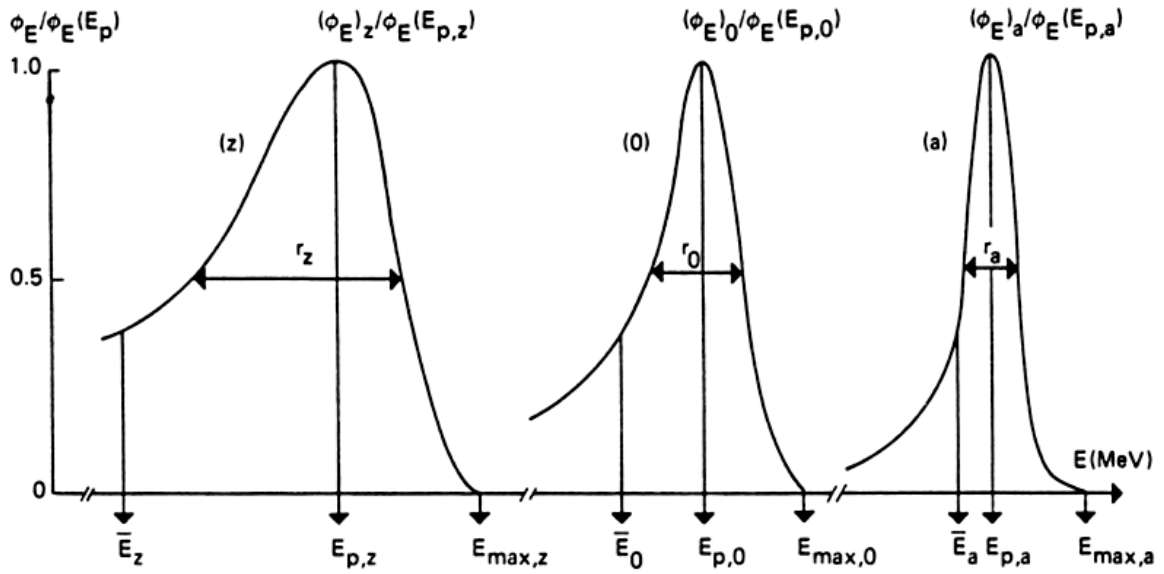
Multilif kolimatörler: Tedavide düzenli ya da düzensiz tedavi alanı oluşturmak için birçok liften oluşan, birbirinden bağımsız ve otomatik olarak hareket edebilen sistemlerdir.

Lokalize (yerel) ışık sistemi: Işık kaynağı tedavi alanının boyutunu görsel olarak saptamak için kullanılır. Işık alanı ile radyasyonun yayılma alanı birbiri üzerine düşürülür. Elektronlar için ışın ayarlayıcılar (accessory mount) kullanılır.

1.5.3 Yüksek Enerjili Elektronların Enerji Spektrumu ve Parametreleri

Elektron demeti hızlandırıcı çıkış penceresine gelmeden belli bir enerji genişlemesine (dağılımına) uğrar. Bu genişleme hızlandırma mekanizması, injeksiyon ve çıkış iyonu, demet ayarlama gibi birçok faktöre bağlıdır.

Bir elektron hızlandırıcısının çıkışındaki, fantom yüzeyindeki ve z derinlikteki elektron enerji spektrumu ve parametreleri Şekil 1.8.'de gösterilmiştir. Elektron demeti hızlandırıcı çıkış penceresinden çıkar, Şekil 1.7.'de gösterilen elemanlardan ve hava tabakasından geçerek fantom yüzeyine gelir. Enerji kayıplarından dolayı spektrum düşük enerjilere kayar ve enerji kayıplarındaki zaman bakımından oynamalar spektrumu genişletir. Bu, fantom içerisinden elektronlar geçerken de olur. Dolayısıyla spektrumdaki yarı maksimumdaki enerji genişliği de (FWHM, Γ) artar ve $\Gamma_a < \Gamma_0 < \Gamma_z$ olur.



Şekil 1.8 Bir elektron hızlandırıcısının elektron enerji spektrumu ve parametreleri, (z); fantomun içindeki z derinliğindeki, (0); fantom yüzeyine gelmeden önceki, (a); hızlandırıcı penceresine gelmeden önceki çıkış

Buradaki indisler: (a); hızlandırıcıdan çıkışını, (0); fantom yüzeyini, (z); de fantomdaki belli derinliği göstermektedir. Spektrum bir şekilde düşük enerjilere doğru simetriyi bozacak biçimde kaydığı için ortalama enerji \bar{E}_0 , $E_{p,0}$ ile çakışmaz ve $\bar{E}_0 < E_{p,0}$ olur. Elektron demeti kalitesi, pratik olarak bu iki parametreyle tanımlanır. Burada $E_{p,0}$ en olası (muhtemel) enerjidir ve doz eğrilerinin ve derin doz dağılımlarını karakterize etmekte en uygun parametre olduğu bulunmuştur. Bunun nedeni bu parametrelerin deneysel olarak erişilebilir bir nicelik olan pratik menzile R_p ile ilişkilendirilebilmesidir.

Farklı elektron demetleri ile aynı en olası enerjide yani $E_{p,0}$ de, aynı alan genişliğinde ve aynı kaynak yüzey uzaklığı (Şekil 1.9) (SSD) değerlerinde farklı yutulan doz dağılımları elde edilebilir. Bunun nedeni fantoma gelen elektronların enerji ve açısal dağılımların

farklı olabilmektedir. Örneğin; Terapik menzil (tedavide kullanılan uygun derinlik) ki bu %85 yutulan doza karşılık gelen menzil, aynı $E_{p,0}$ da, farklı hızlandırıcılarda farklı olabilir.

Operatör konsolunda demet enerjisini karakterize eden değer olarak hızlandırıcının vakum çıkış penceresindeki en muhtemel enerji $E_{p,a}$ 'nın alınması uygun bulunmuştur. Çünkü bu değer filtrelerden monitör odalarından bağımsızdır.

Ölçümün yapıldığı derinlikteki elektron spektrumu tam olarak bilinemediğinden fantom yüzeyindeki ortalama enerji \bar{E}_0 ve ölçüm derinliği z durdurma gücü oranları hesaplanırken giriş parametreleri olarak kullanılır. Bu metotla sadece yaklaşık değerler elde edilebilir, tamamen tek enerjili ve tek yönlü fantom yüzeyine dik gelen elektron demetleri için geçerlidir.

Ölçüm yapılan derinlikteki bazı dozimetrik faktörleri örneğin P_u belirlemek ve böylece yutulan dozu hesaplayabilmek için söz konusu derinliğe inen elektronların ortalama enerjisi \bar{E}_z başlıca parametredir.

1.6 Dozun Derinlikle Değişimi (Derin Doz Dağılımları)

Işın hastaya (veya bir fantoma) geldiğinde hasta üzerindeki absorbe edilen (yutulan) doz derinlikle değişir. Bu değişim birçok duruma bağlıdır; ışın enerjisi, geometri, alan boyutu, derinlik, kaynaktan olan uzaklık ve ışın kolimasyon sistemi. Bu durumda hastaya verilen dozu hesaplayabilmek için, derin doz parametrelerini etkileyebilecek faktörlerin bilinmesi gerekmektedir.

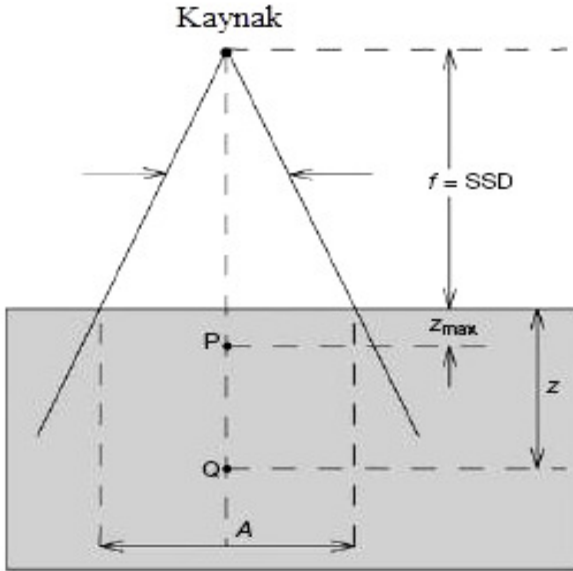
Doz hesaplamalarında en önemli basamak, radyasyon demeti merkezi eksen boyunca derin doz değişimini belirlemektir. Bu amaçla birkaç nicelik tanımlanmıştır. Bunlar; Yüzde Derin Doz (% DD), TAR (Tissue-Air-Ratio), TPR (Tissue-Phantom-Ratio), TMR (Tissue-Maximum-Ratio), SAR (Scatter-Air-Ratio), SMR (Scatter-Maximum-Ratio). Bu nicelikler iyon odası kullanılarak su fantomunda ölçülür. TLD, diyetler ve film gibi diğer dozimetre sistemlerinde ender olarak kullanılmalarına rağmen, daha hassas ölçümleri ve enerjiye bağımlılıkları daha az oldukları için iyon odaları tercih edilir.

1.6.1 Yüzde Derin Doz (% DD)

Merkezi eksen boyunca doz dağılımını belirlemenin bir yolu, belirli bir derinlikteki dozu, referans derinliğindeki doza normalize etmektir. Yüzde Derin Doz (% DD) niceliği, ışının merkezi eksenini boyunca herhangi bir d derinlikteki dozun (D_d), belirlemiş bir d_0 referans derinlikteki doza (D_{d_0}) oranıdır:

$$\%DD = \frac{D_d}{D_{d_0}} \times 100 \quad (1.11)$$

Şekil 1.9' da görüldüğü gibi Yüzde Derin Doz, derinlik (z), açılan kare alan (A), kaynak-cilt mesafesi ($f=SSD$) ve foton enerjisi (E) nin bir fonksiyonu olup bu parametrelere bağlı olarak değişir. Kare olmayan alanların kare eşdeğerleri bulunup hesaplanmalıdır.



Şekil 1.9 Yüzde derin doz (%DD) şematik gösterimi

Yüzde derin doz, herhangi bir d derinliğindeki absorbe edilen dozun, merkezi eksen boyunca referans derinliğindeki absorbe doza oranıdır. % DD genellikle P ile gösterilir.

$$d_0 = 0 \quad (1.12)$$

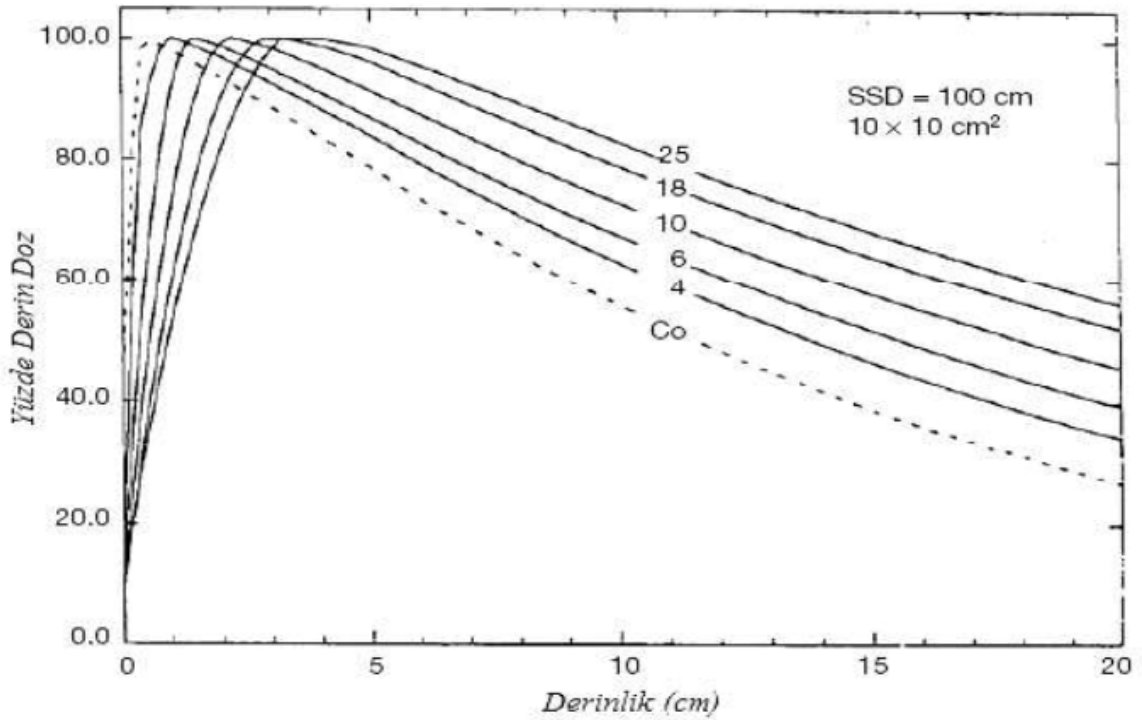
Orta voltaj ve düşük enerjili x-ışınları için referans derinliği genellikle $d_0 = 0$ yani yüzeydedir. Daha yüksek enerjiler için referans derinliği en yüksek absorbe doz (buildup) noktasında ($d_0 = d_{mak}$) alınır.

$$D_{max} = \frac{D_d}{P} \times 100 \quad (1.13)$$

Birçok parametre merkezi derin doz dağılımını etkiler. Bunlar; enerji, derinlik, alan büyüklüğü ve şekli SSD ve kaynak kolimasyonudur.

1.6.1.1 Yüzde Derin Dozun Enerji ve Derinliğe Bağlılığı

% DD değerleri, gelen radyasyonun enerjisiyle artar. Bu artış verilen bir derinlik için derin doz erilerinin eğiminin azalması ve demet giriciliğinin artması demektir. Yani yüksek enerjili ışınlar daha fazla giricidir ve % DD değerleri daha büyüktür. Şekil 1.10' da farklı demet enerjilerinden elde edilen % DD erileri görülmektedir.



Şekil 1.10 SSD=100 cm de 10x10 cm² alan için Co⁶⁰ ışınlarından 4- 25 MV X-ışınlarına kadar sudaki Yüzde Derin Doz erileri. (Podgorsak, Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students IAEA 182 p.)

Şekil 1.10' da görüldüğü gibi enerji arttıkça ışınlar daha fazla giriciliğe sahip olduğundan ileri yöne gitmektedir. Bu durum, derine yerleşmiş tümörlerin tedavisi için yüksek enerjili radyasyon kullanmanın gerekliliğini açık olarak gösterir.

1.6.1.2 Yüzde Derin Dozun Alan Büyüklüğü ve Şekil Bağlılığı

Alan boyutu geometrik veya dozimetrik olarak belirtilebilir. Geometrik alan boyutu kaynağın merkezinin önünden görülen kolimatörün sonunda, ışın eksenine dik bir düzlem

üzerindeki izdüşümü olarak tanımlanabilir. Bu tanımlama genellikle radyasyon kaynağının merkezinde yerleşmiş bir ışık kaynağı gibi düzenlenen ışık belirleyicisi tarafından tanımlanan alana karşı gelir. Dozimetrik veya fiziksel alan boyutu kaynaktan sabit bir uzaklıktaki ısın eksenine dik bir düzlem üzerinde verilen bir izodoz eğrisi tarafından (genellikle % 50) kesilen uzaklıktır.

Çok küçük alanlar için (0×0) bir noktadaki derin doz birincil radyasyonun etkisindedir. Bu durumda saçılan fotonların derin doza katkısı ihmal edilebilecek kadar küçük veya sıfırdır. Fakat alan büyüklüğü artarken saçılan dozun radyasyonun soğurulan doza olan katkısı artar. Saçılan dozdaki bu artış dımak derinliğinden daha büyük derinliklerde olduğu için, yüzde derin doz alan boyutunun artması ile artar. Alan büyüklüğüne bağlı yüzde derin dozdaki bu artış ısın enerjisine bağlıdır. Saçılma olasılığı veya tesir kesiti artan enerjiyle azalacağından ve yüksek enerjili fotonlar daha yoğun olarak ileri saçılacağından yüzde derin dozların alan bağımlılığı yüksek enerjilerde, düşük enerjilere oranla daha azdır.

Yüzde derin doz verileri genellikle kare alanlar içindir. Klinik pratikte uygulanan tedavilerin çoğunluğu dikdörtgen bloklu ve düzensiz şekilli alanlar olduğundan bu alanların kare alanlara eşdeğer olmaları istenir. Kare, dikdörtgen, dairesel ve düzensiz şekilli alanlar için merkezi eksen derin dozları için yarı-ampirik metotlar geliştirilmektedir.

Tablo 1.3 Farklı alan boyutları için kare eşdeğerleri. (BJR 11, 1978)

Uzun Eksen (cm)	2	4	6	8	10	12	14	16	18	20	22	24	26	28	30
2	2.0														
4	2.7	4													
6	3.1	4.8	6.0												
8	3.4	5.4	6.9	8.0											
10	3.6	5.8	7.5	8.9	10.0										
12	3.7	6.1	8.0	9.6	10.9	12.0									
14	3.8	6.3	8.4	10.1	11.6	12.9	14.0								
16	3.9	6.5	8.6	10.5	12.2	13.7	14.9	16.0							
18	4.0	6.6	8.9	10.8	12.7	14.3	15.7	16.9	18.0						
20	4.0	6.7	9.0	11.1	13.0	14.7	16.3	17.7	18.9	20.0					
22	4.0	6.8	9.1	11.3	13.3	15.1	16.8	18.3	19.7	20.9	22.0				
24	4.1	6.8	9.2	11.5	13.5	15.4	17.2	18.8	20.3	21.7	22.9	24.0			
26	4.1	6.9	9.3	11.6	13.7	15.7	17.5	19.2	20.9	22.4	23.7	24.9	26.0		
28	4.1	6.9	9.4	11.7	13.8	15.9	17.8	19.6	21.3	22.9	24.4	25.7	27.0	28.0	
30	4.1	6.9	9.4	11.7	13.9	16.0	18.0	19.9	21.7	23.3	24.9	26.4	27.0	29.0	30.0

Day (1950), Batho vd., (1956), Jones (1949) merkezi eksen derin doz katkısı için, dikdörtgen bir alanın bir kare alanı ile yaklaşık olarak eşdeğer olabileceği göstermiştir. Kare eşdeğerleri için veriler Tablo 1.3’ de verilmiştir. Bir örnek olarak; 10x20 cm lik bir alan düşünelim. Tablo 1.3’ de, bu alana karşı eşdeğer kare alanı 13x13 cm dir. Böylece 13x13 cm lik bir alanın yüzde derin doz verileri 10x20 cm olarak verilen bir alan için yaklaşık olarak uygulanabilir. Eşdeğer kare alanı formülü aşağıdaki şekilde hesaplamak kullanışlı bir formüldür.

$$\text{Eşdeğer kare alanı} = \frac{2(a \times b)}{(a + b)} \quad (1.14)$$

1.6.1.3 Yüzde Derin Dozun Kaynak Yüzey Uzaklığına (SSD) Bağımlılığı

Bir nokta kaynağın yayınladığı fotonun akısı, kaynağa olan uzaklığın karesiyle ters orantılı olarak değişir. Bu kanun Ters-Kare-Kanunu olarak bilinir. External huzme tedavisi için kullanılan kaynakların sınırlı büyüklükleri olduğundan, kaynak boyutlarından bağımsız hale gelmek için SSD genellikle büyük olarak seçilir. Böylelikle kaynak, büyük SSD’ lerde bir nokta olarak düşünülebilir. Bu nedenle, doz siddeti uzaklığın karesiyle ters

orantılı olarak değişmesi kanununa uyar. Yüzde derin dozlar Ters-Kare-Kanunu' nun etkisinden dolayı SSD ile artar. Bir noktadaki doz şiddeti, kaynaktan uzaklaştıkça azalmasına rağmen, bir referans noktasına bağlı olan yüzde derin dozlar, SSD ile artar. Klinik radyoterapide SSD çok önemli bir parametredir. Yüzde derin doz herhangi bir derinlikteki doza göre yüzey dozunu belirlediğinden (d_m), SSD mümkün olduğu kadar büyük olmalıdır. Çünkü SSD azaldığında yüzde derin dozda azalacağından, belirli bir tümör dozu için cild dozları çok yüksek olacaktır. Bununla birlikte, mesafe arttıkça doz şiddeti düşeceğinden SSD pratikte, doz şiddeti ve yüzde derin doz arasında uyum sağlayacak bir mesafede olmalıdır. Megavoltaj tedavide derin yerleşimli tümörler için SSD' nin minimum 80 cm olması tavsiye edilir. Klinik için yüzde derin doz tabloları genellikle megavoltaj cihazlar için standart bir SSD' de (80 veya 100 cm) kullanılır. Bununla birlikte, klinikte herhangi bir uygulamada kullanılan SSD, standart SSD' den farklı olabilir. Yani, çok büyük tedavi alanları için büyük SSD' ler gerekebilir. Bu yüzden standart SSD' deki yüzde derin dozlar farklı bir SSD' deki yüzde derin doza dönüştürülmelidir. Bu dönüşüm bir yaklaşıklık metodu olan Mayneord (F) faktörü ile yapılabilir.(Mayneord, 1944)

Bu metot SSD değiştiğinde saçılmalarındaki değişiklikleri düşünmeksizin, ters-kare kanununun bir uygulamasıdır. Sekil 1.11 sadece SSD' leri farklı olan iki ışınlama durumunu gösterir. P (d, r, f), r alan alan boyutlu ve SSD=f için bir d derinliğindeki yüzde derin doz olsun. Derinlik ile dozdaki değişim 3 etki tarafından etkilenir. Yani, ters-kare kanunu, üstel soğurma ve saçılmadır. Bu durumda $P(d, r, f_1)$

$$P(d, r, f_1) = 100 \left(\frac{f_1 + d_m}{f_1 + d} \right)^2 e^{-\mu(d-d_m)} K_s \quad (1.15)$$

olarak yazılabilir. Burada, μ birinci için lineer soğurma katkısıdır ve K_s saçılan dozdaki değişikliğe karşı gelen bir fonksiyondur. Bir SSD den diğerine K değerindeki değişikliği ihmal edersek,

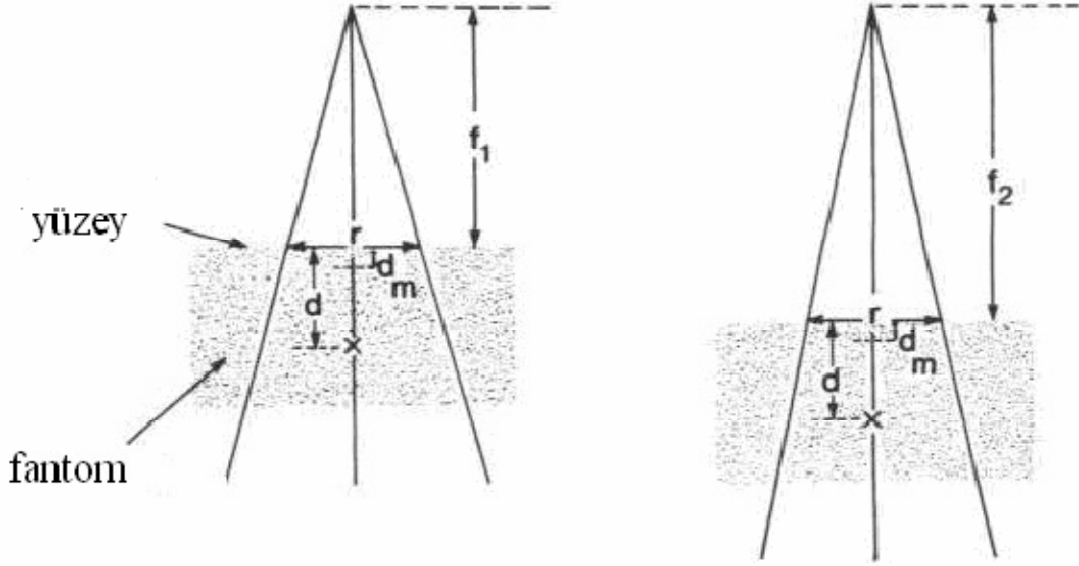
$$P(d, r, f_2) = 100 \left(\frac{f_2 + d_m}{f_2 + d} \right)^2 e^{-\mu(d-d_m)} K_s \quad (1.16)$$

olarak yazılabilir. Eşitlik (2.16)' y1, (2.15)' e bölersek

$$\frac{P(d, r, f_2)}{P(d, r, f_1)} = \left(\frac{f_2 + d_m}{f_2 + d} \right)^2 \cdot \left(\frac{f_1 + d}{f_2 + d} \right)^2 \quad (1.17)$$

eşitliğini elde edebiliriz. Bu eşitliğin sağ tarafındaki terimler Mayneord F faktörü olarak isimlendirilir (Khan, 1994).

F faktörü $f_2 > f_1$ için 1 den büyük ve $f_2 < f_1$ için 1 den küçüktür. Böylece SSD ile yüzde derin dozun arttığı tekrar ifade edilebilir.



Şekil 1.11 Farklı SSD'lerin gösterimi

Mayneord F faktör metodu küçük alanlarda saçılma çok az olduğu için iyi sonuç verir. Fakat bu metot düşük enerji, büyük alan, büyük derinlik ve büyük SSD gibi durumlar altında önemli hatalar verebilir. Örneğin, 20 cm derinlikte, 30x30 cm alan boyutunda ve 160 cm lik SSD (^{60}Co ısıması) deki doz hatası eğer yüzde derin doz SSD 80 cm tablolarından hesaplanırsa yaklaşık olarak % 3 dür. Genelde Mayneord F faktörü SSD artışı ile yüzde derin dozdaki artışı fazla tahmin eder. Örneğin, saçılan radyasyon oranının bağıl olarak daha büyük olduğu büyük alanlar ve düşük enerjiler için, $(1+F)/2$ faktörünün uygulanması daha doğrudur. Belirli durumlar için F ve $(1+F)/2$ arasındaki faktörler uygulanmaktadır. (Maynerd ve Lamerton, 1944)

1.6.2 Build Up (BirikenDoz)

Kaynaktan yayınlanan γ -ışını demeti vücut veya fantoma girdiği zaman ikincil elektronlar oluşturur. Işınlanan doz bu ikincil elektronlarla dokuya dağıtılır ve doz dağılımı da bu elektronlara bağlıdır. Dokuya maksimum dozun bırakıldığı noktaya *Build up noktası* denir. Maksimum doz noktası ile yüzey arasındaki bölgeye de *build up bölgesi* denir. Build

up noktası, derin doz eğrilerine bakılarak bulunabilir. Düşük ve orta enerjili X-ışınlarının oluşturdukları ikincil elektronlar, menzilleri çok küçük olduğundan doku içerisinde hemen soğurulurlar. Bu nedenle düşük ve orta enerjili X-ışınları için build up noktası ciltte veya cilde çok yakın derinlikte oluşur.

Yüksek enerjilerde gelen γ -ışını demetlerinde ikincil elektronların menzilleri daha uzundur ve elektronlar, gelen demet doğrultusundan büyük açılara saçılırlar. Bu saçılma, enerjiye ve Compton saçılmasına (geri tepen elektron) bağlıdır. Bu enerjilerde build up noktası daha derinlerde olduğu için, bu doz etkisine *Cilt Koruma Etkisi* denir.

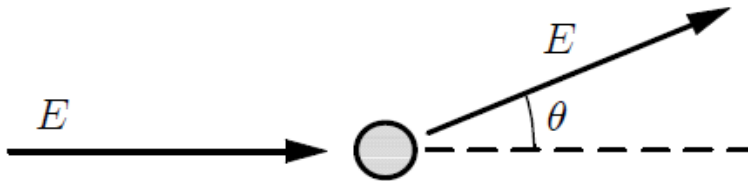
1.7 Elektronların Madde İle Etkileşimi

Her türlü radyasyon deteksiyon aletlerinin cevap belirtgenleri detektörün yapıldığı madde ile elektronların etkileşmesine bağlıdır. Yapılan ölçümlerin anlamını açıklamak için, elektronlarla madde arasındaki değişik etkileşme tiplerini anlamak çok önemlidir. Ayrıca radyasyon dozu hesaplamaları da elektronun madde ile etkileşmesine bağlıdır. Burada olan tüm etkileşmeler, esas olarak Coulomb kuvvetlerinden dolayıdır. Bir elektronun kinetik enerjisini kaybetmesi veya geliş doğrultusundan sapması dört temel etkileşme ile olur.

- Elastik Saçılma
- İnelastik Saçılma
- Bremsstrahlung (Frenleme Işınımı) Olayı
- Pozitron Yokolma Olayı

1.7.1 Elastik Saçılma

Gelen elektron, etkileştiği atomun elektronlarının alanında elastik olarak sapar. Olayda enerji ve momentum korunur. Atomik elektrona aktarılan enerji onun bağlanma enerjisinden daha küçük olduğundan, etkileşme aslında bir bütün olarak atomla olur. Bu çarpışmalar çok düşük enerjili ($<100eV$) elektronlar için etkilidir.



Şekil 1.12 Elastik saçılma olayı, E gelen ve saçılan elektronun enerjisi, θ saçılma açısı (Salvat vd, 2011)

Elektron ve pozitronların elastik saçılma DTK'leri statik alan yaklaşımıyla (Salvat vd, 2011), Dirac denkleminin gelen parçacığın hedef atomun alanındaki hareketi için çözümünden elde edilirler.

Etkileşim potansiyel enerjisi;

$$V(r) = Z_0 e \varphi(r) + V_{ex}(r) \quad (1.18)$$

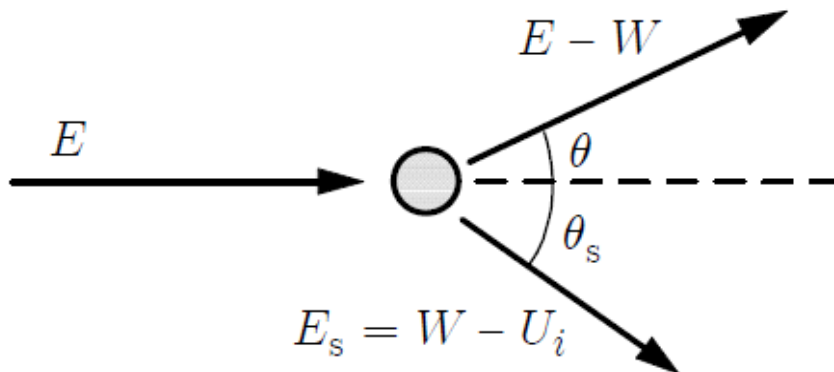
ile verilir. Burada Z_0 gelen parçacığın e biriminde yüküdür. $V_{ex}(r)$, sadece elektronlara uygulanan atomik elektronlarla gelen (-1 veya +1) elektronların arasındaki yerel değiş tokuş potansiyeli (Salvat 1998; Salvat, 2003) ve $\varphi(r)$ de hedef atomun elektrostatik potansiyelidir. Gelen parçacıkların polarize olmadığı varsayılmaktadır. Gelen E enerjili parçacığın hedef atomdan (θ, Φ) yönünde elastik saçılma diferansiyel tesir kesiti (katı açı başına)

$$\frac{d\sigma_{el}}{d\Omega} = |f(\theta)|^2 + |g(\theta)|^2 \quad (1.19)$$

ile verilmektedir (Walker, 1971; Salvat vd, 2011).

1.7.2 İnelastik Saçılma

Gelen elektron, ortamdaki atomik elektronlarla inelastik çarpışma yaparak yolundan sapar. Vurulan atomik elektron ya bir atomu uyarılmış duruma geçirir, ya da atomdan uzaklaşır. Böylece atom ya uyarılmış ya da iyonlaşmış olur. Gelen elektron, ortamda önceki inelastik çarpışmalar sonucunda iyonlaşmış atomların yani iyonların elektronlarıyla da inelastik çarpışma yaparak onları uyarabilir. Böyle iyonlara uyarılmış iyon adı verilir. Gelen elektron enerjisinin bir kısmını vurulan elektrona aktarır.



Şekil 1.13 İnelastik saçılma olayı, burada E gelen elektronun enerjisi, W enerji kaybı, θ elektronun saçılma açısı, θ_s geri tepme açısı, E_s geri tepme enerjisi, U_i uyarma enerjisidir (Salvat vd, 2011)

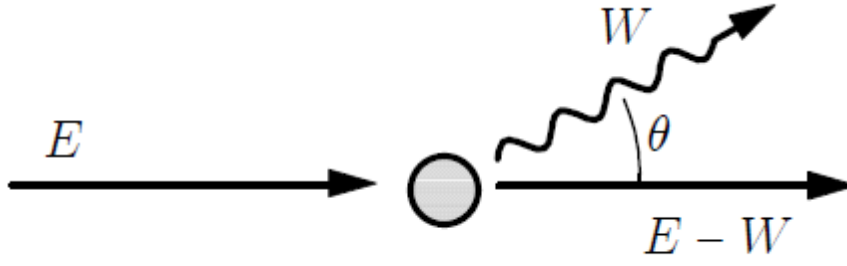
Atom veya moleküllerle yüklü parçacıkların çarpışması hızlı veya yavaş olmak üzere iki sınıfa ayrılır. Bu sınıflandırma, parçacığın hızının, atomik elektronun bulunduğu kabuktaki ortalama orbital hızına göre hızlı veya yavaş olmasına göre yapılır. Parçacığın atomik elektron ile çarpışma olasılığını tesir kesiti ifade eder. Gelen parçacık hedef atomun elektronları ile etkileştiğinde her zaman aynı türde etkileşme meydana getirmez. Birden fazla etkileşme meydana gelmişse, her bir çeşit etkileşme için diferansiyel tesir kesiti farklı olacaktır ve bu diferansiyel tesir kesitine ilgili etkileşmenin diferansiyel tesir kesiti denir. Toplam diferansiyel tesir kesiti, farklı etkileşmelerle ilgili diferansiyel tesir kesitlerinin toplamına eşit olur. İnelastik çarpışmada diferansiyel tesir kesiti (Inokuti 1971) tarafından,

$$d\sigma_n = 2\pi z^2 e^4 (mv^2)^{-1} \theta^{-1} |\epsilon_n(K)|^2 d(\ln \theta) \quad (1.20)$$

İfadesi ile verilmektedir. Burada ze gelen parçacığın yükü, m kütlesi, v hızı olmak üzere, θ çarpışmadaki momentum transferi, n atomik kabuk ve $\epsilon_n(K)$ n atomik matris elemanıdır (Akar,2005).

1.7.3 Frenleme Işınımı (Bremsstrahlung)

Elektronlar (veya pozitronlar) tıpkı ağır yüklü parçacıklar gibi atomik elektronlarla Coulomb saçılmasıyla etkileşirler. Ancak bazı önemli farklılıklar bulunmaktadır: (1) Özellikle β bozunmalarında yayınlanan elektronlar göreceli (relativistik) hızlarla hareket ederler. (2) Elektronlar, diğer elektronlarla çarpışmalarında büyük sapmalara uğrarlar ve düzensiz yörüngeler çizerler. Böylece menzil (madde içinde gidilebilen doğrusal uzaklık) elektronların takip ettikleri yol uzunluğundan çok farklı olur. (3) Elektronun bir diğer elektronla kafa kafaya çarpışmasında ilk enerjisinin büyük bir kısmı diğer elektrona aktarılabilir (gerçekte, elektron-elektron çarpışmalarında iki parçacığın durumlarını göz önüne almamız gerekir çarpışmadan sonra, hangisi gelen elektrondur, hangisi çarpılan elektrondur bilemeyiz). (4) Elektron, hızının doğrultu ve büyüklüğünde hızlı bir değişim olabileceğinden, büyük bir ivmeye maruz kalabilir ve ivmelenen yüklü parçacık olarak elektromanyetik enerji yayınlar. Bu radyasyona *bremsstrahlung* (frenleme ışınımı) denir (Krane, 2011).



Şekil 1.14 Frenleme ışınması, burada E gelen elektronun enerjisi, W enerji kaybı (frenleme ışınmasıyla oluşan fotonun enerjisi), θ ışınma açısıdır (Salvat vd, 2011)

Atomların elektrostatik alanları hızlı elektronların (veya pozitronların) ivmelenmelerine dolayısıyla bremsstrahlung (frenleme ışınması) yapmasına neden olur (Şekil 1.14.). Her frenleme ışınması olayında enerjisi E olan bir elektron, enerjisi W olan bir foton yayınlır ($0 < W < E$). Bu olay bir atomik DTK ile ifade edilir.

$$\frac{d\sigma_{br}}{dW} = \frac{Z^2}{\beta^2} \frac{1}{W} \chi(Z, E, \kappa), \quad (1.21)$$

$$\kappa \equiv W / E, \quad (1.22)$$

$$\chi(Z, E, \kappa) = (\beta^2 / Z^2) W \frac{d\sigma_{br}}{dW} \quad (1.23)$$

Eşitlik (1.21) ve (1.22)'de ki κ indirgenmiş foton enerjisidir ve 0 ile 1 arasında değer alır. W ise yayınlanan fotonun enerjisidir.

Eşitlik (1.23)' teki χ eşellenmiş ("scaled") bremsstrahlung DTK olarak bilinir; atom numarası Z olan bir element için $\chi(Z, E, \kappa)$, E ve κ ile düzgün olarak değişir. Seltzer ve Berger tarafından bütün elementler için (Z=1-92) bu χ DTK' lerin 1 keV den 10 GeV kadar çizelgelerini oluşturmuştur (Seltzer ve Berger, 1985; 1986). Bu çizelgeler bugün en güvenilir bremsstrahlung enerji spektrumunu oluşturmaktadır.

PENELOPE veri tabanında 99 dosyada, hidrojenden-einsteinium'a kadar bremsstrahlung DTK vardır. Z atom numaralı elementin dosyasında 1 keV den 10 GeV'e kadar $\chi(Z, E_i, K_j)$ değerleri vardır.

E kinetik enerjisi ile gelen elektronun atomik elektron ve çekirdek alanındaki ile $k + dk$ enerji aralığında bir bremsstrahlung fotonu yayınlaması için bremsstrahlung diferansiyel tesir kesiti Al-Beteri ve Raeside (1989) tarafından Bethe-Heitler formülü geliştirilerek

$$d\sigma_b = 4\alpha r_0 Z(Z + \delta) \frac{d\tau}{\tau} \left[1 + (1-\tau)^2 - \frac{2}{3}(1-\tau) \right] \times \left[\Phi(\Gamma, Z) + F_1(\beta, Z) + F_2(\beta_0, Z) - \frac{1}{3} \ln(Z) \right] \quad (1.24a)$$

şeklinde verilmiştir. Burada $\tau = k / (E + mc^2) = k / E_0$, elektronun toplam enerji biriminde fotonun enerjisi, $\alpha = 1/137.04$, inceyapı sabiti, $r_0 = e^2 / mc^2 = 2.82 \times 10^{-13} \text{ cm}$ klasik elektron yarıçapıdır. Bremsstrahlung olayında yayınlanan fotonun enerji kesri τ , $\tau_{\min} = k_{\min} / E_0 = 10 \text{ keV} / E_0$ ile $\tau_{\max} = k_{\max} / E_0 = E / E_0$ arasında değerler alır. Toplam bremsstrahlung tesir kesiti σ_b de Eşitlik (1.24a)'dan

$$\sigma_b = \int_{\tau_{\min}}^{\tau_{\max}} d\sigma_b \quad (1.24b)$$

integral ile hesaplanır.

1.7.3.1 Toplam (Integrated) Tesir Kesitler

Eşitlik (1.22) küçük foton enerjilerinde ıraksar. Ancak, verilen bir kesme (cut-off) enerjisi W_{cr} den daha büyük enerjilerdeki fotonların yayınlanma tesir kesitleri belirli (“finite”) değer alır. Karşılık gelen ortalama serbest yol;

$$\lambda_{br}^{-1}(E; W_{cr}) \equiv N \int_{W_{cr}}^E \frac{d\sigma_{br}}{dW} dW = N \frac{Z^2}{\beta^2} \int_{\kappa_{cr}}^1 \frac{1}{\kappa} \chi(Z, E, \kappa) d\kappa, \quad (1.25)$$

eşitliği ile verilir. Eşitlik (1.25)' de $\kappa_{cr} = W_{cr} / E$, ve $\lambda_{br}^{-1}(E; W_{cr})$ enerjileri W_{cr} enerjisinden büyük olan ve birim yol başına yayınlanan fotonların ortalama sayısıdır.

Radyatif durdurma gücü ve radyatif enerji “struggling” parametresi sırasıyla;

$$S_{br}(E) \equiv N \int_0^E W \frac{d\sigma_{br}}{dW} dW = N \frac{Z^2}{\beta^2} E \int_0^1 \chi(Z, E, \kappa) d\kappa \quad (1.26)$$

ve

$$\Omega_{br}^2(E) \equiv N \int_0^E W^2 \frac{d\sigma_{br}}{dW} dW = N \frac{Z^2}{\beta^2} E^2 \int_0^1 \kappa \chi(Z, E, \kappa) d\kappa, \quad (1.27)$$

şeklinde tanımlanmıştır ve her ikisinin de belirli bir değeri vardır. E_i kinetik enerjisi için, eşellenmiş DTK çizelgelerinden κ ya göre doğrusal interpolasyon yapılarak bu nicelikler kolayca hesaplanabilir. PENELOPE elektronlar için radyatif durdurma gücünü giriş materyal dosyasından okur, Eşitlik (1.25)' deki DTK leri yeniden normalize eder (κ ya

bağlı bir bağımsız çarpanla çarpar) ve böylece giriş, durdurma radyatif gücünü tam veren DTK leri bulur ve kullanır.

Durdurma gücü $S(E)$, birim yolda kaybedilen ortalama enerjidir. E enerjili elektronlar (veya pozitronlar) bir ortamda ds kadar yol giderlerse $dE = -S(E)ds$ kadar enerji kaybederler.

$$S(E) = S_{in}(E) + S_{br}(E) = -\frac{dE}{ds} \quad (1.28)$$

Eşitlik (1.28)' de $S(E)$ toplam (çarpışma+radyatif) durdurma gücüdür. Enerjinin belli bir kritik değerinden büyük enerjilerde, atom numarası ile azalan, radyatif kayıplar, hakim duruma geçer. Yüksek enerjilerde radyatif durdurma gücü, yaklaşık olarak enerji ile orantılıdır.

$$S_{br}(E) \approx E / X_0 \quad (1.29)$$

Eşitlik (1.29)' daki X_0 radyasyon uzunluğu olarak bilinir. X_0 ın değeri $S_{br}(E)$ eğrilerinden (Salvat vd, 2011) belirlenir. Örneğin: alüminyum için $\rho X_0 = 25 \text{g/cm}^2$ dir.

1.7.3.2 Çıkan Fotonların Açısal Dağılımı

İzotropik ortamlar için bremsstrahlung DTK' i Φ den bağımsızdır ve,

$$\frac{d^2\sigma_{br}}{dWd(\cos\theta)} = \frac{d\sigma_{br}}{dW} p_{br}(Z, E, \kappa; \cos\theta) = \frac{Z^2}{\beta^2} \frac{1}{W} \chi(Z, E, \kappa) p_{br}(Z, E, \kappa; \cos\theta), \quad (1.30)$$

ifadesi ile verilir Burada $p_{br}(Z, E, \kappa; \cos\theta)$ $\cos\theta$ nın “şekil fonksiyonu” ihtimal dağılım fonksiyonudur (PDF), ve A, B ayarlanabilir parametreler cinsinden

$$p_{br,fit}(\cos\theta) = A \frac{3}{8} \left[1 + \left(\frac{\cos\theta - \beta'}{1 - \beta' \cos\theta} \right)^2 \right] \frac{1 - \beta'^2}{(1 - \beta' \cos\theta)^2} + (1 - A) \frac{3}{4} \left[1 - \left(\frac{\cos\theta - \beta'}{1 - \beta' \cos\theta} \right)^2 \right] \frac{1 - \beta'^2}{(1 - \beta' \cos\theta)^2}, \quad (1.31)$$

ile verilir. Eşitlik (1.31)' de $\beta' = (1+B)\beta$ kinetik enerjisi 500keV den büyük elektronlar için, şekil fonksiyonunda $A=1$ ve $\beta' = \beta$. olur A ve B parametreleri kişisel tarafından tablolar halinde verilmiştir. Bu sayede her Z, β ve κ , kombinasyonu için şekil fonksiyonlarının hızlı elde edilmesine imkan sağlanır. Fotonların indirgenmiş enerjiler ($\kappa = W/E$ Eşitlik (1.26)) için PDF, leri elde edilir. Açısal dağılımlar için PDF ler Eşitlik (1.31)' den elde edilir.

1.7.4 Pozitron Yokolma Olayı

Nelson'u (Nelson vd., 1985) izleyerek, atom numarası Z olan bir ortamdan kinetik enerjisi E olan pozitronlar geçerken, ortamdaki elektronlarla yok olma olayı oluşturup iki-foton yaymasını göz önüne alıyoruz. Hedef elektronların serbest ve durgun olduklarını varsayıyoruz, dolayısıyla elektronun bağlanma etkilerini dikkate almıyoruz, bu tek foton oluşumuna imkan veriyor (Heitler, 1954). Uçuş esnasına yok oluş olduğunda, örneğin pozitronun E kinetik enerjisi 'absorbe' edilen enerjiden daha büyük ise, iki-foton, $E + 2m_e c^2$ formülüne eklenen farklı enerjilere sahip olabilir, E_- ve E_+ gibi. Devamındaki değerlerde düşük enerjili foton "-" indisli enerji olarak notasyon edilir. Her yok oluş olayının değerleri tamamen karakteristiktir.

$$\zeta \equiv \frac{E_-}{E + 2m_e c^2} \quad (1.32)$$

Pozitronun ilk olarak z ekseninde hareket ettiğini varsayalım. Olay, enerji ve momentum korunumundan iki-fotonun θ_- ve θ_+ kutup açılarıyla saçılmasıyla devam eder. Bu açılar

$$\cos \theta_- = (\gamma^2 - 1)^{-1/2} (\gamma + 1 - 1/\zeta) \quad (1.33)$$

ve

$$\cos \theta_+ = (\gamma^2 - 1)^{-1/2} [(\gamma + 1 - 1/(1 - \zeta))] \quad (1.34)$$

bağıntıları ile tanımlanır. Azimutal açıları ϕ_- ve $\phi_+ = \phi_- + \pi$ dir. Eşitlik (1.33) ve (1.34) de $\gamma = 1 + E/(m_e c^2)$ niceliği pozitronun durgun enerjisi cinsinden toplam enerjisinin değeri, ζ nın maksimum değeri $1/2$ ve minimum değeri de $\cos \theta_- = -1$ iken bulunur ve

$$\zeta_{\min} = \frac{1}{\gamma + 1 + (\gamma^2 - 1)^{1/2}} \quad (1.35)$$

eşitliği ile verilir.

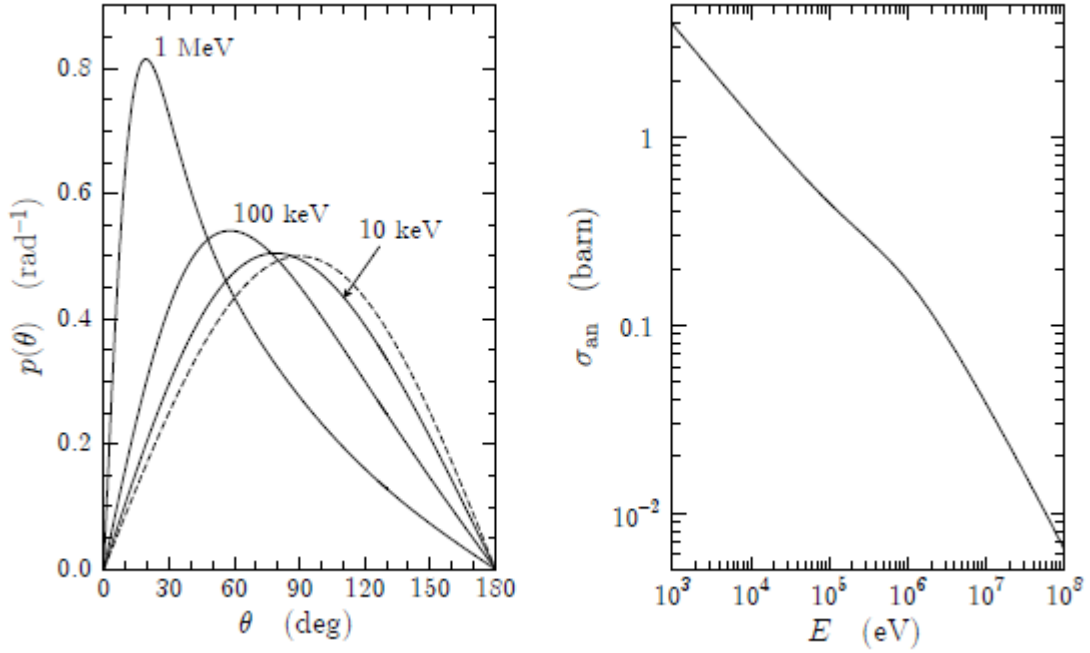
İki-foton yok oluş DTK'lerini (elektron başına)(elektron ve pozisyonun kütle merkezi(KM) sisteminde gözlemlendiği gibi) Heitler vermiştir (Heitler,1954). Nelson (Nelson 1985) de bu DTK leri laboratuvar (lab) sistemine (elektronun durgun olduğu sistem) dönüştürmüştür. Sonuçları şu şekilde yazılabilir.

$$\frac{d\sigma_{an}}{d\zeta} = \frac{\pi r_e^2}{(\gamma+1)(\gamma^2-1)} [S(\zeta) + S(1-\zeta)] \quad (1.36)$$

burada,

$$S(\zeta) = -(\gamma+1)^2 + (\gamma^2 + 4\gamma + 1) \frac{1}{\zeta} - \frac{1}{\zeta^2}. \quad (1.37)$$

Eksensel simetriye sahip durumlarda, DTK ler $(0 \ 2\pi)$ arasında düzgün dağılımlı ve azimutal açısı ϕ den bağımsızdır. Hızlı pozitronlar için, yok oluş fotonları ileri yönlere doğru yayılır. Pozitronun kinetik enerjisi düştüğünde, üretilen fotonların açisal dağılımları daha izotropik olur (Şekil 1.15).



Şekil 1.15 Soldaki: Gösterilen kinetik enerjili pozitronların yok oluşlarından oluşan fotonların açisal dağılımları. Kesikli çizgi izotropik dağılımları temsil ediyor. Sağdaki: Her hedef elektron için pozitronun kinetik enerjisinin fonksiyonu olarak yok olma tesir kesiti.

Çift foton yok olma tesir kesiti(elektron başına)

$$\sigma_{an} = \int_{\zeta_{min}}^{1/2} \frac{d\sigma_{an}}{d\zeta} d\zeta = \frac{\pi r_e^2}{(\gamma+1)(\gamma^2-1)} \quad (1.38)$$

$$\times \{ (\gamma^2 + 4\gamma + 1) \ln[\gamma + (\gamma^2 - 1)^{1/2}] - (3 + \gamma)(\gamma^2 - 1)^{1/2} \}$$

eşitliği ile ortalama serbest yok olma uzunluğu da ;

$$\lambda_{an}^{-1} = NZ\sigma_{an} \quad (1.39)$$

bağıntısı ile verilir. Eşitlik 1.39' da, NZ elektronların ortamdaki yoğunluğudur. Yok olma tesir kesiti (Şekil 1.15)' de gösterilmiştir. Tesir kesitler, kinetik enerji ile azalır, bu nedenle, yüksek enerjili pozitronlar yok olmadan önce CSDA mesafesinde yol alabilirler.

1.8 Fotonların Madde İle Etkileşimi

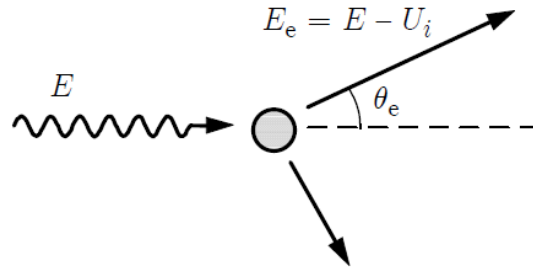
Foton bir ortamdan geçerken madde ve fotonlar arasındaki etkileşim sonucu ortama enerji transfer eder. Bu enerji transferi sonunda soğurucu ortamdan elektronlar fırlatılır. Bu yüksek hızlı elektronlar, yolları boyunca atomların iyonlaşması ve uyarılması ile enerjilerini transfer ederler.

Elektromanyetik radyasyon madde ile üç şekilde etkileşir. Fotoelektrik soğurma, Compton saçılması, Çift oluşum adını alırlar. Bunları ilk ikisinde foton, içinden geçtiği maddenin elektronları ile etkileşime girdiği halde, sonucuda fotonun absorpsiyonu olayı, içinden geçtiği maddenin güçlü atom çekirdekleri alanı içinde oluşur (Oray vd, 2003).

1.8.1 Fotoelektrik Olay

Fotoelektrik olay, düşük enerjili bir fotonun, atomik elektron ile etkileşmesi sonucunda elektronu yörüngesinden koparmasıdır. Kopan bu elektrona *fotoelektron* denir. Serbest elektronlar foton soğurmazlar ve geri tepmezler. Böyle bir işlemde enerji ve momentum korunmadığından momentum soğurmak için ağır bir atoma gerek vardır. Elektronun kinetik enerjisi, fotonun enerjisi ile elektronun bağlanma enerjisinin farkına eşittir.

$$T_e = E_\gamma - B_e \quad (1.40)$$



Şekil 1.16 Fotoelektrik olay, E gelen fotonun enerjisi, E_e fotoelektronun enerjisi, U_i elektronun bağlanma enerjisi, θ_e elektronun gelen foton doğrultusu ile yaptığı çıkış açısı (Salvat vd., 2011)

Bu olay sıkı bağılı elektronlarla (özellikle K -kabuğu elektronları) olma olasılığı oldukça yüksektir. E enerjili bir fotonun K -kabuğundaki elektronlar tarafından fotoelektrik olay tesir kesiti diğer kabuklara göre çok büyüktür (Toplam tesir kesitinin yaklaşık % 80 i). İç dönüşüm, elektron yakalanması ve fotoelektrik olay veya diğer bazı geçişlerde, olaydan sonra oluşan boşluk doldurulurken atom, uyarılmış iç yörünge enerjisini X -ışını yayınlamak yerine, düşük enerjili kabuktaki elektrona vermek suretiyle de başından atabilir.

Bu elektronlara olayın kâşifi Pierre Auger' e atfen *Auger elektronları* denir. Bu olay iç dönüşüme benzemektedir; ancak bu, iç dönüşümün aksine atomik bir olaydır. Söz gelişi K kabuğunda bir boşluk varsa, L kabuğundan K kabuğuna bir elektron geçişi, K kabuğunun, K ve L kabuklarının bağlanma enerjileri arasındaki fark kadar bir enerji ile uyarılmasını sağlar, yani $\Delta E_u = B_K - B_L$ dir.

Aktif kabuğun fotoiyonizasyon için kısmi diferansiyel tesir kesiti \widehat{k}_b nin bir fonksiyonu olarak,

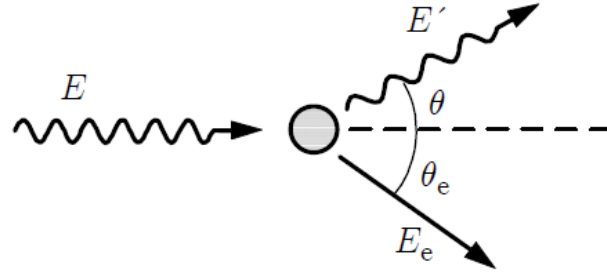
$$\frac{d\sigma_{ph,a}}{d\widehat{k}_b} = (2\pi)^2 e^2 \hbar c \frac{1}{E} k_b \frac{E_b + m_e c^2}{c^2 \hbar^2} \sum |(M_{ka})_{ba}|^2 \quad (1.41)$$

Fakat bu denklemlerle hesaplama mümkün olmadığından Monte Carlo simülasyon programının pratiğinde bu olay Sauter diferansiyel tesir kesitiyle (DTK) aşağıdaki denklem ile ifade edilmektedir.

$$\frac{d\sigma_{ph}}{d\widehat{k}_b} = \alpha^2 r_e^2 \left(\frac{Z m_e c^2}{E} \right) \frac{\beta^3}{\gamma} \frac{\sin^2 \theta_e}{(1 - \beta \cos \theta_e)^4} \left[1 + \frac{1}{2} \gamma (\gamma - 1) (\gamma - 2) (1 - \beta \cos \theta_e) \right] \quad (1.42)$$

1.8.2 Compton Saçılması

Fotonlar, zayıf bağılı atomik elektronlardan enerji kaybederek saçılabilirler. Bu saçılma Compton Saçılması (İnkohorent Saçılma) olarak bilinir ve literatürde inelastik saçılma olarak da adlandırılır. Saçılmada $E \approx 100 \text{ keV}$ enerji bölgesinde, atomik elektronların, kinetik enerjilerinin ve bağlanma enerjilerinin etkileri ihmal edilebilir. E enerjisi ile gelen foton, atomun durgun ve serbest kabul edilen m kütleli bir elektronu tarafından saçılır. Etkileme sonucunda Şekil 1.17' de görüldüğü gibi daha küçük enerjili fotonun ve foton tarafından kaybedilen enerjiyi taşıyan saçılmış bir elektronun enerjileri sırasıyla $E' (<E)$ ve E_e enerjisi ile geliş doğrultusunda θ ve θ_e açısı yaparak saçılırlar.



Şekil 1.17 Compton olayı, E gelen fotonun enerjisi, E' saçılan fotonun enerjisi, E_e geri tepen elektronun enerjisi, θ ve θ_e foton ve elektronun açılarıdır (Salvat vd, 2011)

Momentum ve enerji korunumundan,

$$\text{Momentum Korunumu: } \vec{P} = \vec{P}' + \vec{P}_e \quad (1.43)$$

$$\text{Enerjinin Korunumu : } E = E' + E_e \quad (1.44)$$

kullanılarak,

$$E' = \frac{E}{1 + k(1 - \cos \theta)} \Rightarrow k' = \frac{k}{1 + k(1 - \cos \theta)} \quad (1.45)$$

olarak elde edilir. Burada $k = \frac{E}{mc^2}$ ve $k' = \frac{E'}{mc^2}$ ' dir.

Compton saçılmasında bir θ açısında, Compton saçılma olasılığı kuantum mekaniksel hesaplamalarla bulunabilir. Fotonların serbest elektronlardan, inkoherent saçılma tesir kesiti *Klein* ve *Nishina* tarafından elde edilmiştir (Hubbel 1969).

$$\frac{d\sigma_{KN}(\theta)}{d\Omega} = \frac{re^2}{2} [1 + k(1 - \cos \theta)]^{-2} \left[1 + \cos^2(\theta) + \frac{k^2(1 - \cos(\theta))^2}{1 + k(1 - \cos(\theta))} \right] \left[\frac{cm^2 / elektron}{steradyan} \right] \quad (1.46)$$

Burada, $d\Omega = 2\pi \sin \theta d\theta$ birim katı açı, $r_e = e^2/mc^2 \approx 2.818 \text{ fm}$ klasik elektron yarıçapıdır. Diferansiyel Klein-Nishina Tesir Kesiti Denk.(1.46), tüm açılar [$\theta: 0 \rightarrow \pi$] üzerinden integrali,

$$\sigma_{KN}^e = \int_0^\pi \frac{d\sigma(\theta)}{d\Omega} 2\pi \sin \theta d\theta \quad (1.47)$$

şeklinde alındığında elektron başına Toplam Klein-Nishina tesir kesiti,

$$\sigma_{KN}^e = 2\pi r_e^2 \left\{ \frac{1+k}{k^2} \left[\frac{2(1+k)}{1+2k} - \frac{\ln(1+2k)}{2k} \right] + \frac{\ln(1+2k)}{2k} - \frac{1+3k}{(1+2k)^2} \right\} \left[\frac{cm^2}{elektron} \right] \quad (1.48)$$

şeklinde elde edilir.

1.8.3 Çift Oluşum

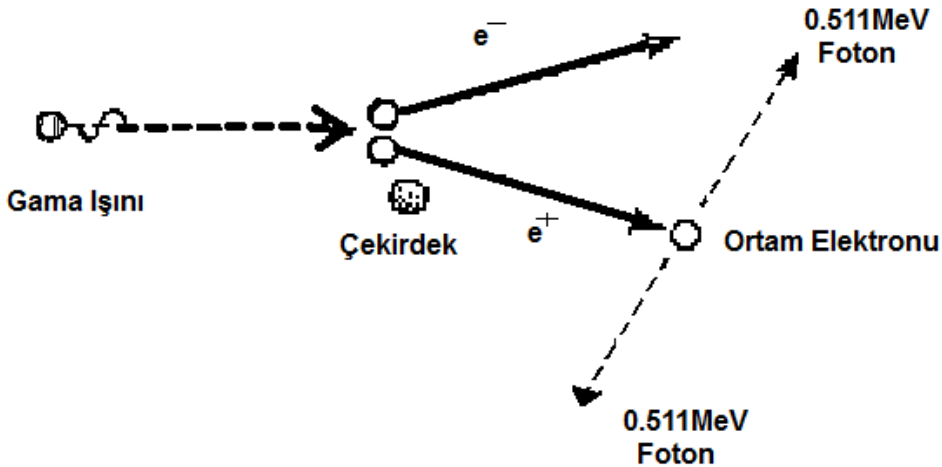
Bir çekirdeğin Coulomb alanında elektron-pozitron çifti oluşumu, yalnızca foton enerjisi belli bir eşik enerjisini aştığında mümkün olur ve olayda fotonun kendisi yok olur. Bu eşik enerjisi iki elektronun durgun kütle enerjisine ilaveten çekirdeğe transfer edilen geri tepme enerjisi ile verilir. Enerji ve momentum korunumundan bu eşik enerjisi,

$$E \geq 2m_e c^2 + 2m_e c^2 / m_N \quad (1.49)$$

olarak hesaplanabilir. Burada m_N çekirdeğin kütlesidir. $m_N \gg m_e$ olduğundan etkin eşik enerjisi yaklaşık olarak;

$$E \geq 2m_e c^2 \quad (1.50)$$

dir. Fotoelektrik soğurmada olduğu gibi bu işlemde de momentum korunumu için ağır bir atomun varlığı gereklidir, fakat atoma verilen geri tepme enerjisi Denk.(1.49) daki diğer terimle karşılaştırıldığında ihmal edilebilir düzeyde olduğu görülmektedir. Çift oluşumu sadece yüksek enerjili fotonlar için önem kazanmaktadır. Özellikle 5 MeV in üstündeki enerjiler için baskın hale gelmektedir.



Şekil 1.18 Çift oluşumu olayı

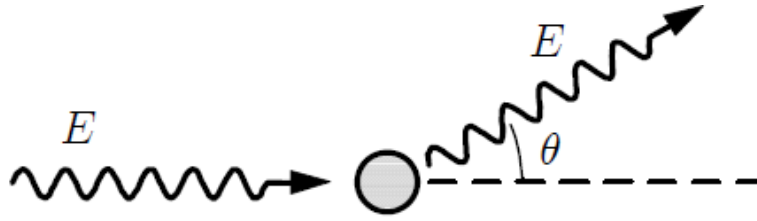
Bununla birlikte eğer elektron-pozitron çifti oluşumu elektronun Coulomb alanında oluyorsa eşik enerjisi,

$$E \geq 4m_e c^2 \quad (1.51)$$

olur. Bir çekirdeğin Coulomb alanında elektron-pozitron çifti oluşumu, elektronun Coulomb alanında elektron-pozitron çift oluşumuna göre daha baskındır, bundan dolayı elektron alanında elektron-pozitron çifti oluşumu ihmal edilmiştir.

1.8.4 Rayleigh Saçılması (Koherent Saçılma)

Fotonlar, sıkı bağlı atomik elektronlardan enerji kaybetmeden (atomu uyarmadan veya iyonlaştırmadan) saçılabilirler. Bu saçılma, Rayleigh Saçılması (Koherent Saçılma) olarak bilinir ve literatürde elastik saçılma olarak da adlandırılır.



Şekil 1.19 Rayleigh saçılma (Salvat vd., 2011)

Bu olay çoğunlukla düşük enerjilerde ve yüksek Z li ortamlarda meydana gelir. Rayleigh diferansiyel saçılma tesir kesiti;

$$\frac{d\sigma_R(\theta)}{d\Omega} = \frac{r_e^2}{2} [1 + \cos^2(\theta)] [F(q, Z)]^2 \left[\frac{cm^2 / atom}{steradyan} \right] \quad (1.52)$$

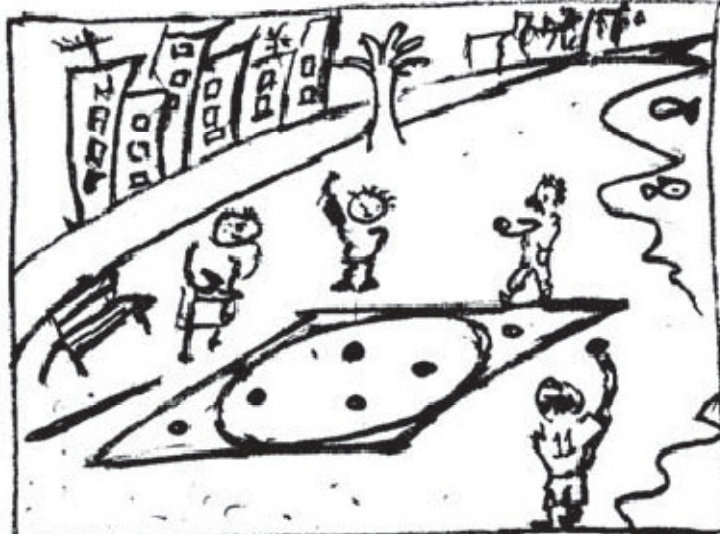
ile verilir (Hubell 1969). Burada $F(q, Z)$ atomik form faktörüdür.

1.9 Monte Carlo (MC) Metodu

Monte Carlo metodu Monaco' da çocukların plajda günboyu oynadıkları $\pi/4$ oyununa dayanır (Şekil 1.20). Oyun plajda büyük bir kare ve içine kenarları kareye teğet olan bir daire çizmeye ve gözü kapalı olarak bilyelerin çocuklar tarafından bu alanlara doğru atılması sonuçta daire içerisine düşenlerin sayısının kare içerisine düşenlerin

$$\text{sayısına oranının} \left(\text{oran} = \frac{\text{dairenin alanı}}{\text{karenin alanı}} = \frac{\pi r^2 / 4}{r^2} = \frac{\pi}{4} \right)$$

rastgele atışlarla (simülasyonla) bulunmasıdır.



Şekil 1.20 Monte Carlo Oyunu ($\pi/4$)

Monte Carlo metodu, (yukarıdaki oyunda olduğu gibi, olasılıksal (stokastik) olayların modellenmesinde kullanılan metot) ilk olarak fizikçiler tarafından nükleer fizik testlerinde kullanılmak üzere keşfedilmiş olup, daha sonra birçok alana yayılmıştır. Metot analitik veya deneysel olarak türetilmesi çok zor, riskli, pahalı veya imkânsız olan bazı dağılımların elde edilmesinde kullanılır (Krauth 1998).

Monte Carlo tekniği, özel bir denemede ya da bir simülasyon çalışmasında bir ya da daha çok olasılık dağılımından rasgele sayılar seçme tekniğidir. Yöntem daha sonra çoklu integral değerlendirme problemleri gibi oldukça karmaşık olmayan problemlerin çözümüne kolaylıkla adapte edilmiştir. Yöntemin varyans azaltma teknikleriyle (VRT) kullanılması ile uygun bilgisayar zamanında düşük istatistiksel belirsizlikler elde edilmesini sağlamıştır. Yöntemin bugünkü kullanımı, *genellikle olasılık dağılımlarından rasgele değerlerin seçimi* şeklindedir.

MC modelinin radyasyon terapiye uygulanması gelişen, ilgi çekici ve keşfedilecek çok yönleri olan bir konudur. MC radyasyon transportunda (taşınmada) kullanılması yutulan doz dağılımlarını kestirmek için etkin bir yoldur (Andreo 1991, Deng vd., 2000, Ma 2002, Sempau vd., 2011). Doz dağılımının hesabının hassas olması radyoterapi ve tıbbi nükleer görüntüleme, radyonüklit terapisi ve radyo koruma gibi diğer olaylar içinde çok gereklidir.

Radyoterapi uygulamalarında model, radyasyon parçacıklarının (fotonlar ve elektronlar) tanımlanan bir geometri de taşınmıdır ve olaylarda parçacıkların madde ile etkileşmeleridir. Maddedeki muhtemel etkileşmelerinin ihtimalleri iyi bilinen niceliklerdir

ve bu ihtimaller parçacık enerjisi ve parçacıkların geçtikleri materyalin özelliklerine bağlıdır.

1.10 PENELOPE MC Simülasyon Hesapları

Son yıllarda, radyasyonun madde ile etkileşmesinin rastgele olma doğası (tabiatı) nedeni ile foton ve elektron duşlarının madde içindeki evölüsyonu Monte Carlo simülasyonu ile ifade edilebilecek bir süreçtir. Her etkileşme mekanizması kendisine karşılık gelen bir diferansiyel tesir kesiti (DTK) ile karakterize edilir. Bu diferansiyel tesir kesitleri söz konusu etkileşmeye özgü değişik niceliklerin (gelen parçacığın enerji transferi ve açısal sapması, üretilen ikincil parçacıkların enerji ve doğrultusu... vb) olasılık dağılımını (olasılığını) belirler. Farklı etkileşim süreçleri için diferansiyel tesir kesitleri belirlendiğinde Monte Carlo simülasyonu rutin sayısal rastgele örnekleme ve parçacık takibine indirger. Ancak, yaklaşık teorik hesaplardan ve deneysel bilgilerden elde edilen en güvenilir diferansiyel tesir kesitleri bazı iç belirsizliklerden etkilenir.

Bu strateji geçmişteki etkileşimlerin sayısının küçük veya orta boyutta olduğu bütün radyasyonlara uygulanabilir. Fotonların izlenmesinde, fotoelektrik olay sonucu veya çift oluşumu etkileşiminde veya birkaç compton etkileşimi sonucunda biter. Günümüzdeki bilgisayar imkânlarıyla fotonların detaylı taşınım simülasyonu basit bir işlemdir.

Elektronların ve pozitronların taşınım simülasyonu fotonlara göre daha zordur. Bunun ana nedeni elektronların bir etkileşmedeki ortalama enerji kaybının çok düşük (birkaç 10 eV) olmasıdır. Dolayısıyla yüksek enerjili elektronlarda elektron enerjisinin termal enerjilere düşmesi için çok sayıda çarpışma olması gerekir. Yüksek enerjili elektronlar ve pozitronlar için Monte Carlo kodlarının çoğu çoklu saçılma teorilerini kullanır. Bu teoriler bir elektron, bir pozitron izinin verilen bir uzunluktaki kısmında meydana gelen çok sayıdaki olayın global etkisinin simülasyonuna imkan verir. Not edilmelidir ki, yoğunlaştırılmış simülasyonlarda kullanılan çoklu saçılma teorileri sadece yaklaşımdır (Berger ve Wang 1988, Kahrakowand Bielajev 1998) ve sonuçlarda sistematik bozulmalara, tahribatlara götürebilir.

Penelopenin simülasyonunu yaptığı enerji 1keV-1GeV kadardır. Bu enerji aralığındaki simülasyonlar dozimetri, radyasyondan korunmada medikal diagnostik ve radyoterapide, elektron mikroskopisinde, dedektör tasarımı ve başka alanlarda uygulamalar bulmaktadır.

Monte Carlo simülasyonlarının ana avantajları sofistike etkileşim modellerini bir araya getirmesi ve çoğunluk rastgele geometrilerinin farklı geometrilere uygulanabilmesidir. Simülasyonda her materyal ortamını tanımlayan kompozisyon ve yoğunlukta homojen, izotropik ve amorf olduğu varsayılır. Ortamdaki atomlar ve moleküller düzgün yoğunlukta ancak rastgele dağıldığı varsayılır. Moleküller ilişkisiz pozisyonlardaki bireysel atom kümeleri olarak dikkate alınmaktadır. Enerjik fotonlar veya elektronlar böyle bir rastgele saçılma ortamıyla etkileşmekte ve etkileşmenin fiziği atomların diferansiyel tesir kesitlerinde (DTK) içerilmektedir.

Bir Monte Carlo simülasyon ve taşınım teorisinde temel varsayım demetleri parçacıkların birbirleriyle etkileşmemesidir. Yani aralarındaki kuvvetin ihmal edilebilir olmasıdır. Dolayısıyla Monte Carlo simülasyonunda taşınan (birincil veya ikincil parçacıklar) ardışık etkileşme yolları arasında doğrusal yol takip eder.

PENELOPE kodu son yıllarda geliştirilen PENELOPE Monte Carlo kodu deneylerle çok iyi uyum sonuçlar veren bir koddur. PENELOPE simülasyon programı FORTRAN dilinde yazılmış ana ve alt programlardan oluşmaktadır. Program fotonların (ve elektronların) ve pozitronların bir numuneden geçmesi durumundaki enerji kaybını simüle etmektedir. Benzetimde (simülasyonda) etkileşmelerin rastgele örneklenmesi ve fotonların, elektronların ve pozitronların numune içindeki izlerinin takibi ana işlemdir. Burada kullanılan etkileşme modeli birinci prensip hesaplarından çıkan sonuçları yarı deneysel modellerle ve veri tabanındaki değerlendirilmiş verilerle birleştirmektedir.

1996 da çıkan ilk versiyonundan bugüne kadar PENELOPE sürekli güncellenmiştir. Bu güncelleştirmelerde artan bilgisayar gücünün avantajını da kullanarak en son ve en güvenilir etkileşme modellerini içeren ve de kullanan duruma getirilmiştir. En son versiyonu 2011' de çıkmış ve OECD Nuclear Energy Data Bank (<http://www.nea.fr/list/penelope.html>) adresinden edinilebilir. (Bizde çalışmada kullandığımız kodu aynı adresten temin ettik)

Kod sisteminin 2005 de ve daha sonra çıkan 2008 ve 2011 versiyonları fizik modellerinde ve geometri altprogramlarında dikkate değer önemli gelişmeler içermektedir. Çalışmamızda sunduğumuz sonuçlar 2005 ve daha sonraki versiyonlar kullanılarak simüle edilmiştir.

Elektron ve pozitronların takip ettikleri yollar ayrıntılı simülasyon şeması ile üretilmektedir. Başka bir deyişle bir elektronun geçmişindeki bütün etkileşmeler kronolojik bir düzenle simüle edilir. Ancak PENELOPE aynı zamanda elektron izlerinin karışık

algoritmaya da üretilmesine imkân verir (Ma ve Jiang, 1999). Program, saçılma açıları ve enerji kaybı için uygun kesme değerlerini belirler. Seçilen kesme değerlerinden büyük saçılma açısı veya enerji kaybı değerlerinde ki etkileşmeleri (sert etkileşme) detaylı olarak simüle eder. Bütün diğer etkileşmeleri (yumuşak etkileşmeler) ise çoklu saçılma (multiple-scattering) tekniği kullanarak simüle eder. İkincil elektronlar ve fotonlar doğrudan sert etkileşmelerde (inelastik çarpışmalar, Bremsstrahlung emisyonu, pozitron yok olması) veya iç iyonizasyonu takiben atomların durulması sonucu oluşurlar.

1.10.1 MC Simülasyon Ana Programı PENSLAB

PENELOPE' nin bir alt programı olan PENSLAB alt programı ile çok dikkatli ve doğru seçilen etkileşim modelleri MC simülasyonları fiziksel süreçlerin çok gerçekçi bir tasvirini (tanımlamasını) yapmaktadır. Mevcut çok değişik MC programları kullanılan fiziğin kalitesi, parçacık veya foton yollarının izlenme metotları ve örnekleme algoritmalarındaki farklılıklar nedeniyle birbirinden farklıdırlar. Hiçbir şekilde eşdeğer değildirlir. Simüle edilen spektrum esas olarak foton taşınım modeli (saçılma ve yavaşlatma) ve foton çarpmasındaki iç tabaka iyonizasyon tesir kesitleri ve foton azaltma (attenuation) katsayıları da önemlidir. Aynı zamanda PENELOPE kod sisteminin foton ve elektron taşınımı simülasyonu bu olayı çok iyi ele almaktadır.

1.10.2 Geometri Paketi PENGEO

MC simülasyonunun pratik faydası onun karmaşık geometrideki yapıları ele alabilme kabiliyeti bulunmaktadır. PENELOPE programı bu işlemi PENGEO altprogram paketi ile gerçekleştirmektedir.

PENGEO programı bir kuadratik yüzey uzayı iki bağımsız bölgeye böler. $F(r)<0$ ve $F(r)>0$. $F(r)>0$ bölgesi için taraf göstergesi 1' dir. Bir cismin sınırlandırıcı yüzeyleri ve karşılık gelen yüzey göstericiler ile tanımlanır. Önceden tanımlanan yüzeyler yeni yüzeyler tanımlamak için kullanılabilir. Geometri işlemlerini hızlandırmak için materyal sistemlerinin oluşturduğu cisimler modüller halinde yapılabilir. (Bağılı hacimler bir veya daha fazla hacim içeren kuadratik yüzeylerle sınırlandırılır). Bu modüller daha büyük modüllerin parçaları olabilir. Bu modüller yapı geometri altprogramlarının işlemlerinde dikkate değer azaltma sağlar.

1.11 PENELOPE Monte Carlo Kodu

Program sisteminin ana kısmı penelope alt programı paketidir. Bu program değişik, sonsuz ortamlar için kompozisyondaki elektron-foton oluşlarını “analog” simülasyonunu gerçekleştirir. Foton geçmişleri “detailed simulation” (ayrıntılı simülasyon metodu) kullanılarak üretilir. Başka bir deyişle bütün etkileşme olayları kronojik takiple simüle edilir. Hızlandırıcıdan çıkan ve etkileşimle oluşan elektron ve pozitron izleri karışık prosedür kullanılarak sağlanır. Başlangıç enerjisi absorblama enerjisinden büyük olan, salınan ikincil parçacıklar, depolanır ve birincil parçacıkların izlerini simülasyonu tamamlandıktan sonra, ikincil parçacıklar simüle edilirler. İkincil parçacıklar ve ışınlar (sert çarpışma, sert bremsstrahlung ışınması, pozitron yok olması, fotoelektrik yutma, compton saçılması ve çift üretimi) etkileşmelerde ve floresans ışınlarında (karakteristik x ışınları ve auger elektronları oluşur). PENELOPE, iç tabakalarda (foto elektrik yutma ve compton saçılması ile elektron pozitron çarpması) oluşan boşluklardan olan floresans ışınmayı da simüle eder.

PENELOPE paketi kendi başına çalışmaz. Kullanıcının kendi problemine göre sürücü bir ana program oluşturması gerekir. PENELOPE, kullanıcının, saçılma transport teorisi ve bu teorilerin hakkında bilgisayar programında kodlanması çok bilgisi olmasını gerektirmeden kendi simülasyon programını oluşturmasına imkan verir. Sadece programının genel yapısının bilinmesi, hesapta gerekli alt programların veri ve giriş(.IN) dosyalarının doğru verilmesi yeterlidir. Bizim bu tezde yaptığımızda budur. Bu nedenle biz elektron ve foton taşınımının MC simülasyonu PENELOPE kod sisteminin “doc” klasöründeki giriş dosyasından yararlandık. PENELOPE etkileşimi için kullanılan her materyal hakkındaki gerekli fiziksel bilgiyi (bu bilgiler içinde fiziksel özellikler, etkileşim tesir kesiti, geçiş verileri v.b vardır.) bir materyal giriş dosyasından alır. Materyal veri dosyası (.mat), material.f programının çalıştırılması sonucu elde edilir. Bu program verilerini veri tabanındaki atomik etkileşim veri dosyasından alır. 280 materyal için hazır veriler **pdcompas.08** dosyasından doğrudan alınabilir. İstenirse; kimyasal kompozisyon, kütle yoğunluğu, ortalama ayırma enerjisi ve plasmon uyarılmaları için enerji ve osilatör şiddeti verilerek yeni materyaller için veri dosyası hazırlanabilir. PENELOPE, veri tabanında 995ASCII dosyasında gerekli veriler mevcuttur. Biz çalışmamızda gerekli olan H₂O.mat dosyasını oluştururken pdcompos.p08 dosyası içindeki su(sıvı) için önceden hazırlanmış 278 numunedan materyal bilgilerini kullandık. Kuru hava bilgileri 104 noludur.

Fotonların su ile etkileşimini incelemek için bu çalışmada PENELOPE bilgisayar kodunu kullandık. Aşağıda PENELOPE programının gerçekleştirdiği etkileşim modelleri, akış şeması, kurulumu, çalıştırılması ve grafikendirilmesi üzerinde durulmuştur.

1.12 PENELOPE' nin Gerçekleştirdiği Foton- Madde Etkileşim Modelleri

PENELOPE foton etkileşimlerini ayrıntılı konvansiyonel prosedürler, yani etkileşimi birer birer ele alarak oluşturur. Programda kullanılan foton etkileşim modelleri aşağıdaki gibidir.

1.12.1 Rayleigh Saçılması

DTK' ları Born yaklaşımından yani klasik Thomson DTK ile atomik form çarpımından elde edilir. Atomik form çarpanla Hartree-Fock sayısal form çarpanlarından elde edilen analitik ifadelerle sağlanmaktadır.

1.12.2 Compton Saçılması

DTK rölativistik itme yaklaşımından (RIA) elde edilir. Bu yaklaşım Klein-Nishina DTK larını değişik elektron tabakalarının Compton profillerine yapılan analitik yaklaşım birleştirir. Compton etkileşmelerinin birincil etkisi ikincil elektronların üretilmesidir. Bir elektron bir iç tabakadan koparıldığında karakteristik x-ışını ve/veya Auger elektronları takip eder.

1.12.3 Fotoelektrik Yutma

Toplam atomik fotoelektrik tesir kesitler ve K, L ve M tabakalarının kısmi tesir kesitleri Lawrence Livermore National Laboratory (LLNL) EPDL (Evaluated Photon Data Library) değerlerinden elde edilmiştir. Kısmi tesir kesitler aktif elektron tabakasını örneklemek için kullanılmıştır. İç tabakadaki fotoelektrik yutmadan sonra program iyonize olan atomların floresans radyasyonlarında simüle eder.

1.12.4 Elektron-Pozitron Çift Üretimi

Sayısal tesir kesiti değerleri EPDL deki tablolardan elde edilmiştir. Birincil parçacıklar, başlangıç enerjisinden kullanıcı tarafından tanımlanan yutma enerjilerine kadar simüle edilir. İkincil parçacıklar, her birincil izin (track) tamamlanması sonrası simüle edilir. PENELOPE karakteristik x-ışınlarını ve Auger elektronlarının salınımlarını da simüle eder. Atomun durulmasını boşlukların N ve daha dış tabakalara kaymasına kadar takip eder. Kullanılan geçiş

ihtimalleri LLNL' nin değerlendirilmiş atomik veri kütüphanesinden (EADL) çıkarılmıştır. X-ışını spektrumunun doğrudan simülasyonu çok yavaştır ve bu etkiler çok küçük ihtimallerle olur. Bunun için pratik çözüm varyans indirgeme tekniğini (Variance Reduction Technique) uygulamaktadır. Bu teknik “etkileşim zorlaması” veya “ağırlıklar metodu” olarak bilinir. Bu teknikte etkileşim ihtimalleri yapay olarak artırılır ve aynı zamanda salınan fotonlara bütün simülasyonun belirsizliğini korumak için birden küçük bir istatistiksel ağırlık verilir. Etkileşimin zorlama parametrelerinin adil bir şekilde eklenmesi sayesinde bu teknik simülasyon zamanını önemli miktarda kısaltır.

1.13 PENELOPE' nin Gerçekleştirdiği Elektron Etkileşim Modelleri

Hızlı elektronlar ve pozitronlar bir materyal ortamına girdiklerinde çoklu etkileşimler yapar ve bu etkileşimler de enerji kaybederler. Hareket doğrultuları, yönleri değişir ve ikincil parçacıklar (ikincil elektronlar, bremsstrahlung fotonları ve karakteristik X ışınları gibi) üretilebilir.

Programda kullanılan elektron etkileşim modelleri aşağıdaki gibidir.

1.13.1 Elastik saçılma

Sayısal DTK'ler, serbest elektronların, atomik elektron yoğunluk-larından (Wang vd., 1998) elde edilen elektrostatik potansiyel için yapılan Dirac kısmi dalga analizinden elde edilmiştir. Bu tesir kesitlerinin hesabında ELSEPA (Neuenschwander vd., 1995) programı kullanılmıştır.

1.13.2 Elektronların ve pozitronların inelastik saçılması

Born DTK'leri yoğunluk etkisi düzeltmesini de içeren Sternheimer-Liljequist geliştirilmiş osilatör güç (GOS) modelinden elde edilmiştir. Bu DTK'ler atomik elektron tabakalarının iyonizasyon enerjileri ve ortalama uyarma enerjilerinden hesaplanmıştır (Sempau vd., 2000).

1.13.3 Bremsstrahlung ışıması

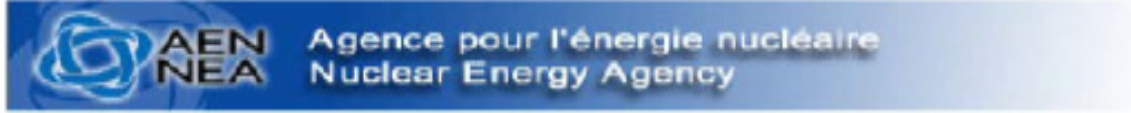
Salınan fotonların enerjisi, Seltzer ve Berger'in tesir kesiti çizelgelerinden türetilen sayısal enerji kaybı spektrumlarından örneklenmiştir (Ma vd., 2000). Salınan fotonların açısal dağılımı iki dipol karışımı içeren bir analitik bağıntıdan elde edilmiştir (Kawrakow vd.,2000).

1.13.4 Elektron ve pozitron çarpışma iyonizasyonu

PENELOPE atomun K, L ve M tabakası elektronlarının ve pozitron çarpması sonucu iyonizasyonunu simüle eder. İç tabaka iyonizasyonlarının durdurma ve saçılma etkileri, aynı zamanda kafa kafaya çarpışma ile elektronların salınması inelastik saçılma modeli ile karşılanmıştır. Ancak, programlamayı basitleştirme amacı ile gelen parçacığın hedef atomu iyonlaştırdığı fakat kendi hareket durumunu değiştirmedığı iç tabaka iyonizasyonu ayrı bir olay olarak ele alınmıştır. Bu varsayılan durumda PENELOPE, optiksel modellerinden (Rogers vd., 1995) elde edilen sayısal toplam tesir kesitleri kullanır. Bu tesir kesitler PWBA (düzlem dalga Born yaklaşımı)'na dayanır. Dolayısıyla, iyonizasyon eşik değerlerinin çok yukarısındaki gelen parçacık enerjilerinde güvenilirdir. Bunun yerine daha hassas olan DWBA (tedirgin edilmiş dalga Born yaklaşımı) sonuçları kullanılabilir. Bu yaklaşım, gelen parçacık dalga fonksiyonunu, hedef atomun elektro statik alanının oluşturduğu tedirginliği ve değiş tokuş kuvvetlerini tutarlı bir şekilde karşılar. DWBA tesir kesitleri, gelen elektron enerjilerinin iyonizasyon eşik değerinden 1 MeV enerjiye kadar olan bölgede deneysel değerlerle mükemmel uyum içindedir.

2 YAPILAN ÇALIŞMALAR

2.1 PENELOPE Programı

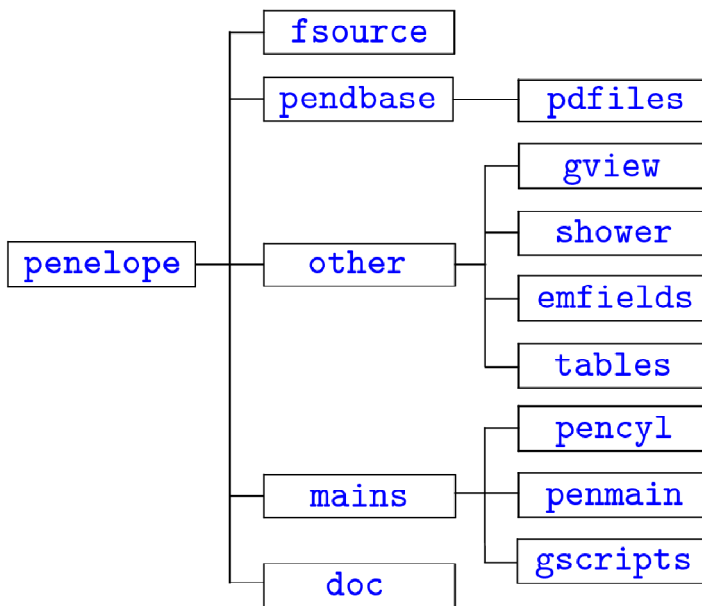


Restrictions on the use of programs and data
distributed by the NEA Data Bank

PENELOPE paket programının 2011 versiyonu Nükleer Enerji Ajansı (NEA)' dan sağlandı.

2.1.1 PENELOPE Monte Carlo Hesap Programı Kod Sistemi

Nükleer Enerji Ajansı (NEA)' dan sağlanan PENELOPE paket programının 2011 Versiyonu açıldığında içinden program kullanımı ile ilgili şartlar, 'N1525018.exe' adlı kur programı ve kurulum bilgilerini içeren '**Penelope2011.inf**' dosyası çıktı. Masaüstüne, Şekil 2.1' deki klasör yapısında PENELOPE programını kurduk. Ancak bizim kullandığımız ana programlardan en önemlisi olan **penslab** programı 2011 versiyonu içinde bulunmadığından bu programı Penelope 2005 versiyonundan klasörümüze ekleyerek fotonların sudaki taşınımını simüle edeceğimiz Penelope Monte Carlo simülasyon programının kurulumu tamamladık.



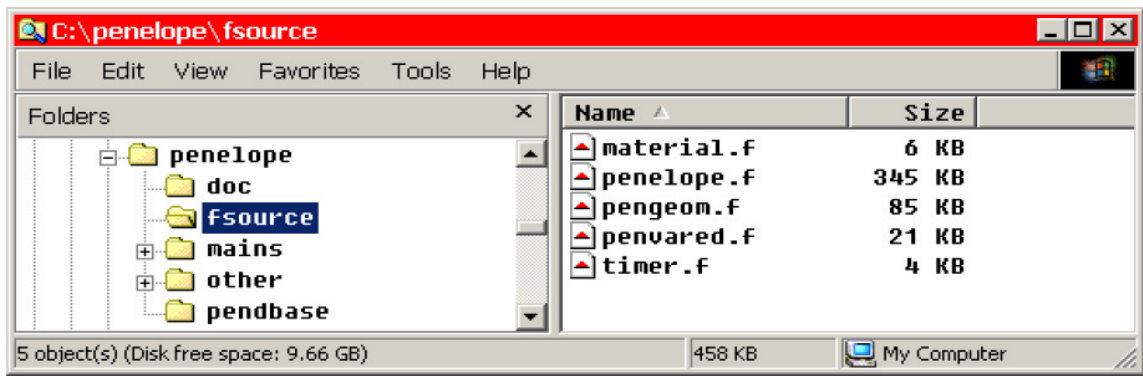
Şekil 2.1 PENELOPE klasörünün gösterim şeması

\doc\ : Kod sisteminin dökümanı, bu doküman aşağıdaki dosyaları içerir.

tutorial.pdf ...bu dosya PENELOPE sistemini kurma ve çalıştırmayla ilgili alıştırma (pdf) dosyasıdır.

Manual.pdf, manual.txt PENELOPE sisteminin anlatımı ve kullanımını sağlar. Bu dokümanların birinin PENELOPE nin kullanımının başlangıç aşamalarında ve kullanımı sırasında elde olması gereken dokümandır.

Penelope_ NEA.pdf...Tarafından derlenen penelope programıdır.Şekil 2.2' de Penelope programının kaynak klasör görüntüsü gösterilmektedir.



Şekil 2.2 PENELOPE programının kaynak klasörü

\fsource\ : PENELOPE kod sistemine ait FORTRAN 77 kaynak dosyaları.

penelope.f...Elektron (foton) taşınımı fiziği simülasyon alt programları.

pengeom.f...Kuadratik geometri paketi.

penvared.f...Varyans indirgeme alt programları

material.f...Tesir kesiti ana dosyalarını yaratmak için kullanılan ana program.

timer.f... Taşınabilen, zamanlama alt programı.

\pendbase\ Materyal tesir kesiti veri (data) dosyalarını oluşturmak için gerekli dosyaları içerir (shower.exe ve material.exe birlikte çalışır.)

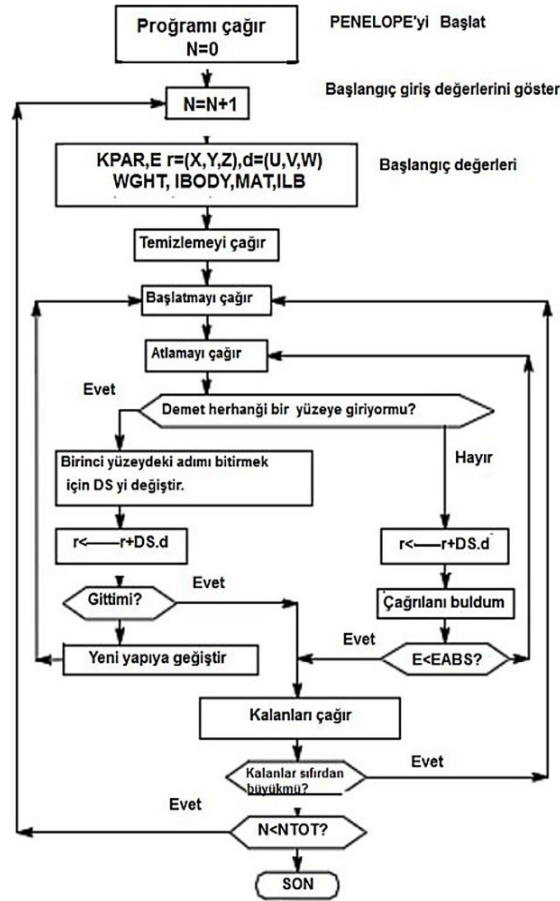
\mains\ Materyal ve geometri data dosyalarıyla beraber üç ana program örneği içerir (**penslab**, **penclly** ve **penmain**). GNU PLOT, simülasyon sonuçlarına göre ana programdan gelen simülasyon sonuçlarının görsel çıktılarını verir (Philipp K. Janert, 2010).

\other\ Geometri görseli için ek yazılım (\gview\), bilgisayar ekranı üzerinde parçacık izlerini görmek için (\shower\), tesir kesiti etkileşimini üretmek ve

göstermek için (**tables**), statik elektromagnetik alanlarda radyasyon taşınımını simüle etmek için (**emfields**).

2.1.2 Programın Kurulması ve Çalıştırılması

TAEK /Türkiye Atom Enerjisi Kurumu)' den kod programı istendi. Program geldiği şekliyle çalışmadığı için penslab.f ve timer.f dosyalarında değişiklikler yaparak ve bu fortran dosyalarına penslab1.f ve timer1.f isimlerini verdik ve programı çalışır duruma getirdik. Programın akış şeması Şekil 2.3' te basitçe gösterilmiştir



Şekil 2.3 PENELOPE programının akış şeması

2.1.3 H₂O Material Dosyasının Oluşturulması:

1. İlk olarak çalışmamız için bir dizin oluşturup ona ÇALIŞMA ismi verildi.
2. fsource dizinindeki f uzantılı fortran programları (material.f, penelope.f, penslab.f, timer.f) buraya kopyalandı.

3. material.f programı çalıştırıldı (Build-->compile material.f, Build--> execute) ve material.exe oluştu.
4. Material.exe pendbase dizinine kopyalandı.
5. Bu exe dosyası çalıştırıldığında ekrana klavyeden mi yoksa dosyadan mı bilgi girileceği soruldu.
6. Dosyadan bilgi girilmesini tercih ederek (material cross-section data files 1 kullanarak) materyal veri dosyaları oluşturuldu.
7. Su için 278 girilerek H₂O.mat dosyası oluşturuldu.

2.1.4 tables.f Programının Çalıştırılması ve Dosyaların Elde Edilmesi

- a. ÇALIŞMA dizinine, ana dizindeki “other” dizininden “tables” dizini kopyalandı. Bu dizinde “tables.gnu” ve “tables.f” dosyaları bulunmaktadır. Bu dizine penelope'nin fsource dizininden de “penelope.f” yi kopyalamak gerekmektedir. “penelope.f” “tables.f” ile birlikte çalıştırılmalıdır. “tables.f” yi çalıştırıp “tables.exe” oluşturuldu. Önceki adımda su için elde edilen “H₂O.mat” dosyası, bu “tables.exe” dosyasının bulunduğu dizine kopyalandı. “tables.exe” çalıştırıldığında, klavyeden material data dosyası adının girilmesi gerekmekte bu yüzden “H₂O.mat” dosya ismini girdik ve sonuçta, uzantıları “.tab” olan aşağıdaki sonuç dosyaları elde edildi.

Elektron ortalama serbest yolu (mfp.tab)

Elektron ortalama serbest Yolu ve Menzili

Elektron durdurma gücü (stp.tab)

Elektron etkileşim tesir kesitleri (xs.tab)

Foton kütle soğurma katsayıları (mac.tab)

Foton ortalama serbest yolu (mfp.tab)

Foton etkileşme tesir kesitleri (xs.tab)

Pozitron ortalama serbest yolu ve menzili

Pozitron ortalama serbest yolu (mfp.tab)

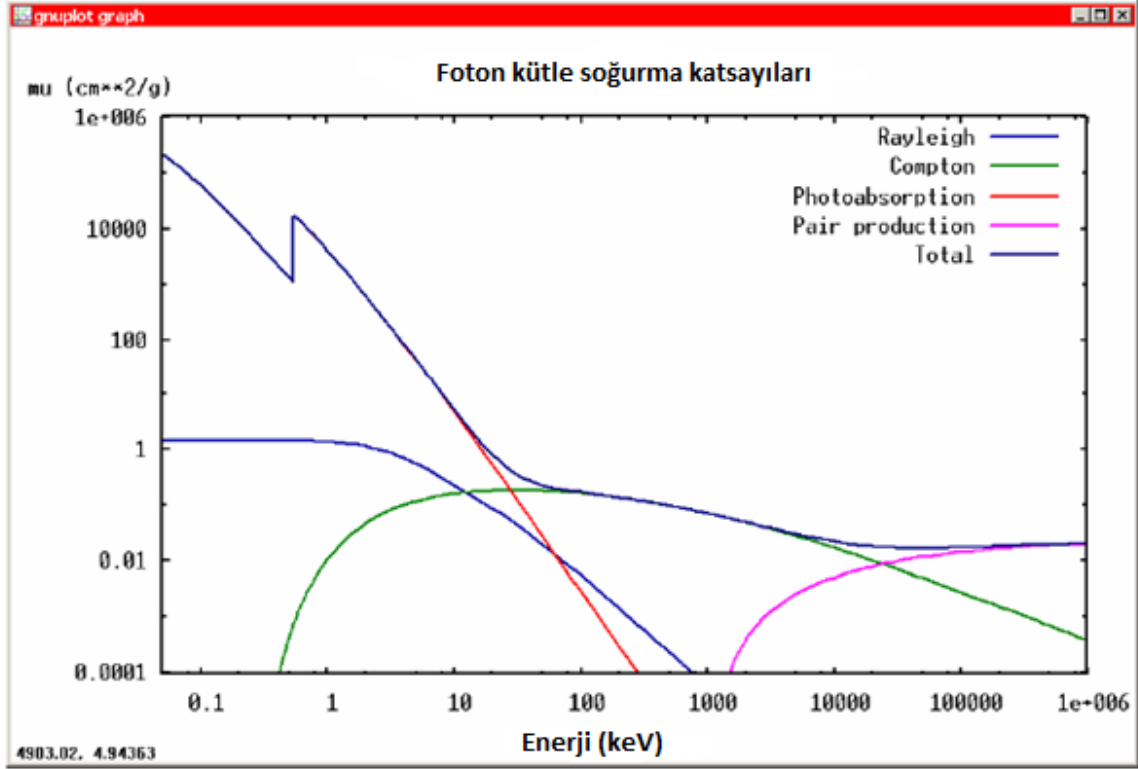
Pozitron durdurma gücü (stp.tab)

Pozitron etkileşim tesir kesitleri (xs.tab)

- b. **tables.dat** dosyası materyal tesir kesitini oluşturmakla birlikte ortalama serbest yol ve durdurma gücünü içermektedir.

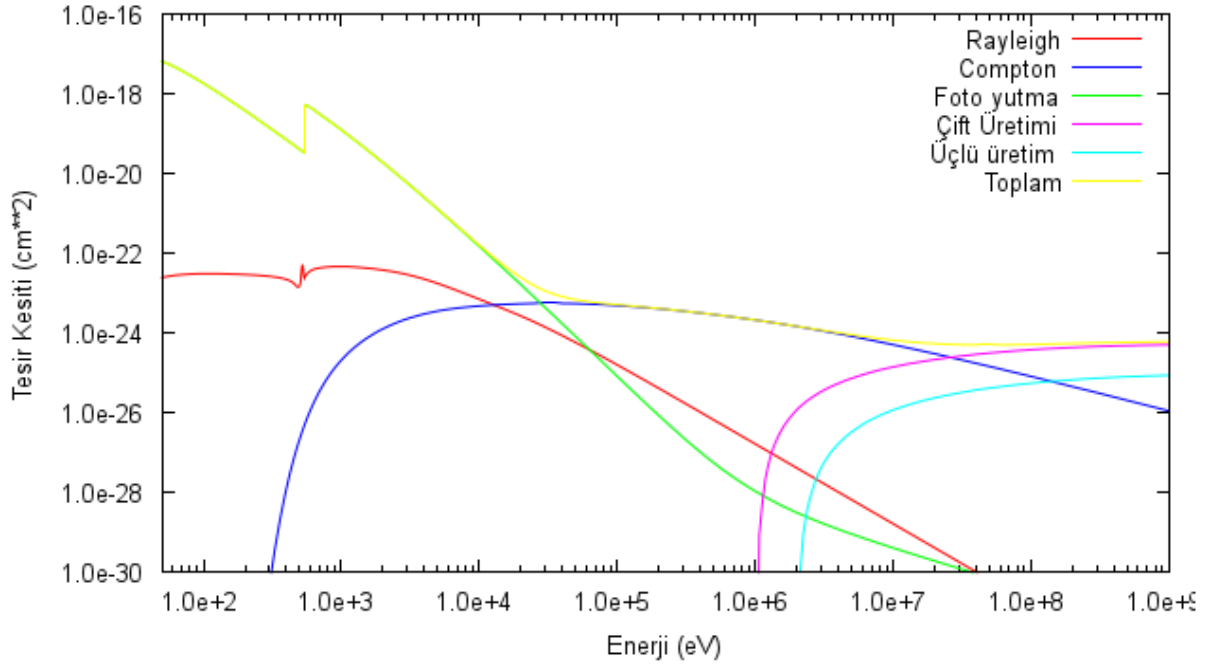
c. **tables** programı aynı zamanda ayrı ASCII dosyaları olarak (“**.tab**” uzantısına sahip) enerjiye bağı niceliklerin Çizelgelerini elde eder. Bu fonksiyonlar GNUPLOT ile aşağıdaki şekilde görüntülendi.

Örneğin su için foton kütle soğurma katsayısı, GNUPLOT tarafında çizilmiş örnek dosya Şekil 2.4’ de gösterilmektedir.

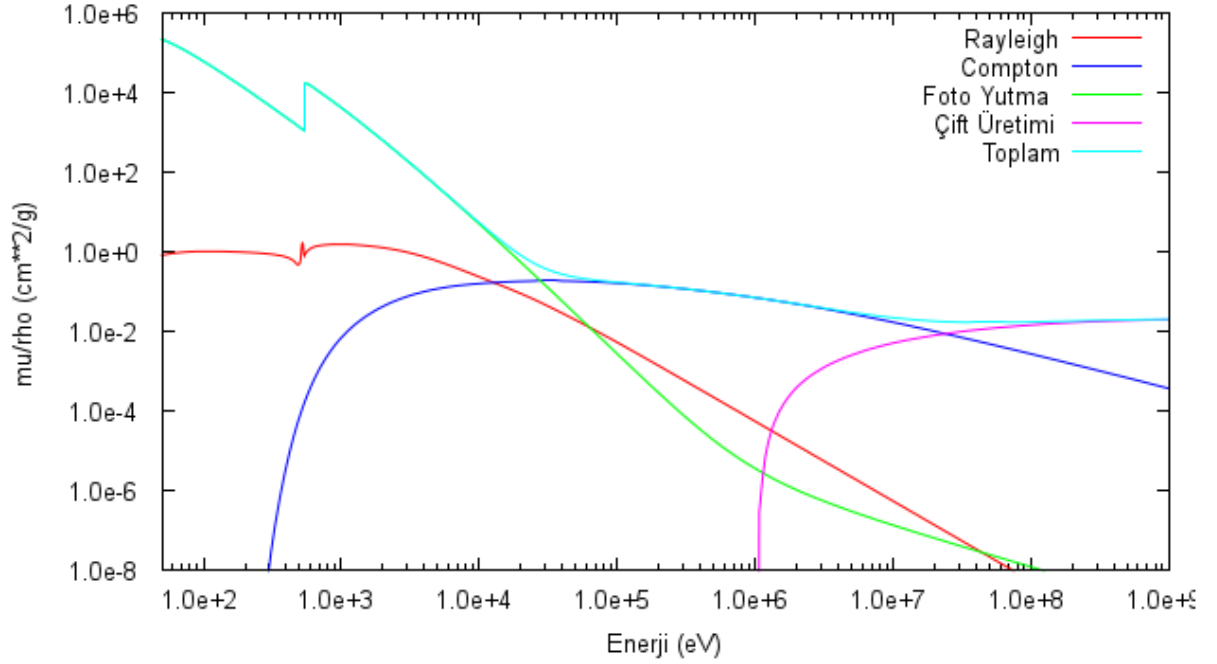


Şekil 2.4 Su için foton kütle soğurma katsayısının gösterimi.

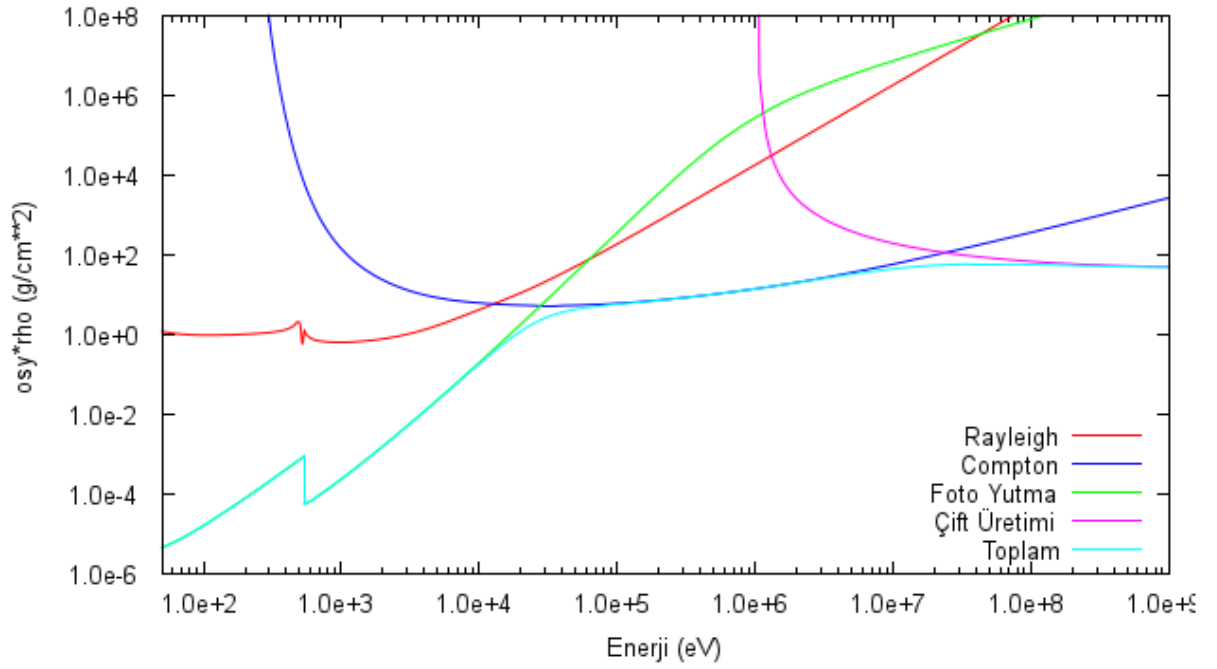
“<http://www.gnuplot.info>” adresinden sağlanan “**wgnuplot.exe**” grafik çizim programı çalıştırıldı ve sonuç dosyaları Şekil 2.5.-2.17 ’deki grafikler şeklinde çizildi.



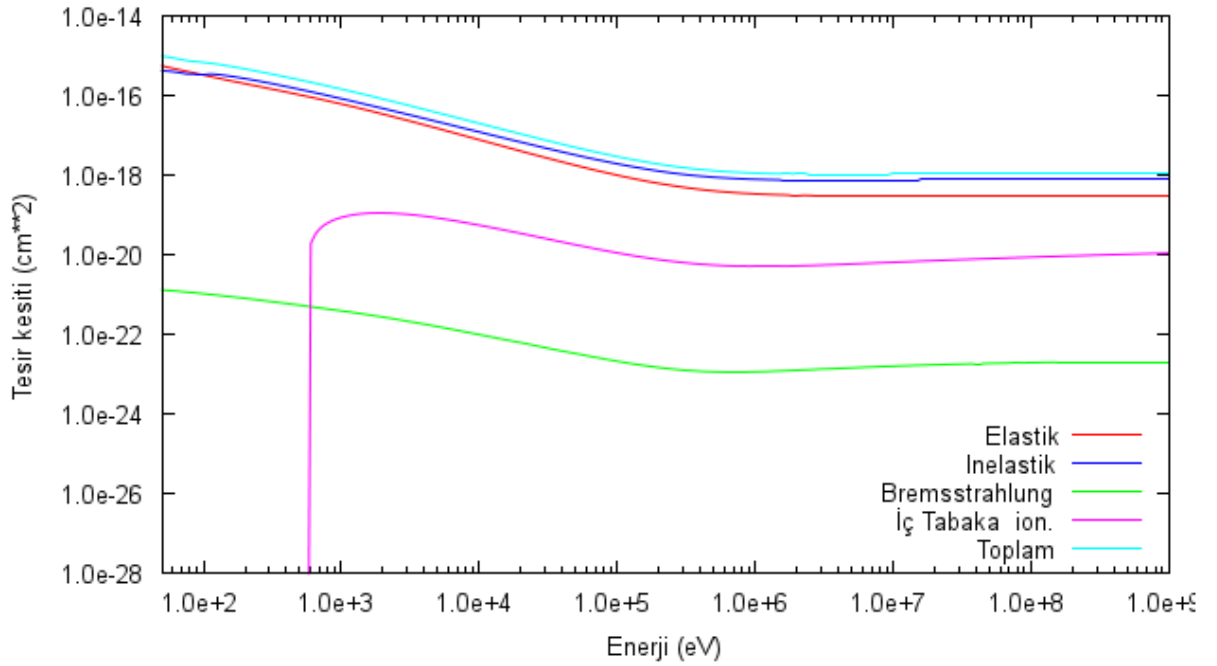
Şekil 2.5 6 MeV enerjili elektronların suyla etkileşmesinde soğurulan 1g foton H₂O etkileşme tesisir kesiti



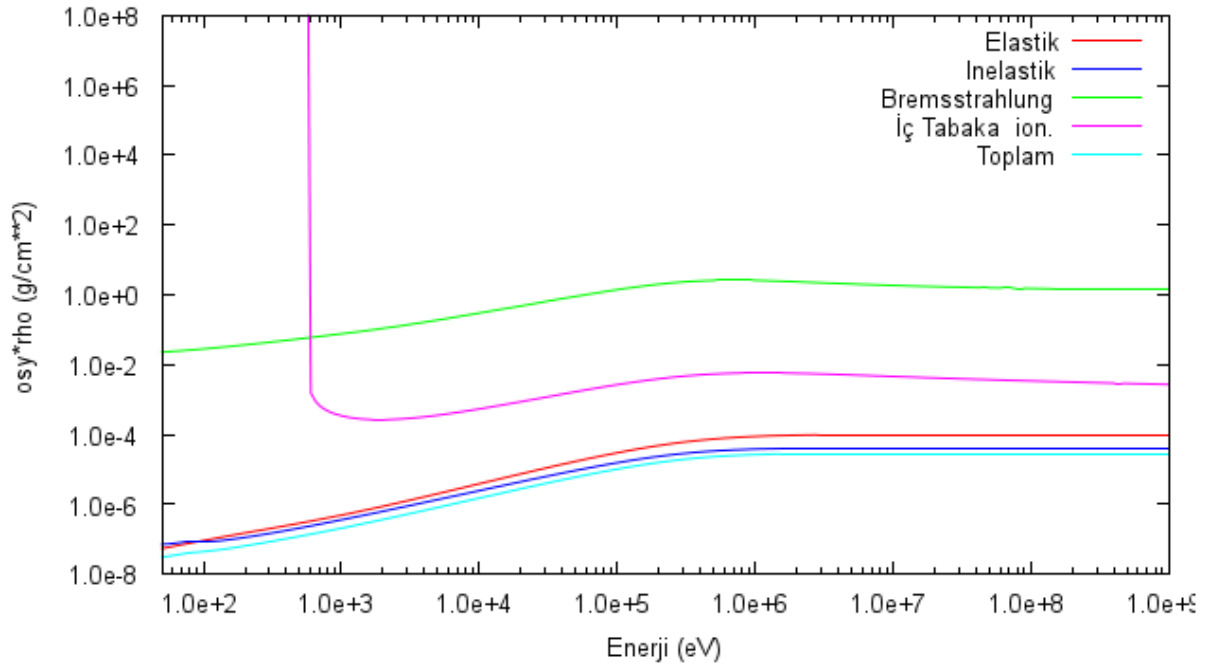
Şekil 2.6 6 MeV enerjili elektronların suyla etkileşmesinde soğurulan 2g foton kütle soğurma katsayıları (μ)



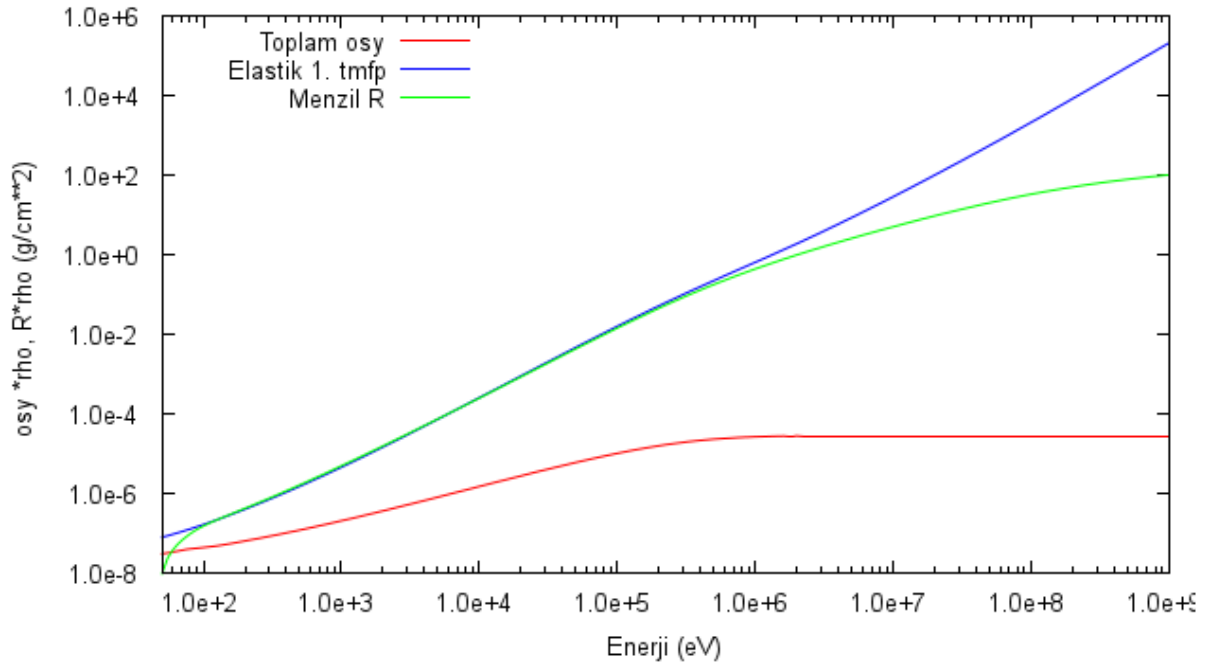
Şekil 2.7 6 MeV enerjili elektronların suyla etkileşmesinde soğurulan 3g foton ortalama serbest yolu



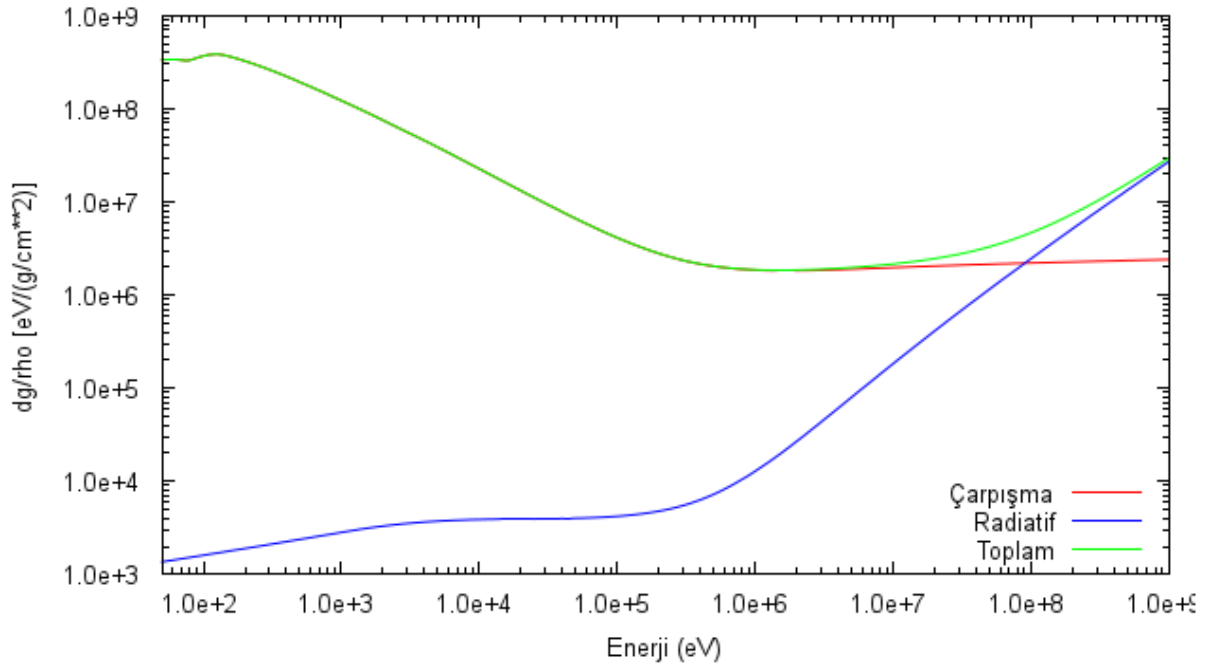
Şekil 2.8 6 MeV enerjili elektronların suyla etkileşmesinde soğurulan 1e elektron etkileşim tesisir kesitleri



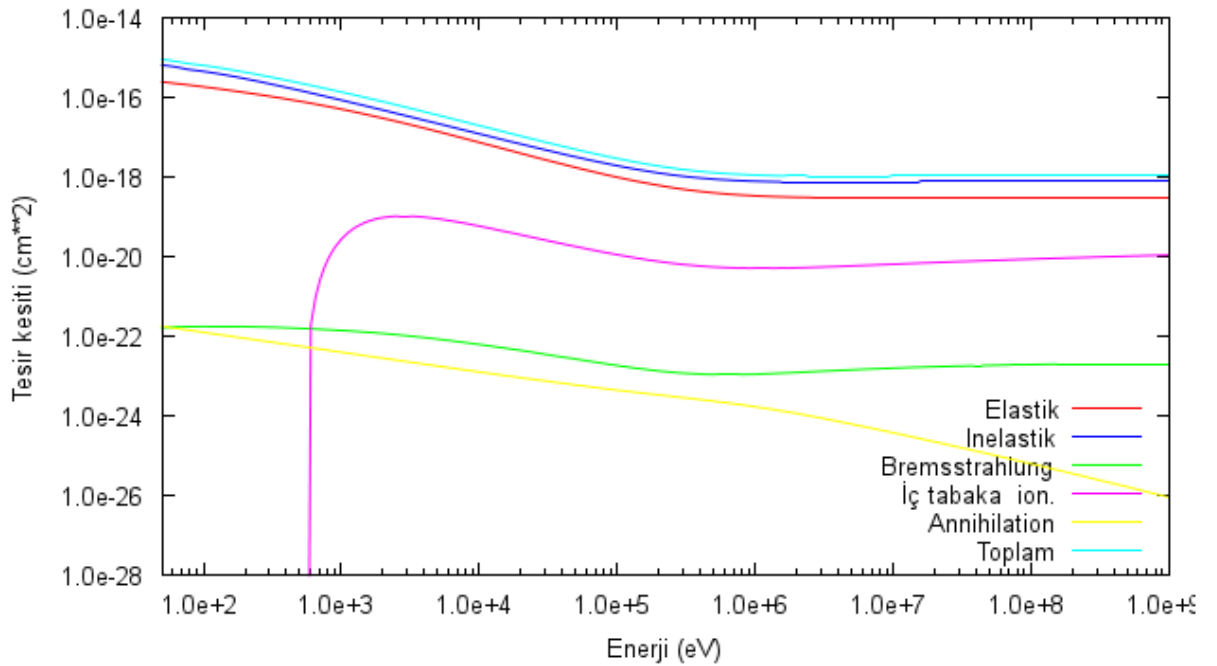
Şekil 2.9 6 MeV enerjili elektronların suyla etkileşmesinde soğurulan 2e elektron ortalama serbest yolu



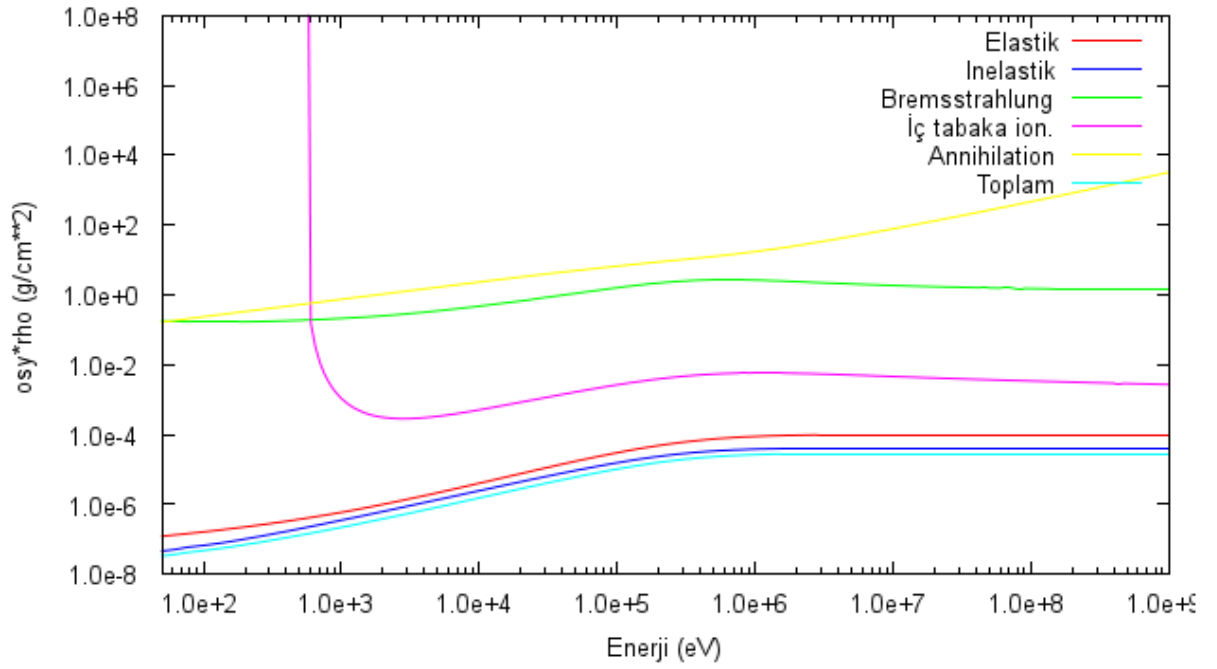
Şekil 2.10 6 MeV enerjili elektronların suyla etkileşmesinde soğurulan 3e elektron ortalama serbest yolu ve menzil (R)



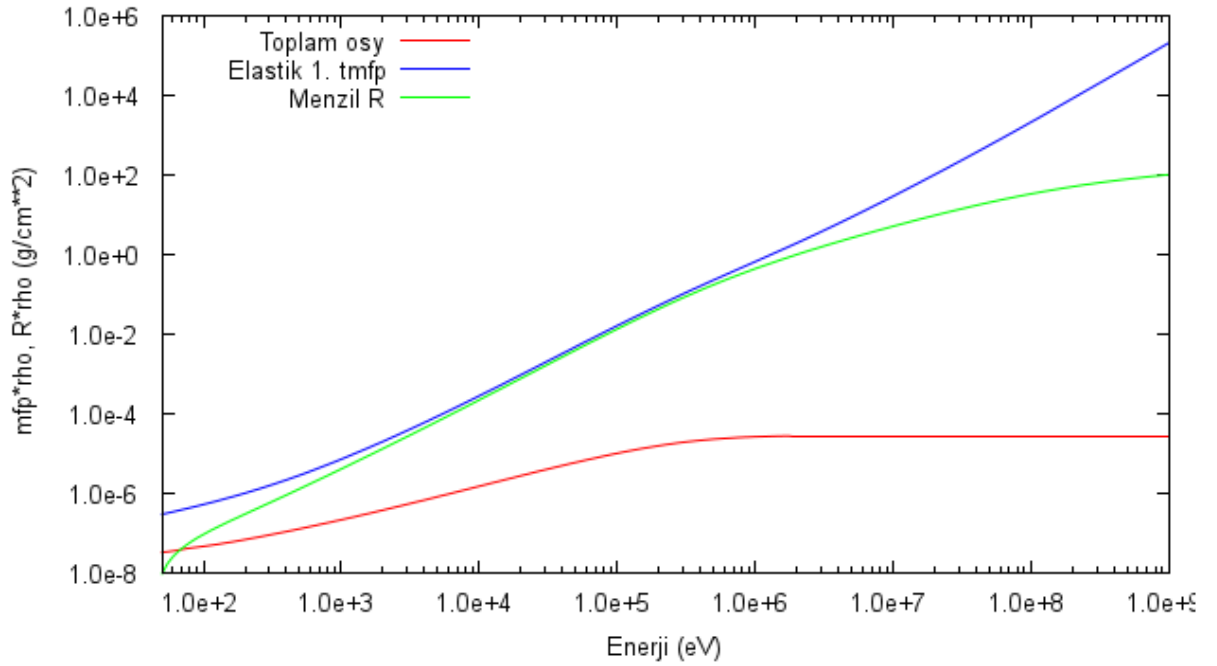
Şekil 2.11 6 MeV enerjili elektronların suyla etkileşmesinde soğurulan 4e elektron durdurma gücü değerleri



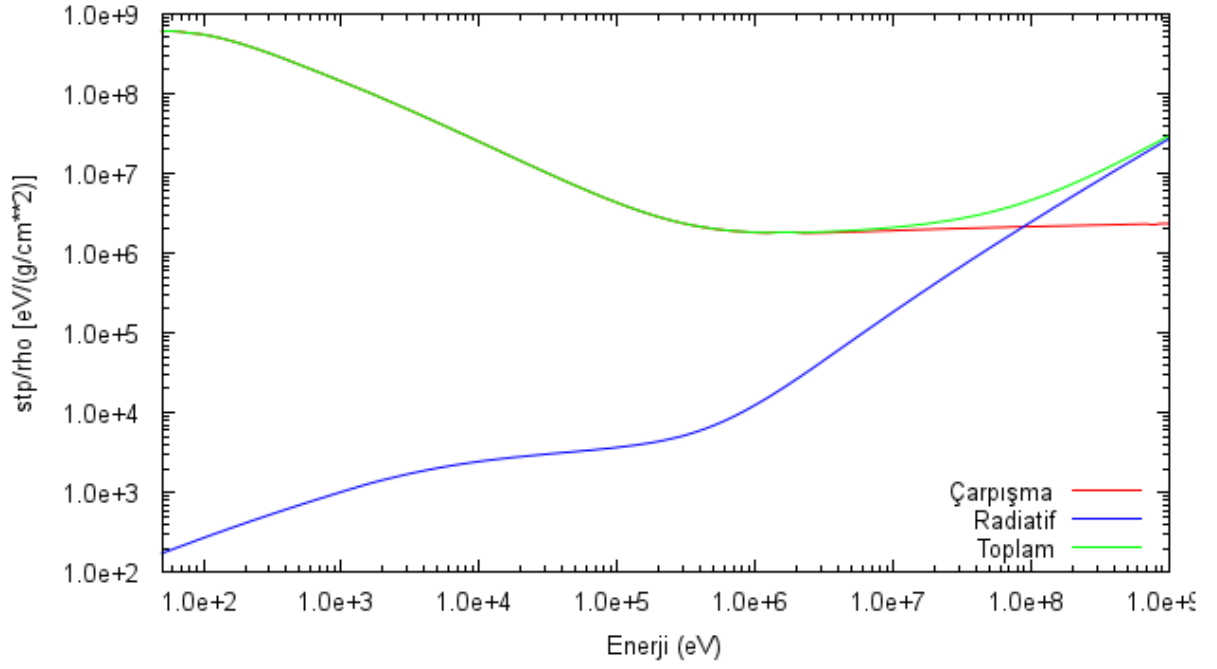
Şekil 2.12 6 MeV enerjili elektronların suyla etkileşmesinde soğurulan 1p pozitron etkileşim tesir kesitleri



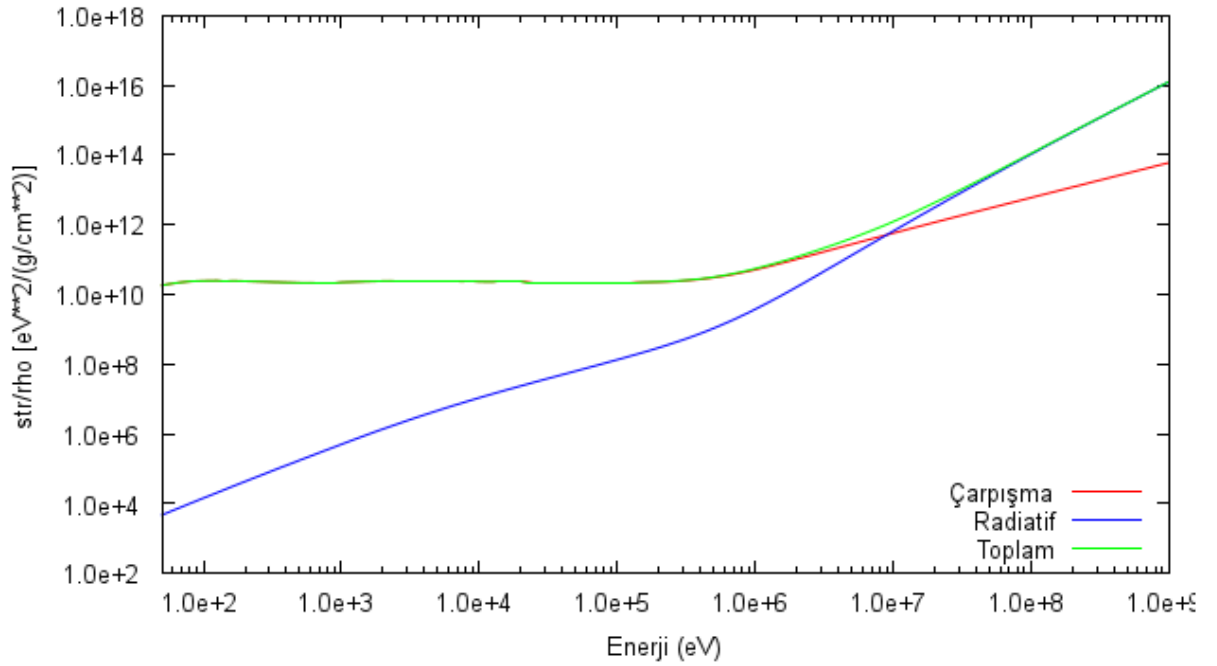
Şekil 2.13 6 MeV enerjili elektronların suyla etkileşmesinde soğurulan 2p pozitron ortalama serbest yolu



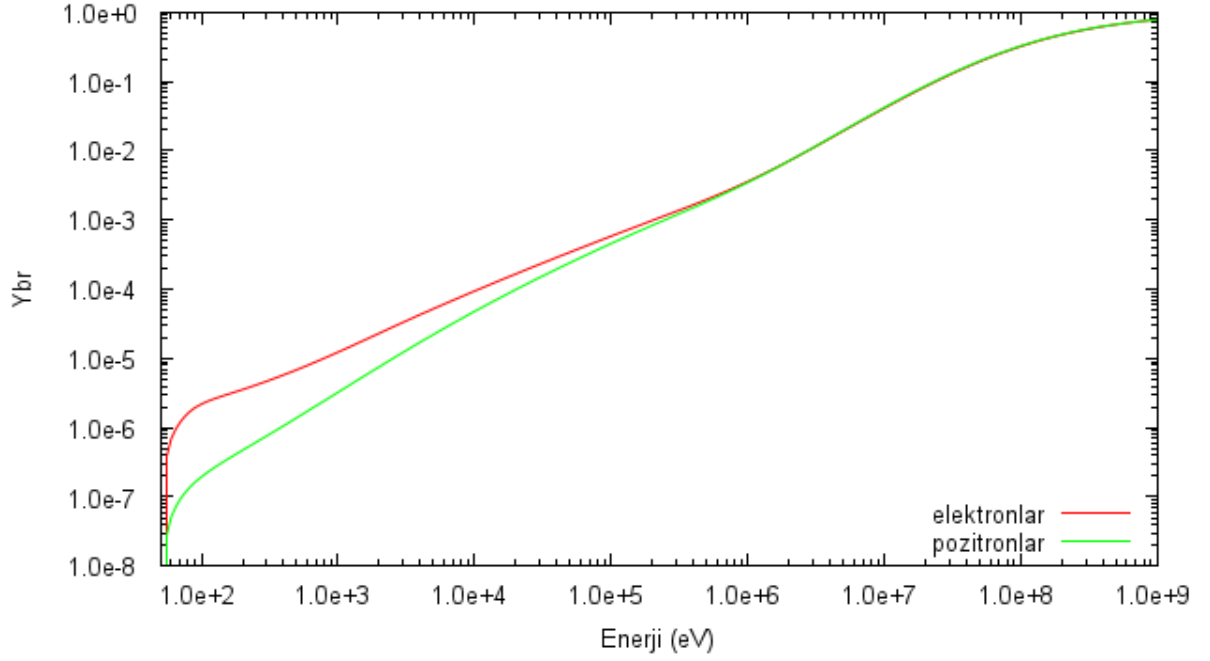
Şekil 2.14 6 MeV enerjili elektronların suyla etkileşmesinde soğurulan 3p pozitron ortalama serbest yolu ve menzili (R)



Şekil 2.15 6 MeV enerjili elektronların suyla etkileşmesinde soğurulan 4p pozitron durdurma gücü değerleri



Şekil 2.16 6 MeV enerjili elektronların suyla etkileşmesinde soğurulan 5p pozitron enerji dağılıma parametreleri



Şekil 2.17 6 MeV enerjili elektronların suyla etkileşmesinde soğurulan 6ep elektron ve pozitron radiatif verimler

PENELOPE 2011 programında oluşturulan "tables.exe" yi çalıştırdığımızda oluşan grafikler görülmektedir. Grafiklerde, foton etkileşme tesir kesitleri, fotonun kütle soğurma katsayısı ve fotonun ortalama serbest yolu enerjiye göre çizildi. Grafiklere bakıldığında düşük enerjilerde Rayleigh saçılmasının daha baskın, 0,5 MeV' a kadar enerjilerde fotoelektrik olayın daha baskın olduğunu görüyoruz. Çift oluşum olayının eşik enerjisinden (1.02 MeV) sonra daha baskın olduğunu, compton olayı ise bu enerjide en baskın etkileşim şekli olduğunu görüyoruz. Ortalama serbest yol grafiğinde de compton etkileşimi bu enerji aralığında daha baskın olduğu için daha fazla ortalama serbest yola sahip olduğunu görüyoruz.

2.1.5 Shower (Radyasyon duşu) Programının Çalıştırılması

Bu program sadece Microsoft Windows altında çalışır. Bu programların çalıştırılmasında PENELOPE "Tutorial.pdf" (Salvat vd, 2011, doc klasörü) kaynağından yararlanılmıştır.

a. shower.exe dosyası **/penelope/other/shower** dizininden **/penelope/pendbase** dosyasına kopyalandı.

b. Aktif dizin **/penelope/pendbase** yapıldı. Shower ikonu üzerine tıklanarak program çalıştırıldı.

Aşağıdaki örnek için girilen değerler sırası ile şunlardır:

278- materyal için id (kimlik) numarası (water, liquid)

2 Birinci (başlangıç) parçacığı (fotonlar)

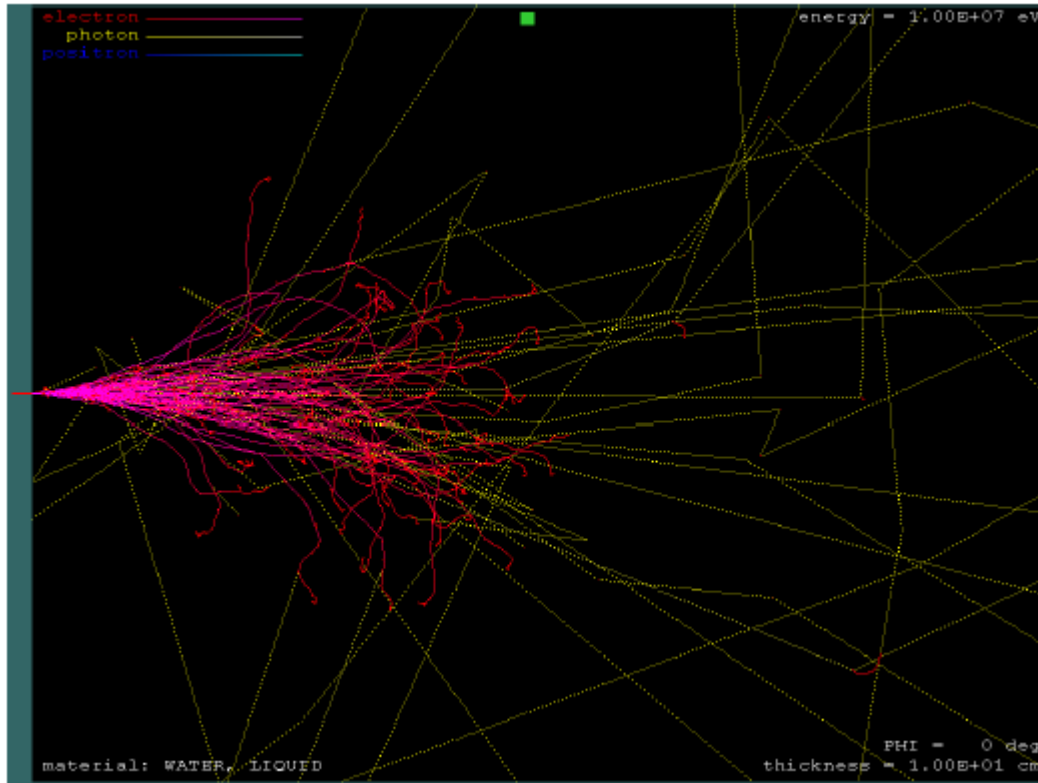
1E7 başlangıç enerjisi (eV)

1E4 elektronların absorpsiyon enerjisi

1E4 fotonların soğurulma enerjisi

10 dilim kalınlığı (cm)

50 demetteki parçacık sayısı



Şekil 2.18 Elektronun sudaki etkileşim izleri.

2.1.6 Giriş Dosyalarının Hazırlanması ve Hesaplamalar

PENELOPE kod sisteminin PENSLAB alt programı hesaplamalarda kullanıldı. PENSLAB seçilen enerjideki birincil parçacıkların (elektron, foton, pozitron) ve yine seçilen pozisyon ve kalınlıktaki 'slab' a (tabakaya) gönderilmesi durumu için Derin Doz ve diğer fiziksel niceliklerin PENELOPE MC hesabını yapan ana programdır. Bu programı kullanmak için önce çalışma dizini olarak \CALIŞ\penslab dizini oluşturuldu ve \penelope\mains\penslab in içindeki "penelope.f", "penslab.f", "penvared.f" ve "timer.f",

bu dizine kopyalandı. Programa giriş yerine giriş değerlerini ekrandan yapmak yerine giriş dosyasının okutulması şeklinde ayarlandı “penslab.in” giriş dosyasının içinde seçtiğimiz parçacık SKPAR=2 (foton için), enerji değeri ve kalınlık değerini kaydederek yapılacak hesap için giriş dosyası hazırlandı.”penslab.f” içinde de giriş ve çıkış dosya adları düzenlenerek program çalıştırıldı. (Örneğin PENSLAB_SU_6M_1c.in, PENSLAB_SU_6M_1c.dat)

ÖRNEK GİRİŞ DOSYASI: penslab_SU_6M_1c.in

Penslab’ın çalıştırılması sırasında ekrandan girilen bu değerlerden bazıları şunlardır:

TITLE H2O slab [Dosya başlığı]

>>>>>>> Kaynak Tanımı.

SKPAR 2 [Primary particles: 1=electron, 2=photon, 3=positron](Birincil parçacıklar)

SENERG 6.0e6 [Başlangıç Enerjisi (sadece monoenerjitik kaynaklar)]

SPOSIT 0 0 -1 [Kaynağın merkezinin koordinatları]

SDIREC 0.0 0.0 [Beam axis direction angles, in deg] (Demet eksenini yön açıları)

SAPERT 0.0 [Derece olarak demet aralığı]

>>>>>>> Materyal data ve simülasyon parametreleri.

SIMPAR 1.0e4 1.0e4 1.0e4 0.10 0.10 1.0e3 -1.0e3 [EABSs,C1,C2,Wcc,Wcr]

PFNAME SU.mat [Materyal tanım dosyası, 20 karakter]

>>>>>>> Geometri Tanımı.

THICKN 1.0 [Levha Kalınlığı, cm]

DSMAX 0.004 [Maksimum adım uzunluğu, cm]

>>>>>>> Counter array dimensions and pdf ranges.

(Sayaç (dedektör) dizi boyutları ve pdf menzilleri)

NBE 0 6.0e6 100 [Energy interval and no. of E-bins] (Enerji aralığı ve E-bölünmelerinin sayısı)

NBTH 90 [No. of bins for the polar angle THETA] (TETA kutupsal açısının aralık sayısı)

NBZ 100 [No. of bins for the Z-coordinate] (Z koordinatı için aralık sayısı)

NBTL 0 0 100 [Track-length interval and no. of TL-bins] (İz boyu ve iz boyu aralıklarının sayısı)

>>>>>>> Job properties

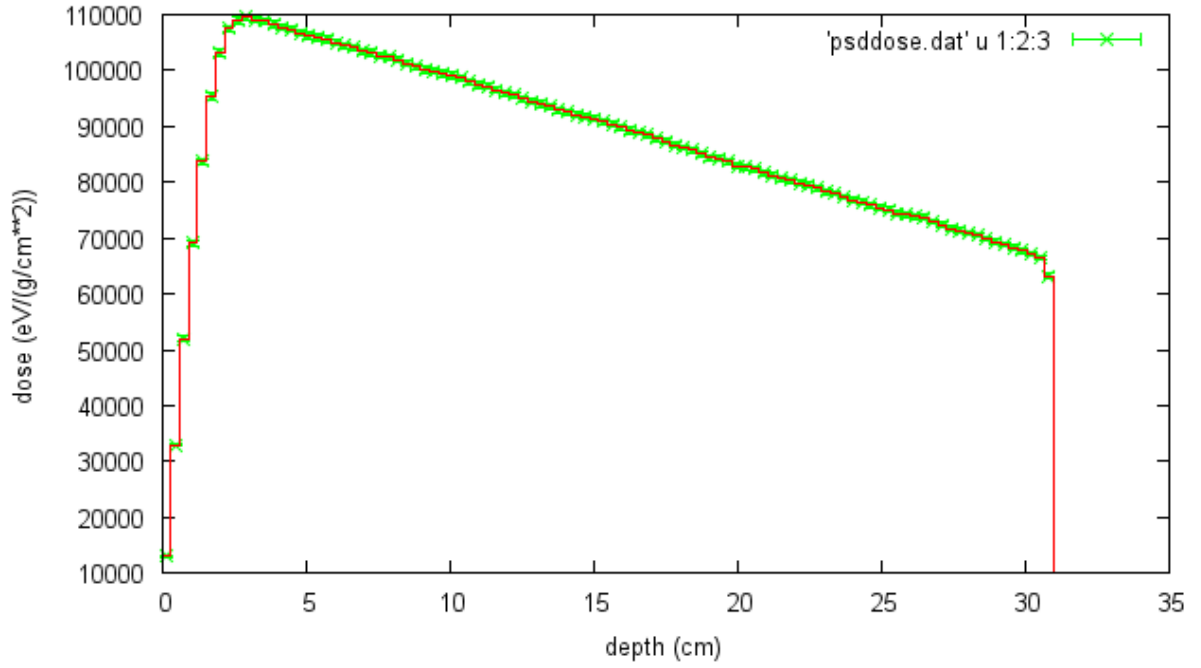
RESUME dump1.dat [Resume from this dump file, 20 chars] (Hesap sonuçlarının tutulduğu dosya)
DUMPTO dump1.dat [Generate this dump file, 20 chars] (Ara sonuçları saklamak için bu dosyayı oluşturur.)
DUMPP 60 [Dumping period, in sec] (Sonuçların kayıt periyodu,sn)
NSIMSH 1.0e7 [Desired number of simulated showers] (Simüle edilen istenen duş sayısı)
TIME 2.0e5 [izinli simulasyon zamanı, saniye]

2.2 PENELOPE MC Hesap Sonuçları

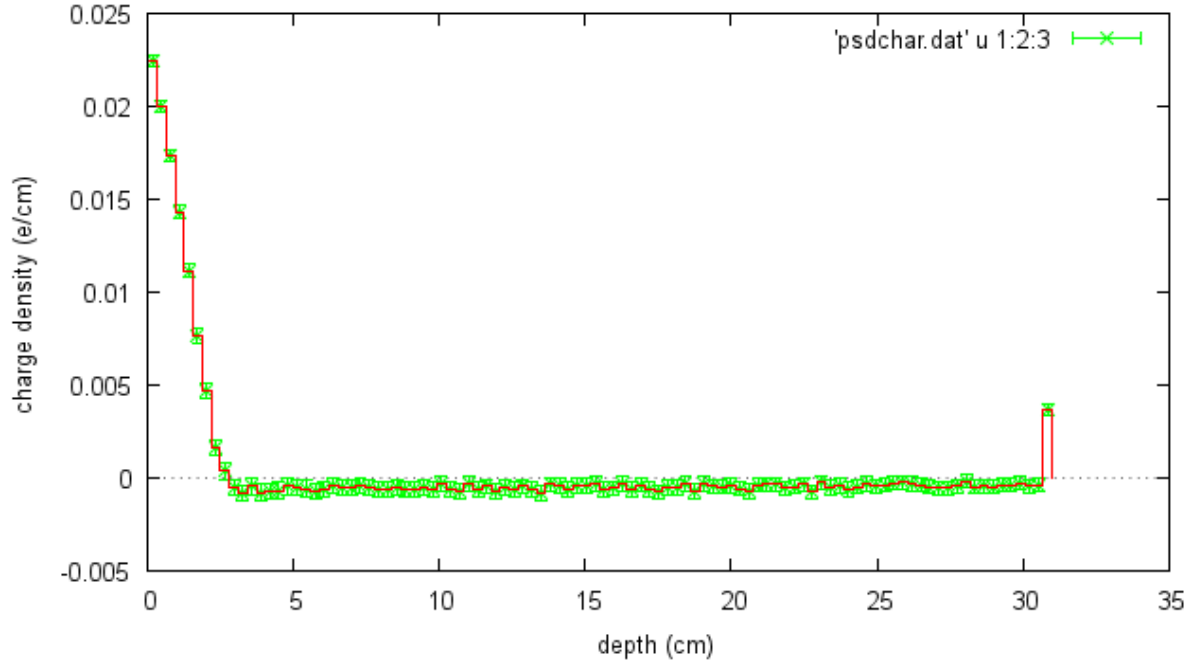
PENSLAB programı çalıştırıldığında derin doz (Psddose) ve bunun yanında adları ve açıklamaları aşağıda verilen 14 adet farklı PENSLAB sonuç (.dat) dosyası oluşur.

1	Psddose	Derin doz dağılımı
2	Psedepm	Biriktirilen (deposit) enerji dağılımı
3	Psdchar	Biriktirilen (deposited) yükün dağılımı
4	Pstltr	Geçen birincil parçacıkların yol uzunluğu dağılımı
5	Pstlbc	Geri tepen birincil parçacıkların yol uzunluğu dağılımı
6	Pstlab	Soğurulan birincil parçacıkların yol uzunluğu dağılımı
7	Psanel	Yutucudan çıkan elektronların açısız dağılımı
8	Psanga	Yutucudan çıkan fotonların açısız dağılımı
9	Psanpo	Yutucudan çıkan pozitronların açısız dağılımı
10	Pseneltr	Geçen elektronların enerji dağılımı
11	Psenelbc	Geri saçılan elektronların enerji dağılımı
12	Psengatr	Geçen fotonların enerji dağılımı
13	Psengabc	Geri saçılan fotonların enerji dağılımı
14	Psenpotr	Geçen pozitronların enerji dağılımı
15	Psenpobc	Geri saçılan pozitronların enerji dağılımı

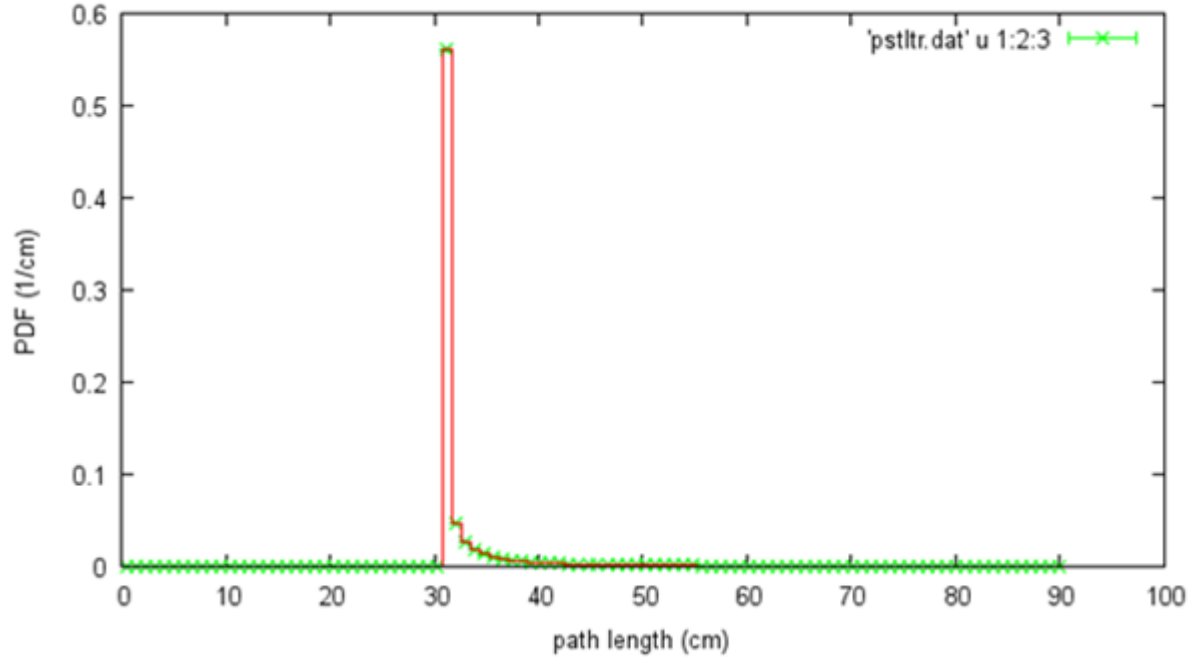
Şekil 2.19-2.33'de 6 MV enerjili fotonların 31 cm kalınlığındaki su tabakasıyla etkileşimlerine ait derin doz dağılımı ve diğer fiziksel PENSLAB hesap sonuçları gösterilmiştir. Farklı kalınlıklara ait diğer sonuçlar çok fazla yer tutmaları nedeni ile EK B'deki CD'de verilmiştir.



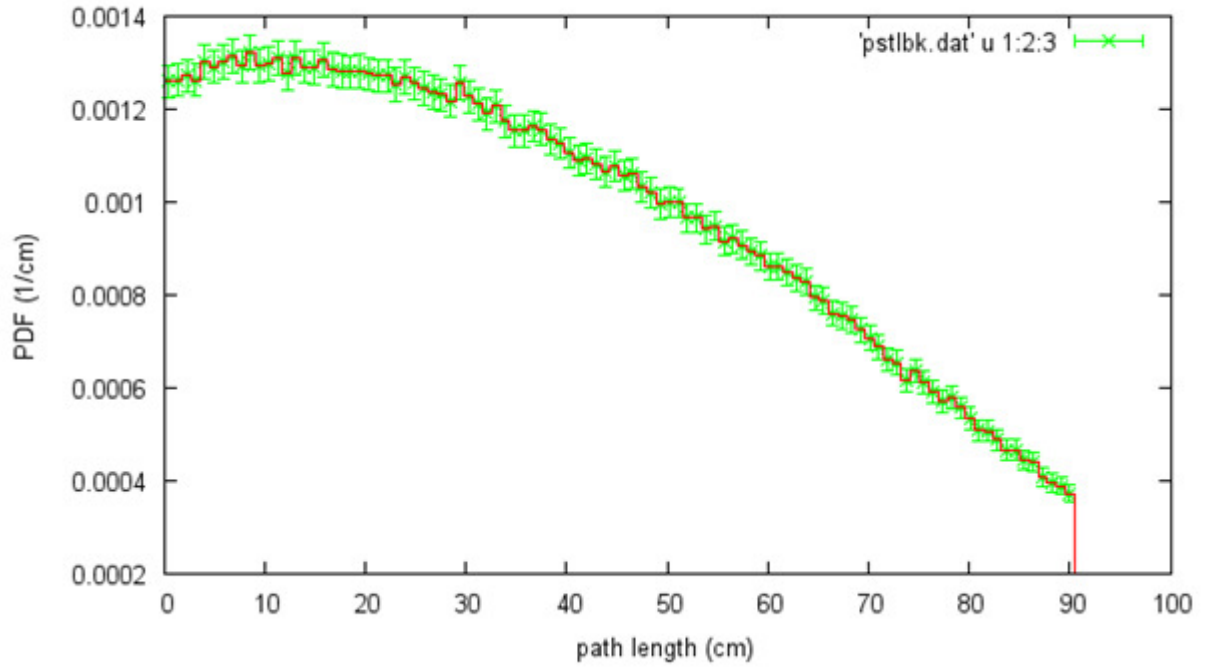
Şekil 2.19 6 MV enerjili fotonların su içinde 31 cm derinlikteki derin doz dağılımı



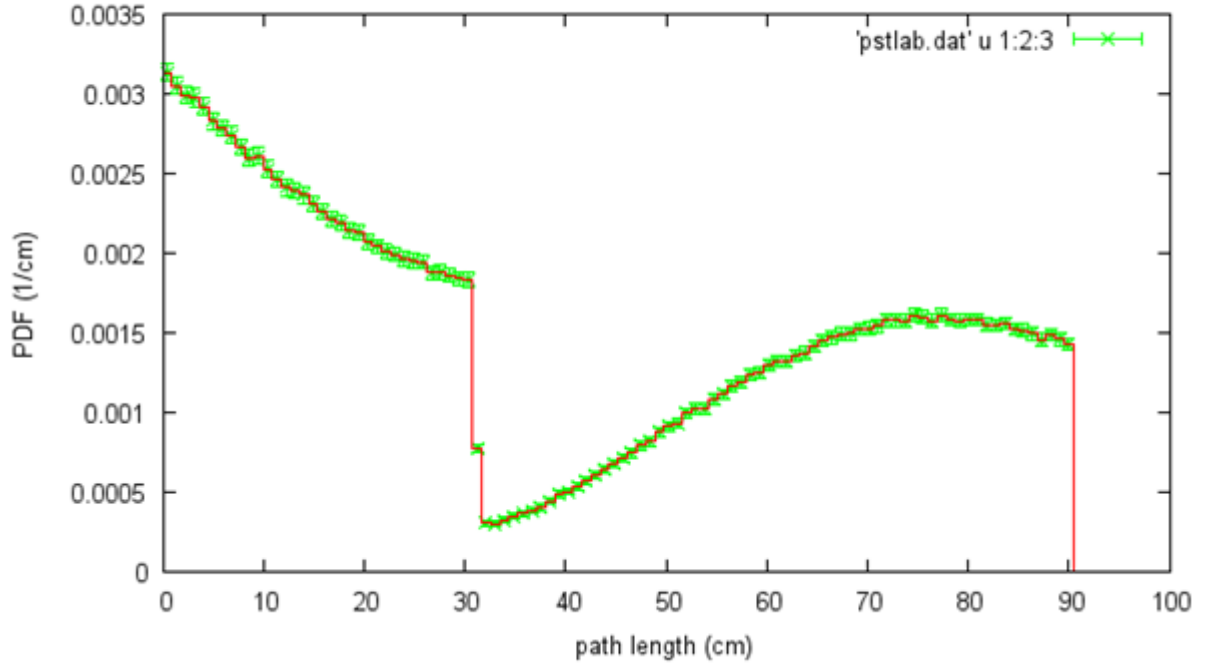
Şekil 2.20 6 MV enerjili fotonların su içinde 31cm derinlikteki biriktirilen (deposited) yükün derinlik dağılımı



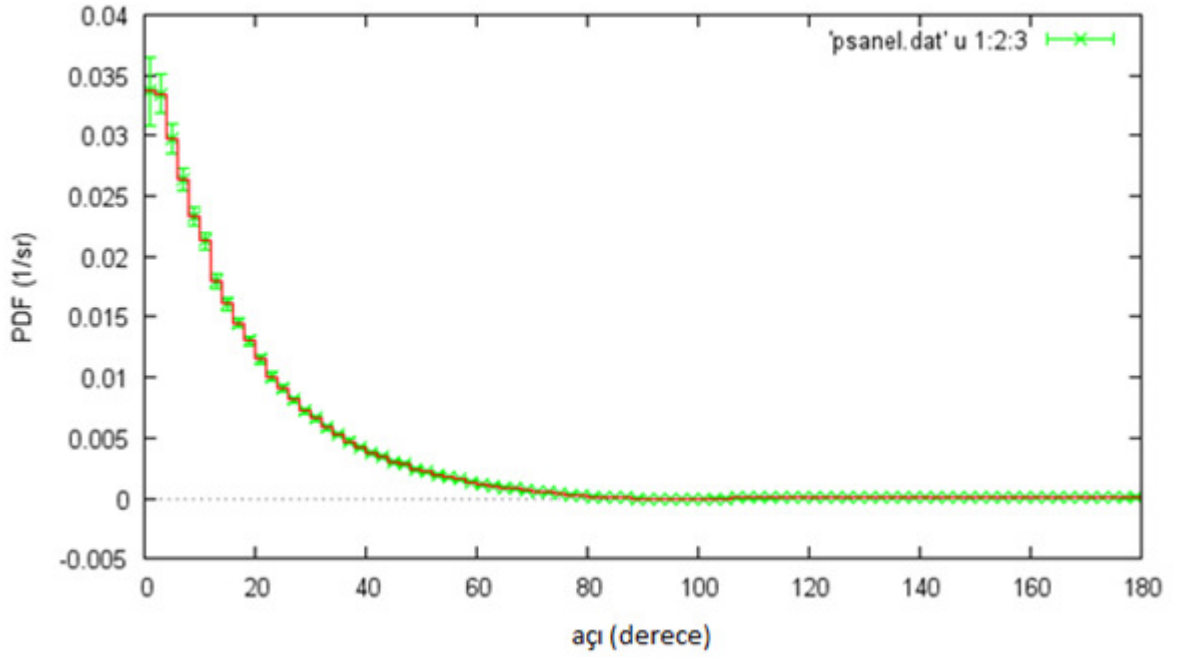
Şekil 2.21 6 MV enerjili fotonların su içinde 31cm derinlikteki geçen birincil parçacıkların yol uzunluğu dağılımı



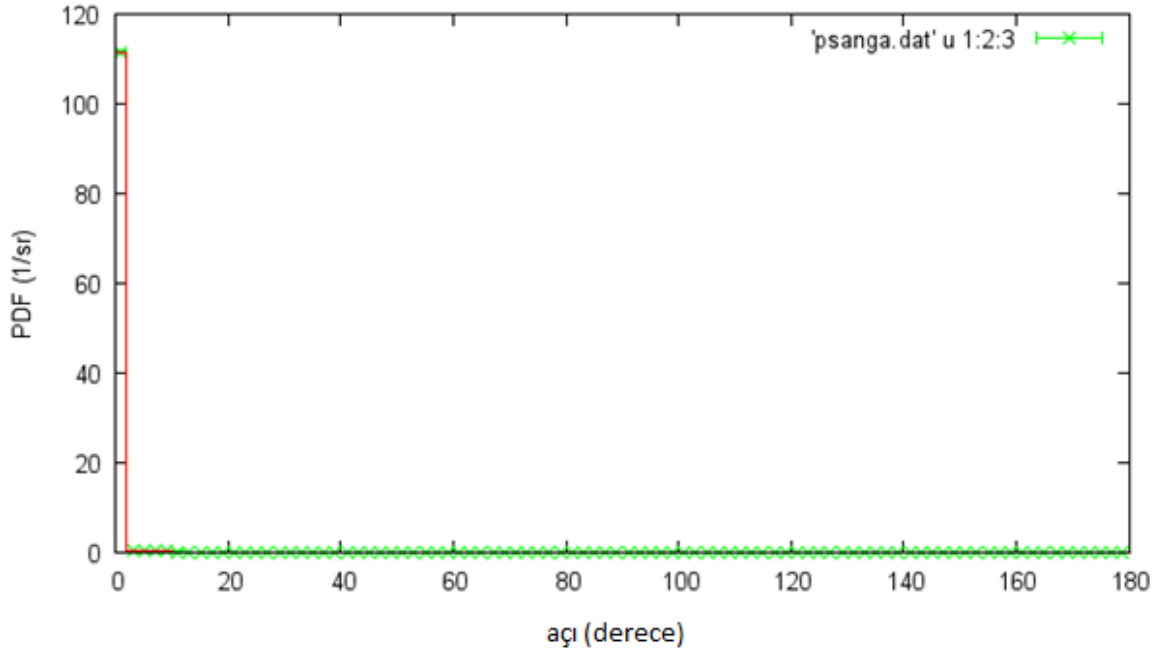
Şekil 2.22 6 MV enerjili fotonların su içinde 31cm derinlikteki geri tepen birincil parçacıkların yol uzunluğu dağılımı



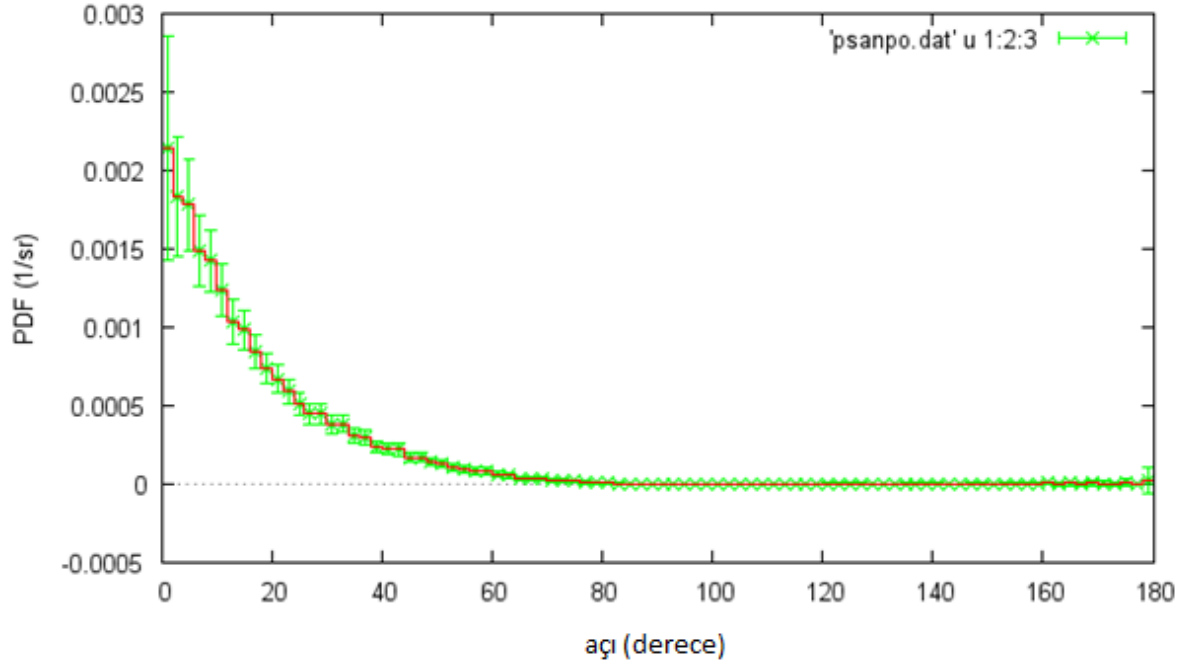
Şekil 2.23 6 MV enerjili fotonların su içinde 31cm derinlikteki soğurulan birincil parçacıkların yol uzunluğu dağılımı



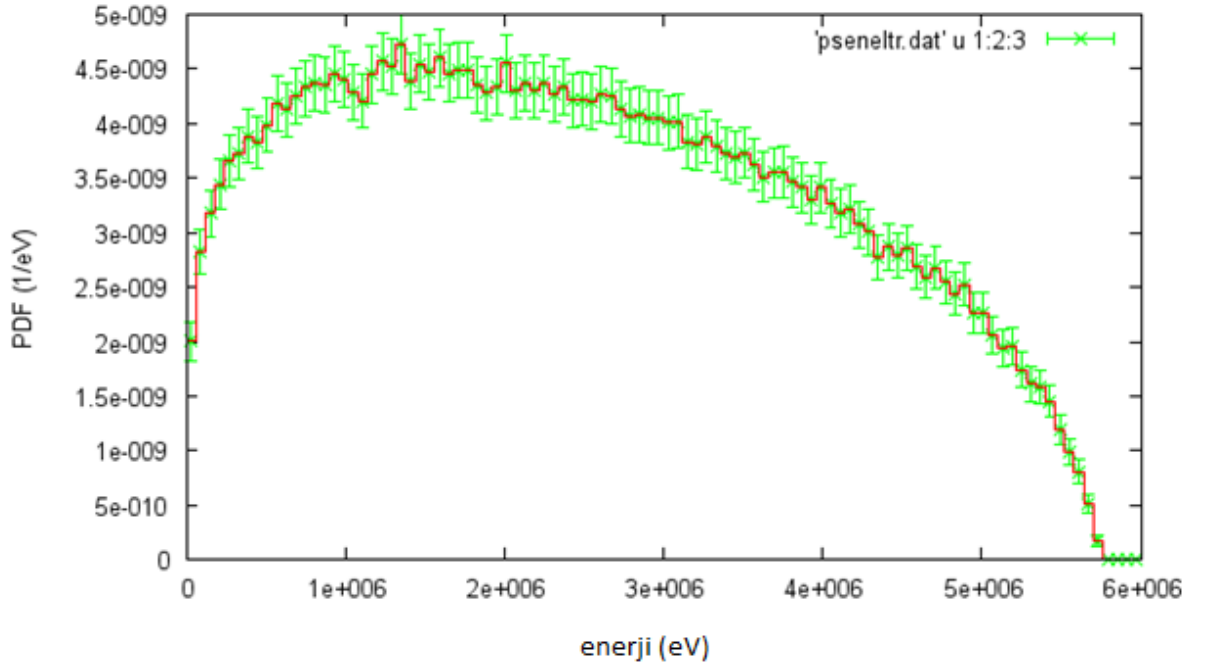
Şekil 2.24 6 MV enerjili fotonların su içinde 31cm derinlikteki yutucudan çıkan elektronların açısız dağılımı



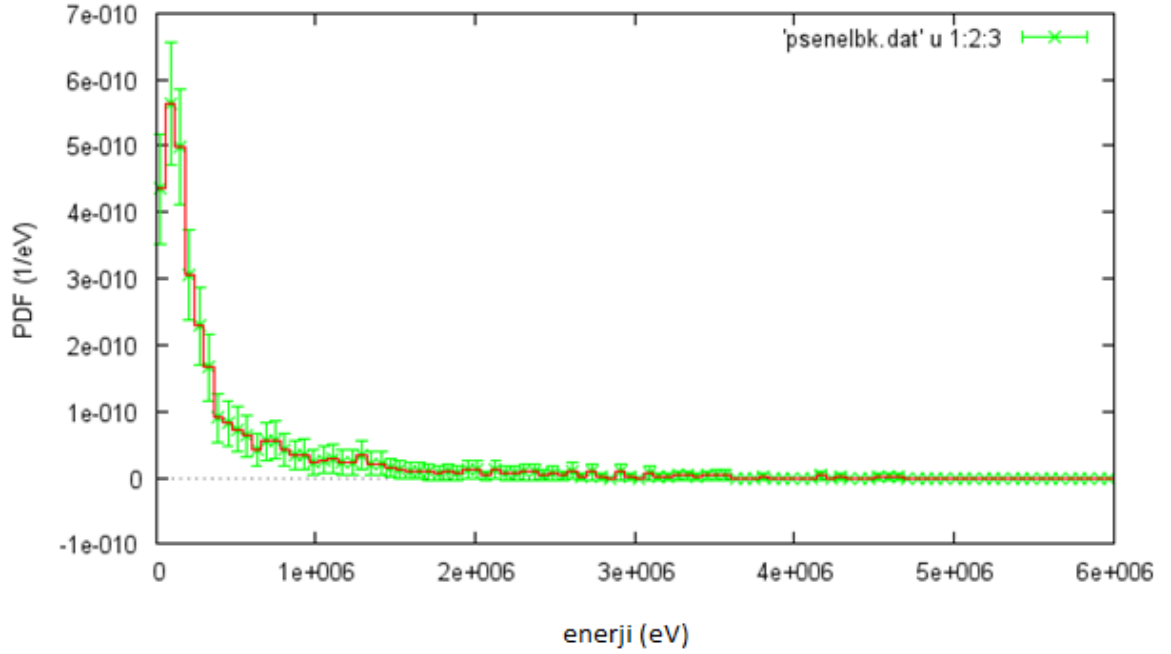
Şekil 2.25 6 MV enerjili fotonların su içinde 31cm derinlikteki yutucudan çıkan fotonların açısal dağılımı



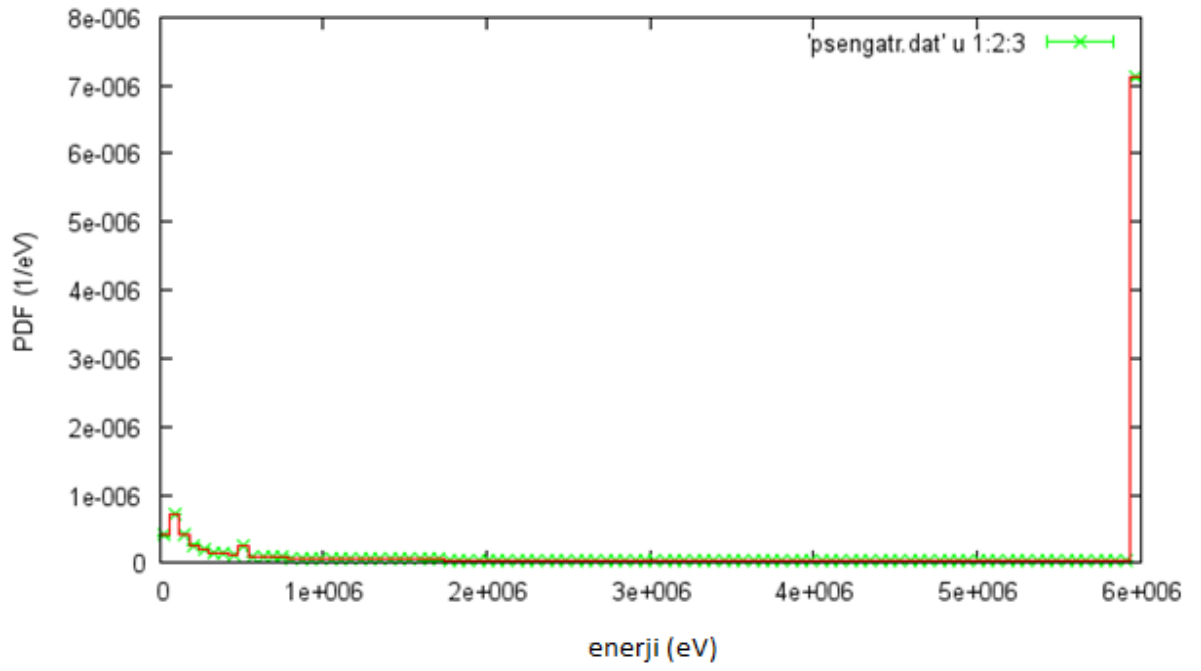
Şekil 2.26 6 MV enerjili fotonların su içinde 31cm derinlikteki yutucudan çıkan pozitronların açısal dağılımı



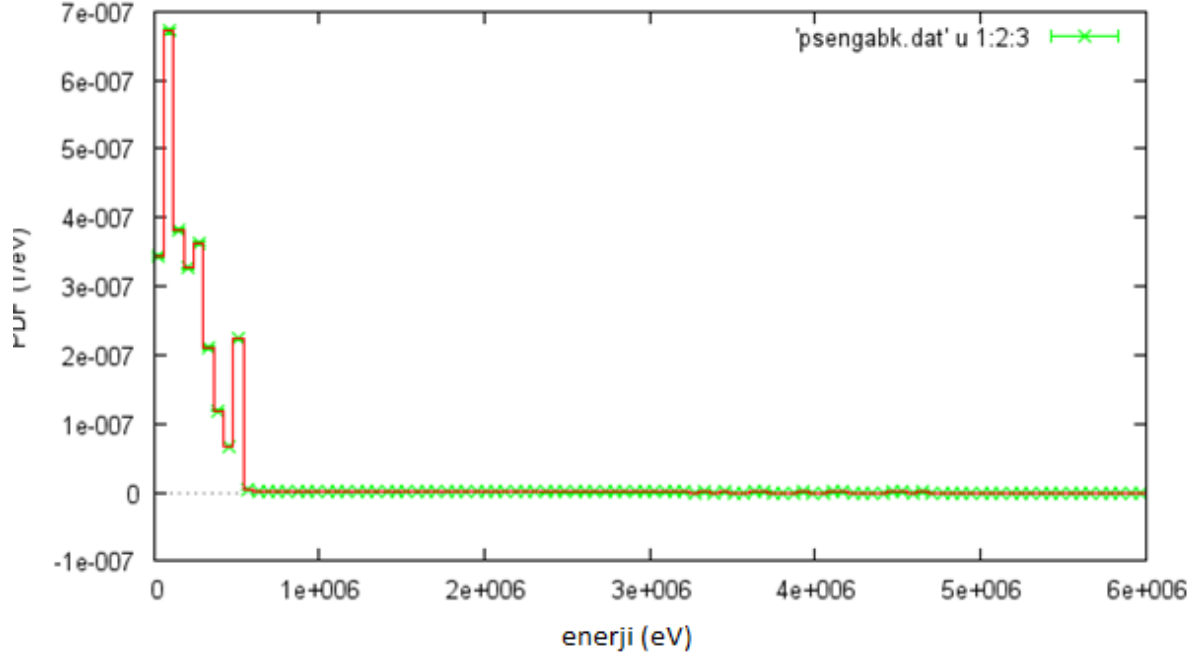
Şekil 2.27 6 MV enerjili fotonların su içinde 31cm derinlikteki geçen elektronların enerji dağılımı



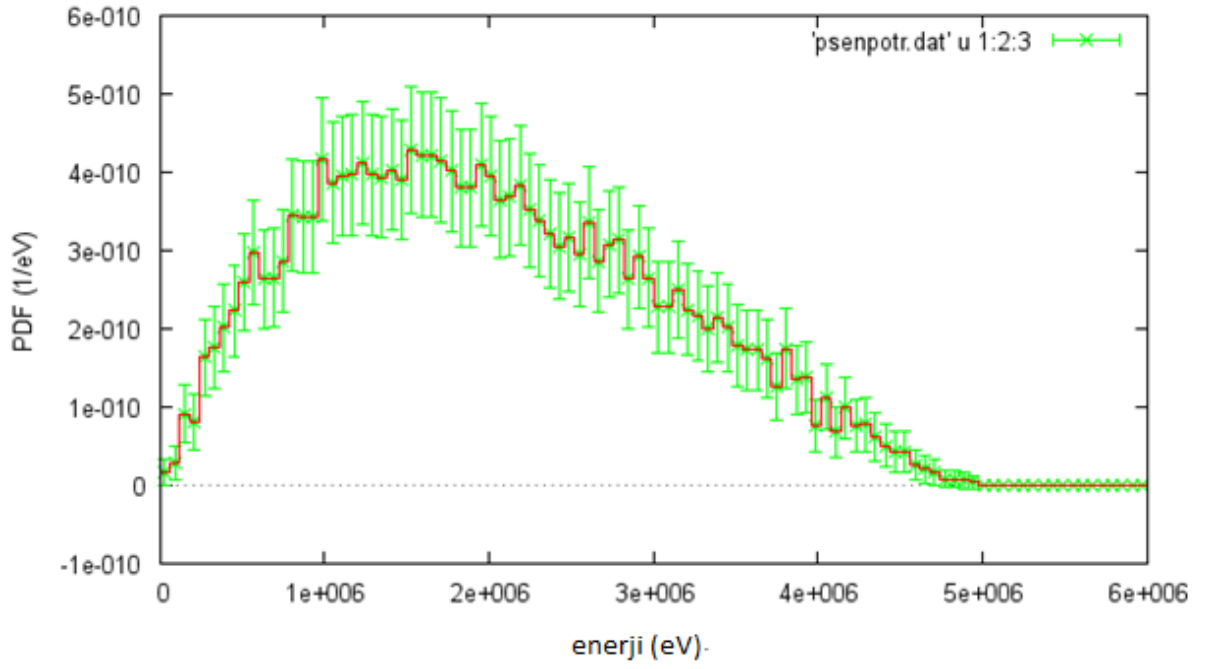
Şekil 2.28 6 MV enerjili fotonların su içinde 31cm derinlikteki geri saçılan elektronların enerji dağılımı



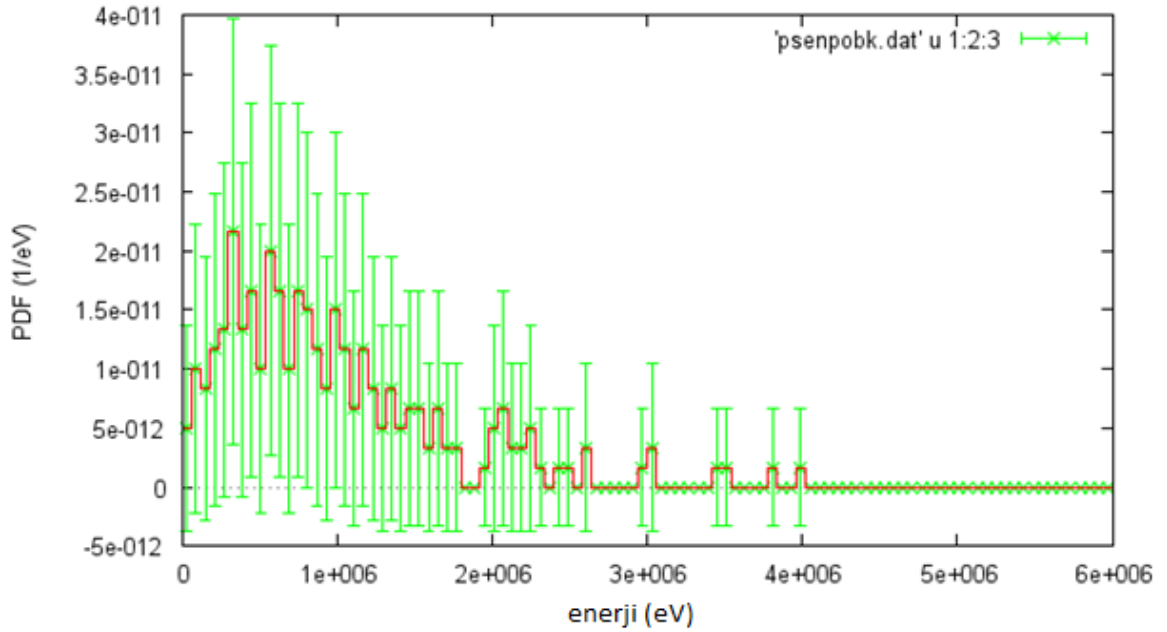
Şekil 2.29 6 MV enerjili fotonların su içinde 31cm derinlikteki geçen fotonların enerji dağılımı



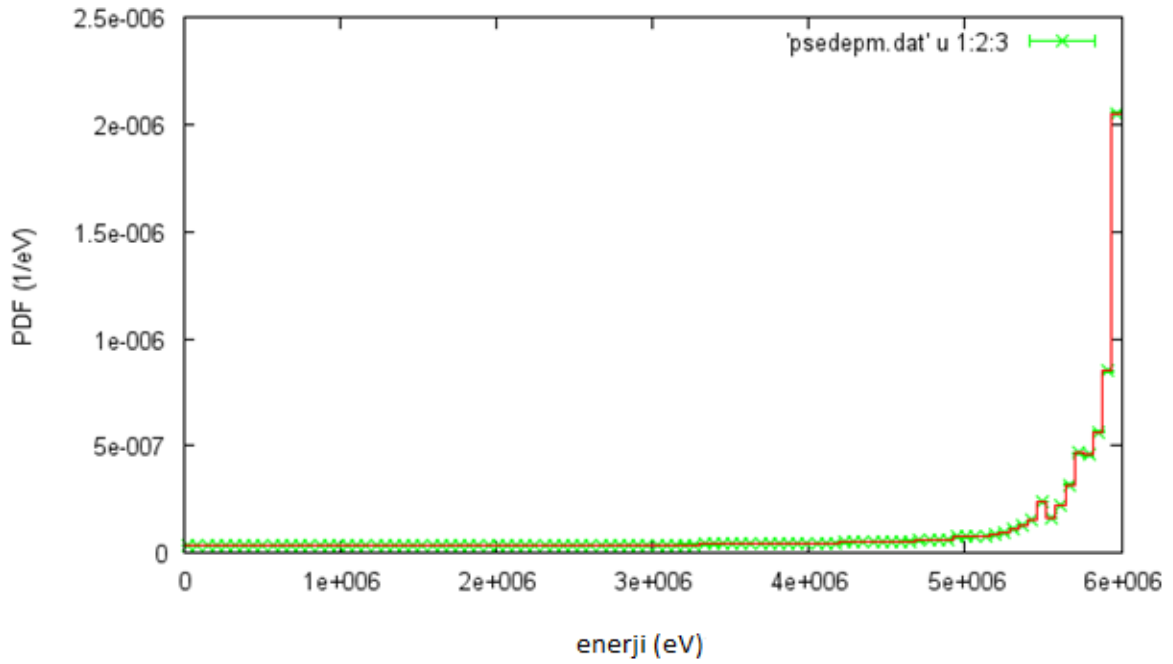
Şekil 2.30 6 MV enerjili fotonların su içinde 31cm derinlikteki geri saçılan fotonların enerji dağılımı



Şekil 2.31 6 MV enerjili fotonların su içinde 31cm derinlikteki geçen fotonların enerji dağılımı

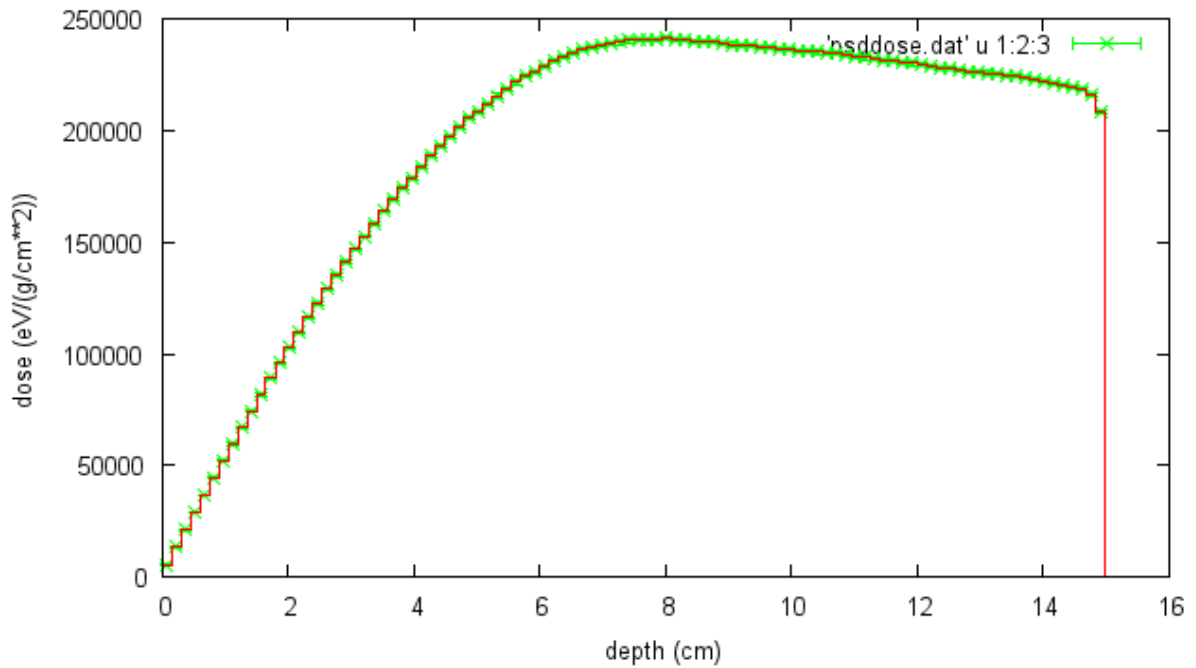


Şekil 2.32 6 MV enerjili fotonların su içinde 31cm derinlikteki geri saçılan pozitronların enerji dağılımı

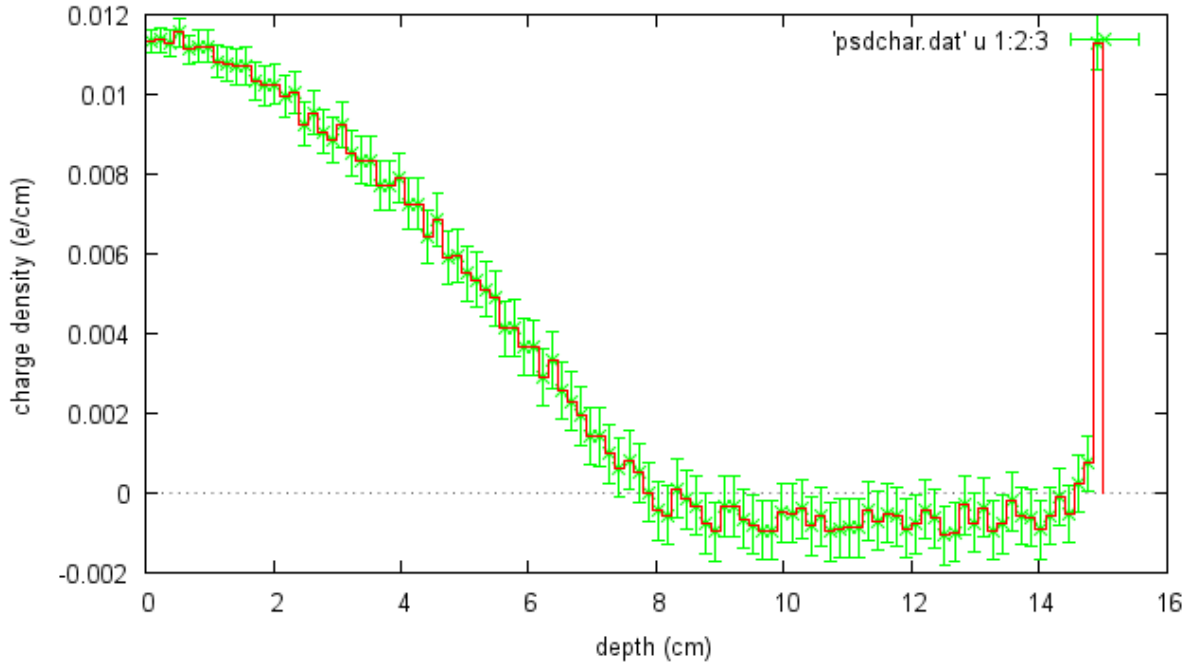


Şekil 2.33 6 MV enerjili fotonların su içinde 31cm derinlikteki yutulan enerji dağılımı

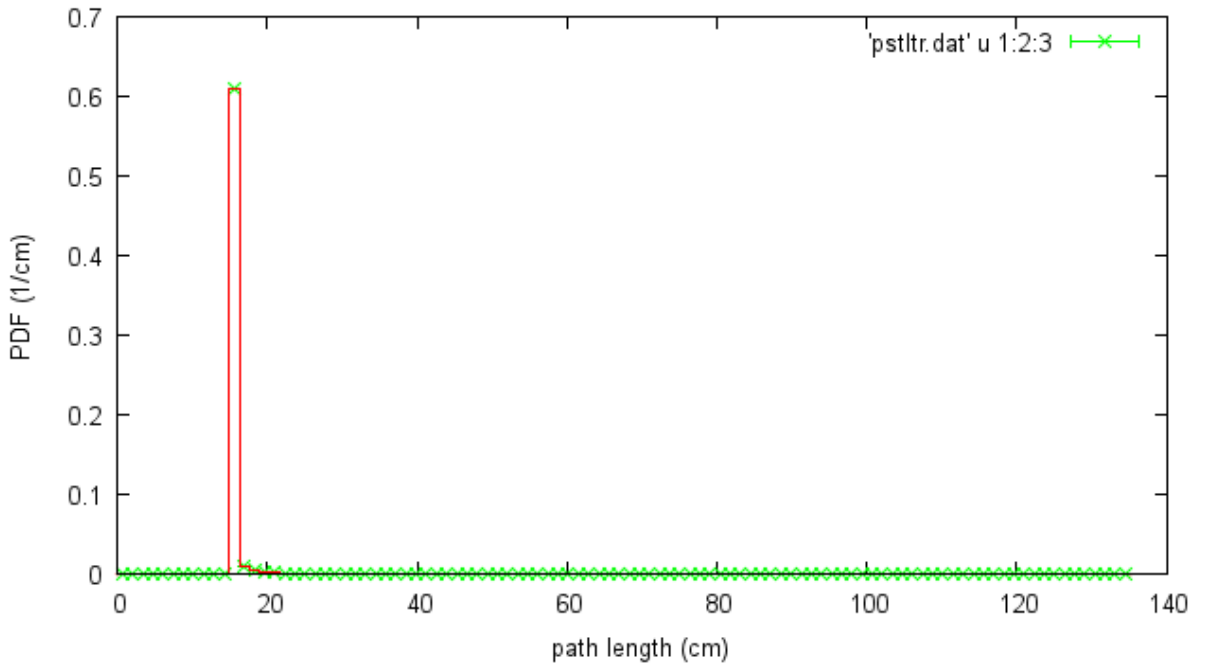
Şekil 2.34.-2.48.' de 18 MV enerjili fotonların 15 cm kalınlığındaki su tabakasıyla etkileşimlerine ait Derin Doz (DD) ve diğer fiziksel nicelikler için PENSLAB hesap sonuçları gösterilmiştir. Farklı kalınlıklara ait sonuçlar çok fazla yer tuttuğu için EK C'deki CD'de verilmiştir.



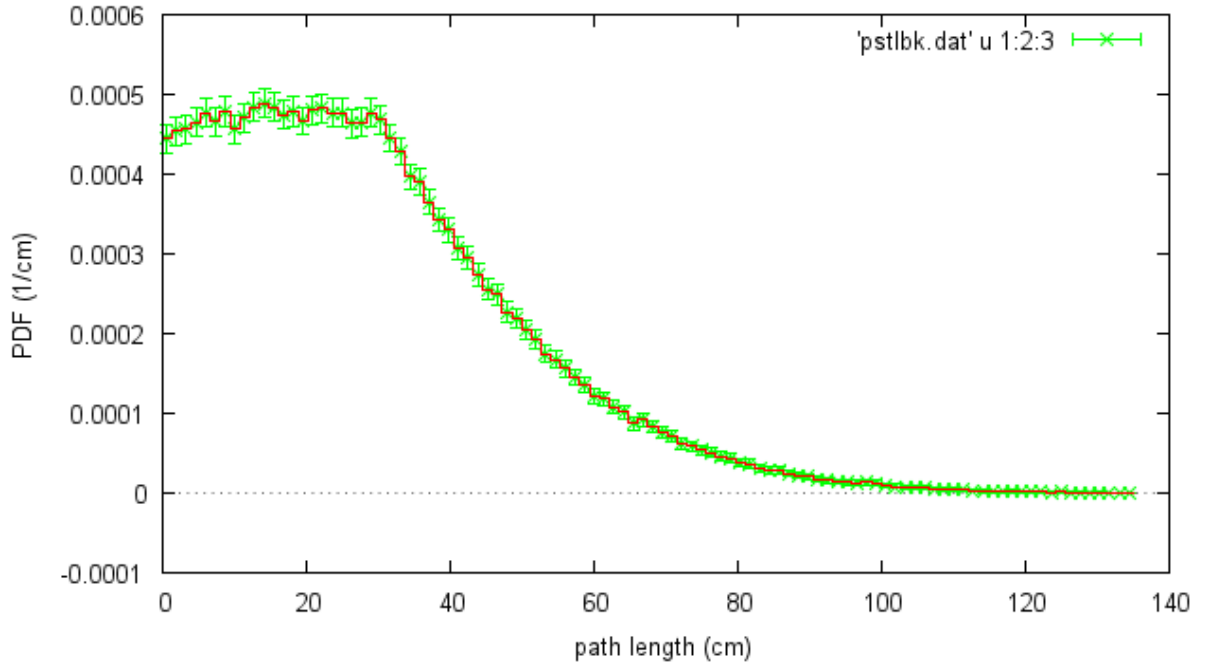
Şekil 2.34 18 MV enerjili fotonların su içinde 15 cm derinlikteki derin doz dağılımı



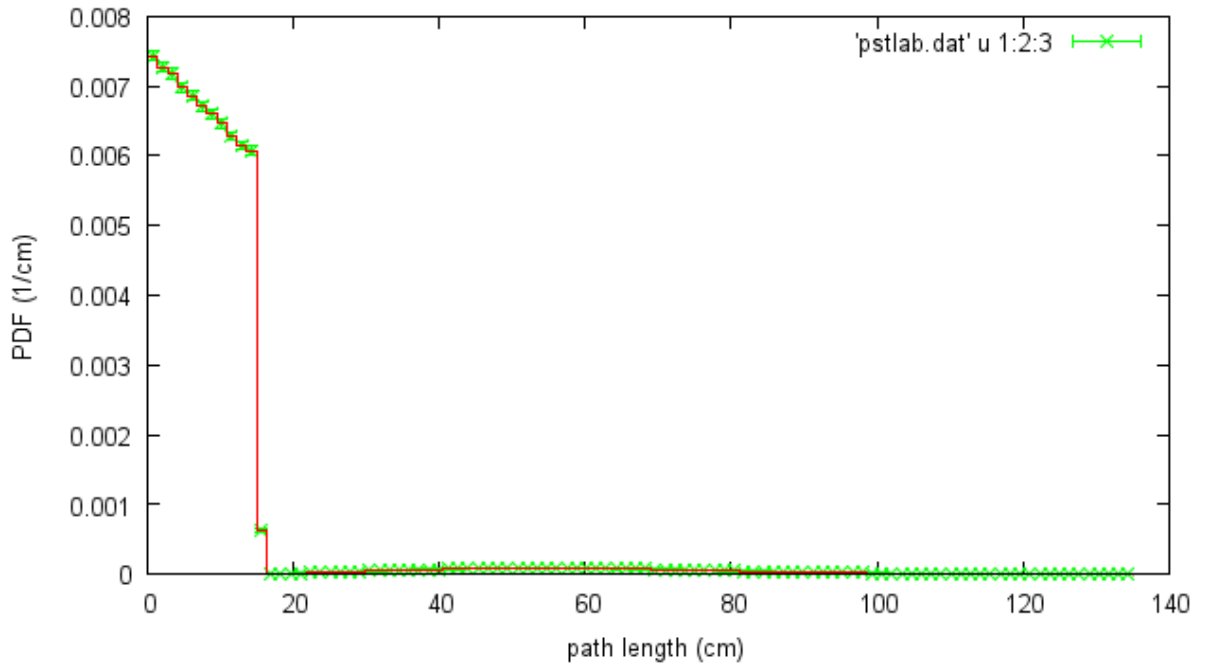
Şekil 2.35 18 MV enerjili fotonların su içinde 15 cm derinlikteki biriktirilen (deposited) yükün derinlik dağılımı



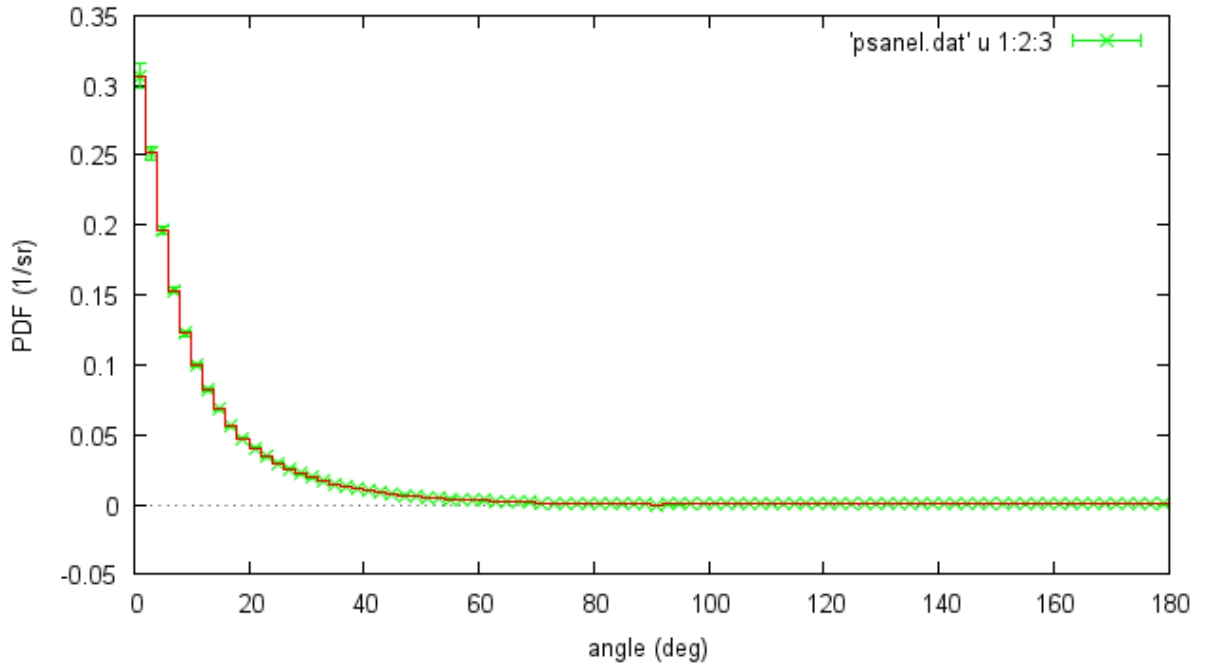
Şekil 2.36 18 MV enerjili fotonların su içinde 15 cm derinlikteki geçen birincil parçacıkların yol uzunluğu dağılımı



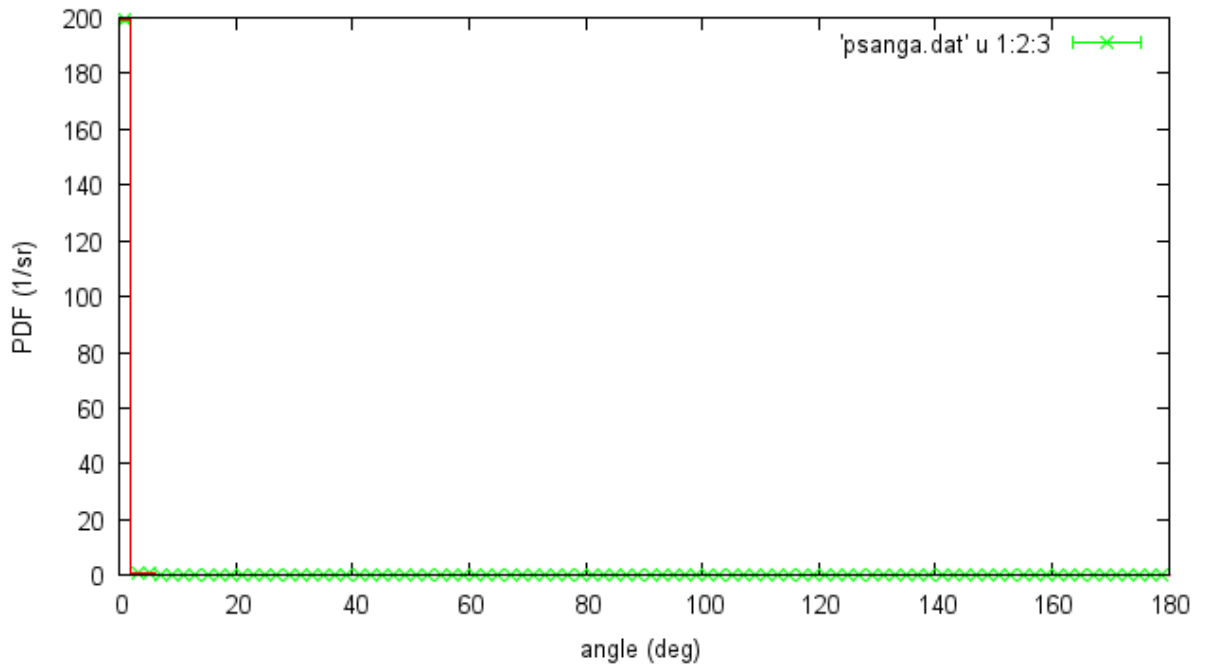
Şekil 2.37 18 MV enerjili fotonların su içinde 15 cm derinlikteki geri tepen birincil parçacıkların yol uzunluğu dağılımı



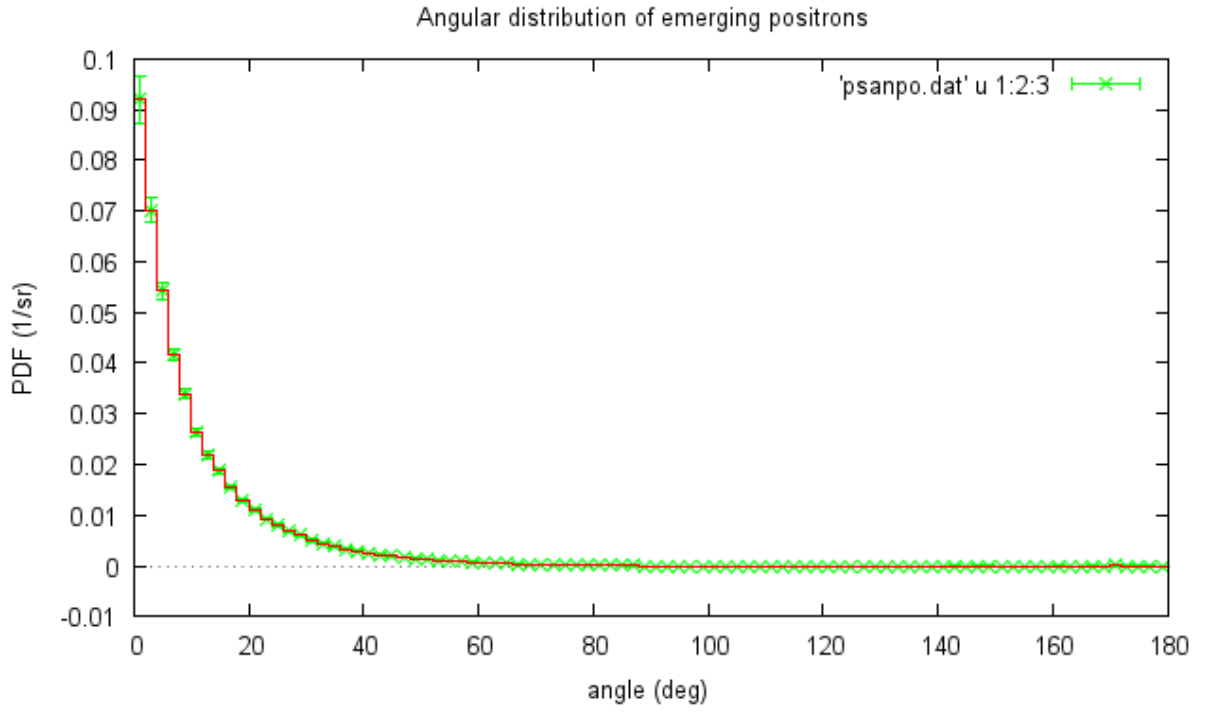
Şekil 2.38 18 MV enerjili fotonların su içinde 15 cm derinlikteki soğurulan birincil parçacıkların yol uzunluğu dağılımı



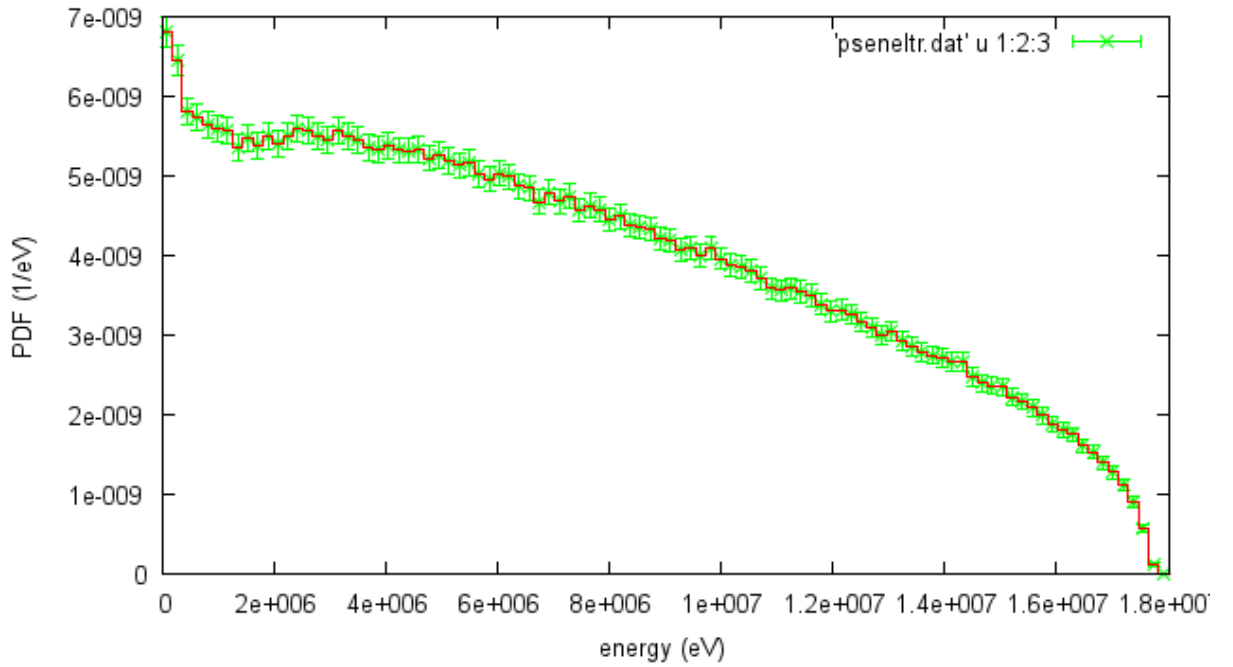
Şekil 2.39 18 MV enerjili fotonların su içinde 15 cm derinlikteki yutucudan çıkan elektronların açısal dağılımı



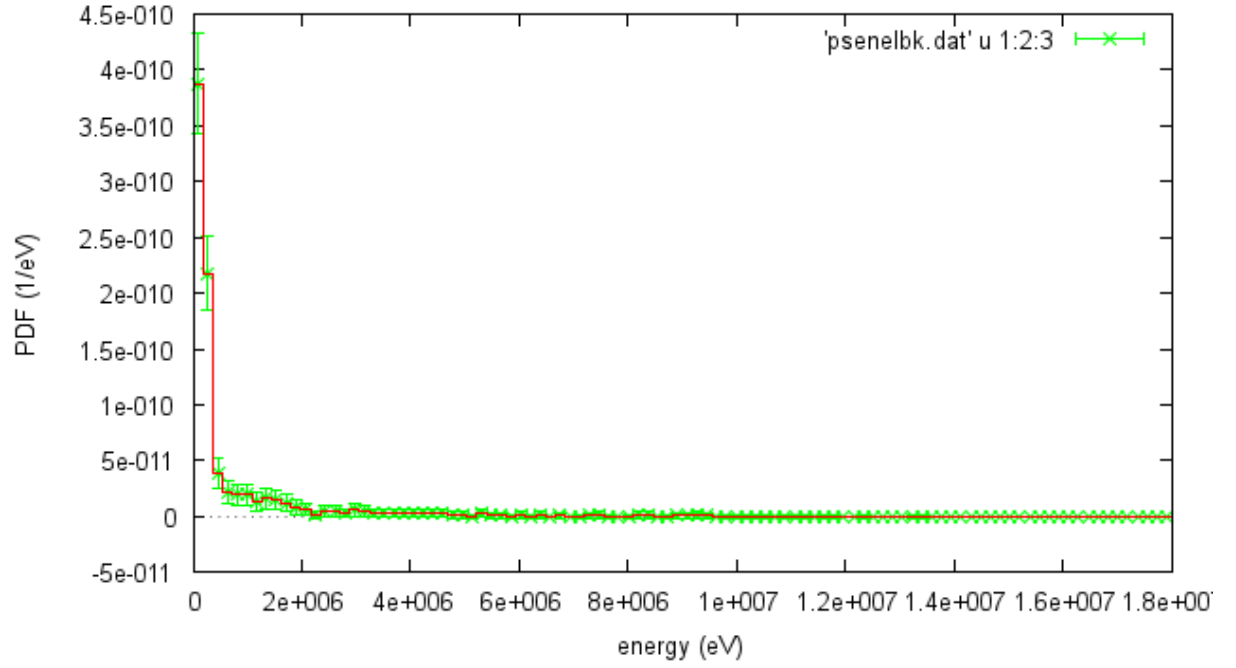
Şekil 2.40 18 MV enerjili fotonların su içinde 15 cm derinlikteki yutucudan çıkan fotonların açısal dağılımı



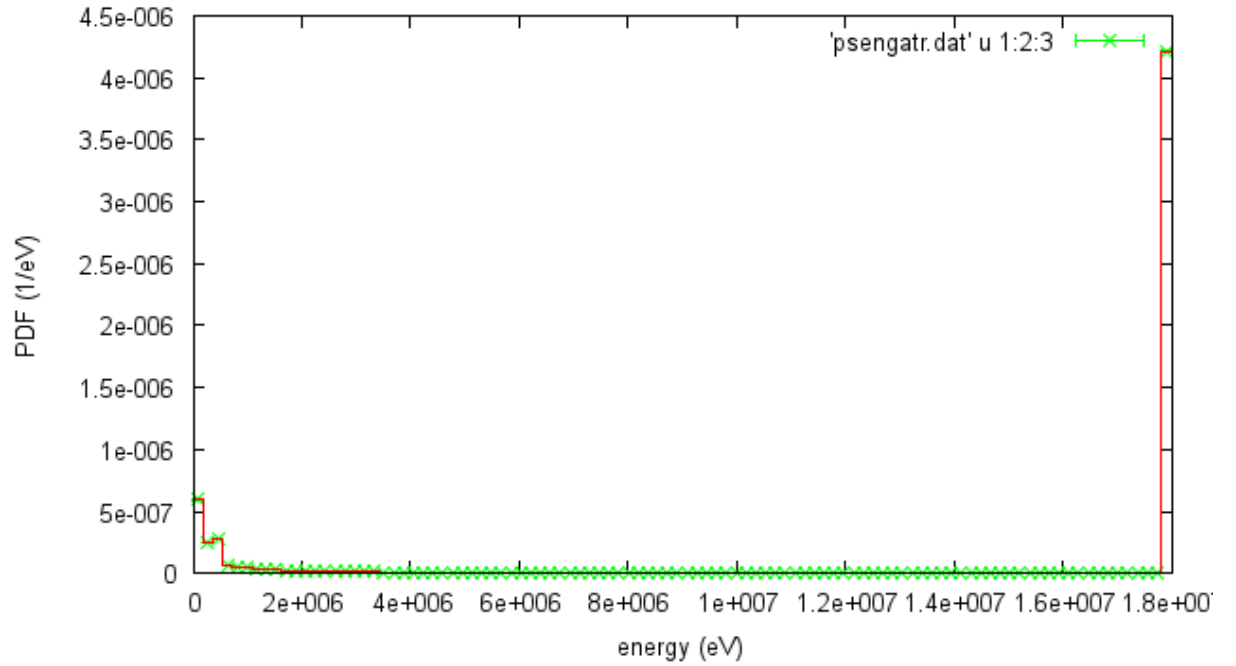
Şekil 2.41 18 MV enerjili fotonların su içinde 15 cm derinlikteki yutucudan çıkan pozitronların açısal dağılımı



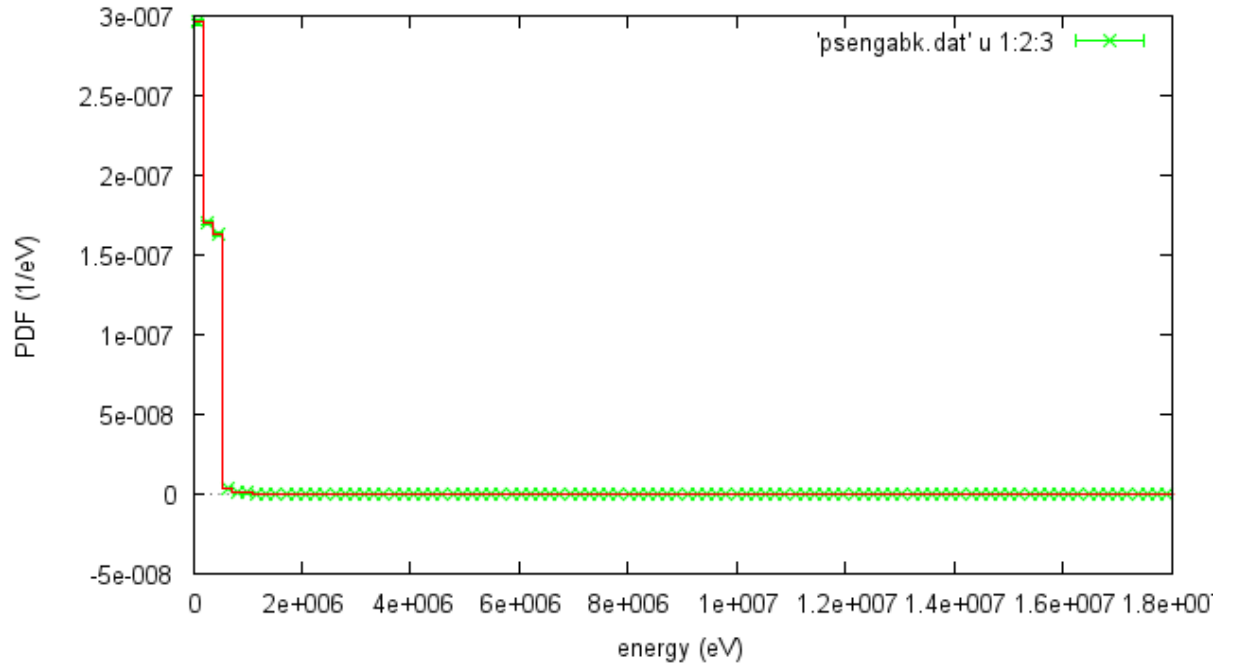
Şekil 2.42 18 MV enerjili fotonların su içinde 15 cm derinlikteki geçen elektronların enerji dağılımı



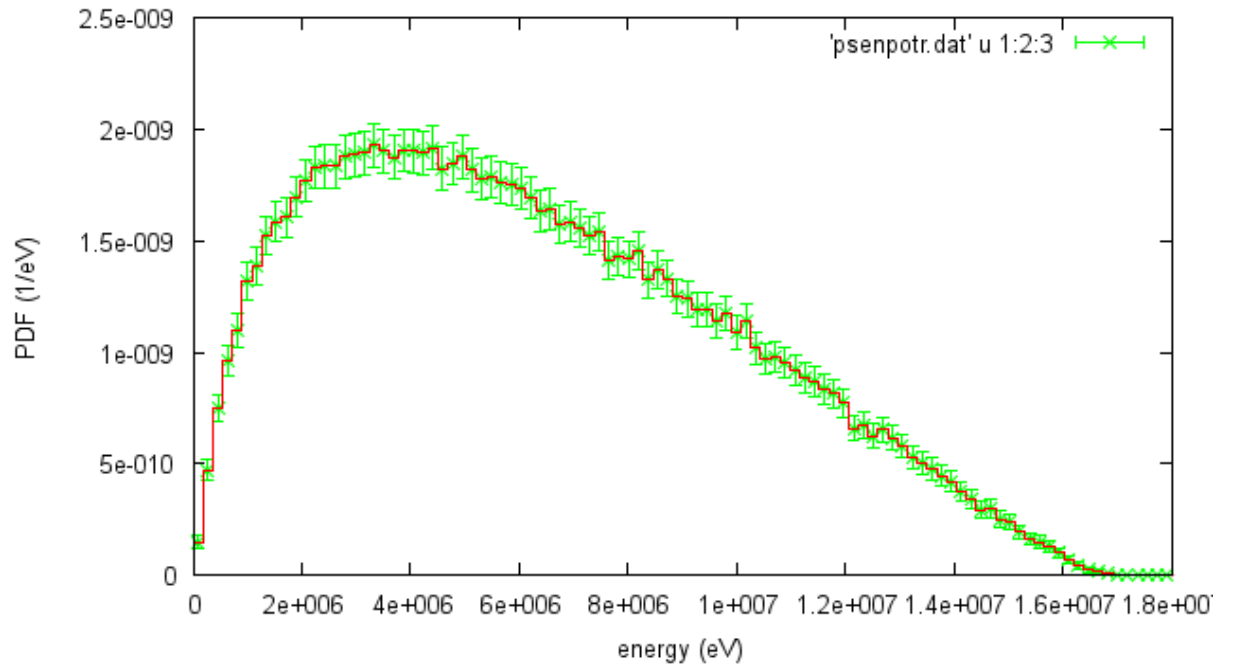
Şekil 2.43 18 MV enerjili fotonların su içinde 15 cm derinlikteki geri saçılan elektronların enerji dağılımı



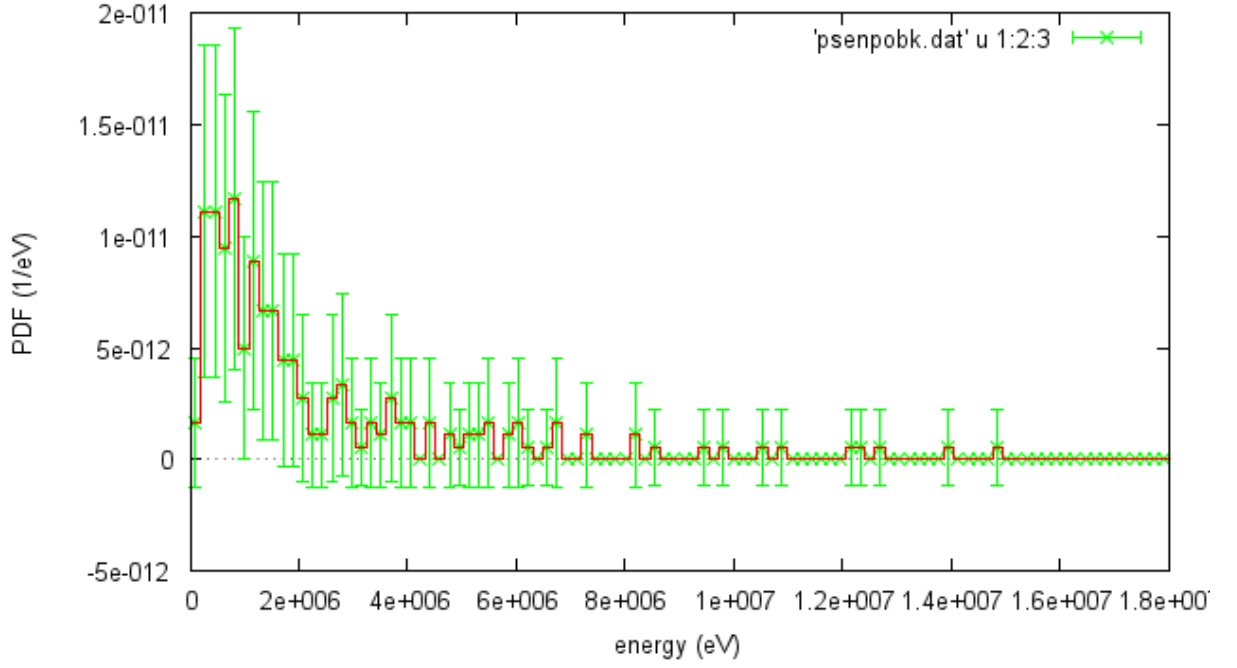
Şekil 2.44 18 MV enerjili fotonların su içinde 15 cm derinlikteki geçen fotonların enerji dağılımı



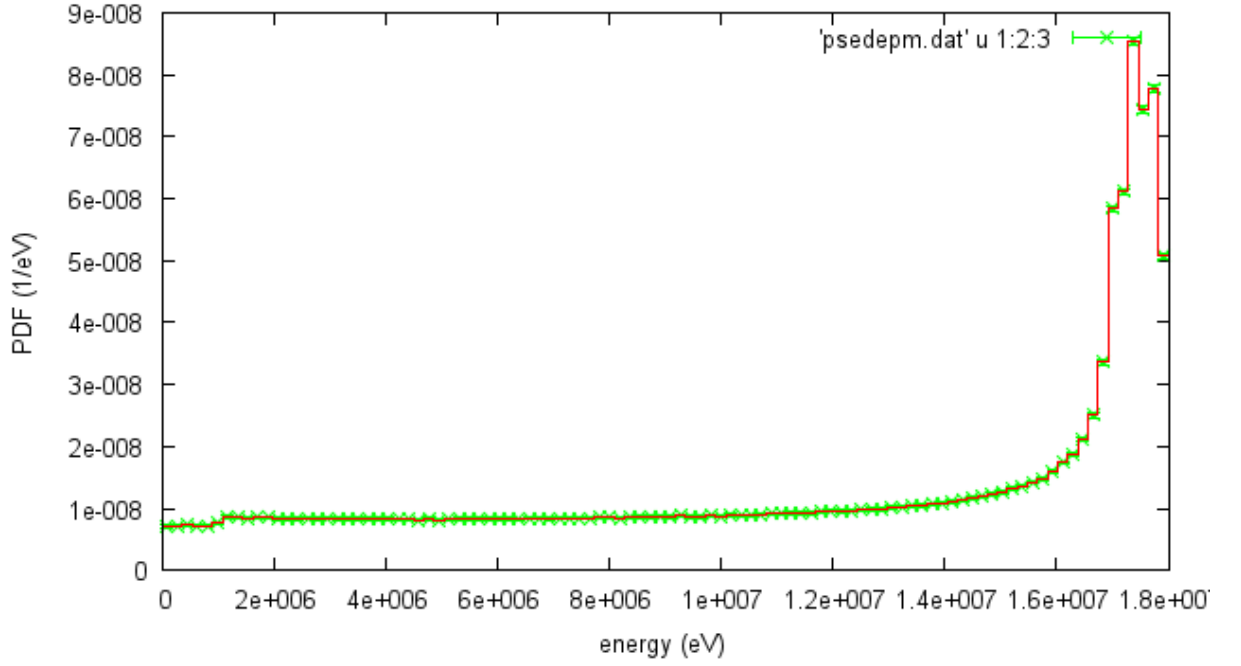
Şekil 2.45 18 MV enerjili fotonların su içinde 15 cm derinlikteki geri saçılan fotonların enerji dağılımı



Şekil 2.46 18 MV enerjili fotonların su içinde 15 cm derinlikteki geçen fotonların enerji dağılımı



Şekil 2.47 18 MV enerjili fotonların su içinde 15 cm derinlikteki geri saçılan pozitronların enerji dağılımı



Şekil 2.48 18 MV enerjili fotonların su içinde 15 cm derinlikteki yutulan enerji dağılımı

2.3 PENSLAB Çıktı Dosyası

Çıktı dosyalarının hepsi çok uzun olduğu için burada bu dosyaların sadece başlangıç ve son kısımları verildi.

ÖRNEK ÇIKTI DOSYASI: PS_SU_6M_31c.dat

** PROGRAM PENSLAB. Input data file. **

Date and time: 1st May 2012. 16:02:16

H2O fantomu

>>>>> Source description.

Primary particles: photons

Initial energy = 6.000000E+06 eV

Source coordinates: SX0 = 0.000000E+00 cm

SY0 = 0.000000E+00 cm

SZ0 = -1.000000E+00 cm

Beam direction angles: THETA = 0.000000E+00 deg

PHI = 0.000000E+00 deg

Beam aperture: ALPHA = 0.000000E+00 deg

>>>>> Material data and simulation parameters.

**** 1st material

Electron absorption energy = 1.000000E+04 eV

Photon absorption energy = 1.000000E+04 eV

Positron absorption energy = 1.000000E+04 eV

Electron-positron simulation parameters:

C1 = 1.000000E-01, C2 = 1.000000E-01

Wcc = 1.000000E+03 eV, Wcr = -1.000000E+03 eV

PENELOPE's material definition file: SU.mat

Slab thickness = 3.100000E+01 cm

Maximum step length, DSMAX = 4.000000E-03 cm

>>>>> Dimensions of counter arrays.

E: NBE = 100, EMIN = 0.000000E+00 eV, EMAX = 6.000000E+06 eV
Theta: NBTH = 90
Z: NBZ = 100
TL: NBTL = 100, TLMIN = 0.000000E+00 cm, TLMAX = 9.045917E+01 cm

>>>>> Job characteristics.

Resume simulation from previous dump file: dump1.dat

Write final counter values on the dump file: dump1.dat

Dumping period: DUMPP = 6.000000E+01

Number of showers to be simulated = 1.000000E+07

Computation time available = 2.000000E+05 sec

** Program PENSLAB. Results. **

Simulation time 6.937478E+04 sec

Simulation speed 1.441446E+02 showers/sec

Simulated primary particles 1.000000E+07

Transmitted primary particles 7.233347E+06

Backscattered primary particles 9.655090E+05

Absorbed primary particles 1.801144E+06

Fractional transmission 8.126811E-01 +- 7.4E-04

Fractional backscattering 1.630803E-01 +- 5.6E-04

Fractional absorption 1.801144E-01 +- 3.6E-04

Secondary-particle generation probabilities:

| electrons | photons | positrons |

transmitted	2.000380E-02	8.934640E-02	1.174800E-03
	+- 1.4E-04	+- 3.1E-04	+- 3.2E-05

backscattered	1.923000E-04	6.652940E-02	2.130000E-05
	+- 1.3E-05	+- 2.8E-04	+- 4.4E-06

absorbed	1.689811E+01	1.801696E-01	6.990490E-02
	+- 1.6E-02	+- 4.5E-04	+- 2.4E-04

Mean number of events per primary track:

Coherent (Rayleigh)	8.372910E-02 +- 3.6E-04
Incoherent (Compton)	2.673910E+00 +- 4.3E-03
Photoelectric absorption	1.090444E-01 +- 3.0E-04
Pair production	7.107000E-02 +- 2.4E-04

Average final energy:

Transmitted particles	4.410467E+06 +- 2.5E+03 eV
Backscattered particles	1.898541E+05 +- 3.3E+02 eV

Average track length:

Transmitted particles	3.504093E+01 +- 1.3E-02 cm
Backscattered particles	4.338433E+01 +- 9.3E-02 cm
Absorbed particles	5.569035E+01 +- 9.1E-02 cm

Mean value of the polar cosine of the exit direction:

Transmitted particles	9.166070E-01 +- 1.8E-04
Backscattered particles	-6.739848E-01 +- 7.0E-04

Mean value of the polar angle of the exit direction:

Transmitted particles	1.340676E+01 +- 2.3E-02 deg
Backscattered particles	1.355338E+02 +- 5.9E-02 deg

Average deposited energy 2.692106E+06 +- 2.5E+03 eV
(efficiency = 1.48E+02)

Last random seeds = 1175609701 , 1302715628

*** END ***

2.4 Deneysel Sistem

Hesaplarımızın sonuçlarını karşılaştırdığımız deneysel sonuçlar Ondokuz Mayıs Üniversitesi (OMÜ) Tıp Fakültesi Uygulama ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalında bulunan VARIAN Clinac DHX elektron hızlandırıcısından elde edildi. Lineer Elektron Hızlandırıcı sistemi elemanları ve uygulanan yöntem aşağıda kısaca verilmiştir.

VARIAN marka Clinac DHX Cihazı (Bölüm 2' de genel olarak anlatıldı.)

RFA 300 marka Üç boyutlu su Fantomu

RFD 3^G -pSi Referans Dedektörü

EFD 3^G -pSi elektron diyot alan dedektörü

Elektrometre

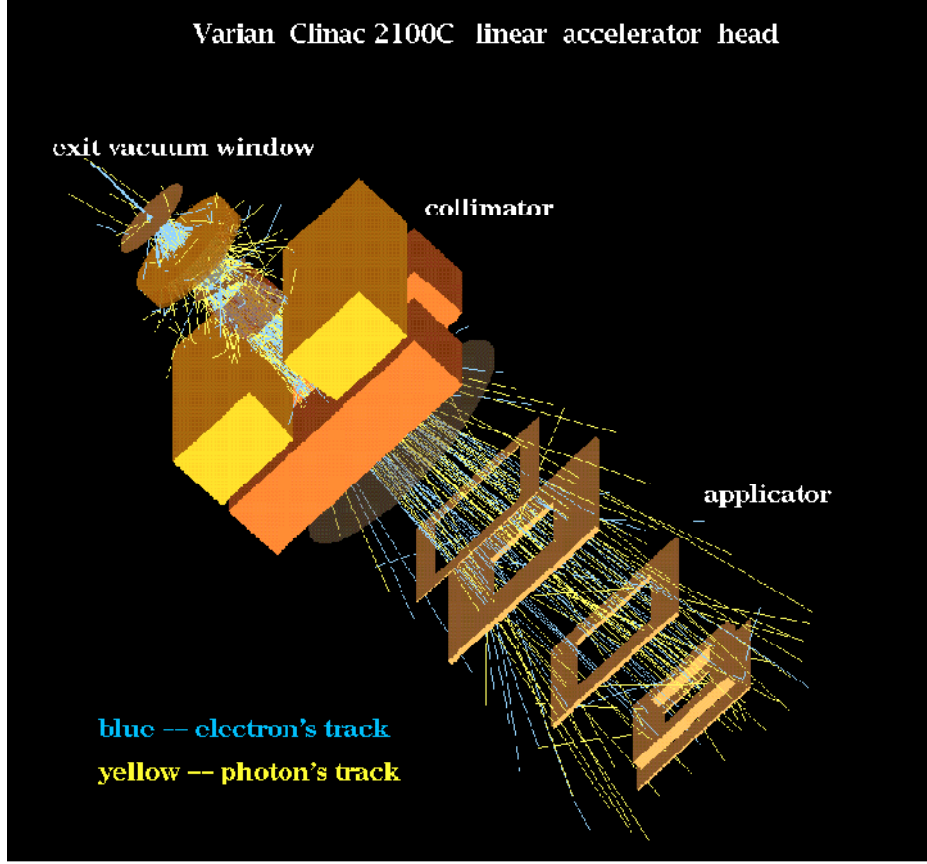
10x10 Alan Boyutlu aplikatör ve kurşun blok

Bu cihazların teknik özellikleri aşağıda açıklanmaktadır

2.4.1 VARIAN marka Clinac DHX Cihazı

Lineer hızlandırıcılar elektron ve foton elde edilmesinde kullanılan sistemlerdir. OMÜ Tıp Fakültesi' nde mevcut olan hızlandırıcının (Varian marka Clinac DHX) tezimle ilgili olması nedeniyle marka ve model için ele alınmaktadır hızlandırıcının genel özellikleri Bölüm 1' de anlatılmaktadır.

Şekil 2.49' da Varian Clinac Tedavi kafası ve vakum çıkış penceresinden çıkan yaklaşık 100 elektronun simulasyonu ve izleri gösterilmiştir(Rogers vd, 1995a).



Şekil 2.49 Varian Clinac Tedavi kafası ve vakum çıkış penceresinden çıkan yaklaşık 100 elektronun Simulasyonu ve izleri (Rogers vd., 1995a)

2.4.2 RFA 300 Üç boyutlu su fantomu

RFA300 üç boyutlu su fantomu, Lineer Hızlandırıcı cihazında elde ettiğimiz demetlerin yüzde derin doz, profil, enerji, yüzey enerjisi, ortalama enerji gibi dozimetrik parametrelerini elde etmemizi sağlayan bir ölçüm sistemidir.

İnsan vücudunun büyük çoğunluğunun sudan oluşması, kolay bulunması ve yeniden kullanılabilirliği açısından ölçümler suda alınır ve kullanılacak olan suyun saf su olması gerekmektedir.

Su fantomu 45.5 x 45.5 x 45.5 cm boyutundadır. Ağırlığı su olmadan önce yaklaşık 40 kg kadardır. Su doldurulduğunda ağırlığı 500 kg a kadar çıkmaktadır. Bu nedenle Şekil 2.50' de görüldüğü gibi bir kaldırma sistemi kullanılması gerekir. Ölçümler sırasında kullanacağımız suyun damıtılmış saf su olması gerekmektedir. Bunun nedeni saf suyun yumuşak dokunun yoğunluğuna (1g/cm³) yakın olmasıdır. Su tankı ölçüm için kullanılacak suyu muhafaza etmek için kullanılır.



Şekil 2.50 3-Boyutlu su fantomu, su tankı ve bilgisayar sistemi

Fantomlar, doku içerisinde doz dağılımlarının incelenmesi için kullanılan insan dokusu eşdeğeri malzemelerdir. İnsan vücudunun büyük bir kısmı sudan oluşur ve kas ve yumuşak dokuların Z sayısı suya çok yakındır. Bundan dolayı temel doz dağılımları genellikle tekrarlanabilir olması, kas ve yumuşak dokuların radyasyon soğurma ve saçılma özelliklerine çok yakın olması, üç boyutlu ölçüm yapabilmesi nedeniyle su fantomunda yapılır.

Su fantomunu doldurmadan önce kaldırma masasının üzerine yerleştirildi. Daha sonra suyu doldurmak için su tankının tüpü su fantomunun kenarına bağlandı. Kaldırma masası hareket ettirilerek su fantomunun merkezi Linac cihazının ışın merkezi eksenine ayarlanır. Su fantomunun üzerindeki yatay ve dikey çizgiler Linac cihazının lazerleri ile aynı hizaya getirildi ve kaldırma masasının desteklerini sabitlendi. Daha sonra suyu doldurularak SSD (Kaynak-yüzey mesafesi) yi su fantomu yüzeyinde 100 cm ye ayarlandı.



Şekil 2.51 Su fantomunun kurulumu ve doldurulması.

2.4.3 İyon Odası (PFD 3^G -pSi foton diyod)

Deney sisteminde kullandığımız iyon odası silindirik, yapısı homojendir. Teknik özellikleri Tablo 2.1’ de verilmiştir.

Tablo 2.1 Dedektör sisteminin teknik özellikleri

Gövde Materyali	Paslanmaz çelik
Ek Materyal	ABS ve epoksi
Ölçüm için pozisyon noktası	Dedektörün uç kesitinde artı ile gösterilmiştir.
Effective ölçüm noktası	<0.9 mm yüzeyden
Chip boyutu (mm)	2.5 x 2.5 x 0.5
Dedektörün aktif çapı (mm)	2.0
Dedektörün aktif kalınlığı (mm)	0.03

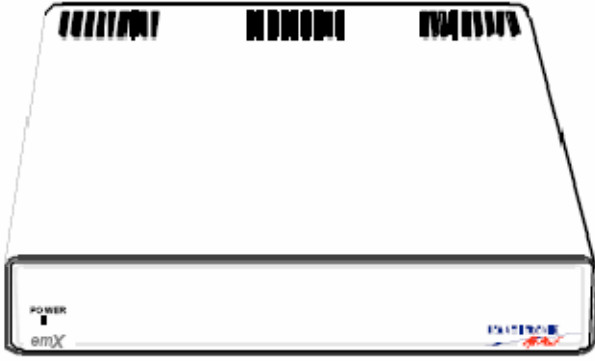
2.4.4 Elektrometre

Elektrometre esas olarak yük ölçen bir alettir. İyon odalarında gelen radyasyon etkisi ile oluşan yükleri ölçmeye yarar. Bu çalışmada emx 12-kanal elektrometresi kullanılmıştır (Şekil 2.52).

Bu çalışmada kullanılan elektrometrenin teknik özellikleri Tablo 2.2' de verilmiştir.

Tablo 2.2 Elektrometre güç kaynağının teknik özellikleri.

Doz Modu	
Giris Mertebesi	0 Nc den 999.9 nC
Doğruluk	%1
Çözünürlük	1 Pc
Kazanç edinimi	55 adım
A/D Dönüştürücü	16 bit
Doz oranı modu	
Giris Mertebesi	0 nA dan 27 nA
Doğruluk	25 pA dan büyük akımlar için % 1
Çözünürlük	15 fA
Kazanç edinimi	55 adım
A/D Dönüştürücü	16 bit
Isınma zamanı	20 dakika



Şekil 2.52 emx 12 kanal elektrometre

Tablo 2.3 Emx güç kaynağı

Güç	100-120 V ac veya 220-240 V ac ($\pm 10\%$)
Frekans	50 veya 60 Hz
Sigorta	200 mA (220-240 V) veya 500 mA (100-120V)

Tablo 2.4 Referans Dedektör (RFD 3^G-pSi)

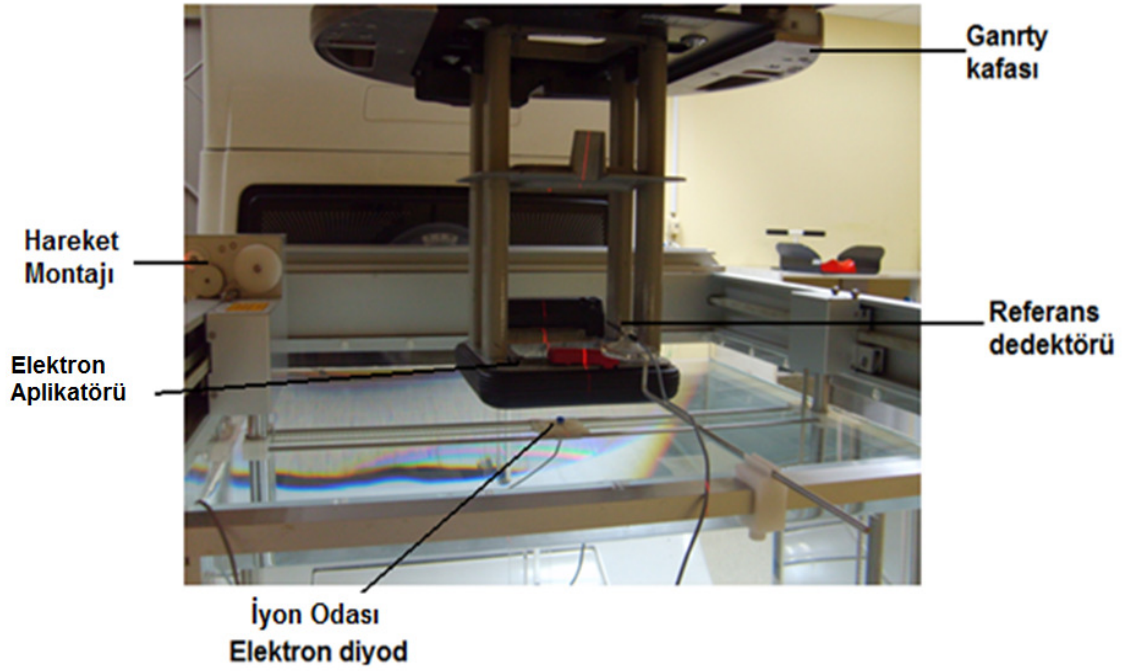
Ek materyal	ABS ve epoksi
Ölçüm noktası	Dedektörün uç kısmında beyaz nokta ile belirlenmiştir.
Chip boyutu (mm)	2.5 x 2.5 x 0.5
Dedektörün aktif çapı (mm)	2.0
Dedektörün aktif kalınlığı (mm)	0.03

Referans dedektörü relatif doz ölçümlerinde kullanılmaktadır. Işınlanan alanın relatif dozunu hesap ederek belirler ve hızlandırıcıdan çıkan out-put ölçer dozdaki dalgalanmaları düzgün algılanmasını sağlar. İyon odası ve referans dedektörünün impedance 150 M Ω den büyüktür, hassasiyetleri 30Nc/Gy (iba, Technical Description)

2.5 Yüzde Derin Doz Dağılımlarının Ölçülmesi

Ölçümler lineer hızlandırıcını bulunduğu tedavi odasında yapıldı. Kontrol odasına ölçüm protokollerinin yüklü olduğu bilgisayar sistemini yerleştirildi. Ölçümün kontrol ve analiz edildiği bilgisayar ile tedavi odasındaki su fantomu arasındaki bağlantı, iyonizasyon

odasındaki dozu ölçen elektrometrenin ara kablosunun bir ucunu bilgisayara diğer ucunu da üç boyutlu su fantomunun bağlantı noktasına bağlanması ile sağlandı.



Şekil 2.53 Su fantomunun set-up'ı

Su fantomunun üst kenarına Şekil 2.53' de olduğu gibi iyon odası hareket kontrol sistemi yerleştirildi. Bu durumda bilgisayardan koordinatları girdiğimizde iyon odasının, istediğimiz noktaya konumlanması sağlandı. İyon odası su fantomundaki yuvaya sıkı bir biçimde yerleştirildi. Ölçüm de kullandığımız iyon odası ışının geliş yönüne dik olarak sabitlendi. 10x10'luk kurşun blok ve aplikatör lineer hızlandırıcının kafa kısmına takıldı, sonra en son olarak, ışınlama esnasında cihazın doz çıkış hızındaki (Gy/dak) bağıl hatayı azaltması amacıyla, referans detektörü su fantomunun üst bölümüne ucu ışınlanan alan içinde kalacak şekilde yerleştirildi. SSD (Kaynak-yüzey mesafesi) su yüzeyine kağıt yüzdürerek, kağıt yüzeyinde SSD=100 cm olarak ayarlandı. Bu durumda kaynak ile su fantomu arasında 100 cm kalınlığında hava tabakası bulunmaktadır. Set-up (kurulum) ayarlandıktan sonra hızlandırıcı ve su fantomunun bilgisayarını aynı anda çalıştırılarak deneysel ölçümleri alınmaya başlandı. Ölçümler su fantomunda (z= 31) cm derinlikten başlanıp yüzeye (z = 0) kadar birer milimetrelik adımlarla alındı.

Bu tezde ki veriler Varian Clinac DHX Lineer Hızlandırıcıdan üretilen 6 ve 18 MeV enerjilerde alınmıştır. Hızlandırıcı, çift saçılma foili (plaka) ve çift iyon odası ve her biri kırpıcı açıklıkta elektron aplikatörleri ile donatılmıştır. Aplikatörlerin duvarı yoktur

sadece kırpıcı uçları vardır. Aplikatörün boyutu ile çene (jaw) açıklıkları değişmekte ve otomatik iç kilitlemeli (interlocked) sistem bulunmaktadır.

Çalışmamızda $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alan boyutlu aplikatör ve kare blok kullanıldı. Aplikatör takıldıktan sonra cihazın iç kısmındaki çeneler $14 \times 14 \text{ cm}^2$ boyutlarında açılmaktadır.

Merkezi eksen derin doz dağılımları su fantomundaki bir diyot ile ölçüldü. Diyot su geçirmez özelliktedir. Yüzeyden 0,5 mm ye kadar su içinde hareket ediyor olması doz build-up bölgesinde yüzeye yakın yerde ikincil elektronların build-up dozu oluyor. Su fantomu yüzeyi (sıfır derinlik) su/hava sınırlarında diyod yavaşça hareket ettirilirken sinyallerde görülen keskin değişme olarak alındı.

3 BULGULAR

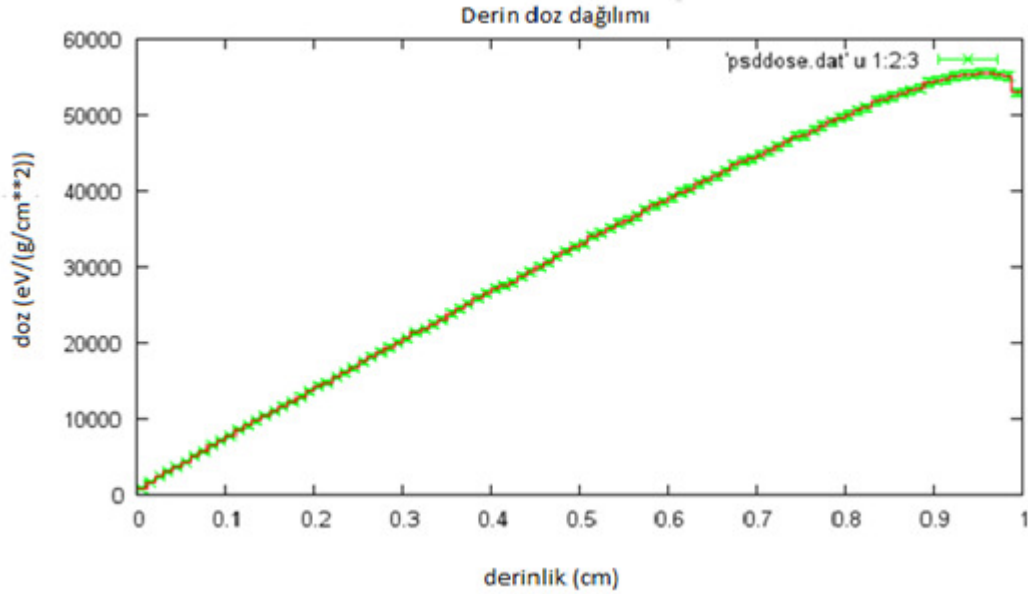
Çalışmamızda elde etmiş olduğumuz bulgular Monte Carlo hesabı sonuçları ve deneysel olarak iki bölümde sunulmaktadır.

3.1 Penelope Monte Carlo Programı Hesap Bulguları

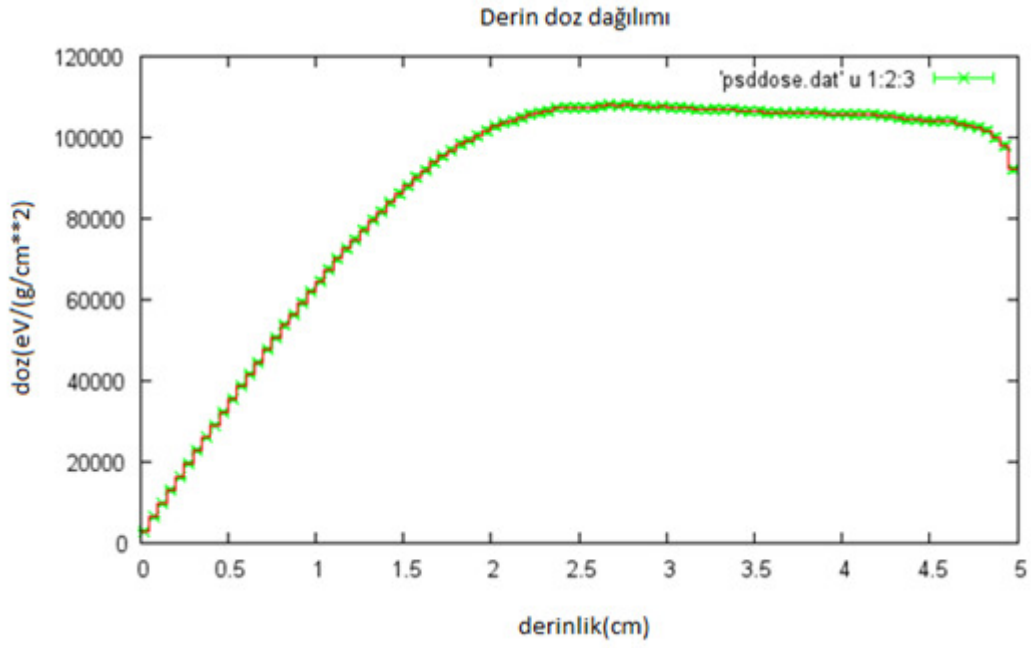
1. bölümde ayrıntısı ile anlatılan Penelope Monte Carlo kodu ile fotonların su ile etkileşmesi için PENSLAB ana programının uygun giriş dosyaları hazırlanarak derin ve diğer fiziksel nicelikler için 6 MV ve 18 MV enerjilerde Monte Carlo hesapları yapıldı.

3.1.1 6 MV' da Farklı Kalınlıklarda Hesap Sonuçları

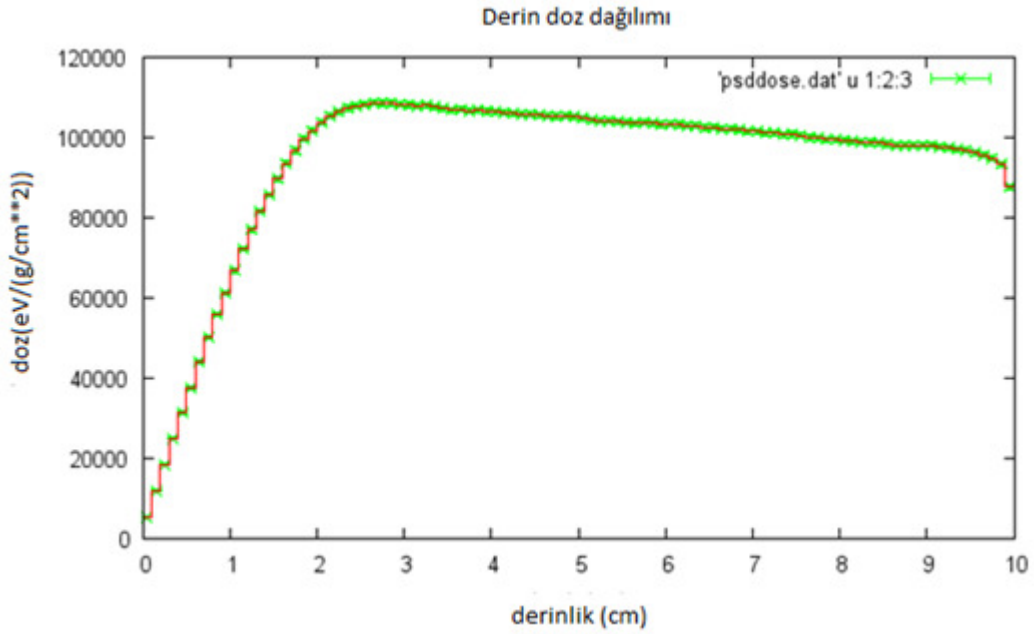
6 MV enerjide farklı kalınlıklardaki hesap sonuçları Şekil 3.1-3.7' de gösterilmiştir.



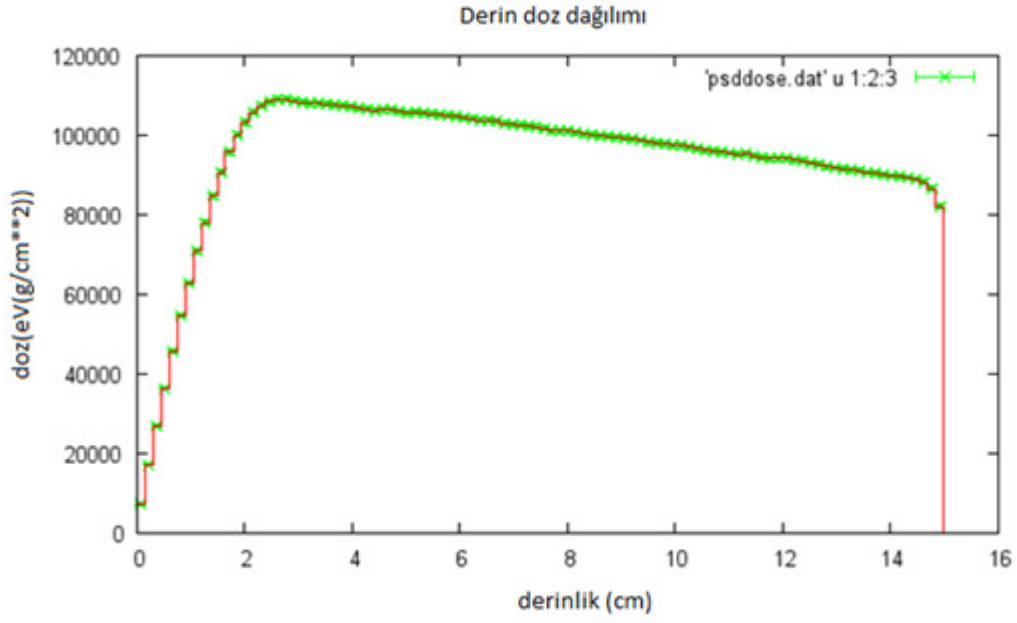
Şekil 3.1 6 MV enerjide, 1 cm kalınlıkta, sudaki derin doz dağılımının hesap sonucu



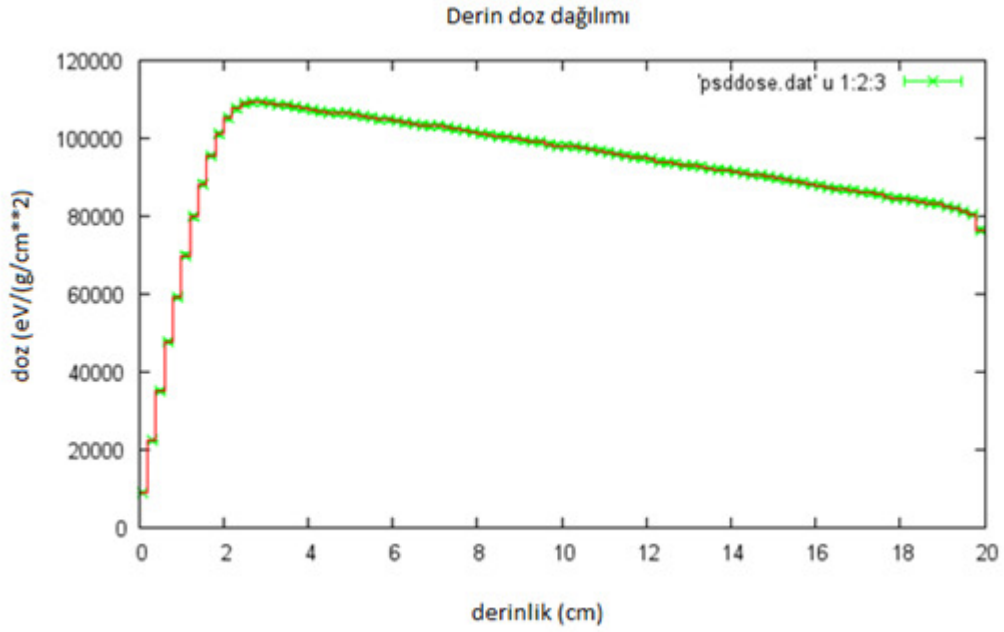
Şekil 3.2 6 MV enerjide, 5 cm kalınlıkta, sudaki derin doz dağılımının hesap sonucu



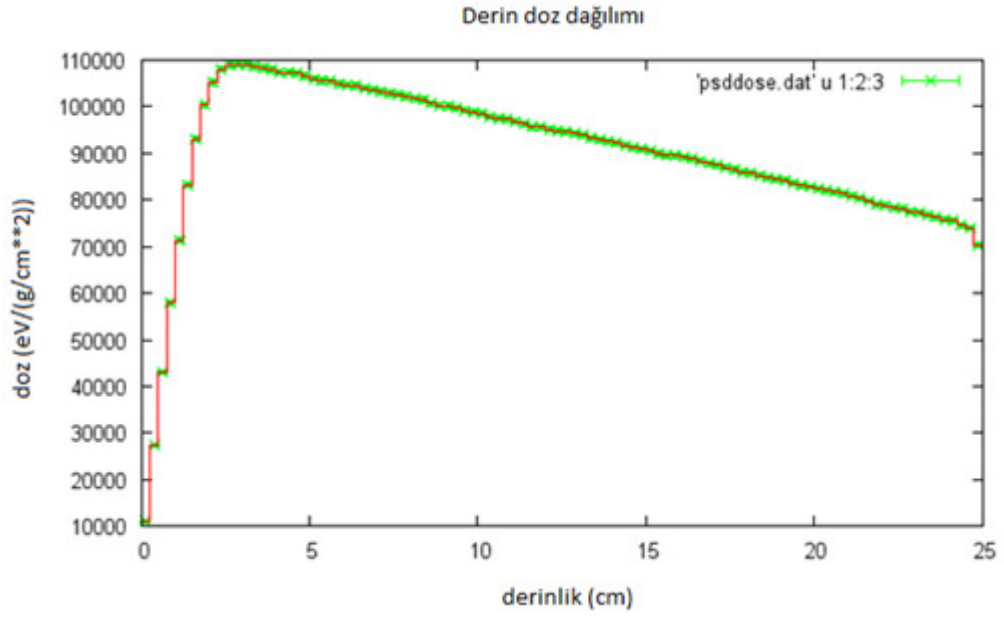
Şekil 3.3 6 MV enerjide, 10 cm kalınlıkta, sudaki derin doz dağılımının hesap sonucu



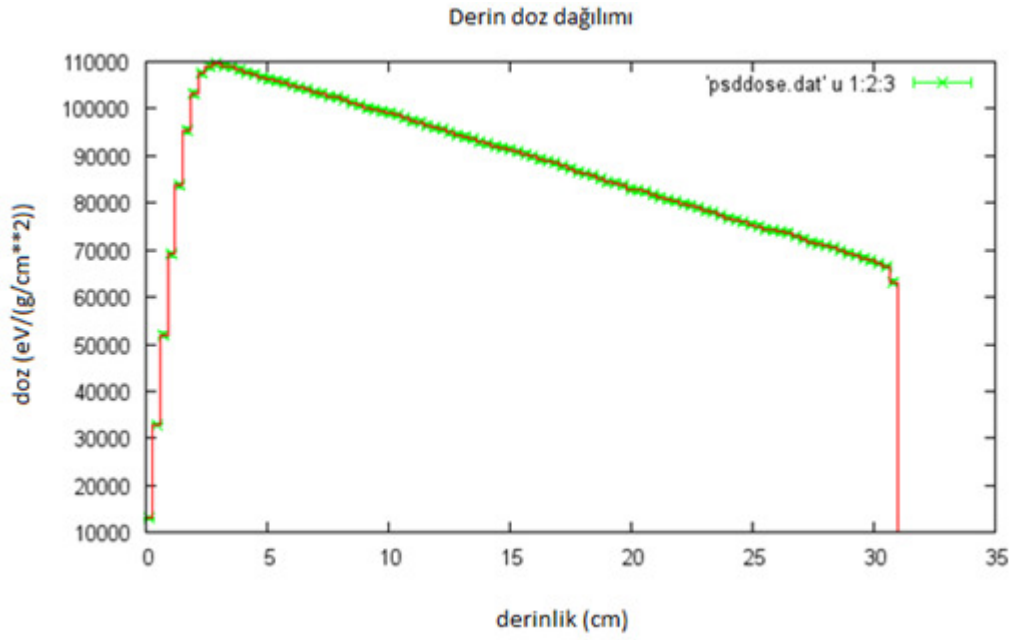
Şekil 3.4 6 MV enerjide, 15 cm kalınlıkta, sudaki derin doz dağılımının hesap sonucu



Şekil 3.5 6 MV enerjide, 20 cm kalınlıkta, sudaki derin doz dağılımının hesap sonucu



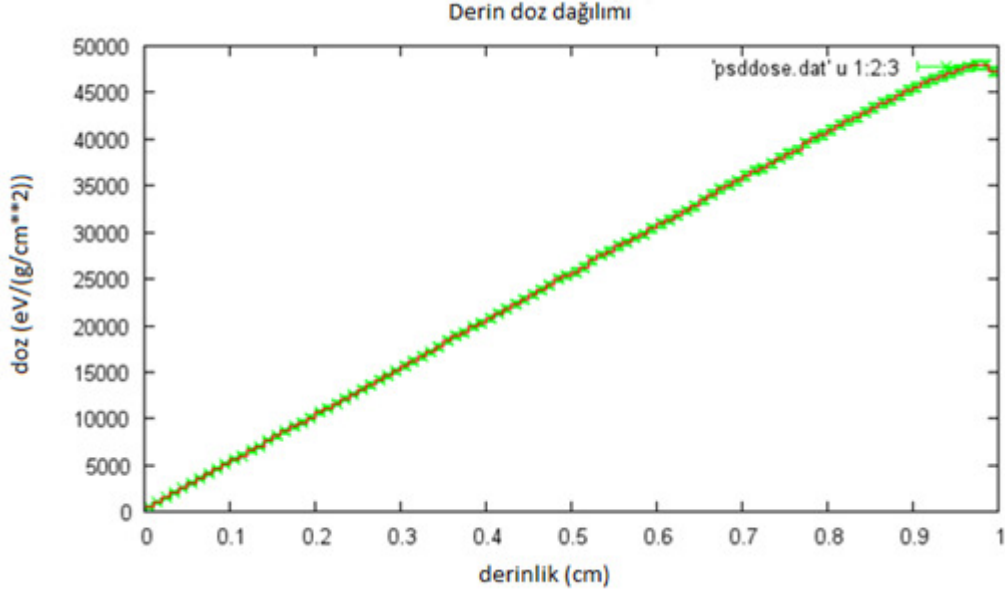
Şekil 3.6 6 MV enerjide, 25 cm kalınlıkta, sudaki derin doz dağılımının hesap sonucu



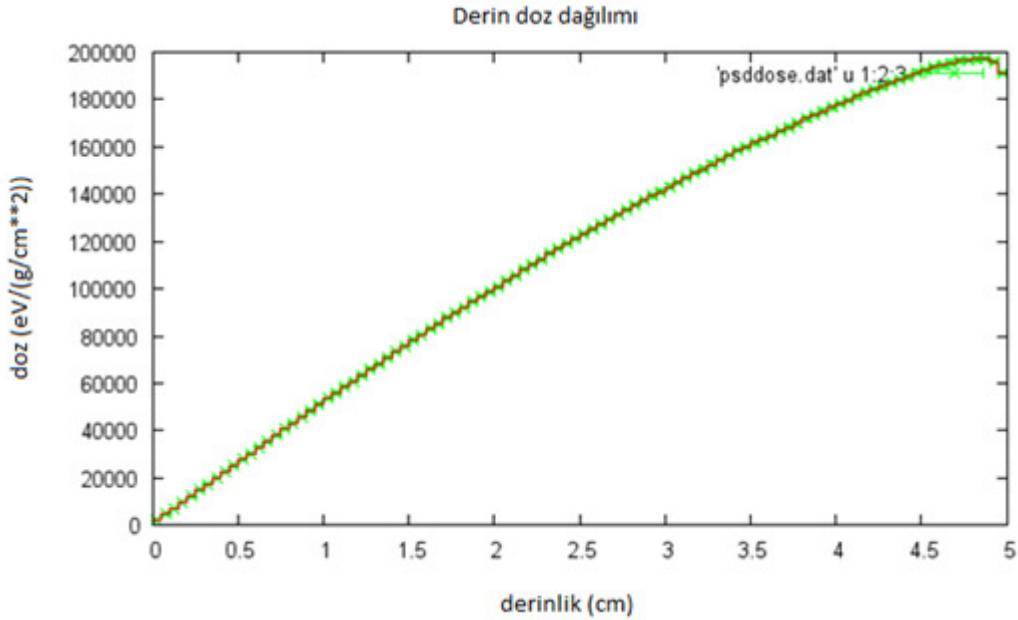
Şekil 3.7 6 MV enerjide, 31 cm kalınlıkta, sudaki derin doz dağılımının hesap sonucu

3.1.2 18 MV' da Farklı Kalınlıklarda Hesap Sonuçları

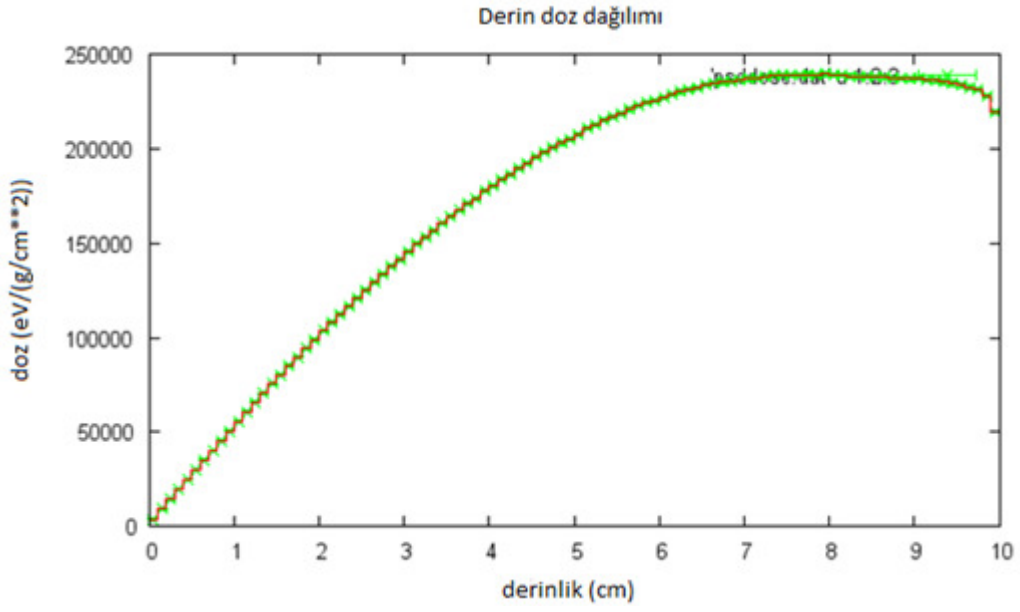
18 MV enerjide farklı kalınlıklardaki hesap sonuçları Şekil 3.8-3.14' de gösterilmiştir.



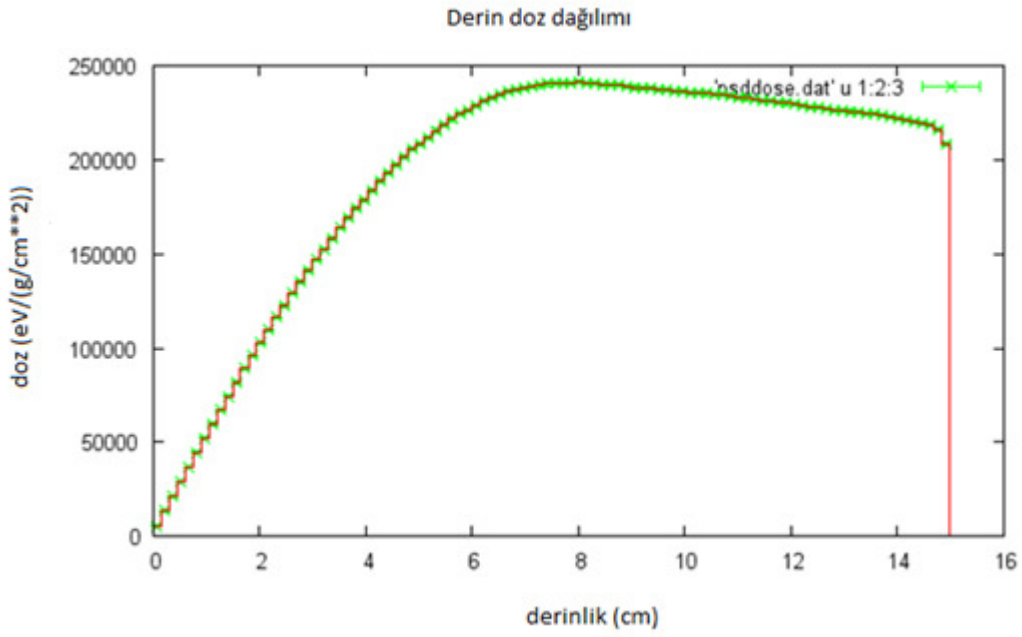
Şekil 3.8 18 MV enerjide, 1 cm kalınlıkta, sudaki derin doz dağılımının hesap sonucu



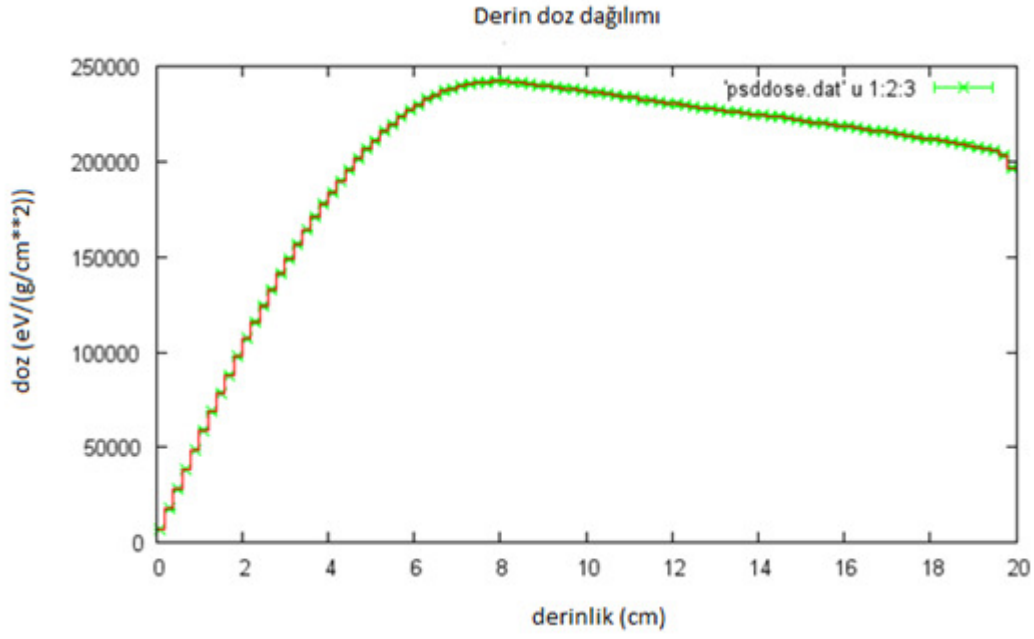
Şekil 3.9 18 MV enerjide, 5 cm kalınlıkta, sudaki derin doz dağılımının hesap sonucu



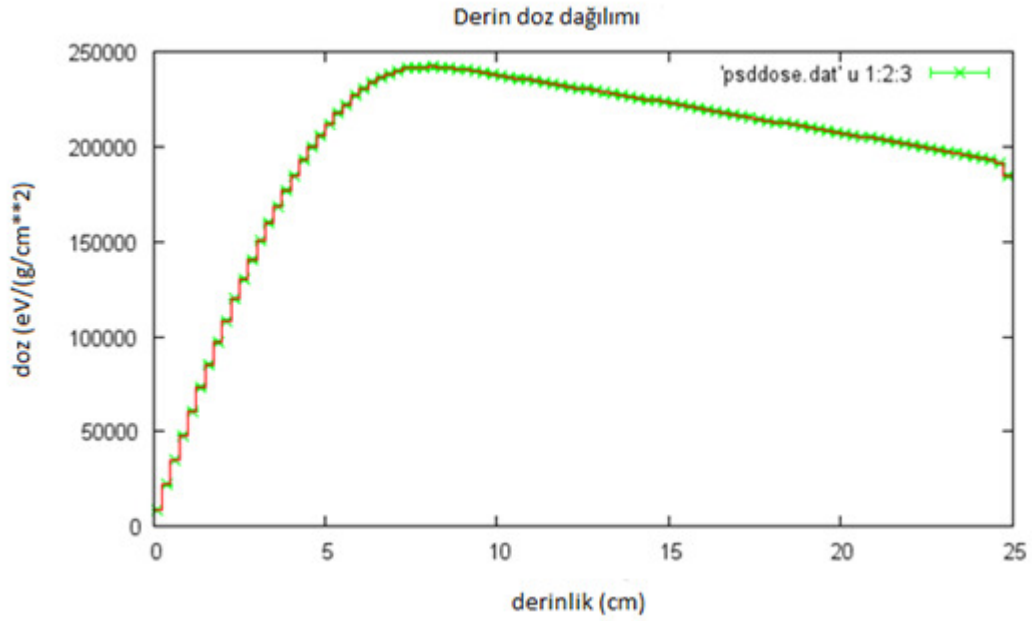
Şekil 3.10 18 MV enerjide, 10 cm kalınlıkta, sudaki derin doz dağılımının hesap sonucu



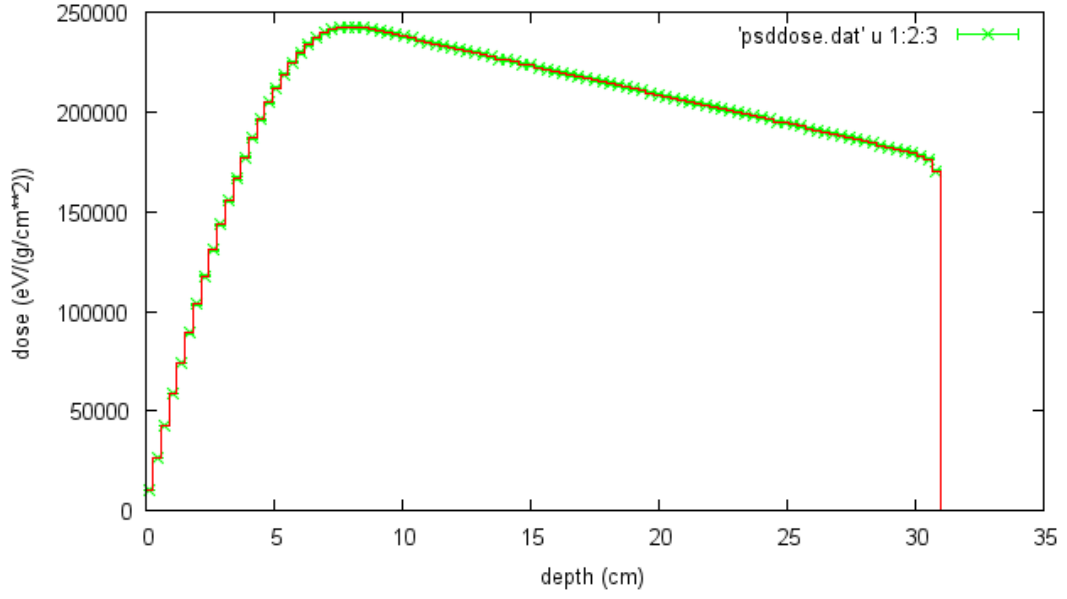
Şekil 3.11 18 MV enerjide, 15 cm kalınlıkta, sudaki derin doz dağılımının hesap sonucu



Şekil 3.12 18 MV enerjide, 20 cm kalınlıkta, sudaki derin doz dağılımının hesap sonucu



Şekil 3.13 18 MV enerjide, 25 cm kalınlıkta, sudaki derin doz dağılımının hesap sonucu



Şekil 3.14 18 MV enerjide, 31 cm kalınlıkta, sudaki derin doz dağılımının hesap sonucu

3.2 Deneysel Ölçüm Bulguları

Deneysel derin doz ölçümleri, foton ve elektron radyoterapi sisteminin kalibrasyonunu da kontrol etmek amacıyla 6 ve 18 MV enerjilerde ve 25.03.2011, 24.06.2011 ve 17.12.2011 tarihlerinde yapılmıştır. Her bir enerji ve zamanda bulunan sonuçlar çok uzun olduğu için bulgu tablosu olarak sadece ortalama değerler ve hataları (Tablo 3.1) ve her bir enerji için üç farklı zamanda elde edilen derin dozların derinlikle değişimlerinin grafikleri ortalama değerler ve hataları ile birlikte gösterilmektedir.

Tablo 3.1 Üç farklı zamandaki deneysel ölçüm sonuçları ve standart sapmaları.

Derinlik	6 MV		18 MV	
	Değer	Hata	Değer	Hata
0	48.33569	4.74166	43.94046	5.32040
1	58.93546	5.56089	47.50265	5.83144
2	68.46667	3.66106	53.44130	5.09546
3	76.30325	2.77455	59.50850	4.45854
4	82.66667	2.65769	64.94107	3.97611
5	87.56489	2.72099	69.57848	3.64465
6	91.23333	2.40069	73.59619	3.48056
7	93.96635	1.77699	77.13858	3.29751

8	96.06667	1.09697	80.31930	2.96347
9	97.73220	0.75154	83.18253	2.44420
10	98.73333	0.92916	85.69203	2.10305
11	98.92568	1.23896	87.73616	1.88673
12	98.93333	1.30128	89.35023	1.83002
13	99.35676	0.85940	90.64774	1.95583
14	99.93333	0.32146	91.97928	1.97188
15	100.25145	0.10179	93.55749	1.65150
16	100.16667	0.11547	94.99723	1.44858
17	99.67492	0.28525	95.88907	1.56911
18	99.06667	0.51316	96.54225	1.52975
19	98.64470	0.57888	97.30925	1.06113
20	98.46667	0.30551	98.02030	0.73482
21	98.45461	0.53985	98.42983	0.86572
22	98.23333	0.77675	98.69126	1.37813
23	97.54102	0.04018	98.97782	1.48167
24	96.86667	0.66583	99.19371	1.29422
25	96.68131	0.47407	99.22855	1.16947
26	96.63333	1.09697	99.27213	1.17488
27	96.26708	0.89394	99.48823	1.20985
28	95.53333	0.25166	99.72160	1.23156
29	94.57538	0.75970	99.81051	1.13598
30	93.90000	1.08167	99.86473	1.09530
31	93.86889	0.82084	100.00426	1.28448
32	93.90000	0.45826	100.16040	1.47086
33	93.41992	0.44999	100.18764	1.35940
34	92.83333	0.45092	99.92328	1.14914
35	92.60561	0.48720	99.33870	1.24036
36	92.46667	0.87369	98.81187	1.47100
37	92.07014	0.80411	98.67315	1.52169
38	91.50000	0.30000	98.69519	1.55744
39	90.91799	0.38536	98.55240	1.42997
40	90.36667	0.97125	98.22826	1.24508

41	89.85790	1.24902	97.79912	1.20783
42	89.40000	1.13578	97.37009	1.23854
43	88.99623	0.62188	97.02291	1.21819
44	88.63333	0.23094	96.74617	1.14064
45	88.28635	0.28071	96.54657	1.08686
46	87.90000	0.52915	96.39161	1.10229
47	87.43754	0.36989	96.20420	1.15115
48	86.96667	0.60277	95.93671	1.12834
49	86.53434	0.75407	95.58024	1.00451
50	86.00000	0.91652	95.17357	0.91258
51	85.28762	1.00052	94.77840	0.96811
52	84.76667	0.80829	94.40480	1.13080
53	84.73603	0.33543	94.02220	0.99662
54	84.76667	0.15275	93.70324	0.86884
55	84.40160	0.39358	93.52193	1.10801
56	83.80000	0.65574	93.31012	1.32872
57	83.23260	0.87686	92.89696	1.16093
58	82.80000	0.87178	92.49168	1.14138
59	82.51385	0.61084	92.30422	1.39891
60	82.20000	0.51962	92.12863	1.75777
61	81.69950	0.54827	91.78024	1.79912
62	81.10000	0.62450	91.39774	1.64436
63	80.53814	0.78332	91.12255	1.54660
64	80.10000	0.75498	90.86523	1.52963
65	79.81459	0.44618	90.47036	1.53078
66	79.53333	0.30551	89.93150	1.50304
67	79.12850	0.34176	89.36779	1.46164
68	78.73333	0.56862	88.87500	1.36542
69	78.46310	0.30085	88.51838	1.20024
70	78.10000	0.00000	88.28488	1.20183
71	77.47328	0.30620	88.07206	1.49045
72	76.93333	0.58595	87.81023	1.74297
73	76.80213	0.33321	87.50140	1.67302

74	76.76667	0.15275	87.08835	1.37803
75	76.47653	0.24555	86.55279	1.10722
76	76.06667	0.32146	86.16518	1.00458
77	75.75424	0.43297	86.12424	1.15058
78	75.60000	0.91652	86.05201	1.42454
79	75.53150	1.12182	85.55936	1.18038
80	75.10000	0.78102	84.93823	0.90096
81	74.01974	0.20963	84.57250	0.98085
82	73.03333	0.86217	84.33166	1.15780
83	72.83120	0.60587	83.99799	1.11681
84	72.86667	0.49329	83.67516	1.11006
85	72.50964	0.82275	83.45293	1.31363
86	72.03333	0.70946	83.21357	1.39754
87	71.78860	0.16271	82.85199	1.09974
88	71.53333	0.35119	82.41974	0.88236
89	70.99014	0.31381	82.00220	1.02259
90	70.33333	0.30551	81.66669	1.28584
91	69.80918	0.67525	81.42949	1.34271
92	69.50000	0.79373	81.17510	1.28243
93	69.38982	0.15009	80.78608	1.27908
94	69.23333	0.57735	80.35571	1.31774
95	68.82321	0.64290	80.00664	1.31498
96	68.33333	0.30551	79.73303	1.26588
97	67.95068	0.26717	79.48701	1.17361
98	67.53333	0.47258	79.22350	1.06818
99	66.94489	0.42950	78.91429	1.00672
100	66.40000	0.45826	78.51194	1.03086
101	66.12391	0.72382	77.97168	1.11414
102	66.03333	0.89629	77.50049	1.11434
103	65.95111	0.47192	77.30691	0.94049
104	65.63333	0.47258	77.20336	0.75966
105	64.96330	0.45108	76.96627	0.76044
106	64.40000	0.26458	76.62674	0.90016

107	64.32904	0.38874	76.21795	1.04646
108	64.26667	0.45092	75.83485	1.12594
109	63.72056	0.32735	75.61227	1.15901
110	63.03333	0.51316	75.43188	1.19127
111	62.62621	0.78734	75.13092	1.20737
112	62.40000	0.96437	74.79969	1.17859
113	62.18294	0.71377	74.54668	1.09243
114	62.03333	0.40415	74.30194	1.04599
115	61.99622	0.40996	74.02297	1.26338
116	61.83333	0.47258	73.68824	1.46964
117	61.33636	0.32860	73.28384	1.28446
118	60.70000	0.26458	72.90845	0.96972
119	60.15836	0.53821	72.63952	0.81177
120	59.70000	0.86603	72.39842	0.77982
121	59.28022	0.90947	72.09392	0.82669
122	58.96667	0.68069	71.69162	0.94611
123	58.81244	0.32107	71.20200	1.10498
124	58.70000	0.17321	70.82773	1.16570
125	58.49919	0.20057	70.72355	1.03339
126	58.20000	0.17321	70.68375	0.93891
127	57.82413	0.23135	70.49491	1.09650
128	57.40000	0.36056	70.24705	1.25985
129	56.97096	0.28102	70.02166	1.15956
130	56.63333	0.15275	69.76644	1.01142
131	56.44201	0.18116	69.40423	1.04333
132	56.23333	0.20817	68.94678	1.10393
133	55.86932	0.37877	68.47472	1.02109
134	55.53333	0.64291	68.10805	0.96035
135	55.39321	0.39814	67.89181	1.03172
136	55.23333	0.15275	67.74498	1.07867
137	54.84117	0.15309	67.58211	1.00751
138	54.40000	0.26458	67.37076	1.00800
139	54.10877	0.33063	67.09554	1.02962

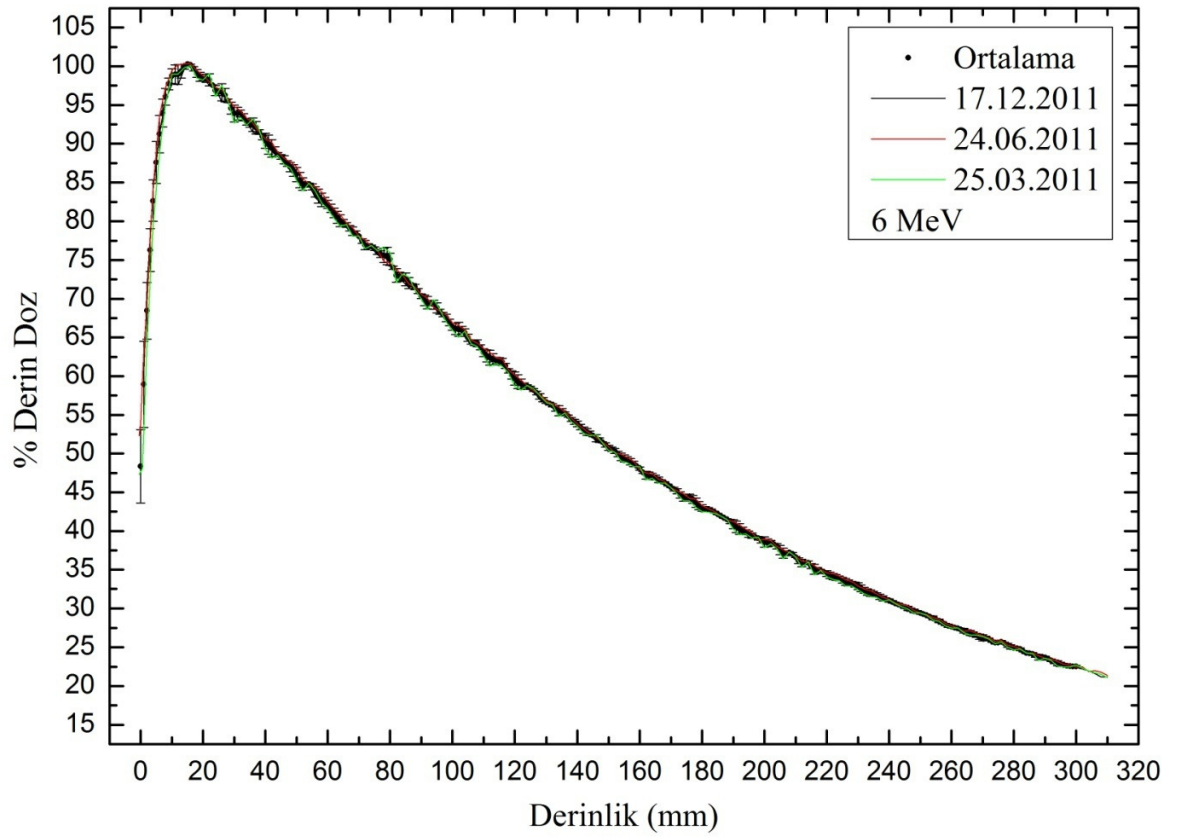
140	53.83333	0.35119	66.75809	1.04613
141	53.42790	0.33880	66.38231	1.09547
142	53.03333	0.37859	66.07323	1.11166
143	52.79629	0.41953	65.90157	1.13035
144	52.60000	0.30000	65.72952	1.15142
145	52.31195	0.12720	65.41121	0.92111
146	52.00000	0.45826	65.00498	0.82675
147	51.74342	0.30612	64.64142	0.87601
148	51.46667	0.05774	64.37809	0.91963
149	51.10187	0.27707	64.21657	0.91829
150	50.76667	0.32146	64.06334	0.86951
151	50.56161	0.27645	63.87371	0.86020
152	50.33333	0.32146	63.66359	0.84707
153	49.94335	0.33006	63.44047	0.80723
154	49.56667	0.49329	63.15326	0.88109
155	49.37749	0.46939	62.77064	1.08561
156	49.23333	0.37859	62.41992	1.23000
157	48.97169	0.41127	62.23306	1.20398
158	48.66667	0.35119	62.09004	1.06931
159	48.40240	0.06635	61.85099	0.90250
160	48.06667	0.20817	61.52806	0.82636
161	47.58120	0.14885	61.17328	0.92531
162	47.20000	0.51962	60.85176	1.02310
163	47.13946	0.48507	60.62229	0.96751
164	47.13333	0.30551	60.45678	0.89382
165	46.90262	0.30213	60.28923	0.91412
166	46.60000	0.36056	60.05793	0.96006
167	46.41258	0.21303	59.74278	0.95674
168	46.23333	0.15275	59.43169	0.94793
169	45.93873	0.10678	59.19391	0.93452
170	45.63333	0.05774	58.97708	0.96583
171	45.41586	0.22872	58.69563	1.03426
172	45.13333	0.30551	58.41495	1.07496

173	44.66868	0.38913	58.20257	1.03821
174	44.30000	0.45826	57.99009	0.97289
175	44.27193	0.31857	57.72776	0.93595
176	44.30000	0.45826	57.47514	0.86003
177	44.06862	0.50806	57.28055	0.71440
178	43.66667	0.58595	57.09685	0.69529
179	43.26610	0.54802	56.85990	0.87487
180	42.96667	0.41633	56.61844	1.03962
181	42.81699	0.34071	56.46331	1.01227
182	42.73333	0.28868	56.36995	0.91191
183	42.61594	0.20101	56.28202	0.92828
184	42.43333	0.11547	56.06835	1.01319
185	42.18592	0.07487	55.63785	0.97680
186	41.93333	0.05774	55.19641	0.89462
187	41.72370	0.09651	54.98352	0.79104
188	41.50000	0.10000	54.87429	0.76176
189	41.20261	0.27251	54.70857	0.94021
190	40.86667	0.57735	54.55902	1.12787
191	40.54500	0.73588	54.46460	1.07180
192	40.26667	0.68069	54.27028	0.91236
193	40.04237	0.45025	53.89550	0.87088
194	39.83333	0.32146	53.51662	0.82506
195	39.60634	0.39161	53.29340	0.62572
196	39.40000	0.36056	53.14322	0.48425
197	39.24476	0.02386	52.93515	0.57183
198	39.06667	0.23094	52.69333	0.68712
199	38.80627	0.36938	52.48712	0.66091
200	38.56667	0.66583	52.30474	0.61299
201	38.45101	0.51841	52.12602	0.67402
202	38.40000	0.36056	51.95205	0.74201
203	38.30638	0.09210	51.78089	0.71195
204	38.03333	0.35119	51.55334	0.66524
205	37.53183	0.58482	51.24223	0.70842

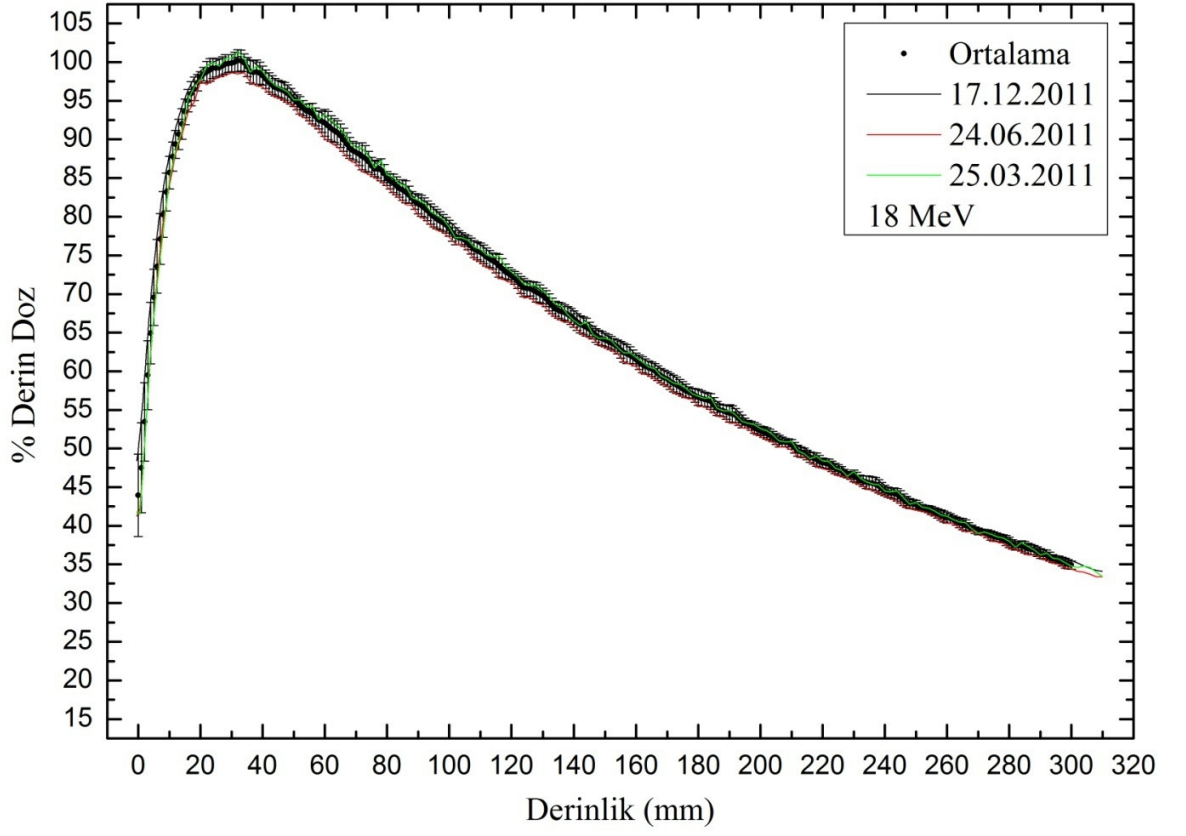
206	37.13333	0.64291	50.96662	0.75049
207	37.12048	0.32666	50.82974	0.65645
208	37.20000	0.10000	50.77986	0.53010
209	37.02791	0.18422	50.72640	0.54655
210	36.63333	0.05774	50.53028	0.63246
211	36.16370	0.37990	50.10931	0.67507
212	35.86667	0.49329	49.70280	0.70421
213	35.88810	0.15078	49.54406	0.67011
214	35.86667	0.23094	49.43071	0.60671
215	35.47554	0.31205	49.15794	0.61874
216	35.03333	0.64291	48.86843	0.66875
217	34.88890	0.38744	48.71250	0.74628
218	34.86667	0.15275	48.56345	0.83560
219	34.72717	0.06206	48.33476	0.76264
220	34.50000	0.36056	48.13816	0.64820
221	34.27324	0.42770	48.05941	0.62986
222	34.10000	0.40000	47.96035	0.65973
223	33.99656	0.35643	47.70696	0.66488
224	33.86667	0.30551	47.41710	0.67946
225	33.63220	0.35919	47.22836	0.67218
226	33.40000	0.43589	47.06871	0.61369
227	33.27880	0.37454	46.81704	0.47956
228	33.20000	0.30000	46.59138	0.42106
229	33.06926	0.31418	46.51254	0.48715
230	32.86667	0.45092	46.44166	0.74176
231	32.60248	0.44208	46.23623	0.70173
232	32.33333	0.37859	45.97790	0.59859
233	32.11666	0.40052	45.78412	0.70437
234	31.96667	0.41633	45.65320	0.83079
235	31.86841	0.34559	45.56311	0.83971
236	31.73333	0.28868	45.48697	0.83386
237	31.49721	0.33563	45.35706	0.86188
238	31.26667	0.32146	45.12835	0.85553

239	31.14274	0.15722	44.82857	0.75694
240	31.03333	0.20817	44.54998	0.67635
241	30.84018	0.17274	44.34147	0.63240
242	30.63333	0.05774	44.22517	0.65548
243	30.49240	0.11708	44.16194	0.73014
244	30.36667	0.15275	44.01663	0.79422
245	30.19442	0.21771	43.71833	0.81210
246	30.00000	0.26458	43.36636	0.77637
247	29.82162	0.19356	43.07994	0.70719
248	29.66667	0.25166	42.89002	0.63980
249	29.53162	0.17691	42.79733	0.60317
250	29.40000	0.00000	42.70176	0.61002
251	29.25610	0.11560	42.52562	0.51015
252	29.10000	0.10000	42.34186	0.41585
253	28.93566	0.15239	42.22696	0.41502
254	28.76667	0.25166	42.13345	0.47271
255	28.59293	0.13119	41.98999	0.51829
256	28.40000	0.20000	41.79344	0.54799
257	28.18014	0.16752	41.57688	0.59571
258	27.96667	0.15275	41.37163	0.65790
259	27.79484	0.19120	41.19341	0.70282
260	27.66667	0.15275	41.05143	0.68926
261	27.56966	0.09638	40.94796	0.59773
262	27.46667	0.05774	40.81338	0.52019
263	27.32651	0.14105	40.60319	0.53932
264	27.16667	0.30551	40.37309	0.61947
265	27.01180	0.28489	40.19767	0.72607
266	26.86667	0.30551	40.03836	0.72832
267	26.72630	0.27785	39.86348	0.54918
268	26.56667	0.25166	39.66049	0.39424
269	26.37884	0.33317	39.43131	0.41892
270	26.23333	0.37859	39.25500	0.44167
271	26.17500	0.28664	39.18971	0.38358

272	26.06667	0.15275	39.12509	0.39303
273	25.80447	0.12613	38.95495	0.49852
274	25.60000	0.17321	38.75366	0.59416
275	25.64044	0.21642	38.60586	0.60470
276	25.70000	0.20000	38.50342	0.56140
277	25.53791	0.10940	38.41264	0.52264
278	25.26667	0.25166	38.28505	0.53689
279	25.05373	0.27572	38.08625	0.62731
280	24.93333	0.20817	37.83667	0.67010
281	24.88050	0.15557	37.58200	0.60872
282	24.76667	0.15275	37.41009	0.54632
283	24.50342	0.09692	37.38852	0.50445
284	24.26667	0.05774	37.36473	0.66439
285	24.21416	0.12578	37.19835	0.73274
286	24.16667	0.15275	37.01167	0.71268
287	23.94828	0.21312	36.92990	0.66547
288	23.73333	0.37859	36.84373	0.61752
289	23.70106	0.32610	36.62371	0.61790
290	23.70000	0.17321	36.39668	0.61892
291	23.55579	0.01536	36.30409	0.58382
292	23.33333	0.15275	36.21127	0.61960
293	23.13411	0.23683	35.97772	0.57520
294	22.96667	0.32146	35.74186	0.51526
295	22.82028	0.27788	35.64553	0.48923
296	22.70000	0.17321	35.56375	0.50948
297	22.61393	0.13315	35.36747	0.57627
298	22.56667	0.11547	35.15700	0.63659
299	22.55316	0.09674	35.01669	0.60731
300	22.53333	0.15275	34.89342	0.54616



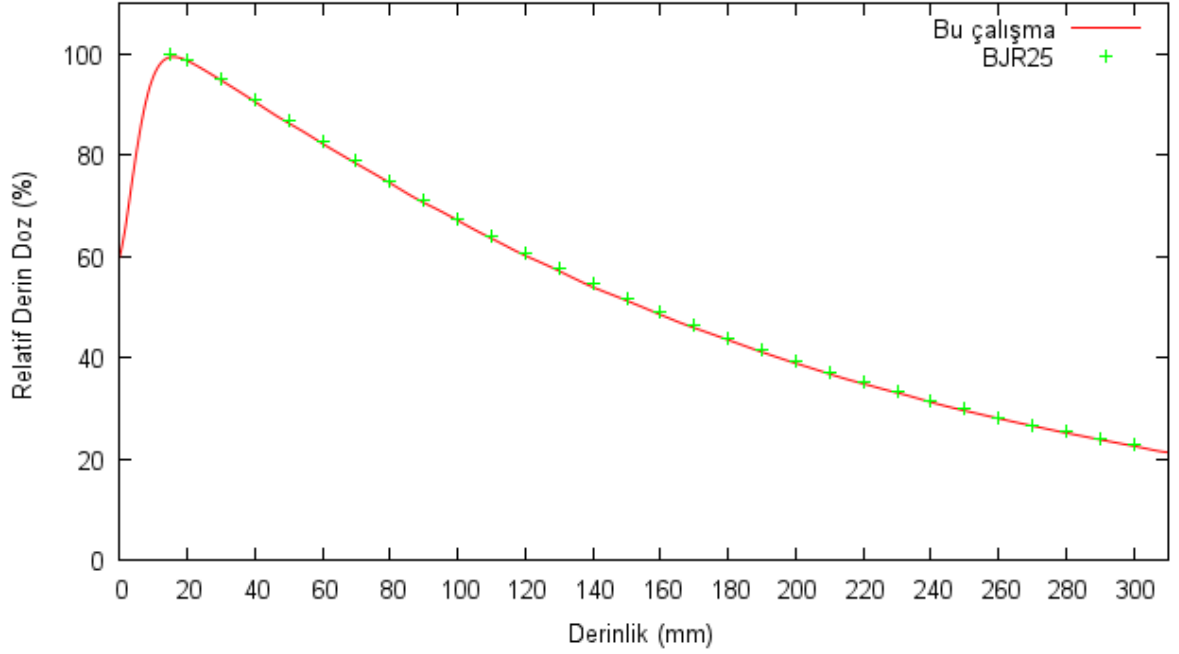
Şekil 3.15 6 MV için deneysel yüzde derin doz(%DD) ölçüm değerleri.



Şekil 3.16 18 MV için deneysel yüzde derin doz(%DD) ölçüm değerleri

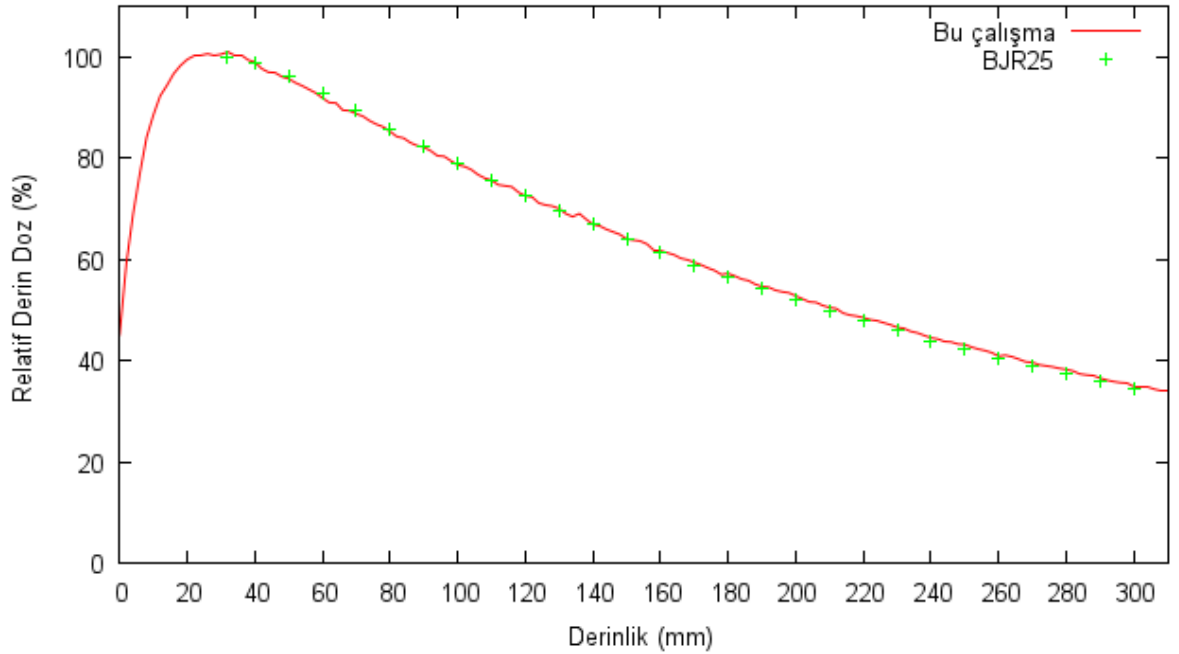
Şekil 3.17 ve 3.18’ de yüzeyden 30 cm derinliğe kadar alınan deneysel yüzde derin doz değerleri ile referans olan BJR 25 değerlerinin derinliğe karşı grafikleri çizilmiştir. Daha sonra değerlerin arasındaki bağıl hatalar Tablo 3.2’ de hesaplanmıştır.

E=6 MV X-Işını Fotonlarının Derin Doz Deneysel Değerlerinin BJR Değerleri ile Karşılaştırılması



Şekil 3.17 6 MV için deneysel yüzde derin doz (%DD) ölçüm değerlerinin BJR değerleri ile karşılaştırılması

E=18MV X-Işını Fotonlarının Derin Doz Deneysel Değerlerinin BJR Değerleri ile Karşılaştırılması



Şekil 3.18 18 MV için deneysel yüzde derin doz (%DD) ölçüm değerlerinin BJR değerleri ile karşılaştırılması

Tablo 3.2 6 MV ve 18 MV enerjili X-ışınları için Ölçülen Derin Doz ve BJR25 değerleri

6 MV X_Rays				18 MV X_Rays			
Derinlik(mm)	Ölçülen	BJR25	Hata	Derinlik(mm)	Ölçülen	BJR25	Hata
15	100	100.2	0.2	32	100.0	100.1	1,1
20	98.8	98.4	-0.4	40	98.8	97.7	-1,1
30	95.1	93.9	-1.2	50	96.2	95.1	-1,1
40	91.0	90.3	-0.7	60	92.8	92.1	0,7
50	86.9	86.0	-0.9	70	89.3	88.2	-1,2
60	82.8	82.2	-0.7	80	85.8	84.9	-1,0
70	78.8	78.1	-0,8	90	82.3	81.6	-0,8
80	74.9	75.1	0,2	100	79.0	78.5	-0,6
90	71.1	70.3	-1,1	110	75.7	75.4	-0,3
100	67.5	66.4	-1,6	120	72.7	72.3	-0,5
110	64.0	63.0	-1,5	130	69.7	69.7	0
120	60.7	59.7	-1,6	140	66.8	66.7	-0,1
130	57.6	56.6	-1,7	150	64.1	64.0	-0,1
140	54.5	53.8	-1,2	160	61.4	61.5	0,1
150	51.7	50.7	-1,9	170	58.9	58.9	0
160	48.9	48.0	-1,8	180	56.5	56.6	0,1
170	46.3	45.6	-1,5	190	54.2	54.5	0,5
180	43.8	42.9	-2,0	200	52.0	52.3	0,5
190	41.5	40.8	-1,6	210	49.9	50.5	1,2
200	39.3	38.5	-2,0	220	47.8	48.1	0,6
210	37.2	36.6	-1,6	230	45.9	46.4	1,0
220	35.2	34.5	-1,9	240	44.0	44.5	1,1
230	33.3	32.8	-1,5	250	42.2	42.7	1,1
240	31.6	31.0	-1,8	260	40.5	41.05	1,3
250	29.9	29.4	-1,6	270	38.9	39.2	0,7
260	28.3	27.6	-2,4	280	37.3	37.8	1,3
270	26.8	26.2	-2,2	290	35.8	36.3	1,3
280	25.4	24.9	-1,9	300	34.4	34.8	1,1
290	24.1	23.7	-1,6				
300	22.8	22.5	-1,3				

Ortalama bağıl hatalara baktığımızda 6MV enerjili X-ışınları için %1,2, 18MV X-ışınları için %0,2 hata olduğunu görüyoruz. Bu değerler bize bu sonuçların radyoterapide hastalara verilecek ışınlama hesaplamalarında kullanılabilir olduğunu göstermektedir. Çünkü radyoterapide ölçümler için izin verilen ortalama bağıl hata değeri %5' tir.

3.3 Yüzde Derin Doz Verilerine En İyi Uyan Eğrilerin Bulunması

6 ve 18 MV yüzde derin doz verileri Eşitlik (3.1) deki Fonksiyonu kullanılarak beş bağımsız parametre fit edildi

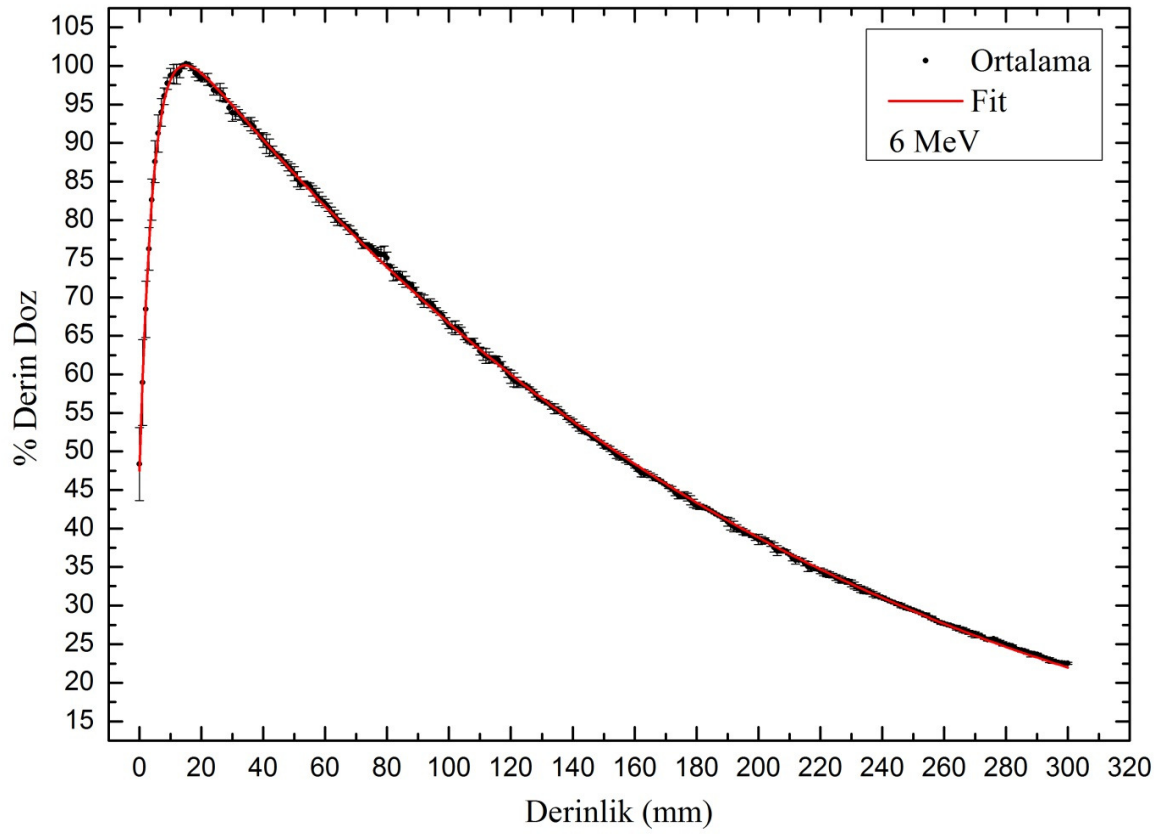
$$\%D(x) = \frac{ax^2 + bx + c}{[1 + e^{d(x-e)}]} \quad (3.1)$$

Elde edilen sonucun parametreleri Tablo 3.3' de gösterildiği gibi 6 ve 18 MeV enerjilerdeki yüzde derin doz verilerimize en iyi uyan eğrinin beş bağımsız parametresi elde edilmiş oldu.

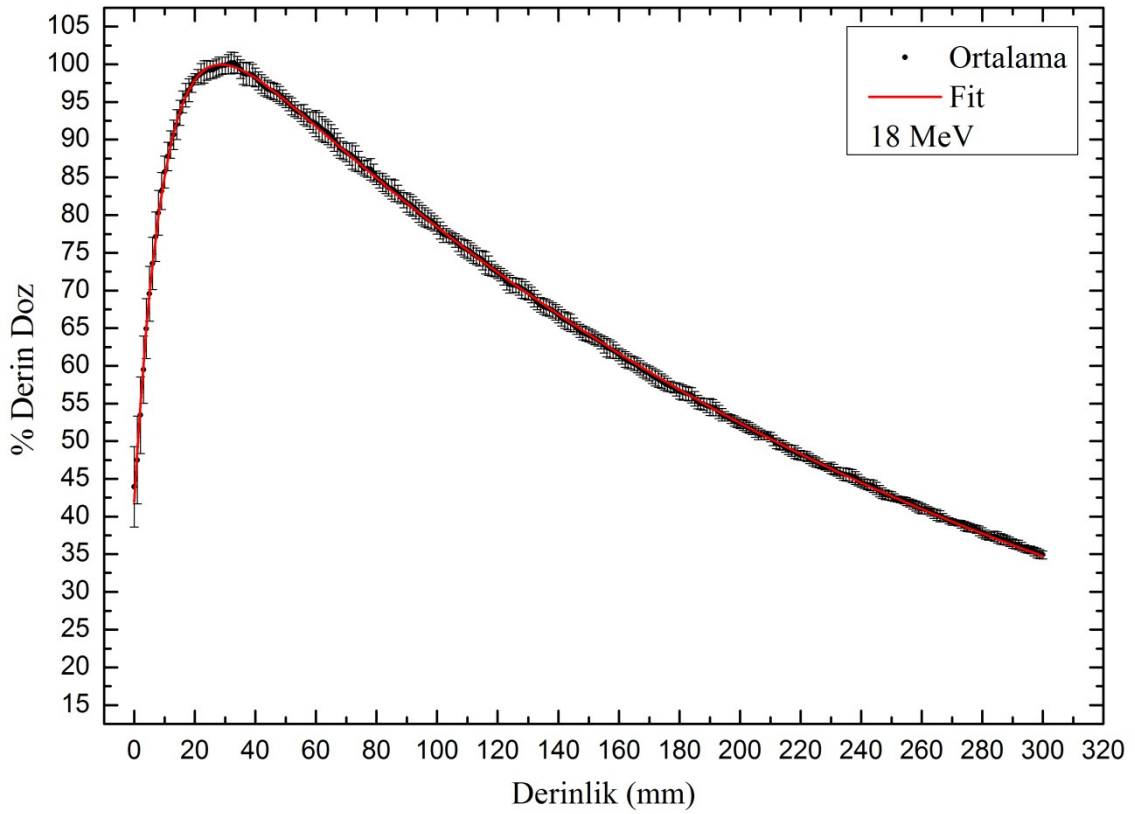
Tablo 3.3 6 ve 18 MV enerjilerdeki yüzde derin doz verilerine en iyi uyan eğrinin beş bağımsız parametresi

Enerji	a	B	c	D	e
6 MeV	277.302	489.223	4.47013	0.006047	205.441
18 MeV	777.146	1217.02	10.1468	0.004260	528.054

Bu parametre takımıyla yapılan hesapların sonuçları ve kendi MC hesaplamalarımız (**Şekil 3.19-3.20**) grafiklerde verilmektedir.



Şekil 3.19 6 MV enerji için ortalama ve fit değerlerinin karşılaştırılması



Şekil 3.20 18 MV enerji için ortalama ve fit değerlerinin karşılaştırılması

3.4 PENELOPE Sonuçlarının Deneysel Sonuçlar ile Karşılaştırılması

PENELOPE hesap sonuçları ve deneysel veriler incelendiğinde aralarında farklar olduğu gözlenmiştir. Bu fark, simülasyonda hızlandırıcı kafasının ve kaynak ile su fantomu arasındaki hava tabakasının simüle edilmemesinden kaynaklanmaktadır. Deney sisteminde hızlandırıcı kafasından çıkan fotonlar hem hızlandırıcı kafasındaki maddelerle hem de kafa ile su fantomu arasındaki hava tabakasıyla etkileştikten sonra su fantomuna girer. Ancak MC simülasyonunda fotonlar doğrudan su fantomuna girmektedir. Dolayısıyla hızlandırıcı kafasında ve 100 cm lik hava tabakasındaki etkileşimler dikkate alınmamaktadır.

Hızlandırıcı kafasından çıkan fotonlar hızlandırıcının birincil kolimatörleri ile etkileşerek önemli miktarda bremsstrahlung ışınması oluşmakta ve ortaya çıkan bu ek foton demeti su fantomu içinde ek bir doz olarak ölçümlere yansımaktadır (Zhu vd, 2001).

MC hesap sonuçları ile deney sonuçları arasında fark oluşunun en temel sebebi simülasyonu tam ve doğru biçimde uygulayamamaktır. Deney sistemimizde gantry kafasından çıkan ışınları SSD 100 cm lik bir mesafeden su yüzeyine gönderildi (bu mesafede ışınlar havayla etkileşir ve bir açısal dağılım yaparlar). Bu nedenle hesap sonuçlarımız maksimum noktasında (D_{maks}) düşük, azalma bölgesinde ise deneyselden

yukarda kalmaktadır. Hesapta ise aradaki mesafe yokmuş gibi ışınlar direk suya gönderilmektedir ve hava ile yapılan etkileşimler dikkate alınmamaktadır. Gantry kafasından çıkan ışınlar su yüzeyine gelene kadar enerjisi azalarak yol alır. Suyu girdikten sonra da enerjisi bitene kadar bu olay devam eder.

Ayrıca deney sisteminde ışınlar demet halinde kolimasyon açısı ile su yüzeyine gönderilirken, hesapta ışınlar su yüzeyine nokta ışın şeklinde gönderilip hesap yapılmaktadır. Bu nedenlerle deneysel ölçüm ile hesap sonuçlarının aralarındaki fark oluşmaktadır.

Çalışmamızda 19 Mayıs Üniversitesi Tıp Fakültesi Uygulama ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalında bulunan lineer hızlandırıcının ürettiği 6 ve 18 MV enerjili fotonların su fantomundaki farklı derinlikler için %DD' larının ölçümü yapılmış ve ayrıca PENELOPE MC kodunun kurulması, öğrenilmesi ve deneysel ölçüm durumları için doz hesabında kullanılması gerçekleştirilmiştir.

3.5 PENELOPE Sonuçlarının Deneysel Verilere Uydurulması

6 MV ve 18 MV enerjili fotonların Penelope Monte Carlo sonuçları ile deneysel veriler arasındaki uyumsuzluk hızlandırıcı kafasından yayınlanan fotonlara ek olarak simülasyonda göz ardı edilen bir foton katkısı ile giderilmeye çalışıldı. Bu amaçla kullanılan method aşağıda bahsedildiği şekildedir.

Gerçekte hızlandırıcı kafasından yayınlanan fotonlara ek olarak hızlandırıcı kafasından yayınlanan ek fotonları katkısı;

$$zhu(x) = k [\exp(-\mu x) - v \exp(-\alpha x)] \quad (3.2)$$

ile ifade edilir (Zhu, Das, & Bjarngard, 2001). Burada k normalizasyon katsayısıdır ve burada $1 \text{ MeV}/\text{gcm}^{-2}$ olarak alınır. Bu çalışmada Monte Carlo kodu ile hesaplanan değerlere $zhu(x)$ fonksiyonu eklenerek deneysel yüzde derin doz verilerine uyum sağlanmaya çalışıldı. Bunun için ilk önce Monte Carlo hesap sonuçları bir analitik fonksiyonla ifade edildi.

Bu fonksiyon;

$$MCdd(x) = \frac{c3x + c4}{1 + c1 \exp(-c2x)} \quad (3.3)$$

şeklindedir.

6 MV ve 18 MV için fit parametreleri;

Energiler	c1	c2	c3	c4
6 MV	7.77389	0.231046	-0.000157483	0.114645
18 MV	8.10249	0.0759033	-0.000300621	0.268468

şeklinde verilir. Deneysel veriler kullanılarak maksimum doz değerine karşılık gelen derinlik değerleri;

Energiler	Rmax
6 MV	15.2908
18 MV	32.6528

olarak bulundu. Daha sonra,

$$dd(x) = zhu(x) + MCdd(x) \quad (3.4)$$

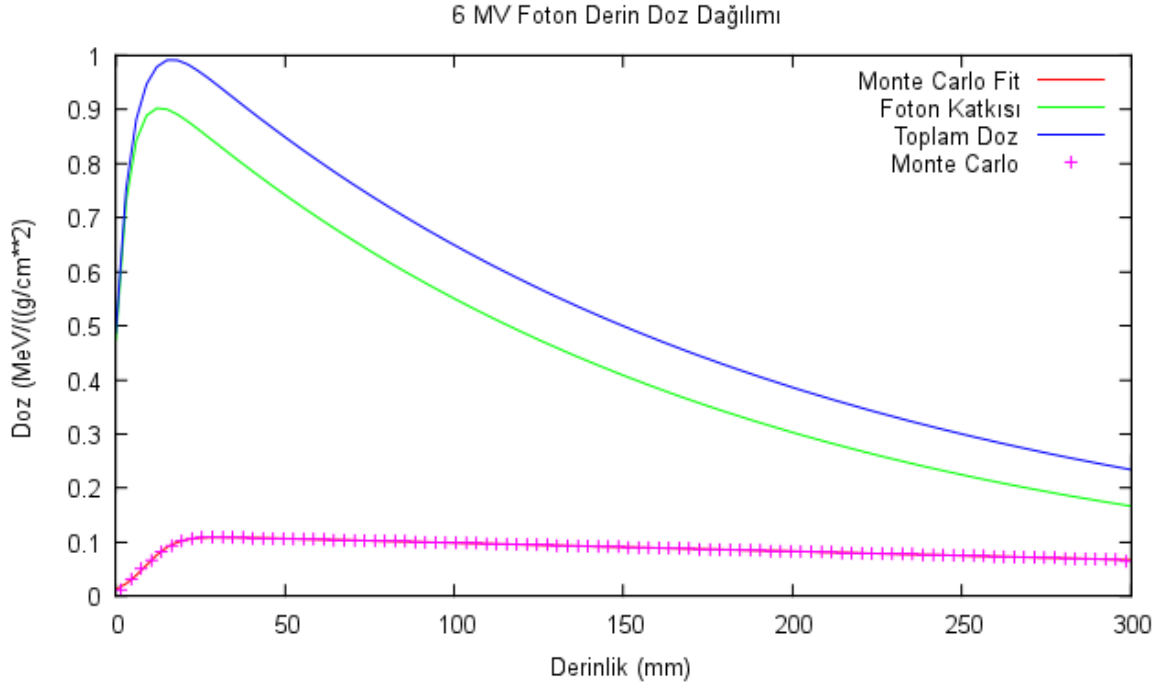
$$pdd(x) = 100 \frac{dd(x)}{dd(R \max)} \quad (3.5)$$

ifadeleri kullanılarak $zhu(x)$ fonksiyonunun parametreleri deneysel verilere fit edildi.

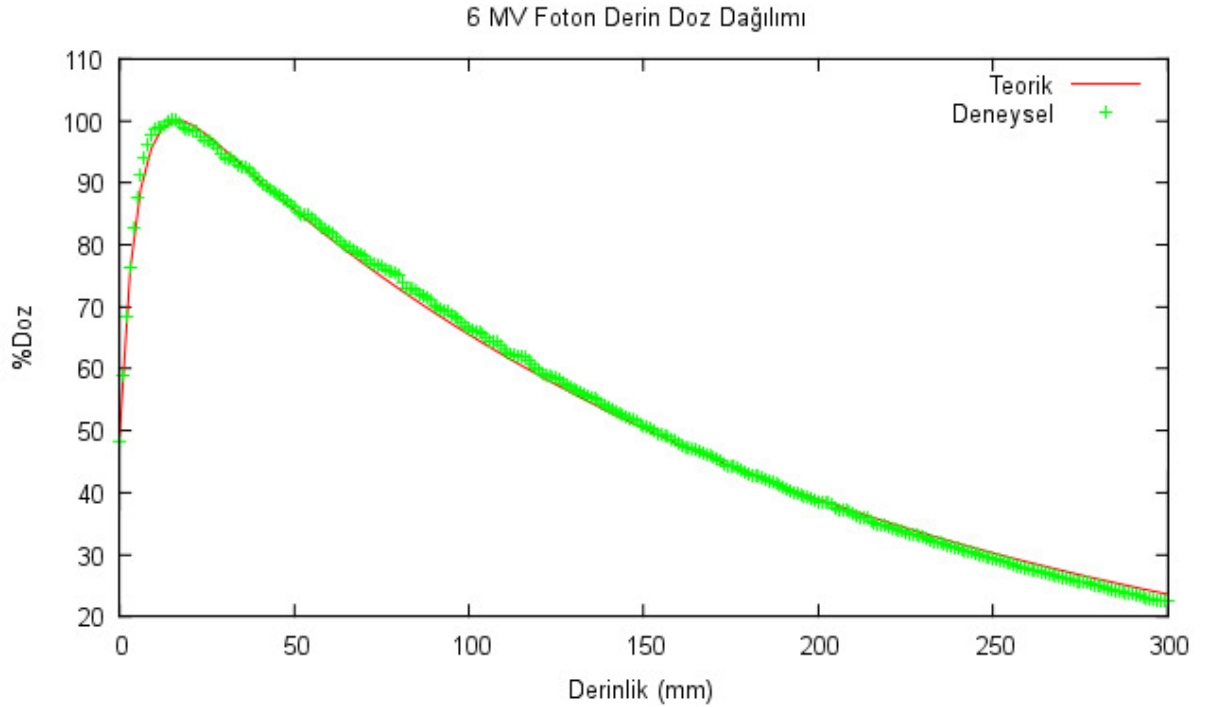
Ve sonuç olarak $zhu(x)$ fonksiyonu için elde edilen parametreler;

Energiler	μ	α	ν
6 MV	0.0596987	2.41644	0.52573
18 MV	0.0622896	1.43465	0.659564

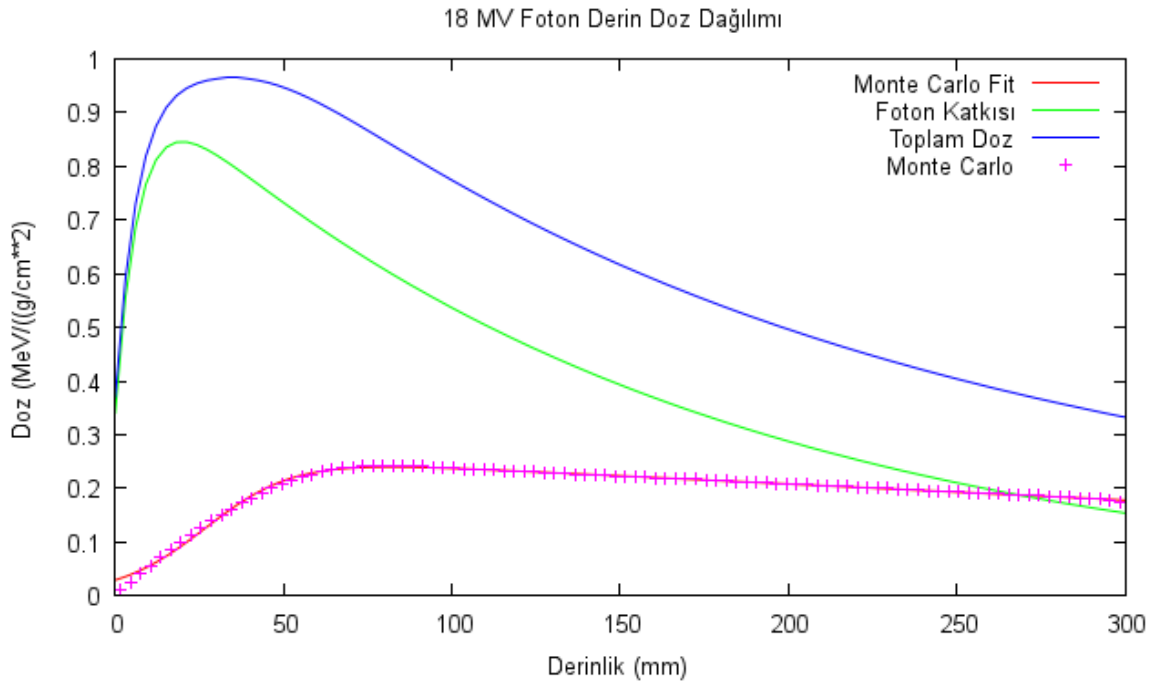
şeklindedir. Doz ve yüzde derin doz grafikleri aşağıda verilmiştir.



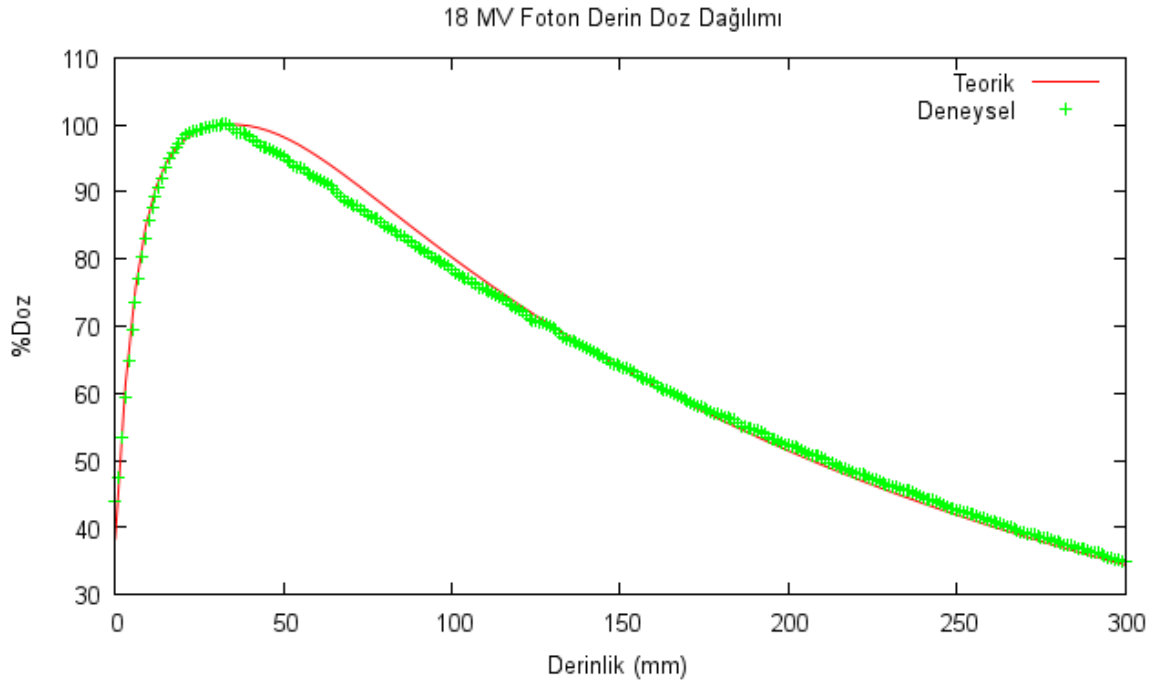
Şekil 3.21 6 MV için elde edilen a) Monte Carlo sonuçları (pembe çizgi),
b) Bremsstrahlung foton katkısı (Yeşil çizgi) c) Toplam doz (Mavi çizgi)



Şekil 3.22 6 MV için elde edilen PENELOPE sonuçlarının deneysel değerler ile karşılaştırılması



Şekil 3.23 18 MV için elde edilen a) Monte Carlo sonuçları (pembe çizgi), b)Bremsstrahlung foton katkısı (Yeşil çizgi) c)Toplam doz(Mavi çizgi)



Şekil 3.24 18 MV için elde edilen PENELOPE sonuçlarının deneysel değerler ile karşılaştırılması

Sonuç olarak $zhu(x)$ ile ifade edilen ek foton katkısının su fantomunda doz olarak lüldüğüve doz değerlerinin grafiklerinden ek katkı olarak gelen fotonların MC simülasyonunda göz önünde bulundurulan fotonlardan daha baskın olduğu görüldü. Dolayısıyla ihmal edilmemesi gerekir.

4 TARTIŞMA VE SONUÇ

PENELOPE MC programı ile su için 6 ve 18 MV enerjili fotonların mutlak derin doz değerleri ve diğer elektron H₂O etkileşme parametreleri hesaplandı ve grafiksel olarak gösterildi. Deneysel sonuçların MC sonuçları ile karşılaştırılmasında, MC hesaplarında deneysel sistem tam simüle edilmediği için farklar olduğu görüldü. Bu farkların sebeplerinin gantry kafasında ve su fantomu ile gantry arasında bulunan 100 cm'lik hava tabakasında oluşan bremsstrahlung radyasyonu olduğu yapılan teorik hesaplarda görüldü

Ondokuz Mayıs Üniversitesi (OMÜ) Tıp Fakültesi Uygulama ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalında mevcut olan lineer hızlandırıcıdan elde edilen 6 ve 18 MV enerjili fotonların sudaki yüzde derin dozları üç ay ara ile üç farklı zamanda ölçüldü.

Deneysel sonuçların ortalama değerleri ve standart sapması belirlendi. Lineer hızlandırıcının dozlarının stabilize olduğunu, zaman içindeki farkların bir standart sapma içerisinde olduğu belirlendi. Deneysel sonuçlar kullanılarak 6 ve 18 MV enerjili fotonların sudaki menzil değerleri, elde edildi. Deneysel sonuçlar bir fit fonksiyonuna uydurularak deneysel sonuçları kestiren parametreler elde edildi.

PENELOPE programı deneysel sistemin iyi ve doğru simüle edilmesi kaydıyla radyoterapi tedavi planlama aşamasında güvenle kullanılabilir.

Son 30 yılda Medikal (Tıbbi) hızlandırıcılardan çıkan elektron (ve foton) demetlerinin Monte Carlo modellemesi yani MC hesabı sonucu ile deneysel verilerin uyuşmasının sağlanması üzerine birçok çalışma yapılmıştır (Ma ve Jiang 1999 ve bu makaledeki referanslar), (Salvat ve Fernandez-Varea,2009), (Sempau vd., 2011 ve makaledeki referanslar)

5 ÖNERİLER

Lineer hızlandırıcıların hassas simülasyonu, Şekil 4.1 de ki deneysel geometrinin ayrıntılı tasvirini ve buna bağlı olarak uygun bilgisayar zamanında düşük istatistiksel belirsizlikler elde edebilmek için geliştirilmiş varyans azaltma tekniklerinin (VRT) uygulanmasını gerektirir.

MC kodlarının radyoterapi tedavi planlamasında kullanılması için:

- Parçacık veya fotonların hızlandırıcı (Şekil 4.1 deki vakum çıkış penceresi) çıkışından hastaya kadar olan taşınımın tam bir simülasyonunu;
- Faz uzayının (PS) (enerji, hız, yön vb..) doğrudan kullanılmasını;
- Hesaplama parametrelerinin tam kontrolünü: Demet modelinin hızlandırıcı tedavi kafasının geometrik ayrıntılarını dikkate alan ve kullanılan demetin karakteristiklerini yeniden üreten olmasını;
- Hasta kütle yoğunluk matrisinin bilinmesini bunun için CT ile hesaptaki materyal matrisinin bağdaştırılması,
- Uygun ışınlama zamanı, doz ve bağlı hatanın seçilmesi **gereklidir**.

Çalışmamızda PENELOPE MC simülasyon sonuçlarının deneysel sonuçlardan geometrik sistemin tam tasvir edilememesi nedeni ile farklı olduğunu saptadık ve bunu düzeltmek için geometriden kaynaklanan katkıların (Bremsstrahlung vb..) dikkate alınması durumunda PENELOPE MC kodunun tedavi planlama sistemini iyi simüle edebileceğini gösterdik. Bunun çok yakın zamanda uygulamada hasta gerçek CT bilgileri ile gerçekleştirilmiş ve kullanılan bir örneği DOSIsoft firması tarafından üretilen ISOGRAY programıdır.

6 KAYNAKLAR

- Allison J, Amako K, Apostolakis J, Araujo H, Arce Dubois P. 2006. Geant4 developments and applications IEEE Trans Nucl Sci. 53 270–8.
- Al-Beteri AA, Raeside DE. 1989. Nucl. Inst. and Meth., B44, 149.
- Al-Ghazi MSAL, Lingman D, Arjune B, Gilbert LD, Thekkumthala J. 1991. Characteristic parameters of a 6-21 MeV electron beam from a 21 MeV Linear Accelerator. Medical Physics, 18, 821-828.
- Andreo P, Fransson A. 1989. Stopping-power ratios and their uncertainties for clinical electron beam dosimetry Phys Med Biol. 34 1847–61.
- Andreo P, Brahme A. 1984. Restricted energy-loss straggling and multiple scattering of electrons in mixed Monte Carlo procedures. Rad Res., 100: 16–29.
- Baró J, Sempau J, Fernández-Varea J M and Salvat F. 1995. PENELOPE: an algorithm for Monte Carlo simulation of the penetration and energy loss of electrons and positrons in matter. Nucl Instrum Methods B 100 31–46.
- Berger MJ. 1963. Monte Carlo calculation of the penetration and diffusion of fast charged particles Methods in Computational Physics vol 1 (New York: Academic). 135–215.
- Berger MJ, Seltzer SM. 1978. The influence of scattering foils on absorbed dose distributions from electron beams Report NBSIR 78-1552. (Gaithersburg: NBS)
- Berger MJ, Seltzer SM. 1982. National Bureau of Standards International Report. NBSIR 82-245, Washington DC US Government Printing Office
- Berger MJ, Seltzer SM. 1988. Monte Carlo Transport of Electrons and Photons ed TM Jenkins, Nelson WR, Rindi A. (New York: Plenum) chapters 7–9.
- Berger MJ, Wang R. 1988. Multiple-scattering angular deflections and energy-loss straggling Monte Carlo Transport of Electrons and Photons ed TM Jenkins, Nelson WR, Rindi A. (New York: Plenum) chapter 2.
- Bethe HA. 1930. Zur Theorie des Durchgangs schneller Korpuskularstrahlen durch Materie. Ann. Physik 5, 325–400.
- Bethe HA. 1932. Bremsformel für Elektronen relativistischer Geschwindigkeit. Z Physik 76, 293–299.
- BJR The British Journal of Radiology 1996. A Survey Of Depth Doses And Related Data Measured In Water Or Equivalent Media Br J.Radiol., Supplement 25.

- Borrell-Carbonell A, Patau JP, Terrissol M, Tronc D. 1980. Comparison between experimental measurements and calculated transport simulations for electron dose distributions inside homogeneous phantoms *Strahlentherapie* 156:186–91
- Deng J, Jiang SB, Kapur A, Li JS, Pawlicki T, Ma CM. 2000. Photon beam characterization and modelling for Monte Carlo treatment planning. *Physics in Medicine and Biology*, 45(2), 411–427. doi:10.1088/0031-9155/45/2/311
- Ebert M A, Hoban PW. 1995. A model for electron-beam applicator scatter *Med. Phys.* 22 1419–29
- Faddegon BA, O'Brien P, Mason, DLD. 1999. The flatness of Siemens linear accelerator x-ray fields. *Medical Physics*, 26(2), 220–228. doi:10.1118/1.598508
- Ferrari A, Sala PR, Fass`o A, Ranft J .2005. FLUKA: a Multi-particle Transport Code (Program version 2005),CERN-2005-10, INFN/TC-05/11, SLAC-R-773 (Geneva: CERN)
- Ford RL, Nelson WR. 1978. The EGS code system: computer programs for the Monte Carlo simulation of electromagnetic cascade showers (version 3) Report SLAC-210 (Stanford, CA: SLAC).
- George RE, Frost SV, Hartson Eaton M. 1986. Characteristic of electron beam from a medical microtron. *Medical Physics*, 13, 533-538.
- Halbleib JA, Kensek RP, Mehlhorn TA, Valdez GD, Seltzer SM, Berger MJ. 1992. ITS Version 3.0: the Integrated TIGER Series of Coupled Electron/Photon Monte Carlo Transport Codes, Report SAND91-1634 (Albuquerque, NM: Sandia National Laboratories).
- Heitler W. 1954. *The Quantum Theory of Radiation* (Oxford Univ. Press, London).
- Hirayama H, Namito Y, Bielajew AF, Wilderman SJ, Nelson WR. 2006. The EGS5 Code System SLAC-R-730, KEK 2005-8 (Menlo Park, CA: Stanford Linear Accelerator Center).
- Hubbell JH. 1969. Photon Cross Sections, Attenuation Coefficients And Energy Absorption Coefficients From 10 Kev To 100 GeV. *Nsrds-Nbs(U-S)* 29.
- Hubbell JH. 1999. Review of photon interaction cross section data in the medical and biological context *Phys Med Biol.* 44 R1–22.
- Hubbell JH, Gimm HA, Øverbø I. 1980. Pair, triplet, and total cross sections (and mass attenuation coefficients) for 1MeV–100 GeV photons in elements $Z = 1$ to 100 *J Phys Chem Ref. Data* 9 1023–147.
- IAEA 1987. Technical Reports Series No. 277 : Absorbed dose determination in photon and electron beams. IAEA, Vienna.

- ICRU Rep 33, ICRU Publications, Bethesda MD. 1980. International Commission On Radiation Unit And Measurement, Radiation quantities and unit.
- ICRU Report 35, 1984. Radiation dosimetry: Electron beams with energies between 1 and 50 MeV (International Commission on radiation units and measurement, Bethesda, MD.).
- ICRU Report 37 1984. Stopping Powers for Electrons and Positrons (ICRU, Bethesda MD.).
- Kawrakow I, Bielajew AF. 1998. On the condensed history technique for electron transport Nucl Instrum. Methods B 142 253–80.
- Kawrakow I, Fippel M. 2000. Investigation of Variance reduction techniques for Monte Carlo photon dose calculation using XVMC. *Physics in Medicine and Biology*, 45(8), 2163–2183. doi:10.1088/0031-9155/45/8/308.
- Kawrakow I, Rogers DWO. 2001. The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport, Report PIRS-701 (Ottawa: National Research Council of Canada).
- Keall PJ, Hoban PW. 1996. Super-Monte Carlo: A 3-D electron beam dose calculation algorithm. *Medical Physics*, 23(12), 2023–2034. doi:10.1118/1.59784.
- Khan FM. 2003. The Physics of Radiation Therapy 3rd, Lippincott Williams and Wilkins, Philadelphia.
- Kirby TH, Gastorf RJ, Hanson WF, Berkley LW, Gagnon WF, Hazel JH, Shalek RJ. 1985. Electron beam central axis depth dose measurement. *Medical Physics*, 12, 357-361.
- Krane KS. (Çev: B. Şarer), 2001. Nükleer Fizik 1. ve 2. Cilt. Palme Yayıncılık, Ankara.
- Ma CM, Jiang SB. 1999. Monte Carlo modelling of electron beams from medical accelerators. *Physics in Medicine and Biology*, 44(12), R157–R189. doi:10.1088/0031-9155/44/12/201
- Ma CM, Li JS, Pawlicki T, Jiang SB, Deng J. 2000. MC DOSE – A Monte Carlo dose calculation tool for radiation therapy treatment planning. In Schlegel W, Bortfeld T. (Ed.). *The Use of Computers in Radiation Therapy: XIIIth International Conference, Heidelberg, Germany May 22-25, 2000* (1st ed.). Springer.
- Manfredotti C, Nastasi U, Ragona R and Anglesio S. 1987. Comparison of three dimensional Monte Carlo simulation and the pencil beam algorithm for an electron beam from a linear accelerator Nucl Instrum Methods A 255-355
- Meigooni A S, Das JJ. 1987. Parametrisation of depth dose for electron beams. *Physics in Medicine and Biology*, 32(6), 761–768. doi:10.1088/0031-9155/32/6/008

- Nelson WR, Hirayama H, Rogers DWO. 1985. The EGS4 code system Report SLAC-265 (Stanford, CA: SLAC)
- Neuenschwander H, Mackie TR, Reckwerdt PJ. 1995. MMC-a high-performance Monte Carlo code for electron beam treatment planning. *Physics in Medicine and Biology*, 40(4), 543–574. doi:10.1088/0031-9155/40/4/005
- Palta JT, Daftari IK, Ayyangar KM, Suntharalingam N. 1990. Electron beam characteristic on a Philipsen SL25. *Medical Physics*, 17, 27-34.
- Pfalzner PM, Clark HC. 1982. Radiation parameters of 6 to 20 MeV scanning electron beams from the saturn linear accelerator. *Medical Physics* 9, 117 – 120.
- Philipp KJ, 2010. GNU PLOT IN ACTION, Manning Publications, ISBN 978-1-933988-39-9
- Pratt RH, Ron A, Tseng HK 1973. Atomic photoelectric effect above 10 keV *Rev Mod Phys.* 45 273–325 (erratum: *Rev. Mod. Phys.* 45 663–4)
- Reimer L, Krefting ER. 1976. The effect of scattering models on the results of Monte Carlo calculations, National Bureau of Standards Special Publication 460 (US Government Printing Office, Washington DC) pp. 45–60.
- Rogers DWO, Bielajew AF 1986. Differences in electron depth-dose curves calculated with EGS and ETRAN and improved energy-range relationships *Med Phys.* 13 687–94
- Rogers D, Faddegon B, Ding G, Ma C, We J, Mackie T. 1995. Beam - A Monte-Carlo Code To Simulate Radiotherapy Treatment Units. *Medical Physics*, 22(5), 503–524. doi:10.1118/1.597552
- Sakurai JJ. 1967. *Advanced Quantum Mechanics* (New York: Addison-Wesley)
- Salvat F, Fernandez-Verea JM, Baro J, Sempau J. 1996. PENELOPE, an Algorithm and Computer Code for Monte Carlo Simulation of Electron–Photon Showers (Madrid: Informes Tecnicos Ciemat)
- Salvat F. 1998, Simulation of electron multiple elastic scattering, *Radiat Phys Chem.* 53, 247–256.
- Salvat F. 2003. Optical-model potential for electron and positron elastic scattering by atoms, *Phys Rev A* 68, 012708.
- Salvat F, Jablonski A, Powell CJ. 2005. ELSEPA–Dirac partial-wave calculation of elastic scattering of electrons and positrons by atoms, positive ions and molecules, *Comput Phys Commun.* 165, 157–190.

- Salvat F, Fern´andez-Varea JM, Sempau J. 2006 PENELOPE-2006: A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport (Issy-les-Moulineaux, France: OECD/NEA Data Bank) <http://www.nea.fr/lists/penelope.html>
- Salvat F, Fern´andez-Varea JM , Sempau J. 2011. PENELOPE, a code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport. Facultat de Fisica (ECM and ICC), Universitat de Barcelona. Diagonal 647, E-08028 Barcelona, Spain.
- Seltzer SM, Berger MJ. 1985. Bremsstrahlung spectra from electron interactions with screened atomic nuclei and orbital electrons Nucl. Instrum. Methods B 12 95–134
- Seltzer SM, Berger MJ. 1986. Bremsstrahlung energy spectra from electrons with kinetic energy 1 keV–10 GeV incident on screened nuclei and orbital electrons of neutral atoms with $Z = 1-100$ At. Data Nucl. Data Tables 35 345–418
- Sempau J, Wilderman SJ, Bielajew AF. 2000. DPM, a fast, accurate Monte Carlo code optimized for photon and elektron radiotherapy treatment planning dose calculations. Phys Med Biol. 45, 2263-2291
- Schach A, E von Wittenau LJ, Cox PM, Bergstrom WP, Chandler CL, Siantar H, Mohan R. 1999. Correlated histogram representation of Monte Carlo derived medical accelerator photon-output phase space. Med Phys. 26. 1196-1211
- Shortt KR, Ross CK, Bielajew AF, Rogers DWO. 1986. Electron beam dose distributions near standard in homogeneities. *Physics in Medicine and Biology*, 31(3), 235–249. doi:10.1088/0031-9155/31/3/003
- Song, William Young-Jae. 2003. Precision Radiotherapy in the Presence of Geometric Uncertainties: A Monte Carlo Simulation. PhD Thesis, University of Calgary, Canada.
- Walker DW. 1971. Relativistic effects in low energy electron scattering from atoms, Adv. Phys. 20, 257–323.
- Wang L, Chui CS, Lovelock M. 1998. A patient-specific Monte Carlo dose-calculation method for photon beams. *Medical Physics*, 25(6), 867–878. doi:10.1118/1.598262.
- Webb S. 2001. Intensity Modulated Radiation Therapy. Institute of Physics Publishing.
- Wu A, Kalent AM, Zwicker RD, Sternick ES. 1984. Comments on the method of energy determination for electron beam in the TG-21 protocol. Medical Physics, 11, 871-872.
- Zaidi H, Sgouros G. 2003. Therapeutic Applications of Monte Carlo Calculations in Nuclear Medicine. Institute of Physics Publishing.
- Zhu TC, Das IJ, Bjarngard BE. 2001. Characteristics of bremsstrahlung in electron beams. *Medical Physics*, 28(7), 1352–1358. doi:10.1118/1.1382608

EK A

Radyoterapide kullanılan kısaltmaların listesi (IAEA, 1987)

a_0, a_1, a_2 : P_s üretmek için kullanılan katsayı

B : Geri saçılan çarpanı

\bar{D}_{air} : İyonizasyon odasında, iyonizasyon oda kavitesindeki hava tarafından yutulan ortalama doz.

D_m : Fantom ölçüm noktasındaki m materyali tarafından yutulan doz.

D_{20}/D_{10} : Sabit SSD kullanılarak 20cm derinlikteki yutulan dozun 10cm derinlikteki yutulan doza oranı.

$\bar{E}_a, \bar{E}_0, \bar{E}_z$: Sırası ile elektron demetinin hızlandırıcı çıkış penceresinde (vakum tarafında) fantom yüzeyinde ve Z derinliğindeki ortalama elektron enerjisi.

$E_{max,a}, E_{max,0}, E_{max,z}$: Elektron demetinin hızlandırıcı çıkışında, fantom yüzeyinde ve Z derinliğindeki maksimum elektron enerjisi.

$E_{p,a}, E_{p,0}, E_{p,z}$: Elektron demetinin hızlandırıcı çıkışında, fantom yüzeyinde ve Z derinliğindeki, en muhtemel enerji.

FSD : Odak noktasının yüzeye olan uzaklığı.

g : Bremsstrahlung yoluyla kaybolan ikincil yüklü parçacıkların enerjilerinin (W/e) ye oranı.

$h\nu$: Foton radyasyonunun enerjisi.

h_m : Su içerisindeki m materyalinde iyonizasyon maksimum yapıların ölçümlerin düzeltme çarpanı.

HVL : Yarı değer kalınlığı.

\bar{J}_{air} : İyonizasyon odasındaki hava kavitesinin ortalama öz (spesifik) iyonizasyonu.

J_{20}/J_{10} : Sabit SSD de 20cm derinlikteki iyonizasyonun 10cm derinlikteki iyonizasyona oranı.

k_{att} : Kalibrasyon amacıyla ışınlanan iyonizasyon odasının duvarlarındaki Azalma (attenuation-yutma ve saçılma) için dikkate alınan çarpan.

k_h : İyonizasyon odasındaki hava kavitesinin (boşluğunun) nemi için düzeltme çarpanı

k_m : İyonizasyon odasının ve buildup kapağının materyali havadan farklılık özelliğinin dikkate alındığı çarpan

k_u : İyonizasyon odasının kalibrasyonunda kullanılan X ışınlarının havada ve sudaki spektral dağılımlarındaki değişimlerin karşılaşmasını sağlayan düzeltme çarpanı.

K_{air} : Havadaki kerma

K_m : Işınlanan bir fotonun içindeki bir notadaki m materyalinin kerması

LET : Lineer Enerji Transferi

M : Bir iyonizasyon odası sistemin okuma değeri

N_D : İyon çeperinin hava odasının yuttuğu doz çarpanı

$N_{D,W}$: Yutulan dozun suya göre ki karşı, kalibrasyon çarpanı.

N_K : İyonizasyon odasının hava kerması kalibrasyon çarpanı

N_X : İyonizasyon odasının (Poz/exposure) kalibrasyon çarpanı.

P_{cel} : İyonizasyon odasının merkezindeki elektrod materyalinin düzeltme çarpanı

P_u : İyonizasyon odasının (duvar materyali ve hava boşluğu) kullanıcı denetimindeki sudan farklılıkta düzeltme çarpanı. Bu düzeltme çarpanı kullanılırken bir etkin ölçüm noktası kullanılmakta.

P_s : İyonizasyon odasında toplanan yüklerin doyuma erişmeme düzeltme çarpanı.

P_{TP} : Standart olmayan sıcaklık ve basınç etkileri için düzeltme çarpanı

P : Ölçüm sırasındaki atmosferik basınç (Po referans basınçtır).

P_{eff} : İyon odasının effective doz ölçüm noktası

Q_1 / Q_2 : İyonizasyon odası tarafından toplanmış iki farklı voltaj

r : İyonizasyon odasının iç yarı çapı.

$S_{m,air}$: Sudan havaya ışınların durdurma gücü oranı.

SCD : Kaynak, iyon odası derinliği

SSD : Kaynak cilt uzaklığı (source to skin distance)

T : Ölçüm sırasında iyon odasının içindeki havanın sıcaklığı

TPR_{10}^{20} : Demet kalitesi birimi.

V : İyon odasında kutuplaşma olduğundaki voltaj.

W/e : Havada oluşan her bir iyon çiftindeki elektronun ortalama enerjisi.

X : Maruz kalma şiddeti

z : Belli bir doğrultuda gelen ışının orta derinliği.

$\Gamma_a, \Gamma_0, \Gamma_z$: Enerji spektrumunun maksimum yarı derinlikteki sırası ile elektron demetinin hızlandırıcı çıkışında, fantom yüzeyinde ve z derinliği.

Φ_E : Enerjideki akının (fluence) diferansiyel dağılımı.

σ : Tesir kesiti, Standart sapma

Δ : Çıkış enerjideki durdurma gücünün kararlılık oranı.

α : İyon odası içinde elektronlar tarafından oda içinde alınan yolun fraksiyonu.

ρ : Yoğunluk.

μ_{en} / ρ : Absorbe edilen kütle enerji katsayısı.

μ_{tr} / ρ : Transfer edilen kütle enerji katsayısı

EK B

Bu tez ile birlikte sunulan CD.

EK C

Bu tez ile birlikte sunulan CD.

ÖZGEÇMİŞ

25.01.1986 tarihinde Sakarya' da doğdu. İlk ve orta öğrenimini Adapazarı Mithatpaşa İlköğretim Okulu' nda tamamladıktan sonra lise öğrenimini Adapazarı Atatürk Lisesi (YDA)' da tamamladı. 2004 yılında Süleyman Demirel Üniversitesi Fen-Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümü' ne girerek 2008 yılında lisans öğrenimini tamamladı. Ekim 2009' da Rize Üniversitesi Fen-Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümü Nükleer Fizik Anabilim Dalı' nda Araştırma Görevlisi olarak göreve başladı. 2010 yılında Rize Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü' nde yüksek lisans öğrenimine başladı. Halen Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Fen- Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümü Nükleer Fizik Anabilim Dalı' nda Araştırma Görevlisi olarak görevine devam etmektedir.