

**6, 9, 12, 16 VE 20 MeV ENERJİLİ
ELEKTRONLARIN SUDAKİ DERİN
DOZLARININ ÖLÇÜMÜ VE PENELOPE
MC PROGRAMIYLA HESABI**

SEYHAN SÜER

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
FİZİK ANABİLİM DALI**

T.C.
ONDOKUZMAYIS ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**6, 9, 12, 16 VE 20 MeV ENERJİLİ ELEKTRONLARIN SUDAKİ DERİN
DOZLARININ ÖLÇÜMÜ VE PENELOPE MC PROGRAMIYLA HESABI**

SEYHAN SÜER

YÜKSEK LİSANS TEZİ
FİZİK ANABİLİM DALI

AKADEMİK DANIŞMAN
Prof. Dr. Nazmi Turan OKUMUŞOĞLU

SAMSUN-2012

T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Bu çalışma jürimiz tarafından 04/ 07/ 2012 tarihinde yapılan sınav ile Fizik Anabilim Dalı'nda YÜKSEK LİSANS tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan : Prof. Dr. Nazmi Turan OKUMUŞOĞLU

Üye : Prof. Dr. Hasan GÜMÜŞ

Üye : Doç Dr. Nilgün Özbek OKUMUŞ

ONAY :

Yukarıdaki imzaların adı geçen öğretim üyelerine ait olduğunu onaylarım.

.../.../2012

Prof. Dr. Ümit SERDAR
Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü

6, 9, 12, 16 VE 20 MeV ENERJİLİ ELEKTRONLARIN SUDAKİ DERİN DOZLARININ ÖLÇÜMÜ VE PENELOPE MC PROGRAMIYLA HESABI

ÖZET

Kanserli hücreleri yok etmek, veya ileri hücre çoğalmalarını devamlı olarak durdurmak, böylece yaşam süresini uzatmak ve yaşam kalitesini artırmak radyoterapinin (radyasyonla tedavinin) ana amacıdır. Radyoterapide, tanımlanmış tümör hacmine uygun, hassas olarak hesaplanmış ve ölçülmüş homojen radyasyon dozunun verilmesi gerekir. Tümörü çevreleyen sağlıklı dokuya radyoterapinin en az zararı vermesine ihtimam gösterilmesi de çok önemlidir.

Yukarıda belirtilen ve vurgulanan amaçlarla Ondokuz Mayıs Üniversitesi (OMÜ) Tıp Fakültesi Uygulama ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalında Aralık 1992'den beri radyoterapi hizmetleri verilmektedir. Bu çalışmada OMÜ de bulunan Varian Clinac DHX Lineer Hızlandırıcıdan yayınlanan elektronların, tedavi uygulaması öncesi sistemin kalibrasyon kontrolü için kullanılan Wellhöfer RFA 300 su fantomundaki, su ile etkileşmesindeki yüzde derin doz dağılımları bir yıl içinde 4 farklı zamanda ve 6, 9, 12, 16 ve 20 MeV enerjili elektronlar için deneysel olarak ölçülmüştür. Ölçülen derin doz değerlerinin ortalama ve standart sapma değerleri hesaplanmıştır. Sonuçların bir standart sapma içinde sabit kaldığı görülmüş böylece terapi sisteminin kalibrasyonunun kontrolü yapılmış ve kararlılığı saptanmıştır. Deneysel verileri temsil eden en iyi eğri fonksiyonunun enerjiye bağlı fit parametreleri bulunmuştur. Böylece istenen enerji için doz değerlerinin kestirilebilmesi sağlanmıştır. Ayrıca belirtilen enerjilerde menzil parametre değerleri, R_{100} (D_{maks}), R_{85} , R_{50} , R_p saptanmıştır. Sonuçların literatür ve Türk Fizik Mühendisleri Odası (FMO) değerleri ile karşılaştırılması yapılmış ve çok iyi uyduğu görülmüştür.

Radyoterapi tedavisinde Monte Carlo hesaplamaları önemlidir ve bunun için çeşitli kodlar kullanılmaktadır. Bu çalışmada, PENELOPE Monte Carlo Simülasyon Kodu (Salvat ve ark., 2011) kullanılmış ve 6, 9, 12, 16 ve 20 MeV enerjilerde yayınlanan elektronların su ile etkileşmesinde ki, radyoterapi için önemli olan, derin doz değerleri ve diğer fiziksel parametreler hesaplanmıştır. PENELOPE programı ile yapılan derin doz hesaplarının sonuçları maksimumlarındaki değere bölünüp yüzle çarpılarak yüzde derin doz değerleri ele edilmiş ve deneysel sonuçlar ile karşılaştırılmıştır. PENELOPE yüzde derin doz sonuçlarının açısal dağılım ve deneysel sistemin tam olarak simule

edilememesinden kaynaklanan (literatürde de görülen farklar hariç) deneysel sonuçlarla iyi uyduğu görülmüştür.

Anahtar Kelimeler: Su için; 6, 9, 12, 16 ve 20 MeV elektron yüzde derin doz değerleri, PENELOPE Monte Carlo Simülasyonu, derin doz, Elektron Menzil (R) Değerleri: R_{100} (D_{maks}), R_{85} , R_{50} , R_p , Derin doz Fonksiyonu

**DEPTH DOSE OF 6, 9, 12, 16 AND 20 MeV ELECTRONS IN WATER
MEASUREMENT AND CALCULATION BY THE PENELOPE MC CODE**

ABSTRACT

The main aim of the radiotherapy, which use the ionizing radiation to kill malignant cells or control cell growth, is extension of life span and improve the quality of living. During radiotherapy accurately calculated and measured homogeneous radiation dose, which is suitable to the defined tumor volume, must be given to the patient. Extensive care must also be taken to protect the healthy tissues during radiotherapy.

Radiotherapy services have been given at the Radiation Oncology Department of Faculty of Medicine of Ondokuz Mayıs University (OMU) since December 1992. In this study we used electrons of 6, 9, 12, 16 and 20 MeV from the Varian Clinac DHX accelerator of this department for checking the calibration of the system using the Wellhöfer RFA 300 water phantom. The percent (%) depth dose values for water were measured with three months periods at four different date starting from March 2011. Mean values and the standard deviations for the measured percent depth doses were calculated. It is found that the results are constant within one standard deviation. It is concluded that the system is stable during this one year period. Also a nonlinear multi parameter fit to the data with energy dependent parameters were obtained. Thus the estimation of the depth dose values at any energy with these parameters is made possible. In addition to this the range parameter values such as R_{100} (D_{max}), R_{85} , R_{50} , R_p for the energies under consideration were determined. The results for the latter parameters were compared with the literature and the values of Turkish Physics Engineers Society (FMO) and good agreement was found.

Monte Carlo calculations in radiotherapy are important and various codes are used for this purpose. In this study we used PENELOPE Monte Carlo Simulation Code (Salvat *et al.*, 2011) for calculation of the electron- water interaction depth dose and other physical parameters at electron energies 6, 9, 12, 16 and 20 MeV. From the depth doses results of PENELOPE % depth dose values were obtained and compared with the experimental results. They are in good agreement except as the experimental system and angular distributions are not exactly simulated in our PENELOPE MC calculations (and as

also mentioned in literature) there are differences in rising and fall- off regions of the % depth dose curves

Key Words: percent depth dose values for water at 6, 9, 12, 16 and 20 MeV electron energies, PENELOPE Monte Carlo Simulation, depth dose, Electron Range values in water, R_{100} (D_{max}), R_{85} , R_{50} , R_p , Depth dose Function

TEŞEKKÜR

Tez çalışmamın her safhasında ilgi ve önerileriyle beni yönlendiren ve bana araştırma olanağı sağlayarak her konuda yardımcı ve destek olan, değerli engin bilgileriyle uzun zaman beni bilgilendiren, meslek hayatımda ayaklarımın yere basmasını sağlayan, buraya gelmemde büyük emeği olan ve birlikte çalışmaktan gurur duyduğum Sayın Danışman Hocam, Prof. Dr. Nazmi Turan OKUMUŞOĞLU' na çok teşekkür ederim.

Çalışmış olduğum Ondokuz Mayıs Üniversitesi Tıp Fakültesi Uygulama ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Başkanı saygı değer hocam Doç. Dr. Nilgün Özbek OKUMUŞ'a mesleğe başlamamdaki katkısı ile birlikte çalışmaktan onur duyduğum, yüksek lisans eğitimim boyunca göstermiş olduğu anlayış ve tez çalışmamda bana sunmuş olduğu imkanlar sayesinde ilerleyebildiğim için, çalıştığım saygı değer bölüm hocalarım Yrd. Doç. Dr. Ş. Bilge GÜRSEL'e ve Yrd. Doç. Dr. A. Deniz MEYDAN' a sonsuz şükranlarımı sunarım.

Lisans ve Yüksek Lisans eğitimimi tamamladığım Ondokuz Mayıs Üniversitesi Fizik Bölümünde bulunan değerli hocalarıma ve öğretim üyelerine teşekkürlerimi sunarım.

Çalışmamda gerek manevi gerekse bilimsel açıdan bana destek olan, bilgi ve becerisini benden hiçbir zaman esirgemeyen gerektiğinde hep yanımda bulduğum iş arkadaşlığından çok dost olduğum, mesleği öğrenmemdeki katkısından dolayı sevgili meslektaşım Uzm. Radyoterapi Fizikçisi Tenzile OFLUOĞLU'na ve ailesine teşekkürü bir borç bilirim.

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

Beni bugünlere getiren, yetiştiren, var olmama sebep olan değerli anne ve babama sonsuz teşekkürler.

Çalışmalarımnda her zaman bana destek olup yanımdan hiç ayrılmayan, en zor günümde desteğini hiç esirgemeyip başarılarımda katkısı olan, sevgili eşim Cenk SÜER'e bana olan inancı, anlayışı ve desteğinden dolayı sonsuz sevgimle teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Monte Carlo (MC) Metodu	4
2.2. MC Simülasyon Hesapları.....	5
2.3. Radyasyon, Radyoterapi, Doz Çeşitleri ve Doz Birimleri	10
2.3.1. Radyasyon Dozlarının Belirlenmesi.....	12
2.3.2. Radyasyon Dozu ve Birimleri.....	13
2.3.3. Radyasyon Nicelikleri ve Birimleri.....	15
2.3.4. Radyasyon Kalitesinin Tanımlanması ve Belirlenmesi.....	17
2.3.5. Radyasyon Demetinin Geometrisi.....	17
2.4. Radyasyonun Radyoterapide Kullanılan Türleri.....	17
2.5. Elektromanyetik Radyasyonlar (X ışınları, γ ışınları)	17
2.6. Parçacık Şeklindeki Radyasyonlar (Elektronlar, Protonlar ve Nötronlar)	18
2.6.1. Lineer Hızlandırıcılar	19
2.6.2. Elektron Demetlerinin Oluşumu	24
2.6.3. Yüksek Enerjili Elektronlar	24
2.6.4. Menzil Enerji Bağlantıları.....	26
2.7. Derin Doz Karakteristikleri	27
2.7.1. Yüzde Derin Doz (%DD) Kavramı	29
2.7.2. Elektronların Merkezi Eksen Derin Doz Eğrileri	29
2.8. Elektronların ve Pozitronların Madde İle Etkileşmesi.....	31
2.8.1. Elastik Saçılma	32
2.8.2. İnelastik Saçılma.....	34
2.8.3. Frenleme Işınımı (Bremsstrahlung).....	36
2.8.3.1. Toplam (Integrated) Tesir Kesitleri.....	38

2.8.3.2. CDSA Menzili ve Radyasyon Verimi	39
2.8.3.3. Çıkan Fotonların Açısal Dağılımı	39
2.8.4. Pozitron Yok Olma Olayı.....	40
2.9. Fotonun Madde İle Etkileşimi.....	43
2.9.1. Fotoelektrik Olay	43
2.9.2. Compton Olayı.....	45
2.9.3. Çift Oluşum Olayı.....	46
2.9.4. Rayleigh Saçılması	48
3. DENEYSEL SİSTEM ve METOT	49
3.1. Materyal.....	49
3.1.1. Varian Clinac DHX Cihazı	49
3.1.2. Wellhöfer Su Fantomu (RFA 300 Üç Boyutlu).....	49
3.1.3. İyon Odası (EFD 3^G -pSi Elektron Diyod).....	51
3.1.4. Elektrometre ve Referans Dedektör (RFD 3^G -pSi)	52
3.1.5. Koruyucu (Cerrobend Alaşım) Bloklar	52
3.2. Metot.....	54
3.2.1. Yüzde Derin Doz Dağılımlarının Ölçülmesi	54
4. PENELOPE MC KOD SİSTEMİNİN YAPISI ve ÇALIŞTIRILMASI	55
4.1. PENELOPE Programının Akış Şeması	57
4.1.1. PENELOPE Monte Carlo Hesap Programı Kod Sistemi.....	58
4.1.2. Programın Kurulması	63
4.1.3. H ₂ O Materyal Dosyasının Oluşturulması	63
4.1.4. TABLES Dosyalarının Elde Edilmesi.....	63
4.1.5. Giriş Dosyalarının Hazırlanması	70
4.2. PENSLAB Çıktıları	71
4.2.1. Dosyalar	80
5. BULGULAR ve TARTIŞMA	82

5.1. Deneysel Ölçüm Bulguları	82
5.2. PENELOPE Monte Carlo Programı Hesap Bulguları	86
5.2.1. 6 MeV Enerjide Farklı Kalınlıklardaki Hesap Sonuçları	86
5.2.2. 6, 9, 12 ,16 ve 20 MeV de 12 cm Derinlikteki Hesap Sonuçları	89
5.3. PENELOPE Hesap Sonuçlarının Deneysel Sonuçlar ile Karşılaştırılması	92
5.4. Derin Doza En İyi Uyan Fonksiyon ve Parametreleri	98
5.4.1. Yüzde Derin Doz Verilerine En İyi Uyan Eğrilerin Bulunması	100
6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER	105
KAYNAKÇA	106
EK A.....	111
EK B.....	114
EK C.....	118
ÖZGEÇMİŞ	119

SİMGE VE KISALTMALAR LİSTESİ

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

mc^2 : Elektronun durgun kütle enerjisi (511 keV)

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

ÇİZELGELER LİSTESİ

Çizelge 2.1. 10x10'luk alan için relatif yüzey dozu	28
Çizelge 3.1. Dedektör sisteminin teknik özellikleri.....	51
Çizelge 3.2. EMX güç kaynağının özellikleri	52
Çizelge 3.3. Referans dedektör (RFD 3^G -pSi)	52
Çizelge 5.1. Dört farklı zamandaki deneysel ölçüm sonuçları ve standart sapmaları	82
Çizelge 5.2. Elektronların sudaki menzil parametrelerinin deneysel ölçüm sonuçları ile FMO değerleri ve MC hesaplarından elde edilen menzil değerleri ile karşılaştırılması (cm)	95
Çizelge 5.3. Fantom yüzeyindeki muhtemel elektron enerjileri (ICRU, Report 35'deki formüllerinden) ve ortalama elektron enerjisi \bar{E}_0 (Berger ve Seltzer, 1982).....	96
Çizelge 5.4. Sudaki derin doz değerlerinin Meigooni (1987) tarafından fit edilen fonksiyonun parametreleri	99
Çizelge 5.5. Miegooninin parametrelerinden elde edilen ve 6, 9, 12, 16 ve 20 MeV enerji sonuçlarını temsil eden enerjiye bağlı fonksiyonun parametreleri	99
Çizelge 5.6. MC hesap sonuçlarımıza en iyi uyan eğrinin parametreleri.....	100
Çizelge 5.7. 6, 9, 12, 16 ve 20 MeV enerjilerdeki yüzde derin doz verilerine en iyi uyan eğrinin beş bağımsız parametresi	100

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1. Radyasyonun çeşitleri	11
Şekil 2.2. Elektromanyetik radyasyonun enerji spektrumu	12
Şekil 2.3. Bir lineer hızlandırıcı cihazının blok diyagramı	20
Şekil 2.4. Elektronların lineer hızlandırma mekanizması	20
Şekil 2.5. Dalga kılavuzundaki manyetik alan (anlık üst görünüş)	22
Şekil 2.6. Dalga kılavuzundaki elektrik alanı	22
Şekil 2.7. Varian Clinac DHX Cihazının tedavi kafası	23
Şekil 2.8. Tedavi kafasının iç yapısı. A: X ışını tedavisi için X-ışını üretimi, kolimasyonu, B: Elektron tedavisi için elektron demeti ve kolimasyonu (Khan, 2003).....	23
Şekil 2.9. Bir elektron hızlandırıcısının elektron enerji spektrumu ve parametreleri, (z); fantomun içindeki z derinliğindeki, (0); fantom yüzeyine gelmeden önceki, (a); hızlandırıcı penceresine gelmeden önceki çıkış	25
Şekil 2.10. Bir elektron demetine (veya ışınımına) ait sudaki yutulan derin doz dağılımı ve önemli noktaları	27
Şekil 2.11. 20x20 cm lik alanda ölçülen ve hesaplanan derin doz	27
Şekil 2.12. Yüzde derin doz (%DD) şematik gösterimi	29
Şekil 2.13. Elektron yüzde derin doz grafiği (Khan, 2003)	30
Şekil 2.14. Farklı elektron enerjileri için yüzde derin doz eğrileri (Khan, 2003).....	30
Şekil 2.15. Elastik saçılma olayı, E gelen ve saçılan elektronun enerjisi, θ saçılma açısı (Salvat ve ark., 2011)	32
Şekil 2.16. Elektronların sudan elastik saçılma tesir kesitlerinin açısal dağılımı (Salvat ve ark., 2011).....	34
Şekil 2.17. 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 ve ark., 2011)	35
Şekil 2.18. Frenleme ışınması, burada E gelen elektronun enerjisi, W enerji kaybı (frenleme ışınmasıyla oluşan fotonun enerjisi), θ ışınma açısıdır (Salvat ve ark., 2011)	36

Şekil 2.19. Soldaki: Gösterilen kinetik enerjili pozitronların yok oluşlarından oluşan fotonların açısal dağılımları. Kesikli çizgi izotopik dağılımları temsil ediyor. Sağdaki: Her hedef elektron için pozitronun kinetik enerjisinin fonksiyonu olarak yok olma tesir kesiti (Salvat ve ark., 2011)	42
Şekil 2.20. 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 ve ark., 2011).....	44
Şekil 2.21. 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 ve ark., 2011).	46
Şekil 2.22. Çift oluşumu olayı	47
Şekil 2.23. Rayleigh saçılma (Salvat ve ark., 2011).....	48
Şekil 3.1. Wellhöfer RFA 300 üç boyutlu su fantomu	50
Şekil 3.2. Su fantomunun kurulumu ve doldurulması	50
Şekil 3.3. İyon odası dedektör sistemi (EFD 3^G -pSi elektron diyod).....	51
Şekil 3.4. (A) Blok kesme cihazı. (B) 2 cm strofoam köpüğün kesme teli ile kesilmesi. (C) Alaşımın eritme cihazı ve elimizde mevcut olan 6x6, 10x10, 15x15, 20x20, 25x25 aplikatör çerçeveleri	53
Şekil 3.5. Su fantomunun set-up'ı	54
Şekil 4.1. PENELOPE programının akış şeması	57
Şekil 4.2. PENELOPE klasörünün gösterim şeması	58
Şekil 4.3. PENELOPE programının kaynak klasörü	59
Şekil 4.4. Su için foton kütle soğurma katsayısının gösterimi	61
Şekil 4.5. Elektronun sudaki etkileşim izleri	62
Şekil 4.6. 6 MeV enerjili elektronların suyla etkileşmesinde soğurulan 1g foton H ₂ O etkileşme tesir kesiti	64
Şekil 4.7. 6 MeV enerjili elektronların suyla etkileşmesinde soğurulan 2g foton kütle soğurma katsayıları (μ).....	64

Şekil 4.8. 6 MeV enerjili elektronların suyla etkileşmesinde soğurulan 3g foton ortalama serbest yolu	65
Şekil 4.9. 6 MeV enerjili elektronların suyla etkileşmesinde soğurulan 1e elektron etkileşim tesir kesitleri.....	65
Şekil 4.10. 6 MeV enerjili elektronların suyla etkileşmesinde soğurulan 2e elektron ortalama serbest yolu	66
Şekil 4.11. 6 MeV enerjili elektronların suyla etkileşmesinde soğurulan 3e elektron ortalama serbest yolu ve menzil (R)	66
Şekil 4.12. 6 MeV enerjili elektronların suyla etkileşmesinde soğurulan 4e elektron durdurma gücü değerleri	67
Şekil 4.13. 6 MeV enerjili elektronların suyla etkileşmesinde soğurulan 1p pozitron etkileşim tesir kesitleri.....	67
Şekil 4.14. 6 MeV enerjili elektronların suyla etkileşmesinde soğurulan 2p pozitron ortalama serbest yolu	68
Şekil 4.15. 6 MeV enerjili elektronların suyla etkileşmesinde soğurulan 3p pozitron ortalama serbest yolu ve menzili (R)	68
Şekil 4.16. 6 MeV enerjili elektronların suyla etkileşmesinde soğurulan 4p pozitron durdurma gücü değerleri	69
Şekil 4.17. 6 MeV enerjili elektronların suyla etkileşmesinde soğurulan 5p pozitron enerji dağılıma parametreleri.....	69
Şekil 4.18. 6 MeV enerjili elektronların suyla etkileşmesinde soğurulan 6ep elektron ve pozitron radiatif verimler	70
Şekil 4.19. 6 MeV enerjili elektronların 5 cm kalınlıktaki su içinden geçen elektronların derin doz dağılımı	72
Şekil 4.20. 6 MeV enerjili elektronların 5 cm kalınlıktaki su içinden geçerkenki biriktirilen (deposited) yükün derinlik dağılımı	72
Şekil 4.21. 6 MeV enerjili elektronların 5 cm kalınlıktaki su içinden geçen birincil parçacıkların yol uzunluğu dağılımı.....	73

Şekil 4.22. 6 MeV enerjili elektronların 5 cm kalınlıktaki geri tepen birincil parçacıkların yol uzunluğu dağılımı	73
Şekil 4.23. 6 MeV enerjili elektronların 5 cm kalınlıktaki su içinde soğurulan birincil parçacıkların yol uzunluğu dağılımı.....	74
Şekil 4.24. 6 MeV enerjili elektronların 5 cm kalınlıktaki su içinde yutucudan çıkan elektronların açısız dağılımı.....	74
Şekil 4.25. 6 MeV enerjili elektronların 5 cm kalınlıktaki su içinde yutucudan çıkan fotonların açısız dağılımı	75
Şekil 4.26. 6 MeV enerjili elektronların 5 cm kalınlıktaki su içinde yutucudan çıkan pozitronların açısız dağılımı	75
Şekil 4.27a. 6 MeV enerjili elektronların 5 cm kalınlıktaki su içinden geçen elektronların enerji dağılımı	76
Şekil 4.27b. 6 MeV enerjili elektronların 1.4 cm kalınlıktaki su içinden geçen elektronların enerji dağılımı	76
Şekil 4.28. 6 MeV enerjili elektronların 5 cm kalınlıktaki su içinde geri saçılan elektronların enerji dağılımı	77
Şekil 4.29. 6 MeV enerjili elektronların 5 cm kalınlıktaki su içinden geçen fotonların enerji dağılımı	77
Şekil 4.30. 6 MeV enerjili elektronların 5 cm kalınlıktaki su içinde geri saçılan fotonların enerji dağılımı	78
Şekil 4.31. 6 MeV enerjili elektronların 5 cm kalınlıktaki su içinden geçen fotonların enerji dağılımı	78
Şekil 4.32. 6 MeV enerjili elektronların 5 cm kalınlıktaki su içinde geri saçılan pozitronların enerji dağılımı	79
Şekil 4.33. 6 MeV enerjili elektronların 5 cm kalınlıktaki su içinde yutulan enerji dağılımı..	79
Şekil 5.1. 6 MeV için deneysel yüzde derin doz (%DD) ölçüm değerleri	83
Şekil 5.2. 9 MeV için deneysel yüzde derin doz (%DD) ölçüm değerleri	83
Şekil 5.3. 12 MeV için deneysel yüzde derin doz (%DD) ölçüm değerleri	84
Şekil 5.4. 16 MeV için deneysel yüzde derin doz (%DD) ölçüm değerleri	84

Şekil 5.5. 20 MeV için deneysel yüzde derin doz (%DD) ölçüm değerleri	85
Şekil 5.6. 6, 9, 12, 16, ve 20 MeV elektronların deneysel derin dozlarının derinlikle değişimi	85
Şekil 5.7. 6 MeV enerjide, 1 cm kalınlıkta, sudaki derin doz derinliğinin hesap sonucu	86
Şekil 5.8. 6 MeV enerjide, 5 cm kalınlıkta, sudaki derin doz derinliğinin hesap sonucu	87
Şekil 5.9. 6 MeV enerjide, 10 cm kalınlıkta, sudaki derin doz derinliğinin hesap sonucu	87
Şekil 5.10. 6 MeV enerjide, 12 cm kalınlıkta, sudaki derin doz derinliğinin hesap sonucu	88
Şekil 5.11. 6 MeV enerjide, 25 cm kalınlıkta, sudaki derin doz derinliğinin hesap sonucu	88
Şekil 5.12. 6 MeV enerjide, 31 cm kalınlıkta, sudaki derin doz derinliğinin hesap sonucu	89
Şekil 5.13. 6 MeV enerjide, 12 cm kalınlıkta, sudaki derin doz derinliğinin hesap sonucu	89
Şekil 5.14. 9 MeV enerjide, 12 cm kalınlıkta, sudaki derin doz derinliğinin hesap sonucu	90
Şekil 5.15. 12 MeV enerjide, 12 cm kalınlıkta, sudaki derin doz derinliğinin hesap sonucu ..	90
Şekil 5.16. 16 MeV enerjide, 12 cm kalınlıkta, sudaki derin doz derinliğinin hesap sonucu ..	91
Şekil 5.17. 20 MeV enerjide, 12 cm kalınlıkta, sudaki derin doz derinliğinin hesap sonucu ..	91
Şekil 5.18. 6 MeV’de PENELOPE sonuçlarının ortalama değerler ile karşılaştırılması	92
Şekil 5.19. 9 MeV’de PENELOPE sonuçlarının ortalama değerler ile karşılaştırılması	93
Şekil 5.20. 12 MeV’de PENELOPE sonuçlarının ortalama değerler ile karşılaştırılması	93
Şekil 5.21. 16 MeV’de PENELOPE sonuçlarının ortalama değerler ile karşılaştırılması	94
Şekil 5.22. 20 MeV’de PENELOPE sonuçlarının ortalama değerler ile karşılaştırılması	94
Şekil 5.23. Hızlandırıcının kafasından çıkan enerjinin spektrumu	97
Şekil 5.24. 6 MeV için elde edilen sonuçların karşılaştırılması: a) Deneysel sonuçlar (.); b) Fit (mavi çizgi); c) MC hesap sonuçları (kırmızı çizgi); d) Meigooni 1987, sonuçları (yeşil çizgi).....	101
Şekil 5.25. 9 MeV için elde edilen sonuçların karşılaştırılması: a) deneysel sonuçlar (.); b) Fit (mavi çizgi); c) MC hesap sonuçları (kırmızı çizgi); d) Meigooni 1987, sonuçları (yeşil çizgi).....	102

- Şekil 5.26.** 12 MeV için elde edilen sonuçların karşılaştırılması: a) deneysel sonuçlar (.); b) Fit (mavi çizgi); c) MC hesap sonuçları (kırmızı çizgi); d) Meigooni 1987, sonuçları (yeşil çizgi) 102
- Şekil 5.27.** 16 MeV için elde edilen sonuçların karşılaştırılması: a) deneysel sonuçlar (.); b) Fit (mavi çizgi); c) MC hesap sonuçları (kırmızı çizgi); d) Meigooni 1987, sonuçları (yeşil çizgi) 103
- Şekil 5.28.** 20 MeV için elde edilen sonuçların karşılaştırılması: a) deneysel sonuçlar (.); b) Fit (mavi çizgi); c) MC hesap sonuçları (kırmızı çizgi); d) Meigooni 1987, sonuçları (yeşil çizgi) 103

1. GİRİŞ

Günümüzde, kanser hastalarının %2'si ilaçlarla tedavi edilirken, %30'u radyoterapi ve ameliyatla tedavi olmaktadır (Webb, 2001). Kanserli hücreleri yok etmek, veya ileri hücre çoğalmalarını devamlı olarak durdurmak böylece yaşam süresini uzatmak ve yaşam kalitesini artırmak tedavinin ana amacıdır. radyoterapi de, tanımlanmış tümör hacmine uygun, hassas olarak hesaplanmış ve ölçülmüş homojen radyasyon dozunun verilmesi gerekir. Tümörü çevreleyen sağlıklı dokuya radyoterapinin en az zararı vermesine ihtimam gösterilmesi de çok önemlidir. Görünen odur ki insanlığın iyiliği için radyoterapi çok uzun süre ihtiyaç duyulan ve geliştirilen bir alan olacaktır.

Lineer hızlandırıcılardan sağlanan demetlerle, yapılan ışınlama tedavisi günümüzde en yaygın kullanılan radyoterapi yöntemidir. Ondokuz Mayıs Üniversitesi (OMÜ) Tıp Fakültesi Uygulama ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalında Aralık 1992 den beri radyoterapi hizmetleri verilmektedir. Bu çalışmada OMÜ de mevcut bulunan Varian Clinac DHX Lineer Hızlandırıcıdan yayınlanan elektronların, su ile etkileşmesinde ki yüzde derin doz (%DD) dağılımları 6, 9, 12, 16 ve 20 MeV enerjili elektronlar için, üç boyutlu Wellhöfer RFA 300 su fantomuyla, deneysel olarak ölçülmüş, derin doz değerlerinin ortalama ve standart sapma değerleri hesaplanmıştır.

Radyoterapide kullanılan elektron demetlerinin Monte Carlo (MC) metotlarıyla simülasyonlarının (benzetişimlerinin) yapılması önemi nedeniyle yaygın duruma gelmiştir ve bunun için çeşitli kodlar kullanılmaktadır. Bunlardan öne çıkanlar: ETRAN (Berger ve Seltzer, 1988), ITS3 (Halbleib ve ark., 1992), EGS4 (Nelson ve ark., 1985), PENELOPE (Bar'ó ve ark., 1995, Salvat ve ark., 2006), EGSnrc (Kawrakow ve Rogers, 2001), EGS5 (Hirayama ve ark., 2006).

Bu çalışmada “**Penetration and Energy Loss of Pozitronsand Electrons**” kelimelerinin büyük harflerinden oluşturulan genel amaçlı bir Monte Carlo (MC) bilgisayar kodu olan PENELOPE 2011'i kullandık. Onu kısaca anlatacağız. Bu kod rastgele seçilen kuadratik geometriye sahip numunelerde çiftlenmiş elektron-foton taşınımının simülasyonunu yapar. Kod 50 eV'den 1 GeV'ye kadar olan gelen parçacık enerjilerini kapsar. Kod, günümüzde var olan en güvenilir fiziksel etkileşim modellerini kullanır.

Bu çalışmada elektron hızlandırıcısından çıkan 6, 9, 12, 16 ve 20 MeV enerjili elektronların su ile etkileşmeleri PENELOPE kodu ile simüle edilmeye (benzetim yapmaya)

alışılmış su için derin doz, yüzde derin doz ve diğer etkileşme parametrelerin hesabı yapılmıştır.

Bu tezin 2. Bölümünde çalışmalarla ilgili genel bilgiler, 3. Bölümde deneysel sistem ve metod anlatılmaktadır 4. Bölümde PENELOPE Monte Carlo Programının kurulması, çalıştırılması ve yaptığımız Monte Carlo (MC) hesapları ile ilgili bilgiler verilmektedir. 5. Bölümde tez çalışmasında elde edilen bulgular, hesaplama ve deneysel sonuçları ile tartışma yer almaktadır. Bu bölümde hesap ve deney sonuçlarının karşılaştırılması ve irdelenmesi yapılmıştır. 6. ve son Bölümde ise sonuçlar ve yeni çalışmalar için öneriler belirtilmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

Doz hesaplarının hassaslığı radyoterapinin kritik ve en önemli kısmıdır. Fiziğin prensiplerini radyasyon kaynağının ve hastanın fiziksel tanımını birleştiren Monte Carlo (MC) transport (taşıma) metotları; dozları değişik tedavi ve hasta durumları için hassas olarak hesaplayabilme potansiyeline sahiptir (Shortt ve ark., 1986; Wang ve ark., 1998). Radyoterapide doz hesapları için hızlı bilgisayar kodlarının gelişmesi (Neuenschwander H. ve ark., 1995; Keall ve Hoban, 1996; Sempau ve ark., 2000) ve bilgisayar hızlarının artması ile günümüzde günlük tedavi planı için üç boyutlu (3D) MC metotlarının kullanılması mümkündür.

Bir elektron demeti (veya fotonlar) tarafından bombardıman edilen bir örnekteki çıkan elektronların (ve X ışınlarının) enerji spektrumu Monte Carlo (MC) simülasyonu ile uygun biçimde hesaplanabilir. MC simülasyonunun ana problemi onun stokastik tabiatından kaynaklanır; simülasyon sonuçları istatistiksel belirsizliklerden etkilenirler. Bu belirsizlikler kabul edilebilir limitlere ancak simülasyon zamanını artırmakla getirilebilirler. Varyans azaltma teknikleri ile simülasyon hızlandırılabilir ancak bu teknikler simülasyon zaman problemini tamamen kaldıracak kadar etkin değildir. Bu nedenle, MC simülasyonları genel olarak pratik nicelleştirme prosedürlerinde yakın zamana kadar kullanılmazlardı.

Ancak günümüzde, çok daha hızlı ve yüksek hafıza kapasitesi olan bilgisayarların gelişmesi ile MC simülasyonları pratik nicelleştirme aracı haline gelmiştir. Elektronların (ve X ışınlarının) taşınımı için MC çalışmaları en uygun nicelleştirme yaklaşımı olmuştur. 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 nicelleştirme 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 elektron taşıma mekaniği (elektron yolları üretim stratejileri ile) ile belirlenir.

Daha önceki elektron taşıma MC hesapları zamanın bilgisayar sınırları dikkate alınarak yaklaşık etkileşim modelleri ve basit geometriler kullanıyorlardı. Dolayısıyla yaygın olarak elektronların geçmişleri, perdelenmesi, Rutherford diferansiyel tesir kesiti, sürekli yavaşlama yaklaşımı (Continuous-Slowing Down Approximation (CSDA))'nın birleşimi ile üretiliyordu.

Gamma ışınlarının salınım simülasyonları ise önceden hesaplanmış derinlik üretim fonksiyonlarından, X ışınının bir numune tarafından yutulması ve ilişkili floresans düzeltmesi 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 Kesitlerinden (DTK)** simüle edilebilmektedir. Dolayısıyla numunenin geometrik karmaşıklığına bağlı olmaksızın bütün olayın gerçekçi bir resmi çıkarabiliyor.

Elektron, foton taşınımını simüle eden bütün kodlarda fotonların geçmişinin simülasyonu bir detaylı (analog) şema kullanılarak gerçekleştirilir. Bu şemada taşınan fotonların bütün etkileşmeleri kronolojik takiple simüle edilir.

2.1. Monte Carlo (MC) Metodu

Monte Carlo adının kaynağı kumar oyunlarıdır. Her MC simülasyonu rast gele olan olaylara dayanır, ancak sonuçta mutlaka bir değer vardır. MC analizinin genel fikri simülasyondur (benzetişim). Yani ilgi duyulan gerçek sistemi her yönüyle temsil edebilecek bir model inşa etmektedir. Sistemdeki olaylar (her çeşit etkileşim) ve olma ihtimalleri, çok iyi bir biçimde ihtimal dağılım fonksiyonları (PDF) ile tasvir edilir. Bütün sistemin davranışı simüle edilen olayların ortalama (averaj) davranışından, merkezi limit teoremi kullanılarak çıkarılır. Merkezi limit teoremi, “**deneme sayısı sonsuza gittiğinde örneğin ortalama sonucu gerçek çözüme yaklaşır**” şeklindedir. Günümüzde MC metodu radyoterapiden, nano yapılara, reaktör tasarımı, trafik akışı, borsa olayları, hava tahmini, ve benzer birçok alanda uygulanmaktadır (Zaidi ve Sgouros, 2003).

MC modelinin radyoterapiye uygulanması gelişen, ilgi çekici ve keşfedilecek çok yönleri olan bir konudur. MC metodunun radyasyon transportunda (taşınımında) kullanılması yutulan doz dağılımlarını kestirmek için etkin bir yoldur. Doz dağılımının hesabının hassas olması radyoterapi ve tıbbi nükleer görüntüleme, radyonüklit terapisi ve radyasyondan koruma gibi diğer olaylar içinde çok gereklidir.

Radyoterapi uygulamalarında model, radyasyon parçacıklarının (elektronlar ve fotonlar) tanımlanan bir geometri de taşınımı ve bu taşınımındaki olaylarda parçacıkların madde ile etkileşmeleridir. Maddedeki muhtemel etkileşmelerinin ihtimalleri iyi bilinen ve parçacık enerjisi ile parçacıkların geçtikleri materyalin özelliklerine bağlı niceliklerdir.

Rastgele sayı seçimi ihtimal dağılım fonksiyonlarına (PDF)'lere dayanan bir parçacık etkileşmesi belirler ve çok fazla sayıdaki deneme de olayların gerçek dağılımını verir.

2.2. MC Simülasyon Hesapları

Radyasyonun madde ile etkileşmesinin rastgele olma doğası (tabiatı) nedeniyle elektron ve foton duşlarının madde içindeki evolüsyonu MC simülasyonu ile ifade edilebilecek bir süreçtir. Her etkileşme mekanizması karşılık gelen bir diferansiyel kesiti (DTK) ile karakterize edilir. Bu DTK'leri söz konusu etkileşime özgü değişik niceliklerin (gelen parçacığın enerji transferi ve açısal sapması, üretilen ikincil parçacıkların enerji ve doğrultusu vb.) ihmal dağılımını (olasılığını) belirler. Değişik etkileşim süreçleri için DTK belirlendiğinde MC simülasyonu rutin sayısal rast gele örnekleme ve parçacık takibine indirgenir. Ancak yaklaşık teorik hesaplardan ve deneysel bilgilerden elde edilen en güvenilir DTK bile bazı iç belirsizlikten etkilenebilir.

Bu strateji, geçmişteki etkileşimlerinin sayısı küçük veya orta boyutta olan her tür radyasyona uygulanabilir. Fotonların izlenmesi, bir fotoelektrik olay sonucu veya çift oluşumu etkileşiminde veya birkaç Compton etkileşimi sonucunda biter. Günümüzdeki bilgisayar imkanlarıyla fotonların detaylı taşınım simülasyonu basit bir işlemdir.

Elektron ve pozitronların taşınım simülasyonu fotonlara göre daha zordur. Bunun ana nedeni elektronların bir etkileşimdeki ortalama enerji kaybının çok küçük (birkaç 10 eV) olmasıdır. Dolayısıyla yüksek enerjili elektronlarda elektron enerjisinin termal enerjilere düşmesi (inmesi) için çok büyük sayıda çarpışma olması gerekir. Yüksek enerji elektron ve pozitronlar için MC kodlarının çoğunluğu, çoklu saçılma teorilerini kullanır. Bu teoriler bir elektron, pozitron izinin verilen bir uzunluktaki kısmında meydana gelen büyük sayıdaki olayların global etkisinin simülasyonuna imkan verir. Unutulmamalıdır ki yoğunlaştırılmış simülasyonlarda kullanılan çoklu saçılma teorileri sadece yaklaşımdır (Berger ve Wang, 1988; Kawrakow ve Bielajew, 1998) ve sonuçlarda sistematik bozulmalara ve tahribatlara götürebilir.

PENELOPE'nin simülasyon yaptığı enerji aralığındaki simülasyonlar; dozimetri, radyasyondan korunma, medikal diyagnostik, radyoterapi, elektron mikroskopisi, X-ışını floresans, dedektör tasarımı ve başka alanlarda uygulamalar bulmaktadır. Yüksek enerjilerde teorik formalizmde dikkate alınmayan olaylar olabilir düşük enerjilerde de etkileşimler moleküler bağlanma ve kümelenme etkileriyle etkilenir. Bu etkileşmeler genel amaçlı kodlardaki etkileşim modelleriyle tam olarak ifade edilemezler.

MC simülasyonlarının ana avantajları sofistike etkileşim modellerini bir araya getirmesi ve çoğunluk rastgele geometrilerin farklı geometrilerde uygulanabilmesidir. Simülasyonda her materyal ortamını tanımlanan kompozisyon ve yoğunlukta homojen, izotropik ve amorf olduğu varsayılır. Ortamdaki atomların ve moleküllerin düzgün yoğunlukta ancak rastgele dağıldığı varsayılır. Moleküller ilişkisiz pozisyonlardaki bireysel atom kümeleri olarak dikkate alınmaktadır. Enerjik elektronlar veya fotonlar böyle bir “rastgele saçılma” ortamıyla etkileşmekte ve etkileşiminin fiziği atomların DTK’lerin de içerilmektedir.

Bir MC simülasyon ve taşınma teorisinde temel varsayım demetteki parçacıkların birbirleriyle etkileşmemesidir, yani aralarındaki kuvvetin ihmal edilebilir olmasıdır. Dolayısıyla MC simülasyonunda taşınan (birincil veya ikincil parçacıklar) ardışık etkileşme yolları arasında doğrusal yol takip eder.

Prensip olarak tek tek her bir etkileşim olayı, ilişkili DTK’ler rastgele örneklenmesiyle simüle edilir. DTK’ler elektronların inelastik saçılmasındaki saçılma açısına bağlıdır ve gelen parçacığın enerjisiyle de değişir.

Ancak bu tür DTK’ler, çok değişkenli dağılımlar ve saklamak için büyük bilgisayar hafızası gerektirmeleri nedeniyle MC simülasyonuna pratik olarak uygun değildir. Geniş enerji aralığı dikkate alındığında etkileşimler relativistik kuantum mekaniği dikkate alınarak kullanılmaktadır.

Hedef çekirdeğin kütlesi elektronun kütlesine göre çok büyük olduğundan çekirdek sonsuz kütleli sayılır.

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

1996 da çıkan ilk versiyondan günümüze 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 çıkmıştır ve OECD Nuclear Energy Data Bank (<http://www.nea.fr/list/penelope.html>) adresinden edinilebilir (Biz de 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.

Takip eden bölümlerde PENELOPE mekanizmalarında kullanılan ve elektron taşımını için önemli olan etkileşim modellerini kısaca anlatacağız. PENELOPE kodu hakkında ayrıntılı bilgi <http://www.nea.fr/list/penelope.html> de bulunabilir.

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.

PENELOPE’de dikkate alınan elektron etkileşim modelleri ve karşılık gelen DTK:

Elastik saçılma: Sayısal DTK’ler, serbest elektronların, atomik elektron yoğunluklarından (Wang ve ark., 1998) elde edilen elektrostatik potansiyel için yapılan Dirac kısmi dalga analizinden elde edilmiştir. Bu tesir kesitlerinin hesabında ELSEPA (Neuenschwander H. ve ark., 1995) programı kullanılmıştır.

Elektronların ve pozitronların inelastik saçılması: Born DTK’leri yoğunluk etkisi düzeltilmesini de içeren Sternheimer-Liljequist genelleştirilmiş osilatör güç (GOS) modelinden elde edilmiştir. Bu DTK’ler atomik elektron tabakalarının iyonizasyon enerjileri ve ortalama uyarma enerjilerinden hesaplanmıştır (Sempau ve ark., 2000).

Bremsstrahlung ışıması: Salınan fotonların enerjisi, Seltzer ve Berger’in tesir kesiti çizelgelerinden türetilen sayısal enerji kaybı spektrumlarından örneklenmiştir (Ma ve ark., 2000). Salınan fotonların açılma dağılımı iki dipol karışımı içeren bir analitik bağıntıdan elde edilmiştir (Kawrakow I. ve Fippel M., 2000).

Elektron ve pozitron çarpışma iyonizasyonu: PENELOPE atomun K, L, ve M tabakası elektronlarının ve pozitron çarpışması 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 değiştirmediği iç tabaka iyonizasyonu ayrı bir olay olarak ele alınmıştır. Bu varsayılan durumunda PENELOPE, optiksel modellerinden (Rogers ve ark., 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 konulabilir. 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 mkemmell uyum içindedir.

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 algoritmayla da üretilmesine imkan 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 i iyonizasyonu takiben atomların durulması sonucu oluşurlar.

Foton Etkileşme Modelleri: PENELOPE foton etkileşmelerini alışılmış ayrıntılı prosedürler, yani etkileşimi birer birer ele alarak oluşturur. Programda kullanılan foton etkileşim modelleri aşağıdaki gibidir.

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

Compton Saçılması: DTK relativistik itme yaklaşımından (RIA) elde edilir. Bu yaklaşım Klein-Nishina DTK'lerini değişik elektron tabakalarının Compton profillerine yapılan analitik yaklaşımla birleştirir (Schach ve ark., 1999). Compton etkileşmelerinin birincil etkisi ikincil elektronların üretilmesidir. Bir elektron bir i tabakadan koparıldığında karakteristik X ışını ve/veya Auger elektronları takip eder.

Fotoelektrik olay (yutma): Toplam atomik fotoelektrik tesir kesitler ve K, L ve M tabakalarının kısmi tesir kesitleri LLNL (Lawrence Livermore National Laboratory) (değerlendirilmiş foton veri kütüphanesi) EPDL değerlerinden elde edilmiştir (Deng J. ve ark., 2000). Kısmi tesir kesitler aktif elektron tabakasını örneklemek için kullanılmıştır. İç tabakadaki fotoelektrik yutmadan sonra program iyonize olan atomların floresans radyasyonlarını simüle eder.

Elektron pozitron çift üretimi: Sayısal tesir kesiti değerleri EPDL deki Çizelgelerden elde edilmiştir. Primer parçacıklar başlangıç enerjisinden kullanıcı tarafından tanımlanan yutma enerjilerine kadar simüle edilir.

İkincil parçacıklar her birincil izin tamamlanması sonrası simüle edilir. PENELOPE karakteristik X ışınlarını ve Auger elektronlarının salınımlarını simüle eder. Atomun durulması boşlukların N ve daha dış tabakalara kaymasına kadar takip eder. Kullanılan geçiş ihtimalleri LLNL'nin değerlendirilmiş atomik veri kütüphanesi EADL den çıkarılmıştır (Faddegon ve ark., 1999). X ışını spektrumunun doğrudan simülasyonu çok yavaştır ve bu etkiler çok küçük ihtimallerle olur. Bunun için pratik çözüm varyans indirgeme tekniğini 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 azaltır.

Geometri Paketi PENGEO: MC simülasyonunun pratik faydası onun karmaşık geometrideki yapıları ele alabilme kabiliyeti bulunmaktadır. PENELOPE, PENGEO altprogram paketini içermektedir.

Bir kuadratik (dört değişkenli) 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 metaryal sistemlerinin oluşturduğu cisimler modüller halinde yapılabilir. Bu modüller daha büyük modüllerin parçaları olabilir. Bu modüller yapı geometri altprogramlarının işlemlerinde dikkate değer azaltma sağlar.

MC Simülasyonu Ana Programı PENSLAB: PENSLAB ve PENMAIN ana programları PENELOPE 'deki en kapsamlı fiziği ve fiziksel modelleri içermektedir. PENELOPE'nin

etkileşim hesabı ana programlarından biridir. Etkileşim modellerinin çok dikkatli ve doğru seçimi sayesinde MC simülasyonları fiziksel süreçlerin çok gerçekçi bir tasvirini (tanımlamasını) verebilir. Dolayısıyla sonuçların güvenilirliği tamamen kullanılan fizik modellerine dayanır. Mevcut çok değişik MC programları kullanılan fiziğin kalitesi parçacık veya foton yollarının izlenme metotları ve örnekleme algoritmalarındaki farklılıklar nedeniyle birbirinden farklıdır. Hiçbir şekilde eşdeğer değildirler. Simüle edilen spektrumunda esas olarak elektron taşınım modeli (saçılma ve yavaşlama) ve elektron çarpmasındaki iç tabaka iyonizasyon tesir kesitleri ve foton azaltma (attenuation) katsayıları da önemlidir. PENELOPE kod sisteminin elektron taşınımı simülasyonu bu olayı bir sanat eseri düzeyinde temsil etmektedir.

2.3. Radyasyon, Radyoterapi, Doz Çeşitleri ve Doz Birimleri

Radyasyon: Atomlardan ve çekirdeklerden enerji salınması olarak tanımlanabilir. Bu salınma ya elektromanyetik titreşimler veya partiküler şeklindedir.

Radyoterapi: İyonize radyasyonun kanser hastalarının çeşitli tümörlerini, tümör hücrelerinin sayısını, onların DNA yapısını ve diğer hayati hücre organlarını kısmen veya tamamen tahrip ederek tedavide kullanılmasıdır.

Radyoterapinin amacı, hedef hacme (tümöre) gerekli dozu verirken, onu saran sağlıklı hücrelerin doz almasını engellemek böylece hayatın niceliğini ve niteliğini artırmaktır (Song, 2003).

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. Ancak α , β^- (elektron) β^+ (pozitron) parçacıkları, protonlar (p), nötronlar (n) ve ağır iyonlar (AI-HI) da radyasyon olarak adlandırılmaktadır. 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, radyo izotopların elde edilmesi ve kullanılması ile radyasyonun etkileri giderek artmıştır. Radyasyon, Şekil 2.1.'de görüldüğü gibi parçacık radyasyonu (Alfa, Beta, Proton, Nötron, Ağır İyon) ve elektromanyetik radyasyon (Gama (γ -ışını), X-ışını, Mor ötesi ışık, Görünür ışık, Kızıl 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 (Şekil 2.1.).

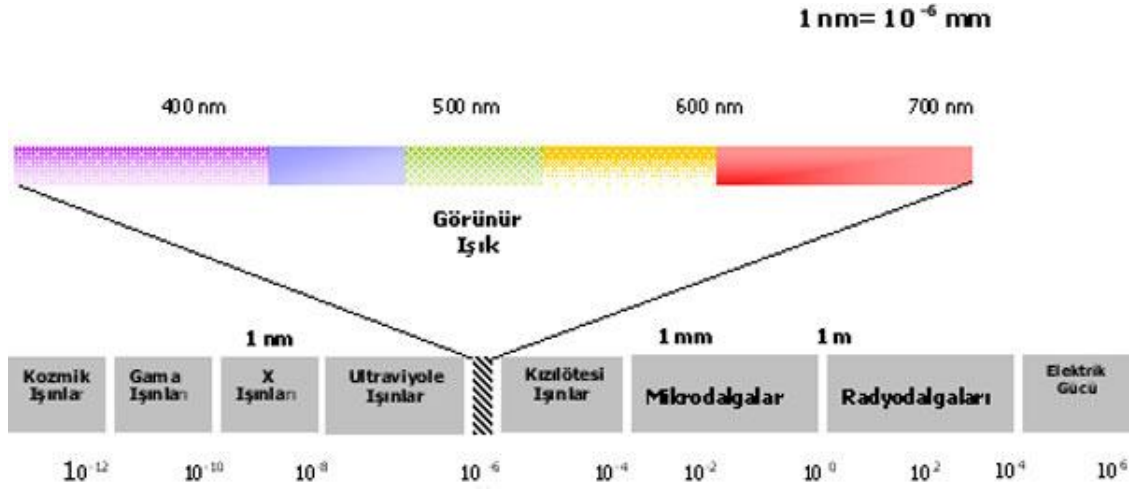
- Enerji (Düşük ve yüksek enerjili radyasyon)
- Tür (Parçacık radyasyonu ve elektromanyetik radyasyon)
- Kaynak (Doğal ve yapay radyasyon kaynakları)

Atomları iyonlaştırmaya yeterli ya da daha yüksek enerjili radyasyon, iyonize radyasyon olarak da tanımlanır. Alfa, Beta, Gama ve X-ışınları iyonize radyasyonlardır.



Şekil 2.1. Radyasyonun çeşitleri

Düşük enerjili ya da iyonize olmayan radyasyon ise etkileştiği materyal içindeki atomları, yeteri kadar enerjisi olmadığı için, iyonize edemez ve sadece uyarır. Mikrodalgalar, görünür ışık, radyo dalgaları, kızılötesi ve (çok kısa dalga boyluları hariç olmak üzere) mor ötesi ışık iyonize olmayan radyasyona örnektir. Elektromanyetik spektrumu oluşturan bütün radyasyonlarda enerji, yüksüz ve kütsüz fotonlar tarafından taşınmaktadır (Şekil 2.2.). Gama ışınları, uyarılmış bir düzeydeki bir nükleonun (proton veya nötron) alt düzeylere inmesi durumunda yayınlanan fotonlardır. X-ışınları ise çekirdek etrafındaki bir atomik yörüngede bulunan bir elektronun enerji verilip daha üst yörüngeye çıkartılması (atomun uyarılması) sonucu alt atomik yörüngelere indiğinde yayınlanan fotonlardır. İyonize edici elektromanyetik radyasyon, çekirdekte yayınlanıyorsa gama, atomlardan yayınlanıyorsa X-ışını adı verilir.



Şekil 2.2. Elektromanyetik radyasyonun enerji spektrumu

2.3.1. 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.

2.3.2. Radyasyon Dozu ve Birimleri

Bir atom çekirdeğinin, tanecikler veya elektromanyetik ışınlar yayarak kendiliğinden parçalanması olayına radyoaktivite denir. Radyoaktif bir numunenin aktifliği (Curie (Ci) veya bozunma/saniye (Bq) cinsinden) numunenin miktarı (N) ve bozunma sabiti (λ) 'ne bağlıdır, ancak radyasyonun tipine veya enerjisine bağlı değildir. Aktiflik, aynı radyo izotopun iki farklı kaynağının karşılaştırılmasında faydalı bir kavramdır. Söz gelişi 10 mCi'lik Co-60, 1 mCi'lik Co-60'dan daha şiddetlidir. Nükleer radyasyonların ortak bir özelliği, enerjilerinin yüksek olması dolayısıyla etkileştikleri atomları iyonlaştırmalarıdır. Bundan dolayı nükleer radyasyonlara iyonlaştırıcı radyasyon da denir.

Radyasyon alma (ışınlamanın sonucu) havanın belli bir m kütlesi başına oluşan iyonların toplam elektrik yüküne (Q) poz (exposure=ışınlama dozu, X_p) denir. γ -ışınlarının enerjileri ve kaynakların aktiflikleri tamamen farklı olsa bile, aynı pozu oluşturan γ -ışını kaynakları aynı şiddette kabul edilir. Işınlama dozu (poz),

$$X_p = \frac{Q}{m} \quad (2.1)$$

bağıntısıyla tanımlanır ve SI birim sisteminde birimi C/kg'dır. Pratik birim sisteminde ışınlama doz birimi Röntgen (R)'dir. Röntgen birimi sadece hava için kullanılmaktadır. Röntgen, normal şartlarda kuru havada (0 °C ve 760 mm Hg basınçta), 1 esu ($1e=4.8 \times 10^{-10}$ esu) kadar iyonlaşma yükü oluşturan ışınlama dozu olarak tanımlanır. Yani,

$$1R = \frac{1esu}{0.001293g} = 2.58 \times 10^{-4} C / kg \quad (2.2)$$

ve her iyonun yükü $1e=1.6 \times 10^{-19}$ C olduğuna göre,

$$1R = \frac{2.58 \times 10^{-4} C / kg}{1.6 \times 10^{-19} C / iyon} = 1.61 \times 10^{15} iyon / kg \quad (2.3)$$

elde edilir.

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 (absorbed doz, **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.

$$1 \text{ rad} = 100 \text{ erg/g} \quad (2.4)$$

buradan **1 erg/g=0.01 rad** ve dolayısıyla, **1 R=0.88 rad** olduğu bulunabilir. Soğurulan dozunun SI birim sistemindeki birimi **Gray (Gy)**, 1 kg madde tarafından soğurulan 1 J'lük enerjiye eşittir.

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg} = 100 \text{ rad} \quad (2.5)$$

Hücrenin 1 rad'lık α radyasyonundan gördüğü hasar, 1 rad'lık γ -ışınından gördüğü hasara 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.

Belirli bir radyasyonun biyolojik sistem üzerindeki etkisi, radyasyonun soğurulan doz, (**D**) ve kalite faktörü (**QF**) değerinin çarpımına eşittir. Bu değer biyolojik etkinin doz eşdeğeri, **biyolojik doz (BD)** veya **eşdeğer doz (ED)** olarak da adlandırılır.

$$ED=D.QF \quad (2.6)$$

D, rad biriminde ölçüldüğünde biyolojik doz **rem** (roentgene eşdeğer man (insan dozu)) 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 farklı birçok yol vardır. Radyasyonun ölçülmesinde ilk zamanlarda tanımlanan birimler büyük değişikliklere uğramış daha sonra ICRU kullanılan birimleri yeniden inceleyerek **aktivite, ışınlama, soğurulmuş doz ve doz eşdeğeri** için özel birimler tanımlamıştır. Bahsedilen bu en sık kullanılan niceliklerde değişik ölçümler için SI birimlerinin bir özeti Çizelge 2.1.'de verilmiştir.

Çizelge 2.1. Radyasyon ölçümü için tanımlanan nicelikler ve birimleri

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

Uluslararası 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. Tipik bir göğüs Röntgen (X-ışını) filmi çekimi için vücudun kemik iliği gibi hassas bir bölgesi tarafından soğurulan doz, 0.5mSv, bir diş röntgeni çekimde ise soğurulan doz 0.02 mSv'dir (Krane, 2001).

2.3.3. Radyasyon Nicelikleri ve Birimleri

ICRU Radyasyon dozu ölçümlerinde kullanılacak nicelik ve birimler için açık ve iyi anlaşılır tanımlar sunmuştur (ICRU Rep.33, 1980).

Fiziksel nicelik bir fiziksel gözlenir, birim ise o niceliğin referans miktarı ve nicelik miktarını belirtmek için kullanılan eşeldir.

Radyoterapide en önemli nicelik yutulan (soğurulan) dozdur. Doz (D) ışınlanan materyalin birim kütlesinin yuttuğu enerjidir,

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (2.7)$$

burada $d\bar{\epsilon}$ gelen iyonlaştırıcı radyasyonun materyale verdiği ortalama enerjidir, dm ise küçük materyal miktarıdır. Yutulan doz birimi gray dir (**1Gy=1J/kg**). Yutulan doz hızı ise;

$$\dot{D} = dD / dt \quad (2.8)$$

ile tanımlanır. Birimi $J.kg^{-1}.s^{-1}$ veya $Gy.sn^{-1}$ dir.

Doğrudan olmayan biçimde maddeyi iyonlaştıran foton veya elektron gibi parçacıklar dikkate alındığında ve onların madde ile etkileştiğinde maddeye aktardıkları enerjiyi de tanımlamak uygun olur. Bu nicelik **kerma** (maddeye aktarılan kinetik enerji) dir ve

$$K = dE_{tr} / dm \quad (2.9)$$

bağıntısı ile tanımlanır. Burada dE_{tr} , dm kütlesinde yüksüz iyonlaştırıcı parçacıklar tarafından serbest bırakılan, bütün yüklü parçacıkların kinetik enerjilerinin toplamıdır. **Kermanın** birimi $J.kg^{-1}$ öz adı gray (Gy) dir. Kerma, sadece havayla etkileşen fotonlara özgü olan poz'la (X)

$$X = dQ / dm \quad (2.10)$$

bağıntısı ile ilişkilidir. Eşitlik 2.1'de, X_p yerine X kullanılmıştır. Burada dQ , dm kütlesinde fotonların serbest bıraktığı, havada durdurulan, bütün elektronların (veya serbest yüklü iyonların) toplam yüküdür. Pozun birimi $C.kg^{-1}$ dir. Pozun özel birimi ise Röntgen (R)'dir (Eşitlik 2.2).

$$X = K_{air} (1 - g) / (W / e) \quad (2.11)$$

Poz yukarıda tanımlandığı gibi, **hava kermasının iyonizasyon eşdeğeridir**, ancak dQ elektronların yaydığı frenleme (bremsstrahlung) ışımından kaynaklanan iyonizasyonu kapsamamaktadır. Eşitlik 2.11'de K_{air} hava kerması, g bremsstrahlung olarak yayınlanan enerji oranı, (W/e) iyon çifti başına düşen ortalama enerjidir.

2.3.4. Radyasyon Kalitesinin Tanımlanması ve Belirlenmesi

Yutulmuş 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 elektronların) parçacık enerjisini ve açısal dağılımını tam olarak belirlenmesi demektir. Bu tür bilgilerin elde edilmesi genellikle çok zordur ancak az detayla hassas dozimetri ölçümü mümkündür.

2.3.5. Radyasyon Demetinin Geometrisi

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

2.4. Radyasyonun Radyoterapide Kullanılan Türleri

Radyoterapide iyonize eden radyasyonlar kullanılmaktadır. Bunlar; dış ışınlamada kullanılan lineer hızlandırıcılarda elde edilen X-ışını ve elektron demetleri ile Co-60 kaynaklarından çıkan gama ışınlarıdır. İç ışınlamada kullanılan Ir-192 ve diğer kaynaklardan çıkan radyasyonlardır. İyonize radyasyonlar bir maddeye girdiklerinde iyon çiftleri oluşturmaktadır. Oluşan bu iyon çiftleri canlı dokuları tahrip eder. Bu tahrip edici özellik sayesinde kanserli hücreler yok edilmektedir. Hücre çekirdeğindeki kromozomlardaki tahribat ile hücre canlılığını ve bölünme yeteneğini kaybeder.

Radyoterapide kullanılan radyasyonlar yapılarına göre ikiye ayrılır:

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

2.5. Elektromanyetik Radyasyonlar (X ışınları, γ ışınları)

X-ışınları: 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: Tedavide gama ışını olarak Co-60 radyasyon kaynağı olarak kullanılmaktadır. Co-60 doğada doğal halde bulunan radyoaktif olmayan Co-59 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 Co-60 ışınımının önemli özellikleridir.

2.6. 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 kavileri 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).

2.6.1. 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 demeti veya X-ışını elde ederek kanserli hastaların tedavisinde kullanmaktır.

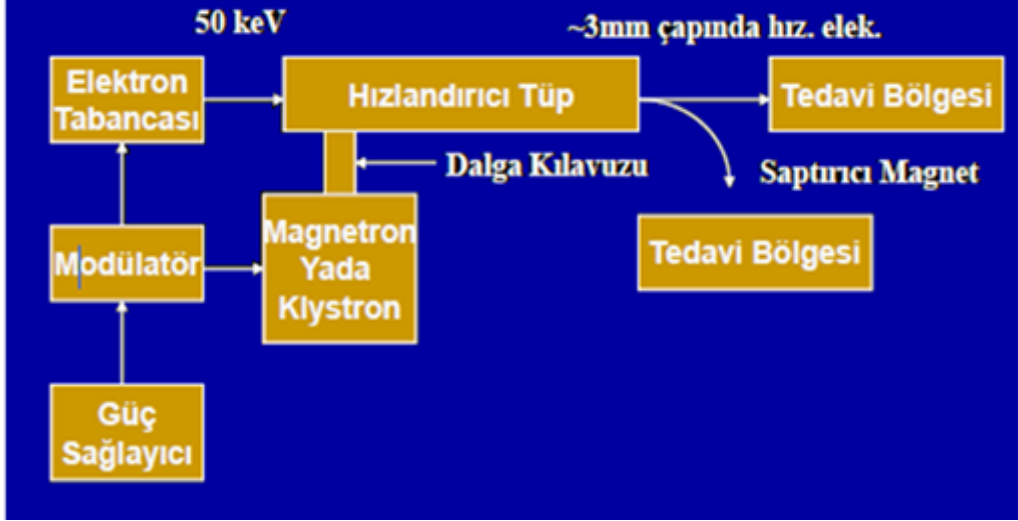
Lineer hızlandırıcıların medikal alanlarda kullanılması fikri 1940'ların sonlarında önem kazanmıştır. Medikal lineer hızlandırıcılar 1950'lerin başından itibaren kullanılmaktadır. İlk medikal lineer hızlandırıcı 1952'de Londra'da Hammersmith hastanesinde kurulmuştur. Bu cihazla ilk tedavi 1953'de 8 MV'lik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

Lineer Hızlandırıcılarda; elektronlar bir tüp boyunca yüksek frekanslı elektromanyetik dalga kullanılarak hızlandırılır ve 4-25 MeV enerjisinde elektronlar elde edilebilir. Ayrıca üretilen bu elektronlar tungsten bir hedefe çarptırıldıkları halinde 4-25 MV enerji aralığında X ışını meydana getirebilir. Örneğin; bu çalışmada kullandığımız Varian Clinac DHX lineer hızlandırıcıda 6, 9, 12, 16 ve 20 MeV elektron ve 6 MV-18 MV X-ışını oluşturulabilmektedir.

Geleneksel X ışını kaynaklarında elde edilen X ışınlarının enerjileri dolayısı ile giricilik kabiliyeti düşük olduğundan derin yerleşimli tümör tedavisinde lineer hızlandırıcılardan elde edilen X ışınları kullanılır. Örneğin; prostat kanseri, meme kanseri, beyin tümörü tedavisinde kullanılır.

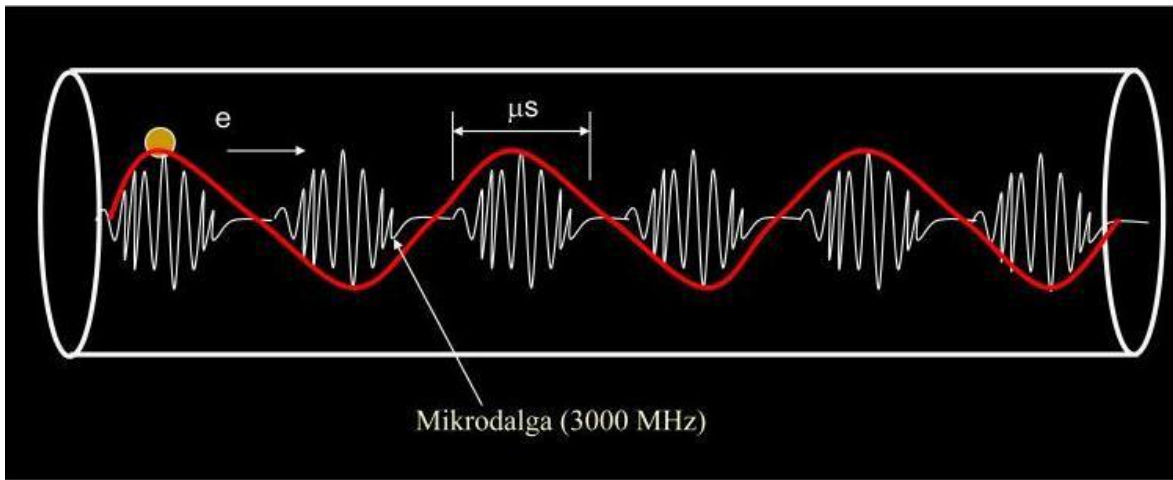
Elektron demeti tedavisi yüzeysel tümörlerin tedavisinde kullanılır. Elektronların mono enerjitik olması X-ışınlarından farklı olarak klinikte bazı avantajlar sağlar. Örneğin yüzeysel tümörlerin tedavisinde elektron demeti tümör altındaki dokuyu koruma açısından faydalıdır. Çünkü elektronlar enerjilerini yüzey bölgelerinde yitirirler.

Radyoterapi birimlerinde kullanılan Medikal Lineer Hızlandırıcılar başlıca şu kısımlardan meydana gelir; Güç kaynağı, modülatör, elektron tabancası, magnetron yada klystron, hızlandırıcı tüp, saptırıcı magnet ve tedavi bölgesi. Şekil 2.3.'deki bir Medikal Lineer Hızlandırıcının blok şeması verilmiştir.



Şekil 2.3. Bir lineer hızlandırıcı cihazının blok diyagramı

Sistem de güç kaynağı modülatöre elektriksel güç sağlar. Modülatörde puls oluşum network'ü ve anahtarlama tüpü olarak thyatron bulunur. Thyatrondan oluşup giden puls'lar klystron veya megnetrone ve aynı anda elektron tabancasına gider. Mikro dalgalar elde etmekte kullanılan magnetron veya klystron gibi özel tüplerden, frekansı yaklaşık 3000 MHz olan elektromagnetik dalgalar elde edilir. Havası tamamen boşaltılmış dalga hızlandırıcı tüp içine sevk edilen elektromagnetik dalgaların hızı, tüpün özel yapısı nedeniyle ışık hızından daha azdır. Magnetron veya klystronda oluşan pulse halindeki mikrodalga hızlandırıcı (akseleratör) tüpüne dalga kılavuz sistemiyle iletilir. Uygun bir anda elektron tabancasından çıkan elektronlar da akseleratör tüpüne iletilir. Elektronların tabancadan çıkış enerjisi yaklaşık 50 keV'dir. Elektronların hızlanma mekanizması Şekil 2.4.'te gösterilmiştir. Elektronlar akseleratör tüpünden çıkışta yaklaşık 3 mm çapında çıkarlar (Khan, 2003).



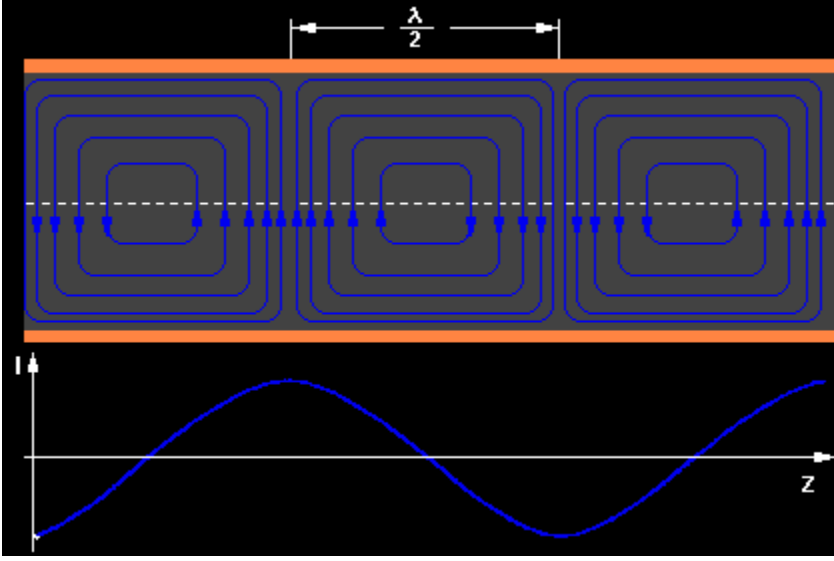
Şekil 2.4. Elektronların lineer hızlandırma mekanizması

Elektronlara enerji vermek ve hızlandırmak için hareket eden dalgaların üzerine bindirilmesi gerekir. Bu işlemin gerçekleşmesi için de; elektronun ve dalganın hızı eşit olmalıdır. Hızlandırma sırasında elektronları bir demet halinde toplamak ve hedef üzerine bir demet halinde göndermek için manyetik odaklayıcı sahalar hızlandırıcı tüp boyunca yerleştirilmiştir. Elektronlar hızlandırıcı tüpün sonuna geldiği zaman maksimum enerjilerini kazanmışlardır. Tüpün sonunda bulunan pencereden elektronlar dışarıya sevk edilir. Şayet X-ışınları elde edilmek isteniyorsa elektronlar su ile soğutulan tungsten hedefe çarptırılır, böylece X-ışınları elde edilir (Khan, 2003).

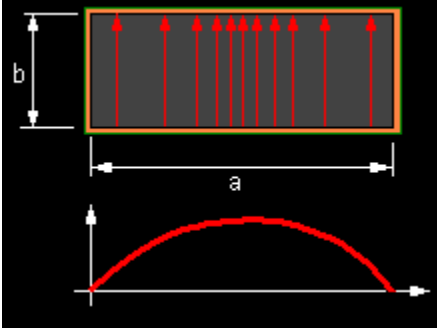
Magnetron: Mikrodalga üreticisidir, birkaç mikro saniyede mikrodalga sinyali üretir. Saniyede birkaç yüz sinyali tekrar edebilme hızına sahiptir. Mikrodalga frekansı 3000 Mhz civarındadır magnetronun silindirik bir yapısı vardır. Merkezinde katot çevresinde anot bulunur. Katot içindeki filamanın ısıtılmasıyla elektronlar oluşur. Anot ve katot arasına uygulanan gerilim elektrik alan oluşturur ve bu elektrik alan durgun bir manyetik alan oluşturur. Manyetik alanın ve elektrik alanın aynı anda etkisi altında kalan elektronlar rezonant (tınlayan) boşluklara doğru hareket ederler ve mikrodalga halinde enerji yayarlar. Oluşturulan mikrodalgalar dalga rehberi yardımıyla ivmelendirici yapıya ulaştırılır (Khan, 2003).

Klystron: Mikrodalga üreticisi değil, mikrodalga yükselticisidir, klystron gücü düşük mikrodalga osilasyonuna ihtiyaç duyar. Katotta üretilen elektronlar hızlandırılıp negatif voltajlı sinyallerle toplayıcı boşluğa girip düşük güçlü mikrodalgaların üzerine binerler. Mikrodalgalar alternatif elektrik alan etkisiyle boşluğun bir yanından öbür taraftaki yakalayıcı (ikinci) boşluğa sürüklenirler. Bu geçişte elektronlar elektrik alan (E) etkisiyle ($F=ma=eE$) bağıntısı uyarınca ivmelenir ve hızları değişir. Bazı elektronlar hızlanırken bazıları yavaşlar, bazılarının da hızı değişmez. Hızlanan elektronlardaki kinetik enerji artışı enerjinin korunumu nedeniyle yakalayıcı boşlukta mikrodalgaların enerjisine aktarılır. Böylece ikinci boşlukta yüksek güçlü mikro dalgalar oluşmuş olur (Khan, 2003).

Elektromanyetik Dalgaların Dalga Kılavuzunda Yayılması: Bir dalga kılavuzu yüksek frekanslı enerji ile beslendiğinde, dalga kılavuzu içinde E-elektrik alanına ve H-manyetik alanına (Şekil 2.5.) sahip elektromanyetik dalgalar meydana gelir. Bu elektromanyetik dalgalar dalga kılavuzu içinde ışık hızına yakın bir hızda yayılırlar. Şekil 2.6.'da şematik olarak gösterildiği gibi a-duvarları arasında, b-duvarlarına yaklaştıkça azalan ve b- duvarına vardığında kısa devre olan, bir E-alanı meydana gelir. E-alanı kesitsel olarak sinüs biçimli bir dağılım gösterir.



Şekil 2.5. Dalga kılavuzundaki manyetik alan (anlık üst görünüş)



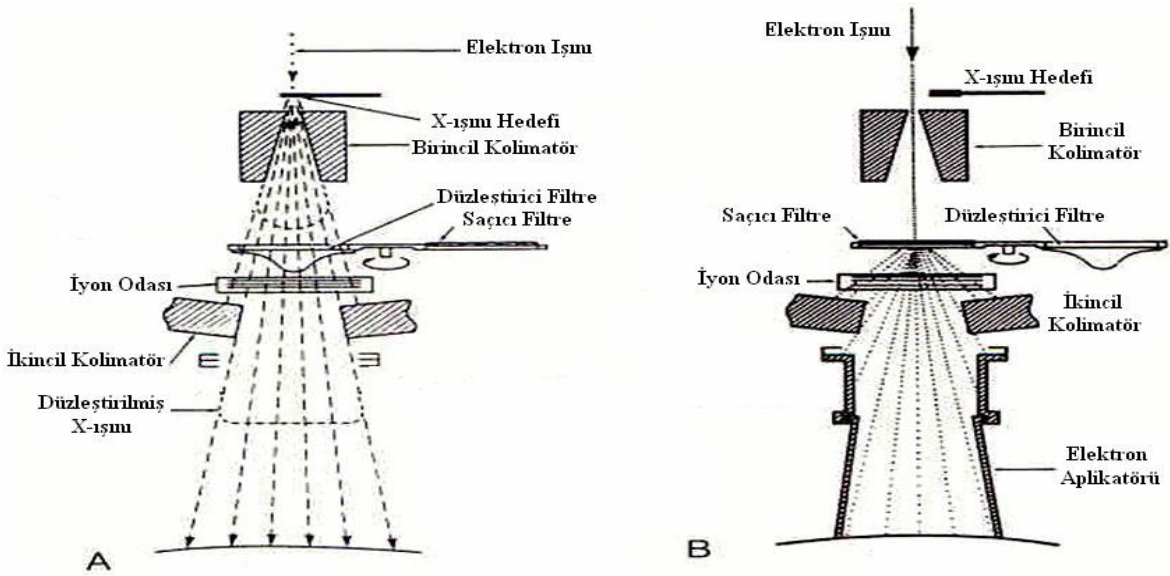
Şekil 2.6. Dalga kılavuzundaki elektrik alanı

Tedavi Kafası (Gantry) (Şekil 2.7. ve 2.8.): Lineer hızlandırıcılar, radyasyon kaynağının yatay eksen üzerinde döndürebilecek şekilde dizayn edilirler. Gantry yatay bir eksen etrafında dönerken kolimatörde alanın merkezinden geçen dik eksen etrafında döner. Gantry'nin dönme eksenini ile kolimatörün dönme eksenlerinin kesiştiği noktaya izomerkez (isocenter) denir.



Şekil 2.7. Varian Clinac DHX Cihazının tedavi kafası

Şekil 2.7.'de gösterilen tedavi kafası, kurşun veya kurşun tungsten alaşımı olan yüksek yoğunluklu koruyucu materyal içerir. Tedavi kafası, X-ışınları hedefi, saçıcı foil, düzleştirici filtre, iyon odası, sabit ve hareketli kolimatörler ve lokalize ışık sistemini kapsar.



Şekil 2.8. Tedavi kafasının iç yapısı. 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.

Lokelize (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.

2.6.2. Elektron Demetlerinin Oluşumu

Radyoterapide kullanılan yüksek enerjili elektronlar lineer hızlandırıcılardan elde edilirler. Elektron tabancası hızlandırıcı dalga kılavuzu için elektron kaynağıdır (Khan, 2003).

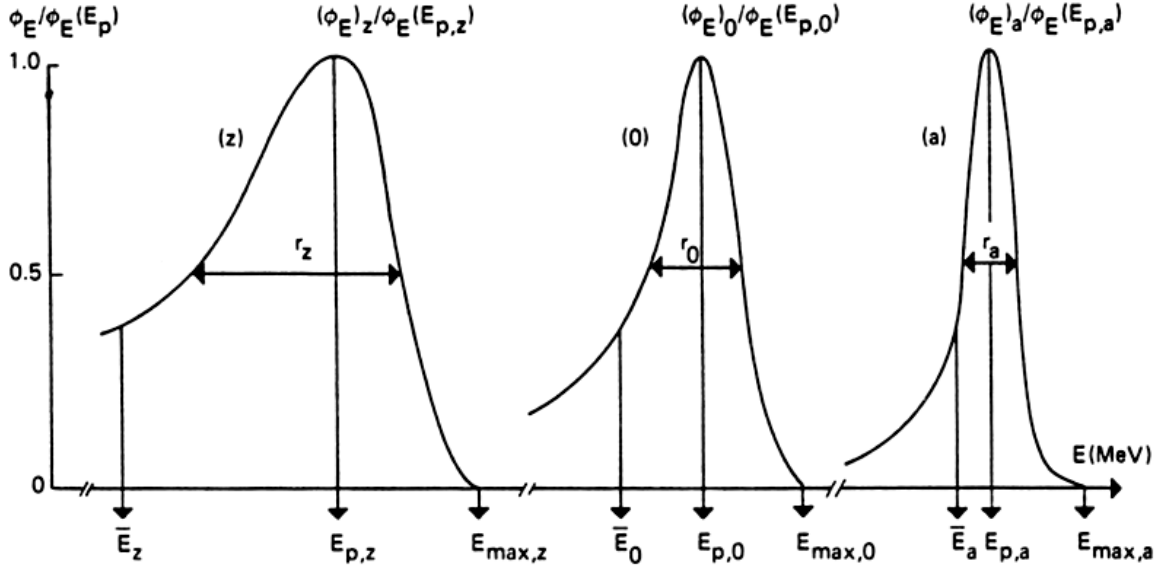
Hızlandırıcı tüpten çıkan elektronlar yaklaşık 3 mm çapında ince bir demet halindedir. Tedavi alanı boyunca düzgün bir doz dağılımı oluşturmak için elektronlar, elektron saçıcı plaka (foil)'ya çarptırılır. 'Elektron saçıcı foil' olarak ince kurşun benzeri metal plakalar kullanılır. Ancak, yine de bu çarpma sonucunda düşük oranda X-ışını üretilir. Buna elektronların X-ışını kontaminasyonu (kirliliği) denir.

2.6.3. Yüksek Enerjili Elektronlar

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

Bir elektron hızlandırıcısının çıkışındaki, fantom yüzeyindeki ve z derinlikteki elektron enerji spektrumu ve parametreleri Şekil 2.9.'da gösterilmiştir. Elektron demeti hızlandırıcı

çıkış penceresinden çıkar, Şekil 2.8.'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 içerisinde elektronlar geçerken de olur. Dolayısıyla spektrumdaki yarı maksimumdaki enerji genişliği de (FWHM, Γ) artar ve $\Gamma_a < \Gamma_0 < \Gamma_z$ olur.



Şekil 2.9. 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 menzil 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 (SSD) değerlerinde farklı yutulan doz dağılımları elde edilebilir. Bunun nedeni fantoma gelen elektronların enerji ve açısal dağılımların farklı olabilmesidir. 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.

2.6.4. Menzil Enerji Bağlantıları

$E_{p,0}$ ve \bar{E}_0 'nin belirlenmesinde elektron enerjisi ve menzil parametreleri için verilen aşağıdaki ampirik bağlantılar (ICRU Rep. 35, 1984)

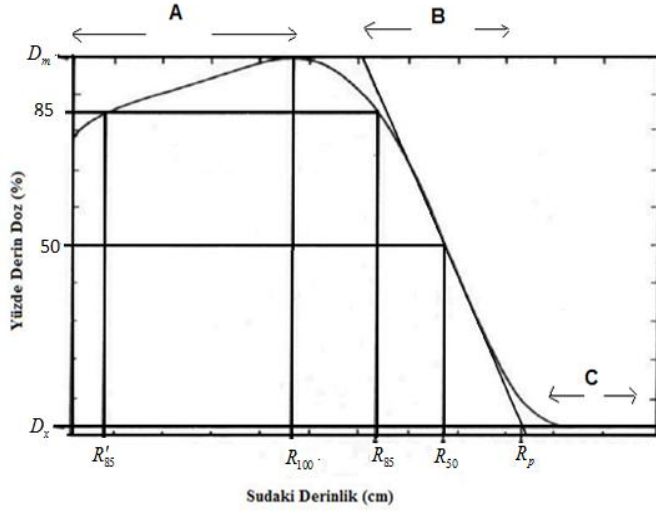
$$E_{p,0} = 1.95R_p + 0.48, \quad (3MeV \leq E_{p,0} \leq 25MeV) \quad (2.12.a)$$

$$E_{p,0} = 0.22 + 1.98R_p + 0.0025R_p^2, \quad (1MeV \leq E_{p,0} \leq 50MeV) \quad (2.12.b)$$

$$\bar{E}_0 = 2.33R_{50} \text{ (Berger ve Seltzer, 1982)} \quad (2.12.c)$$

kullanılır. IAEA tarafından yayınlanan kod ile radyoterapide kullanılan radyasyon demetinden suya verilen (yutulan) dozun hassas olarak belirlenmesi için gerekli metrolojiyi vermektedir. Elektronlar için enerji aralığı $5 MeV \leq \bar{E}_0 \leq 50 MeV$ 'dir.

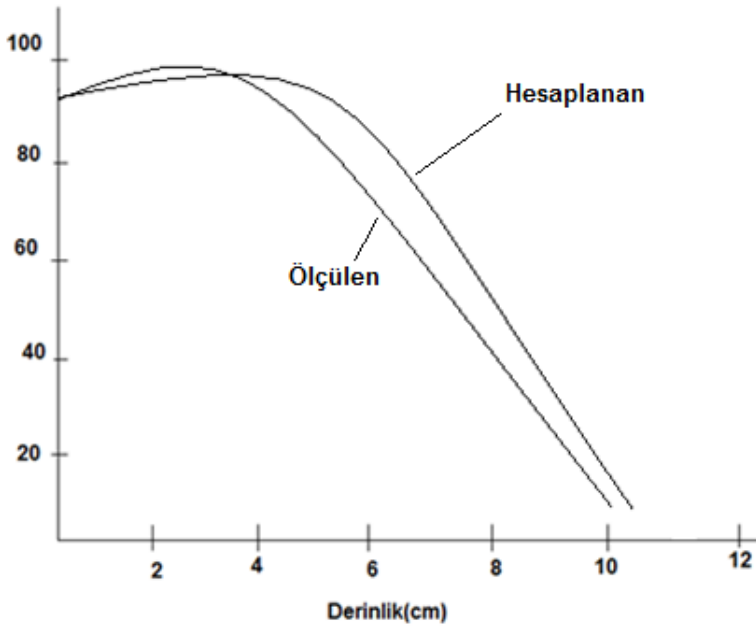
2.7. Derin Doz Karakteristikleri



Şekil 2.10. Bir elektron demetine (veya ışınımına) ait sudaki yutulan derin doz dağılımı ve önemli noktaları

Bir elektron demetine ait sudaki yutulan derin doz dağılımı ve önemli noktaları Şekil 2.10.'da gösterilmiştir. Elektron demetinin su fantomunda yutulan dozu önemli bir parametredir. D_m , maksimum yutulan doz, D_x bremsstrahlung yoluyla yutulan doz, R_{100} derinliğin maksimum dozdaki değeri, $R_{85}=R_t$ terapi menzili, R_{50} %50 doz yutulma derinliği, R_p pratik menzili göstermektedir.

%Yutulan Doz



Şekil 2.11. 20x20 cm lik alanda ölçülen ve hesaplanan derin doz

Ölçülen ve hesaplanan dağılımların arasındaki fark, esas olarak gelen elektronların açılma dağılımına ve enerji spektrumuna ve elektronlar fantoma gelene kadar sistemde oluşan bremsstrahlung ışınımının katkısına bağlanabilir. A bölgesinde hesaplanan relatif doz $[(0.5mm \text{ deki doz})/(demet \text{ eksenindeki maksimum doz})]$ artan enerji ile artıyor (kütle saçılma şiddetinin enerjiyle azalması nedeniyle). Tek enerjili elektron demetlerinin derinliğin artması ile spektral alan ve açılma dağılımlarının artması dolayısıyla daha geniş alan durumları olması nedeniyle ölçülen ve hesaplanan derin doz eğrileri arasında önemli farklar olduğu görülmüştür. Düşük kalınlıklarda (A yükselme- build up bölgesinde ölçülen derin doz hesaplanandan büyüktür. B azalma bölgesinde ise dağılma fazla olduğu için ölçülen doz hesaplanandan küçüktür. Bu durum 20 MeV enerjili elektronlar için Şekil 2.11.'de gösterilmiştir. Ayrıca Çizelge 2.1.'de relatif yüzey dozunun (%) elektron demetinin enerjisi $\bar{E}_0(MeV)$ ile değişimi verilmektedir. Yüzey dozunun enerji ile artışı açıkça görülmektedir. Bu durum 5. bölümdeki 6, 9, 12, 16, 20 MeV elektron demetleri deneysel ve hesaplanan sonuçlarımızın karşılaştırıldığı Şekil 5.24.-5.28.'de açıkça görülüyor.

Çizelge 2.1. 10x10'luk alan için relatif yüzey dozu

$\bar{E}_0(MeV)$	5	10	15	20	25	30
Relatif yüzey dozu (%)	78	85	90	92	92	95

B bölgesi, (doz azalma bölgesi) hesaplanan derin doz değerleri, ölçülen derin doz dağılımlarından daha büyük derinliklerde pik yapıyor ve daha hızlı azalıyor. Azalmanın eğimi için ICRU uygun bir ölçü kabul etmiştir (ICRU Rep. 37, 1984). Bu ölçü:

$$G = \frac{R_p}{R_p - R_q} \quad (2.13)$$

bağıntısı ile tanımlanan normalize doz gradyentidir. Burada R_p pratik menzil (Şekil 2.10.), R_q 'da en dik noktadaki teğetin %100 yutulmuş doz düzeyini kestiği noktadır.

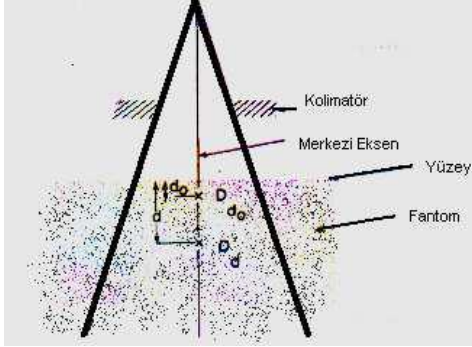
C bölgesi elektron menziline aşan bremsstrahlung radyasyonu kontaminasyonudur. Bu kontaminasyonu minimuma indirmek arzulanan durumdur. Bu kontaminasyonun çoğunluğu radyasyon alanını düz yapmak için kullanılan saçılma plakalarından kaynaklanır. Bu bölgenin enerjiye bağlı üst sınırları vardır.

2.7.1. Yüzde Derin Doz (%DD) Kavramı

Yüzde derin doz, söz konusu SSD'de radyasyon alanın merkez eksenini boyunca suda veya suya eşdeğer bir ortamda ölçülen dozların en yüksek doz değerine oranının 100 ile çarpımı

$$\%DD = \frac{D_d}{D_{maks}} \times 100 \quad (2.14)$$

olarak tanımlanır (Şekil 2.12.). Yüzde derin doz (%DD), enerji değeri, SSD ve alan büyüklüğü ile doğru orantılı olarak artar. Yüzeyle en yüksek doz derinliğine kadar olan derinlik, doz oluşum bölgesi (build-up region) olarak tanımlanır.



Şekil 2.12. Yüzde derin doz (%DD) şematik gösterimi

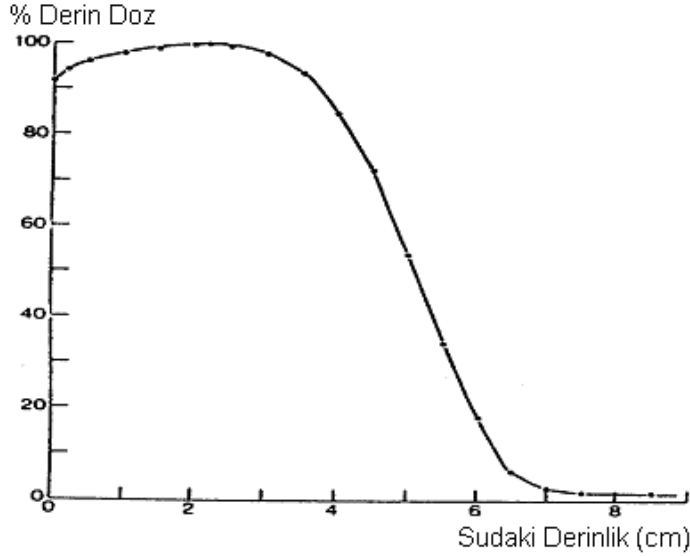
Enerjinin artması ile maksimum doz derinliği artar ve build-up bölgesi genişler.

$$D_{maks} = \frac{D_d}{\%DD} \times 100 \quad (2.15)$$

2.7.2. Elektronların Merkezi Eksen Derin Doz Eğrileri

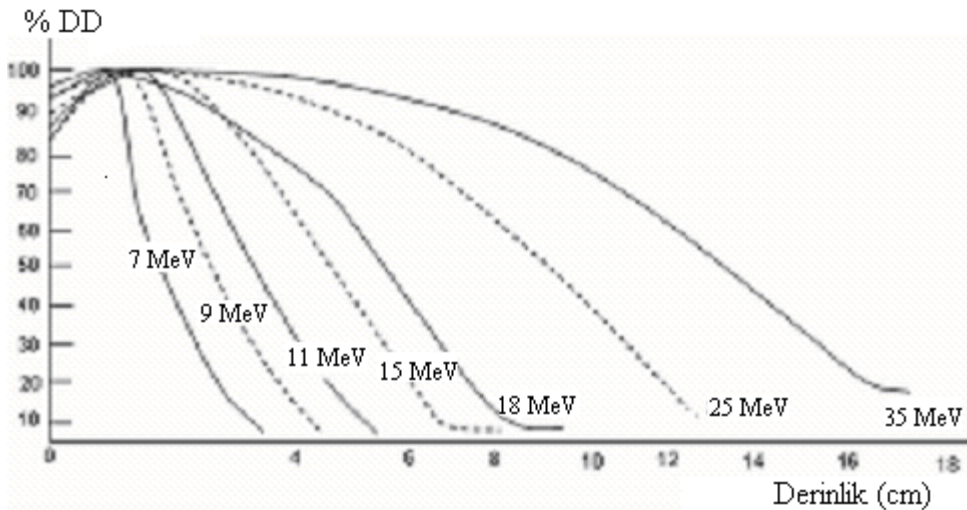
Elektron demetlerinin en önemli özelliği merkezi eksen derin doz eğrilerinin şeklidir. Homojen doz bölgesini takip eden hızlı doz düşüşü, X-ışınlarından farklı olarak, klinikte bazı avantajlar sağlarlar. Örneğin yüzeysel tümörlerin tedavisinde tümör altındaki dokuyu koruma açısından oldukça faydalıdır. Çünkü elektronlar fotonların aksine enerjilerini yüzey bölgelerinde yitirirler. Elektronların en faydalı derinliği %90 derin doz eğrisinin derinliği ile verilmiştir. Bu derinlik yaklaşık olarak $E/4$ cm'dir (Burada E elektron demetinin yüzeydeki en olası enerjisidir). %80 derin doz eğrisinin derinliği ise yaklaşık olarak $E/3$ cm'de meydana gelir. Yüzde derin doz değerleri (%DD) faydalı derinliğin dışında keskin

bir şekilde düşerler ki bu da istemediğimiz derinliklerde oluşacak fazla dozları engellemiş olur (Şekil 2.13.). Su ve yumuşak dokuda elektronların %80 ile %90 izodoz seviyeleri sırasıyla E/3 ve E/4 cm derinliktedir. Örneğin 12 MeV'lik elektron demeti 3 ile 4 cm derinliğindeki tümörlerin tedavisi için uygundur (Khan, 2003).



Şekil 2.13. Elektron yüzde derin doz grafiği (Khan, 2003)

Çok düşük elektron enerjilerinde (2-4 MeV) cildin korunma etkisi fotonlara göre daha azdır. Fotonlardan farklı olarak elektronlar için yüzey doz eğrisi enerji arttıkça artar. Bu etki elektron saçılmasından kaynaklanmaktadır.



Şekil 2.14. Farklı elektron enerjileri için yüzde derin doz eğrileri (Khan, 2003)

Şekil 2.14.'de farklı enerjili elektron demetleri için merkezi eksen derin doz eğrilerinin karşılaştırılması yapılmıştır. Şekilden de görüldüğü gibi enerji arttıkça yüzey dozu

artmaktadır. Demet oluşumundaki demet saptırma ve kolimasyon sistemlerinin farklılıklarından dolayı derin doz dağılımı ve yüzey dozu her cihaz için özellikle farklı markalardaki cihazlar için farklıdır (Khan, 2003).

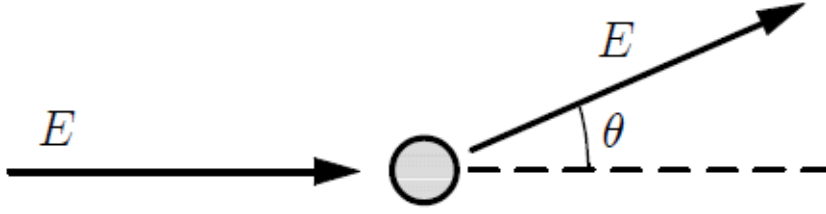
2.8. Elektronların ve Pozitronların Madde İle Etkileşmesi

Elektronların bir ortamı geçerken enerjilerini kaybetmeleri, ağır ve yüklü parçacıkların (α parçacıkları ve AI) enerji kaybetmelerinden daha farklıdır. Elektron bir maddeden geçerken, elektronun yavaşlaması olayına dört farklı durum geçerli olur bunlar;

- 1) Elastik saçılma,
- 2) İnelastik saçılma,
- 3) Bremsstrahlung ışıması (Frenleme),
- 4) Pozitron yok olma olayı,

Yüksek enerjili bir elektron veya pozitron madde içinde durana kadar çok fazla sayıda etkileşme yapar bu nedenle yüksek enerjilerde ayrıntılı ve tam bir simülasyon (benzetim) yapmak pek mümkün değildir. PENELOPE de bu pratik zorluk, ETRAN (Berger ve Seltzer, 1988), ITS3 (Halbleib ve ark., 1992), EGS4 (Nelson ve ark., 1985), GEANT4 (Agostinelli ve ark., 2003; Allison ve ark., 2006), FLUKA (Ferrari ve ark.,2005), EGS5 (Hirayama ve ark., 2006), gibi yaygın ve bilinen MC simülasyon kodlarında kullanılan alışılmış yoğun simülasyon şemaları yerine onlardan farklı olan, bir karışık “mixed” simülasyon şeması (Berger, 1963; Reimer ve Krefting, 1976; Andreo ve Brahme, 1984) kullanılarak aşılmıştır. (Bakınız PENELOPE 2011 user manual, Bölüm 4, Salvat ve ark., 2011). Aynı kaynağın 4. Bölümünde ayrıca elektron, pozitron transportunun mekaniği ayrıntılı olarak anlatılmaktadır. Bu tezde o ayrıntılara girilmedi. PENELOPE kodunu bir kara kutu gibi kullandık, yaptığımız hesaplar için gerekli programların doğru giriş dosyalarını vererek çalıştırılmasını ve doğru çıkış dosyalarının elde edilmesini gerçekleştirdik.

2.8.1. Elastik Saçılma



Şekil 2.15. Elastik saçılma olayı, E gelen ve saçılan elektronun enerjisi, θ saçılma açısı (Salvat ve ark., 2011)

Bu bölümde elektron ve pozitronların izole edilmiş Z atom numaralı bir nötr atomda elastik saçılmasını (Şekil 2.15.) kısaca ele alacağız. Tanımdan, elastik etkileşmelerde hedef atom saçılma öncesi ve sonrası aynı kuantum durumundadır ve bu durum taban durumudur. Madde içinde elektronların açısal sapmaları (θ) esas olarak elastik saçılmadan kaynaklanır. Bu saçılmalarda gelen parçacıktan (e^+ veya e^-) hedefe enerji transferi olur ve buda hedefin geri tepmesine neden olur. Hedef atomların kütesinin büyük (yaklaşık $3600 m_e$) olması nedeniyle elektronların bir saçılmadaki ortalama enerji kaybı çok küçüktür. Örneğin 30 keV enerjili bir elektron için bu değer bir kaç 10^{-3} eV'tur ve bu nedenle ihmal edilir.

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

Etkileşim potansiyel enerjisi;

$$V(r) = Z_0 e \phi(r) + V_{ex}(r) \quad (2.16)$$

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 $\phi(r)$ 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)

$$\frac{d\sigma_{el}}{d\Omega} = |f(\theta)|^2 + |g(\theta)|^2 \quad (2.17)$$

ile verilmektedir (Walker, 1971; Salvat ve ark., 2011).

burada;

$$f(\theta) = \frac{1}{2ik} \sum_{\ell=0}^{\infty} \left\{ (\ell+1) [\exp(2i\delta_{\ell+}) - 1] + \ell [\exp(2i\delta_{\ell-}) - 1] \right\} P_{\ell}(\cos \theta), \quad (2.18a)$$

$$g(\theta) = \frac{1}{2ik} \sum_{\ell=0}^{\infty} \left\{ \exp(2i\delta_{\ell-}) - \exp(2i\delta_{\ell+}) \right\} P_{\ell}^1(\cos \theta) \quad (2.18b)$$

sırasıyla doğrudan saçılma ve spin ters dönme saçılma genlikleridir.

$$k \equiv \frac{p}{\hbar} = \frac{1}{\hbar c} \left[E(E + 2m_e c^2) \right]^{1/2} \quad (2.19)$$

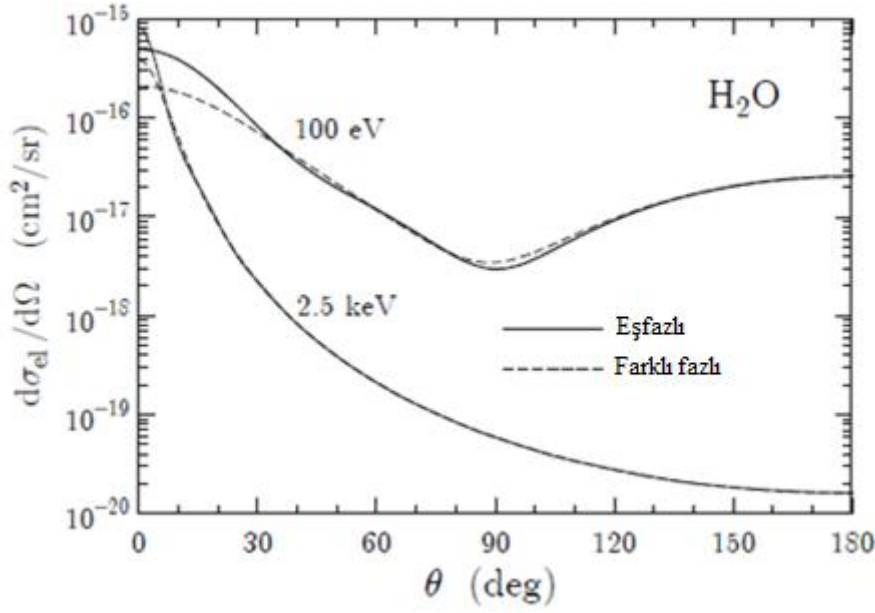
gelen parçacığın dalga sayısı, $P_{\ell}(\cos \theta)$ lar Legendre polinomları, $P_{\ell}^1(\cos \theta)$ assosiye Legendre polinomları, $\delta_{\ell\pm}$ lerde saçılma faz kaymalarıdır. ℓ inci kısmi dalga transport tesir kesitleri

$$\sigma_{el,\ell} \equiv \int [1 - P_{\ell}(\cos \theta)] \frac{d\sigma_{el}}{d\Omega} d\Omega, \quad (2.20)$$

bağıntısı ile, taşınım ortalama serbest yolu da

$$\lambda_{el,\ell} \equiv 1 / (N\sigma_{el,\ell}) \quad (2.21)$$

bağıntısı ile tanımlanır. N birim hacimdeki atom sayısıdır. PENELOPE'nin kullanıldığı l . kısmi dalga tesir kesitleri ($\sigma_{el,\ell}$) ELSEPA programı (Salvat ve ark., 2005) ile hesaplanmıştır. Elektronların H₂O (Su) dan elastik saçılma tesir kesitlerini açılma değişimini Şekil 2.16.'da gösterilmiştir.



Şekil 2.16. Elektronların sudan elastik saçılma tesir kesitlerinin açısal dağılımı (Salvat ve ark., 2011)

2.8.2. İnelastik Saçılma

Orta ve düşük enerjili elektronların hakim enerji kaybı elektronların inelastik çarpışmasında, yani ortamda elektronik uyarımlar oluşturan etkileşmelerde olur (Şekil 2.17.). Yüklü parçacıkların atomlarla ve moleküllerle çarpışmasının kuantum teorisi ilk defa Bethe (Bethe, 1930; 1932) tarafından yapılmıştır.

Elektron veya pozitronların inelastik saçılma tesir kesitleri.

$$\frac{d^2\sigma_{in}}{dWdQ} = \frac{2\pi z_0^2 e^4}{m_e v^2} \left(\frac{2m_e c^2}{WQ(Q+2m_e c^2)} + \frac{\beta^2 \sin^2 \theta_r W 2m_e c^2}{[Q(Q+2m_e c^2) - W^2]^2} \right) \frac{df(Q,W)}{dW}, \quad (2.22)$$

bağıntısı ile verilir. Burada $v = \beta c$, gelen parçacığın hızı, θ_r gelen parçacığın momentum ile momentum transferi, $\vec{q} \equiv \vec{p} - \vec{p}'$ (p ve p' sırasıyla gelen parçacığın çarpışmadan önceki ve sonraki momentumları) arasındaki açıdır ve,

$$\cos^2 \theta_r = \frac{W^2 / \beta^2}{Q(Q+2m_e c^2)} \left(1 + \frac{Q(Q+2m_e c^2) - W^2}{2W(E+m_e c^2)} \right)^2 \quad (2.23)$$

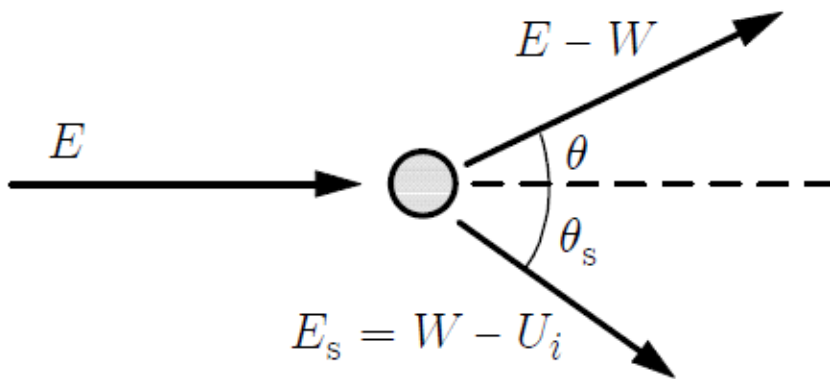
ile verilir. Eşitlik (2.23)'de Q , $Q(Q+2m_e c^2)=(cq)^2$ ile tanımlanan geri tepme enerjisi, W de enerji kaybıdır. Burada c ışık hızı m_e elektronun durgun kütlesi, q momentum transferinin büyüklüğüdür. $df(Q, W)/dW$ ise atomik genelleştirilmiş salınıcı şiddetidir. GOS inelastik etkileşmelerin *gelen parçacık* üzerine yaptığı etkiye Born yaklaşımı içinde tam olarak belirler. PENELOPE elektron ve pozitronların inelastik çarpışmalarının GOS modelinin esasına dayanarak simüle eder.

$$\frac{df(Q, W)}{dW} \equiv W \frac{Q + m_e c^2}{m_e c^2} \frac{2Z}{\pi \Omega_p^2} \text{Im} \left(\frac{-1}{\varepsilon(Q, W)} \right), \quad (2.24)$$

Eşitlik (2.24) te Ω_p serbest elektron gazının plazma enerjisidir ve

$$\Omega_p^2 = 4\pi N Z \hbar^2 e^2 / m_e \quad (2.25)$$

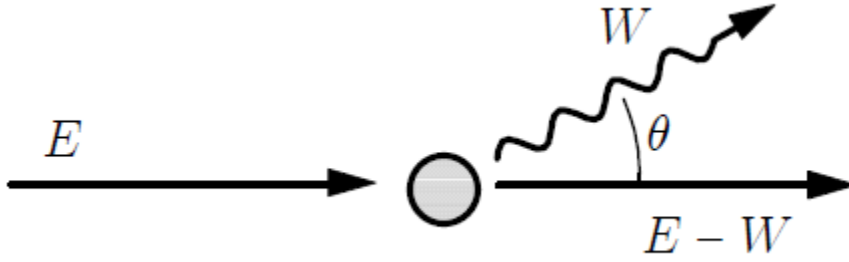
$\varepsilon(Q, W)$ kompleks dielektrik fonksiyonudur. PENELOPE, GOS modelinden elde edilen DTK'leri uzak boyuna, uzak enine ve yakın etkileşmeler diye grublara ayırır bunları ayrı ayrı hesaplar ve toplamlarını (toplam) differansiyel tesir kesiti olarak alır (Salvat ve ark., 2011). konunun ayrıntısı için Salvat ve ark. (2011) referansının 3.2 Bölümüne bakınız.



Şekil 2.17. 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 ve ark., 2011)

2.8.3. 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 değişme olabileceğinden, büyük bir ivmeye maruz kalabilir ve ivmelenen yüklü parçacık olarak elektromanyetik enerji yayınlar. Bu radyasyona *bremsstrahlung* (frenleme ışınımı) denir (Krane, 2011).



Şekil 2.18. Frenleme ışınması, burada E gelen elektronun enerjisi, W enerji kaybı (frenleme ışınmasıyla oluşan fotonun enerjisi), θ ışınma açısıdır (Salvat ve ark., 2011)

Atomların elektrostatik alanları hızlı elektronların (veya pozitronların) ivmelenmelerine dolayısıyla bremsstrahlung (frenleme ışınması) yapmasına neden olur (Şekil 2.18.). Her frenleme ışınması olayında enerjisi E olan bir elektron, enerjisi W olan bir foton yayınlar ($0 < W < E$). Bu olay bir atomik DTK ile ifade edilir.

$$\frac{d\sigma_{br}}{dW} = \frac{Z^2}{\beta^2} \frac{1}{W} \chi(Z, E, \kappa), \quad (2.26)$$

$$\kappa \equiv W / E, \quad (2.27)$$

$$\chi(Z, E, \kappa) = (\beta^2 / Z^2) W \frac{d\sigma_{br}}{dW} \quad (2.28)$$

Eşitlik (2.26) ve (2.27)'deki κ indirgenmiş foton enerjisidir ve 0 ile 1 arasında değer alır. W ise yayımlanan fotonun enerjisidir.

Eşitlik (2.28)'deki 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, hidrojen-den-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

$$d\sigma_b = 4\alpha r_0 Z(Z + \delta) \frac{d\tau}{\tau} \left[1 + (1 - \tau)^2 - \frac{2}{3}(1 - \tau) \right] \times \left[\Phi(\Gamma, Z) + F_1(\beta, Z) + F_2(\beta_0, Z) - \frac{1}{3} \ln(Z) \right] \quad (2.29a)$$

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 yayımlanan 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 (2.29a)'dan

$$\sigma_b = \int_{\tau_{\min}}^{\tau_{\max}} d\sigma_b \quad (2.29b)$$

integral ile hesaplanır.

2.8.3.1. Toplam (Integrated) Tesir Kesitleri

Eşitlik (2.27) 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;

$$\lambda_{br}^{-1}(E; W_{cr}) \equiv N \int_{W_{cr}}^E \frac{d\sigma_{br}}{dW} dW = N \frac{Z^2}{\beta^2} \int_{\kappa_{cr}}^1 \frac{1}{\kappa} \chi(Z, E, \kappa) d\kappa, \quad (2.30)$$

eşitliği ile verilir. Eşitlik (2.30)’da $\kappa_{cr} = W_{cr} / E$, 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;

$$S_{br}(E) \equiv N \int_0^E W \frac{d\sigma_{br}}{dW} dW = N \frac{Z^2}{\beta^2} E \int_0^1 \chi(Z, E, \kappa) d\kappa \quad (2.31)$$

ve

$$\Omega_{br}^2(E) \equiv N \int_0^E W^2 \frac{d\sigma_{br}}{dW} dW = N \frac{Z^2}{\beta^2} E^2 \int_0^1 \kappa \chi(Z, E, \kappa) d\kappa, \quad (2.32)$$

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 (2.26)’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.

$$S(E) = S_{in}(E) + S_{br}(E) = -\frac{dE}{ds} \quad (2.33)$$

Eşitlik (2.33)'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.

$$S_{br}(E) \approx E / X_0 \quad (2.34)$$

Eşitlik (2.34)'deki X_0 radyasyon uzunluğu olarak bilinir. X_0 in değeri $S_{br}(E)$ eğrilerinden (Salvat ve ark., 2011, Şekil 3.15.) belirlenir. Örneğin: alüminyum için $\rho X_0 = 25 \text{g/cm}^2$ dir.

2.8.3.2. CDSA Menzili ve Radyasyon Verimi

Elektron transport (taşınım) hesaplarının birçoğu, sürekli yavaşlayan parçacık yaklaşımı olarak adlandırılan, CSDA yaklaşıma dayanır. Bu yaklaşımda parçacıkların ortamda enerjiyi sürekli bir biçimde ve durdurma gücüne eşit bir hızla kaybederler. Dolayısıyla bu yaklaşım ortalama değerleri verir. Çok daha pratik önemde olan nicelik CSDA menzili (Bethe menzili), $R(E)$ 'dir. CSDA menzili, kinetik enerjisi E olan bir parçacığın sonsuz bir ortamda yutuluncaya kadar gittiği ortalama yol olarak tanımlanır.

$$R(E) = \int \frac{ds}{dE'} dE' = \int_{E_{abs}}^E \frac{dE'}{S(E')} \quad (2.35)$$

bağıntısı ile hesaplanır. Burada, parçacıkların E_{abs} enerjisine vardıklarında yutuldukları varsayıldı. MC hesaplarında hesaplanan menzil, ortalama menzil $R(E)$ civarında oynar. Elektron demetleri için CSDA menzillerinin enerji ile değişimi demetin maksimum girme derinliğini belirlemede yararlanılan bilgidir. Bu bilgiden elde edilen menzilin aşılması durumunda parçacığın işleminin bitmesi, (varyans indirgeme metodu) ile hesapları kısaltmak mümkün olmaktadır.

2.8.3.3. Çıkan Fotonların Açısal Dağılımı

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

$$\frac{d^2\sigma_{br}}{dWd(\cos\theta)} = \frac{d\sigma_{br}}{dW} p_{br}(Z, E, \kappa; \cos\theta) = \frac{Z^2}{\beta^2} \frac{1}{W} \chi(Z, E, \kappa) p_{br}(Z, E, \kappa; \cos\theta), \quad (2.36)$$

ifadesi ile verilir Burada $P_{br}(Z, E, \kappa; \cos \theta)$ $\cos \theta$ 'nin "şekil fonksiyonu" ihtimal dağılım fonksiyonudur (PDF), ve A, B ayarlanabilir parametreler cinsinden

$$P_{br,fit}(\cos \theta) = A \frac{3}{8} \left[1 + \left(\frac{\cos \theta - \beta'}{1 - \beta' \cos \theta} \right)^2 \right] \frac{1 - \beta'^2}{(1 - \beta' \cos \theta)^2} + (1 - A) \frac{3}{4} \left[1 - \left(\frac{\cos \theta - \beta'}{1 - \beta' \cos \theta} \right)^2 \right] \frac{1 - \beta'^2}{(1 - \beta' \cos \theta)^2}, \quad (2.37)$$

ile verilir. Eşitlik (2.37)'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 (2.27)) için PDF, leri elde edilir. Açısal dağılımlar için PDF ler Eşitlik (2.37)'den elde edilir.

2.8.4. Pozitron Yok Olma Olayı

Nelson'u (Nelson ve ark., 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.

$$\zeta \equiv \frac{E_-}{E + 2m_e c^2} \quad (2.38)$$

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

$$\cos \theta_- = (\gamma^2 - 1)^{-1/2} (\gamma + 1 - 1/\zeta) \quad (2.39)$$

ve

$$\cos \theta_+ = (\gamma^2 - 1)^{-1/2} [(\gamma + 1 - 1/(1 - \zeta))] \quad (2.40)$$

bağıntıları ile tanımlanır. Azimutal açıları ϕ_- ve $\phi_+ = \phi_- + \pi$ dir. Eşitlik (2.39) ve (2.40)'da $\gamma = 1 + E / (m_e c^2)$ niceliği pozitronun durgun enerjisi cinsinden toplam enerjisinin değeri, ζ nin maksimum değeri 1/2 ve minimum değeri de $\cos \theta_- = -1$ iken bulunur ve

$$\zeta_{\min} = \frac{1}{\gamma + 1 + (\gamma^2 - 1)^{1/2}} \quad (2.41)$$

eşitliği ile verilir.

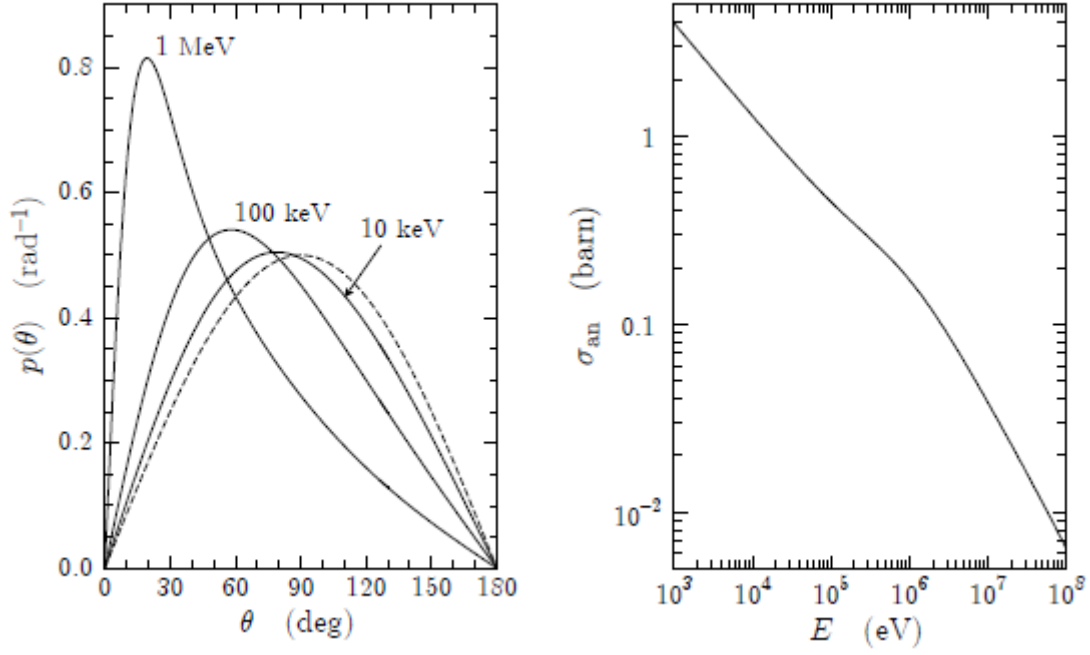
İki-foton yok oluş DTK'lerini (elektron başına) (elektron ve pozisyonun kütle merkezi (KM) sisteminde gözlemlendiği gibi) Heitler vermiştir (Heitler, 1954). Nelson (Nelson, 1985)'de bu DTK'leri laboratuvar (lab) sistemine (elektronun durgun olduğu sistem) dönüştürmüştür. Sonuçları şu şekilde yazılabilir.

$$\frac{d\sigma_{an}}{d\zeta} = \frac{\pi r_e^2}{(\gamma + 1)(\gamma^2 - 1)} [S(\zeta) + S(1 - \zeta)] \quad (2.42)$$

burada,

$$S(\zeta) = -(\gamma + 1)^2 + (\gamma^2 + 4\gamma + 1) \frac{1}{\zeta} - \frac{1}{\zeta^2}. \quad (2.43)$$

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 açısal dağılımları daha izotropik olur (Şekil 2.19.).



Şekil 2.19. Soldaki: Gösterilen kinetik enerjili pozitronların yok oluşlarından oluşan fotonların açısal dağılımları. Kesikli çizgi izotropik dağılımları temsil ediyor. Sağdaki: Her hedef elektron için pozitronun kinetik enerjisinin fonksiyonu olarak yok olma tesir kesiti (Salvat ve ark., 2011)

Çift foton yok olma tesir kesiti (elektron başına)

$$\sigma_{an} = \int_{\zeta_{min}}^{1/2} \frac{d\sigma_{an}}{d\zeta} d\zeta = \frac{\pi r_e^2}{(\gamma+1)(\gamma^2-1)} \times \{(\gamma^2+4\gamma+1)\ln[\gamma+(\gamma^2-1)^{1/2}] - (3+\gamma)(\gamma^2-1)^{1/2}\} \quad (2.44)$$

eşitliği ile ortalama serbest yok olma uzunluğu da ;

$$\lambda_{an}^{-1} = NZ\sigma_{an} \quad (2.45)$$

bağıntısı ile verilir. Eşitlik (2.45)'de , NZ elektronların ortamdaki yoğunluğudur. Yok olma tesir kesiti Şekil 2.19.'da gösterilmiştir. Tesir kesitler, kinetik enerji ile azalır, bu nedenle, yüksek enerjili pozitronlar yok olmadan önce CSDA mesafesinde yol alabilirler.

2.9. Fotonun 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.

Her etkileşimde gelen fotonlar yutuluyor ikincil foton oluşuyor aslında net etki fotonun enerji ve doğrultusunun değişmesidir.

Kabul edilen enerji aralığında, atomlar foton etkileşimleri fotoelektrik soğurma, Rayleigh saçılması, Compton saçılma ve elektron-pozitron çifti üretimi yaparlar (Hubbell, 1999). Photonuclear emilimi sadece ~ 5 MeV ve 50 MeV arasında enerjiler ile fotonlar için kayda değer bir olasılık ile oluşur (Hubbell ve ark., 1980) karşılık gelen toplam kesiti geniş bir pik vardır.

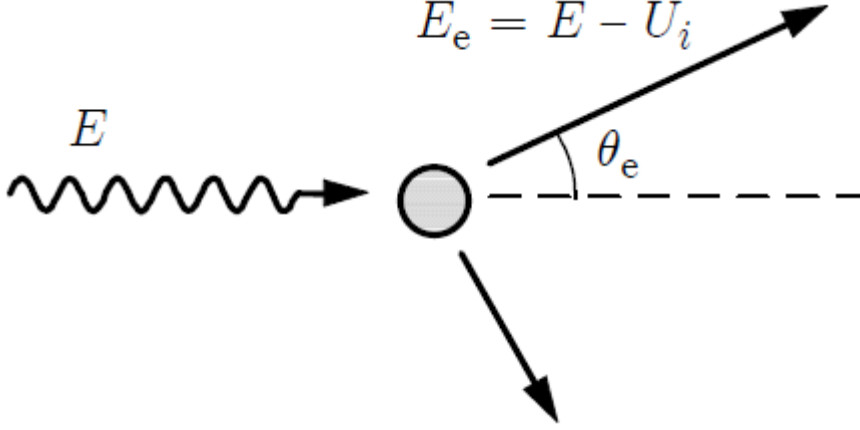
2.9.1. Fotoelektrik Olay

Fotoelektrik olayı, 0,5 MeV den daha düşük enerjili fotonların içinden geçtikleri ortamın atomları tarafından absorbe edilmesinde en yaygın görülen olaydır. Fotoelektrik olayda foton, enerjisinin tümünü, içinden geçtiği ortamın atomlarına bağlı elektronlardan birine verir ve yok olur. Diğer bir değişle foton enerjisinin tümü, elektron tarafından absorbe edilir. Bu olay sonunda, elektron bağlı olduğu yörüngeden kopar ve aşağıdaki formülde gösterilen enerji (E_e) ile çıkar (Şekil 2.20.).

$$E_e = E - U_i = h\nu - E_b \quad (2.46)$$

Burada E_e , çıkan elektronun enerjisi; $E = h\nu$ fotonun enerjisi; $U_i = E_b$ ise, çıkan elektronun bağlanma enerjisidir. Atomdan E_e enerjisi ile çıkan (serbest) elektron, ortam içinde yoluna devam eder ortamdaki diğer elektronlarla reaksiyona girerek onları iyonlaştırır. Fotoelektrik olay sonunda çıkan elektrona fotoelektron adı verilir. Fotoelektrik olayda foton, atom çekirdeğine yakın, örneğin K ve L yörüngelerinden (tabakalarından) elektron koparır, fotoelektronun kopmasından hemen sonra dış yörüngelerdeki elektronlar kopan elektronun

boşalttığı yeri doldururlar ve yörüngeler arasındaki bu elektron atlamaları sırasında, her bir yörüngenin enerji seviyesi ile orantılı olarak, ‘karakteristik X - ışınları’ adı ile adlandırılan elektromanyetik radyasyonlar yayınlanır.



Şekil 2.20. 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 ve ark., 2011)

Fotoelektrik olay olarak, enerjisi E ve K_a katsayısı ile, bir foton, emilir ve bir elektron kinetik enerjisi $E_b = E_a + E$ ve momentum $\hbar k_b$ ile son orbitaline enerjisi E_a orbital Ψ_a ile geçiş yapar. Bu Atomik Fotoelektrik olay temel teorisi Pratt tarafından gözden geçirilmiştir (Pratt ve ark., 1973).

Aktif kabuğun foto iyonizasyon için kısmi DTK'ler, sadece yönde \hat{k}_b 'nin bir fonksiyonudur.

$$\frac{d\sigma_{ph,a}}{d\hat{k}_b} = (2\pi)^2 e^2 \hbar c \frac{1}{E} k_b \frac{E_b + m_e c^2}{c^2 \hbar^2} \sum' |(M_{k\alpha})_{ba}|^2 \quad (2.47)$$

Denklemini hesaplamak tam olarak mümkün olmadığından Monte Carlo simülasyon programının pratiğinde bu olay Sauter DTK Eşitlik (2.48) bağıntısıyla ifade ediliyor.

$$\frac{d\alpha_{ph}}{d\hat{k}_b} = \alpha^4 r_e^2 \left(\frac{Zm_e c^2}{E} \right)^5 \frac{\beta^3}{\gamma} \frac{\sin^2 \theta_e}{(1 - \beta \cos \theta_e)^4} \times \left[1 + \frac{1}{2} \gamma (\gamma - 1) (\gamma - 2) (1 - \beta \cos \theta_e) \right] \quad (2.48)$$

Formülde belirtilen α ince yapı sabiti, r_e klasik elektron yarıçapı,

$$\gamma = 1 + \frac{E_e}{(m_e c^2)}, \beta = \frac{\sqrt{E_e(E_e + 2m_e c^2)}}{E_e + m_e c^2} \quad (2.49)$$

ile ifade edilir. Bu tesir kesiti sadece yüksek enerjili fotonlar tarafından oluşturulan K (n=1) kabuğu iyonlaşmaları için yeterli olur.

2.9.2. Compton Olayı

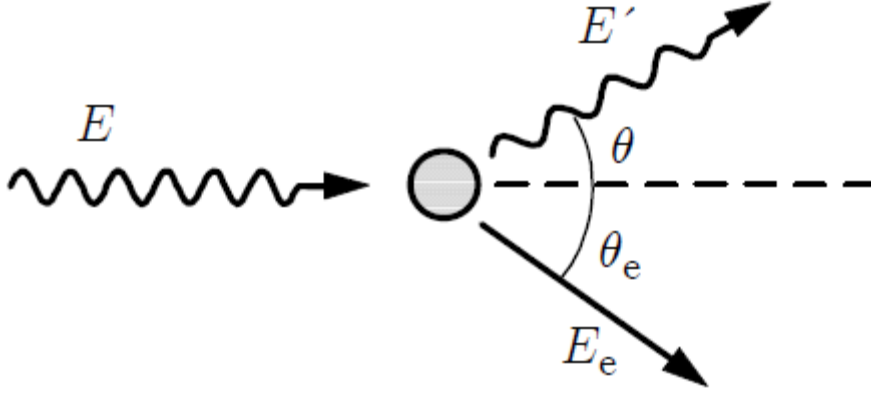
Foton enerjisi, 0.5 MeV den yaklaşık 10 MeV düzeyine doğru yükseldikçe, fotonun içinden geçtiği madde tarafından absorblanması daha çok Compton olayı yolu ile olmaya başlar. Bu olayda foton, daha çok bağlanma enerjisi az olan, atomun en dış elektronlarından birisi ile veya serbest elektronlarla etkileşime girer. Burada gelen foton, enerjisinin bir kısmını elektrona kinetik enerji kazandırarak saçılmada harcar, geri kalan enerjisi ile de bir başka yönde yoluna devam eder. Compton olayında (Şekil 2.21.), foton ile elektronun çarpışması sonucunda hiçbir enerji kaybı olmaz ve olay aşağıdaki formülle ifade edilir:

$$E = E' + E_e \quad (2.50a)$$

$$h\nu_1 = h\nu_2 + E_1 \quad (2.50b)$$

Burada ve Şekil 2.21.'de $E = h\nu_1$, gelen fotonun enerjisi; E_e , geri tepen elektrona gelen foton tarafından verilen enerji ve $E' = h\nu_2$ ise, Compton olayından sonra enerjisinin bir kısmını kaybederek bir başka yöne giden fotonun enerjisidir. Buna göre $h\nu_2$, $h\nu_1$ 'e göre daha uzun dalga boylu ve daha az enerjili bir fotonun enerjisini göstermektedir.

Compton olayı sonucunda geri tepen elektrona Compton elektronu adı verilir. Bu elektron, ortamda yoluna devam ederken, diğer atomlarda iyonlaşma olaylarına yol açar. $h\nu_2$ enerjisi ile diğer bir yöne giden fotona ise, saçılan foton adı verilir ve enerjisine bağlı olarak, ikinci bir Compton olayı ya da fotoelektrik olaya neden olabilir.



Şekil 2.21. 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 ve ark., 2011)

Sakuraki, polarize olmayan fotonların Compton saçılma olayının DTK'ini

$$\frac{d\sigma^{(KN)}}{dk'} = r_e^2 \frac{1}{2} \frac{E'^2}{E^2} \left(\frac{E}{E'} + \frac{E'}{E} - \sin^2 \theta \right) \quad (2.51)$$

şeklinde vermektedir (Sakurai, 1967).

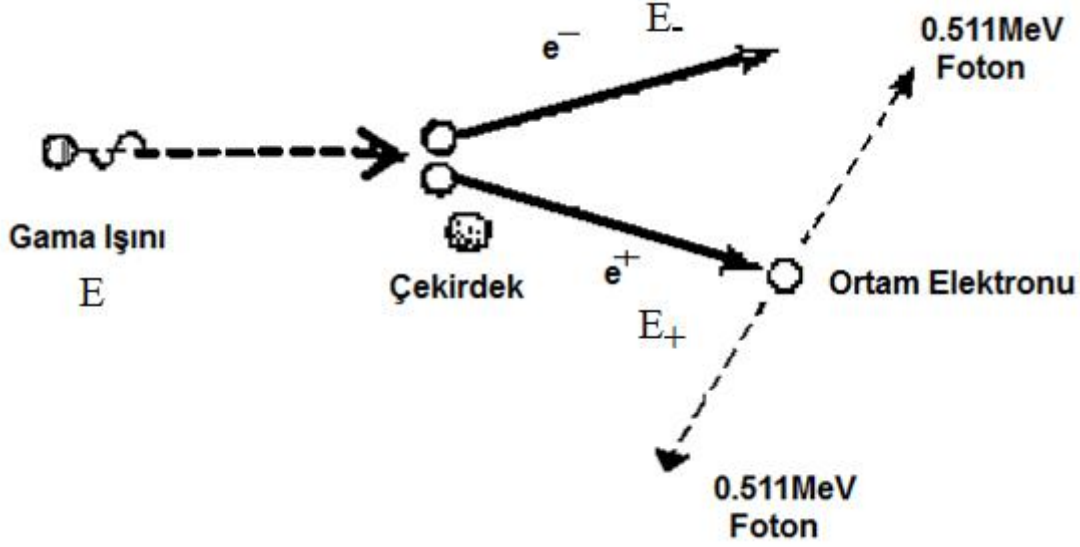
2.9.3. Çift Oluşum Olayı

Çift oluşum olayı Compton ve fotoelektrik olaydan daha ender görülün bir olaydır. Bu olayın oluşabilmesi için, gelen fotonun enerjisinin 1.022 MeV daha yüksek olması gerekir. Çift oluşumu, Einstein'ın kütle ve enerji eşitliği ($E=mc^2$) prensibine göre meydana gelir. Bu olayda, atom çekirdeğinin çevresindeki güçlü elektrik alana giren yüksek enerjili (1.022 MeV den yüksek) bir foton yutulur, bir elektron ve bir pozitrona (elektronla aynı kütlede fakat pozitif yüklü bir tanecik) dönüşür (Şekil 2.22.). Burada, foton $E=E_+E_-+2m_e c^2$ enerjisi $2m_e$ 'ye dönüşür ve kalan enerji elektron ve pozitronun kinetik enerjileri toplamıdır.

Elektronun serbest kütle enerjisi 0.511 MeV'dir. Elektron-pozitron çifti için minimum 1.022 MeV enerji gerekir. Bu nedenle çift oluşum olayının eşik enerjisi 1.022 MeV'dir.

Enerjinin ideal olarak dağılıma olasılığı, her iki parçacığın enerjisi eşit paylaşmasıdır, fakat bazı durumlarda enerjinin tamamını parçacıklardan biri alırken diğeri hiç enerji almayabilir.

Elektron-pozitron çiftinin toplam kinetik enerjisi $E_K = E_+ + E_- = E - 2m_e c^2 = h\nu - 1.02 \text{ MeV}$ 'dir. Parçacıklar ileri yönde yayınlanmış olurlar (Şekil 2.22.).



Şekil 2.22. Çift oluşumu olayı

Çift oluşum ile ortaya çıkan elektron, bundan önceki olaylardaki serbest elektronlar gibi, diğer atomlarda iyonlaşma olaylarına yol açar. Pozitron (e^+) ise, eğer serbest bir elektron (e^-) ile karşılaşır, bunlar zıt yüklü olduklarından, çarpışarak birbirlerini yok ederler. Bu yok olma olayı sonucunda, her birinin enerjisi 0.511 MeV olan iki gama ışını oluşur. Bunlara 'Yok Olma' radyasyonları adı verilir. Aslında elektron ve pozitronun birbirlerini yok ederek yok olma radyasyonlarının oluşması olayı, aynen bunların meydana gelişlerindeki olayın tersi bir olaydır. Çünkü burada da kütleler yok olarak enerji haline dönüşmüşlerdir. Bu olayda momentum korunur. Dolayısıyla, oluşan iki foton aralarındaki açı 180 derece olacak şekilde birbirlerinden farklı yönlerde doğru giderler. Çift oluşum için toplam atomik DTK,

$$\sigma_{pp}^{(BH)} = \int_{\varepsilon_{\min}}^{\varepsilon_{\max}} \frac{d\sigma_{pp}^{(BH)}}{d\varepsilon} d\varepsilon \quad (2.52)$$

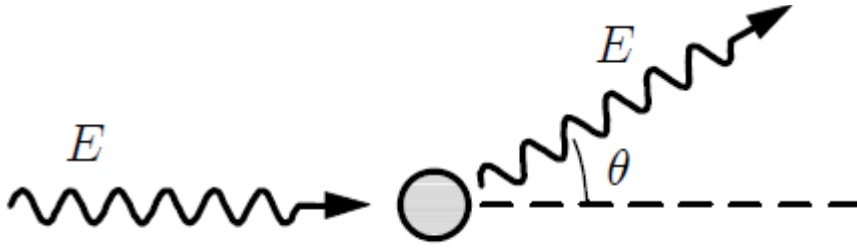
ifadesi ile verilir. Burada $\varepsilon_{\min} = m_e c^2 / E = \kappa^{-1}$ ve $\varepsilon_{\max} = 1 - m_e c^2 / E = 1 - \kappa^{-1}$ ile ifade edilir.

Farklı teorik yaklaşımların karışımıyla hesaplanmış olan iyon üretiminin genişletilmiş tablosu Hubbell ve ark. tarafından yayınlandı (Hubbell ve ark., 1980). Bu tablolar $Z = 1$ den 100 e

kadar değişen durumlar için iyon üretim katkılarını verir. Burada foton enerjileri için 10^5 MeV üst sınırdır.

2.9.4. Rayleigh Saçılması

Klasik saçılma veya Rayleigh saçılması (Koherent Saçılma) olarak da bilinir. Bu etkileşim, elektronun yakınından geçen ve onu titreştiren elektromanyetik dalgadan ibarettir. Titreşen elektron, gelen elektromanyetik dalga ile aynı frekansta enerji yayar. Böylece enerji değişmez ve ortamda enerji soğurulmaz. Sadece foton küçük açı ile saçılır (Şekil 2.23.). Rayleigh saçılma düşük enerjili fotonlar ve yüksek atom numaralı maddeler arasında meydana gelir.



Şekil 2.23. Rayleigh saçılma (Salvat ve ark., 2011)

Fotonlar, sıkı bağlı atomik elektronlardan enerji kaybetmeden (atomu uyardıktan veya iyonlaştırmadan) saçılabilirler. Bu saçılma, Rayleigh Saçılması olarak bilinir ve literatürde elastik saçılma olarak da adlandırılır. Bu olay çoğunlukla düşük enerjilerde ve yüksek Z'li ortamlarda meydana gelir. Rayleigh DTK,

$$\frac{d\sigma_R(\theta)}{d\Omega} = \frac{r_e^2}{2} [1 + \cos^2(\theta)] [F(q, Z)]^2 \left[\frac{cm^2 / atom}{steradyan} \right] \quad (2.53)$$

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

3. DENEYSEL SİSTEM ve METOT

3.1. Materyal

Varian Clinac DHX Cihazı

RFA 300 marka üç boyutlu su fantomu

RFD 3^G-pSi referans dedektörü

EFD 3^G-pSi elektron diyod alan dedektörü

Elektrometre

10x10 Alan boyutlu aplikatör ve alan şekillendirici blok.

Bu cihazların teknik özellikleri aşağıda açıklanmaktadır

3.1.1. Varian Clinac DHX Cihazı

Lineer hızlandırıcılar elektron ve foton elde edilmesinde kullanılan sistemlerdir. Bölümümüzde mevcut olan ve deneysel çalışmalarımızda kullandığımız hızlandırıcının, özellikleri Bölüm 2.6.1.' de genel olarak verilmiştir.

3.1.2. Wellhöfer Su Fantomu (RFA 300 Üç Boyutlu)

Wellhöfer RFA 300 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.

RFA 300 su fantomu sistemi içerisinde, su geçirmez iyon odası ve bu iyon odasının su içerisinde istediğimiz hareketini sağlamak için kullanılan kontrol sistemi ve elektrometre bulunmaktadır.

Su fantomu eni, boyu ve yüksekliği 495 mm, duvar kalınlığı ise 15 mm olan plexiglass (acrylic) dan yapılmıştır. Hareket hassasiyeti $\pm 0,5$ mm'dir. RFA 300 farklı tarama hızlarında üç boyutta ölçüm alabilecek özelliktedir (Şekil 3.1.).



Şekil 3.1. Wellhöfer RFA 300 üç boyutlu su fantomu

Su fantomunu konumlamak için tedavi cihazının kafa gantry kısmının tam altına gelecek şekilde yerleştirdik daha sonra su fantomunun üzerinde çizili bulunan X ve Y çizgileri merkezini Linac (lineer hızlandırıcı) cihazının alan ışın merkezine göre ayarladık. Bütün bu ayarlamalar yapıldıktan sonra su tankında bulunan suyu bağlantı borusu yardım ile su fantomuna suyu doldurduk (Şekil 3.2.). Su doldurulduktan sonra fantomun dört kenarına su terazisini koyarak fantomun tam düz olmasını sağladık. Su fantomu ile program yüklü bilgisayar arasındaki kablo bağlantılarını sağladık. İyon odalarının set-up'ı için IAEA'nın TRS-277 protokolünü kullandık (IAEA, 1987).



Şekil 3.2. Su fantomunun kurulumu ve doldurulması

3.1.3. İyon Odası (EFD 3^G-pSi Elektron Diyod)



Şekil 3.3. İyon odası dedektör sistemi (EFD 3^G-pSi elektron diyod)

Deney sisteminde kullandığımız iyon odası silindirik, yapısı homojendir, relatif doz ölçmek için kullandık. Teknik özellikleri Çizelge 3.1.'de verilmiştir.

Çizelge 3.1. Dedektör sisteminin teknik özellikleri

Gövde Materyali	Paslanmaz çelik
Ek materyal	ABS ve epoksi
Ölçüm için pozisyon noktası	Dedektörün uç kesitinde artı ile gösterilmiştir.
Efektif ölçüm noktası	<0.9mm yüzeyi
Chip boyutu (mm)	2.5x2.5x0.5
Dedektörün aktif çapı (mm)	2.0
Dedektörün aktif kalınlığı (mm)	0.03

3.1.4. Elektrometre ve Referans Dedektör (RFD 3^G -pSi)

Deney sisteminde kullandığımız elektrometrenin teknik özellikleri Çizelge 3.2.'de verilmiştir.

Çizelge 3.2. EMX güç kaynağının özellikleri

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)

Referans dedektörü relatif doz ölçümlerinde kullanılmaktadır. Işınlanan alanın relatif dozunu hesap ederek belirler ve hızlandırıcıdan çıkan “out-put” u ölçer ve dozdaki dalgalanmaların düzgün algılanmasını sağlar. İyon odası ve referans dedektörünün empedansı 150 $M\Omega$ den büyüktür, ve hassasiyetleri 30 nC/Gy. Teknik özellikleri Çizelge 3.3.'de verilmiştir.

Çizelge 3.3. Referans dedektör (RFD 3^G -pSi)

Ek materyal	ABS ve epoksi
Ölçüm noktası	Dedektörün uç kısmında beyaz nokta ile belirlenmiştir
Chip boyutu (mm)	2.5x2.5x0.5
Dedektörün aktif çapı (mm)	2.0
Dedektörün aktif kalınlığı (mm)	0.03

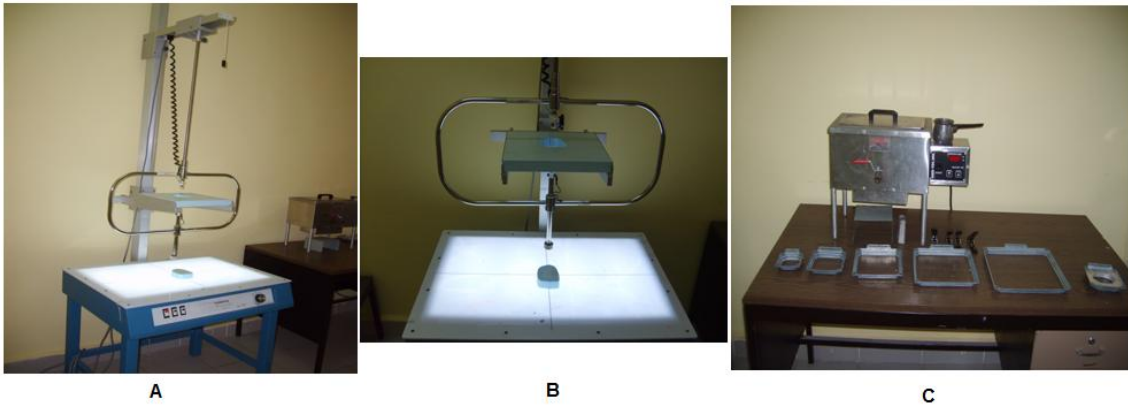
3.1.5. Koruyucu (Cerrobend Alaşım) Bloklar

Bu çalışmada Linac tedavi cihazında standart koniler haricinde alan oluşturabilmek için Cerrobent alaşım dan 2 cm kalınlığında blok kesildi. Blokların yapımında blok kesici makinesi, köpük ve konvansiyonel demet şekillendirmede koruyucu amaç için Cerrobend alaşım bloklar kullanıldı. Alaşımın içeriğinde, %50 bizmut, %26.7 kurşun, %13.3 kalay, %10 kadmiyum bulunmaktadır (Khan, 2003). Alaşım 70 $^{\circ}C$ gibi düşük erime sıcaklığına sahip

olduğundan dolayı, çok çabuk eritilip tekrar kullanılmaktadır. Kurşun, foton soğurma katsayısı en yüksek olan elementtir. Fakat erime sıcaklığı Cerrobend alaşıma göre yüksektir ve ticari anlamda pahalıdır. Bu nedenle radyoterapi merkezlerinde saf kurşun yerine Cerrobend alaşım bloklar kullanılmaktadır.

Cerrobend kalıplar, koruma bloğu içeren her alan için özel olarak hazırlanmakta ve ışının diverjans (ıraksama) açısı ile gelmesi ve ışınlanan alanda oluşan penumbra'dan dolayı fokalize (odaklanmış) olarak dökülmektedir. Penumbra tanım olarak ışınlanan alanda oluşan % 20 ile % 80'lik izodozlar arasındaki mesafedir (Khan, 2003). Fiziksel olarak koruma blokları fokalize yerine düz döküldüğü takdirde ışınlanan alanın koruma bloğu kenarında ani doz düşüşü olmaz, ve penumbra mesafesi daha uzun olur. Bunun nedeni, fotonun düz koruma bloğu içinde çarpışmadan kat edebileceği mesafenin daha kısa olması, dolayısıyla koruma bloğunda yeteri kadar soğurulmadan, ışınlanan alana daha fazla doz bırakmasıdır.

Şekil 3.4.'de görüldüğü gibi blokları oluşturma işleminde, simülasyon filmi üzerinden korunacak bölgeler belirlenir, çizilir ve strofoam köpük, krom-nikel sıcak tel vasıtasıyla koruma şekline birebir benzeyecek şekilde telli blok kesicide kesilir. Kesilen olan köpük aplikatörün tepsisine alan merkezleri aynı olacak şekilde yerleştirilip sabitlendikten sonra içine sıvı Cerrobend dökülür ve soğumaya bırakılır. Bu sayede tedavi cihazının koruma alanları, Cerroben'din döküleceği oyuk açılmış olur.

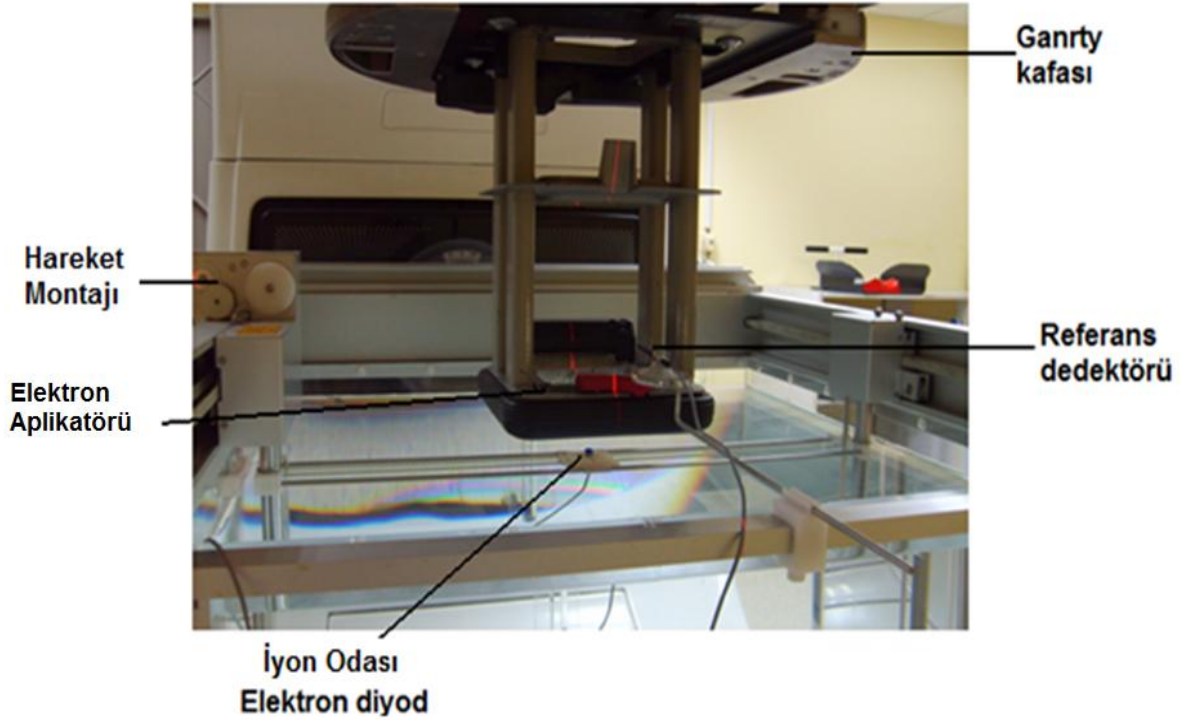


Şekil 3.4. (A) Blok kesme cihazı. (B) 2 cm strofoam köpüğün kesme teli ile kesilmesi. (C) Alaşımın eritme cihazı ve elimizde mevcut olan 6x6, 10x10, 15x15, 20x20, 25x25 aplikatör çerçeveleri

3.2. Metot

3.2.1. 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 3.5. Su fantomunun set-up'ı

Su fantomunun üst kenarına Şekil 3.5.'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 dedektörü 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, 9, 12, 16 ve 20 MeV enerjilerde alınmıştır. Hızlandırıcı, çift saçılma foili (plaka) ve çift ion 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 10×10 cm² alan boyutlu aplikatör ve kare blok kullanıldı. Aplikatör takıldıktan sonra cihazın iç kısmındaki çeneler 14×14 cm² boyutlarında açılmaktadır.

Merkezi eksen derin doz dağılımları su fantomundaki bir diyot ile ölçüldü. Diyot su geçirmez özelliğindedir. 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.

4. PENELOPE MC KOD SİSTEMİNİN YAPISI ve ÇALIŞTIRILMASI

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 ışımalar (sert çarpışma, sert bremsstrahlung ışınması, pozitron yok olması, fotoelektrik yutma, Compton saçılması ve çift üretimi) etkileşmelerde ve floresans ışımalarında (karakteristik x ışınları ve Auger elektronları oluşur).

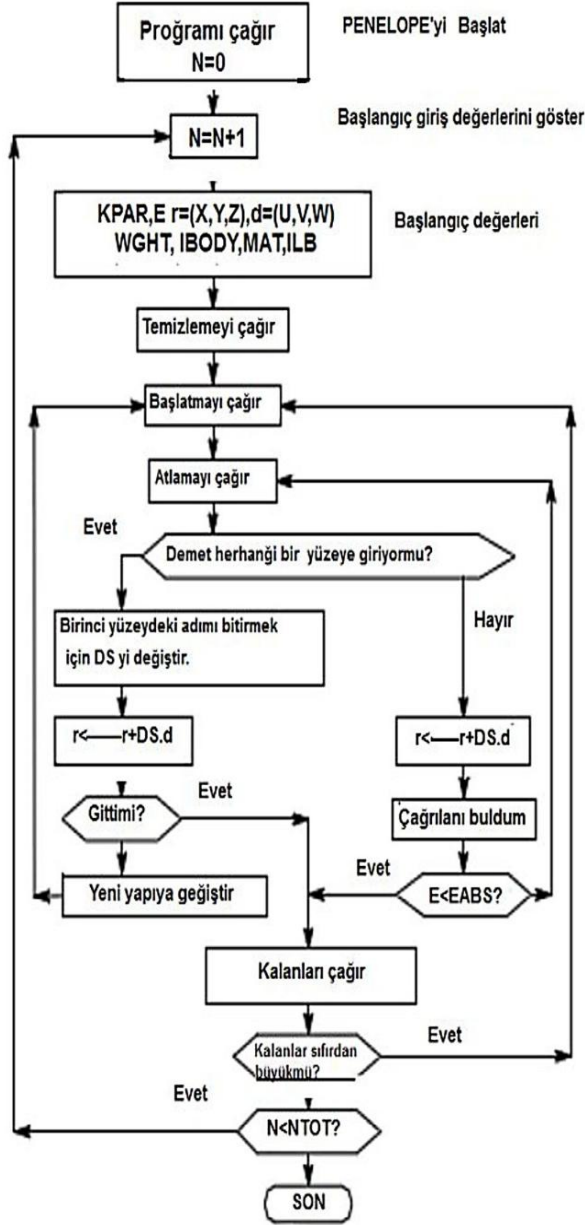
PENELOPE, iç tabakalarda (foto elektrik yutma ve Compton saçılması ile elektron pozitron çarpması) oluşan boşluklardan olan floresans ışınmayı da simüle edebilir.

PENELOPE, paketi kendi başına çalışmaz. Kullanıcının kendi problemine göre sürücü bir ana program oluşturması gerekir. PENELOPE, kullanıcının, saçılma transport teorisi ve bu

teorilerin bilgisayar programında kodlanması hakkında çok bilgisi olmasını gerektirmeden kendi simülasyon programını oluşturmasına imkan verir. Sadece programının genel yapısının bilinmesi, hesapta gerekli alt programların veri 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 (Salvat ve ark, 1996). PENELOPE, etkileşim 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 “**pdcompos.08**” dosyasından doğrudan alınabilir. İstenirse; kimyasal kompozisyon, kütle yoğunluğu, ortalama ayırma enerjisi ve plasmon uyarmaları için enerji ve osilatör şiddeti verilerek, yeni materyaller için veri dosyası hazırlanabilir. PENELOPE, veri tabanında “995ASCII” dosyasında gerekli veriler mevcuttur. Çalışmamızda gerekli olan “H2O.mat” dosyasını oluştururken “pdcompos.p08” dosyası içindeki, su (sıvı) için önceden hazırlanmış 278. nolu materyal bilgilerini kullandık. Kuru hava bilgileri 104. nolu’dur.

4.1. PENELOPE Programının Akış Şeması

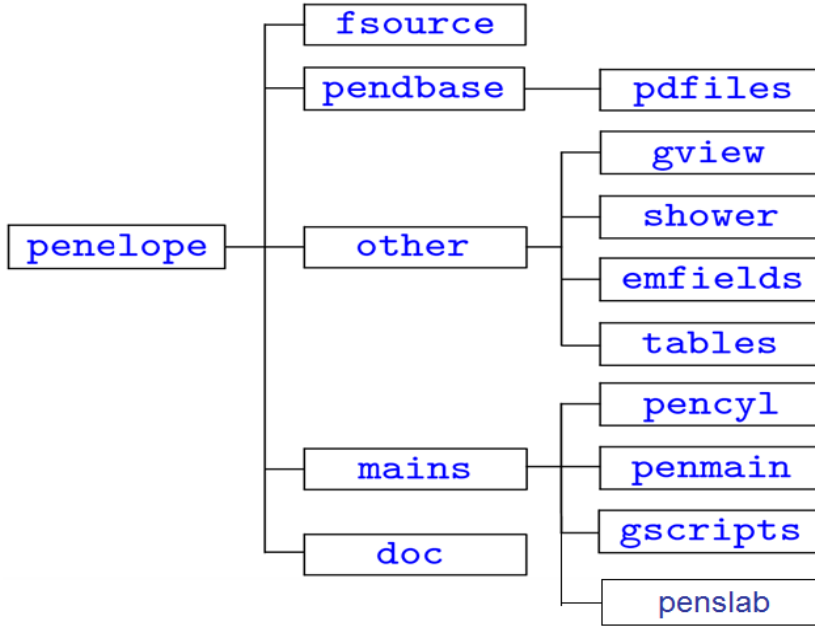
PENELOPE programının çalışma akış şeması Şekil 4.1.'de gösterilmektedir.



Şekil 4.1. PENELOPE programının akış şeması

4.1.1. PENELOPE Monte Carlo Hesap Programı Kod Sistemi

NEA (Nükleer Enerji Ajansı Program Veri Bankası) tarafından sağlanan PENELOPE 2011 program paketi “C11H003” açıldığında içinden Program kullanımı ile ilgili şartlar, “N1525018.exe” adlı PENELOPE uygulama programı ve Kur bilgilerini içeren, “**Penelope2011.inf**” dosyası çıktı. “N1525018” programı çalıştırıldığında bilgisayarımızda bir masaüstüne Penelope 2011 adlı bir klasöre Şekil 4.2.’deki klasör yapısında PENELOPE programı kuruldu. Ancak Penelope 2005 versiyonu üzerinde önemli değişimler olmadığı için bu pakette bulunmayan ve bizim kullandığımız ana programlardan en önemlisi olan **penslab** programı Penelope 2005 paketinden sağlanıp mains klasörüne **pencyl**, **penmain**, **gscripts** gibi eklenip elektronların sudaki taşınımını simüle edeceğimiz Penelope Monte Carlo simülasyon programının kurulumu tamamlandı.



Şekil 4.2. PENELOPE klasörünün gösterim şeması

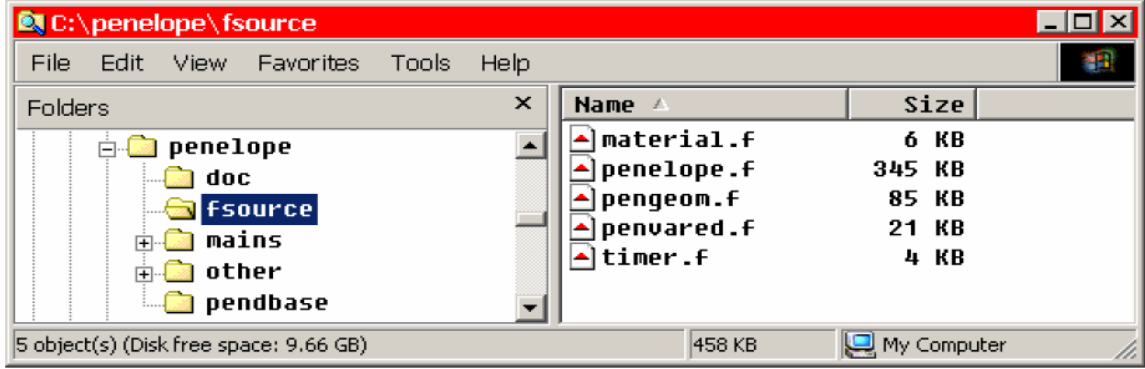
\doc\ PENELOPE Kod sisteminin dökümantasyon klasörü.

Bu klasörde aşağıdaki dosyalar vardır.

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 4.3.'de Penelope programının kaynak klasör görüntüsü gösterilmektedir.



Şekil 4.3. PENELOPE programının kaynak klasörü

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

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

pengeom.f...Kuatratik geometri paketi.

penvared.f...Varyans indirgeme alt programları

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

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

\pendbase Materyal tesis 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**), tesis kesiti etkileşimini üretmek ve göstermek için (**\tables**), statik elektromagnetik alanlarda radyasyon taşınımını simüle etmek için (emfields).

1. Materyal dosyasının oluşturulması:

1a. “materyal.f” ve “penelope.f” derleyip “link” ettik; exe dosyalarını oluşturduk “materyal.exe” dosyasını “\penelope\pendbase\” klasörüne kopyaladık ve sonra bu “materyal.exe” yi istediğimiz materyal için çalıştırdık ve su (H₂O) için 278 kodunu girerek suya ait mat dosyasının oluşturmuş olduk.

2. tables.f programının çalıştırılması:

2a. \work\tables\ dizini oluşturduk ve **penelope.f**, **tables.f** ve **tables.gnu**'yu bu klasöre kopyalıp, **tables.f** ve **penelope.f** dosyalarını derledik, link edip exe dosyalarını oluşturduk.

2b. Oluşturulan materyal data dosyalarını \work\tables dizinine kopyaladık ve bu materyaller için **tables.exe** programını çalıştırdık.

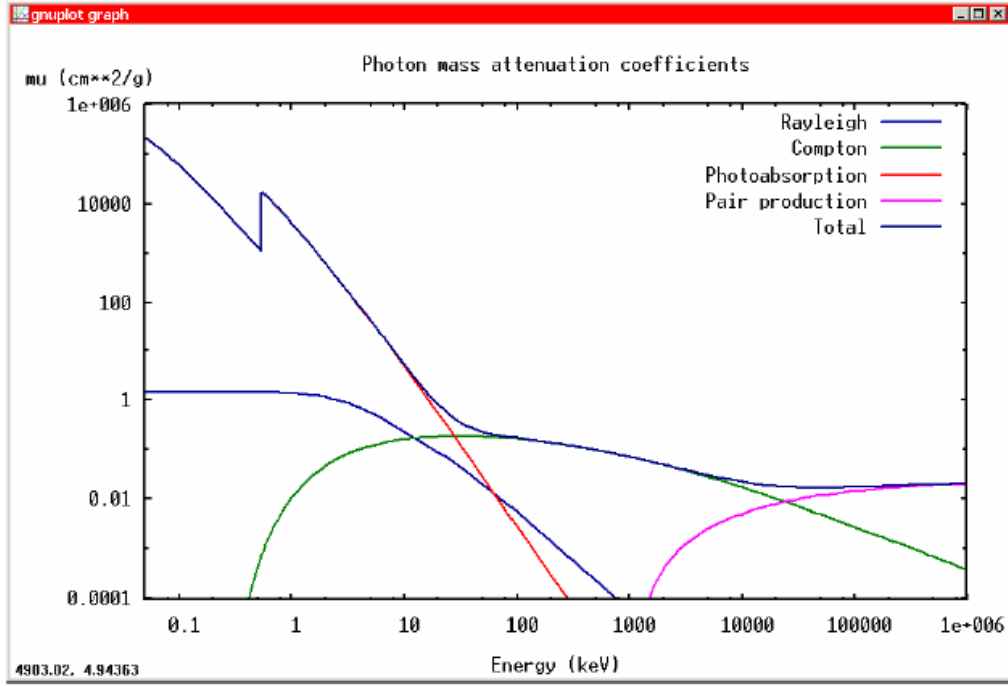
“.tab” uzantılı aşağıdaki dosyalar elde edildi. Bu dosyalar:

Foton H₂O etkileşme tesir kesitleri, foton kütle soğurma katsayıları, foton ortalama serbest yolu, elektron etkileşim tesir kesitleri, elektron ortalama serbest yolu, elektron ortalama serbest yolu ve menzili, elektron durdurma gücü değerleri, pozitron etkileşim tesir kesitleri, pozitron ortalama serbest yolu, pozitron ortalama serbest yolu ve menzili, pozitron durdurma gücü değerleri, pozitron enerji dağılım parametreleri, elektron ve pozitronun radiatif verimleridir.

2c. tables.dat dosyası materyal tesir kesitini oluşturur, ortalama serbest yol ve durdurma gücünü içeriyor.

2d. tables programı aynı zamanda ayrı ASCII dosyaları olarak (“.tab” uzantısına sahip) enerjiye bağlı niceliklerin Çizelgelerini elde eder. Bu fonksiyonlar GNUPLOT ile aşağıdaki şekilde görüntülendi.

Örneğin su için foton kütle soğurma katsayısı, GNUPLOT tarafında çizilmiş örnek dosya Şekil 4.4.'de gösterilmektedir.



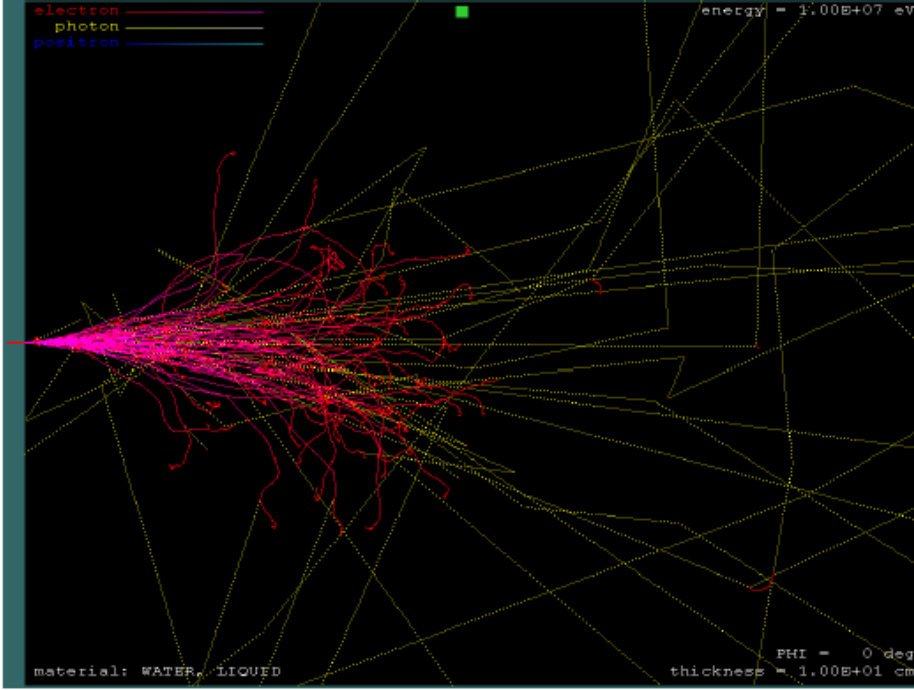
Şekil 4.4. Su için foton kütle soğurma katsayısının gösterimi

3. Elektron duşu (shower) programının çalıştırılması:

Bu program sadece Microsoft Windows altında çalışır. Bu programların çalıştırılmasında PENELOPE “Tutorial.pdf” (Salvat ve ark., 2011, doc klasörü) kaynağından yararlanılmıştır.

3a. `\penelope\other\shower` dosyasının `shower.exe` dosyasının `\penelope\pendbase` dosyasının içine kopyalandı.

3b. Aktif dizin `\penelope\pendbase` yapıldı. Shower ikonu üzerine tıklanarak program çalıştırıldı.



Şekil 4.5. Elektronun sudaki etkileşim izleri

Şekil 4.5.'de su içindeki elektronun etkileşim izlerini göstermektedir. Örneğin şekildeki gösterimi aşağıdaki (koyu) kodların sırasıyla girilmesiyle sağlanmıştır.

278- su materyaline ait id numarası.

1 Birinci (başlangıç) parçacık için (elektron).

1E7 Başlangıç enerjisi (eV).

1E4 Elektron için absorpsiyon enerjisi.

10 Plaka (dilim) kalınlığı.

50 Demeteki parçacık sayısı.

4. Penslab ana programının çalıştırılması:

4a. Bir çalışma dosyası oluşturuldu, `\work\penslab`, `Penelope\mains\penslab`'ın içindekileri `penelope.f`, `penvared.f` ve `timer.f`'le birlikte oluşturduğumuz çalışma dosyasına kopyalandı.

4b. `Penslab.f`'i `penelope.f`, `penvared.f` ve `timer.f` ile birlikte derleyip link edildi.

4c. Oluşturmuş olduğumuz "H2O.mat" dosyasının burada olup olmadığı kontrol edildi.

4d. `Penslab.in` dosyası hesaplanacaklar için düzenlendi.

4e. Penslab.in giriş dosyasını kullanarak **pensalb.f**'i çalıştırıldı

4f. Simülasyon dağılımlarını veren 15 dosya oluştu. Bu dağılımları çizdirmek için gnuplot kullanıldı.

4.1.2. Programın Kurulması

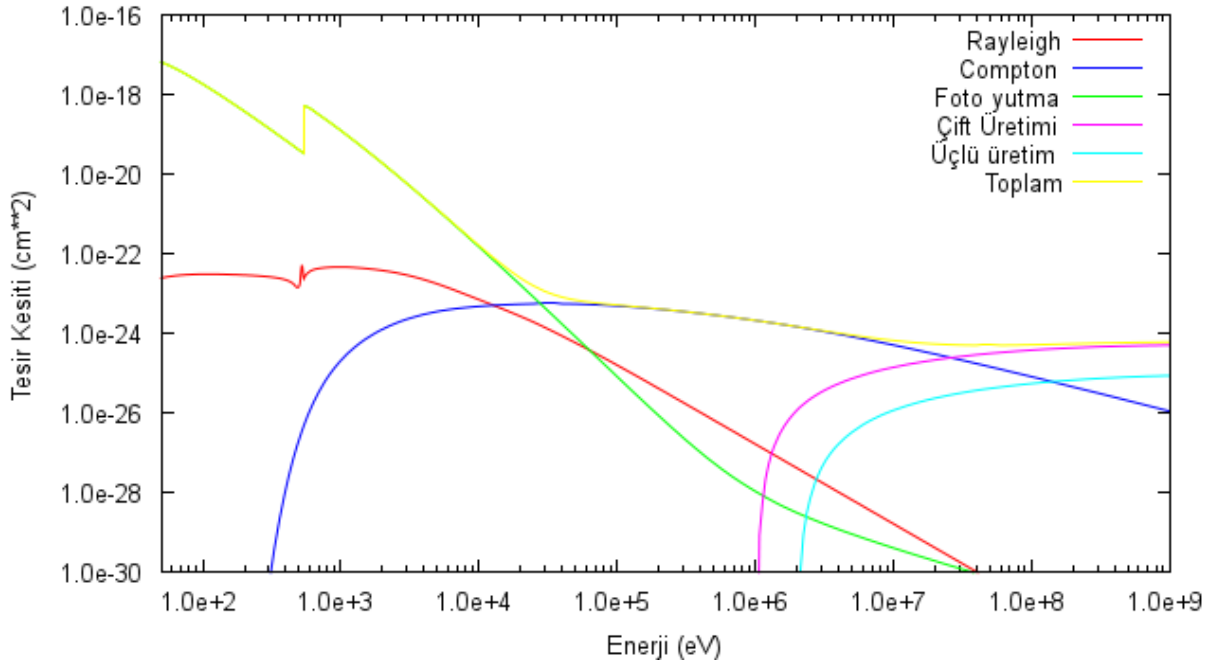
Yukarıda anlatıldığı gibi PENELOPE programı IAEA'dan temin edildi. Program geldiği şekliyle "timer.f" bilgisayarla uyummadığı için çalıştırılmadı ve tekrar uyarlandı. "penslab.f", "penslab1.f" ve "timer.f" de "timer1.f" olarak uyarlanılarak çalışır konuma getirildi ve kuruldu.

4.1.3. H2O Materyal Dosyasının Oluşturulması

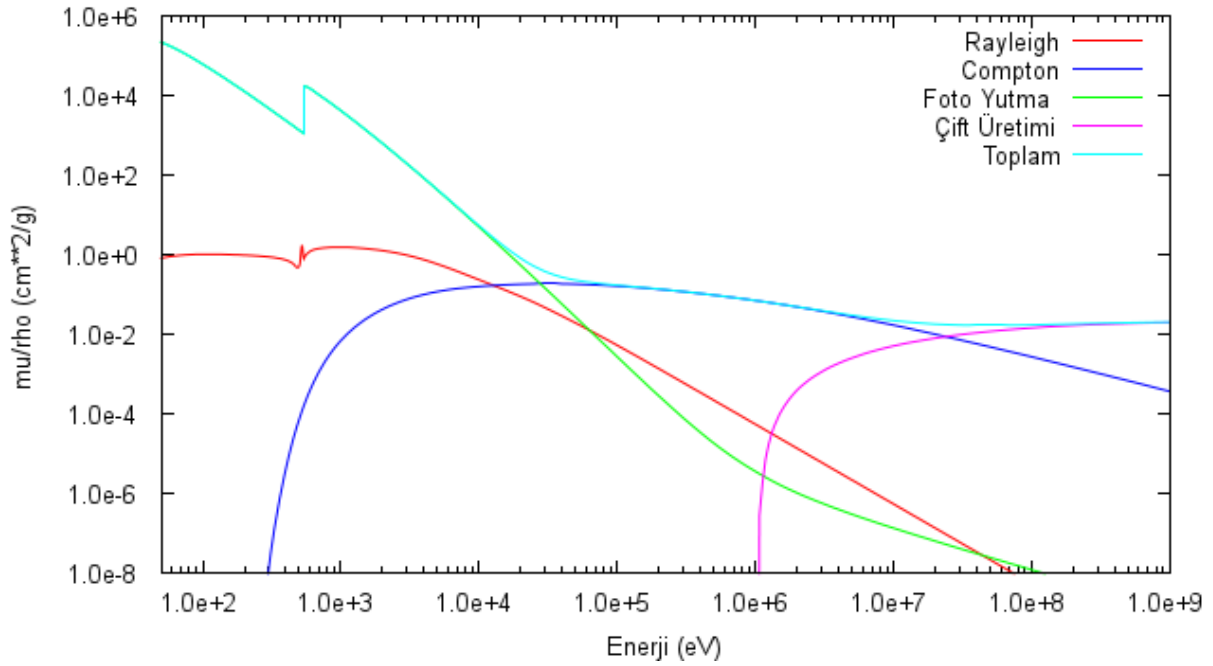
Çalışmalarımız için açtığımız "ÇALIŞ" dizini içine pendbase dizini kopyalandı. Bu dizin içine, fsource dizinindeki "material.f" isimli FORTRAN kaynak programı kopyalandı ve çalıştırıldı. Böylece "material.exe" elde edildi. "material.exe" çalıştırılarak giriş veri dosyası oluşturuldu. Bu exe dosyasını çalıştırdığımızda, program seçimli olarak klavyeden ya da "pdcompos.08" isimli dosyasından okumakta ve materyal tesir kesiti dosyası oluşmaktadır. Bu şekilde "su" için materyal tesir kesiti dosyası "H2O.mat" oluşturuldu.

4.1.4. TABLES Dosyalarının Elde Edilmesi

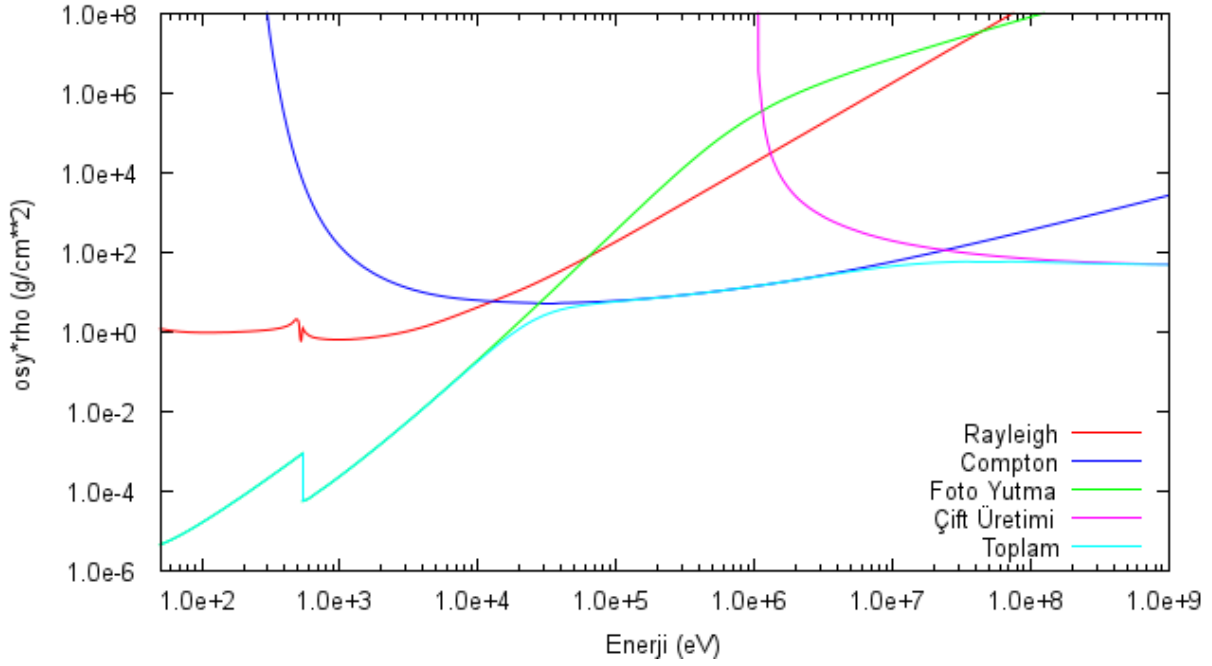
ÇALIŞ dizinine, ana dizindeki "other" dizininden "tables" dizini kopyalandı. Bu dizinde "tables.gnu" ve "tables.f" dosyaları bulunmaktadır. Bu dizine penelope'nin fsource dizininden de "penelope.f" yi kopyalamak gerekmektedir. "penelope.f" "tables.f" ile birlikte çalıştırılmalıdır. "tables.f" yi çalıştırıp "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 sonuç dosyaları elde edildi. Bu çıktı dosyalarından, "gmacs" isimli dosyada foton kütle soğurma katsayıları bulunmaktadır. Dosya adı "gmfp.tab" olan sonuç dosyasında foton ortalama serbest yolları, "gxs.tab" isimli dosyada ise foton soğurma tesir kesitleri elde edilmektedir. "http://www.gnuplot.info" adresinden sağlanan "wgnuplot.exe" grafik çizim programı bu dizine kopyalanıp çalıştırıldı ve sonuç dosyalarının Şekil 4.6.-4.18.'deki grafikler çizildi.



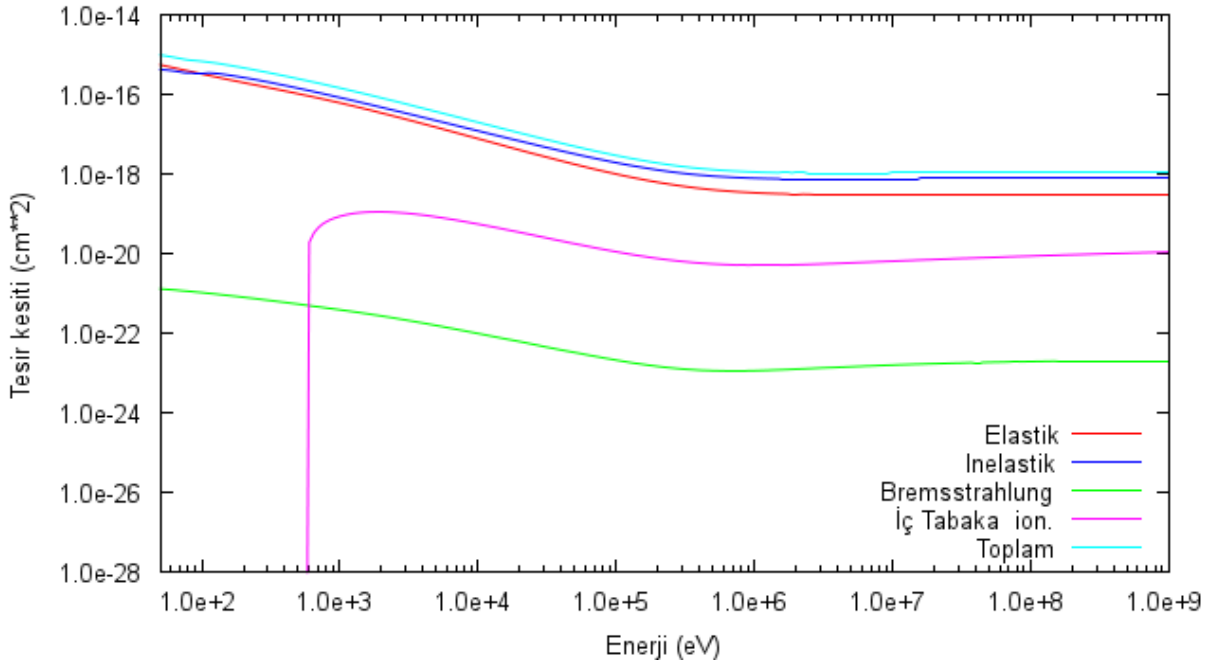
Şekil 4.6. 6 MeV enerjili elektronların suyla etkileşmesinde soğurulan 1g foton H₂O etkileşme tesir kesiti



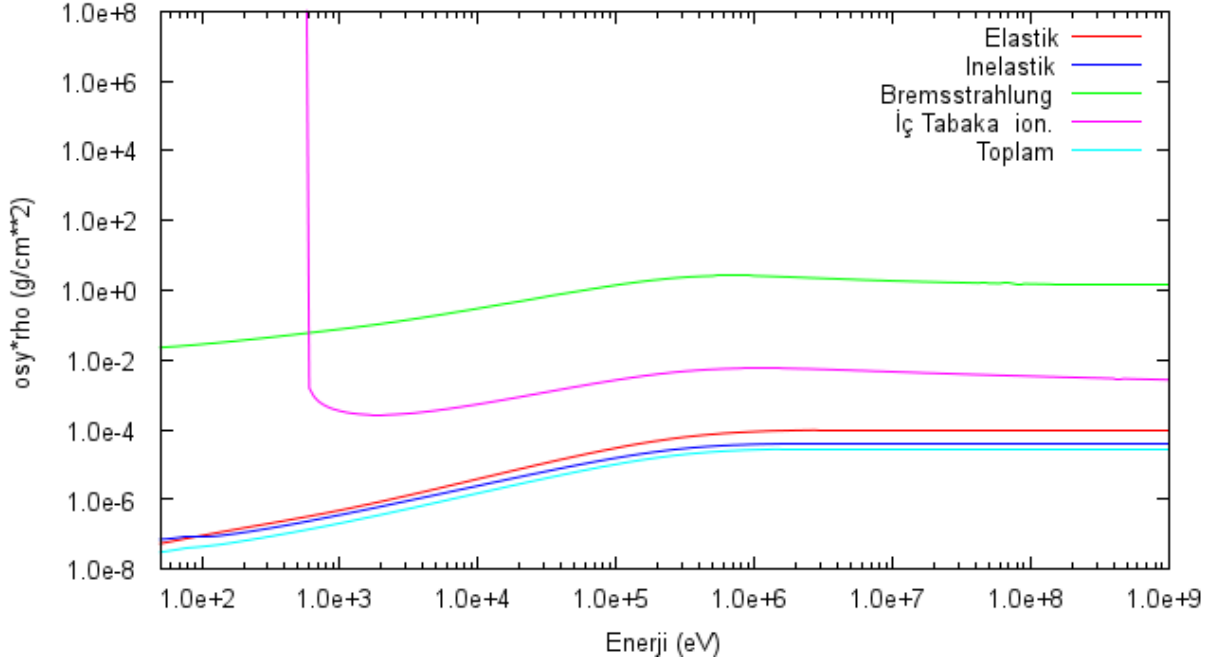
Şekil 4.7. 6 MeV enerjili elektronların suyla etkileşmesinde soğurulan 2g foton kütle soğurma katsayıları (μ)



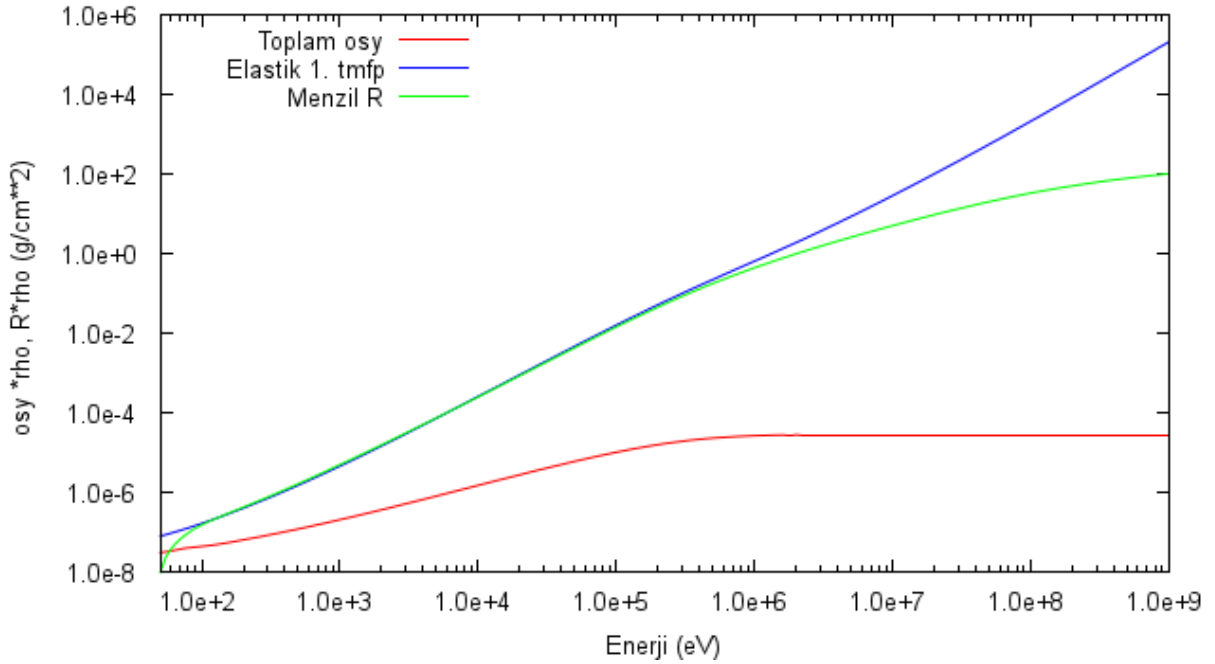
Şekil 4.8. 6 MeV enerjili elektronların suyla etkileşmesinde soğurulan 3g foton ortalama serbest yolu



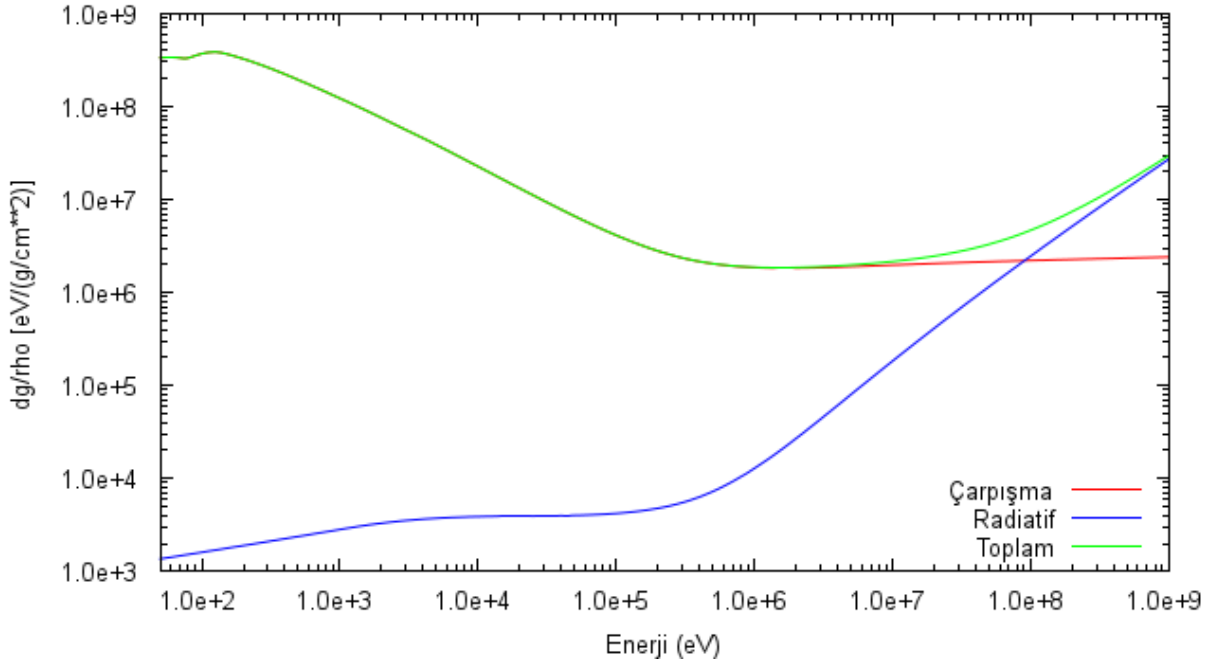
Şekil 4.9. 6 MeV enerjili elektronların suyla etkileşmesinde soğurulan 1e elektron etkileşim tesisir kesitleri



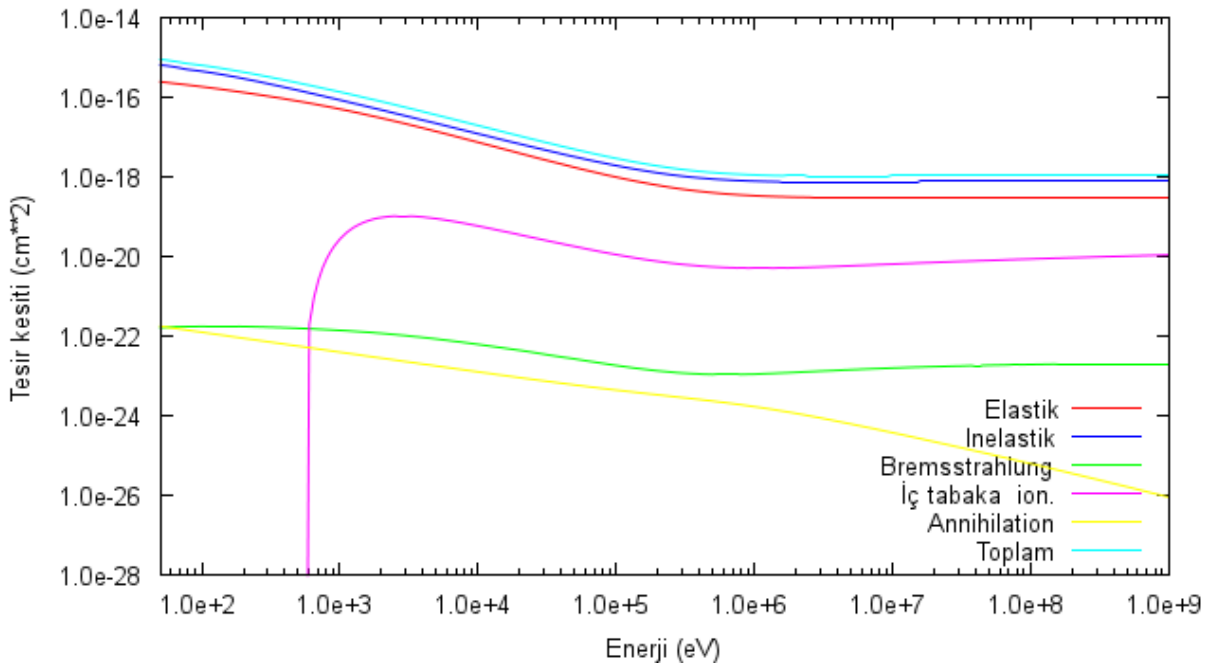
Şekil 4.10. 6 MeV enerjili elektronların suyla etkileşmesinde soğurulan 2e elektron ortalama serbest yolu



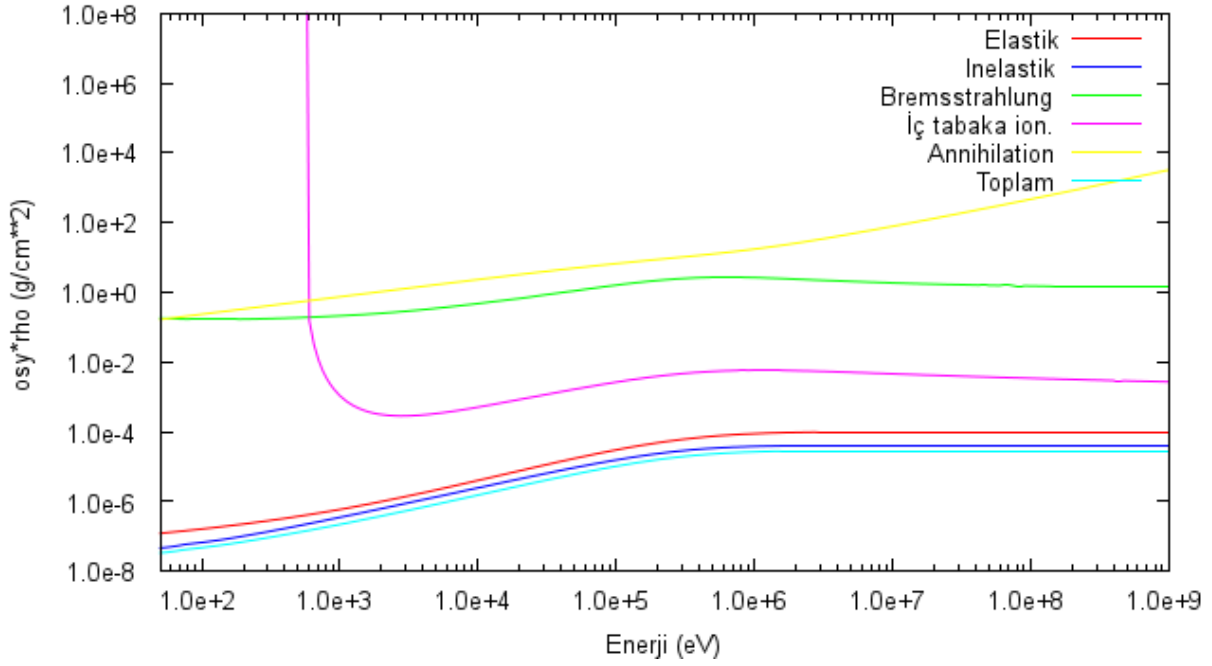
Şekil 4.11. 6 MeV enerjili elektronların suyla etkileşmesinde soğurulan 3e elektron ortalama serbest yolu ve menzil (R)



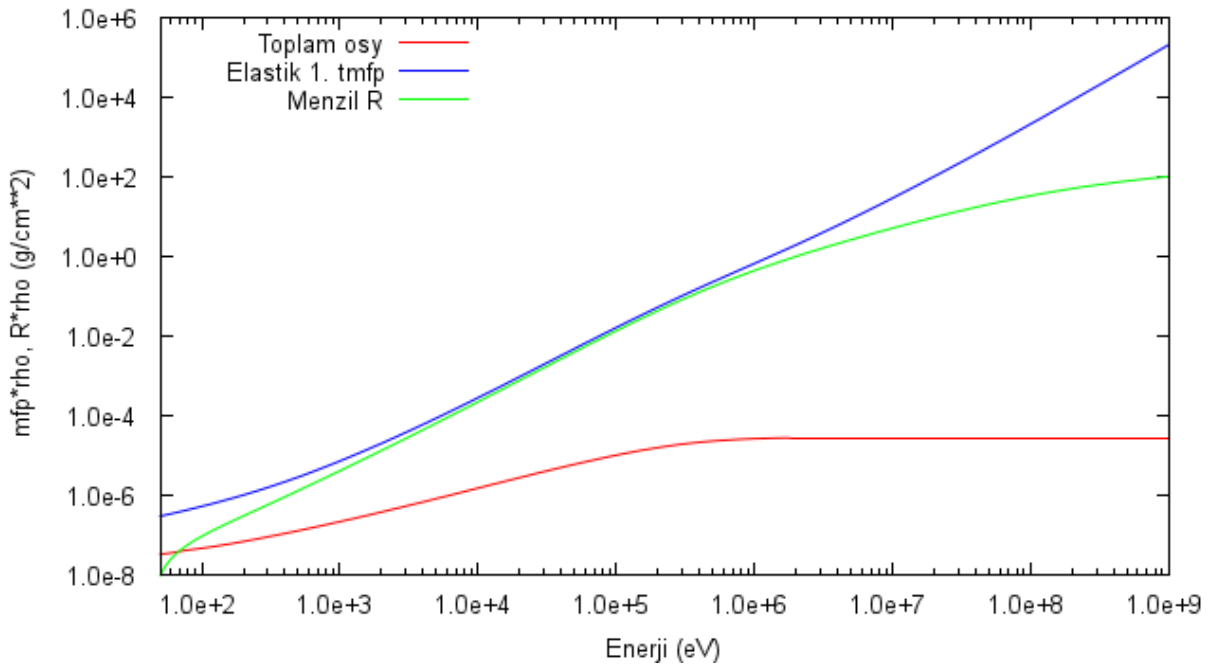
Şekil 4.12. 6 MeV enerjili elektronların suyla etkileşmesinde soğurulan 4e elektron durdurma gücü değerleri



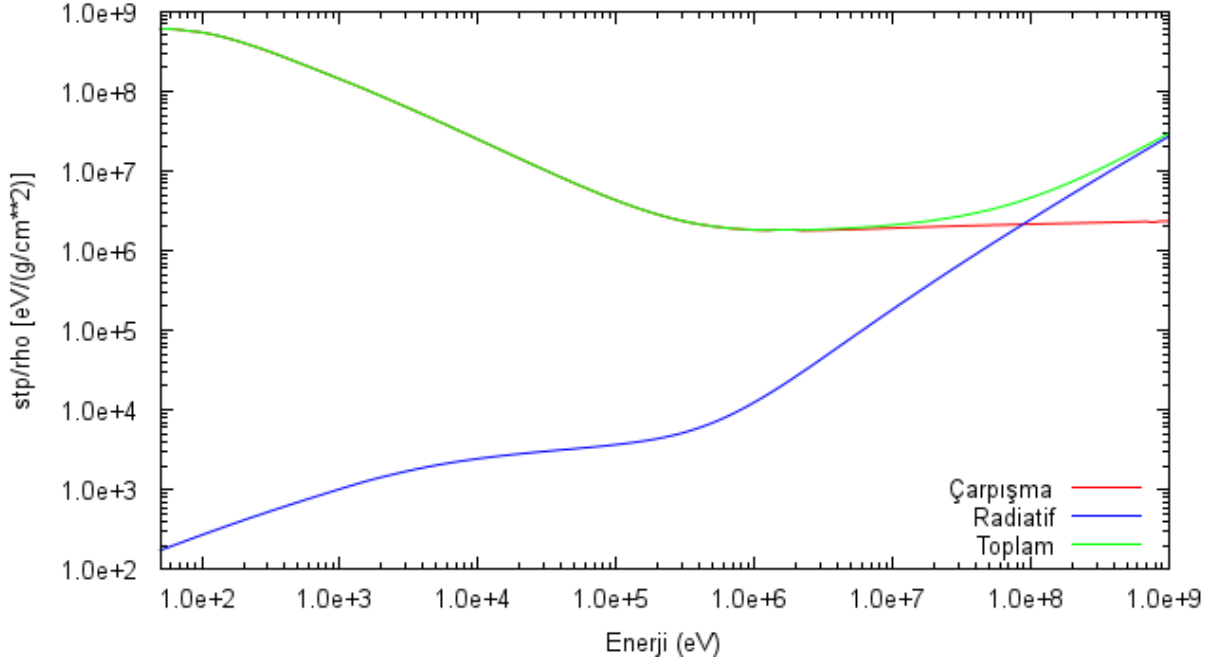
Şekil 4.13. 6 MeV enerjili elektronların suyla etkileşmesinde soğurulan 1p pozitron etkileşim tesir kesitleri



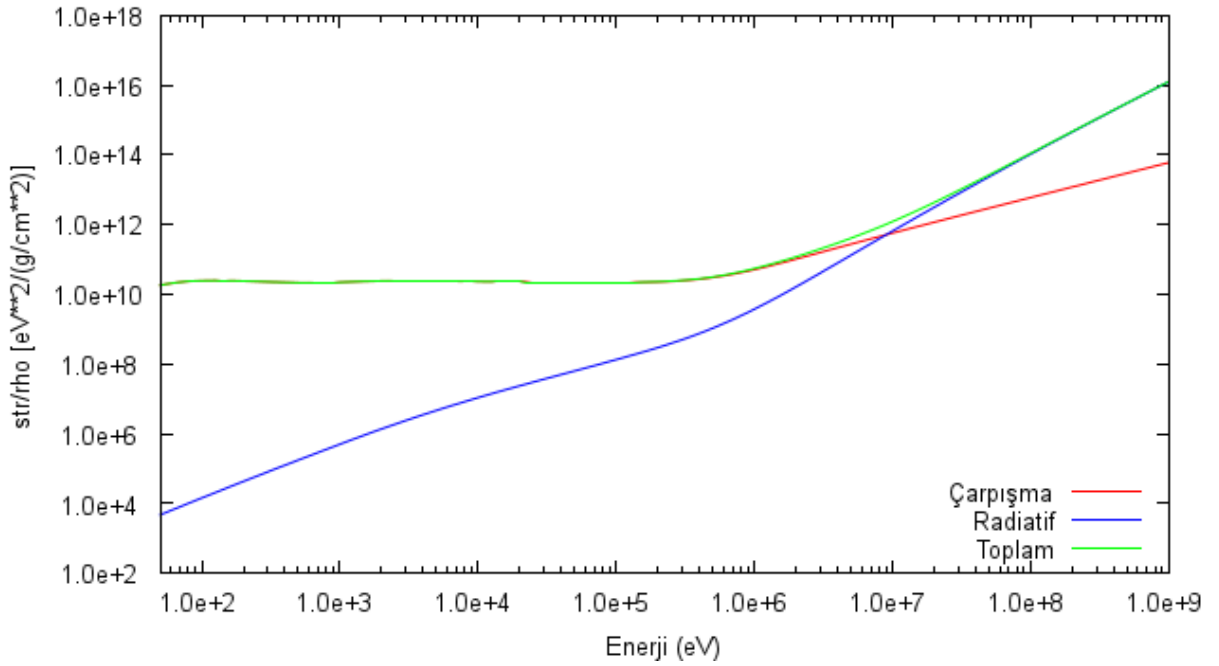
Şekil 4.14. 6 MeV enerjili elektronların suyla etkileşmesinde soğurulan 2p pozitron ortalama serbest yolu



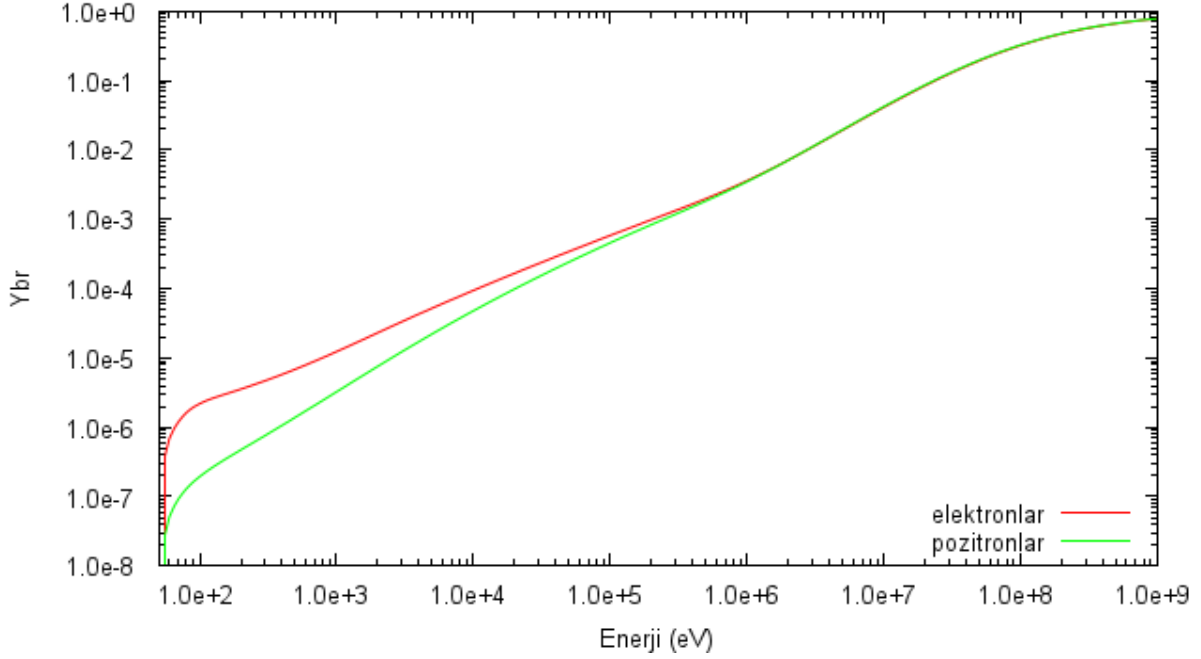
Şekil 4.15. 6 MeV enerjili elektronların suyla etkileşmesinde soğurulan 3p pozitron ortalama serbest yolu ve menzili (R)



Şekil 4.16. 6 MeV enerjili elektronların suyla etkileşmesinde soğurulan 4p pozitron durdurma gücü değerleri



Şekil 4.17. 6 MeV enerjili elektronların suyla etkileşmesinde soğurulan 5p pozitron enerji dağılıma parametreleri



Şekil 4.18. 6 MeV enerjili elektronların suyla etkileşmesinde soğurulan 6ep elektron ve pozitron radiatif verimler

Grafikler, foton etkileşme tesir kesitleri, fotonun kütle soğurma katsayısı ve fotonun ortalama serbest yolu ve benzeri enerjinin fonksiyonu olarak çizildi. Şekil 4.6.'ya bakıldığında düşük enerjilerde Rayleigh saçılmasının daha baskın, 0.5 MeV a kadar enerjilerde fotoelektrik olayın daha baskın olduğunu görüyoruz. Çift oluşum olayının eşik enerjisinden (1.022 MeV) sonra daha baskın olduğunu, Compton olayı ise bu enerjide en baskın etkileşim şekli olduğunu görmekteyiz. Ortalama serbest yol grafiğinde de (Şekil 4.8.) Compton etkileşimi bu enerji aralığında daha baskın olduğu için daha fazla ortalama serbest yola sahip olduğunu görülmektedir.

4.1.5. Giriş Dosyalarının Hazırlanması

Önce çalışma dizini olarak “\ÇALIŞ\penslab” dizini oluşturuldu ve “\penelope\mains\penslab” dizininin içindeki “penelope.f”, ”penslab1.f”, “penvared.f” ile “timer1.f”, oluşturulan bu dizine kopyalandı. “penslab.in” dosyasının içinde seçtiğimiz parçacık SKPAR=2 (foton için), enerji değeri ve kalınlık değerini kaydederek yapılacak hesap için giriş dosyası hazırlandı.”penslab.f” içinde de “.in” dosyasına girdiğimiz değerleri girerek programı çalıştırdık. Penslab’ın çalıştırılması sırasında ekrandan girilen bu değerlerden bazıları şunlardır.

Örnek olarak hazırlanan PS_H2O_6M_5c.in dosyası alındı.

TITLE H2O fantom

>>>>>>> Source definition.

SKPAR 1 [Primary particles: 1=electron, 2=photon, 3=positron]
 SENERG 6.e6 [Initial energy (monoenergetic sources only)]
 SPOSIT 0 0 -1 [Coordinates of the source centre]
 SDIREC 0.0 0.0 [Beam axis direction angles, in deg]
 SAPERT 0.0 [Beam aperture, in deg]

>>>>>>> Material data and simulation parameters.

SIMPAR 1.0e4 1.0e4 1.0e4 0.10 0.10 1.0e3 -1.0e3 [EABSS,C1,C2,Wcc,Wcr]
 PFNAME H2O.mat [Material definition file, 20 characters]

>>>>>>> Geometry definition.

THICKN 5.0 [Slab thickness, in cm]
 DSMAX 0.004 [Maximum step length, in cm]

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

NBE 0 6.e6 100 [Energy interval and no. of E-bins]
 NBTH 90 [No. of bins for the polar angle THETA]
 NBZ 100 [No. of bins for the Z-coordinate]
 NBTl 0 0 100 [Track-length interval and no. of TL-bins]

>>>>>>> Job properties

RESUME dump1.dat [Resume from this dump file, 20 chars]
 DUMPTO dump1.dat [Generate this dump file, 20 chars]
 DUMPP 60 [Dumping period, in sec]

NSIMSH 1.0e7 [Desired number of simulated showers]
 TIME 2.0e5 [Allotted simulation time, in sec]

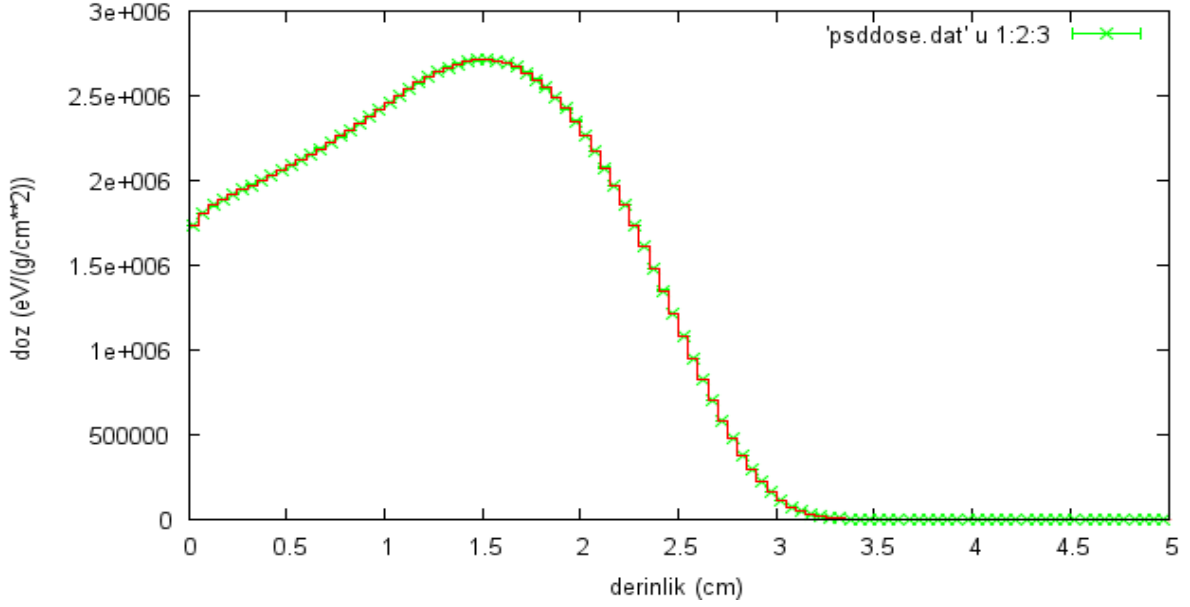
4.2. PENSLAB Çıktıları

PENSLAB programı çalıştırıldığında adları ve açıklamaları aşağıda verilen 15 tane PENSLAB sonuç (.dat) dosyaları oluşur. Bu dosyaların içeriği aşağıdaki gibidir:

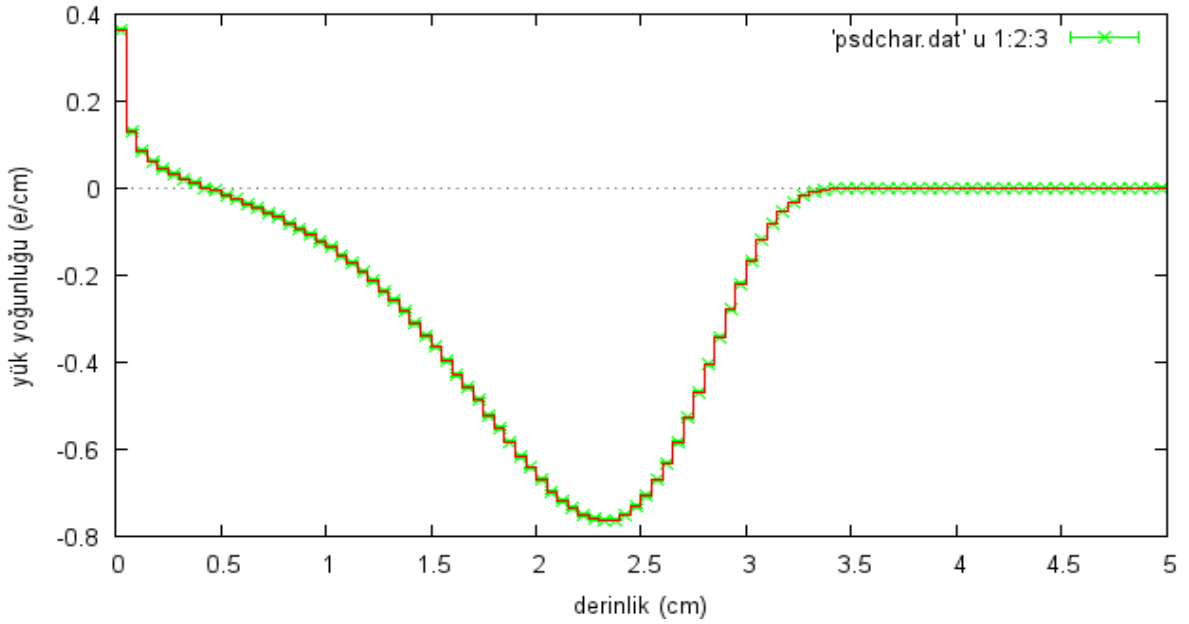
1	psddose	derin doz dağılımı
2	psedepm	verilen (deposit) enerji dağılımı
3	psdchar	biriktirilen (deposited) yükün dağılımı
4	pstltr	geçen birincil parçacıkların yol uzunluğu dağılımı
5	pstlbc	geri tepen birincil parçacıkların yol uzunluğu dağılımı
6	pstlab	soğurulan birincil parçacıkların yol uzunluğu dağılımı
7	psanel	yutucudan çıkan elektronların açısal dağılımı
8	psanga	yutucudan çıkan fotonların açısal dağılımı
9	psanpo	yutucudan çıkan pozitronların açısal dağılımı
10	pseneltr	geçen elektronların enerji dağılımı
11	psenelbc	geri saçılan elektronların enerji dağılımı
12	psengatr	geçen fotonların enerji dağılımı
13	psengabk	geri saçılan fotonların enerji dağılımı
14	psenpotr	geçen pozitronların enerji dağılımı
15	psenpobk	geri saçılan pozitronların enerji dağılımı

Şekil 4.19.-4.33.'deki 6 MeV enerjili elektronların 5 cm kalınlığındaki su tabakasıyla etkileşimlerine ait fiziksel sonuçlar gösterilmiştir. Farklı kalınlıklara ve diğer enerjilere ait

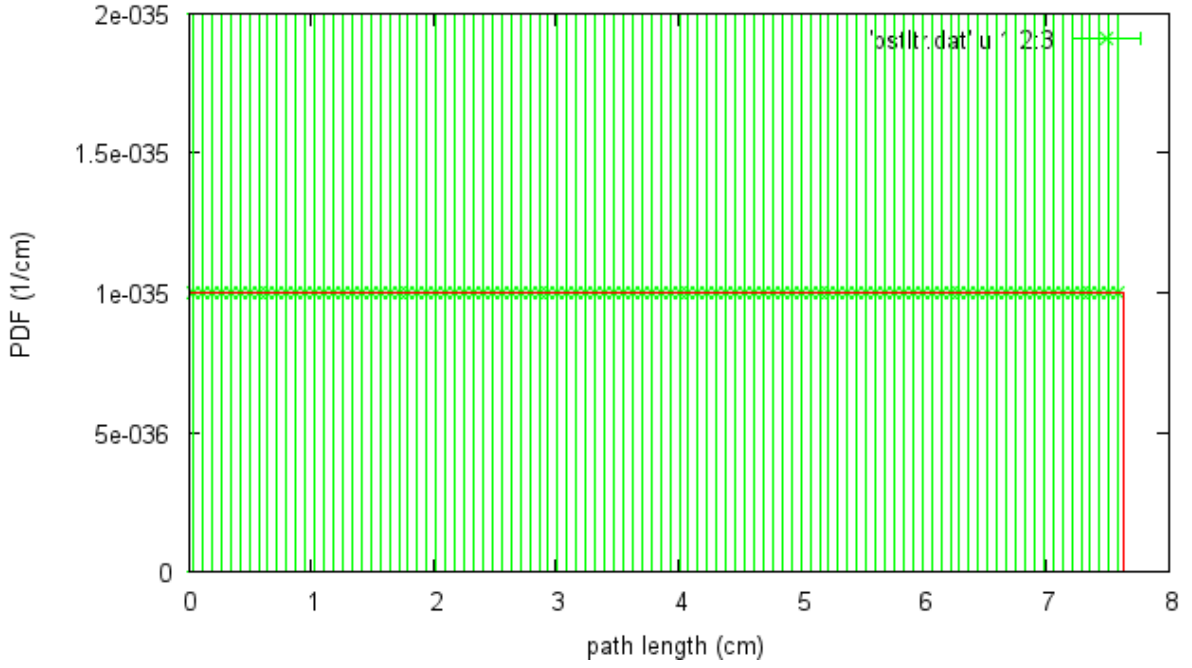
sonuçlar çok fazla yer tuttuğu için EK C'deki CD'de verilmiştir. Ayrıca Şekil 2.27b.'de 1.4 cm kalınlıkta geçen elektronların spektrumu verilmiştir. Bu şekil kolimatör sistemi ve hava tabakasından geçtikten sonra elektronların enerji spektrumunun Şekil 2.9.'daki gibi olduğunu göstermek için verilmiştir.



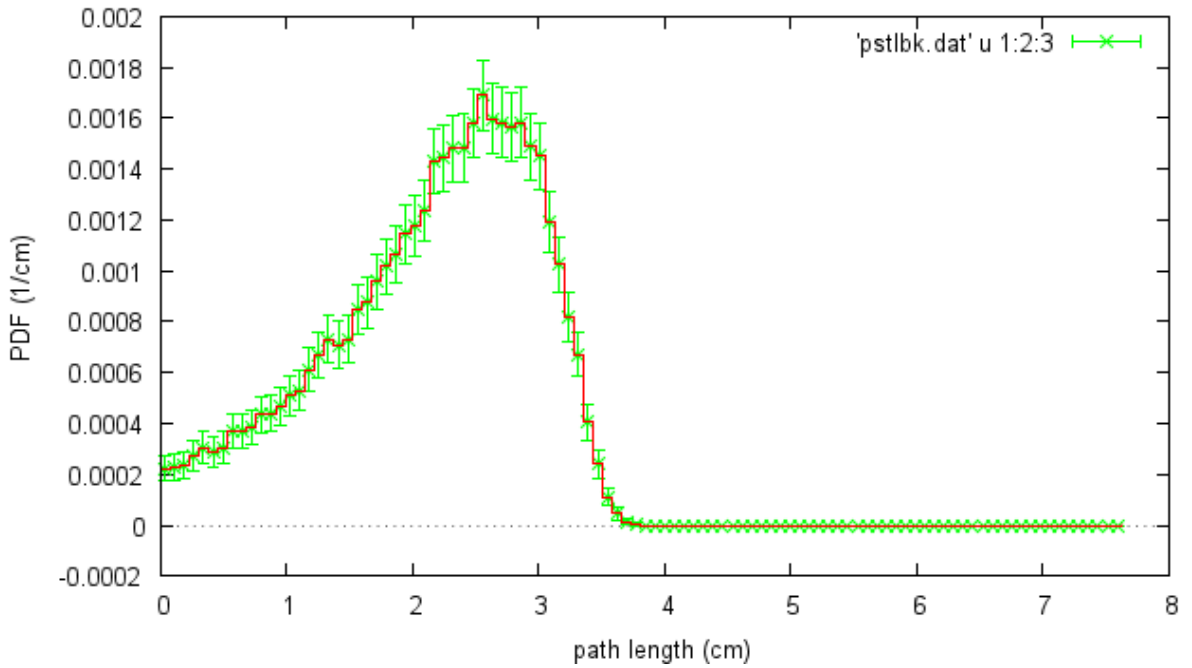
Şekil 4.19. 6 MeV enerjili elektronların 5 cm kalınlıktaki su içinden geçen elektronların derin doz dağılımı



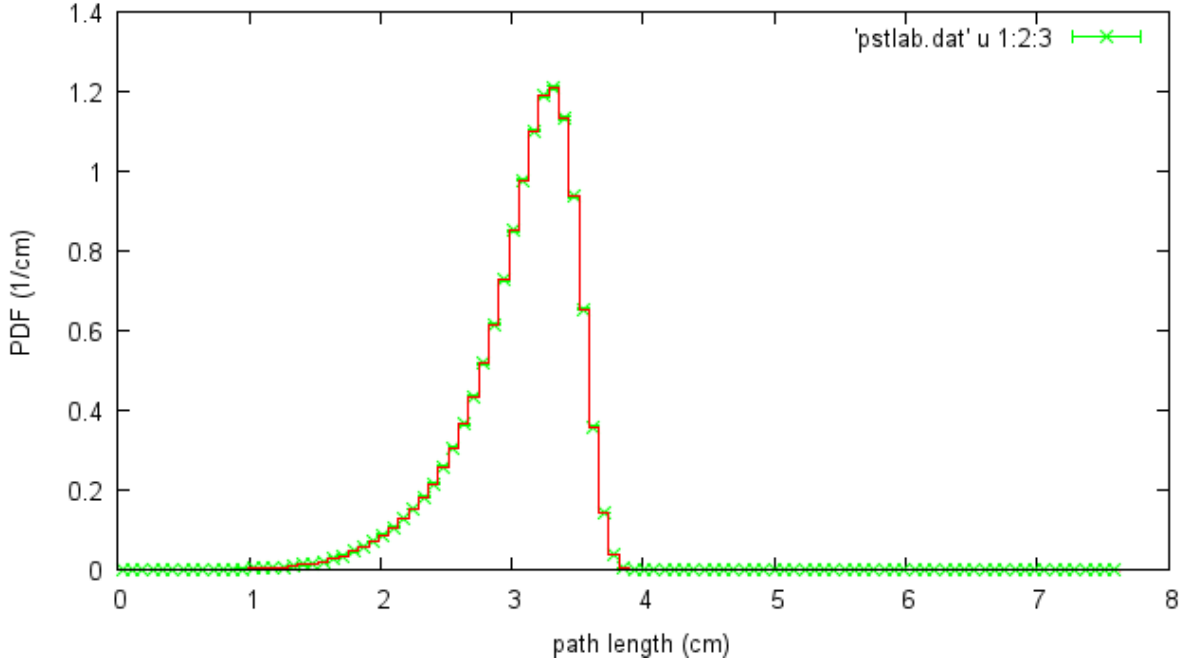
Şekil 4.20. 6 MeV enerjili elektronların 5 cm kalınlıktaki su içinden geçerkenki biriktirilen (deposited) yükün derinlik dağılımı



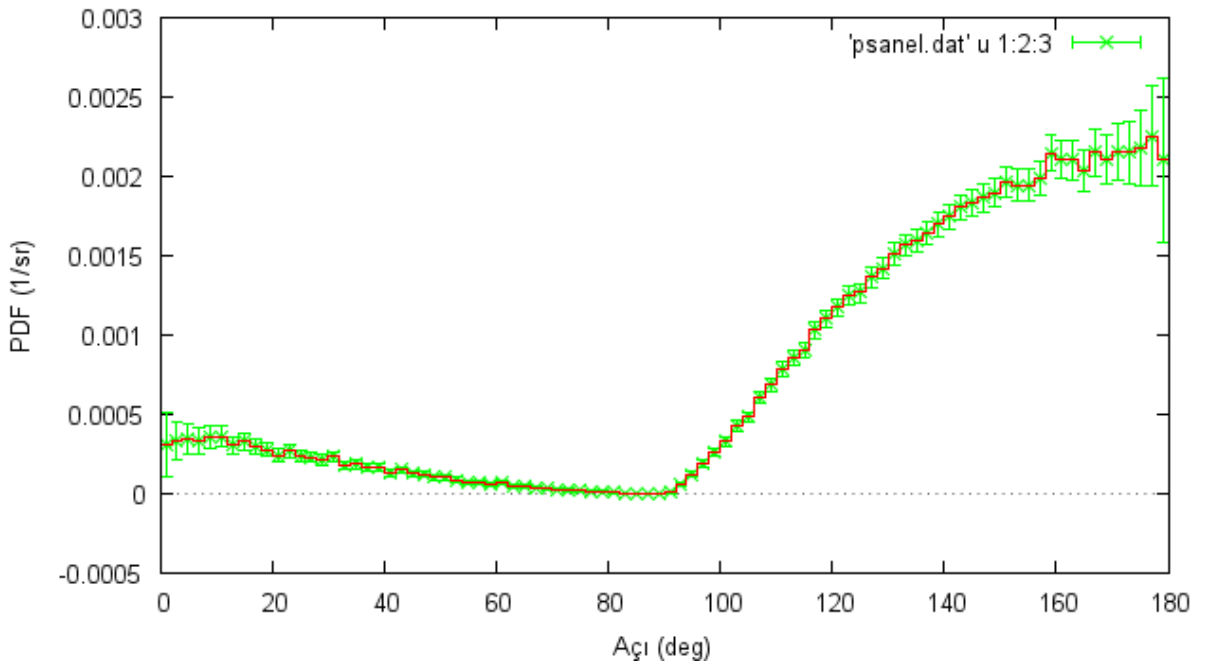
Şekil 4.21. 6 MeV enerjili elektronların 5 cm kalınlıktaki su içinden geçen birincil parçacıkların yol uzunluğu dağılımı



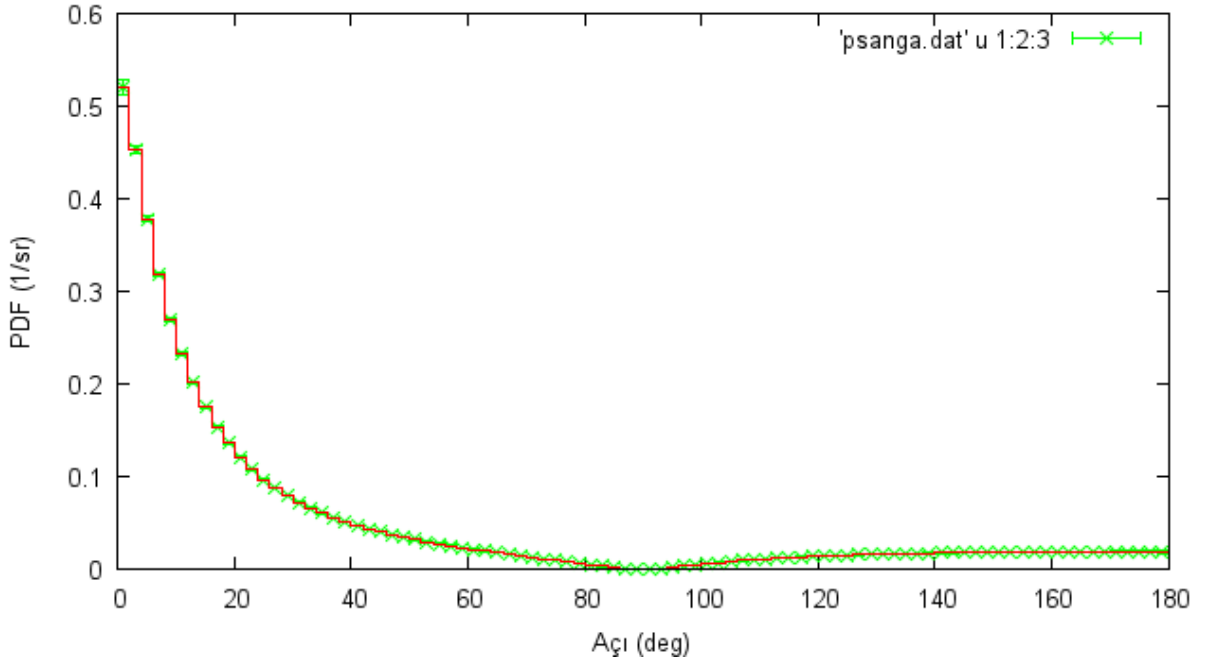
Şekil 4.22. 6 MeV enerjili elektronların 5 cm kalınlıktaki geri tepen birincil parçacıkların yol uzunluğu dağılımı



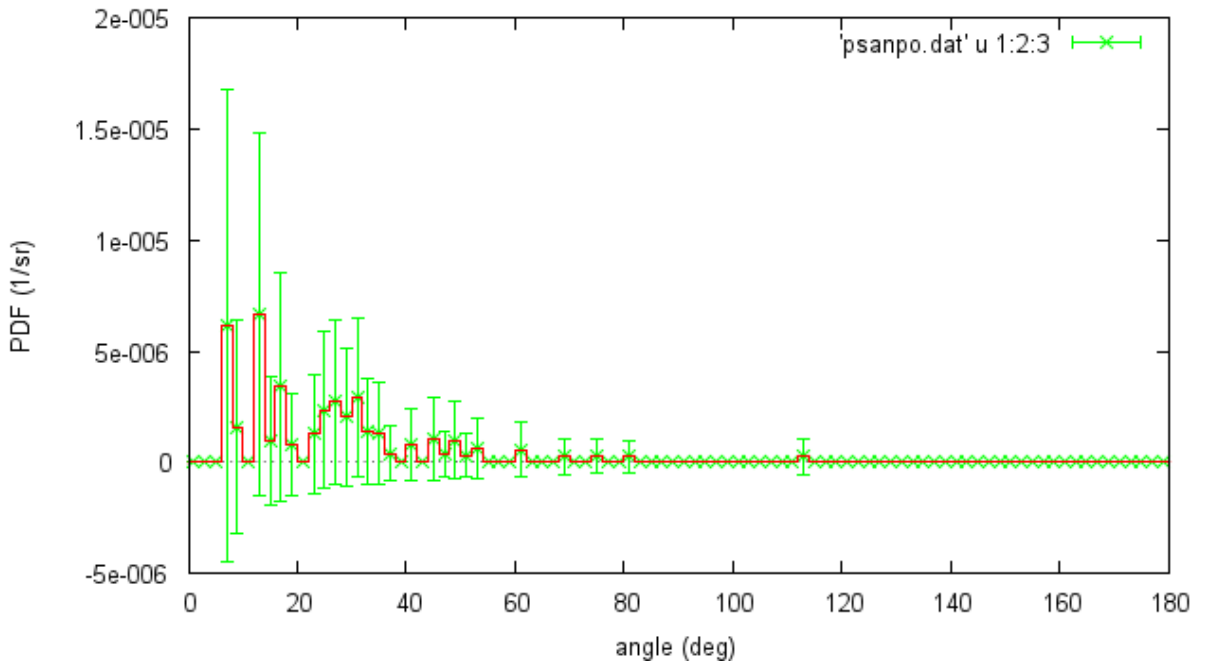
Şekil 4.23. 6 MeV enerjili elektronların 5 cm kalınlıktaki su içinde soğurulan birincil parçacıkların yol uzunluğu dağılımı



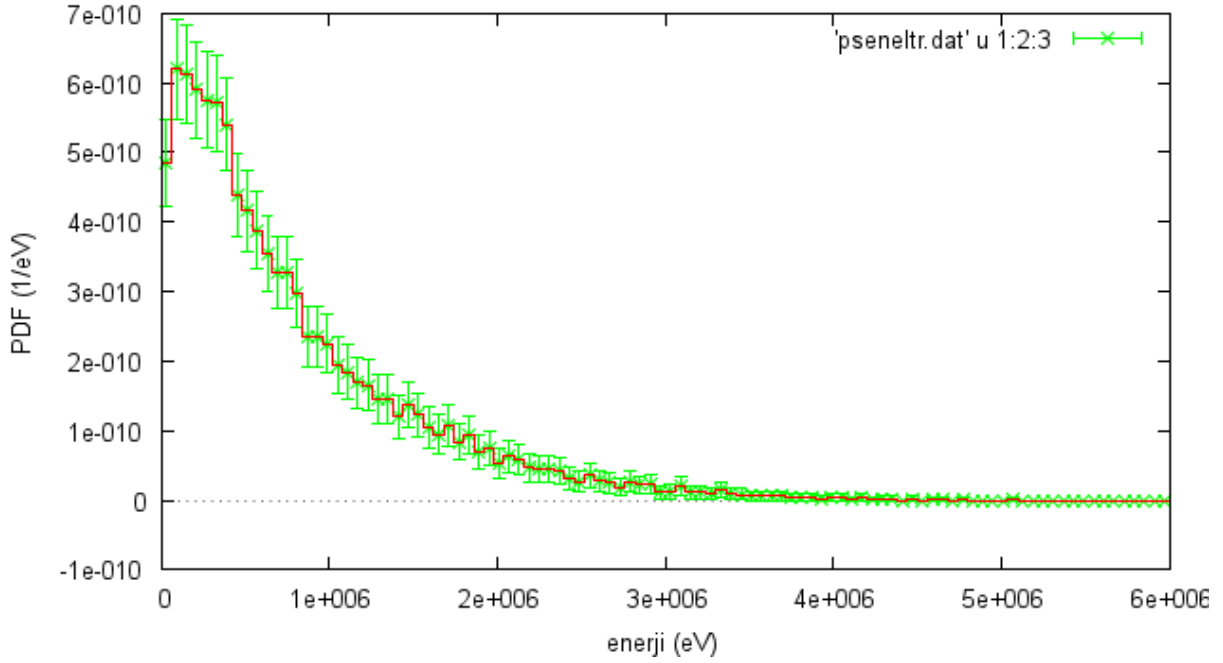
Şekil 4.24. 6 MeV enerjili elektronların 5 cm kalınlıktaki su içinde yutucudan çıkan elektronların açısal dağılımı



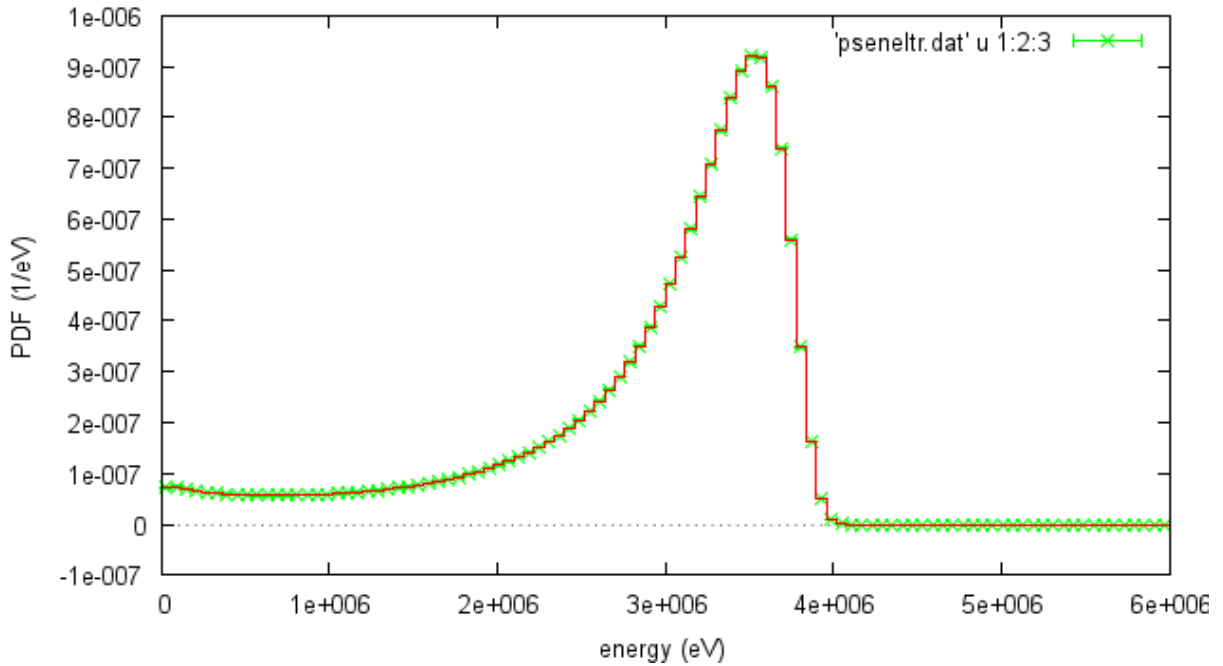
Şekil 4.25. 6 MeV enerjili elektronların 5 cm kalınlıktaki su içinde yutucudan çıkan fotonların açısıl dağılımı



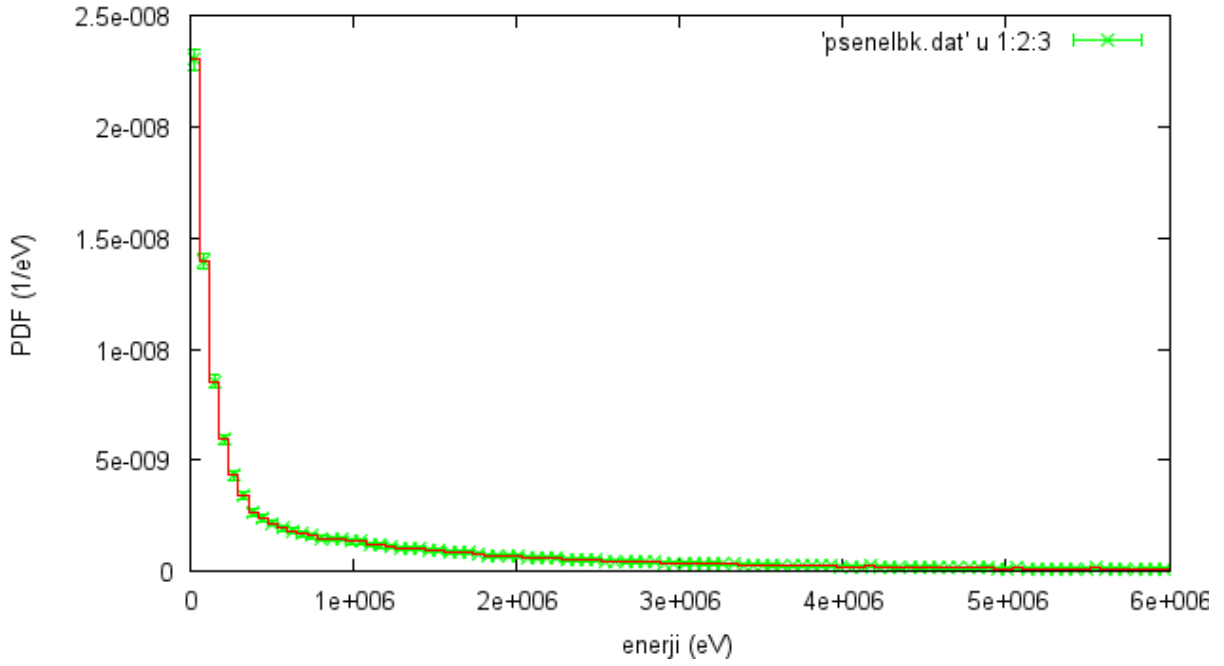
Şekil 4.26. 6 MeV enerjili elektronların 5 cm kalınlıktaki su içinde yutucudan çıkan pozitronların açısıl dağılımı



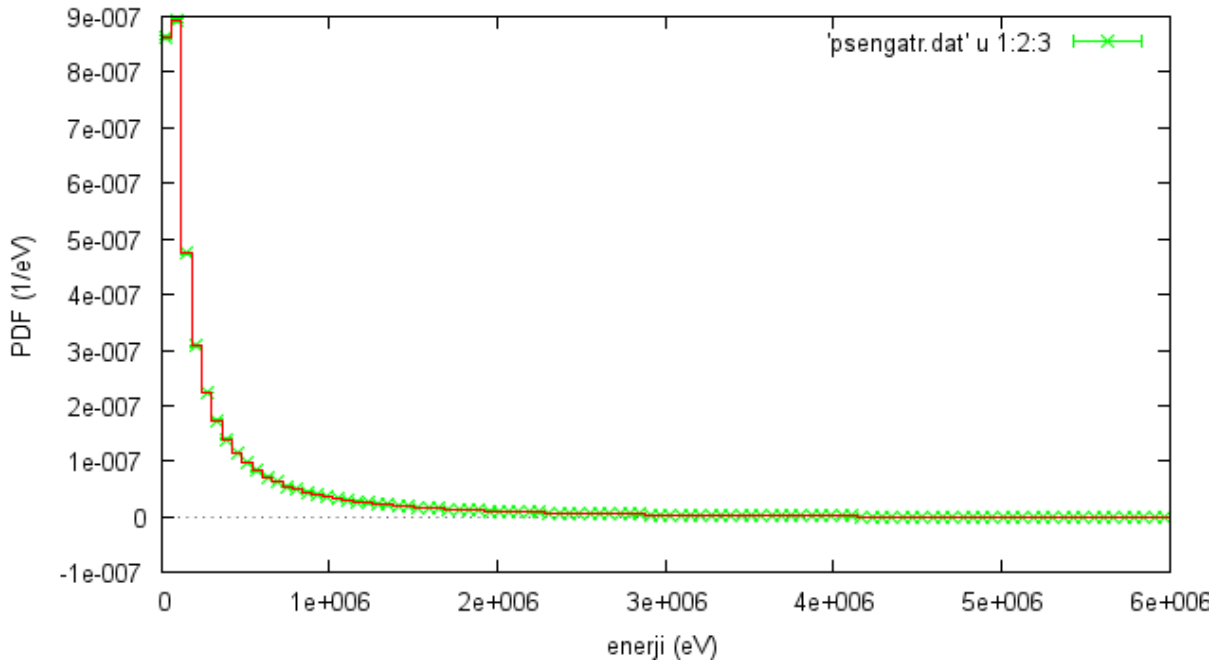
Şekil 4.27a. 6 MeV enerjili elektronların 5 cm kalınlıktaki su içinden geçen elektronların enerji dağılımı



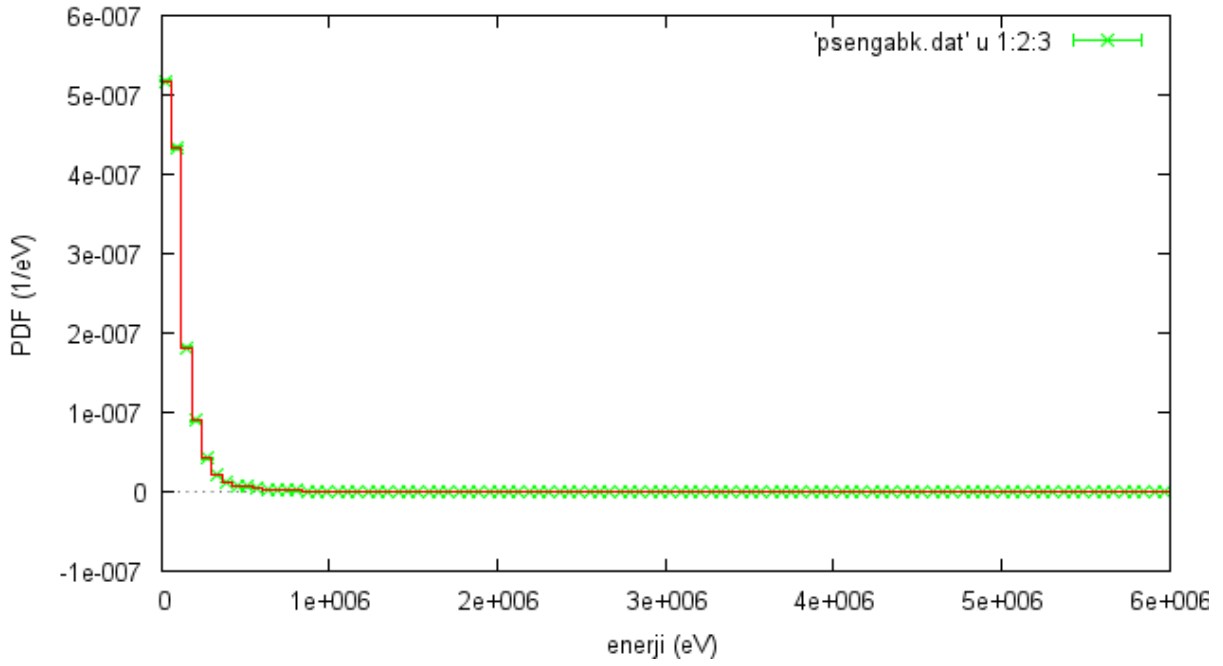
Şekil 4.27b. 6 MeV enerjili elektronların 1.4 cm kalınlıktaki su içinden geçen elektronların enerji dağılımı



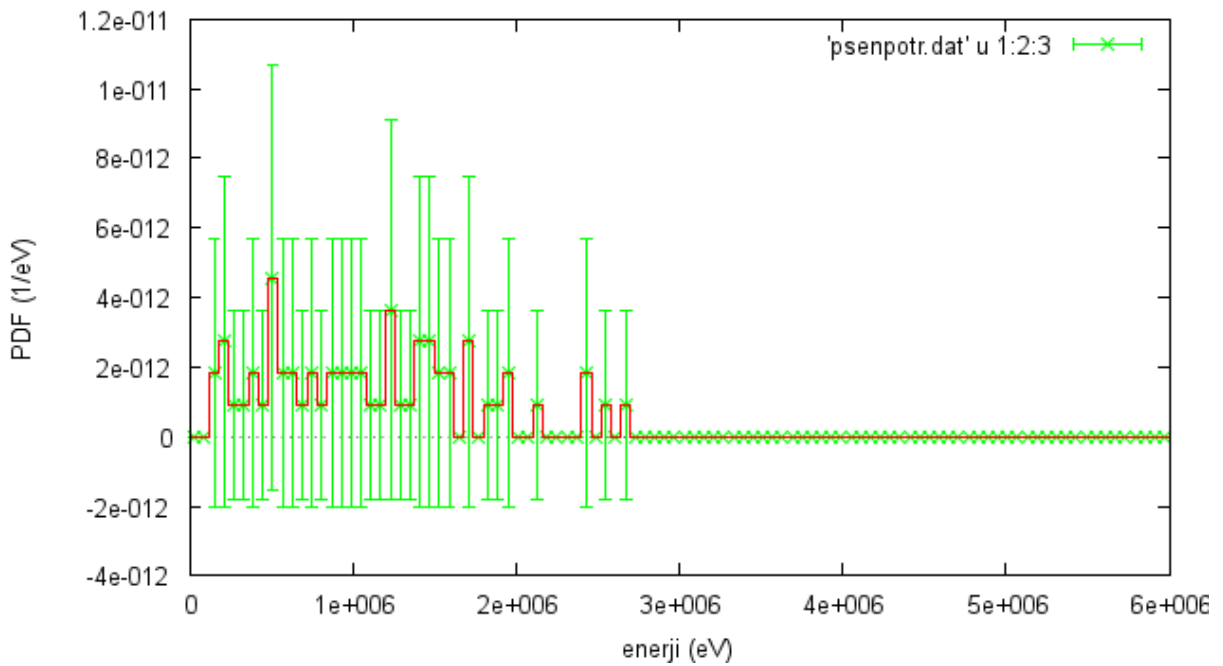
Şekil 4.28. 6 MeV enerjili elektronların 5 cm kalınlıktaki su içinde geri saçılan elektronların enerji dağılımı



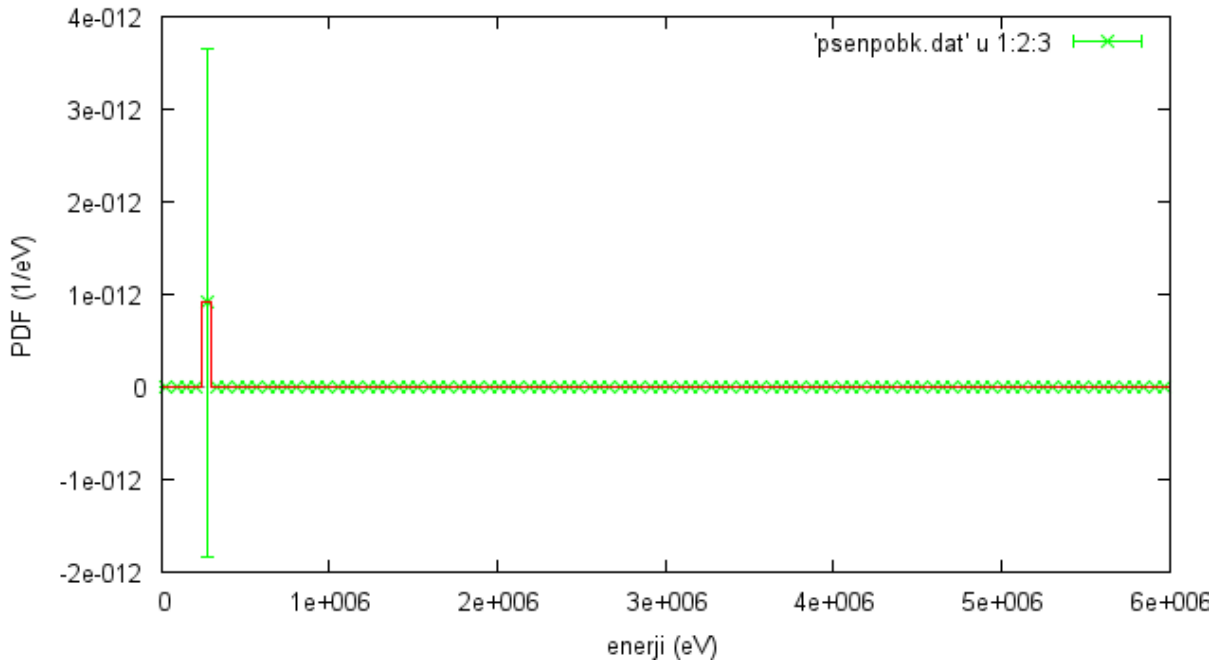
Şekil 4.29. 6 MeV enerjili elektronların 5 cm kalınlıktaki su içinden geçen fotonların enerji dağılımı



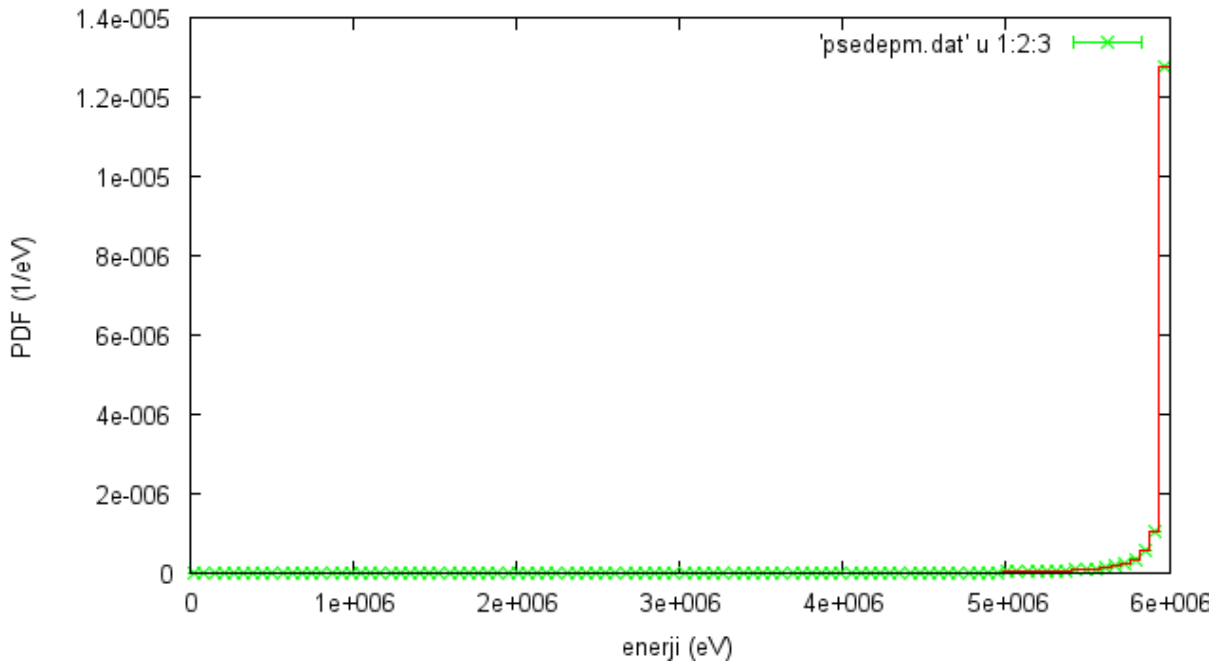
Şekil 4.30. 6 MeV enerjili elektronların 5 cm kalınlıktaki su içinde geri saçılan fotonların enerji dağılımı



Şekil 4.31. 6 MeV enerjili elektronların 5 cm kalınlıktaki su içinden geçen fotonların enerji dağılımı



Şekil 4.32. 6 MeV enerjili elektronların 5 cm kalınlıktaki su içinde geri saçılan pozitronların enerji dağılımı



Şekil 4.33. 6 MeV enerjili elektronların 5 cm kalınlıktaki su içinde yutulan enerji dağılımı

4.2.1. Dosyalar

Çıktı sonuçlarının hepsini çok uzun olduğu için buraya ilave edemedik, baş ve son kısımlarını burada gösterebiliyoruz. Örnek dosyası PS_H2O_6M_5c dir.

```
*****
**   PROGRAM PENSLAB. Input data file.   **
*****
```

Date and time: 30th Mar 2012. 13:33:49

H2O fantomu

```
-----
>>>>> Source description.
Primary particles: electrons
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: H20.mat

Slab thickness = 5.000000E+00 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 = 7.631531E+00 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 1.436626E+05 sec
 Simulation speed 1.272831E+02 showers/sec

Simulated primary particles 1.828582E+07

Transmitted primary particles 0.000000E+00
 Backscattered primary particles 5.546100E+04
 Absorbed primary particles 1.823036E+07

Fractional transmission 6.004652E-04 +- 1.8E-05
 Fractional backscattering 6.877295E-03 +- 8.2E-05
 Fractional absorption 9.969670E-01 +- 3.9E-05

Secondary-particle generation probabilities:

	electrons	photons	positrons
transmitted	6.004652E-04 +- 1.8E-05	2.537613E-01 +- 3.5E-04	3.335918E-06 +- 1.3E-06
backscattered	3.844290E-03 +- 4.4E-05	8.054792E-02 +- 2.0E-04	5.468717E-08 +- 1.6E-07
absorbed	3.179593E+01 +- 3.8E-03	1.802921E-01 +- 3.0E-04	6.978084E-05 +- 5.9E-06

Mean number of events per primary track:

Hinges (soft events) 1.469773E+03 +- 1.4E-01
 Hard elastic collisions 8.282688E+01 +- 8.6E-03
 Hard inelastic collisions 6.439829E+02 +- 6.3E-02
 Hard bremsstrahlung emissions ... 1.372779E+00 +- 8.1E-04
 Inner-shell ionizations 0.000000E+00 +- 0.0E+00
 Delta interactions 7.408034E+02 +- 7.6E-02

Average final energy:

Transmitted particles 0.000000E+00 +- 0.0E+00 eV
 Backscattered particles 1.955858E+06 +- 1.8E+04 eV

Average track length:

Transmitted particles 0.000000E+00 +- 0.0E+00 cm
 Backscattered particles 2.145698E+00 +- 1.0E-02 cm
 Absorbed particles 3.051088E+00 +- 3.0E-04 cm

Mean value of the polar cosine of the exit direction:

Transmitted particles 0.000000E+00 +- 0.0E+00
 Backscattered particles -6.634542E-01 +- 2.9E-03

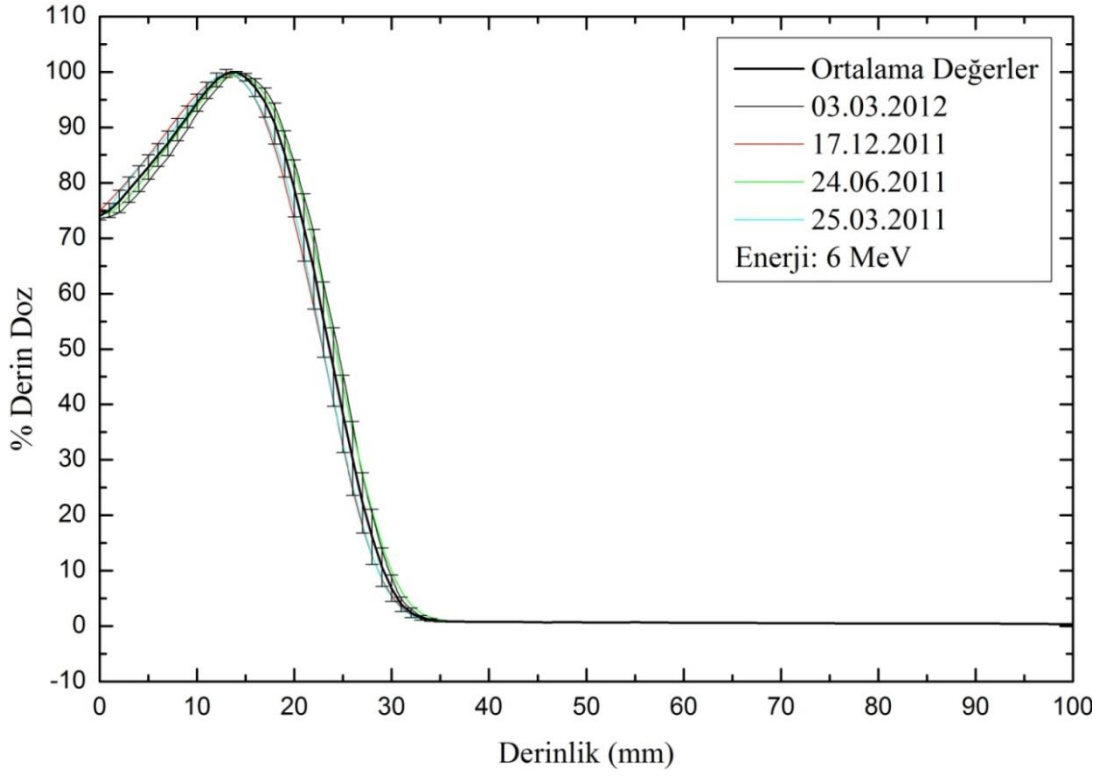
Mean value of the polar angle of the exit direction:

Transmitted particles 0.000000E+00 +- 0.0E+00 deg
 Backscattered particles 1.346508E+02 +- 2.5E-01 deg

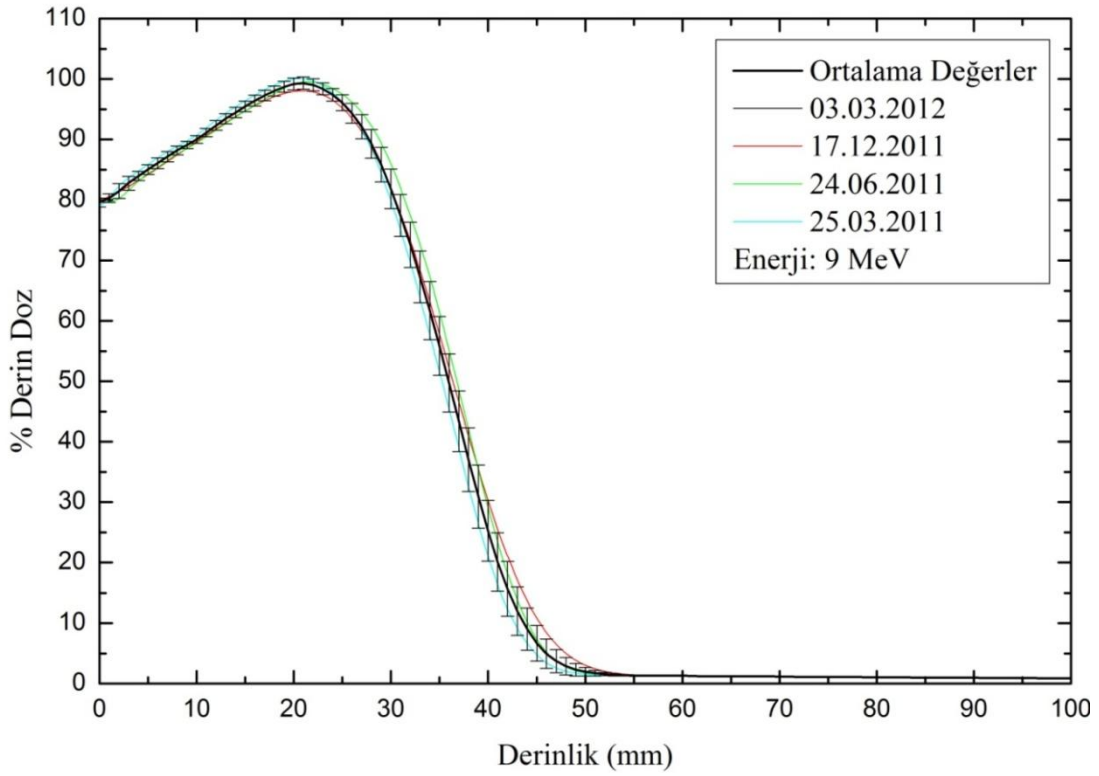
Average deposited energy 5.874379E+06 +- 2.9E+02 eV
 (efficiency = 2.54E+04)

Last random seeds = 174250806 , 403402914

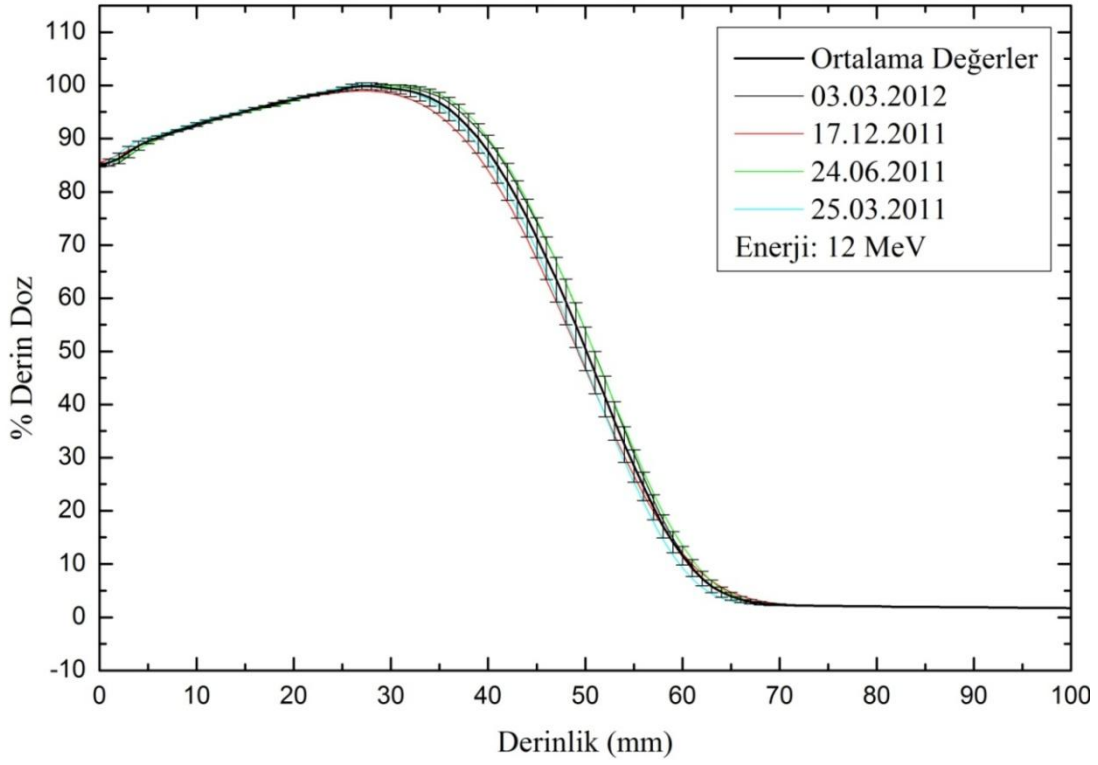
*** END ***



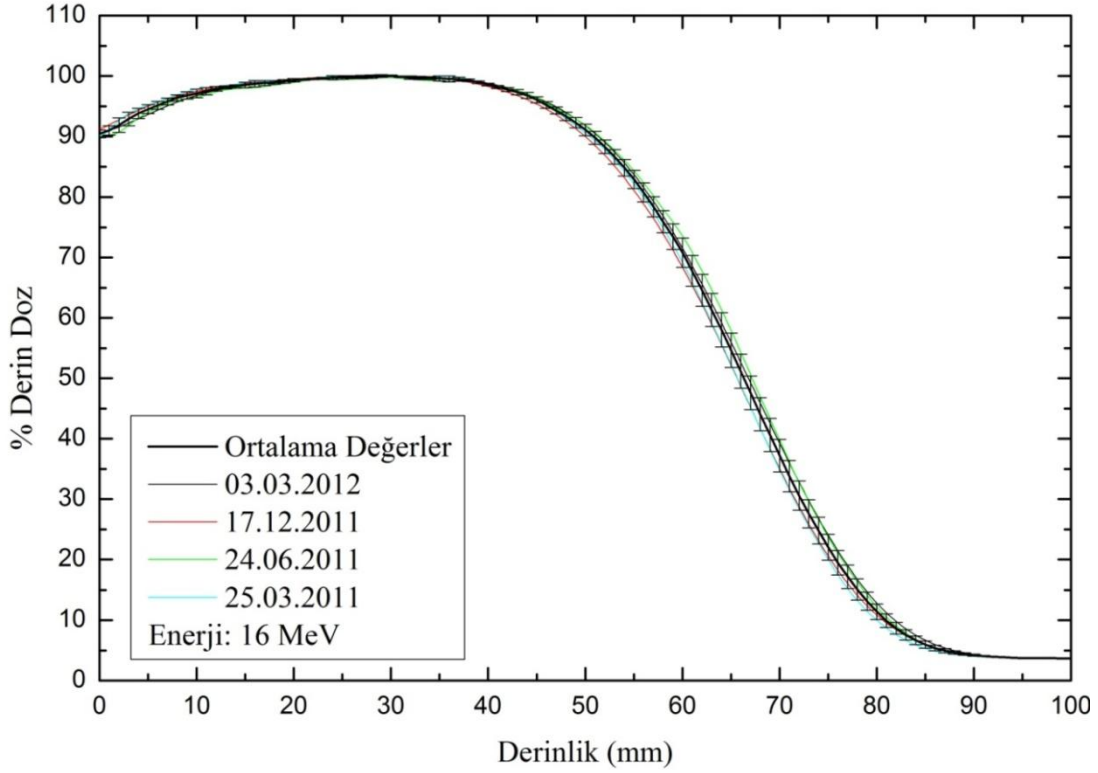
Şekil 5.1. 6 MeV için deneysel yüzde derin doz (%DD) ölçüm değerleri



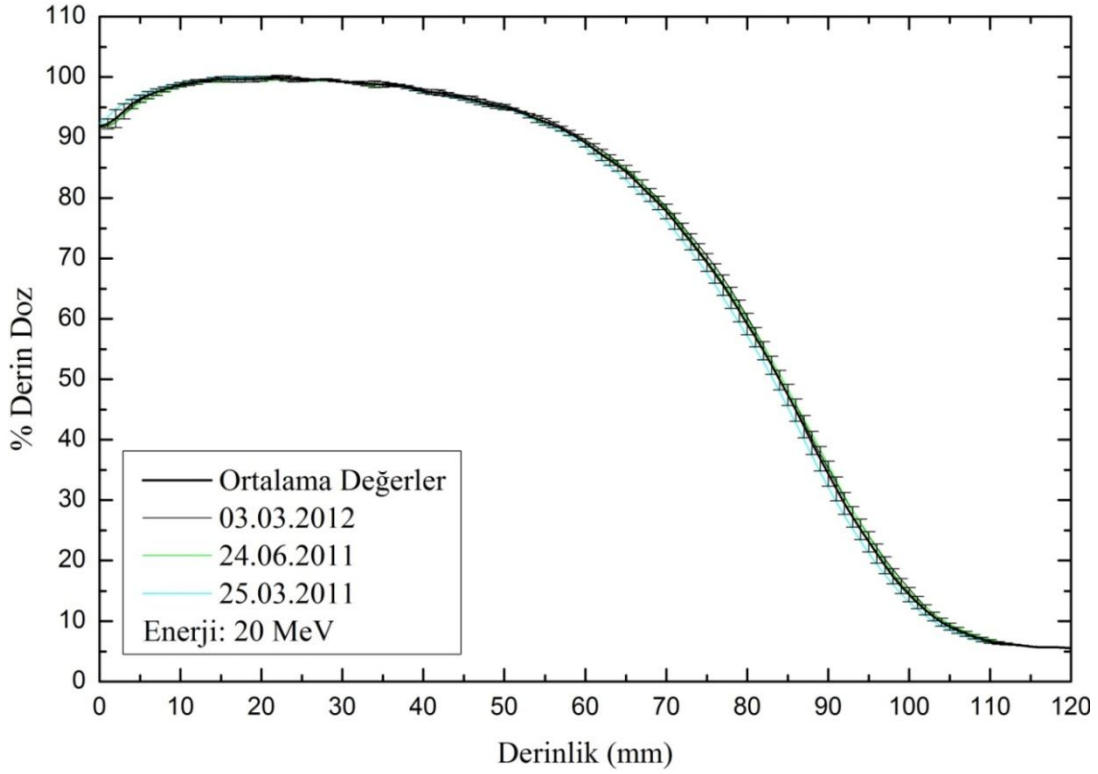
Şekil 5.2. 9 MeV için deneysel yüzde derin doz (%DD) ölçüm değerleri



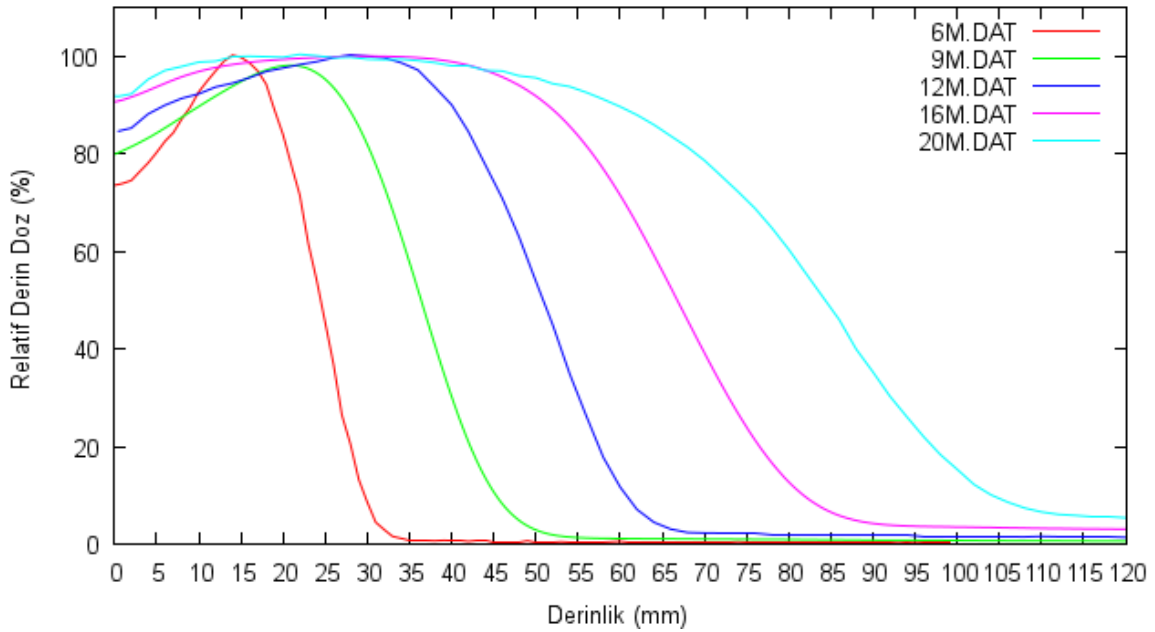
Şekil 5.3. 12 MeV için deneysel yüzde derin doz (%DD) ölçüm değerleri



Şekil 5.4. 16 MeV için deneysel yüzde derin doz (%DD) ölçüm değerleri



Şekil 5.5. 20 MeV için deneysel yüzde derin doz (%DD) ölçüm değerleri



Şekil 5.6. 6, 9, 12, 16, ve 20 MeV elektronların deneysel derin dozlarının derinlikle değişimi

Şekil 5.6.'da farklı enerjili elektronların deneysel ölçüm sonuçlarının derin dozlarının derinlikle değişimi gösterilmektedir.

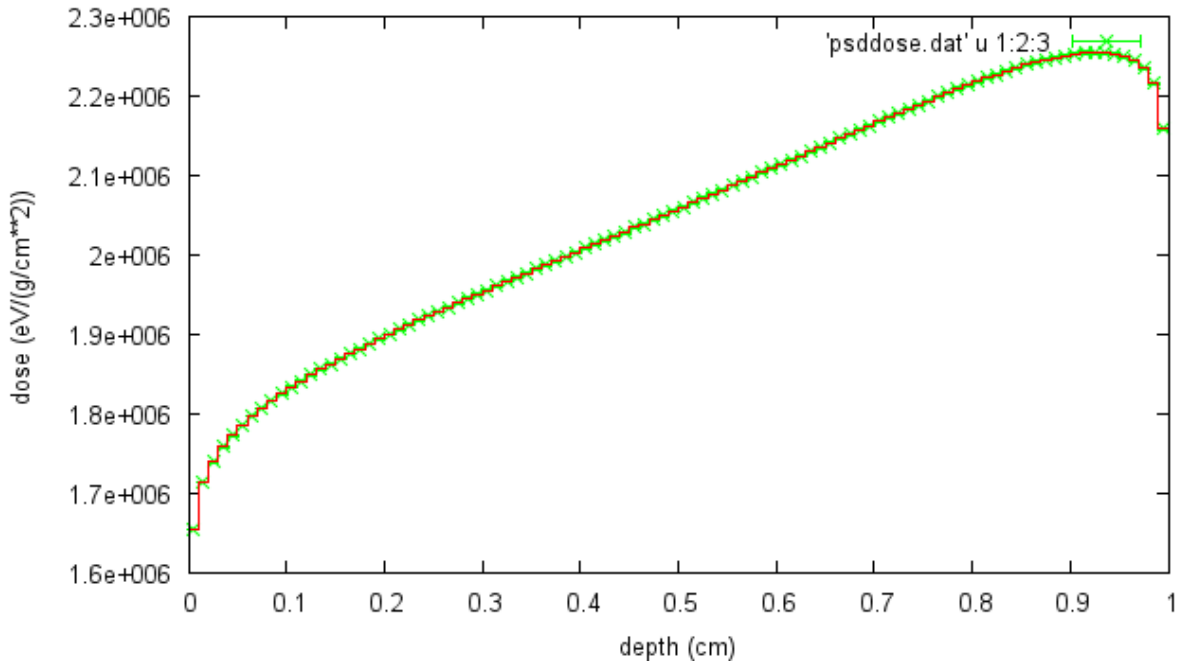
Deneyel yüzde derin doz (%DD) sonuçlarının zaman içinde değişimler gösterdiği ve deneyel değerlerin hata çubukları (standart sapma) içinde kaldığı tesbit edilmiştir, aynı enerjide farklı deney sonuçların toplu analizinde bu net olarak görülmektedir. Bu deneyel sistemdeki ölçümler arasındaki fark zaman içindeki olan değişimin doğal bir sonucudur (ortam şartları vb).

5.2. PENELOPE Monte Carlo Programı Hesap Bulguları

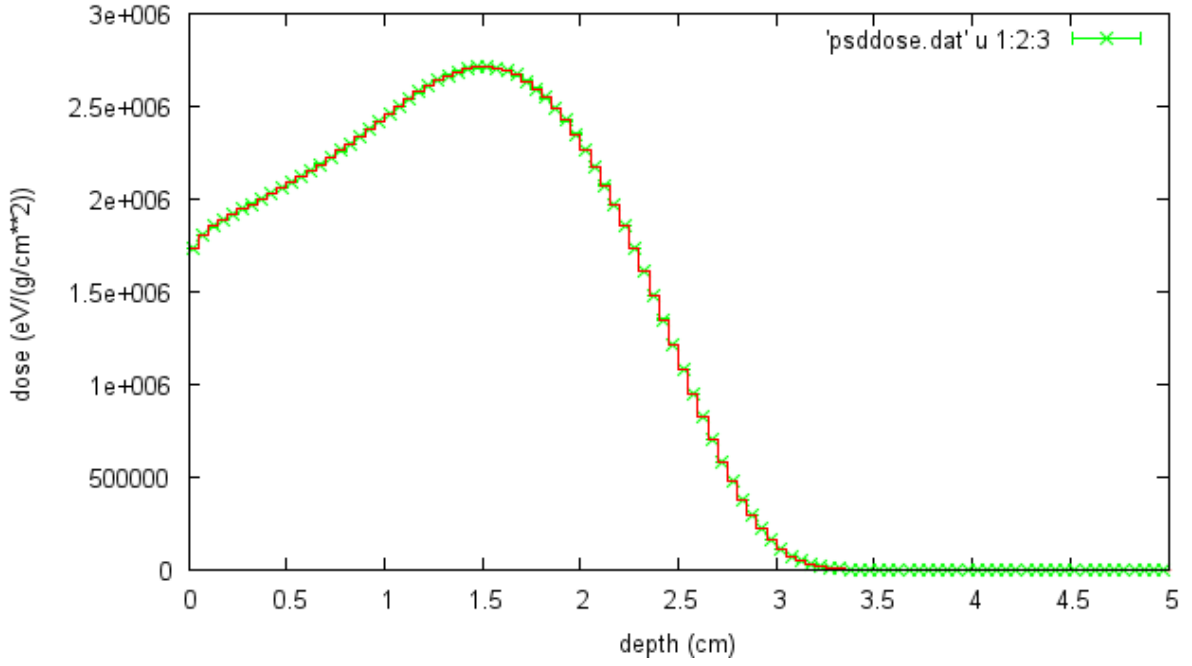
4. Bölümde ayrıntısı anlatılan PENELOPE Monte Carlo kodu ile elektronların su ile etkileşmesi için PENSLAB ve PENMAIN ana programlarının uygun giriş dosyaları hazırlanarak derin doz (d-dose, 3d-dose) ve diğer fiziksel nicelikler için 6, 9, 12, 16 ve 20 MeV enerjilerde Monte Carlo hesapları yapıldı.

5.2.1. 6 MeV Enerjide Farklı Kalınlıklardaki Hesap Sonuçları

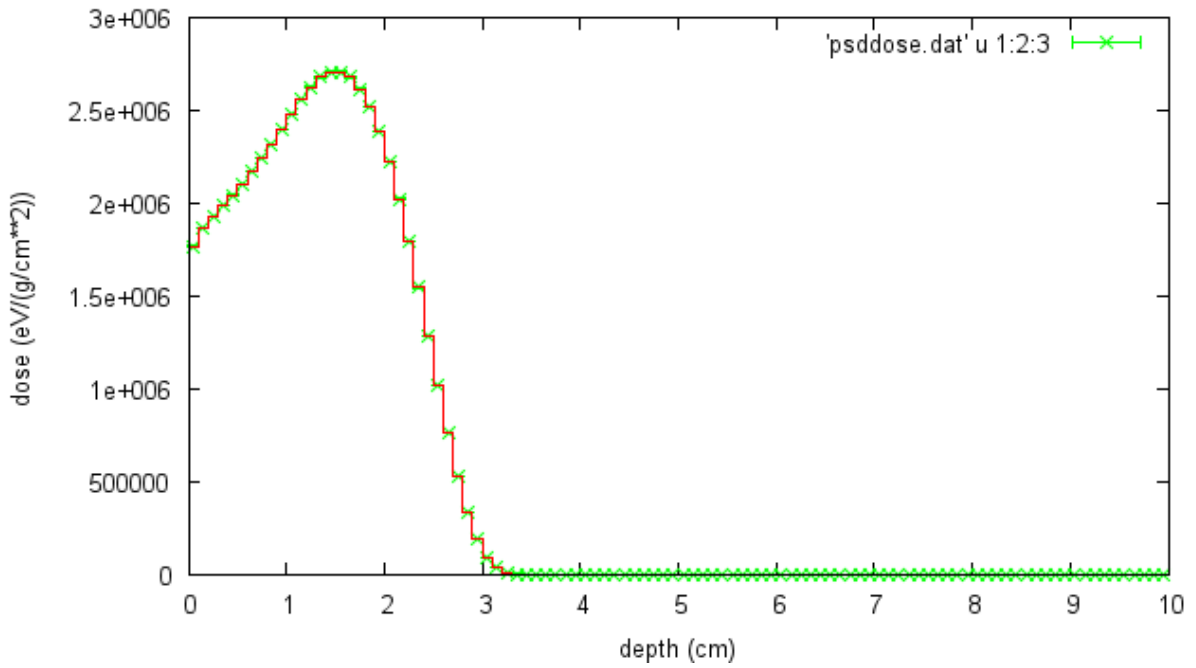
6 MeV enerjide farklı kalınlıklardaki hesap sonuçları Şekil 5.7.-5.12.'de gösterilmiştir.



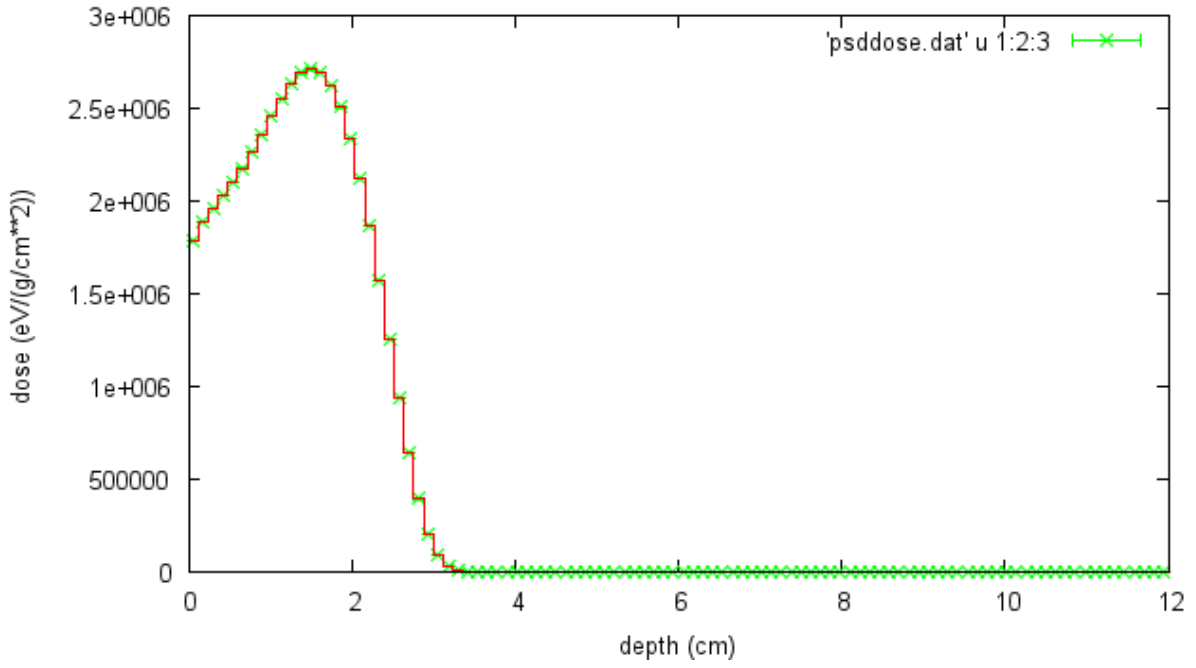
Şekil 5.7. 6 MeV enerjide, 1 cm kalınlıkta, sudaki derin doz derinliğinin hesap sonucu



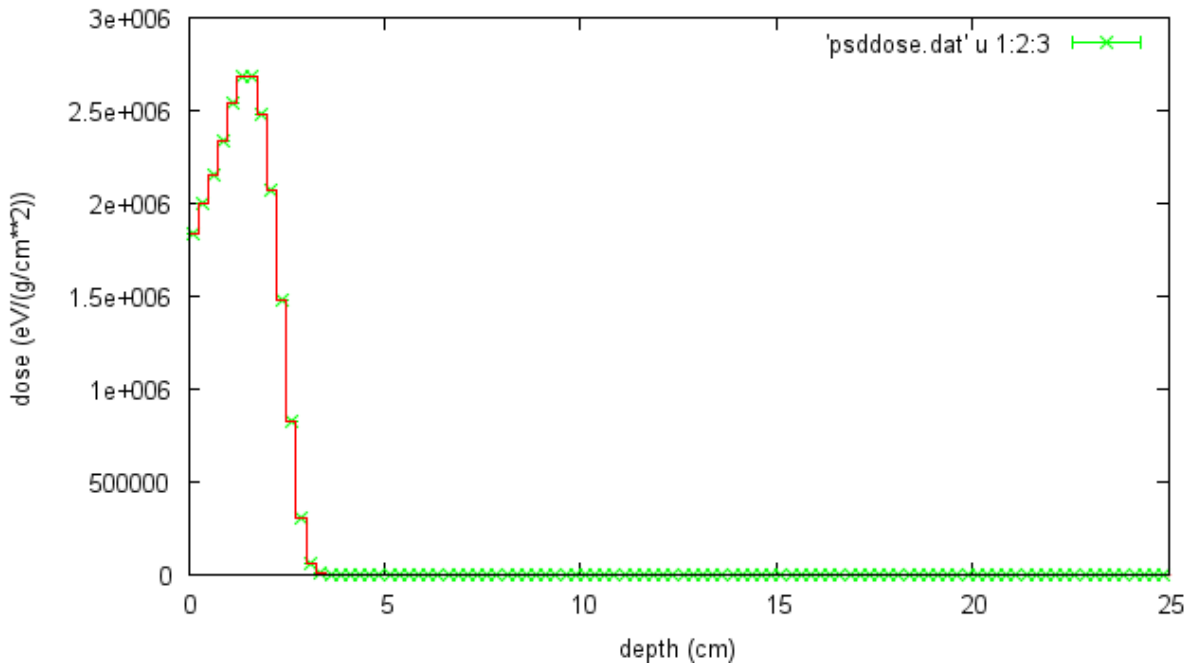
Şekil 5.8. 6 MeV enerjide, 5 cm kalınlıkta, sudaki derin doz derinliğinin hesap sonucu



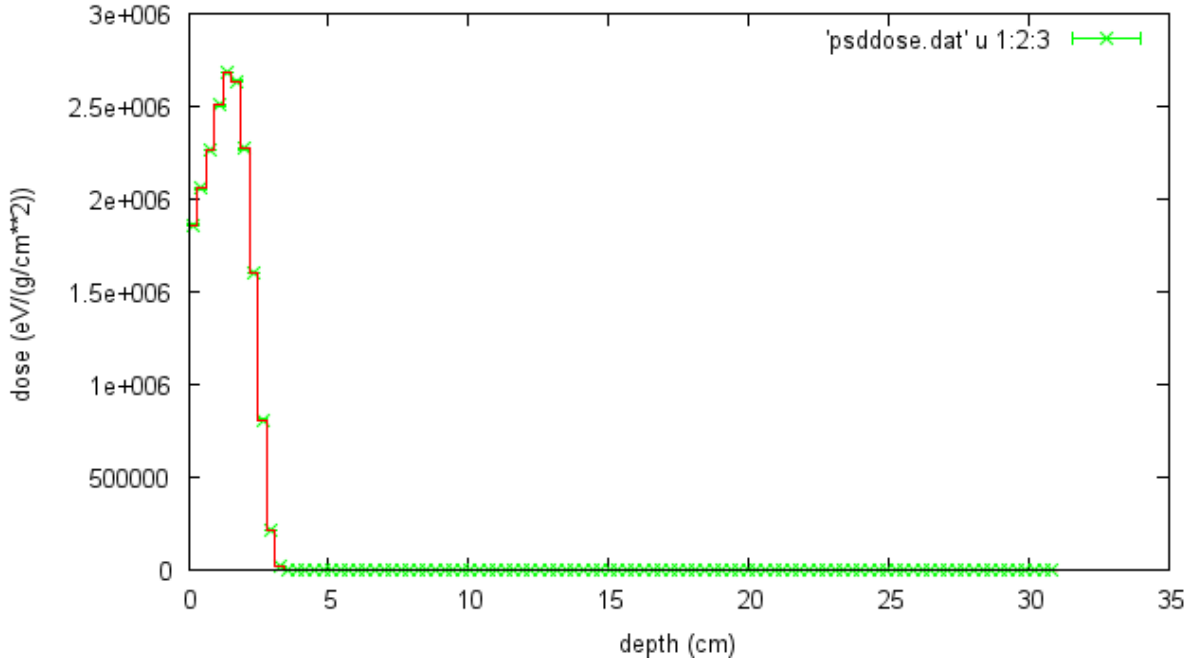
Şekil 5.9. 6 MeV enerjide, 10 cm kalınlıkta, sudaki derin doz derinliğinin hesap sonucu



Şekil 5.10. 6 MeV enerjide, 12 cm kalınlıkta, sudaki derin doz derinliğinin hesap sonucu



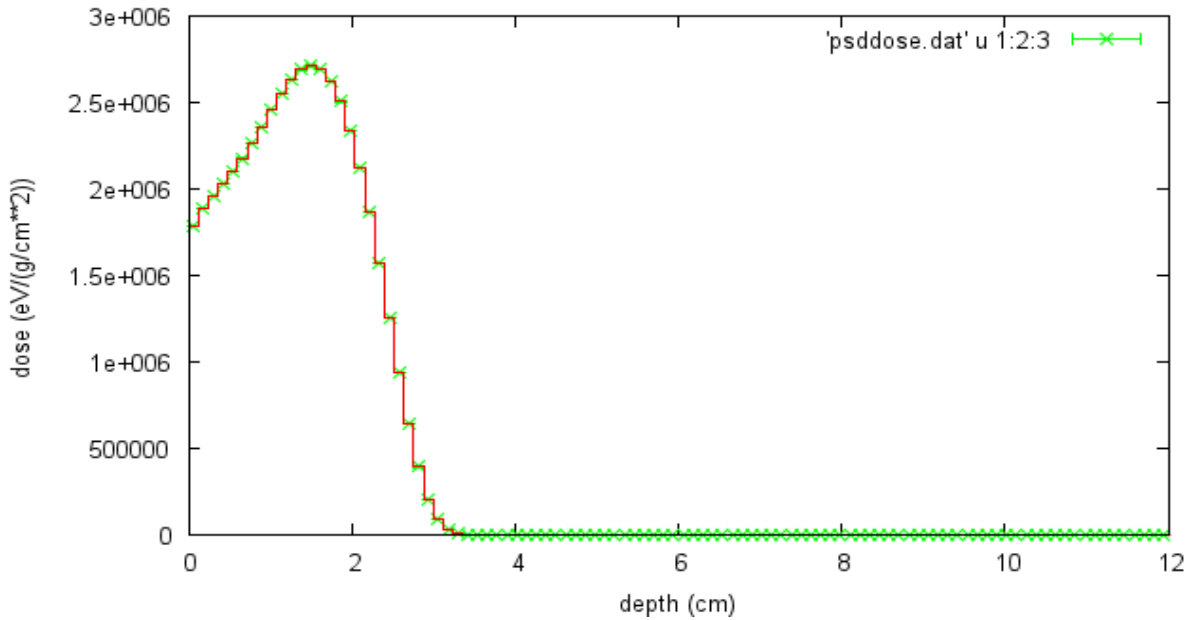
Şekil 5.11. 6 MeV enerjide, 25 cm kalınlıkta, sudaki derin doz derinliğinin hesap sonucu



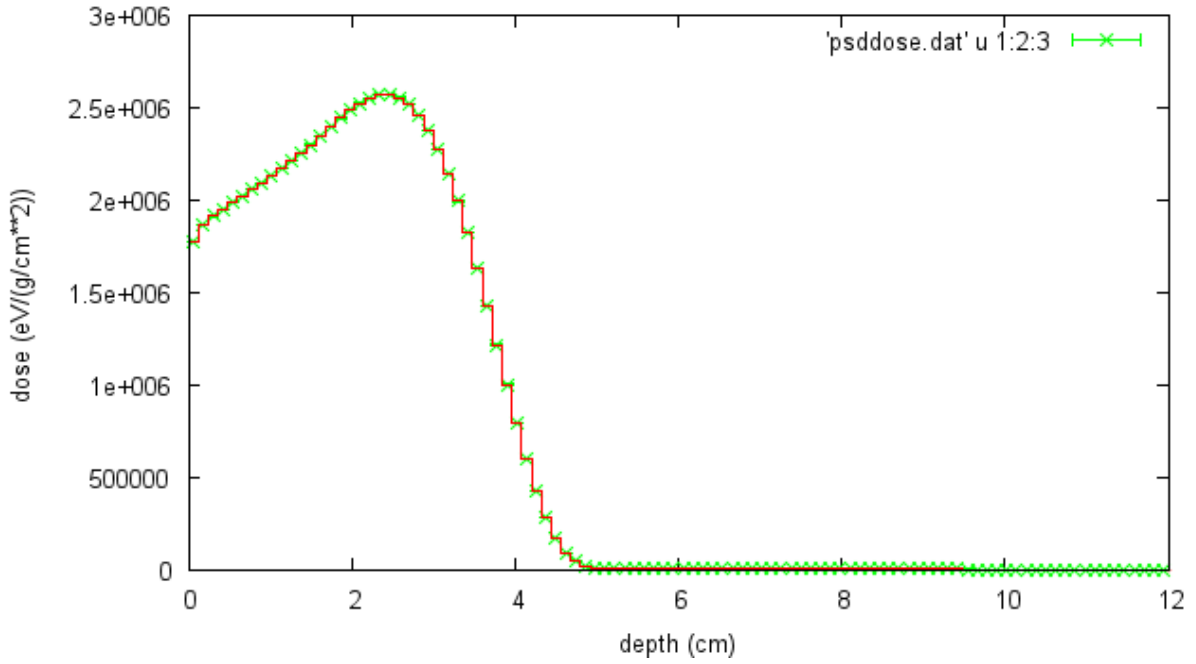
Şekil 5.12. 6 MeV enerjide, 31 cm kalınlıkta, sudaki derin doz derinliğinin hesap sonucu

5.2.2. 6, 9, 12, 16 ve 20 MeV de 12 cm Derinlikteki Hesap Sonuçları

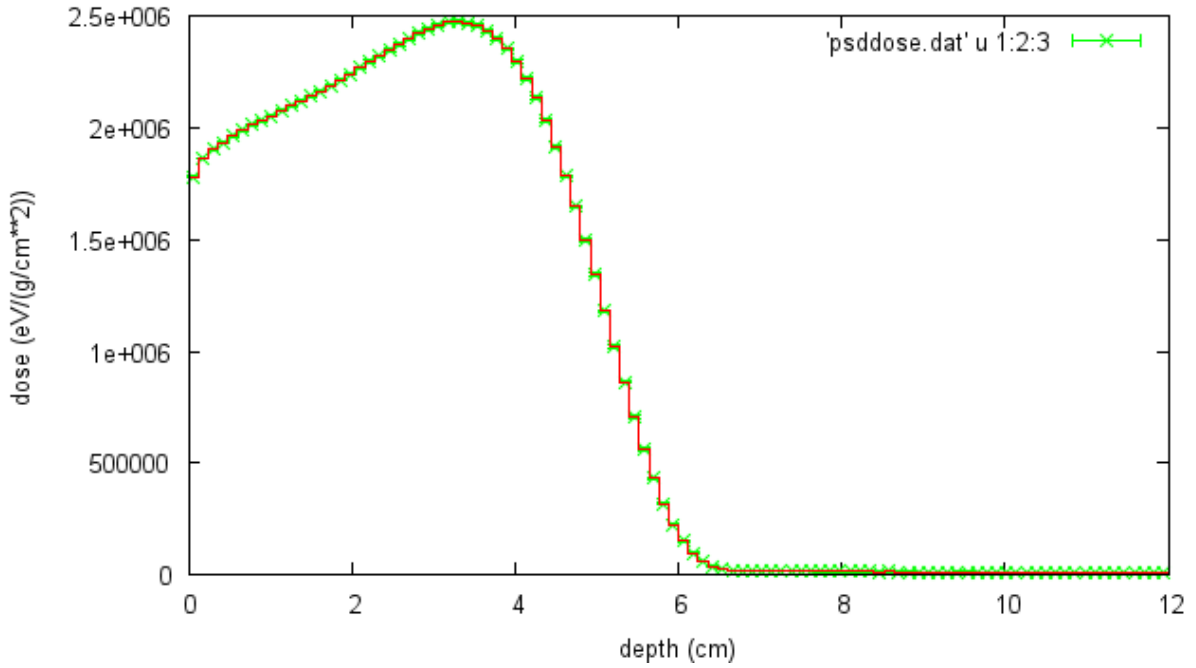
Farklı enerjilerdeki aynı kalınlık için yapılmış hesap sonuçları Şekil 5.13.-5.17.'de verilmektedir.



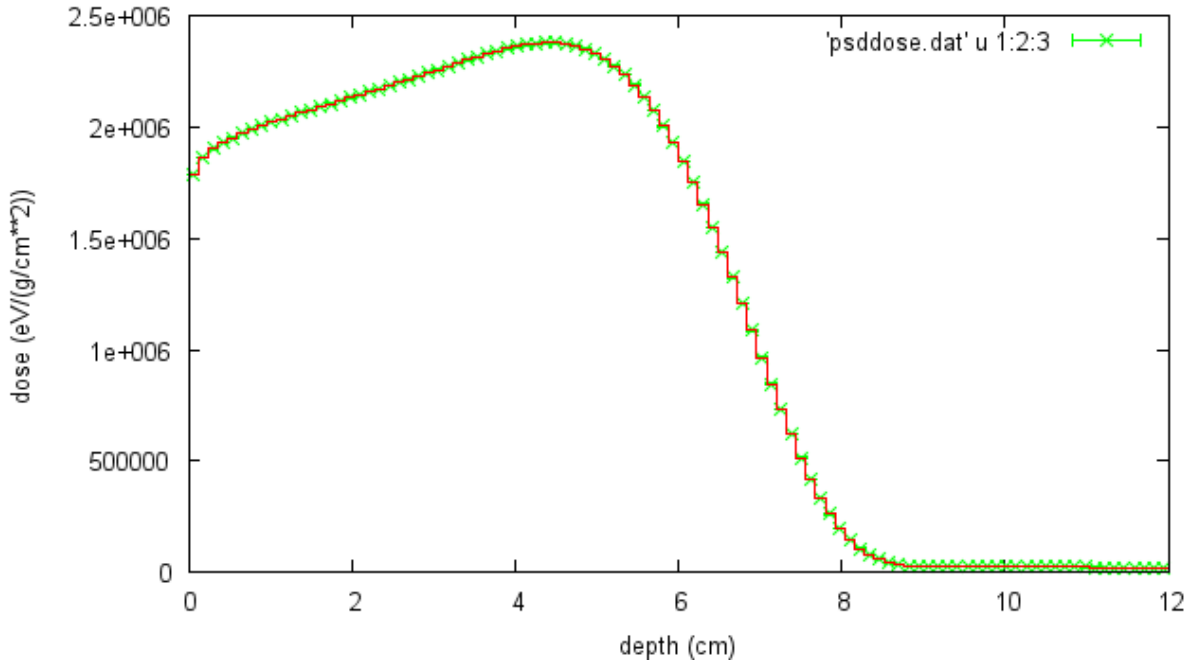
Şekil 5.13. 6 MeV enerjide, 12 cm kalınlıkta, sudaki derin doz derinliğinin hesap sonucu



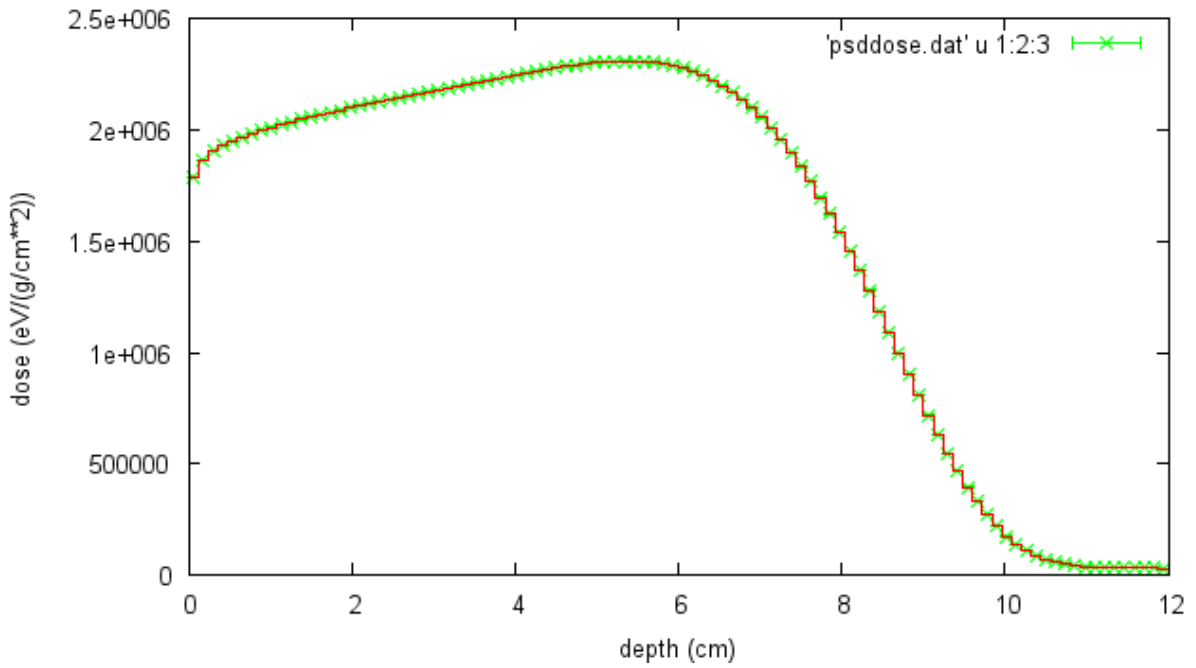
Şekil 5.14. 9 MeV enerjide, 12 cm kalınlıkta, sudaki derin doz derinliğinin hesap sonucu



Şekil 5.15. 12 MeV enerjide, 12 cm kalınlıkta, sudaki derin doz derinliğinin hesap sonucu



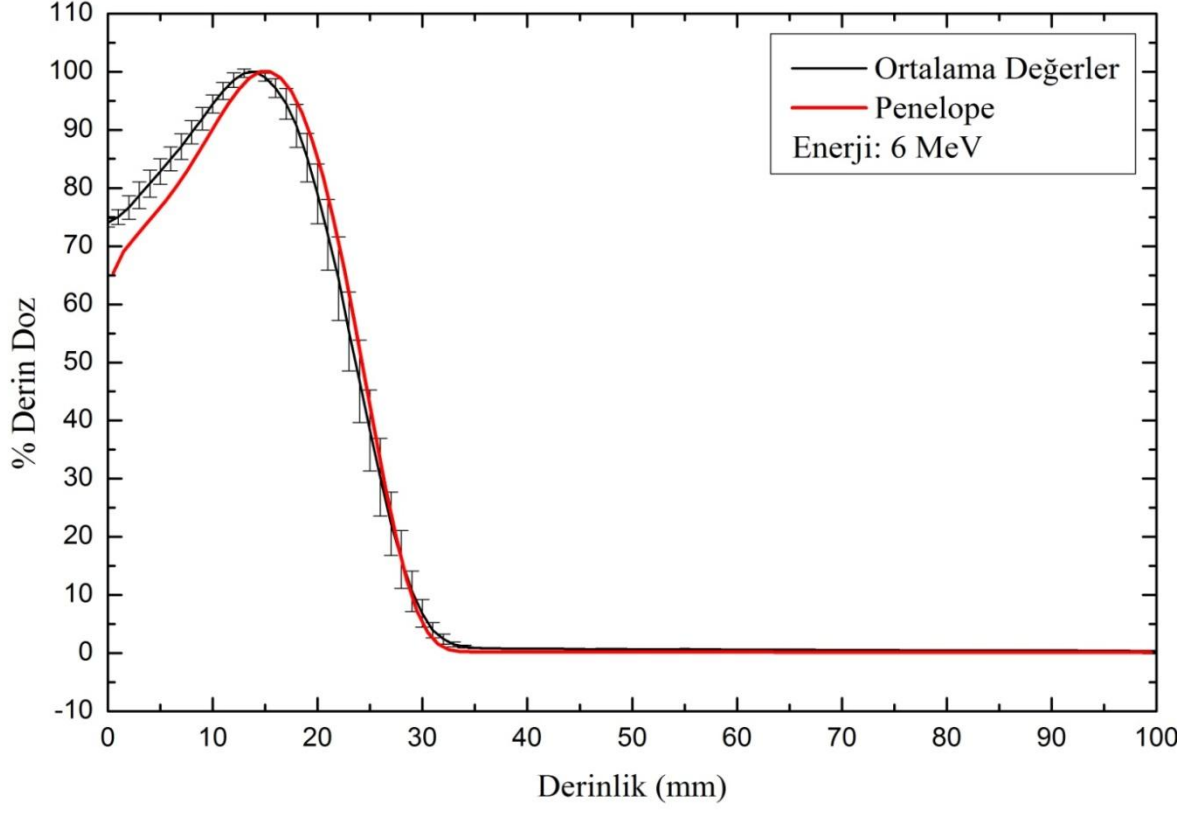
Şekil 5.16. 16 MeV enerjide, 12 cm kalınlıkta, sudaki derin doz derinliğinin hesap sonucu



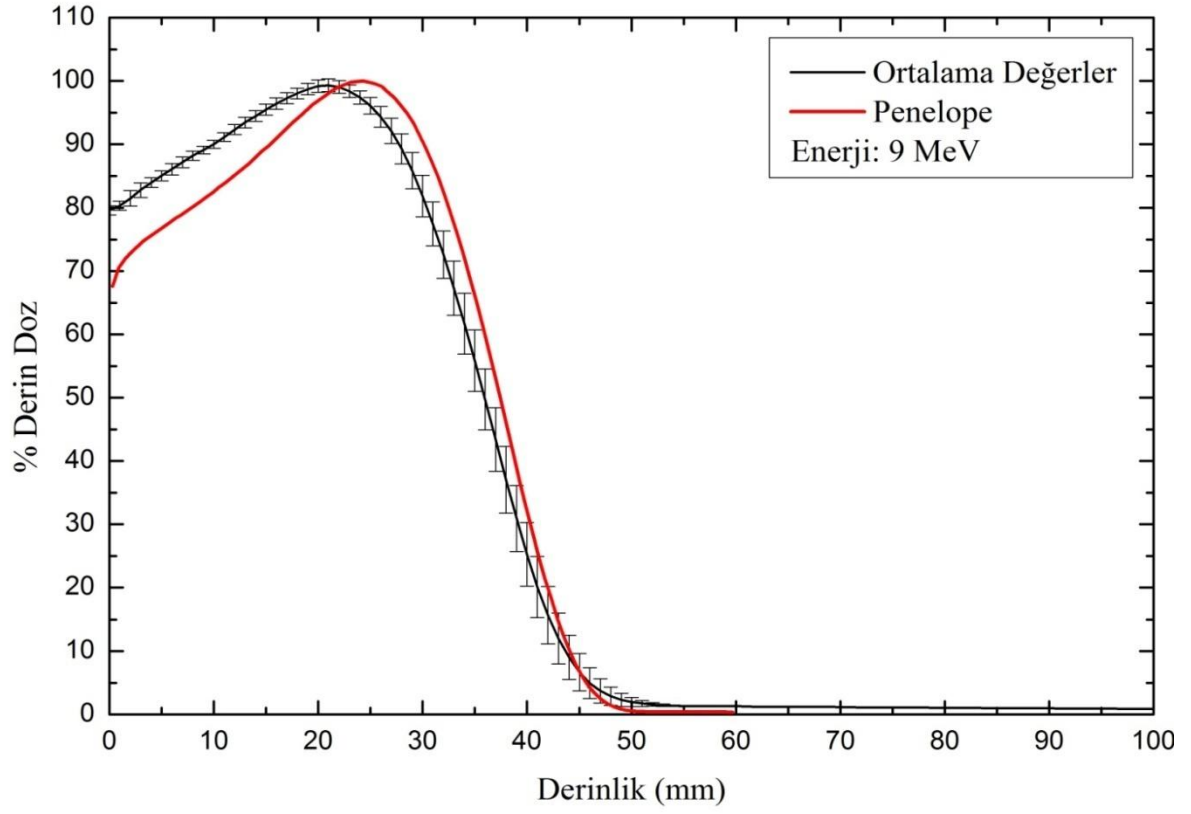
Şekil 5.17. 20 MeV enerjide, 12 cm kalınlıkta, sudaki derin doz derinliğinin hesap sonucu

5.3. PENELOPE Hesap Sonuçlarının Deneysel Sonuçlar ile Karşılaştırılması

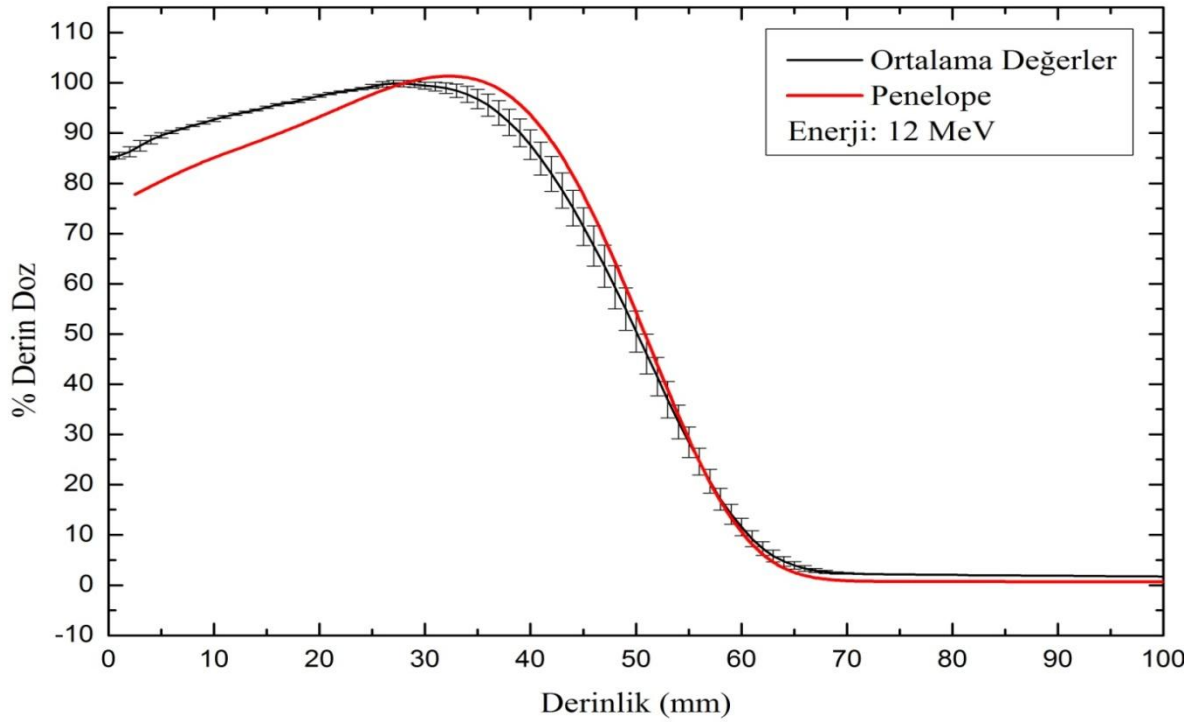
PENELOPE Monte Carlo sonuçları ile dört farklı zamanda yapılan deney sonuçlarının ortalama değerlerinin karşılaştırılması aşağıdaki Şekil 5.18.-5.22.'de gösterilmektedir.



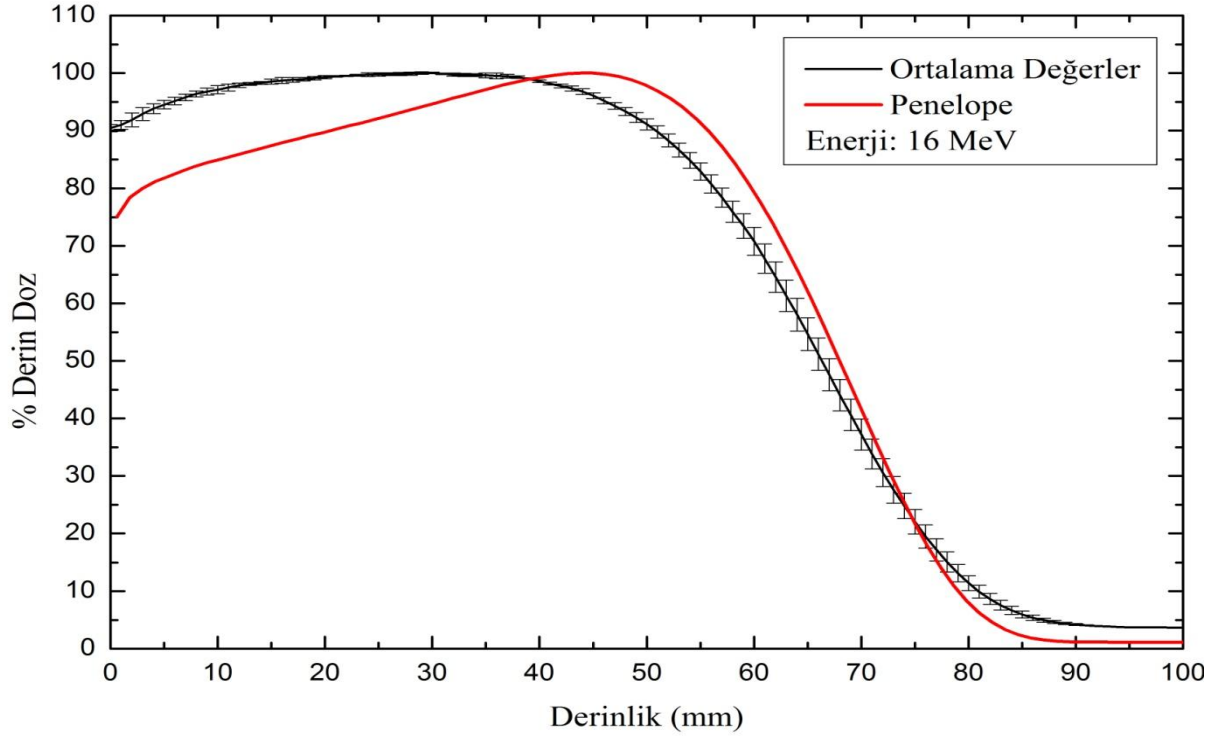
Şekil 5.18. 6 MeV'de PENELOPE sonuçlarının ortalama değerler ile karşılaştırılması



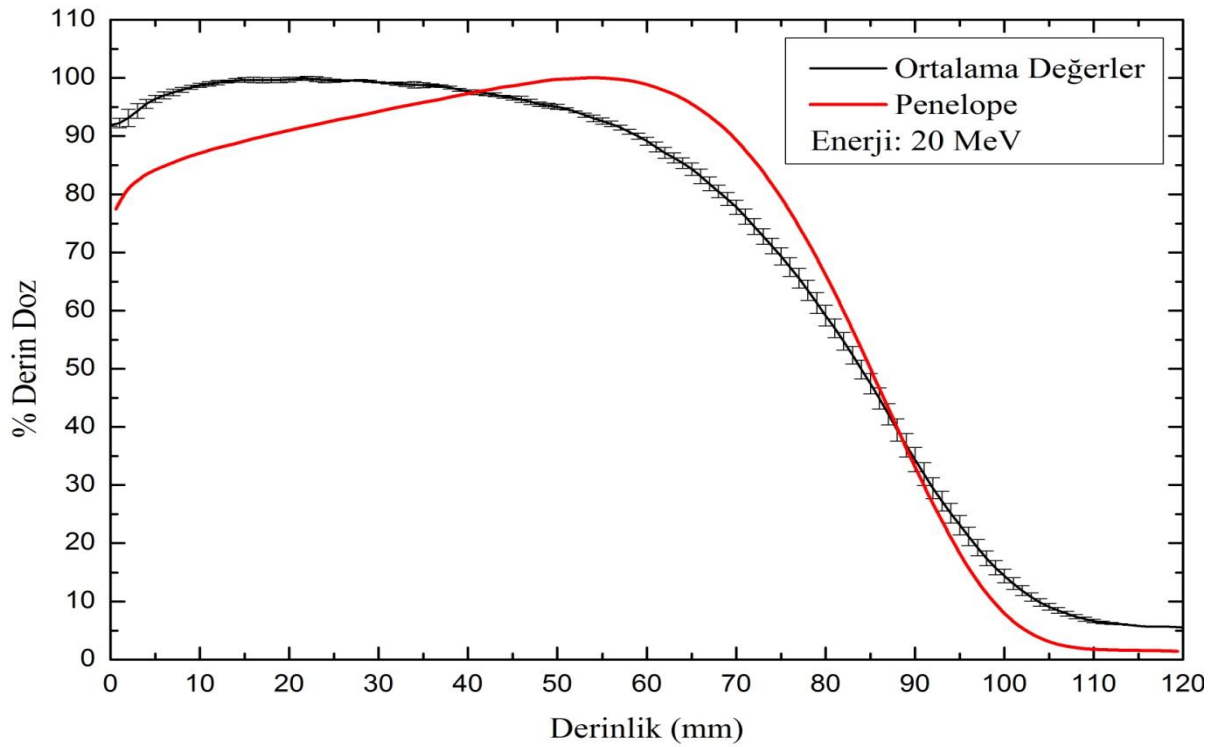
Şekil 5.19. 9 MeV’de PENELOPE sonuçlarının ortalama değerler ile karşılaştırılması



Şekil 5.20. 12 MeV’de PENELOPE sonuçlarının ortalama değerler ile karşılaştırılması



Şekil 5.21. 16 MeV'de PENELOPE sonuçlarının ortalama değerler ile karşılaştırılması



Şekil 5.22. 20 MeV'de PENELOPE sonuçlarının ortalama değerler ile karşılaştırılması

Deneysel derin doz sonuçları genel olarak PENELOPE Monte Carlo sonuçları ile çok iyi uyum içindedir. Tüm ölçümlerde hesaplanan değer bütün enerjilerde Monte Carlo deneyselden daha aşağıda başlıyor Şekil 5.18.'de 6 MeV deneysel ölçüm sonuçları ile Monte Carlo hesabı arasında maksimum noktada çok iyi bir uyum görülmektedir. Genel olarak bütün enerjilerde küçük derinliklerdeki deneysel derin doz değerlerinin hesaplanandan büyük olduğu, 16 MeV ve 20 MeV de maksimumun sağa kaydığı ve büyük kalınlıklarda hesaplanan değerlerden küçük olduğu görülmektedir.

Çizelge 5.2. Elektronların sudaki menzil parametrelerinin deneysel ölçüm sonuçları ile FMO değerleri ve MC hesaplarından elde edilen menzil değerleri ile karşılaştırılması (cm)

6 MeV	Menzil	Deneysel	FMO	MC
	R ₁₀₀	1.306 ± 0.067	1.300	2.003
R ₈₅	1.822 ± 0.079	1.810	2.432	
R ₅₀	2.279 ± 0.084	2.270	1.514	
R _p	2.877 ± 0.088	2.810	2.940	
9 MeV	R ₁₀₀	2.105 ± 0.050	2.100	3.139
	R ₈₅	2.876 ± 0.061	2.750	3.741
	R ₅₀	3.563 ± 0.061	3.410	2.422
	R _p	4.354 ± 0.108	4.340	4.469
12 MeV	R ₁₀₀	2.710 ± 0.125	2.690	4.303
	R ₈₅	3.977 ± 0.106	3.890	5.071
	R ₅₀	4.932 ± 0.077	4.830	3.272
	R _p	6.058 ± 0.062	5.890	6.054
16 MeV	R ₁₀₀	3.025 ± 0.183	3.180	5.806
	R ₈₅	5.309 ± 0.077	5.170	6.793
	R ₅₀	6.598 ± 0.076	6.550	4.449
	R _p	7.980 ± 0.083	7.970	7.997
20 MeV	R ₁₀₀	2.150 ± 0.158	2.200	7.237
	R ₈₅	6.347 ± 0.082	6.320	8.490
	R ₅₀	8.330 ± 0.067	8.360	5.363
	R _p	10.073 ± 0.073	10.010	10.012

Deneysel ölçüm sonuçlarının her bir enerjideki ortalama derin doz eğrilerinden elektronların sudaki menzil R₁₀₀, R₈₅, R₅₀ ve R_p değerleri saptanmıştır. (Not: Deneysel elektron menzilleri elektronların z=100 cm hava tabakasından geçtikten sonra sudaki menzillerdir.) Bu değerler Çizelge 5.2.'de gösterilmiş ve Türk Fizik Mühendisleri Odası (FMO) değerleri ile karşılaştırılmıştır. Karşılaştırmada çok iyi uyum elde edilmiştir. Çizelgede aynı zamanda MC

hesap sonuçları da gösterilmiştir. Deneysel ve MC hesap sonuçlarını karşılaştırılmasında R_{100} değerleri yukarıda belirtilen nedenle çok farklı görünürken R_p değerleri (ki önemli parametre budur) bütün enerjilerde çok iyi uyum göstermektedir:

6 MeV de 28.77 ± 0.67 , 29.40; 9 MeV de 4.354 ± 0.108 , 4.469; 12 MeV de 6.058 ± 0.062 , 6.054; 16 MeV de 7.980 ± 0.083 , 7.997 ve 20 MeV de 10.073 ± 0.073 , 10.012 'dir.

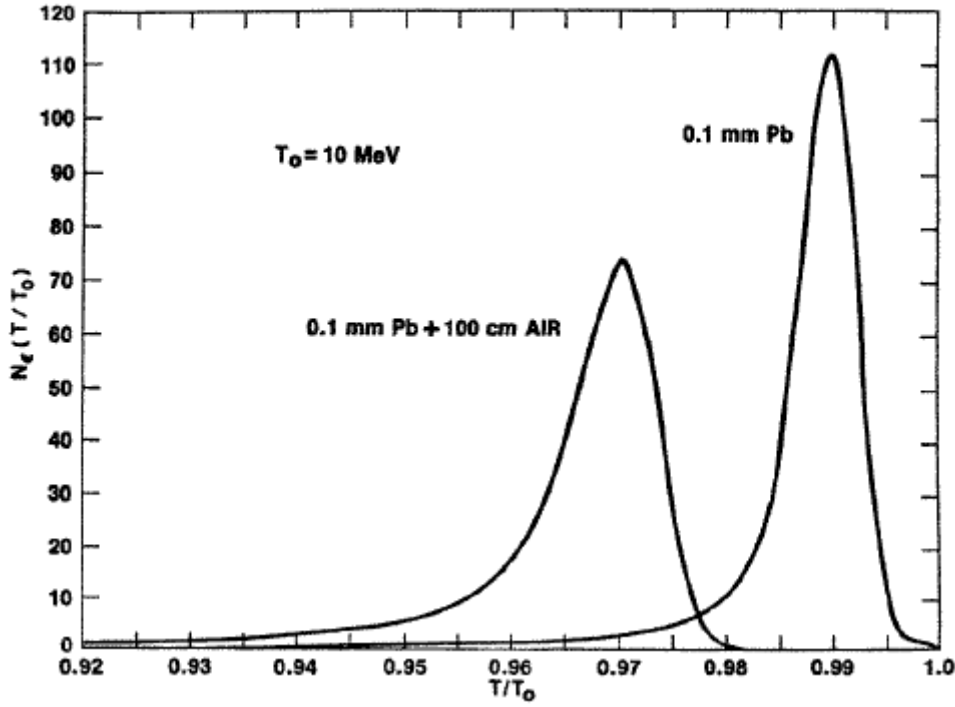
Menzil değerlerinden elde edilen Eşitlik (2.12.a, 2.12.b, 2.12.c) kullanılarak hesaplanan $E_{p,0}(1)$ (2.12.a'dan) , $E_{p,0}(2)$ (2.12.b'den) ve $\bar{E}_0(3)$ (2.12.c'den) olmak üzere aşağıdaki Çizelge 5.3. elde edilmiştir.

Çizelge 5.3. Fantom yüzeyindeki muhtemel elektron enerjileri (ICRU, Report 35'deki formüllerinden) ve ortalama elektron enerjisi \bar{E}_0 (Berger ve Seltzer, 1982)

Energiler	$E_{p,0}(1)$	$E_{p,0}(2)$	$\bar{E}_0(3)$
6 MeV	6.091	5.937	5.310
9 MeV	8.970	8.888	8.301
12 MeV	12.293	12.306	11.491
16 MeV	16.041	16.180	15.373
20 MeV	20.122	20.418	19.410

Çizelge 5.3.'de görüldüğü gibi $E_{p,0}$ değerleri ortalama değerden (\bar{E}_0) biraz daha büyüktür. Bu durum literatürde yapılmış çalışmalarda not edilmiştir (Pfalzner ve Clark, 1982; Kirby ve ark., 1985; George ve ark., 1986; Palta ve ark., 1990; Al-Ghazi ve ark., 1991). Dolayısıyla \bar{E}_0 , Eşitlik (2.12.c) ve bu denklemdeki katsayı tartışılmaktadır (Wu ve ark., 1984; Rogers ve Bielajew, 1986).

Deneysel çalışmalardan (Berger ve Seltzer, 1978) görülmüştür ki doz alan genişliğinin etkisi doğru simüle edilmelidir. Berger ve Seltzer mono enerjitik elektron kalem demetini 0,1-0,6 mm kurşun plakalara dik olarak göndermiş 100 cm hava ve fantom eşdeğer materyal olan, enerji spektrumu ve açısal dağılımı ayrı ayrı kaydetmiştir. Böylece fantomdaki doz dağılımını hesaplamak için süper pozisyon yaklaşımını geliştirmiştir. 0.1 mm kurşun ve 0.1 mm kurşun+100 cm hava durumları için aldığı enerji spektrumu Şekil 5.23.'de gösterilmiştir.



Şekil 5.23. Hızlandırıcının kafasından çıkan enerjinin spektrumu

Şekilden de açıkça görüleceği üzere hızlandırıcıdan çıkan elektronların enerji spektrumuna, aradaki 100 cm havanın önemli etkisi vardır. Dolayısı ile bu **hava tabakasındaki etki iyi simule edilmezse hesap sonuçları deneysel sonuçlar ile uyuşmaz!** Bu, çalışmamızdaki bütün enerjilerdeki derin doz eğrilerinin doz yükselme (build-up) bölgesinde deneysel sonuçların hesaplanan değerlerden büyük oluşunun ana nedenidir. Ayrıca elektron enerjisinin hava tabakasındaki değişmesi de hesaplarda dikkate alınmalıdır (Örneğin 6 MeV yerine yaklaşık 5.7 MeV alınmalı, v.b) (Borrell-Carbonell ve ark., 1980). Demet tanımlama sisteminden gelen saçılmaların derin doz dağılımına önemli katkısı olduğunu göstermiştir.

Su fantomu için elektron derin dozlarının MC hesabı değişik gruplar ve kodlarla yapılmıştır. Bu çalışmaların ayrıntılı bir incelenmesi Rogers ve Bielajew tarafından yapılmıştır (Rogers ve Bielajew, 1986). Su fantomundaki elektron derin doz değerlerini EGS4 Monte Carlo kodu (Nelson ve ark.,1985) ile mono enerjitik elektronların 100 cm vakumda geçtiğini var sayarak hesaplanmış ve sonuçları deneysel ölçülen verilerle karşılaştırılmıştır. Rogers ve Bielajew hesaplarının, yüzeye yakın kısımlarda (küçük derinliklerde) derin dozun deneysel değerlerden küçük olduğunu ve maksimum doz derinliğinden (D_{maks}) sonrada deneysel değerlerden daha (steeper) dik düştüğünü bulunmuşlardır. Bu sonuç bizim hesap ve ölçüm yaptığımız enerjilerdeki sonuçlarla çok iyi uyuşmaktadır.

Rogers ve Bielajew (1986) deneysel sonuçlarla hesaplar arasındaki uyumsuzluğu açıklayabilmek için su fantomu yüzeyindeki enerji spektrumunu simule edip, hesaplarında gerçek spektrumunu kullandıklarında derin doz dağılımının daha iyi uyduğunu görmüşlerdir.

MC doz dağılımı sonuçlarının deneysel ölçümlerle karşılaştırmasını yaptığı çalışmada, MC hesaplarının elektron heterojenliği problemlerini doğru bir şekilde karşılayabileceğini gösterdi (Shortt ve ark., 1986).

Manfredotti ve arkadaşları (1987) EGS3 MC kodunu (Ford ve Nelson, 1978) kullanarak elektron kolimatörlerini ve aradaki hava tabakasının simulasyonunu yapmadan kullandı. Fantom yüzeyine gelen parçacıkların simulasyon sonuçları (enerji, yük, çarpma noktası ve yön kosinüsleri) daha sonra üç boyutlu fantomu doz hesaplarında kullanıldı.

Andreo ve Fransson (1989) Klinik elektron demetlerinin enerji ve açısal dağılımının durdurma gücü hızının derinliğe bağlılığı üzerine Berger ve Seltzer'e benzer MC çalışmalar yapmıştır.

Ebert ve Hoban (1995) Siemens KDZ klinik hızlandırıcıları için birincil elektronların enerji ve açısal dağılımını EGS4 MC kodunu (Nelson ve ark, 1985) kullanarak yapmıştır. Çalışmaların da elektron enerjisini ve açısal dağılımını derin doz dağılımı üzerine olan etkisini incelemiş ve aplikatörün kaldırıldığı durumda ölçülen deneysel derin doz değerlerinin, mono enerjilik ve açısal dağılımsız derin doz hesap sonuçlarından yüzeyde daha büyük ve D_{maks} 'tan sonra keskin düşme gösterdiğini bulmuştur. Simüle edilmiş enerji spektrumunu kullanıldığında yükselme (build-up) ve düşme (fall-off) bölgelerinde mükemmel uyum elde edilmiştir.

5.4. Derin Doza En İyi Uyan Fonksiyon ve Parametreleri

Berger ve Seltzer (1982) tarafından 1-60 MeV enerjili elektronların sudaki derin doz değerlerinin Monte Carlo yöntemiyle hesaplamaları yapıldı. Meigooni (Meigooni, 1987) bu Monte Carlo hesaplarının sonuçlarını

$$D(X) = \frac{ax^2 + bx + c}{1 + e^{d(x-e)}} \quad (5.1)$$

şeklinde bir fonksiyona uydurarak (fitting) Çizelge 5.4.'deki parametreleri elde etti.

Çizelge 5.4. Sudaki derin doz değerlerinin Meigooni (1987) tarafından fit edilen fonksiyonun parametreleri

	1MeV	5MeV	10MeV	15MeV	20MeV	30MeV	40MeV	50MeV	60MeV
a	-50.350	-0.212	-0.008	-0.011	-0.007	-0.006	-0.005	-0.003	-0.002
b	20.720	1.207	0.312	0.192	0.133	0.0947	0.077	0.069	0.054
c	1.566	1.615	1.729	1.742	1.765	1.785	1.799	1.817	1.830
d	24.060	4.948	2.880	2.135	1.604	1.099	0.754	0.521	0.388
e	0.323	1.945	4.126	6.426	8.601	13.132	17.543	21.769	25.603

Biz bu çalışmada Miegooni tarafından elde edilen parametreleri birer eğriye uydurarak enerjiye bağlı fonksiyon haline getirdik. Bu fonksiyonlar şu şekildedir.

$$a(E) = 0.01074 - (1.48395 \times 10^{-4}) \times E + 200.00857 \times 0.25169^E \quad (5.2)$$

$$b(E) = 46.66211 - 45.84029 \left(1 - e^{\left(\frac{-E}{1.20434}\right)}\right) - 0.75738 \left(1 - e^{\left(\frac{-E}{8.52029}\right)}\right) \quad (5.3)$$

$$c(E) = e^{0.62813 - \frac{1.77333}{E+0.60108}} \quad (5.4)$$

$$d(E) = 43.42714 - 4.58688(1 - e^{-E/16.51291}) - 38.53716(1 - e^{-E/1.46131}) \quad (5.5)$$

$$e(E) = -0.10134 + 0.43455 \times E \quad (5.6)$$

Elde edilen bu fonksiyonlardan bizim çalışma enerjilerimiz olan 6, 9, 12, 16 ve 20 MeV enerjiler için parametreler elde edildi. Bu parametreler Çizelge 5.5.'de verilmiştir.

Çizelge 5.5. Miegooninin parametrelerinden elde edilen ve 6, 9, 12, 16 ve 20 MeV enerji sonuçlarını temsil eden enerjiye bağlı fonksiyonun parametreleri

	6 MeV	9 MeV	12 MeV	16 MeV	20 MeV
a	-0.0606942	-0.0102151	-0.00897219	-0.00836573	-0.0077721
b	0.753452	0.353859	0.251802	0.180333	0.136866
c	1.65977	1.69448	1.71953	1.74377	1.76143
d	4.12741	3.04414	2.53128	2.04439	1.66929
e	2.50596	3.80961	5.11326	6.85146	8.58966

Ayrıca çalışmada MC hesaplamamıza uyan en iyi eğrilerin parametreleri de elde edildi. Bu parametreler Çizelge 5.6.'da verilmiştir.

Çizelge 5.6. MC hesap sonuçlarımıza en iyi uyan eğrinin parametreleri

	6 MeV	9 MeV	12 MeV	16 MeV	20 MeV
a	-0.13051	-0.03676	-0.01909	-0.01474	-0.01202
b	0.895236	0.438747	0.27413	0.191167	0.150307
c	1.69647	1.75417	1.79674	1.82668	1.8485
d	4.00199	2.87165	2.21165	1.76941	1.44672
e	2.34351	3.64495	4.95907	6.73771	8.50398

5.4.1. Yüzde Derin Doz Verilerine En İyi Uyan Eğrilerin Bulunması

6, 9, 12, 16 ve 20 MeV yüzde derin doz verileri (EK B) Eşitlik (5.7)'deki %D(x) fonksiyonu kullanılarak beş bağımsız parametre (a_1 , b_1 , c_1 , d_1 , e_1) değiştirilerek en küçük kareler metoduna göre, her enerjideki en iyi uyumu veren parametreler elde edildi.

$$\%D(x) = \frac{a_1 x^2 + b_1 x + c_1}{[1 + e^{d_1(x-e_1)}]} \quad (5.7)$$

Her enerji için elde edilen sonuç parametreleri Çizelge 5.7.'de gösterilmiştir.

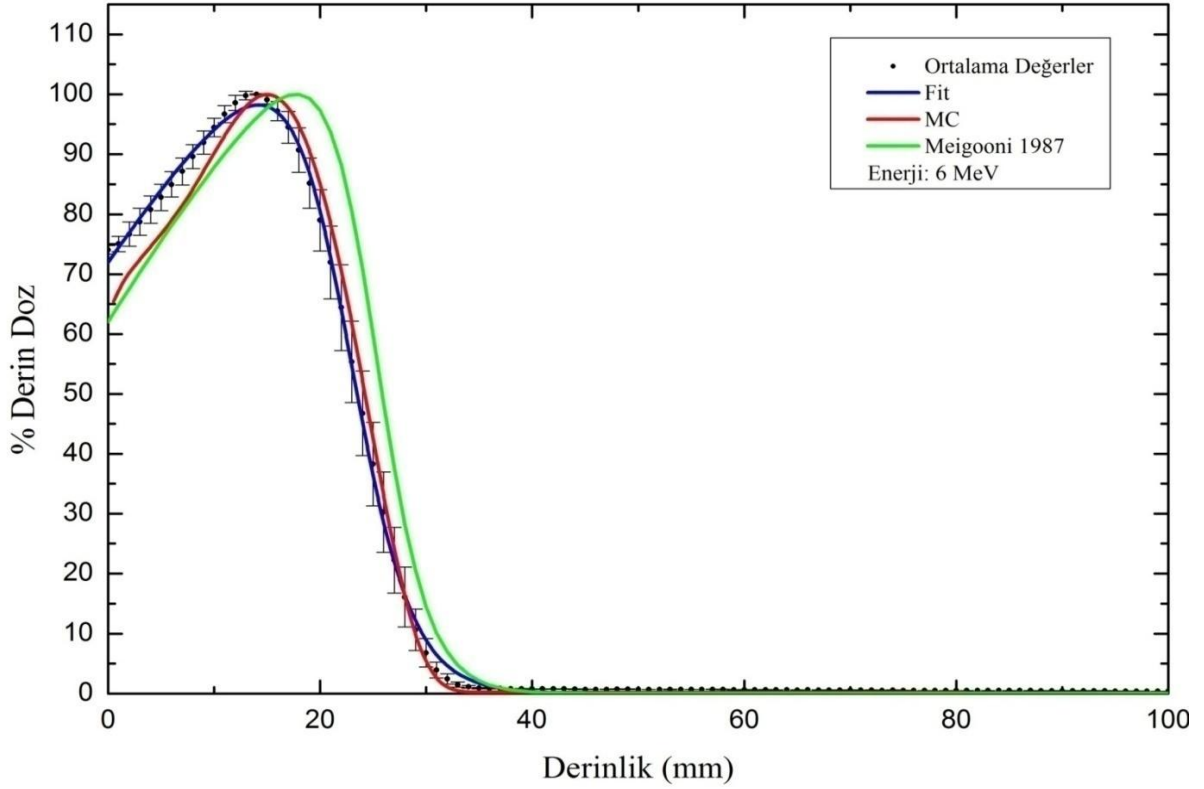
Çizelge 5.7. 6, 9, 12, 16 ve 20 MeV enerjilerdeki yüzde derin doz verilerine en iyi uyan eğrinin beş bağımsız parametresi

Parametreler	6 MeV	9 MeV	12 MeV	16 MeV	20 MeV
a_1	-0.02441	-0.02017	-0.01138	-0.00637	-0.00326
b_1	2.57503	1.48383	0.897011	0.480856	0.229251
c_1	71.9523	78.3514	84.8143	92.1586	95.5913
d_1	0.34923	0.253594	0.185565	0.137057	0.095794
e_1	22.568	35.3327	49.7866	66.7649	85.1815

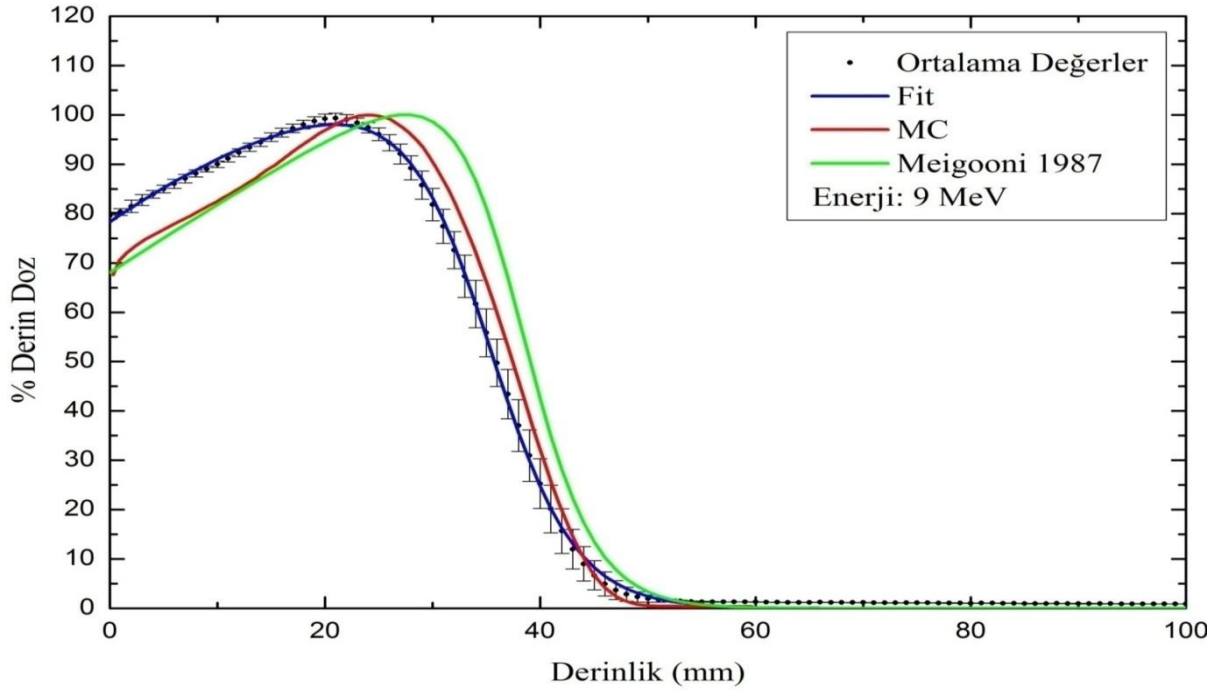
En iyi uyumu gösteren grafikler (Fit) ve MC hesaplamasının grafikleri (MC) Şekil 5.24.-5.28.'de birlikte gösterilmiştir. Parametreler yüzde derin doz için elde edildiğinden “ a_1 , b_1 , c_1 , d_1 , e_1 ” olarak gösterilmiştir ve literatürdeki diğer parametrelere göre farklıdır. Ancak karakteristikleri benzerdir. Parametrelerin enerjiye göre değişim grafikleri de aşağıda

sunulmaktadır. Parametrelerin enerjinin bir fonksiyonu olarak yazılabilmesi için daha yüksek enerjide de parametre değerlerinin olması gerekir. Çünkü (Meigooni ve Das, 1987) tarafından elde edilen derin doz parametreleri 20 MeV den sonra büyük değişim geçirmektedir.

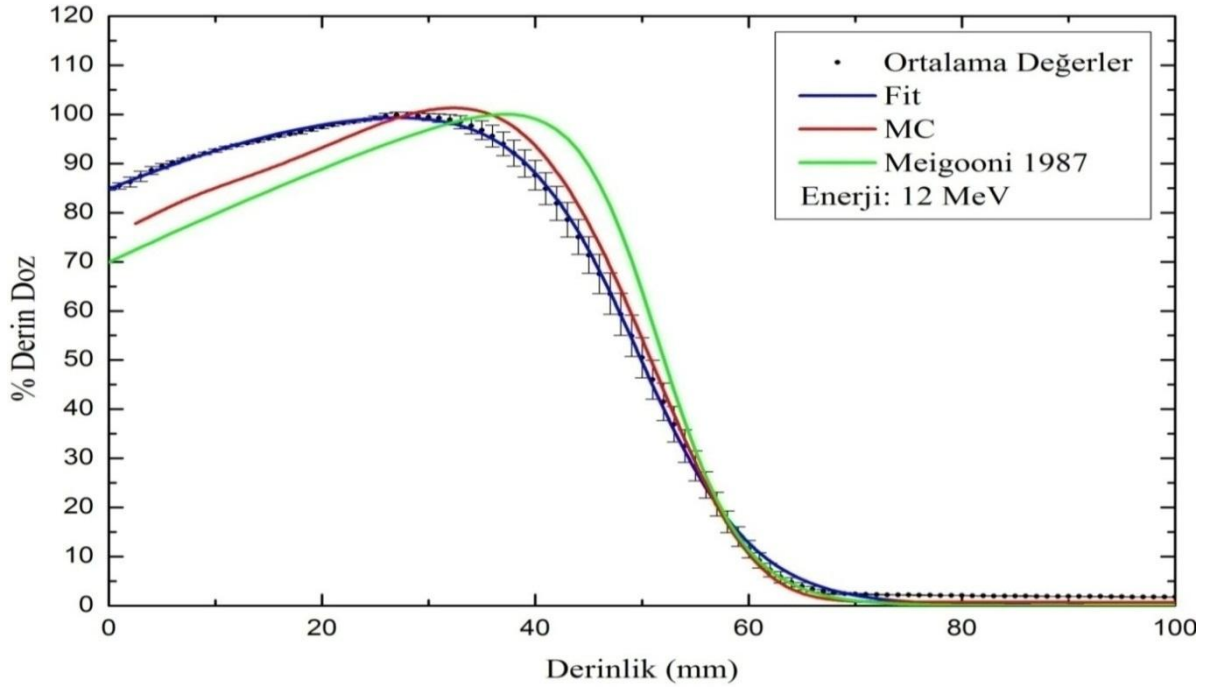
Bu parametre takımıyla yapılan hesapların sonuçları (Meigooni ve Das, 1987) ve MC hesaplarımızın sonuçları (MC) Şekil 5.24.-5.28.'deki grafiklerde deneysel sonuçlar (ortalama değerler) ve Fit ile birlikte verilmektedir.



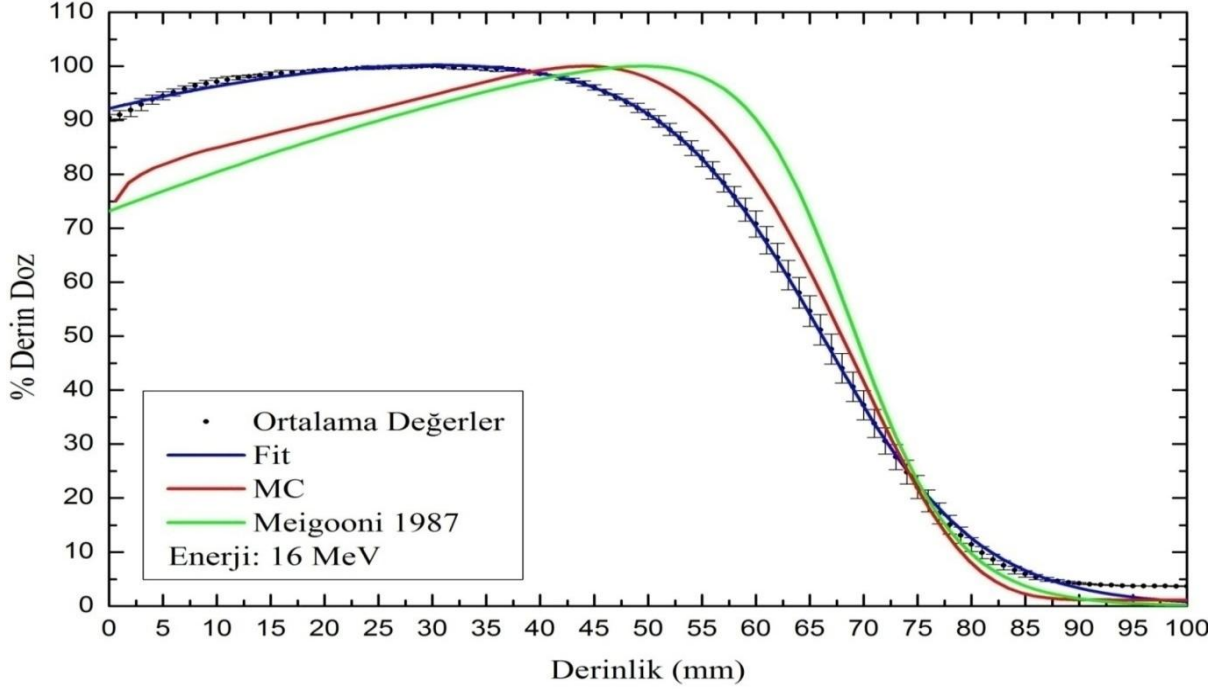
Şekil 5.24. 6 MeV için elde edilen sonuçların karşılaştırılması: a) Deneysel sonuçlar (.); b) Fit (mavi çizgi); c) MC hesap sonuçları (kırmızı çizgi); d) Meigooni 1987, sonuçları (yeşil çizgi)



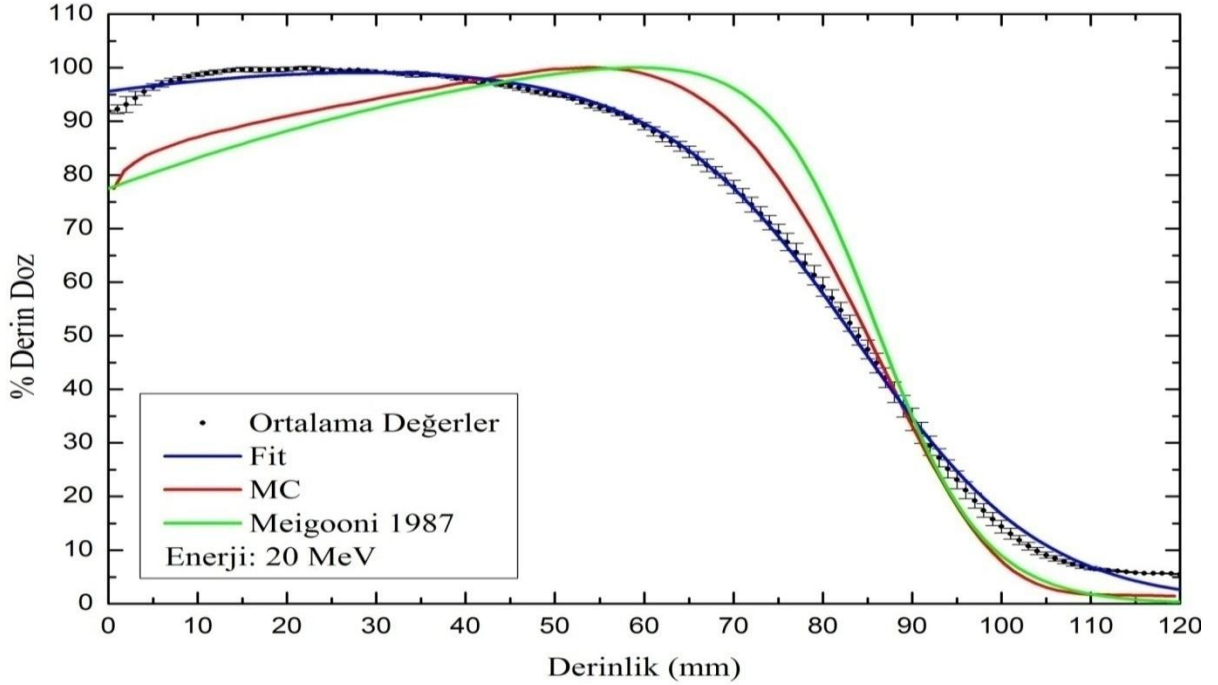
Şekil 5.25. 9 MeV için elde edilen sonuçların karşılaştırılması: a) deneysel sonuçlar (•); b) Fit (mavi çizgi); c) MC hesap sonuçları (kırmızı çizgi); d) Meigooni 1987, sonuçları (yeşil çizgi)



Şekil 5.26. 12 MeV için elde edilen sonuçların karşılaştırılması: a) deneysel sonuçlar (•); b) Fit (mavi çizgi); c) MC hesap sonuçları (kırmızı çizgi); d) Meigooni 1987, sonuçları (yeşil çizgi)



Şekil 5.27. 16 MeV için elde edilen sonuçların karşılaştırılması: a) deneysel sonuçlar (.); b) Fit (mavi çizgi); c) MC hesap sonuçları (kırmızı çizgi); d) Meigooni 1987, sonuçları (yeşil çizgi)



Şekil 5.28. 20 MeV için elde edilen sonuçların karşılaştırılması: a) deneysel sonuçlar (.); b) Fit (mavi çizgi); c) MC hesap sonuçları (kırmızı çizgi); d) Meigooni 1987, sonuçları (yeşil çizgi)

Şekil 5.24.-5.28. incelendiğinde ölçüm sonuçları ile deneysel veriler arasında farklar olduğu görülür. Bu fark, simülasyonda hızlandırıcı kafasının ve kaynak ile su fantomu arasındaki hava tabakasının simüle edilmemesinden kaynaklanmaktadır. Deneysel sistemde hızlandırıcı kafasından çıkan elektronlar hem hızlandırıcı kafasındaki maddelerle hem de kafa ile su fantomu arasındaki hava tabakasıyla etkileştikten sonra su fantomuna girer. Ancak MC simülasyonunda elektronlar doğrudan su fantomuna girmektedir. Dolayısıyla hızlandırıcı kafasında ve 100 cm lik hava tabakasındaki etkileşimler dikkate alınmamaktadır.

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

MC hesap sonuçları ile deney sonuçları arasında fark oluşunun en temel sebebi simülasyonu tam ve doğru biçimde uygulayamamaktır. Deneysel 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 yukarıda 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, 9, 12, 16 ve 20 MeV enerjili elektronların su fantomundaki farklı derinlikler için %DD'lerinin ölçümü yapılmış ve ayrıca PENELOPE MC kodunun kurulması, öğrenilmesi ve deneysel ölçüm durumları için doz hesabında kullanılması gerçekleştirilmiştir.

6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER

OMÜ Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalında mevcut olan lineer hızlandırıcıdan elde edilen 6, 9, 12, 16 ve 20 MeV enerjili elektronların sudaki yüzde derin dozları üç ay ara ile dört 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, 9, 12, 16 ve 20 MeV enerjili elektronların sudaki menzil değerleri, elde edildi. Deneysel sonuçlar bir fit fonksiyonuna uydurularak deneysel sonuçları kestiren parametreler elde edildi.

PENELOPE MC programı ile su için 6, 9, 12, 16 ve 20 MeV enerjili elektronların mutlak derin doz değerleri ve diğer elektron H₂O etkileşme parametreleri hesaplandı ve grafiksel olarak gösterildi. MC hesaplama sonuçlarının Berger ve Seltzer in sonuçları ile çok iyi uyum içinde olduğu görüldü (Berger ve Seltzer, 1982). 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 gantyr arasında bulunan 100 cm'lik hava tabakasında oluşan bremsstrahlung radyasyonu olduğu yapılan teorik hesaplarda görüldü (Bu hesaplar ayrıntılı olarak EK C'deki CD'de verilmektedir).

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

Bu çalışmayı daha ileriye götürmek için tedavi cihazının kafa kısmını, deneysel ortamdaki hava tabakası ve ışının geliş doğrultusunun simüle edildiği bir çalışmanın yapılması önerilir.

KAYNAKÇA

- Agostinelli S et al (2003) Geant4—a simulation toolkit Nucl. Instrum. Methods A 506 250–303
- Allison J et al (2006) Geant4 developments and applications IEEE Trans. Nucl. Sci. 53 270–8
- Al-Beteri, A.A., D.E. Raeside. (1989). Nucl. Inst. and Meth., B44, 149.
- Al-Ghazi, M. S. A. L., Lingman, D., Arjune, B. et. al., (1991). Characteristic parameters of a 6-21 MeV electron beam from a 21 MeV Linear Accelerator. Medical Physics, 18, 821-828.
- Andreo P and Fransson A (1989) Stopping-power ratios and their uncertainties for clinical electron beam dosimetry Phys. Med. Biol. 34 1847–61
- Andreo P. and A. Brahme (1984), “Restricted energy-loss straggling and multiple scattering of electrons in mixed Monte Carlo procedures”, Rad. Res. 100, 16–29.
- Bar’o J, Sempau J, Fern´andez-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 M J (1963) Monte Carlo calculation of the penetration and diffusion of fast charged particles Methods in Computational Physics vol 1 (New York: Academic) pp 135–215
- Berger M J and Seltzer S M (1978) The influence of scattering foils on absorbed dose distributions from electron beams Report NBSIR 78-1552 (Gaithersburg: NBS)
- Berger M J and Seltzer S M (1982). National Bureau of Standards International Report. NBSIR 82-245, Washington DC US Government Printing Office
- Berger M J and Seltzer S M (1988) Monte Carlo Transport of Electrons and Photons ed T M Jenkins et al (New York: Plenum) chapters 7–9
- Berger M J and Wang R (1988) Multiple-scattering angular deflections and energy-loss straggling Monte Carlo Transport of Electrons and Photons ed T M Jenkins et al (New York: Plenum) chapter 2
- Bethe, H.A. (1930), “Zur Theorie des Durchgangs schneller Korpuskularstrahlen durch Materie”, Ann. Physik 5, 325–400.
- Bethe, H.A. (1932), “Bremsformel fur 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 J P, Terrissol M and 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, S. B., Kapur, A., Li, J. S., Pawlicki, T., and Ma, C. M. (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 and Hoban P W (1995) A model for electron-beam applicator scatter Med. Phys. 22 1419–29
- Faddegon, B. A., O'Brien, P., and Mason, D. L. D. (1999). The flatness of Siemens linear accelerator x-ray fields. *Medical Physics*, 26(2), 220–228. doi:10.1118/1.598508
- Ferrari A, Sala P R, Fass`o A and 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 R L and Nelson W R (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, R. E, Frost, S. V. and Hartson Eaton, M., (1986). Characteristic of electron beam from a medical microtron. *Medical Physics*, 13, 533-538.
- Halbleib J A, Kensek R P, Mehlhorn T A, Valdez G D, Seltzer S M and Berger M J (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 A F, Wilderman S J and Nelson W R (2006) The EGS5 Code System SLAC-R-730, KEK 2005-8 (Menlo Park, CA: Stanford Linear Accelerator Center)
- Hubbell, J.H. (1969). *Photon Cross Sections, Attenuation Coefficients And Energy Absorption Coefficients From 10 Kev To 100 Gev*. Nsrds-Nbs(U-S) 29.
- Hubbell J H (1999) Review of photon interaction cross section data in the medical and biological context *Phys. Med. Biol.* 44 R1–22
- Hubbell J H, Gimm H A and 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, M. D.).

- ICRU Report 37 (1984), Stopping Powers for Electrons and Positrons (ICRU, Bethesda, MD).
- Kawrakow I and Bielajew A F (1998) On the condensed history technique for electron transport Nucl. Instrum. Methods B 142 253–80
- Kawrakow, I., and 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 and Rogers D W O (2001) The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport, Report PIRS-701 (Ottawa: National Research Council of Canada)
- Keall, P. J., and Hoban, P. W. (1996). Super-Monte Carlo: A 3-D electron beam dose calculation algorithm. *Medical Physics*, 23(12), 2023–2034. doi:10.1118/1.597842
- Khan, F.M., (2003). “The Physics of Radiation Therapy 3rd”, Lippincott Williams and Wilkins, Philadelphia,
- Kirby, T. H., Gastorf, R. J., Hanson, W. F. et. al. (1985). Electron beam central axis depth dose measurement. *Medical Physics*, 12, 357-361.
- Krane, K.S. (Çev: B. Şarer), (2001). Nükleer Fizik 1. ve 2. Cilt. Palme Yayıncılık, Ankara.
- Ma, C. M., and Jiang, S. B. (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, C. M., Li, J. S., Pawlicki, T., Jiang, S. B. And Deng, J. (2000). MC DOSE – A Monte Carlo dose calculation tool for radiation therapy treatment planning. In Schlegel, W., and 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., and Das, I. J. (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 and Rogers DWO (1985) The EGS4 code system Report SLAC-265 (Stanford, CA: SLAC)
- Neuenschwander, H., Mackie, T. R., and Reckwerdt, P. J. (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, J. T., Daftari, I. K., Ayyangar, K. M. and Suntharalingam, N., (1990). Electron beam characteristic on a Philipsen SL25. *Medical Physics*, 17, 27-34.

- Pfalzner, P. M. and Clark, H. C., (1982). Radiation parameters of 6 to 20 MeV scanning electron beams from the saturn linear accelerator. *Medical Physics*, 9, 117 – 120.
- Philipp K. Janert, (2010) *GNU PLOT IN ACTION*, Manning Publications, ISBN 978-1-933988-39-9
- Pratt R H, Ron A and Tseng H K (1973) Atomic photoelectric effect above 10 keV *Rev. Mod. Phys.* 45 273–325 (erratum: *Rev. Mod. Phys.* 45 663–4)
- Reimer L. and E.R. Krefling (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 D W O and Bielajew A F (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., and 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 J J (1967) *Advanced Quantum Mechanics* (New York: Addison-Wesley)
- Salvat F, Fernandez-Verea J M, Baro J and 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., A. Jablonski and C.J. Powell (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 J M and 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 J M and 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 S M and Berger M J (1985) Bremsstrahlung spectra from electron interactions with screened atomic nuclei and orbital electrons *Nucl. Instrum. Methods B* 12 95–134
- Seltzer S M and Berger M J (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., S. J. Wilderman, and A. F. Bielajew (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, L.J. Cox, P. M. Bergstrom, W. P. Chandler, C. L. Hartmann Siantar, and R. Mohan (1999), "Correlated histogram representation of Monte Carlo derived medical accelerator photon-output phase space," *Med. Phys.* 26. 1196-1211
- Shortt, K. R., Ross, C. K., Bielajew, A. F., and Rogers, D. W. O. (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 D.W. (1971), "Relativistic effects in low energy electron scattering from atoms", *Adv. Phys.* 20, 257–323.
- Wang, L., Chui, C. S., and 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, A. M., Zwicker, R. D. and Sternick, E. S., (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, T. C., Das, I. J., and Bjarngard, B. E. (2001). Characteristics of bremsstrahlung in electron beams. *Medical Physics*, 28(7), 1352–1358. doi:10.1118/1.1382608

EK ARadyoterapide 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 boşluğun) 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.
- r_0 : Kesintisiz menzil yavaşlatma mesafesi
- R_p : Elektronların menzili.
- R_t : Tedavi menzili, genellikle %85 seviyeye ilişkili
- R_{50} : Elektronlar için yarı- derinlik (Dozun %50'sinin olduğu derinlik)

- R_{85} : Dozun %85'inin oluştuğu derinlik
- R_{100} : Elektronlar için maksimum derin doz derinliği
- $S_{m,air}$: 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 ışınının 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

Deneysel ölçüm sonuçları. Çizelge 5.1.'in tamamı.

Derinlik (mm)	6 MeV		9 MeV		12 MeV		16 MeV		20 MeV	
	%Doz	S. Sapma	%Doz	S. Sapma	%Doz	S. Sapma	%Doz	S. Sapma	%Doz	S. Sapma
0	74.0612	0.7298	79.5982	0.7186	84.9995	0.3893	90.4150	0.6286	91.8708	0.1759
1	75.0507	1.2714	80.3349	0.6958	85.4578	0.6496	90.9829	0.7518	92.2505	0.8335
2	76.6750	2.0320	81.5023	1.2400	86.2573	1.0147	91.8733	1.2068	93.1000	1.4731
3	78.7335	2.2653	82.7658	1.1133	87.4282	1.0410	92.8813	1.1313	94.3194	1.2787
4	80.7750	2.3056	83.9513	0.7691	88.6212	0.8263	93.8053	0.8419	95.5333	0.7572
5	82.8323	2.2018	85.0137	0.7881	89.5046	0.5380	94.5070	0.7217	96.4017	0.5824
6	84.9750	2.0614	86.0513	0.9126	90.1787	0.2975	95.1251	0.6583	97.0000	0.6000
7	87.1184	2.2169	87.1389	0.8620	90.8204	0.1831	95.7802	0.5778	97.4864	0.5223
8	89.5750	2.0073	88.1700	0.7146	91.4499	0.1914	96.3663	0.5372	97.9333	0.4163
9	91.9158	1.9422	89.0658	0.6188	92.0451	0.2649	96.7683	0.6004	98.3694	0.3579
10	94.4250	1.5414	89.9907	0.6275	92.6237	0.3300	97.1054	0.7082	98.7333	0.3512
11	96.6683	1.4496	91.1182	0.6922	93.1952	0.2743	97.4933	0.5971	98.9737	0.3718
12	98.5500	1.2477	92.3187	0.7971	93.7100	0.2170	97.8580	0.3754	99.1667	0.3786
13	99.7579	0.7070	93.4168	0.8369	94.1403	0.1963	98.1058	0.2332	99.3859	0.2571
14	100.0000	0.1155	94.4442	0.8455	94.5750	0.2062	98.3027	0.2480	99.5667	0.3215
15	99.0376	0.6795	95.4547	0.8781	95.0941	0.2382	98.5222	0.4226	99.6371	0.4185
16	97.1750	1.5882	96.4052	0.8974	95.5984	0.2160	98.7150	0.5449	99.6333	0.4619
17	94.4855	2.6611	97.2465	0.8727	95.9972	0.2121	98.8284	0.4255	99.6118	0.4618
18	90.6750	3.6999	98.0204	0.8490	96.3877	0.3327	98.9325	0.3068	99.6000	0.4359
19	85.1892	4.1786	98.7094	0.8865	96.8729	0.2939	99.1057	0.2966	99.6200	0.4317
20	79.0000	5.1153	99.1895	0.9732	97.3853	0.2673	99.2871	0.2808	99.7000	0.4000
21	71.9732	6.0757	99.3077	1.0140	97.8261	0.2326	99.4156	0.1451	99.8372	0.2829
22	64.4250	7.1821	99.0388	0.9895	98.1878	0.1838	99.5154	0.1246	99.9000	0.3606
23	55.3400	6.8069	98.3732	0.9691	98.4915	0.1796	99.6233	0.1582	99.7811	0.4308
24	46.7500	7.0661	97.3850	1.0393	98.8290	0.2431	99.7188	0.3350	99.6000	0.4000
25	38.2762	6.9705	96.0607	1.2934	99.2566	0.4058	99.7754	0.3060	99.5009	0.2849
26	30.2500	6.6925	94.3344	1.6315	99.6399	0.5633	99.8080	0.2203	99.5000	0.1732
27	22.2364	5.4625	92.0889	2.0020	99.8301	0.6191	99.8355	0.2528	99.5612	0.1328
28	16.1000	4.9679	89.2629	2.3942	99.8199	0.6339	99.8962	0.2933	99.5667	0.1528
29	10.6406	3.4649	85.8069	2.8625	99.6562	0.6256	99.9888	0.2273	99.4253	0.1717
30	6.8250	2.3472	81.8410	3.2581	99.4354	0.6888	100.0087	0.1382	99.2333	0.1155
31	3.9638	1.3196	77.4379	3.4735	99.2263	0.8531	99.8744	0.1369	99.1001	0.1363
32	2.4500	0.8699	72.6011	3.7332	98.9192	1.0738	99.7140	0.2644	99.0000	0.2646
33	1.5107	0.4393	67.3033	4.3085	98.3913	1.3293	99.6610	0.2652	98.8911	0.3424
34	1.1500	0.2380	61.6779	4.8142	97.6591	1.6221	99.6471	0.2362	98.8000	0.5568
35	0.9155	0.1058	55.8371	4.8600	96.7402	1.9230	99.5967	0.3976	98.7522	0.4534
36	0.8500	0.0577	49.7436	4.8054	95.5418	2.1993	99.5236	0.4929	98.7000	0.2646
37	0.8306	0.0480	43.3863	5.0148	93.9777	2.4281	99.4540	0.3135	98.5791	0.2298
38	0.8000	0.0000	37.0067	5.2616	92.1103	2.6152	99.2979	0.2209	98.3333	0.2309
39	0.8092	0.0660	30.9191	5.2184	90.0098	2.7573	98.9801	0.2130	97.9563	0.2277
40	0.7750	0.0500	25.2441	5.0374	87.6302	2.9584	98.5702	0.2222	97.6333	0.3055
41	0.7890	0.0274	20.1299	4.8153	84.9117	3.2369	98.1569	0.2483	97.5124	0.4118
42	0.7750	0.0500	15.6696	4.5085	81.8843	3.4602	97.7505	0.3375	97.4000	0.4583
43	0.7816	0.0299	11.9921	4.0160	78.5882	3.5132	97.3230	0.4233	97.1026	0.3397
44	0.7500	0.0577	9.0144	3.4790	75.0728	3.5457	96.7841	0.4810	96.7667	0.2517
45	0.7034	0.0233	6.6886	2.9462	71.3769	3.7355	96.0533	0.4972	96.5481	0.3569
46	0.7000	0.0000	4.9338	2.4335	67.5204	4.0025	95.1939	0.5218	96.3000	0.5196
47	0.7141	0.0240	3.7092	1.9142	63.5040	4.2067	94.2796	0.5888	95.8801	0.4736
48	0.7250	0.0500	2.8730	1.4386	59.3099	4.2790	93.3062	0.6932	95.4667	0.3786
49	0.7402	0.0499	2.3161	1.0395	54.9317	4.2136	92.2499	0.8380	95.2357	0.4097
50	0.7000	0.0000	1.9560	0.7198	50.4662	4.0871	91.0790	0.9701	95.0333	0.4163
51	0.6968	0.0070	1.7339	0.4750	46.0016	3.9706	89.7592	1.0448	94.6730	0.2171
52	0.7000	0.0000	1.5824	0.2982	41.4899	3.8263	88.2702	1.1145	94.1667	0.1528

53	0.6756	0.0505	1.4619	0.1933	36.9102	3.6062	86.6158	1.2236	93.5847	0.3395
54	0.7000	0.0000	1.3735	0.1279	32.4974	3.3479	84.8239	1.3595	93.0333	0.5774
55	0.7007	0.0065	1.3334	0.0786	28.4531	3.0313	82.9048	1.4856	92.5797	0.5407
56	0.7000	0.0000	1.3185	0.0370	24.5734	2.6737	80.7815	1.5912	92.1000	0.4583
57	0.6935	0.0295	1.3080	0.0147	20.6805	2.3602	78.4052	1.6767	91.4674	0.4041
58	0.6750	0.0500	1.2985	0.0030	17.0845	2.1537	75.9203	1.8432	90.7333	0.4041
59	0.6192	0.0290	1.2981	0.0159	14.0946	1.9737	73.4496	2.1471	89.9634	0.5187
60	0.6250	0.0500	1.2887	0.0225	11.5482	1.7629	70.8002	2.4414	89.1000	0.7000
61	0.6109	0.0268	1.2585	0.0225	9.2485	1.5533	67.7847	2.5629	88.1000	0.8464
62	0.6250	0.0500	1.2250	0.0332	7.2984	1.3672	64.5643	2.6264	87.1000	0.9165
63	0.6154	0.0315	1.2091	0.0326	5.8273	1.1672	61.3261	2.7427	86.2199	0.8828
64	0.6000	0.0000	1.2099	0.0141	4.7534	0.9514	58.0441	2.8430	85.3333	0.8963
65	0.5993	0.0110	1.2189	0.0299	3.9556	0.7504	54.6509	2.8607	84.2910	1.0854
66	0.6000	0.0000	1.2225	0.0519	3.3661	0.5706	51.1562	2.8169	83.1000	1.2288
67	0.5875	0.0347	1.2061	0.0344	2.9372	0.4188	47.5980	2.7627	81.8117	1.1449
68	0.5750	0.0500	1.1848	0.0176	2.6488	0.3087	44.0601	2.7353	80.5000	1.0583
69	0.5758	0.0362	1.1795	0.0289	2.4702	0.2179	40.5988	2.7429	79.2036	1.0996
70	0.5750	0.0500	1.1697	0.0361	2.3673	0.1574	37.1873	2.7056	77.8000	1.2166
71	0.5594	0.0277	1.1408	0.0152	2.3003	0.0974	33.8043	2.5775	76.1820	1.3234
72	0.5500	0.0577	1.1151	0.0175	2.2538	0.0625	30.5657	2.4281	74.4667	1.3650
73	0.5398	0.0274	1.1092	0.0252	2.2217	0.0342	27.5790	2.3135	72.7850	1.3379
74	0.5750	0.0500	1.1124	0.0189	2.1987	0.0025	24.7596	2.2104	71.1000	1.3454
75	0.5282	0.0408	1.1130	0.0189	2.1798	0.0333	22.0268	2.1143	69.3447	1.4628
76	0.5000	0.0000	1.1053	0.0177	2.1575	0.0506	19.4636	2.0115	67.5000	1.6093
77	0.4941	0.0090	1.0877	0.0296	2.1237	0.0299	17.1591	1.9015	65.5571	1.6996
78	0.5000	0.0000	1.0673	0.0471	2.0978	0.0044	15.0696	1.7387	63.5000	1.7578
79	0.5015	0.0025	1.0472	0.0455	2.0953	0.0189	13.1395	1.5135	61.3311	1.8072
80	0.5000	0.0000	1.0374	0.0478	2.0872	0.0257	11.4071	1.2914	59.1333	1.7786
81	0.4998	0.0011	1.0449	0.0376	2.0471	0.0087	9.9174	1.1090	56.9684	1.6305
82	0.5000	0.0000	1.0502	0.0438	2.0053	0.0106	8.6480	0.9561	54.7333	1.5011
83	0.4995	0.0020	1.0363	0.0245	1.9933	0.0079	7.5674	0.8247	52.3329	1.5119
84	0.5000	0.0000	1.0099	0.0141	1.9947	0.0106	6.6646	0.7042	49.8667	1.6166
85	0.5024	0.0069	0.9834	0.0302	1.9859	0.0317	5.9422	0.5931	47.4290	1.7429
86	0.5000	0.0000	0.9726	0.0486	1.9628	0.0478	5.3760	0.4789	44.9000	1.8193
87	0.4876	0.0317	0.9828	0.0333	1.9292	0.0279	4.9524	0.3659	42.1760	1.8383
88	0.4750	0.0500	0.9923	0.0155	1.9037	0.0075	4.6347	0.2712	39.4333	1.9140
89	0.4720	0.0332	0.9830	0.0344	1.8952	0.0050	4.3878	0.2048	36.8546	2.0188
90	0.4750	0.0500	0.9625	0.0479	1.8977	0.0045	4.1976	0.1490	34.3667	2.0648
91	0.4775	0.0595	0.9441	0.0449	1.8960	0.0146	4.0570	0.0918	31.8765	1.9586
92	0.4750	0.0500	0.9323	0.0470	1.8900	0.0200	3.9475	0.0585	29.4667	1.7926
93	0.4398	0.0515	0.9261	0.0448	1.8801	0.0337	3.8588	0.0520	27.2312	1.6992
94	0.4500	0.0577	0.9201	0.0336	1.8573	0.0507	3.7885	0.0606	25.1333	1.6773
95	0.4100	0.0270	0.9156	0.0234	1.8270	0.0302	3.7414	0.0451	23.1111	1.6666
96	0.4250	0.0500	0.9075	0.0150	1.8027	0.0055	3.7165	0.0199	21.1333	1.5885
97	0.4231	0.0515	0.8995	0.0081	1.7964	0.0113	3.7102	0.0266	19.1993	1.4023
98	0.4000	0.0000	0.8974	0.0051	1.7948	0.0105	3.7043	0.0678	17.4000	1.2490
99	0.4005	0.0015	0.8944	0.0098	1.7831	0.0284	3.6860	0.0692	15.8167	1.2233
100	0.4000	0.0000	0.8926	0.0148	1.7652	0.0472	3.6525	0.0573	14.4000	1.1790
101			0.8925	0.0225	1.7480	0.0502	3.6136	0.0436	13.0838	1.0097
102			0.8875	0.0250	1.7323	0.0472	3.5788	0.0284	11.8667	0.8386
103			0.8726	0.0377	1.7179	0.0231	3.5530	0.0364	10.7688	0.7202
104			0.8573	0.0506	1.7013	0.0025	3.5300	0.0476	9.8333	0.6351
105			0.8495	0.0302	1.6857	0.0250	3.5060	0.0300	9.0869	0.5646
106			0.8448	0.0482	1.6688	0.0473	3.4813	0.0219	8.4667	0.4933
107			0.8435	0.0587	1.6498	0.0487	3.4608	0.0284	7.9045	0.4176
108			0.8323	0.0474	1.6363	0.0475	3.4325	0.0463	7.4000	0.3606
109			0.8145	0.0216	1.6332	0.0245	3.3926	0.0467	6.9703	0.3375
110			0.8000	0.0000	1.6287	0.0480	3.3588	0.0445	6.6333	0.3055
111			0.7977	0.0040	1.6119	0.0364	3.3450	0.0474	6.3977	0.2307
112			0.8003	0.0005	1.5977	0.0045	3.3376	0.0462	6.2333	0.1528
113			0.7974	0.0050	1.5940	0.0488	3.3173	0.0280	6.1014	0.0922

114	0.7978	0.0045	1.5897	0.0842	3.2928	0.0144	5.9667	0.0577
115	0.7975	0.0135	1.5741	0.0713	3.2652	0.0190	5.8134	0.0223
116	0.7926	0.0148	1.5601	0.0489	3.2477	0.0411	5.7000	0.0000
117	0.7770	0.0340	1.5600	0.0519	3.2372	0.0518	5.6744	0.0281
118	0.7624	0.0478	1.5549	0.0527	3.2285	0.0478	5.6667	0.0577
119	0.7576	0.0227	1.5277	0.0268	3.2135	0.0321	5.6058	0.0499
120	0.7499	0.0440	1.5000	0.0000	3.1889	0.0167	5.5333	0.0577
121	0.7310	0.0328	1.4942	0.0072	3.1532	0.0129	5.5023	0.0807
122	0.7101	0.0148	1.4951	0.0098	3.1215	0.0290	5.5000	0.1000
123	0.7020	0.0108	1.4842	0.0334	3.0946	0.0397	5.4975	0.0867
124	0.6997	0.0005	1.4651	0.0472	3.0750	0.0526	5.4667	0.0577
125	0.7007	0.0020	1.4464	0.0067	3.0617	0.0615	5.3954	0.0484
126	0.7000	0.0000	1.4349	0.0472	3.0525	0.0441	5.3333	0.0577
127	0.6998	0.0007	1.4334	0.0630	3.0443	0.0256	5.3253	0.0637
128	0.7000	0.0000	1.4299	0.0476	3.0287	0.0510	5.3333	0.0577
129	0.7002	0.0007	1.4147	0.0197	2.9963	0.0216	5.3117	0.0490
130	0.7003	0.0005	1.4000	0.0000	2.9584	0.0456	5.2667	0.0577
131	0.6968	0.0049	1.3976	0.0049	2.9333	0.0430	5.2152	0.0658
132	0.6978	0.0045	1.3951	0.0098	2.9175	0.0295	5.1667	0.0577
133	0.6978	0.0138	1.3803	0.0231	2.9114	0.0211	5.1273	0.0323
134	0.6925	0.0148	1.3651	0.0472	2.9009	0.0188	5.1000	0.0000
135	0.6744	0.0326	1.3617	0.0547	2.8794	0.0275	5.0838	0.0380
136	0.6547	0.0419	1.3601	0.0489	2.8573	0.0448	5.0667	0.0577
137	0.6508	0.0085	1.3483	0.0455	2.8447	0.0514	5.0376	0.0339
138	0.6473	0.0427	1.3298	0.0477	2.8338	0.0471	5.0000	0.0000
139	0.6274	0.0287	1.3137	0.0261	2.8091	0.0296	4.9616	0.0356
140	0.6122	0.0189	1.3024	0.0049	2.7851	0.0210	4.9333	0.0577
141	0.6247	0.0217	1.2977	0.0047	2.7729	0.0322	4.9200	0.0724
142	0.6325	0.0474	1.2976	0.0049	2.7657	0.0405	4.9000	0.1000
143	0.6179	0.0308	1.2987	0.0101	2.7459	0.0491	4.8540	0.0610
144	0.6000	0.0000	1.2953	0.0095	2.7228	0.0516	4.8000	0.0000
145	0.5966	0.0069	1.2817	0.0267	2.6964	0.0370	4.7597	0.0395
146	0.6000	0.0000	1.2649	0.0473	2.6814	0.0215	4.7333	0.0577
147	0.6009	0.0019	1.2499	0.0491	2.6703	0.0348	4.7156	0.0293
148	0.6000	0.0000	1.2349	0.0472	2.6641	0.0416	4.7000	0.0000
149	0.5996	0.0006	1.2183	0.0266	2.6497	0.0514	4.6819	0.0387
150	0.6000	0.0000	1.2049	0.0098	2.6246	0.0510	4.6667	0.0577
151	0.6005	0.0005	1.1995	0.0080			4.6566	0.0056
152	0.6000	0.0000	1.2000	0.0000			4.6333	0.0577
153	0.5985	0.0018	1.2016	0.0092			4.5832	0.0405
154	0.6003	0.0005	1.1951	0.0098			4.5333	0.0577
155	0.6032	0.0103	1.1763	0.0291			4.5107	0.0400
156	0.5978	0.0045	1.1651	0.0472			4.5000	0.0000
157	0.5677	0.0273	1.1770	0.0314			4.4826	0.0319
158	0.5425	0.0505	1.1851	0.0298			4.4667	0.0577
159	0.5446	0.0426	1.1633	0.0339			4.4591	0.0573
160	0.5553	0.0422	1.1298	0.0477			4.4333	0.0577
161	0.5541	0.0503	1.1103	0.0294			4.3726	0.0620
162	0.5402	0.0424	1.1024	0.0049			4.3333	0.0577
163	0.5186	0.0205	1.0992	0.0064			4.3589	0.0574
164	0.5022	0.0045	1.0999	0.0001			4.3667	0.0577
165	0.5003	0.0078	1.0970	0.0054			4.2833	0.0307
166	0.4998	0.0005	1.0975	0.0050			4.2000	0.0000
167	0.5006	0.0012	1.0976	0.0126			4.2077	0.0374
168	0.5000	0.0000	1.0950	0.0100			4.2333	0.0577
169	0.4998	0.0003	1.0808	0.0235			4.1942	0.0277
170	0.5000	0.0000	1.0675	0.0472			4.1333	0.0577
171	0.5001	0.0001	1.0656	0.0538			4.1071	0.0872
172	0.5000	0.0000	1.0650	0.0473			4.1000	0.1000
173	0.5000	0.0001	1.0529	0.0440			4.0859	0.0858
174	0.5000	0.0000	1.0374	0.0478			4.0667	0.0577

175	0.5001	0.0004	1.0198	0.0296	4.0493	0.0544
176	0.5000	0.0000	1.0072	0.0145	4.0333	0.0577
177	0.4996	0.0016	1.0060	0.0176	4.0167	0.0272
178	0.5000	0.0000	1.0050	0.0100	4.0000	0.0000
179	0.5017	0.0058	1.0026	0.0045	3.9838	0.0392
180	0.5003	0.0005	1.0028	0.0055	3.9667	0.0577
181	0.4881	0.0270	1.0004	0.0005	3.9482	0.0041
182	0.4728	0.0487	0.9976	0.0049	3.9333	0.0577
183	0.4527	0.0485	0.9943	0.0062	3.9236	0.0335
184	0.4426	0.0506	0.9953	0.0095	3.9000	0.0000
185	0.4501	0.0409	1.0000	0.0201	3.8493	0.0561
186	0.4624	0.0478	0.9899	0.0202	3.8000	0.1000
187	0.4632	0.0547	0.9500	0.0000	3.7794	0.0710
188	0.4503	0.0442	0.9101	0.0202	3.7667	0.0577
189	0.4295	0.0240	0.9000	0.0202	3.7373	0.0271
190	0.4101	0.0148	0.9048	0.0095	3.7000	0.1000
191	0.4024	0.0089	0.9070	0.0085	3.6714	0.0768
192	0.3997	0.0005	0.9025	0.0050	3.6667	0.0577
193	0.4028	0.0041	0.9020	0.0054	3.6895	0.0357
194	0.4077	0.0155	0.9001	0.0001	3.7000	0.0000
195	0.4098	0.0200	0.9002	0.0001	3.6622	0.0019
196	0.4100	0.0200	0.9000	0.0000	3.6000	0.0000
197	0.4100	0.0198	0.8999	0.0001	3.5491	0.0308
198	0.4080	0.0153	0.8999	0.0001	3.5333	0.0577

EK C

Bu tez ile birlikte sunulan CD.

ÖZGEÇMİŞKişisel Bilgiler

Adı Soyadı : Seyhan SÜER
Doğum Yeri : Çorum/Merkez
Doğum Tarihi : 03/01/1982
Medeni Hali : Evli
Yabancı Dil : İngilizce

Eğitim Bilgileri

Lise : Çorum Eti Lisesi 1999
Lisans : OMÜ Fen Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümü 2005

İletişim Bilgileri

Adres : Atakum/SAMSUN
E-mail : seyhan_coskun@mynet.com