



T.C.  
ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

KLİNİK LİNEER HIZLANDIRICILARIN  
SU FANTOMUNDAKİ DOZ DAĞILIMLARININ  
MONTE CARLO YÖNTEMİ  
İLE  
ELDE EDİLMESİ

Ahmet TARTAR

YÜKSEK LİSANS TEZİ  
FİZİK ANABİLİM DALI

BURSA 2007



T.C.  
ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

KLİNİK LİNEER HIZLANDIRICILARIN  
SU FANTOMUNDAKİ DOZ DAĞILIMLARININ  
MONTE CARLO YÖNTEMİ  
İLE  
ELDE EDİLMESİ

Ahmet TARTAR

Prof. Dr. Ahmet CENGİZ  
(Danışman)

YÜKSEK LİSANS TEZİ  
FİZİK ANABİLİM DALI

BURSA 2007

T.C.  
ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

KLİNİK LİNEER HIZLANDIRICILARIN  
SU FANTOMUNDAKİ DOZ DAĞILIMLARININ  
MONTE CARLO YÖNTEMİ  
İLE  
ELDE EDİLMESİ

AHMET TARTAR

YÜKSEK LİSANS TEZİ  
FİZİK ANABİLİM DALI

Bu tez 13/04/2007 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından oybirliği/~~oy çokluğu~~ ile kabul edilmiştir.



Prof. Dr. Ahmet CENGİZ  
(Danışman)



Yard. Doç. Dr. Orhan GÜRLER



Doç. Dr. İbrahim GÜNEY

## ÖZET

Radyasyon terapisinde Monte Carlo hesaplamaları için çeşitli kodlar kullanılmaktadır. Bu çalışmada, sudaki doz dağılımlarında Siemens PRIMUS klinik lineer hızlandırıcılardan (LINAC) yayınlanan fotonların fiziksel parametrelerinin etkileri için yeni bir **Monte Carlo Simülasyon Programı (MCSP)** geliştirilmiştir.

MCSP, fotonların madde ile etkileşimleri dikkate alınarak yazılmıştır. Burada başlıca iki etkileşme dikkate alınmıştır: Compton (inkoherent) saçılması ve fotoelektrik olay. Bir nokta kaynaktan yayınlanarak su fantomu yüzeyine gelen fotonlar, bremsstrahlung ışınlarıdır. Foton takibinin yapılabilmesi için bu fotonların enerji dağılımlarının bilinmesi gerekir. Maksimum enerjisi 6 MeV (6 MV foton modu) olan bremsstrahlung fotonları dikkate alınmıştır. 6 MV foton modunda, yayınlanan fotonların enerjileri, Mohan tarafından deneysel olarak elde edilen spektrumdan örneklenmiştir (Mohan ve ark. 1985). MCSP'de doz profilleri ve yüzde derin doz eğrileri  $10^7$  parçacık takip edilerek hesaplanmıştır. Deneysel ölçümler, Siemens PRIMUS lineer hızlandırıcının 6 MV foton ışınları ve  $48 \times 48 \times 48 \text{ cm}^3$  boyutlu su fantomu kullanılarak yapılmıştır. 6 MV foton ışınları ile kaynak-fantom yüzeyi mesafesi,  $SSD=100 \text{ cm}$  için yüzde derin dozlar,  $3 \times 3$ ,  $5 \times 5$ ,  $10 \times 10$ ,  $20 \times 20$  ve  $30 \times 30 \text{ cm}^2$  alan boyutları için hem MCSP hem de yüksük iyonizasyon odası ile ölçülerek elde edilmiştir. 6 MV foton ışınları için doz profilleri,  $3 \times 3$ ,  $5 \times 5$ ,  $10 \times 10$ ,  $20 \times 20$  ve  $30 \times 30 \text{ cm}^2$  alan boyutları ve beş farklı derinlik, 0, 3, 5, 10 ve 20 cm için hem MCSP hem de deneysel olarak elde edilmiştir.

Simülasyonun doğruluğunu ve performansını incelemek için, ölçülen (deneysel) ve hesaplanan (MCSP) yüzde derin doz eğrileri ve doz profilleri karşılaştırılmıştır. Monte Carlo sonuçları, deneysel sonuçlarımız ile iyi bir uyum göstermektedir.

**Anahtar Kelimeler:** Monte Carlo Simülasyonu, lineer hızlandırıcılar, yüzde derin doz, doz profili, radyoterapi.

## ABSTRACT

Different codes were used for Monte Carlo calculations in radiation therapy. In this study, a new Monte Carlo Simulation Program (MCSP) was developed for the effects of the physical parameters of photons emitted from a Siemens PRIMUS clinical linear accelerator (LINAC) on the dose distribution in water.

For MCSP, it was written considering interactions of photons with matter. Here, it was taken into account mainly two interactions: The Compton (or incoherent) scattering and photoelectric effect. Photons which come to water phantom surface emitting from a point source were bremsstrahlung photons. It were ought to know the energy distributions of these photons for following photons. Bremsstrahlung photons which have 6 MeV (6 MV photon mode) maximum energies were taken into account. In the 6 MV photon mode, the energies of photons were sampled from using Mohan's experimental energy spectrum (Mohan et al 1985). For MCSP, Dose (beam) profiles and Percentage Depth Dose (PDD) curves were calculated following simulating about  $10^7$  histories. The measurements were done using 6 MV photon beams of a Siemens PRIMUS linear accelerator and a 48x48x48 cm<sup>3</sup> water phantom. Percentage depth doses for 6 MV photon beams were determined by both MCSP and measured with thimble ionization chamber for 3x3, 5x5, 10x10, 20x20 and 30x30 cm<sup>2</sup> field sizes at SSD=100 cm. Dose profiles for 6 MV photons were determined at five different depths, 0, 3, 5, 10 and 20 cm for the reference field sizes of 3x3, 5x5, 10x10, 20x20 and 30x30 cm<sup>2</sup> by both MCSP and measured.

In order to investigate the performance and accuracy of the simulation, measured and calculated (MCSP) PDD curves and dose profiles were compared. The Monte Carlo results were shown good agreement with experimental measurements.

**Keywords:** Monte Carlo simulation, linear accelerator, percentage depth dose, dose profile, radiotherapy.

## İÇİNDEKİLER

ÖZET .....	i
ABSTRACT .....	ii
İÇİNDEKİLER .....	iii
SİMGELER DİZİNİ .....	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ .....	vii
ÇİZELGELER DİZİNİ .....	x
1. GİRİŞ .....	1
2. TEORİ	
2.1. Kanser	
2.1.1. Kanser nedir? .....	2
2.1.2. Kanser Sebepleri .....	2
2.1.3. Kansere Yol Açan Etkenler .....	3
2.1.4. Kanser Belirtileri .....	4
2.1.5. Türkiye’de Kanser Durumu .....	5
2.2. Radyasyon	
2.2.1. Radyasyon .....	6
2.2.2. Radyasyon Dozu ve Birimleri .....	8
2.2.3. Radyasyonun Canlılar Üzerindeki Etkisi .....	14
2.3. Radyoterapide Kullanılan Radyasyon Cihazları .....	15
2.3.1. Klinik Lineer Hızlandırıcılar .....	16
2.3.1.1. Primus Lineer Hızlandırıcıların Ana Kısımları .....	16
2.3.1.2. Primus Lineer Hızlandırıcıların Ana Yapısı .....	18
2.4. Elektronların Madde ile Etkileşimleri .....	21
2.4.1. Elastik Çarpışma	
2.4.1.1. Atomik Elektronlarla Elastik Çarpışma .....	21
2.4.1.2. Çekirdekle Elastik Çarpışma .....	22
2.4.2. İnelastik Çarpışma	
2.4.2.1. Atomik Elektronlarla İnelastik Çarpışma .....	23
2.4.2.2. Çekirdekle İnelastik Çarpışma .....	24

2.4.3. Bremsstrahlung (Frenleme Işını) Olayı	
2.4.3.1. Klasik Yaklaşım .....	24
2.4.3.2. Kuantum Mekaniksel Yaklaşım .....	26
2.4.3.3. Bremsstrahlung Tesir Kesiti .....	27
2.4.4. Cherenkov Işıması .....	29
2.4.5. Elektronların Soğurulması .....	29
2.5. $\gamma$ -Işınının Madde ile Etkileşmesi .....	31
2.5.1. Fotoelektrik Olay .....	33
2.5.2. Compton Saçılması (İnkoherent Saçılma) .....	34
2.5.3. Çift Oluşumu .....	36
2.5.4. Rayleigh Saçılması (Koherent Saçılma) .....	37
2.6. Doz Dağılımları ve Saçılma Analizi.....	37
2.6.1. Fantomlar.....	37
2.6.2. İyon Odaları (İon Chambers) .....	38
2.6.3. Derin Doz Dağılımları .....	39
2.6.4. Yüzde Derin Doz (%DD).....	40
2.6.4.1. %DD'nin Derinliğe Bağımlılığı .....	41
2.6.4.2. %DD'nin Alan Boyutlarına ve Şekline Bağımlılığı .....	42
2.6.4.3. %DD'nin SSD Bağımlılığı.....	42
2.6.5. Build up Doz .....	43
2.6.6. İzodoz (Eşdoz) Dağılımları .....	43
2.6.7. Doz (Demet) Profili.....	46
3. YÖNTEM	
3.1. Monte Carlo Yöntemi .....	48
3.1.1. Temel Monte Carlo İlkesi .....	49
3.1.2. Reddetme Yöntemi .....	51
3.2. Gama Işını Takibi ile Doz Dağılımlarının Elde Edilmesi.....	
3.2.1. $\gamma$ -Işını Enerjisinin Örneklenmesi .....	54
3.2.2. $\gamma$ -Işını Doğrultusunun Örneklenmesi .....	59
3.2.3. Serbest Yol Örneklemesi .....	62
3.2.4. Etkileşme Türünün Örneklenmesi .....	64

4. SONUÇLAR ve TARTIŞMA .....	71
4.1. Yüzde Derin Doz .....	71
4.2. Doz Profili .....	78
KAYNAKLAR .....	98
ÖZGEÇMİŞ .....	100
TEŞEKKÜR .....	101



## SİMGELER DİZİNİ

- $\alpha$**  : Alfa Parçacığı  
 **$\beta$**  : Beta Parçacığı  
 **$\gamma$**  : Gama Işınması  
**A**: Aktiflik  
**D**: Soğrulan Doz  
 **$\mu$**  : Lineer Zayıflama Katsayısı  
**h**: Planck Sabiti ( $6.62 \times 10^{-34}$  J.sn)  
**v** : Frekans  
**E** : Enerji  
**m** : Kütle  
**I** : Işık Şiddeti  
**T** : Kinetik Enerji  
**e** : Elektron Yüğü ( $1.6 \times 10^{-19}$  C)  
 **$X_p$** : Işınlama Dozu  
**Z** : Atom Numarası  
**W**: Tungsten

## KISALTMALAR

- SSD**: Kaynak Cilt Mesafesi  
**SAD**: Kaynak Aks Mesafesi  
**%DD**: Yüzde Derin Doz Eğrisi  
**RBE**: Bağlı Biyolojik Etkinlik  
**ICRU**: Uluslar arası Radyasyon Bilimleri Komitesi  
**QF**: Kalite Kontrolü  
**ED**: Eşdeğer Doz, Biyolojik Doz  
**MLC**: Multi Leaf Collimator  
**MCSP**: Monte Carlo Simülasyon Programı  
**LINAC**: Lineer Hızlandırıcılar

## ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil 2.1:</u> Kanser etkenleri yüzde olarak gösterimi .....	3
<u>Şekil 2.2:</u> Radyasyonun Çeşitleri .....	7
<u>Şekil 2.3:</u> Elektromanyetik radyasyonun enerji spektrumu .....	8
<u>Şekil 2.4:</u> Nokta kaynaktan $d$ mesafe uzaklıkta $1 \text{ cm}^3$ hacmindeki hava ortamı .....	10
<u>Şekil 2.5:</u> Siemens Primus Lineer Hızlandırıcı ve Ana Kısımları .....	17
<u>Şekil 2.6:</u> Siemens Primus'ta Elektron Tabancası .....	17
<u>Şekil 2.7:</u> Siemens PRİMUS lineer Hızlandırıcılarının ana yapısı .....	19
<u>Şekil 2.8:</u> Siemens Primus'ta Monte Carlo Benzetişiminin radyasyon izleri .....	20
<u>Şekil 2.9:</u> Compton saçılmasının geometrisi .....	34
<u>Şekil 2.10:</u> Farmer tipi bir iyon odasının yapısı .....	39
<u>Şekil 2.11:</u> Yüzde Derin Doz Ölçüm Geometrisi .....	40
<u>Şekil 2.12:</u> SSD=100 $\text{cm}$ 'de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alan için $^{60}\text{Co}$ $\gamma$ ışınlarından 25 MV X-ışınlarına kadar sudaki Yüzde Derin Doz eğrileri Kolimatör bölgesini geçtikten sonra 80 $\text{cm}$ SSD'deki enerji dağılımı .....	41
<u>Şekil 2.13:</u> Meme kanseri bir hastanın sol memesi için elde edilen izodoz dağılımı ....	45
<u>Şekil 2.14:</u> Meme kanseri bir hastanın sol memesi için elde edilen izodoz dağılımı (Wedge'li) .....	46
<u>Şekil 2.15:</u> Suda çeşitli derinliklerde 10 MV X-ışınında $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ve $30 \times 30 \text{ cm}^2$ alanlar için Işın(Doz) Profilleri .....	47
<u>Şekil 3.1:</u> Gelişigüzel sayı eksenine n-tane sonuç bölgesinin yerleştirilmesi .....	49
<u>Şekil 3.2:</u> Reddetme yöntemi ile örneklenmek istenen dağılım, $f(x)$ ve düzgün dağılım, $r(x)$ .....	52
<u>Şekil 3.3:</u> Reddetme yöntemi ile örneklenmek istenen dağılım, $f(x)$ ve reddetme fonksiyonu, $r(x)$ .....	53
<u>Şekil 3.4:</u> Mohan Spektrumu ve elde edilen fit fonksiyonu dağılımı .....	56
<u>Şekil 3.5:</u> Elde edilen fit fonksiyonu ve uygun örten reddetme fonksiyonu dağılımları.	57
<u>Şekil 3.6:</u> Nokta kaynak-Su fantomu geometrisi .....	59
<u>Şekil 3.7:</u> Kaynaktan yayınlanan radyasyon demetinin fantom yüzeyindeki ve kolimatör alan kenarları .....	60
<u>Şekil 3.8:</u> Işın şekli ve su fantomunun küplere ayrılması .....	65

<u>Şekil 4.1:</u> Su fantomu ve Klinik Lineer Hızlandırıcı'dan kurulu Yüzde Derin Doz Ölçüm Düzenegi .....	73
<u>Şekil 4.2:</u> $3 \times 3 \text{ cm}^2$ alanda, Monte Carlo ve Deneysel Yüzde Derin Doz değerlerinin karşılaştırılması .....	75
<u>Şekil 4.3:</u> $5 \times 5 \text{ cm}^2$ alanda, Monte Carlo ve Deneysel Yüzde Derin Doz değerlerinin karşılaştırılması .....	76
<u>Şekil 4.4:</u> $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alanda, Monte Carlo ve Deneysel Yüzde Derin Doz değerlerinin karşılaştırılması .....	76
<u>Şekil 4.5:</u> $20 \times 20 \text{ cm}^2$ alanda, Monte Carlo ve Deneysel Yüzde Derin Doz değerlerinin karşılaştırılması .....	77
<u>Şekil 4.6:</u> Açılan tüm kare alanlar için ölçülen Deneysel Yüzde Derin Doz dağılımları .....	77
<u>Şekil 4.7:</u> Su fantomu ve Klinik Lineer Hızlandırıcı'dan kurulu Doz Profili Ölçüm Düzenegi..	80
<u>Şekil 4.8:</u> $3 \times 3 \text{ cm}^2$ alanda, 0 cm derinlikte Monte Carlo ve Deneysel Doz Profili değerlerinin karşılaştırılması .....	82
<u>Şekil 4.9:</u> $3 \times 3 \text{ cm}^2$ alanda, 5 cm derinlikte Monte Carlo ve Deneysel Doz Profili değerlerinin karşılaştırılması .....	83
<u>Şekil 4.10:</u> $3 \times 3 \text{ cm}^2$ alanda, 10 cm derinlikte Monte Carlo ve Deneysel Doz Profili değerlerinin karşılaştırılması .....	83
<u>Şekil 4.11:</u> $5 \times 5 \text{ cm}^2$ alanda, 3 cm derinlikte Monte Carlo ve Deneysel Doz Profili değerlerinin karşılaştırılması .....	85
<u>Şekil 4.12:</u> $5 \times 5 \text{ cm}^2$ alanda, 10 cm derinlikte Monte Carlo ve Deneysel Doz Profili değerlerinin karşılaştırılması .....	86
<u>Şekil 4.13:</u> $5 \times 5 \text{ cm}^2$ alanda, 20 cm derinlikte Monte Carlo ve Deneysel Doz Profili değerlerinin karşılaştırılması .....	86
<u>Şekil 4.14:</u> $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alanda, 0 cm derinlikte Monte Carlo ve Deneysel Doz Profili değerlerinin karşılaştırılması .....	88
<u>Şekil 4.15:</u> $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alanda, 3 cm derinlikte Monte Carlo ve Deneysel Doz Profili değerlerinin karşılaştırılması .....	89
<u>Şekil 4.16:</u> $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alanda, 5 cm derinlikte Monte Carlo ve Deneysel Doz Profili değerlerinin karşılaştırılması .....	89
<u>Şekil 4.17:</u> $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alanda, 10 cm derinlikte Monte Carlo ve Deneysel Doz Profili değerlerinin karşılaştırılması .....	90
<u>Şekil 4.18:</u> $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alanda, 20 cm derinlikte Monte Carlo ve Deneysel Doz Profili değerlerinin karşılaştırılması .....	90
<u>Şekil 4.19:</u> $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alan için deneysel Doz Profili değerlerinin izometrik görünümü .....	91

<u>Şekil 4.20:</u> 10x10 $cm^2$ alan için su fantomunda 6 MV foton ışınlarının oluşturduğu izodoz eğrileri .....	91
<u>Şekil 4.21:</u> 20x20 $cm^2$ alanda, 5 cm derinlikte Monte Carlo ve Deneysel Doz Profili değerlerinin karşılaştırılması .....	93
<u>Şekil 4.22:</u> 20x20 $cm^2$ alanda, 10 cm derinlikte Monte Carlo ve Deneysel Doz Profili değerlerinin karşılaştırılması .....	94
<u>Şekil 4.23:</u> 20x20 $cm^2$ alanda, 20 cm derinlikte Monte Carlo ve Deneysel Doz Profili değerlerinin karşılaştırılması .....	94
<u>Şekil 4.24:</u> 30x30 $cm^2$ alanda, 5 cm derinlikte Monte Carlo ve Deneysel Doz Profili değerlerinin karşılaştırılması .....	96
<u>Şekil 4.25:</u> 30x30 $cm^2$ alanda, 10 cm derinlikte Monte Carlo ve Deneysel Doz Profili değerlerinin karşılaştırılması .....	97
<u>Şekil 4.26:</u> 30x30 $cm^2$ alanda, 20 cm derinlikte Monte Carlo ve Deneysel Doz Profili değerlerinin karşılaştırılması .....	97

## ÇİZELGELER DİZİNİ

<u>Tablo 2.1:</u> Kadın ve Erkeklerde En Sık Karşılaşılan Kanser Türleri .....	6
<u>Tablo 2.2:</u> Soğurulan radyasyonlar için bazı kalite faktörü değerleri .....	12
<u>Tablo 2.3:</u> Radyasyon ölçümü için tanımlanan nicelikler ve birimleri .....	13
<u>Tablo 2.4:</u> Fotonun madde ile etkileşme türleri .....	32
<u>Tablo 3.1:</u> 6 MV fotonlar için Mohan tarafından elde edilen Mohan Foton Spektrumu (Mohan at al 1985) ve Fit Fonksiyonu Değerleri .....	56
<u>Tablo 3.2:</u> Su için Kütle Zayıflama Katsayıları (XCOM) .....	66
<u>Tablo 4.1:</u> Klinik Liner Hızlandırıcı (Siemens Primus)'un, 6 MV foton enerjisi için farklı açılan kare alanlarda derinliğe bağlı olarak ölçülen Yüzde Derin Doz değerleri .....	74
<u>Tablo 4.2:</u> $3 \times 3 \text{ cm}^2$ alanda beş farklı derinlikte ölçülen Deneysel Doz Profili değerleri (Değerler her birinin maksimum değerine göre normalize edilmiştir) .....	81
<u>Tablo 4.3:</u> $5 \times 5 \text{ cm}^2$ alanda beş farklı derinlikte ölçülen Deneysel Doz Profili değerleri (Değerler her birinin maksimum değerine göre normalize edilmiştir) .....	84
<u>Tablo 4.4:</u> $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alanda beş farklı derinlikte ölçülen Deneysel Doz Profili değerleri (Değerler her birinin maksimum değerine göre normalize edilmiştir) .....	87
<u>Tablo 4.5:</u> $20 \times 20 \text{ cm}^2$ alanda beş farklı derinlikte ölçülen Deneysel Doz Profili değerleri (Değerler her birinin maksimum değerine göre normalize edilmiştir) .....	92
<u>Tablo 4.6:</u> $30 \times 30 \text{ cm}^2$ alanda dört farklı derinlikte ölçülen Deneysel Doz Profili değerleri (Değerler her birinin maksimum değerine göre normalize edilmiştir) .....	95

## 1. GİRİŞ

Son yıllarda hızla artış gösteren kanser vakalarının teşhis ve tedavisinde sıklıkla radyasyon kullanımına başvurulmaktadır. Radyoterapi olarak da adlandırılan Radyasyon Tedavisi, yüksek enerjili  $X$ -ışınlarını, elektron demetlerini ve radyoaktif izotopları normal dokular için güvenli olan doz sınırlarını aşmadan kanser hücrelerini öldürmek için kullanılır. Radyoterapide amaç, hasta üzerinde belirlenen hedef hacminde (target volümünde) optimum dozu verirken, kritik organ ve civardaki sağlıklı dokuları korumaktır. İyi bir tedavi yapılabilmesi için zor geometrilerde bulunan organların tedavisinde radyasyonla ışın yapabilmek için robot kolların kullanılmasının yanı sıra, ayrıntılı tüm vücut görüntülemeleri için (Pozitron Emission Tomography) PET kullanılmaya başlanmıştır.

Radyasyon ile teşhis ve tedavideki bu hızlı ilerleyiş beraberinde cihazların kalite kontrollerini de karmaşık hale getirmiştir. Özellikle tedavide, radyasyonun tümör dokuyu iyonlaştırma yoluyla yok etmesi için yüksek enerjilerde olması, hastaların kritik organ denilen sağlam dokuları üzerinde olumsuz etkiler bırakır. Bu etkiler, doku tarafından soğurulan radyasyon dozuna bağlıdır. Bu nedenle tedavide öngörülen ve planlanan radyasyon dozunun, cihaz tarafından, belirlenen kabul şartları içerisinde verilmesi hayati önem taşımaktadır. Bu nedenle tedavi cihazları, düzenli periyotlarda kalibre edilmeli ve planlama sistemleriyle uyumlu hale getirilmelidir. Bu cihazların kalibrasyonu sırasında hasta doku ve organlarına en yakın özellikler taşıyan fantomlar kullanılmaktadır. Cihazların kalibrasyonunda, verilen dozun kabul edilip edilmemesi için gerekli olan kabul sınırları simülasyon yöntemleri ile belirlenmektedir.

Çalışmada kuramsal bilgiler arasında, kanser hakkında genel bilgi, kansere yol açan etkenler, belirtiler ve Türkiye'deki kanser istatistiği konusunda bilgiler sunulmuştur. Ayrıca deneysel çalışmada kullanılan Siemens Primus marka klinik lineer hızlandırıcılar hakkında tanıtıcı bilgiler verilmiştir.

Bu çalışmada, radyoterapide kullanılan klinik lineer hızlandırıcıların 6  $MV$  foton ışınlarının kalibrasyonu için gerek duyulan derin doz ve doz profili eğrileri, hem deneysel hem de geliştirdiğimiz Monte Carlo Simülasyon Programı (MCSP) ile elde edilmiştir.

## 2. TEORİ

### 2.1. KANSER

#### 2.1.1. Kanser nedir?

Kanser vücudun belli bir bölgesindeki hücrelerin kontrolsüz olarak çoğalıp, o bölgenin de dışına yayılmasından ileri gelen hastalıkların genel adıdır. Kanser kelimesi belli bir hastalığı değil, aşırı hücre çoğalmaları ve doku büyümeleri şeklinde kendini belli eden çeşitli bozuklukları anlatır.

Vücudun tüm organları hücrelerden oluşmuştur. Sağlıklı vücut hücreleri (kas ve sinir hücreleri hariç) bölünebilme yeteneğine sahiptirler. Hücreler, ölen hücrelerin yenilenmesi ve vücut içi ve dışında yaralanan dokuların onarılması amacıyla bu yeteneklerini kullanırlar. Fakat hücrelerin bu yetenekleri de sınırlıdır, sonsuz bölünemezler. Her hücrenin hayatı boyunca belli bir bölünebilme sayısı vardır. Sağlıklı bir hücre gerektiği yerde ve gerektiği kadar bölüneceğini bilir. Bu durum bizlerin sağlıklı kalmasını sağlar. Eğer bu hücreler gereksiz olarak bölünmeye başlar ise yeni bir doku kitlesi oluştururlar. Bu normal dışı kitleye *tümör* diyoruz. Tümörler, *benign* (iyi huylu) veya *malign* (kötü huylu) olabilir.

Benign tümörler kanser değildir. Eğer ameliyatla tümör çıkartılırsa hastaların çoğunda tekrarlanmazlar. Daha önemlisi benign tümörlerindeki hücreler vücudun diğer bölgelerine yayılmazlar. Bu tümörler nadiren hayatı tehdit edici olurlar.

Malign tümörler ise kanserlerdir. Kanser hücreleri yakındaki doku ve organlara yayılabilirler. Ayrıca bu hücreler kan dolaşımına ve lenf sistemine girerek vücudun diğer bölgelerine de yayılabilirler. Kanser hücrelerinin bu yayılma olayına *metastaz* denmektedir.

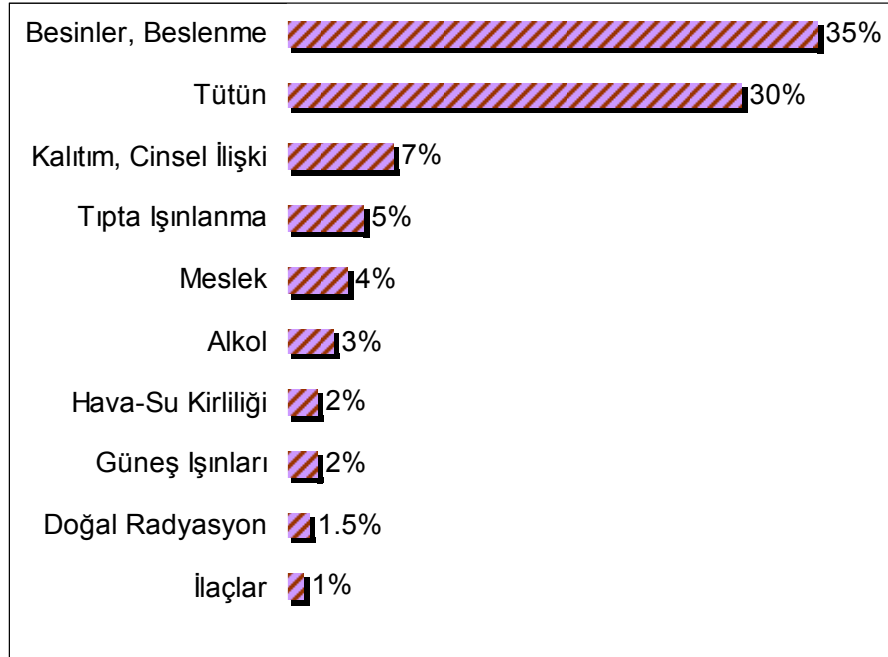
#### 2.1.2. Kanser Sebepleri

Yaklaşık olarak % 80 vakada kanseri oluşturan belirgin bir neden tespit edilemez. Herhangi bir nedenle normal hücrelerdeki genlerde *mutasyon* adı verilen değişiklikler oluşur ve hücre hızla bölünüp çoğalarak malign hale gelir. Genlerde bu

mutasyonu oluşturabilecek çok sayıda çevresel etkenler vardır. Aslında sağlıklı bir hayat tarzı oluşturularak çok sayıda kanser riskinden kendimizi koruyabiliriz.

### 2.1.3. Kansere Yol Açan Etkenler

- *Diyet*: Hayvansal yağlardan zengin, et içeriği fazla, kolesterol ve kaloriden zengin diyetlerle beslenme (Şekil 2.1).
- *Sigara*: Sigara akciğer kanseri riskini belirgin ölçüde arttırmaktadır. Sigara ve diğer tütün ürünleri bundan başka ağız, gırtlak, yemek borusu, mide, mesane kanserlerinde önemli rol oynar.
- *Yaş*: Orta ve ileri yaşlarda daha sık görülür.
- *Şişmanlık ve Bedensel Hareketsizlik*: Açık bir ilişki kurulmuş olmamasına karşılık araştırmalar şişmanlığın bazı tip kanserlere zemin hazırladığını göstermektedir.
- Yüksek dozda radyasyona maruz kalmak.
- *Aşırı Güneş Işığı*: Güneşteki ultraviole ışınları direkt olarak melanoma ve diğer deri kanserleri oluşumu ile ilişkilidir.



Şekil 2.1: Kanser etkenleri yüzde gösterimi (Bilim ve Teknik, Nisan 2006 Eki, s15-16)



- *Kimyasal Maddeler:* İş yerlerinde metal tozları ve kimyasal maddelerle karşılaşma kanser riskini artırır. Asbest, rodon, vinil, benzen iyi bilinen kanserojenlerdir.
- *Vücutun Bağışıklık Sistemini Bozan Hastalıklar:* AIDS gibi vücut bağışıklığı bozulan hastalarda kanser daha kolay oluşmaktadır.
- *Kalıtım:* Kanserin oluşmasında önemli bir etkidir. Kanserden sorumlu olan anormal bir gen ana-babadan çocuklarına geçmektedir. Bu durum kansere neden olan geni taşıyan her bireyde otomatik olarak kanser oluşacağı anlamına gelmez. Eğer ailevi kanser riskinden korkuluyor ise bu konuda doktora başvurarak aile bireylerinin riskleri açısından genetik konsültasyon ve testler uygulanmalıdır.

#### 2.1.4. Kanser Belirtileri

Birçok kanser tipi iyice ilerlemedikçe belirgin bir bulgu veya ağrı oluşturmaz. Ağrı genellikle geç belirtidir. Kanser belirtileri, erken devrelerde daha az zararlı diğer hastalıklarla karıştırılmaktadır. Kanserin bazı hastalıklara ait belirtileri şöyle sıralanabilir:

- *Akciğer Kanseri:* % 90 oranında sigara içenlerde ve kimyasal maddelere maruz kalanlarda ortaya çıkıyor. Geçmeyen öksürük, kanlı ve kokulu balgam, ses kısıklığı, göğüs ağrısı ve akciğer enfeksiyonu belirtileri oluşabilir.
- *Prostat:* 50 yaş ve üzerindeki erkeklerde sıklıkla görülür. Sık ve ağrılı idrara çıkma, kanlı idrar, yeni gelişen iktidarsızlık, testislerde sertlik veya ele gelen ağrısız kitle.
- *Bağırsak Kanseri:* Kansere bağlı ölümlerde baş sıradadır. Ailesinde bağırsak kanseri olanlar, sigara içenler, iltihabi bağırsak hastalıkları olanlar, asbeste maruz kalanlar risk grubunda yer alıyor. Yutma güçlüğü, uzun süre kusma ve bulantı, uzamış ishal veya kabızlık, bağırsak hareketlerinde düzensizlik, koyu renkli veya kanlı dışkı, uzun süreli karın ağrısı, açıklanamayan kilo kaybı.
- *Meme Kanseri:* Kadınlarda sık rastlanılan kanser türüdür. 40 yaşın üzerinde olan, anne ve kız kardeşlerinde meme kanseri bulunan, ilk çocuğunu 18

yaşın altı veya 30'un üstünde doğuran ve östrojen kullanan kadınlar risk altında yer alır. Göğüste ele gelen kitle, meme derisinde kalınlaşma, çekilme veya çökme, meme başından berrak veya kanlı akıntı belirtileri arasındadır.

- *Rahim Kanseri:* İlk adetini erken yaşta görenler, menopoza geç girenler, östrojen içeren ilaçlarla tedavi gören, hiç çocuk sahibi olmayan, şeker hastası, yüksek tansiyonlu olanlar risk grubunda yer alır.
- *Cilt Kanseri:* Genellikle yayılmıyor ve kolay tedavi ediliyor. Ancak benlerden türeyen cilt kanseri ölümcüldür. Açık tenli kişiler, güneşe maruz kalanlar, ailesinde cilt kanseri olanlar yüksek risk altındadır. Renk, şekil ve büyüklüğü değişen, çabuk kanayan veya ülserleşen benler ile iyileşmeyen yaralar gibi belirtiler saptanmıştır.

Vücuttaki değişimleri gözleyip, şüphelenmek kanserin teşhis ve tedavisinin en önemli yoludur. Bu tür belirtilerde Radyasyon Onkolojisi Uzmanına başvurulmalıdır.

### 2.1.5. Türkiye'de Kanser Durumu

Ülkemiz mevcut kayıt sisteminin yeterli olmaması nedeniyle kanser insidansı (bir hastalığın yüz bin kişi arasında görülme sıklığı) hakkında yeterli bilgiye sahip değiliz. Gelişmiş ülkelerde bir yılda görülen kanser insidansı yüz binde 400'ler civarında iken sağlık bakanlığı kanser kayıt merkezine bildirilen kanser oranı yüz binde 35-40 civarındadır. Ancak bu oranın gerçekte yüz binde 150-200 civarında olduğu ve bu oran dikkate alındığında ülkemizde yılda yüz bin civarında yeni kanser olgusunun ortaya çıktığı tahmin edilmektedir. Bu veriler ülkemiz için kanserin önemli sorun olduğunu göstermektedir.

Sağlık Bakanlığı kanser kayıt verileri değerlendirildiğinde 1994 yılında 20100 kanser olgusu bildirilmiştir. Bunun 12000 erkek, 8000'i kadın olgudur. Bu veriler değerlendirildiğinde erkeklerde en sık karşılaşılan üç kanser türü *Akciğer*, *Lösemi-Lenfoma* ve *mide* kanseridir. Kadınlarda ise *Meme*, *Lösemi-Lenfoma* ve *uterus* kanseridir (Çizelge 2.1).

**Çizelge 2.1:** Kadın ve Erkeklerde En Sık Karşılaşılan Kanseri Türleri (Özet 1999)

ERKEK		KADIN	
Kanser Türü	Yüzde Oranı	Kanser Türü	Yüzde Oranı
Akciğer	27.7%	Meme	14.5%
Lösemi-Lenfoma	13%	Lösemi-Lenfoma	12.7%
Mide	8.5%	Uterus	10.8%
Prostat	6.3%	Akciğer	7.2%
Larinx	6%	Mide	6.8%
Kolon-Rektum	4%	Kolon-Rektum	3.7%
Oral	3.1%	Cilt	2.7%
Cilt	2.6%	Ağız	2.4%
Ösefagus	2.1%		
Diğer	26.7%	Diğer	35%

Bu veriler ülkemiz için kanserin önemli sorun olduğunu göstermektedir. Bu nedenle ülkemizde sağlık planlamalarında bu gelişimin dikkate alınması, kanser koruyucu ve tedavi edici sağlık hizmetlerinin geliştirilmesine ihtiyaç vardır.

## 2.2. RADYASYON

### 2.2.1. Radyasyon

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*, *bremssstrahlung* ve *γ-ışınları*, *güneş ışınları* günlük hayatımızda

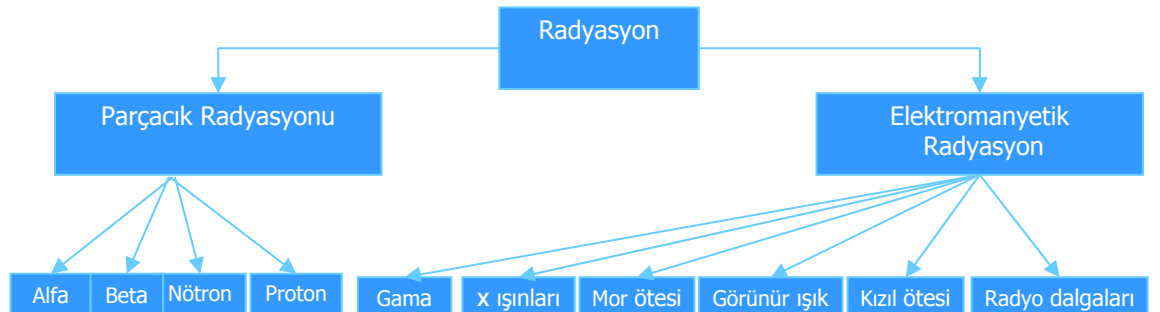
alışkın olduğumuz radyasyon çeşitleridir (  $\alpha$  ve  $\beta^-$  (elektron)  $\beta^+$  (pozitron) parçacıkları, protonlar ( $p$ ) ve nötronlar ( $n$ ) da radyasyon olarak adlandırılmaktadır). Biz burada radyasyon kelimesiyle  $X$ -ışını, *bremsstrahlung* ve  $\gamma$ -ışını kastediyoruz.

Radyasyon birçok insanın düşündüğü gibi 1900'lü yıllarda keşfedilmesi ile ortaya çıkan bir tehlike değildir. Tam aksine ilk çağlardan beri vardır. Ancak, teknolojinin ve sanayileşmenin gelişmesi, Uranyum elementinin elde edilmesi ve kullanılması ile radyasyonun etkileri giderek artmıştır.

Radyasyon, Şekil 2.2'de görüldüğü gibi parçacık radyasyonu (*Alfa, Beta, Proton, Nötron*) ve elektromanyetik radyasyon ( *Gama 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 2.2).

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

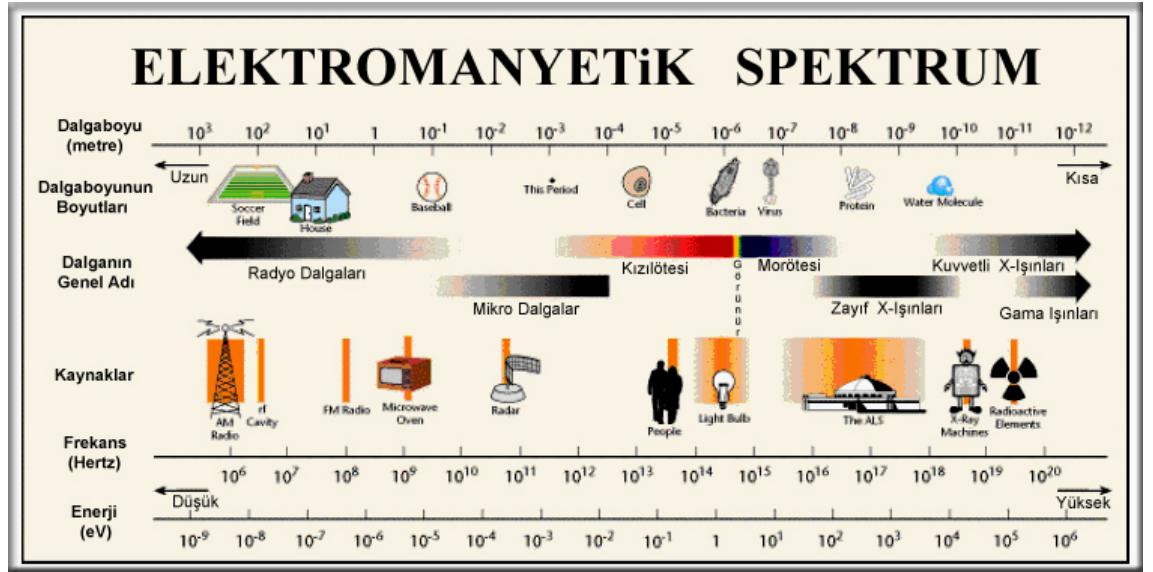
Yüksek enerjili radyasyon iyonize radyasyon olarak da tanımlanır ve atomdan elektron koparabilen dolayısıyla atomu iyonize edebilen radyasyon türüdür. Bunlar da *Alfa, Beta, Gama ve X-Işınları*'dir.



Şekil 2.2: Radyasyonun Çeşitleri.

Düşük enerjili ya da iyonize olmayan radyasyon ise etkileştiği materyal içindeki atomları yeteri kadar enerjisi olmadığı için iyonize edemez ve sadece uyarmakla yetinir. Mikrodalgalar, görünür ışık, radyo dalgaları, kızılötesi ve (çok kısa dalga boyluları hariç olmak üzere) morötesi ışık iyonize olmayan radyasyona örnektir.

Elektromanyetik spektrumu oluşturan bütün radyasyonlarda enerji, yüksüz ve kütsüz fotonlar tarafından taşınmaktadır (Şekil 2.3). Gama ışınları, çekirdekte yörüngedeki bir nükleonun ( $p,n$ ) enerji verilip daha üst yörüngeye çıkartılması (çekirdeğin uyarılması) sonucu tekrar eski yörüngesine dönerken yayımlanan fotonlardır.  $X$ -ışınları, çekirdek etrafındaki yörüngedeki bir elektronun enerji verilip daha üst yörüngeye çıkartılması (atomun uyarılması) sonucu tekrar eski yörüngesine dönerken yayımlanan fotonlardır. İyonize edici elektromanyetik radyasyon, çekirdekte yayımlanıyorsa *gama*, yörüngeden yayımlanıyorsa *X-ışını* adı verilmiştir.



Şekil 2.3: Elektromanyetik radyasyonun enerji spektrumu.

### 2.2.2. Radyasyon Dozu ve Birimleri

Radyoaktif numunenin aktifliği (*Ci* veya *par/s* cinsinden), radyasyonun tipine veya enerjisine bağlı değildir. Aktiflik, bozunan aynı izotopun iki farklı kaynağının karşılaştırılmasında faydalı bir kavramdır. Söz gelimi  $10\text{ mCi}$ 'lik  $^{60}\text{Co}$ ,  $1\text{ mCi}$ 'lik  $^{60}\text{Co}$ 'dan daha şiddetlidir. Nükleer radyasyonların ortak bir özelliği, etkileştikleri

atomların elektronlarını sökerek onları iyonlaştırmalarıdır. Bundan dolayı nükleer radyasyonlara *iyonlaştırıcı radyasyon* da denir.

$X$ -ışını ve  $\gamma$ -ışını fotonlarının hava içinden geçişlerini göz önüne alalım. Fotonlar havadaki atomlarla, fotoelektrik olay, Rayleigh saçılması (koherent saçılma), Compton saçılması (inkohorent saçılma) ve elektron pozitron çifti oluşumu gibi etkileşmelerle birçok kez etkileşirler ve her etkileşimde atomdan sökülen yeteri kadar yüksek enerjili elektronlar oluşturulur. Bu ikincil elektronlar da havadaki atomlarla elastik saçılma, inelastik saçılma ve bremsstrahlung gibi etkileşmeler yaparlar. İnelastik saçılma sonucunda iyonlaşma ve dolayısıyla ilave elektronlar meydana gelebilir. Bremsstrahlung olayı sonucunda bir foton yayınlanır ve bu foton da tıpkı  $X$ -ışını ve  $\gamma$ -ışını fotonları gibi etkileşmeler yaparak ikincil elektronlar oluşturabilir. Havanın belli bir  $m$  kütle başına oluşan iyonların toplam  $Q$  elektrik yüküne *poz* (*exposure=ışınlama dozu*,  $X_p$ ) denir.  $\gamma$ -ışınlarının enerjileri ve kaynakların aktiflikleri tamamen farklı olsa bile, aynı *pozu* oluşturan  $\gamma$ -ışını kaynakları aynı şiddette olarak kabul edilir. Poz (*ışınlama dozu*),

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

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

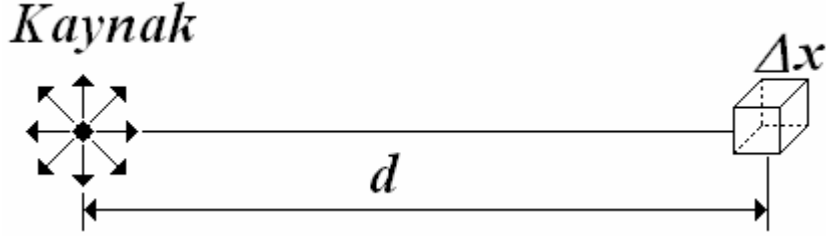
$$1 R = \frac{1 \text{ esu}}{0.001293 \text{ g}} = 2.58 \cdot 10^{-4} \text{ C/kg} \quad (2.2)$$

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

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

elde edilir.

Bir  $\gamma$ -ışını ile üretilen iyonlaşma,  $\gamma$ -ışınlarının enerjilerine bağlıdır. Havada her iyon oluşumu için  $34 \text{ eV}$  gerektiği için,  $1 \text{ MeV}$  enerjili  $\gamma$ -ışınının ortalama,  $10^6 \text{ eV} / 34 \text{ eV} \approx 30\,000$  iyon oluşturması beklenir. Belirli bir aktifliğe sahip radyoaktif bir kaynak genel olarak değişik şiddet ve enerjilerde birçok  $\gamma$ -ışını yayımlayabilir. Bu kaynağın oluşturduğu ışınlama dozu, bozunumların sayısına ve her  $\gamma$ -ışınının enerjisi ile şiddetine de bağlı olacaktır. Işınlama doz hızı yani birim zamandaki ışınlama dozu, kaynağın aktifliğine ve ayrıca kaynaktan ne kadar uzakta olduğuna da bağlıdır.  $n$ -çeşit  $\gamma$ -ışını yayımlayan bir nokta kaynaktan  $d$  kadar uzaklıkta  $1 \text{ cm}^3$  havadaki ışınlama doz hızı  $R/s$  ve  $C/(kg \cdot s)$  birimlerinde aşağıdaki gibi yazılabilir (Şekil 2.4).



Şekil 2.4: Nokta kaynaktan  $d$  mesafe uzaklıkta  $1 \text{ cm}^3$  hacmindeki hava ortamı.

$$\frac{dX}{dt} [R/s] = \sum_{i=1}^n A(t)\eta_i \frac{1}{4\pi d^2} e^{-\mu_i d} (1 - e^{-\mu_{en-i}\Delta x}) \frac{E_i}{I} e \text{ (esu)} \quad (2.4)$$

$$\frac{dX}{dt} [C/(kg \cdot s)] = \sum_{i=1}^n A(t)\eta_i \frac{1}{4\pi d^2} e^{-\mu_i d} (1 - e^{-\mu_{en-i}\Delta x}) \frac{E_i}{I} \frac{e(C)}{\rho_h (kg/cm^3)} \quad (2.5)$$

Burada,

$A(t) = A_0 e^{-\lambda t}$  : par./s biriminde kaynağın aktifliği,

$\eta_i$  :  $i$ -ninci  $\gamma$ -ışınının yayılma olasılığı,

$\frac{1}{4\pi d^2}$  : yayılan bir  $\gamma$ -ışınının  $d$  mesafesindeki  $1 \text{ cm}^3$ 'lük hacim elemanına

yönelme olasılığı,

$\mu_i$ :  $i$ -inci  $\gamma$ -ışınının, birim uzunluk başına yaptığı etkileşme sayısı (lineer zayıflama katsayısı),

$e^{-\mu_i d}$ :  $i$ -inci  $\gamma$ -ışınının,  $d$  mesafesini etkileşme yapmadan geçme olasılığı,

$\mu_{en-i}$ :  $i$ -inci  $\gamma$ -ışınının, birim uzunluk başına yakın çevreye tüm enerjisini aktaracak şekilde yaptığı etkileşme sayısı (enerji soğurma katsayısı) (Hubbel 1969),

$(1 - e^{-\mu_{en-i} \Delta x})$ :  $i$ -inci  $\gamma$ -ışınının,  $\Delta x = 1 \text{ cm}$  kalınlığındaki hacim elemanı içinde tüm enerjisini bırakacak şekilde etkileşme yapma olasılığı,

$E_i$ :  $i$ -inci  $\gamma$ -ışınının enerjisi,

$I = 34 \text{ eV}$ : havada bir iyon çifti meydana getirmek için gerekli enerji,

$\rho_h = 1.29 \cdot 10^{-6} \text{ kg/cm}^3$ : havanın yoğunluğu ( $1 \text{ cm}^3$  havanın  $\text{kg}$  biriminde kütlesi)'dir.

Bu ifade,

$$\frac{dX}{dt} = \Gamma \frac{A(t)}{d} \quad (2.6)$$

şeklinde yazılabilir. Burada  $\Gamma$ , *özgül  $\gamma$ -ışını sabitidir* ve Denk. (2.4) ve (2.5)'te görüldüğü gibi, radyoaktif çekirdeğin yayınladığı  $\gamma$ -ışınlarının ayrıntılarına bağlıdır. Işınlama dozu ve aktiflik arasındaki ilişkinin ölçülebilmesi için standart mesafe olarak  $d=1 \text{ m}$  alınır; bu durumda  $\Gamma$ 'nın birimi  $(R/h)/(Ci/m^2)$ 'dir.

İyonlaştırıcı radyasyona maruz kalan havadan başka ortamların enerji soğurma hızı farklıdır. Bundan dolayı değişik maddelerde iyonlaşma ile enerjinin soğurulmasının tanımlanmasında bir standardın olması gerekmektedir. Bu niceliğe *soğurulan doz* (*soğurma dozu*),  $D$  denir ve ortamın birim kütlesi başına iyonlaştırıcı radyasyon tarafından ortama aktarılan enerji olarak tanımlanır. Soğurulma dozunun en yaygın kullanılan birimi *rad* (*radiation absorbed dose*),  $1 \text{ g}$  madde tarafından  $100 \text{ erg}$ 'lik enerji soğurulmasına eşittir.

$$1 \text{ rad} = 100 \text{ erg/g} \quad (2.7)$$



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

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg} = 100 \text{ rad} \quad (2.8)$$

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

Hücrenin  $1 \text{ rad}$ 'lık  $\alpha$  radyasyonundan hasar görmesi,  $1 \text{ rad}$ 'lık  $\gamma$ -ışınına göre çok daha fazladır. Bu farklılıkların nicel olarak belirlenmesi için, belirli bir radyasyon dozunun *aynı biyolojik etkiyi oluşturan X-ışını dozunun* oranı olarak tanımlanan *bağlı biyolojik etkinlik (RBE)* kavramı tanımlanmıştır. *RBE* değerleri,  $\alpha$ -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.  $\beta$ -parçacıkları ve  $\gamma$ -ışınları gibi radyasyonlar, birim uzunluk başına nispeten daha az enerji aktardıklarından 1 civarında bir *QF* değerine sahiptirler.  $\alpha$ -parçacıkları gibi birim uzunluk başına daha fazla enerji aktaran radyasyonların *QF* değerleri 20'ye kadar değişir. Çizelge 2.2'de bazı *QF* değerleri verilmiştir.

**Çizelge 2.2:** Soğurulan radyasyonlar için bazı kalite faktörü değerleri.

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

Belirli bir radyasyonun biyolojik sistem üzerindeki etkisi, radyasyonun soğurulan doz,  $D$  ve kalite faktörü, *QF* değerlerine bağlıdır; biyolojik etkinin doz

eşdeğeri, *biyolojik doz* veya *eşdeğer doz* olarak adlandırılır ve bu iki niceliğin çarpılmasıyla elde edilir:

$$ED=D \cdot QF \quad (2.9)$$

$D$ , *rad* biriminde ölçüldüğünde biyolojik doz *rem* (*roentgen equivalent man*) cinsinden ölçülür.  $D$  için *SI* birim sistemindeki birimi *Gy* kullanılırsa biyolojik doz birimi *sievert* (*Sv*)'dir.  $1 \text{ Gy}=100 \text{ rad}$  olduğundan  $1 \text{ Sv}=100 \text{ rem}$ 'dir. Bunlardan dolayı, radyasyonun şiddetinin tanımlanmasında, yalnız bozunma hızı aktifliğin sayılması veya biyolojik sistemlerdeki etkinin (biyolojik doz) ölçülmesinden hangisini incelediğimize bağlı olarak birçok farklı yol vardır. Radyasyonun ölçülmesinde ilk zamanlarda tanımlanan birimler büyük değişikliklere uğramış daha sonra Uluslararası Radyasyon Bilimleri Komitesi (ICRU) kullanılan birimleri yeniden inceleyerek aktivite, ışınlama, absorblanmış (soğurulmuş) doz ve doz eşdeğeri için özel birimler tanımlamıştır. Bahsedilen bu en sık kullanılan niceliklerde değişik ölçümler için *SI* birimlerinin bir özeti Çizelge 2.3'te verilmiştir.

**Çizelge 2.3:** Radyasyon ölçümü için tanımlanan nicelikler ve birimleri.

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

Halkın ve radyasyonlu ortamlarda çalışanların ışınlama dozu için standartlar, belirli bir zaman periyodunda genellikle 3 ay veya 1 yıl'da bir  $mSv$  ya da  $rem$  birimlerine ifade edilir. Doğal fon dediğimiz kozmik ışınlar ve  $^{40}K$ ,  $U$  ve  $Th$  serileri gibi doğal olarak bulunan izotoplardan her yıl yaklaşık  $1-2 \text{ mSv}$  alınmaktadır. Uluslararası Radyasyon Koruma Komitesi (International Commission on Radiation Protection-ICRP) yıllık tüm-vücut soğurulma dozu sınırlarını halk için  $5 \text{ mSv/yıl}$  ve işleri gereği radyasyonla çalışanlar için  $50 \text{ mSv/yıl}$  olarak belirlemiştir. Vücudun kemik iliği gibi

hassas bir bölgesi tarafından soğurulan doz, tipik bir göğüs *Röntgen* (X-ışını) filmi çekimi için 0.5 mSv, dış röntgeninde ise 0.02 mSv'dir (Krane 2001).

### 2.2.3. Radyasyonun Canlılar Üzerindeki Etkisi

Uzayda çok yüksek hızlarla hareket eden bu ışınlar kolaylıkla insan vücuduna nüfuz edebilir ve vücudu oluşturan biyolojik hücrelere hasar verebilirler. Ayrıca, bu ışınların hücrelerin kimyasal yapılarını değiştirmeleri de mümkündür. Özellikle yüklü parçacıklar, saniyenin binde biri gibi çok kısa süre içinde hücre moleküllerini parçalayıp iyonlarına ayrıştırabilirler. Bununla birlikte, etrafta bulunan diğer hücreleri de fizyolojik görevlerini yapamaz duruma getirebilirler. Bütün bunların sonucunda radyasyona maruz kalan bir hücre ya ölür veya işlevini yitirir. Aslında az sayıda hücrenin ölmesi önemli değildir. Çünkü normal hayatta yıpranan hücrelerin ölümü ve yerlerine yenilerin doğması doğaldır. Ancak yüksek radyasyon sonucu çok sayıda hücrenin aniden ölmesi veya normal çalışmasının bozulması canlının sağlığını önemli ölçüde etkileyen bir olaydır.

Hayati önemi fazla olan dokularda (kemik iliği, dalak, kan ve üreme hücreleri) radyasyonun etkisi daha erken görülür. Çünkü bu hücreler daha çabuk çoğaldığından bir hücredeki hasar, sakat doğan yeni hücrelerle çığ gibi büyür. Bu ise uzun bir zaman dilimi içerisinde her an bir tümör olarak sonuçlanabilir. Radyasyonun kanserojen etkisi bu şekilde ortaya çıkmaktadır. En büyük tehlike ise hücre çekirdeği içindeki DNA'ların bozulmasıdır. DNA'lardan oluşan kromozomların yapılarının değişmesi, taşıdığı sırların kaybolması ve yeni genetik yapıları hücreler haline dönüşmesi sonucunda ebeveyne benzemeyen yeni bir genotip ortaya çıkar. Bu farklılaşmaya *mutasyon* adı verilir. Eğer bu durum, bireyin üreme hücrelerinde gerçekleşirse radyasyondan kaynaklanan bu değişiklik gelecek nesillere de aktarılır.

Yüksek dozda radyasyona maruz kalmış bireylerde görülebilecek başlıca hastalıklar şunlardır: Kanda ve kan yapan organlarda tahribat (anemi, lösemi), ciltte ateş yanığını andıran yaralar, gözde katarakt, kısırlık, kanser ve kalıtsal bozukluklar.

Bir insan vücudunun kısa bir süre belirli bir radyasyon dozuna maruz kalması sonucu görülebilecek rahatsızlıklar ise kişiden kişiye değişebilir. Ancak, bu rahatsızlıkların genel özellikleri şu şekilde özetlenebilir:

50 rem, gözlenebilir bir biyolojik etki meydana getiren en küçük radyasyon dozudur. Bu doz kandaki akyuvar sayısında geçici bir değişiklik meydana getirir.

100 – 200 rem arasında radyasyona maruz kalan bir insanda 3 saat içerisinde kusma ile birlikte yorgunluk ve iştahsızlık görülür. Bu tür hastalarda bir kaç hafta içinde iyileşme gözlenir.

400 rem radyasyon dozuna maruz kalan kişilerde bir kaç saat içerisinde başlayan bulantı ve kusma dönemini iştahsızlık, halsizlik, ateş ve saç dökülmesi izler. Yaklaşık iki hafta sonra ağızda iltihaplanma görülür, ishal ile birlikte hızlı kilo kaybı başlar. Bu dozda radyasyona maruz kalan fertlerin % 50'si 2 ile 4 hafta içinde ölür.

600 rem'de ise ölüm oranı % 90'a çıkar. Kalanların iyileşmesi ise çok uzun süren tedaviler gerektirir.

### 2.3. RADYOTERAPİDE KULLANILAN RADYASYON CİHAZLARI

Radyoterapinin ilk yıllarında kullanılan X-ışını demetleri en fazla 250–400 kV potansiyel farklarında X-ışını demetleri, en fazla 250–400 kV potansiyel farklarında X-ışını tüpleri ile elde edilen ışınlar idi. Radyoterapinin esasını bu X-ışınları ile yapılan tedaviler oluşturuyordu. Bu enerji seviyesinde elde edilen X-ışınlarının gircilik yeteneği düşük olduğundan derine yerleşmiş tümörlerin tedavisinde üst kısımda bulunan sağlam dokular fazla doz almakta ve özellikle cilt reaksiyonları fazla olmaktadır. Kemik dokusu ile yumuşak doku arasındaki büyük soğurma, farklı konvansiyonel X-ışınları ile yapılan tedavilerde bir sakınca oluşturuyordu. Bu nedenle doku içinde uygun dozu verebilecek X-ışınlarının cilt ve sağlam dokularda etkilerini azaltacak, kemik ve diğer dokularda aynı soğurmayı verecek X-ışını cihazları üzerinde yoğun çalışmalar yapıldı. Bunun sonucunda yüksek enerjili X-ışını demetlerinin konvansiyonel tipte çalışan cihazlar ile elde edilemeyeceği anlaşıldı. Bunun üzerine yüklü parçacıkları hızlandıracak başka sistemler üzerinde araştırmalar yapılmıştır. İlk olarak yüksek frekanslı çok kısa dalga boylu (*microwave*) osilatörler geliştirilmiş ve bunlar lineer hızlandırıcılarda elektronları hızlandırmak için kullanılmaya başlanmıştır. Günümüzde dünyada en modern radyoterapi cihazları olarak lineer hızlandırıcılar kullanılmaktadır. Bu kesimde lineer hızlandırıcıların genel özellikleri ve çalışmada kullanılan *Siemens Primus* marka lineer hızlandırıcı hakkında bir takım tanıtıcı bilgiler verilmiştir.

### 2.3.1. Klinik Lineer Hızlandırıcılar

Lineer hızlandırma, elektronların bir tüp boyunca yüksek frekanslı elektromanyetik dalgalar kullanılarak hızlandırılması işlemidir. Tüm lineer hızlandırıcılar da aynı prensipleri takip ederler. Elektron hızlandırıcıları daima elektromanyetik fizik yasalarına göre tanımlanırlar.

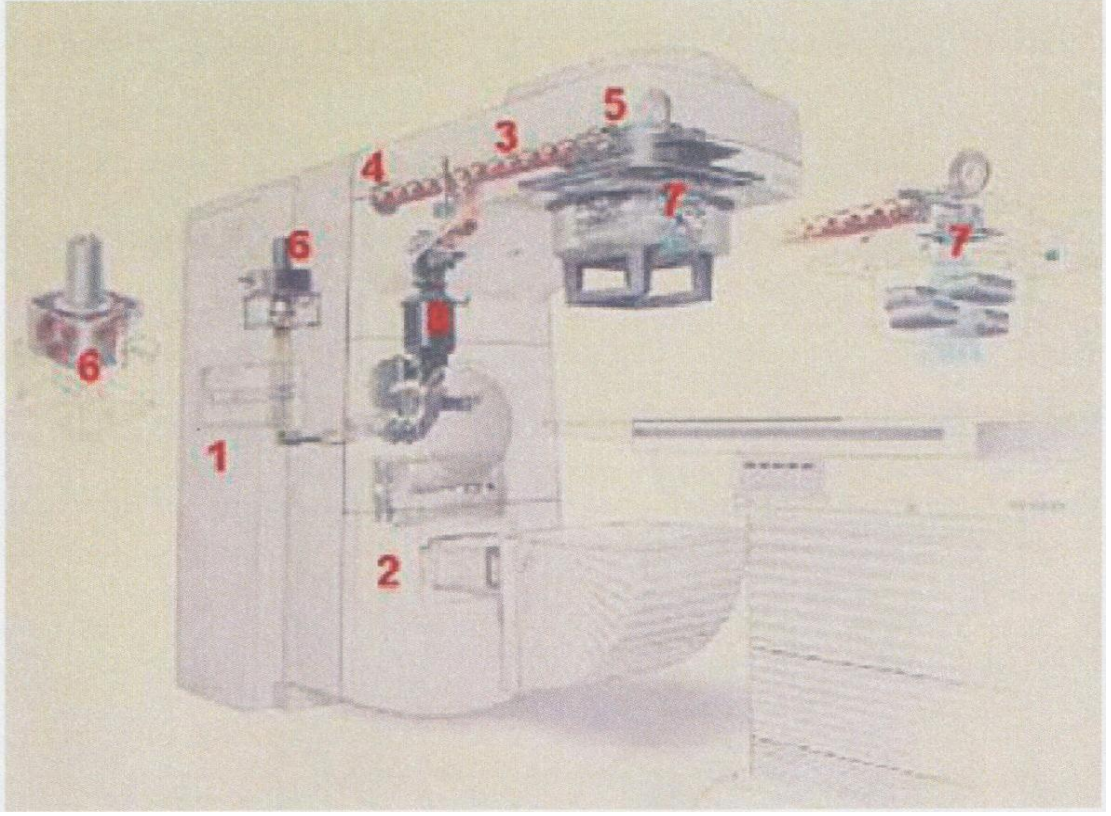
Siemens Primus, en ileri tedavi teknikleri için kullanıma hazırlanmış ve elverişli bir tasarıma sahip olan bir lineer hızlandırıcıdır. Primus hızlandırıcılar, belirlenmiş enerji aralıkları içerisinde bir foton ya da elektron demeti üretirler. Foton modunda 4 *MV* ile 23 *MV* arasında iki adet enerji değeri seçilirken, elektron modunda ise 5 *MeV*'den 21 *MeV*'e kadar altı adet enerji değeri seçilmektedir. Tedavide kullanılan *X*-ışınları ilk zamanlarda *X*-ışını tüpünden, *kV* büyüklüğünde potansiyel farkı uygulanarak elde edildiğinden *kV*, *MV* gibi birimler radyoterapide kullanıla gelmektedir. Cihazı kullanan kişilerin tedavi sırasında yanlılık yapmalarını önlemek amacıyla, gama ışınları ile elektronları karıştırmamaları için gama ışınları modu enerjisi *MV*, elektron modu enerjileri *MeV* birimlerinde gösterilmektedir. Aslında *MV*, *MeV* demektir ve hızlandırılan elektronların enerjisidir.  $E = 6 \text{ MeV}$  enerjili elektronların hızlandırılmasıyla oluşan bremsstrahlung fotonlarının enerjileri de 0 ile 6 *MeV* aralığında değişir. Bu fotonlar 6 *MV* modunda elde edilir.

Primus'ta yüksek enerji değerleri için (23 *MV* foton veya 21 *MeV* elektron'a kadar) sistemde elektromanyetik dalgayı güçlendiren düzenek olan Klystron kullanılır. Orta enerji değerlerinde ise (15 *MV* foton veya 14 *MeV* elektron'a kadar) elektromanyetik dalgalar üretmek için tasarlanan Magnetron kullanılmaktadır.

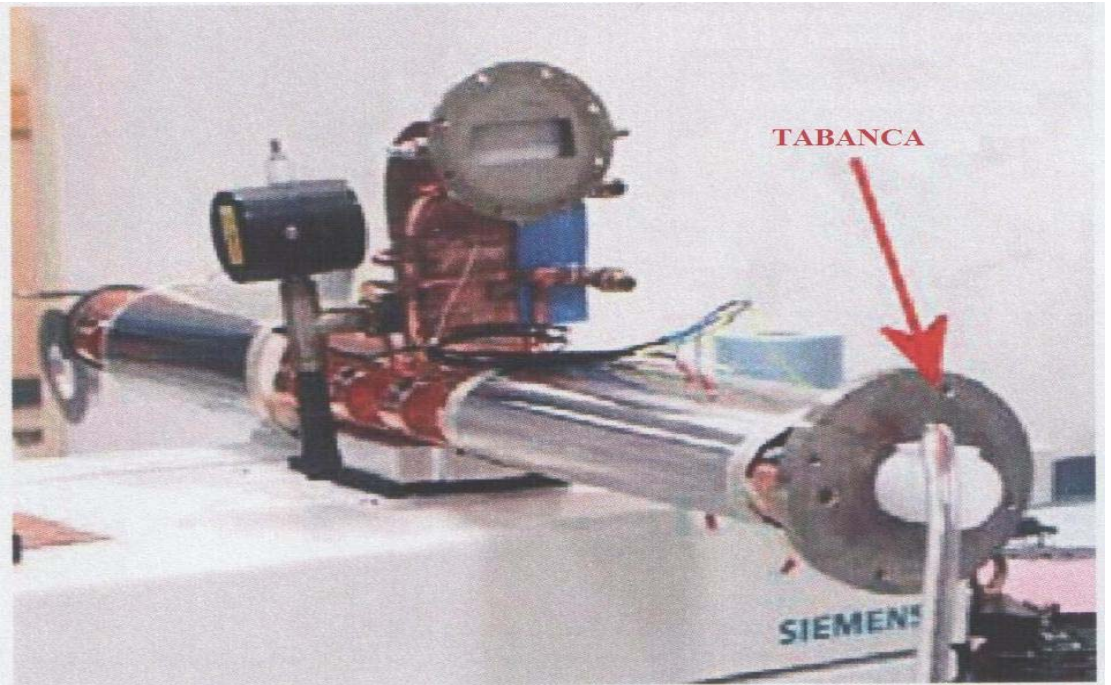
#### 2.3.1.1. Primus Lineer Hızlandırıcıların Ana Kısımları

Tüm hızlandırıcılar hemen hemen aynı özelliklere sahip olmakla beraber bir klinik lineer hızlandırıcı aşağıdaki parçaları ihtiva etmektedir (Şekil 2.5).

- 1- *Sabit Yapı*: Makinenin sabit kısmını oluşturur. Elektronik ana kumanda sistemini ve devre elemanlarını içerir.
- 2- *Gantry*: Makinenin hareketli kısmı olup her iki taraftan 180° saat yönünde ve tersinde dönebilen kısımdır.



Şekil 2.5: Siemens Primus Linear Hızlandırıcı ve Ana Kısımları (Siemens 2003).



Şekil 2.6: Siemens Primus'ta Elektron Tabancası (Siemens 2003).

- 3- *Hızlandırılmış Frekans Yönlendiricisi*: Hızlandırılmış elektronların olduğu kısımdır.
- 4- *Elektron Tabancası*: Frekans yönlendiricisine hızlandırılmış elektronlar üretir (Şekil 2.6). Tabanca, frekans yönlendiricisinin önüne yerleştirilmiştir. Elektron tabancası bir elektron tüpüdür. Katottan yayımlanan elektronların, belli bir potansiyel farkı altında anoda doğru hızlandırılması esasına dayanır.
- 5- *Bending Magnet*: Hızlandırıldıktan sonra, elektronlar enerjilerine göre filtrelendirir ve hastaya ışın yeniden yönlendirilir.
- 6- *RF Güç Kaynağı*: Magnetron, radyo frekans (*RF*) dalgalarını üretir. Bu *RF* dalgası, elektronları hızlandırmak için kullanılır.
- 7- *Kolimatör (Baş)*: Baş kısımda ışını kolime eder. Tedavi için kullanılabilir olan bir ışın meydana getirir.
- 8- *RF Halkası*: *RF* dalgaları kaynaktan (magnetron/klystron) hızlandırılmış dalga yönlendiricisine gönderir.

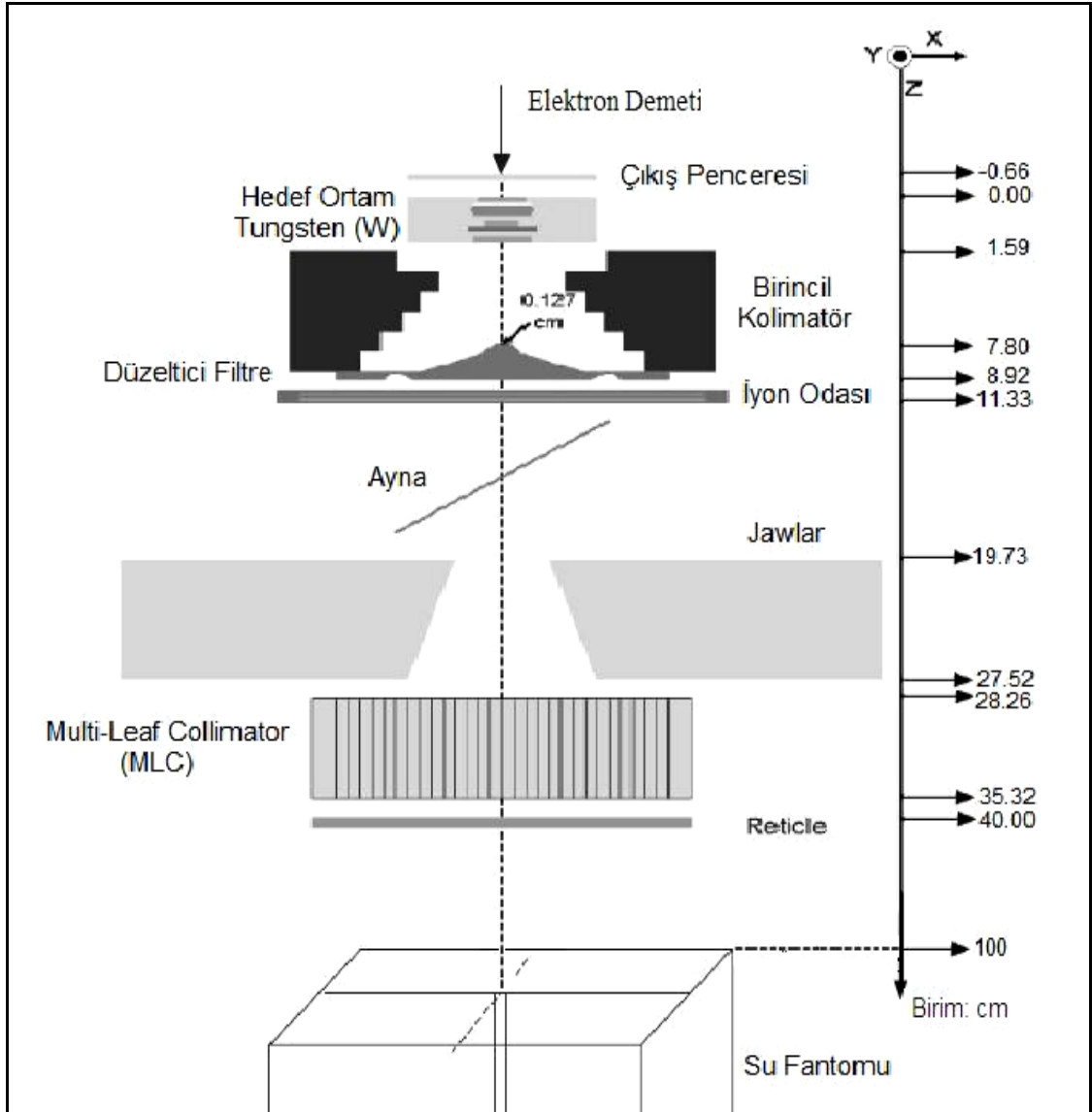
Ayrıca makine genel olarak üç kısma ayrılabilir. Bunlar *Sabit kısım*, *Gantry* ve baş kısmını oluşturan *Kolimatör* olarak sınıflandırılmaktadır.

### 2.3.1.2. Primus Lineer Hızlandırıcıların Ana Yapısı

Bir lineer hızlandırıcının amacı yüksek enerjili elektronlar üretmektir. Şekil 2.7'de Siemens Primus Klinik Lineer Hızlandırıcıların (*LINAC*) kolimatör ya da ana (baş) yapısı görülmektedir. Noktalı çizgiler *z-eksenini*, sayfanın sağ tarafı *X-eksenini* ve sayfanın dışına doğru ise *y-eksenini* göstermektedir.

Başlangıç noktası ise hedefin ya da Tungsten (*W*)'in ön yüzeyi olarak tanımlanmıştır. Linac'in ana yapısı, hedef, düzeltici filtre, iyon odası, alan tanımlama sistemi [*jawlar* (çeneler) ve *multi-leaf* (çok yapraklı) *kolimatörler*] ve *reticle* (*hedef göstergesi*) olmak üzere altı başlıca kısımdan oluşur. Aynı zamanda ayarlı kolimatörün alt kısmında *wedge* (kama biçiminde) filtre ve koruyucu blok tepsisini takmaya özel yerler vardır.

Magnetron ve Klystron gibi özel tüplerden frekansı yaklaşık 3000 *MHz* olan elektromanyetik dalgalar elde edilir. Bu tüplerden elde edilen dalgalar hızlandırıcı tüpün içine gönderilir.



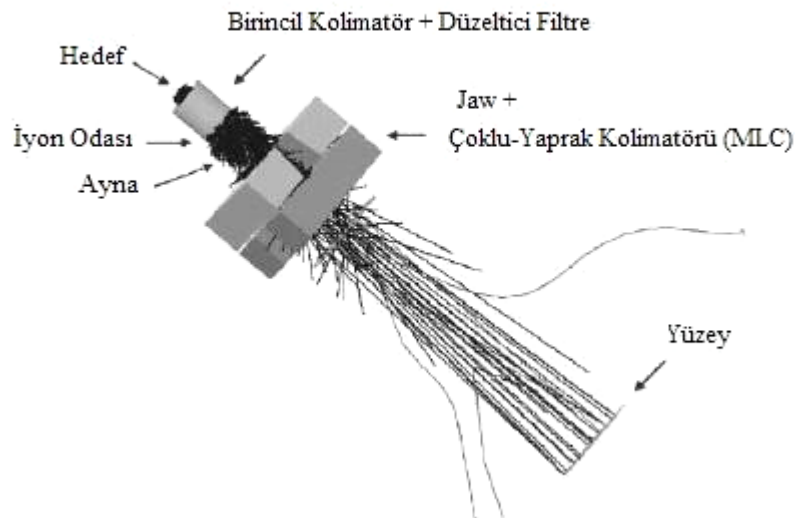
**Şekil 2.7:** Siemens PRİMUS lineer Hızlandırıcılarının ana yapısı. Bu şekil, ölçeklendirilmemiştir. (S.-Y. Lin ve ark 2001)

Elektron tabancasından elde edilen elektronları  $50 \text{ keV}$  lik enerji ( $v = 0.4c$ ) ile hızlandırıcı tüpün içine gönderilirler. Elektronlar, enerji kazanmak ve hızlandırılmak için elektromanyetik dalgaların üzerine bindirilir. Normal olarak elektromanyetik dalgaların hızı, elektronlardan fazla olduğu için tüp içindeki dairesel disklerle hızları azaltılır. Elektronlara yüksek hız, elektromanyetik dalganın tepe noktasına bindirilerek verilir. Bu yolla elektronlar, birkaç  $MV$  lik enerji kazanırlar.



Hızlandırma esnasında elektronları bir demet halinde toplamak ve hedef üzerine ince bir demet halinde göndermek için, tüp boyunca manyetik odaklayıcı alanlar oluşturulmuştur. Hızlandırıcı tütün sonunda elektronlar maksimum enerjilerini kazanmış olurlar. Enerjileri yaklaşık  $5 \text{ MV/metre}$ 'dir. Daha küçük boyutlu cihazlar yapmak ve daha yüksek enerjili ışınlar elde etmek için, hızlandırılmış elektronlar  $90^\circ$ - $270^\circ$  saptırıcı (*bending*) magnetler ile saptırılarak hedef (*target*) üzerine veya doğrudan doğruya tütün dışına gönderilirler. Tek enerjili demet halinde yayınlanan elektronlar, çıkış penceresinden geçerek hedef üzerine düşerler. Elektronların yönelimleri çıkış penceresinin alanıyla sınırlıdır. Elektronlar hedefle etkileştiği zaman yüksek enerjili bremsstrahlung ışınlarını üretirler. Hedefi geçtikten sonra sıfır (0) ile gelen elektronların maksimum enerji değerleri arasında sürekli enerjili bir foton dağılımı (*bremsstrahlung ışınları*) elde edilmektedir. Hedefi geçen bu fotonların şiddeti, gaussiyen dağılıma sahiptir. Cihazlarda tanımlanan  $6 \text{ MV}$  ya da  $18 \text{ MV}$  foton ışınlarından kastedilen bu fotonların maksimum enerjileridir. Klinik amaçlarda kullanımı için bir düzeltici filtre tarafından bu dağılım daha homojen bir hale getirilmektedir. Hastanın ve su fantomun yüzeyine gelen fotonların enerji dağılımının bilinmesi son derece önemlidir.

Şekil 2.8'de bu ışınların hasta ya da su fantomu yüzeyine yönelimleri görülmektedir.



**Şekil 2.8:** Siemens Primus'ta EGS kodu ile Monte Carlo simülasyonunun radyasyon izleri (Treurniet and Rogers, 1999). Düz çizgiler foton izlerini, eğrilere ise elektron izlerini göstermektedir.

Fotonları şiddeti ise iyon odasıyla ölçülmektedir. Bu cihazda hedef olarak Tungsten ( $W$ ) maddesi kullanılmıştır. Elektron demetleri, enerjilerine göre yüzeysel, orta ve derin tedavide kullanılır. Bremsstrahlung ( $X$ -ışını) demetleri ise derine yerleşmiş tümörlerin tedavisinde kullanılır.

## 2.4. ELEKTRONLARIN MADDE İLE ETKİLEŞMESİ

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

- Elastik Çarpışma
- İnelastik Çarpışma
- Bremsstrahlung (Frenleme Işını) Olayı
- Cherenkov Işıması

### 2.4.1. Elastik Çarpışma

#### 2.4.1.1. Atomik Elektronlarla Elastik Çarpışma

Gelen elektron, etkileştiği atomun elektronlarının alanında elastik olarak sapar. Olayda enerji ve momentum korunur. Atomik elektrona aktarılan enerji onun bağlanma enerjisinden daha küçük olduğundan, etkileşme aslında bir bütün olarak atomla olur. Bu çarpışmalar çok düşük enerjili ( $<100 eV$ ) elektronlar için etkilidir (Cengiz 1991).

### 2.4.1.2. Çekirdekle Elastik Çarpışma

Gelen elektron, radyasyon yayınlamadan veya çekirdeği uyarmadan elastik olarak çekirdekten sapar. Elektron, yalnızca çekirdekle arasındaki momentum korunumu için gerekli kinetik enerjiyi kaybeder. Bu enerji  $eV$  basamağındadır. Dolayısıyla çarpışmada enerji kaybı yoktur.

Bir elektron,  $Ze$  yüklü bir atomik çekirdeğin yanından geçtiğinde Coulomb kuvvetleri nedeniyle bir  $\theta$  açısı kadar yolundan sapar.  $E$  enerjili bir elektronun  $\theta$  ile  $\theta + d\theta$  açı aralığına saçılması Rutherford diferansiyel tesir kesiti,

$$\frac{d\sigma_{el}}{d\Omega} = \frac{Z^2 e^4}{4E^2 (1 - \cos\theta + 2\beta_N)^2} \quad (2.10)$$

ile verilir (Shimizu ve ark. 1972). Burada  $d\Omega = 2\pi \sin\theta d\theta$ , diferansiyel katı açı ve  $\beta_N$  atomik perdeleme parametresidir. Bu parametre Nigam ve arkadaşları (1959) tarafından,

$$\beta_N = 5.43 Z^{2/3} / E, \quad [E] = eV \quad (2.11)$$

olarak elde edilmiştir. Rutherford diferansiyel saçılma tesir kesitinin tüm katı açı üzerinden integrasyonu ile toplam elastik saçılma tesir kesiti,

$$\sigma_{el} = \frac{\pi e^4 Z^2}{4\beta_N (1 + \beta_N) E^2} \left[ \frac{cm^2}{\text{çekirdek}} \right] \quad (2.12)$$

olarak elde edilir (Cengiz 1991).

## 2.4.2. İnelastik Çarpışma

### 2.4.2.1 Atomik Elektronlarla İnelastik Çarpışma

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

Gelen elektronun  $Q$  ile  $Q+dQ$  arasında bir enerjiyi atomik elektrona aktarması için, atomik elektron başına klasik diferansiyel inelastik saçılma tesir kesiti,

$$\frac{d\sigma_{in}}{dQ} = 2 \sum_{i=1}^M f_i \frac{dQ_R}{dQ} \theta(Q - Q_i) \quad (2.13)$$

şeklinde tanımlanabilir (Cengiz 2001). Burada,

$$\frac{d\sigma_R}{dQ} = \kappa \frac{1}{(Q + Q_i)^2}, \quad i\text{-inci atomik elektronla etkileşmesi için Rutherford diferansiyel}$$

tesir kesiti,  $\kappa = \frac{2\pi m c^2 r_e^2}{\beta^2}$ ,  $m c^2 = 0.511 \text{ MeV}$  elektronun durgun kütle enerjisi,  $e$

elektronun yükü olmak üzere  $r_e = e^2 / m c^2 = 2.82 \times 10^{-13} \text{ cm}$  klasik elektron yarıçapı,

$\beta = v/c$  ışık hızı biriminde elektronun hızı,  $M$ , hedef atomun kabuk sayısı,  $f_i$  ve  $Q_i$  sırasıyla  $i$ -inci kabuktaki atomik elektron sayısı ve bu elektronların rezonans enerjisi ve  $\theta(x)$  [  $\theta(x) = 0$ ,  $x < 0$  ise;  $\theta(x) = 1$ ,  $x \geq 0$  ise ] basamak fonksiyonudur (Cengiz 2001).

$\beta$ , gelen elektronun kinetik enerjisi  $E$ 'ye bağlı olarak,

$$\beta = \left[ 1 - \left( \frac{m c^2}{m c^2 + E} \right)^2 \right]^{1/2} \quad (2.14)$$

şeklinde yazılabilir.

Elektron başına toplam inelastik saçılma tesir kesiti, elektronlar için,

$$\sigma_{in} = \int_{E_{\min}}^{E_{\max}} \frac{d\sigma_{in}}{dQ} dQ \quad (2.15)$$

şeklinde tanımlanır. Çarpışmadan sonra, gelen ve atomik elektron ayırt edilemez. Bundan dolayı çarpışmada elektronun (gelen veya atomik) kaybedebileceği minimum enerji, atomik elektronun rezonans enerjisi kadar,  $E_{\min} = Q_i$  ve maksimum enerji,

$$E_{\max} = \frac{E - Q_i}{2} \text{ olur. Denk.(2.15)'ten,}$$

$$\sigma_{in} = 2\kappa \sum_{i=1}^M f_i \left( \frac{1}{Q_i} - \frac{2}{E + Q_i} \right) \theta(E - Q_i) \quad (2.16)$$

elde edilir.

#### 2.4.2.2. Çekirdekle İnelastik Çarpışma

Gelen elektron, çekirdeğe kadar ulaşıp yakalanmama durumunda enerjisinin bir kısmını kaybederek yolundan sapar. Bu çarpışmada nükleer uyarılma olasılığı da vardır, fakat bu olasılık çok küçüktür. Ancak çok yüksek enerji ile gelen elektronlar çekirdeğe kadar ulaşabilirler. Çekirdeğe ulaşan elektronlar da çok büyük bir olasılıkla bremsstrahlung olayı sonucu enerji kaybederler. Çekirdekle inelastik çarpışma olasılığı bremsstrahlung olayı olasılığından çok küçüktür (Cengiz 1991).

#### 2.4.3 Bremsstrahlung (Frenleme Işını) Olayı

##### 2.4.3.1 Klasik Yaklaşım

Klasik elektromanyetik teoriye göre, ivmesi  $a$  olan bir yüklü parçacık,

$$\frac{dE}{dt} = 2e^2 a^2 / 3c^3 \quad (2.17)$$

hızıyla elektromanyetik enerji yayınlar (Evans 1955). Elektron veya proton gibi yüklü bir parçacık çekirdeğin alanı içinde hareket ettiği zaman ivmelenir ve elektromanyetik dalgalar yayınlar; bu ışımaya bremsstrahlung (frenleme ışını) adı verilir. Yayınlanan enerjinin, ivmenin karesiyle doğru orantılı olduğu Denk.(2.17)'den görülmektedir. Dolayısıyla yayınlanan enerji kütlenin karesiyle ters orantılıdır, çünkü  $a=F/m$ 'dir. Burada  $F$  kuvvet,  $m$  ise yüklü parçacığın kütlesidir. Bu, ışıma olaylarının hafif yüklü parçacıklar olan elektronlar ve pozitronlar için dikkate alınması gerektiğini ve protonlar, alfa parçacıkları, mezonlar ve benzeri ağır yüklü parçacıklar için ihmal edilebileceğini açıklar. Kuvvet çekirdeğin yüküyle orantılı olduğundan ışıma yoluyla enerji kaybetme hızı  $Z^2$  ile orantılıdır. Işıma yoluyla enerji kaybının  $Z^2$  ile orantılı olduğuna ve enerji ile lineer bir şekilde arttığına; buna karşılık çarpışma (iyonizasyon) yoluyla enerji kaybının  $Z$  ile orantılı olduğuna ve enerji ile logaritmik bir şekilde arttığına dikkat edilmelidir. Bu yüzden yüksek enerjilerde ışıma yoluyla enerji kaybı daha baskındır.

Işıma yoluyla enerji kaybının önemli olduğu enerji bölgesinde, ışıma uzunluğu, soğurucu içinde elektronun enerjisinin, ilk enerjisinin  $1/e$  değerine düştüğü yol uzunluğu olarak tanımlanır. Kritik enerji  $E_{cr}$ , çarpışma yoluyla enerji kaybının ışıma yoluyla enerji kaybına eşit olduğu elektron enerjisi olarak tanımlanır. Bethe ve Heitler (1934) tarafından, kritik enerjinin,

$$E_{cr} \approx 1600 mc^2 / Z \quad (2.18)$$

olduğu gösterilmiştir. Işıma yoluyla enerji kaybının iyonlaşma yoluyla enerji kaybına oranı,

$$\frac{(dE/dx)_r}{(dE/dx)_c} \approx \frac{EZ}{1600 mc^2} \quad (2.19)$$

ile verilir. Burada  $(dE/dx)_r$ , ışıma yoluyla birim uzunluk başına enerji kaybı (*ışıma durdurma gücü*),  $(dE/dx)_c$ , çarpışma yoluyla birim uzunluk başına enerji kaybı (*çarpışma durdurma gücü*)'dür.  $E$  enerjili bir elektron, bir atomik elektron veya çekirdek alanında ivmelendiğinde, bir minimum enerjiden bir maksimum enerjiye kadar

değerler alabilen bir foton yayınlamalarıdır. Yayınlanan fotonun maksimum enerjisi gelen elektronun kinetik enerjisine eşit yani  $k_{\max} = E$  'dir. Yayınlanan fotonun minimum enerjisinin ne olduğu konusu tam açık değildir. Minimum enerji gerçekte sıfırdır. Sıfır enerjili foton yayınlanması, olayın bremsstrahlung olayı olmadığına eşdeğerdir. Bu durumda, hem hesaplamalardaki sifira bölümden kurtulmak, hem de bremsstrahlung olayı sınırını belirlemek için bir kesilim enerjisi, minimum enerji değeri olarak araştırmacılar tarafından alınmıştır (Al-Beteri ve Raeside 1989). Çoklu saçılma ile elektron takibi yapan Noma ve arkadaşları (1983) kesilim enerji değerini  $E/100$  olarak almışlardır. Al-Beteri ve Raeside (1989) ise kesilim enerji değerini birkaç  $keV$  olarak almışlardır. Çalışmada yayınlanan fotonun minimum enerjisi  $k_{\min} = 10keV$  olarak alınmıştır.

#### 2.4.3.2 Kuantum Mekaniksel Yaklaşım

Küçük atom numaralı,  $Z e$  yüklü bir çekirdekten, hızı  $v = \beta c$ , durgun kütlesi  $m$  olan bir elektronun inelastik saçılması durumunda,  $(Z/137\beta) \ll 1$  'dir. Kuantum mekaniğinde, Birinci Born Yaklaşımına göre,  $Z/137\beta$ ,  $1$  ile kıyaslandığında ihmal edilebilir (Evans 1955). Böylece, Birinci Born Yaklaşımı, çok düşük hızlı elektronlar hariç Bremsstrahlung Problemi'ne uygulanabilir.

Kuantum Mekaniksel Bremsstrahlung Teorisi, relativistik elektronlar için, Birinci Born Yaklaşımı ve Dirac'ın Relativistik Elektron Teorisi kullanılarak Bethe-Heitler (1934) ve diğer araştırmacılar tarafından geliştirilmiştir. Bethe ve Maximon (1954), Born Yaklaşımı'nı kullanmaksızın  $E \gg mc^2$  ve  $E - h\nu \gg mc^2$  olmak üzere diferansiyel tesir kesitini türetmişlerdir. Relativistik olmayan teori, Sommerfeld (1931) tarafından tam dalga fonksiyonları kullanılarak geliştirilmiş ve bu fonksiyonlar, Weinstock (1942) tarafından bütün açılar üzerinden toplanarak deneysel değerlerle karşılaştırılmıştır.

Kuantum Mekaniksel Teori'de, bir düzlem dalga ile temsil edilen, çekirdek alanına girip saçılan elektron, küçük fakat sonlu bir foton yayma olasılığına sahiptir. Sistemin ara durumları, Dirac Elektron Teorisi ile belirlenen negatif enerji durumları içerir. Bremsstrahlung Teorisi, çekirdek alanında, hızlı fotonlar tarafından elektron

pozitron çifti oluşturulması (çift oluşum) teorisiyle yakından ilgilidir. Işıma işlemi, yayınlanan fotonun elektromanyetik alanı ile elektronun çiftlenimini içerdiğinden ışıma tesir kesiti elastik saçılma tesir kesitinin  $1/137$  'si mertebesindedir. Gelen elektronların atomik çekirdekten saçılmalarının pek çoğu elastiktir. Çok az sayıdaki olayda foton yayınlanabilir.

Mott (1931), çekirdek tarafından elektronların elastik saçılmasının kendi adıyla anılan Mott Teorisi'nde, ışıma durdurma gücünü göz önüne almamıştır. Bu teoride, saçılan elektronun ışıma olasılığı  $2\pi e^2 / hc = 1/137$  mertebesinde olduğu için, ışıma yoluyla enerji kaybının etkisi göz önüne alınmaz ve böyle terimler,  $1/137 \ll 1$  olduğundan, elastik saçılma teorisini geliştirmek için kullanılan Birinci Mertebeden Pertürbasyon Teorisi (Born Yaklaşımı)'nde ihmal edilmektedir. Elastik saçılmalarda radyatif kayıpların etkisinin % 2 veya % 3'ten daha az olduğu tahmin edilmektedir (Mott 1931).

#### 2.4.3.3. Bremsstrahlung Tesir Kesiti

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

$$d\sigma_b = 4\alpha r_0^2 Z(Z+\delta) \frac{d\tau}{\tau} \left[ 1 + (1-\tau)^2 - \frac{2}{3}(1-\tau) \right] \times \left[ \Phi(\Gamma, Z) + F_1(\beta, Z) + F_2(\beta_0, Z) - \frac{1}{3} \ln(Z) \right] \quad (2.20)$$

şeklinde verilmiştir. Burada  $\tau = k/(E + mc^2) = k/E_0$ , elektronun toplam enerji biriminde fotonun enerjisi,  $\alpha = 1/137.04$ , ince yapı sabiti,  $r_0 = e^2/mc^2 = 2.82 \times 10^{-13} \text{ cm}$ , klasik elektron yarıçapıdır. Bu ifadede Bethe-Heitler formülündeki  $Z^2$  yerine  $Z(Z + \delta)$  yazılarak, elektron alanında tesir kesiti çekirdek alanında tesir kesitine eklenmiştir. Burada  $\delta = 0.75$  Lanzl ve Hanson (1951) tarafından verilen deneysel bir değerdir.



Al-Beteri ve Raeside, iki perdeleme fonksiyonu yerine tek bir fonksiyon,  $\Phi(\Gamma, Z)$ , kullanmışlar, ayrıca tesir kesitinin perdeleme kısmına iki yeni düzeltme fonksiyonu  $F_1(\beta, Z)$  ve  $F_2(\beta_0, Z)$  eklemişlerdir. Burada Bethe-Heitler perdeleme parametresi  $\Gamma$ ,

$$\Gamma = \frac{100 mc^2}{E_0 Z^{1/3}} \left[ \frac{\tau}{1-\tau} \right] \quad (2.21)$$

şeklinde yazılabilir.  $F_1(\beta, Z)$ ,  $F_2(\beta_0, Z)$  Al-Beteri ve Raeside (1989) tarafından,

$$F_1(\beta, Z) = \alpha Z (1 - \beta^5) \quad (2.22)$$

$$F_2(\beta_0, Z) = 8.5 \left[ \left( \frac{mc^2}{E_0} \right) \left( \frac{\alpha Z}{\beta_0} \right) \right]^2 \quad (2.23)$$

şeklinde önerilerek, deneysel değerlere en uygun fit,

$$\Phi(\Gamma, Z) = 4.6 \left[ 1 + \frac{1}{Z^2} \right] - \frac{1}{\beta_0} \ln(\Gamma + \beta_0 - 0.3) \quad (2.24)$$

perdeleme fonksiyonu kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

Bremsstrahlung olayında yayınlanan fotonun enerji kesri  $\tau$ ,  $\tau_{min} = k_{min}/E_0 = 10 keV/E_0$  ile  $\tau_{max} = k_{max}/E_0 = E/E_0$  arasında değerler alır. Toplam bremsstrahlung tesir kesiti,

$$\sigma_b = \int_{\tau_{min}}^{\tau_{max}} d\sigma_b \quad (2.25)$$

şeklinde tanımlanır.

#### 2.4.4. Cherenkov Işınması

Bir yüklü parçacık, herhangi bir madde içinden geçerken, parçacığın hızı  $v = \beta c$ , ışığın faz hızından büyükse elektromanyetik radyasyon yayınlar. Bu olay, Cherenkov tarafından bulunmuş, teorik açıklaması Frank ve Tam tarafından yapılmıştır. Collins ve Reiling ve diğer araştırmacılar da olayı deneysel olarak doğrulamıştır (Evans 1955).

#### 2.4.5. Elektronların Soğurulması

Bir elektronun iki etkileşme arasında gidebileceği mesafeye *serbest yol* denir. Elektronun serbest yolu, toplam tesir kesitine dolayısıyla enerjisine bağlı olarak üstel şekilde değişir. Elektronların bir ortamdaki serbest yollarının ortalamasına *ortalama serbest yol* denir. Ortalama serbest yol,

$$\lambda_t = \frac{1}{N\sigma_t} \quad (2.26)$$

ifadesi ile verilir. Burada  $N = \rho N_0 / A$  ( $\rho$ : ortamın yoğunluğu,  $N_0$ : Avagadro sayısı,  $A$ : ortamın kütle numarası)  $cm^3$ 'teki atom sayısı ve  $\sigma_t = \sigma_{el} + \sigma_{in} + \sigma_b$ , elektronun tüm olaylar için toplam tesir kesitidir.

Elektronların bir ortamdaki serbest yollarının toplamına *yol uzunluğu* denir. Elektronların ortama giriş doğrultusunda gidebildikleri mesafeye de *menzil* denir. Tek enerjili elektronlar her zaman aynı yol uzunluğunu ve menzili gitmezler. Elektronların yol uzunlukları ve menzilleri ayrı ayrı birer dağılım gösterir. Bu dağılımlar, ağır yüklü parçacıklara göre elektronlardan daha yayvandır.

Elektronların birim yol başına çarpışmalar sonucu kaybettikleri enerji, çarpışma durdurma gücü; ışınım sonucu kaybettikleri enerji, ışınım durdurma gücü olarak tanımlanır.

Toplam durdurma gücü bu iki ifadenin toplamı olup,

$$-\frac{dE}{dx} = \left(-\frac{dE}{dx}\right)_c + \left(-\frac{dE}{dx}\right)_r = S_c + S_r \quad (2.27)$$

'dır. Buradaki (-) işareti enerji kaybını göstermektedir. Durdurma gücü için teorik ve deneysel çalışmalar birçok araştırmacı tarafından yapılmıştır. Bu çalışmalardan en önemlisi Berger ve Seltzer (1982) tarafından Çizelge halinde elde edilen değerlerdir. Elektronların etkileşmeleri tek tek değil de, çoklu saçılmalarla grup grup incelendiğinde, enerji kayıplarının belirlenmesinde durdurma gücü gereklidir. Bundan dolayı durdurma gücü yaygın olarak kullanılır.

$E$  enerjili elektronların bir ortamdaki ortalama yol uzunluğu,

$$s = \int_0^E \frac{dE}{\left(-\frac{dE}{dx}\right)} \quad (2.28)$$

şeklinde tanımlanmıştır. Ortalama yol uzunluğu, sürekli yavaşlama yaklaşımı, C.S.D.A. (Continuous Slowing Down Approximation) menzili olarak da adlandırılmaktadır. C.S.D.A. menzili elektronların maksimum menzili civarında bir değerdir. Elektronların C.S.D.A. menzili Berger ve Seltzer (1982) tarafından Çizelge halinde elde edilmiştir.

Linac'tan gelen elektronların bir kısmı Tungsten ( $W$ ) hedefte soğrulur, bir kısmı da Tungsten hedefi geçer. Hedefteki etkileşmeler sonucunda oluşan ikincil elektronların bir kısmı da hedefi geçebilir. Çalışmada, hedefteki bremsstrahlung olayı sonucu oluşan fotonlar takip edilmiş, hedefi geçen elektronlar takip edilmemiştir.

Bremsstrahlung olayı sonucu yayınlanan fotonların elektronun ilerleme doğrultusunda yayınlanma olasılıkları en yüksektir. Buna ilaveten hedefte çok sayıda bremsstrahlung olayı meydana geldiği için, hedeften çıkan fotonların istatistik olarak ileri doğrultuda düzgün dağılımlı oldukları varsayılmıştır. Dolayısıyla hedef düzgün dağılımlı (izotropik) bir gama kaynağı olarak düşünülmüştür. Ayrıca SSD mesafesi Tungsten hedefin boyutlarına göre çok büyük olduğundan bu kaynak izotropik nokta kaynak olarak ele alınmıştır.

## 2.5. $\gamma$ -IŞINININ MADDE İLE ETKİLEŞMESİ

$X$ -ışını ve  $\gamma$ -ışını gibi elektromanyetik radyasyonlar ikili yapıya sahiptirler. Etkileşme ve enerji durumlarına göre hem parçacık hem de dalga özelliği gösterirler. Elektromanyetik radyasyonlar, ışık hızıyla hareket eden, durgun kütleleri sıfır, enerji ve momentum taşıyan parçacıklardır ve parçacık özelliğinden dolayı bunlara *foton* da denir. Foton enerjisi,  $E = h\nu$  olarak ifade edilir. Burada  $\nu$  frekans ve  $h$  Planck sabitidir.

Fotonları, enerjilerine veya oluşma biçimlerine göre sınıflandırabiliriz. Oluşma şekillerine göre sınıflandırırsak  $\gamma$ -ışınları, nükleer geçişlere eşlik eden elektromanyetik radyasyonlardır. Bremsstrahlung veya sürekli  $X$ -ışınları, elektronların veya diğer yüklü parçacıkların ivmeli hareketi sonucu oluşurlar. Karakteristik  $X$ -ışınları ise atomik elektronların  $K, L, M, \dots$  kabukları arasındaki geçişleri sırasında yayınlanır. Oluşumları farklı olmakla beraber tüm fotonlar aynı özelliklere sahiptir ve enerjilerine göre madde ile aynı etkileşmeleri yapabilirler. Sözelimi burda foton veya  $\gamma$ -ışını deyimi ile tüm elektromanyetik dalgaları kast etmiş olacağız.

Fotonlar madde ile çok çeşitli etkileşmeler yapabilir. Bu etkileşmeler Çizelge 2.4'te verilmektedir (Hubbel 1969). Bu Çizelgede görüldüğü gibi tüm etkileşmeleri etkileşme parçacıklarına ve etkilerine göre sınıflandırabiliriz.

*Etkileşme parçacığına göre,*

- Atomik elektronlar ile etkileşmeler
- Nükleonlar ile etkileşmeler
- Çekirdek veya elektronu çevreleyen elektrik alan ile etkileşmeler
- Nükleon-nükleon kuvvetlerinin ara parçacıkları olan mezonlar ile etkileşmeler.

*Etkileşmenin etkisine göre,*

- Tamamen soğurulma
- Saçılma
- Çoklu foton etkileri

şeklinde sınıflandırılabilir.

**Çizelge 2.4:** Fotonun madde ile etkileşme türleri. Mavi kutudaki etkileşmeler, madde içinde foton zayıflamasına katkısı büyük olan etkileşmeleri; mor kutudakiler ise, belirtilen enerji bölgelerinde toplam etkileşmeye göre katkısı %1 olan diğer etkileşmeleri göstermektedir.

ETKİLEŞME TİPİ	SOĞURULMA (A)	SAÇILMA		ÇOKLU FOTON ETKİLERİ (D)
		ELASTİK (COHERENT) (B)	İNELASTİK (INCOHERENT) (C)	
1)ATOMİK ELEKTRONLAR	FOTOELEKTRİK ETKİ $\sim Z^4$ (Düşük Enerjil.) $\mu_r$ $\sim Z^5$ (Yüksek Enerjil.)	RAYLEIGH SAÇILMASI $\sigma_R \sim Z^2$ (Düşük Enerji Limitinde)	RAMAN SAÇILMASI  COMPTON SAÇILMASI $\sigma_c \sim Z$	İKİ FOTON COMPTON SAÇILMASI $\sim Z$
2)NÜKLEONLAR	FOTONÜKLEER REAKSİYONLAR $\sigma_{fn} \sim Z$ ( $E \geq 10$ MeV)	ELASTİK NÜKLEER SAÇILMA ( $\gamma, \gamma$ ) $\sim Z^2$	İNELASTİK NÜKLEER SAÇILMA ( $\gamma, \gamma$ )	
3)YÜKLÜ PARÇACIKLARI ÇEVRELEYEN ELEKTRİK ALAN	1) Çek.Ala.Elek- Pozit. Çift oluşumu $\chi_n \sim Z^2$ ( $E \geq 1,02$ MeV) 2) Elektron Alanında Elek.-Pozit. Çift Oluşumu $\chi_e \sim Z$ ( $E \geq 2,04$ MeV) 3)Nükleon_Antinükl. Oluşumu ( $E \geq 4$ BeV)	DELBURK SAÇILMASI $\sim Z^4$		
4) MEZONLAR	FOTOMEZON OLUŞUMU ( $E \geq 150$ MeV)	DEĞİŞTİRME ( $\gamma, \gamma$ )		

Gamma ışınlarının madde ile yaptığı 14 farklı etkileşme olayı vardır. Bu olayların çoğu nadiren ortaya çıkar. Bu olaylardan bazıları şunlardır:

**Delbruck Saçılması:** Delburuck saçılması veya elastik nükleer potansiyel saçılması, çekirdek alanında sezilgen elektron çift oluşumundan kaynaklanmaktadır. Bu saçılmanın olma ihtimali son derece düşüktür.

**Nükleer Rezonans Saçılması:** Bu olayda çekirdek, iki nükleer enerji seviyesi arasındaki farka eşit enerjiye sahip olan bir fotonun soğurulmasıyla uyarılır, uyarılan çekirdek foton yayınlarak, kararlı hale geçer.

**Nükleer Fotoelektrik Olay:** Bu olayda yüksek enerjili bir foton çekirdek tarafından soğurulur ve sonuçta bir nükleon dışarı atılır. Buna *fotoparçalanma* (*fotodisintegrasyon*) adı verilir. Bu olay büyük  $Z$ 'li ortamlarda daha çok meydana gelir, radyoterapide kullanılan enerji düzeylerinde görülmez.

**Mezon oluşumu:** Fotonun, çekirdekten bir mezon koparılabilmesi için enerjisinin yaklaşık  $150 \text{ MeV}$  'in üzerinde olması gerekir. Mezon oluşumu tesir kesiti çok küçük ( $\approx 10^{-3} \text{ barn/atom}$ ) olduğundan diğer olaylar ile karşılaştırıldığında ihmal edilebilir.

Çekirdekten yayınlanan  $\gamma$ -ışınları dört temel etkileşme yapabilirler. Bu etkileşmeler:

- Fotoelektrik Olay
- Compton Saçılması
- Çift Oluşum
- Rayleigh Saçılması

olarak sıralanabilir. Bu olayların olma olasılıkları  $Z$  ve  $E$  ile değişir.

### 2.5.1. Fotoelektrik Olay

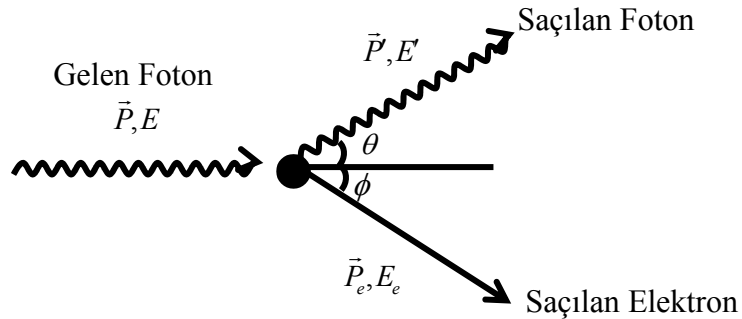
Fotoelektrik olay, düşük enerjili bir fotonun, atomik elektron ile etkileşmesi sonucunda elektronu yörüngesinden koparmasıdır. Kopan bu elektrona *fotoelektron* denir. Serbest elektronlar foton soğurmazlar ve geri tepmezler. Böyle bir işlemde enerji ve momentum korunmadığından momentum soğurmak için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

$$T_e = E_\gamma - B_e \quad (2.29)$$

Bu olay sıkı bağlı elektronlarla (özellikle  $K$ -kabuğu elektronları) olma olasılığı oldukça yüksektir.  $E$  enerjili bir fotonun  $K$ -kabuğundaki elektronlar tarafından fotoelektrik olay tesir kesiti diğer kabuklara göre çok büyüktür (Toplam tesir kesitinin yaklaşık % 80'i). İç dönüşüm, elektron yakalanması ve fotoelektrik olay veya diğer bazı geçişlerde, olaydan sonra oluşan boşluk doldurulurken atom, uyarılmış iç yörünge enerjisini  $X$ -ışını yayınlamak yerine, düşük enerjili kabuktaki elektrona vermek suretiyle de başından atabilir. Bu elektronlara olayın kaşifi Pierre Auger'e atfen *Auger elektronları* denir. Bu olay iç dönüşüme benzemektedir; ancak bu, iç dönüşümün aksine atomik bir olaydır. Söz gelişi  $K$  kabuğunda bir boşluk varsa,  $L$  kabuğundan  $K$  kabuğuna bir elektron geçişi,  $K$  kabuğunun,  $K$  ve  $L$  kabuklarının bağlanma enerjileri arasındaki fark kadar bir enerji ile uyarılmasını sağlar, yani  $\Delta E_u = B_K - B_L$ 'dir.

### 2.5.2. Compton Saçılması (İnkoherent Saçılma)

Fotonlar, zayıf bağlı atomik elektronlardan enerji kaybederek saçılabilirler. Bu saçılma, *Compton Saçılması* (İnkoherent Saçılma) olarak bilinir ve literatürde inelastik saçılma olarak da adlandırılır. Saçılmada  $E \approx 100 \text{ keV}$  enerji bölgesinde, atomik elektronların, kinetik enerjilerinin ve bağlanma enerjilerinin etkileri ihmal edilebilir.  $E$  enerjisi ile gelen foton, atomun durgun ve serbest kabul edilen  $m$  kütleli bir elektronu tarafından saçılır. Etkileşme sonucunda Şekil 2.9'da görüldüğü gibi daha küçük enerjili fotonun ve foton tarafından kaybedilen enerjiyi taşıyan saçılmış bir elektronun enerjileri sırasıyla  $E' (< E)$  ve  $E_e$  enerjisi ile geliş doğrultusunda  $\theta$  ve  $\phi$  açısı yaparak saçılırlar.



Şekil 2.9: Compton saçılmasının geometrisi.

Momentum ve enerji korunumundan,

$$\begin{aligned} \text{Momentum Korunumu:} \quad & \vec{P} = \vec{P}' + \vec{P}_e \\ \text{Enerjinin Korunumu :} \quad & E = E' + E_e \end{aligned}$$

kullanılarak,

$$E' = \frac{E}{1 + k(1 - \cos \theta)} \Rightarrow k' = \frac{k}{1 + k(1 - \cos \theta)} \quad (2.30)$$

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

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

$$\frac{d\sigma_{KN}(\theta)}{d\Omega} = \frac{r_e^2}{2} [1 + k(1 - \cos(\theta))]^{-2} \left[ 1 + \cos^2(\theta) + \frac{k^2(1 - \cos\theta)^2}{1 + k(1 - \cos\theta)} \right] \left[ \frac{cm^2 / elektron}{steradyan} \right] \quad (2.31)$$

Burada,  $d\Omega = 2\pi \sin \theta d\theta$  birim katı açı,  $r_e = e^2/mc^2 \approx 2.818 \text{ fm}$  klasik elektron yarıçapıdır. Diferansiyel Klein-Nishina Tesir Kesiti Denk.(2.31), tüm açılar [ $\theta: 0 \rightarrow \pi$ ] üzerinden integrali,

$$\sigma^e_{KN} = \int_0^\pi \frac{d\sigma(\theta)}{d\Omega} 2\pi \sin \theta d\theta \quad (2.32)$$

şeklinde alındığında elektron başına Toplam Klein-Nishina tesir kesiti,

$$\sigma^e_{KN} = 2\pi r_e^2 \left\{ \frac{1+k}{k^2} \left[ \frac{2(1+k)}{1+2k} - \frac{\ln(1+2k)}{k} \right] + \frac{\ln(1+2k)}{2k} - \frac{1+3k}{(1+2k)^2} \right\} \left[ \frac{cm^2}{elektron} \right] \quad (2.33)$$

şeklinde elde edilir.



### 2.5.3. Çift Oluşum

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

$$E \geq 2m_e c^2 + 2m_e^2 c^2 / m_N \quad (2.34)$$

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

$$E \geq 2m_e c^2 \quad (2.35)$$

'dir. Fotoelektrik soğurmada olduğu gibi bu işlemde de momentum korunumu için ağır bir atomun varlığı gereklidir, fakat atoma verilen geri tepe enerjisi Denk.(2.34)'teki diğer terimle karşılaştırıldığında ihmal edilebilir düzeyde olduğu görülmektedir. Çift oluşumu sadece yüksek enerjili fotonlar için önem kazanmaktadır. Özellikle  $5 \text{ MeV}$  'in üstündeki enerjiler için baskın hale gelmektedir.

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

$$E \geq 4m_e c^2 \quad (2.36)$$

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

#### 2.5.4. Rayleigh Saçılması (Koherent Saçılma)

Fotonlar, sıkı bağlı atomik elektronlardan enerji kaybetmeden (atomu uyardırmadan veya iyonlaştırmadan) saçılabilirler. Bu saçılma, Rayleigh Saçılması (Koherent Saçılma) olarak bilinir ve literatürde elastik saçılma olarak da adlandırılır. Bu olay çoğunlukla düşük enerjilerde ve yüksek  $Z$ 'li ortamlarda meydana gelir. Rayleigh diferansiyel saçılma tesir kesiti;

$$\frac{d\sigma_R(\theta)}{d\Omega} = \frac{r_e^2}{2} [1 + \cos^2(\theta)] [F(q, Z)]^2 \left[ \frac{cm^2 / atom}{steradyan} \right] \quad (2.37)$$

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

### 2.6. DOZ DAĞILIMLARI ve SAÇILMA ANALİZİ

Radyoterapide amaç belirlenen hedef kitleye optimum dozu verirken radyasyona hassas kritik organları ve etrafındaki sağlıklı dokuları mümkün olduğunca korumaktır. Tümör kontrolü, hedef kitleye verilen doz ile yakın ilişkili olduğundan, bu amaca ulaşmak için, hastaya verilen dozun çok doğru bir şekilde bilinmesi gerekir. Radyasyon ile tedavi sırasında hastada doğrudan doz dağılımının ölçülmesi, bazı materyaller kullanılarak mümkündür. Ancak uygulamada kullanılan doz dağılımı değerleri genellikle fantomlarla elde edilir. Buradan elde edilen doz dağılımları, cihazın kalite kontrolünü yapmada ve gerçek bir hastadaki doz dağılımlarını planlamada kullanılır. Bu nedenle radyoterapide klinik fiziğin iyi bilinmesi gerekir.

#### 2.6.1. Fantomlar

Fantomlar, doku içerisinde doz dağılımlarının incelenmesi için kullanılan insan dokusu eşdeğeri malzemelerdir. İnsan vücudunun büyük bir kısmı sudan oluşur ve kas ve yumuşak dokuların  $Z$  sayısı suya çok yakındır. Bundan dolayı temel doz dağılımları genellikle tekrarlanabilir olması, kas ve yumuşak dokuların radyasyon soğurma ve

saçılma özelliklerine çok yakın olması, üç boyutlu ölçüm yapabilmesi nedeniyle su fantomunda yapılır.

Her zaman fantom olarak su kullanmak pratik olmayacağından, daha kullanışlı olan katı fantomlar gibi çeşitli fantomlar da geliştirilmiştir. İdeal olarak kullanılacak materyalin doku veya su eşdeğeri olabilmesi için kütle yoğunluğu, kütle başına elektron sayısı ve etkin atom numarası suya eşit olmalıdır. Fakat klinik uygulamalarda  $MeV$  mertebesinde enerjiye sahip fotonlarda en baskın olan etkileşme Compton saçılması olduğundan, kullanılacak olan fantom materyalinin sadece elektron yoğunluğunun suya eşdeğer olması yeterli olacaktır.

Bir materyalin elektron yoğunluğu ( $\rho_e$ ), onun kütle yoğunluğundan ( $\rho_m$ ) hesaplanabilir (Khan 1993).

$$\rho_e = \rho_m N_A \left( \frac{Z}{A} \right) \quad (2.38)$$

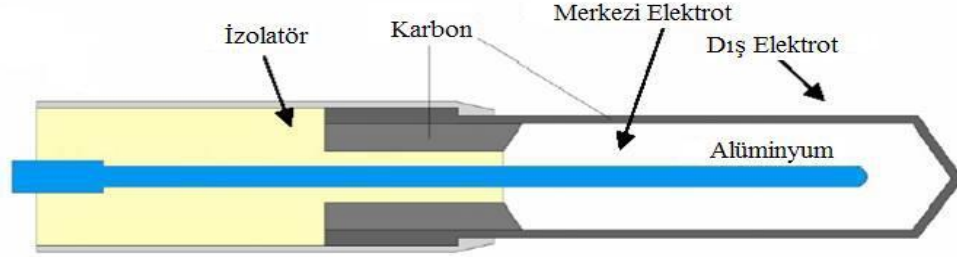
Çeşitli insan dokusu ve vücut sıvılarının elektron yoğunluğu bu ifadeden kolaylıkla hesaplanabilir.

### 2.6.2. İyon Odaları ( *Ion Chambers* )

Her dedektör ortamı içinde meydana gelen iyonizasyonu toplayan iki elektrod ve koruyucudan meydana gelir. Pozitif ve negatif parçacıkların yüklendiği iki elektrod gaz tarafından izole edilir. Gaz molekülleri foton ışınları veya gelen parçacıklarla ve (+), (-) iyon ürünleri ile iyonize olur. Bunlar iyon çifti olarak adlandırılır. Negatif iyonlar pozitif elektroda, pozitif iyonlar negatif elektroda hareket ederler. İyonların bu akımına *iyonizasyon akımı* denir.

İyon odalarında, genellikle, duvar plastik ve karbon gibi atom numaraları havanın ve suyunkine yakın maddelerden yapılır. İyon odalarının çapı mümkün olduğu kadar ince ama elektron dengesini sağlamak için hala yeterince büyüktür. İyon odalarının içinde bazen havadan çok gazlar kullanılır. Bu seçimde en baskın etkileşim olan Compton saçılması önemlidir. Compton saçılması, fotoelektrik ve çift oluşum etkileri, hem enerjiye hem de materyalin atom numarasına bağlıdır. Gaz ortam atmosfer

basıncında hava ile dolu olan iyon odaları en çok gama ışınlarının ölçülmesinde kullanılır. Şekil 2.10'da, duvarı pür karbondan, merkezi elektrod ise pür alüminyumdan yapılmış olan Farmer tipi bir iyon odasının yapısı görülmektedir. Bu çalışmada, deneysel doz dağılımları, farmer tipi  $0.125 \text{ cm}^3$  hacimli bir iyon odası kullanılarak su fantomundan elde edilmiştir.



**Şekil 2.10:** Farmer tipi bir iyon odasının yapısı.

İyon odaları genellikle klinik terapi elektron ve foton demetleri gibi yüksek radyasyon alanlarının doğru ölçümü için uygundur.

### 2.6.3. Derin Doz Dağılımları

Radyasyon demeti hastadan (ya da su fantomundan) geçerken, hastanın organlarına farklı derinliklerde farklı doz değerleri bırakır. Ortama bırakılan doz, demet enerjisi, derinlik, alan büyüklüğü, kaynaktan uzaklık (*SSD*) ve demet kolimatör sistemine bağlı olarak değişir. Doku içerisindeki soğurulan dozu hesaplamak için bu parametrelerin bilinmesi gerekir.

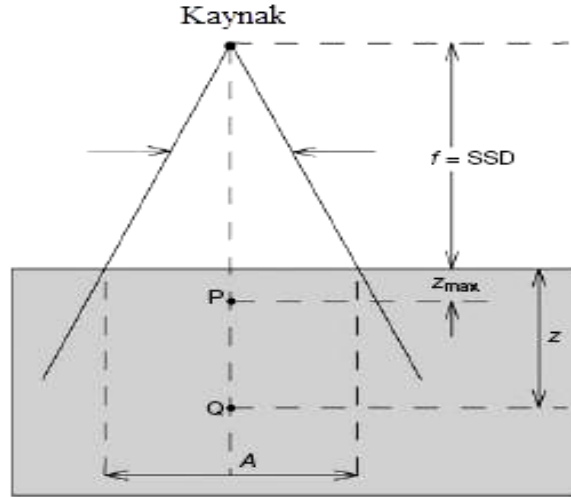
Doz hesaplama sistemindeki temel adım merkezi eksen boyunca derin doz değişimlerini tespit etmektir. Bu amaçla Yüzde Derin Doz (**P**ercentage **D**epth **D**ose, *PDD*), Doku Hava Oranı (**T**issue **A**ir **R**atio, *TAR*), Doku Maksimum Oranı (**T**issue **M**aximum **R**atio, *TMR*), Doku Fantom Oranı (**T**issue **P**hantom **R**atio, *TPR*) gibi büyüklükler tanımlanmıştır. Bu büyüklükler genellikle su fantomunda iyon odası kullanılarak yapılan ölçümlerden elde edilmektedir.

#### 2.6.4. Yüzde Derin Doz (% DD)

Merkez ışın üzerinde  $z$  derinliğinde soğrulan  $D_Q$  dozunun referans derinlik olan  $z_{max}$ 'da soğrulan maksimum doz  $D_{max}$  ( $D_{max} = D_p$ )'a oranıdır:

$$\%DD(z, A, f, E) = \frac{D_Q}{D_p} \times 100 \quad (2.39)$$

Şekil 2.11'da görüldüğü gibi Yüzde Derin Doz, derinlik ( $z$ ), açılan kare alan ( $A$ ), kaynak-cilt mesafesi ( $f=SSD$ ) ve foton enerjisi ( $E$ )'nin bir fonksiyonu olup bu parametrelere bağlı olarak değişir. Kare olmayan alanların kare eşdeğerleri bulunup hesaplanmalıdır.



**Şekil 2.11:** Yüzde Derin Doz Ölçüm Geometrisi.  $P$  ve  $Q$  noktaları sırasıyla merkezi ışın ekseninde  $z$  ve  $z_{max}$  derinlikleridir.  $A$ , su fantomu üzerinde tanımlanmış olan kare alandır.

Foton enerjileri aynı olan farklı tipteki lineer hızlandırıcıların derin doz yüzdelерinin birbirinden farklı olduğu bildirilmiştir. Bunun nedeni, elektron enerjilerinin, hedef, süzgeç ve kolimatör sisteminin yapıldığı maddelerin farklı olmasıdır. Ayrıca alan kenarları ve kolimatör sistemi de merkez ışın üzerindeki derin doz dağılımını etkileyebilir.

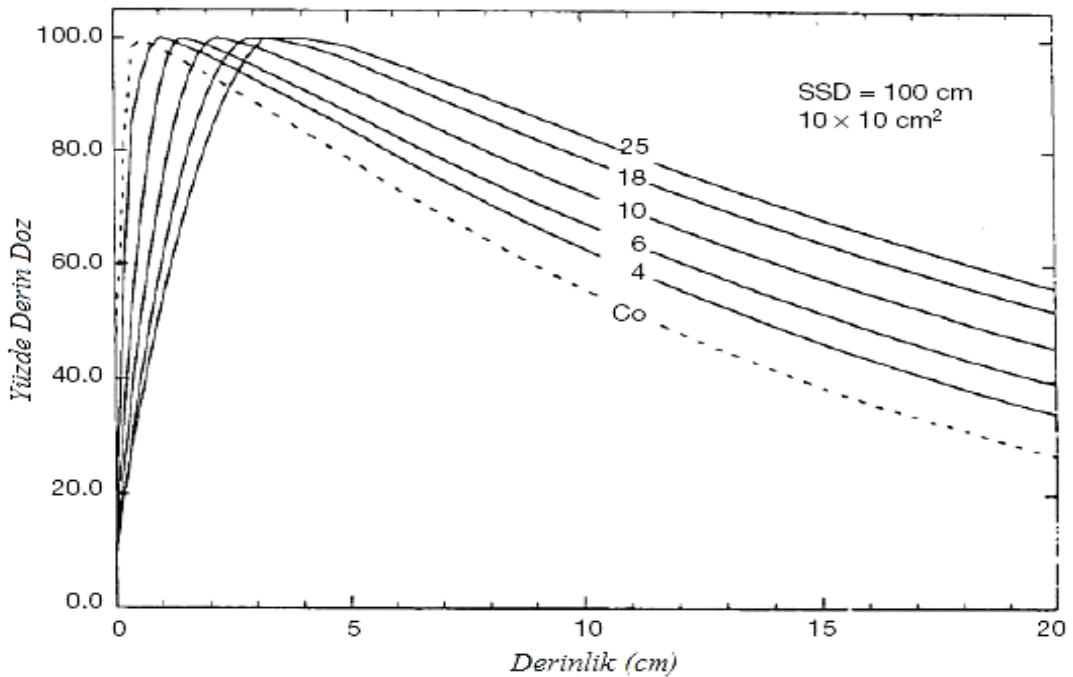
Derin doz yüzdesi, enerji değeri,  $SSD$  ve alan büyüklüğü ile doğru orantılıdır. Orta ve düşük enerjili  $X$ -ışınları için referans derinliği genellikle yüzeyde alınır ( $z_0=0$ ). Yüksek enerjiler için referans derinliği ise merkezi eksen üzerinde en yüksek soğurulan doz *build up* noktasında alınır ( $z_0=z_{max}$ ). Build-up noktasında soğurulan doz ( $D_{max}$ ),

$$D_{max} = \frac{D_0}{\%DD} \times 100 \quad (2.40)$$

olarak verilmektedir.

#### 2.6.4.1. % $DD$ 'nin Derinliğe Bağımlılığı

%  $DD$  değerleri, gelen radyasyonun enerjisiyle artar. Bu artış verilen bir derinlik için derin doz eğrilerinin eğiminin azalması ve demet giriciliğinin artması demektir. Yani yüksek enerjili ışınlar daha fazla giricidir ve %  $DD$  değerleri daha büyüktür. Şekil 2.12'de farklı demet enerjilerinden elde edilen %  $DD$  eğrileri görülmektedir.



**Şekil 2.12:** SSD=100 cm'de 10x10 cm<sup>2</sup> alan için <sup>60</sup>Co γ ışınlarından 25 MV X-ışınlarına kadar sudaki Yüzde Derin Doz eğrileri. (Podgorsak, Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students IAEA 182 p.)

Bu durum, derine yerleşmiş tümörlerin tedavisi için yüksek enerjili radyasyon kullanmanın gerekliliğini açık olarak gösterir.

#### 2.6.4.2. % *DD*'nin Alan Boyutlarına ve Şekline Bağımlılığı

% *DD*'nin tedavi alanı boyutlarına bağımlılığı, saçılan elektron ve fotonlardan dolayı ortaya çıkar. Alan büyüklüğü artarken saçılan radyasyonun, soğurulan doza katkısı büyür. Soğurulan doz, fantom içindeki saçılmaların da katkısıyla  $d_{max}$ 'dan daha büyük derinliklerde maksimum olur. Bu nedenle % *DD* derinliği artan alan büyüklüğüyle artar. Alan büyüklüğüne bağlı % *DD*'deki bu artış demet kalitesine yani enerjisine bağımlıdır. Saçılma olasılıkları veya tesir kesitleri artan enerjiyle azalacağından ve yüksek enerjili fotonlar daha yoğun olarak ileri saçılacağından, % *DD*'lerin alan bağımlılığı yüksek enerjilerde, düşük enerjilere oranla daha azdır. % *DD* verileri genellikle kare alanlar içindir. Klinik uygulamalarda, ele alınan tedavilerin çoğu yapılan dikdörtgen, bloklu ve şekilli alanlar olduğundan bu alanların kare alanlara eşdeğer olmaları gerekmektedir. Eşdeğer kare alanın kenarı,

$$\text{Eşdeğer Karenin Kenarı} = \frac{2(A \times B)}{(A + B)} \quad (2.41)$$

formülünden hesaplanır. Burada *A* ve *B* tedavi için belirlenen alan kenarlarıdır ve birbirine yakın değerlerdir.

#### 2.6.4.3. % *DD*'nin *SSD* Bağımlılığı

Bir kaynaktan yayınlanan foton demeti, paralel değilse (nokta kaynak veya genişleyen demet ise) foton akısı, kaynağa olan uzaklığın karesiyle ters orantılı olarak değişir. Eksternal demet tedavisi için kullanılan klinik kaynakların sınırlı bir büyüklükleri (belli büyüklükte nokta gama kaynağı veya Tungsten hedef kaynağı) olduğundan, kaynak boyutlarından bağımsız hale gelmek için kaynak-cilt mesafesi (*SSD*) genellikle büyük değerler seçilir ( $> 80 \text{ cm}$ ). % *DD*'ler, ters kare kanununun etkisinden dolayı *SSD* ile artar. Herhangi bir noktadaki gerçek doz şiddeti, kaynaktan

uzaklaştıkça azalmasına rağmen, bir referans noktasına göre elde edilen %*DD* değeri *SSD* ile artar.

Klinik radyoterapide *SSD* çok önemli bir parametredir. % *DD*, derindeki doza göre yüzey dozunu belirlediğinden, *SSD* mümkün olduğu kadar büyük olmalıdır. Çünkü küçük *SSD*'lerde % *DD*'ler küçük olacağından belirli bir tümör dozu için cilt dozları çok yüksek olacaktır. Ancak, artan uzaklıkla doz hızı düşeceğinden, *SSD* pratikte, doz hızı ve % *DD* arasında bir uyum sağlayacak mesafede olmalıdır. *MeV* bölgesindeki tedavide, derine yerleşmiş tümörlerin tedavisinde tavsiye edilen minimum uzaklık *SSD*= 80 *cm*'dir (Khan 1993). Lineer hızlandırıcılarda *SSD*=100 *cm* olarak alınmaktadır. Bu çalışmada da bu değer alınmıştır.

### 2.6.5. Build Up Doz

Kaynaktan yayınlanan  $\gamma$ -ışını demeti vücut veya fantoma girdiği zaman ikincil elektronlar oluşturur. Işınlanan doz bu ikincil elektronlarla dokuya dağıtılır ve doz dağılımı da bu elektronlara bağlıdır. Dokuya maksimum dozun bırakıldığı noktaya *build up noktası* denir. Maksimum doz noktası ile yüzey arasındaki bölgeye de *build up bölgesi* denir. Build up noktası, derin doz eğrilerine bakılarak bulunabilir. Düşük ve orta enerjili *X*-ışınlarının oluşturdukları ikincil elektronlar, menzilleri çok küçük olduğundan doku içerisinde hemen soğurulurlar. Bu nedenle düşük ve orta enerjili *X*-ışınları için build up noktası ciltte veya cilde çok yakın derinlikte oluşur.

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

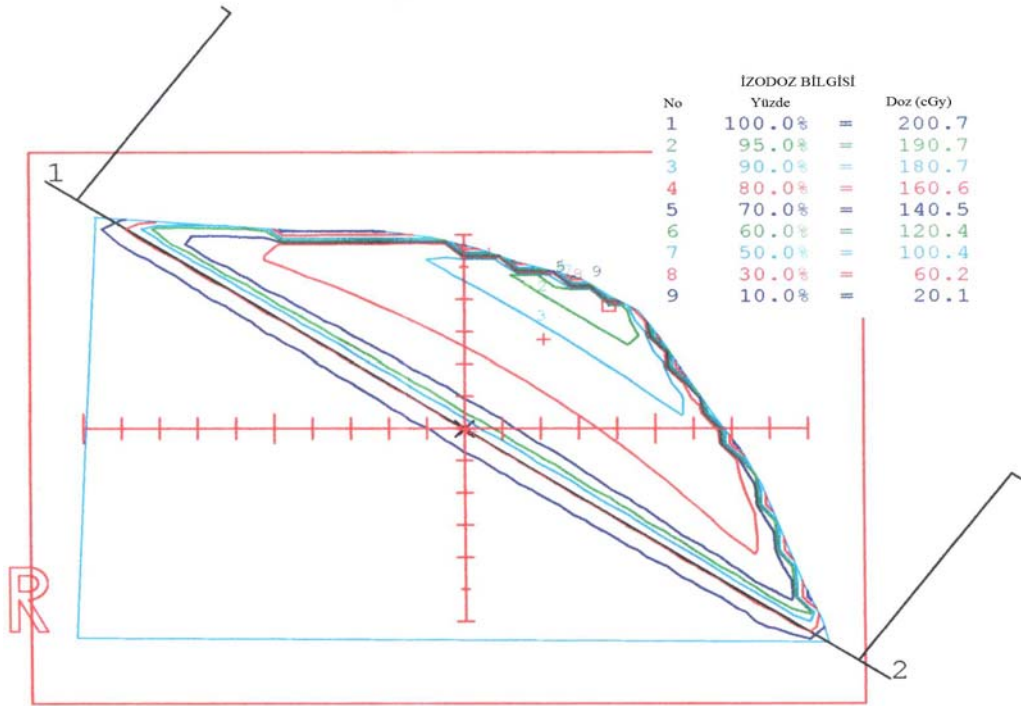
### 2.6.6. İzodoz (Eşdoz) Dağılımları

Radyasyon huzmesinin üç boyutta meydana getirdiği derin doz dağılımını, merkezi eksen derin doz dağılımı tek başına karakterize etmez. Bundan dolayı izodoz dağılımlarına gerek duyulur. İzodoz eğrisi eşit doz alan noktaların birleştirilmesi ile elde edilir. İzodoz, merkezi eksenden uzaklığa göre yan taraflara uzaklığın ve derinliğin bir



fonksiyonu olarak değişir. Sabit *SSD* tekniğinde alan boyutu cilt yzeyinde tanımlanır. Derin doz değerleri, merkezi eksendeki en yksek doz noktasına normalize edilerek sabit *SSD* izodoz eğrileri elde edilir.

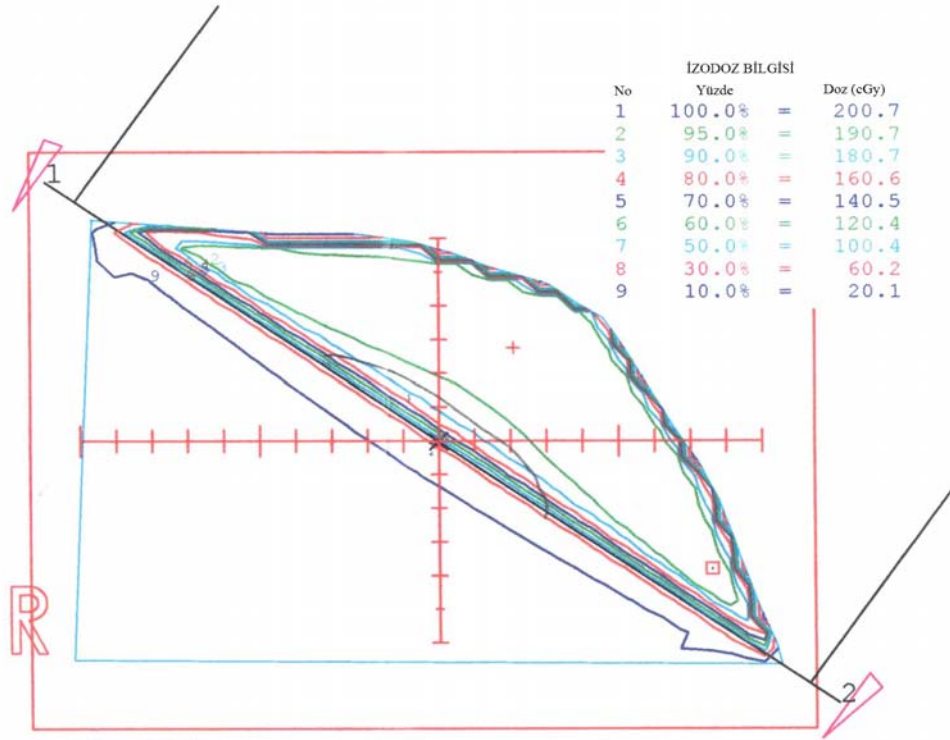
Şekil 2.13-14'te 2005 yılında Bursa Ali Osman Sönmez Onkoloji Hastanesi Lineer Akseleratör ve Tedavi Planlama Ünitesi'nde ameliyat sonrası tedavi gören M. A. adlı sol meme kanseri olan bir hasta için hazırlanmış olan izodoz dağılımı görölmektedir. Grafikte ayrıca, tedavi için uygun görölen 200 *cGy* dozun, hangi dokunun ne kadar doz alındığını gösteren yzdelik izodoz değerleriyle birlikte verilmektedir. Şekil 2.13'te, hastaya iç ve dış tanjansiyellerden (teğetlerden) verilen 6 *MV* foton ışınlarından elde edilen izodoz dağılımı görölmektedir. Burada tanjansiyel (teğet), koni (<) Őeklindeki foton demetin yarısının kesilerek, koni kesitin dik üçgen Şeklinde hasta memesine, vücudun diğer organlarının radyasyon almaması için göğüs yzeyini yalayarak (göğüs yzeyine teğet Şekilde) yanlmasına uygulanması anlamındadır. Tedavi sırasında yerleşmiş olan tümörün yeri son derece önemlidir. Bundan dolayı iyi bir tedavi için % 100 izodoz eğrisinin ilgili tümör hacmini tam olarak sarması istenir. Burada en çok dikkat edilecek konu sağlam dokuların en az dozla ya da mümkünse hiç doz almadan tedavi planı oluşturmaaktır. Konu edilen hastada alt kısmın (akciğerlerin) korunması gerekir. Dolayısıyla tümör hacmini saran dozun bu alanın dışında hızlı bir Şekilde azalması gerekir. Sağlam dokuların doz almaması için kurşundan yapılmış olan kama (wedge)'lar kullanılır.



**Şekil 2.13:** Meme kanseri bir hastanın sol memesi için elde edilen izodoz dağılımı. İç ve dış tanjansiyel açılarda uygulanan iki ışın için izodoz eğrileri görülmektedir (Tedavide kullanılan iki ışın 6 MV foton enerjisidir). Şekil, hastanın sağ taraftan (R) bakıldığındaki kesit görüntüsüdür.

Şekil 2.14'te görüldüğü gibi, ışınların önüne 45°'lik kama konularak meme yüzeyine yakın noktalarda ve tümör hacminde homojen bir izodoz dağılımı elde etmek amaçlanmıştır. Burada yarım alan ışınlaması yapılmış olup, kaynak-tümör merkezi uzaklığı, *SAD* (Source to Axis Distance) tekniği ile hasta tedavi edilmiştir. Şekillerde farklı izodoz eğrileri farklı renklerle gösterilmiştir.

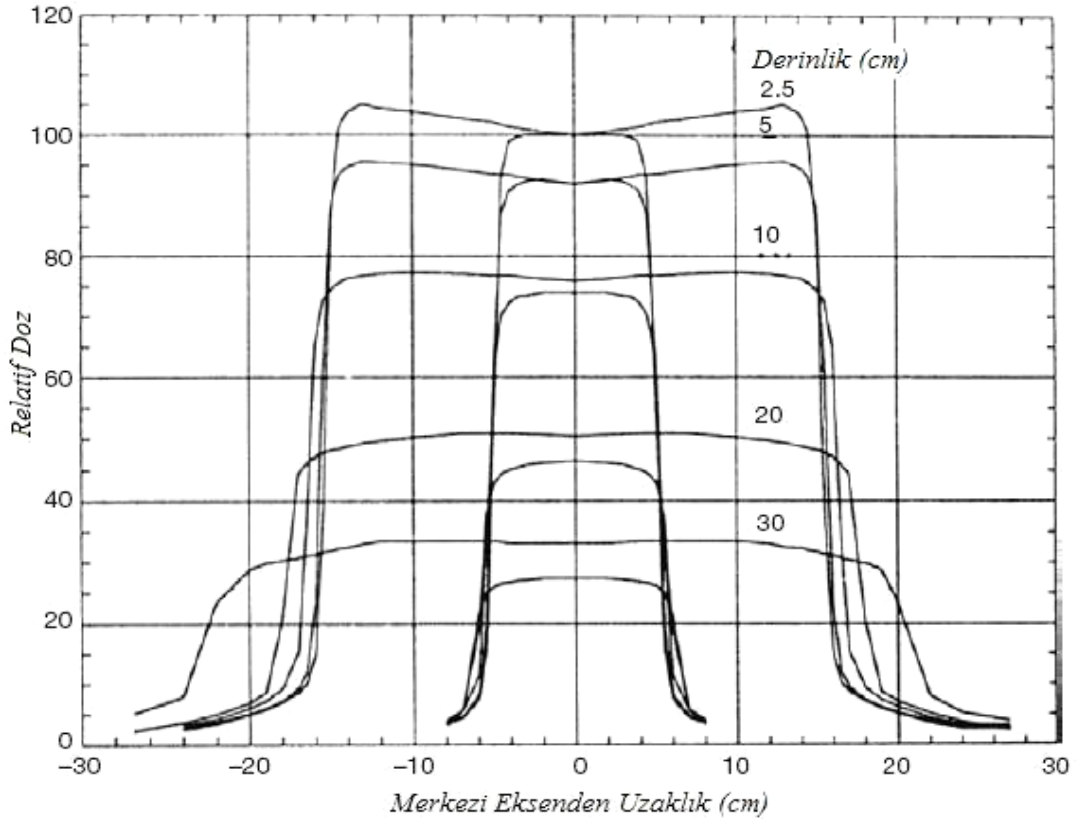
İzodoz dağılımlarını etkileyen faktörler arasında kullanılan tedavi cihazı türü, ışın kalitesi, alan boyutları, çoklu yaprak kolimatörler (**M**ulti-**L**eam **C**ollimator, *MLC*), *SSD*, kullanılan kamalar ve bolus (dolgu) sayılabilir. Burada bolus, ışınlama sırasında vücuttaki boşlukları doldurmak için kullanılan doku eşdeğeri maddedir.



**Şekil 2.14:** Meme kanseri bir hastanın sol memesi için elde edilen izodoz dağılımı. Işınlardan önüne 45°'lik Wedge kullanıldığı zaman izodoz eğrileri (Tedavide kullanılan iki ışın 6 MV foton enerjisidir).

### 2.6.7. Doz (Demet) Profili

Tedavide belirlenen alan kenarları kolimatörler yardımıyla oluşturulur. Kolimatörlerden diverjansiyel olarak (koni şeklinde) yayılan ışın demetinin şekli, kolimatörlerin geometrisine bağlı olarak değişir. İdeal olarak alan kenarlarındaki doz düşüşü, verilemek istenen dozun % 50'si kadar olmalıdır. Radyoterapi cihazlarının rutin kontrollerinden biri de, merkezi eksen üzerindeki sabit bir nokta etrafında doz değişimlerini incelemektir. Eğer üç boyutta, merkez ekseni z-ekseni olarak seçersek, bu eksen üzerinde sabit bir noktaya göre x veya y-ekseni üzerindeki noktaların doz değerlerinin taranmasına *doz profili* denir. Şekil 2.15'te suda çeşitli derinliklerde iki farklı alan boyutu için, 10 MV X-ışınlarının (maksimum enerjisi 10 MeV olan bremsstrahlung fotonlarının) oluşturduğu doz (demet) profilleri görülmektedir. Böylece elde edilen doz profili grafiğinden alan kenarlarının kontrolü ve doz dağılımının yatay olarak derinlikle değişimi incelenebilir.



**Şekil 2.15:** Suda çeşitli derinliklerde 10 MV X-ışınında 10x10 cm<sup>2</sup> ve 30x30 cm<sup>2</sup> alanlar için doz profilleri (Merkezi eksen doz değerleri, iki alan için uygun yüzde derin doz değerleriyle skalalandırılmıştır). (Podgorsak, Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students IAEA 195 p.)

### 3. YÖNTEM

#### 3.1. Monte Carlo Yöntemi

Monte Carlo Yöntemi istatistik teknikler kullanarak bir deneyi veya olayı sayısal olarak taklit etmektir. Bu yöntem fen ve sosyal bilimlerin çok çeşitli alanlarında kullanılmaktadır. Bu yöntemin kısaca anlatımı ve anlaşılması daha kolay olduğundan Cengiz (1991)'den alınmıştır.

Belli bir ölçme veya deneyde elde edilen değerler, bir gelişigüzel sayı kümesi oluşturur. Gelişigüzel sayılar kümesinde herhangi bir sayının gelme olasılığı ötekilerden farklı olabilir. Olasılıklar aynı ise böyle bir kümeye düzgün dağılımlı gelişigüzel sayılar kümesi denir. Sayısal olarak bir deneyi veya olayı taklit etmek için, 0-1 arasında değerler alan düzgün dağılımlı gelişigüzel sayıları kullanarak, ele alınan olayla ilgili olasılık dağılımına sahip, belli bir  $a-b$  aralığında değerler alan gelişigüzel sayılar üretmek gereklidir. Yöntemin hatasız işlemesi için, 0-1 aralığında gerçekten eşit olasılıklarla gelen gelişigüzel sayılar elde edilmesi önemlidir. Bundan sonra 0-1 aralığında düzgün dağılımlı gelişigüzel sayıları kısaca gelişigüzel sayı olarak isimlendirip  $q$  ile göstereceğiz.

Gelişigüzel sayılar çeşitli ifadeler kullanılarak türetilmektedir. Bu ifadelerden birisi aşağıda verilmiştir.

$$Y_i = \text{Tamsayı}(AX_i / M), X_{i+1} = AX_i - MY_i, q_i = X_{i+1} / M, (i=0,1,2,\dots) \quad (3.1)$$

Burada  $A \approx 100$  ve  $M$  mümkün olduğu kadar büyük birer tamsayıdır. Denk.(3.1) ile verilen gelişigüzel sayı üretici,  $M$ 'den küçük bir pozitif tamsayı olan  $X_0$  başlangıç değeri ile başlatılır. Üreteç  $i$ . kez çalıştırıldığında bir önceki  $X_{i-1}$  değeri kullanılır. Bu gelişigüzel sayı dizisi  $M-1$  değer sonra kendisini tekrar eder. Tekrar periyodunun büyük olması, belli bir dizinin istenilen gelişigüzellikte olması anlamına gelmez. Denk.(3.1) veya daha başka ifadelerden elde edilen sayı dizileri tam gelişigüzel değildirler. Üretilen gelişigüzel sayıların düzgün dağılımlılık ve gelişigüzellik testleri yapılmaktadır. Bunun için çeşitli test teknikleri kullanılmaktadır. Böyle formüllerden elde edilen gelişigüzel sayı dizisine sözde (*pseudo*) gelişigüzel sayılar denir. Sözde gelişigüzel deyimini,  $q$

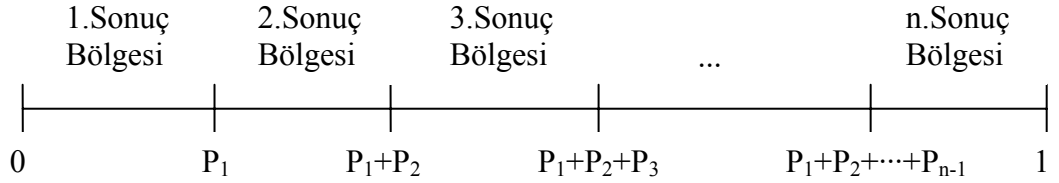
değerlerinin art arda yeteri kadar gelişigüzelde olmalarına rağmen, bilinen bir cebirsel ifadeden üretilmiş olduklarını anlatmaktadır.

Bu çalışmada Turbo Basic Version 1.00 Compiler'in gelişigüzel sayı üretici kullanılmıştır.

### 3.1.1. Temel Monte Carlo İlkesi

Belli bir ölçme veya deneyi bir olay olarak isimlendirelim. Herhangi bir olayın belli olasılıklarla meydana gelen çeşitli sonuçları vardır. Bu sonuçlar da ayrı ayrı birer olay olarak düşünülebilir. Söz gelişi, elektronun bir ortamda etkileşmesi bir olay; elastik saçılma, inelastik saçılma ve bremsstrahlung da bu olayın birer sonucudur. Bu üç sonuç da birer olaydır. Söz gelişi elastik saçılma bir olay, bu olayda elektronun  $25^\circ$ 'ye saçılması bu olayın bir sonucudur.

$n$ -tane sonucu ve bu sonuçların meydana gelme olasılıkları  $P_1, P_2, \dots, P_n$  olan bir olay tasarlayalım. Tasarladığımız bu olayı gelişigüzel sayılar kullanarak taklit etmek isleyelim. Gelişigüzel sayı eksenini Şekil 3.'de görüldüğü gibi  $n$ -tane bölgeye ayıralım. Her bir bölgenin genişliği, o sonucun ortaya çıkma olasılığı kadar olsun.



**Şekil 3.1:** Gelişigüzel sayı eksenine  $n$ -tane sonuç bölgesinin yerleştirilmesi.

Şekil 3.'de gösterilen gelişigüzel sayıları sonuç bölgelerine ayırmakla, gelişigüzel sayıların  $P_1$  olasılıkla belirlenen miktarını 1. sonuç,  $P_2$  olasılıkla belirlenen miktarını 2. sonuç,  $P_3$  olasılıkla belirlenen miktarını 3. sonuç,  $\dots$ ,  $P_n$  olasılıkla belirlenen miktarını da  $n$ . sonuç için ayırmış olduk. Böylece türetilen bir gelişigüzel sayı hangi sonuç bölgesine düşerse, olayda o sonuç meydana gelmiştir.

Yani,

$0 < q < P_1$  ise 1. sonuç,

$P_1 \leq q < P_1 + P_2$  ise 2. sonuç,

...

$P_1 + P_2 + \dots + P_{n-1} \leq q < 1$  ise n. sonuç

meydana gelir.

Şimdi de,  $a \leq x \leq b$  aralığında, her bir  $x$  sonucun ortaya çıkma olasılığı  $f(x)$  sıklık fonksiyonu ile belirlenen bir olayı taklit etmek isteyelim. Olayda sonucun  $x$  ile  $x+dx$  arasında bir değer alma olasılığı,

$$p(x)dx = \frac{f(x)dx}{\int_a^b f(x)dx} \quad (3.2)$$

'dir.  $p(x)$  fonksiyonuna *Olasılık Yoğunluk Fonksiyonu* adı verilir. Toplam olasılık yoğunluk fonksiyonu veya olasılık dağılım fonksiyonu,

$$P(x) = \int_a^x p(x')dx' \quad (3.3)$$

şeklinde tanımlanır.  $a \leq x \leq b$  aralığındaki her  $x$  değerine karşılık  $P(x)$  fonksiyonu 0 - 1 aralığında gelişigüzel değerler alır.  $P(x)$  değerlerinin ortaya çıkma sayısı yani sıklık fonksiyonu düzgün bir dağılım gösterir. O halde  $P(x)$ 'i  $q$ 'ya eşitleyebiliriz:

$$q = P(x) \quad (3.4)$$

Denk.(3.2), (3.3) ve (3.4) kullanılarak,

$$q = \frac{\int_a^x f(x)dx}{\int_a^b f(x)dx} \quad (3.5)$$

elde edilir. Denk.(3.5) *Temel Monte Carlo İlkesi* olarak bilinir. Denk.(3.5)'den  $x$ , tersine çözümlenip  $q$ 'ya bağlı olarak,

$$x = P^{-1}(q) \quad (3.6)$$

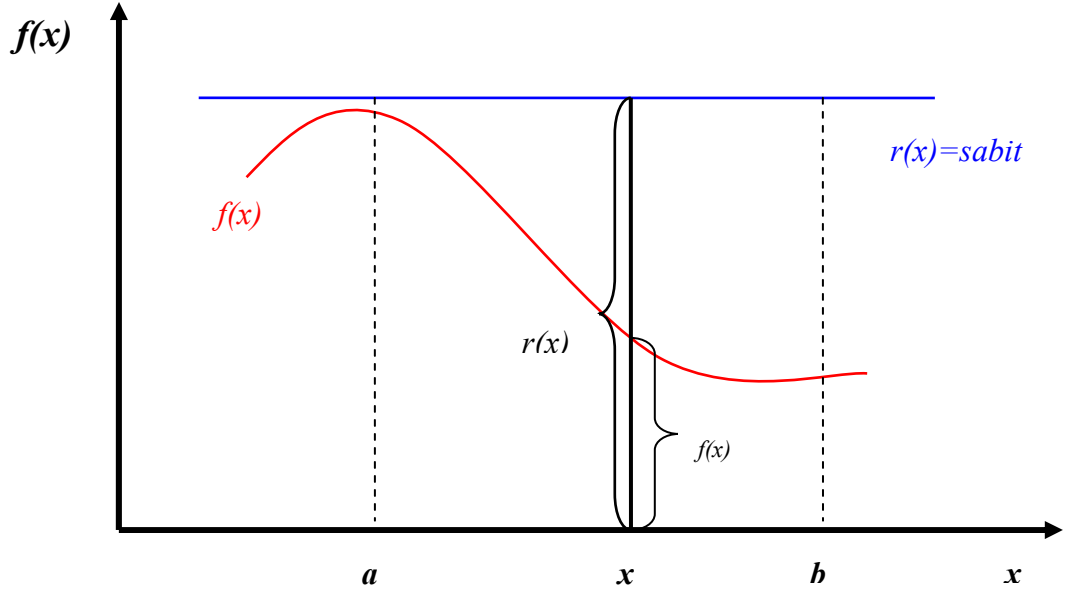
şeklinde elde edilir. Türetilen her bir  $q$ 'ya karşılık bir  $x$  değeri Denk.(3.6)'dan hesaplanır. Böylece, 0 - 1 arası düzgün dağılımlı  $q$  değerleri kullanılarak  $a$ - $b$  aralığında  $f(x)$  dağılımlı  $x$  değerleri elde edilir.

### 3.1.2. Reddetme Yöntemi

Monte Carlo Yöntemi'nin uygulanmasında harcanan bilgisayar zamanını minimuma indirmek gereklidir. Bir dağılımın örneklenmesinde çoğunlukla Temel Monte Carlo ilkesi kullanılamaz. Bu ilke, ancak Denk.(3.5)'teki integralin analitik olarak alınabildiği ve bulunan ifadenin tersine çözümünün analitik olarak mümkün olduğu durumlarda kullanılabilir. Çoğu uygulamalarda bu şartlar sağlanamadığı için Reddetme Yöntemi'ni kullanmak gerekir.

$a \leq x \leq b$  aralığında  $f(x)$  sıklık fonksiyonu ile belirlenen bir olayı Reddetme Yöntemi ile örneklemek isteyelim. Bunun için  $r(x)=sabit$  dağılımından yararlanılır. Şekil 3.2'de temsili  $f(x)$  ve  $r(x)=sabit$  dağılımları görülmektedir.





**Şekil 3.2:** Reddetme yöntemi ile örneklemek istenen dağılım,  $f(x)$  ve düzgün dağılım,  $r(x)$ .

$r(x)=sabit$  dağılımına Temel Monte Carlo İlkesi kolayca uygulanır. Şekil 3.2’de görüldüğü gibi türetilen bir  $q$  ile  $r(x)$  dağılımının örneklenmesinden elde edilen bir  $x$  değerinin sıklığı  $r(x)=sabit$ ’tir. Bu sıklığın  $f(x)$  olma olasılığı  $f(x)/r(x)$ ’dir. Düzgün dağılımlı olarak türetilen  $x$  değerlerinin  $f(x)/r(x)$  olasılığıyla belirlenen miktarı  $f(x)$  dağılımlıdır. Böylece  $f(x)$  dağılımı, Şekil 3.2’de görülen  $r(x)=sabit$  dağılımının örneklenmesiyle elde edilen düzgün dağılımlı  $x$  değerlerinden,  $f(x)$  ile  $x$  eksen arasında kalanları kabul edilip, diğerleri reddedilerek örneklenir. Yöntemin verimi,

$$\varepsilon = \frac{\int_a^b f(x) dx}{\int_a^b r(x) dx} \quad (3.7)$$

şeklinde tanımlanmıştır. Verimi yükseltmek ve fazla hesaplamalardan kurtulmak için, sıklık fonksiyonu  $f(x)$ , maksimum değerine bölünerek  $g(x)=f(x)/f(x)_{max}$  fonksiyonu elde edilir ve bu  $g(x)$  dağılımını örten  $r(x)$  dağılımı da  $r(x)=1$  şeklinde seçilir.  $r(x)=1$  dağılımına Temel Monte Carlo İlkesi uygulanırsa,

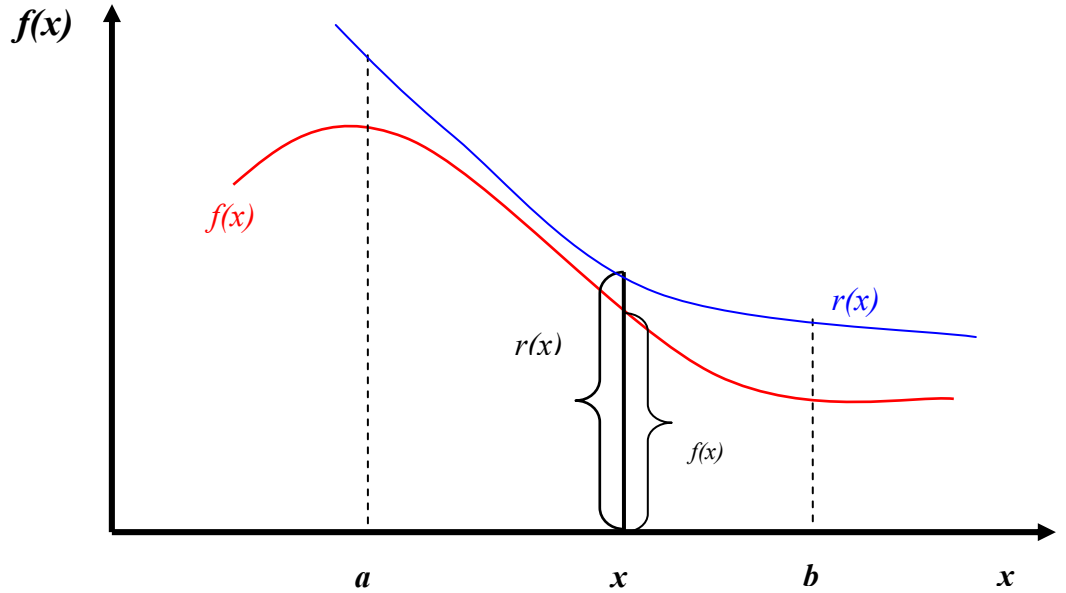
$$x = a + (b - a)q \quad (3.8)$$

ifadesi elde edilir. Bir  $q$  türetilerek Denk.(3.8)'den bir  $x$  değeri bulunur. Bulunan bu  $x$  değerinin sıklığının  $f(x)$  olma olasılığı  $g(x)/r(x)=g(x)$ 'dir. İkinci bir  $q$  türetilerek,

$$q \leq g(x) \quad (3.9)$$

şartına bakılır. Elde edilen  $x$ , bu şart sağlanırsa kabul edilir, sağlanmazsa reddedilir ve işlem tekrarlanır. Böylece, düzgün dağılımlı  $x$  değerlerinden  $f(x)$  dağılımlı  $x$  değerleri elde edilir.

Çoğu durumlarda reddetme yönteminin verimi çok düşük olmaktadır. Bu gibi durumlarda  $r(x)=sabit$  düzgün dağılımı yerine, bu  $f(x)$  dağılımını örten bir  $r(x)$  dağılımı kullanılır. Düzgün dağılım  $r(x)=sabit$ 'e dikdörtgensel reddetme fonksiyonu,  $f(x)$  dağılımını örten herhangi bir  $r(x)$  dağılımına da örten reddetme fonksiyonu adı verilir. Şekil 3.3'de temsili  $f(x)$  ve  $r(x)$  dağılımları görülmektedir.



**Şekil 3.3:** Reddetme yöntemi ile örneklenmek istenen dağılım,  $f(x)$  ve reddetme fonksiyonu,  $r(x)$ .

Örten reddetme fonksiyonu şu özellikleri sağlamalıdır:

- i.  $a \leq x \leq b$  için  $r(x) \geq f(x)$  olmalı,
- ii.  $r(x)$  dağılımına Temel Monte Carlo İlkesi Denk.(3.5) uygulanarak, Denk.(3.6) analitik olarak elde edilebilmelidir.

Bu iki şartı sağlayan birden fazla örten reddetme fonksiyonu varsa, bunlar arasından, Denk.(3.7) ile tanımlanan verimi en yüksek ve en az karmaşık olanı kullanılmalıdır. Şekil 3.3'de görüldüğü gibi  $r(x)$  ile  $f(x)$  eğrileri arasında kalan alan ne kadar küçükse verim de o kadar yüksek olur.

Temel Monte Carlo İlkesi Denk.(3.5), örten reddetme fonksiyonu  $r(x)$ 'e uygulanarak, Denk. (3.6)'dan analitik olarak elde edilir. Bir  $q$  türetilerek Denk.(3.6)'dan bir  $x$  sayısı bulunur. Şekil 3.3'de görüldüğü gibi bu  $x$  sayısının sıklığı  $r(x)$ 'dir. Bu sıklığın  $f(x)$  olma olasılığı  $f(x)/r(x)$ 'dir. İkinci bir  $q$  türetilerek,

$$q \leq f(x)/r(x) \quad (3.10)$$

şartına bakılır. Bu şart sağlanırsa  $x$  kaydedilir, sağlanmazsa reddedilir ve işlem tekrarlanır. Böylece,  $r(x)$  dağılımlı  $x$  değerlerinden,  $f(x)$  dağılımlı  $x$  değerleri elde edilir.

## 3.2. Gama Işını Takibi ile Doz Dağılımlarının Elde Edilmesi

### 3.2.1 $\gamma$ -Işını Enerjisinin Örneklenmesi

Klinik Liner Hızlandırıcıların fantom yüzeyinde enerji spektrumunun bilinmesi son derece önemlidir. Tek enerjili paralel demet halinde gelen elektronlar, hedefle (Tungsten,  $W$ ) etkileştikleri zaman yüksek enerjili bremsstrahlung ışınları üretirler. Üretilen bu fotonlar filtreler ve kolimatörler vasıtasıyla düzgün bir şekilde fantom yüzeyine yönlendirilirler. Gelen bu fotonların enerji spektrumu,  $SSD=100\text{ cm}$ 'de Mohan ve arkadaşları (Mohan ve ark. 1985) tarafından elde edilmiştir. Klinik lineer hızlandırıcıların enerji spektrumları için veri tabanları olara en yaygın kullanılan Monte Carlo hazır programı olan EGSnc kodunda da Mohan ve ark. tarafından elde edilmiş

değerler kullanılmaktadır.

Fantom yüzeyine gelen fotonlar hedefi geçtikten sonra sürekli enerji değerine sahiptirler. Tedavide kullanılan 6 MV, 15 MV ve 18 MV gibi foton enerjilerinden kastedilen fotonların MeV biriminde maksimum enerjileridir. Tedavide, hasta yüzeyine gelen foton demetinin ortalama enerji değerleri esas alınmaktadır. Bu çalışmada deney, Siemens Primus marka klinik lineer hızlandırıcının (LINAC), 6MV ve 18 MV foton ışınlarından sadece 6 MV foton ışınları kullanılarak ve Monte Carlo hesaplamaları da maksimum enerjisi 6 MeV olan Mohan spektrumu örneklenerek yapılmıştır.

Çalışmada 6 MV foton ışınları için Mohan spektrumuna (*Mohan ve ark. 1985*), Prof. Dr. Emin N. Özmutlu tarafından hazırlanan fit programı yardımıyla fit yapılmıştır. Çizelge 3.1'de Mohan spektrumu ve fit fonksiyonu değerleri verilmiştir. Mohan Spektrumu ve elde edilen fit fonksiyonu dağılımları Şekil 3.4'te görülmektedir.

Mohan spektrumuna, en uygun fonksiyon olarak,

$$f(E) = P_1 \cdot e^{-(E+P_2)^2 / (2 \cdot P_3^2)} + P_4 \cdot E \cdot e^{-E^2 / (2 \cdot P_5)} \quad (3.11)$$

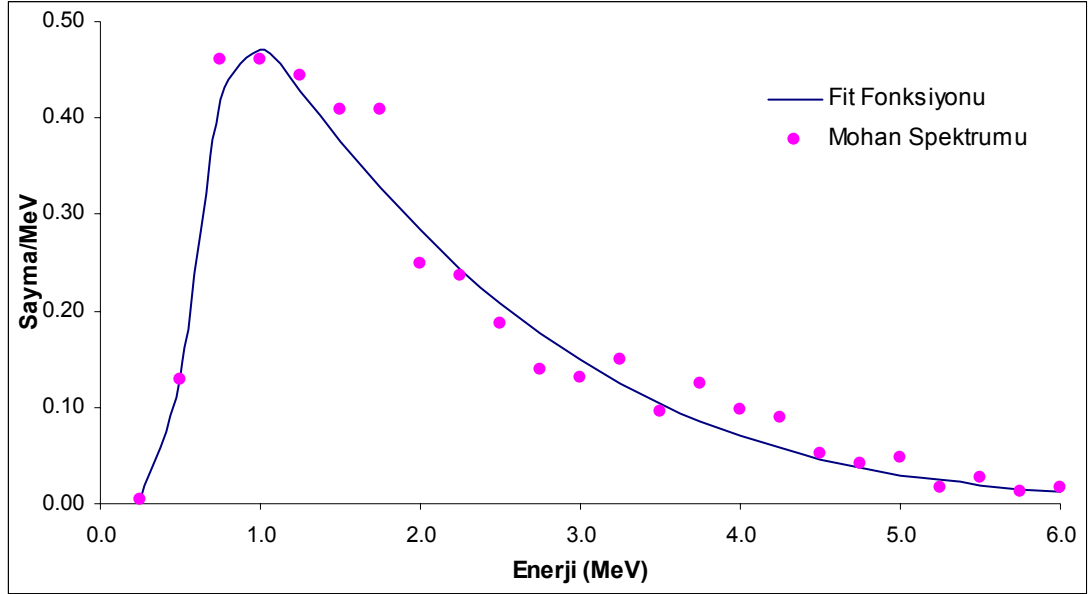
şeklinde bir fonksiyon fit edilmiştir. Burada en uygun parametreler,

$$P_1 = 1.488011, P_2 = 3.621140, P_3 = 3.086142, P_4 = -3.804164, P_5 = 0.09053989$$

olarak elde edilmiştir.

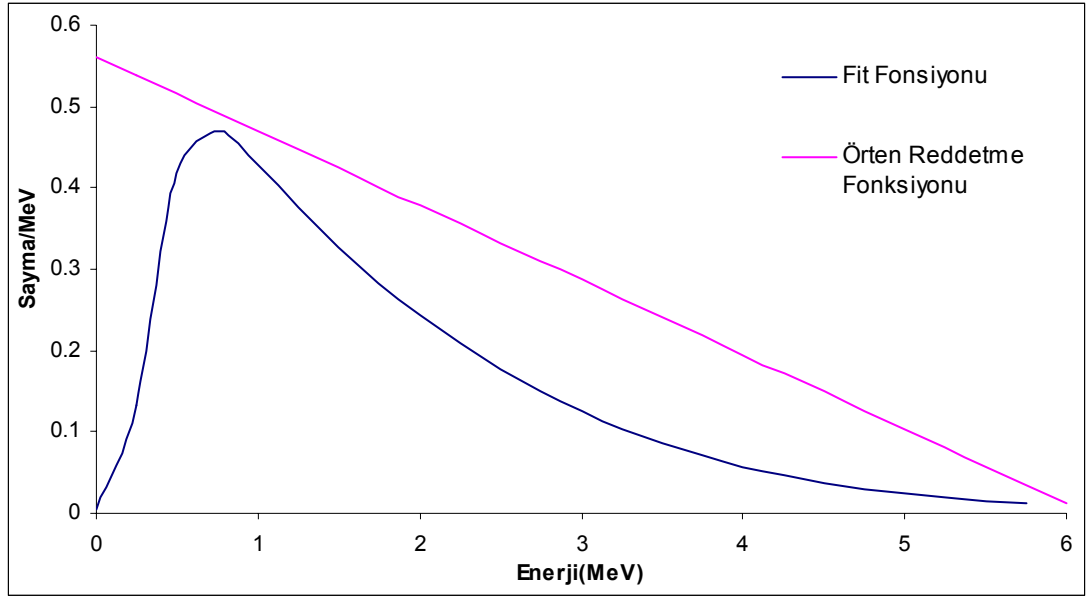
**Çizelge 3.1:** 6 MV fotonlar için Mohan tarafından elde edilen Mohan Foton Spektrumu (Mohan ve ark. 1985) ve Fit Fonksiyonu Değerleri.

Enerji (MeV)	Mohan Spektrumu Değerleri (Sayma/MeV)	Fit Değerleri (Sayma/MeV)
0.25	0.00411	0.00411
0.50	0.12952	0.13181
0.75	0.46090	0.41830
1.00	0.46090	0.47010
1.25	0.44359	0.42756
1.50	0.40850	0.37567
1.75	0.40850	0.32731
2.00	0.24965	0.28330
2.25	0.23677	0.24361
2.50	0.18671	0.20811
2.75	0.13827	0.17663
3.00	0.13045	0.14893
3.25	0.14844	0.12475
3.50	0.09496	0.10382
3.75	0.12466	0.08584
4.00	0.09773	0.07051
4.25	0.08892	0.05754
4.50	0.05155	0.04664
4.75	0.04184	0.03757
5.00	0.04803	0.03006
5.25	0.01625	0.02390
5.50	0.02715	0.01887
5.75	0.01199	0.01481
6.00	0.01574	0.01154



**Şekil 3.4:** Bremsstrahlung fotonlarının Mohan Spektrumu ve fit fonksiyonu dağılımı.

Denk.(3.11)'deki bu fonksiyona Temel Monte Carlo İlkesi'ni uygulamak güçtür. Çünkü bu ifadenin integralini analitik olarak almak mümkün değildir. Bundan dolayı bu ifadenin örneklenmesinde reddetme yöntemi kullanılmıştır. Reddetme yöntemi dikdörtgensel reddetme fonksiyonu ile uygulandığında verim çok düşük olmakta ve fazla zaman harcanmaktadır. Bundan dolayı Şekil 3.5'te görüldüğü gibi örten doğrusal reddetme fonksiyonu  $r(E)$  kullanılmıştır. Sınır değerleri  $a = 0, b = E_m = 6$  [MeV] olarak alınmaktadır.



Şekil 3.5: Elde edilen fit fonksiyonu ve uygun Örten Reddetme Fonksiyonu dağılımları.

Örten reddetme fonksiyonu  $r(E)$ ,

$$r(E) = m - nE \quad (3.12)$$

şeklinde bir doğru denklemi seçilerek verim yükseltilmiştir. Burada,

$$m = 0.561816, n = 0.091712$$

'dır.

Doğrusal örten reddetme fonksiyonuna Temel Monte Carlo İlkesi uygulanarak,

$$q = \frac{\int_0^E r(E') dE'}{\int_0^{E^m} r(E) dE} \quad (3.13)$$

ifadesi ve bu ifadenin integrali alınıp tersine çözümünden ikinci dereceden bir denklem elde edilmiştir.  $E'$ 'nin  $[a,b]$  aralığında olması gerektiğinden, bulunan iki çözümden sadece bu şartı sağlayan çözüm alınmıştır. Sınır değerleri kullanılarak,

$$c = -q(2mb - nb^2) \quad (3.14)$$

olmak üzere  $E'$ 'nin çözümü,

$$E = \frac{m - \sqrt{m^2 + nc}}{n} \quad (3.15)$$

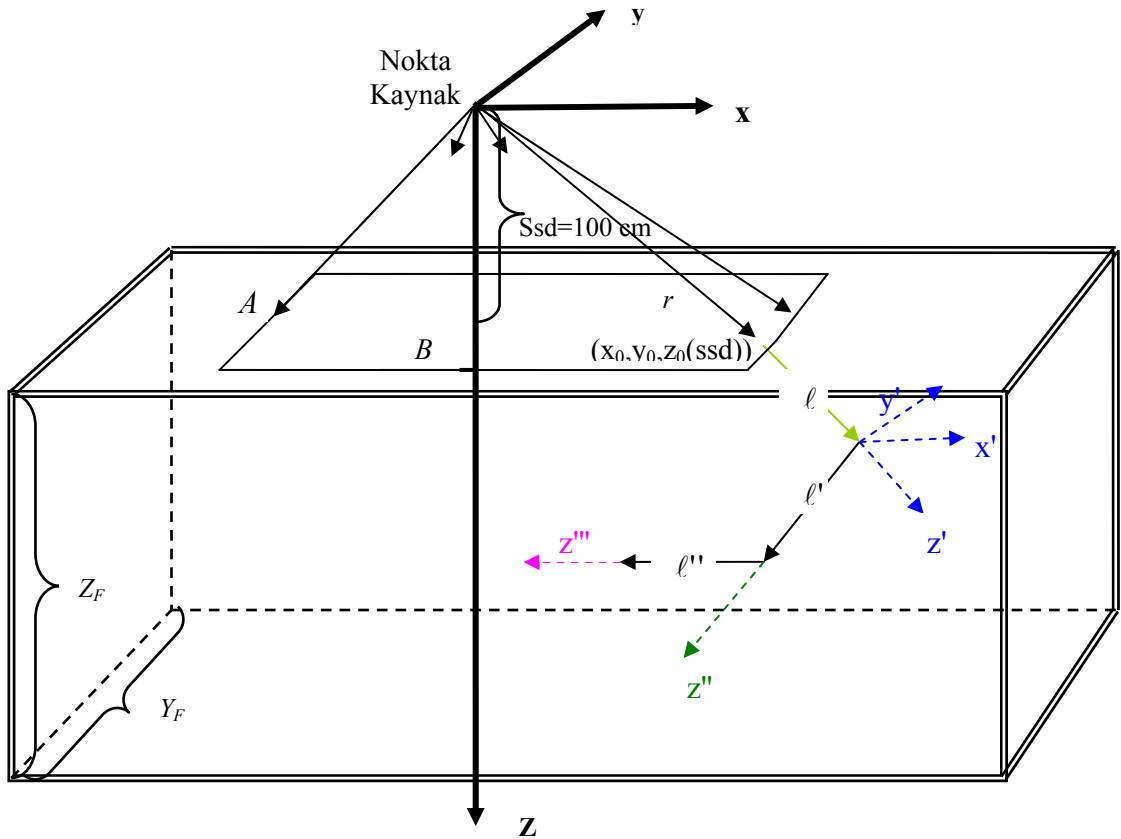
Şeklinde elde edilmiştir. Bir  $q$  türetilerek Denk.(3.15)'ten bir  $E$  değeri bulunmuştur. İkinci bir  $q$  türetilerek,

$$q \leq \frac{f(E)}{r(E)} \quad (3.16)$$

şartına bakılmıştır. Bu şart sağlanırsa, bremsstrahlung olayı sonucu fantom yüzeyine gelen foton enerjisi  $E$  (MeV) elde edilerek foton takibine bu enerjisi değeri ile devam edilmiştir. Şart sağlanmazsa işlem tekrarlanmak üzere başa dönülerek yeni bir enerji örneklemesine geçilmiştir.

### 3.2.2. $\gamma$ -Işını Doğrultusunun Örneklenmesi

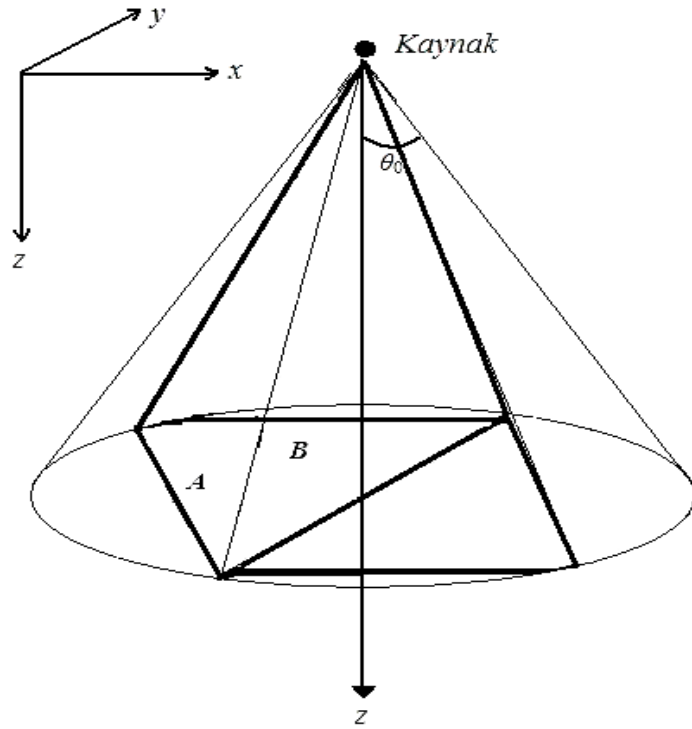
Bremsstrahlung fotonlarının yayınlandığı Tungsten hedefin boyutları  $SSD=100$  cm mesafesinden çok küçük olduğu için Tungsten ( $W$ ) hedef izotropik nokta kaynak olarak ele alınmıştır.  $xyz$  koordinat sisteminin başlangıç noktası Tungsten hedefin orta noktası (nokta kaynak)'nda alınmıştır.  $z$ -ekseni  $SSD$  mesafesi boyunca aşağıya doğru seçilmiştir. Nokta kaynak-su fantomu düzeneği Şekil 3.6'da görüldüğü gibi tasarlanmıştır. İzotropik bir noktaktan uzayın her yönüne  $\gamma$ -ışını yayınlanma olasılığı aynıdır. Kaynaktan yayınlanan bir  $\gamma$ -ışının doğrultusu küresel koordinatlarda kutup açısı ( $\theta$ ) ve azimut açısı ( $\phi$ ) ile belirlenir. Nokta kaynaktan yayınlanan  $\gamma$ -ışınının doğrultusunun kutup açısı,  $0 \leq \theta \leq \pi$  ve azimut açısı,  $0 \leq \phi \leq 2\pi$  aralığında değişir.



Şekil 3.6: Nokta kaynak-su fantomu geometrisi.



Klinik uygulamada, tedavi alan kenarlarının kolay işlem yapılabilmesi ve kanserli doku ile kritik organların sınırlandırılabilmesi için hasta üzerine düşürülen radyasyonun şekli, cilt üzerinde dikdörtgen ya da kare alan şeklinde olmalıdır. Kaynaktan belli bir katı açıda yayınlanan radyasyonun şekli koni olduğundan, koninin hasta üzerindeki şekli dairedir. Şekil 3.7’de görüldüğü gibi belli bir katı açıda gelen gama ışınlarının fantom yüzeyin,  $SSD=100\text{ cm}$ ’de, dairesel koni kesitinin çapı açılan kare alanın köşegeni olacak şekilde tasarlanmıştır.



**Şekil 3.7:** Kaynaktan yayınlanan radyasyon demetinin fantom yüzeyindeki görüntüsü ve kolimatör alan kenarları.

Kutup açısı  $\theta_0$  olan koni içine yayınlanan  $\gamma$ -ışınlarının kutup açısı, Temel Monte Carlo ilkesi kullanılarak,

$$q = \frac{\int_{\Omega_i} d\Omega}{\int_{\substack{\text{Tüm} \\ \text{Yönelisler}} d\Omega} \quad (3.17)$$

$$q = \frac{\int_0^{2\pi} \int_0^\theta \sin \theta' d\theta' d\phi}{\int_0^{2\pi} \int_0^{\theta_0} \sin \theta d\theta d\phi} = \frac{2\pi \int_0^\theta \sin \theta' d\theta'}{2\pi \int_0^{\theta_0} \sin \theta d\theta} \quad (3.18)$$

$$q = \frac{1 - \cos \theta}{1 - \cos \theta_0} \quad (3.19)$$

ifadesinin tersine çözümünden,

$$\cos \theta = 1 + q(\cos \theta_0 - 1) \quad (3.20)$$

olarak elde edilmiştir. Kutup açısı bu ifadede örneklenmiştir. Azimut açısı,  $0 \leq \phi \leq 2\pi$  aralığında düzgün dağılımlı olduğu için Temel Monte Carlo İlkesi'nden,

$$q = \frac{\int_0^\phi d\phi'}{\int_0^{2\pi} d\phi} = \frac{\phi}{2\pi} \quad (3.21)$$

$$\phi = 2\pi q \quad (3.22)$$

olarak elde edilmiş ve bu ifadede örneklenmiştir.

Fotonların, fantom yüzeyine ulaşmadan önce çevre ortamlarla yaptıkları etkileşmeler ihmal edilmiştir.  $\gamma$ -ışınının, doğrultman kosinüsleri,

$$\alpha = \sin \theta \cos \phi \quad (3.23)$$

$$\beta = \sin \theta \sin \phi \quad (3.24)$$

$$\gamma = \cos \theta \quad (3.25)$$

olmak üzere koni yüzeyine giriş koordinatları,

$$x_0 = r\alpha \quad (3.26)$$

$$y_0 = r\beta \quad (3.27)$$

$$z_0 = r\gamma \quad (3.28)$$

'dır. Burada  $r = \text{ssd} / \cos \theta$ 'dır. Hesaplanan ön yüzey koordinatları,

$$-A/2 \leq x_0 \leq A/2 \quad \text{ve} \quad -B/2 \leq y_0 \leq B/2 \quad (3.29)$$

şartlarını sağlıyorsa fotonun tedavi alanı olan dikdörtgen yüzey üzerine düştüğü belirlenmiş, aksi halde başa dönülerek yeni enerji ve doğrultu örnekleme için yeni bir foton takibine geçilmiştir.

### 3.2.3. Serbest Yol Örnekleme

$I_0$  şiddetinde belli bir enerji ile bir ortama ya da su fantomuna giren  $\gamma$ -ışını şiddeti,  $x$  kalınlığını geçtikten sonra,

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (3.30)$$

şeklinde azalır. Bu ifade aynı zamanda  $\gamma$ -ışınlarının serbest yol dağılımıdır. Bu dağılıma Temel Monte Carlo İlkesi,

$$q = \frac{\int_0^\ell I \cdot dx'}{\int_0^\infty I \cdot dx} = \frac{\int_0^\ell I_0 e^{-\mu x'} \cdot dx'}{\int_0^\infty I_0 e^{-\mu x} \cdot dx} \quad (3.31)$$

uygulanarak elde edilen,

$$q = (1 - e^{-\mu\ell}) \quad (3.32)$$

ifadesinin tersine çözümünden, fotonun aldığı serbest yol örnekleme için

$$\ell = -\frac{\ln(1-q)}{\mu} \quad (3.33)$$

ifadesi elde edilmiştir.  $q$ 'nin,  $[0,1]$  aralığında gelme olasılığı eşit olduğundan  $(1-q)$  değeri yerine  $q$  değeri alınabilir.

Böylece serbest yol,

$$\ell = -\frac{\ln q}{\mu} \quad (3.34)$$

ifadesinden örneklenmiştir. Su yüzeyine düşen fotonun giriş doğrultusunda belli bir serbest yol gittiği varsayılmış ve serbest yol Denk(3.34)'ten örneklenmiştir. Örneklenen serbest yol vektörünün  $xyz$ -koordinat sisteminde bileşenleri,  $x_1 = \ell\alpha$ ,  $y_1 = \ell\beta$  ve  $z_1 = \ell\gamma$  bulunmuştur.  $\gamma$ -ışınının fantoma giriş vektörü ile serbest yol vektörü toplanarak ilk etkileşme noktası vektörünün bileşenleri,

$$x_i = x_0 + x_1 \quad (3.35)$$

$$y_i = y_0 + y_1 \quad (3.36)$$

$$z_i = z_0 + z_1 \quad (3.37)$$

elde edilmiştir.

Elde edilen toplam etkileşme noktası vektörü bileşenlerinden yararlanarak,

$$-x_F/2 \leq x_i \leq x_F/2, -y_F/2 \leq y_i \leq y_F/2, SSD \leq z_i \leq SSD + z_F \quad (3.38)$$

şartlarına bakılarak fotonun fantomdan kaçıp kaçmadığı belirlenmiştir. Burada  $x_F, y_F$  ve  $z_F$  sırasıyla su fantomunun  $x, y$  ve  $z$  boyutları olup,  $x_F = y_F = z_F = 48 \text{ cm}$  'dir. Şartlar sağlanıyorsa fotonun, fantom içinde olduğu belirlenerek etkileşme çeşidi örneklenmiş, şartlar sağlanmıyorsa fantomun dışına kaçtığı belirlenmiş ve başa dönülerek yeni bir foton takibine geçilmiştir. Bu çalışmada Multidata marka su fantomu kullanılmıştır.

### 3.2.4. Etkileşme Türünün Örneklenmesi

Fotonun, su fantomu içerisinde olduğu belirlendikten sonra, fotonun ortamla yaptığı etkileşme türü örneklenmiştir. Örnekleme için, fotonun enerjisine bağlı olarak, insan vücudunun eşdeğeri kabul edilen su ortamının kütle zayıflama katsayılarının bilinmesi gereklidir. Kütle zayıflama katsayıları XCOM (<http://physics.nist.gov/PhysRefData/Xcom/Text/XCOM.html>) programından elde edilmiştir. Fotonun ortam ile yaptığı etkileşmeler arasında fotoelektrik olay ve Compton saçılması dikkate alınmıştır. Fotoelektrik olay için kütle zayıflama katsayısı  $\mu_f$ , Compton saçılması için kütle zayıflama katsayısı  $\mu_c$  olmak üzere, toplam kütle zayıflama katsayısı,

$$\mu_T = \mu_f + \mu_c \quad (3.39)$$

'dir. Bu değerler Çizelge 3.2'de gösterilmiştir. Çizelgede bulunmayan ara enerji değerlerine karşılık gelen kütle zayıflama katsayıları, iki nokta arası doğru kabul edilerek elde edilmiştir (Cengiz 1986). Fotoelektrik Olay ve Compton saçılması olasılıkları,

$$P_f = \mu_f / \mu_T \quad (3.40)$$

$$P_c = \mu_c / \mu_T \quad (3.41)$$

'dir.

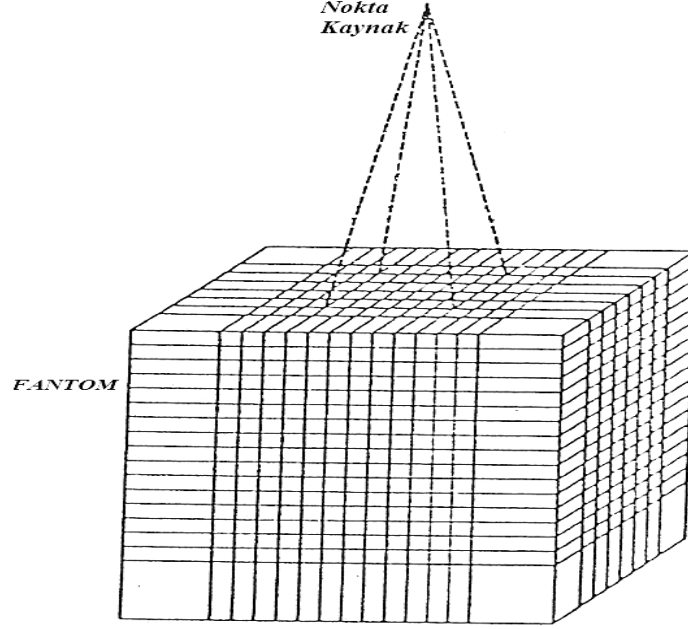
Bir  $q$  türetilerek fotonun yaptığı etkileşme türünün,

$$q \leq P_f \text{ ise fotoelektrik olay}$$

$$P_f < q < P_f + P_C = 1 \text{ ise Compton saçılması}$$

olduğuna karar verilmiştir.

Su fantomu, soğurulan enerjinin belirlenebilmesi için Şekil 3.8’de görüldüğü gibi 5 mm’lik küplere bölünmüştür (Jenkins 1988). Her bir küp bir soğurulan enerji noktasını temsil etmektedir.



Şekil 3.8: Işın şekli ve su fantomunun küplere ayrılması (Jenkins 1988).

Etkileşme fotoelektrik olay ise, su fantomuna giren  $\gamma$ -ışını tüm enerjisini ortamdaki bir atomik elektrona aktarmıştır. Elektronlar, menzilleri çok küçük olduğundan etkileşme noktasının biraz dışına kadar gidip soğurulabilirler. Bu durum soğurulan enerjinin koordinatlarını çok az değiştirir. İstatistik olarak, bu değişim dikkate alınsa bile sonucu değiştirmez. Ayrıca elektronların menzilleri etkileşme noktasını temsil eden küçük küplerin dışına çıkacak kadar büyük değildir.

Çizelge 3.2: Su için Kütle Zayıflama Katsayıları (XCOM)

ENERJİ (MeV)	$\mu_C$ ( $\text{cm}^2/\text{g}$ )	$\mu_f$ ( $\text{cm}^2/\text{g}$ )
1.00E-03	1.32E-02	4.08E+03
1.50E-03	2.67E-02	1.37E+03
2.00E-03	4.18E-02	6.16E+02
3.00E-03	7.08E-02	1.92E+02
4.00E-03	9.43E-02	8.20E+01
5.00E-03	1.12E-01	4.19E+01
6.00E-03	1.26E-01	2.41E+01
8.00E-03	1.44E-01	9.92E+00
1.00E-02	1.55E-01	4.94E+00
1.50E-02	1.70E-01	1.37E+00
2.00E-02	1.77E-01	5.44E-01
3.00E-02	1.83E-01	1.46E-01
4.00E-02	1.83E-01	5.68E-02
5.00E-02	1.80E-01	2.73E-02
6.00E-02	1.77E-01	1.49E-02
8.00E-02	1.70E-01	5.77E-03
1.00E-01	1.63E-01	2.76E-03
1.50E-01	1.47E-01	7.31E-04
2.00E-01	1.35E-01	2.89E-04
3.00E-01	1.18E-01	8.16E-05
4.00E-01	1.06E-01	3.49E-05
5.00E-01	9.66E-02	1.88E-05
6.00E-01	8.94E-02	1.17E-05
8.00E-01	7.86E-02	5.92E-06
1.00E+00	7.07E-02	3.68E-06
1.02E+00	6.99E-02	3.43E-06
1.25E+00	6.32E-02	2.33E-06
1.50E+00	5.74E-02	1.69E-06
2.00E+00	4.90E-02	1.06E-06
2.04E+00	4.84E-02	1.03E-06
3.00E+00	3.86E-02	5.94E-07
4.00E+00	3.22E-02	4.08E-07
5.00E+00	2.78E-02	3.09E-07
6.00E+00	2.45E-02	2.48E-07
7.00E+00	2.21E-02	2.08E-07
8.00E+00	2.01E-02	1.78E-07
9.00E+00	1.85E-02	1.56E-07
1.00E+01	1.71E-02	1.39E-07
1.10E+01	1.60E-02	1.25E-07
1.20E+01	1.50E-02	1.13E-07
1.30E+01	1.41E-02	1.04E-07
1.40E+01	1.33E-02	9.59E-08
1.50E+01	1.27E-02	8.91E-08

Bremsstrahlung olayı sonucu oluşan ikincil fotonların etkileşme noktasının dışına kaçırdıkları enerji ihmal edilmiştir. Bundan dolayı etkileşmenin olduğu noktada tüm enerjinin soğurulduğu varsayılmıştır. Etkileşme noktasının bulunduğu  $xyz$  koordinatlarına soğurulan enerji,  $E_e = E$ , kaydedilmiş ve yeni bir foton takibine geçilmiştir.

Etkileşme Compton saçılması ise,  $\gamma$ -ışını Denk.(2.30)'da verildiği gibi bir  $E'$  enerjisi ile  $\theta$  açısına saçılır. Saçılma açısı  $\theta$ , Denk.(2.31)'de verilen Klein-Nishina açısıl dağılımından örneklenmiştir. Temel Monte-Carlo yöntemi ile yapılan örneklemede elde edilen ifadenin tersine çözümü, analitik olarak mümkün olmadığından, bu örneklemede reddetme yöntemi kullanılmıştır. Çalışmada Özmutlu (1992) tarafından önerilen örten reddetme fonksiyonu kullanılmıştır. Klein-Nishina diferansiyel saçılma tesir kesiti;

$$\frac{d\sigma}{dx} \propto f(k, x) = \frac{1 + x^2 + \frac{k^2(1-x)^2}{1+k(1-x)}}{[1+k(1-x)]^2} \quad (3.42)$$

'dir. Burada  $x = \cos\theta$ ' dir. Özmutlu örten reddetme fonksiyonu,

$$r(k, x) = \frac{a(k)}{[b(k) - x]} \quad (3.43)$$

'dir. Burada  $a(k)$  ve  $b(k)$ , sınır şartları kullanılarak,

$$c_0 = 2(2k^2 + 2k + 1)/(2k + 1)^3 \quad (3.44)$$

olmak üzere,

$$a(k) = 2[b(k) - 1] \quad , \quad b(k) = (1 + c_0/2)/(1 - c_0/2) \quad (3.45)$$

olarak bulunmuştur. Bu reddetme fonksiyonuna, Özmutlu tarafından Temel Monte Carlo İlkesi uygulanarak,



$$x = b(k) - [b(k) + 1]/(c_0 / 2)^q \quad (3.46)$$

ifadesi elde edilmiştir. Bir  $q$  türetilerek, Denk.(3.46)'den bir  $x$  değeri bulunmuştur. İkinci bir  $q$  türetilerek,

$$q \leq \frac{d\sigma_{KN}}{r(k, x)} = g(k, x) \quad (3.47)$$

şartına bakılmıştır; şart sağlanırsa  $x$  kaydedilmiş, şart sağlanmazsa Denk.(3.46)'dan yeni bir  $x$  değeri üretilmesi için başa dönülerek işlem tekrarlanmıştır.

Saçılan fotonun enerjisi  $E'$ , Denk.(2.30) kullanılarak hesaplanmıştır. Bu durumda atomik elektrona aktarılan enerji  $E_e = E - E'$  'dür. Elektronların etkileşme noktasını temsil eden küçük küplerin dışına kaçırdıkları enerji, fotoelektrik olayda olduğu gibi ihmal edilmiştir. Etkileşme noktasının bulunduğu  $xyz$  koordinatlarında soğurulan enerji  $E_e$ , kaydedilmiş ve foton takibine devam edilmiştir.

Saçılan fotonun azimut açısı  $\phi$ , Denk.(3.22)'den ve aldığı serbest yol  $\ell'$  de Denk.(3.34)'ten örneklenmiştir. Örneklenen serbest yol vektörünün bileşenleri,

$$x_2 = \ell' \alpha, \quad y_2 = \ell' \beta \quad \text{ve} \quad z_2 = \ell' \gamma \quad (3.48)$$

bulunmuştur. Serbest yol vektörü ile ilk etkileşme noktası vektörü toplanarak ikinci etkileşme noktası vektörünün koordinatları,

$$x = x_i + x_2 \quad (3.49)$$

$$y = y_i + y_2 \quad (3.50)$$

$$z = z_i + z_2 \quad (3.51)$$

elde edilmiştir. Bu  $x, y, z$  koordinatları,

$$-X_F/2 \leq x \leq X_F/2, -Y_F/2 \leq y \leq Y_F/2, SSD \leq z \leq SSD + Z_F \quad (3.52)$$

ise fotonun su fantomunun içinde kaldığı, aksi takdirde su fantomunun dışına kaçtığı belirlenmiştir. Etkileşme noktası, su fantomunun dışındaysa başa dönülerek yeni bir foton takibine geçilmiş, su fantomunun içinde ise bir  $q$  türetilerek fotonun yaptığı ikinci etkileşme türü örneklenmiştir. Etkileşme fotoelektrik olay ise, etkileşme noktasının bulunduğu  $xyz$  koordinatlarına soğurulan enerji kaydedilmiş ve başa dönülerek yeni bir foton takibine geçilmiştir.

Etkileşme Compton saçılması ise, 3-boyutlu (3D) foton takibinin yapılabilmesi için yeni bir  $x'y'z'$  koordinat eksenini seçilmiştir. Şekil 3.6'da görüldüğü gibi bu yeni koordinat sisteminde  $z'$ , gelen fotonun doğrultusunda ve  $y'$ // $xoy$ -düzlemi olacak şekilde seçilmiştir.  $x'y'z'$  koordinat sisteminde saçılan  $\gamma$ -ışınının geliş doğrultusu ile yaptığı saçılma açısı  $\theta'$ , Klein-Nishina formülünden ve azimut açısı  $\phi'$ , Denk.(3.22)'den örneklenmiş ve saçılan fotonun enerjisi  $E''$  olarak belirlenmiştir. Atomik elektrona aktarılan enerji,  $E_e = E' - E''$ 'dür. Birinci saçılmadan sonra koordinat dönüşümlerine gerek yoktur. İkinci saçılmadan sonra  $x'y'z'$  koordinat sisteminde örneklenen serbest yol bileşenleri,  $xyz$  koordinat sistemine dönüştürülmüştür.  $x'y'z'$  koordinat sisteminde  $\gamma$ -ışınının doğrultman kosinüsleri,

$$\alpha' = \sin \theta' \cos \phi', \beta' = \sin \theta' \sin \phi', \gamma' = \cos \theta' \quad (3.53)$$

'dür.  $x'y'z'$  koordinat sisteminden  $xyz$  koordinat sistemine dönüşüm matrisi,

$$T = \begin{bmatrix} \frac{\alpha\gamma}{\sqrt{1-\gamma^2}} & -\frac{\beta}{\sqrt{1-\gamma^2}} & \alpha \\ \frac{\beta\gamma}{\sqrt{1-\gamma^2}} & \frac{\alpha}{\sqrt{1-\gamma^2}} & \beta \\ -\sqrt{1-\gamma^2} & 0 & \gamma \end{bmatrix} \quad (3.54)$$

şeklinde elde edilmiştir (Cengiz 1991). Burada,

$$\alpha = \sin \theta \cos \phi, \beta = \sin \theta \sin \phi, \gamma = \cos \theta \quad (3.55)$$

$\gamma$ -ışınının  $xyz$  koordinat sistemindeki doğrultman kosinüsleridir. Denk. (3.53)'deki doğrultman kosinüsleri kullanılarak,  $xyz$  koordinat sistemindeki doğrultman kosinüsleri,

$$\begin{bmatrix} \alpha \\ \beta \\ \gamma \end{bmatrix} = T \begin{bmatrix} \alpha' \\ \beta' \\ \gamma' \end{bmatrix} \quad (3.56)$$

matris denklemiyle verilir (Cengiz 1991). Böylece  $x'y'z'$  koordinat sisteminde örneklenen doğrultman kosinüsleri  $xyz$  koordinat sistemine Denk.(3.56) kullanılarak dönüştürülmüştür. Saçılan  $\gamma$ -ışınının aldığı serbest yol  $\ell''$ , Denk.(3.34)'den örneklendirilmiştir. Dönüşüm sonrası serbest yol vektörünün bileşenleri,

$$x_3 = \ell'' \alpha, \quad y_3 = \ell'' \beta \quad \text{ve} \quad z_3 = \ell'' \gamma \quad (3.57)$$

bulunmuş ve ikinci etkileşme noktası vektörü bileşenlerine eklenerek, üçüncü etkileşme noktası vektörü koordinatları belirlenmiştir. Bu noktada,  $\gamma$ -ışınının su fantomundan kaçıp kaçmadığı Denk.(3.52)'deki şartlara bakılarak belirlenmiştir. Eğer foton, su fantomundan kaçtıysa, ortama aktardığı enerji ve koordinatlar kaydedilmiş ve yeni bir foton takibine geçilmiştir.  $\gamma$ -ışını su fantomunda kaldıysa su fantomundan kaçana veya enerjisi  $1 \text{ keV}$ 'in altına düşüncüye kadar takip edilmiştir. Enerjisi  $1 \text{ keV}$ 'in altında olan  $\gamma$ -ışınlarının su fantomu içinde soğurulduğu varsayılmıştır.

Çalışmada, çift oluşum olayı ve Rayleigh saçılması ihmal edilmiş, ayrıca fotonların madde ile etkileşmesi sonucu ortaya çıkan ikincil elektronlar takip edilmemiştir.

#### 4. SONUÇLAR VE TARTIŞMA

Radyoterapide klinik lineer hızlandırıcıların doz dağılımları hakkında iki önemli kavram kullanılmaktadır. Bunlar ışığın kalitesi ve enerjisi hakkında bilgi veren *Yüzde Derin Doz* eğrileri ve *Doz Profilleri*'dir.

Deneysel çalışmadaki veriler, Bursa Ali Osman Sönmez (AOS) Onkoloji Hastanesi Lineer Akseleratör ve Tedavi Planlama Ünitesi'nde kullanılan Siemens Primus marka lineer hızlandırıcı, Multidata marka su fantomu ve Farmer tipi 0.125 cc boyutlu iyon odası kullanılarak ölçülmüştür. İyon odası bir kabloyla dışarıda bulunan ana kumanda masasındaki dizüstü bilgisayara bağlanmıştır. İyon odasının koordinatları ve ölçtüğü doz değerleri bu bilgisayar yardımıyla **Real Time Dosimetry (RTD)** programı kullanılarak alınmıştır. Bu programda istenilen ışın türü için gerekli özellikler girildikten sonra bilgisayardan verilen bir tarama komutuyla gerekli ölçümler alınabilmektedir. Deneysel çalışma, 1 Temmuz 2006 tarihinde yapılmıştır.

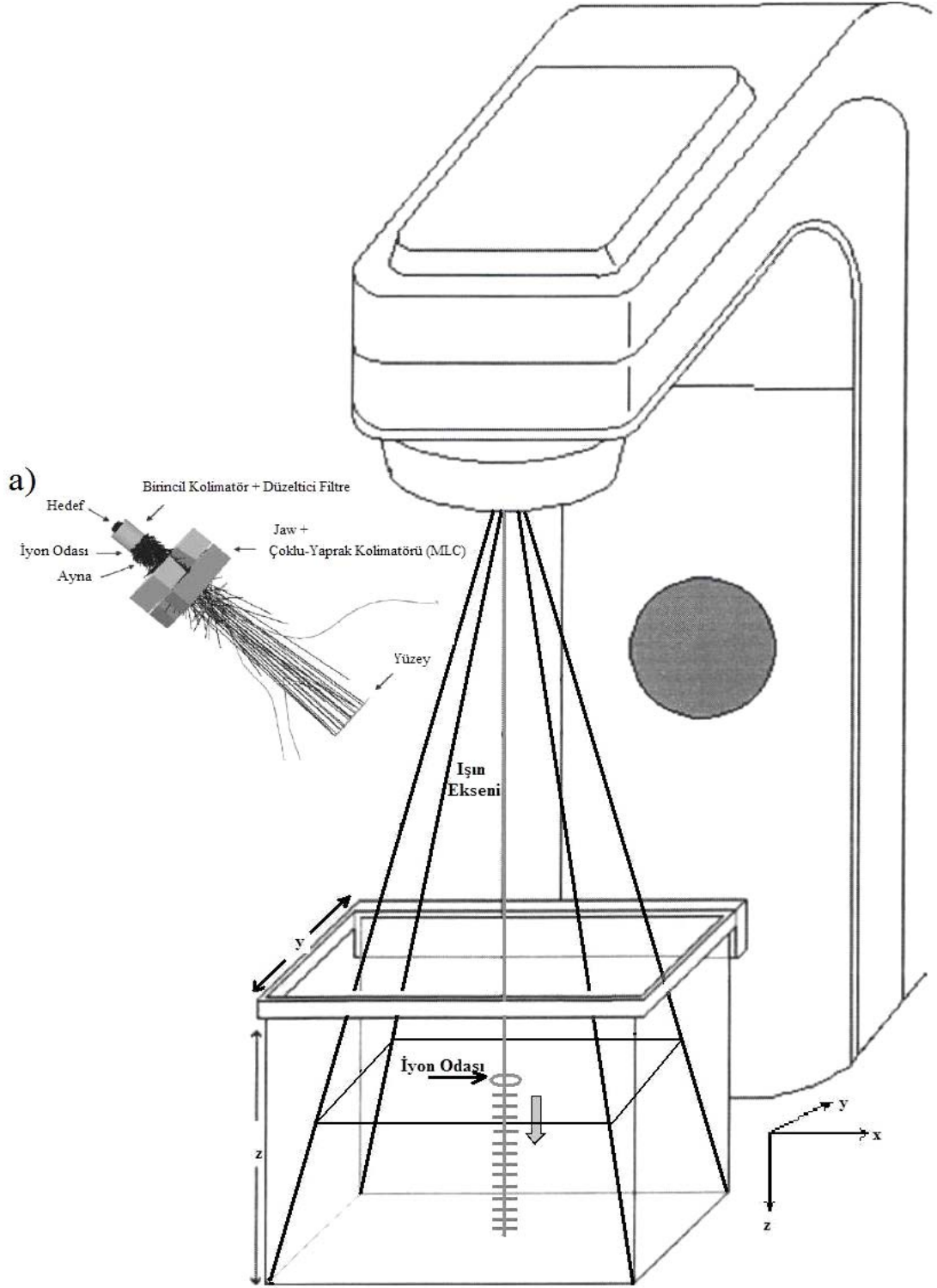
##### 4.1. Yüzde Derin Doz

Şekil 4.1'de AOS Onkoloji Hastanesi Lineer Akseleratör ve Tedavi Planlama Ünitesi'nde yüzde derin doz ölçümleri için yapılan deney düzeneği görülmektedir. Ölçümler için iyon odası ışın eksenini üzerinde olmak üzere, su yüzeyinde fantom boyutlarının orta noktası koordinat ekseninin başlangıcı kabul edilmiştir. İyon odası su fantomunda başlangıç noktasına getirildikten sonra belli kare alanlar için yüzde derin doz değerleri, su fantomunda 30 cm derinliğe kadar alınmıştır. Literatürde genellikle ölçümler, 20 cm ya da 30 cm derinliklerde alınmaktadır. 30 cm su fantomu derinliği 300 aralığa bölünmüştür. Aralık genişliği  $30/300 \text{ cm} = 0.10 \text{ cm}$ 'dir. Kaynak-su fantomu yüzeyi mesafesi 100 cm olarak ayarlanmıştır ( $SSD=100 \text{ cm}$ ).

3x3, 5x5, 10x10, 20x20 ve 30x30  $\text{cm}^2$  kare alanlar için deneysel yüzde derin doz değerleri Çizelge 4.1'de verilmiştir. Şekil 4.2-5'te deneysel ve Monte Carlo hesaplamaları ile elde ettiğimiz yüzde derin doz dağılımları karşılaştırılmıştır. Şekil 4.6'da tüm kare alanlar için ölçülen deneysel yüzde derin doz dağılımları birlikte verilmiştir. Her bir kare alan için doz değerleri maksimum değerine bölünerek maksimum değeri 1 olacak şekilde normalize edilmiştir. Kare alan büyüdükçe, bu alana

düşen foton sayısı azalacağından istatistik bozulmaktadır. İyi bir istatistik elde etmek için programda takip edilen foton sayısı artırılmıştır. Monte Carlo programında, 3x3, 5x5 ve 10x10  $cm^2$  kare alanlar için  $10^7$  foton, 20x20  $cm^2$  kare alan için  $10^8$  foton ve 30x30  $cm^2$  kare alan için de  $2.10^8$  foton takip edilmiştir. Şekil 4.1'de görüldüğü gibi Monte Carlo sonuçları z-ekseni boyunca iyon odası (*prob*) çapı 5 mm, probun ilerleme adımı 2 mm alınıp, silindirik tarama eksenini boyunca alınmış ve böylece deneyin benzetişimi yapılmıştır. Deneyde kurulan düzenekteki ayarlama (*set-up*) yüzde derin doz ölçümlerinin yanı sıra doz profili ölçümlerinde de kullanılabilir.

Deneysel ve Monte Carlo sonuçları arasında çok iyi bir uyuma gözlenmektedir. Deneysel ölçümler, yüzeye yakın noktalarda yani build-up bölgesi iyon odası tarafından daha sık taranarak alınmıştır. Bu bölgede deneysel sonuçlarla Monte Carlo sonuçları arasında çok az bir farklılık görülmektedir. Bunun nedenlerinden biri, çalışmada Rayleigh saçılmasının ihmal edilmesidir. Rayleigh saçılması sonucu foton enerji kaybetmeden saçılarak uzak noktalara enerji taşıyacaktır. Fotonun geri saçılma ihtimali çok düşük olacağından foton enerjisini daha derinlerde bırakacaktır. Ölçüm yapılan nokta aralıkları iyon odasının boyutlarından daha küçük olduğundan yakın noktalar arasındaki saymalar üst üste binmektedir. Böylece pikin bulunduğu bölgedeki saymalar gerçek değerleri yansıtmamaktadır. Bunun için pikin bulunduğu bölgede, Monte Carlo yönteminden elde edilen değerler deneysel değerlere göre daha güvenlidir.



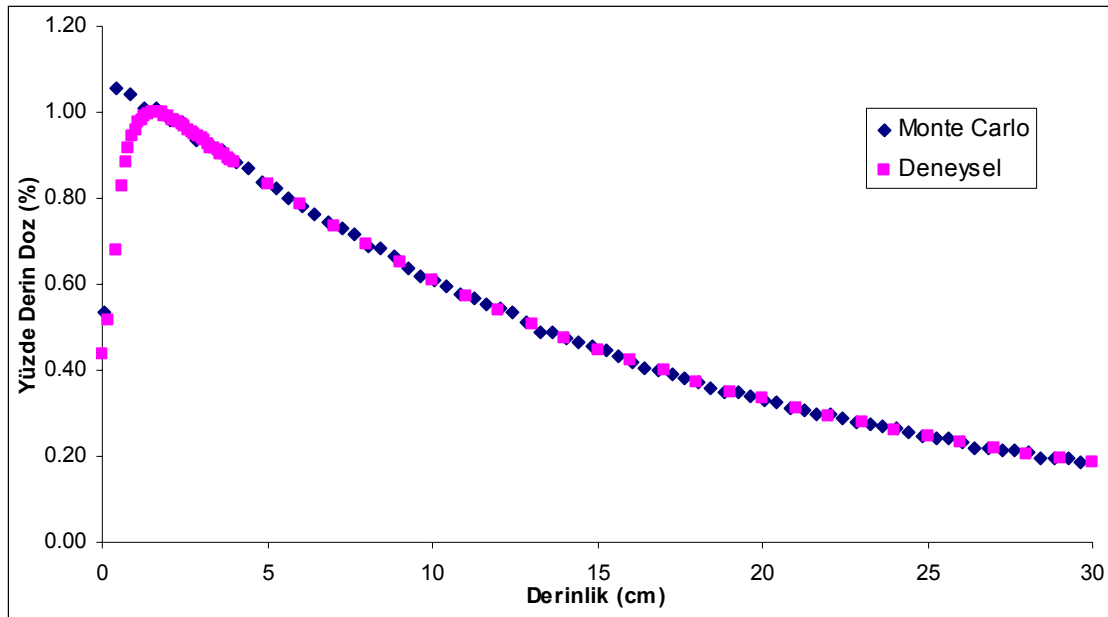
**Şekil 4.1:** Su fantomu ve Klinik Lineer Hızlandırıcı'dan kurulu Yüzde Derin Doz Ölçüm Düzeneği. **a)** Siemens Primus'ta Monte Carlo Benzetişiminin radyasyon izleri (Treurniet and Rogers, 1999): Düz çizgiler foton izlerini, eğri olanları ise elektron izlerini göstermektedir.

**Çizelge 4.1:** Klinik Liner Hızlandırıcı (Siemens Primus)'un, 6 MV foton enerjisi için farklı açılan kare alanlarda derinliğe bağlı olarak ölçülen Yüzde Derin Doz değerleri (Değerler her birinin maksimum değerine göre normalize edilmiştir).

Derinlik (cm)	AÇILAN KARE ALANLAR (cm <sup>2</sup> )				
	3X3	5X5	10X10	20X20	30X30
0.00	0.4389	0.4480	0.4865	0.5593	0.6111
0.20	0.5158	0.5237	0.5560	0.6317	0.6832
0.40	0.6795	0.6921	0.7214	0.7731	0.8061
0.60	0.8299	0.8384	0.8558	0.8879	0.9065
0.70	0.8821	0.8825	0.8983	0.9266	0.9439
0.80	0.9181	0.9147	0.9276	0.9489	0.9626
0.90	0.9448	0.9424	0.9489	0.9657	0.9754
1.00	0.9571	0.9571	0.9661	0.9728	0.9845
1.10	0.9749	0.9718	0.9736	0.9853	0.9904
1.20	0.9822	0.9814	0.9845	0.9902	0.9952
1.30	0.9926	0.9904	0.9920	0.9935	0.9957
1.40	0.9965	0.9966	0.9948	0.9973	0.9979
1.50	1.0000	0.9989	0.9983	1.0000	1.0000
1.60	0.9990	1.0000	1.0000	0.9962	0.9979
1.70	0.9985	0.9977	0.9989	0.9951	0.9968
1.80	0.9990	0.9944	0.9960	0.9940	0.9947
1.90	0.9901	0.9915	0.9943	0.9902	0.9915
2.00	0.9911	0.9893	0.9937	0.9869	0.9882
2.10	0.9827	0.9881	0.9885	0.9842	0.9861
2.20	0.9793	0.9819	0.9851	0.9815	0.9813
2.30	0.9749	0.9780	0.9805	0.9771	0.9760
2.40	0.9709	0.9723	0.9770	0.9728	0.9733
2.50	0.9660	0.9672	0.9724	0.9684	0.9701
2.60	0.9581	0.9621	0.9690	0.9646	0.9674
2.70	0.9546	0.9588	0.9638	0.9635	0.9642
2.80	0.9482	0.9514	0.9592	0.9603	0.9578
2.90	0.9448	0.9480	0.9529	0.9554	0.9562
3.00	0.9389	0.9424	0.9518	0.9527	0.9525
3.10	0.9339	0.9379	0.9472	0.9483	0.9519
3.20	0.9246	0.9316	0.9408	0.9440	0.9450
3.30	0.9181	0.9288	0.9385	0.9391	0.9418
3.40	0.9172	0.9260	0.9328	0.9342	0.9386
3.50	0.9112	0.9175	0.9294	0.9293	0.9348
3.60	0.9038	0.9147	0.9236	0.9276	0.9300
3.70	0.9004	0.9085	0.9184	0.9233	0.9295
3.80	0.8945	0.9056	0.9173	0.9189	0.9257
3.90	0.8900	0.8994	0.9110	0.9168	0.9188
4.00	0.8846	0.8932	0.9081	0.9113	0.9183
5.00	0.8343	0.8458	0.8662	0.8781	0.8814

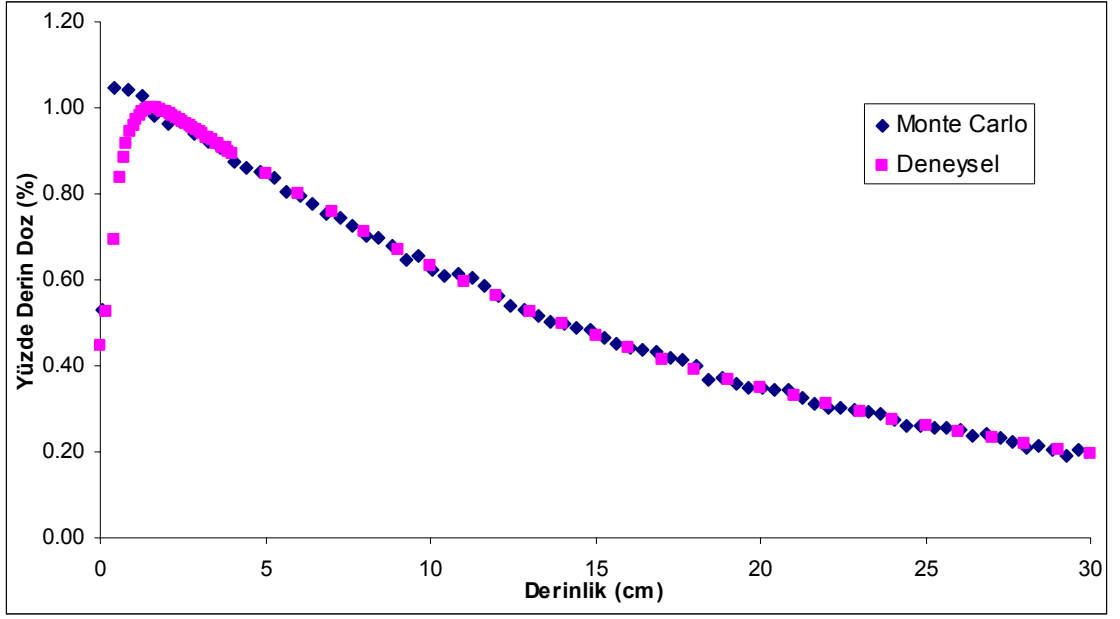
**Çizelge 4.1(Devam):** Klinik Liner Hızlandırıcı (Siemens Primus)'un, 6 MV foton enerjisi için farklı açılan kare alanlarda derinliğe bağlı olarak ölçülen Yüzde Derin Doz değerleri (Değerler her birinin maksimum değerine göre normalize edilmiştir).

6.00	0.7855	0.8011	0.8242	0.8390	0.8499
7.00	0.7352	0.7571	0.7846	0.8047	0.8125
8.00	0.6918	0.7107	0.7410	0.7666	0.7794
9.00	0.6509	0.6701	0.7053	0.7307	0.7452
10.00	0.6105	0.6339	0.6697	0.6980	0.7153
11.00	0.5740	0.5938	0.6358	0.6670	0.6843
12.00	0.5409	0.5616	0.6020	0.6371	0.6538
13.00	0.5069	0.5277	0.5709	0.6050	0.6218
14.00	0.4763	0.4983	0.5382	0.5778	0.5946
15.00	0.4482	0.4689	0.5106	0.5501	0.5694
16.00	0.4221	0.4412	0.4831	0.5234	0.5417
17.00	0.3989	0.4141	0.4572	0.4967	0.5160
18.00	0.3743	0.3915	0.4331	0.4733	0.4920
19.00	0.3506	0.3689	0.4072	0.4499	0.4696
20.00	0.3328	0.3492	0.3860	0.4276	0.4493
21.00	0.3111	0.3288	0.3670	0.4081	0.4268
22.00	0.2924	0.3107	0.3469	0.3868	0.4087
23.00	0.2781	0.2944	0.3274	0.3662	0.3889
24.00	0.2608	0.2763	0.3119	0.3498	0.3686
25.00	0.2461	0.2605	0.2935	0.3324	0.3515
26.00	0.2313	0.2469	0.2786	0.3150	0.3355
27.00	0.2194	0.2333	0.2636	0.2998	0.3194
28.00	0.2066	0.2198	0.2487	0.2840	0.3029
29.00	0.1963	0.2068	0.2361	0.2704	0.2874
30.00	0.1854	0.1966	0.2246	0.2579	0.2751

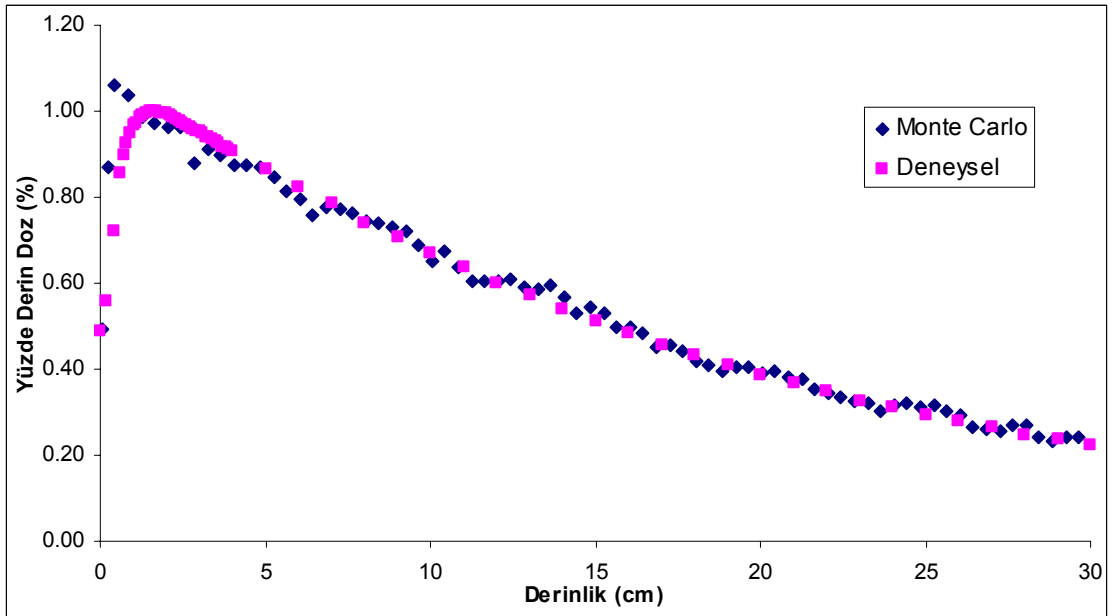


**Şekil 4.2:**  $3 \times 3 \text{ cm}^2$  alanda, Monte Carlo ve Deneysel Yüzde Derin Doz değerlerinin karşılaştırılması.

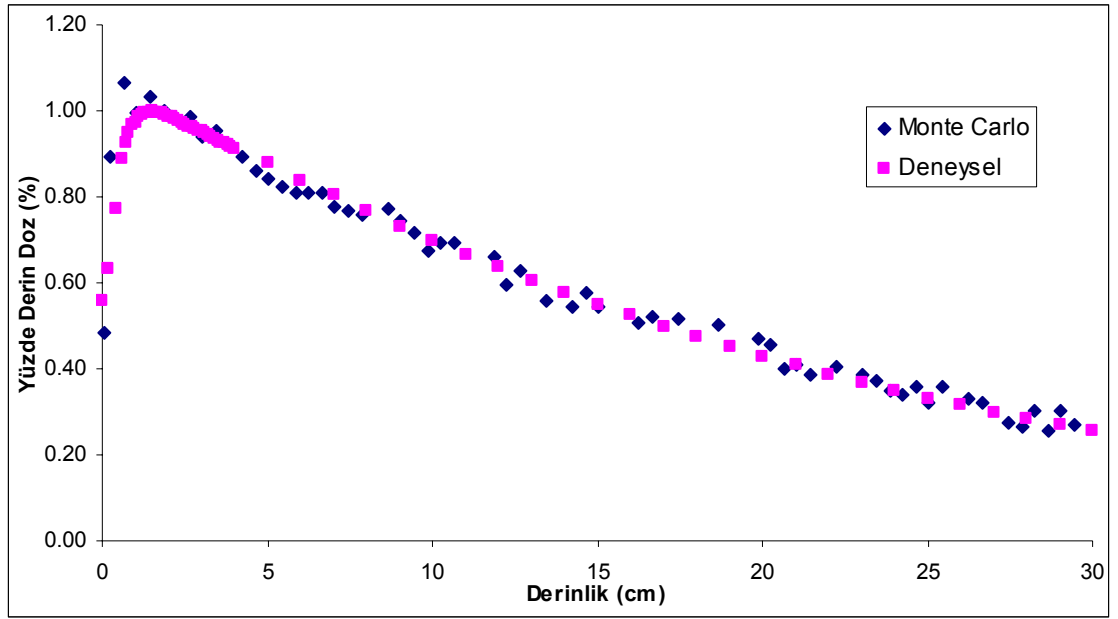




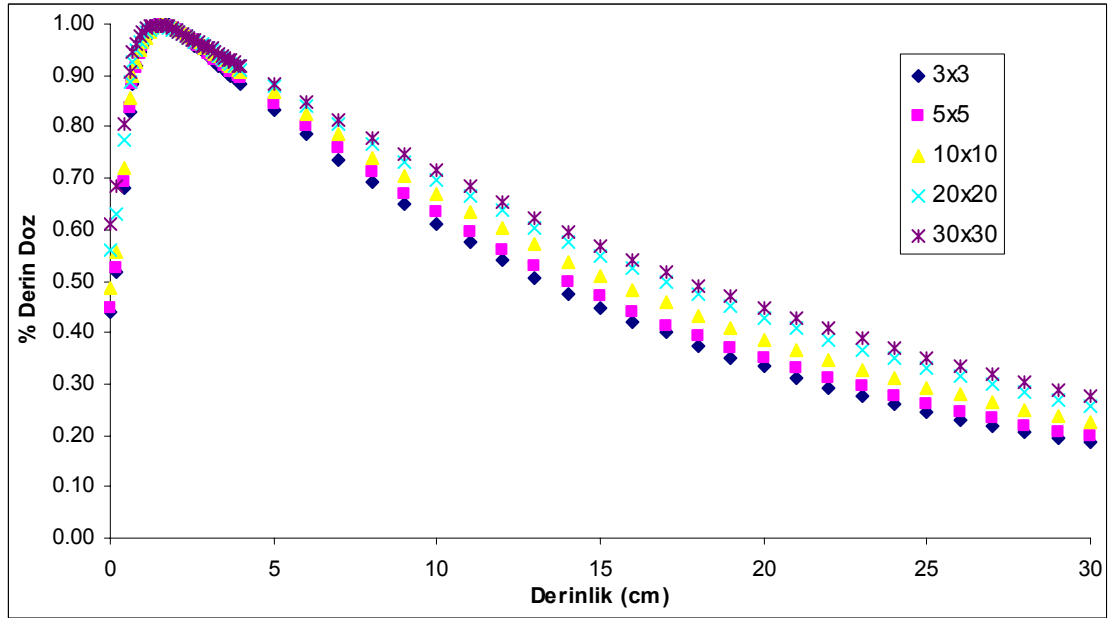
**Şekil 4.3:**  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  alanda, Monte Carlo ve Deneysel Yüzde Derin Doz değerlerinin karşılaştırılması.



**Şekil 4.4:**  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  alanda, Monte Carlo ve Deneysel Yüzde Derin Doz değerlerinin karşılaştırılması.



Şekil 4.5: 20x20 cm<sup>2</sup> alanda, Monte Carlo ve Deneysel Yüzde Derin Doz değerlerinin karşılaştırılması.



Şekil 4.6: Açılan tüm kare alanlar için ölçülen Deneysel Yüzde Derin Doz dağılımları.

## 4.2. Doz Profili

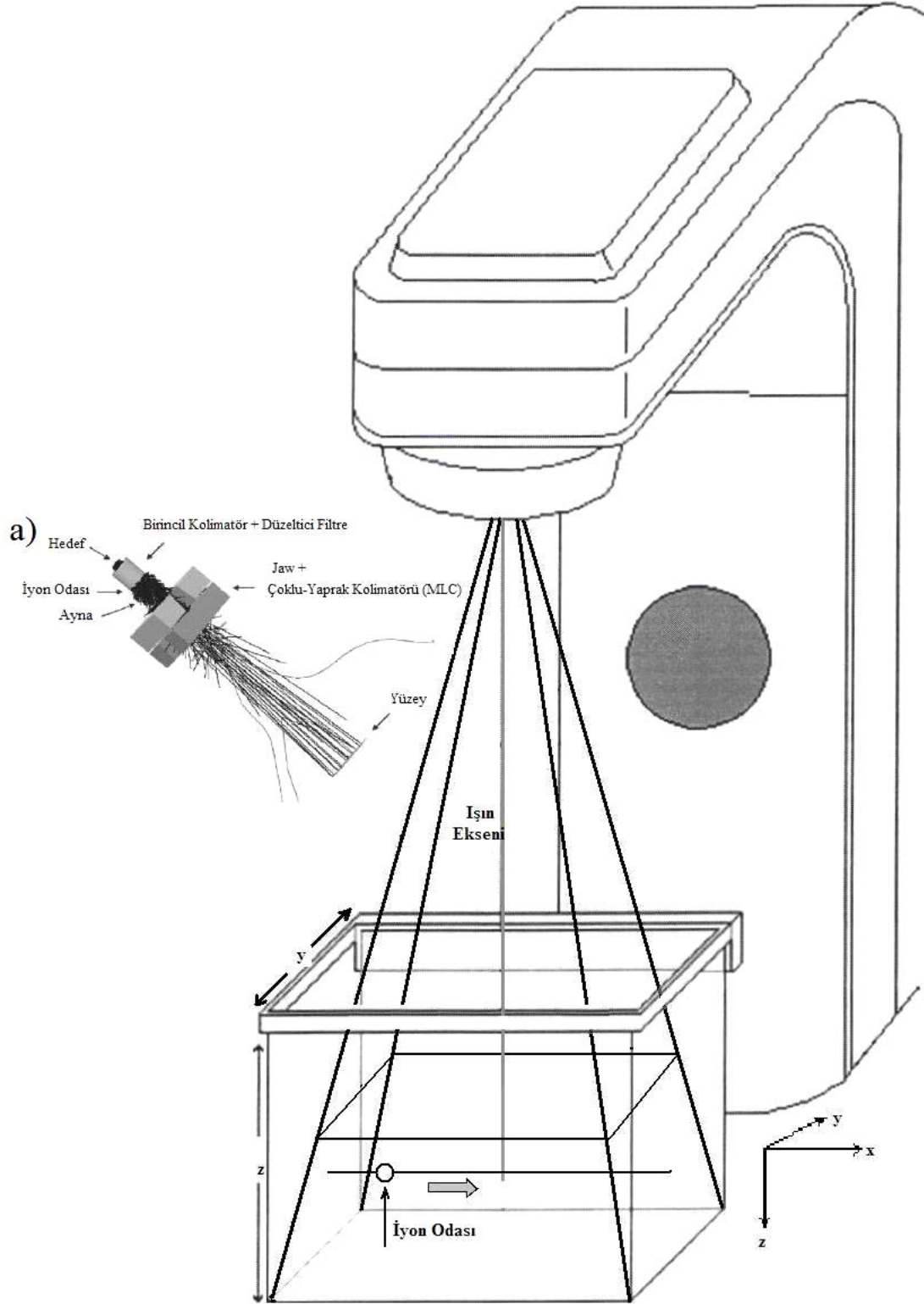
Şekil 4.7’de AOS Onkoloji Hastanesi Lineer Akseleratör ve Tedavi Planlama Ünitesi’nde doz profili ölçümleri için yapılan deney düzeneği görülmektedir. Yüzde derin doz ölçümleri alındıktan sonra iyon odası tekrar su fantomunun yüzeyine, başlangıç noktasına getirilmiştir. Sonra hangi derinlikte profil alınacaksa prob, merkezi eksen boyunca hareket ettirilerek istenilen derinliğe getirilmiştir. Su fantomundaki simetri nedeniyle,  $x$  ve  $y$  eksenleri doz profilleri aynı olacağından sadece  $x$ -ekseni boyunca doz profilleri ölçülmüştür. Multidata marka su fantomu  $xyz$  boyutları  $48 \times 48 \times 48 \text{ cm}^3$ ’dür. Su fantomu  $x$ -ekseni boyutu,  $-24 \text{ cm} \leq x \leq 24 \text{ cm}$  aralığında alınmıştır.  $x$ -ekseni 60 aralığa ayrılarak, tek bir aralık genişliği  $48/60 \text{ cm} = 0.80 \text{ cm}$  olarak alınmıştır. İyon odası,  $x$ -ekseni boyunca yatay doğrultuda hareket ettirilerek ölçümler alınmıştır. Kaynak-su fantomu yüzeyi mesafesi  $100 \text{ cm}$  olarak ayarlanmıştır ( $SSD=100 \text{ cm}$ ). Kurduğumuz Monte Carlo programında ise  $10^7$  foton takip edilmiştir.

Deneysel çalışmada  $3 \times 3$ ,  $5 \times 5$ ,  $10 \times 10$ ,  $20 \times 20$  ve  $30 \times 30 \text{ cm}^2$  kare alanlar için doz profilleri, beş farklı  $0, 3, 5, 10$  ve  $20 \text{ cm}$  derinlikte ölçülmüştür.  $3 \times 3$ ,  $5 \times 5$ ,  $10 \times 10$ ,  $20 \times 20$  ve  $30 \times 30 \text{ cm}^2$  kare alanlar için deneysel doz profili değerleri sırasıyla Çizelge 4.2-6’da verilmiştir.  $3 \times 3 \text{ cm}^2$  kare alan için bazı derinliklerdeki deneysel ve Monte Carlo hesaplamalarıyla elde ettiğimiz doz profilleri Şekil 4.8-10’da karşılaştırılmıştır.  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  kare alan için bazı derinliklerdeki deneysel ve Monte Carlo hesaplamalarıyla elde ettiğimiz doz profilleri Şekil 4.11-13’te karşılaştırılmıştır.  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  kare alan için tüm derinliklerde deneysel ve Monte Carlo doz profilleri Şekil 4.14-18’de karşılaştırılmıştır. Şekil 4.19’da  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  kare alan için deneysel doz profili değerlerinin izometrik görünümü verilmiştir. Şekil 4.20’de ise  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  kare alan için su fantomunda  $6 \text{ MV}$  foton ışınlarının oluşturduğu izodoz (eşdoz) eğrileri görülmektedir.  $20 \times 20 \text{ cm}^2$  kare alan için bazı derinliklerdeki deneysel ve Monte Carlo doz profilleri Şekil 4.21-23’de karşılaştırılmıştır.  $30 \times 30 \text{ cm}^2$  kare alan için bazı derinliklerdeki deneysel ve Monte Carlo doz profilleri Şekil 4.24-26’da karşılaştırılmıştır.

Her bir derinlikteki doz değerleri maksimum değerine bölünerek maksimum değeri 1 olacak şekilde normalize edilmiştir. Deneysel ve Monte Carlo sonuçları arasında çok iyi bir uyum gözlenmektedir.

Bazı deneysel sonuçlarla Monte Carlo sonuçlar arasında çok az farklılıklar görülmektedir. Bunun nedenlerinden biri, çalışmada Rayleigh saçılmasının ihmal edilmesidir. Rayleigh saçılması sonucu foton enerji kaybetmeden saçılarak uzak noktalara enerji taşıyacaktır. Fotonun geri saçılma ihtimali çok düşük olacağından foton enerjisini daha derinlerde bırakacaktır. Grafiklerde, bazı bölgedeki saymalar gerçek değerleri yansıtmamaktadır. Bundan dolayı Monte Carlo yönteminden elde edilen değerler deneysel değerlere göre daha güvenlidir.

Hastalar üzerinde genellikle 10 *cm*'ye kadarki derinliklerde tümör tedavisi yapıldığından (derinlik fazla ise hasta yüzükoyun yatırılarak bu derinlik sağlanır), 10 *cm* derinliğe kadarki Monte Carlo sonuçları ile deneysel sonuçların bu derinlik için uyumu önemlidir. Elde ettiğimiz sonuçlarda da bu uyum gözlenmektedir.



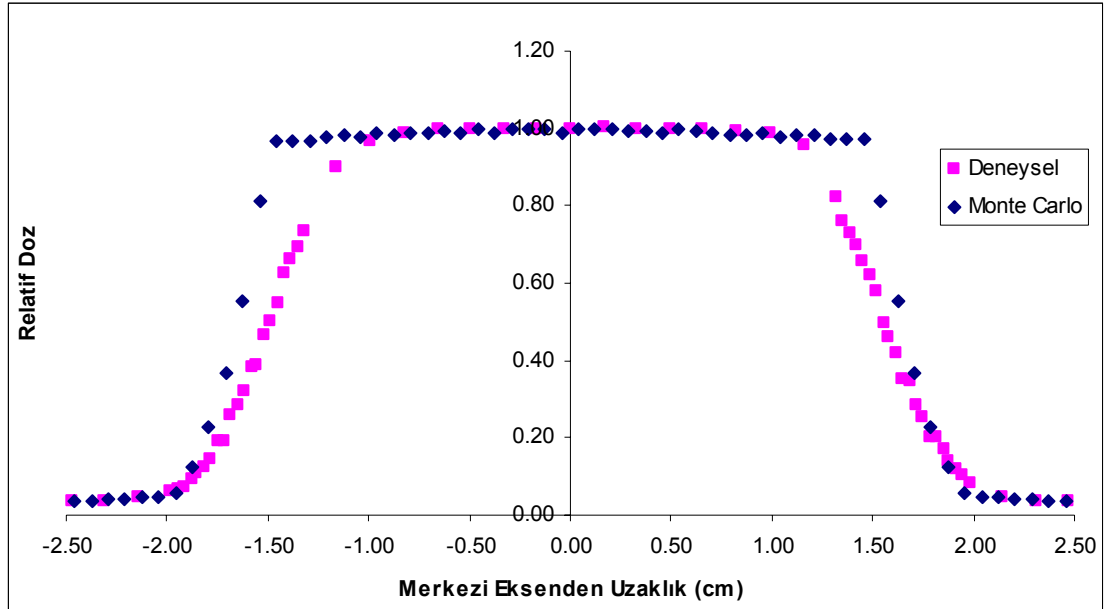
**Şekil 4.7:** Su fantomu ve Klinik Linear Hızlandırıcı'dan kurulu Doz Profili Ölçüm Düzenegi. **a)** Siemens Primus'ta Monte Carlo Benzetişiminin radyasyon izleri (Treurniet and Rogers, 1999): Düz çizgiler foton izlerini, eğri olanları ise elektron izlerini göstermektedir.

**Çizelge 4.2:**  $3 \times 3 \text{ cm}^2$  alanda beş farklı derinlikte ölçülen Deneysel Doz Profili değerleri  
(Değerler her birinin maksimum değerine göre normalize edilmiştir).

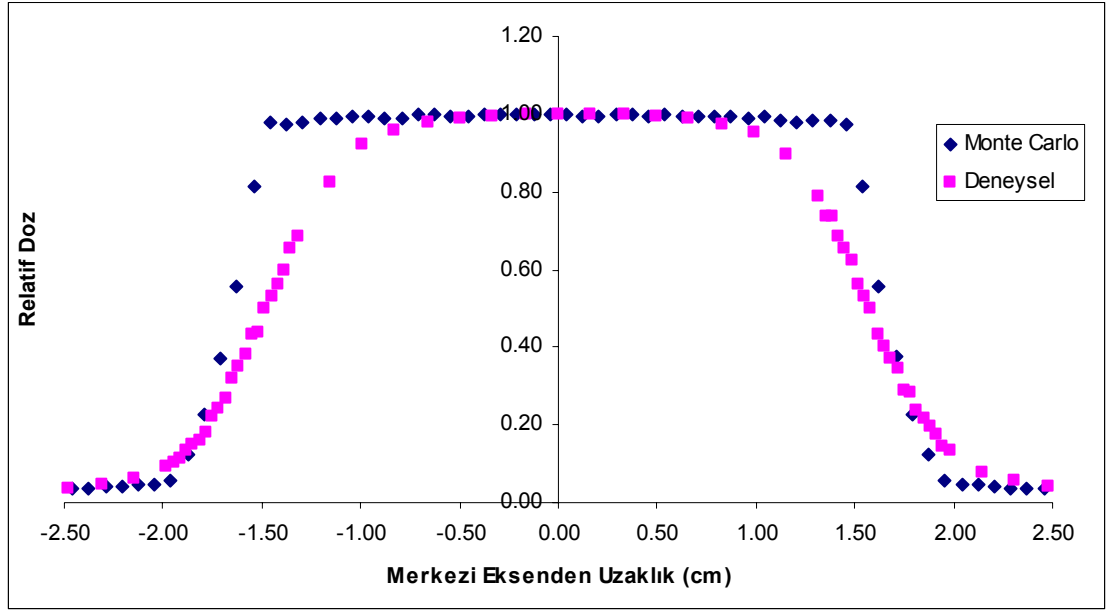
Merkezi Eksenden Uzaklık (cm)	DOZ PROFİLİNİN ALINDIĞI DERİNLİKLER (cm)				
	0	3	5	10	20
-2.475	0.0356	0.0317	0.0362	0.0454	0.0524
-2.309	0.0380	0.0386	0.0439	0.0568	0.0674
-2.143	0.0463	0.0624	0.0593	0.0787	0.0853
-1.982	0.0617	0.0899	0.0926	0.1119	0.1153
-1.948	0.0664	0.1074	0.1039	0.1192	0.1257
-1.914	0.0712	0.1190	0.1116	0.1525	0.1437
-1.879	0.0925	0.1317	0.1329	0.1541	0.1572
-1.850	0.1079	0.1603	0.1496	0.1825	0.1796
-1.816	0.1234	0.1794	0.1614	0.2206	0.1901
-1.782	0.1459	0.2021	0.1798	0.2190	0.2290
-1.747	0.1934	0.2476	0.2196	0.2676	0.2500
-1.719	0.1934	0.2725	0.2445	0.3131	0.2934
-1.684	0.2562	0.2995	0.2694	0.3398	0.3174
-1.650	0.2847	0.3254	0.3217	0.3658	0.3398
-1.616	0.3227	0.3847	0.3501	0.3950	0.3907
-1.581	0.3832	0.4159	0.3798	0.4517	0.4177
-1.553	0.3903	0.4481	0.4344	0.4850	0.4716
-1.518	0.4638	0.4757	0.4398	0.5418	0.5075
-1.484	0.5030	0.5111	0.4979	0.5734	0.5674
-1.450	0.5504	0.5466	0.5294	0.6075	0.6243
-1.421	0.6263	0.6111	0.5626	0.6334	0.6257
-1.386	0.6643	0.6386	0.5953	0.6642	0.6781
-1.352	0.6928	0.6709	0.6516	0.7178	0.7216
-1.318	0.7319	0.7032	0.6837	0.7445	0.7500
-1.157	0.9015	0.8683	0.8226	0.8654	0.8743
-0.991	0.9692	0.9381	0.9199	0.9448	0.9401
-0.825	0.9870	0.9698	0.9579	0.9692	0.9671
-0.659	0.9988	0.9889	0.9774	0.9846	0.9880
-0.493	0.9988	0.9952	0.9864	0.9927	0.9955
-0.332	0.9976	0.9989	0.9929	0.9959	1.0030
-0.166	0.9976	1.0032	0.9988	1.0000	1.0000
0.000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000
0.166	1.0012	1.0026	0.9994	0.9992	1.0045
0.332	1.0000	1.0005	0.9970	0.9984	1.0015
0.493	1.0000	0.9963	0.9947	0.9919	0.9970
0.659	0.9988	0.9899	0.9869	0.9870	0.9910
0.825	0.9917	0.9767	0.9751	0.9749	0.9775
0.991	0.9905	0.9460	0.9519	0.9416	0.9476
1.157	0.9573	0.8878	0.8979	0.8775	0.8922
1.318	0.8209	0.7720	0.7899	0.7405	0.7754
1.352	0.7616	0.7217	0.7383	0.7129	0.7246

**Çizelge 4.2(Devam):**  $3 \times 3 \text{ cm}^2$  alanda beş farklı derinlikte ölçülen Deneysel Doz Profili değerleri (Değerler her birinin maksimum değerine göre normalize edilmiştir).

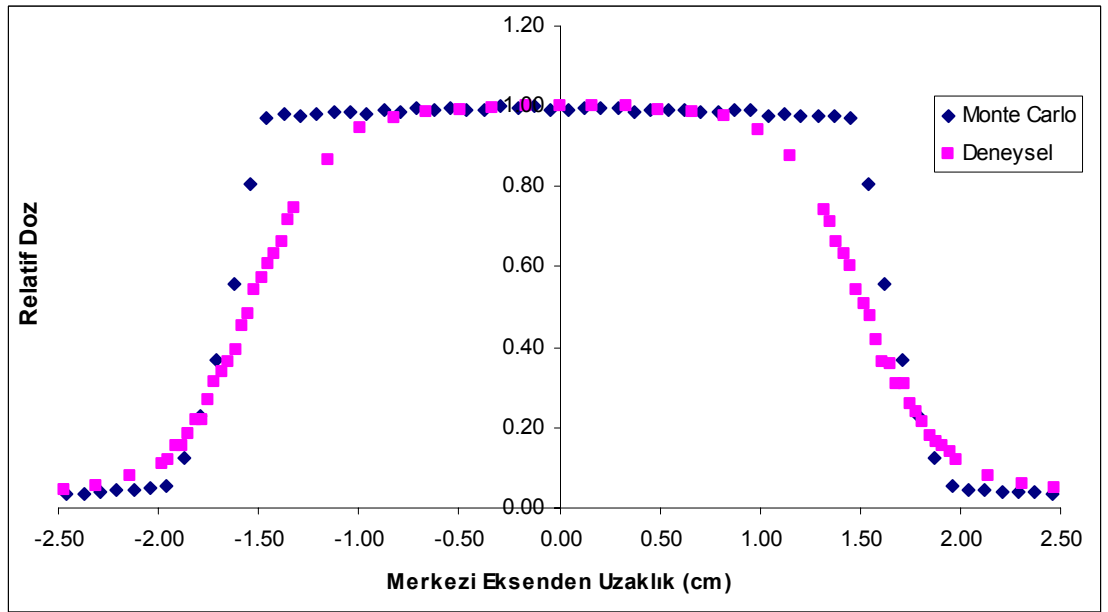
1.386	0.7295	0.6899	0.7359	0.6618	0.7021
1.421	0.6987	0.6598	0.6843	0.6318	0.6497
1.450	0.6584	0.6005	0.6540	0.6018	0.6257
1.484	0.6216	0.5661	0.6243	0.5410	0.5958
1.518	0.5801	0.5037	0.5602	0.5101	0.5374
1.553	0.4970	0.5000	0.5288	0.4769	0.5045
1.581	0.4591	0.4370	0.4979	0.4177	0.4760
1.616	0.4187	0.4069	0.4344	0.3650	0.4207
1.650	0.3523	0.3746	0.4042	0.3609	0.3638
1.684	0.3488	0.3460	0.3733	0.3106	0.3368
1.719	0.2847	0.2931	0.3436	0.3098	0.2949
1.747	0.2515	0.2889	0.2878	0.2595	0.2680
1.782	0.2040	0.2376	0.2855	0.2376	0.2455
1.816	0.2017	0.2159	0.2392	0.2149	0.2096
1.850	0.1696	0.1915	0.2172	0.1817	0.1931
1.879	0.1388	0.1556	0.1947	0.1663	0.1781
1.914	0.1198	0.1423	0.1757	0.1541	0.1527
1.948	0.1056	0.1392	0.1436	0.1379	0.1452
1.982	0.0842	0.1132	0.1323	0.1184	0.1257
2.143	0.0486	0.0672	0.0748	0.0819	0.0868
2.309	0.0380	0.0444	0.0552	0.0600	0.0704
2.475	0.0380	0.0339	0.0398	0.0487	0.0509



**Şekil 4.8:**  $3 \times 3 \text{ cm}^2$  alanda,  $0 \text{ cm}$  derinlikte Monte Carlo ve Deneysel Doz Profili değerlerinin karşılaştırılması.



Şekil 4.9: 3x3 cm<sup>2</sup> alanda, 5 cm derinlikte Monte Carlo ve Deneysel Doz Profili değerlerinin karşılaştırılması.



Şekil 4.10: 3x3 cm<sup>2</sup> alanda, 10 cm derinlikte Monte Carlo ve Deneysel Doz Profili değerlerinin karşılaştırılması.

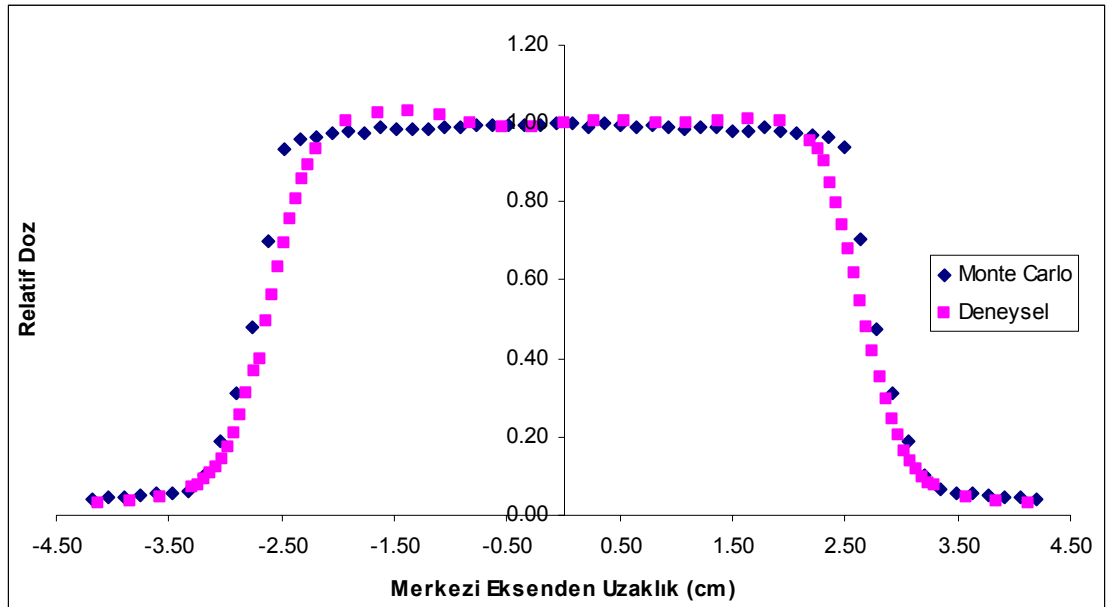


**Çizelge 4.3:**  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  alanda beş farklı derinlikte ölçülen Deneysel Doz Profili değerleri  
(Değerler her birinin maksimum değerine göre normalize edilmiştir).

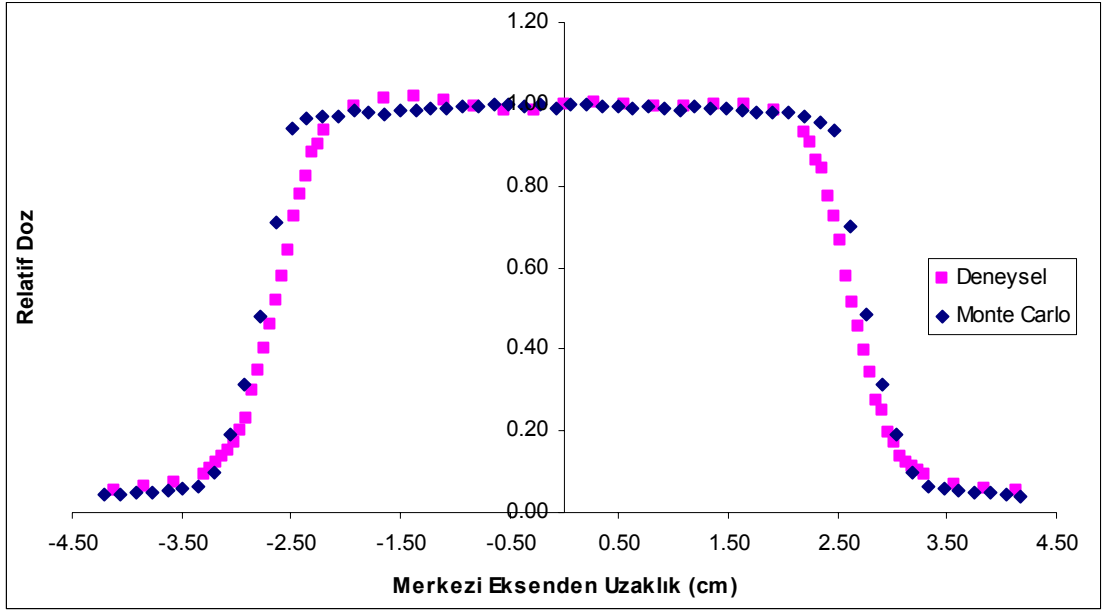
Merkezi Eksenden Uzaklık (cm)	DOZ PROFİLİNİN ALINDIĞI DERİNLİKLER (cm)				
	0	3	5	10	20
-4.125	0.0605	0.0316	0.0370	0.0516	0.0711
-3.850	0.0675	0.0364	0.0435	0.0625	0.0782
-3.575	0.0710	0.0453	0.0541	0.0711	0.0853
-3.300	0.0803	0.0706	0.0741	0.0953	0.1110
-3.245	0.0850	0.0791	0.0794	0.1063	0.1238
-3.190	0.0908	0.0907	0.0905	0.1211	0.1294
-3.135	0.0955	0.1049	0.1017	0.1352	0.1394
-3.080	0.1059	0.1218	0.1164	0.1500	0.1607
-3.025	0.1176	0.1450	0.1346	0.1711	0.1821
-2.970	0.1420	0.1745	0.1576	0.1992	0.2077
-2.915	0.1769	0.2109	0.1864	0.2320	0.2461
-2.860	0.2258	0.2572	0.2457	0.2969	0.2831
-2.805	0.2864	0.3115	0.2969	0.3469	0.3257
-2.750	0.3492	0.3664	0.3228	0.4008	0.4011
-2.695	0.4179	0.3996	0.3792	0.4586	0.4538
-2.640	0.4948	0.4950	0.4715	0.5180	0.5078
-2.585	0.5774	0.5640	0.5373	0.5781	0.5989
-2.530	0.6601	0.6321	0.6026	0.6398	0.6543
-2.475	0.7322	0.6948	0.6649	0.7273	0.7055
-2.420	0.7707	0.7543	0.7243	0.7781	0.7767
-2.365	0.8347	0.8086	0.7801	0.8242	0.8236
-2.310	0.9162	0.8556	0.8295	0.8813	0.8748
-2.255	0.9604	0.8956	0.8748	0.9008	0.9061
-2.200	0.9930	0.9336	0.9065	0.9352	0.9360
-1.925	1.0419	1.0074	0.9965	0.9922	0.9929
-1.650	1.0466	1.0253	1.0212	1.0133	1.0142
-1.375	1.0431	1.0290	1.0247	1.0164	1.0171
-1.100	1.0326	1.0190	1.0194	1.0102	1.0100
-0.825	1.0035	1.0011	1.0035	0.9953	0.9986
-0.550	0.9849	0.9926	0.9947	0.9844	0.9943
-0.275	0.9814	0.9905	0.9894	0.9859	0.9986
0.000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000
0.275	1.0070	1.0063	1.0041	1.0055	1.0071
0.550	1.0058	1.0058	1.0076	0.9992	1.0043
0.825	0.9965	1.0016	1.0018	0.9961	0.9972
1.100	0.9942	1.0011	0.9976	0.9938	0.9972
1.375	1.0093	1.0063	1.0012	0.9969	0.9986
1.650	1.0221	1.0100	1.0088	0.9984	1.0000
1.925	1.0384	1.0053	1.0047	0.9867	0.9929
2.200	1.0198	0.9568	0.9518	0.9313	0.9431
2.255	1.0035	0.9336	0.9418	0.9070	0.9161

**Çizelge 4.3(Devam):**  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  alanda beş farklı derinlikte ölçülen Deneysel Doz Profili değerleri (Değerler her birinin maksimum değerine göre normalize edilmiştir).

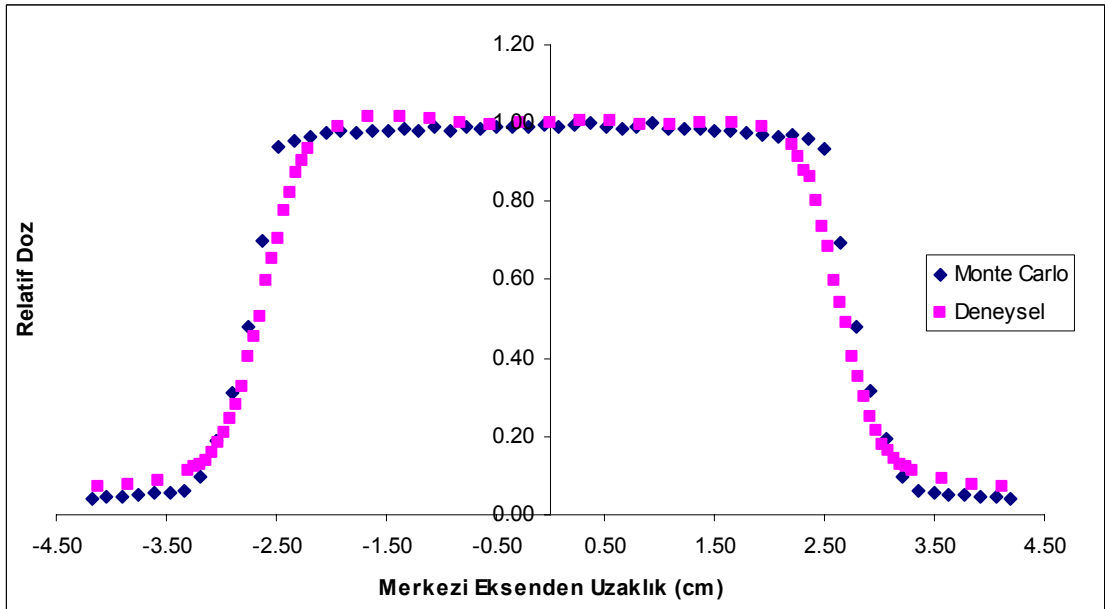
2.310	0.9779	0.9046	0.9212	0.8609	0.8791
2.365	0.9348	0.8455	0.8707	0.8414	0.8606
2.420	0.8847	0.7965	0.8277	0.7734	0.8037
2.475	0.8289	0.7401	0.7784	0.7242	0.7340
2.530	0.7625	0.6795	0.7255	0.6648	0.6842
2.585	0.6915	0.6168	0.6696	0.5773	0.5989
2.640	0.6088	0.5482	0.6061	0.5141	0.5405
2.695	0.5355	0.4808	0.5397	0.4531	0.4879
2.750	0.4470	0.4170	0.4768	0.3984	0.4054
2.805	0.3760	0.3548	0.4145	0.3438	0.3542
2.860	0.3073	0.2984	0.3275	0.2727	0.3030
2.915	0.2480	0.2462	0.2745	0.2508	0.2504
2.970	0.1909	0.2019	0.2275	0.1961	0.2162
3.025	0.1513	0.1650	0.1893	0.1695	0.1807
3.080	0.1292	0.1381	0.1581	0.1391	0.1636
3.135	0.1106	0.1160	0.1346	0.1242	0.1437
3.190	0.1001	0.0986	0.1170	0.1125	0.1280
3.245	0.0873	0.0801	0.1023	0.1023	0.1209
3.300	0.0873	0.0749	0.0847	0.0953	0.1124
3.575	0.0745	0.0459	0.0576	0.0688	0.0896
3.850	0.0652	0.0343	0.0459	0.0570	0.0782
4.125	0.0629	0.0322	0.0394	0.0516	0.0711



**Şekil 4.11:**  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  alanda, 3 cm derinlikte Monte Carlo ve Deneysel Doz Profili değerlerinin karşılaştırılması.



Şekil 4.12:  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  alanda,  $10 \text{ cm}$  derinlikte Monte Carlo ve Deneysel Doz Profili değerlerinin karşılaştırılması.



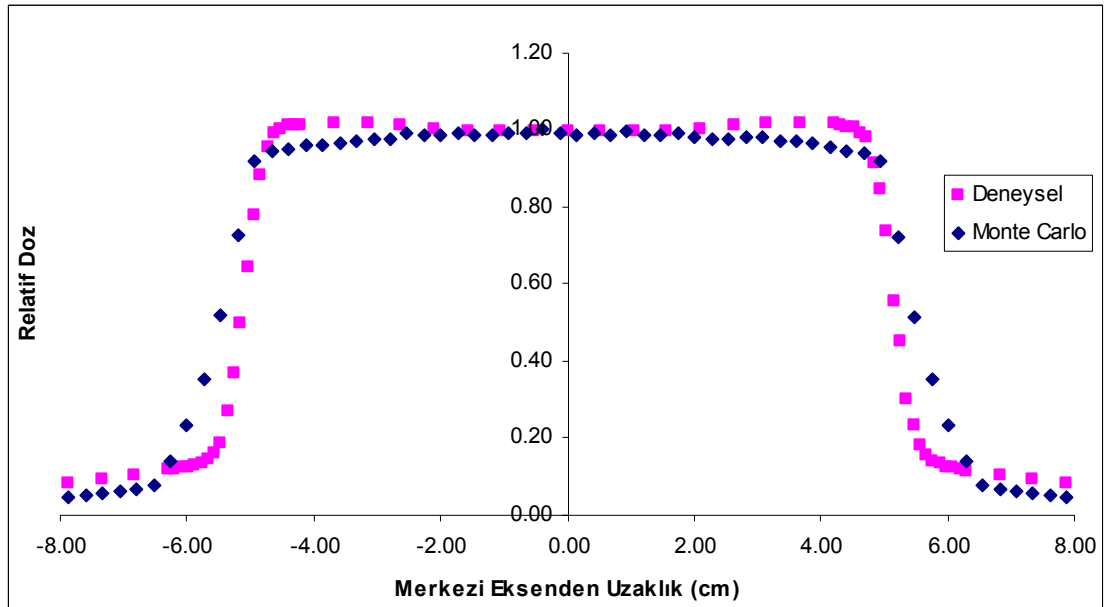
Şekil 4.13:  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  alanda,  $20 \text{ cm}$  derinlikte Monte Carlo ve Deneysel Doz Profili değerlerinin karşılaştırılması.

**Çizelge 4.4:**  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  alanda beş farklı derinlikte ölçülen Deneysel Doz Profili değerleri  
(Değerler her birinin maksimum değerine göre normalize edilmiştir).

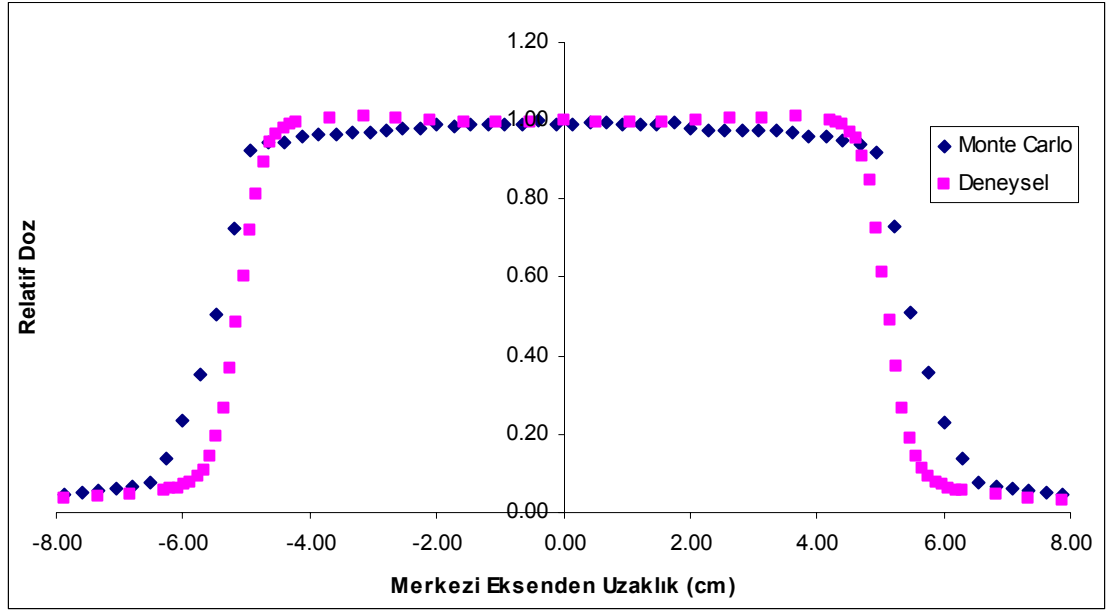
Merkezi Eksenden Uzaklık (cm)	DOZ PROFİLİNİN ALINDIĞI DERİNLİKLER (cm)				
	0	3	5	10	20
-7.875	0.0819	0.0335	0.0385	0.0558	0.0773
-7.350	0.0926	0.0392	0.0466	0.0632	0.0941
-6.825	0.1043	0.0466	0.0541	0.0766	0.1070
-6.300	0.1170	0.0570	0.0679	0.0960	0.1263
-6.196	0.1213	0.0602	0.0707	0.0997	0.1302
-6.089	0.1245	0.0638	0.0759	0.1027	0.1366
-5.986	0.1266	0.0706	0.0822	0.1138	0.1443
-5.879	0.1309	0.0785	0.0880	0.1213	0.1559
-5.775	0.1372	0.0895	0.0989	0.1354	0.1624
-5.671	0.1457	0.1068	0.1133	0.1585	0.1765
-5.564	0.1628	0.1439	0.1403	0.1853	0.2036
-5.461	0.1872	0.1920	0.1800	0.2314	0.2474
-5.354	0.2681	0.2664	0.2369	0.2976	0.3157
-5.250	0.3713	0.3679	0.3243	0.4107	0.4098
-5.146	0.5011	0.4830	0.4583	0.5141	0.4974
-5.039	0.6447	0.6018	0.5716	0.6473	0.6224
-4.936	0.7787	0.7200	0.6849	0.7403	0.7101
-4.829	0.8830	0.8142	0.7832	0.8348	0.8170
-4.725	0.9553	0.8922	0.8752	0.8832	0.8595
-4.621	0.9904	0.9435	0.9201	0.9137	0.8943
-4.514	1.0011	0.9660	0.9482	0.9375	0.9149
-4.411	1.0117	0.9806	0.9655	0.9494	0.9278
-4.304	1.0117	0.9895	0.9770	0.9576	0.9381
-4.200	1.0149	0.9963	0.9862	0.9673	0.9485
-3.675	1.0181	1.0073	1.0017	0.9859	0.9691
-3.150	1.0191	1.0089	1.0029	0.9933	0.9781
-2.625	1.0138	1.0037	1.0029	0.9940	0.9832
-2.100	1.0043	1.0010	0.9977	0.9963	0.9884
-1.575	1.0000	0.9948	0.9942	0.9933	0.9923
-1.050	0.9989	0.9948	0.9965	0.9963	0.9974
-0.525	0.9989	0.9974	0.9988	1.0000	1.0013
0.000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000
0.525	0.9957	0.9979	1.0006	0.9985	1.0013
1.050	0.9989	0.9963	0.9960	0.9978	0.9961
1.575	0.9957	0.9979	0.9971	0.9926	0.9936
2.100	1.0021	1.0010	1.0000	0.9948	0.9897
2.625	1.0106	1.0052	1.0035	0.9955	0.9858
3.150	1.0202	1.0084	1.0069	0.9933	0.9845
3.675	1.0191	1.0110	1.0029	0.9851	0.9704
4.200	1.0181	1.0016	0.9908	0.9710	0.9497
4.304	1.0149	0.9958	0.9873	0.9613	0.9433

**Çizelge 4.4(Devam):**  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  alanda beş farklı derinlikte ölçülen Deneysel Doz Profili değerleri (Değerler her birinin maksimum değerine göre normalize edilmiştir).

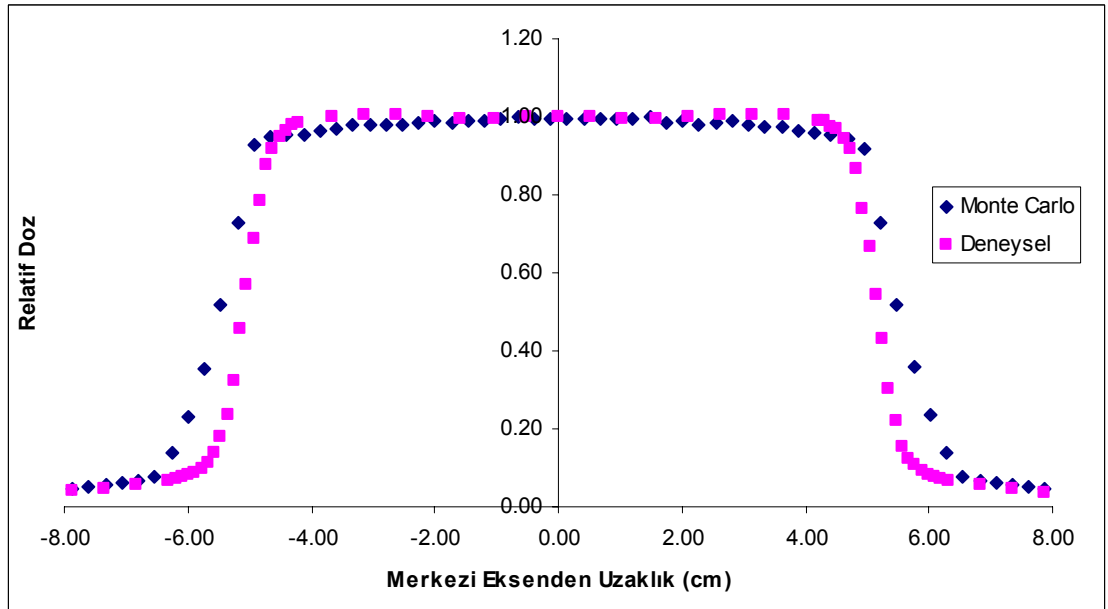
4.411	1.0085	0.9890	0.9764	0.9516	0.9356
4.514	1.0096	0.9717	0.9695	0.9375	0.9162
4.621	0.9947	0.9571	0.9459	0.9107	0.8969
4.725	0.9830	0.9110	0.9160	0.8676	0.8595
4.829	0.9138	0.8472	0.8672	0.8073	0.8080
4.936	0.8468	0.7268	0.7665	0.7254	0.7242
5.039	0.7351	0.6138	0.6647	0.5960	0.6186
5.146	0.5553	0.4882	0.5457	0.4881	0.4961
5.250	0.4543	0.3705	0.4296	0.3653	0.3853
5.354	0.3032	0.2679	0.3002	0.2775	0.3131
5.461	0.2340	0.1900	0.2185	0.2046	0.2474
5.564	0.1798	0.1418	0.1535	0.1682	0.1972
5.671	0.1553	0.1109	0.1248	0.1414	0.1791
5.775	0.1383	0.0921	0.1064	0.1272	0.1585
5.879	0.1340	0.0780	0.0937	0.1138	0.1456
5.986	0.1266	0.0691	0.0845	0.1057	0.1430
6.089	0.1223	0.0628	0.0782	0.1012	0.1353
6.196	0.1202	0.0586	0.0725	0.0967	0.1289
6.300	0.1160	0.0565	0.0690	0.0923	0.1263
6.825	0.1021	0.0450	0.0558	0.0751	0.1057
7.350	0.0926	0.0366	0.0454	0.0640	0.0915
7.875	0.0819	0.0319	0.0380	0.0543	0.0786



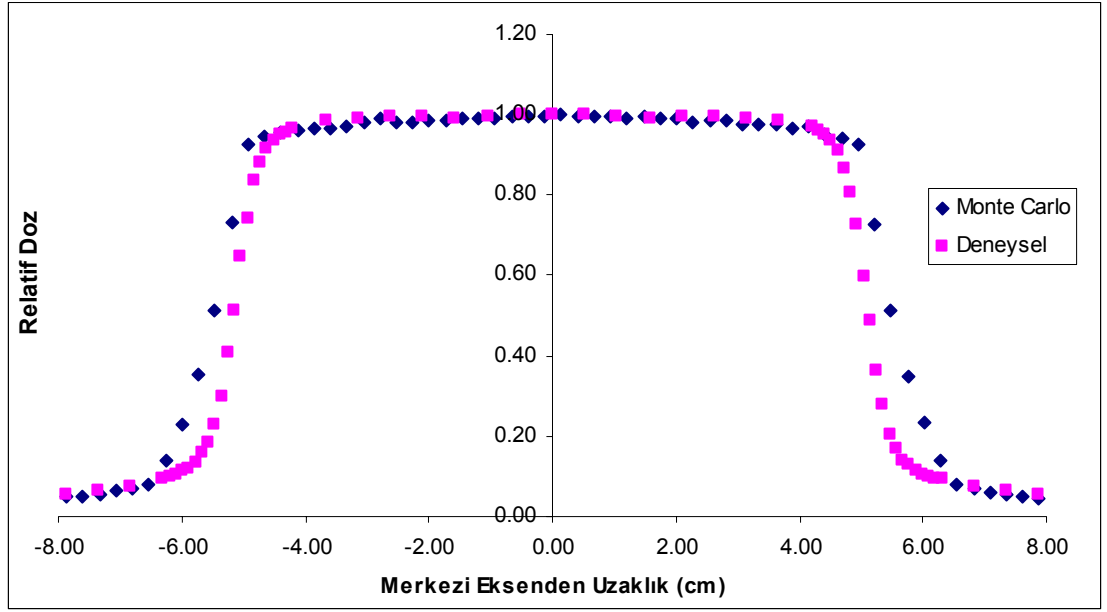
**Şekil 4.14:**  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  alanda,  $0 \text{ cm}$  derinlikte Monte Carlo ve Deneysel Doz Profili değerlerinin karşılaştırılması.



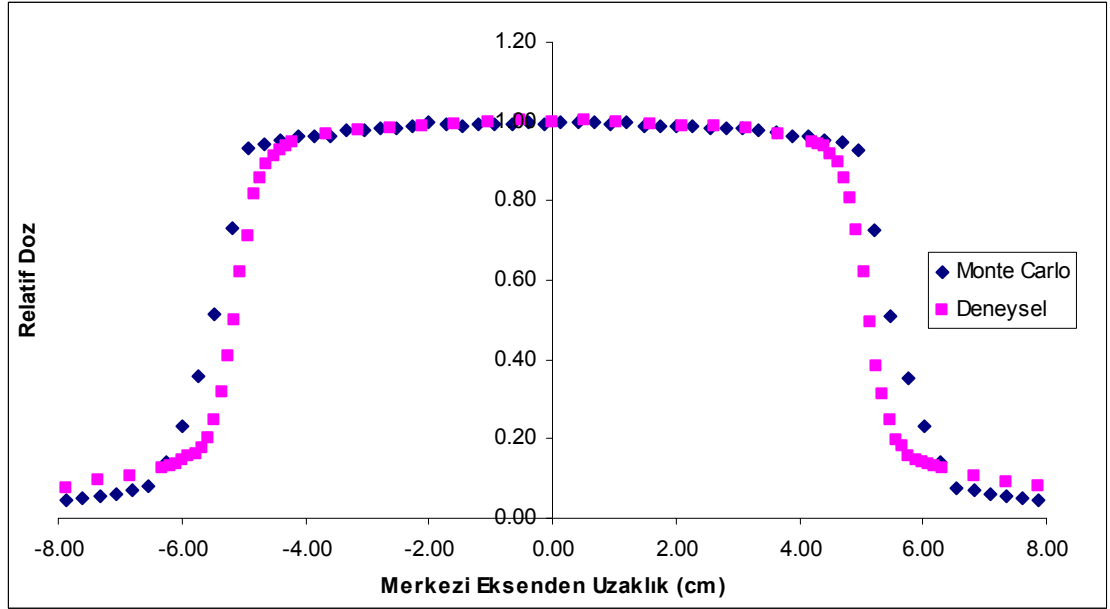
Şekil 4.15:  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  alanda,  $3 \text{ cm}$  derinlikte Monte Carlo ve Deneysel Doz Profili değerlerinin karşılaştırılması.



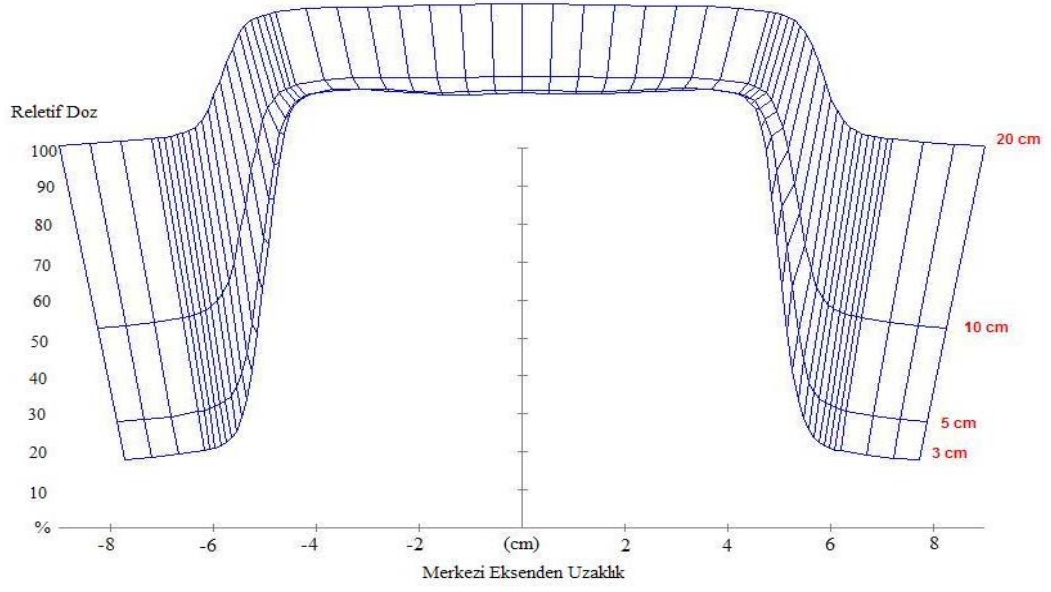
Şekil 4.16:  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  alanda,  $5 \text{ cm}$  derinlikte Monte Carlo ve Deneysel Doz Profili değerlerinin karşılaştırılması.



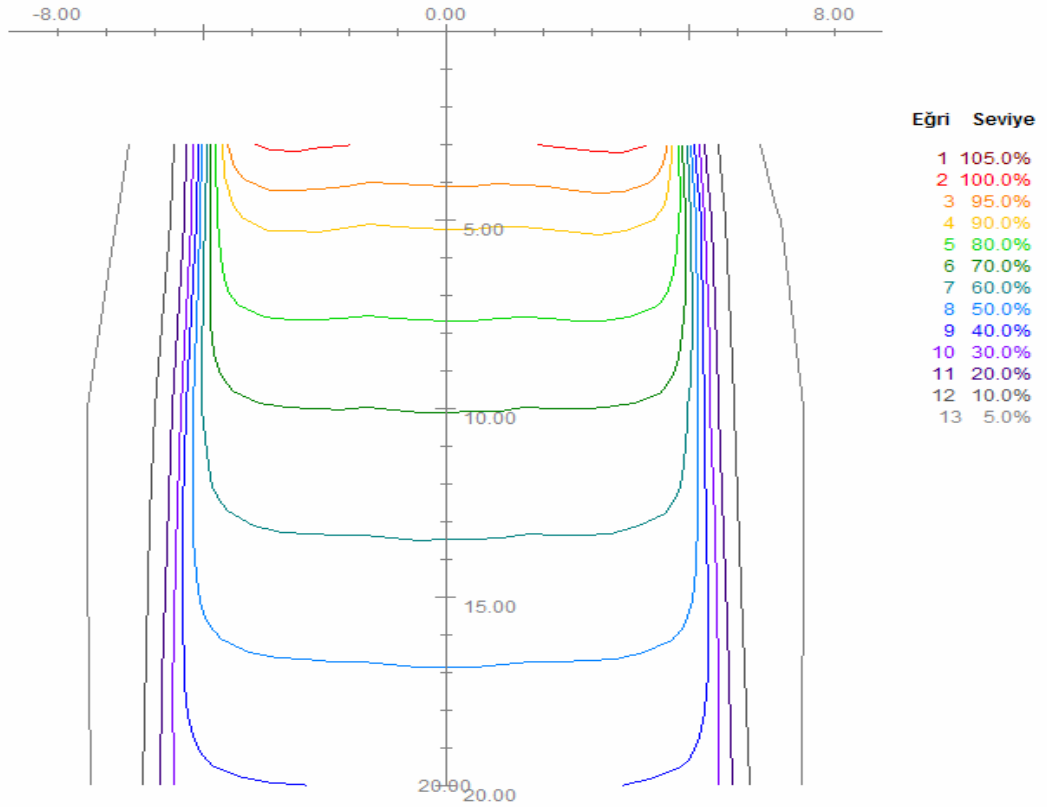
Şekil 4.17:  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  alanda,  $10 \text{ cm}$  derinlikte Monte Carlo ve Deneysel Doz Profili değerlerinin karşılaştırılması.



Şekil 4.18:  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  alanda,  $20 \text{ cm}$  derinlikte Monte Carlo ve Deneysel Doz Profili değerlerinin karşılaştırılması.



**Şekil 4.19:**  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  alan için deneysel Doz Profili değerlerinin izometrik görünümü.



**Şekil 4.20:**  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  alan için su fantomunda 6 MV foton ışınlarının oluşturduğu izodoz eğrileri.

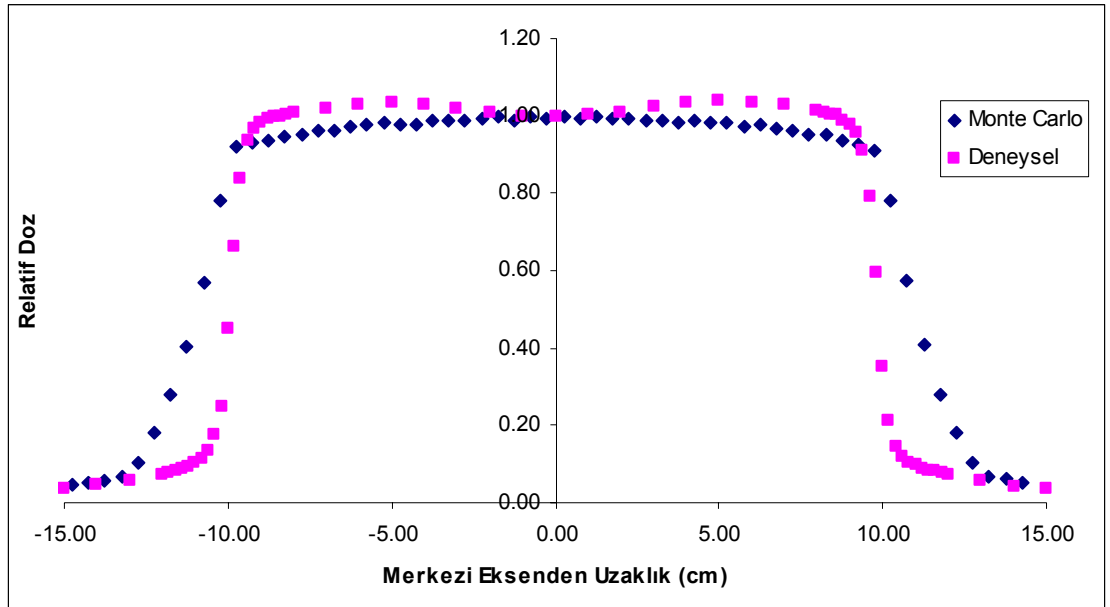


**Çizelge 4.5:**  $20 \times 20 \text{ cm}^2$  alanda beş farklı derinlikte ölçülen Deneysel Doz Profili değerleri  
(Değerler her birinin maksimum değerine göre normalize edilmiştir).

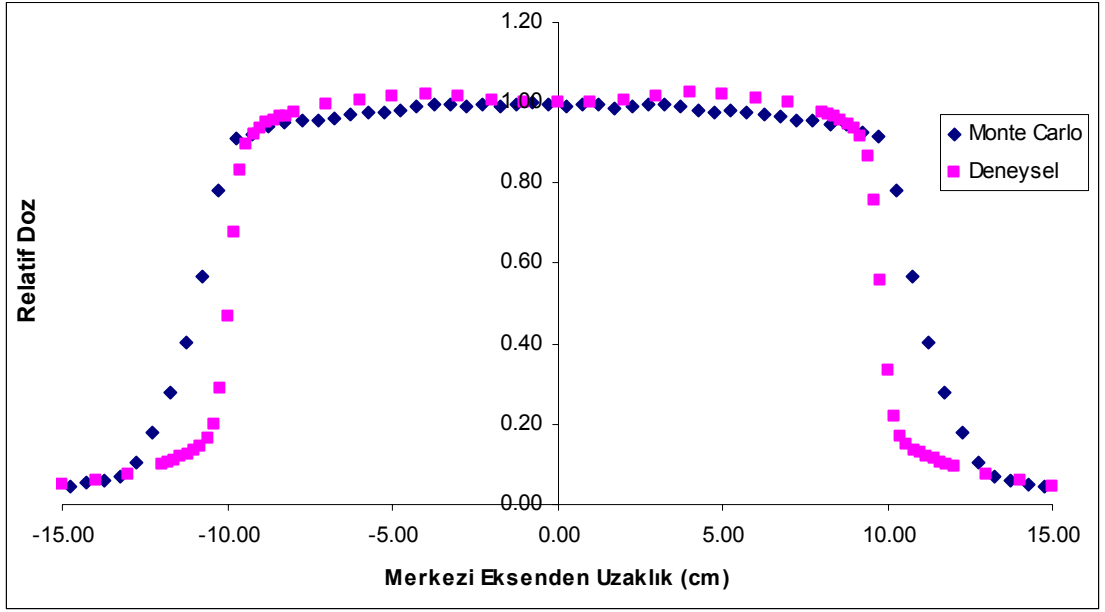
Merkezi Eksenden Uzaklık (cm)	DOZ PROFİLİNİN ALINDIĞI DERİNLİKLER (cm)				
	0	3	5	10	20
-15.00	0.1159	0.0322	0.0378	0.0507	0.0703
-14.00	0.1316	0.0389	0.0457	0.0620	0.0853
-13.00	0.1490	0.0483	0.0564	0.0754	0.1060
-12.00	0.1757	0.0639	0.0745	0.0994	0.1359
-11.80	0.1794	0.0654	0.0779	0.1057	0.1417
-11.60	0.1868	0.0696	0.0835	0.1113	0.1509
-11.40	0.1941	0.0742	0.0903	0.1177	0.1555
-11.20	0.1978	0.0800	0.0954	0.1254	0.1636
-11.00	0.2061	0.0857	0.1033	0.1346	0.1740
-10.80	0.2153	0.0924	0.1140	0.1459	0.1889
-10.60	0.2254	0.1075	0.1321	0.1621	0.1982
-10.40	0.2484	0.1371	0.1749	0.2001	0.2281
-10.20	0.3174	0.2103	0.2489	0.2911	0.3007
-10.00	0.5014	0.3998	0.4486	0.4665	0.4274
-9.80	0.7433	0.6220	0.6631	0.6758	0.6221
-9.60	0.9117	0.8214	0.8386	0.8302	0.7753
-9.40	1.0064	0.9335	0.9357	0.8978	0.8376
-9.20	1.0221	0.9766	0.9656	0.9218	0.8675
-9.00	1.0340	0.9933	0.9808	0.9373	0.8871
-8.80	1.0322	1.0021	0.9915	0.9493	0.8975
-8.60	1.0405	1.0093	0.9977	0.9542	0.9055
-8.40	1.0423	1.0130	1.0000	0.9662	0.9136
-8.20	1.0423	1.0166	1.0056	0.9683	0.9228
-8.00	1.0460	1.0202	1.0096	0.9753	0.9274
-7.00	1.0524	1.0270	1.0198	0.9958	0.9562
-6.00	1.0524	1.0312	1.0288	1.0078	0.9793
-5.00	1.0488	1.0343	1.0322	1.0155	0.9977
-4.00	1.0451	1.0322	1.0305	1.0218	1.0058
-3.00	1.0285	1.0213	1.0203	1.0134	1.0035
-2.00	1.0083	1.0052	1.0068	1.0042	1.0000
-1.00	1.0000	0.9964	1.0000	0.9986	1.0000
0.00	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000
1.00	1.0009	0.9990	1.0017	1.0000	0.9988
2.00	1.0110	1.0067	1.0079	1.0042	1.0035
3.00	1.0267	1.0228	1.0243	1.0155	1.0092
4.00	1.0469	1.0374	1.0361	1.0240	1.0081
5.00	1.0543	1.0395	1.0384	1.0226	1.0035
6.00	1.0543	1.0379	1.0322	1.0127	0.9850
7.00	1.0534	1.0343	1.0282	1.0000	0.9597
8.00	1.0515	1.0260	1.0147	0.9782	0.9309
8.20	1.0451	1.0244	1.0085	0.9718	0.9217
8.40	1.0423	1.0202	1.0040	0.9662	0.9159

**Çizelge 4.5(Devam):**  $20 \times 20 \text{ cm}^2$  alanda beş farklı derinlikte ölçülen Deneysel Doz Profili değerleri (Değerler her birinin maksimum değerine göre normalize edilmiştir).

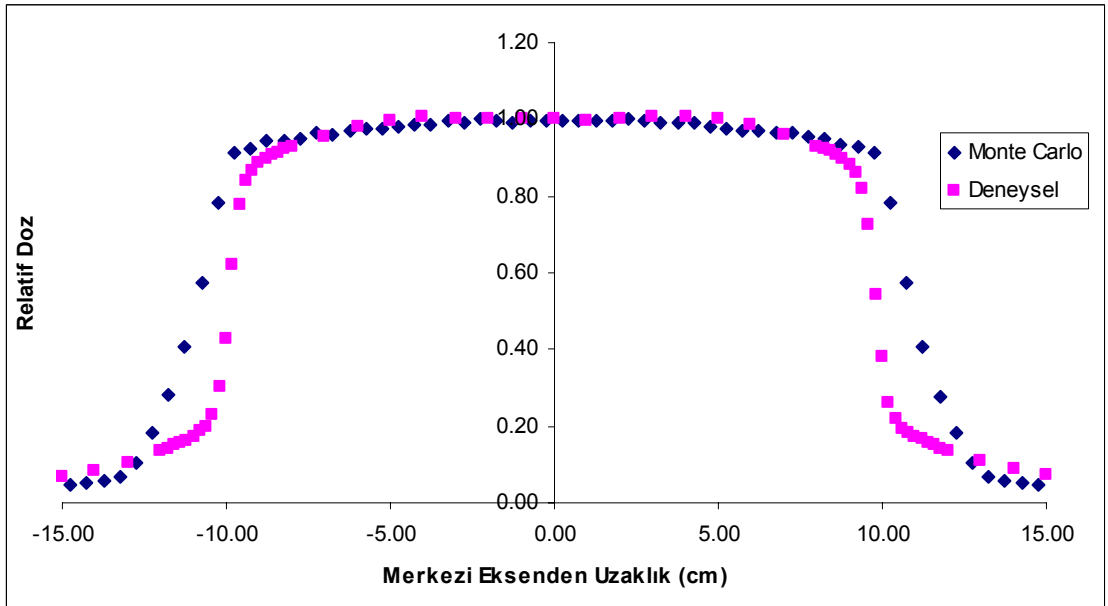
8.60	1.0386	1.0161	1.0011	0.9584	0.9067
8.80	1.0350	1.0114	0.9904	0.9479	0.8986
9.00	1.0304	1.0010	0.9797	0.9352	0.8825
9.20	1.0221	0.9829	0.9588	0.9147	0.8618
9.40	1.0009	0.9496	0.9120	0.8668	0.8214
9.60	0.9043	0.8339	0.7929	0.7548	0.7235
9.80	0.6983	0.6314	0.5926	0.5560	0.5426
10.00	0.4591	0.4065	0.3538	0.3319	0.3790
10.20	0.2962	0.2300	0.2144	0.2185	0.2615
10.40	0.2374	0.1360	0.1450	0.1691	0.2212
10.60	0.2208	0.1080	0.1179	0.1501	0.1947
10.80	0.2125	0.0914	0.1050	0.1367	0.1843
11.00	0.2006	0.0836	0.0965	0.1290	0.1740
11.20	0.1950	0.0779	0.0897	0.1212	0.1647
11.40	0.1868	0.0753	0.0830	0.1142	0.1567
11.60	0.1812	0.0706	0.0813	0.1057	0.1509
11.80	0.1776	0.0654	0.0767	0.1008	0.1429
12.00	0.1739	0.0618	0.0717	0.0965	0.1348
13.00	0.1509	0.0483	0.0564	0.0768	0.1094
14.00	0.1297	0.0389	0.0435	0.0599	0.0899
15.00	0.1141	0.0322	0.0367	0.0472	0.0749



**Şekil 4.21:**  $20 \times 20 \text{ cm}^2$  alanda,  $5 \text{ cm}$  derinlikte Monte Carlo ve Deneysel Doz Profili değerlerinin karşılaştırılması.



Şekil 4.22:  $20 \times 20 \text{ cm}^2$  alanda,  $10 \text{ cm}$  derinlikte Monte Carlo ve Deneysel Doz Profili değerlerinin karşılaştırılması.



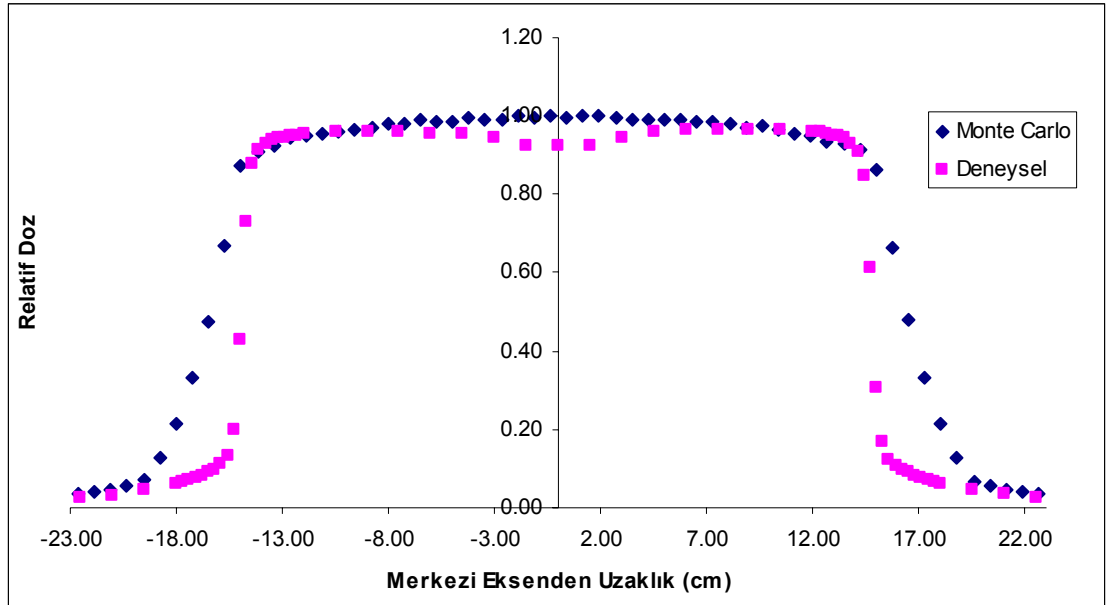
Şekil 4.23:  $20 \times 20 \text{ cm}^2$  alanda,  $20 \text{ cm}$  derinlikte Monte Carlo ve Deneysel Doz Profili değerlerinin karşılaştırılması.

**Çizelge 4.6:**  $30 \times 30 \text{ cm}^2$  alanda dört farklı derinlikte ölçülen Deneysel Doz Profili değerleri  
(Değerler her birinin maksimum değerine göre normalize edilmiştir).

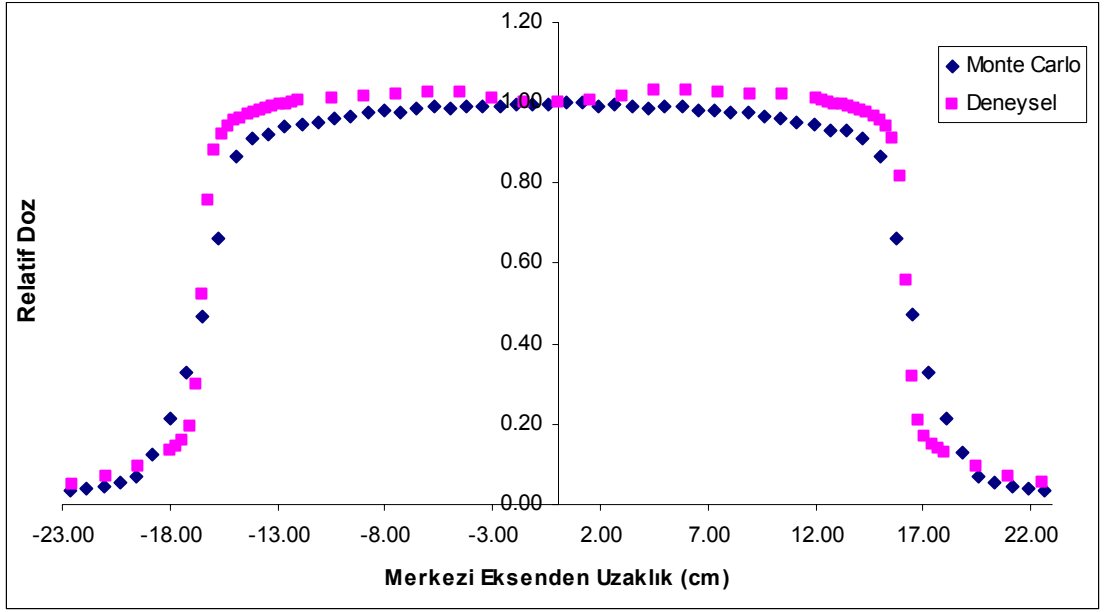
Merkezi Eksenden Uzaklık (cm)	DOZ PROFİLİNİN ALINDIĞI DERİNLİKLER (cm)			
	3	5	10	20
-22.50	0.0210	0.0236	0.0502	0.1007
-21.00	0.0299	0.0309	0.0704	0.1327
-19.50	0.0414	0.0440	0.0955	0.1726
-18.00	0.0582	0.0608	0.1331	0.5033
-17.70	0.0624	0.0650	0.1456	0.6947
-17.40	0.0676	0.0713	0.1603	0.7942
-17.10	0.0723	0.0786	0.1951	0.8363
-16.80	0.0776	0.0833	0.2990	0.8518
-16.50	0.0844	0.0901	0.5233	0.8662
-16.20	0.0933	0.0975	0.7547	0.8761
-15.90	0.1048	0.1111	0.8822	0.8883
-15.60	0.1352	0.1321	0.9226	0.8938
-15.30	0.2526	0.2002	0.9429	0.9038
-15.00	0.5398	0.4308	0.9554	0.9082
-14.70	0.8433	0.7296	0.9631	0.9159
-14.40	0.9801	0.8784	0.9714	0.9215
-14.10	1.0147	0.9151	0.9749	0.9303
-13.80	1.0294	0.9308	0.9812	0.9347
-13.50	1.0356	0.9387	0.9875	0.9403
-13.20	1.0377	0.9429	0.9909	0.9458
-12.90	1.0414	0.9465	0.9937	0.9469
-12.60	1.0440	0.9518	0.9944	0.9535
-12.30	1.0435	0.9507	0.9993	0.9569
-12.00	1.0445	0.9534	1.0042	0.9635
-10.50	1.0461	0.9602	1.0091	0.9768
-9.00	1.0425	0.9586	1.0167	0.9923
-7.50	1.0393	0.9591	1.0188	0.9989
-6.00	1.0362	0.9565	1.0237	1.0077
-4.50	1.0335	0.9565	1.0237	1.0133
-3.00	1.0189	0.9439	1.0118	1.0022
-1.50	0.9958	0.9245	0.9986	0.9956
0.00	1.0000	0.9266	1.0000	1.0000
1.50	0.9990	0.9240	1.0035	1.0000
3.00	1.0210	0.9455	1.0146	1.0088
4.50	1.0404	0.9602	1.0286	1.0166
6.00	1.0435	0.9633	1.0300	1.0122
7.50	1.0451	0.9638	1.0265	1.0066
9.00	1.0487	0.9659	1.0230	0.9934
10.50	1.0514	0.9644	1.0188	0.9823
12.00	1.0487	0.9575	1.0084	0.9646
12.30	1.0477	0.9596	1.0042	0.9635

**Çizelge 4.6(Devam):**  $30 \times 30 \text{ cm}^2$  alanda dört farklı derinlikte ölçülen Deneysel Doz Profili değerleri (Değerler her birinin maksimum değerine göre normalize edilmiştir).

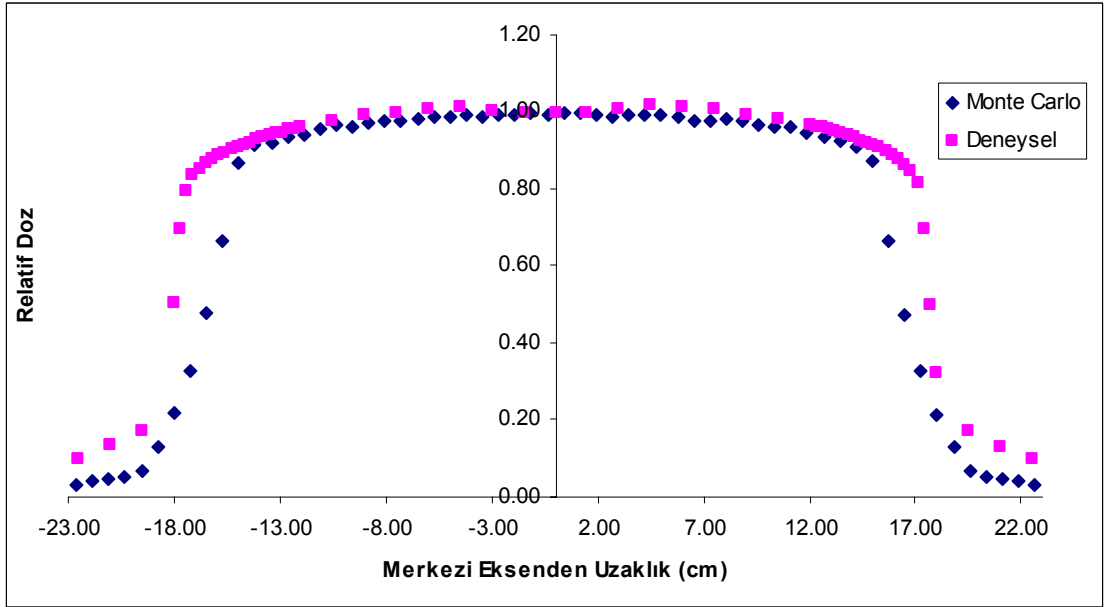
12.60	1.0466	0.9534	1.0014	0.9624
12.90	1.0435	0.9518	0.9965	0.9558
13.20	1.0414	0.9502	0.9944	0.9502
13.50	1.0362	0.9423	0.9909	0.9447
13.80	1.0299	0.9319	0.9854	0.9381
14.10	1.0058	0.9114	0.9798	0.9358
14.40	0.9350	0.8470	0.9735	0.9270
14.70	0.6541	0.6137	0.9666	0.9204
15.00	0.3312	0.3071	0.9561	0.9137
15.30	0.1546	0.1682	0.9401	0.9071
15.60	0.1116	0.1247	0.9094	0.9004
15.90	0.0985	0.1064	0.8153	0.8872
16.20	0.0896	0.0970	0.5568	0.8783
16.50	0.0839	0.0907	0.3206	0.8639
16.80	0.0749	0.0833	0.2105	0.8485
17.10	0.0708	0.0755	0.1714	0.8142
17.40	0.0660	0.0718	0.1505	0.6980
17.70	0.0624	0.0676	0.1387	0.5000
18.00	0.0577	0.0618	0.1282	0.3197
19.50	0.0419	0.0456	0.0941	0.1737
21.00	0.0299	0.0341	0.0711	0.1283
22.50	0.0236	0.0246	0.0523	0.0996



**Şekil 4.24:**  $30 \times 30 \text{ cm}^2$  alanda,  $5 \text{ cm}$  derinlikte Monte Carlo ve Deneysel Doz Profili değerlerinin karşılaştırılması.



Şekil 4.25:  $30 \times 30 \text{ cm}^2$  alanda,  $10 \text{ cm}$  derinlikte Monte Carlo ve Deneysel Doz Profili değerlerinin karşılaştırılması.



Şekil 4.26:  $30 \times 30 \text{ cm}^2$  alanda,  $20 \text{ cm}$  derinlikte Monte Carlo ve Deneysel Doz Profili değerlerinin karşılaştırılması.

**KAYNAKLAR**

- AL-BETERI, A.A., D.E. RAESIDE. 1989. Nucl. Inst. and Meth., B44, 149.
- ATAKAN, Y. İyonlayıcı radyasyon. Bilim ve Teknik Dergisi Nisan 2006 Eki. s15-16.
- BERGER, M. J., J. H. HUBBELL, S.M. SELTZER, J. CHANG, J. S. COURSEY, R. SUKUMAR, D.S. ZUCKER. XCOM: Photon Cross Sections Database, <http://physics.nist.gov/PhysRefData/Xcom/Text/XCOM.html>.
- CENGİZ, A. 1986. NaI(Tl) Dedektörleri İçin Gamma Cevap Fonksiyonunun Monte Carlo Metodu İle Elde Edilmesi. Yüksek Lisans Tezi. Uludağ Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü.
- CENGİZ, A. 1991. Elektron ve  $\beta$  Parçacıklarının Menzil, Enerji ve Açısal Dağılımlarının Monte Carlo Yöntemi ile İncelenmesi. Doktora Tezi. Uludağ Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü.
- CENGİZ, A. 2001. Approximate Inelastic Scattering Cross Sections of Electrons. Radiation Physics and Chemistry 65(2002) 33-44.
- EVANS, R.D. 1955. The Atomic Nucleus. McGraw-Hill Book Company, INC. New York. p.672-674.
- HUBBELL, J.H. 1969. Photon Cross Sections, Attenuation Coefficients and Energy Absorption Coefficients From 10 keV to 100 GeV. NSRDS-NBS(U-S) 29.
- JENKİNS, T.M., W. R. NELSON, A. RİNDİ. 1988. Monte Carlo Transport of Electrons and Photons. Plenum Pres, New York and London. p.11-12.
- KHAN, F.M. 2003. The Physics of Radiation Therapy. Lippincott Williams and Wilkins, USA, Third Edition, p.150-170.
- KRANE, K.S., B. ŞARER. 2001. Nükleer Fizik 1. Cilt. Palme Yayıncılık, Ankara. 397s.
- LİN, S.Y., T.C. CHU, J.P. LİN. 2001. Monte Carlo Simulation of a Clinical Linear Accelerator. Applied Radiation and İsoopes 55(2001) 759-765.
- LİN, S.Y., T.C. CHU, J.P. LİN, C.Y. HUANG. 2001. Monte Carlo Simulation of Surface Percent Depth Dose. Applied Radiation and İsoopes 56(2002), p.505-510.
- MOHAN, R., C. CHUİ and L. LİDOFSKY. 1985. Energy and Angular Distributions of Photons From Medical Linear Accelerators. Med. Phys. (12), p.592-7

- MESHABİ, A., M. FIX, M. ALLAHVERDİ, E. GREİN, H. GARAATİ. 2004. Monte Carlo Calculation of Varian 2300C/D Linac Photon Beam Characteristics: A Comparison Between MCNP4C, GEANT3 and Measurements. Applied Radiation and Isotopes 62(2005), p.469-477.
- MOTT, N.F. 1931. Proc. Cambridge Phil. Soc., 27, 255.
- ÖZET, A. 1999. Türkiye ve Dünyada Kanser Epidemiyolojisi, [www.gata.edu.tr/dahilibilimler/onkoloji](http://www.gata.edu.tr/dahilibilimler/onkoloji).
- ÖZMUTLU, E.N. 1992. Sampling of Angular Distribution in Compton Scattering. App. Radiat. Isot. 43(6), p.713-715.
- PODGORSAK, E.B. 2005. Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, IAEA, 696.
- SHIMIZU, R., T. IKUTA, K. MURATA. 1972. J. Appl. Phys., 43, 4233.
- SIEMENS, 2003. Primus Linear Accelerator Functional Description. Siemens Medical Solutions USA inc., Oncology Care Systems Group.
- TREURNİET, J.R., D.W.O. Rogers. 1999. EGS\_Windows\_4.0 User's Manual. National Research Council of Canada Report PIRS-0669.
- ÜNLÜ, C.G. 2006. <sup>60</sup>Co Radyoterapi Cihazlarının Su Fantomundaki Doz Dağılımlarının Monte Carlo Yöntemi ile Elde Edilmesi. Yüksek Lisans Tezi. Uludağ Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü.



## **ÖZGEÇMİŞ**

15.08.1982 tarihinde Ardeşen/Rize’de doğdu. İlk, orta ve lise eğitimini Rize’de tamamladı. 1999 yılında Uludağ Üniversitesi Fen-Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümünü kazandı ve 2003 yılında mezun olarak Fizikçi ünvanını aldı. Aynı yıl Uludağ Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Bölümü Anabilim Dalı’nda Yüksek Lisans derecesinde okumaya hak kazandı. Bir yılı aşkın süre Bursa Ali Osman Sönmez Onkoloji Hastanesi Lineer Akseleratör ve Tedavi Planlama Ünitesi’nde medikal fizik alanında deneyim kazanmak için çalıştı. 2006 yılında Uludağ Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümünde Araştırma Görevlisi olarak çalışmaya başladı ve halen aynı görevi sürdürmektedir.

## TEŞEKKÜR

Bu çalışmada, çalışma boyunca her türlü problem ve konuda engin fikir, bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım, hastanedeki deneysel çalışmalar sırasında yanımda bulunup destek olan, sıkıntıya düştüğüm zamanlarda çok yoğun işleri arasında bana her zaman vakit ayırarak yardımcı olan danışman hocam Sayın Prof. Dr. Ahmet CENGİZ'e sonsuz teşekkür ederim. Her zaman desteklerini esirgemeyen tüm Öğretim Elemanlarına ve tüm Araştırma Görevlisi arkadaşlarıma özellikle Araş. Gör. Ekrem ALMAZ, Araş. Gör. C. Gökhan ÜNLÜ, Araş. Gör. Ersan GÜLER, Muhittin BOZKAN'a ve Ayşegül KAHRAMAN'a teşekkürü bir borç bilirim.

Ali Osman Sönmez (AOS) Onkoloji Hastanesi Lineer Akseleratör ve Tedavi Ünitesi'nde deneysel çalışmalarım da bana yardımcı olan ve deneyimlerinden yararlandığım fizikçi arkadaşlarım başta Ali Yaşar ÖZTÜRK, Necla DERİCİ, Abdullah YEŞİL, Hasan BAYRAM ve Mehtap DOKUMACI'ya sonsuz teşekkür ederim. Ayrıca çalıştığım süre boyunca sıcak ilgi ve alaka gösteren başta Dr. İbrahim YILDIRIM olmak üzere tüm radyasyon onkolojisi uzmanlarına, radyoterapi teknisyenleri ve klinik sekreterlere çok teşekkür ederim. Yine AOS Onkoloji Hastanesi Başhekimliğine ve İdaresine sunulan bu imkânlardan dolayı teşekkür ederim.

Tüm eğitim yaşamım boyunca maddi manevi yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen ailemin tüm fertlerine, yakın aile ve okul arkadaşlarıma ve sevgili arkadaşım Hacer GÖRMEZ'e sonsuz teşekkürlerimi bir borç bilirim.