

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI

**MONTE CARLO YÖNTEMİ İLE LİNEER HIZLANDIRICI
MODELLEMESİ VE DOZİMETRİK KALİTE KONTROLÜ**

Çağrı YAZGAN

YÜKSEK LİSANS TEZİ

DANIŞMAN
Yrd. Doç. Dr. Yiğit ÇEÇEN

Tezinden kaynak gösterilerek yararlanılabilir.

2016 ANTALYA

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğüne;

Bu çalışma jürimiz tarafından Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Radyoterapi Fiziği Programında Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir. 27/06/2016

İmza

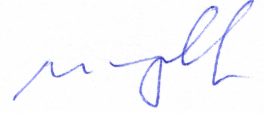
Tez Danışmanı : Yrd. Doç. Dr. Yiğit ÇEÇEN
Akdeniz Üniversitesi



Üye : Prof. Dr. Melek Nur YAVUZ
Akdeniz Üniversitesi



Üye : Doç. Dr. Mustafa YILDIZ
Antalya Eğitim Araştırma Hastanesi



Bu tez, Enstitü Yönetim Kurulunca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Enstitü Yönetim Kurulu'nun/...../..... tarih ve/..... sayılı kararıyla kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Narin DERİN

Enstitü Müdürü

ETİK BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı beyan ederim.

Çağrı YAZĞAN

İmza



Tez Danışmanı

Yrd. Doç. Dr. Yiğit ÇEÇEN

İmza



ÖZET

Radyasyon içeren uygulamalarda modelleme ve simülasyon popüler ve gelişmekte olan alanlardır. Radyasyonun taşınımını simüle edebilmek amacıyla çeşitli algoritmalar ve bu algoritmalar ile hesap yapan çeşitli kod ve yazılımlar geliştirilmiştir. Bilgisayar ortamında geliştirilen model ve sistemlerin yine bilgisayar ortamında çalıştırılabilmesi ve çeşitli testlere tabi tutulabilmesi sayesinde cihazlara ve fiziki şartlara duyulan ihtiyaç azalmıştır. Bu sayede hem maliyet hemde zaman açısından kazanımlar elde edilmiştir.

Monte Carlo yöntemi matematiksel ve fiziksel problemlerin simülasyon tekniği ile çözümlenmesinde kullanılan bir yöntemdir. Bilgisayar kodlarının ürettiği düzenli rastgele sayıların belirlediği rastgele örneklemeler ile olasılıksal süreçler simüle edilir.

Bu çalışmada Monte Carlo algoritması ile hesap yapan MCNP (Monte Carlo N-Particle) kodu kullanılarak lineer hızlandırıcı kafası modellenmiş ve yine bilgisayar ortamında modellenen su fantomu ve iyon odası ile test edilmiştir. Simülasyon sonuçları ile lineer hızlandırıcı cihazından alınan deneysel sonuçların karşılaştırılması ile dozimetrik kalite kontroller yapılmıştır. Bu amaçla 18 MV foton enerjisinde filtreli ve FFF (düzleştirici filtresiz) sistem için ayrı ayrı yüzde derin doz ve doz profili ölçümleri karşılaştırmalı olarak incelenmiş, deneysel ve teorik veriler ile uyumlu oldukları görülmüştür.

Lineer hızlandırıcı cihazında foton ve elektronların yanı sıra fotonükleer reaksiyonlar sonucu ortaya çıkan fotonötronlar için akı ve spektrum analizleri gerçekleştirilmiş, gantry içerisinde bulunan malzemelerin nötron üretimine katkısı analiz edilmiştir. Fotonötron konusu filtreli ve filtresiz sistem için ayrı ayrı incelenmiş ve lineer hızlandırıcı cihazında üretilen nötronlar hakkında detaylı bilgi edinilmiştir.

Yapılan lineer hızlandırıcı modeli ve simülasyonlar medikal uygulamalar dışında araştırma geliştirme, tasarım, zırhlama gibi amaçlarla da kullanılabilir. Cihaz, medikal lineer hızlandırıcı yazılımlarının izin verdiği belirli enerji seviyeleri dışında istenilen enerji seviyesinde çalıştırılabilir.

Anahtar Kelimeler: Lineer hızlandırıcı, Monte Carlo, MCNP

ABSTRACT

Modelling and simulation in radiation related practices are popular and developing fields. Various algorithms, codes and softwares that make calculations with these algorithms have been developed to simulate transport of radiation. The need for devices and physical circumstances has reduced by means of that models and systems developed in computer environment could also be worked and tested in computer environment. Thus, cost and time advantages have been gained.

Monte Carlo is a method that can be used to solve mathematical and physical problems by using simulation technique. A stochastic process can be simulated with random events with regular random numbers.

In this study, linear accelerator gantry has been modelled and simulated also many tests have been made with water phantom and ion chamber model by using MCNP code (Monte Carlo N-Particle) with Monte Carlo method. Dosimetric quality assurance of simulation has been made by the means of comparing simulation results and experimental results taken from linear accelerator. For this purpose, percent depth dose and dose profile measurements for flattening filter system and unfiltered (flattening filter free) system in 18 MV photon energy have been separately examined and it has been concluded that they match up with experimental and theoretical values.

Flux and spectrum analysis have been made for photoneutrons produced as a result of photonuclear reactions along with the photons and electrons in linear accelerator, and the contribution of materials in the gantry to the neutron production has been analysed. The subject of photoneutron is examined for filtered and unfiltered systems separately, and detailed information has been gained about neutrons produced in linear accelerator.

This linear accelerator model and simulations could be used not only for medical purposes but also in research and development, design and shielding fields. The device could be operated in any energy level in addition to the particular energy level enabled by the medical linear accelerator softwares.

Key Words: Linear accelerator, Monte Carlo, MCNP

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans eğitimim boyunca bilgi ve deneyimi ile bana her konuda rehberlik eden, beni ufuk açıcı çalışmalara yönlendiren ve destekleyen Yrd. Doç. Dr. Yiğit ÇEÇEN'e,

Eğitim hayatım boyunca kendimi en iyi hissettiğim ortamı bana sağlayan değerli Akdeniz Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı hocalarına, çalışanlarına ve arkadaşlarıma,

Cihaz ve malzeme kullanımı izni ile verdikleri destekten ötürü Akdeniz Üniversitesi Nükleer Bilimler Uygulama ve Araştırma Merkezi'ne,

Yardımlarından dolayı Akdeniz Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü çalışanlarına, Emeklerini hiçbir zaman ödeyemeyeceğim, maddi ve manevi desteklerini üzerimden esirgemeyen ve hep yanımda olan ailem Gülay YAZGAN, Salih YAZGAN, Çağatay YAZGAN ve Serap KALPAKLI'ya teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

ÖZET	iii
ABSTRACT	iv
TEŞEKKÜR	v
İÇİNDEKİLER	vi
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ	x
TABLolar DİZİNİ	xiii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	5
2.1. Foton Etkileşimleri	5
3.1.1. Frenleme X-Işını	6
3.1.2. Fotoelektrik Olay	8
3.1.3. Compton Saçılması	9
3.1.4. Koherent Saçılma	9
3.1.5. Çift Oluşumu	10
3.1.6. Foton Atenüasyonu	11
3.2. Termiyonik Emisyon	11
3.3. Fotonötron	12
3.4. Elektron Lineer Hızlandırıcı	15
3.5. Dozimetri	19
3.5.1. Yüzde Derin Doz	19
3.5.2. Doz Profili	19
3.6. Monte Carlo Yöntemi	20
3.6.1. Radyasyon Taşınımının Monte Carlo Yöntemiyle Modellenmesi	22
4. GEREÇ VE YÖNTEM	24
4.1. Philips SLI -25 Elektron Lineer Hızlandırıcı	24
4.2. İyon Odası ve Su Fantomu	24
4.3. Monte Carlo Kodu	26
4.4. Geometri Modelleme Yazılımı	26
4.5. Lineer Hızlandırıcı Gantry Modeli	27

4.6.	Simülasyon	28
4.6.1.	Modellenen Komponentler	29
4.6.2.	Geometrinin Oluşturulması	31
4.6.3.	Materyal Kartı	33
4.6.4.	Radyasyon Kaynağı	35
4.6.5.	Fotonükleer Reaksiyon Kartı	36
4.6.6.	Simülasyon Sonuçları (Tally)	37
4.7.	Belirsizliğin Azaltılması ve Hata Hesabı	38
4.7.1.	Öncelik Kartı (Importance)	38
4.7.2.	Enerji Sınırı (Cut off)	39
4.7.3.	Görece Hata (Relative Error)	40
4.7.4.	FOM (Fayda Göstergesi)	41
4.7.5.	Hata Birikimi (Error Propagation)	42
5.	BULGULAR	43
5.1.	Simülasyon Görüntüsü	43
5.2.	Filtreli Sistemde Foton Spektrumu	44
5.3.	Filtreli Sistemde Derinliğe Bağlı Foton Spektrumu	45
5.4.	Filtresiz Sistemde Foton Spektrumu	46
5.5.	Filtresiz Sistemde Derinliğe Bağlı Foton Spektrumu	47
5.6.	Filtreli ve Filtresiz Sistemde Derinliğe Bağlı Foton Spektrumları	48
5.7.	Filtreli Sistem Yüzde Derin Doz	49
5.8.	Filtresiz Sistem Yüzde Derin Doz	50
5.9.	D20/D10 Değerleri	51
5.10.	Yüzde Derin Doz Baz Alınarak Doz Eşitlemesi	52
5.11.	Filtreli Sistem Doz Profili	53
5.12.	Filtresiz Sistem Doz Profili	54
5.13.	Doz Profili Baz Alınarak Doz Eşitlemesi	55
5.14.	Fotonötron Üretimi	58
5.15.	Nötron Spektrumu	60
5.16.	Derinliğe Bağlı Nötron Spektrumu	62
5.17.	Derinliğe Bağlı Nötron Akısı	70
5.18.	Birim Elektron için Filtreli ve Filtresiz Sistem Nötron Akıları	71

5.19.	Eşit Foton Dozu için Filtreli ve filtresiz Sistemde Nötron Akıları	72
6.	TARTIŞMA	73
7.	SONUÇLAR	76
	KAYNAKLAR	81



SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

FFF	Flattening filter free (düzleştirici filtresiz sistem)
YART	Yoğunluk ayarlı radyoterapi
MCNP	Monte Carlo N-Particle
PTV	Planning threatment volume (planlanan tedavi hacmi)
TPS	Tedavi planlama sistemi
BT	Bilgisayarlı tomografi
SSD	Source skin distance (kaynak cilt mesafesi)
MV	Mega volt
MeV	Milyon elektron volt
keV	Kilo elektron volt
eV	Elektron volt
SDEF	Source definition (kaynak tanımlaması)
FWHM	Full width half maximum
FOM	Figure of Merit (fayda göstergesi)
RF	Radyo frekans

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1: Enerjiye bağlı foton etkileşim olasılıkları	5
Şekil 2.2: Frenleme X-ışını üretimi	6
Şekil 2.3: Frenleme X-ışını spektrumu	7
Şekil 2.4: Lineer hızlandırıcıda frenleme X-ışını üretimi	7
Şekil 2.5: Fotoelektrik olay	8
Şekil 2.6: Çift oluşumu	10
Şekil 2.7: Anihilasyon fotonları	10
Şekil 2.8: Foton çekirdek etkileşimi sonucu fotonötron üretimi	12
Şekil 2.9: Enerjisine göre nötron ağırlık faktörü	13
Şekil 2.10: Nötron taşınımı modeli	14
Şekil 2.11: Medikal lineer hızlandırıcı şeması	15
Şekil 2.12: Tungsten flamanı	15
Şekil 2.13: Elektron tabancası	16
Şekil 2.14: Dalga kılavuzu	16
Şekil 2.15: Bükücü mıknatıs	17
Şekil 2.16: Frenleme X-ışınları açısal dağılımı	17
Şekil 2.17: Lineer hızlandırıcı gantry şeması	18
Şekil 2.18: Düzenli rastgele sayılar	21
Şekil 2.19: Örnekleme sayısı ve hata arasındaki ilişki	21
Şekil 2.20: Foton taşınımı	22
Şekil 4.1: Philips SLI-25 elektron lineer hızlandırıcısı	24
Şekil 4.2: Su Fantomu ve iyon odaları	25
Şekil 4.3: Philips SLI-25 elektron lineer hızlandırıcı gantry'si	27
Şekil 4.4: Lineer hızlandırıcı gantry ve su fantomu modeli	28
Şekil 4.5: Lineer hızlandırıcı gantry modeli	29

Şekil 4.6: Düzleştirici filtrenin fazla ince olması halinde elde edilen doz profili	30
Şekil 4.7: Yüzeylerin oluşturulması	31
Şekil 4.8: Yüzeyler kullanılarak hücrelerin oluşturulması	32
Şekil 4.9: Elektronların enerji dağılımı	35
Şekil 4.10: Skorlama hücreleri	37
Şekil 4.11: Parçalama tekniği	39
Şekil 5.1: MCNP simülasyon görüntüsü (a=0 elektron, b=1000 elektron, c=5000 elektron, d=10000 elektron)	43
Şekil 5.2: 18 MV, 10x10 cm ² alan açıklığında filtreli sistem için SSD 100 cm'de foton spektrumu	44
Şekil 5.4: 18 MV foton enerjisinde 10x10 alan açıklığında filtreli sistemde hedeften farklı uzaklıklarda foton spektrumları	45
Şekil 5.7: 18 MV, 10x10 cm ² alan açıklığında filtresiz sistem için SSD 100 cm'de foton spektrumu	46
Şekil 5.8: 18 MV foton enerjisinde 10x10 alan açıklığında filtresiz sistemde hedeften farklı uzaklıklarda foton spektrumları	47
Şekil 5.11: 18 MV foton enerjisinde 10x10 alan açıklığında hedeften 100 cm mesafede filtreli ve filtresiz sistemlerde elde edilen foton spektrumları	48
Şekil 5.12: 18 MV 10x10 cm ² alan açıklığında filtreli sistemde simülasyon ile hesaplanan yüzde derin doz değerlerinin deneysel ve teorik değerlerle karşılaştırılması	49
Şekil 5.15: 18 MV 10x10 cm ² alan açıklığında filtresiz sistemde simülasyon ile hesaplanan yüzde derin doz değerlerinin deneysel değerlerle karşılaştırılması	50
Şekil 5.18: 18 MV 10x10 cm ² alan açıklığında filtreli sistemde simülasyon ile hesaplanan doz profili değerlerinin deneysel değerlerle karşılaştırılması	53
Şekil 5.21: 18 MV 10x10 cm ² alan açıklığında filtresiz sistemde simülasyon ile hesaplanan doz profili değerlerinin deneysel değerlerle karşılaştırılması	54
Şekil 5.22: 18 MV foton enerjisi ile 10x10 alan açıklığında filtreli ve filtresiz sistemde birim elektrondan elde edilen doz profili değerleri	55
Şekil 5.23: 18 MV foton enerjisi ile 20x20 alan açıklığında filtreli ve filtresiz sistemde birim elektrondan elde edilen doz profili değerleri	56
Şekil 5.24: 18 MV foton enerjisi ile 40x40 alan açıklığında filtreli ve filtresiz sistemde birim elektrondan elde edilen doz profili değerleri	57

Şekil 5.25: 18 MV foton enerjisinde 10x10 alan açıklığında SSD 100 cm’de filtreli sistemde birim elektrondan elde edilen nötron spektrumu	60
Şekil 5.26: 18 MV foton enerjisinde 10x10 alan açıklığında farklı derinliklerde filtreli sistemde birim elektrondan elde edilen nötron spektrumu	62
Şekil 5.27: 18 MV foton enerjisinde 10x10 alan açıklığında farklı derinliklerde filtresiz sistemde birim elektrondan elde edilen nötron spektrumu	64
Şekil 5.28: 18 MV foton enerjisinde 40x40 alan açıklığında farklı derinliklerde filtreli sistemde birim elektrondan elde edilen nötron spektrumu	66
Şekil 5.29: 18 MV foton enerjisinde 10x10 alan açıklığında filtreli ve filtresiz sistemler için 0 cm ve 20 cm’de birim elektrondan elde edilen nötron spektrumları	68
Şekil 5.30: 18 MV foton enerjisinde 10x10 alan açıklığında filtreli ve filtresiz sistemler için 0 cm ve 20 cm’de eşit foton dozunda elde edilen nötron spektrumları	69
Şekil 5.31: 18 MV foton enerjisinde 10x10 alan açıklığında filtreli sistemde derinliğe bağlı termal ve toplam nötron akısı	70
Şekil 5.33: 18 MV foton enerjisinde 10x10 alan açıklığında filtreli ve filtresiz sistemlerde birim elektron için derinliğe bağlı termal ve toplam nötron akısı	71
Şekil 5.35: 18 MV foton enerjisinde 10x10 alan açıklığında filtreli ve filtresiz sistemlerde eşit foton dozu için derinliğe bağlı termal ve toplam nötron akısı	72
Şekil 6.1: Beigi ve arkadaşlarının çalışmasında elde edilen foton spektrumu	73
Şekil 6.2: Vega-Carrillo ve arkadaşlarının elde ettiği foton spektrumu	73
Şekil 6.2: Foton spektrumu	74
Şekil 6.3: 18 MV foton enerjisinde Monte Carlo ile hesaplanan fotonötron spektrumunun literatür ile karşılaştırılması	75

TABLULAR DİZİNİ

Tablo 2.1: Lineer hızlandırıcı cihazında bulunan izotopların fotonötron üretimi için eşik enerjileri	13
Tablo 3.1: Modelde kullanılan komponentler ve içerikleri	34
Tablo 4.1: 18 MV enerjisinde 10x10 cm ² , 20x20 cm ² ve 40x40 cm ² ışınlama alanında filtreli sistem için Monte Carlo değerlerinin deneysel ve teorik D20/D10 değerleri ile karşılaştırılması	51
Tablo 4.2: 18 MV enerjisinde 10x10 cm ² , 20x20 cm ² ve 40x40 cm ² ışınlama alanında filtresiz sistem için Monte Carlo değerlerinin deneysel D20/D10 değerleri ile karşılaştırılması	51
Tablo 4.3: 18 MV foton enerjisinde 10x10 cm ² ışınlama alanında filtreli sistem için komponentlerin fotonötron üretimine katkıları	58
Tablo 4.4: 18 MV foton enerjisinde 40x40 cm ² ışınlama alanında filtreli sistem için komponentlerin fotonötron üretimine katkıları	58
Tablo 4.5: 18 MV foton enerjisinde 40x40 cm ² ışınlama alanında filtresiz sistem için komponentlerin fotonötron üretimine katkıları	59
Tablo 4.6: 18 MV foton enerjisinde 10x10 cm ² ışınlama alanında filtreli sistem için enerji aralığına bağlı olarak nötron akıları	61
Tablo 4.7: 18 MV foton enerjisinde 10x10 cm ² ışınlama alanında filtreli sistem için derinliğe bağlı termal nötron akılarının karşılaştırılması	63
Tablo 4.8: 18 MV foton enerjisinde 10x10 cm ² ışınlama alanında filtreli sistem için derinliğe bağlı toplam nötron akılarının karşılaştırılması	63
Tablo 4.9: 18 MV foton enerjisinde 10x10 cm ² ışınlama alanında filtresiz sistem için derinliğe bağlı termal nötron akılarının karşılaştırılması	65
Tablo 4.10: 18 MV foton enerjisinde 10x10 cm ² ışınlama alanında filtresiz sistem için derinliğe bağlı toplam nötron akılarının karşılaştırılması	65
Tablo 4.11: 18 MV foton enerjisinde 40x40 cm ² ışınlama alanında filtresiz sistem için derinliğe bağlı termal nötron akılarının karşılaştırılması	67
Tablo 4.12: 18 MV foton enerjisinde 40x40 cm ² ışınlama alanında filtresiz sistem için derinliğe bağlı toplam nötron akılarının karşılaştırılması	67

1. GİRİŞ

Radyoterapide X-ışını veya parçacıklar kullanılarak kanserli hücrelerin öldürülmesi ve sağlıklı hücrelerin mümkün olduğunca az zarar görmesi amaçlanmaktadır. Kanser hastalarının yarısından fazlası tedavilerinin bir bölümünde radyoterapi almaktadırlar (Kumar, 2012).

Radyoterapi, tümörün yakınına yerleştirilen ^{137}Cs , ^{192}Ir gibi kaynaklar kullanılarak internal (brakiterapi) olarak uygulanabileceği gibi hızlandırıcılarda üretilen ve hızlandırılan yüksek enerjili, girciliği yüksek elektron, foton ve protonlar kullanılarak eksternal olarak uygulanabilir (Washington ve Leaver, 2016). Bu sebeple lineer hızlandırıcı cihazı kanser tedavisinde yaygın olarak kullanılmaktadır.

1895'te W.C. Roentgen'in X-ışını buluşu (Roentgen, 1895), 1896'da H. Becquerel'in doğal radyoaktiviteyi buluşu (Becquerel ve Crowther, 1948) ve 1898'de M. Curie'nin izole edilmiş radyumu keşfi (Curie, 1950) ile radyoterapinin temelleri atılmıştır. 1900-1940 yılları arası kilovoltaj çağı (50-200 kV) olarak adlandırılmakta ve radyoterapinin klinik olarak uygulanmaya başlandığı döneme denk gelmektedir. 1946-1996 yılları arası megavoltaj çağı olarak adlandırılır. 1934 yılında J. Frederic ve I. Curie tarafından yapay radyoaktivite keşfedilmiş (Joliot ve Curie, 1934) yapay radyoaktivitenin kullanıldığı (^{60}Co) ilk telekobalt ünitesi ise 1948 yılında Kanada'da kurulmuştur (Johns ve ark., 1951). Eşzamanlı olarak yapılan çalışmalar ile 1948 yılında Fermi Enstitüsü'nde 1 MV foton enerjili ilk elektron lineer hızlandırıcısı kurulmuştur. Elektron lineer hızlandırıcısı kullanılarak ilk kanser tedavisi ise Londra'daki Hammersmith hastanesinde 8 MV enerjili fotonlar ile 1953 yılında yapılmıştır (Washington ve Leaver, 2016). 1953-1961 yılları arasında 120 derece gantry açısına sahip ilk jenerasyon hızlandırıcılar, 1962-1982 yılları arasında 360 derece gantry açısına sahip ikinci jenerasyon lineer hızlandırıcılar geliştirilmiştir. Bu tarihten günümüze ise üçüncü jenerasyon lineer hızlandırıcılar ile radyoterapi 2 boyutlu, bilgisayar destekli 3 boyutlu konformal, yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART), stereotaktik ve 4 boyutlu radyoterapi olarak gelişim göstermiştir (Thariat, 2013).

Günümüzde, radyoterapi öncesinde tedavi planlama sistemlerinde (TPS) radyoterapi fizikçisi tarafından hastaya özel bilgisayar destekli tedavi planı hazırlanmaktadır. Tedavi planı, radyasyon onkologlarının toplam doz kararları doğrultusunda hastaya verilecek radyasyon tipinin (elektron, foton), enerjisinin, ışınlanacak alanların ve herbir alana ait ışınlama sürelerinin belirlenmesini içermektedir.

Tedavi planlama sistemleri radyasyon dozunun hastaya doğru şekilde verilmesi için bilgisayar ortamında hesaplamalar yapar. Planlanan ışınlama ile cihazda uygulanan ışınlamanın dozimetrik olarak örtüşmesi için TPS ile cihaz arasındaki belirsizliğin düşük olması gerekmektedir. ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements), 3 boyutlu konformal radyoterapi için hastaya verilmesi planlanan doz ile tedavi sırasında hastanın aldığı doz arasındaki belirsizliğin bütün tedavi süreçleri boyunca %5'in altında tutulmasını tavsiye etmiştir (International Commission on Radiation Units and Measurements, 1976). Setup hataları, fraksiyonlar arası hasta hareketi gibi çeşitli hatalar göz önüne alındığında tedavi süreci boyunca %5'lik belirsizlik içerisinde kalınabilmesi için hedef hacimdeki ortalama dozda TPS ile cihaz arasındaki belirsizliğin % 3'ün altında tutulması gerekmektedir (Brahme ve ark., 1988).

Radyasyon taşınımının bilgisayar ortamında simülasyonunun yapılabilmesi için çeşitli algoritmalar (pencil beam, collapse cone, acuros XB) ile hesap yapan yazılımlar geliştirilmiştir. Bu yazılımlar sayesinde hastanın bilgisayarlı tomografisi (BT) üzerinde cihazın ve yazılımın izin verdiği seçenekler çerçevesinde tedavi planı hazırlanır.

Monte Carlo yöntemi radyasyon taşınımı simülasyonu için kullanılan yazılımlarda kullanılan belirsizliği en düşük yöntemdir (Kim, 2015). Yaygın olarak kullanılmakta olan pencil beam algoritması ile karşılaştırıldığında prostat, beyin gibi homojenitesi yüksek organlarda %5'lik belirsizlik içerisinde kalınmasına rağmen özellikle akciğer gibi heterojenitenin yüksek olduğu organlarda belirsizlik ve PTV (planlanan tedavi hacmi) doz sarımı açısından yüksek farklar olduğu çalışmalarla ortaya koyulmuştur (Ali ve Salahuddin, 2013). Monte Carlo yöntemi ile her bir fotonun ya da parçacığın ayrı ayrı, sayısal çözümlenmeler ile bilinen fiziksel yasalar çerçevesinde takibinin yapılması sağlanmıştır. Bu sebeple Monte Carlo yöntemi radyasyon taşınımı için en güvenilir simülasyon tekniğidir.

Lineer hızlandırıcıların medikal amaçların dışında nükleer bilimlerde de geniş bir kullanım alanı bulunmaktadır. Foton çekirdek etkileşimleri sonucu gerçekleşen fotonükleer reaksiyon, lineer hızlandırıcılar kullanılarak gerçekleştirilen deneysel fizik çalışmalarından biridir. Atom çekirdeğinin foton ile bombardımanı sonucu atom uyarılır ve olasılıksal olarak γ (gama), p (proton), n (nötron) gibi foton ve parçacık atımı gerçekleşebilir (Boztosun ve ark., 2015). Klinik olarak kanser tedavisinde istenmeyen nötron dozu, fotonükleer reaksiyonlar sonucunda gerçekleşir. Ayrıca fotonükleer reaksiyonlar sonucu uyarılan atomların fotoaktivasyon analizi ile incelenmesi sayesinde, incelenen numunenin atomik içeriği, yaşı gibi nicelikleri belirlenebilmektedir.

Lineer hızlandırıcı elektron ve foton üreten bir cihaz olmasının yanısıra fotonükleer reaksiyonlar sonucunda aynı zamanda bir nötron kaynağıdır (American Association of Physicists in Medicine, 1986) ve bir nötron kaynağı olarak da kullanılabilir.

Lineer hızlandırıcı cihazının deneysel amaçlarla kullanımı amacıyla, üretilen radyasyon tipleri için kapsamlı analizlere ihtiyaç duyulmaktadır. Monte Carlo yöntemi ile lineer hızlandırıcı simülasyonu yapılarak ihtiyaç duyulan her konuda inceleme sağlanabilmektedir.

Lineer hızlandırıcı simülasyonu vasıtası ile

- Lineer hızlandırıcı cihazının ve cihazda üretilen radyasyon tiplerinin doz, akı ve spektrum açısından detaylı şekilde analiz edilmesi mümkün olmaktadır.
- Cihazda üretilen fotonötronların spektrumu gibi deneysel olarak ölçümünün yapılması güç olan verilerin tespit edilmesi mümkün hale gelmiştir.
- Yeni zırhlama malzemelerinin geliştirilmesi ve geliştirilen malzemelerin bilgisayar ortamında lineer hızlandırıcı cihazında test edilmesi mümkün hale gelmiştir.
- Cihazdaki bir parçanın malzeme yapısının değiştirilmesi ya da cihaza yeni bir komponent eklenmesi gibi tasarım fikirlerinin foton, elektron ve nötron açısından meydana getireceği dozimetrik sonuçlar fiziksel deneylere ihtiyaç duymaksızın analiz edilebilmektedir.

- Cihazın yanısıra ışınlama odasında modele dahil edilmesi ile ışınlama odasındaki ve dışındaki foton, elektron ve nötron dağılımı tespit edilmektedir ve radyasyondan korunma tedbirleri için tasarımlar gerçekleştirilebilmektedir.

Bu çalışmada lineer hızlandırıcı cihazı, Monte Carlo yöntemi ile hesap yapan MCNP kodu ile modellenerek simülasyonu yapılmış ve cihazın bütün özellikleriyle bilgisayar ortamında çalıştırılması sağlanmıştır. Dozimetrik ölçümlerin yapılabilmesi amacıyla su fantomu ve iyon odasında lineer hızlandırıcı modeline eklenmiştir.

Simülasyon sonucu ile lineer hızlandırıcı cihazından alınan deneysel sonuçların karşılaştırılması ile dozimetrik kalite kontroller yapılmıştır. Bu amaçla 18 MV foton enerjisinde filtreli ve filtresiz sistemler için ayrı ayrı yüzde derin doz ve doz profili ölçümleri karşılaştırmalı olarak incelenmiş ve birbiri ile örtüştüğü görülmüştür. Cihazın kalite kontrollerinin sağlanmasının akabinde foton spektrumu, nötron akısı gibi ölçümler ile lineer hızlandırıcı cihazı incelenmiştir.

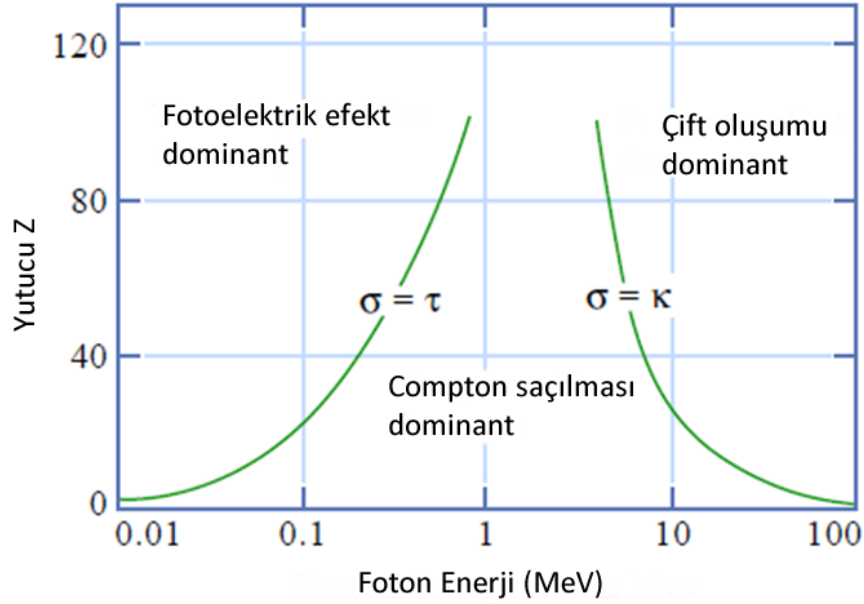
2. GENEL BİLGİLER

2.1. Foton Etkileşimleri

Lineer hızlandırıcılarda foton üretimi bremsstrahlung olayı ile gerçekleşir. Foton enerjisine ve içerisinde bulunduğu ortama bağlı olarak üç temel etkileşim yapar. Bunlar düşük enerjiden yüksek enerjiye doğru sırasıyla fotoelektrik olay, Compton saçılması ve çift oluşumdur.

Üretilme şekillerine göre fotonlar dört kategoride incelenir;

- Frenleme X-ışını: Elektron madde etkileşimi sonucu sürekli spektrum,
- Karakteristik X-ışını: Orbital elektronlarının yer değiştirmesi sonucu bağlanma enerjisi farkı sonucu,
- Gama ışını: Gama bozunumu sonucu çekirdekten ışınım
- Annihilasyon: Çift oluşumu sonrası tipik olarak 0.511 keV enerjili ışınım

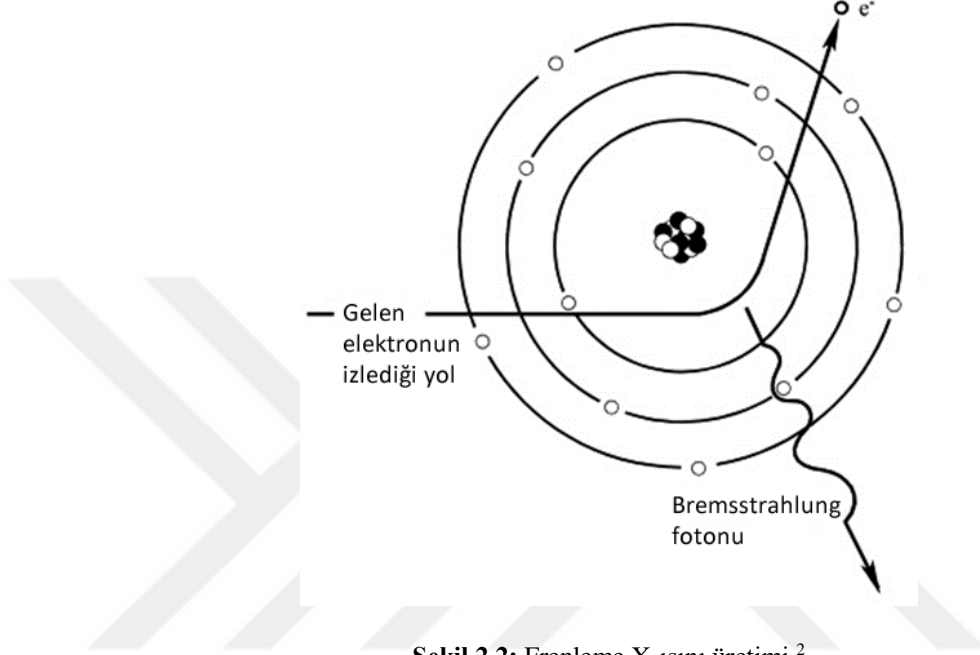


Şekil 2.1: Enerjiye bağlı foton etkileşim olasılıkları ¹

¹ Massachusetts Institute of Technology - Opencourseware - <http://ocw.mit.edu/>

2.1.1. Frenleme X-Işını

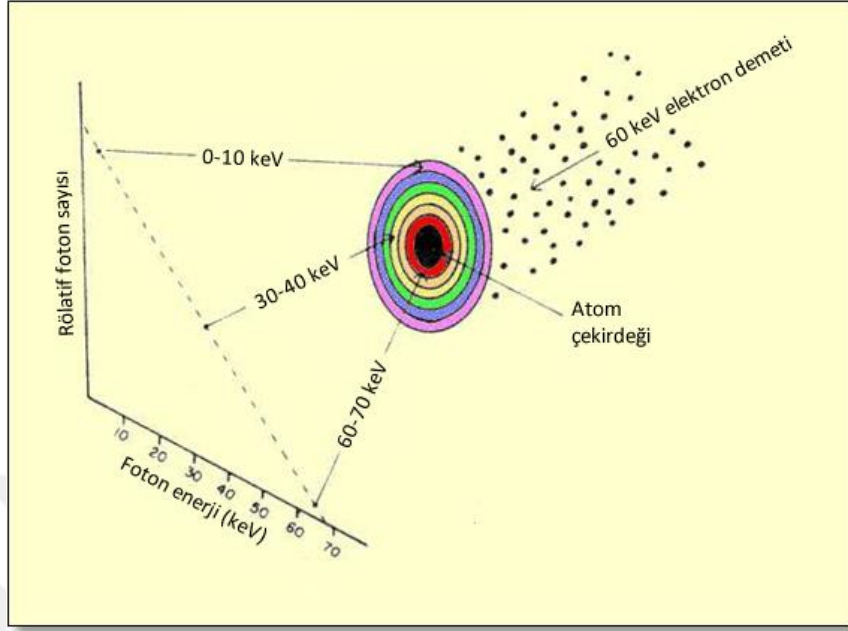
Yüksek enerjili yüklü bir parçacığın, hedefin atom çekirdeğiyle etkileşimi veya çekirdeğin oluşturduğu elektrik alandan etkilenerek yolundan sapması sonucu X-ışını salınımıdır.



Şekil 2.2: Frenleme X-ışını üretimi ²

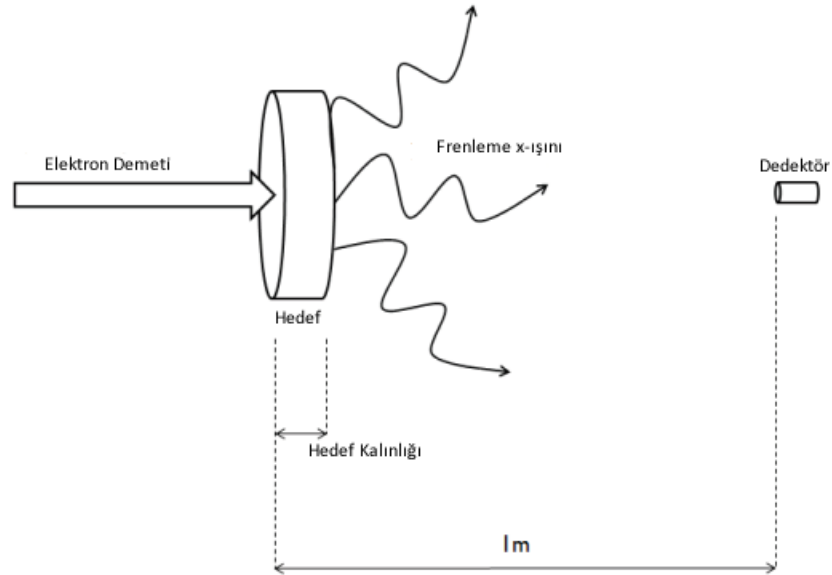
Elektronun çekirdekle direk etkileşimi halinde elektronun tüm kinetik enerjisi yutularak tek bir fotona aktarılır ve gelen elektronla eşit enerjiye sahip bir foton üretilir. Boyutlar arasındaki fark düşünüldüğünde elektronun çekirdekle direk etkileşim olasılığı düşüktür. Gelen elektronun pozitif yüklü çekirdeğin elektrik alanına girmesi halinde frenleme etkisi ile çekirdeğe olan yakınlığı ile doğru orantılı olarak enerjisi azalır ve kinetik enerjideki fark fotona aktarılır.

² Norther Arizone Üniversitesi - <http://nau.edu/cefns/labs/electron-microprobe/olg-510-class-notes/signals/>



Şekil 2.3: Frenleme X-ışını spektrumu ³

Elektronun atom çekirdeğiyle etkileşim mesafesinin değişkenliği sebebiyle frenleme X-ışınları bir spektrum halinde maksimum enerjisi gelen elektronun enerjisi olmak üzere her enerjide üretilir. (Goaz ve ark., 2000).



Şekil 2.4: Lineer hızlandırıcıda frenleme X-ışını üretimi ⁴

³ Sprawls, 1993

⁴ Gao ve ark. 2013

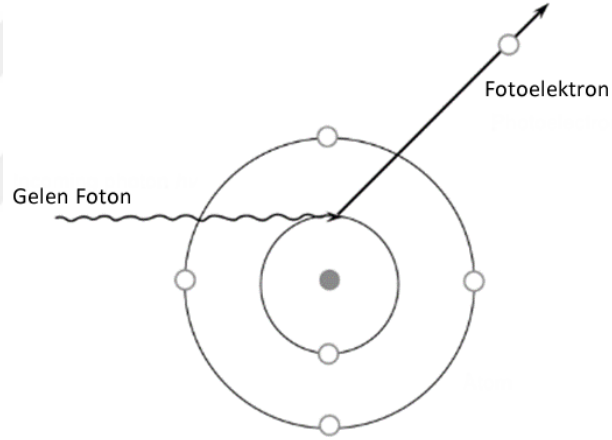
2.1.2. Fotoelektrik Olay

Bir malzemenin fotonlarla bombardıman edilerek yüzeyinden elektron koparılmasıdır. Koparılan elektrona fotoelektron adı verilmektedir. Olayın gerçekleşmesi için gelen fotonun enerjisinin elektronların minimum bağlanma enerjisinden fazla olması gerekir. Olayın gerçekleşmesi ile foton enerjisinin tamamını aktarır ve yutulur. Fotoelektrik olay düşük enerjili foton ve yüksek atom numaralı ortamlarda dominant etkileşimdir.

$$E_e = h\nu - W$$

Denk 3.1

Denklem 3.1’de görüldüğü üzere kopan elektronun kinetik enerjisi (E_e) gelen fotonun enerjisi ile ($h\nu$) elektronun bağlanma enerjisi (W – iş fonksiyonu) farkına eşittir. Bu sebeple kopan elektronun kinetik enerjisi, gelen fotonun frekansıyla doğru orantılıdır.



Şekil 2.5: Fotoelektrik olay ⁵

Fotoelektrik olayda gelen fotonun bağlanma enerjisi yüksek iç orbitallerde bulunan (K orbitali) elektronlarla etkileşme olasılığı diğer orbitallerdeki elektronlarla etkileşme olasılığından daha yüksektir. Bu durumda koparılan elektrondan doğan boşluk dış yörüngedeki elektron tarafından doldurulur ve bağlanma enerjileri arasındaki fark büyüklüğünde enerjiye sahip X-ışını yayılır.

⁵ Mayles ve ark., 2007

2.1.3. Compton Saçılması

Gelen fotonun, atomun serbest kabul edilen zayıf bağlı elektronlarıyla etkileşmesi ile gerçekleşir. Bu etkileşim sonucunda foton enerjisinin bir kısmını saçılma açısına bağlı olarak elektrona aktarır ve yön değiştirir. Elektron ise foton tarafından kaybedilen enerji ile saçılır. Çarpışma sonrasında enerji ve moment korunur. Compton saçılması orta enerji düzeyinde etkindir.

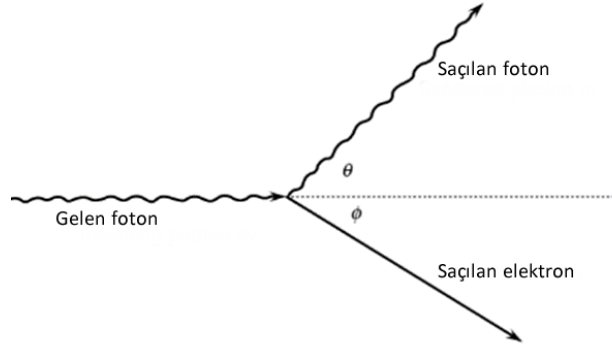
$$\lambda' - \lambda = \frac{h}{m_0c} (1 - \cos\theta) \quad \text{Denk 3.2}$$

Fotonun etkileşim sonrasındaki dalgaboyu (λ') ile çarpışma öncesi dalgaboyu (λ) arasındaki ilişki yukarıda verilmiştir. Dalga boyları arasındaki fark elektrona aktarılan enerjiye eşittir ve saçılma açısına bağlıdır.

$$\text{Saçılma açısı } 0^\circ \quad \lambda' - \lambda = 0$$

$$\text{Saçılma açısı } 180^\circ \quad \lambda' - \lambda = \frac{h}{m_0c} (2)$$

Maksimum enerji aktarımı 180° saçılma açısı ile yani geri tepmede gerçekleşir.



Şekil 2.2. Compton saçılması ⁶

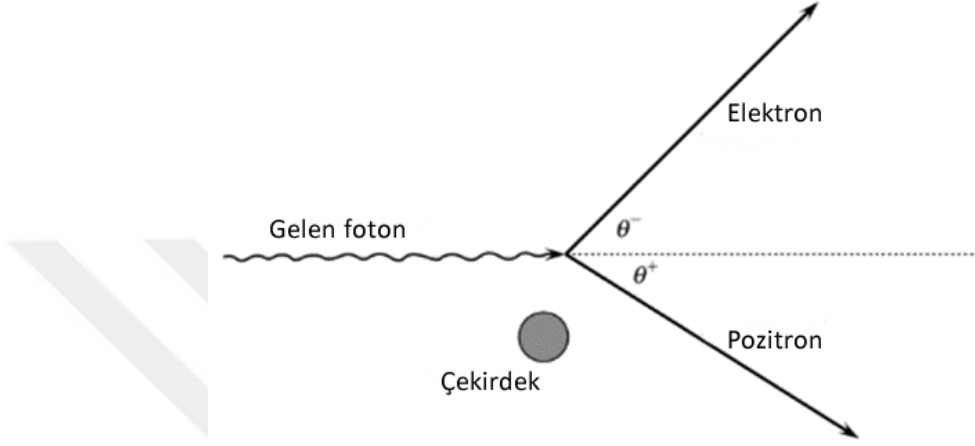
2.1.4. Koherent Saçılma

Enerjisi elektronun bağlanma enerjisinden düşük bir fotonun elektronla etkileşimi ile gerçekleşir. Elektron atomdan koparılamadığı için enerji transferi gerçekleşmez. Foton yön değiştirerek etkileşime girdiği enerjiyle hareketine devam eder.

⁶ Mayles ve ark., 2007

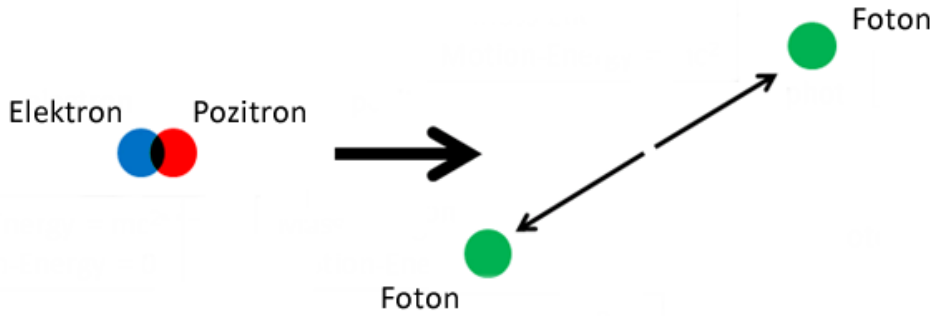
2.1.5. Çift Oluşumu

Enerjisi bir elektron pozitron çiftinin durgun kütle enerjisi yani 1.022 MeV olan fotonların, çekirdeğin coulomb alanından etkilenerek yok olması ve bir elektron pozitron çiftine dönüşmesi olayıdır.



Şekil 2.6: Çift oluşumu ⁷

Fotonun enerjisi $2(m_0c^2)$ yani 1.022 MeV ise oluşan elektron pozitron çifti durgun halde kalır ve enerjinin kütleye transferi gerçekleşir. Eğer foton enerjisi 1.022 MeV'den yüksek ise geriye kalan enerji kinetik enerji olarak elektron pozitron çiftine aktarılır. Bu aktarım sırasında enerjinin ve momentin korunumu sağlanır. Oluşan pozitronun ortamda bulunan bir serbest elektronla etkileşime girmesi sonucu annhilasyon gerçekleşir ve birbirine zıt yönlü, 0.511 MeV enerjili iki foton açığa çıkar.



Şekil 2.7: Annihilasyon fotonları

⁷ Mayles ve ark., 2007

2.1.6. Foton Atenüasyonu

Foton şiddeti içerisinde bulunduğu ortamda bulunan malzeme ile çeşitli etkileşimlere girerek azalır.

$$I(x) = I(0)e^{-\mu x} \quad \text{Denk 3.3}$$

$I(0)$ → Başlangıçtaki foton şiddeti

$I(x)$ → x kalınlığındaki foton şiddeti

μ → Atenüasyon sabiti

Atenüasyon sabiti birim mesafedeki etkileşim olasılığıdır ve birimi cm^{-1} 'dir. Ortamda bulunan atomlara ve gelen fotonun enerjisine bağlıdır ve denklem 3.4'te gösterilen üç temel foton etkileşimi olasılıklarının toplamıdır.

$$\mu = \tau + \sigma + \kappa \quad \text{Denk 3.4}$$

τ = Fotoelektrik olay etkileşim olasılığı

σ = Compton etkileşim olasılığı

κ = Çift oluşumu olasılığı

2.2. Termiyonik Emisyon

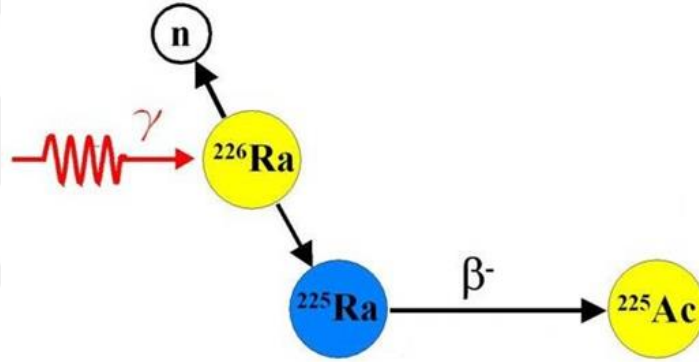
Dış yörüngelerdeki elektronlar atom çekirdeğine serbest oldukları varsayılacak derecede zayıf bağlarla bağlı olup değerlik elektronlar ya da mobil elektronlar olarak adlandırılırlar. Mobil elektronlar metallerin iletkenlik, yani elektrik akımını iletme özelliği kazanmasına sebep olur. Metalin sıcaklığı arttırıldığında, elektronların kinetik enerjisi artar ve metal yüzeyini terk etmeleri mümkün olabilir. Metalden kopan elektron miktarı yükselen sıcaklıkla artmaktadır.

Metalde gerçekleşen elektron eksilmesi sebebiyle metal pozitif yüklenir ve elektronlar potansiyel çekim sebebiyle metale geri döner. Böylece sıcaklığın sabit tutulması halinde bir denge durumu oluşur. Metalden koparılan elektronlar uygulanan elektrik kuvvetle sistemden çekilir ve metale geri dönmeleri engellenir. (Jones ve Langmuir, 1927)

2.3. Fotonötron

Üretilen yüksek enerjili foton demetinin lineer hızlandırıcı kafasında ve radyoterapi odasında bulunan yüksek atom numaralı çekirdekler ile etkileşimi ile fotonükleer reaksiyonlar sonucu nötron üretimi gerçekleşmektedir. Foton madde etkileşimi sonucu üretilen nötronlara fotonötron adı verilmektedir.

Fotonötron üretiminin gerçekleştiği fotonükleer reaksiyonlar esnasında gelen fotonun tüm enerjisi veya enerjisinin bir kısmı çekirdek tarafından absorbe edilir ve çekirdek uyarılır. Parçacığın bağlanma enerjisinin aşılması halinde çekirdekten nötron (γ, n), proton (γ, p) gibi parçacıklar yayımlanabilir.



Şekil 2.8: Foton çekirdek etkileşimi sonucu fotonötron üretimi ⁸

Fotonötron üretimi lineer hızlandırıcı kafasında bulunan hedef, kolimatör ve filtre gibi yüksek atom numaralı izotoplara sahip komponentler ile foton etkileşimleri sonucu gerçekleşmektedir. Tungsten, hem lineer hızlandırıcı kafasında ağırlıklı olarak kullanılan bir malzeme olması hemde yüksek (γ, n) tesir kesitine sahip olması ile ana fotonötron kaynağıdır.

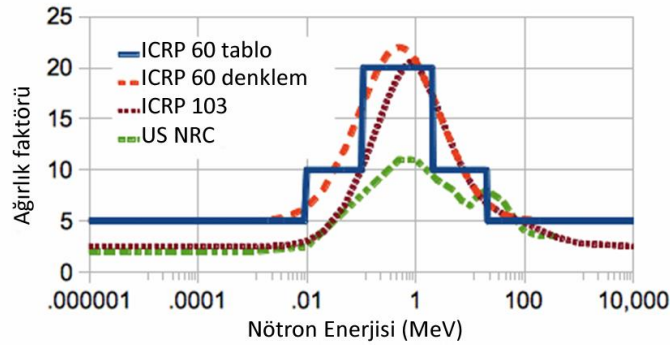
Tablo 2.1’de lineer hızlandırıcı kafasında bulunan parçaların fotonötron üretimi için foton eşik enerjileri verilmiştir. Görüldüğü üzere lineer hızlandırıcı odasında fotonötron üretimi 6.19 MeV’lik (W183) eşik enerjisine sahiptir. Bu sebeple 6.19 MeV’lik foton enerjisinin üzerinde ışınlama yapılan lineer hızlandırıcı odalarında fotonötron oluşmaktadır.

⁸ Flerov Laboratory of Nuclear Reactions - http://flerovlab.jinr.ru/linkc/cap_update_2011_07_04/isotopes_pic.jpg

Tablo 2.1: Lineer hızlandırıcı cihazında bulunan izotopların fotonötron üretimi için eşik enerjileri ^{9,10}

Malzeme	İzotop	İzotopik Yüzde (%)	(γ, n) Eşik Enerjisi (MeV)
Tungsten	W180	0.12	8.41
	W182	26.30	8.07
	W183	24.28	6.19
	W184	30.70	7.41
	W186	28.60	7.19
Alüminyum	Al27	100	13.06
Demir	Fe54	5.9	13.38
	Fe56	91.72	11.20
	Fe57	2.10	7.65
	Fe58	0.28	10.04
Bakır	Cu63	69.17	10.85
	Cu65	30.83	9.91
Kurşun	Pb206	24.10	8.09
	Pb207	22.10	6.74
	Pb208	52.40	7.37

Biyolojik etki bakımından nötronlar, enerjisine bağlı olarak ağırlık faktörü 1 olan fotonlara oranla 20 kat etki yapabilmektedirler. Şekil 2.9’da nötron için enerjiye bağlı olarak doz ile biyolojik etki arasındaki ilişkiyi gösteren ağırlık faktörleri verilmiştir. Sistem içerisinde fotona oranla akı ve doz açısından düşük değerlere sahip olan nötronlar, biyolojik etki bakımından yüksek çarpmana sahip olmaları sebebiyle dikkate alınmalıdırlar. Tez kapsamında lineer hızlandırıcıda üretilen fotonötronlar incelenmiştir.



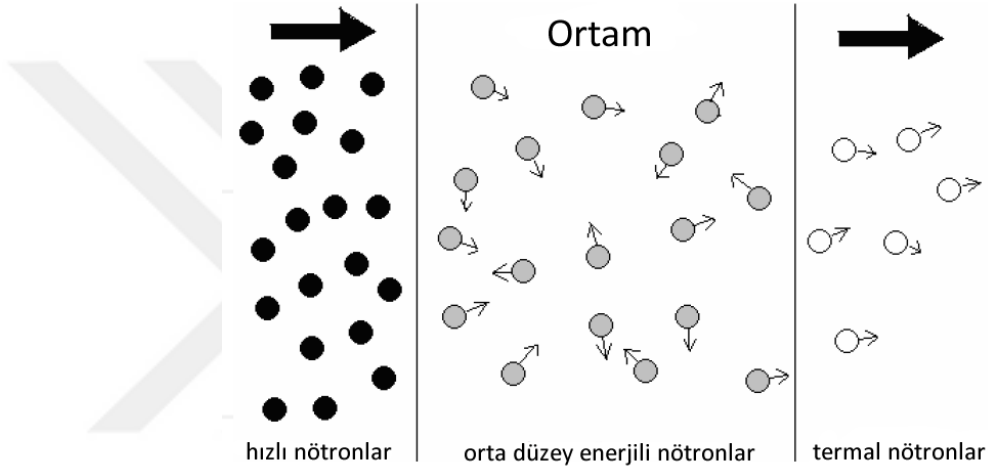
Şekil 2.9: Enerjisine göre nötron ağırlık faktörü ¹¹

⁹ Chadwick ve ark., 2000

¹⁰IAEA (International Atomic Energy Agency), 2000

¹¹ ICRP, 1991; ICRP, 2007

Nötronlar enerjilerine göre hızlı, orta enerji düzeyinde ve termal nötronlar olarak sınıflandırılır. Nötronlar ortamdaki atom çekirdekleriyle etkileşime girerler ve çarpışmalar sonucunda enerjilerini kaybederler ya da yutulurlar. Çarpışma ya da yutulma olasılığı nötronun enerjisine ve içerisinde buldukları malzemenin belirtilen enerji için çarpışma ve yutulma tesir kesitine bağlıdır. Hızlı nötron ortam içerisinde çarpışmalar sonucu enerjisini kaybetmeye daha yatkınken, termal nötronlar ortamdaki atomlar tarafından yutulmaya daha yatkındırlar.

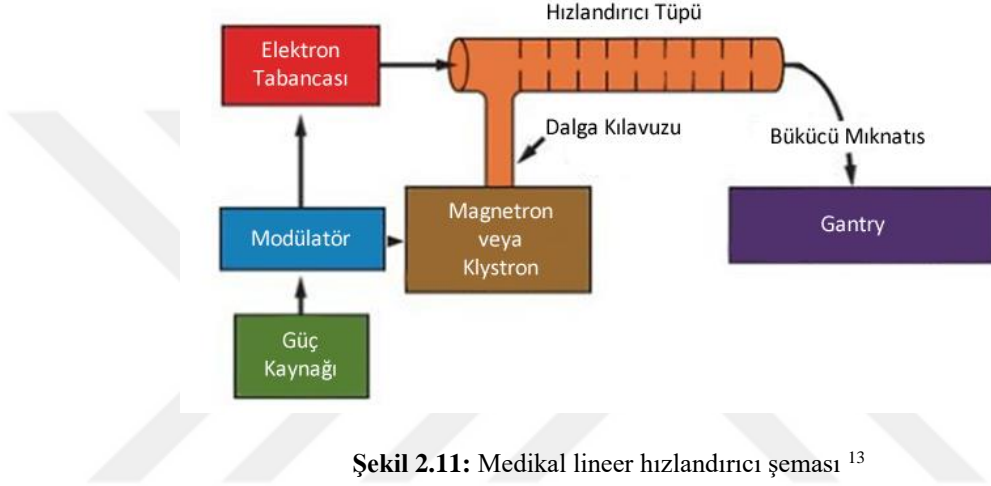


Şekil 2.10: Nötron taşınımı modeli ¹²

¹² Huasi, 2011

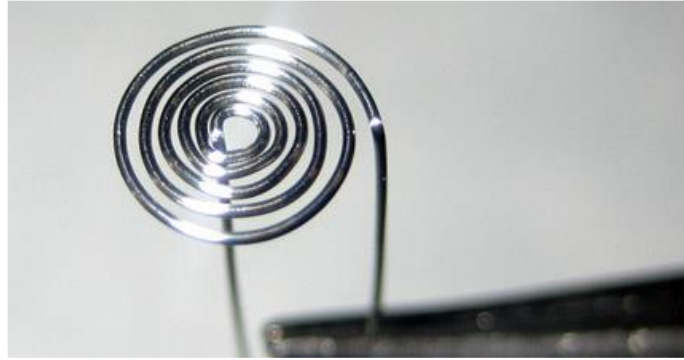
2.4. Elektron Lineer Hızlandırıcı

Medikal lineer hızlandırıcılar, bir metalden koparılan elektronların elektromanyetik alan içerisinde hızlandırılması prensibine dayanmaktadır. İstenilen kinetik enerjiye ulaşan elektronlar elektron terapisi için cihazdan elektron demeti olarak çıkar. Foton terapisi uygulanması halinde yüksek enerjili elektronlar bir hedefe çarptırılıp frenleme X-ışınlarının üretilmesi sağlanır.



Şekil 2.11: Medikal lineer hızlandırıcı şeması ¹³

Elektron tabancası içindeki tungsten flamanın ısıtılması sonucu termiyonik olay gerçekleşir ve kinetik enerjisi artan elektronlar metalden yayımlanır. Artan sıcaklıkla doğru orantılı olarak elde edilen elektronlar anod tarafından çekilerek yaklaşık 50 keV'lik enerjiyle hızlandırıcı tüp içerisine iletilir.



Şekil 2.12: Tungsten flamanı ¹⁴

¹³ http://www.radiation-therapy-review.com/Linear_Accelerator.html

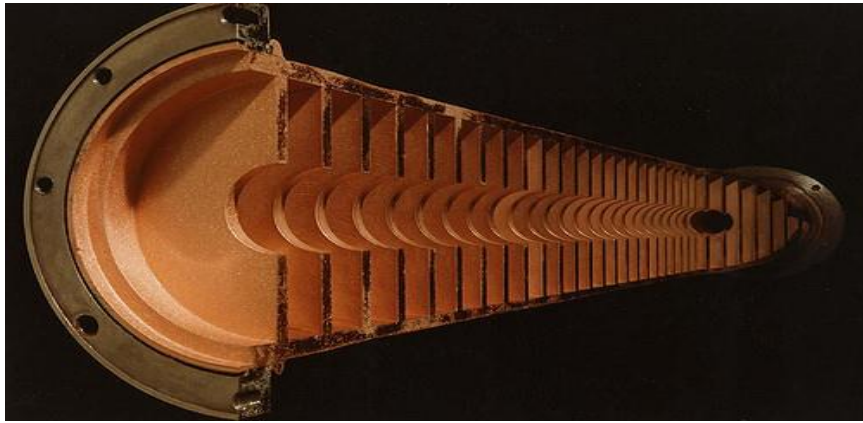
¹⁴ <http://www.pmb-alcen.com/en/products/rf-components#filaments>



Şekil 2.13: Elektron tabancası ¹⁵

Dalga kılavuzu bakır malzemeden üretilmiş içerisinde disk ve diyaframlar bulunduran bir yapıdır. İyon pompası vasıtası ile sağlanan yüksek vakum ile elektronların hızlanma aşamasında havada bulunan atomlarla etkileşime girerek iyonizasyonlar sonucu enerjilerini kaybetmeleri engellenmiştir.

Modülatörde üretilen yüksek voltaj sinyalleri eşzamanlı olarak elektron tabancasına ve magnetron veya klystrona (radyo frekans sistemi) iletilir. RF sistemi modülatörden gelen yüksek voltaj sinyallerini radyo frekans pulslarına çevirir ve dalga kılavuzuna iletir. Elektron tabancasından iletilen elektronlar radyo frekanslar ile hızlandırılır ve dalga kılavuzu çıkışında yaklaşık 3 mm çapında yüksek enerjili bir elektron demeti elde edilir.

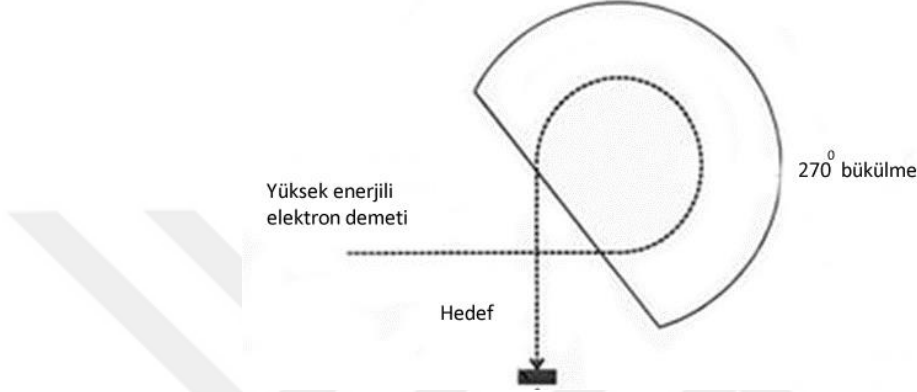


Şekil 2.14: Dalga kılavuzu ¹⁶

¹⁵ <http://lampes-et-tubes.info/sp/sp168.php?l=e>

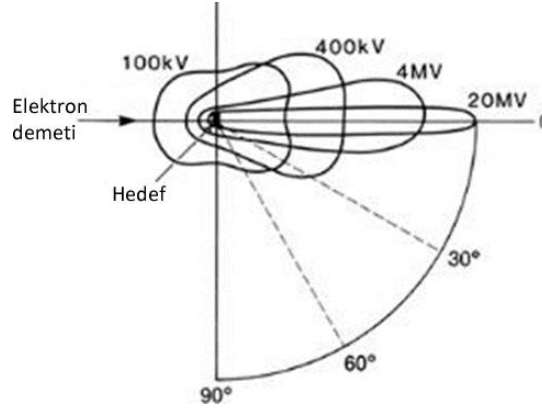
¹⁶ <https://www.flickr.com/photos/capstan/294735226/>

Elde edilen yüksek enerjili elektron demetinin içerisindeki düşük ve yüksek enerjili elektronların filtrelenmesi ve elektron demetinin lineer hızlandırıcı kafasının çıkışına yönlendirilmesi bükücü mıknatıs ile sağlanır. Bükücü mıknatısın sağladığı manyetik alan ile yüklü elektronlara istenen yön ve şekil verilir.



Şekil 2.15: Bükücü mıknatıs ¹⁷

Bükücü mıknatıs ile elektron demeti hedefe yönlendirilir ve elektron demeti ile tungsten hedef etkileşimi sonucu frenleme X-ışınları üretilir. Üretilen fotonlar elektron demetinin enerjisine bağlı olarak açısal bir dağılıma sahiptirler. Elektron demetinin enerjisinin düşük olması durumunda bu açısal dağılım her yönde, yüksek olması durumunda ise ağırlıklı olarak elektron demetinin hedefle etkileşime girdiği yönde olur.

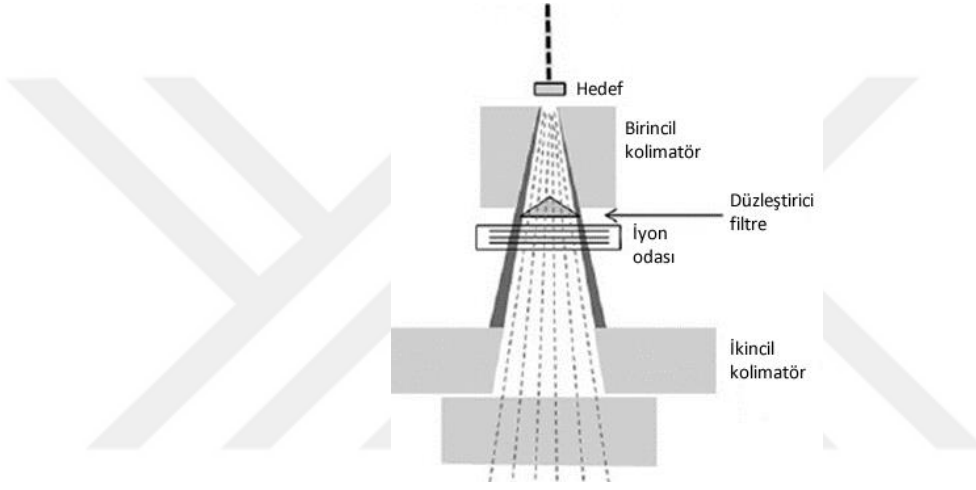


Şekil 2.16: Frenleme X-ışınları açısal dağılımı ¹⁸

¹⁷ http://billsart.0fees.net/radiationsemester3/images/image003_003.jpg

¹⁸ Khan ve Gibbons, 2003

Linear hızlandırıcılarda elektronlar tek enerjili olarak elde edilebilirken fotonlar bir spektrum halinde üretilir. Frenleme X-ışınları, maksimum enerjisi etkileşime giren elektron demetinin enerjisi olmak üzere her enerjide belirli bir spektruma sahiptir. Buna frenleme X-ışını spektrumu adı verilir ve elektronun enerjisiyle isimlendirilir. Örneğin 18 MeV enerjili elektronların tungsten hedefle etkileşimi sonucu üretilen X-ışınları 18 MV enerjili fotonlar olarak isimlendirilir ve foton demeti içerisinde maksimum enerjisi 18 MeV olmak üzere bütün enerji seviyelerinde foton bulunur.



Şekil 2.17: Lineer hızlandırıcı gantry şeması ¹⁹

Üretilen fotonlar ilk olarak birincil kolimatörde filtrelenerek konik bir şekil almaktadır. Birincil kolimatörden geçen foton demetinin merkezinde foton yoğunluğu ve ölçülen doz kenarlara oranla daha yüksektir. Doz dağılımı merkezde yüksek, alan kenarına doğru azalan bu sistem FFF olarak adlandırılmaktadır. Yatay eksenlerde doz dağılımının eşitlenmesi amacıyla foton demeti alan merkezinde daha kalın, alan kenarına gidildikçe daha ince bir engelle yani düzleştirici filtre ile filtrelenir. Böylece ışınlama alanı içerisinde eşit doz miktarının elde edildiği filtreli sistem elde edilir. Düzleştirilen ya da filtresiz foton demetinin bıraktığı doz iyon odasında ölçülür ve cihazın istenilen dozu vermesi sağlanır. İyon odasından geçen foton demeti istenilen alan açıklığını sağlayacak şekilde konumlanan ikincil kolimatörde filtrelenir ve dikdörtgen şekil alır.

¹⁹ Ashokkumar ve ark., 2014

2.5. Dozimetri

Medikal lineer hızlandırıcılarda kalite kontrol çeşitli dozimetrik ölçümler vasıtası ile yapılmaktadır. Yüzde derin doz ve doz profili iki temel dozimetrik ölçümdür. Simülasyon modelinin kalite kontrolünün yapılmasında da bu iki temel ölçüm gerçekleştirilmiştir.

Dozimetrik kalite kontrol ölçümleri doku eşdeğeri olması sebebiyle su fantomu içerisinde gazlı dedektörler sınıfında bulunan iyon odası kullanılarak yapılmaktadır.

2.5.1. Yüzde Derin Doz

Lineer hızlandırıcıda üretilen frenleme X-ışınlarının enerji seviyelerinin kontrolü yüzde derin doz ölçümü ile sağlanmaktadır. Fotonlar su içerisinde enerjilerine bağlı olarak karakteristik bir doz dağılımına sahiptir.

Yüzde derin doz ölçümü su yüzeyi ile tungsten hedef arasındaki mesafe 100 cm olacak şekilde konumlandırılmış su fantomu içerisinde, iyon odasının ışınlama alanı merkezinde su yüzeyinden derine doğru hareketi ile birlikte ölçüm almasıyla elde edilir. Maksimum dozun olduğu derinlik, 20 cm'de ölçülen dozun 10 cm'de ölçülen doza oranı gibi her enerji değeri için spesifik faktörlerin kontrolü ile cihazın doğru enerjide foton ve elektron üretimini gerçekleştirmesi sağlanır.

2.5.2. Doz Profili

İyon odasının ışınlama sırasında yatay eksenlerde (x ve y) hareket ederken eşzamanlı ölçüm alması ve ölçümün grafiksel olarak gösterilmesi ile elde edilir. Böylece yatay eksenlerde alan merkezinde ve alan kenarlarında doz dağılımı elde edilir.

Yatay eksenlerde elde edilen doz dağılımı flatness (düzgünlük) ve simetri kontrolleri ile analiz edilmektedir. Flatness, filtreli sistemde ışınlama alanı içerisinde eksen boyunca doz dağılımının göstergesidir. Filtreli sistemde ışınlama alanı içerisinde her noktada eşit doz elde edilmesi gerekmektedir. Simetri ise ışınlama alanı merkezinin, her iki yönde aynı doz dağılımına sahip olup olmadığının analiz edilmesidir.

2.6. Monte Carlo Yöntemi

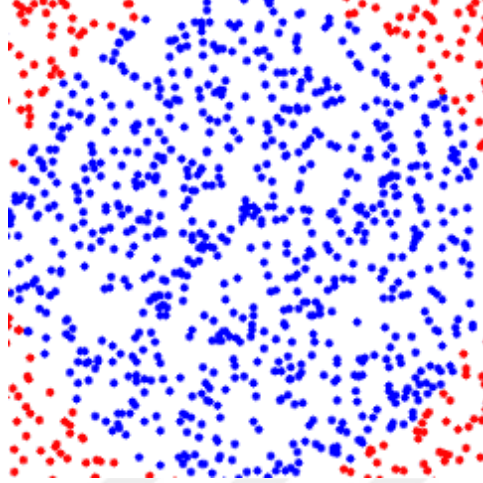
Monte Carlo, matematiksel ve fiziksel problemlerin simülasyon tekniği ile çözümlenmesinde kullanılan bir yöntemdir. Çözülmesi pratik olmayan karmaşık bir integral hesabında kullanılabileceği gibi radyasyon taşınımı gibi olasılıksal süreçlerin çözümünde de kullanılabilir.

İlk olarak Stanislaw Ulam, John Von Neumann, Robert Richtmyer ve Nicholas Metropolis'in aralarında bulunduğu ekip tarafından nötron taşınım hesaplamalarında ilk jenerasyon bilgisayarlar ile kullanılmıştır. 11 Mart 1947'de John Von Neumann Robert Richtmyer'a bir mektup yazarak nötron taşınımı ve kritiklik hesaplamaları için istatistiksel bir yöntem bulduğunu yazmış ve mektubunda ilk Monte Carlo algoritmasını yazmıştır. Yine 1947'de Los Alamos'ta çalıştığı sırada Enrico Fermi Monte Carlo yöntemini kullanarak nötron fisyon hesaplamaları yapan mekanik bir cihaz icat etmiştir. Takip eden yıllarda birçok merkez tarafından birçok bilgisayar tabanlı Monte Carlo kodu (MCNP, Fluka, Geant, OpenMC) geliştirilmiştir.

Süreci temsil eden bir olasılık dağılım fonksiyonu üzerinden, bilgisayar kodlarının ürettiği düzenli rastgele sayıların belirlediği rastgele örneklemeler takip edilir. Sonuçların ortalamasındaki değişim, örnekleme sayısı arttıkça azalır ve problemin çözümüne yaklaşılır.

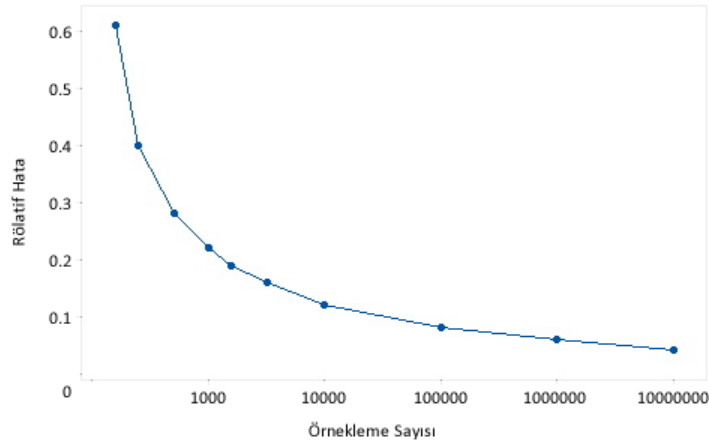
Kod sistemleri içerisine gömülmüş nükleer kütüphaneler, her bir atomun her bir enerjideki etkileşim olasılıklarını barındırmaktadır. Monte Carlo kodlarının ürettiği rastgele sayılar, bu olasılık dağılımları üzerinden hangi olayın gerçekleşeceğine karar vermek için kullanılmaktadır.

Monte Carlo yöntemi ile yapılan hesaplamalarda kullanılan rastgele sayıların dağılımı sonucu etkilemektedir. Üretilen rastgele sayıların düzenli rastgele sayılar olması gerekmektedir. Olasılıksal olarak bir kısımda yığılan rastgele sayılar kullanılarak yapılan hesaplamalar hata getirmektedir. Şekil 2.18'de düzenli rastgele dağılmış noktaların kare ve içerisine çizilmiş daire üzerindeki dağılımları verilmiştir.



Şekil 2.18: Düzenli rastgele sayılar ²⁰

Karenin alanı ve dairenin alanı arasında kurulan matematiksel ilişki karenin içerisine ve dairenin içerisine düşen noktaların oranını vermektedir. Bilgisayar kodları vasıtası ile oluşturulmuş koordinatlar ile kare ve daire içerisinde sayılan noktalara bakıldığında teorik olarak hesaplanan sayının bulunması beklenir. Monte Carlo yönteminin istatistiksel bir yöntem olması sebebiyle teorik sonuca ulaşılamaz. Fakat örnekleme sayısının artması ile birlikte giderek kare içerisine ve daire içerisine düşen noktaların oranındaki değişim azalmaya başlar. Bu değişime varyasyon adı verilir ve Monte Carlo kodlarında sonuca varyasyonu azaltarak ulaşılır. Yeni bir örneklemenin ortalama değerinde yarattığı değişimden yola çıkılarak hata hesabı yapılır.



Şekil 2.19: Örnekleme sayısı ve hata arasındaki ilişki ²¹

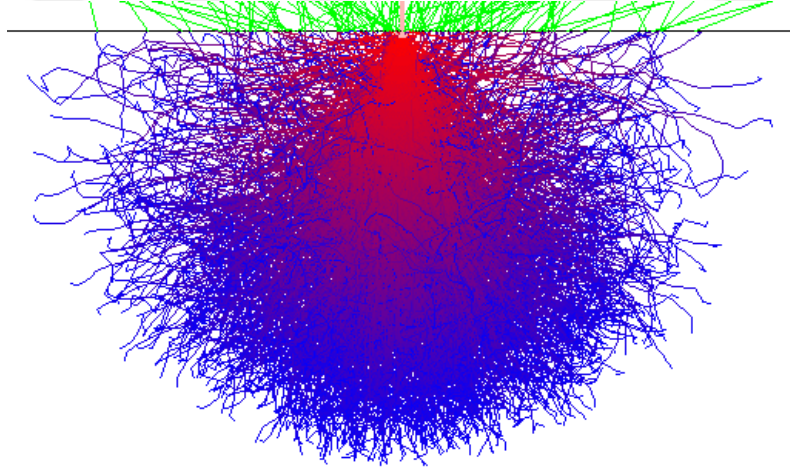
²⁰ Department of Chemistry & Biochemistry - http://people.chem.ucsb.edu/kahn/kalju/MonteCarlo_1.html

²¹ PennState - <https://onlinecourses.science.psu.edu/stat100/node/17>

Şekil 2.19.'da örnekleme sayısı ve varyasyon arasındaki ilişkiyi gösteren şekil gösterilmektedir. Şekil incelendiğinde örnekleme sayısının düşük olduğu kısımda varyasyonun yüksek olduğu görülmektedir. Yani düşük örnekleme sayısı ile yapılan hesaplamalar tekrarlandığında, her seferinde farklı sonuçlara ulaşılır. Fakat fiziksel bir sürecin koşullar değiştirilmedi ise her seferinde aynı sonucu vermesi beklenir. Bu sebeple örnekleme sayısı artırılarak varyasyon azaltılır ve kabul edilebilir sınırlar içerisinde tutulur.

2.6.1. Radyasyon Taşımının Monte Carlo Yöntemiyle Modellenmesi

Radyasyonun Monte Carlo yöntemi ile simüle edilebilmesi sürecin olasılıksal davranışı ile gerçekleşir. Örneğin bir fotonun bir karbon atomuyla karşılaştığında enerjisine bağlı olarak hangi etkileşimleri yapabileceği kod sistemlerine yüklenen nükleer kütüphaneler ile belirlidir. Üretilen rastgele sayılar ile bu olasılık dağılımları üzerinden hangi etkileşimin gerçekleşeceği seçilir ve radyasyon kaynaktan çıkışından yutulana veya sistemden kaçana kadar takip edilir.



Şekil 2.20: Foton taşınımı ²²

²² <http://www.guycox.com/emtutor/monte.htm>

Küresel bir foton kaynağından çıkan bir fotonun Monte Carlo yöntemi ile takibi sırasında

- 1) Fotonun enerjisinin seçilimi
- 2) Kaynağın neresinden atılacağı belirlenmesi
- 3) Çıkış yönünün seçilimi
- 4) İlk etkileşimini yapacağı mesafenin seçilimi ile yeni konumunun belirlenmesi
- 5) Hangi etkileşimi yapacağı belirlenmesi
- 6) Etkileşime bağlı olarak etkileşim sonrası ortaya çıkan yeni parçacıkların, enerjilerinin ve yönlerinin tespit edilmesi
- 7) Saçılan fotonun geometri dışına çıkana kadar yada enerjisi belirlenmiş sınır enerji değerinin altına düşene kadar takibinin yapılması
- 8) Kaynaktan çıkan fotonun yaptığı etkileşimler sonucu ortaya çıkan parçacıkların, geometri dışına çıkana kadar yada belirlenmiş sınır enerji değerinin altına düşene kadar takibinin yapılması süreçleri gerçekleşir.

Bu olasılıksal durumlar kod sistemleri tarafından belirlenen rastgele sayılar ile yapılan sayısal hesaplamalar sonucu seçilir.

Kod sistemleri geometrinin incelenen bölümünde doz, akı, yük gibi fiziksel parametreleri takip eder ve kaydını tutar.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Philips SLI -25 Elektron Lineer Hızlandırıcı

Philips Medikal sistemler (Elekta Synergy) tarafından üretilmiş bir klinik elektron lineer hızlandırıcıdır. Gantry çıkışında en düşük 4 MeV, en yüksek 25 MeV enerjili elektron ve en düşük 4 MV, en yüksek 25 MV enerjili foton demeti elde edilebilmektedir. Elektron tabancasında 50 keV enerjili elektron üretilmektedir. Üretilen elektronlar 10 cm'lik bakır kavitede 3 GHz'lik radyo frekans ile hızlandırılır. 3 μ s sinyal genişliğine sahip olup saniyede 400 sinyal üretir. SSD (kaynak ile yüzey arasındaki mesafe) 100 cm'de, 40x40 cm² alan açıklığında 4 Gy/dk'lık doz hızına sahiptir.



Şekil 3.1: Philips SLI-25 elektron lineer hızlandırıcısı ²³

3.2. İyon Odası ve Su Fantomu

Gazlı dedektörler sınıfında bulunan iyon odası, gelen radyasyonun kavite içerisindeki gazı iyonize etmesi ve iyonizasyon sonrası oluşan elektronların sayılması prensibine dayanmaktadır. İç ve dış elektrotlara uygulanan gerilim sonucu iyonizasyonla oluşan elektronlar pozitif elektrotta toplanır ve akım elektrometrede ölçülür. Ölçülen akım gelen radyasyonun enerjisi ve şiddetiyle orantılıdır ve iyon odasının kalibrasyonu ile akım doz ilişkisi kurulur.

²³ NUBA - Akdeniz Üniversitesi Nükleer Bilimler Uygulama ve Araştırma Merkezi

Su fantomu ölçümlerinde kullanılan PTW 31002 iyon odası 0.125 cm³ hacimli, maksimum 500 V polarize voltaj ile çalışabilen, doz cevabı 4×10^{-9} C/Gy, 0.7 mm duvar kalınlığına sahip, alüminyum elektroda sahiptir. Yüksek enerjili foton ve elektron ölçümleri için tasarlanmıştır. Su fantomu ölçümlerinde kullanılması amacıyla su geçirmez yapıya sahiptir. (Shani, 2001)

Dozimetrik kalite kontrol amacı ile simülasyon verileri deneysel verilerle karşılaştırmalı olarak incelenmiştir. Bu amaçla Philips SLI-25 lineer hızlandırıcı cihazında PTW-MP3 su fantomu, PTW-TANDEM elektrometre ve PTW-TBA kontrol ünitesi ile dozimetrik ölçümler yapılmıştır. Ölçümler, iyon odasının 60 cm x 50 cm x 41 cm hacminde su tankı içerisinde x, y ve z eksenlerinde hareketiyle eş zamanlı ölçümü ile gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.2: Su Fantomu ve iyon odaları²⁴

Bir tanesi su tankı içerisinde 3 eksenle hareket edebilen motorize sisteme sabitlenmiş, diğeri havada ve ışınlama alanı içerisinde referans ölçümleri almak üzere konumlanmış iki adet PTW 31002 iyon odası kullanılmıştır.

Su tankı içerisinde hareket eden iyon odasının aldığı değişken ölçümler eş zamanlı olarak referans iyon odasının aldığı sabit ölçümle oranlanarak rölatif olarak MEPHYSTO programında grafik halinde gösterilir ve kalite kontrol hesaplamaları yapılır.

²⁴ Akdeniz Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı

3.3. Monte Carlo Kodu

1950 ve 1960'lı yıllarda LANL (Los Alamos National Laboratory) tarafından birçok özel amaçlı Monte Carlo kodu geliştirilmiştir. 1973'te nötron taşınım kodu MCN (Monte Carlo Neutron) ve gama taşınım kodu MCG (Monte Carlo Gamma) birleştirilerek 3 boyutlu nötron gama taşınım kodu MCNG (Monte Carlo Neutron Gamma) geliştirildi. Son olarak MCNG kodunun evrimi ile MCNP (Monte Carlo Neutron Photon) kodu geliştirildi ve 1983 yılında RSICC (Radiation Safety Information Computational Center) tarafından MCNP3 adıyla dağıtımına başlandı. 1990 yılında Sandia Ulusal Laboratuvarına ait Integrated TIGER Series eklemesiyle (ITG) elektron taşınımında kod özellikleri arasına eklendi ve MCNP açılımı değişerek Monte Carlo N-Particle halini aldı.

MCNP son sürümü MCNP6 ile 37 farklı radyasyon türü ile kritiklik, zırhlama, dozimetri, dedektör ve birçok uygulama alanında simülasyon yapılabilmektedir. (Goorley ve ark., 2013)

Tally kartında bulunan parçacık sayısı, akı, depolanan enerji gibi seçenekler ile geometride yaratılan hücrelerde ve yüzeylerde hesaplamalar yapabilmektedir.

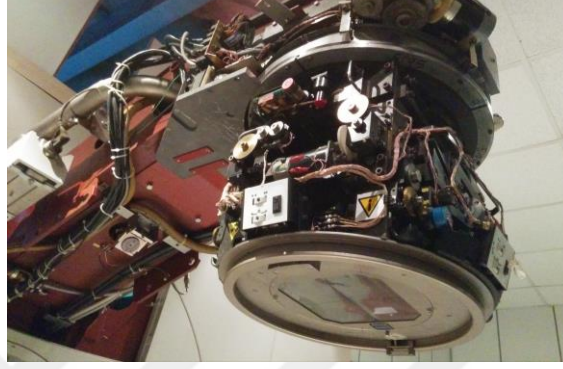
3.4. Geometri Modelleme Yazılımı

SuperMC (Wu ve ark., 2014) FDS ekibi (Institute of Nuclear Energy Safety Technology (INEST), Chinese Academy of Sciences (CAS)) tarafından geliştirilmiş, ve tez kapsamında Monte Carlo tabanlı kodlar için modellemede kullanılmıştır.

Lineer hızlandırıcı modeli farklı alan açıklıkları için SuperMC bünyesinde bulunan araçlar vasıtası ile oluşturularak MCNP kod sistemi diline çevirilmiştir.

3.5. Lineer Hızlandırıcı Gantry Modeli

Modellenen lineer hızlandırıcı gantry'si elektronun hızlandırılıp tungsten hedefle etkileşimi sonucu foton üretilmesi ve üretilen foton demetinin şekillendirilerek çıkışını kapsamaktadır.



Şekil 3.3: Philips SLI-25 elektron lineer hızlandırıcı gantry'si²⁵

Vakum Tüp: Elektronların üretildiği ve hedefe doğru istenilen enerjiyle yol aldıkları tüptür. Bu bölümde elektronların etkileşime girmemeleri ve iyonizasyona yol açmamaları amacıyla tüp vakumlanmıştır.

Hedef: Tungsten malzemeden üretilmiş 3 mm kalınlığında bir yaprakçıktır. Hızlandırılmış elektronlar tungsten hedefe çarptırılarak frenleme X-ışınları üretilmesi sağlanır.

Hedef Yuvası: Bakır malzemeden üretilmiş ve içerisinde tungsten hedefi barındıran bir yuva şeklindedir. Elektronlarla etkileşime giren tungsten zamanla ısınır ve ısı transfer edilmelidir. Bakır yuva ısı transferi ile hedefin soğutulmasını sağlar.

Düzleştirici Filtre: Hedefte üretilen fotonlar merkezde yüksek kenarlara gidildikçe azalan doz profiline sahiptir. Düzleştirici filtre foton akısının tüm alan açıklığında eşit doz verecek şekilde düzenlenmesini sağlar.

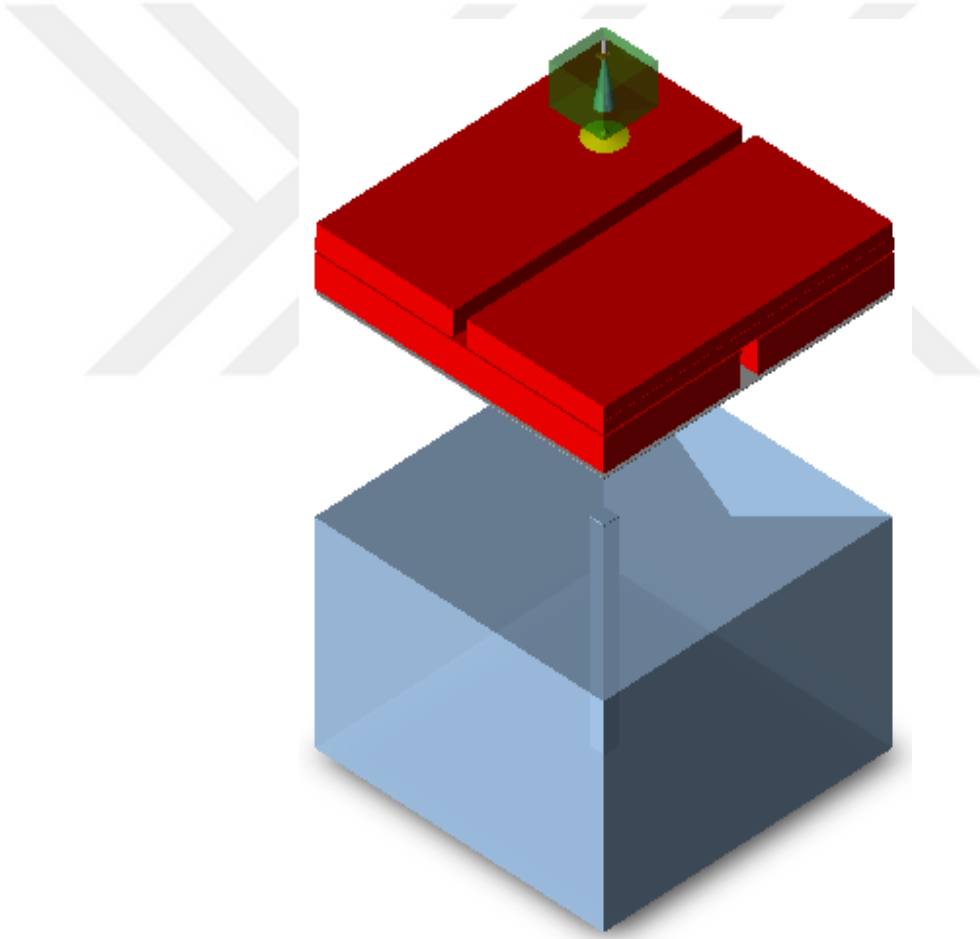
Birincil ve İkincil Kolimatörler: Tungsten malzemeden üretilmişlerdir. Birincil kolimatör hedeften çıkan fotonlara konik şekil verir. İkincil kolimatörler ise istenen alan açıklığını SSD 100 cm'de sağlayacak şekilde foton demetine dikdörtgen şekil verir.

²⁵ NUBA - Akdeniz Üniversitesi Nükleer Bilimler Uygulama ve Araştırma Merkezi

3.6. Simülasyon

Çalışmanın ilk aşaması lineer hızlandırıcı modelinin oluşturulmasıdır. Simülasyonun deneysel şartlarla birebir gerçekleştirilmesi amacıyla literatürden elde edilen bilgilerin karşılaştırmalı olarak incelenmesi sonucu lineer hızlandırıcı kafasında bulunan komponentlerin konum, malzeme içeriği ve boyutları belirlenmiştir.

Şekil 4.4'te simülasyon modeli gösterilmektedir. Simülasyon kaynaktan çıkan elektronların hedef ile etkileşimi sonucu frenleme X-ışınlarının üretilmesi, üretilen X-ışınlarının şekillendirilerek su fantomunda çeşitli ölçümlerin yapılmasını içermektedir.



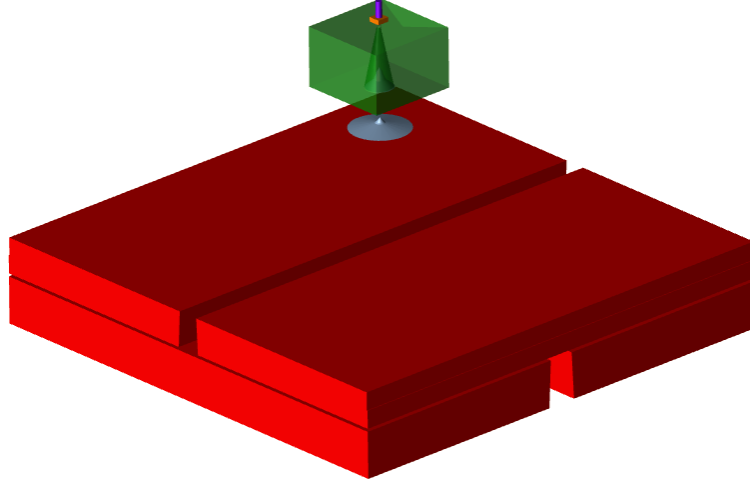
Şekil 3.4: Lineer hızlandırıcı gantry ve su fantomu modeli

3.6.1. Modellenen Komponentler

Üretilen elektronların tungsten hedefe doğru yönlendirileceği 5 cm uzunluğunda 1 cm çapında silindir bir tüp modellenmiş ve ortam vakum olarak tanımlanmıştır.

Parçalar arasında boşluk kalmayacak şekilde vakum tüp ile kesişecek şekilde 3 mm kalınlığında, 1 cm çapında silindirik tungsten hedef ve hedefin altına 1.5 mm bakır yuva modellenmiştir. Bakır yuva, tungsten hedefte frenleme X-ışını üretimi sonucunda oluşan ısıyı transfer etmektedir.

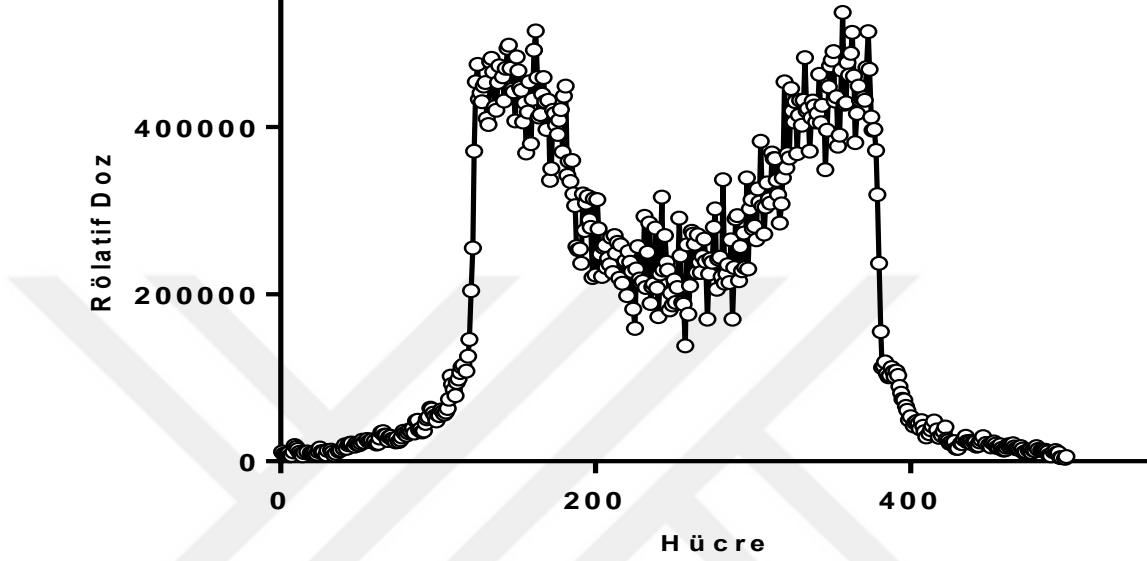
Bakır yuvanın bitiminde 10 cm kalınlığında tungsten birincil kolimatör modellenmiştir. Birincil kolimatör foton demetine konik şekil vermektedir. Bu sebeple içerisinde hava olarak tanımlanmış konik boşluk bulunmaktadır. Konik hava boşluğu modellenirken koninin taban yarıçapı kaynaktan 100 cm uzaklıkta elde edilecek ışınlama alanı göz önünde bulundurularak oluşturulmuştur. İncelenecek maksimum ışınlama alanı $40 \times 40 \text{ cm}^2$ olması sebebiyle birincil kolimatördeki hava boşluğu bu alan açıklığı referans alınarak hesaplanmıştır.



Şekil 3.5: Lineer hızlandırıcı gantry modeli

Düzgün doz profili elde edilmesi amacıyla farklı enerjilerde kullanılmak üzere birincil kolimatörün içerisindeki hava boşluğuna ve birincil kolimatörün altına demir düzleştirici filtreler modellenmiştir. Düzleştirici filtre modeli düzgün doz profili elde edilene kadar her seferinde simülasyon tekrar çalıştırılarak sonuçlara göre optimize edilmiştir. Filtresiz

sistem için yapılan simülasyonlarda oluşturulan filtreler hava olarak tanımlanarak sistemden çıkarılmıştır.



Şekil 3.6: Düzleştirici filtrenin fazla ince olması halinde elde edilen doz profili

İkincil kolimatörler foton demetine ışınlama alanı şeklini veren komponentlerdir. İstenilen alan açıklığının hedeften 100 cm uzaklıkta konumlanan su fantomunun yüzeyinde sağlanması için ikincil kolimatörlerin konumu ve diverjansı tales teoremi ile hesaplanmıştır. $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $20 \times 20 \text{ cm}^2$ ve $40 \times 40 \text{ cm}^2$ alan açıklıklarında 3 farklı model oluşturularak SuperMC (Wu ve ark., 2014) programında MCNP kod sistemi diline dönüştürülmüştür.

3.6.2. Geometrinin Oluşturulması

MCNP kod sisteminde geometri, yüzeyler ve bu yüzeyler kullanılarak oluşturulan hücreler ile oluşturulmaktadır.

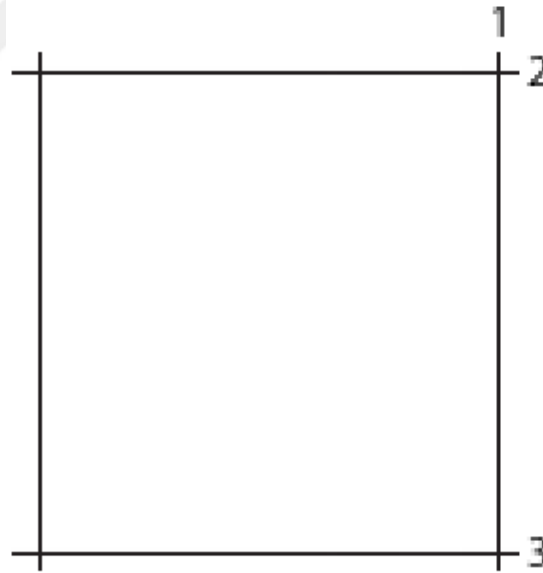
Örneğın bir silindirin MCNP kod sistemi dilinde oluşturulması için gereken yüzey kartı;

1 C/Z 5 5 10 \$ dış silindir

2 PZ 40 \$ üst tabaka

3 PZ 20 \$ alt tabaka

Kartta belirtilen 1, 2 ve 3 yüzeylere verilen isimlerdir. C/Z z eksenine dik konumlanmış silindiri PZ z eksenine yatay konumlanmış yüzeyi ifade eder. Silindirik ifadelerin içerisindeki 5 5 silindirin alt ve üst merkezlerinin konumlanacağı noktayı, 10 ise silindirin yarıçapını ifade etmektedir. PZ ifadelerinin içerisindeki 20 ve 40 ise yüzeylerin z eksenindeki konumlarını ifade etmektedir.



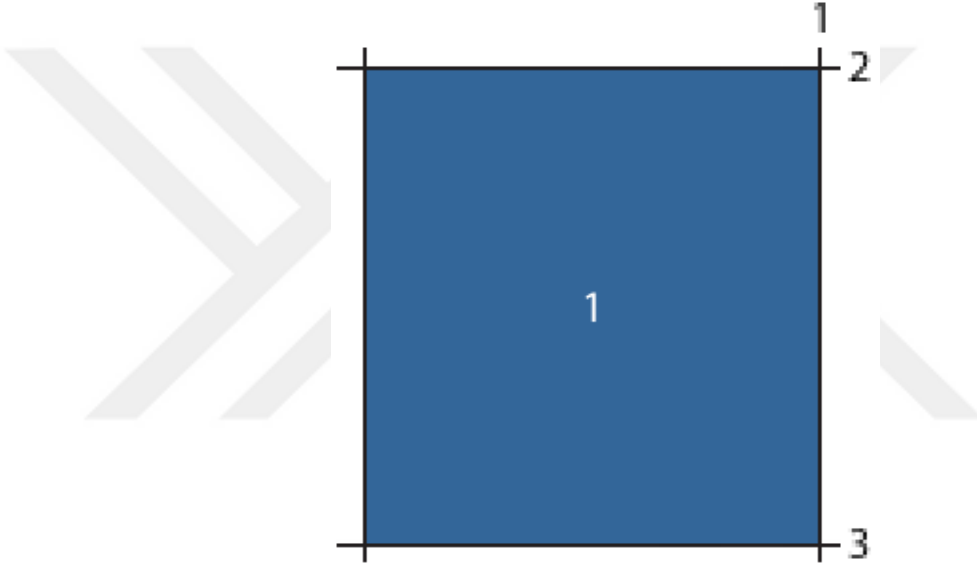
Şekil 3.7: Yüzeylerin oluşturulması

Kapalı hacimsel ifadeler, yüzey kartında oluşturulan yüzeyler kullanılarak hücre kartında tanımlanmaktadır. Yüzeylerin alt sınırı, üst sınırı, içi ve dışı gibi hacmi sınırlayan tanımlamalar ile kapalı hücreler oluşturulur.

Örneğin tanımlanan yüzeyler ile uzunluğu ve yarıçapı belirli bir silindir oluşturmak için gereken hücre kartı;

$$1 \quad 0 \quad -1 \ -2 \ 3$$

$$2 \quad 0 \quad 1:1:-3$$



Şekil 3.8: Yüzeyler kullanılarak hücrelerin oluşturulması

1 ve 2 numaralı silindirler boşluk olarak tanımlanmıştır. Örneğin 1 numaralı hücre 1 numaralı silindirin içi, 2 numaralı yüzeyin altı ve 3 numaralı yüzeyin üstü olarak limitleri belirlenmiş bir silindiri ifade eder.

3.6.3. Materyal Kartı

Gama ve elektron taşınımında materyal kartında atom numaralarının tanıtılması yeterlidir. Nötron taşınım simülasyonu yapılması için ise materyallerin izotopik düzeyde tanıtılması gerekmektedir. Materyal, atomik oran olarak tanıtılacak ise herbir atomdan kaç tane olduğu, ağırlıkça oran olarak tanıtılacak ise ifadenin başına “-“ yazılarak ve toplam ağırlık 1’e normalize edilerek ağırlık oranları tanıtılır.

Örneğin su (H_2O) tanıtımı için gereken materyal kartı;

Gama taşınımı simülasyonu için (atomik oran)

MI 1000 2 \$ atomik hidrojen oranı

8000 1 \$ atomik oksijen oranı

Gama taşınımı simülasyonu için (ağırlıkça oran)

MI 1000 -0.111894 \$ ağırlıkça hidrojen oranı

8000 -0.888106 \$ ağırlıkça oksijen oranı

Nötron taşınımı simülasyonu için

MI 1001.60c -0.111894 \$ ağırlıkça H-1 izotopu oranı

8016.60c -0.888106 \$ ağırlıkça O-16 izotopu oranı

Materyal içeriğinde bulunan .60c ifadesi hangi nötron kütüphanesinin seçileceğini belirten ifadedir. Kütüphaneler farklı merkezlerin bilgi bankası ya da aynı izotopun farklı sıcaklıklarda elde edilmiş tesir kesitlerine göre farklılık göstermektedir. Bu sebeple simülasyon koşullarını sağlayan doğru tesir kesiti kütüphanesinin seçilmesi gerekmektedir.

Komponentlerin hangi materyalden oluştuğu bilgisi MCNP kod sistemine hücre kartında tanıtılmaktadır. Bu kartta oluşturulan hücrenin materyali, yoğunluğu ve hücreyi oluşturan yüzeyler sisteme tanıtılmaktadır. Sistem satır başında “-“ olan girişleri kütle yoğunluğu, olmayan satırları ise atomik yoğunluk olarak değerlendirir.

Örneğin bir hücre kartı;

14 1 -0.00120 (73 45 24 -31 -70):(45 -31 -12 24 -62 63):(24 -44 64 -12 -63) : (24 -12 -282 -281 -63 65):(24 -12 45 -31 66 -65) : (-63 64 24 -31):(-31 69 45 -68 24 284) : (284 -66 67 45 -31):(45 69 -31 -12 280) : (280 -279 -66 -31 45):(-31 69 -66 45 -284 -280)

Örnekte 14 numaralı hücrenin 1 numaralı materyalden oluştuğu, yoğunluğunun 0.00120 (hava) olduğu ifade edilmiştir. İfadenin kalan kısmı daha önce oluşturulmuş yüzey kartları kullanılacak hücrenin tanımlanmasıdır.

Simülasyon için oluşturulan modele ait her bir hücrenin materyal bilgisi MCNP kod sistemine materyal kartında tanıtılmıştır. Bu amaçla 7 materyal kartı oluşturularak materyallerin atomik içerikleri ve yoğunlukları tanımlanmıştır.

Tablo 3.1: Modelde kullanılan komponentler ve içerikleri ²⁶

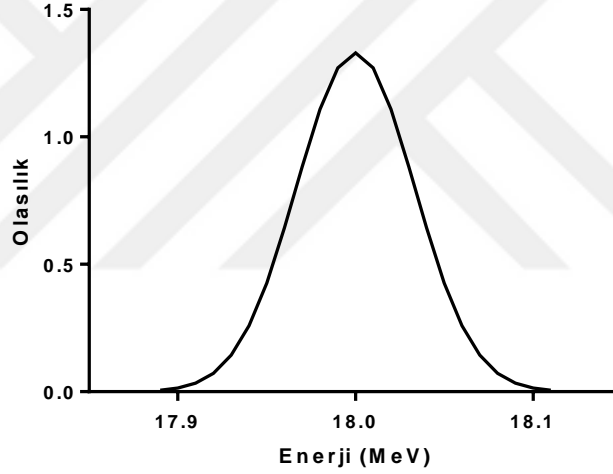
Materyal	İçerik	Yoğunluk (g/cm ³)
Vakum	8016 -0.2 6012 -0.8	1.00e-21
Hava	6000 -0.000124 7000 -0.755268 8000 -0.231781 18000 -0.004671	0.001205
Demir	26000 -1	7.9
Tungsten	74000 -1	19.3
Bakır	29000 -1	8.96
Su	1000 -0.111894 8000 -0.888106	1
Kurşun	82000 -1	11.35

²⁶ Williams III ve ark., 2006; McConn Jr ve ark., 2011

3.6.4. Radyasyon Kaynağı

MCNP kod sistemi ile noktasal, yüzeysel ve hacimsel kaynak modellemeleri yapılabilmektedir. Kaynaktan çıkacak radyasyonun hangi yönde, hangi açısal dağılımla ve hangi enerjide üretileceği tanımlanabilmektedir.

Elektron kaynağı MCNP girişinde bulunan SDEF (kaynak tanıtımı) kartı ile sisteme tanıtılmaktadır. Kaynak vakumlu tüp içerisine, tungsten hedefin 1 cm üzerine, 3 mm çapında bir elektron demeti oluşturacak şekilde modellenmiştir. FWHM değeri 0.1 MeV'lik gaussian spektrum (Harris, 2012) ile elektronlar 0,0,-1 (dikey ekseninde aşağı yönlendirilmiş) yönünde hareket edecek biçimde oluşturulmuştur.



Şekil 3.9: Elektronların enerji dağılımı

Simülasyonun hangi radyasyon tipleri için çalıştırılacağı “mode” ifadesi ile belirlenir. Tez kapsamında yapılan simülasyonda elektron, foton ve nötron taşınımı simüle edilmiştir.

Farklı hesaplamalar için farklı alt enerji sınırı değerlerinin kullanılmış olması ve hesaplama hatalarının kabul edilebilir düzeylere çekilmesi için gereken parçacık sayısının foton ve nötron için farklı olması sebebiyle foton ve nötron hesaplamaları için farklı simülasyonlar (mode p e, mode n p e) gerçekleştirilmiştir.

3.6.5. Fotonükleer Reaksiyon Kartı

Fotonükleer reaksiyonlar varsayılan ayarlar ile MCNP tarafından hesaplanmamaktadır. Bu sebeple fotonükleer reaksiyonların “mphys” kartıyla aktif hale getirilmesi gerekmektedir.

phys:p 100 0 0 1 0 j 0

Fotonükleer reaksiyonlar için 157 farklı izotopun 180 MeV enerjiye kadar *endf7u* kütüphanesinde tamamı test edilmemiş bilgileri mevcuttur. *LA150u* kütüphanesinde ise fotonükleer data için 13 izotopun test edilerek onaylanmış bilgileri mevcuttur.

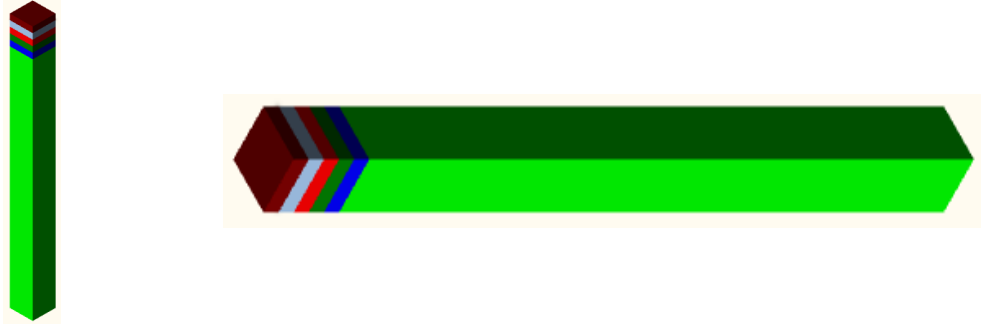
Malzeme kartında hangi fotonükleer kütüphanenin seçileceği “MX” kartıyla belirlenir. Tez kapsamında yapılan fotonükleer reaksiyon hesaplamalarında test edilmiş ve onaylanmış *LA150u* kütüphaneleri kullanılmış ve kütüphanede bulunmayan izotopların fotonükleer reaksiyon aktivasyonları kapatılmıştır. *LA150u* kütüphanesinde fotonükleer reaksiyon datası bulunan izotoplar: H-2, C-12, O-16, Al-27, Si-28, Ca-40, Fe-56, Cu-63, Ta-181, W-184, Pb-206, Pb-207, Pb-208. (X-5 Monte Carlo Team, 2008)

3.6.6. Simülasyon Sonuçları (Tally)

Simülasyon sonucunda koda hesaplatılmak istenen çıktılar *tally kartı* ile koda tanıtılır. Geometride oluşturulan hücreler ve yüzeylerde herhangi bir parçacıktan kaynaklanan parçacık sayısı, akı ve doz gibi hesaplamalar yapılabilmektedir (Pelowitz ve ark., 2013).

Simülasyonlarda foton ve nötron için akı hesaplamalarında *F4* (*parçacık/cm²*), fotonlar için yapılan doz hesaplamalarında **F8* (*MeV*) kartı kullanılmıştır. Spektrum analizleri için ilgili *tally*'ye enerji aralıkları belirlenerek sonuçların belirlenmiş enerji aralıklarında ayrı ayrı gruplandırılması sağlanmıştır. Bu enerji aralıkları lineer olabileceği gibi yüksek enerji farkı olan durumlarda logaritmik olarakta belirlenebilir.

Derinliğe bağlı hesaplamalar için su fantomunda ışınlama alanı merkezinde su fantomu yüzeyinden derine doğru $0.25 \times 1 \times 1 \text{ cm}^3$ hacimli hücreler oluşturulmuş ve fotonlar için akı ve doz, nötronlar için akı ve spektrum incelenmiştir. Yatay eksendeki hesaplamalar için 18 MV için doz maksimum noktasında yatayda su fantomu boyunca oluşturulan hücrelerle doz ve akı hesaplanmıştır.



Şekil 3.10: Skorlama hücreleri

3.7. Belirsizliğin Azaltılması ve Hata Hesabı

MCNP kodunun hesaplama süresi hesaba katılarak belirli bir parçacık sayısı ile çalıştırılması sebebiyle ulaşılan sonuç belirsizlik taşımaktadır ve bu belirsizliğin çeşitli yöntemlerle mümkün olduğunca düşürülmesi gerekmektedir. Bu yöntemlere salınımı azaltma yöntemleri (variance reduction) adı verilir.

3.7.1. Öncelik Kartı (Importance)

Hesaplama süresini kısaltmak ve belirsizliği düşürmek amacıyla kullanılan diğer bir yöntem ise öncelik kartının kullanılmasıdır. Öncelik kartı hücre kartında tanımlanarak ilgili hücrede hangi radyasyon türünün taşınımının daha önemli olduğunu belirler. Örneğin fotonötron üretiminin fotonların materyallerle etkileşimi sonucu gerçekleşmesi sebebiyle elektronların vakum tüpü ve tungsten hedef dışındaki hücrelerde taşınımı kapatılmıştır. Böylece frenleme X-ışınlarının üretildiği hücrelerde aktif olan elektron taşınımı diğer hücrelerde kapatılarak hesaplama için takip edilecek elektron miktarı azaltılmıştır.

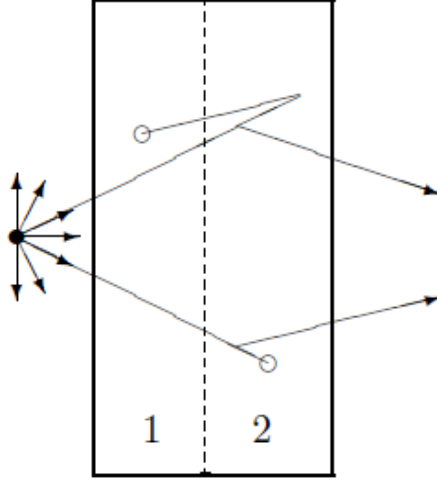
Model dışına oluşturulan hücrelerde öncelik kartı kullanılarak sistem dışına çıkan bütün radyasyon tiplerinin takibi sonlandırılmıştır.

Öncelik kartının diğer bir kullanım şekli ise radyasyon türünün takibinin istenilen hücrelerde öncelikli hale getirilmesidir.

23 9 -1.00000 (-10 281 -33 26 -77 39):(281 26
-77 -20 -39 43) : (43 -39 16 -77 -10 281):(26 281
-10 -77 49 -43)
IMP:N=0.0 IMP:P=6.0 IMP:E=1.0

Örneğin yukarıdaki hücre kartı ile su fantomunu temsil eden 23 numaralı hücreye giren nötronların takibinin sonlandırılması, elektronların bir değişikliğe uğramadan etkileşimlerine devam etmesi, fotonların ise her birinin 6 adet fotona parçalanarak ana fotonla aynı enerjide fakat farklı rastgele yollar izleyerek yol alması sağlanır. Böylece bir fotonun skorlama hücrelerine girmemesi ihtimaliyle oluşacak olasılıksal kayıp farklı yollar izleyen parça fotonlar ile azaltılır. Ana fotonun ağırlığının çoğaltılmış fotonlara paylaştırılması sebebiyle kaynaklanan toplam skorda bir değişim gerçekleşmez.

Kaynaktan çıkan 1 parçacık sebebiyle hesaplanan tally skorunun ortalama tally skoru ile farkının sapma olduğunu düşünürsek, parçacığın kaybı ile hesaplanacak 0 tally skoru maksimum salınımına sebep olur. Parçalama (splitting) seçeneği kullanılarak 0 tally skoru engelenir ve salınım azaltılır.



Şekil 3.11: Parçalama tekniği ²⁷

3.7.2. Enerji Sınırı (Cut off)

Foton ve parçacıkların etkileşimler sonucunda belirli bir enerji seviyesinin altına düştüğünde sistemden çıkarılması sağlanmıştır. Bu işlem ile düşük enerjili foton ve parçacıkların kod tarafından takibi engellenerek hesaplama süreleri azaltılmıştır. Bu değerler foton ve nötron hesaplamaları için farklılık göstermektedir.

Foton hesaplamaları için foton ve elektron için alt enerji sınırı 1 keV olarak seçilmiştir.

mode p e

cut:p j 0.001

cut:e j 0.001

Nötron hesaplamaları için foton ve elektron için enerji alt enerji sınırı 6 MeV olarak seçilmiştir. Bunun sebebi modelde yer alan atomların fotonötron üretimi için eşik enerji değerinin 6.19 MeV olmasıdır (Chadwick ve ark., 2000). Termal nötronların (0.0253 eV) ayrı bir inceleme konusu olması sebebiyle nötronlar için alt enerji sınırı 0.001 eV olarak seçilmiştir.

²⁷ Shultis ve Faw, 2011

mode n p e

cut:p j 6 j j j

cut:e j 6 j j j

cut:n j 0.001e-006 j j j

3.7.3. Görece Hata (Relative Error)

MCNP kod sistemi kaynaktan çıkan her bir parçacık için tally skoru x_i ve simülasyon boyunca ortalama tally skoru \bar{x} hesaplanmaktadır. Kaynaktan çıkan N parçacık için ortalama tally skoru denklem 4.1'de gösterilmektedir.

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i \quad \text{Denk 4.1}$$

$N \rightarrow \infty$ durumunda kesin ortalama skora ulaşılır. (Strong law of large numbers (Yang, 2008))

$$N \rightarrow \infty \quad \bar{x} = \langle x \rangle$$

Kaynaktan çıkan her bir parçacık için hesaplanan tally skoru x_i ile bu parçacığa kadar hesaplanan ortalama tally skoru \bar{x} arasındaki fark standart sapma olarak hesaplanır.

$$S^2 = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2 \approx \overline{x^2} - \bar{x}^2 \quad \text{Denk 4.2}$$

$$\overline{x^2} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2 \quad \text{Denk 4.3}$$

Sonuç olarak ortalama tally skorundaki sapma

$$S_{\bar{x}}^2 = \frac{1}{N} S^2 \quad \text{Denk 4.4}$$

Merkezi limit teoremi (Hoffman, 2015) çok fazla tekrar edilen ve her seferinde N tane parçacık sayısı ile yapılan simülasyonlarda ortalama skordaki salınımın $\langle x \rangle$ 'da normal dağılımlı, sapmanın ise $S_{\bar{x}}^2$ olduğunu temin eder (Shultis ve Faw, 2011).

Belirsizliğin hesaplanması için MCNP görece hata hesabı yapmaktadır.

$$R = \frac{S_{\bar{x}}}{\bar{x}} \quad \text{Denk 4.5}$$

Bu belirsizliğin optimize edilmesi için R değerinin mümkün olduğunda düşürülmesi ve bu işlemin mümkün olduğunca az parçacıkla gerçekleştirilmesi gerekmektedir. Simülasyon sonuçlarının anlamlı olması için tally skorundaki R değerinin 0.1'den düşük olması gerekmektedir.

$$R \sim \frac{1}{\sqrt{N}} \quad \text{Denk 4.6}$$

R'nin kaynaktan çıkan parçacık sayısı ile olan ters orantısı sebebiyle R'deki azalış parçacık sayısının artışından daha yavaş gerçekleşir. Bu sebeple R'nin düşürülmesi artan parçacık sayısı ile dahada zorlaşmaktadır.

3.7.4. FOM (Fayda Göstergesi)

MCNP kodunda hata için kullanılan hesaplamalardan biride FOM hesabıdır. R görece hata, T hesaplama süresi olmak üzere

$$FOM = \frac{1}{R^2 T} \quad \text{Denk 4.7}$$

Simülasyonun koşusunun başlangıcı hariç tutulmak üzere belirli aralıklarla hesaplanan FOM değerinin sabit olması gerekmektedir.

3.7.5. Hata Birikimi (Error Propagation)

Belirsizliğe sahip veriler kullanılarak yapılan çeşitli matematiksel işlemlerde hesaplama sonucunda her bir verinin içerdiği belirsizliği içeren yeni bir belirsizlik hesaplanır. Sonuçta oluşan belirsizlik toplama, çarpma gibi her bir işlem için farklı bir yöntemle hesaplanır. Örneğin doz eşitlemesi işlemlerinde veriler kullanılarak yapılan matematiksel işlemlerde belirsizlikler hata birikimi yöntemleri kullanılarak hesaplanmıştır.

Örneğin X, Y ve Z ölçümlerinin sırasıyla Δx , Δy ve Δz belirsizliklerine sahip olmaları durumunda yapılacak hesaplar;

$$R = X + Y - Z \quad \rightarrow \quad \Delta R = \sqrt{(\Delta x)^2 + (\Delta y)^2 + (\Delta z)^2} \quad \text{Denk 4.8}$$

$$R = (X * Y)/Z \quad \rightarrow \quad \Delta R = |R| * \sqrt{\left(\frac{\Delta x}{x}\right)^2 + \left(\frac{\Delta y}{y}\right)^2 + \left(\frac{\Delta z}{z}\right)^2} \quad \text{Denk 4.9}$$

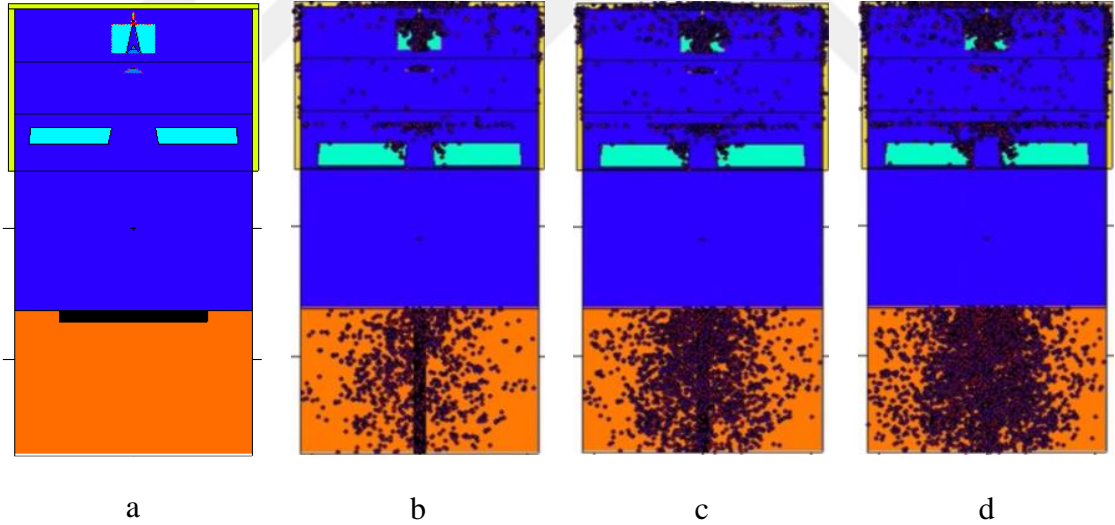
$$R = c * X \quad \rightarrow \quad \Delta R = |c| * \Delta x \quad \text{Denk 4.10}$$

$$R = X^n \quad \rightarrow \quad \Delta R = |c| * \frac{\Delta x}{|X|} * |R| \quad \text{Denk 4.11}$$

4. BULGULAR

4.1. Simülasyon Görüntüsü

Simülasyon foton ve nötron için spektrum, doz ve akı çıktıları elde edilmek üzere filtreli ve filtresiz sistemler için ayrı ayrı çalıştırılmıştır. Foton spektrumu *F4 tally'si* foton için kullanılarak kaynaktan farklı uzaklıklarda hava ortamında hesaplanmıştır. Bu amaçla 0 ile 18 MeV enerji aralığında üretilen fotonlar 10 keV'lik 1789 farklı kanalda kaydedilmiştir. Simülasyon 10^9 elektron için çalıştırılmıştır. Yüzde derin doz ve doz profili hesaplamaları modellenen su fantomunda yatay ve dikey eksenlerde oluşturulan hücrelerde **F8 tally'si* kullanılarak hesaplanmıştır. Simülasyonlar 3×10^9 elektron için çalıştırılmıştır. Nötron akısı su fantomu içerisinde *F4 tally'si* nötron için kullanılarak hesaplanmıştır. Nötronların eV ile MeV arasında geniş bir enerji dağılımı olması sebebiyle *F4 tally'si* logaritmik kanallara ayrılmıştır. Simülasyonlar 5×10^9 elektron için çalıştırılmıştır.

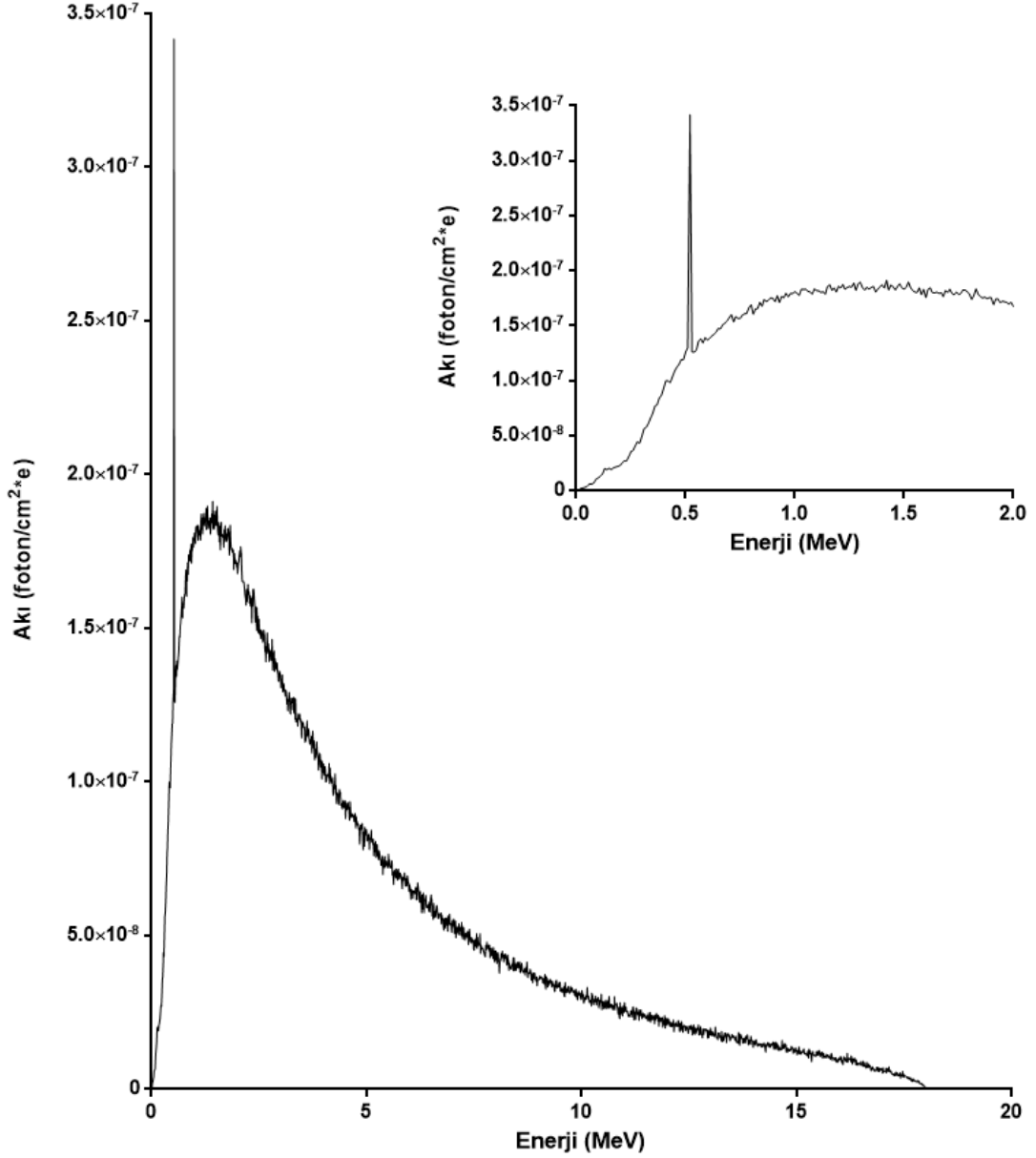


Şekil 4.1: MCNP simülasyon görüntüsü (a=0 elektron, b=1000 elektron, c=5000 elektron, d=10000 elektron)

MCNP yükleme paketinde bulunan ve MCNP için özel olarak geliştirilmiş Vised (Visual Editor) programı kullanılarak MCNP dilinde oluşturulan model görselleştirilmiştir. MCNP ile entegre çalışan Vised kullanılarak simülasyon görsel olarak incelenmiştir. Şekil 5.1'de artan elektron sayısı için foton takip görseli verilmiştir. Fotonlar etkileşime girdikleri enerjiye göre renk skalası ile gösterilmiş ve mavi düşük enerjili, kırmızı yüksek enerjili temsil etmektedir.

4.2. Filtreli Sistemde Foton Spektrumu

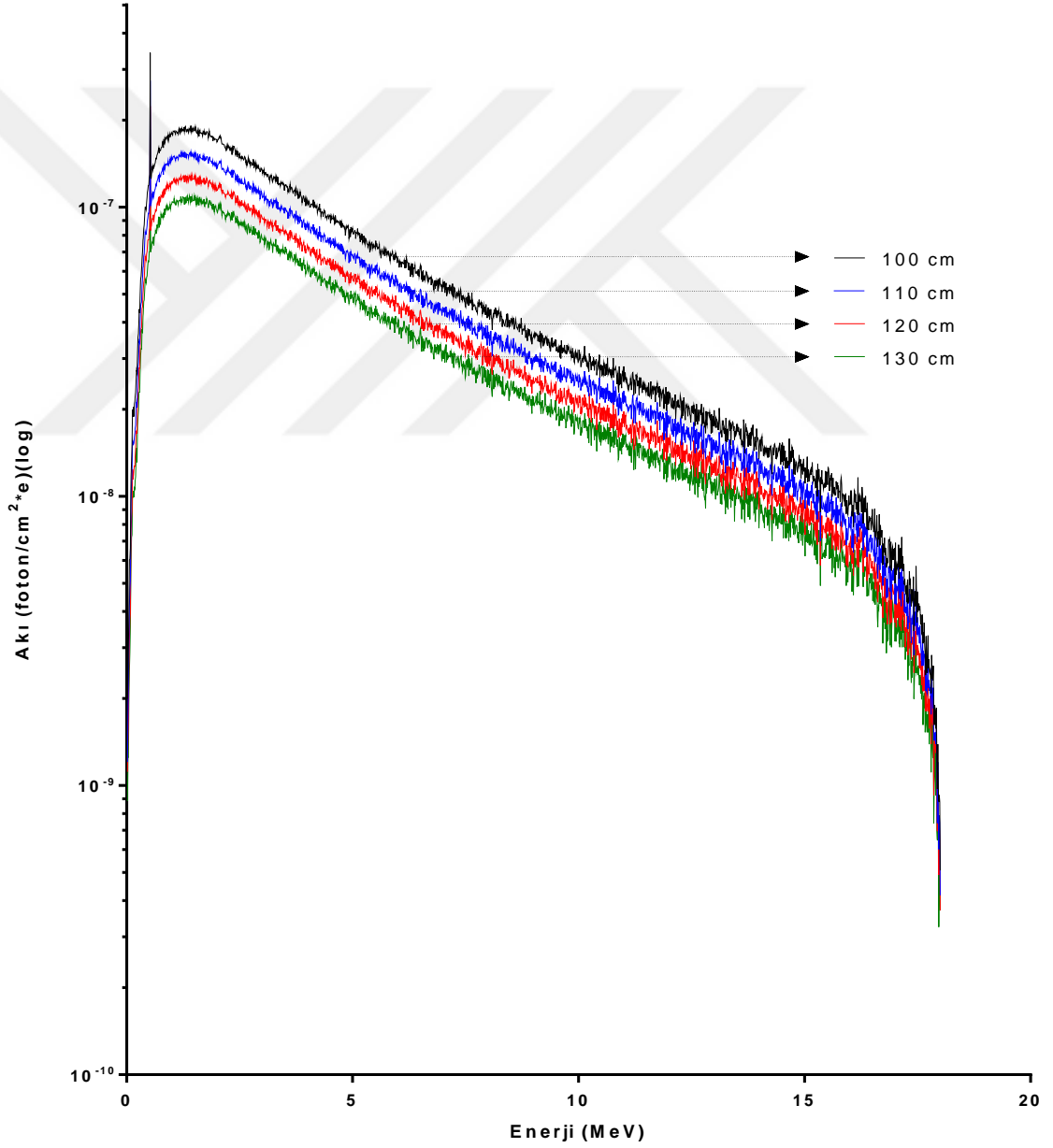
10x10 cm² ışınlama alanında, filtreli sistemde elde edilen foton spektrumu 0 ile 18 MeV enerji aralığında her enerjide fotonun lineer hızlandırıcıda üretildiğini göstermektedir. Maksimum foton akısı 0.51 MeV-0.52 MeV enerji aralığındaki fotonları depolayan kanalda tespit edilmiştir. Genel dağılım incelendiğinde 18 MV fotonlarının en yoğun olduğu enerji 1.42 MeV, ortalama enerjinin ise 4.82 MeV olduğu tespit edilmiştir.



Şekil 4.2: 18 MV, 10x10 cm² alan açıklığında filtreli sistem için SSD 100 cm²de foton spektrumu

4.3. Filtreli Sistemde Derinliğe Bağlı Foton Spektrumu

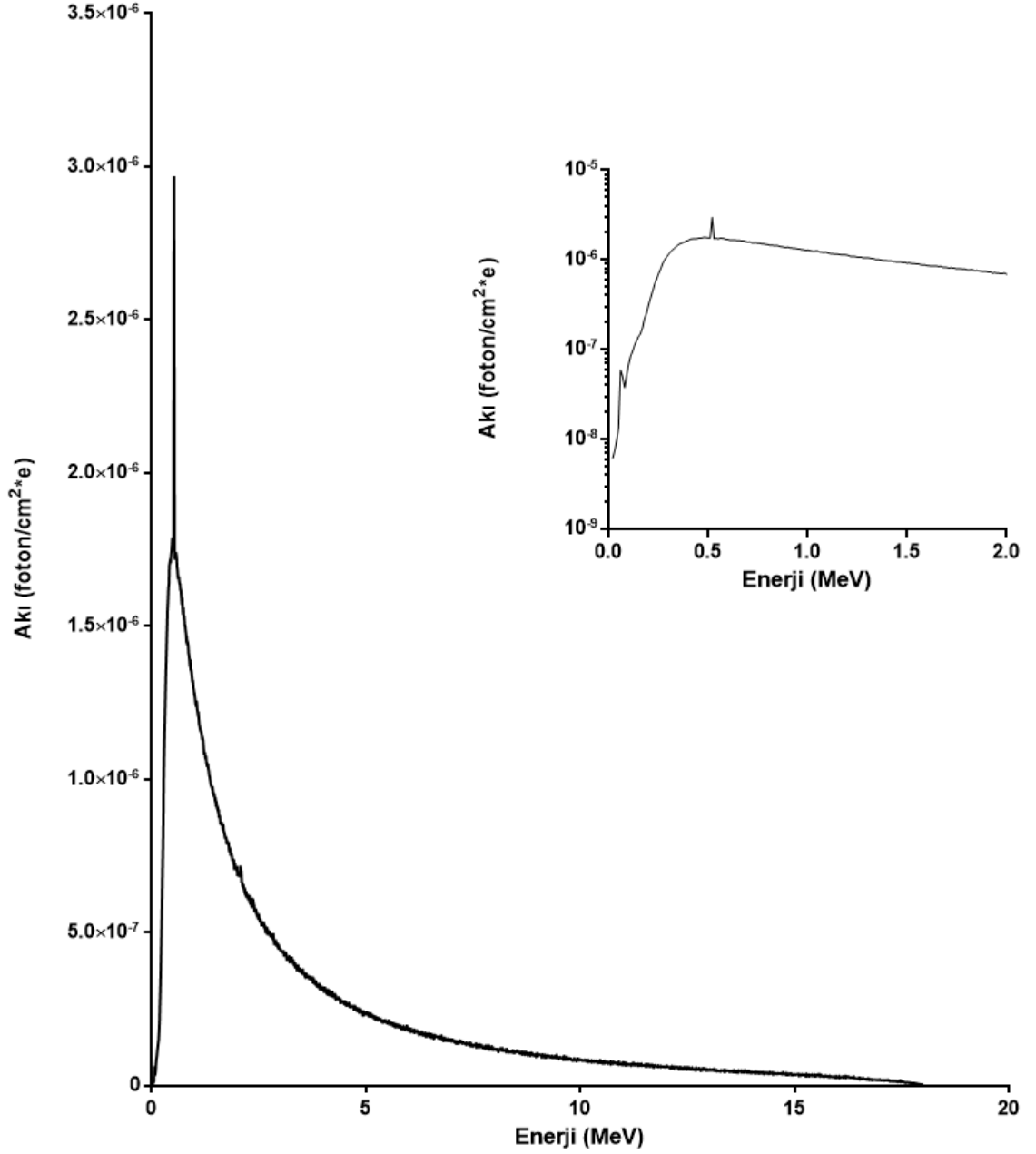
10x10 cm² ışınlama alanı merkezinde hedeften 100 cm, 110 cm, 120 cm ve 130 cm mesafede oluşturulan hücrelerde, hava ortamında foton spektrumları elde edilmiştir. Spektrumlar incelendiğinde artan mesafe ile foton akısının azaldığı dağılımın ise değişmediği tespit edilmiştir. Ortalama foton enerjisi 100 cm, 110 cm, 120 cm ve 130 cm uzaklıkta sırasıyla 4.82 MeV, 4.84 MeV, 4.86 MeV ve 4.87 MeV dir.



Şekil 4.3: 18 MV foton enerjisinde 10x10 alan açıklığında filtreli sistemde hedeften farklı uzaklıklarda foton spektrumları

4.4. Filtresiz Sistemde Foton Spektrumu

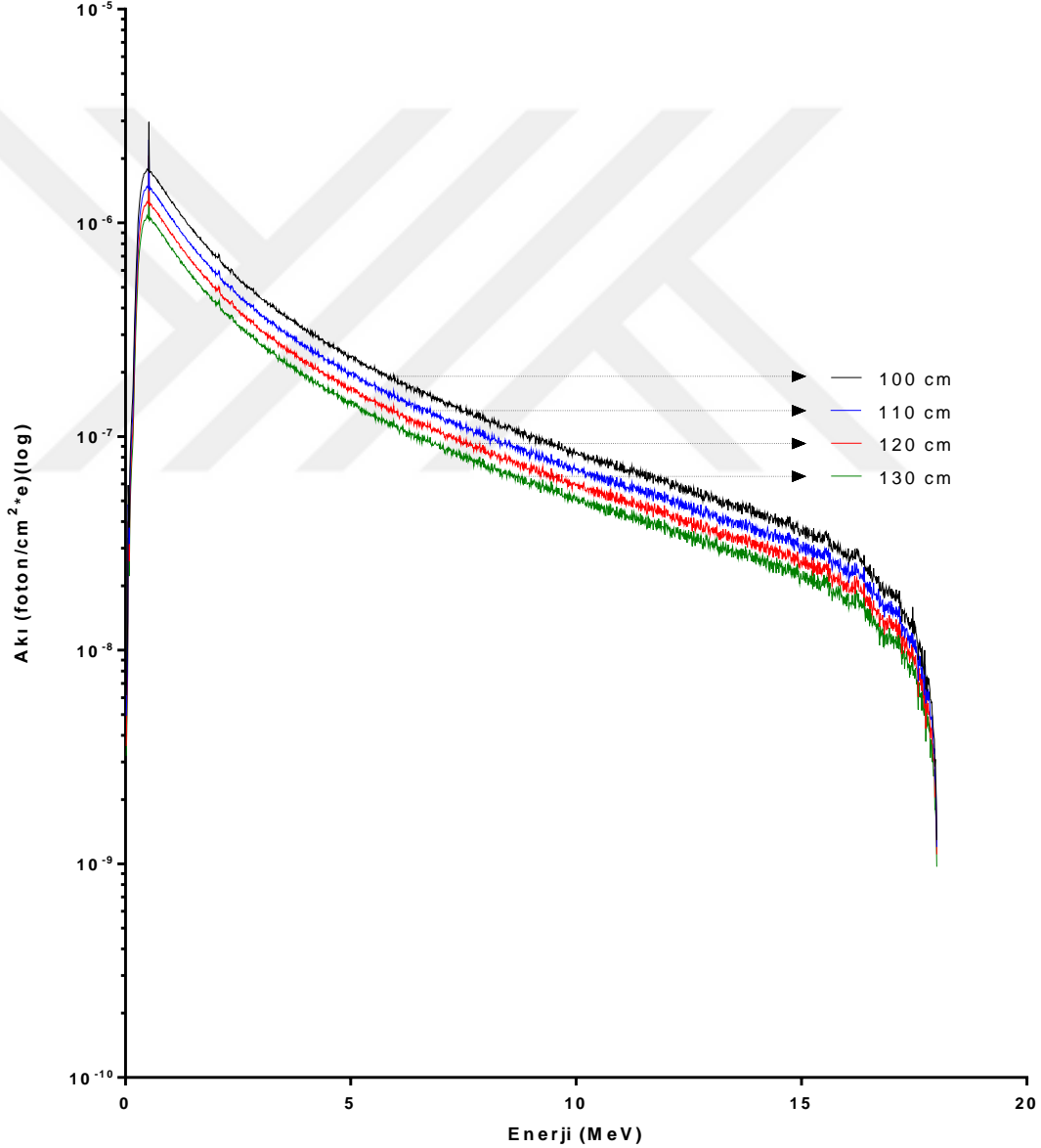
10x10 cm² ışınlama alanında filtresiz sistemde elde edilen foton spektrumu incelendiğinde filtreli sistemde elde edilen spektrumda olduğu gibi 0.51 MeV-0.52 MeV enerji aralığında pik tespit edilmiştir. Diğer bir pik ise 50 keV-60 keV enerji aralığında gözlemlenmiştir. Filtreli sistemden farklı olarak pikler dışında maksimum foton yoğunluğu 0.48 MeV enerjisinde tespit edilmiştir. Ortalama foton enerjisi ise 3.54 MeV'dir.



Şekil 4.4: 18 MV, 10x10 cm² alan açıklığında filtresiz sistem için SSD 100 cm'de foton spektrumu

4.5. Filtresiz Sistemde Derinliğe Bağlı Foton Spektrumu

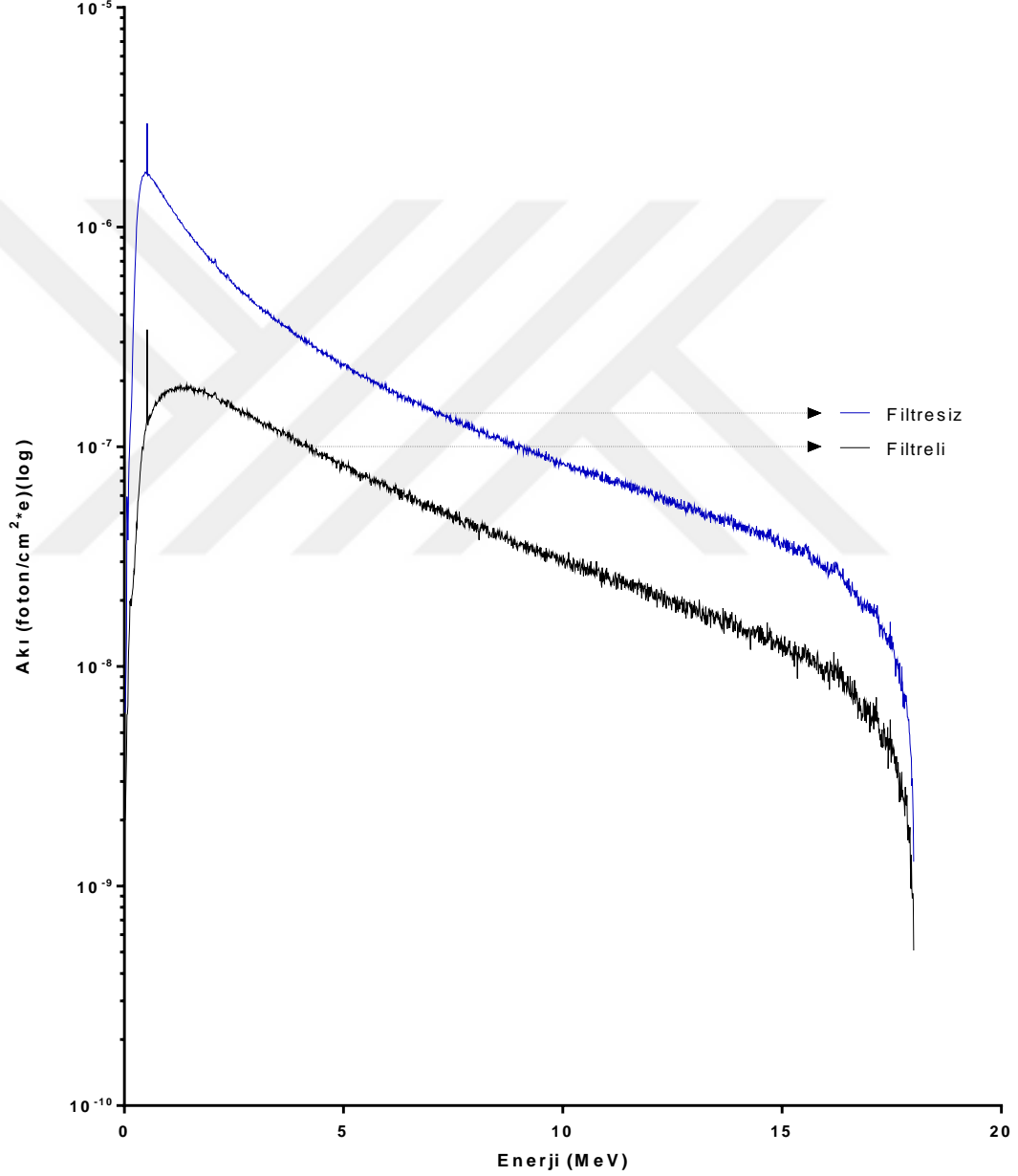
10x10 cm² ışınlama alanı merkezinde hedeften 100 cm, 110 cm, 120 cm ve 130 cm mesafede oluşturulan hücrelerde filtresiz sistemde hava ortamında foton spektrumları elde edilmiştir. Artan mesafe ile foton akısının yine azaldığı dağılımın ise değişmediği tespit edilmiştir. 100 cm, 110 cm, 120 cm ve 130 cm’de ortalama foton enerjisi sırasıyla 3.54 MeV, 3.55 MeV, 3.55 MeV ve 3.56 MeV’dir.



Şekil 4.5: 18 MV foton enerjisinde 10x10 alan açıklığında filtresiz sistemde hedeften farklı uzaklıklarda foton spektrumları

4.6. Filtreli ve Filtresiz Sistemde Derinliğe Bağlı Foton Spektrumları

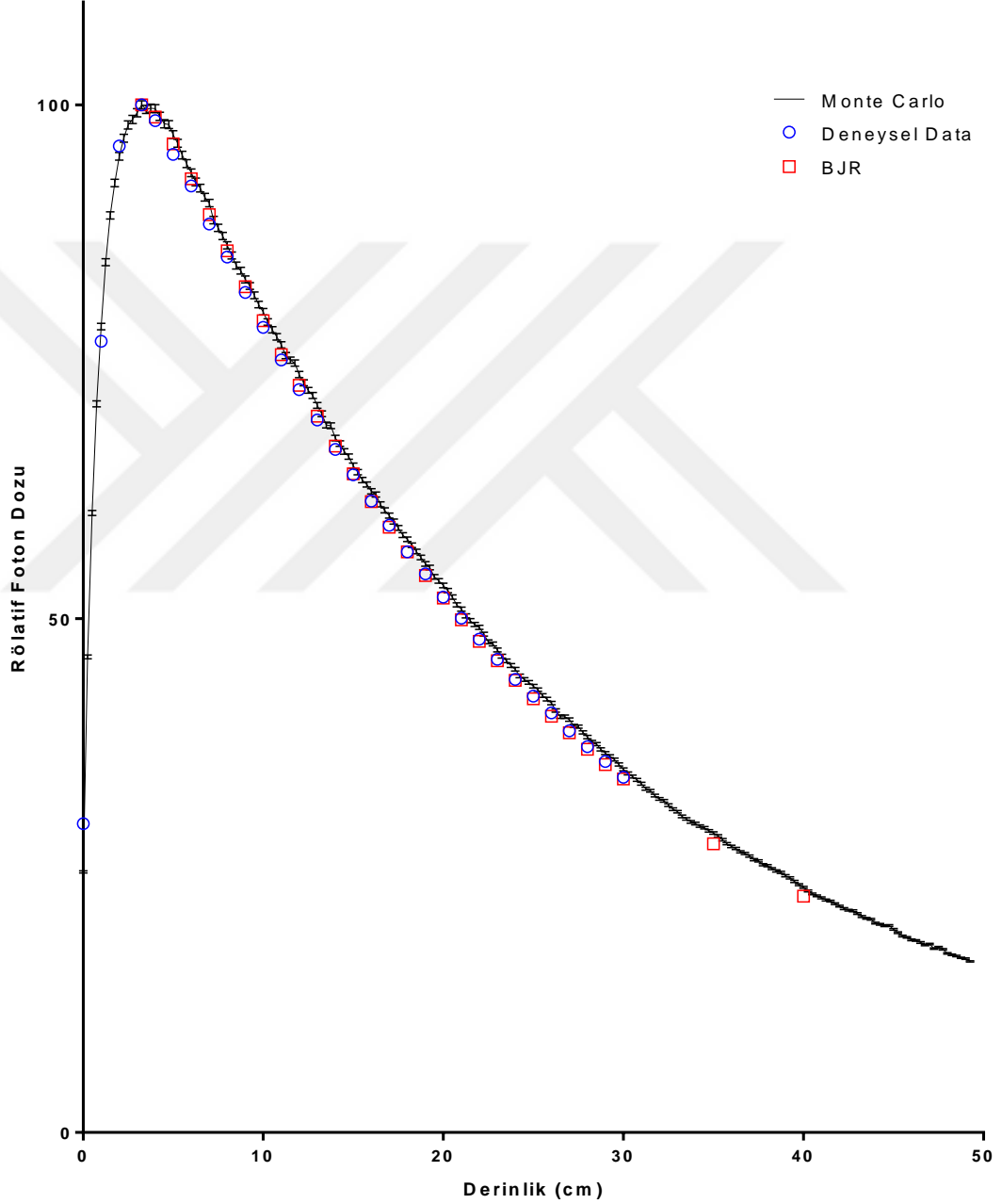
Filtreli ve filtresiz sistemlerde elde edilen foton spektrumları incelendiğinde, filtresiz sistemde birim elektrondan elde edilen foton akısının filtreli sisteme oranla 3.54 kat daha fazla olduğu tespit edilmiştir.



Şekil 4.6: 18 MV foton enerjisinde 10x10 alan açıklığında hedeften 100 cm mesafede filtreli ve filtresiz sistemlerde elde edilen foton spektrumları

4.7. Filtreli Sistem Yüzde Derin Doz

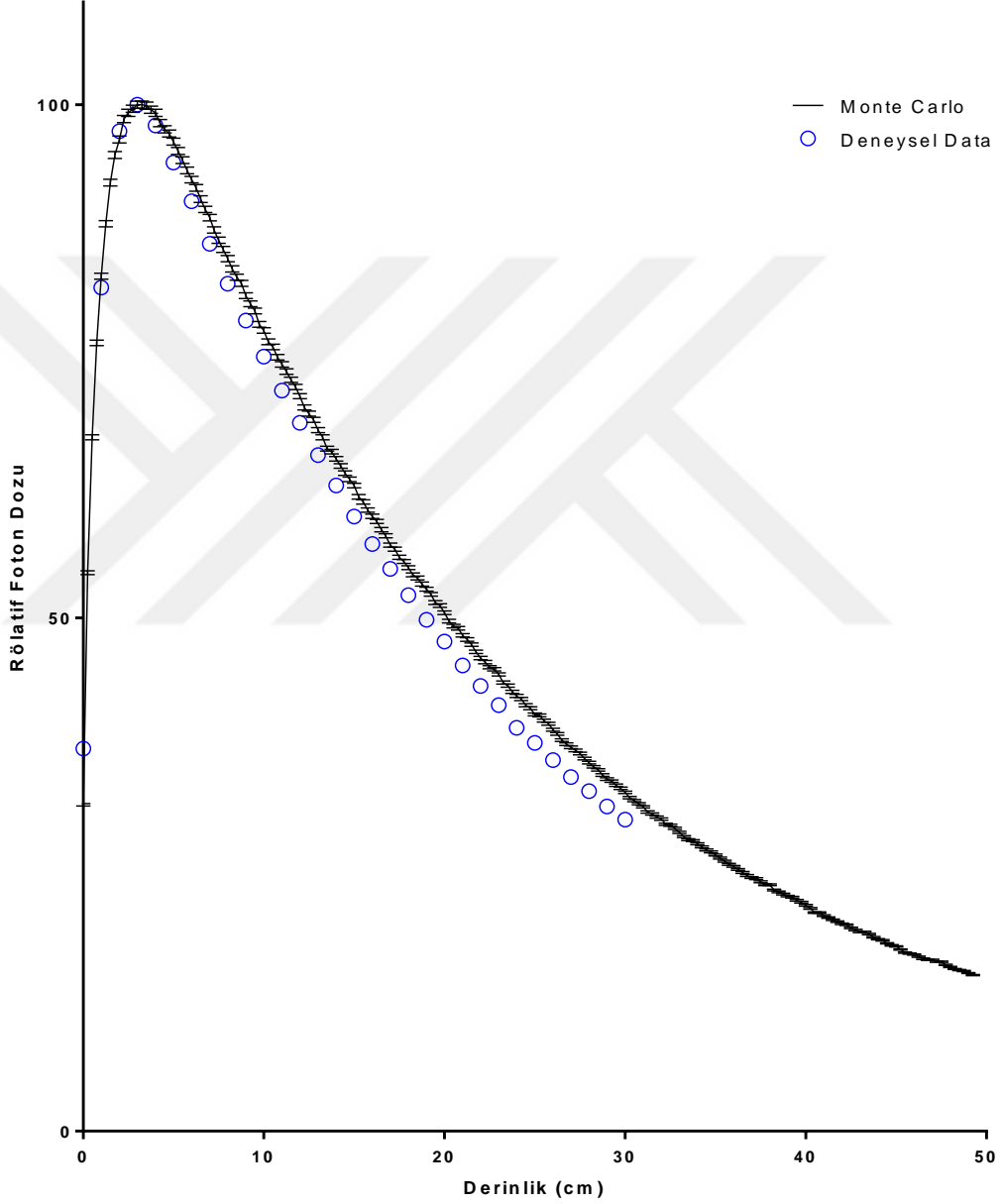
10x10 cm² ışınlama alanı için filtreli sistemde elde edilen yüzde derin doz değerleri incelendiğinde, doz maksimum noktası 3.25-3.50 cm derinlikte tespit edilmiştir.



Şekil 4.7: 18 MV 10x10 cm² alan açıklığında filtreli sistemde simülasyon ile hesaplanan yüzde derin doz değerlerinin deneysel ve teorik değerlerle karşılaştırılması

4.8. Filtresiz Sistem Yüzde Derin Doz

Filtresiz sistemde elde edilen yüzde derin doz değerlerine göre maksimum doz 3-3.25 cm'de tespit edilmiştir.



Şekil 4.8: 18 MV 10x10 cm² alan açıklığında filtresiz sistemde simülasyon ile hesaplanan yüzde derin doz değerlerinin deneysel değerlerle karşılaştırılması

4.9. D20/D10 Değerleri

Yüzde derin doz ölçümleri ile foton enerjisi kontrolünde hesaplanan ana parametrelerden biri 20 cm'de ölçülen dozun 10 cm'de ölçülen doza oranıdır. D20/D10 değeri doz derinliğe bağlı olarak değişimini göstermektedir. Tablo 4.1'de Monte Carlo ile hesaplanan, deneysel olarak ölçülen ve literatürde verilmiş teorik D20/D10 değerleri karşılaştırmalı olarak incelenmiştir.

Tablo 4.1: 18 MV enerjisinde 10x10 cm², 20x20 cm² ve 40x40 cm² ışınlama alanında filtreli sistem için Monte Carlo değerlerinin deneysel ve teorik D20/D10 değerleri ile karşılaştırılması

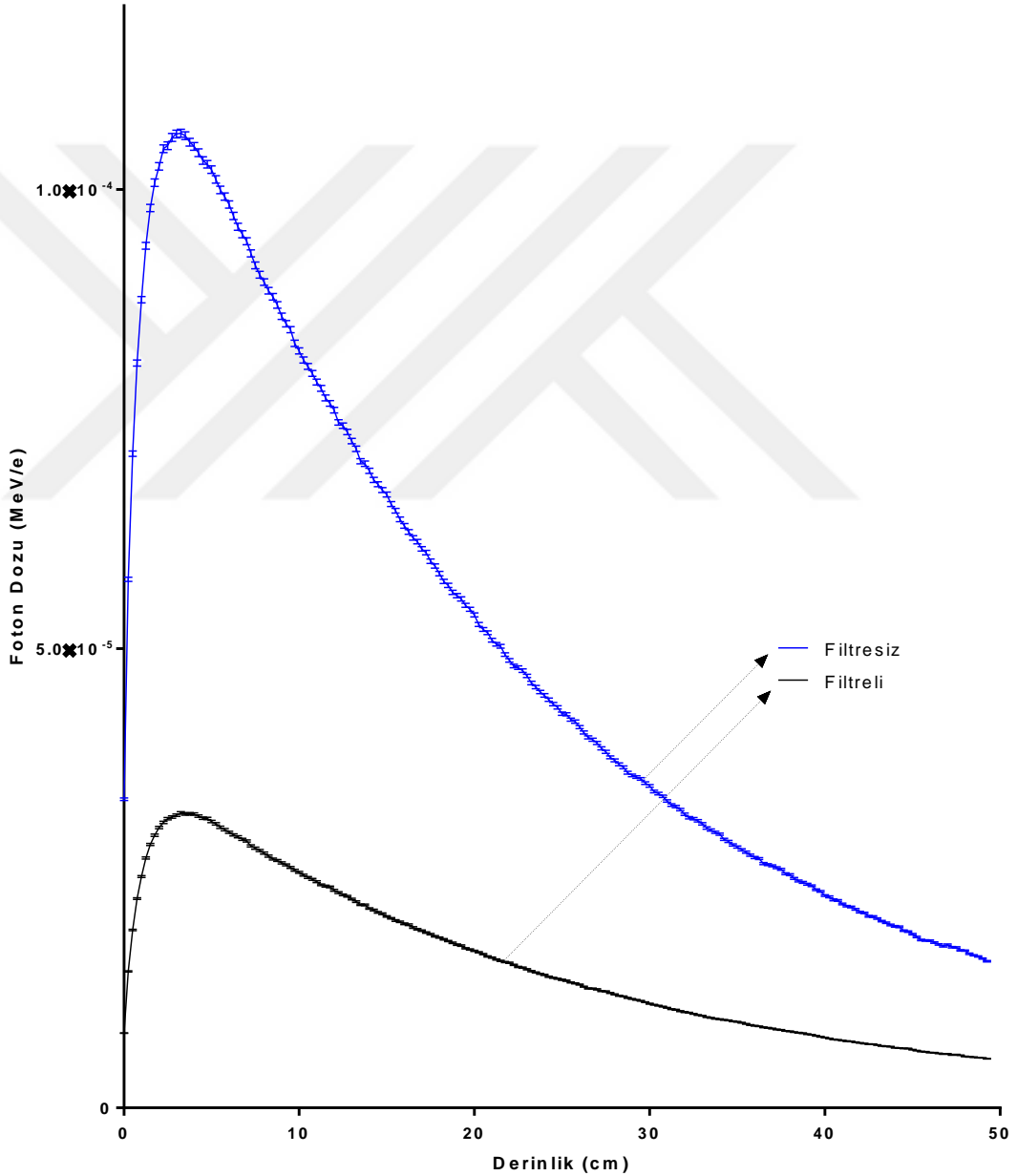
Alan	Monte Carlo	Deneysel Data	BJR	Monte Carlo-Deneysel Data % Hata	Monte Carlo-BJR % Hata
10x10	0.6665	0.6650	0.6582	+0.22	-1.24
20x20	0.6810	0.6823	0.6776	-0.19	+0.50
40x40	0.6982	0.6976	0.6923	+0.08	+0.85

Tablo 4.2: 18 MV enerjisinde 10x10 cm², 20x20 cm² ve 40x40 cm² ışınlama alanında filtresiz sistem için Monte Carlo değerlerinin deneysel D20/D10 değerleri ile karşılaştırılması

Alan	Monte Carlo	Deneysel	Monte Carlo-Deneysel Data %Hata
10x10	0.6474	0.6319	+2.45
20x20	0.6636	0.6433	+3.05
40x40	0.6682	0.6505	+2.72

4.10. Yüzde Derin Doz Baz Alınarak Doz Eşitlemesi

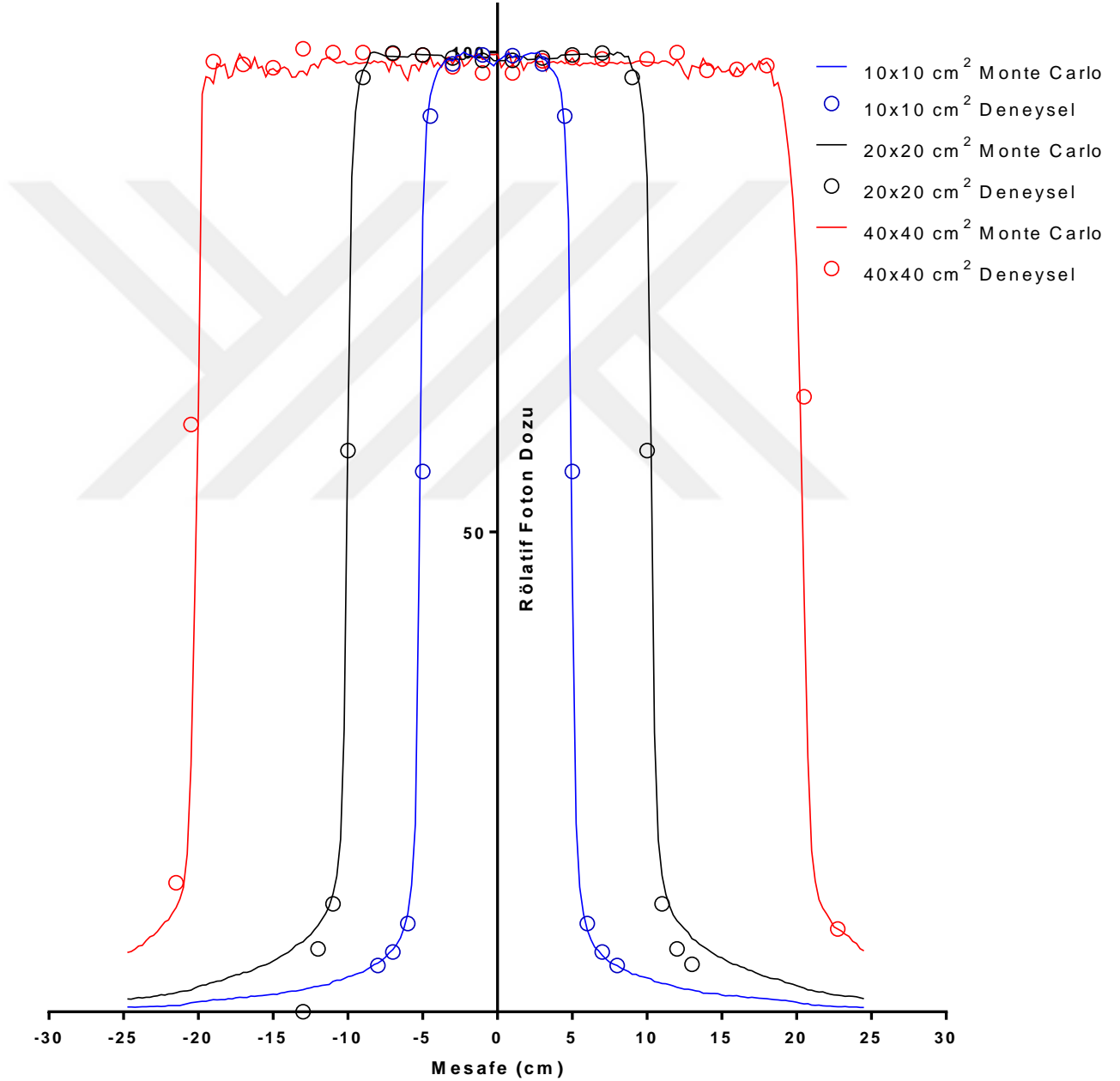
10x10 cm² alan açıklığında filtreli ve filtresiz sistemde birim elektrondan elde edilen yüzde derin doz eğrisi incelendiğinde filtresiz sistemde filtreli sisteme oranla birim elektrondan doz maksimum noktasında 3.30 kat, yüzde derin doz eğrisi boyunca ortalama 3.18 kat daha fazla foton dozu tespit edilmiştir.



Şekil 4.23: 18 MV foton enerjisi ile 10x10 alan açıklığında filtreli ve filtresiz sistemde birim elektron için yüzde derin doz değerleri

4.11. Filtreli Sistem Doz Profili

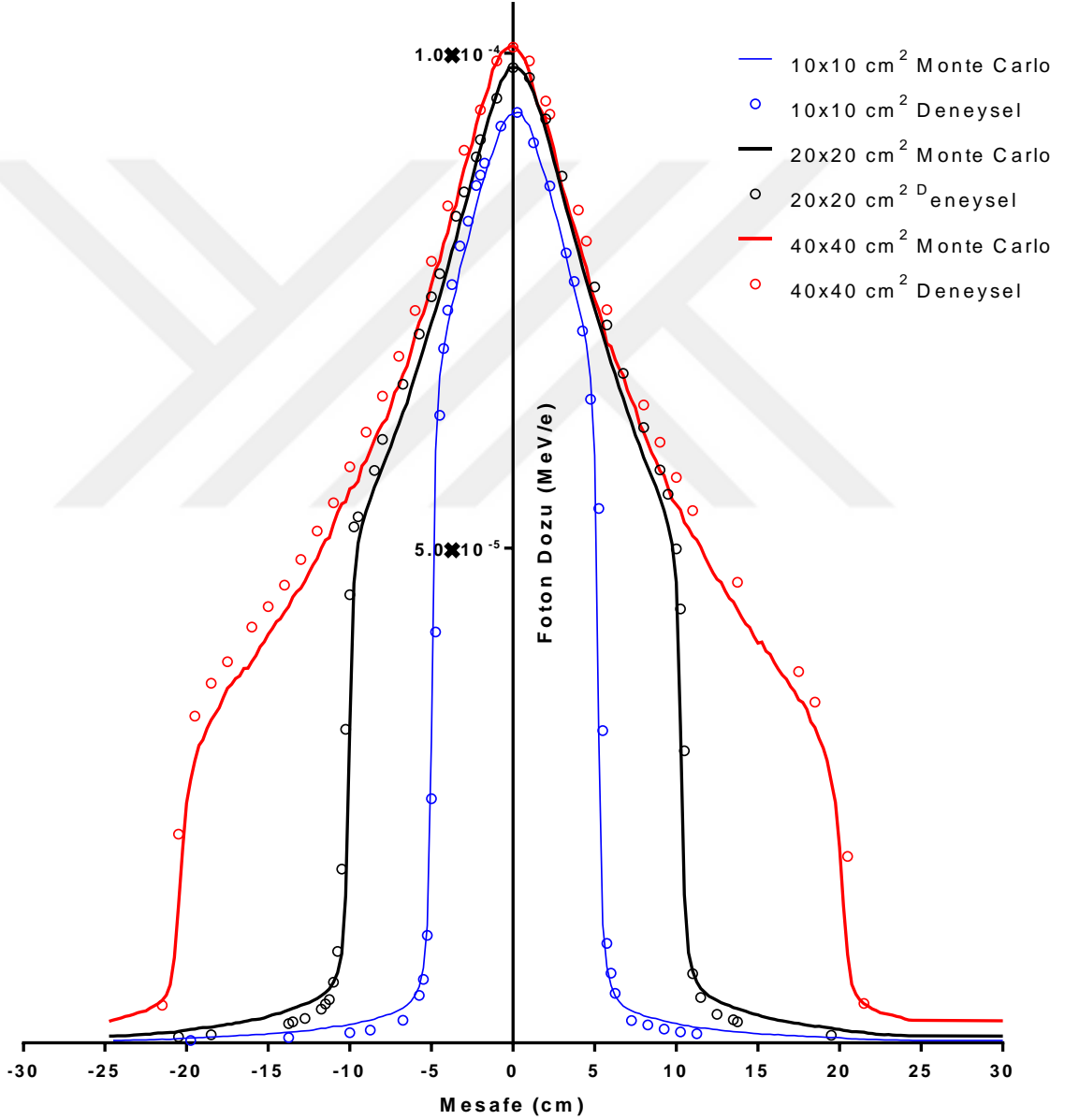
Filtreli sistemde 10x10 cm², 20x20 cm² ve 40x40 cm² alan açıklıkları için Monte Carlo ile hesaplanan doz profilleri ve deneysel veriler filtre tasarım farklılıkları sebebiyle maksimum doz 100'e normalize edilerek gösterilmiştir.



Şekil 4.9: 18 MV 10x10 cm² alan açıklığında filtreli sistemde simülasyon ile hesaplanan doz profili değerlerinin deneysel değerlerle karşılaştırılması

4.12. Filtresiz Sistem Doz Profili

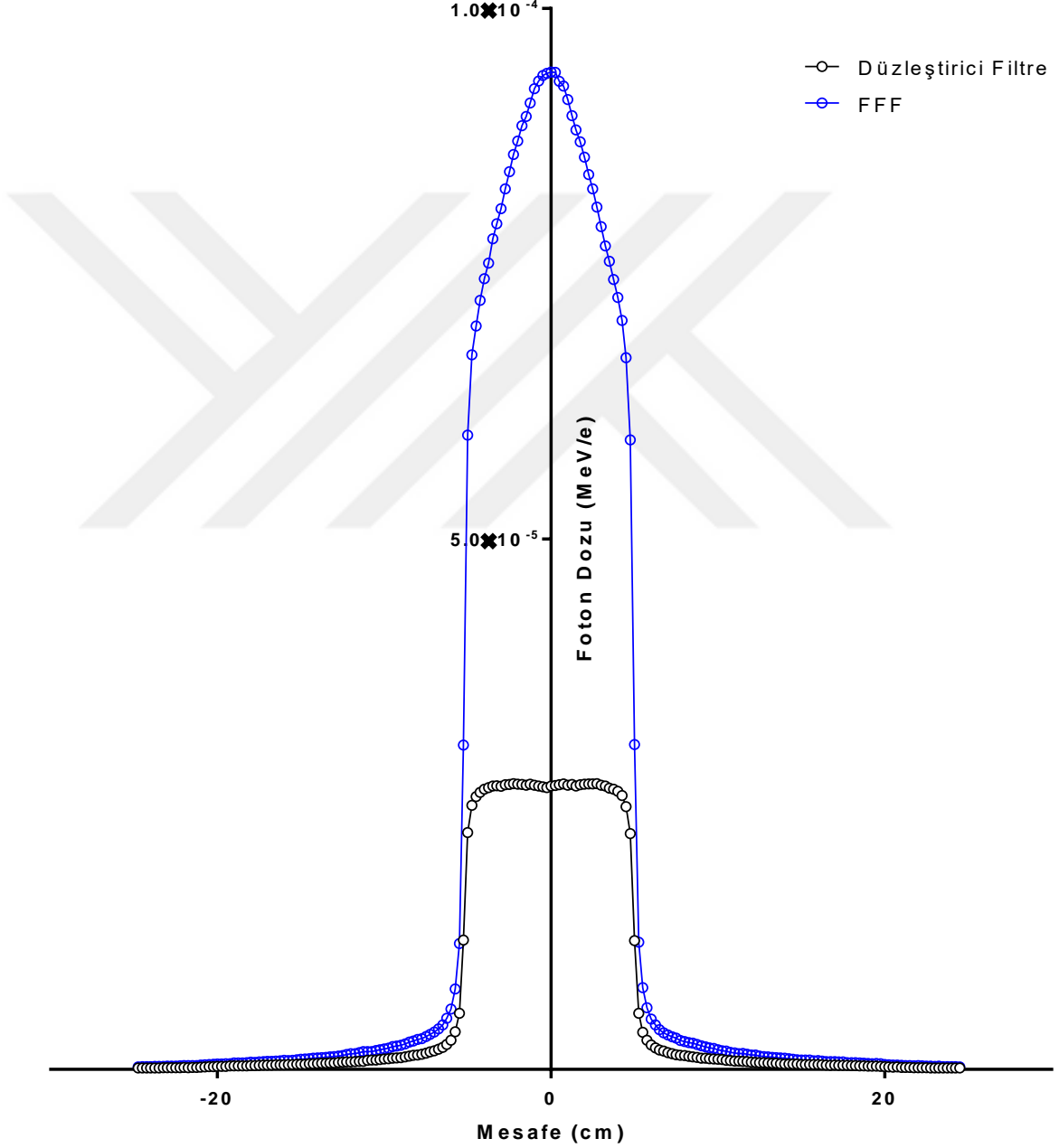
Filtresiz sistemde $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $20 \times 20 \text{ cm}^2$ ve $40 \times 40 \text{ cm}^2$ alan açıklıkları için Monte Carlo ile hesaplanan doz profilleri deneysel verilerle karşılaştırılmalı olarak gösterilmiştir. Doz değerleri birim elektron için elde edilen foton dozudur. Filtre ile düzenlenmeyen X-ışınlarının bıraktığı doz miktarı artan alan açıklığı ile doğru orantılı bir şekilde artmıştır.



Şekil 4.10: 18 MV $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alan açıklığında filtresiz sistemde simülasyon ile hesaplanan doz profili değerlerinin deneysel değerlerle karşılaştırılması

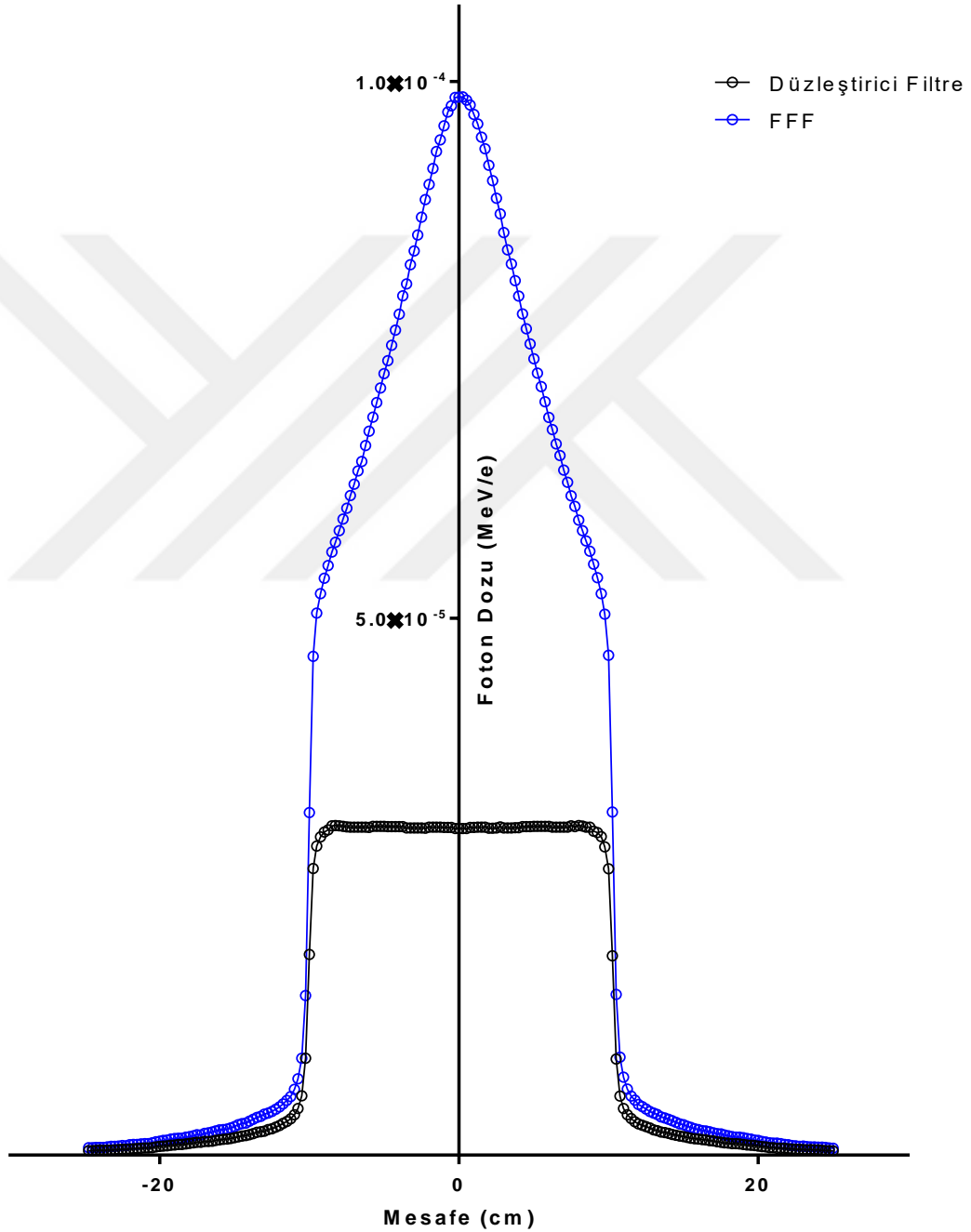
4.13. Doz Profili Baz Alınarak Doz Eşitlemesi

10x10 cm² alan açıklığında filtreli ve filtersiz sistemde birim elektrondan elde edilen doz profilleri incelendiğinde filtersiz sistemde filtreli sisteme oranla birim elektrondan alan merkezinde 3.48 kat fazla foton dozu olduğu tespit edilmiştir.



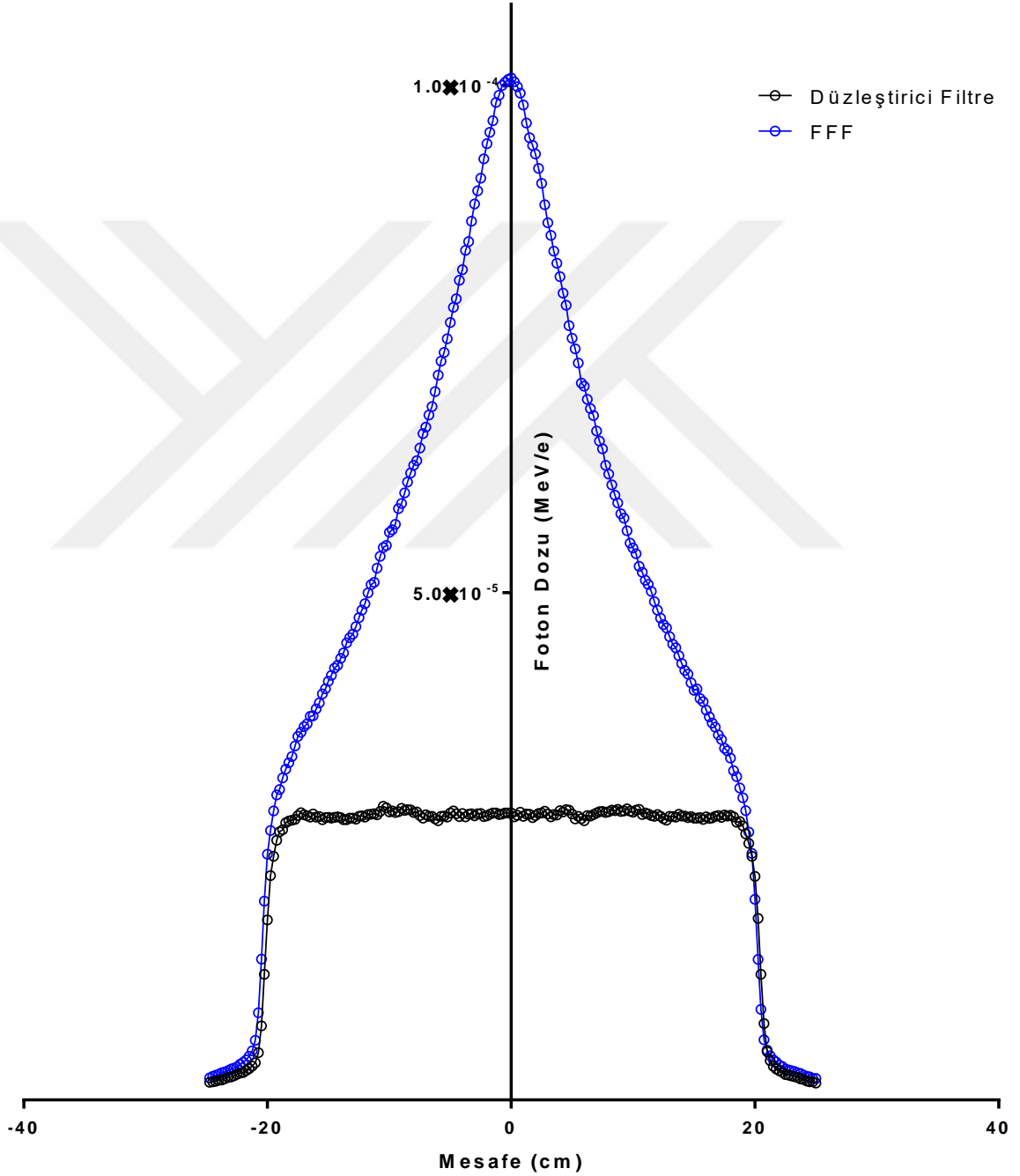
Şekil 4.11: 18 MV foton enerjisi ile 10x10 alan açıklığında filtreli ve filtersiz sistemde birim elektrondan elde edilen doz profili değerleri

20x20 cm² alan açıklığında filtreli ve filtersiz sistemde birim elektrondan elde edilen doz profilleri incelendiğinde filtersiz sistemde filtreli sisteme oranla birim elektrondan alan merkezinde 3.24 kat fazla foton dozu olduğu tespit edilmiştir.



Şekil 4.12: 18 MV foton enerjisi ile 20x20 alan açıklığında filtreli ve filtersiz sistemde birim elektrondan elde edilen doz profili değerleri

40x40 cm² alan açıklığında filtreli ve filtersiz sistemde birim elektrondan elde edilen doz profilleri incelendiğinde filtersiz sistemde filtreli sisteme oranla birim elektrondan alan merkezinde 3.56 kat fazla foton dozu olduğu tespit edilmiştir.



Şekil 4.13: 18 MV foton enerjisi ile 40x40 alan açıklığında filtreli ve filtersiz sistemde birim elektrondan elde edilen doz profili değerleri

4.14. Fotonötron Üretimi

Lineer hızlandırıcı kafasında bulunan komponentlerin fotonötron üretimine katkısı Monte Carlo yöntemi ile hesaplanmıştır. Tablolar incelendiğinde en fazla fotonötron üretiminin birincil kolimatörde gerçekleştiği tespit edilmiştir. Alan değişikliği ve sistemin filtreli veya filtersiz olması fotonötron üretim oranlarını etkilemiştir.

Tablo 4.3: 18 MV foton enerjisinde 10x10 cm² ışınlama alanında filtreli sistem için komponentlerin fotonötron üretimine katkıları

Parça	% Fotonötron Üretimi
Birincil Kolimatör (W)	49
Hedef (W)	26
İkincil Kolimatör (W)	12.55
Hedef Yuvası (Cu)	5.46
Kafa Zırhı (Pb)	3.81
Düzleştirici Filtre (Fe)	3.20

Tablo 4.4: 18 MV foton enerjisinde 40x40 cm² ışınlama alanında filtreli sistem için komponentlerin fotonötron üretimine katkıları

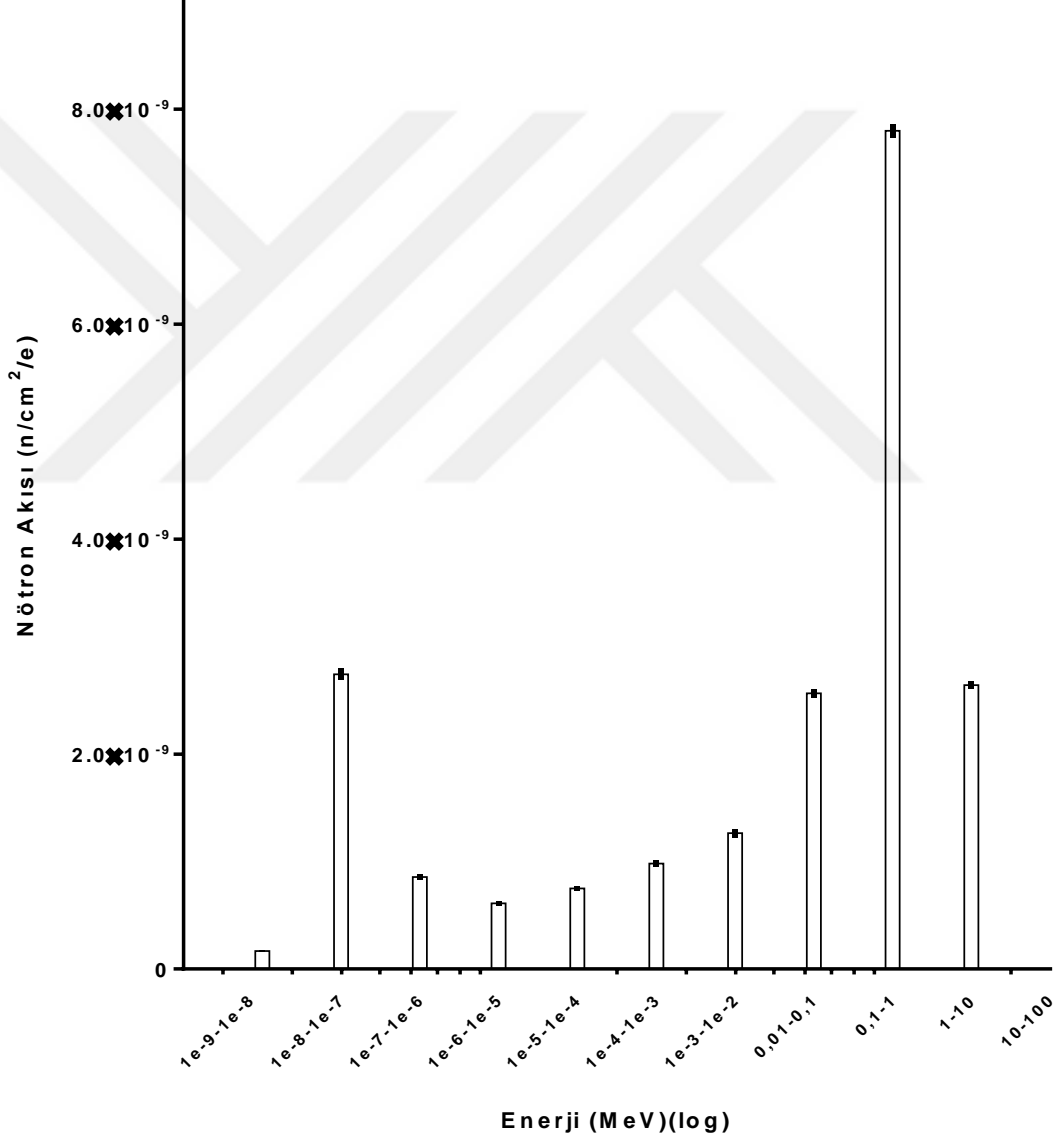
Parça	% Fotonötron Üretimi
Birincil Kolimatör (W)	55.8
Hedef (W)	29.6
İkincil Kolimatör (W)	0.03
Hedef Yuvası (Cu)	6.23
Kafa Zırhı (Pb)	4.34
Düzleştirici Filtre (Fe)	3.82

Tablo 4.5: 18 MV foton enerjisinde 40x40 cm² ışınlama alanında filtresiz sistem için komponentlerin fotonötron üretimine katkıları

Parça	% Fotonötron Üretimi
Birincil Kolimatör (W)	58.0
Hedef (W)	30.8
İkincil Kolimatör (W)	0.02
Hedef Yuvası (Cu)	6.47
Kafa Zırhı (Pb)	4.51

4.15. Nötron Spektrumu

Lineer hızlandırıcı cihazında üretilen nötronların enerjilerini analiz edebilmek amacıyla SSD 100 cm²'de, su fantomunun yüzeyinde, 4x4 cm² yüzey alanına sahip bir hücre oluşturularak akı hesaplatılmıştır. Termal nötrondan hızlı nötrona geniş bir enerji aralığında sayım alabilmek amacıyla, enerji aralıkları logaritmik skala ile belirlenmiş ve 10⁻⁹ MeV ile 100 MeV aralığında akı tayini gerçekleştirilmiştir.



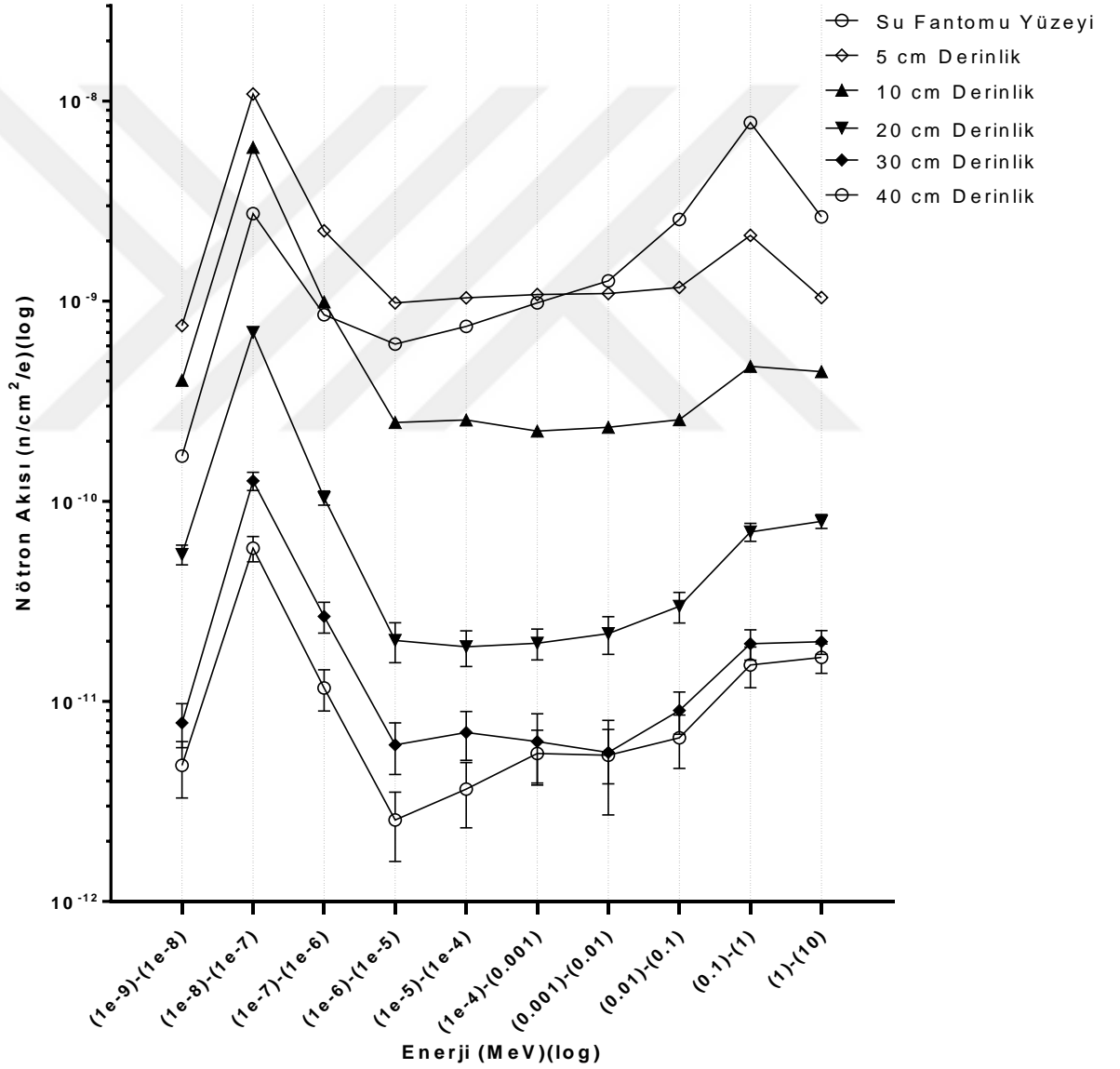
Şekil 4.14: 18 MV foton enerjisinde 10x10 alan açıklığında SSD 100 cm²'de filtreli sistemde birim elektrondan elde edilen nötron spektrumu

Tablo 4.6: 18 MV foton enerjisinde 10x10 cm² ışınlama alanında filtreli sistem için enerji aralığına bağlı olarak nötron akıları

Enerji Aralığı (MeV)	Nötron akısı (n/cm ² *e)	% Oran
10 ⁻⁹ -10 ⁻⁸	1.68x10 ⁻¹⁰	0.825
10 ⁻⁸ -10 ⁻⁷	2.74x10 ⁻⁹	13.34
10 ⁻⁷ -10 ⁻⁶	8.56x10 ⁻¹⁰	4.20
10 ⁻⁶ -10 ⁻⁵	6.09x10 ⁻¹⁰	2.99
10 ⁻⁵ -10 ⁻⁴	7.49x10 ⁻¹⁰	3.67
10 ⁻⁴ -10 ⁻³	9.80x10 ⁻¹⁰	4.81
10 ⁻³ -10 ⁻²	1.26x10 ⁻⁹	6.20
10 ⁻² -10 ⁻¹	2.56x10 ⁻⁹	12.60
10 ⁻¹ -10 ⁰	7.80x10 ⁻⁹	38.20
10 ⁰ -10 ¹	2.64x10 ⁻⁹	12.90

4.16. Derinliğe Bağlı Nötron Spektrumu

10x10 cm² ışınlama alanı için filtreli sistemde yatay eksenlerde ışınlama alanı merkezinde, dikey eksende su fantomunun yüzeyinde, 5 cm, 10 cm, 20 cm, 30 cm ve 40 cm derinliklerde hesaplanan nötron spektrumları verilmiştir. Spektrumlar incelendiğinde hızlı nötron akısında derinlikle birlikte sürekli azalma olduğu tespit edilmiştir. Termal nötron akısı ise 5 cm derinlikte yüzeyde hesaplanan akıdan daha fazladır.



Şekil 4.15: 18 MV foton enerjisinde 10x10 alan açıklığında farklı derinliklerde filtreli sistemde birim elektrondan elde edilen nötron spektrumu

Tablo 4.7’de termal nötronlar için, tablo 4.8’de toplam nötronlar için farklı derinliklerde hesaplanan nötron akılarının su fantomu yüzeyinde hesaplanan nötron akısına oranları verilmiştir. Böylece farklı enerjideki nötronların su fantomu içerisinde derinliğe bağlı olarak davranışları analiz edilmiştir.

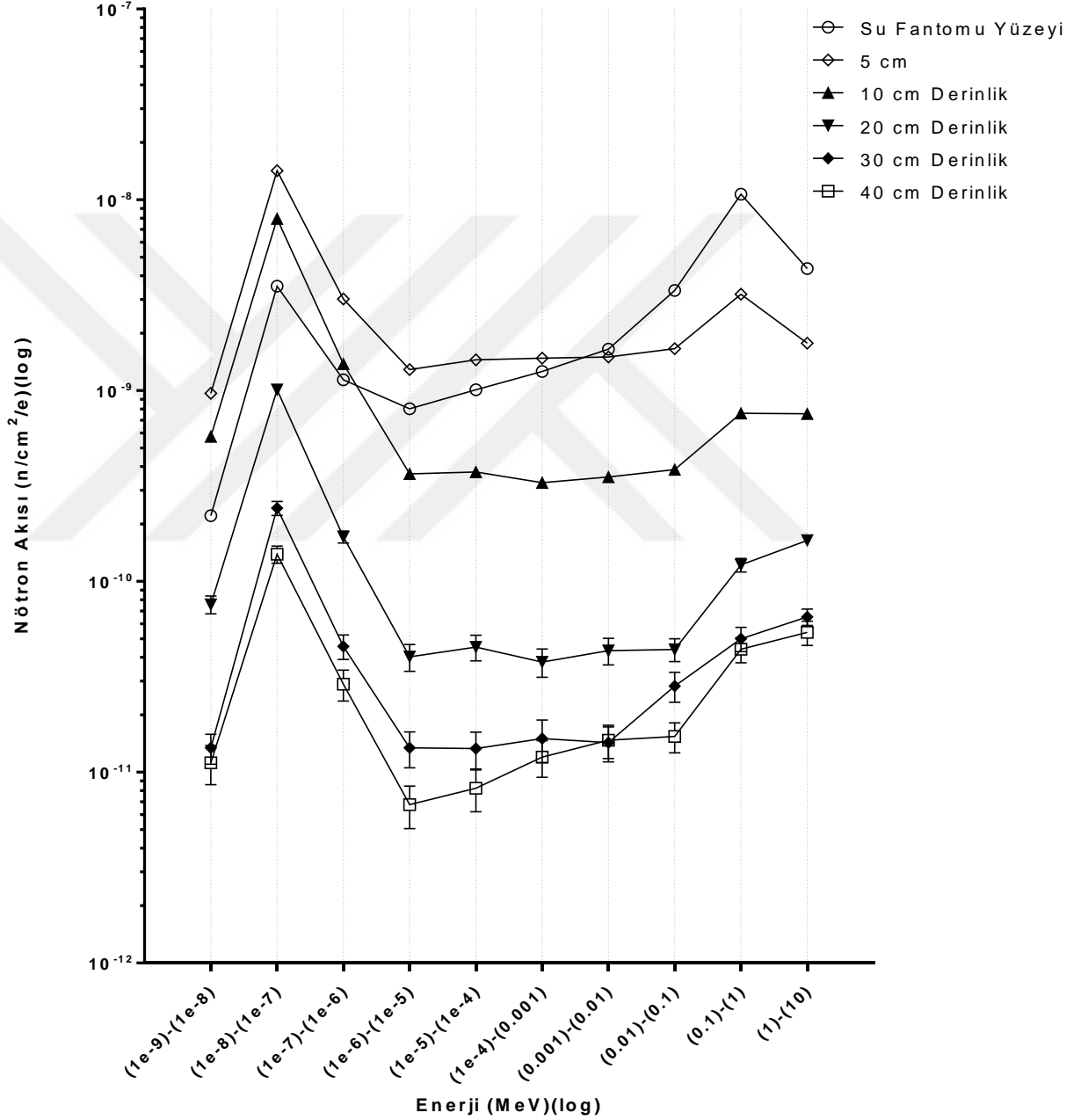
Tablo 4.7: 18 MV foton enerjisinde 10x10 cm² ışınlama alanında filtreli sistem için derinliğe bağlı termal nötron akılarının karşılaştırılması

Derinlik (cm)	Termal Nötron Akısı <1eV (n/cm ² *e)	Yüzde Hata	Termal Nötron % Değişim
0	3.76x10 ⁻⁹	6.11	100
5	1.38x10 ⁻⁸	3.53	367.97
10	7.26x10 ⁻⁹	4.88	192.76
15	2.51x10 ⁻⁹	8.52	66.69
20	8.56x10 ⁻¹⁰	14.89	22.76

Tablo 4.8: 18 MV foton enerjisinde 10x10 cm² ışınlama alanında filtreli sistem için derinliğe bağlı toplam nötron akılarının karşılaştırılması

Derinlik (cm)	Hızlı Nötron Akısı >1 eV (n/cm ² *e)	Yüzde Hata	Hızlı Nötron % Değişim
0	1.66x10 ⁻⁸	6.16	100
5	8.55x10 ⁻⁹	6.64	51.50
10	2.13x10 ⁻⁹	13.84	12.83
15	6.47x10 ⁻¹⁰	27.8	3.89
20	2.60x10 ⁻¹⁰	46.47	1.56

Filtreli ve filtresiz sistemde üretilen nötronların spektrumları benzerlik göstermektedir. Fakat filtresiz sistemde birim elektron için filtreli sisteme oranla her enerjide daha fazla nötron akısı olduğu tespit edilmiştir.



Şekil 4.16: 18 MV foton enerjisinde 10x10 alan açıklığında farklı derinliklerde filtresiz sistemde birim elektrondan elde edilen nötron spektrumu

Düzleştirici filtrenin nötron spektrumuna etkisinin incelenmesi amacı ile filtresiz sistemde farklı derinliklerde nötron spektrumu hesaplanmıştır. Simülasyon sonuçlarına göre filtresiz sistemde üretilen nötronların derinliğe bağlı değişimleri filtreli sistemde tespit edilen değişimle benzeşmektedir.

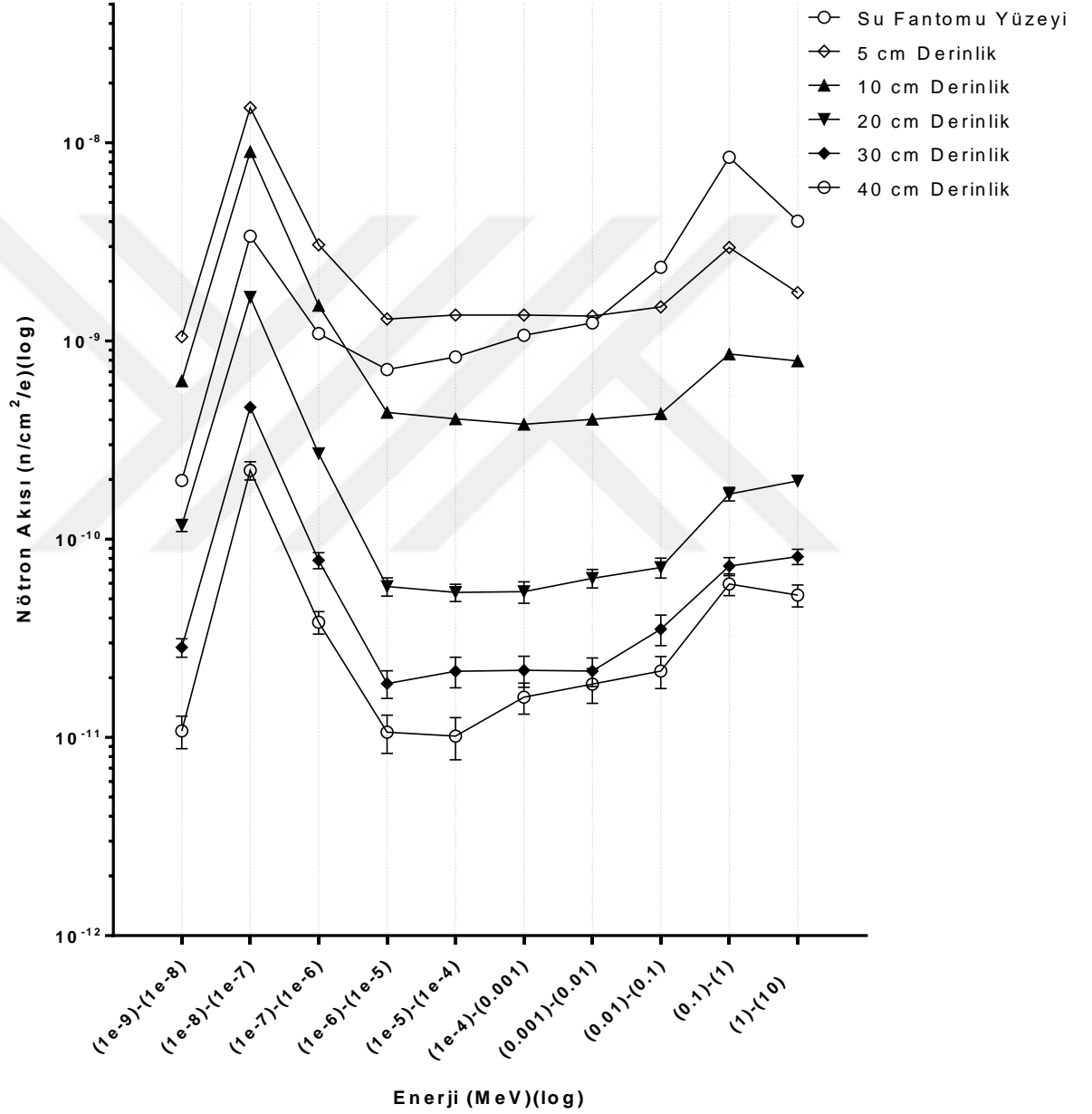
Tablo 4.9: 18 MV foton enerjisinde 10x10 cm² ışınlama alanında filtresiz sistem için derinliğe bağlı termal nötron akılarının karşılaştırılması

Derinlik (cm)	Termal Nötron Akısı <1eV (n/cm ² *e)	Yüzde Hata	Termal Nötron % Değişim
0	4.89x10 ⁻⁹	6.03	100
5	1.82x10 ⁻⁸	6.26	372.18
10	9.93x10 ⁻⁹	12.46	203.06
15	3.50x10 ⁻⁹	23.73	71.57
20	1.25x10 ⁻⁹	36.40	25.56

Tablo 4.10: 18 MV foton enerjisinde 10x10 cm² ışınlama alanında filtresiz sistem için derinliğe bağlı toplam nötron akılarının karşılaştırılması

Derinlik (cm)	Hızlı Nötron Akısı >1 eV (n/cm ² *e)	Yüzde Hata	Hızlı Nötron % Değişim
0	2.31x10 ⁻⁸	6.04	100
5	1.23x10 ⁻⁸	3.42	53.24
10	3.32x10 ⁻⁹	4.72	14.37
15	1.15x10 ⁻⁹	8.18	4.97
20	4.96x10 ⁻¹⁰	13.62	2.14

Alan açıklığının nötron akı ve spektrumuna etkisinin incelenmesi amacı ile 40x40 cm² ışınlama alanı için simülasyon yapılmıştır ve 10x10 cm² ışınlama alanında elde edilen sonuçlarla karşılaştırılmıştır.



Şekil 4.17: 18 MV foton enerjisinde 40x40 alan açıklığında farklı derinliklerde filtreli sistemde birim elektrondan elde edilen nötron spektrumu

Farklı alan açıklıklarında elde edilen nötron spektrumları incelendiğinde filtresiz sistemde birim elektron için su fantomu yüzeyinde $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alanda, $40 \times 40 \text{ cm}^2$ alana kıyasla termal nötron akısının % 4.9, toplam nötron akısının ise % 24.2 daha fazla olduğu tespit edilmiştir.

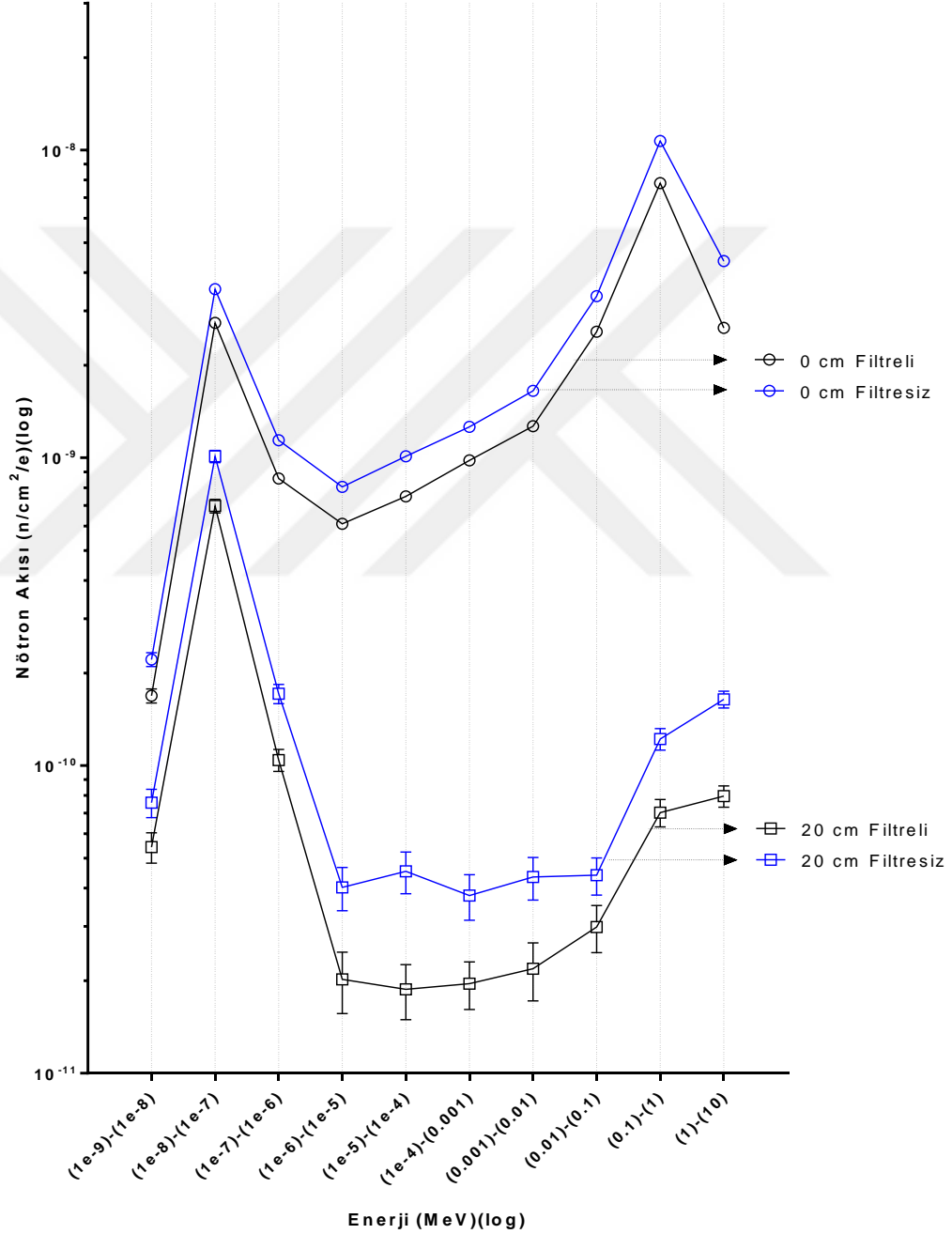
Tablo 4.11: 18 MV foton enerjisinde $40 \times 40 \text{ cm}^2$ ışınlama alanında filtresiz sistem için derinliğe bağlı termal nötron akılarının karşılaştırılması

Derinlik (cm)	Termal Nötron Akısı <1eV (n/cm ² *e)	Yüzde Hata	Termal Nötron % Değişim
0	4.66×10^{-9}	5.52	100
5	1.91×10^{-8}	2.98	409.87
10	1.12×10^{-8}	4.00	240.34
15	4.89×10^{-9}	6.02	104.93
20	2.05×10^{-9}	9.32	43.99

Tablo 4.12: 18 MV foton enerjisinde $40 \times 40 \text{ cm}^2$ ışınlama alanında filtresiz sistem için derinliğe bağlı toplam nötron akılarının karşılaştırılması

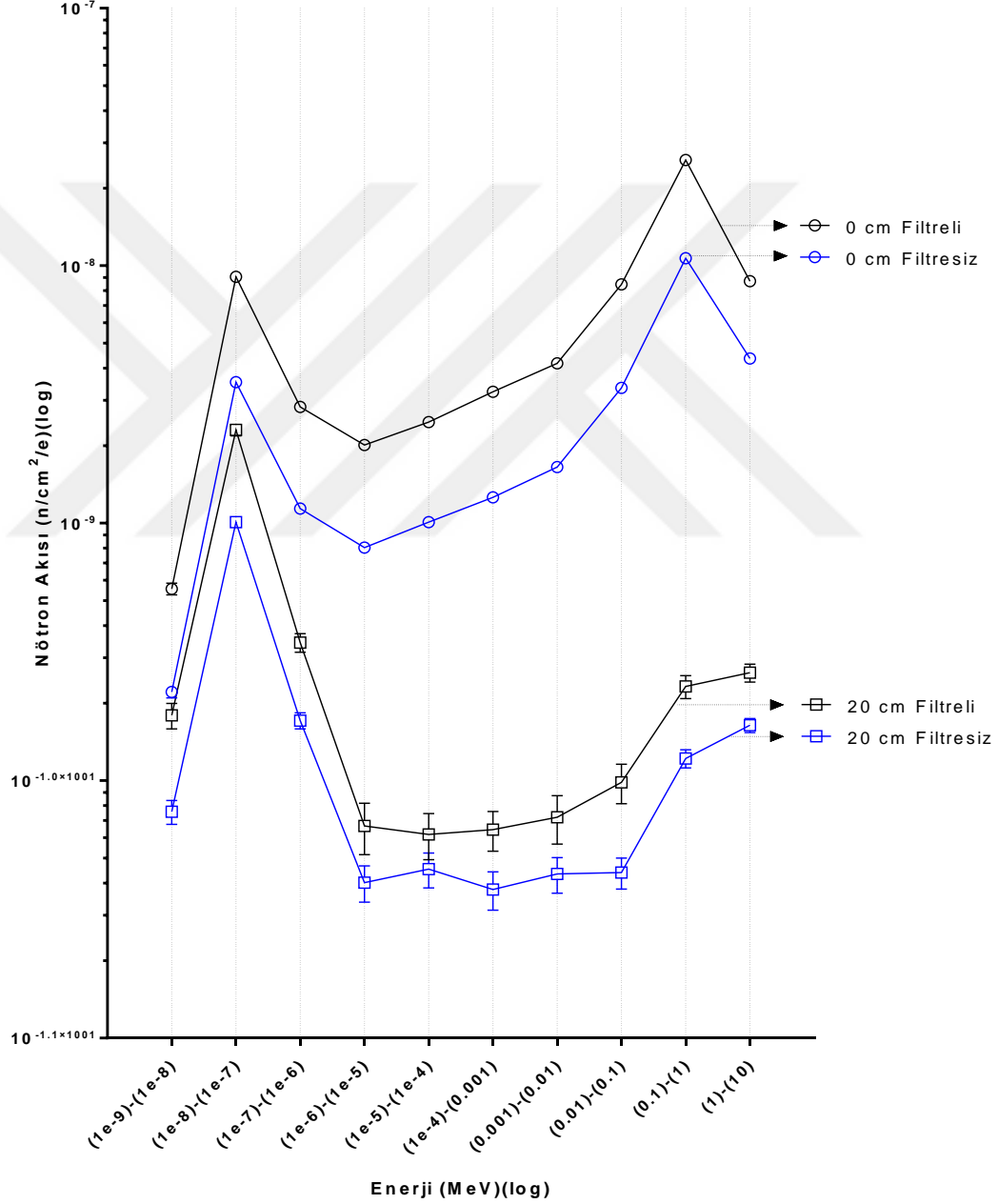
Derinlik (cm)	Hızlı Nötron Akısı >1 eV (n/cm ² *e)	Yüzde Hata	Hızlı Nötron % Değişim
0	1.86×10^{-8}	5.83	100
5	1.15×10^{-8}	5.82	61.82
10	3.7×10^{-9}	10.44	19.85
15	1.48×10^{-9}	18.02	7.93
20	6.66×10^{-10}	26.57	3.57

Birim elektron için filtreli ve filtresiz sistemler için hesaplanan nötron spektrumları su fantomu yüzeyinde ve 20 cm derinlikte karşılaştırmalı olarak gösterilmiştir. İki konumda da her enerjide filtresiz sistemde daha fazla nötron akısı tespit edilmiştir.



Şekil 4.18: 18 MV foton enerjisinde 10x10 alan açıklığında filtreli ve filtresiz sistemler için 0 cm ve 20 cm'de birim elektrondan elde edilen nötron spektrumları

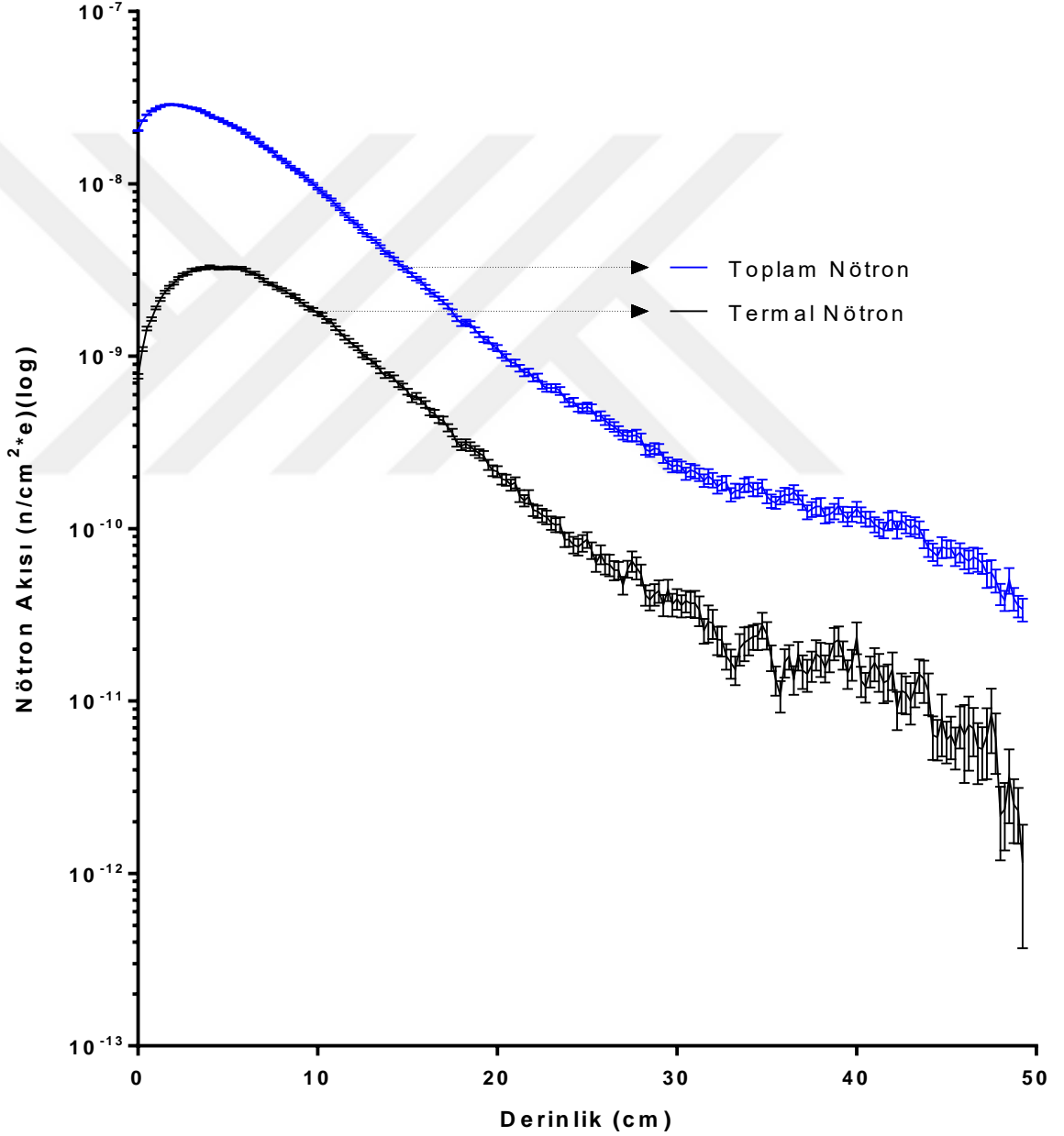
Eşit foton dozu elde edildiği takdirde filtreli sistemde filtresiz sisteme kıyasla su fantomu yüzeyinde 2.54 kat termal, 2.37 kat toplam nötron akısı tespit edilmiştir. 20 cm derinlikte ise 2.24 kat termal, 1.72 kat toplam nötron akısı tespit edilmiştir. Bu sebeple FFF sistemde nötron akısının %60'a kadar azaldığı görülmüştür.



Şekil 4.19: 18 MV foton enerjisinde 10x10 alan açıklığında filtreli ve filtresiz sistemler için 0 cm ve 20 cm'de eşit foton dozunda elde edilen nötron spektrumları

4.17. Derinliğe Bağlı Nötron Akısı

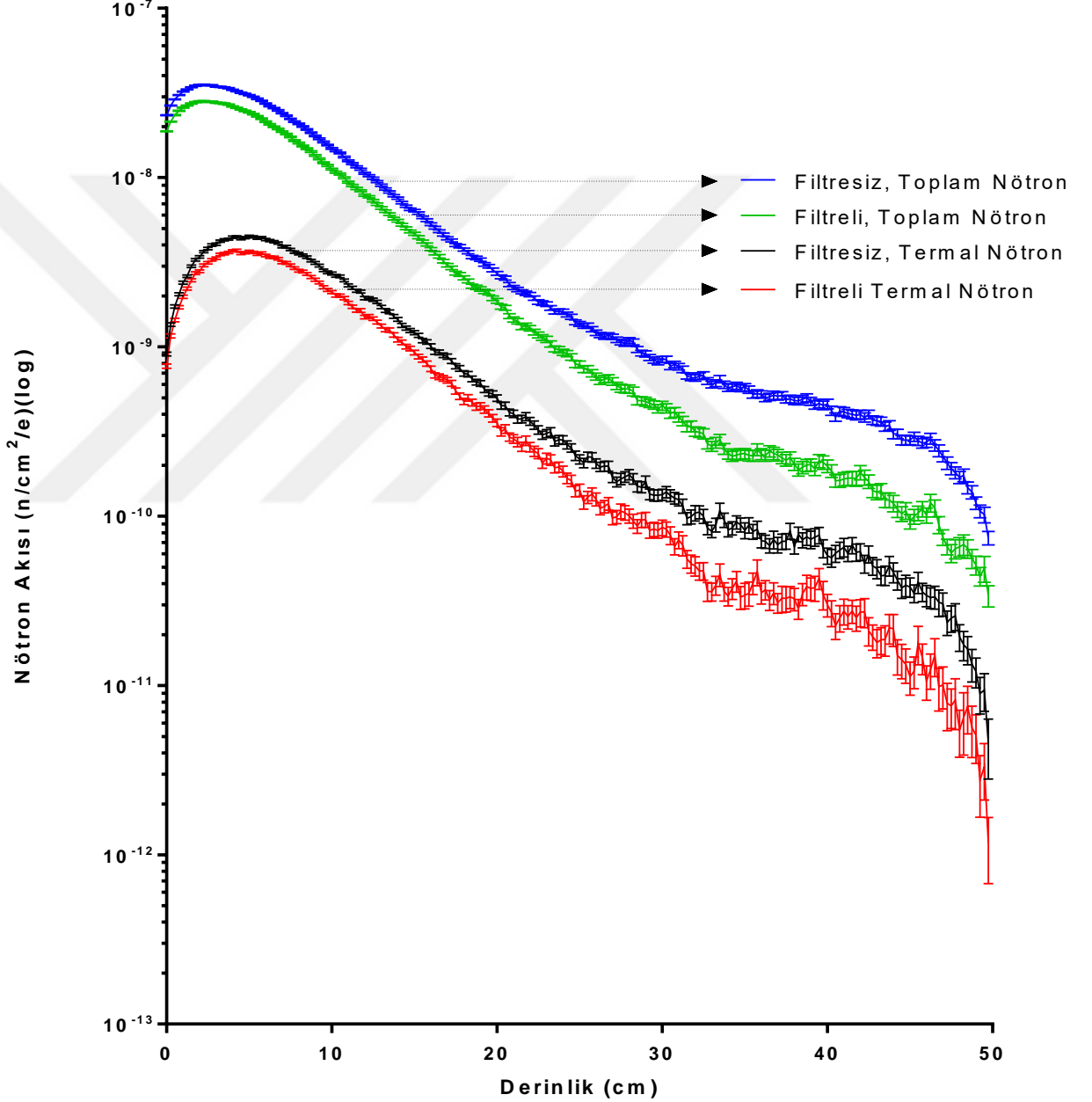
10x10 cm² ışınlama alanında birim elektron için filtreli sistemde üretilen nötron akısı toplam ve termal enerji için ayrı ayrı hesaplanmıştır. Su fantomunda derinliğe bağlı olarak maksimum nötron akısı 1.75 cm'de, maksimum termal nötron akısı ise 4 cm derinlikte tespit edilmiştir.



Şekil 4.20: 18 MV foton enerjisinde 10x10 alan açıklığında filtreli sistemde derinliğe bağlı termal ve toplam nötron akısı

4.18. Birim Elektron için Filtreli ve Filtresiz Sistem Nötron Akıları

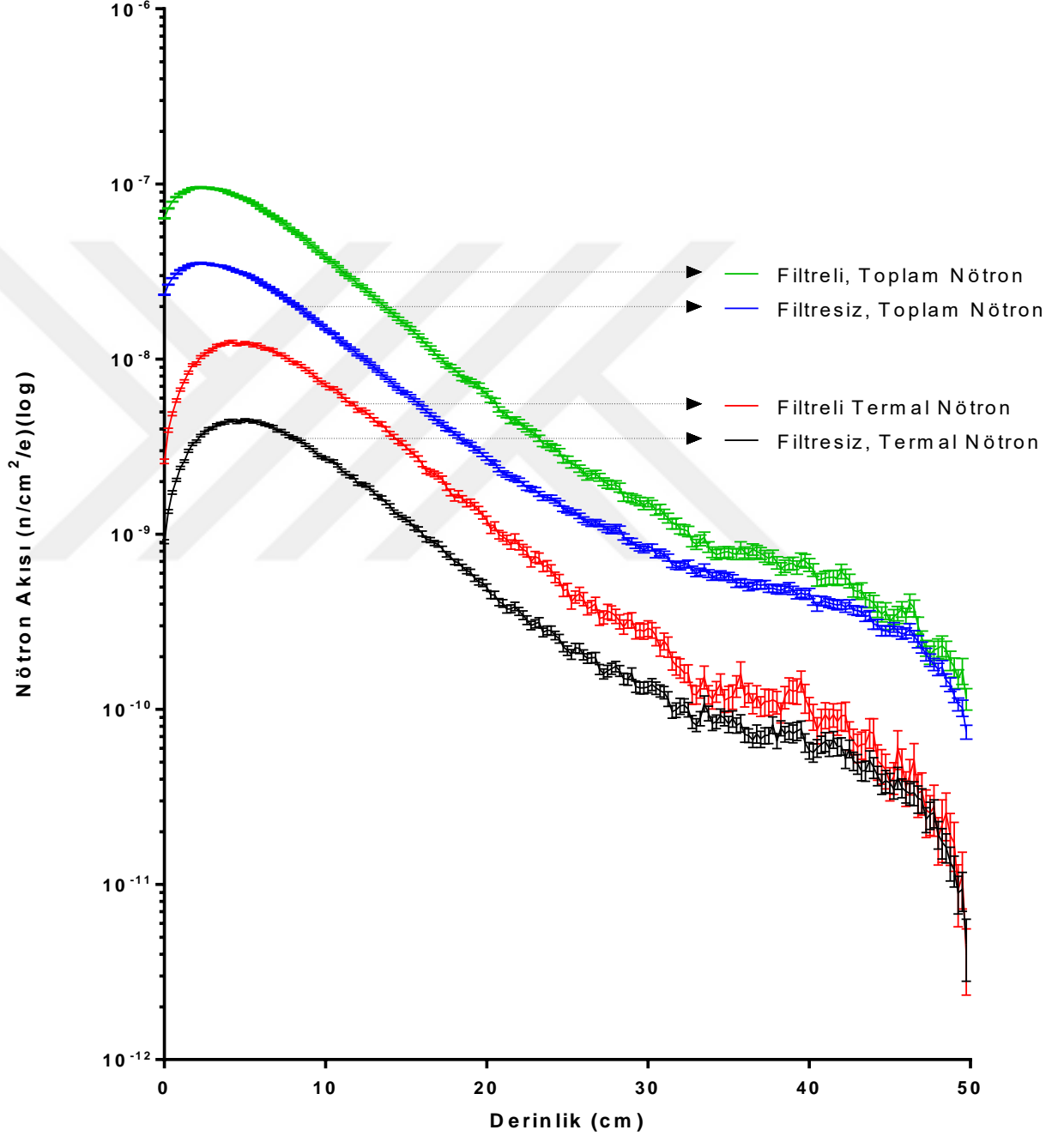
Filtresiz sistemde nötron üreten komponentlerden biri olan filtrenin sistemden çıkarılmasına rağmen, birim elektron için her enerjide filtreli sisteme kıyasla daha fazla nötron üretimi gerçekleştiği tespit edilmiştir.



Şekil 4.21: 18 MV foton enerjisinde 10x10 alan açıklığında filtreli ve filtresiz sistemlerde birim elektron için derinliğe bağlı termal ve toplam nötron akısı

4.19. Eşit Foton Dozu için Filtreli ve Filtresiz Sistemde Nötron Akıları

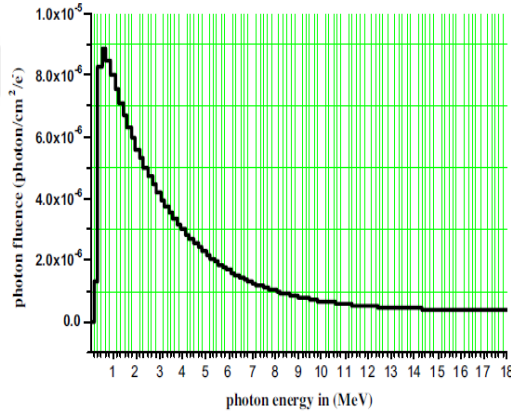
Her iki sistemden de eşit foton dozu elde edilmesi halinde her derinlikte filtreli sistemde daha fazla nötron üretimi gerçekleşmektedir.



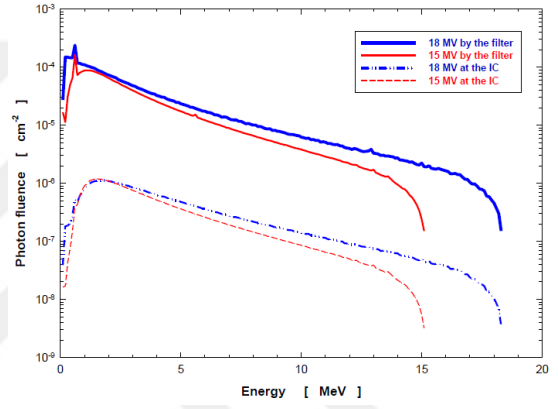
Şekil 4.22: 18 MV foton enerjisinde 10x10 alan açıklığında filtreli ve filtresiz sistemlerde eşit foton dozu için derinliğe bağlı termal ve toplam nötron akısı

5. TARTIŞMA

Literatür araştırması yapıldığında Beigi ve arkadaşlarının çalışmasında bulunan foton spektrumu simülasyondan filtresiz sistemde elde edilen foton spektrumu ile benzerlik göstermektedir. Fakat simülasyonda filtrelili ve filtresiz sistemlerde elde edilen spektrumlarda tespit edilen 0.51-0.52 MeV enerji aralığındaki yüksek foton akısı, Beigi ve arkadaşlarının çalışmasında gösterilmemiştir.

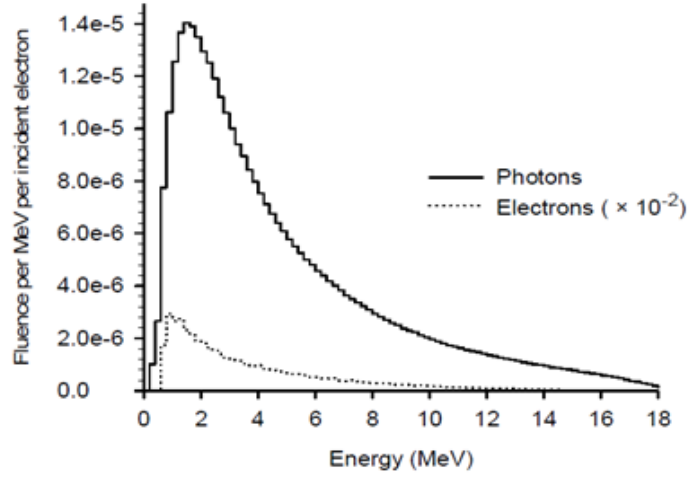


Şekil 5.1: Beigi ve arkadaşlarının çalışmasında elde edilen foton spektrumu



Şekil 5.2: Vega-Carrillo ve arkadaşlarının elde ettiği foton spektrumu

Vega-Carrillo ve arkadaşlarının çalışmasında ise filtrenin üzerinde ve izomerkezde ölçülen foton spektrumları gösterilmiştir. 0.5 MeV foton enerjisindeki yüksek foton akısı Vega-Carrillo ve arkadaşlarının çalışmasında da belirtilmiştir. İzomerkezde ölçülen foton spektrumu bu çalışmada filtrelili sistem için hesaplanan foton spektrumu ile örtüşmektedir. Bu çalışmada 1.42 MeV olarak hesaplanan maksimum foton akı enerjisi Vega-Carrillo ve arkadaşlarının çalışmasında 1.5 MeV olarak belirtilmiştir.



Şekil 5.3: Foton spektrumu²⁸

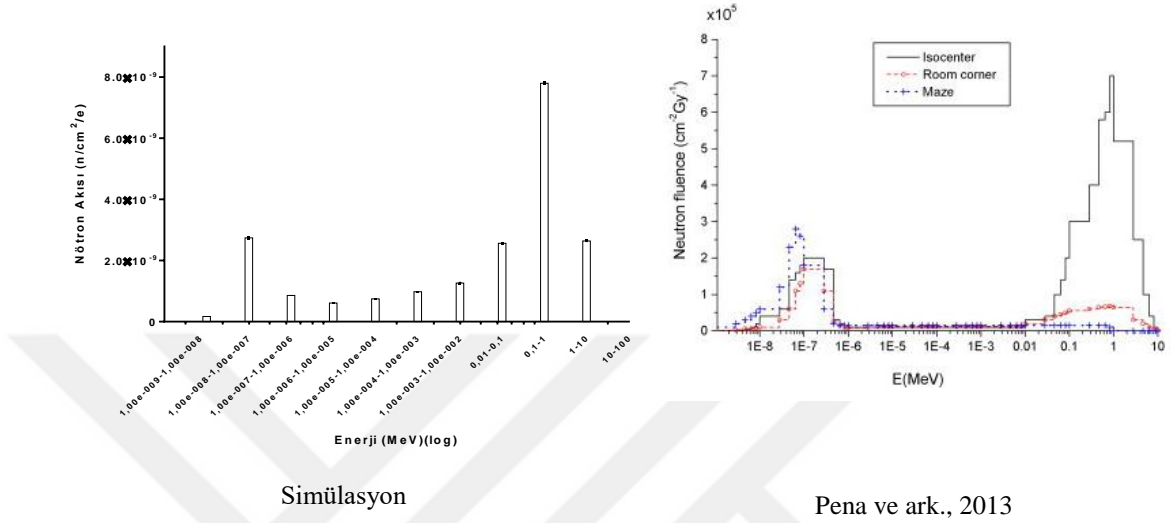
Simülasyonda ışınlama alanı merkezinde ortalama foton enerjisi 4.82 MeV olarak tespit edilmiştir. Allahverdi ve arkadaşlarının çalışmasında ise bu değer 4.62 MeV olarak gösterilmiştir. Bu çalışmada 1.42 MeV olarak hesaplanan pik enerji değeri ise Allahverdi ve arkadaşlarının çalışmasında 1.30 MeV olarak belirtilmiştir.

Simülasyon ile farklı alan açıklıklarında elde edilen yüzde derin doz ve doz profili değerleri filtreli ve filtresiz sistemler için kliniğimizde Philips SLI-25 marka lineer hızlandırıcı ile elde edilen deneysel veriler ile karşılaştırmalı olarak incelenmiştir ve değerlerin örtüştüğü görülmüştür. Ayrıca filtreli sistem için elde edilen yüzde derin doz değerlerinin BJR (British Journal of Radiology) değerleri ile örtüştüğü tespit edilmiştir.

Lineer hızlandırıcı cihazında yer alan komponentlerin fotonötron üretimine katkısının bu çalışmada 10x10 cm² ışınlama alanı için birincil kolimatör %49, hedef %26, ikincil kolimatör %12.55, hedef yuvası %5.46, kafa zırhı %3.81 ve düzleştirici filtre %3.2 olduğu tespit edilmiştir. Mao ve arkadaşlarının Varian Clinac 2100C/2300C medikal elektron lineer hızlandırıcısı ile yaptıkları çalışmaya göre fotonötron kaynakları birincil kolimatör %38.4, ikincil kolimatör %36.3, hedef %15.6, düzleştirici filtre %9, diğerleri (mıknatıs, zırlama) %0.68 olarak gösterilmiştir. Mao ve arkadaşlarının çalışmasında ışınlama

²⁸ (Allahverdi ve ark., 2011)

alanının tamamen kapatılmasının ikincil kolimatörlerin fotonötron üretimine katkısını arttırdığı düşünülmektedir.



Şekil 5.4: 18 MV foton enerjisinde Monte Carlo ile hesaplanan fotonötron spektrumunun literatür ile karşılaştırılması

Yapılan literatür araştırmasında simülasyon ile hesaplanan fotonötron spektrumunun Pena ve arkadaşlarının, Bezoubiri ve arkadaşlarının ve Najem ve arkadaşlarının çalışmalarında elde ettikleri fotonötron spektrumu ile örtüştüğü görülmüştür. Yine bir Monte Carlo çalışması yapan Pena ve arkadaşları fotonötron spektrumunda enerjisi 0.1 MeV ile 5-10 MeV arasında ve merkezi 0.7 MeV olan, enerjisi 1 eV'in altında ve merkezi 0.05 eV olan iki dominant pik olduğunu tespit etmişlerdir. Epitermal enerji aralığında olan nötronların lineer hızlandırıcı kafasında dominant olmadığını belirtmişlerdir.

6. SONUÇLAR

Bu çalışmada Philips SLI-25 marka medikal elektron lineer hızlandırıcı gantry'si tüm komponentleri ile birlikte modellenmiş ve Monte Carlo yöntemi tabanlı MCNP6.1 kodu ile detaylı simülasyonu gerçekleştirilmiştir.

Simülasyon, elektronun kaynaktan çıkışı ile frenleme X-ışınlarının üretimi ve foton-çekirdek etkileşimi sonucu üretilen fotonötronların su fantomu içerisinde çeşitli ölçümlere tabii tutulması arasında geçen süreci içermektedir. Bu süreç içerisinde modellenen komponentler; elektron kaynağı, vakum tüp, hedef, hedef yuvası, birincil kolimatör, düzleştirici filtre, ikincil kolimatör, pencere, su fantomu ve iyon odasıdır.

Simülasyon çerçevesinde elektron kaynağında üretilen elektronlar vakum tüp içerisinde hareket ederek hedefe çarptırılmış ve X-ışınları üretilmiştir. Üretilen X-ışınları birincil ve ikincil kolimatörde şekillendirilmiş, düzleştirici filtrede düzleştirilerek su fantomunda iyon odası aracılığı ile ölçülmüştür.

Simülasyonlar 18 MV foton enerjisi için gerçekleştirilmiştir. Bu amaçla elektron kaynağı modeli ortalama 18 MeV'lik gaussian dağılıma sahip elektronlar üretilen biçimde tasarlanmıştır. Bütün ölçümler istatistik belirsizlikler göz önünde bulundurularak minimum 10^9 elektron için çalıştırılmıştır. Foton ölçümlerinde istatistik belirsizliği istenilen değerlere düşürmek mümkün olmuştur fakat nötron ölçümlerinde özellikle su fantomunda derinlikle birlikte ölçümlerdeki istatistik belirsizlik artmaktadır.

Simülasyonlar $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $20 \times 20 \text{ cm}^2$ ve $40 \times 40 \text{ cm}^2$ ışınlama alanları için gerçekleştirilmiştir. Bu amaçla ışınlama alanları, farklı ikincil kolimatör ve düzleştirici filtre tasarımları ile mümkün hale gelmiştir. Böylece ışınlama alanının dozimetri ve fotonötron üretimindeki rolü incelenmiştir.

Düzleştirici filtreli ve filtresiz sistemler için ayrı ayrı simülasyonlar yapılarak, düzleştirici filtrenin foton ve nötron için akı, doz ve spektrumdaki etkisi analiz edilmiştir. Filtreli ve filtresiz sistemler için gantry'yi oluşturan komponentlerin fotonötron üretimine katkısı tespit edilmiştir.

Dozimetrik ölçümler için su fantomu ve iyon odası modellenmiş ve $1 \times 1 \times 0.25 \text{ cm}^3$ hacimli hücreler ile yüzde derin doz, doz profili, foton ve nötron spektrumu ve akı ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Akı ölçümleri için MCNP kod sisteminde tanımlı *F4 tally'si*, doz ölçümleri için ise **F8 tally'si* kullanılmıştır. Foton spektrumları elde edilmesi amacıyla F4 tally'si kullanılmıştır ve ilgili hücrelerde skorlanan fotonlar enerjilerine göre 10 keV'lik enerji aralıklarında kanallara bölünerek MCA (çok kanallı analizör) modeli oluşturulmuştur.

Filtreli sistem için hava ortamında SSD 100 cm'de elde edilen foton spektrumu incelendiğinde maksimum foton akısının 0.51-0.52 MeV enerji aralığını temsil eden kanalda olduğu tespit edilmiştir. Böylece maksimum akının 0.511 keV enerjili annihilasyon fotonları olduğu anlaşılmıştır. Genel dağılım incelendiğinde 18 MV fotonlarının en yoğun olduğu enerji 1.42 MeV, ortalama enerjinin ise 4.82 MeV olduğu tespit edilmiştir. Filtresiz sistem için ise sürekli azalan foton spektrumu elde edilmiştir. Filtresiz sistemde elde edilen foton spektrumu incelendiğinde filtreli sistemde elde edilen spektrumda olduğu gibi 0.51 MeV-0.52 MeV enerji aralığında pik tespit edilmiştir. Diğer bir pik ise 50 keV-60 keV enerji aralığında gözlemlenmiştir. Filtreli sistemden farklı olarak pikler dışında maksimum foton yoğunluğu 0.48 MeV enerjisinde tespit edilmiştir. Ortalama foton enerjisi ise 3.54 MeV'dir.

Spektrumlar incelendiğinde artan mesafe ile foton akısının azaldığı, enerji dağılımının ise değişmediği tespit edilmiştir. Ortalama foton enerjisi 100 cm, 110 cm, 120 cm ve 130 cm uzaklıkta filtreli sistemde sırasıyla 4.82 MeV, 4.84 MeV, 4.86 MeV ve 4.87 MeV, filtersiz sistemde ise sırasıyla 3.54 MeV, 3.55 MeV, 3.55 MeV ve 3.56 MeV'dir.

Filtreli sistemde ortalama foton enerjisinin daha yüksek olmasının sebebinin düşük enerjili fotonların düzleştirici filtrede yutulması yada saçılması olduğu düşünülmektedir.

Filtreli ve filtresiz sistemlerde birim elektrondan elde edilen foton dozu farklılık göstermektedir. Bu iki sistemde elde edilen foton dozunun eşitlenmesi amacıyla yüzde derin doz ve doz profili baz alınarak hesaplamalar yapılmıştır.

10x10 cm² alan açıklığında filtreli ve filtresiz sistemlerde elde edilen foton spektrumları incelendiğinde, filtresiz sistemde birim elektrondan elde edilen foton akısının filtreli sisteme oranla 3.54 kat daha fazla olduğu tespit edilmiştir.

Doz eşitlemesinin yüzde derin doz baz alınarak yapılması halinde, 18 MV foton enerjisinde 10x10 cm², 20x20 cm² ve 40x40 cm² alan açıklıklarında doz maksimum noktasında filtresiz sistemde birim elektrondan elde edilen dozun filtreli sistemde sırasıyla 3.3034, 3.0624 3.4137 elektron ile sağlandığı tespit edilmiştir. Doz eşitlemesinin yüzde derin doz üzerinden su fantomunun derinlik eksenı boyunca elde edilen toplam doz baz alınarak yapılması halinde ise filtresiz sistemde birim elektrondan elde edilen dozun filtreli sistemde 10x10 cm², 20x20 cm² ve 40x40 cm² alan açıklıklarında sırasıyla 3.1859, 2.9280 ve 3.1913 elektron ile sağlandığı görülmüştür.

Doz eşitlemesinin doz profili baz alınarak yapılması halinde 10x10 cm², 20x20 cm² ve 40x40 cm² alan açıklıklarında filtreli ve filtresiz sistemde birim elektrondan elde edilen doz profilleri incelendiğinde filtresiz sistemde filtreli sisteme oranla birim elektrondan alan merkezinde sırasıyla 3.48, 3.24 ve 3.56 kat fazla foton dozu olduğu tespit edilmiştir

Simülasyon sonuçlarına göre 10x10 cm² alan açıklığında lineer hızlandırıcı kafasındaki nötron kaynakları birincil kolimatör %49, hedef %26, ikincil kolimatör %12.55, hedef yuvası %5.46, kafa zırhı %3.81 ve düzleştirici filtre %3.20 olarak tespit edilmiştir. Böylece fotonötron üretiminin yaklaşık %88'i tungsten ile üretilmiş birincil kolimatör, hedef ve ikincil kolimatör tarafından gerçekleştirilmektedir. 40x40 cm² alan açıklığında ise nötron kaynakları birincil kolimatör %55.8, hedef %29.6, ikincil kolimatör %0.03, hedef yuvası %6.23, kafa zırhı %6.34 ve düzleştirici filtre %3.82 olarak tespit edilmiştir.

Alan açıklığının değişmesi, ikincil kolimatörün nötron üretimine katkısını etkilemiştir. İkincil kolimatörün nötron üretimine katkısı 10x10 cm² alan açıklığında %12.55 iken 40x40 cm² alan açıklığında %0.02'ye düşmüştür. Alan açıklığını belirleyen temel

komponent ikincil kolimatördür. Birincil kolimatörden $40 \times 40 \text{ cm}^2$ alan açıklığını sağlayacak şekilde çıkan foton demeti ikincil kolimatöre $40 \times 40 \text{ cm}^2$ alan açıklığına daha uygun bir dağılımla ulaşmaktadır. Başka bir deyişle $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alan açıklığının sağlanabilmesi için ikincil kolimatörle etkileşime giren ve filtrelenen foton sayısı $40 \times 40 \text{ cm}^2$ alan açıklığına oranla daha fazladır. Bu sebeple $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alan açıklığında gerçekleşen etkileşimler ikincil kolimatörde üretilen nötron sayısını arttırmaktadır.

Düzleştirici filtrenin fotonötron üretimine katkısının $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alan açıklığında %3.2 $40 \times 40 \text{ cm}^2$ alan açıklığında ise %3.82 olduğu tespit edilmiştir.

Düzleştirici filtrenin sistemden çıkarılması, fotonötron üretim kaynaklarından birinin sistemden çıkarılmasıdır. Buna rağmen birim elektrondan üretilen fotonötron sayısının filtresiz sistemde filtreli sisteme oranla daha fazla olduğu tespit edilmiştir. Bunun sebebinin filtresiz sistemde foton demetinin filtrede enerji kaybetmeksizin ikincil kolimatörle daha yüksek enerjiyle etkileşime girmesi olduğu düşünülmektedir.

Filtreli ve filtresiz sistemde maksimum termal nötron akısının 4 cm derinlikte, maksimum toplam nötron akısının ise 1.75 cm derinlikte olduğu tespit edilmiştir.

Birim elektron için filtresiz sistemde filtreli sisteme göre maksimum akının elde edildiği derinlikte 1.2 kat fazla termal nötron akısı tespit edilmiştir. Toplam nötronlar için ise yine maksimum akının tespit edildiği derinlikte birim elektron için filtresiz sistemde filtreli sisteme oranla 1.25 kat fazla fotonötron olduğu anlaşılmıştır.

Eşit foton dozu elde edildiği takdirde filtreli sistemde filtresiz sisteme kıyasla su fantomu yüzeyinde 2.54 kat termal, 2.37 kat toplam nötron akısı tespit edilmiştir. 20 cm derinlikte ise 2.24 kat termal, 1.72 kat toplam nötron akısı tespit edilmiştir. Bu sebeple FFF sistemde nötron akısının %60'a kadar azaldığı görülmüştür.

Lineer hızlandırıcı cihazında fotonötronlar geniş bir enerji aralığında üretilmektedir. 18 MV foton enerjisinde, $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alan açıklığında SSD 100 cm'de maksimum nötron akısı %38.2 ile 100 keV-1 MeV enerji aralığında tespit edilmiştir. Bu aralık enerjilerine göre nötronların sınıflandırılmasında hızlı nötronlar olarak kategorize edilmektedir. En fazla ikinci nötron akısı ise %13.34 ile 10^{-8} - 10^{-7} MeV enerji aralığında yani termal nötronlar

olarak tespit edilmiştir. Bu enerji aralıklarının dışında her enerjide belli oranda nötronun lineer hızlandırıcı kafasında üretilmekte olduğu görülmüştür.

Farklı alan açıklıklarında ayrıca filtreli ve filtresiz sistemlerde ayrı ayrı olmak üzere 0, 5, 10, 20, 30 ve 40 cm derinliklerde oluşturulan hücreler vasıtası ile farklı derinliklerde nötron spektrumları elde edilmiş ve nötronların derinliğe bağlı davranışları analiz edilmiştir.

Hızlı nötron akısı derinlikle birlikte suyun modere etme yani hızlı nötronları yavaşlatma özelliği sebebiyle sürekli azalmıştır. Bunun sebebi su içerisinde bulunan hidrojen atomunun iyi bir moderatör (çarpışma tesir kesiti yüksek) olması ve hızlı nötronların çarpışmalar sonucunda enerjilerini kaybederek termalize olmaları ve termal nötron sayısını arttırmalarıdır. Termal nötron akısı ise 5 cm derinlikte yüzeydeki akıdan $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ışınlama alanı filtreli sistem için % 367.97, $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ışınlama alanı filtresiz sistem için % 372.18, $40 \times 40 \text{ cm}^2$ ışınlama alanı filtreli sistem için % 409.87 daha fazladır. Bunun sebebi hızlı nötronların termal nötron kaynağı gibi davranmasıdır.

Sonuç olarak Monte Carlo yöntemi kullanılarak yapılan bu çalışmada elde edilen veriler lineer hızlandırıcı cihazının çalışma prensiplerinin ve üretilen radyasyon tiplerinin detaylı bir şekilde analiz edilmesini sağlamıştır.

Model ileriki çalışmalarda lineer hızlandırıcı cihazının geliştirilmesinde, Monte Carlo yöntemi ile çalışan tedavi planlama sisteminin geliştirilmesinde yada BNCT (Boron neutron capture therapy) gibi farklı radyoterapi yöntemlerinin lineer hızlandırıcıda uygulanması ve test edilmesi gibi amaçlarla kullanılabilir.

KAYNAKLAR

Ali, I., Salahuddin A., Quantitative assessment of the accuracy of dose calculation using pencil beam and Monte Carlo algorithms and requirements for clinical quality assurance., 2013, Medical Dosimetry, Vol. 38 Department of Radiation Oncology, University of Oklahoma Health Sciences Center, Oklahoma City

Allahverdi, M., Zabihzadeh, M., Ay, M.R., Mahdavi, S.R., Shahriari, M., Mesbahi, A., Alijanzadeh, H. Monte Carlo estimation of electron contamination in a 18 MV clinical photon beam, 2011, Iran. J. Radiat. Res., Vol 9 No 1

American Association of Physicists in Medicine (AAPM), 1986, 19 nolu rapor

Ashokkumar, S., Raj, N.A.N., Sinha S.N., Yadav G., Thiyagarajan R., Raman, K., Mishra M.B., 2014 Comparison of Head Scatter Factor for 6MV and 10MV flattened (FB) and Unflattened (filtresiz) Photon Beam using indigenously Designed Columnar Mini Phantom, Journal of Medical Physics

Becquerel, J., Crowther, J.A. Discovery of radioactivity, 1948, Nature

Beigi, M., Afarande, F., Ghiasi, H. Safe bunker designing for the 18 MV Varian 2100 Clinac: a comparison between Monte Carlo simulation based upon data and new protocol recommendations, 2015, Reports of Practical Oncology and Radiotherapy 21

Bezoubiri, A.A., Bezoubiri, F., Bedreddine, A., Mazrou, H., Mokrani, Z.L. Monte Carlo estimation of photoneutrons spectra and dose equivalent adound an 18 MV medical linear accelerator, 2013, Radiation Physics and Chemistry 97

Boztosun, İ., Dapo, H., Karakoç, M., Özmen, S.F., Çeçen, Y., Çoban, A., Caner, T., Bayram, E., Saito, T.R., Akdoğan, T., Bozkurt, V., Küçük, Y., Kaya, D., Harakeh, M.N. Photonuclear reactions with zinc: A case for clinical linacs, 2015, The European Physical Journal Plus130: 185

Brahme, A., Chavaudra J., Landberg, T., McCullough, E., Nüsslin, F., Rawlingson A., Svensson, G., Svensson, H. Accuracy requirements and quality assurance of external beam therapy with photons and electrons, Acta Oncol Suppl 1, 1988

Chadwick, M., Oblozinsky, P., Blokhin, A., Fukahori, T., Han, Y., Lee, Y., Martins, M., Mughabghab, S., Varlamov, V., Yu, B., 2000. Handbook of Photonuclear Data for Applications: Cross Sections and Spectra. IAEA, IAEA TECH-DOC 1178, Geneva,Switzerland.

Curie, E. Marie and Pierre Curie and the discovery of radium, 1950, Br. J. Radiol.

Gao, Q., Zha, H., Chen, H., Shi, J. Design and optimization of the target in electron linear accelerator, 2013, Proceedings of IPAC2013

Goaz, P.W., Pharoah, M.J., White S.C. Oral Radiology: Principles and Interpretation, 2000, Mosby Publication, Mishawaka, USA

Goorley, T., James, M., Booth, T., Brown, F., Bull, J., Cox, L.J., Durkee, J., Elson, J., Fensin, M., Forster, R.A., Hendricks, J., Hughes, H.G., Johns R., Kiedrowski, B., Martz, R., Mashnik S., McKinney, G., Pelowitz, D., Prael, R., Sweezy, J., Waters, L., Wilcox, T., Zukaitis, T., Features of MCNP6, 2013, Joint International Conference on Supercomputing in Nuclear Applications and Monte Carlo, Paris

Harris, G.M. Development And Validation Of An Electron Monte Carlo Model For The Elekta Infinity Accelerator. B.S., Georgia Institute of Technology, Yüksek Lisans Tezi, 2012

Huasi, H. Composite materials for shielding mixed radiation, 2011, Intech

IAEA (International Atomic Energy Agency), Handbook on photonuclear data for applications Cross-section and spectra, 2000, Vienna

ICRP, 1991, 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 60, Ann. ICRP 21 (1-3), 1991

ICRP, 2007, The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 103, Ann. ICRP 37 (2-4), 2007

ICRU Report 24: Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of x or gamma rays in radiotherapy, International Commission on Radiation Units and Measurements, 1976

Johns, H.E., Bates, L.M., Epp, E.R., Cormack, D.V., Fedoruk, S.O., Morrison, A., Dixon, W.R., Garrett, C. 1,000-Curie Cobalt-60 Units for Radiation Therapy, 1951, Nature 168

Joliot, F., Curie, I. Artificial Production of a New Kind of Radio-Element, 1934, Nature 133

Jones, H.A., Langmuir, I. The Characteristics of Tungsten Filament as Functions of Temperature, 1927, Publicity Department of the General Electric Company

Julien I.E. Hoffman, Statistical Limits and the Central Limit Theorem, 2015, Biostatistics for Medical and Biomedical Practitioners, California

Khan FM., Gibbons P.J., 2003 The Physics of Radiation Therapy. 3rd ed. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins

Kim, S.J., Comparison of pencil beam, collapsed cone, and monte carlo algorithm in radiotherapy planning for 6 MV, 2015, Journal of the Korean Physical Society, Vol. 67, No 1

Kumar, S. Second Malignant Neoplasms Following Radiotherapy, 2012, International Journal of Environmental Research and Public Health

Mao, X.S., Kase, K.R., Liu, J.C., Nelson, W.R., Kleck, J.H., Johnsen S. Neutron sources in the Varian Clinac 2100C/2300C medical accelerator calculated by the EGS4 code, 1997, Health Phys 72

Mayles, P., Nahum, A., Rosenwald, J.C. Handbook of radiotherapy physics, theory and practice, 2007, CRC Press

McConn Jr, R.J. Gesh, C.J., Pagh, R.T., Rucker, R.A., Williams III, R.G., Compendium of Data for Radiation Transport Modeling Revision 1 2011 Pacific Northwest National Laboratory

Mesbahi, A., Fix, M., Allahverdi, M., Grein, E., Garaati, H. 2004 Monte Carlo calculation of Varian 2300C/D Linac photon beam characteristics: a comparison between MCNP4C, GEANT3 and measurements, Applied Radiation and Isotopes

Najem, M.A., Abolaban, F.A., Podolyak, Z., Spyrou, N.M. Neutron production from flatterer filter free high energy medical linac: A Monte Carlo study, 2015, Radiation Physics and Chemistry 116

Pelowitz, D.B, Goorley, J.T., James, M.R., Booth, T.E., Brown, F.B., Bull, J.S., Cox, L.J., Durkee, J.W., Elson, J.S., Fensin, M.L., Forster, A., Hendricks, J.S., Hughes, G., Johns, R.C., Kiedrowski, B.C., Martz, R.L., Mashnik, S.G., McKinney, G.W., Prael, R.E., Sweezy, J.E., Waters, L.S., Wilcox, T.A., Zukaitis, A., MCNP6™ User's Manual, 2013, Los Alamos National Laboratory

Pena J., Franco L., Gomez F., Iglesias A., Pardo J., Pombar M. Monte Carlo study of Siemens PRIMUS photoneutron production. Phys Med Biol. 2005;50:5921–5933

Roentgen, W.C. On a new kind of ray, 1895, Sitzungsberichte of the Würzburg Physical Medical Society

Shani, G., Radiation Dosimetry-Instrumentation and Methods, 2001, CRC Press

Shultis, J.K., Faw, R.E., An MCNP Primer, 2011, Department of Mechanical and Nuclear Engineering, Kansas State University, Manhattan

Sprawls, P. Physical Principles Of Medical Imaging, 1993, Aspen Publishers

Thariat, J., Hannoun-Levi, J.M., Myint, A.S., Vuong, T., Gerard, J.P. Past, present and future of radiotherapy for the benefit of patients, 2013, Nat. Rev. Clin. Oncol.

Van Dyk, J. 1999 The modern technology of radiation oncology Madison, WI, USA: Medical Physics Publishing; s1073.

Vega-Carrillo, H.R., Martinez-Ovalle, S.A., Lallena, A.M., Mercado G.A., Benites-Rengifo, J.L. Photon and photoneutron spectra produced in radiotherapy LINACs, 2012, Applied Radiation and Isotopes 71

Washington, C.M., Leaver, D. Principles and practice of radiation therapy, 2016, Elsevier Inc.

Williams III, R.G, Gesh, C.J., Pagh, R.T Compendium of Material Composition Data for Radiation Transport Modeling 2006 Pacific Northwest National Laboratory

Wu, Y., Song, J., Zheng, H., Sun, G., Hao, L., Long, P., Hu, L., FDS Team 2014 CAD-based Monte Carlo program for integrated simulation of nuclear system SuperMC, Annals of Nuclear Energy

X-5 Monte Carlo Team MCNP — A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, 2008, Los Alamos National Laboratory

Yang, S., Su, C., Yu, K., A general method to the strong law of large numbers and its applications, 2008, Statistics & Probability Letters

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Çağrı	Uyruğu	T.C.
Soyadı	YAZĞAN	Tel no	0 507 955 74 57
Doğum tarihi	12.12.1986	e-posta	cagri.yazgan@gmail.com

Eğitim Bilgileri

Mezun olduğu kurum		Mezuniyet yılı
Lise	Çağrıbey Anadolu Lisesi	2005
Lisans	Hacettepe Üniversitesi	2014

Yabancı Dilleri	Sınav türü	Puanı
İngilizce	YDS	65

Yayımlar ve Bildiriler

Sözlü Bildiri

- Yiğit Çeçen, Çağrı Yazgan “Co-60 Odalarının Tomoterapi Ve Konvansiyonel Lineer Hizlandiricilar İçin Monte Carlo Yöntemi İle Yeniden Zirhlanması” 12. Ulusal Radyasyon Onkolojisi Kongresi, ANTALYA, TÜRKİYE, 20-24 Nisan 2016
- Çağrı Yazgan, Yiğit Çeçen, İsmail Boztosun “Monte Carlo Yöntemi Tabanlı MCNP Kodu ile Endüstriyel Cobalt 60 Işınlama Ünitesi Güvenlik Analizlerinin Yapılması”, 1. Ulusal Radyasyondan Korunma Kongresi, ANKARA, TÜRKİYE, 19-21 Kasım 2015
- Çağrı Yazgan “Monte Carlo Yöntemi ve MCNP Kod Sistemi (Monte Carlo N-Particle)”, Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler ve Uygulamaları Kış Semineri, ILGAZ, TÜRKİYE, 4-11 Şubat 2016