

TOBB EKONOMİ VE TEKNOLOJİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**SIEMENS ARTISTE LİNEER HIZLANDIRICI CİHAZININ MONTE CARLO
YÖNTEMİ KULLANILARAK MODELLENMESİ VE ENERJİYE ETKİ EDEN
PARAMETRELERİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

DOKTORA TEZİ

Taylan TUĞRUL

Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Osman EROĞUL

MAYIS 2020

Fen Bilimleri Enstitüsü Onayı



Prof. Dr. Osman EROĞUL

Müdür

Bu tezin Doktora derecesinin tüm gereksinimlerini sağladığını onaylarım.



Prof. Dr. Osman EROĞUL

Anabilim dalı Başkanı

TOBB ETÜ, Fen Bilimleri Enstitüsü'nün 171717001 numaralı Doktora Öğrencisi **Taylan TUĞRUL** 'un ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı "**SIEMENS ARTİSTE LİNEER HIZLANDIRICI CİHAZININ MONTE CARLO YÖNTEMİ KULLANILARAK MODELLENMESİ VE ENERJİYE ETKİ EDEN PARAMETRELERİN DEĞERLENDİRİLMESİ**" başlıklı tezi **01.05.2020** tarihinde aşağıda imzaları olan jüri tarafından kabul edilmiştir.



Tez Danışmanı :Prof. Dr. Osman EROĞUL

TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi

Jüri Üyeleri :Prof. Dr. Bahar DİRİCAN (Başkan)

Sağlık Bilimleri Üniversitesi

Gülhane Tıp Fakültesi



Doç. Dr. Fatih BÜYÜKSERİN

TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi



Dr.Öğr. Üyesi. Ersin EMRE ÖREN

TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi



Dr.Öğr. Üyesi. Tahir ÇAKIR

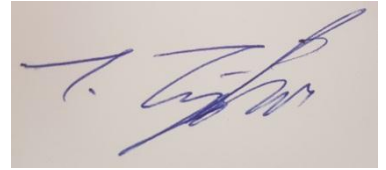
Van Yüzüncü Yıl Üniversitesi



TEZ BİLDİRİMİ

Tez içindeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edilerek sunulduğunu, alıntı yapılan kaynaklara eksiksiz atıf yapıldığını, referansların tam olarak belirtildiğini ve ayrıca bu tezin TOBB ETÜ Fen Bilimleri Enstitüsü tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlandığını bildiririm.

Taylan Tuğrul



“Hayaller kurulurken üstüne, gelişin bekleniyor amansız.
Korku düşüyor kalplere ama yine de
Adın anılıyor.
Ve dualar tutuyor ayakta
Hayalleri.
Gelişin bekleniyor, nefesler tutulmuş..
Sessizlik korkutuyor.
Ama dualar tutuyor ayakta
Bedenleri.
Sana seslenildiğinde sözün bilinmedik yerlere gitmesi isteniyor
Ve babalar özlenildiğinde anlamsız bakışlarla gözlerin
Sana devrilmesi.
Ve umutlar yeşeriyor,
Sevdalılar bekliyor seni.”

Mustafa Çağan Tuğrul’a ithafen

ÖZET

Doktora Tezi

SIEMENS ARTISTE LİNEER HIZLANDIRICI CİHAZININ MONTE CARLO
YÖNTEMİ KULLANILARAK MODELLENMESİ VE ENERJİYE ETKİ EDEN
PARAMETRELERİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Taylan Tuğrul

TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Osman Eroğul

Tarih: Mayıs 2020

Radyoterapinin amacı, tümöre yüksek dozda radyasyon verirken, tümörün etrafında bulunan sağlıklı dokuları en iyi şekilde korumaktır. Bu amaca ulaşmak için, elde edilen doz dağılımı, kesin doğruluk içeren metotlarla doğrulanmalıdır. Monte Carlo metodu, çeşitli fiziksel süreçler için olabilecek etkileşimleri en doğru şekilde simüle eder ve rastgele sayılar kullanarak problemleri çözmeye çalışır. Bu metot, elektron ve fotonun, havada ve madde içinde karşılaşabileceği bütün durumları doğru bir şekilde kontrol eder. Monte Carlo metodu, her bir parçacığı, bütün enerjisi bitene kadar takip eder ve yaptığı bütün etkileşimleri hesaplar. Bu yüzden bu metot, radyoterapi tedavilerinin simülasyonu için en doğru metot olma özelliği taşır.

Bu çalışmada, 6 MV enerjili Siemens Artiste lineer hızlandırıcı cihazının (LİNAK), birincil elektron parametreleri, Monte Carlo metodu kullanılarak incelenmiştir. Hedefe çarpan birincil elektronların, Ortalama Enerji ve Yarı Maksimumdaki Tam Genişlik (YMTG) gibi karakteristik özelliklerinin

tanımlanması gerekli olduğundan, bu gibi parametreleri belirlemek için Monte Carlo metodu kullanılmıştır. Yüzde Derin Doz (YDD) ve lateral doz profili ölçüm değerleri, iyon odası kullanılarak su fantomunda ölçülmüştür. Aynı zamanda, farklı derinliklerde film dozimetrisi kullanılarak, yüzde derin doz ve lateral doz profil değerleri elde edilmiştir. İlk adımda, Siemens Artiste lineer hızlandırıcı cihazı, BEAMnrc kodu kullanılarak modellenmiştir. Bu adımda, lineer hızlandırıcı cihazının kafa kısmında bulunan bileşenler modellenmiştir. Bu bileşenler: çıkış penceresi, hedef, birincil kolimatörler, düzleştirici filtre, iyon odaları, Y çeneleri ve X çok yapraklı kolimatörlerden (ÇYK) oluşmaktadır. İkinci adımda ise, BEAMnrc kodu kullanılarak elde edilen faz uzay dosyası, DOSXYZnrc simülasyon programında kullanılmıştır. Bu adımda, DOSXYZnrc içinde oluşturulan su fantomu üzerinde elde edilen doz dağılımları incelenmiştir. Bütün sonuçlar, 100 cm olan kaynak cilt mesafesinde (SSD) ve $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alanda elde edilmiştir. Birincil elektron parametreleri olarak, 6.3 MeV ortalama enerji ve 0.30 cm YMTG değeri kullanıldığında, Monte Carlo simülasyonu ile elde edilen değerler ve ölçüm sonuçları arasında iyi bir uygunluk elde edilmiştir. YMTG değerlerinin, yüzde derin doz eğrisi üzerinde çok az etkisinin olduğu gözlemlenmiştir. Ortalama enerji değerlerinin ve YMTG değerlerinin, lateral doz profili üzerinde etkisinin olduğunun fakat bu etkinin tolerans değerleri içinde kaldığı görülmüştür. Birincil elektron parametreleri, özellikle lineer hızlandırıcı cihazının kafasında bulunan bileşenlere bağlıdır. Elektron parametreleri üzerindeki küçük bir değişiklik, doz dağılımı üzerinde güçlü etkiler yaratabilir. Bu nedenle elektron parametreleri doğru bir şekilde belirlenmelidir. Tez çalışması kapsamında Monte Carlo simülasyonundan elde edilen faz uzay dosyası, doz saçılmalarında, ÇYK sızıntılarında, hasta üzerinde herhangi bir yerde oluşan doz dağılımının kontrol edilmesi ve karşılaştırılmasında ve çeşitli radyasyon çalışmalarında kullanılabilir.

Anahtar Kelimeler: Monte Carlo, Simülasyon, BEAMnrc, DOSXYZnrc, Siemens Artiste.

ABSTRACT

Doctor of Philosophy

**MODELING OF THE SIEMENS ARTISTE LINEAR ACCELERATOR
DEVICE WITH USING MONTE CARLO METHOD AND EVALUATION OF
PARAMETERS EFFECTING TO ENERGY**

Taylan Tuğrul

TOBB University of Economics and Technology
Institute of Natural and Applied Sciences
Biomedical Engineering Science Program

Supervisor: Prof. Dr. Osman Eroğul

Date: May 2020

The main purpose of radiotherapy is to give the highest radiation dose to the tumor and to deliver minimum dose to the healthy tissues surrounding tumor. To achieve this purpose, the dose distribution must be compared and verified with a high accuracy method. The Monte Carlo method simulates interaction possibilities for various physical processes and to solve the problem by using random numbers. This method uses reliable distribution functions that control each interaction of photons and electrons in air and matter. As the Monte Carlo method tracks each particle throughout its lifetime and takes into account all the interactions it does, this method is the most accurate method for simulation of radiotherapy treatments. In this study, we have investigated initial electron parameters of Siemens Artiste linear accelerator (LINAC) with 6 MV photon beam by using the Monte Carlo method. It is essential to define all the characteristics of initial electrons hitting the target i.e. mean energy and full width

of half-maximum (FWHM) of the spatial distribution intensity, which is needed to run Monte Carlo simulations. Measurement data of percent depth dose (PDD) and lateral dose profile were obtained in water by a farmer ion chamber. In addition, we have used film dosimetry in different depth for PDD and lateral dose. At the first step, Siemens Artiste LINAC head geometry was modeled using BEAMnrc code after the specifications of LINAC obtained from the manufacturer. The BEAMnrc of LINAC head components include the exit window, target, primary collimator, flattening filter, monitor chamber, Y Jaws and X multi leaf collimator (MLC). At the second step, the phase space files were used as input file to DOSXYZnrc simulation to determine the dose distribution in water phantom that was created by DOSXYZnrc program. The dose distributions for PDD and beam lateral dose profile have been calculated in water phantom. All the results were obtained at source-surface distance (SSD) of 100 cm and in $10 \times 10 \text{ cm}^2$ field. It was concluded that there existed a good conformity between Monte Carlo simulation and measurement data when we used electron mean energy 6.3 MeV and 0.30 cm FWHM value as initial parameters. We have observed that FWHM values affect very little on PDD and we see the electron mean energy and FWHM values affect on lateral dose profile. However, these effects are between tolerance values. The initial parameters especially depend on components of LINAC head. A small change in electron parameters creates strong effects on the dose. Therefore, electron parameters should be well defined. Within the scope of this thesis, the phase space file obtained from Monte Carlo Simulation can be used in dose scattering, MLC leakage, checking and comparing the dose distribution occurring anywhere on the patient and in various radiation studies.

Keywords: Monte Carlo, Simulation, BEAMnrc, DOSXYZnrc, Siemens Artiste.

TEŞEKKÜR

Çalıőmalarım boyunca değerli bilgi, birikim ve katkılarıyla beni yönlendiren danışman hocam Prof. Dr. Osman EROĞUL'a, çok değerli bilgi ve tecrübelere sahip ve bunları benden esirgemeyen çok değerli hocam Prof. Dr. Bahar DİRİCAN'a ve destekleriyle her zaman yanımda olan aileme çok teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
ÖZET	v
ABSTRACT	vii
TEŞEKKÜR	viii
İÇİNDEKİLER	x
ŞEKİL LİSTESİ	xii
ÇİZELGE LİSTESİ	xiv
KISALTMALAR	xv
SEMBOL LİSTESİ	xvi
RESİM LİSTESİ	xvii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1 Lineer Hızlandırıcılar	3
2.2 Doz Ölçüm Sistemleri	6
2.2.1 Su fantomları	6
2.2.2 Katı fantomlar	6
2.2.3 İyon odaları... ..	8
2.2.4 Diyot dedektörler	8
2.2.5 İki boyutlu dedektörler	9
2.2.6 Elektrometre... ..	9
2.2.7 Film dozimetri... ..	10
2.3 Dozimetrik Parametreler.	10
2.3.1 Yüzde derin doz.	10
2.3.2 Lateral doz profili.....	11
2.4 Monte Carlo Metodu.	12
2.5 Gamma Analizi.	15
3. GEREÇ VE YÖNTEM	19
3.1 Araç-Gereç	19
3.1.1 Siemens Artiste lineer hızlandırıcı cihazı	19
3.1.2 PTW MP3 su fantomu.....	19
3.1.3 PTW iyon odası.....	21
3.1.4 PTW UNIDOS-E elektrometre	21
3.1.5 PTW RW3 katı fantom	22
3.1.6 Gafkromik EBT film	22
3.1.7 EPSON 10000XL film tarayıcı	23
3.1.8 BEAMnrc	24
3.1.9 DOSXYZnrc	25
3.1.10 PTW MEPHYSTO mc ² 2.0.....	25
3.2 Yöntem	26
3.2.1 Su fantomu kullanılarak verilerin elde edilmesi	26
3.2.2 Gafkromik film kullanılarak verilerin elde edilmesi.....	27
3.2.3 BEAMnrc ile lineer hızlandırıcı cihazının modellenmesi.....	27
3.2.3.1 Çıkış penceresi ve hedefin modellenmesi	27

3.2.3.2 Birincil kolimatör ve düzleştirici filtrenin modellenmesi	29
3.2.3.3 İyon odalarının modellenmesi	30
3.2.3.4 Y çenesinin modellenmesi	31
3.2.3.5 X çok yapraklı kolimatörlerin modellenmesi.....	33
3.2.3.6 Giriş parametrelerinin belirlenmesi.....	34
3.2.4 DOSXYZnrc ile doz dağılımının elde edilmesi	35
3.2.4.1 3 boyutlu sanal fantomun oluşturulması	37
3.2.4.2 Kaynak türünün seçilmesi	38
3.2.4.3 Giriş parametrelerinin belirlenmesi.....	39
3.2.5 Verilerin incelenmesi	41
4. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	45
4.1 DOSXYZnrc ile Elde Edilen Verilerin Karşılaştırılması	45
4.2 DOSXYZnrc, Su Fantomu ve Gafkromik Film İle Elde Edilen Verilerin Karşılaştırılması.....	47
4.3 Tartışma Ve Öneriler	60
KAYNAKLAR.....	65
ÖZGEÇMİŞ.....	71

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2.1 : Lineer hızlandırıcı cihazının önemli kısımlarının şematik gösterimi.....	4
Şekil 2.2 : Düzleştirici filtrelili (a) ve düzleştirici filtresiz (b) elde edilen lateral doz profilleri.....	5
Şekil 2.3 : Farklı kalınlıklardaki katı fantomlar.....	7
Şekil 2.4 : 6 MV X ışını ve 10x10 cm ² alan için örnek YDD eğrisi.....	11
Şekil 2.5 : 6 MV X ışını ve 10x10 cm ² alan için örnek lateral doz profili eğrisi.....	12
Şekil 2.6 : Gamma analizinin şematik gösterimi ...	17
Şekil 3.1 : Gafkromik filmin yapısı.....	23
Şekil 3.2 : Siemens Artiste LİNAK cihazında bulunan parçaların konumları.....	28
Şekil 3.3 : SLABS modülünün yapısı.....	28
Şekil 3.4 : LİNAK cihazının modellemesi sonucu elde edilen çıkış penceresi ve hedef.....	29
Şekil 3.5 : FLATFILT modülünün yapısı.....	29
Şekil 3.6 : LİNAK cihazının modellemesi sonucu elde edilen birincil kolimatörler ve düzleştirici filtre	30
Şekil 3.7 : CHAMBER modülünün yapısı.....	30
Şekil 3.8 : LİNAK cihazında modelleme sonucu elde edilen iyon odaları.....	31
Şekil 3.9 : JAWS modülünün yapısı.....	32
Şekil 3.10 : LİNAK cihazında modelleme sonucu elde edilen Y çeneleri.....	32
Şekil 3.11 : MLC modülünün yapısı.....	33
Şekil 3.12 : LİNAK cihazında modelleme sonucu elde edilen ÇYK'ler ...	34
Şekil 3.13 : Modelleme sonucu elde edilen LİNAK cihazının görüntüsü ...	36
Şekil 3.14 : 'Source 19' kaynağının şematik gösterimi ...	36
Şekil 3.15 : DOSXYZnrc üzerinde 3 boyutlu voksellerin tanımlanması ...	37
Şekil 3.16 : Oluşturulan 3 boyutlu sanal fantomun dosxyz_show programı ile görüntülenmesi ...	37
Şekil 3.17 : 'Full phase-space file' kaynak türünün şematik gösterimi ...	38
Şekil 3.18 : DOSXYZnrc'de üzerinde bilgilerin girildiği arayüz ...	40
Şekil 3.19 : Doz ölçümü yapılmak istenilen voksellerin tanımlanması ...	40
Şekil 3.20 : Su fantomu ölçümünden elde edilen YDD eğrisi ...	41
Şekil 3.21 : Su fantomu ölçümünden elde edilen lateral doz profili ...	42
Şekil 3.22 : Film ölçümünden elde edilen YDD eğrisi ...	42
Şekil 3.23 : Film ölçümünden elde edilen lateral doz profili ...	43
Şekil 4.1: MC modellemesi sonucu elde edilen farklı elektron enerjileri için YDD eğrileri	45
Şekil 4.2 : MC modellemesi sonucu elde edilen farklı YMTG değerleri için lateral doz profilleri ...	46
Şekil 4.3 : 6 MeV elektron ortalama enerjisi ile MC yöntemi kullanılarak elde edilen YDD eğrisi ile su fantomu ve film ölçümlerinden elde edilen YDD eğrilerinin normalize edilmiş hali ...	48

Şekil 4.4 : 6.1 MeV elektron ortalama enerjisi ile MC yöntemi kullanılarak elde edilen YDD eğrisi ile su fantomu ve film ölçümlerinden elde edilen YDD eğrilerinin normalize edilmiş hali	48
Şekil 4.5 : 6.2 MeV elektron ortalama enerjisi ile MC yöntemi kullanılarak elde edilen YDD eğrisi ile su fantomu ve film ölçümlerinden elde edilen YDD eğrilerinin normalize edilmiş hali	49
Şekil 4.6 : 6.3 MeV elektron ortalama enerjisi ile MC yöntemi kullanılarak elde edilen YDD eğrisi ile su fantomu ve film ölçümlerinden elde edilen YDD eğrilerinin normalize edilmiş hali	49
Şekil 4.7 : 6.4 MeV elektron ortalama enerjisi ile MC yöntemi kullanılarak elde edilen YDD eğrisi ile su fantomu ve film ölçümlerinden elde edilen YDD eğrilerinin normalize edilmiş hali	50
Şekil 4.8 : Su fantomu, film ve YMTG değeri 0.28 cm olan MC yöntemi ile elde edilen lateral doz profillerinin normalize edilmiş hali	52
Şekil 4.9 : Su fantomu, film ve YMTG değeri 0.29 cm olan MC yöntemi ile elde edilen lateral doz profillerinin normalize edilmiş hali	52
Şekil 4.10 : Su fantomu, film ve YMTG değeri 0.30 cm olan MC yöntemi ile elde edilen lateral doz profillerinin normalize edilmiş hali	53
Şekil 4.11 : Su fantomu, film ve YMTG değeri 0.31 cm olan MC yöntemi ile elde edilen lateral doz profillerinin normalize edilmiş hali	53
Şekil 4.12 : Su fantomu, film ve YMTG değeri 0.32 cm olan MC yöntemi ile elde edilen lateral doz profillerinin normalize edilmiş hali	54
Şekil 4.13 : 0.28 cm YMTG değeri için elde edilen Gamma analizi grafiği	55
Şekil 4.14 : 0.29 cm YMTG değeri için elde edilen Gamma analizi grafiği	55
Şekil 4.15 : 0.30 cm YMTG değeri için elde edilen Gamma analizi grafiği	56
Şekil 4.16 : 0.31 cm YMTG değeri için elde edilen Gamma analizi grafiği	56
Şekil 4.17 : 0.32 cm YMTG değeri için elde edilen Gamma analizi grafiği	57
Şekil 4.18 : 6.3 MeV elektron ortalama enerjisi ve 0.30 YMTG değeri ile elde edilen YDD eğrisinin, 6.3 MeV elektron ortalama enerjisi ve 0.32 YMTG değeri ile elde edilen YDD eğrisi ile karşılaştırılması	58
Şekil 4.19 : 6 MeV elektron ortalama enerjisi ve 0.30 YMTG değeri ile elde edilen lateral doz profilinin, 6.3 MeV elektron ortalama enerjisi ve 0.30 YMTG değeri ile elde edilen lateral doz profili ile karşılaştırılması	59
Şekil 4.20 : Gamma analizi kullanılarak, 6 MeV elektron ortalama enerjisi ve 0.30 YMTG değeri ile elde edilen lateral doz profilinin, 6.3 MeV elektron ortalama enerjisi ve 0.30 YMTG değeri ile elde edilen lateral doz profilinin karşılaştırılması.	60

ÇİZELGE LİSTESİ

Sayfa

Çizelge 4.1: Ölçümlerden elde edilen YDD eğrileri için d_{max} ve TPR 20,10 değerleri.....	51
--	----



KISALTMALAR

YMTG	: Yarı Maksimumdaki Tam Genişlik
YDD	: Yüzde Derin Doz
LİNAK	: Lineer Hızlandırıcı
ÇYK	: Çok Yapraklı Kolimatör
SSD	: Source Surface Distance
FWHM	: Full Width of Half-Maximum
PDD	: Percent Depth Dose
MLC	: Multi Leaf Collimator
TPS	: Tedavi Planlama Sistemi
YART	: Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi
D_{maks}	: Ölçülen maksimum doz
D_z	: Merkezi eksen boyunca z derinliğinde ölçülen doz
EGS	: Electron Gamma Shower
MCNP	: Monte Carlo N-Particle
CBCT	: Cone Beam Computed Tomography
3D-CRT	: 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi
OMEGA	: Ottawa-Madison Electron Gamma Algorithm
MU	: Monitor Unit
ECUT	: Elektron Cut-off Enerjisi
PCUT	: Foton Cut-off Enerjisi
UBS	: Uniform Bremsstrahlung Splitting
d_{max}	: Maksimum Dozun Oluştuğu Derinlik
TPR	: Tissue Phantom Ratio
DBS	: Directional Bremsstrahlung Splitting

SEMBOL LİSTESİ

Bu çalışmada kullanılmış olan simgeler açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	Açıklama
Γ	Gamma değeri
σ_x	x noktasının Gamma değeri
V	Volt
Gy	Gray
Sv	Sievert
cm	Santimetre
MeV	MegaelektronVolt
mm	milimetre
%	Yüzde
D	Doz
MV	MegaVolt
R	Röntgen

RESİM LİSTESİ

Sayfa

Resim 2.1 : ÇYK'ler tarafından oluşturulan X-ışını alanı	6
Resim 2.2 : Doz ölçümlerinde kullanılan örnek su fantomu.....	7
Resim 2.3 : (a) Silindirik iyon odası. (b) Paralel plan iyon odası	8
Resim 2.4 : Farklı boyutlardaki diyot dedektörler	9
Resim 2.5 : PTW marka iki boyutlu dedektör.....	10
Resim 3.1 : Siemens Artiste LINAK cihazı	20
Resim 3.2 : PTW marka su fantomu ve ekipmanları	20
Resim 3.3 : PTW marka semiflex iyon odası.....	21
Resim 3.4 : PTW marka UNIDOS E elektrometre	22
Resim 3.5 : EPSON marka film tarayıcı	23
Resim 3.6 : BEAMnrc program arayüzü.....	24
Resim 3.7 : DOSXYZnrc program arayüzü	25
Resim 3.8 : PTW MEPHYSTO mc ² arayüzü.....	26

1. GİRİŞ

Lineer hızlandırıcı (LİNAK) cihazları kullanılarak yapılan radyasyon tedavileri, günümüzde radyoterapi yöntemleri arasında en sık uygulanan yöntemdir [1]. Son yıllarda, teknolojinin ilerlemesiyle birlikte, uygulanan radyoterapi tekniklerinde çok önemli gelişmeler olmuştur. Bu gelişmeler, hem LİNAK cihazlarına hem de tedavi planlama sistemlerine (TPS) yansımıştır [2]. Bu gelişmeler sayesinde, verilmesi gereken radyasyon dozu, hedef dokuya daha doğru bir şekilde verilerek, ışınlanan bölgede bulunan sağlıklı dokular maksimum derecede korunabilmektedir [3]. Bununla birlikte doz hesaplama algoritmaları daha karmaşık hale gelmiş ve TPS'lerde hesaplanan dozların doğruluğu daha fazla önem kazanmaya başlamıştır [4].

Radyoterapi tedavisi alan hastalarda, erken dönem veya geç dönemlerde bazı doku hasarları meydana gelebilir [5]. Radyasyonun etkileri, deterministik ve stokastik olmak üzere ikiye ayrılır. Deterministik etkiler, doz eşik değeri aşıldığında ortaya çıkabilecek sendromlardır. Stokastik etkiler ise doz ile oluşma olasılığının arttığı sendromlardır. Radyoterapide uygulanan radyasyon dozunun seviyesi, deterministik etki oluşturabilecek seviyededir. Bu yüzden verilen dozun doğruluğunun tespiti büyük önem taşımaktadır [6]. Hastanın radyoterapi tedavisine başlamadan önce ve tedavi süresince, doğru dozun hesaplanması, hedefe tanımlanan doz ile gerçekte hastaya verilen doz arasındaki en önemli adımlardan biridir [7].

Doz hesaplama algoritmalarının doğruluğunun hesaplanmasındaki genel yaklaşım, elde edilen bu dozları, deneysel ölçüm sonuçları ile karşılaştırmaktır [8]. Bu yüzden, hesaplanan doz dağılımının, yüksek doğruluk içeren bir metot ile karşılaştırılması gereksinimi ortaya çıkmıştır.

Monte Carlo metodu, özellikle son dönemlerde, radyoterapi uygulamalarında ve radyasyon dozimetrisinde yaygın bir şekilde kullanılmaya başlamıştır [9]. Bu metot, çeşitli fiziksel süreçler için olabilecek etkileşimleri modeller ve bunu yapmak için rastgele sayılar kullanır [10, 11]. Monte Carlo metodu, havada ve materyal içinde, elektron ve fotonun her bir etkileşimini kontrol eden güvenli dağılım fonksiyonlarını kullanır. Ayrıca bu metot, her bir partikülü yaşamı boyunca takip eder ve yaptığı bütün etkileşimleri hesaba katar. Bundan dolayı bu metot, günümüzde, radyoterapi tedavilerinin ve radyasyon dozimetrisinin kontrolünde ve simülasyonunda kullanılan en doğru yöntemdir [12, 13, 14, 15].

Monte Carlo metodunun kullanımında, radyoterapi alanındaki veya radyasyonla çalışılan alanlardaki kullanıcıların karşılaştıkları en büyük sorun, birincil elektron parametrelerinin belirlenmesidir [16, 17]. LİNAK cihazında bulunan parçaların modellenmesinde yapılabilecek küçük hatalar bile, doz hesaplamasına doğrudan etki etmektedir [18]. Foton ışınının bütün karakteristik özelliklerini doğru bir şekilde elde edebilmek için, hedefe çarpan birincil elektronların Ortalama Enerji ve Yarı Maksimumdaki Tam Genişlik (YMTG) değerlerini doğru tanımlamak gerekmektedir [19, 20].

Bu çalışmanın amacı, 6 MV enerjili foton ışınına ve 160 ÇYK'ya sahip Siemens Artiste LİNAK cihazının birincil elektron parametrelerini Monte Carlo yöntemini kullanarak belirlemektir. Su fantomunda ve gafkromik film kullanarak elde etmiş olduğumuz YDD ve lateral doz profilleri ile BEAMnrc ve DOSXYZnrc programları ile Monte Carlo yöntemini kullanarak elde edeceğimiz YDD ve lateral doz profillerini karşılaştırarak, bu parametreleri elde etmeyi amaçlamaktayız. Ayrıca bu parametrelerin YDD ve lateral doz profilleri üzerindeki etkisi de incelenecektir.

2. GENEL BİLGİLER

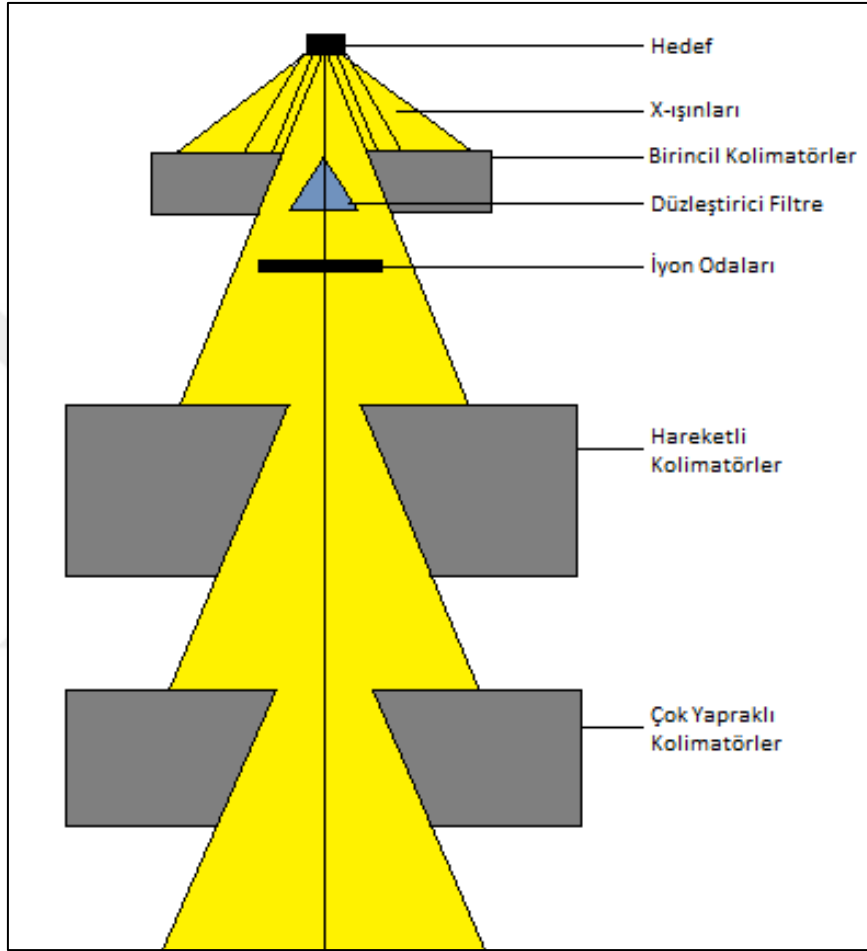
2.1 Lineer Hızlandırıcılar

Günümüzde lineer hızlandırıcılar, Fizik biliminin farklı dallarında araştırma amacıyla ya da radyoterapi alanında tedavi amacıyla kullanılmaktadır. Radyoterapide kullanılan LİNAK cihazları elektron hızlandırıcı sistemlerdir ve bu cihazlar X-ışını üretirler. Bu cihazlardan üretilen X-ışınları ve elektronlar hasta tedavilerinde kullanılır. Radyoterapide kullanılan klasik bir LİNAK cihazı genel olarak: yüklü parçacıkları üreten bir kaynak, hızlanan parçacıkları yönlendirerek hedefe doğru gitmesini sağlayan bir radyo frekanslı elektromanyetik dalga oluşturan cihaz, yüklü parçacıkların bu dalgalarla beraber doğrusal bir yolda gitmesini sağlayan bir sistem, yüklü parçacıkları yolundan saptırarak hedefe doğru çarpmasını sağlayan, manyetik alan içeren bir yapı, yüklü parçacıkların çarpıp X-ışını oluşmasına neden olan, farklı bileşenlerden oluşan bir hedef ve demet şekillendirici sistemlerden oluşur [21,22].

Elektronları üreten kaynak, elektron tabancası olarak adlandırılır ve katod-anod vasıtasıyla elektronları üretir. Dalga üreten güç sistemleri magnetron ya da klystron olabilir. Dalgaların oluşturulmasının amacı, elektronları istenilen kinetik enerjiye çıkarmak içindir.

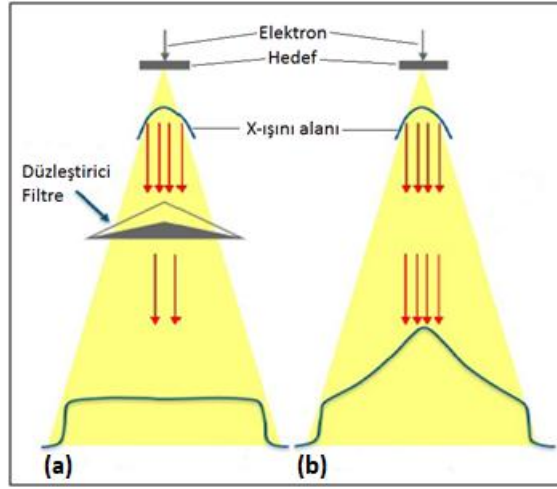
Elektronlar, üretilen dalgalarla beraber, waveguide adı verilen hızlandırıcı dalga kılavuzunda hızlandırılır. Dalga kılavuzu uzun, silindirik bir tüp şeklinde tasarlanmıştır. Dalga kılavuzunun son kısmına doğru, dalgalar ışık hızına yakın bir hıza sahip olurlar. Dalga kılavuzluğunda hızlandırılan elektronlar, lineer hızlandırıcının kafa kısmına geldiğinde, eğici mıknatıslar yardımıyla, yolundan saptırılarak hedefe doğru yönlendirilir. Daha sonra hedefe çarpan elektronlar yardımıyla X-ışını elde edilir. Hedefe çarpan elektronlar farklı düzeylerde enerji

kaybedeceğinden dolayı, oluşan X-ışınları spektral bir dağılım sergiler. Elektronlar hedef yüzeyine kalem demet olarak, tek yönlü gelseler dahi, hedef malzeme içerisinde yön değiştirmelerinden dolayı, Şekil 2.1’de gösterildiği gibi her yöne hareket eden X-ışınları üretilir [6, 7, 22].



Şekil 2.1: Lineer hızlandırıcı cihazının önemli kısımlarının şematik gösterimi.

Birincil kolimatörler elde edilmek istenilen radyasyon alanı dışında oluşan X-ışınlarını soğurarak, alan dışındaki radyasyon güvenliğini sağlar. Aynı zamanda birincil kolimatörler, oluşan X-ışınlarının kesit alanını da belirler. Oluşan X-ışınlarının akısı merkezi ekseninde daha fazladır ve bu oran kenarlara doğru gidildikçe azalmaya başlar. Elde edilen bu akıyı homojen bir hale getirmek için düzleştirici filtreler kullanılır. Düzleştirici filtrelili ve düzleştirici filtresiz elde edilen lateral doz profilleri Şekil 2.2’de gösterilmiştir.

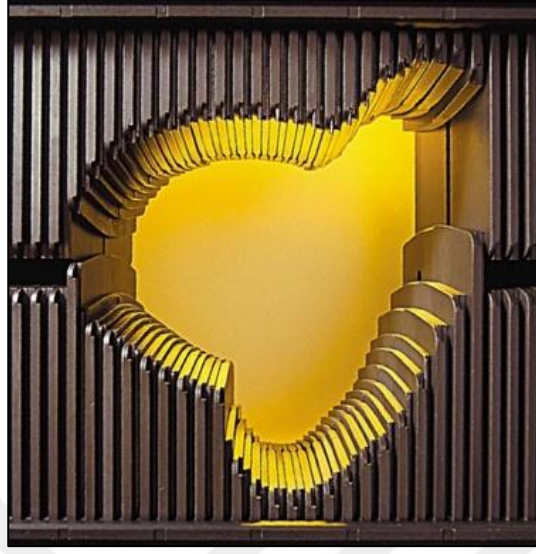


Şekil 2.2: Düzleştirici filtrelili (a) ve düzleştirici filtresiz (b) elde edilen lateral doz profilleri.

Homojen bir dağılıma sahip olan X-ışınlarının, istenilen doz değerinde olup olmadığı iki adet iyon odası tarafından kontrol edilir. Eğer istenilen doz değerinden yüksek bir doz değeri olursa, iyon odaları ışınlamayı durdurmak için kontrol merkezine sinyal gönderir [6]. Ayrıca bu iki iyon odasında elde edilen doz değerleri birbirinden çok farklı ise, X-ışınının simetrisinde bir sapma vardır demektir. Bu sapma tolerans değerlerinin üstünde ise ışınlama güvenlik amacıyla durdurulur [6].

Daha sonra ışın hareketli kolimatörlerin olduğu bölgeye gelir. Bu kolimatörler alan şekillendirici olarak kullanılır. Tedavi alanının boyutu, bu kolimatörler tarafından belirlenir. Hareketli kolimatörlerden geçen X-ışını alanı dikdörtgen bir şekilde olur.

X-ışını son olarak ÇYK'ye ulaşır (Resim 2.1). ÇYK'ler çok sayıda hareketli parçalardan oluşur ve bunlar da alan şekillendirici olarak görev yaparlar. Işınlanması gereken hedef hacim, farklı geometrik boyutlarda olabileceğinden dolayı, sağlıklı dokuları koruyacak ve hedef hacmini saracak şekilde ÇYK'ler tarafından uygun X-ışını alanı oluşturulur.



Resim 2.1: ÇYK'ler tarafından oluşturulan X-ışını alanı [23].

2.2 Doz Ölçüm Sistemleri

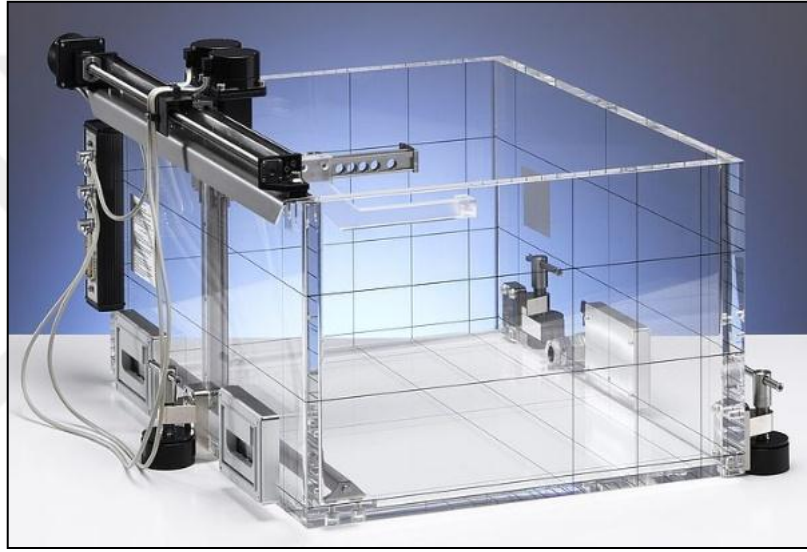
2.2.1 Su fantomları

İnsan vücudunun büyük bir bölümü sudan oluşmaktadır. Bu yüzden iyonlaştırıcı radyasyonun insan vücudundaki davranışı ile sudaki davranışı benzer kabul edilir. İyon odaları yardımıyla, radyasyonun suda oluşturduğu iyonlaşmalar ve radyasyonun sudaki soğurulması hesap edilerek, bu değerler TPS'lere aktarılır. Hastanın görüntüsü üzerinde oluşabilecek doz değerleri, aktarılan değerler yardımıyla hesaplanır. Su fantomu: üst yüzeyi açık, kenar uzunlukları marka ve modele göre farklılık gösteren bir su tankıdır. Bu su tankına yerleştirilen iyon odaları 3 boyutlu hareket ederek, istenilen eksenlerde doz ölçümü almamızı sağlar. Örnek su fantomu Resim 2.2'de gösterilmiştir.

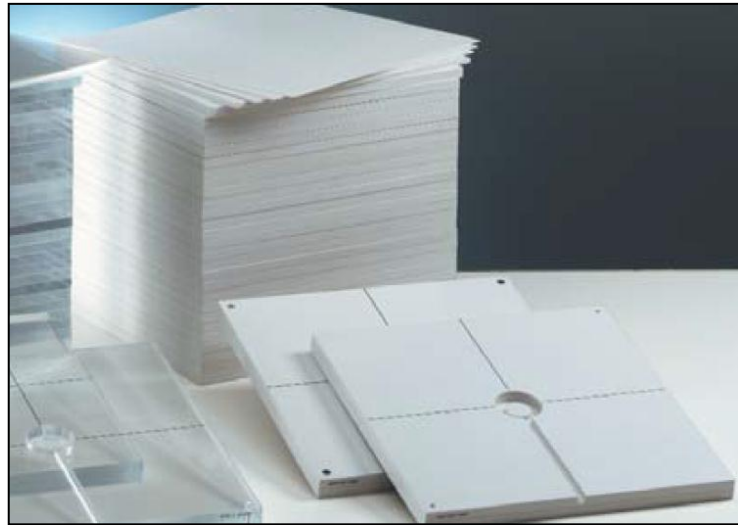
2.2.2 Katı fantomlar

Su fantomunun taşınması, kurulması ve ayarlanması gibi basamaklar her zaman çok kolay olmayabilir ve fazla süre gerektiren aşamalardır. Buna ek olarak bazen de

farklı yoğunluklara sahip ortamlarda doz dağılımlarını ölçmek gerekebilir. Bu yüzden doz ölçümleri için, suya eşdeğer katı fantomlar ve farklı doku yoğunluklarına sahip katı fantomlar kullanılabilir. Su eşdeğeri katı fantom kullanımı, pratikte uygulama zorluğu oluşturmadan kısa sürede doz ölçümleri alınmasına olanak tanır. Katı fantom kullanımında, fantomun sahip olduğu elektron yoğunluğu, etkin atom numarası ve fiziksel yoğunluk gibi değerlerin, suyun sahip olduğu değerlerle aynı veya çok yakın olması gerekmektedir. Şekil 2.3 örnek katı fantomu temsil etmektedir.



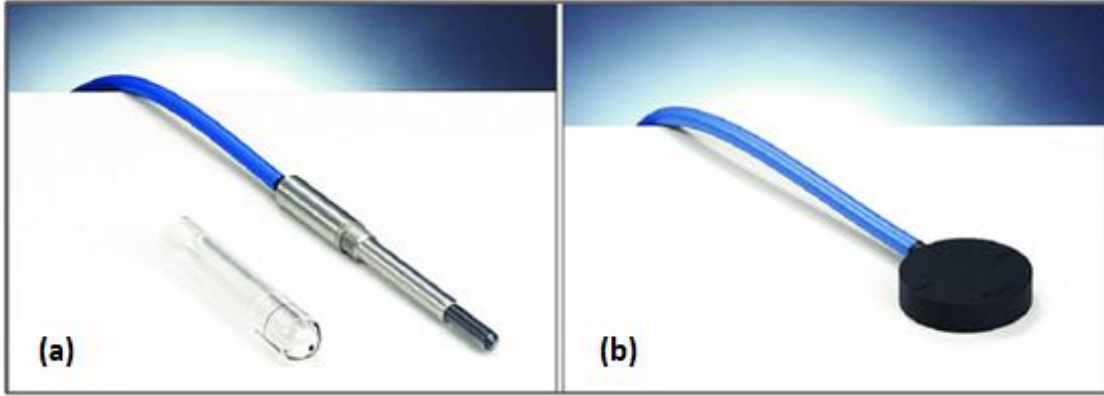
Resim 2.2: Doz ölçümlerinde kullanılan örnek su fantomu [24].



Şekil 2.3: Farklı kalınlıklardaki katı fantomlar [24].

2.2.3 İyon odaları

İyon odaları, iyonlaştırıcı radyasyonun doz hızını ölçmek için tasarlanmışlardır. Radyoterapide kullanılan iyon odaları genellikle silindirik biçimindedirler ve plakaları arasında gaz bulunur. Bu gaz genellikle havadır. Radyasyon, iyon odası içindeki gaz ile etkileştiğinde iyonlaşır ve iyon çiftleri oluşur. Plakalar arasındaki elektrik alanı elektronla iyonun tekrar birleşmesini engeller. İyonlar ve elektronlar katoda ve anoda doğru hareket ederler. Katoda ve anoda ulaşan iyonlar ve elektronlar bir akım oluşmasına neden olur. Daha sonra oluşan bu akım bir elektrometre yardımıyla ölçülür. Resim 2.3’de örnek iyon odaları gösterilmektedir.



Resim 2.3: (a) Silindirik iyon odası. (b) Paralel plan iyon odası [24].

2.2.4 Diyot dedektörler

Yarı iletken diyot dedektörler de radyoterapide doz ölçüm sistemleri olarak kullanılabilirler. Sahip oldukları küçük hacimler, sağlamlıkları ve gerçek zamanlı doz okuma özellikleri diyotları cazip hale getirmektedir [26]. Fakat diyotların yön, enerji, alan boyutu gibi parametrelere bağımlılığı söz konusudur. İyonlaştırıcı radyasyon diyot boyunca elektron-boşluk çiftleri oluşturur. Diyot üzerinden geçen dozun oluşturduğu akım elektrometre ile ölçülebilmektedir. Resim 2.4’de farklı ebatlardaki diyot dedektörler gösterilmektedir.



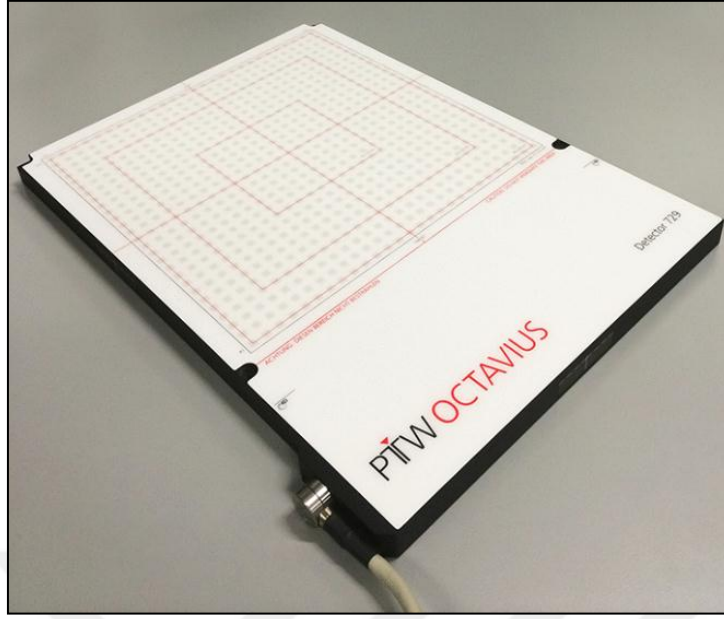
Resim 2.4: Farklı ebatlardaki diyot dedektörler [25].

2.2.5 İki boyutlu dedektörler

Gelişen teknolojinin radyoterapiye girmesiyle birlikte tedavi cihazlarının ve hasta tedavi planlamalarının kalite kontrolleri daha önemli bir hale gelmiştir. Bu da dozimetri sistemlerinde gelişimi gerekli hale getirmiştir. Özellikle Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART) tekniklerinin kullanımı, tedavi cihazlarının ve tedavi planlamalarının kalite kontrollerini noktasal doz ölçümünden alansal doz ölçümüne doğru kaydırmıştır. Farklı tedavi alanlarından gelen radyasyon dozunun birleşiminin güvenilir tespiti, iki boyutlu incelemeler ile mümkündür. YART tekniklerinde oluşan keskin doz değişimlerinin kontrolünde, tedavi alanlarının birleşmesiyle oluşan heterojen doz dağılımlarının tespitinde iyon odaları yetersiz kalmaktadır [27]. Bu tür sorunlardan dolayı iki boyutlu dedektörler geliştirilmiştir. İki boyutlu dedektörler: çok sayıda iyon odasının ya da katı hal dedektörlerinin belirli aralıklarla düz bir levha üzerine yerleştirilmesiyle oluşturulan cihazlardır. İki boyutlu dedektör örneği Resim 2.5'te gösterilmiştir.

2.2.6 Elektrometre

Foton ve elektron dozimetrisinde kullanılabilir. Dedektörlerin ihtiyaç duyduğu gerilimi sağlar ve elde ettiği sinyalleri işleyerek bu değerleri R, R/dakika, Gy, Gy/dakika, amper ve Coulomb cinsinden gösterebilen cihazdır.



Resim 2.5: PTW marka iki boyutlu dedektör [24].

2.2.7 Film dozimetri

Film dozimetrisi sayesinde tek boyutlu ve iki boyutlu doz ölçümleri rahatlıkla alınabilmektedir. İki boyutlu dedektörlerin aksine, film dozimetrisi ile alınan ölçümler: ışınlanan filmin taranması, elde edilen dozun kalibrasyonu ve mutlak doza çevrilmesi gibi işlemlerden dolayı uzun bir zaman almaktadır. Fakat elde ettiği dozu iki boyutlu dedektörler gibi belirli aralıklarda değil, her noktada ölçtüğü için, iki boyutlu dedektörlere göre daha hassas ve daha doğru ölçüm almamıza yardımcı olur. Işınlanan filmler tarandıktan sonra, referans doz yardımıyla kalibre edilir. Daha sonra bu veriler grafik üzerine atılabilir ya da doz dağılımı olarak elde edilebilir.

2.3 Dozimetrik Parametreler

2.3.1 Yüzde derin doz

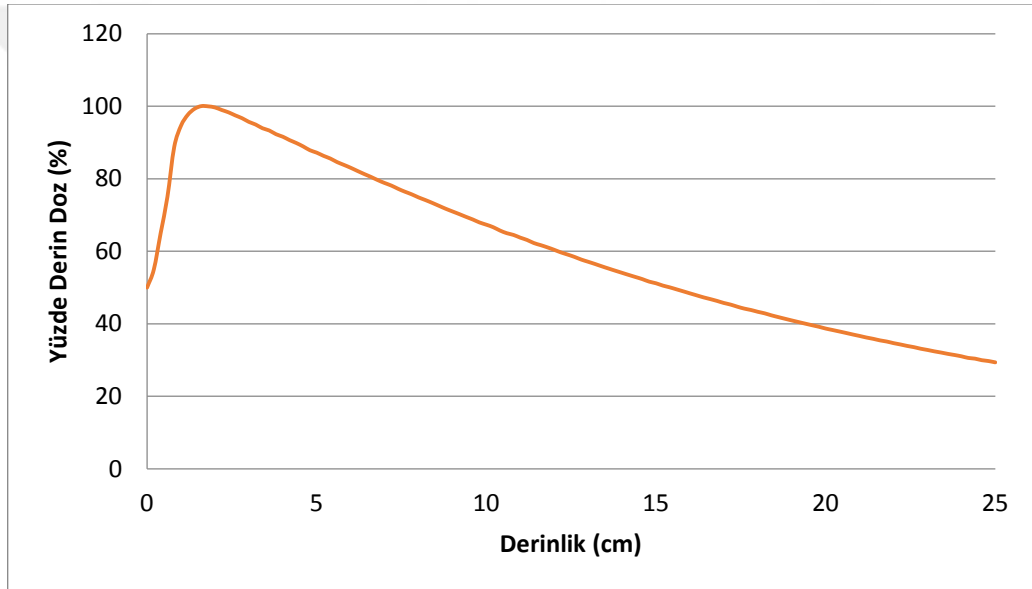
Belirli bir SSD'de ve alan genişliğinde yapılan ölçümlerde, merkezi eksen boyunca (z derinliklerinde) ölçülen dozların (D_z), ölçülen en yüksek doz değerine (D_{maks}) bölünüp 100 ile çarpılmasıyla YDD elde edilir. Elde edilen doz değerlerinden en

yükseğinin %100 olacak şekilde normalize edilmesiyle YDD eğrileri oluşturulur. Eşitlik (2.1) YDD denklemini temsil etmektedir. Şekil 2.4’de örnek YDD eğrisi gösterilmektedir.

$$YDD=(Dz/Dmaks) \times 100 \quad (2.1)$$

Dz: Merkezi eksen boyunca z derinliğinde ölçülen doz.

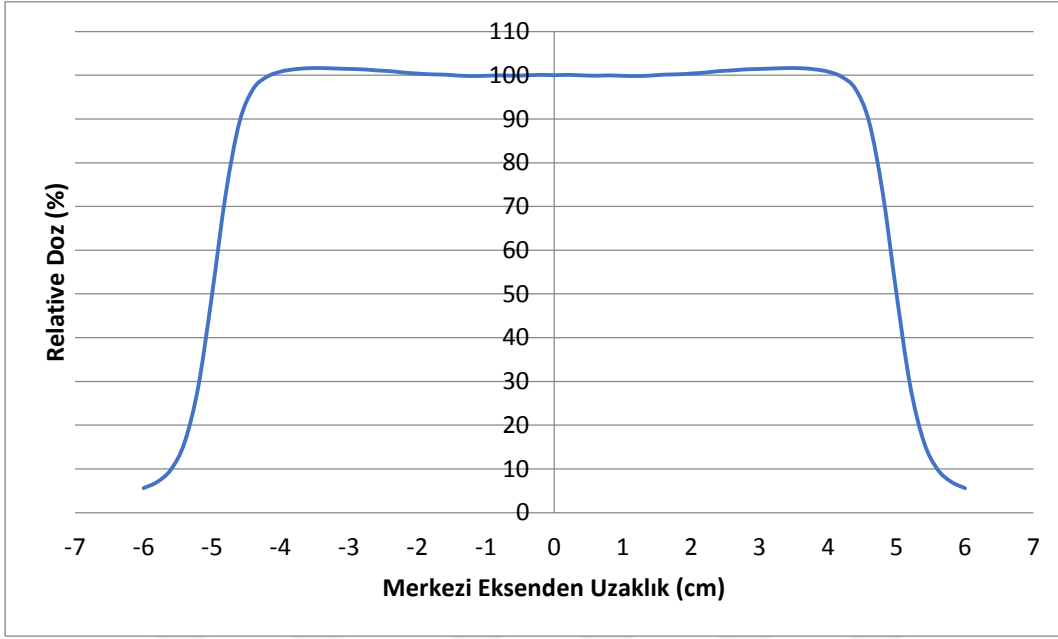
Dmaks: Ölçülen maksimum doz.



Şekil 2.4: 6 MV X ışını ve 10x10 cm² alan için örnek YDD eğrisi.

2.3.2 Lateral doz profili

Bir doku ya da ortam içinde sabit bir derinlikte, ışının yönüne dik bir şekilde yapılan ölçümlerle elde edilen değerlerin, merkezi ışın eksenindeki ölçüm değerine normalize edilmesiyle elde edilir. Dozun, bir çizgi boyunca uzaysal durumunu ve konumunu yansıtır. Doz ölçümü sonucu elde edilen örnek lateral doz profili grafiğı Şekil 2.5’de gösterilmiştir.



Şekil 2.5: 6 MV X ışını ve 10x10 cm² alan için örnek lateral doz profili eğrisi.

2.4 Monte Carlo Metodu

Monte Carlo metodunu, bilgisayar ortamında istatistiksel örnekleme deneyleri gerçekleştirerek, analitik bir çözümün bulunmadığı matematiksel problemlere yaklaşık çözümler üreten bir yöntem olarak tarif edebiliriz. Monte Carlo yönteminin genel amacı, matematiksel problemleri rastgele üretilen sayısal değişkenlerin simülasyonu ile çözmektir. Bu metod bir modeli simüle etmek için rastgele değişkenleri seçer [28]. Nükleer fizikçi olan N. Constantine Metropolis tarafından bulunan bu simülasyon yöntemi, 1940'lı yıllarda Stanislav Ulam ve John Von Neuman tarafından Los Alamos laboratuvarlarında nükleer silah araştırmaları sırasında geliştirilmiştir [29].

Teknolojinin gelişmesiyle birlikte Monte Carlo simülasyonu büyük oranda geniş çalışma alanlarına yayılmıştır. Lazzarini yaptığı deneysel çalışmada 3408 atış yaparak gerçeğe çok yakın bir şekilde Pi sayısını hesaplamıştır. Lazzarini'nin yapmış olduğu bu deney, Monte Carlo yöntemi kullanılarak yapılan deneme sayısı ile doğru sonuca çok yakın bir değere ulaşılabileceğini kanıtlamaktadır [30].

Hesaplanan bir değerin güvenirliğinde, Monte Carlo simülasyonu en sık tercih edilen yöntemlerden biridir. Bu yöntem iki ana amaca hizmet eden olasılıklı analiz yöntemidir. Bunlardan birincisi analitik yöntemlerin doğruluğunu sağlamaktır. İkincisi ise analitik çözümler mümkün olmadığında karmaşık sistemleri çözmektir [28]. Monte Carlo simülasyonundaki temel adımlar, dört başlık altında sıralanabilir. Birincisi; girdiler ile elde edilecek yanıt arasındaki ilişkinin tanımlanması. İkincisi; Girdiler için rastgele değişkenlere bir rota oluşturma. Üçüncüsü; elde edilen yanıtı değerlendirme ve dördüncü adım ise yeterli sayıda deneme gerçekleştirinceye kadar ikinci ve üçüncü adımların tekrarlanması olarak tanımlanabilir [28]. Simülasyonda en başta olasılık yoğunluk fonksiyonları bir sistem için modellenir. Bu olasılık yoğunluklarından defalarca örnekler alınarak istatistiksel hesaplama yapılmaya çalışılır [31]. Genel itibariyle bu yöntemin ana bileşenleri; olasılık fonksiyonları, örnekleme ilkesi, rastgele sayıların üretilmesi, hata tahminlerinin yapılması ve varyans azaltma teknikleridir [31]. Temelde 3 farklı simülasyon tekniği kullanılır. Bunlar doğrudan Monte Carlo simülasyonu, önem örnekleme ve latin hiperküp örneklemesidir. Doğrudan Monte Carlo simülasyonunda, doğru sonuca ulaşmak için örnekleme sayısının arttırılması gerekir. nem rnekleme tekniğinde, başarılı simülasyonları üretmek yerine, çoğu başarısızlığa yol açan birkaç simülasyon üreterek doğru sonuca ulaşılmaya çalışılır. Latin hiperküp örnekleme ise rastgele değişken dağılımlarının eşit olasılık aralıklarına bölündüğü bir örnekleme yöntemidir. Bu yöntemde rastgele sayılar üretmek uzun zaman alabilir [28, 32].

Monte Carlo metodu dünya genelinde radyoterapi uygulamalarında, radyasyon dozimetrisinde, farklı tedavi modelleri ve kaynaklarının modellenmesinde ve tedavi planlama hesaplamalarında kullanılmaktadır [9]. Heterojen ortamlardaki doz dağılımının doğru hesaplanması için kullanılabilecek en iyi yöntemdir. Buna ek olarak, YK içeren bir LİNAK cihazı kafasının modellenmesinde de bu yöntemden yararlanılabilir. Böylece model tabanlı algoritmalara dayanan TPS'lerin aksine, Monte Carlo, YK konfigürasyonu tarafından belirlenen radyasyon iletimini doğru olarak hesaplayabilir [33]. Bununla birlikte, doz

hesaplama algoritmalarının doğruluğunun değerlendirilmesindeki genel yaklaşım, sonuçların deneysel ölçümlerle karşılaştırılmasıdır ve Monte Carlo simülasyonu, radyoterapide en doğru radyasyon dozu hesaplama yöntemi olarak kabul edilir [8].

Genel olarak konuşursak, Monte Carlo yöntemi, diğer nesnelere etkileşime giren radyasyonun (foton, elektron, nötron, proton) geçici bir gelişimi olarak tanımlanabilecek bir soruna sayısal bir çözüm sunar. Doğayı taklit ederek, etkileşimli kurallar, sayısal sonuçlar tahmini ortalamalara, momentlere ve varyanslara kullanışlı bir şekilde yaklaşıncaya kadar rastgele ve tekrar tekrar işlenir. Monte Carlo, söz konusu sistemin temel dinamiklerini doğrudan simüle ederek doğal ortamı modelleme girişimini temsil eder. Bu anlamda, Monte Carlo yöntemi yaklaşımı prensipte çok basittir. Mikroskopik etkileşimlerinin simülasyonu yoluyla makroskopik sisteme bir çözümdür. Bilimsel yöntem, doğal ortamı açıklamak için gözlem (ölçüm) ve hipoteze (teori) dayanmaktadır. Bu ikisi arasındaki kanal sayısız matematiksel, hesaplamalı ve simülasyon teknikleri ile kolaylaştırılmıştır. Monte Carlo yöntemi bunların hepsini kullanır [2].

Monte Carlo metodu özellikle karmaşık geometrilere sahip problemlerin çözümünde de çok güçlüdür. Çünkü bu tür problemlerin çözümünde diğer çözüm yaklaşımları imkansız hale gelmektedir. Sayısal şemalar ise çözümde hata vereceği ya da çok zaman gerektirdiği için kullanışsızdır [4].

Monte Carlo metodunda parçacık iletimi ile ilgili simülasyon yapıldığında, birçok süreç hesap edilerek simülasyon yapılır. Bir parçacık hakkındaki bilgi: bu parçacığın kaynaktan meydana gelişini, geçtiği ortamda yaptığı çarpışmalar sonucu aldığı yolu ve parçacığın ölümüne kadar olan kısımları içerir. Parçacık ölümü birçok farklı durumda meydana gelebilmektedir. Bunlar: parçacığın soğurulması, bulunduğu geometrik alanı terk etmesi ya da başka nedenlerden varlığını yitirdiği durumlar olabilir.

Radyoterapide kullanılan Monte Carlo metodu bir modelleme yöntemidir ve bilgisayar programları aracılığı ile probleme bir matematiksel eşitlik tanımlanır. Bu

metot herhangi bir madde içinden geçen foton ya da parçacığın temel fizik kuralları içinde her bir etkileşim olasılık dağılımlarını hesaplayan, Monte Carlo kodunu içeren bir tekniktir. Hesaplanan foton ya da parçacık ne kadar fazla olursa, dağılımlar o kadar doğru olur. Buna bağlı olarak foton ya da parçacık sayısının artması, hesaplama süresini de arttırmaktadır. Doz dağılımları, vokseller içinde meydana gelen iyonlaşma olaylarının toplanması sonucu hesaplanmaktadır.

Günümüzde radyasyon taşınımını simüle eden birkaç Monte Carlo kodu vardır. Bunlardan bazıları: Electron Gamma Shower (EGS), PENELOPE, Monte Carlo N-Particle (MCNP), PEREGRINE kodlarıdır.

2.5 Gamma Analizi

Radyoterapide ölçülen doz ile hesaplanan doz arasındaki benzerliği incelemek büyük önem taşımaktadır. Bu benzerliği incelemek için kullanılan en yaygın yöntem gamma analizi yöntemidir. Bu yöntemin değerlendirilmesinde iki parametre kullanılmıştır. Bunlar doz farkı ve mesafe parametreleridir. Bu iki parametre kullanılarak Gamma analizi hesaplanmaktadır.

Bir 'x' noktasında hesaplanan doz değeri ile ölçülen doz değeri arasındaki fark incelenir. Bu farkın genelde %3'ten küçük olması tavsiye edilir. Doz değişim değerlerinin yüksek olduğu, yüksek gradyanlı bölgelerde, küçük uzaysal hatalar (ölçüm düzeneği, tolerans değerleri, hesaplanan dozların aktarılması vb.) büyük doz farklılıklarına neden olacağından dolayı dozların doğrudan karşılaştırılması yanıltıcı sonuçlar verebilir. Bu nedenle yüksek doz değişiminin olduğu bölgelerde mesafe parametresi kullanılır. Bu parametre, referans alınan doz değerindeki veri noktası ile bu nokta ile aynı dozu veren doz değerindeki veri noktası arasında mesafe olarak tanımlanır [26]. Bu mesafenin genelde 3mm'den küçük olup olmadığı referans olarak alınır. Doz farkı ve mesafe hesaplamaları, Gamma analizinde doz dağılımı karşılaştırılmasında birbirlerini tamamlarlar, iki değer aynı anda hesaplanarak, uygun sonuç elde edilir. Kullanılan programlar aracılığı ile incelenmek istenilen farklı mesafe ve % fark değerleri kolayca

hesaplanabilmektedir. Gamma değerini temsil eden formül Eşitlik (2.2) 'de verilmiştir.

$$\Gamma_{xx^1} = \sqrt{\left(\frac{D_x - D_{x^1}}{\Delta D}\right)^2 + \left(\frac{r_x - r_{x^1}}{\Delta r}\right)^2} \quad (2.2)$$

Γ_{xx^1} = Gamma değeri

D_x = x noktasında ölçülen doz

D_{x^1} = x^1 noktasında ölçülen doz

ΔD = Doz farkı

Δr = Mesafe farkı

r_x = D dozunun ölçüldüğü nokta

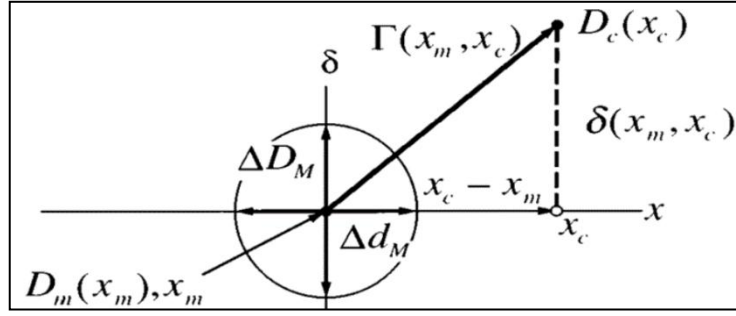
r_{x^1} = Hesaplanan doz haritasında D dozunun bulunduğu nokta

Γ değeri sadece bir kabul değeri değildir, mesafe ve doz farkı parametrelerini içerisinde bulunduran bir kalite göstergesidir. Bir noktaya ait gama değerleri, Δr mesafesinden daha uzak noktaları da içeren R yarıçaplı daire için hesaplanır. R yarıçaplı bir alan içindeki tüm noktaların gamma değerleri Eşitlik (2.2) ile hesaplanır [6]. Bu değerlerin en küçüğü x noktasının gamma değeridir ve Eşitlik (2.3)'de verilmektedir.

$$\sigma_x = \min(\Gamma_{xx^1}) \quad (2.3)$$

σ_x = x noktasının gamma değeridir.

Hesaplanan Gamma değerlerinin 1'den küçük olan x noktaları parametreleri sağlamış demektir ve bu x noktalarının gamma analizinden geçtiği kabul edilir. Şekil 2.6 Gamma analizinin şematik gösterimini temsil etmektedir.



Şekil 2.6: Gamma analizinin şematik gösterimi.



3. GEREÇ VE YÖNTEM

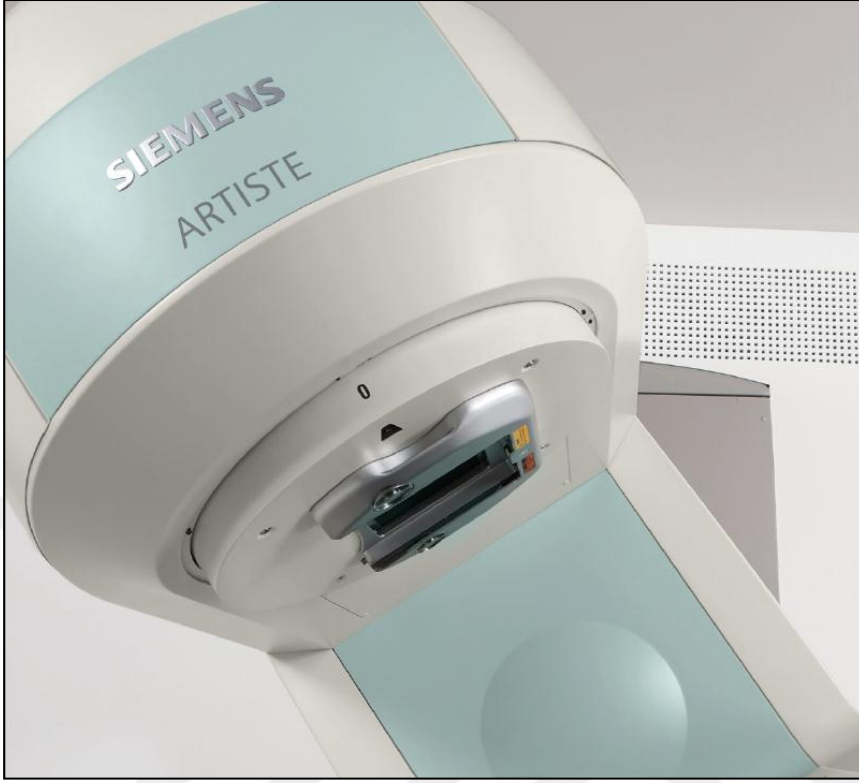
3.1 Araç-Gereç

3.1.1 Siemens Artiste lineer hızlandırıcı cihazı

160 ÇYK'e sahip olan Siemens Artiste LİNAK cihazı, farklı enerji seviyelerinde foton demeti ile elektron demeti üretebilmektedir (Resim 3.1). Her bir yaprağın kalınlığı eşmerkezde 5 mm'dir ve saniyede 4 cm hareket edebilme yeteneğine sahiptirler. Bu cihazın kolimatör sistemi x yönünde 160 ÇYK sisteminden, y yönünde ise birbirinden bağımsız hareket edebilen çenelerden oluşmaktadır. Sahip olduğu çok sayıdaki ince ÇYK'lar sayesinde, maksimum derecede kritik organ kontrolü sağlar. Eşmerkezde maksimum alan boyutu 40 x 40 cm²'dir. Artiste Cihazı manuel kullanılabilen 4 farklı derecede fiziksel wedge'ye sahiptir. Ayrıca bilgisayar kontrollü kullanılabilen sanal wedge'lerde mevcuttur. Dijital Portal Görüntüleme Sistemi'ne sahip olan Artiste LİNAK cihazına, istenildiği takdirde Megavoltaj Cone Beam Computed Tomography (CBCT) sistemi ilave edilebilmektedir.

3.1.2 PTW MP3 su fantomu

Su fantomları radyoterapide dozimetrik analizler için kullanılan, 3 boyutlu ve büyük hacimli sistemlerdir. Analizler bilgisayarlar aracılığıyla yapılır. PTW marka MP3 su fantomu yatay ekseninde 50 x 50 cm², dikey olarak 40 cm derinliğe kadar ölçüm almamıza olanak tanır (Resim 3.2). Dedektör hareket hızı 50 mm/saniye'dir ve ölçümleri adım adım almaktadır. Bu sistemlerde ± 0.1 mm pozisyonlama hassasiyeti mevcuttur. Su tankını oluşturan kısımlar 20 mm kalınlığında akrilik malzemeden oluşmaktadır. Su fantomu kumandası sayesinde dedektörlerin 3 boyutlu konumu ayarlamak mümkündür [35].



Resim 3.1: Siemens Artiste LİNAK cihazı [34].



Resim 3.2: PTW marka su fantomu ve ekipmanları [Ur1-1].

3.1.3 PTW iyon odası

Su fantomunda alınan dozimetrik ölçümler için PTW Semiflex Chamber kullanılmıştır (Resim 3.3). Bu iyon odaları su geçirmez yapıdadırlar. Su fantomunda elde edilen YDD ve lateral doz profil ölçümleri için kliniklerde sıklıkla kullanılmaktadır. Enerji aralıkları fotonlar için 30 kV-50 MV, elektron için 6 MeV-50 MeV aralığındadır. Duvar materyali PMMA ve grafitten meydana gelen bu iyon odası silindirik olarak tasarlanmıştır. İyon odasının iç çapı 5.5 mm'dir. 0.125 cc ve 0.3 cc hacimli iki ayrı iyon odası çeşidi vardır. Ölçüm alınabilecek alan boyutları 2 x 2 cm² ile 40 x 40 cm² arasındadır. İyon toplama süresi 100 µs'dir [36, 37, 38].



Resim 3.3: PTW marka semiflex iyon odası [24].

3.1.4 PTW UNIDOS-E elektrometre

Hasta dozimetrisi ve cihaz kalibrasyonlarında çok yaygın kullanılan elektrometrelerin geniş bir kullanım alanı mevcuttur. Radyasyonla çalışılan bütün birimlerde doz ölçümleri yapmak için elektrometrelerden yararlanır. Bu tip elektrometrelere iyon odaları ve katı hal dedektörleri bağlanabilir. Doz ve doz hızı değerlerini Gy, Gy/dakika, Sv, Sv/saat, R, R/dakika cinsinden görüntüleyebilir. Polarizasyon voltaj değeri 0-±400 V arasında değişebilmektedir. Sıcaklık ve basınç düzeltmelerinin yanı sıra, iyon odası kalibrasyon değerleri de elektrometrenin hafızasına girilebilmektedir [24].



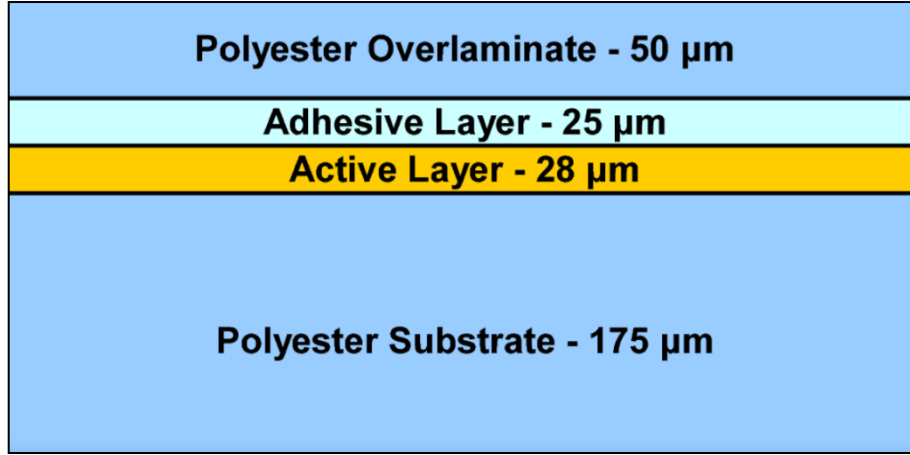
Resim 3.4: PTW marka UNIDOS E Elektrometre.

3.1.5 PTW RW3 katı fantom

Yüksek enerjili foton ve elektron dozimetrisinde çok sık kullanılan bu fantomlar, su eşdeğeri materyallerden yapılmıştır. Kullanılan materyal genelde Polystyrene karışımı bir materyaldir. Fiziksel yoğunluğu 1.045 g/cm^3 'dür. 1, 2, 5 ve 10 mm kalınlığında olabilen bu plakaların boyutu $30 \times 30 \text{ cm}^2$ 'dir. Ayrıca kullanılacak iyon odasına ait uygun boşluk bulunan fantomlar da mevcuttur.

3.1.6 Gafkromik EBT film

Standart film kullanımında olduğu gibi, bu tür filmlerin kullanımında da ışınlama sonrası elde edilen kararım miktarı belirlenerek ölçüm değerine ulaşılabilmektedir. İki boyutlu dozimetri kullanımında oldukça kullanışlı olan bu filmlerin en büyük özelliği banyo işlemi gerektirmiyor olmalarıdır. Böylece ölçüm sonuçlarına anında ulaşılabilmektedir. Ölçüm doz aralığı 1-800 cGy arasındadır. Günümüzde rölatif doz ölçümlerinde kullanılmasının yanı sıra, referans doz ışınlaması temel alınarak, soğurulan doz ölçümlerinde de kullanılmaya başlanmıştır. Gafkromik filmin yapısı Şekil 3.1'de gösterilmiştir [39].



Şekil 3.1: Gafkromik filmin yapısı [39].

3.1.7 EPSON 10000XL Film Tarayıcı

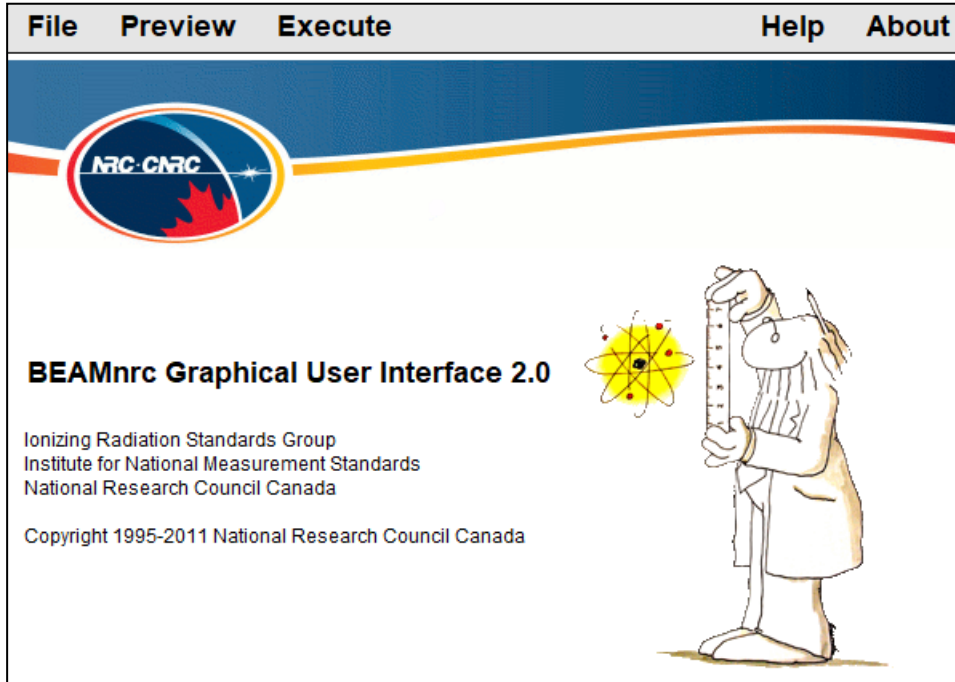
Yüksek tarama hızı, yüksek çözünürlük ve gelişmiş ağ özelliklerine sahip olan bir A3+ grafik tarayıcısıdır. 3.8 Dmax yüksek optik yoğunluğuna ve 72-2400 dpi arasında değişen geniş bir çözünürlük aralığına sahiptir. Otomatik ve profesyonel çalışma seçenekleri ile kullanım kolaylığı sağlamaktadır [27].



Resim 3.5: EPSON marka film tarayıcı.

3.1.8 BEAMnrc

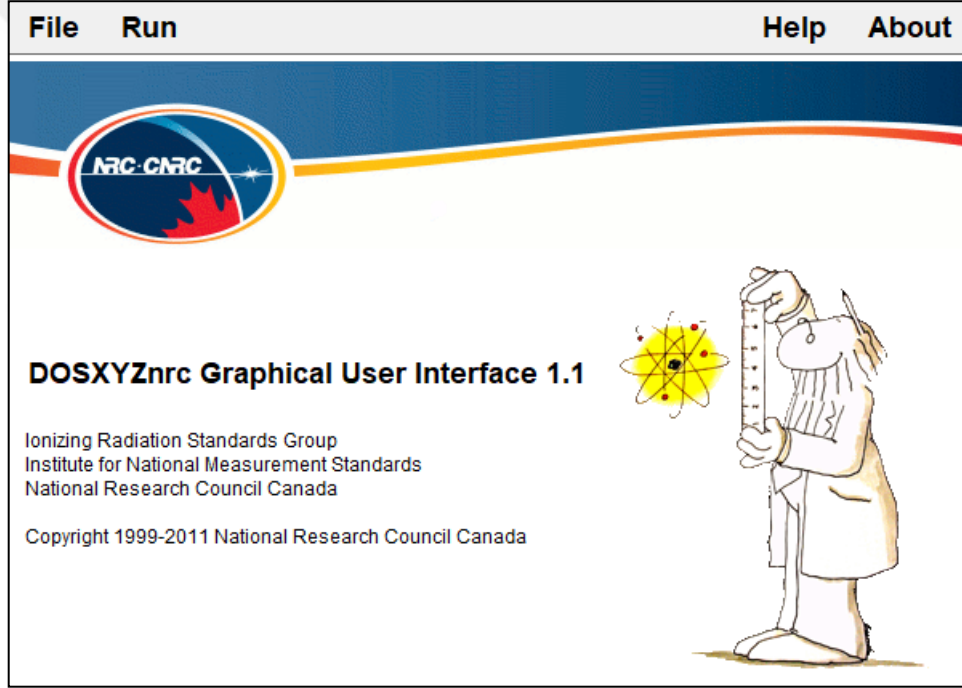
BEAMnrc ve DOSXYZnrc, EGS tabanlı ve Kanada Ulusal Araştırma Konseyi (National Research Council of Canada) tarafından lisanslı olan, Monte Carlo simülasyonu yapabilen bir programdır [40]. Bu program: 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi (3D-CRT) yapabilen tedavi planlama sistemi oluşturmak için yapılan OMEGA (Ottawa-Madison Electron Gamma Algorithm) projesinin bir parçası olarak ortaya çıkmıştır ve daha sonra radyasyon üreten cihazların simülasyonu için geliştirilmiştir [1, 41]. Radyasyon taşınımı için EGS Monte Carlo kod parametrelerini kullanır. Bu kod sistemi yüksek bir verimde, doğru bir simülasyon yapılmasını sağlar. BEAMnrc programının, LINAK cihazının kafa bölümünde bulunan bütün parçaları içeren kısımları vardır. Bu kısımların her biri ayrı ayrı modellenerek, radyasyon kaynağından ($z=0$) istenilen yüzeye kadar olan bölgede, radyasyonun geçtiği ve etkileşime girdiği tüm parçaların simülasyonu yapılabilir [14, 42]. Bu program ilk zamanlarda sadece Linux işletim sistemine sahip bilgisayarlarda çalışabilmekteydi fakat günümüzde Windows işletim sistemine sahip bilgisayarlarda da çalışabilmektedir. Resim 3.6'da BEAMnrc programının arayüzü gösterilmektedir.



Resim 3.6: BEAMnrc program arayüzü [14].

3.1.9 DOSXYZnrc

BEAMnrc ile ortak çalışan bu program, farklı geometrik yapılarda veya hasta tomografisi görüntüsü üzerinde, farklı yoğunluktaki maddelere sahip ortamlarda soğurulan dozun simülasyonu için geliştirilmiştir. Önceden belirlenen vokseller içinde depolanan enerjiyi hesaplar. Bu program BEAMnrc gibi EGS Monte Carlo kod parametrelerini kullanır. BEAMnrc programından elde edilen simülasyon dosyası (Faz uzay dosyası) DOSXYZnrc programına aktarılır. Daha sonra BEAMnrc simülasyonu sonucu oluşan radyasyon taşınımının, DOSXYZnrc programında belirtilen ortamdaki hareketi ve soğurulması, 3 boyutlu olarak, istenilen düzlem ve derinlikte, belirtilen vokseller içinde hesaplanır.



Resim 3.7: DOSXYZnrc program arayüzü [40].

3.1.10 PTW MEPHYSTO mc².0

MEPHYSTO mc², dozimetrik veri toplamak ve analiz etmek için kullanılan, gelişmiş bir yazılım programıdır. Rölatif ve mutlak doz değerlerini hesaplamada, 2 boyutlu doz dağılımlarını hesaplayıp, karşılaştırmada çok sık kullanılmaktadır. Data transfer modülleri sayesinde, TPS'den elde edilen dosya formatlarını

açabilmektedir. Su fantomunda farklı derinlik ve alanlarda YDD ölçümleri almaya olanak tanımaktadır. Bu yazılım ile uluslararası doz protokollerine uygun hesaplamalar yapılabilmektedir [43]. PTW MEPHYSTO mc² programının arayüzü Resim 3.8’de gösterilmektedir.



Resim 3.8: PTW MEPHYSTO mc² arayüzü [43].

3.2 Yöntem

3.2.1 Su fantomu kullanılarak verilerin elde edilmesi

YDD ve lateral doz profil ölçümleri PTW MP3 su fantomunda, PTW Semiflex Chamber iyon odası kullanılarak elde edilmiştir. YDD eğrileri, 10 x 10 cm² ‘lik açık alanda alanda, su yüzeyinden başlanarak merkezi eksen boyunca 30 cm derinliğe kadar ölçülmüştür. Lateral doz profilleri için de 10 x 10 cm² ‘lik açık alan kullanılmış ve ölçümler 10 cm derinlikte elde edilmiştir. Su fantomunda referans iyon odası olarak PTW Semiflex Chamber kullanılmıştır. YDD eğrileri ve lateral doz profil ölçümleri PTW MEPHYSTO programı kullanılarak elde edilmiştir.

3.2.2 Gafkromik film kullanılarak verilerin elde edilmesi

Gafkromik film kullanılarak YDD eğrileri ve lateral doz profilleri elde etmek için, PTW RW3 katı fantomdan yararlanılmıştır. YDD eğrileri elde etmek için: Gafkromik film, PTW RW3 fantomlarının arasına yerleştirilmiştir. Fantom ve film arasındaki boşluğu en aza indirmek için, yapıştırıcı bantlar kullanılarak, Gafkromik filmin temas ettiği fantomlar sıkıca yapıştırılmıştır. Daha sonra Gafkromik filmin bulunduğu bu fantomlar, LİNAK masasının üstüne dik bir şekilde konumlandırılmıştır. Lateral doz profil ölçümleri için: Gafkromik film, PTW RW3 katı fantomları kullanılarak 10 cm derinliğe yerleştirilmiştir. Bu ölçüm düzeneğine sahip katı fantomlar, LİNAK masasının üstüne paralel bir şekilde bırakılmıştır. Her iki ölçüm 10 x 10 cm² açık alanda alınmıştır ve Gafkromik filmler 500 Monitor Unit (MU) ışınlamaya maruz kalmıştır.

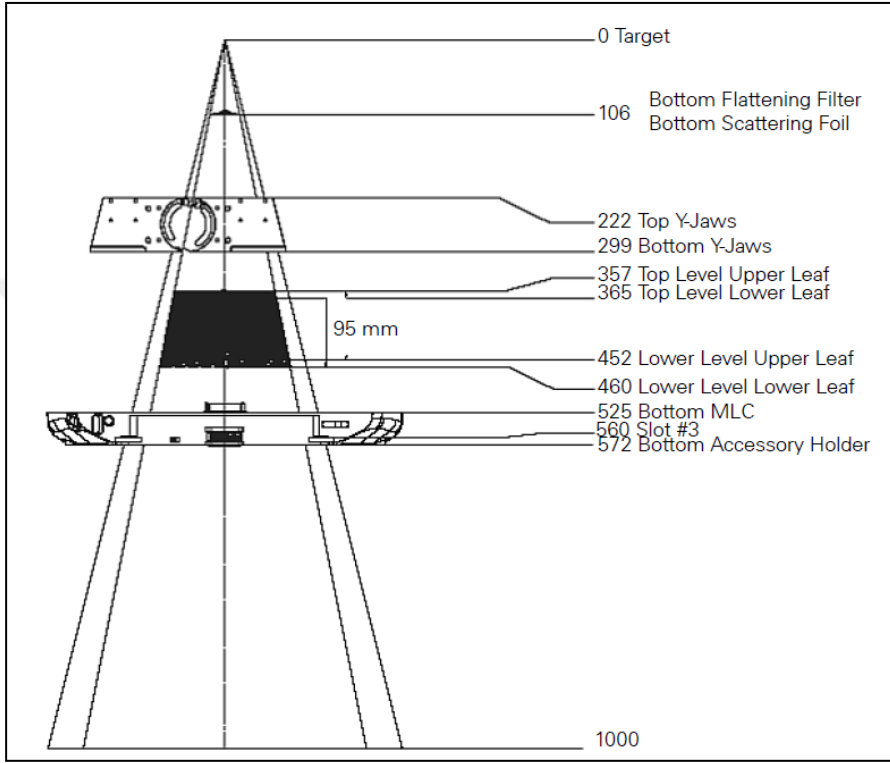
3.2.3 BEAMnrc ile lineer hızlandırıcı cihazının modellenmesi

Üreticiden elde edilen teknik özellikler ile 6 MV enerjili foton ışınına ve 160 ÇYK'ya sahip Siemens Artiste LİNAK cihazının MC modellemesi yapılmıştır. Bu modelleme işlemi EGSnrc/BEAMnrc kod sistemi kullanılarak oluşturulmuştur. Bu kod sistemi sayesinde, modelleme işlemi, hedefe yönlendirilen elektron parçacıkları ile başlar. Modellemede kullanılacak bütün bileşenlerin özelliklerinin (boyutları, konumları, malzeme özellikleri vb.) sırasıyla programa girilmesi gerekmektedir. Bu bileşenler sırasıyla: çıkış penceresi, hedef, birincil kolimatörler, düzleştirici filtre, iyon odaları, Y çeneleri ve X ÇYK'dir. Siemens Artiste LİNAK cihazına ait bazı parçaların konumu Şekil 3.2'de gösterilmektedir.

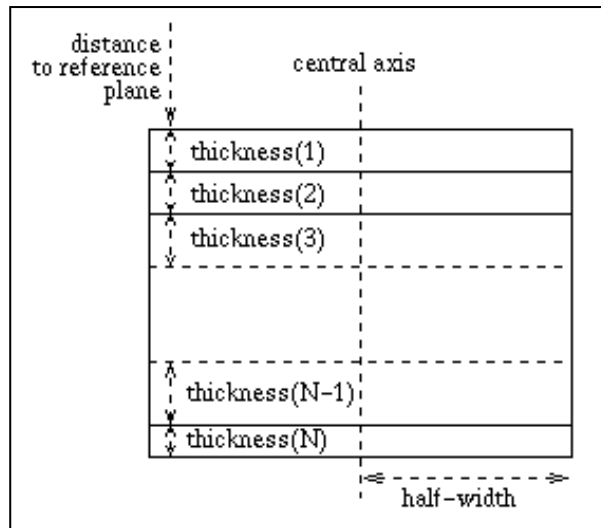
3.2.3.1 Çıkış penceresi ve hedefin modellenmesi

Elektron parçacıklarının etkileştiği ilk kısım hedef bileşenidir. Hedef bileşeni, X-ışınlarının (özellikle Bremsstrahlung X-ışınlarının) oluşturulması için kullanılır. Program üzerinde bulunan "SLABS" bileşen modülü kullanılarak, çıkış

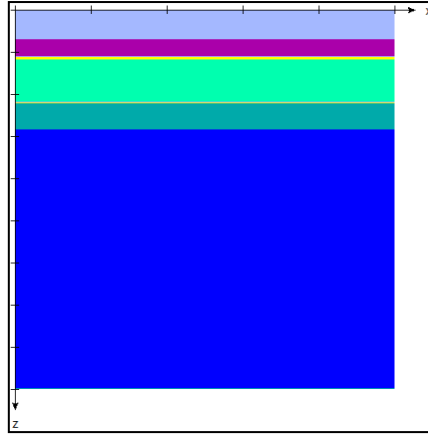
penceresi ve hedef modellenmiştir. Çıkış penceresi ve hedef için 13 ayrı tabaka seçilmiştir. Her bir tabakanın kalınlığı, sahip olduğu materyal, elektron ve foton kesim (cut-off) enerjileri programa girilmiştir. Bu işlemler sonucunda çıkış penceresi ve hedef oluşturulmuştur. Şekil 3.3 modülün yapısını göstermektedir.



Şekil 3.2: Siemens Artiste LINAK cihazında bulunan parçaların konumları [34].



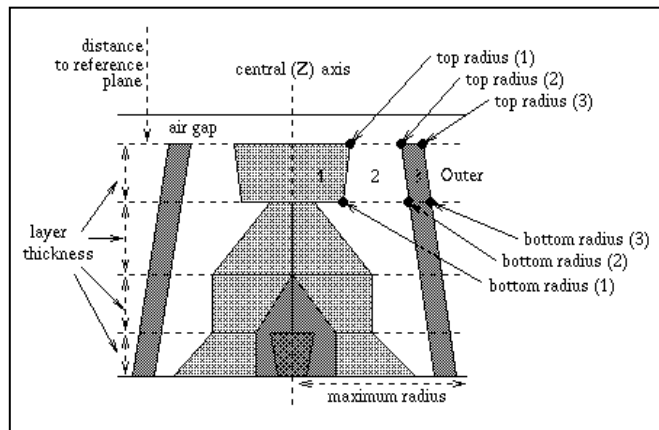
Şekil 3.3: SLABS modülünün yapısı [14].



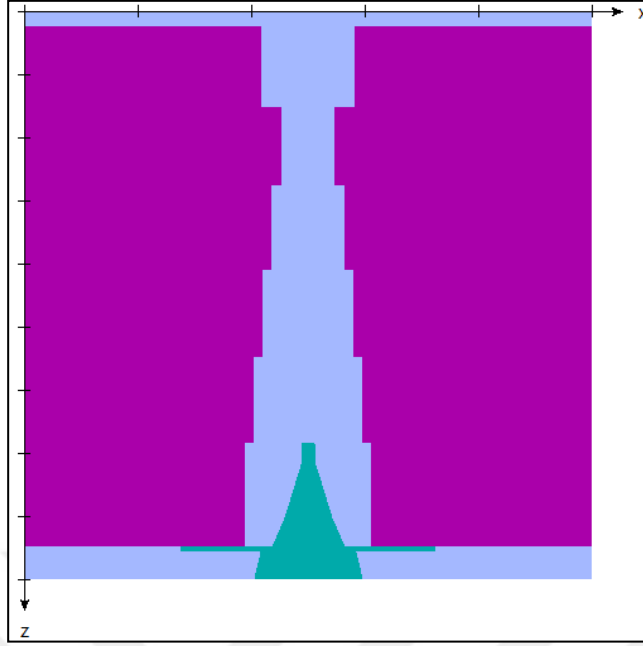
Şekil 3.4: LİNAK cihazının modellemesi sonucu elde edilen çıkış penceresi ve hedef.

3.2.3.2 Birincil kolimatör ve düzleştirici filtrenin modellenmesi

Birincil kolimatörler ve düzleştirici filtre, “FLATFILT” bileşen modülü kullanılarak birlikte modellenmiştir. LİNAK cihazı sahip olduğu her bir foton enerjisi için ayrı ayrı düzleştirici filtrelere sahiptir. Birincil kolimatörler tungsten materyalinden, düzleştirici filtreler ise paslanmaz çelik materyalinden oluşmaktadır. Birincil kolimatörler ve düzleştirici filtre modellenirken 11 ayrı tabaka seçilmiştir. Bu 11 ayrı tabaka: birincil kolimatörün ve düzleştirici filtrenin açıklığını, köşelerini, kalınlığını, materyalini, elektron ve foton kesim (cut-off) enerji bilgilerini içermektedir.



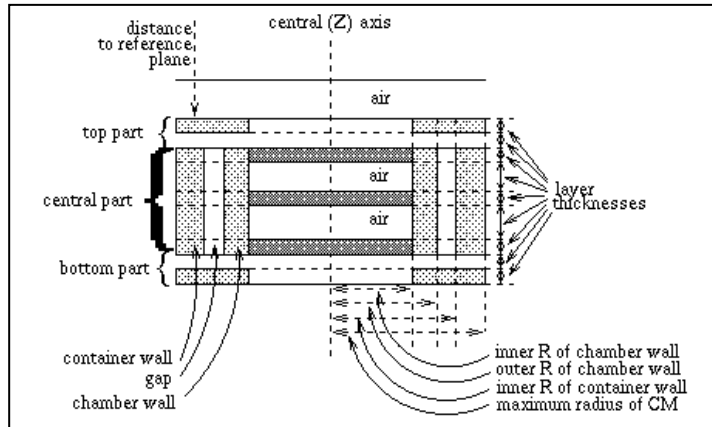
Şekil 3.5: FLATFILT modülünün yapısı [14].



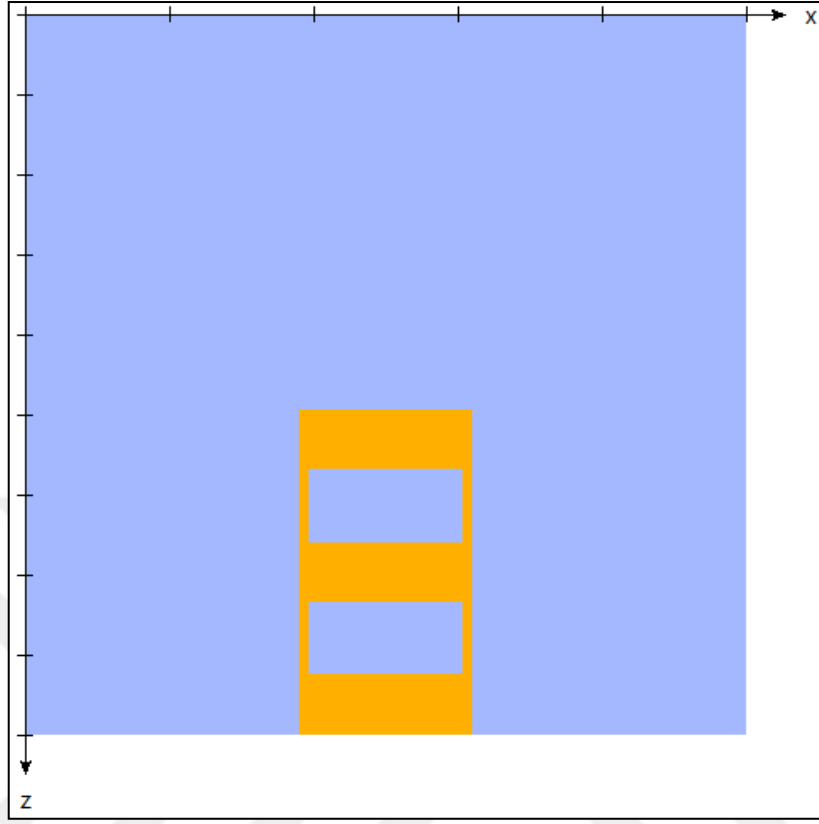
Şekil 3.6: LİNAK cihazının modellemesi sonucu elde edilen birincil kolimatörler ve düzleştirici filtre.

3.2.3.3 İyon odalarının modellenmesi

LİNAK cihazlarının kafa kısmında iki ayrı iyon odası bulunur. İyon odalarının sahip olduğu tasarımdan dolayı, doz dağılımı üzerine etkisi göz ardı edilebilecek kadar küçüktür. Modelleme işlemi yapılırken “CHAMBER” bileşen modülünden yararlanılmıştır. İyon odalarının üst ve alt katmanları 0.152 cm kalınlığında olacak şekilde Alüminyum materyali kullanılarak modellenmiştir.



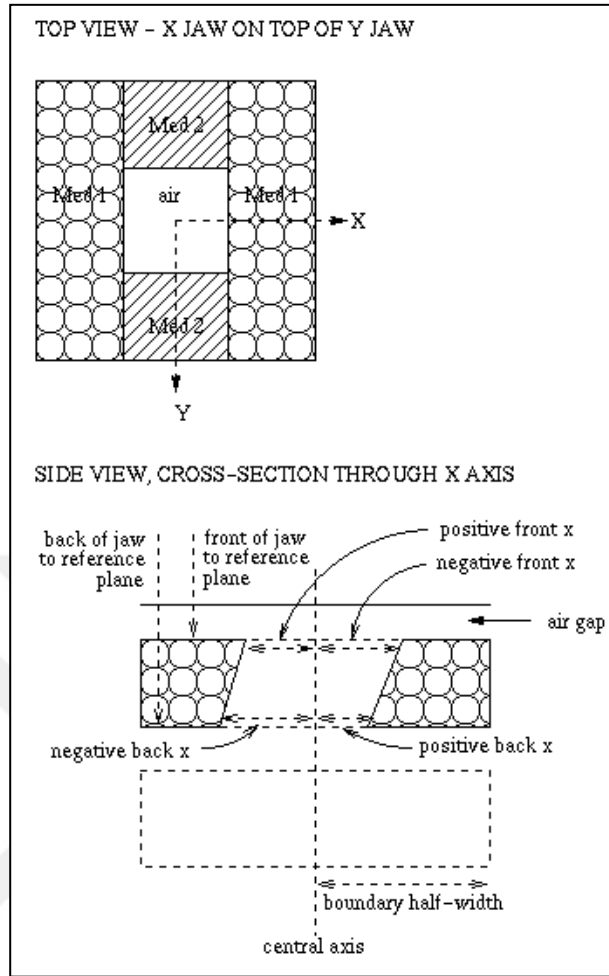
Şekil 3.7: CHAMBER modülünün yapısı [14].



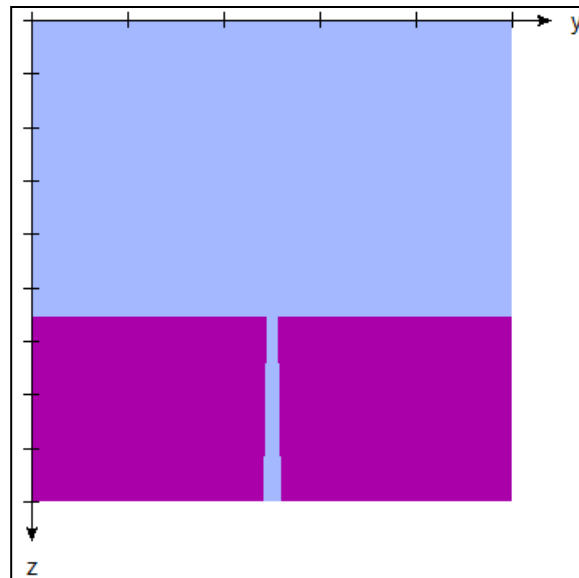
Şekil 3.8: LİNAK cihazında modelleme sonucu elde edilen iyon odaları.

3.2.3.4 Y Çenesinin modellenmesi

LİNAK cihazında, radyasyon alanı şekillendiricisi olarak kullanılan çeneler, “JAWS” bileşen modülü kullanılarak modellenmiştir. Siemens Artiste LİNAK cihazı için, y-ekseni boyunca hareket eden, birbirinden bağımsız bir şekilde çalışan iki adet çene bulunur. Bu çenelerin: en üst ve en alt noktalarının referans düzleme olan uzaklıkları, alan açıklığı, x-ekseni ve y-eksenindeki konumu, materyali, elektron ve foton kesim (cut-off) enerjileri “JAWS” modülü kısmına tanımlanmıştır. Çenelerin alan açıklığı, SSD=100 cm’de 10 x 10 cm² alan oluşturacak şekilde ayarlanmıştır. Modelleme sonucu elde edilen Y çenesi Şekil 3.10’da gösterilmektedir.



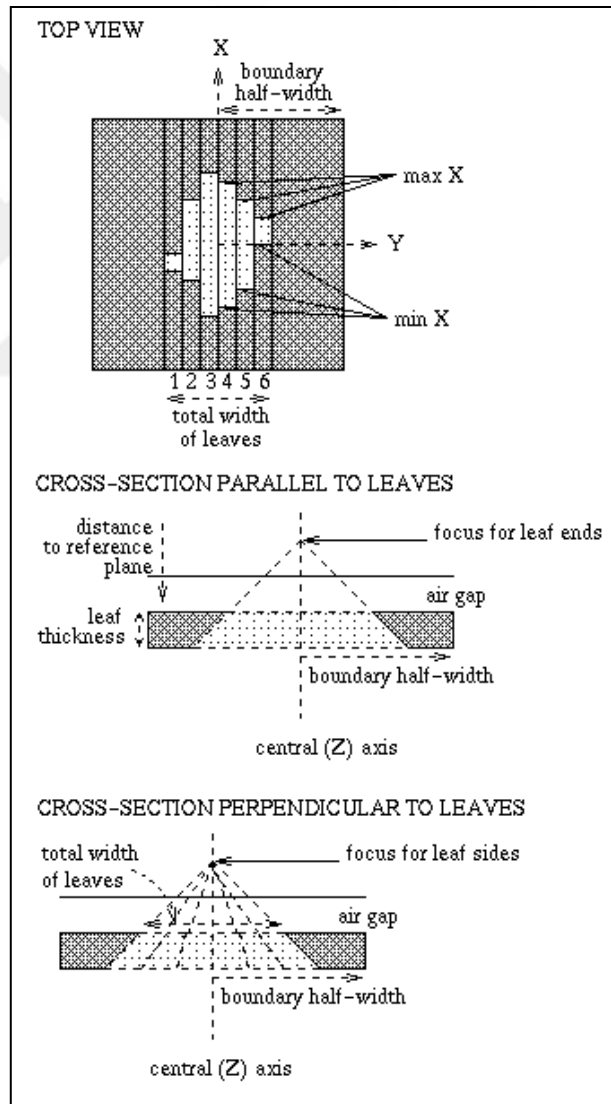
Şekil 3.9: JAWS modülünün yapısı [14].



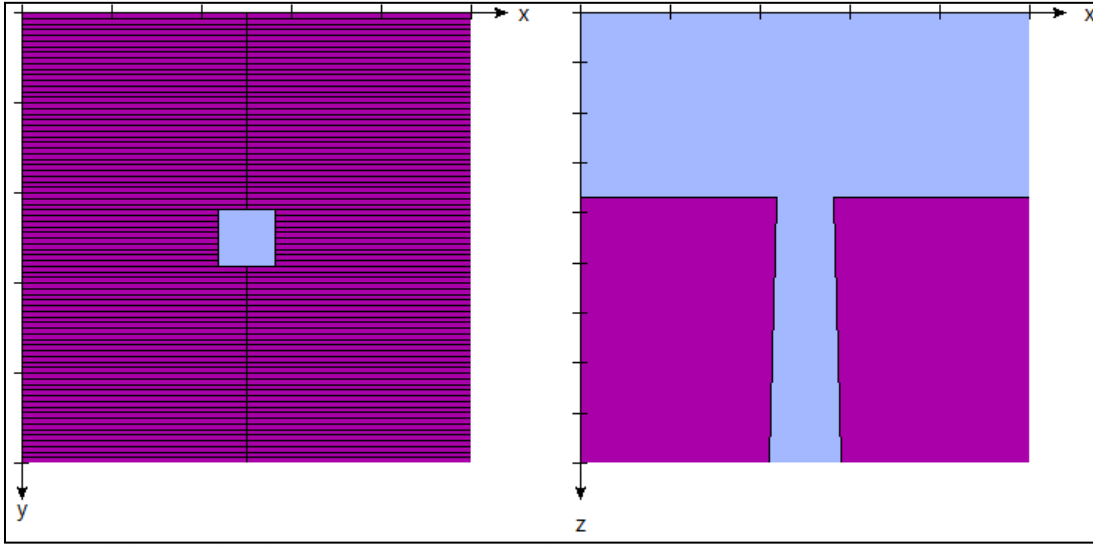
Şekil 3.10: LINAK cihazında modelleme sonucu elde edilen Y çeneleri.

3.2.3.5 X çok yapraklı kolimatörlerin modellenmesi

ÇYK'ye ait bilgiler "MLC" bileşen modülü kullanılarak programa tanımlanmıştır. Siemens Artiste LINAK cihazı, x-ekseni boyunca hareket edebilen, -x-ekseninde 80 adet, +x-ekseninde 80 adet olmak üzere toplam 160 ÇYK'ye sahiptir. Her bir ÇYK radyasyon yönüne dik bir şekilde konumlandırılmıştır. ÇYK materyali olarak tungsten kullanılmıştır. SSD=100 cm'de 10 x 10 cm² alan oluşturacak şekilde, her bir ÇYK'nın konumu, kalınlığı, referans düzleme olan uzaklıkları, elektron ve foton kesim (cut-off) enerjileri programa girilmiştir (Şekil 3.12).



Şekil 3.11: MLC modülünün yapısı [14].



Şekil 3.12: LİNAK cihazında modelleme sonucu elde edilen ÇYK'ler.

Modelleme sonucunda elde edilecek olan faz uzay dosyasını, kaynaktan 100 cm sonra elde etmek istediğimiz için, ÇYK'ler modellendikten sonra, ÇYK'lerin bittiği konumdan 100 cm'ye kadar hava ortamı tanımlandı. Bunun için "SLABS" bileşen modülünden yararlanıldı.

3.2.3.6 Giriş parametrelerinin belirlenmesi

MC simülasyonunda yer alan etkileşimler: bremsstrahlung üretimi, fotoelektrik olay, kompton saçılması, elektron-pozitron saçılması, çift oluşumu-yok olma olayı, yüklü parçacıkların sürekli enerji kaybı, Rayleigh saçılması ve atomik gevşemelerdir. Bütün bu etkileşimler, etkileşimli tesir kesiti ile ilgili bazı olasılıklara sahiptir. Bazı etkileşimlerin etkisi Megavoltaj mertebesindeki foton ışınları için önemsizdir. MC kodunu çalıştırmak için, programda tanımlı varsayılan değerler seçildi. Bunlar 'Boundary crossing algorithm' için "EXACT", 'Electron-step algorithm' için "PRESTA-II", 'Brems angular sampling' için "KM", 'Brems cross sections' için "BH" ve 'Pair cross sections' için "Simple" değerleridir. Saçılan elektronların kesin doğrulukla hesaplanması ve araştırmacılar tarafından da önerildiği için, Spin etkisinin dahil edilmesi sisteme tanımlandı. Modellemede kullanılan her bir materyalin sahip olduğu bilgiler için, EGSnrc tarafından hazırlanan 700icru.pegs4dat dosyası kullanıldı.

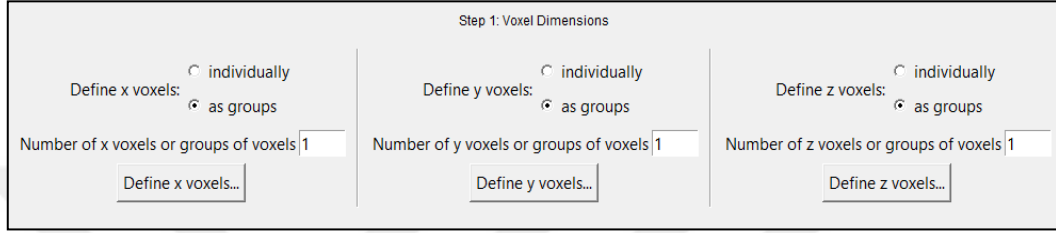
Bu veri dosyası, modellemede kullanılan her bir materyal için, kütle yoğunluğu, atom sayısı, elektron yoğunluğu, tesir kesiti gibi önemli parametreler içerir. Tüm modellemelerde elektron kesim (cut-off) enerjisi (ECUT) 0,7 MeV ve foton kesim (cut-off) enerjisi (PCUT) 0,01 MeV olarak tanımlanmıştır. Varyans azaltma parametresi olarak “Uniform Bremsstrahlung Splitting (UBS)” kullanıldı. Modellemede kullanılacak olan parçacık sayısı 6×10^8 olarak tanımlanmıştır. Modellemede kullanılmak için “Source 19” (X ve Y eksenlerindeki Gauss Dağılımlı Elips Işını) kaynak tipi seçildi (Şekil 3.14). Birincil elektron parametrelerini belirlemek için iki farklı değer incelendi. Bunlar: hedefe çarpan elektronun ortalama kinetik enerjisi ve Gauss dağılımlı elips ışınının YMTG değerleridir. Hedefe çarpan elektronun ortalama enerjisini belirlemek için 5 farklı enerji incelendi ve bundan dolayı BEAMnrc üzerinde 5 farklı modelleme yapıldı. Bu enerjiler: 6 MeV, 6.1 MeV, 6.2 MeV, 6.3 MeV ve 6.4 MeV’dir. Hedefe çarpan elektronların YMTG değerleri için de 5 farklı değer incelendi ve yine BEAMnrc üzerinde 5 farklı modelleme yapıldı. Bu değerler: 0.28 cm, 0.29 cm, 0.30 cm, 0.31 cm ve 0.32 cm’dir. İncelenen elektron enerjisi değerleri ve YMTG değerlerinin YDD eğrileri ve lateral doz profilleri üzerindeki etkisi de ayrıca araştırıldı. Her bir modelleme sonrası BEAMnrc’den elde edilen faz uzay dosyası, doz dağılımı oluşturmak için DOSXYZnrc programında kullanıldı. Tzedakis ve arkadaşları ve Mihailescu ve arkadaşlarının çalışmalarına göre, YDD eğrileri elektron demetinin radyal yayılmasından etkilenmemiştir [13, 44]. Modelleme sonucunda oluşan LİNAK cihazı Şekil 3.13’de gösterilmiştir. Görüntüye ÇYK’lar dahil değildir ve görüntü y-z eksenini görüntüsünü temsil etmektedir.

3.2.4 DOSXYZnrc İle Doz Dağılımının Elde Edilmesi

BEAMnrc programında LİNAK cihazı modellendikten sonra elde edilen faz uzay dosyası, modelleme sonrası oluşan ışın demeti ile ilgili bütün parametreleri içerir. Bu dosya DOSXYZnrc programında kullanarak, istenilen bir ortamda oluşabilecek doz dağılımı hesaplanabilir. Su fantomunda ölçüm aldığımız için,

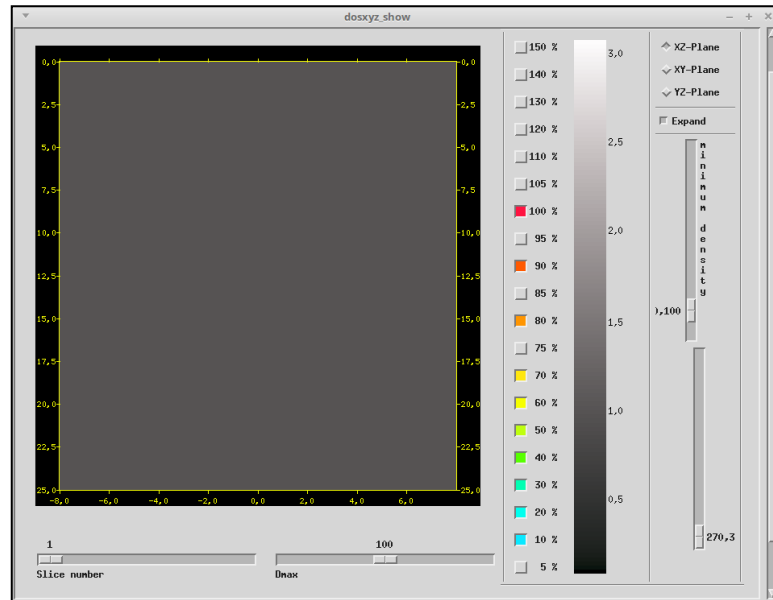
3.2.4.1 3 boyutlu sanal fantomun oluşturulması

Elde edilen demetlerle suda doz dağılımı elde etmek için, DOSXYZnrc programında, $0.2 \times 0.2 \times 0.2 \text{ cm}^3$ boyutlarındaki voksellerden oluşan, $40 \times 40 \times 40 \text{ cm}^3$ boyutlarında sanal su fantomu oluşturuldu. Sanal fantom oluştururken, x, y ve z eksenlerinde oluşturulmak istenilen voksellerin sayısı ve boyutları programa girilmiştir (Şekil 3.15).



Şekil 3.15: DOSXYZnrc üzerinde 3 boyutlu voksellerin tanımlanması.

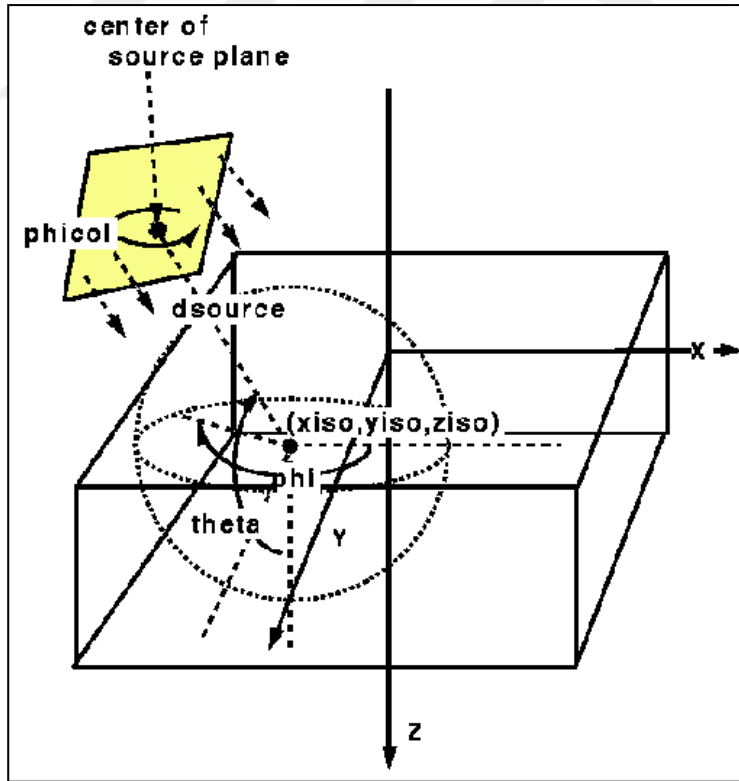
Her bir vokselin su materyalinden oluşması istendiği için, modellemede kullanmak üzere 700icru.pegs4dat dosyası içinde bulunan 'H2O700ICRU' materyali seçilmiştir. 'dosxyz_show' programı kullanılarak elde edilen 3 boyutlu sanal fantomun görüntüsü Şekil 3.16'da gösterilmektedir.



Şekil 3.16: Oluşturulan 3 boyutlu sanal fantomun dosxyz_show programı ile görüntülenmesi.

3.2.4.2 Kaynak türünün seçilmesi

Modellemede kullanılmak üzere programın sahip olduğu kaynak türlerinden birisi, yapılacak çalışmanın amacı ve elde edilecek veriler göz önüne alınarak seçilmelidir. 2 numaralı kaynak olan 'Full phase-space file' kaynak tipi olarak seçilmiştir (Şekil 3.17). Bu kaynak tipinin kullanması için, BEAMnrc modellemesinden elde ettiğimiz faz uzay dosyası, kaynak dosya olarak belirlenmiştir. Her bir elektron enerjisi ve YMTG için farklı farklı faz uzay dosyası elde edildiğinden, kullanılmak istenilen değerlerin faz uzay dosyası programa aktarılmalıdır. Ayrıca ışın demetinin geleceği açı, SSD, varyans azaltma tekniği için eğer kullanılmış ise Directional bremsstrahlung splitting (DBS) verileri, izomerkezin konumu kaynak tipinde bulunan gerekli alanlara girilmiştir. Su fantomu ölçümlerinde gantri açısı 0° olarak ayarlandığı için, ışın demetinin oluşturulan sanal su fantomuna dik bir şekilde gelmesi istendiğinden, 'Theta' açısı 180° olarak ayarlanmıştır.



Şekil 3.17: 'Full phase-space file' kaynak türünün şematik gösterimi [40].

3.2.4.3 Giriş parametrelerinin belirlenmesi

MC simülasyonunda yer alan etkileşimler daha önce belirtilmişti. Bazı etkileşimlerin sonuçları elde edilecek olan verilere çok az etki etse bile, modellemenin gerçeğe çok yakın bir sonuç vermesi istendiğinden, bu etkileşimlerin her biri modelleme esnasında hesaba katılmıştır. Bunlar: bremsstrahlung üretimi, fotoelektrik olay, kompton saçılması, elektron-pozitron saçılması, çift oluşumu-yok olma olayı, yüklü parçacıkların sürekli enerji kaybı, Rayleigh saçılması ve atomik gevşemelerdir.

BEAMnrc modellemesinde olduğu gibi, Spin etkisi, doz hesaplama modellemesinde de kullanılmıştır. Programda bulunan varsayılan değerler DOSXYZnrc parametreleri olarak kullanıldı. Bunlar ‘Boundary crossing algorithm’ için “PRESTA-I”, ‘Electron-step algorithm’ için “PRESTA-II”, ‘Brems angular sampling’ için “SIMPLE”, ‘Brems cross sections’ için “BH” ve ‘Pair cross sections’ için “BH” değerleridir.

Tüm modellemelerde elektron kesim (cut-off) enerjisi (ECUT) 0,7 MeV ve foton kesim (cut-off) enerjisi (PCUT) 0,01 MeV olarak seçilmiştir. 6×10^8 , modellemede kullanılacak veri sayısı olarak sistemi girilmiştir. ‘Photon splitting number’ bölümü, simülasyonda daha kesin sonuçlar elde etmemize yardımcı olacağı için, bu bölüm de simülasyona dahil edilmiştir (Şekil 3.18) [45].

Her bir elektron enerjisi ve YMTG değerleri için farklı modellemeler yapılarak, her bir değerler için farklı doz dağılım değerleri elde edilmiştir. Modelleme sonunda oluşacak doz değerleri hangi voksellerde görülmek isteniyorsa, bu voksel değerleri programa girilmelidir (Şekil 3.19). Çalışmada YDD eğrileri ve 10 cm derinlikteki lateral doz profilleri inceleneceği için, bu değerleri verecek olan vokseller programa tanıtılmıştır.

? Title PDD and Profil

Phantom definition

If you are using source 2 or 4, you must define the materials in the phantom here first before defining the source.

? Define phantom using ... non-CT data input phantom created from CT data

? Global electron cutoff energy - ECUT (MeV) 0.7

? Global photon cutoff energy - PCUT (MeV) 0.01

? Print summary of highest 20 doses no

Source parameters

? Incident particle all

? Source type 2 - Full phase-space source file

Simulation parameters

? Number of histories 600000000

? IWATCH Output none

? Maximum CPU time (hours) 990

? RNG seed 1 33

? RNG seed 2 97

? Incident beam size (source 2, 4 or 8) 100.0

? Run option first time

? 'HOWFARLESS' off

? Thickness of region outside phantom is uniform

? Medium of region outside phantom AIR700ICRU

? Phase space output on exiting phantom none

? Output restart data after every batch

? Range rejection off

? ESAVE: range rejection done only below this energy (MeV)

? Photon splitting number 50

? # times to recycle each particle in phase space source 0

? Run job in parallel no

Şekil 3.18: DOSXYZnrc’de üzerinde bilgilerin girildiği arayüz.

Define a group of voxels by entering the voxel indices, then set the direction of the the scan per page. Unless declared here, the default is no output. Click 'Add a group' to define a new group.

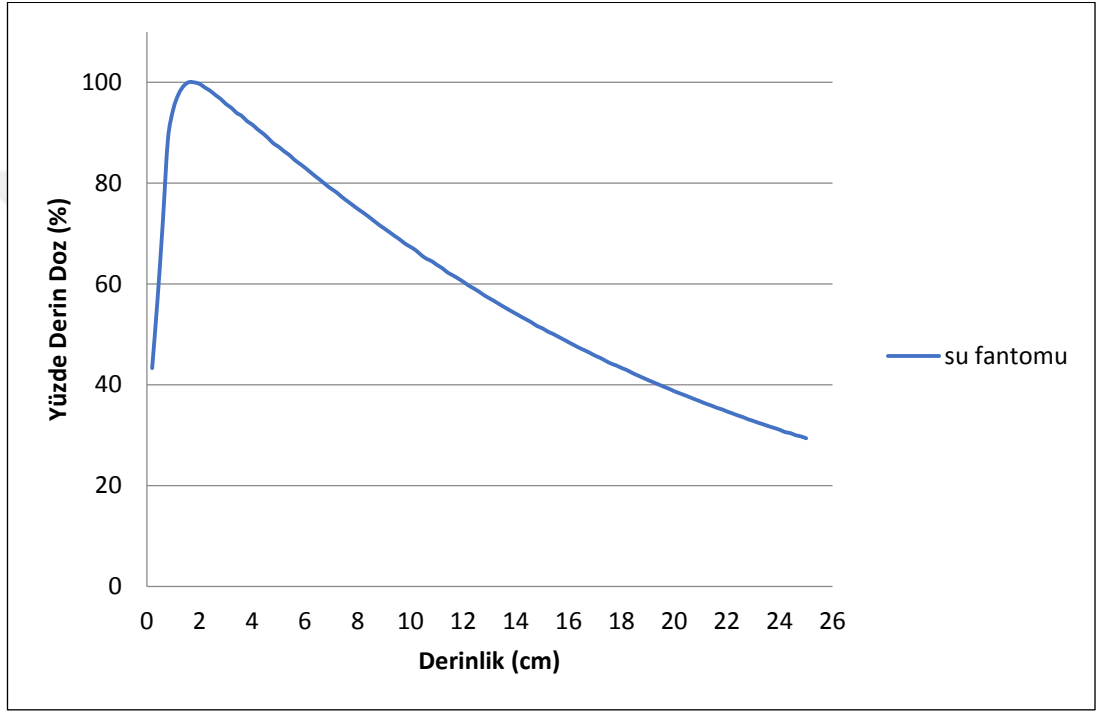
from x	to x	from y	to y	from z	to z	scan
0	150	75	75	50	50	x-scan per page
75	75	0	150	50	50	y-scan per page
75	75	75	75	0	150	z-scan per page

Remove last group Add a group OK

Şekil 3.19: Doz ölçümü yapılmak istenilen voksellerin tanımlanması.

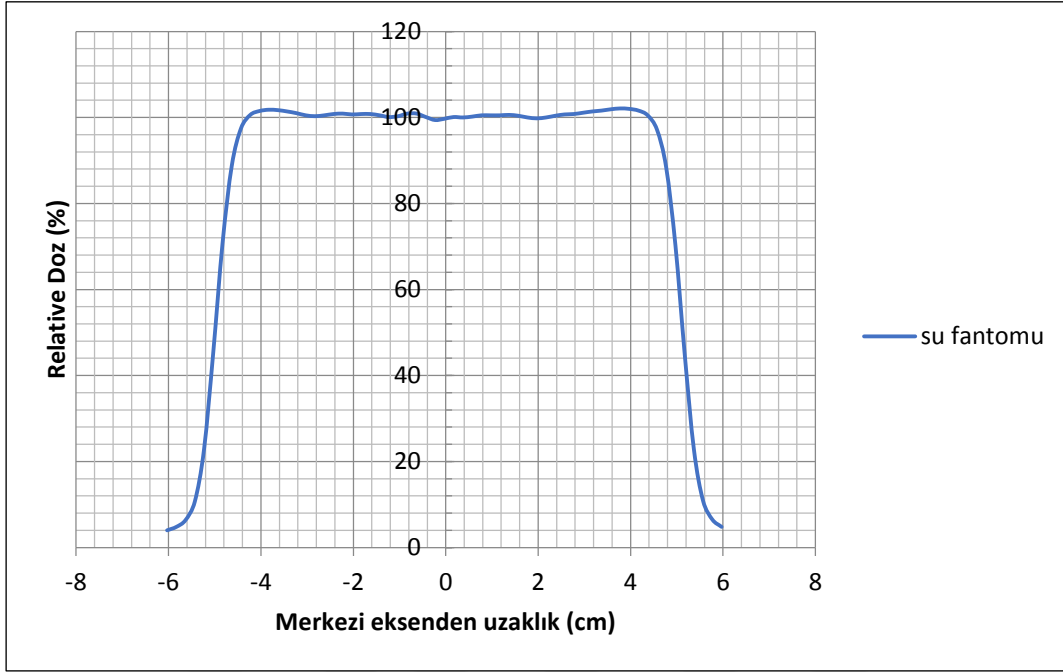
3.2.5 Verilerin İncelenmesi

İyon odası kullanılarak MP3 su fantomunda ölçülen YDD eğrileri ve 10 cm derinlikteki lateral doz profilleri MEPHYSTO programı aracılığıyla kaydedilmiştir. Her bir ölçüm aralığı 2 mm olacak şekilde veriler elde edilmiştir. Su fantomu için elde edilen veriler aşağıdaki gibidir (Şekil 3.20, Şekil 3.21).

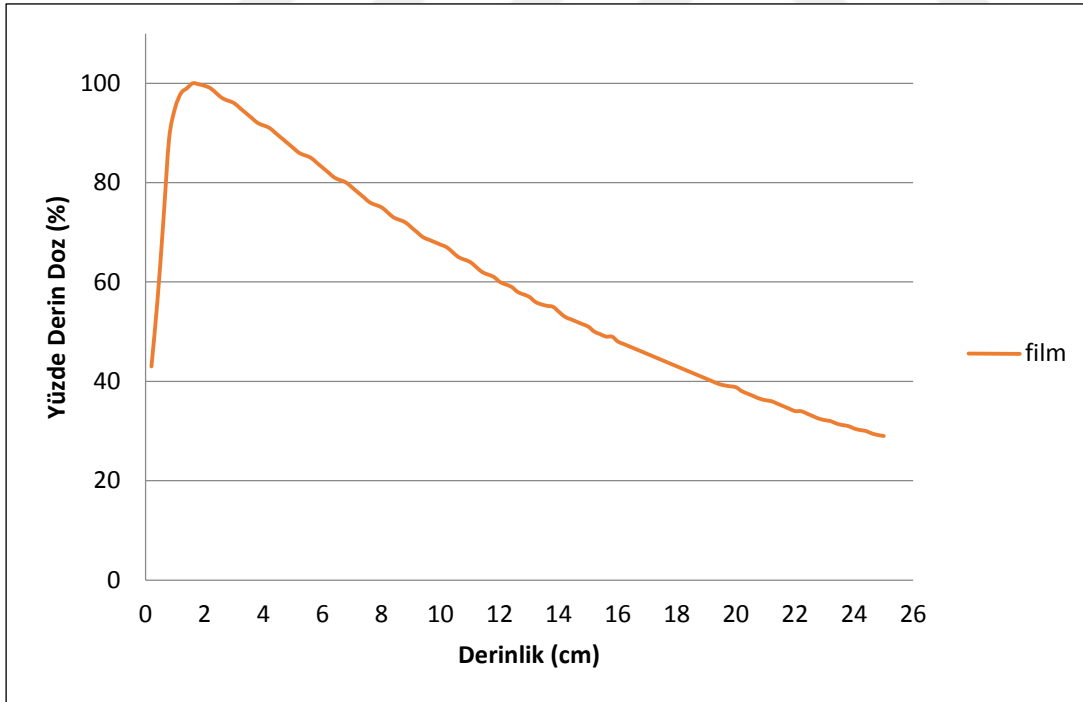


Şekil 3.20: Su fantomu ölçümünden elde edilen YDD eğrisi.

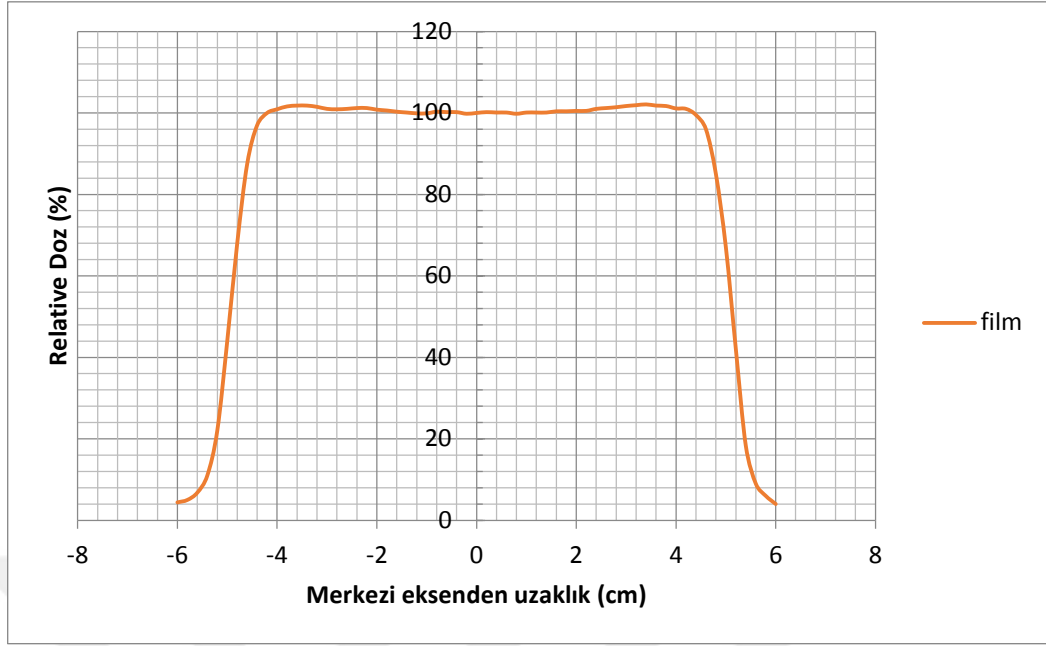
Gafkromik filmlerin ışınlanması sonucu oluşan YDD eğrilerini temsil eden film ve lateral doz profillerini temsil eden film, yüksek çözünürlüğe sahip tarayıcı ile taranarak, bilgisayar ortamına aktarılmıştır. Filmde oluşan her bir bölge, soğurduğu radyasyon miktarı oranında sayısal bir değer almıştır. Bilgisayar ortamında elde edilen görüntüler, MEPHYSTO programı aracılığı ile değerlendirilerek YDD eğrileri ve lateral doz profilleri oluşturulmuştur (Şekil 3.22, Şekil 3.23). Rölatif dozlar inceleneceği için, gafkromik filmlere doz kalibrasyonu yapılmamıştır.



Şekil 3.21: Su fantomu ölçümünden elde edilen lateral doz profili.



Şekil 3.22: Film ölçümünden elde edilen YDD eğrisi.



Şekil 3.23: Film ölçümünden elde edilen lateral doz profili.

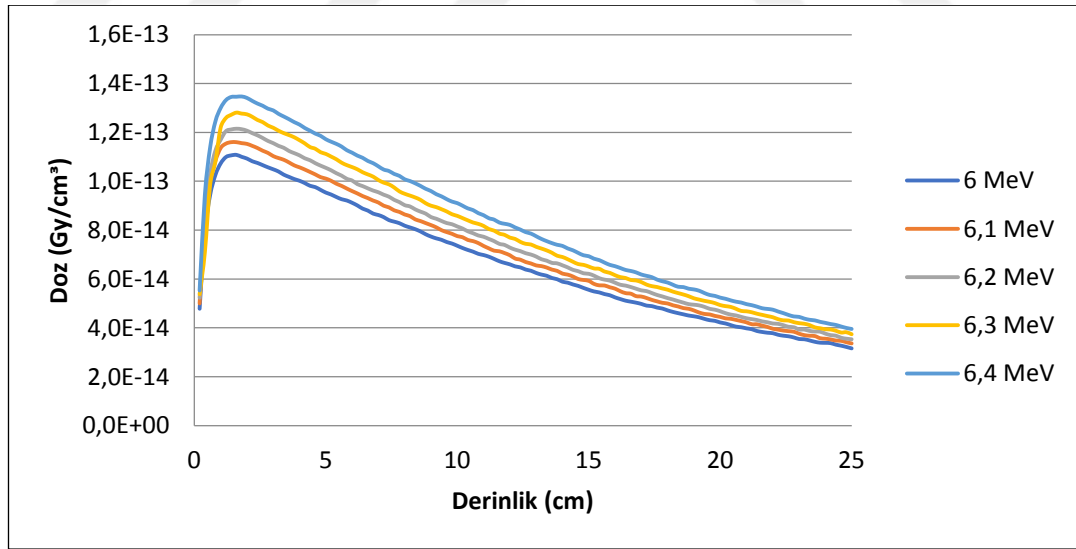
BEAMnrc kullanılarak modellenen LINAK cihazından oluşan ışın demetleri, faz uzay dosyası aracılığı ile DOSXYZnrc'de kullanılmıştır. DOSXYZnrc'de oluşturulan 3 boyutlu sanal fantoma gönderilen bu ışın demetleri ile, istenilen voksellerdeki dozlar ölçülmüştür. İstatistiksel hata ortalama % 0.4 olarak bulunmuştur.



4. SONUÇ VE ÖNERİLER

4.1 DOSXYZnrc ile Elde Edilen Verilerin Karşılaştırılması

Birincil elektron parametrelerini doğru belirlemek için, hedefe çarpan elektronun ortalama enerjisi ve YMTG değerleri için beşer farklı değer kullanılmıştır. Elektronun hedefe çarpmasından sonra oluşacak olan X-ışınlarının enerjisi, doğrudan YDD eğrilerine etki eder. Oluşan X-ışınlarının enerjisi, hedefe çarpan elektronların enerjisine bağlı olduğundan dolayı, uygun elektron enerjisini belirlemek için YDD eğrilerini incelememiz gerekmektedir. İncelenen enerji değerleri: 6 MeV, 6.1 MeV, 6.2 MeV, 6.3 MeV ve 6.4 MeV'dir. Bu enerjiler için MC metodu kullanılarak DOSXYZnrc'de elde edilen YDD eğrileri aşağıdaki gibidir (Şekil 4.1).



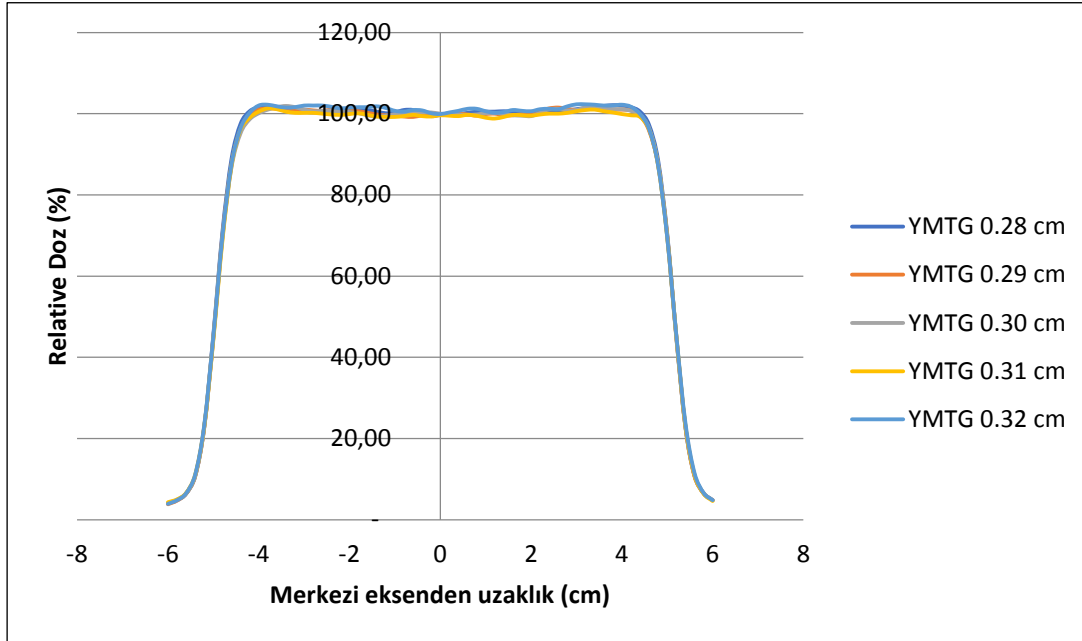
Şekil 4.1: MC modellemesi sonucu elde edilen farklı elektron enerjileri için YDD eğrileri.

Şekilde açıkça görülmektedir ki, elektronun ortalama enerjisi arttıkça, tüm derinliklerde soğurulan doz artmaktadır. Ayrıca yüzeyde oluşan dozların ve

build-up adı verilen doz yığılım bölgelerinde oluşan dozların, elektronun ortalama enerjisindeki değişime çok duyarlı olduğu gözlemlenmiştir.

Hedef ve düzleştirici filtre bileşenlerinin X-ışını oluşumu üzerinde ve buna bağlı olarak da YDD eğrileri üzerinde önemli etkisi vardır. Elde edilen YDD eğrilerinin beklenildiği gibi çıkması, bize yapılan simülasyonun, özellikle hedef ve düzleştirici filtrenin, doğru modellendiği hakkında önemli bilgiler vermektedir. İlerleyen kısımlarda, MC yöntemi kullanılarak elde edilen verilerin, su fantomu ve film ışınlanması sonucu elde edilen verilerle karşılaştırılması yapıldığında, karşılaştırma sonrası elde edilecek olan uyum yapılan modellemenin doğruluğunu veya yanlışlığını ispatlar nitelikte olacaktır.

Hedefe çarpan elektronların oluşturduğu X-ışınları, Gauss dağılımı ya da Normal dağılım adı verilen bir eğri şeklinde oluşur. Oluşan X-ışını demetinin YMTD değeri lateral doz profilleri üzerinde etkilidir. Bu yüzden uygun YMTD değerini bulmak için, 10 cm derinlikte oluşan lateral doz profilleri incelendi. 5 ayrı YMTD değeri için elde edilen lateral doz profilleri aşağıdaki gibidir (Şekil 4.2).



Şekil 4.2: MC modellemesi sonucu elde edilen farklı YMTG değerleri için lateral doz profilleri.

4.2 DOSXYZnrc, Su Fantomu ve Gafkromik Film İle Elde Edilen Verilerin Karşılaştırılması

Üç farklı ölçüm sonucu için elde edilen YDD değerleri maksimum doza, lateral doz profil değerleri ise merkezi eksenindeki doza normalize edildi.

Su fantomu ve Gafkromik film ile elde edilen YDD eğrilerini karşılaştırdığımızda, beklenildiği gibi hemen hemen aynı eğrileri elde ettik.

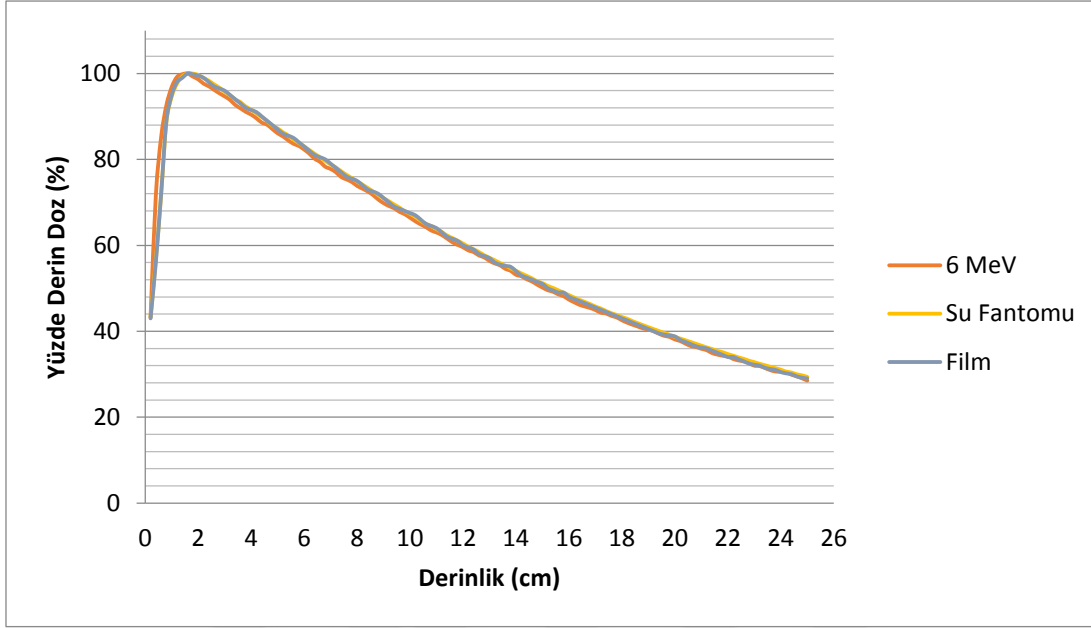
Çalışmanın amacı, LİNAK cihazından çıkan 6 MV fotonların su ortamında oluşturduğu gerçek doz değerleri ile MC simülasyonundan elde edilen değerleri karşılaştırıp, LİNAK cihazının birincil parametrelerini elde etmektir.

Öncelikle hedefe çarpan elektronun ortalama enerjisini belirlemek için YDD eğrileri karşılaştırılmıştır [46]. YDD eğrileri elektronun ortalama enerjisini doğru bir şekilde elde etmek için bize yardımcı olacaktır. Karşılaştırılan eğriler analiz edilirken, iki farklı parametre göz önüne alınmıştır. Bunlardan birincisi, maksimum dozun olduğu derinlik (d_{max}), ikincisi TPR 20,10 (Tissue Phantom Ratio) değeridir. SSD 100 cm'de ve 10×10 cm² radyasyon alanında alınan doz ölçüm değerlerinden 20 cm derinlikteki doz değeri, 10 cm derinlikteki doz değerine bölünerek D_{20}/D_{10} değerleri elde edildi. Bu değerlerden Eşitlik (4.1) kullanılarak, her bir YDD eğrisi için TPR 20,10 değerleri bulunmuştur [47]. Farklı enerji düzeyleri için DOSXYZnrc'den elde edilen YDD eğrilerinin, su fantomu ve Gafkromik filmde elde edilen YDD eğrileri ile karşılaştırılması aşağıdaki şekillerde gösterilmiştir (Şekil 4.3, Şekil 4.4, Şekil 4.5, Şekil 4.6, Şekil 4.7).

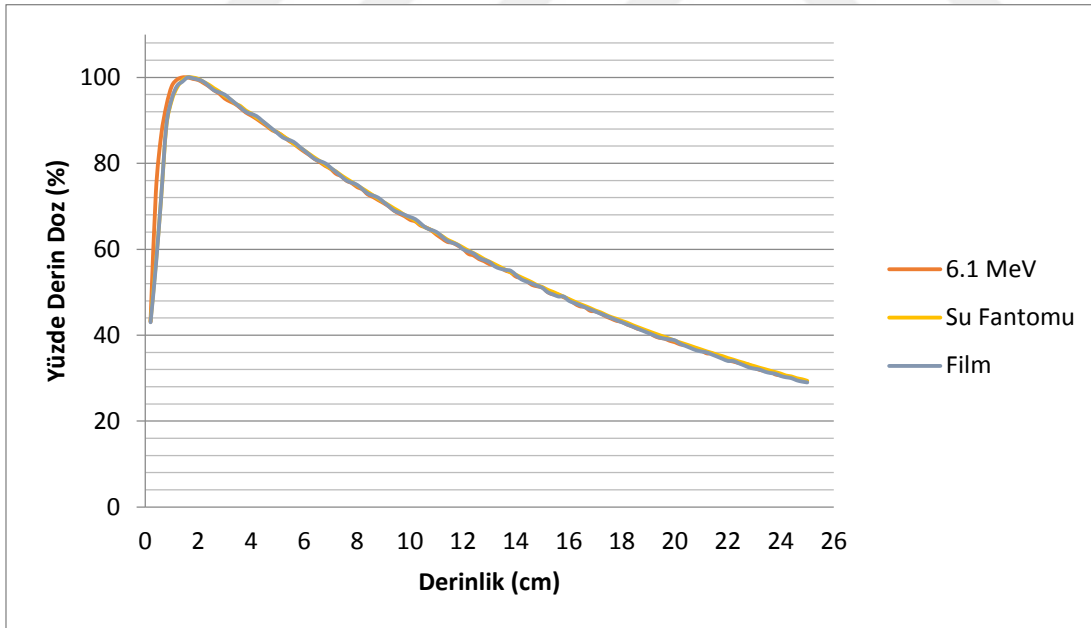
$$TPR_{20,10} = 1.2661 \times (D_{20}/D_{10}) - 0.0595 \quad (4.1)$$

D_{20} : SSD 100 cm, 10×10 cm² ve 20 cm derinlikte ölçülen doz değeri.

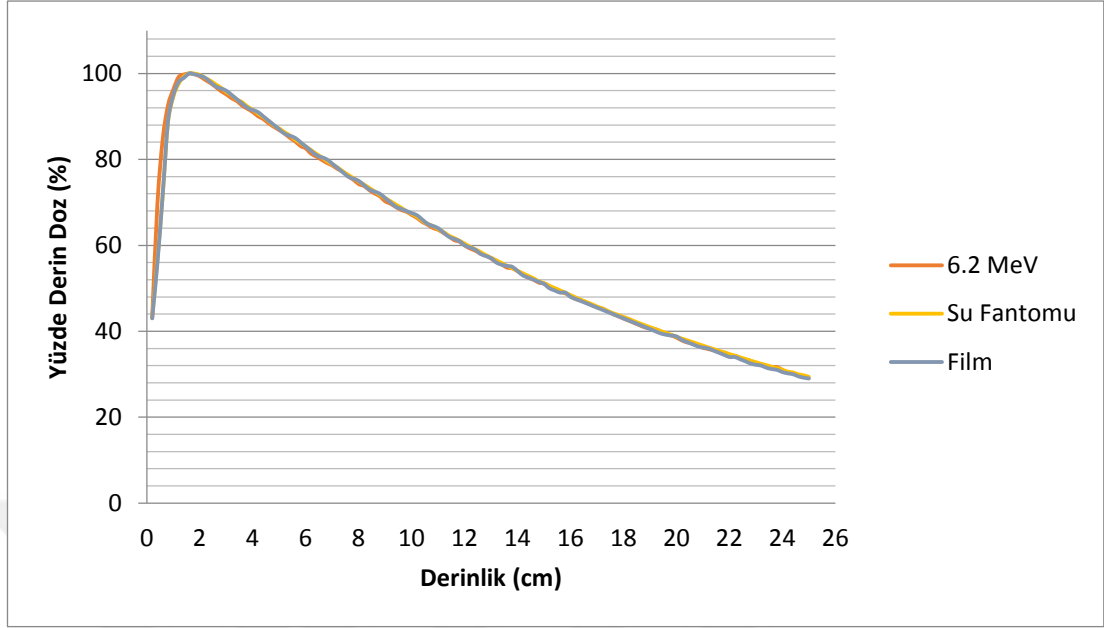
D_{10} : SSD 100 cm, 10×10 cm² ve 10 cm derinlikte ölçülen doz değeri.



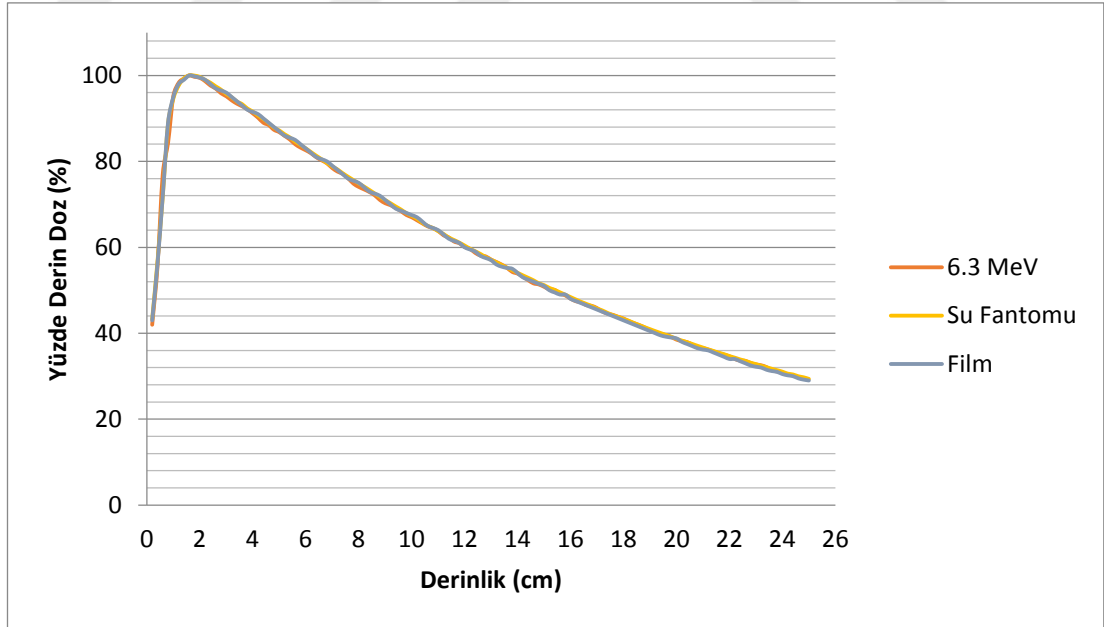
Şekil 4.3: 6 MeV elektron ortalama enerjisi ile MC yöntemi kullanılarak elde edilen YDD eğrisi ile su fantomu ve film ölçümlerinden elde edilen YDD eğrilerinin normalize edilmiş hali.



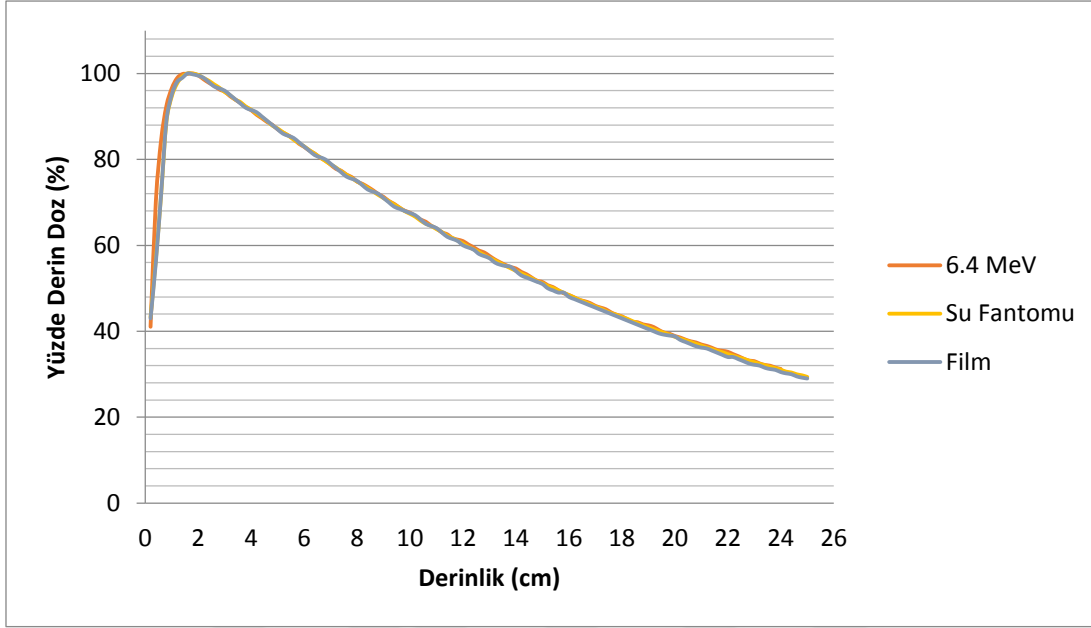
Şekil 4.4: 6.1 MeV elektron ortalama enerjisi ile MC yöntemi kullanılarak elde edilen YDD eğrisi ile su fantomu ve film ölçümlerinden elde edilen YDD eğrilerinin normalize edilmiş hali.



Şekil 4.5: 6.2 MeV elektron ortalama enerjisi ile MC yöntemi kullanılarak elde edilen YDD eğrisi ile su fantomu ve film ölçümlerinden elde edilen YDD eğrilerinin normalize edilmiş hali.



Şekil 4.6: 6.3 MeV elektron ortalama enerjisi ile MC yöntemi kullanılarak elde edilen YDD eğrisi ile su fantomu ve film ölçümlerinden elde edilen YDD eğrilerinin normalize edilmiş hali.



Şekil 4.7: 6.4 MeV elektron ortalama enerjisi ile MC yöntemi kullanılarak elde edilen YDD eğrisi ile su fantomu ve film ölçümlerinden elde edilen YDD eğrilerinin normalize edilmiş hali.

DOSXYZnrc'den elde edilen YDD eğrilerinin, su fantomu ve Gafkromik film ölçümlerinden elde edilen YDD eğrilerine benzerliği, LİNAK cihazının doğru modellendiğinin kanıtıdır. Özellikle hedef ve düzleştirici filtrenin YDD eğrisi üzerine etkisi büyük ve anlamlı olduğu için, YDD eğrilerini analiz ederken, bu iki bileşenin doğru modellenmesi büyük önem taşımaktadır. YDD eğrilerinden elde edilen d_{max} ve TPR 20,10 değerleri Çizelge 4.1'de gösterilmiştir.

Su fantomundan ve Gafkromik film ölçümünden elde edilen d_{max} değerleri aynı çıkmıştır. Her iki ölçüm için d_{max} değeri 1.6 cm'dir. TPR 20,10 değerleri ise birbirine çok yakın değerler olarak elde edilmiştir. Su fantomu için bu değer 0.668356, Gafkromik film için 0.668267 olarak hesaplanmıştır. DOSXYZnrc'den elde edilen TPR 20,10 değerleri, referans olarak kabul edilen bu değerler ile karşılaştırıldığında, en uygun değer, 6.3 MeV'lik elektron enerjisiyle elde edilen TPR 20,10 değeri olduğu Çizelge 4.1'de görülmektedir. 6.3 MeV'lik elektron enerjisiyle elde edilen TPR 20,10 değerinin, su fantomu ve Gafkromik film ölçümlerinden elde edilen ortalama referans TPR 20,10 değerine benzerliği %99.9801 çıkmıştır.

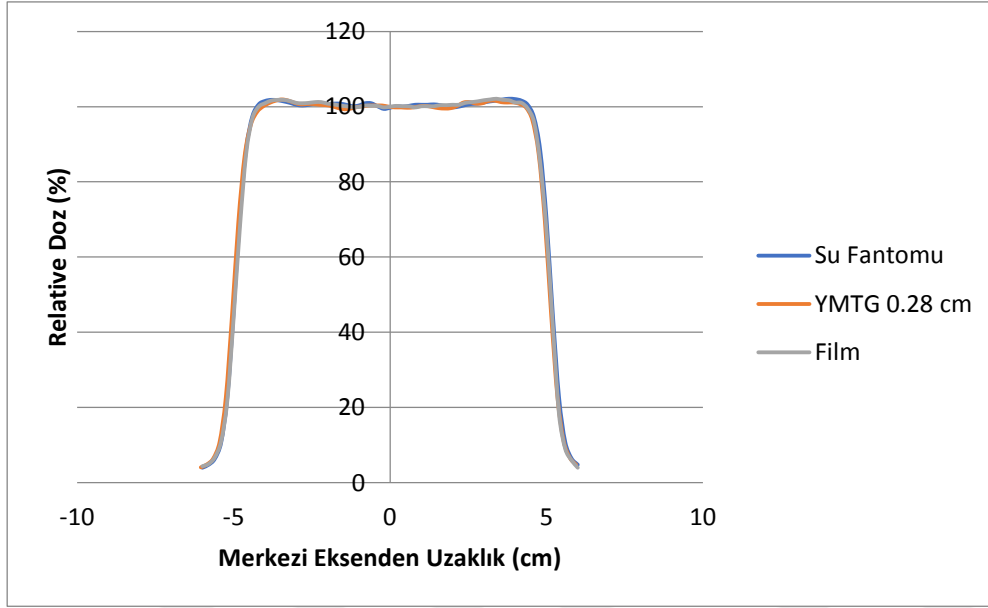
Yine 6.3 MeV'lik elektron enerjisiyle elde edilen YDD eğrisi için d_{max} değeri, 1.6 cm olarak elde edilmiştir ve bu değer su fantomu ve Gafkromik film ile elde edilen d_{max} değeriyle aynıdır.

Çizelge 4.1: Ölçümlerden elde edilen YDD eğrileri için d_{max} ve TPR 20,10 değerleri.

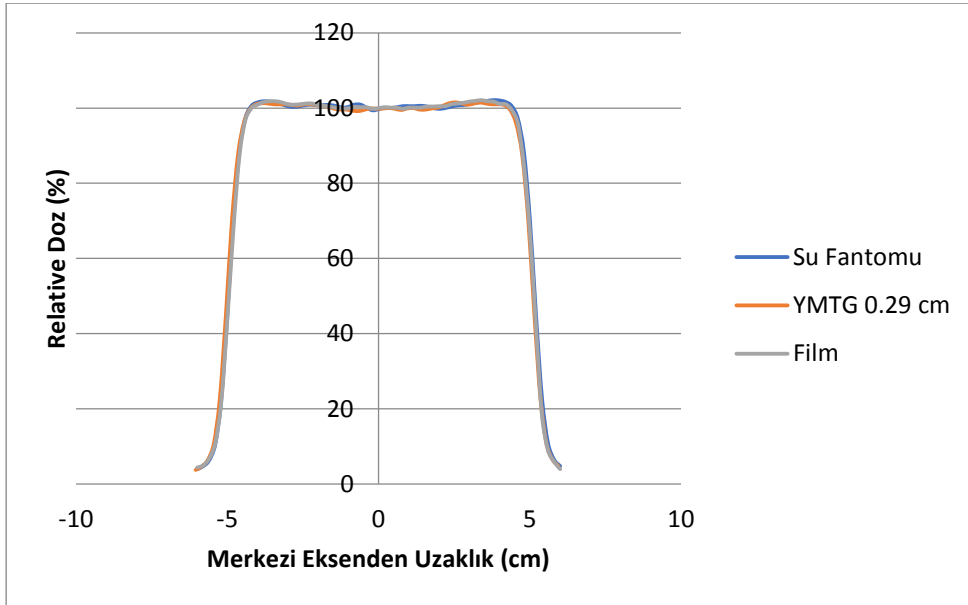
Ölçüm Metodu	Maksimum Doz Derinliği (d_{max}) (cm)	Kalite İndeksi (TPR 20/10)	Referans Değere Göre Yüzdesel Oran
<i>Su Fantomu</i>	1.6	0.668356	Ortalama Referans Değer 0.668311
<i>Film Ölçümü</i>	1.6	0.668267	
<i>MC (6 MeV)</i>	1.6	0.666608	%99.7451
<i>MC (6.1 MeV)</i>	1.6	0.667051	%99.8114
<i>MC (6.2 MeV)</i>	1.6	0.667533	%99.8834
<i>MC (6.3 MeV)</i>	1.6	0.668178	%99.9801
<i>MC (6.4 MeV)</i>	1.8	0.668862	%100.08

YDD eğrileri gibi, Lateral doz profili de MC simülasyonunu doğrulamak için çok önemlidir çünkü her bir bileşenin yapısının doğruluğu hakkında bilgi verir.

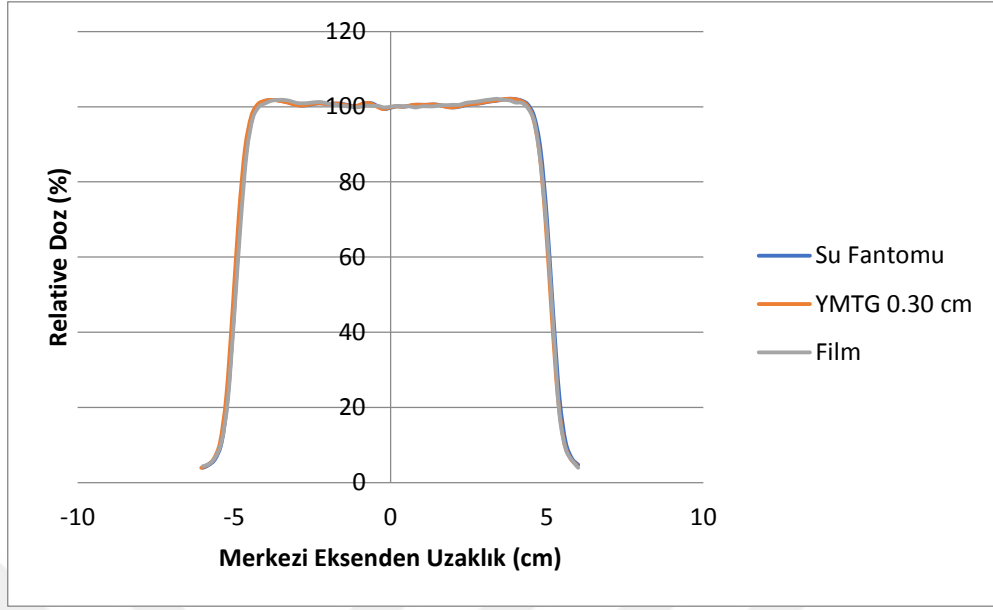
YMTG değeri, hedefe çarpan elektronun uzaysal dağılımı ile ilgilidir. Bu dağılım üç boyutlu Gauss dağılımı şeklindedir. Lateral doz profillerini inceleyerek uygun YMTG değeri elde edilmeye çalışılmıştır [46]. Beş farklı YMTG değeri için, lateral doz profilleri, $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alanda ve 10 cm derinlikte elde edildi. Bu değerler Şekil 4.8, Şekil 4.9, Şekil 4.10, Şekil 4.11 ve Şekil 4.12’de gösterilmektedir.



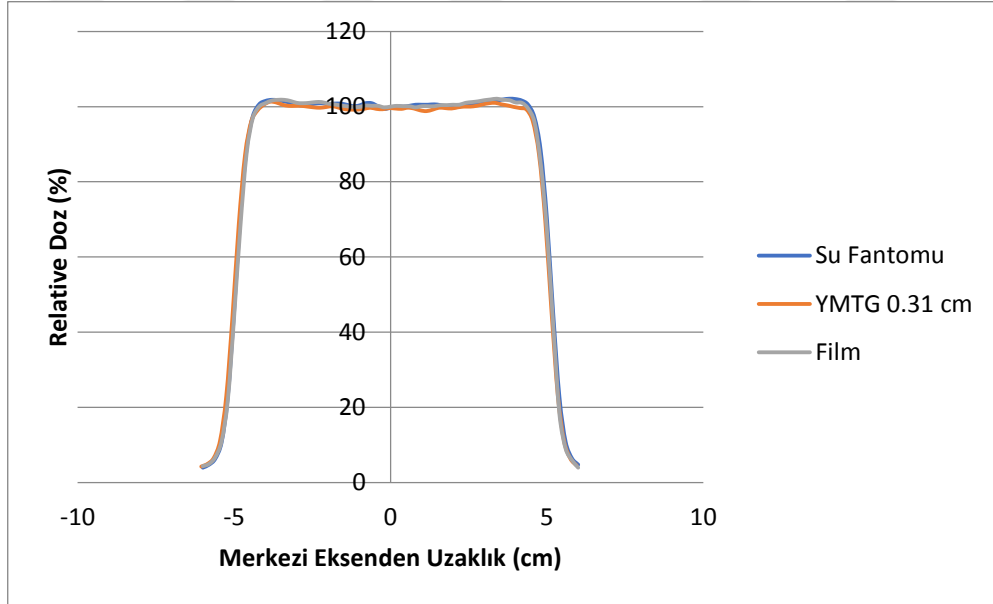
Şekil 4.8: Su fantomu, film ve YMTG değeri 0.28 cm olan MC yöntemi ile elde edilen lateral doz profillerinin normalize edilmiş hali.



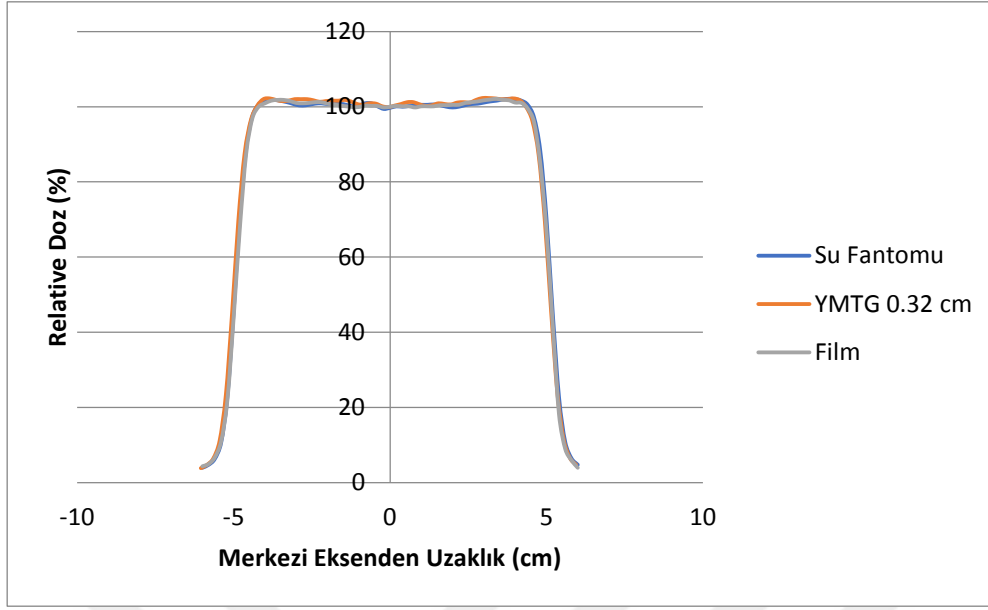
Şekil 4.9: Su fantomu, film ve YMTG değeri 0.29 cm olan MC yöntemi ile elde edilen lateral doz profillerinin normalize edilmiş hali.



Şekil 4.10: Su fantomu, film ve YMTG değeri 0.30 cm olan MC yöntemi ile elde edilen lateral doz profillerinin normalize edilmiş hali.



Şekil 4.11: Su fantomu, film ve YMTG değeri 0.31 cm olan MC yöntemi ile elde edilen lateral doz profillerinin normalize edilmiş hali.



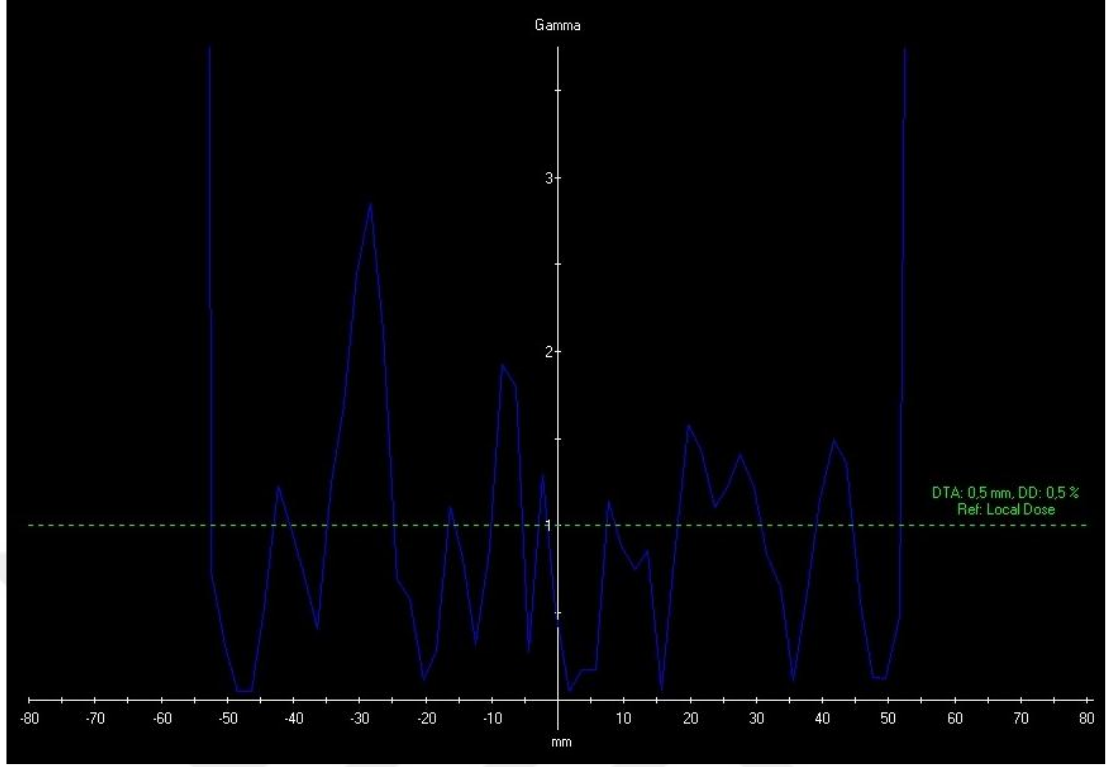
Şekil 4.12: Su fantomu, film ve YMTG değeri 0.32 cm olan MC yöntemi ile elde edilen lateral doz profillerinin normalize edilmiş hali.

Elde edilen bu lateral doz profilleri, MC simülasyonunda, hedefin, düzleştirici filtrelerin, alan şekillendiricisi olarak kullanılan Y çenesi ve X ÇYK'nin doğru bir şekilde modellendiğinin ispatı niteliğindedir.

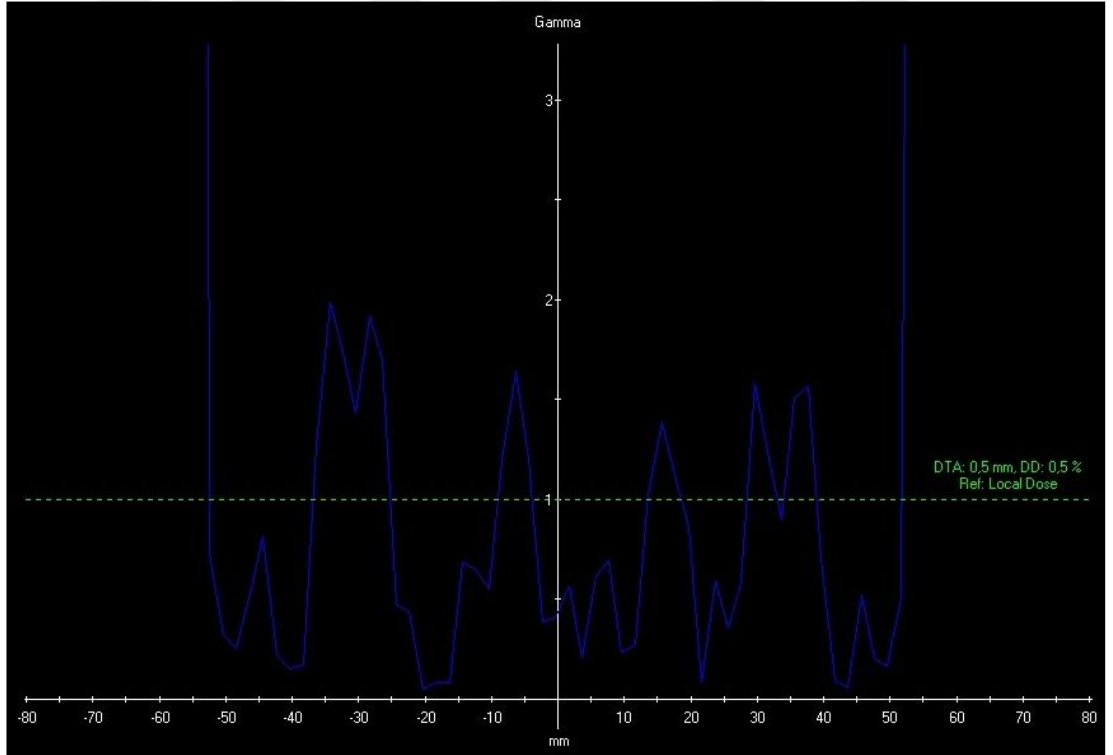
YMTG değerini doğru belirlemek için, Gamma analizi yöntemi kullanılmıştır. Çalışmada hata payını en aza indirmek ve en doğru sonucu bulmak istediğimiz için, Gamma analizi yöntemi ile verileri karşılaştırdığımızda, doz farkı parametresini % 0.5 ve mesafe parametresini 0.5 mm olarak tanımlanmıştır.

Su fantomu ve MC simülasyonundan elde edilen lateral doz profillerinin karşılaştırılması sonrası hesaplanan Gamma analizinin, grafiğe dökülmüş hali Şekil 4.13, Şekil 4.14, Şekil 4.15, Şekil 4.16 ve Şekil 4.17'de gösterilmektedir.

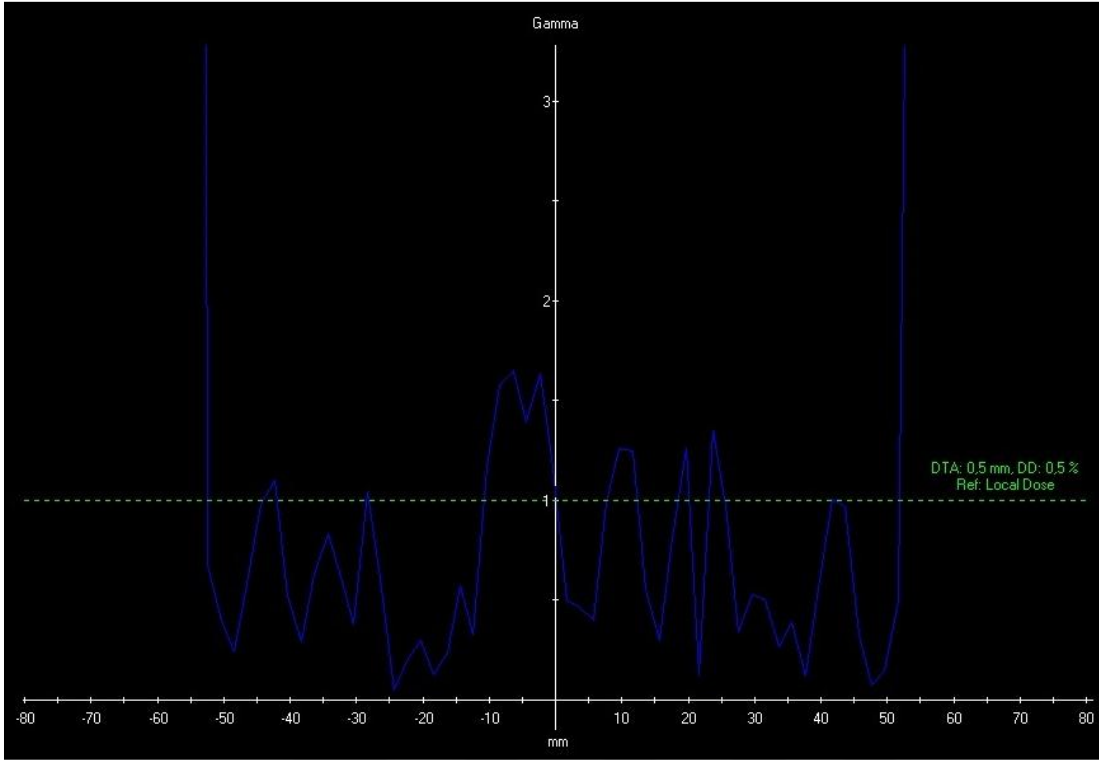
Elde edilen Gamma analizi grafiklerinde, kesikli çizgi ile belirtilen kısım Gamma değerinin 1 olduğu noktadır. Hesaplanan Gamma değerlerinin 1'den küçük noktaları % 0.5 ve 0.5 mm parametrelerini sağlamış demektir. Kesikli çizginin altında kalan bölge gamma analizinden geçen ölçüm noktalarını temsil eder.



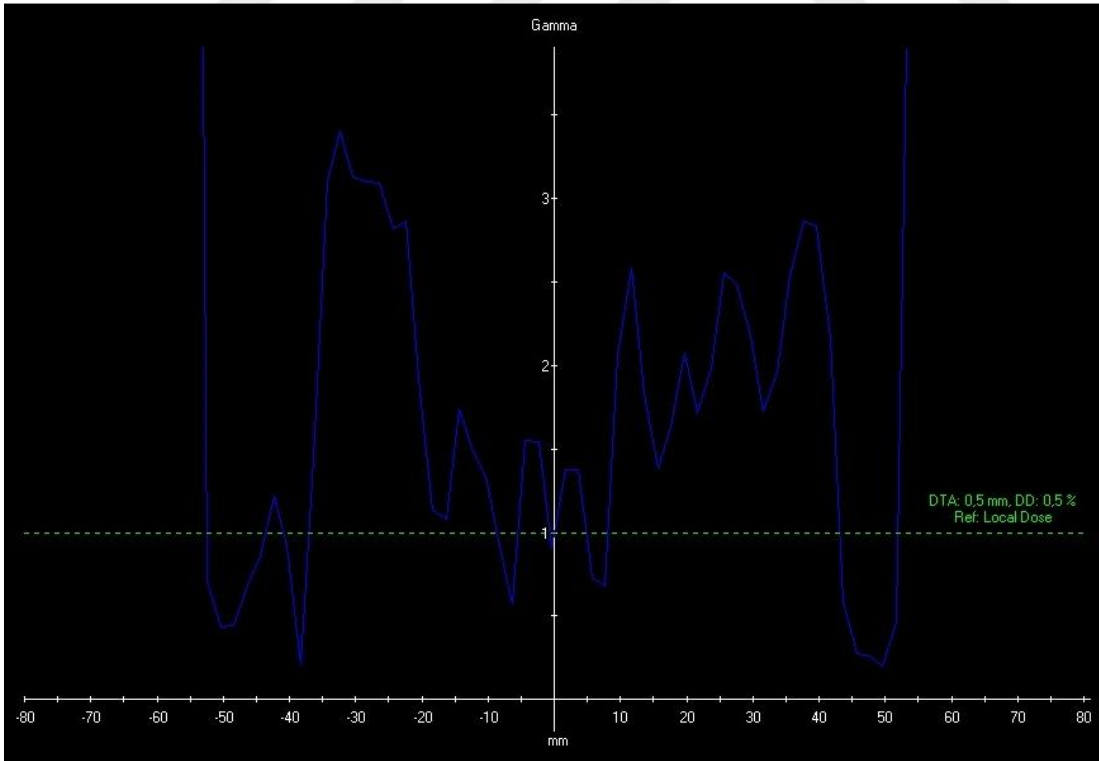
Şekil 4.13: 0.28 cm YMTG değeri için elde edilen Gamma analizi grafiği.



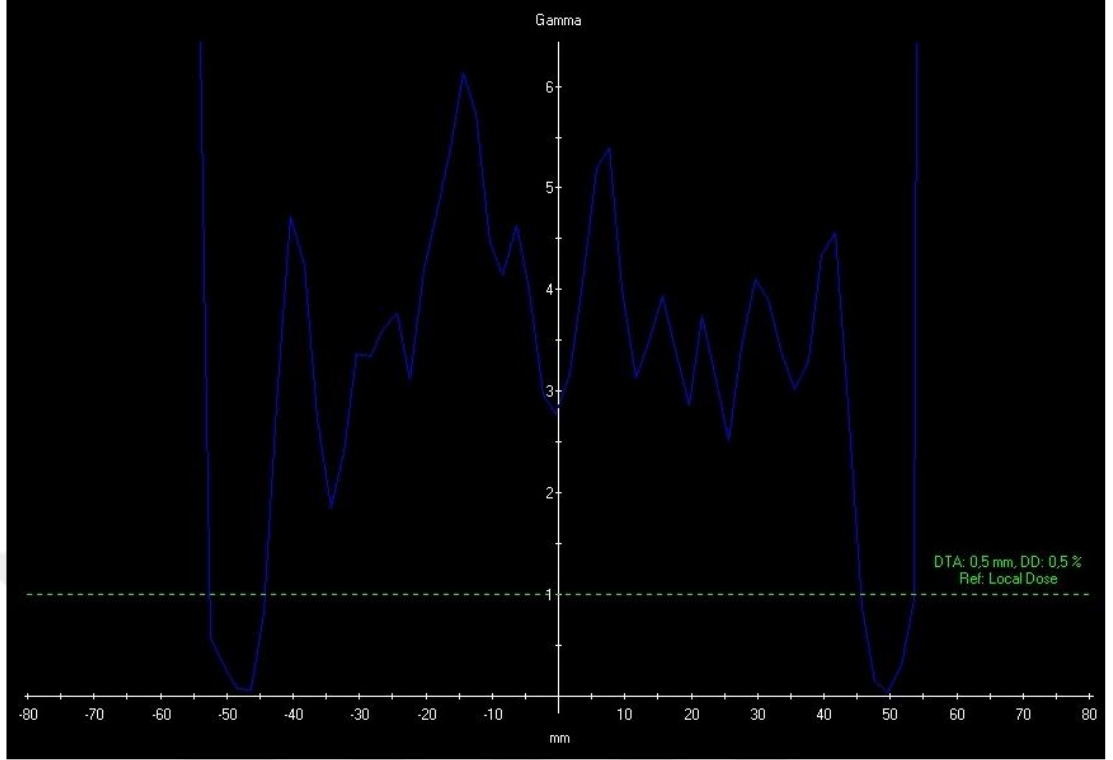
Şekil 4.14: 0.29 cm YMTG değeri için elde edilen Gamma analizi grafiği.



Şekil 4.15: 0.30 cm YMTG değeri için elde edilen Gamma analizi grafiği.



Şekil 4.16: 0.31 cm YMTG değeri için elde edilen Gamma analizi grafiği.



Şekil 4.17: 0.32 cm YMTG değeri için elde edilen Gamma analizi grafiği.

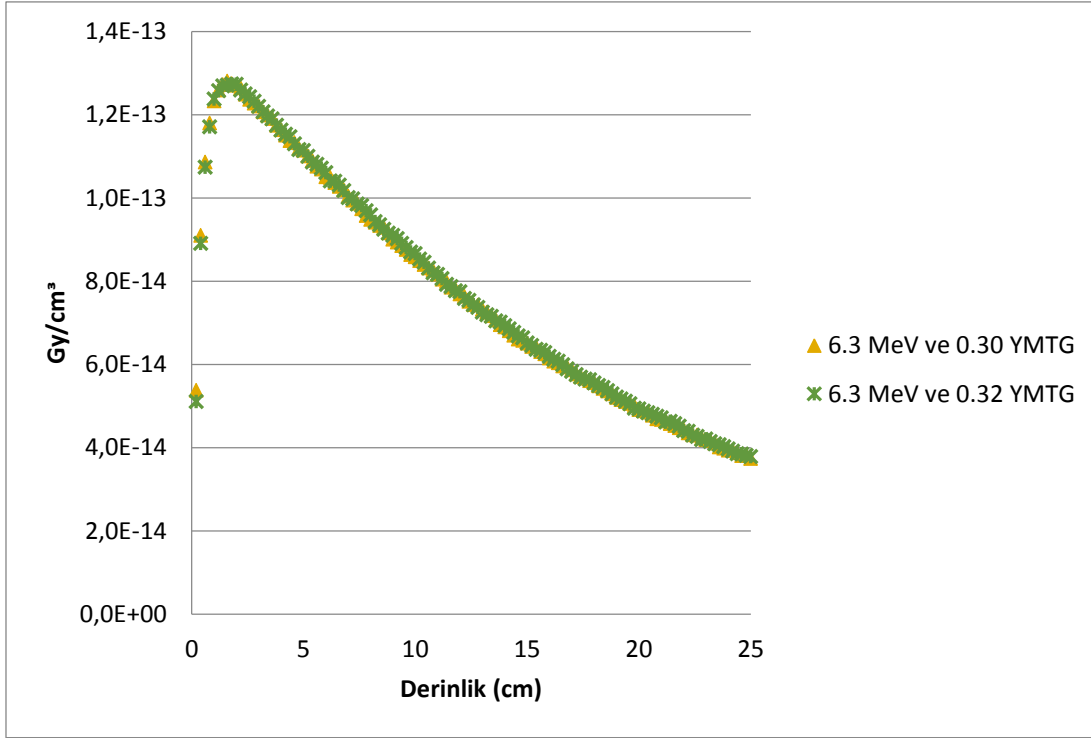
Grafiklerden de görülebileceği gibi, 0.3 cm YMTG değerinde, düz bölge ve boynuz bölgeleri için MC simülasyonu ile ölçüm verileri arasında iyi bir uyum elde edilmiştir.

MC simülasyonunda, hedefe çarpan elektronun ortalama enerjisini 6.3 MeV ve YMTG değerini 0.3 cm olarak tanımladığımızda, elde edilen ışın demetinin, sanal su fantomunda oluşturduğu doz dağılımı ile ölçüm verileri arasında, %0.5 ve 0.5 mm Gamma analizi parametreleri içinde iyi bir uyum gözlenmektedir.

Ayrıca çalışmada, YMTG değerinin YDD eğrisi üzerine etkisi ve elektronun ortalama enerjisinin lateral doz profili üzerine etkisi de incelenmiştir.

Öncelikle BEAMnrc üzerinde aynı elektron enerjisi kullanılarak, iki farklı YMTG değeri ile oluşturulan, iki adet LINAK cihazı simülasyonu oluşturulmuştur. Simülasyonda kullanılan elektron enerjisi 6.3 MeV ve YMTG değerleri: lateral doz profili üzerinde kötü uyum elde ettiğimiz 0.32 cm değeri ile uygun değer olan 0.3 cm değeridir.

Daha sonra elde edilen bu ışın demetlerinin, sanal su fantomunda oluşturduğu YDD eğrileri analiz edilmiştir. Böylece aynı elektron enerjisinde farklı YMTG değerleri kullanılarak, YMTG değerinin YDD eğrisi üzerinde oluşturduğu etki incelenmiştir. Karşılaştırma sonucu elde edilen eğri Şekil 4.18’de gösterilmiştir.

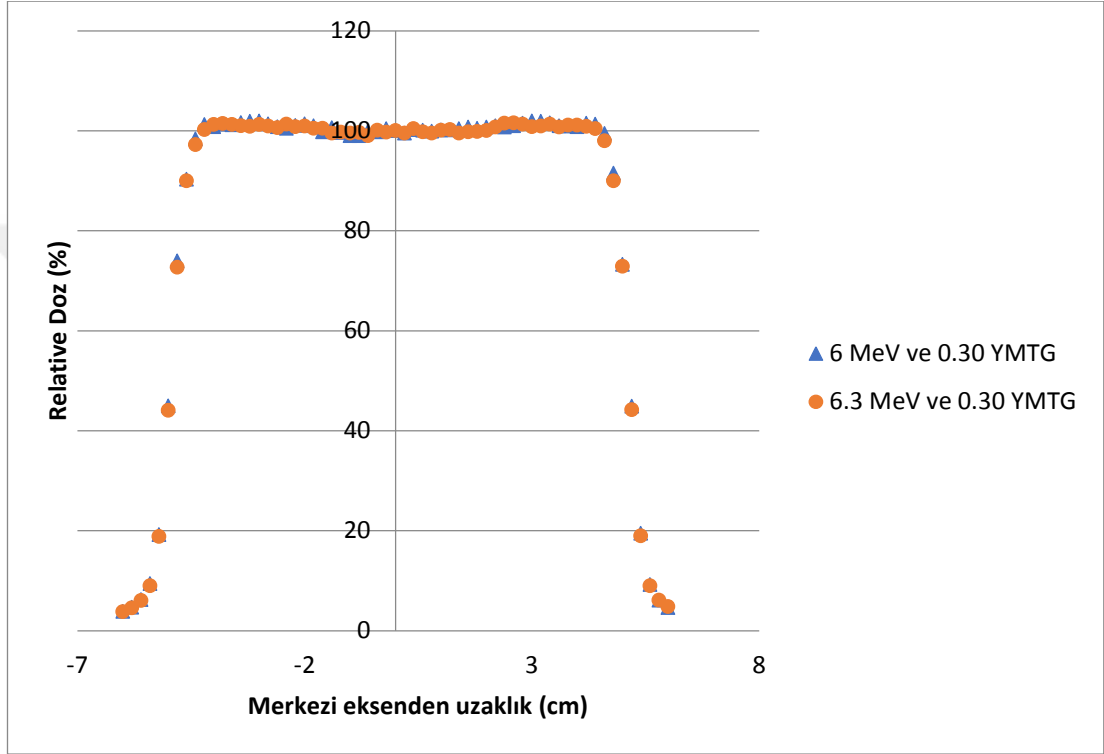


Şekil 4.18: 6.3 MeV elektron ortalama enerjisi ve 0.30 YMTG değeri ile elde edilen YDD eğrisinin, 6.3 MeV elektron ortalama enerjisi ve 0.32 YMTG değeri ile elde edilen YDD eğrisi ile karşılaştırılması.

Bu karşılaştırma sonucunda d_{max} ve TPR 20,10 değerleri incelendiğinde; her iki değer için de d_{max} değeri 1.6 cm, TPR 20, 10 değerlerinin birbirine oranı ise 0.9932 olarak elde edilmiştir. Voksel başına hesap edilen dozlar ise grafikten de anlaşılacağı üzere birbirine çok yakın çıkmıştır. Bu sonuçlar gösteriyor ki YMTG değerinin YDD eğrisi üzerine etkisi ihmal edilebilecek kadar küçüktür.

Daha sonra BEAMnrc üzerinde aynı YMTG değeri kullanılarak, iki farklı elektron enerjisi değeri ile iki adet LINAK cihazı simülasyonu oluşturulmuştur. Simülasyonda kullanılan YMTG değeri 0.30 cm ve elektron enerjileri ise 6 MeV ve 6.3 MeV’dir.

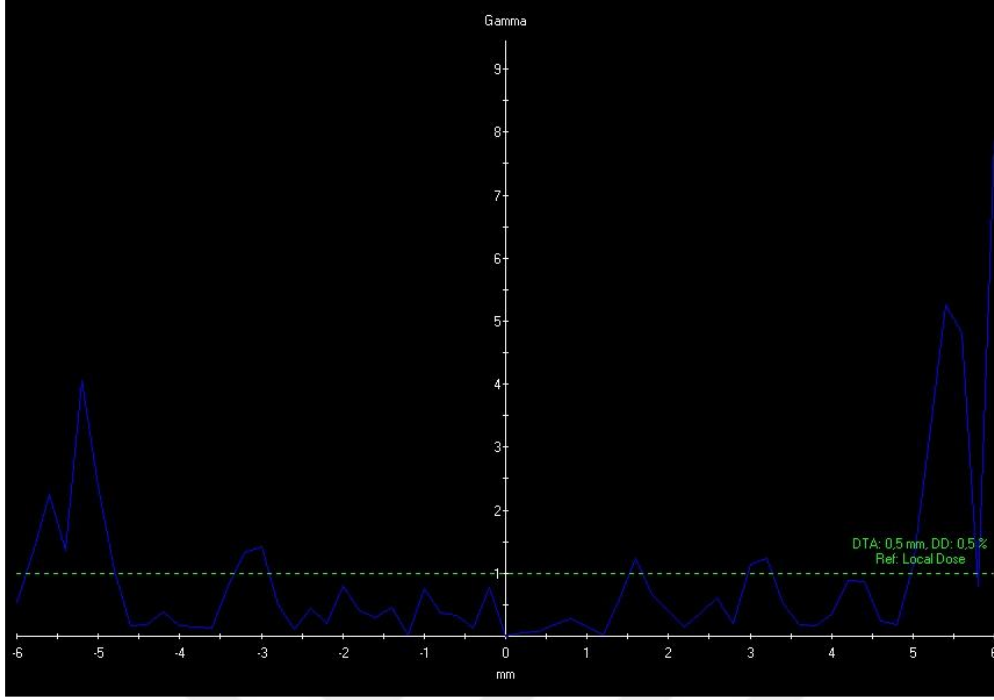
Elde edilen bu ışın demetlerinin, sanal su fantomunda oluşturduğu lateral doz profilleri analiz edilmiştir. Böylece aynı YMTG değerinde farklı elektron enerjileri kullanılarak, elektron enerjisinin lateral doz profili üzerinde oluşturduğu etki incelenmiştir. Karşılaştırma sonrası elde edilen lateral doz profilleri Şekil 4.19'da gösterilmiştir.



Şekil 4.19: 6 MeV elektron ortalama enerjisi ve 0.30 YMTG değeri ile elde edilen lateral doz profilinin, 6.3 MeV elektron ortalama enerjisi ve 0.30 YMTG değeri ile elde edilen lateral doz profili ile karşılaştırılması.

Bu iki lateral doz profili için, % 0.5 ve 0.5 mm olarak tanımlanan Gamma analizi kullanıldığında, Şekil 4.20'deki gibi bir sonuç elde edilmiştir.

Gamma değerinin 1 olarak belirtildiği kesikli çizgi altında kalan bölge, % 0.5 ve 5 mm parametrelerine göre Gamma analizinden geçen ölçüm noktalarını temsil eder. Bu bölgenin altında kalan ölçüm noktalarından da anlaşılacağı üzere, birbirine yakın değerlerdeki elektron enerjilerinin, lateral doz profili üzerinde etkisi vardır fakat oluşturduğu etki tolerans değerler içindedir.



Şekil 4.20: Gamma analizi kullanılarak, 6 MeV elektron ortalama enerjisi ve 0.30 YMTG değeri ile elde edilen lateral doz profilinin, 6.3 MeV elektron ortalama enerjisi ve 0.30 YMTG değeri ile elde edilen lateral doz profilinin karşılaştırılması.

4.3 Tartışma Ve Öneriler

Bu çalışmanın amacı 160 ÇYK'ya sahip 6 MV X-ışını üreten Siemens Artiste LİNAK cihazının başlangıç elektron parametrelerini, MC yöntemini kullanarak bulmaktır. Ayrıca bu parametrelerin YDD eğrisi ve lateral doz profili üzerinde oluşturduğu etki de çalışmada incelenmiştir. Belirlenmek istenilen parametreler: hedefe çarpan elektronun ortalama enerjisi ve YMTG değeridir. Başlangıç elektron parametrelerinin belirlenmesi, MC yöntemi kullanılarak elde edilmek istenilen radyasyon transferi simülasyonunun önemli bir parçasıdır. Çalışmadaki modelleme iki kısımdan oluşmaktadır. İlk aşamada BEAMnrc programına Siemens Artiste LİNAK cihazının sahip olduğu parçalar tanımlanmıştır. Bu parçalar: çıkış penceresi, hedef, birincil kolimatörler, düzleştirici filtre, iyon odaları, Y çeneleri ve X çok yapraklı kolimatörlerden oluşmaktadır. Tanımlama işleminde her bir parçanın konumu, boyutu, malzeme özelliği gibi önemli parametreleri programa girilmiştir. Modelleme

öncesi programa girilen parçacık sayısı sıfırlanana kadar simülasyon program tarafından devam ettirilir. Beş farklı elektron ortalama enerjisi değeri ve yine beş farklı YMTG değeri kullanılarak analizler yapılacağı için, BEAMnrc üzerinde her bir değer için ayrı simülasyonlar hesaplatılmıştır. Modelleme sonunda her bir simülasyon için BEAMnrc'den faz uzay dosyaları elde edilmiştir. Elde edilen faz uzay dosyaları, modelleme sonucu oluşan ışın demetinin bütün özelliklerini içermektedir.

Daha sonra bu faz uzay dosyaları, ışın demetinin 3 boyutlu sanal fantomda oluşturduğu doz dağılımlarını incelemek için, DOSXYZnrc programında kullanılmıştır. MC yöntemi kullanılarak DOSXYZnrc programında, YDD eğrileri ve lateral doz profil eğrileri elde edilmiştir.

İyon odası kullanılarak MP3 su fantomunda alınan ölçümler ve Gafkromik film kullanılarak alınan ölçümler, MC yöntemi kullanılarak elde edilen ölçümlerle karşılaştırılmış ve Siemens Artiste LINAK cihazı için uygun başlangıç elektron parametreleri elde edilmiştir.

Sheikh-Bagheri ve arkadaşları, YDD eğrilerinin elektronun ortalama enerjisine bağlı olduğunu ancak lateral doz profillerinin hem elektronun ortalama enerjisine hem de YMTG değerlerine karşı duyarlı olduğunu belirtmişlerdir [48]. Bu çalışmada da aynı sonuç elde edilmiştir. Ayrıca farklı YMTG değerlerinin YDD eğrisi üzerinde anlamlı bir etki göstermediği de gözlemlenmiştir. Mohammed ve arkadaşları elektronun ortalama enerjisini ve YMTG değerini bulmak için TPR_{20,10} değeri ve gamma analizi yönteminden yararlanmışlardır [16]. Bu çalışmada da başlangıç elektron parametrelerini belirlemek için bu yöntemler kullanılmıştır.

Jabbari ve arkadaşları, sahip oldukları LINAK cihazı için elektronun ortalama enerjisi ve YMTG değerini sırasıyla 6.5 MeV ve 0.31 cm olarak bulmuştur [49].

Başka bir çalışmada Chang ve arkadaşları, çalışmalarında kullandıkları LİNAK cihazı için elektronun ortalama enerjisini 6.15 MeV ve YMTG değerini 0.03 cm olarak bulmuştur [50].

Bakkali ve arkadaşları, 6.6 MeV elektron ortalama enerjisi ve 0.118 cm YMTG değeri ile en iyi modellemeyi elde etmişlerdir [51].

Benzer şekilde bu çalışmada, başlangıç parametreleri olarak elektronun ortalama enerjisi için 6.3 MeV ve YMTG için 0.30 cm değerini kullanarak yapılmış olan MC modellemesi ile ölçüm verileri, % 0.5 ve 0.5 mm Gamma analizi parametreleri içinde karşılaştırıldığında, iki ölçüm sonucunun uyumlu olduğu görülmüştür. 6 MV X-ışını oluşturmak için gereken başlangıç parametreleri her marka ve model LİNAK için farklıdır. Bu parametreler LİNAK cihazında bulunan, hedef, düzleştirici filtre, her bir parçacığın konum, boyut ve malzeme özelliklerine bağlıdır. Elde edilen sonuçlar, farklı üreticilerin yapmış olduğu diğer LİNAK cihazları ile doğrudan karşılaştırılmaz. Çünkü her bir farklı marka LİNAK cihazının parçaları kendine özeldir ve konumları, boyutları, malzeme özellikleri gibi önemli parametreler farklılık göstermektedir. Parçaların yanlış tanımlanmasının ve elektron parametrelerindeki küçük değişikliklerin, ortamda oluşacak doz dağılımı üzerinde güçlü etkiler meydana getireceği çalışma boyunca görülmüştür. Bu çalışmada Siemens Artiste LİNAK cihazının kafa kısmında bulunan önemli parametreler MC yöntemi ile modellenmiş, daha sonra 6 MV X-ışını oluşturmak için gerekli anlamlı parametreler elde edilmiştir. Elde edilen veriler kullanılarak, LİNAK cihazından saçılan dozlar ve ÇYK'den sızan X-ışınları hesaplanabilir. TPS tarafından hasta görüntüsü üzerinde elde edilen dozlar ile MC yöntemi ile elde edilen dozlar karşılaştırılabilir. Bu yolla yeni kompleks tedavi uygulamaları için tedavi planlama sistemlerindeki farklı planlama algoritmalarının hesaplama doğrulamaları yapılabilir. Böylece kritik organlar ve ışınlanacak hedefin aldığı doz doğru bir şekilde hesaplanabilir. Hastanın ışınlanacak hedef hacminin dışında kalan sağlam doku ve organlarının alacağı doz yüksek doğrulukla hesaplanabileceği için emniyetli olarak tolerans limitleri altında kalacağından, hastanın hedef hacmine istenilen yüksek doz verilebilir. LİNAK'tan elde edilen radyasyonun kullanıldığı çeşitli dozimetri çalışmalarında da elde edilen parametreler kullanılabilir. Bu çalışma farklı marka ve

model LİNAK cihazlarının modellenmesine ve benzer çalışmaların yapılmasına yol gösterici olabilir.





KAYNAKLAR

- [1] **Yiğit, Ç.** (2008). Radyoterapide Monte Carlo Benzeşimi (Doktora Tezi).
Adres: <https://www.hacettepe.edu.tr>. Alındığı tarih: 06.03.2019
- [2] **Seco, J., Verhaegen, F.,** Monte Carlo Techniques in Radiation Therapy, New York, Taylor & Francis Group, (2013).
- [3] **Aljamal, M., Zakaria, A.,** (2013). Monte Carlo modeling of a Siemens Primus 6 MV photon beam linear accelerator, Aust J Basic Appl Sci, 7(10), 340-346.
- [4] **Kodalıoğlu, N.** (2011). Tedavi Planlama Sistemi İle Elde Edilen Doz Dağılımlarının Monte Carlo (Beamnrc Ve Egsnrc) Algoritması Ve İn-Vivo Dozimetrik Yöntemler İle Karşılaştırılması (Yüksek Lisans Tezi).
Adres: <https://www.hacettepe.edu.tr>. Alındığı tarih: 11.02.2019
- [5] **Tuğrul, T.,** (2018). Absorption ratio of treatment couch and effect on surface and build-up region doses, Reports of Practical Oncology and Radiotherapy, 23(1), 1-5.
- [6] **Ertürk, M.E.** (2019). Development of Pencil Beam Kernel for Flattening Filter Free Treatment Systems (Doktora Tezi). Adres: <https://www.hacettepe.edu.tr>. Alındığı tarih: 20.03.2019
- [7] **Edimo, P., Kwato Njock, M.G., Vynckier, S.,** (2013). Validation of XiO Electron Monte Carlo-based calculations by measurements in a homogeneous phantom and by EGSnrc calculations in a heterogeneous phantom, Physica Medica, 29, 631-638.
- [8] **Toutaoui, A., Ait chikh, S., Khelassi-Toutaoui, N., Hattali, B.,** (2014). Monte Carlo photon beam modeling and commissioning for radiotherapy dose calculation algorithm, Physica Medica, 30, 833-837.

- [9] **Fonseca, T.C.F., Mendes, B.M., Lacerda, M.A.S., Silva, L.A.C, Paixao, L., Bastos, F.M., Ramirez, J.V., Junior, J.P.R.,** (2017). MCMEG: Simulations of both PDD and TPR for 6 MV LINAK photon beam using different MC codes, Radiation Physics and Chemistry, 140, 386-391.
- [10] **Ayyıldız, Ü.** (2005). Radyoterapide Kullanılan Kaynak Ve Dedektörlerin Çoklu Geometri Tekniği İle Egsnrc Monte Carlo Modellemesi (Yüksek Lisans Tezi). Adres: <https://www.mcbu.edu.tr>. Alındığı tarih: 01.06.2019
- [11] **Dowlatabadi, H., Mowlavi, A.A., Ghorbani, M., Mohammadi, S.,** (2017). Monte Carlo Simulation of Siemens Primus plus Linac for 6 and 18 MV Photon Beams, J Biomed Phys Eng, 7(4), 333-346.
- [12] **Verhaegen, F., Seuntjens, J.,** (2003). Monte Carlo modelling of external radiotherapy photon beams, Phys Med Biol, 48, 107-164.
- [13] **Mihailescu, D., Borcia, C.,** (2014). Monte Carlo simulation of the electron beams produced by a linear accelerator for intraoperative radiation therapy, Rom Rep Phys, 66, 61-74.
- [14] **Rogers, D.W.O., Walters, B., Kawrakow, I.,** BEAMnrc users manual, NRCC Report PIRS-0509, Ottawa, National Research Council of Canada, (2019).
- [15] **Kawrakow, I.,** (2000). Accurate condensed history Monte Carlo simulation of electron transport. I. EGSnrc, the new EGS4 version, Med Phys, 27, 485-498.
- [16] **Mohammed, M., Bardouni, T.E., Chakir, E., Saeed, M., Jamal, A.Z., Mohamed, L.,** (2017). Validation of BEAMnrc Monte Carlo model for a 12 MV photon beam, Journal of King Saud University - Science, 30(4), 537-543.
- [17] **Chow, J.C., Jiang, R., Owrangi, A.M.,** (2014). Dosimetry of small bone joint calculated by the analytical anisotropic algorithm: a Monte Carlo evaluation using the EGSnrc, J Appl Clin Med Phys, 15(1), 262-273.

- [18] Keall, P.J., Siebers, J.V., Libby, B., Mohan, R., (2003). Determining the incident electron fluence for Monte Carlo-based photon treatment planning using a standard measured data set, Med Phys, 30, 574-582.
- [19] Makrani, D.S., Hasanzadeh, H., Pourfallah, T.A., Ghasemi, A., Jadidi, M., Babapour, H., (2015). Determination of primary electron beam parameters in a Siemens Primus Linac using Monte Carlo simulation, J Paramed Sci, 6(1), 75-79.
- [20] Aljarrah, K., Sharp, G.C., Neicu, T., Jiang, S.B., (2006). Determination of the initial beam parameters in Monte Carlo Linac simulation, Med Phys, 33(4), 850-858.
- [21] Pawlicki, T., Scanderbeg, D.J., Starkschall, G., Hendee's Radiation Therapy Physics, Fourth Edition, New Jersey, John Wiley & Sons, (2016).
- [22] Toklu, T. (2016). Use Of Monte Carlo Techniques In External Beam Therapy Of Lung Cancer (Doktora Tezi). Adres: <https://www.yeditepe.edu.tr>. Alındığı tarih: 16.04.2019
- [23] Oliveira, A.C.H., Vieira, J.W., Lima, F.R.A., (2015). Monte Carlo modeling of multileaf collimators using the code Geant4, Brazilian Journal Of Radiation Sciences, 03-1A, 01-12.
- [24] PTW Dosimetry Company., (2019). Radiation Medicine QA, Solutions, PTW-FREIBURG.
- [25] IBA Company., (2018). Detectors for relative and absolute dosimetry, IBA Dosimetry.
- [26] Yedekçi, F.Y. (2013). Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (Yart) Tekniğinde İn Vivo Dozimetri İçin Elektronik Portal Görüntüleme Sistemi (Epid) Ve Diyot Dedektörlerin Kullanılması (Yüksek Lisans Tezi). Adres: <https://www.hacettepe.edu.tr>. Alındığı tarih: 08.04.2019
- [27] Tuğrul, T. (2012). Prostat Kanserlerinde 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi, Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Ve Tomoterapi Tedavi Tekniklerinin Dozimetrik Olarak Karşılaştırılması (Yüksek Lisans Tezi). Adres: <https://www.ege.edu.tr>. Alındığı tarih: 09.09.2019

- [28] **Bozkaya, K.** (2006). A Study On The Reliability Analysis During Preliminary Design – A Rocket Motor Example. (Yüksek Lisans Tezi). Adres: <https://www.metu.edu.tr/>. Alındığı tarih: 10.06.2019
- [29] **Koç, Ş.** (2018). Çok Değişkenli Varyans Analizinde Kullanılan Test İstatistiklerinin Monte-Carlo Simülasyonu İle Karşılaştırılması. (Doktora Tezi). Adres: <https://www.ksu.edu.tr/>. Alındığı tarih: 08.07.2019
- [30] **Yücel, D.** (2019). Mikro Yapraklı Kolimatör Sistemlerinin Düzleştirici Filtreli Ve Filtresiz 10 MV Foton Demetleri İçin Monte Carlo Metoduyla İncelenmesi. (Doktora Tezi). Adres: <https://www.istanbul.edu.tr/tr/>. Alındığı tarih: 03.04.2020
- [31] **Yalçın, A.** (2020). Dijital Radyografide Sistem Performansının Monte Carlo Ve Deneysel Teknikler Kullanılarak Saptanması. (Doktora Tezi). Adres: <https://www.ankara.edu.tr/>. Alındığı tarih: 03.04.2020
- [32] **Long, M.W., Narciso, J.D.,** (1999). Probabilistic Design Methodology For Composite Aircraft Structures, Northrop Grumman Commercial Aircraft Division, DOT/FAA/AR-99/2, (Sf. 22.)
- [33] **Onizuka, R., Araki, F., Ohno, T.,** (2018). Monte Carlo dose verification of VMAT treatment plans using Elekta Agility 160-leaf MLC, Physica Medica, 51, 22-31.
- [34] **Global Siemens Healthcare.,** (2009). 160 MLC Multileaf Collimator, Siemens AG.
- [35] **PTW Dosimetry Company.,** (2005). TBA Systems Katalogu, PTW-FREIBURG.
- [36] **Dönmez, N.** (2009). Küçük Alanlı Elektron Işın Demetlerinde Dozimetri Parametrelerinin Araştırılması (Yüksek Lisans Tezi). Adres: https://www.istanbul.edu.tr. Alındığı tarih: 07.01.2019
- [37] **PTW Dosimetry Company.,** (2019). Detectors, PTW-FREIBURG.
- [38] **PTW Dosimetry Company.,** (2006). User Manual Semiflex Ionization Chambers, PTW-FREIBURG.
- [39] **International Specialty Products.,** (2010). Gafchromic EBT2 Self-Developing Film For Radiotherapy Dosimetry.

- [40] **Walters, B., Kawrakow, I., Rogers, D.W.O.**, DOSXYZnrc users manual, NRCC Report PIRS-794, Ottawa, National Research Council of Canada, (2019).
- [41] **Rogers, D.W.O., Faddegon, B.A., Ding, G.X., Ma, C.M., We, J., Mackie, T.R.**, (1995). BEAM: A Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units, *Med Phys*, 22, 503-524.
- [42] **Kawrakow, I., Rogers, D.W.O.**, The EGSnrc code system: Monte Carlo simulations of electron and photon transport, NRCC Report PIRS-701, Ottawa, National Research Council of Canada, (2000).
- [43] **PTW Dosimetry Company.**, (2004). User Manual MEPHYSTO Toolbox, PTW-FREIBURG.
- [44] **Tzedakis, A., Damilakis, J.E., Mazonakis, M., Stratakis, J., Varveris, H., Gourtsoyiannis, N.**, (2004). Influence of initial electron beam parameters on Monte Carlo calculated absorbed dose distributions for radiotherapy photon beams, *Med Phys*, 31, 907-913.
- [45] **Vazquez-Quino, L.A., Massingill, B., Shi, C., Gutierrez, M., Esquivel, C., Eng, T., Papanikolaou, N., Stathakis, S.**, (2012). Monte Carlo modeling of a Novalis Tx Varian 6 MV with HD-120 multileaf collimator, *J Appl Clin Med Phys*, 13(5), 300-313.
- [46] **Almberg, S.S., Frengen, J., Kylling, A., Lindmo, T.**, (2012). Monte Carlo linear accelerator simulation of megavoltage photon beams: independent determination of initial beam parameters, *Med Phys*, 39, 40-47.
- [47] **Pimpinella, M., Silvi, L., Pinto, M.**, (2019). Calculation of kQ factors for Farmer-type ionization chambers following the recent recommendations on new key dosimetry data, *Physica Medica*, 57, 221-230.
- [48] **Sheikh-Bagheri, D., Rogers, D.W.O.**, (2002). Sensitivity of megavoltage photon beam Monte Carlo simulations to electron beam and other parameters, *Med Phys*, 29, 379-390.

- [49] **Jabbari, K., Anvar, H.S., Tavakoli, M.B., Amouheidari, A.,** (2013). Monte Carlo simulation of Siemens ONCOR linear accelerator with EGSnrc code, J Med Signals Sens, 3, 172-179.
- [50] **Chang, K.P., Wang, Z.W., Shiau, A.C., Lopez de Haro, M.,** (2014). Determining optimization of the initial parameters in Monte Carlo simulation for linear accelerator radiotherapy, Radiat Phys Chem, 95, 161-165.
- [51] **Bakkali, J.E., Bardouni, T.E.,** (2017). Validation of Monte Carlo Geant4 code for a 6 MV Varian Linac, Journal of King Saud University - Science, 29, 106-113.
- Url-1**<<https://www.ptwdosimetry.com/en/products/mp3-water-phantom-system/>>, alındığı tarih: 26.10.2019.

ÖZGEÇMİŞ

Ad-Soyad : Taylan TUĞRUL
Uyruğu : T.C.
Doğum Tarihi ve Yeri : 09.09.1987/Van
E-posta : taylantugrul@gmail.com

ÖĞRENİM DURUMU:

Lisans : 2009, Gazi Üniversitesi, Fen Fakültesi, Fizik Bölümü
Yüksek Lisans : 2012, Ege Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Tıp Fakültesi, Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı, Tıbbi Radyofizik (Sağlık Fiziği)

MESLEKİ DENEYİM:

Yıl	Görev Yeri	Görevi
2011-2012	: Kanuni Eğitim ve Araştırma Hastanesi-Trabzon	Medikal Fizikçi
2012-Devam:	Van Y.Y.Ü-Radyasyon Onkolojisi	Medikal Fizikçi (Öğr. Gör.)

YABANCI DİL: İngilizce

TEZDEN TÜRETİLEN YAYINLAR VE SUNUMLAR:

Tuğrul, T., Eroğul, O., 2019. Determination of initial electron parameters by means of Monte Carlo simulations for the Siemens Artiste Linac 6 MV photon beam, Reports of Practical Oncology and Radiotherapy, 24, 331-337.

Tuğrul, T., Eroğul, O., 2020. Analysis of water-equivalent materials used during irradiation in the clinic with XCOM and BEAMnrc, Journal of Radiation Research and Applied Sciences, 12, 455-459.

Tuğrul, T., Eroğul, O., 2019. Determination of initial electron parameters by means of Monte Carlo simulations for the Siemens Artiste Linac 6 MV photon beam, Seventh International Conference On Radiation In Various Fields Of Research (RAD 2019), June 10-14, Herceg Novi, Montenegro.

DİĞER YAYINLAR VE SUNUMLAR:

Tuğrul, T., 2018. Absorption ratio of treatment couch and effect on surface and build-up region doses, Reports of Practical Oncology and Radiotherapy, 23, 1-5.

Çakır, T., Yilmazer, G., **Tuğrul, T.**, 2019. Dosimetric comparison of 3D-conformal and IMRT radiotherapy techniques in gastric cancer, Eastern Journal Of Medicine, 24, 299-302.

Tuğrul, T., Olacak, N., Köylü, M., 2019. Comparison of conformal radiotherapy, intensity-modulated radiotherapy and tomotherapy irradiation techniques in prostate cancers, Journal of Radiotherapy in Practice, 18, 276-279.

Yılmaz, O., **Tuğrul, T.**, 2019. Van kedilerinde total beyin hacminin bilgisayarlı tomografi görüntüleri kullanılarak hesaplanması, Eurasian Journal of Biological and Chemical Sciences, 2, 42-46.

Tuğrul, T., 2019. Absorption ratio of treatment couch and effect on surface and build-up region doses, Seventh International Conference On Radiation In Various Fields Of Research (RAD 2019), June 10-14, Herceg Novi, Montenegro.

Yılmaz, O., Çetin, S., Yüksek, V., Dede, S., **Tuğrul, T.**, 2019. İyonize radyasyon uygulanan NRK-52E hücre hattında vitamin c'nin apoptotik yolağa etkisi, 2nd International Eurasian Conference on Biological and Chemical Sciences, June 28-29, Ankara, Turkey.