

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**ELEKTRON IŞIN DOZİMETRİSİNDE MONTE
CARLO SİMÜLASYON YÖNTEMİ
KULLANILARAK ELDE EDİLEN DOZ
DAĞILIMLARININ GERÇEK DOZİMETRİ
SONUÇLARI İLE KARŞILAŞTIRILMASI**

SEZEN KOÇOĞLU

MEDİKAL FİZİK YÜKSEK LİSANS PROGRAMI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

İZMİR-2011

TEZ KODU: DEÜ.HSI.MSc-2008970017

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**ELEKTRON IŞIN DOZİMETRİSİNDE MONTE
CARLO SİMÜLASYON YÖNTEMİ
KULLANILARAK ELDE EDİLEN DOZ
DAĞILIMLARININ GERÇEK DOZİMETRİ
SONUÇLARI İLE KARŞILAŞTIRILMASI**

**MEDİKAL FİZİK YÜKSEK LİSANS PROGRAMI
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

SEZEN KOÇOĞLU

Danışman Öğretim Üyesi: Prof. Dr. Fadime Akman

Öğr. Gör. Zafer Karagüler

TEZ KODU: DEÜ.HSI.MSc-2008970017

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı,
Yüksek Lisans programı öğrencisi SEZEN KOÇOĞLU 'ELEKTRON IŞIN
DOZİMETRİSİNDE MONTE CARLO SİMÜLASYON YÖNTEMİ
KULLANILARAK ELDE EDİLEN DOZ DAĞILIMLARININ GERÇEK
DOZİMETRİ SONUÇLARI İLE KARŞILAŞTIRILMASI' konulu Yüksek Lisans
tezini 2011 tarihinde başarılı olarak tamamlamıştır.


Prof. Dr. Fadime AKMAN
BAŞKAN

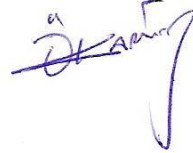
Yrd. Doç. Dr. Ayşegül YURT

ÜYE



Yrd. Doç. Dr. Özlem KARADENİZ

ÜYE



Prof. Dr. Emel ADA

YEDEK ÜYE

Doç. Dr. Ayşenur DEMİRAL

YEDEK ÜYE

İÇİNDEKİLER

Sayfa

İÇİNDEKİLER.....	i
TABLO LİSTESİ	iv
ŞEKİL LİSTESİ	v
SİMGELER ve KISALTMALAR	vi
TEŞEKKÜR	ix
ÖZET.....	1
ABSTRACT	2
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	3
2. GENEL BİLGİLER	5
2.1. Klinik Lineer Hızlandırıcılar (LİNAK)	5
2.2. Elektronların Madde İle Etkileşmesi	6
2.2.1. Elastik Çarpışma	7
2.2.1.1. Atomik Elektronlarla Elastik Çarpışma	7
2.2.1.2. Çekirdekle Elastik Çarpışma	7
2.2.2. İnelastik Çarpışma	7
2.2.2.1 Atomik Elektronlarla İnelastik Çarpışma.....	7
2.2.2.2. Çekirdekle İnelastik Çarpışma	7
2.2.3. <i>Bremsstrahlung</i> (Frenleme Işını) Olayı	7
2.2.4. <i>Cherenkov</i> Işıması.....	8
2.3. Durdurma Gücü	8
2.4. Elektron Enerji Özellikleri.....	9
2.4.1. En Olası Enerji (E_p) ₀	9
2.4.2. Ortalama (<i>Mean</i>) Enerji	10
2.5. Elektron Işınlarnın Dozimetrik Özellikleri.....	11
2.5.1. Derin Doz Dağılımları	11

2.5.2. Alan Boyutu Etkisi.....	12
2.5.3. Küçük Alanlar için Yüzde Derin Doz Değeri.....	12
2.5.4. Işın Profili ve Penumbra	13
2.5.5. Yüzey Dozu Özellikleri	13
2.6. Elektron Dozimetrisinde Kullanılan Ölçüm Yöntemleri.....	13
2.6.1. İyon Odasıyla Ölçüm Yöntemi	13
2.6.2. Film Dozimetri.....	14
2.6.3. <i>Termoluminesans</i> Dozimetri (TLD).....	14
2.7. Monte Carlo Simülasyonu (MCS).....	15
2.7.1. Foton Taşınım Simülasyonu	16
2.7.2. Elektron Taşınım Simülasyonu.....	17
2.8. Foton ve Elektron Taşınımı İçin Monte Carlo Simülasyon Kodları	17
2.8.1. EGS (<i>Electron Gama Shower</i>) Kod Sistemi	17
2.8.2. MCNP (<i>Monte Carlo N-Particle</i>) Kod Sistemi	18
2.8.3. ETRAN Kod Sistemi	18
2.8.4. ITS Kod Sistemi.....	18
2.8.5. GEANT Kod Sistemi	18
2.8.6. PENELOPE Kod Sistemi.....	19
2.8.7. VMC (<i>Voxel Monte Carlo</i>) ve VMC++ Kod Sistemi.....	19
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	20
3.1. Araç ve Gereçler.....	20
3.1.1. <i>Siemens</i> Marka <i>Primus</i> Model Lineer Hızlandırıcı (LİNAK)	20
3.1.2. Otomatik Blok Kesici (<i>Huestis Medical Compu-Cutter</i>).....	21
3.1.3. Çeşitli Alan Boyutlarında Hazırlanmış <i>Cerrobend</i> Bloklar.....	22
3.1.4. <i>PTW Farmer</i> İyon Odası.....	22
3.1.5. <i>PTW Multidos</i> Dozimetre Sistemi	23
3.1.6. <i>PTW RW-3</i> Katı Su Fantomu	23

3.1.7. Tedavi Planlama Sistemi.....	24
3.2. Yöntem	24
3.2.1. Monte Carlo Simülasyonu Yöntemiyle Doz Hesabı.....	25
3.2.2. <i>PTW Farmer</i> İyon Odası ile Gerçek Doz Ölçümü.....	29
3.3. Çalışma Planı ve Takvimi.....	30
3.4. Etik Kurul Onayı	31
4. BULGULAR.....	32
5. TARTIŞMA	46
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	49
7. KAYNAKLAR	50
EK-1	54
EK-2	56

TABLO LİSTESİ

Sayfa

Tablo 1. 12 MeV ve 18 MeV enerjilerinde TPS'de belirlenen referans derinlikler.	29
Tablo 2. 12 MeV enerjide 50.000 elektron öykü sayısı/cm ² için, TPS'de hesaplanan doz değerleri.....	40
Tablo 3. 12 MeV enerjide 100.000 elektron öykü sayısı/cm ² için, TPS'de hesaplanan doz değerleri.....	41
Tablo 4. 12 MeV enerjide iyon odası ile ölçülen doz değerleri.	41
Tablo 5. 12 MeV enerjide 50.000 ve 100.000 elektron öykü sayısı/cm ² için, TPS'de hesaplanan ve iyon odası ile ölçülen doz değerleri arasındaki % fark.	42
Tablo 6. 18 MeV enerjide 50.000 elektron öykü sayısı/cm ² için, TPS'de hesaplanan doz değerleri.....	43
Tablo 7. 18 MeV enerjide 100.000 elektron öykü sayısı/cm ² için, TPS'de hesaplanan doz değerleri.....	43
Tablo 8. 18 MeV enerjide iyon odası ile ölçülen doz değerleri.	44
Tablo 9. 18 MeV enerjide 50.000 ve 100.000 elektron öykü sayısı/cm ² için, TPS'de hesaplanan ve iyon odası ile ölçülen doz değerleri arasındaki % fark.	44

ŞEKİL LİSTESİ

	Sayfa
Şekil 1. Lineer hızlandırıcının ana kısımları ve yardımcı sistemleri.....	5
Şekil 2. Elektron ışın demetinin enerji spektrumu..	9
Şekil 3. R_{100} , R_{90} , R_{50} , R_p ve R_{max} değerlerini gösteren yüzde derin doz eğrisi.	10
Şekil 4. Farklı elektron enerjilerinin derin doz eğrileri.	11
Şekil 5. Alan boyutu etkisi gösterimi.	12
Şekil 6. 20 MeV Elektron enerjisinde farklı alan boyutları için derin doz eğrileri.	12
Şekil 7. Siemens marka Primus model lineer hızlandırıcı.....	21
Şekil 8. Huestis Compu-Cutter Otomatik Blok Kesici.	21
Şekil 9. Blok kesiciyle kesilip oluşturulan farklı boyutlardaki Cerrobend bloklar.	22
Şekil 10. PTW Farmer iyon Odası.	23
Şekil 11. PTW Multidos Dozimetri Sistemi.....	23
Şekil 12. PTW RW-3 Katı Su Fantomu.	24
Şekil 13. Planlama sistemine yüklenen 7 farklı boyuttaki alanlar.	28
Şekil 14. Katı su fantomu ölçümleri için deney düzeneği.....	29
Şekil 15. Elektron öykü sayısının arttırıldığı TPS'deki pencere.....	32
Şekil 16. TPS'de 12 MeV enerjide referans derinliklerin belirlendiği doz dağılımları.....	36
Şekil 17. TPS'de 18 MeV enerjide referans derinliklerin belirlendiği doz dağılımları.....	39

SİMGELER ve KISALTMALAR

A	: Amper
AAPM	: American Association of Physicists in Medicine
AD	: Anabilim Dalı
C	: Coulomb
Co-60	: Kobalt 60
CPU	: Central Processing Unit (Ana işlem birimi)
CT	: Bilgisayarlı Tomografi
cGy	: Santi gray
dE	: dl boyunca elektronun kaybettiği enerjinin fraksiyonu
DEÜ	: Dokuz Eylül Üniversitesi
D_{hesap}	: Hesaplanan doz
d_{max}	: Maksimum derin doz
$D_{\text{ölç}}$: Ölçülen doz
EGS	: Elektron Gama Shower
$(E_p)_0$: En olası enerji
E_0	: Ortalama enerji
$(E_p)_z$: z derinliğindeki en olası enerji
eV	: Elektron Volt
f(s)	: Üstel atenuasyon yasası
g	: Gram
GeV	: Giga elektron volt
GEANT	: Geometry And Tracking
Gy	: Gray
ITS	: Integrated TIGER Series
keV	: Kilo elektron Volt

kg	: Kilogram
LİNAK	: Lineer Hızlandırıcı
MCS	: Monte Carlo Simülasyonu
MC	: Monte Carlo
MCNP	: Monte Carlo N-Particle
MeV	: Mega elektron Volt
MHz	: Mega Hertz
MU	: Monitör Unit
MV	: Mega Volt
MW	: Mega Watt
NRCC	: National Research Council of Canada
PENELOPE	: Penetration and Energy Loss of Pozitrons and Electrons
R	: Röntgen
R_p	: Pratik erişme mesafesi
R_{50}	: Absorbe edilen maksimum dozun %50'sinin oluştuğu derinlik
R_{90}	: Absorbe edilen maksimum dozun %90'ının oluştuğu derinlik
R_{100}	: Absorbe edilen maksimum dozun oluştuğu derinlik
R_{max}	: Maksimum erişme noktası
S	: Durdurma gücü
s	: Foton yol uzunluğu
SLAC	: Stanfor Linear Accelerator Center
SSD	: Source to Skin Distance (Kaynak Cilt Mesafesi)
STOPS	: Simultaneous Transport of Particle Sets
S_{tot}	: Toplam kütle durdurma gücü
S_{rad}	: Radyasyon durdurma gücü
S_{coll}	: İnelastik durdurma gücü
t	: İlgilenilen niceliğin varyansını elde etmek için gereken CPU zamanı

TLD	: Termolüminesans Dozimetre
TPS	: Tedavi Planlama Sistemi
VMC	: Voxel Monte Carlo
W	: Tungsten
ϵ	: Monte Carlo hesabının etkinliği
σ^2	: Varyans
μ	: Lineer atenüasyon
ξ_1	: [0,1] aralığında uniform olarak dağıtılmış rastgele sayı
μ_{foto}	: Foto elektrik olay absorbsiyon tesir kesiti
μ_{comp}	: Compton absorbsiyonu tesir kesiti
$\mu_{\text{çift}}$: Çift oluşum absorbsiyon tesir kesiti
ξ_2	: [0, μ] aralığında ikinci bir rastgele sayı
%DD	: Yüzde derin doz
ρ	: Yoğunluk
2D	: İki boyutlu
3D	: Üç boyutlu

TEŞEKKÜR

Bu tez çalışmasının planlanmasında, araştırılmasında, yürütülmesinde ve oluşumunda ilgi ve desteğini esirgemeyen, engin bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım, yönlendirme ve bilgilendirmeleriyle çalışmamı bilimsel temeller ışığında şekillendiren danışmanlarım Prof. Dr. Fadime AKMAN ve Öğr. Gör. Zafer KARAGÜLER'e teşekkürlerimi sunarım.

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı'nda ders veren ve bilgilerini benimle paylaşan tüm öğretim görevlilerine, Dokuz Eylül Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik bölümündeki hocalarıma, Dokuz Eylül Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi, Nükleer Tıp ve Radyoloji Anabilim Dalları'nın tüm fizik uzmanlarına ve doktorlarına teşekkür ederim.

Çalışmam süresince bana verdiği destek için sevgili arkadaşım Ezgi Işıktaş'a, manevi hiçbir yardımı esirgemediğim yanımda olan sevgili aileme ve sevgili Akın Koca'ya hayatımda oldukları için tüm kalbimle teşekkür ederim.

Sezen KOÇOĞLU

Ocak 2011

ELEKTRON IŞIN DOZİMETRİSİNDE MONTE CARLO SİMÜLASYON YÖNTEMİ KULLANILARAK ELDE EDİLEN DOZ DAĞILIMLARININ GERÇEK DOZİMETRİ SONUÇLARI İLE KARŞILAŞTIRILMASI

Sezen Koçoğlu

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Medikal Fizik Anabilim Dalı

Narlıdere – İzmir

kocoglusezen@hotmail.com

ÖZET

Bu çalışmada amaç, elektronlar için Voxel Monte Carlo (VMC++) algoritması kullanarak hesap yapabilen *Oncentra*® Tedavi Planlama bilgisayarında 12 ve 18 MeV elektron enerjilerinde ve farklı boyutlardaki alanlarda, referans koşullarda yapılan hesaplamalar ile elde edilen sonuçları gerçek dozimetri sonuçları ile karşılaştırmaktır.

Çalışmada, standart 15x15 cm² elektron aplikatörüne göre hazırlanan 12x12 cm², 12x10 cm², 12x8 cm², 12x6 cm², 10x10 cm² ve R=10 cm'lik alanlar kullanılmıştır. Bu alanlar *Nucletron* marka *Oncentra*® *MasterPlan* tedavi planlama sisteminde (TPS) tanımlanarak referans koşullar oluşturulmuş ve VMC++ algoritması ile hesap yaptırılmıştır. TPS'de hesaplatılan dozlar cm² başına 50.000 ve 100.000 elektron öykü sayısına göre belirlenmiştir. Çalışmanın ikinci aşamasında aynı alanlar ve referans koşullarında gerçek dozimetri yapılarak elde edilen sonuçlar TPS sonuçları ile karşılaştırılmıştır. Bu karşılaştırmada ± %2'ye varan farklar elde edilmiştir. Bu farklar 12 MeV elektron enerjisi için en yüksek -%2,30, en düşük %0,13 ve 18 MeV için en yüksek %1,36, en düşük -%0,07 olarak bulunmuştur.

Elde edilen sonuçların, literatürle uyumlu ve ±%3 klinik kabul sınırları içerisinde olduğu bulunmuştur. Büyük farklılıkların daha çok küçük alanlarda olduğu görülmüştür.

Anahtar Sözcükler : Elektron ışın dozimetrisi, Monte Carlo Simülasyonu, Voxel Monte Carlo (VMC++).

**COMPARISION OF ELECTRON BEAM DOSIMETRY DOSE DISTRIBUTIONS
OBTAINED USING MONTE CARLO SIMULATION METHODS WITH
ACTUAL DOSIMETRY**

Sezen Koçoğlu

Dokuz Eylul University The Institute of Health Sciences

Department of Medical Physics

Narlıdere – İzmir

kocoglusezen@hotmail.com

ABSTRACT

Aim of this study is comparing calculated dosimetric results from using Voxel Monte Carlo (VMC++) algorithm in *Oncentra*® treatment planning for 12 and 18 MeV electron energies and different fields under reference conditions, with actual dosimetry results.

In the study, 12x12 cm², 12x10 cm², 12x8 cm², 12x6 cm², 10x10 cm² and R=10 cm fields in accordance with standard 15x15 cm² electron applicator were used. The reference conditions were defined for these fields in *Oncentra*® *MasterPlan* (brand of *Nucletron*) treatment planning system (TPS) and performed calculations with VMC++ algorithm. The calculated doses in the TPS were determined as 50.000 and 100.000 number of electrons history per cm². In the second phase of the study, performed actual dosimetry results were compared with dosimetric results from TPS under reference conditions of the same fields. The differences of up to ±2% was obtained in this comparison. The highest and lowest levels of these differences were -2,30% and 0,13% for 12 MeV electron energy; 1,36% and -0,07% for 18 MeV electron energy; respectively.

Our results in this study were found within the limits of ± 3% of clinical acceptance and accordance with literature. Big differences were observed in very small fields.

Keywords : Electron beam dosimetry, Monte Carlo Simulation, Voxel Monte Carlo (VMC++).

1. GİRİŞ VE AMAC

Radyoterapide, hızlandırılmış elektronlar yaklaşık 1950'li yıllardan beri kullanılmaktadır. Tedavi amaçlı kullanılan elektronların enerjileri daha çok 6-20 MeV aralığındadır. Elektron ışınları, radyoterapi de 5 cm derinliğe kadar yerleşimli olan tümörlerin tedavisinde, tek başına veya foton ışınlarıyla birlikte kullanılmaktadır. Özellikle, son yıllarda cilt tümörlerinin ve yüzeysel lezyonların tedavisinde kullanılan düşük enerjili x-ışınlarının kullanımı azalmakta, onların yerini elektron ışınları almaktadır [1]. Elektron ışınları ile yüzeye yakın yerleşimli tümörlerde penetrasyon derinliğinin daha iyi kontrol edilmesi yoluyla derin yerleşim hastaliksız dokularda oluşacak radyasyon hasarı önlenmektedir [2].

Elektron doz hesaplamalarında dokuya aktarılan her bir elektronun bilgisayar simülasyonu klinikte geçerli bir araç olarak geliştirilmektedir. Bu hesaplama tekniği her bir elektron yörüngesini rastgele sayılar kullanarak elektron saçılmalarına benzetmektedir. Bu benzeşim Monte Carlo Simülasyonu (MCS) yöntemi ile yapılmaktadır.

MCS yöntemi, istatistik teknikler kullanarak bir deneyi veya olayı sayısal olarak taklit etmektir. Bu yöntem, özellikle 1930'lardan sonra hızla gelişmeye başlamış bir tekniktir. Metodun bir probleme uygulanması, problemin tesadüfi sayıları kullanarak defalarca simülasyon edilip hesap edilmek istenen parametrenin bu simülasyonlarının sonuçlarına bakılarak yaklaşık hesaplanması fikrine dayanır [3]. MCS yöntemlerinin finansman nükleer fiziğe kadar birçok uygulaması vardır ve her bir uygulama kullanılacağı alana göre farklılıklar gösterir. Genellikle radyasyonun madde içerisinden geçişini simüle etmede kullanılan MCS yöntemleri medikal fizikte yapılan çalışmalarda her zaman önemli bir yer tutmuş ve bilgisayar teknolojisindeki gelişmelere paralel olarak yapılan çalışmaların sayısı son 50 yılda her 5 yılda bir katlanarak artmıştır [4]. Monte Carlo (MC) bir hastadaki doz dağılımını hesaplamının en doğru yöntemidir [1]. Dokulardan elektron taşınımının daha gerçekçi bir gösterimi için MCS yöntemlerini kullanan yeni dozimetri modelleri çalışılmaktadır [5].

Radyoterapi merkezlerinde elektron enerjileri ikincil bir kolimatör olan aplikatörler yardımıyla hastaya uygulanır ve bu aplikatörlere ilave olarak hastanın lezyonuna uygun, kurşun alaşımından özel bloklar hazırlanmaktadır. Hastaya verilecek dozun planlanmasında Tedavi Planlama Sistemi (TPS) kullanılmaktadır. TPS'lerde, kare ve dairesel alanların bilgilerini kullanarak veri girişi yapılabilmektedir. Özellikle cilt tümörlerinde yuvarlak aplikatör ve küçük dairesel alanların kullanılması gerekmektedir. Farklı büyüklükteki alanlar TPS'e kare ve yuvarlak aplikatör ile bloklama yapılarak tanıtılmaktadır.

Bu çalışmanın amacı, elektronlar için Voxel Monte Carlo (VMC++) algoritması kullanarak hesap yapabilen Oncentra Tedavi Planlama bilgisayarında 12 ve 18 MeV elektron enerjilerinde ve farklı boyutlardaki alanlarda, referans koşullarda yapılan hesaplamalar ile elde edilen sonuçların gerçek dozimetri sonuçları ile karşılaştırılmasıdır.

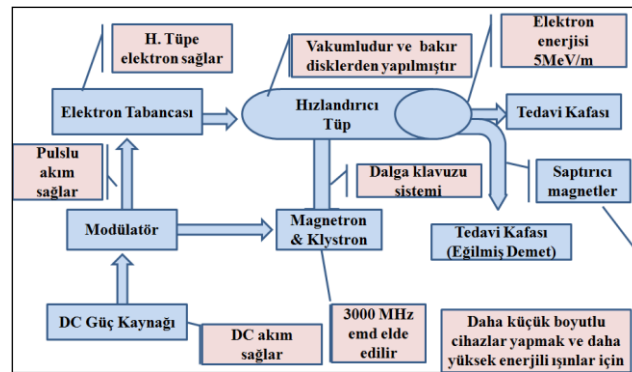
2. GENEL BİLGİLER

Elektron kelimesi kehribarın Antik Yunancadaki ismi *ήλεκτρον*'dan (elektron) gelmektedir. Atomun üç bileşeninden biridir (diğer ikisi proton ve nötrondur). Elektronlar gözlemlendiğinde hem tanecik hem de dalga özelliği gösterirler. Bütün atomların dış bölümü elektron tabakalarından oluşur ve her tabaka çekirdekte uzaklığına göre K,L,M... gibi harflerle adlandırılır. Çevredeki elektronların sayısı ve konumu, söz konusu elementin kimyasal nitelikleriyle, özellikle değeri ile yakından ilintilidir. Birçok durumda, bu elektronlar maddeden çıkarılıp az ya da çok büyük bir hızla, bir elektrik alanıyla, harekete geçirilerek boşlukta yayılabilir [6]. Kütlesi, $m_e = 9.1093826(14) \times 10^{-31}$ kg ve negatif elektrik yükü $e = 1.60217653(16) \times 10^{-19}$ C olan elektronlar 1897 yılında *J.J. Thomson* tarafından keşfedilmiştir [7].

Hızlandırılmış elektronların radyoterapide kullanılmaya başlanması, uygun elektron ışını jeneratörlerinin yaklaşık 1940-1950 yılları arasında geliştirilmesiyle başlamıştır. İki tip hızlandırıcı nükleer fizikten klinik uygulamalara uyarlanmıştır. Bunlar; betatronlar ve lineer hızlandırıcılardır. İlk yıllarda elektron üreticisi olarak kullanılan betatronların yerini, 1970'li yıllarda foton ve çoklu enerjili elektron ışınları üretebilen lineer hızlandırıcılar almış ve bu cihazlar klinikte kullanılmaya başlanmıştır. Betatronların x-ışını doz verimlerinin düşük olması ve geniş alan tedavilerine uygun olmamaları nedeni ile yapımlarına son verilmiştir. Lineer hızlandırıcılar zaman içinde, tedaviye daha uygun hale gelecek şekilde gelişerek, günümüz kliniklerinde en çok kullanılan hızlandırıcılar olmuşlardır [8].

2.1. Klinik Lineer Hızlandırıcılar (LİNAK)

Lineer hızlandırma, elektronların bir tüp boyunca yüksek frekanslı elektromanyetik dalgalar kullanılarak hızlandırılması işlemidir. Klinik lineer hızlandırıcılar, belirlenmiş enerji aralıkları içerisinde bir foton ya da elektron demeti üretirler.



Şekil 1. Lineer hızlandırıcının ana kısımları ve yardımcı sistemleri [9].

Lineer hızlandırıcıların mekanik tasarımı ve çalışma prensibi Şekil 1’de gösterilmiştir. Başlangıç enerjileri yaklaşık 50 keV dolayında olan elektronların, herhangi bir mikrodalga kaynağından (*magnetron* veya *klystron*) elde edilen elektromanyetik dalgalar aracılığı ile dalga kılavuzu (*waveguide*) tüpünde hızlandırılması ilkesine dayanır. Güç kaynağı, modülatöre doğru akım sağlar. Elektrik akımı modülatörde depolanır ve modülatör de şebekeye pulslu akım sağlar. Bu akım modülatör içinde bulunan hidrojen *thyatron* lambaları aracılığıyla elde edilir. Modülatörden çıkan yüksek voltajlı atmlar *magnetron* veya *klystron* tüplerine ve aynı zamanda elektron tabancasına iletilir. *Magnetron*, mikrodalga üreten, *klystron* ise elektromanyetik dalgayı güçlendiren düzeneklerdir. Yüksek enerji üreten lineer hızlandırıcılarda *klystron* kullanılmasına karşılık, 25 MeV’ e kadar olan lineer hızlandırıcılarda, 5 MW gücündeki *magnetronlar* kullanılabilir. Genellikle bakırdan yapılan hızlandırıcı, silindirik tüpten oluşmuş olup yaklaşık 10 cm çapındadır. *Magnetron* veya *klystrondan* çıkan elektromanyetik dalgalar, hızlandırıcı tüpe gelir. Böylece, yaklaşık 10 cm çaplı odacıklarda 3000 MHz frekansında titreşimler oluşturulur. Odacıkta oluşan bu yüksek frekanslı elektromanyetik dalgalar, odacığın ortasındaki kanala iletilir. Bu arada elektron tabancasından elde edilen elektronlar, 50 keV ile hızlandırıcı tüpe girer, elektromanyetik dalgalara bindirilir ve odacıktan odacığa bu kanal boyunca doğrusal olarak hızlanarak ilerler [10].

Dalga kılavuzunu geçen elektronlar, saptırıcı *magnet* odasına girerler. Saptırıcı *magnet* de elektronları çıkış penceresine yönlendirir. Saptırıcı *magnet* dalga kılavuzunun ekseni boyunca hareket edebilir. Böylece hızlanan elektronlar, tedavi modunun seçimine bağlı olarak, ya x-ışını hedefine ya da doğrudan elektron penceresine yönlendirilebilir. Yüksek enerjili elektronlar, hızlandırıcının çıkış penceresinden, en yüksek enerjilerini kazanarak, 3 mm çapında ince bir demet olarak çıkarlar. Enerjileri yaklaşık 5 MV/metre’dir. Daha yüksek enerjili ışınlar elde etmek için, bu hüzmeye, tüp ile hedef arasındaki saptırıcı mıknatıs (*bending*) ile 90° veya 270° saptırılarak elektron demetinin çıkacağı *kolimatör* kısmına yönlendirilir. Buradan da hasta tedavisini kolaylaştıracak şekilde tedavi aygıtının izosentirına yönlendirilirler [9].

2.2. Elektronların Madde İle Etkileşmesi

Radyasyon dozu hesaplamaları elektronun madde ile etkileşmesine bağlıdır. Bir elektronun kinetik enerjisini kaybetmesi veya geliş doğrultusundan sapması elastik çarpışma, inelastik çarpışma, *Bremsstrahlung* (Frenleme Işını) olayı ve *Cherenkov* ışınması gibi dört temel etkileşme ile olur.

2.2.1. Elastik Çarpışma

2.2.1.1. Atomik Elektronlarla Elastik Çarpışma

Gelen elektron, etkileştiği atomun elektronlarının alanında elastik olarak sapar. Olayda enerji ve momentum korunur. Atomik elektrona aktarılan enerji onun bağlanma enerjisinden daha küçük olduğundan, etkileşme aslında bir bütün olarak atomla olur. Bu çarpışmalar çok düşük enerjili ($<100\text{eV}$) elektronlar için etkilidir [10].

2.2.1.2. Çekirdekle Elastik Çarpışma

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

2.2.2. İnelastik Çarpışma

2.2.2.1 Atomik Elektronlarla İnelastik Çarpışma

Gelen elektron, ortamdaki atomik elektronlarla inelastik çarpışma yaparak yolundan sapar. Vurulan atomik elektron ya bir atomu uyarılmış duruma geçirir, ya da atomdan uzaklaşır. Böylece atom ya uyarılmış ya da iyonlaşmış olur. Gelen elektron, ortamda önceki inelastik çarpışmalar sonucunda iyonlaşmış atomların yani iyonların elektronlarıyla da inelastik çarpışma yaparak onları uyarabilir. Böyle iyonlara uyarılmış iyon adı verilir. Gelen elektron enerjisinin bir kısmını vurulan elektrona aktarır [10].

2.2.2.2. Çekirdekle İnelastik Çarpışma

Gelen elektron, çekirdeğe kadar ulaşıp yakalanmama durumunda enerjisinin bir kısmını kaybederek yolundan sapar. Bu çarpışmada nükleer uyarılma olasılığı da vardır, fakat bu olasılık çok küçüktür. Ancak çok yüksek enerji ile gelen elektronlar çekirdeğe kadar ulaşabilirler. Çekirdeğe ulaşan elektronlar da çok büyük bir olasılıkla *Bremsstrahlung* olayı sonucu enerji kaybederler. Çekirdekle inelastik çarpışma olasılığı *Bremsstrahlung* olayı olasılığından çok küçüktür [10].

2.2.3. *Bremsstrahlung* (Frenleme Işını) Olayı

Bir ortama gelen elektron hedef atomun çekirdeğinin yakınından geçerken *Coulomb* çekim kuvvetinin etkisi ile yavaşlayarak enerji kaybeder. Kaybedilen enerji x-ışını olarak atomdan yayınlanır. Bu olay sonucunda *Bremsstrahlung* olayı meydana gelmiş olur. *Bremsstrahlung* yoluyla enerji kaybı yaklaşık 2 MeV'in üzerinde enerjilerle gelen elektronlar

için önem kazanır, 2 MeV'den küçük enerjiler için ihmal edilebilir. 2 MeV den küçük enerjiler için atomik çarpışmalarla enerji kaybı söz konusudur [1].

2.2.4. Cherenkov Işıması

Cherenkov ışması yüklü bir parçacığın (elektron gibi) bir madde içerisinden bulunduğu ortamdaki ışık hızından daha büyük bir hızda geçerken ortaya çıkan mavi renkli bir elektromanyetik ışımadır. Nükleer reaktörlerin karakteristik mavi ışığının kaynağı *Cherenkov* ışmasıdır. Adını, üzerinde ilk kez titizlikle çalışmış olan ve Nobel Ödüllü (1958) Rus bilim adamı Pavel Alekseyevich Cherenkov'dan almıştır [12].

2.3. Durdurma Gücü

Çarpışma ile oluşan etkileşimler için enerji kayıp oranı, elektronun enerjisine ve ortamın elektron yoğunluğuna bağlıdır. Kütle durdurma gücü olarak adlandırılan bu oran düşük atom numaralı maddeler için daha yüksek bir değere sahiptir. Bunun nedeni yüksek atom numaralı maddelerin gram başına sahip oldukları elektron sayısının düşük atom numaralı maddelere göre daha az olması ve bu tip etkileşimler için uygun olmayan daha fazla sayıda sıkı bağlı elektron sayısına sahip olmasıdır. Elektron uygulamalarında lineer durdurma gücü dE/dl oranı olarak tanımlanır. Burada dE ; dl yolu boyunca elektronun kaybettiği enerjinin fraksiyonudur. Birçok uygulamada kütle durdurma gücü, materyalin fiziksel yoğunluğuna (ρ) bağlı durdurma gücü ile beraber kullanılır. Bu da polarizasyon etkisi dışındaki fiziksel yoğunluk bağımlılığını ortadan kaldırır. Durdurma gücü S harfiyle gösterilir ve birimi $\text{MeV}\cdot\text{cm}^{-1}$ 'dir. Fiziksel yoğunluk ρ 'nun birimi de $\text{g}\cdot\text{cm}^{-3}$ 'tür. Durdurma gücü S , kütle durdurma gücü S/ρ 'ya dönüştürüldüğünde birimi; $\text{MeVg}^{-1}\text{cm}^2$ olur.

Durdurma gücü değerlendirilmesinde elektron etkileşimlerinde kaynaklanan tüm kayıplar hesaba katılmalıdır. Bu etkileşimler iki ana grup olarak: (a) ortamın atomik elektronlarıyla, iyonizasyon ve eksitasyona neden olan, inelastik çarpışma durdurma gücü değeri ve (b) çekirdeğin elektrik alanıyla elektronun etkileşmesi sonucu *Bremsstrahlung* oluşmasına neden olan radyasyon durdurma gücü değeridir [8]. Böylece toplam kütle durdurma gücü aşağıdaki gibi (1) belirtilir;

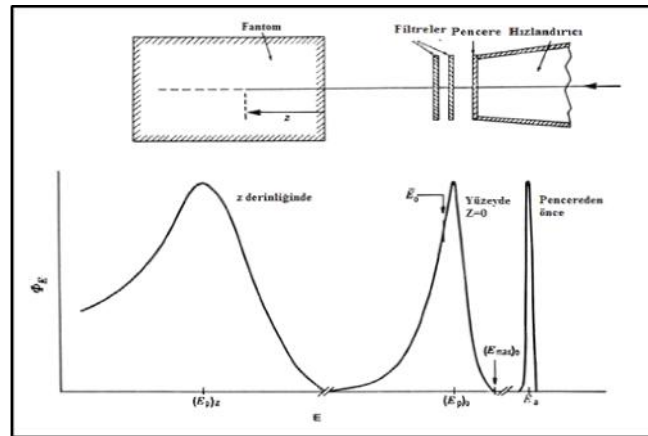
$$(1/\rho)S_{\text{tot}} = (1/\rho)S_{\text{rad}} + (1/\rho)S_{\text{coll}} \quad (1)$$

Toplam durdurma gücünün iki ayrı bileşeni, hesaplama metodu ve ortamdaki enerji absorblama yolu arasındaki farkları belirtmektedir. Enerji kaybı atomun iyonizasyonu ve eksitasyonu ile absorblandığında elektron yörüngesine yakındır, oysa enerji *Bremsstrahlung* formuyla taşınırsa ortam içinde absorblanmadan önce uzun bir yol kat eder. Bu, elektronun

izlediği yola yakın belirli bölgelerdeki enerji ile bütün yol boyunca kaybedilen enerji arasındaki farkın ayırt edilmesi gerektiğinde, önemli bir gerçektir [13].

2.4. Elektron Enerji Özellikleri

Elektronlar hızlandırıldıkları tüpten çıktıkları anda hemen hepsi aynı hıza sahiptir, yani monoenerjetik bir hüzme söz konusudur. Ancak hasta cildine varana kadar elektronlar, *kolimatör* sisteminden (saçıcı *foil*, düzeltici filtreler, elektron monitörü, elektron aplikatörü v.b.) ve hava ortamından geçerken çeşitli etkileşimlere girer, yolları üzerinde bu etkileşimlere rastlayan elektronlar çarpışma veya yansıma sonucu enerjilerini, yani hızlarının bir kısmını kaybederler. Bu da hasta cildinde enerji spektrumunu genişletmektedir. Elektron ışınlarının hastayla ilk temasında ışınlar E_0 ortalama enerjisine sahiptir ve bu enerji hızlandırıcının içindeki enerjiden düşüktür. Yani 6 MeV elektron enerjisi, lineer hızlandırıcıdan çıkan elektronların hasta cildindeki ortalama enerjisidir. Şekil 2’de, elektron ışın demetlerinin hızlandırıcının çıkış penceresinden önce, fantom yüzeyinde ve seçilen z derinliğindeki enerji spektrumları verilmiştir [1].



Şekil 2. Elektron ışın demetinin enerji spektrumu [1].

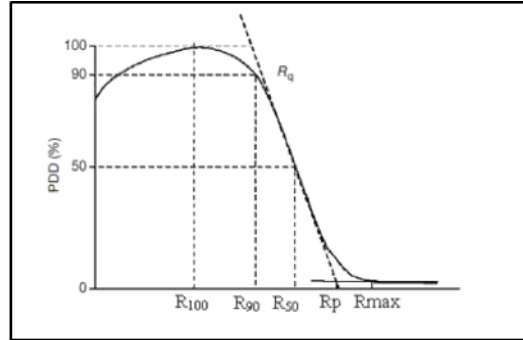
E_a , elektron ışınının hızlandırıcının penceresinden çıkmadan önceki enerjisi, E_0 , fantom yüzeyine gelen ortalama enerjidir. Klinik uygulamalarda, elektron ışını genellikle vücut yüzeyi üzerindeki enerji ile karakterize edilir. Bu enerjiyi tespit edebilmek için çeşitli yöntemler mevcuttur: nükleer reaksiyonlar için eşik (başlangıç) enerjisi ölçümü, menzil ölçümleri ve *Cherenkov* radyasyon eşiği ölçümleri bu yöntemlerden bazılarıdır [1].

2.4.1. En Olası Enerji (E_p)₀

En olası enerji seviyesi, huzmeyi oluşturan elektronların çoğunluğunun taşıdığı fantom yüzeyindeki enerji olarak tanımlanır.

$$(E_p)_0 = C_1 + C_2 R_p + C_3 R_p^2 \quad (2)$$

bağıntısındaki R_p değeri, pratik menzildir (cm veya gr/cm^2). Pratik menzil, merkezi eksen derin doz eğrisinin azalan kısmına paralel çizilen doğruyla, *Bremsstrahlung* kuyruğuna paralel çizilen doğrunun kesiştikleri nokta olarak tanımlanır. Şekil 3’ de R_{100} , R_{90} (mm), R_{50} , R_p ve R_{max} değerleri gösterilmiştir. Su için $C_1=0,22$ MeV, $C_2=1,98$ MeV cm^{-1} ve $C_3=0,0025$ MeV cm^{-2} dir. Ölçümler için alan boyutu, 10 MeV’e kadarki enerjilerde 12 cm’den, yüksek enerjilerde ise 20 cm’den küçük olmamalıdır. Menzilin (range) belirlenmesi için iyon odaları, diotlar veya film kullanılabilir [1].



Şekil 3. R_{100} , R_{90} , R_{50} , R_p ve R_{max} değerlerini gösteren yüzde derin doz eğrisi [8].

2.4.2. Ortalama (Mean) Enerji

E_0 , fantom yüzeyine gelen ortalama enerjidir ve R_{50} (cm veya gr/cm^2) değerine bağlıdır. R_{50} absorbe edilen maksimum dozun %50’sinin oluştuğu derinlik olarak tanımlanır. Ortalama enerjinin, R_{50} değeriyle bağlantısı aşağıdaki bağıntı gibidir:

$$E_0 = C_4 \cdot R_{50} \quad (3)$$

Su için $C_4 = 2,33$ MeV cm^{-1} ’dir. *AAPM Task Group-21* protokolü C_4 için 2,33 MeV cm^{-1} değerini kullanmayı tavsiye ederken, *Rogers ve Bielajew*’in en son MC hesaplarına göre bu değer 2,4 MeV cm^{-1} ’e daha yakındır. C_4 teki bu değişim klinik dozimetri üzerinde çok küçük bir etkiye sahiptir [1]. En olası enerji ve spektrumun ortalama enerjisi derinlikle beraber lineer olarak düşmektedir. Bu ifade aşağıdaki bağıntılara göre ifade edilebilir:

$$(E_p)_z = (E_p)_0 (1 - z / R_p) \quad (4)$$

$$E_z = E_0 (1 - z / R_p) \quad (5)$$

(5) bağıntısı dozimetride çok önemlidir. Çünkü absorbe doz ölçümlerinde iyon odasının bulunduğu noktadaki ortalama enerjisi bilmek gerekir [1]. Maksimum erişme noktası olarak adlandırılan R_{max} değeri *Bremsstrahlung* kuyruğuna tekabül eden merkezi derin doz eğrisi kuyruğunun ekstrapolasyonundaki derinlik olarak tanımlanır. Bu değer elektronların içinde buldukları maddede ilerleyebildikleri maksimum giricilik değeridir. R_{90} ise absorbe

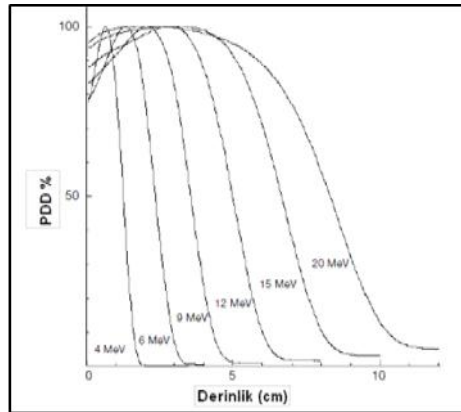
edilen maksimum dozun %90'ının oluştuğu derinlik olarak tanımlanırken, R_{100} değeri de maksimum dozun oluştuğu derinlik olarak ifade edilir [1,8].

2.5. Elektron Işınlarının Dozimetrik Özellikleri

Radyasyonla tedavi edilen hastalarda, doz dağılımlarını doğrudan hastadan ölçmek nadir olarak mümkündür. Doz dağılım bilgilerinin hemen hemen tümü fantom adı verilen doku eşdeğeri materyaller ile elde edilir. Bu temel veriler, gerçek bir hastadaki doz dağılımını tahmin etmek için bir doz hesaplama sisteminde kullanılırlar.

2.5.1. Derin Doz Dağılımları

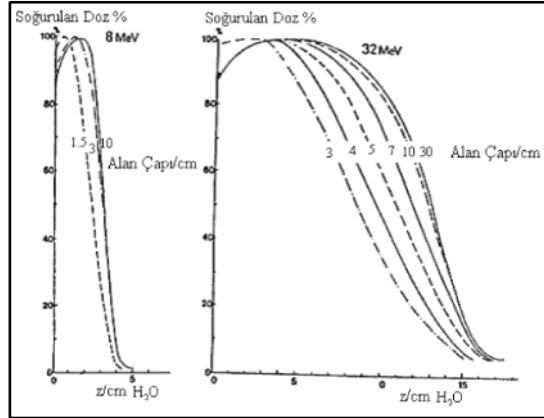
Elektron demetlerinin en büyük özelliği, merkezi eksen derin doz (DD) eğrilerinin şeklidir. Tipik olarak, elektron ışını merkezi eksen derin doz eğrisi, yüksek yüzey dozu sergiler ve doz daha sonra elektron ışınının maksimum derin dozu denilen belirli bir derinlikte (d_{max}) maksimum noktaya yükselir. d_{max} noktasından sonra doz hızla düşer ve düşük doz seviyelerinde *Bremsstrahlung* kuyruğu olarak bilinen bir düzlük meydana gelir. Bu özellikler, klinikte yüzeysel tümörlerin tedavisinde x-ışını modalitelerinden farklı, belirgin bir avantaj sunar [8]. Elektronların, en faydalı derinliği veya terapötik menzili, %90 derin doz eğrisinin derinliği ile verilmiştir. Bu derinlik, yaklaşık olarak $E(\text{MeV})/4$ cm ile verilmiştir. %80 derin doz eğrisinin derinliği ise, yaklaşık olarak $E(\text{MeV})/3$ cm'de meydana gelir. % DD değerleri, faydalı derinliğin dışında keskin bir şekilde düştüğünden, dokunun altı korunmaktadır. Fotonlarda enerjinin artmasıyla giriş dozunun azalması durumunun tersine elektron enerjisi arttıka giriş dozu da artmaktadır. şekil 4'de de bu durum gözlenebilmektedir [14].



şekil 4. Farklı elektron enerjilerinin derin doz eğrileri [8].

2.5.2. Alan Boyutu Etkisi

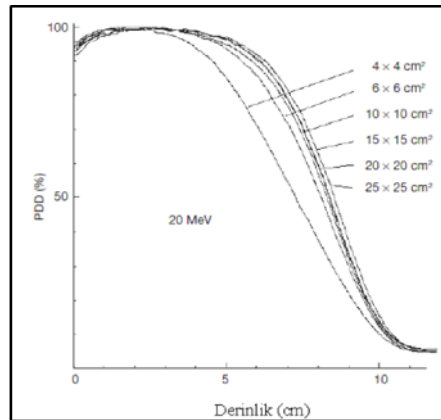
Doz verimi ve merkezi eksen derin doz dağılımı, alan boyutuna bağlıdır. Alan boyutu arttıkça, *kolimatör* ve *fantom* saçılmaları artar. Buna bağlı olarak doz da artar. Kare eşdeğeri kavramı, foton demetleri için geleneksel bir şekilde uygulanırken, elektron demetleri için genellikle uygulanmaz. Çünkü elektronların erişim mesafeleri, alan boyutunun en ufak bir değişimi ile değişmektedir. Yüzde derin doz başlangıçta alan boyutu ile artarken, lateral saçılma dengesine ulaştığı belirli bir alan boyutu dışında sabit olmaktadır (Şekil 5) [14].



Şekil 5. Alan boyutu etkisi gösterimi [14].

2.5.3. Küçük Alanlar için Yüzde Derin Doz Değeri

Merkezi eksen ile alan kenarı arasındaki mesafe, saçılan elektronların lateral erişim mesafesinden daha fazla olduğunda, lateral saçılma dengeye ulaşacak ve belirli elektron enerjisi için derin doz değeri, alan boyutlarından bağımsız hale gelecektir. Alan boyutunun azalmasıyla beraber azalan lateral elektronik denge, merkezi ekseninde görülecek; derin doz ve doz verimi faktörleri, alan şekline ve boyutuna göre büyük hassasiyet gösterecektir (Şekil 6). Elektronların pratik menziline büyük alan boyutlarında %DD eğrisinde anlamlı bir değişim gözlenmemektedir [8].



Şekil 6. 20 MeV Elektron enerjisinde farklı alan boyutları için derin doz eğrileri [8].

2.5.4. Işın Profili ve Penumbra

Elektron ışınında penumbra, foton ışınına göre daha büyük olma eğilimindedir. Elektron ışınlarında, doz maksimumun yakınındaki derinlikler için, geometrik alan kenarının 1 cm içindeki doz miktarı, merkezi eksen değerinin % 90'ına düşer; öyle ki 10x10 cm²'lik ışının 'etkin alan' boyutu 8x8 cm² olarak görülür. Fotonlar için bu mesafe yaklaşık 0,5 cm kadardır. Bu yüzden, klinik olarak yararlı doza ulaşmak ve hedef volümü uygun bir şekilde sarabilmek için daha büyük elektron alanlarına ihtiyaç vardır. Elektronların bu özelliği, tüm derinliklerde alan birleşme yerleri boyunca düzgün bir doz dağılımı sağlanamadığından foton ve elektronların bitişik yerleşimini problemlile hale getirir [15].

2.5.5. Yüzey Dozu Özellikleri

Fotonlardan farklı olarak elektronlarda enerji ve alan büyüklüğü arttıkça büyük açılı saçılmalar azalır, dolayısıyla yüzey dozları artar. Bu olay elektronların saçılma doğalarıyla ilişkilidir. Düşük enerjilerde, elektronlar daha kolay ve geniş açılarla saçılırlar. Bu da, *build-up* bölgesindeki dozun daha hızlı ve daha kısa mesafede oluşmasına neden olur. Bu nedenle, düşük enerjili elektronlar için yüzey dozunun maksimum doza oranı yüksek enerjili elektronlara kıyasla daha düşüktür [1].

2.6. Elektron Dozimetrisinde Kullanılan Ölçüm Yöntemleri

2.6.1. İyon Odasıyla Ölçüm Yöntemi

Radyasyon dozimetrisi gaz (genellikle hava) içerisinde üretilen iyonizasyon ölçümüne dayalı, en gelişmiş ve en çok kullanılan ölçüm metodudur. Bu ölçüm tekniğinin başlıca aracı içi hava dolu iyon odasıdır. İyon odaları elektron dozimetrisi uygulamalarında, madde içerisinde rölatif elektron doz dağılımının saptanmasının yanında absorbe doz ölçüm değerlendirilmesinde de yaygın olarak kullanılmaktadır. İyon odaları, performanslarının kararlılığı ve ölçümlerdeki hassasiyetleri bakımından diğer dozimetrelerden daha yaygın kullanım alanına sahiptirler. İyonlar, iyon odasının hassas volümü içerisine giren radyasyon tarafından üretilir. Bu üretilen iyonlar, uygulanan polarize voltajın oluşturduğu elektrik alanı içerisindeki elektrotlar tarafından toplanır. İyonizasyon akımı odanın dış devresinde sonlanır. Prensipte basit yapıda olan iyon odalarının elektronlar için kullanımlarında göz önünde bulundurulacak bazı durumları vardır. Günümüzde; silindirik, küresel ve paralel düzlem şeklinde farklı formlarda iyon odaları bulunmaktadır. Silindirik iyon odaları en iyi geliştirilen ve yaygın olarak kullanılan çeşitleridir. Fakat elektron dozimetrisinde, silindirik iyon odalarının yerini hızla, avantajlı karakteristikleri nedeniyle paralel düzlem iyon odaları

almaktadır. Elektron ölçümlerinde, elektronların akısını en az bozacak materyallerin kullanılması gerekir. Paralel-plan geometrisine sahip iyon odaları, diğer konfigürasyondakilere kıyasla bu ihtiyacı en iyi karşılayabilecek iyon odası çeşididir. Bu anlamda, elektron akı pertürbasyon etkisi, özellikle elektron giriş yönlerinde iyon odasının hava hacminin azaltılması ve iyon odasının gövde yapımında doku eşdeğeri materyal kullanılması ile en aza indirilmiş olur [13].

2.6.2. Film Dozimetri

Film dozimetrisi, bilinen dozlarla filmin ışınlanmasından elde edilen kararma miktarlarını belirleyip, bir kalibrasyon eğrisi elde edip, sonraki ışınlamalarda bu eğriyi kullanarak verilen dozu ve dozun iki boyutlu dağılımını belirleme yöntemidir. Doz dağılımı ölçümleri için film kullanmak daha pratiktir ve maliyeti düşüktür. Ölçüm sonuçları gelen ışının enerjisine, filmin ışın demetinin yönüne göre konumlandırılmasına, alınan derinliğe ve alanın boyutlarına bağlıdır. Yüksek rezolüsyona ve kalıcı ölçüm kayıtları sağlama kapasitesine sahip olmaları nedeniyle, 2D elektron dozimetrisinde öncelikle film tercih edilmesi AAPM TG no. 25 tarafından tavsiye edilmektedir [16].

2.6.3. Termolüminesans Dozimetri (TLD)

Termolüminesans, ısıtılan malzemenin optik bölgede ışımaya yapmasıdır. “Tek kristal” yapısında bir katının *valans* bandı ile iletkenlik bandı arasında yasak enerji bandı bulunur ve bu enerji bölgesinde kristal içerisinde elektron bulunamaz. Ancak kristaldeki yapı bozuklukları, ya da kristal içinde bulunan yabancı atomlardan dolayı *valans* bandı ile iletkenlik bandı arasında da ara enerji durumları bulunur. Bu ara enerji durumları kristalin radyasyon ile uyarılması sonucu *valans* bandından kopan veya iletkenlik bandından tekrar *valans* bandına dönen elektronlara tuzak oluşturur ve elektronlar bu tuzaklara yakalanırlar. Böylece radyasyon ile kristale aktarılan enerjinin bir kısmı kristalde depolanmış olur. Depolanan bu enerji gelen radyasyonun şiddeti ile orantılıdır. Bu kristal ısıtılınca tuzaklarda depolanan elektronlar buldukları tuzaklardan ayrılır ve *valans* bandına dönerler bu sırada da görünür bölgede ışımaya yaparlar. Kristalin yaptığı toplam ışımamanın şiddeti, tuzaklarda depolanan enerji ile dolayısıyla kristale gelen radyasyon dozu ile orantılıdır [7]. Bu dozimetrenin küçük hacme sahip olması, TLD’ nin en temel özelliğidir. TLD’ nin elektron dozimetrisinde en temel kullanım alanı, küçük alanların özellikle diğer dozimetrelerin kullanımının imkânsız olduğu kavisli yüzeylerde, yüzey dozu ve giriş dozlarının saptanmasıdır [15].

2.7. Monte Carlo Simülasyonu (MCS)

Monte Carlo (MC) yöntemi, özellikle 1930'lardan sonra hızla gelişmeye başlamış bir tekniktir. Adını *Monaco*'daki Monte Carlo casinolarından alır. İlk defa 1949'da *John Von Neumann* ve *Stanislaw Ulam*'ın makalelerinde MC yöntemlerine yer verilmesine rağmen 1800'lü yıllarda bu yönetime çok benzeyen algoritmaların da kullanıldığı bilinmektedir [17].

Bir probleme MC yöntemi uygulandığında, rastgele sayılar kullanılarak, bu problemdeki değişkenler belli olasılık dağılım fonksiyonları ile ifade edilir ve hesaplanmak istenen parametre (kabul edilebilir hata sınırları içinde olmak şartıyla) simülasyonlar sonucunda elde edilir. Genel anlamda simülasyon, gerçeğin temsil edilmesi şeklinde tanımlanabilir. Simülasyonun amacı, bir gerçek hayat sistemini girdi ve çıktılarıyla matematiksel olarak ifade etmek gerçek sistemi kurulan model üzerinden tanıyıp araştırmak, değişik kararları ve seçenekleri gerçek sistemde hiçbir değişiklik yapmadan deneyebilmektir [3]. MCS yazılımları doğal uygulamalarını, fizik deneylerinde, hızlandırıcılarda, nükleer fizikte, ağır-iyonlarda, radyasyondan korunma hesaplamalarında, uzay radyasyon ortamında, uydular için radyasyondan korunma zırhlamalarında, kozmik ışın uygulamalarında, astrofizikte, tıbbi görüntüleme, dozimetride, radyoterapi tedavi planlamada bulur [18].

MC yöntemlerinin çözüm yolu bilgisayarın ürettiği rastgele sayıları fiziksel olaylarla, mümkün etkileşmelerin olasılık yoğunluğu fonksiyonlarıyla yani tesir kesiti (*cross-section*) değerleri aracılığıyla ilişkilendirmektir. Bundan dolayı, MC kodları taşındığı madde ile etkileşen bir parçacığın olasılığını hesaplamak için tesir kesiti kütüphanelerini içermek zorundadır. Her bir etkileşim için tesir kesiti gelen parçacığa, onun enerjisine ve yol aldığı maddeye bağlıdır [19]. MC tekniği her türlü enerji menzili için uygulanabilen, bir yöntemdir. Parçacık taşınmasının MCS fiziksel gerçekliğe bağlıdır. Parçacıklar, kaynağı ifade eden dağılıma göre örneklenirler, çarpışma alanına kadar (ortalama serbest yola bağlı olarak değişen) belirli bir mesafe kat ederler ve bir başka enerji içine ya da diferansiyel kesite ilişkin bir yöne dağılırlar. Benzer şekilde yeni üretilen parçacıkların da bu denli iyi taşınması gerekmektedir. Bu uygulama tüm parçacıklar soğuruluncaya ya da geometriden ayrılincaya kadar devam eder. İlgilenilen miktar, verilen MC parçacıklarının sayısının ortalamasıyla hesaplanabilir [20].

MC tekniği fotonların ve parçacıkların her bir etkileşiminin olasılık dağılımlarını belirlemek için fiziğin temel yasalarını kullandığı için simüle edilen parçacıkların sayısı (simülasyon öyküsü) arttıkça, dağılımlarını doğru tahmin etme olasılığı da artar. Bununla birlikte simüle edilen parçacıkların sayısının artmasıyla hesaplama zamanı oldukça artacaktır [21]. Bundan dolayı bir MC kodu yazmadaki en büyük zorluk demetteki parçacıkların

ortalama davranışını tahmin etmede rastgele seçilmiş kısmen az sayıda parçacığı kullanabilmektir. Doz dağılımı ortama enerji verilmesine yol açan iyonlaşma olaylarının voksellerde biriktirilmesiyle (*scoring*) hesaplanır.

MC hesaplamalarında daha fazla simülasyon öyküsü (parçacık sayısı) oluşturmak zaman kaybettireceğinden, genellikle varyans azaltma teknikleri (VRT) denen çeşitli teknikler hesaplama etkinliğini artırmak için kullanılır. Bir MC hesabının ε etkinliği $\varepsilon = 1 / (\sigma^2 t)$ olarak tanımlanır. Burada t ilgilenilen niceliğin σ^2 varyansını elde etmek için gereken CPU (*Central Processing Unit* - ana işlem birimi) zamanıdır. Bu olgular MC yöntemlerinin radyoterapi ve dozimetri uygulamalarında kullanımının hızla artmasından kısmen sorumlu olmuşlardır [22]. Günümüzün genellikle *Linux* altında çalışan güçlü PC'leri, MC hesaplama üniteleri olarak etkin bir şekilde iş görürler [23].

2.7.1. Foton Taşınım Simülasyonu

Radyasyon fiziğinde MC simülasyonlarının nasıl çalıştığını göstermek için belirli bir yerde verilen bir momentum ve verilen bir enerjili foton için ilk adım bir sonraki etkileşim yerine kadar serbest yol uzunluğunu örneklemektir.

Bu yol uzunluklarının olasılık dağılımı $f(s)$ üstel atenüasyon yasası ile verilir:

$$f(s) = \exp(-\mu s) \quad (6)$$

Burada μ lineer atenüasyon katsayısıdır. Foton yol uzunlukları bu dağılımdan $[0,1]$ aralığından uniform olarak dağıtılmış rastgele sayı ξ_1 ve

$$s = -\frac{1}{\mu} \ln \xi_1 \quad (7)$$

bağıntısı kullanılarak örneklenebilir. Farklı materyaller ile farklı μ atenüasyon katsayıları bu yol uzunluğunu kullanarak foton etkileşim yerinde takip edilebilir. Radyoterapi uygulamaları için önemli etkileşim süreçleri inkohherent (*Compton*) saçılma, koherent (*Rayleigh*) saçılma, fotoelektrik etki ve çift oluşumdur. Foto nükleer etkileşimler yalnızca birkaç MeV' den fazla enerjili fotonlar için meydana gelir ve çoğu uygulama için daha az öneme sahiptir [24].

Radyoterapinin enerji aralığında μ üç ilgili katkının toplamı olarak hesaplanır:

$$\mu = \mu_{foto} + \mu_{Compton} + \mu_{çift} \quad (8)$$

Burada μ_{foto} fotoelektrik absorpsiyon için, $\mu_{Compton}$ *Compton* saçılımı için, $\mu_{çift}$ çift oluşumu için lineer etkileşim katsayıları ya da toplam tesir kesitleridir. Bu parametreler farklı enerjideki fotonlar için farklıdır. Bunlar aynı zamanda maddenin atomik bileşimine de bağlıdır [25]. $[0,\mu]$ aralığından ξ_2 ikinci bir rastgele sayı etkileşim tipini örneklemek için

kullanılabilir. Eğer ξ_2 , μ_{foto} ' dan küçük ise bir fotoelektrik absorpsiyon simüle ederiz; Eğer ξ_2 , μ_{foto} ' dan büyük fakat μ_{foto} ile $\mu_{Compton}$ ' ın toplamından küçük ise bir *Compton* etkileşimi simüle ederiz; aksi takdirde bir çift oluşum süreci simüle ederiz. Seçilen etkileşimden sonra ikincil parçacıkların enerji ve doğrultu gibi parametreleri daha fazla sayıda rastgele sayı ve o etkileşim tipi için bunlara karşılık gelen diferansiyel kesitler kullanarak örneklenebilir. Olasılık dağılımları için formüller yukarıdaki formüllerle karşılaştırıldıklarında çok daha karmaşıktır fakat örnekleme prensibi aynıdır. İkincil parçacıklar aynı birincil parçacıklar gibi simüle edilir, yani taşınımları bir sonraki etkileşim sahasına kadar serbest yol uzunluğunu örnekleme ile başlar. Her bir *vokselde* absorbe edilen enerji belirlenmeli ve toplanmalıdır. Daha sonra buradan doz dağılımı bulunur. Parçacık öyküsü eğer foton hesaplama matrisini terk eder ya da enerjisi minimum bir enerjinin altına düşerse sonlanır [24].

2.7.2. Elektron Taşınım Simülasyonu

Birincil ya da ikincil elektronlar fotonlar gibi simüle edilebilir ancak fotonlarla elektronlar arasında büyük bir fark vardır. Fotonların insan dokusunda iki etkileşim arasındaki ortalama serbest yolu birkaç santimetre iken elektronlar hasta boyunca milyonlarca etkileşim sürecine uğrarlar. Bundan dolayı elektronları fotonlar gibi simüle etmek oldukça zaman kaybettiricidir. Neyse ki, çoğu elektron etkileşimi elastik ya da yarı elastiktir, yani hiç enerji transferi olmadan ya da küçük bir enerji transferi ile meydana gelirler. Bundan dolayı, elektron etkileşimleri iki grupta toplanabilir: büyük enerji transferli şiddetli etkileşimler ve enerji transferi olmadan ya da küçük bir enerji transferi ile gerçekleşen yumuşak çarpışmalar. Sert etkileşimler açık bir şekilde simüle edilebilirler ve yumuşak etkileşimler çevreleyen dokuya sürekli elektron enerji transferi ile simüle edilebilir. Bu tekniğe yoğunlaştırılmış öykü tekniği (*condensed history technique*) denir ve *Berger* (1963) tarafından ortaya atılmıştır [26]. Yoğunlaştırılmış öykü tekniği elektronların birçok etkileşime uğrarken, bu etkileşimlerin nispeten az bir kısmının büyük miktarda enerji kaybı ya da yönde sapmaya yol açması gerçeğine dayanır [23].

2.8. Foton ve Elektron Taşınımı İçin Monte Carlo Simülasyon Kodları

Bu bölümde foton ve elektron taşınımında en çok kullanılan MC kodları başlıca özellikleriyle ele alınacaktır.

2.8.1. EGS (*Electron Gama Shower*) Kod Sistemi

EGS kod sistemi, 1970'li yıllarda Stanford Linear Accelerator Center (*SLAC*) da *Richard Ford* ve *Ralph Nelson* tarafından yüksek enerjiler için bir fizik aracı olarak

geliştirilmeye başlanmıştır. İlerleyen yıllarda yapılan çalışmalarla EGS kod sistemi 10 KeV ile 50 Mev arasındaki düşük enerjilerde çalışabilen ve tıbbi uygulamalarda da kullanılan bir programa dönüştürülmüştür. EGS kod sisteminde, simülasyon için yapılandırılmış bir takım alt programlar kullanıcının kendi geometrisini yazmasına ve temel EGS kodlarına dokunmadan rutinleri değiştirmesine olanak sağlayacak şekildedir [27].

2.8.2. MCNP (*Monte Carlo N-Particle*) Kod Sistemi

MCNP foton, elektron ve nötron gibi iyonize edici radyasyon türlerinin maddesel ortamlardan geçişlerini MC yöntemini kullanarak modelleyen bir bilgisayar programıdır. Program 1940'lı yıllarda nükleer savunma ve nükleer silahlar tasarlamak için geliştirilmiş olup *Los Alamos* Laboratuvarlarında teorik fizik çalışmaları için genelleştirilmiş bir koddur. Üç boyutlu geometrilerin tanımlanabildiği ve noktasal, yüzeysel ya da hücrel dağılımlı kaynakların oluşturulabildiği bu program, radyasyon etkileşimleri, başlangıç konumları, uçuş doğrultuları gibi niceliklere, çeşitli olasılık dağılımlarına dayanan değerler atar. Sonuçta herhangi bir bölgedeki parçacık akısı, enerji bırakımı, soğurulan doz gibi niceliklerin ortalama değerlerini verir [28].

2.8.3. ETRAN Kod Sistemi

ETRAN kod sistemi, elektron-foton taşınımını içeren MC hesaplamaları için *Berger* ve *Seltzer* tarafından *National Bureau of Standards (U.S)*' da geliştirilmiştir. ETRAN bir boyutta sonlu bir kalınlığa sahip paralel levha hedefler doğrultusunda elektron-foton taşınımını hesaplar [29].

2.8.4. ITS Kod Sistemi

ITS (*Integrated TIGER Series*), elektron/foton çiftinin zamandan bağımsız olarak çok boyutlu ve çok materyalli ortamlardan taşınımını sağlayan koddur. ITS kod sistemi 1 GeV - 1 keV aralığında elektron/foton taşınımına izin vermektedir [30].

2.8.5. GEANT Kod Sistemi

Geant (*GEometry ANd Tracking*) programı ilk olarak yüksek enerji fizik deneyleri için tasarlandı ama tıp, biyoloji ve radyasyondan korunma alanlarında da kullanıldı. Geant, radyasyon taşınımını simule etmek için gerekli tüm yetkinliğe sahiptir. Kod C++ da yeniden yazılarak (*GEANT4*), birçok parçacık tipinin taşınımını simule etmek için kullanılmaktadır [19].

2.8.6. PENELOPE Kod Sistemi

PENELOPE, elektron ve foton taşınımı için bir MC algoritmali ve bir bilgisayar kodudur. İsmi, *PENetration and Energy LOSS of Pozitrons and Elektrons* harflerinden alır. Foton simülasyonu daha sonradan eklenmiştir. Simülasyon algoritması farklı etkileşim mekanizmaları için analitik kesiti ile sayısal verilerin kombinasyonu olan bir saçılma modelini temel alır [31].

2.8.7. VMC (Voxel Monte Carlo) ve VMC++ Kod Sistemi

Aslen Almanya'da çalışan *Kawrakow* ve *Fippel* doksanlı yılların ortalarından itibaren Voxel Monte Carlo yöntemi olarak adlandırdıkları ve fantom üzerinde daha hızlı MC doz hesaplamaları yapmaya yarayan metod üzerine çalışmaya başladılar. Kullandıkları elektron ışın demeti hesaplamaları yöntemi VMC, standart EGS4 hesaplamalarından 30 ila 40 kat kadar daha hızlıydı ve eşdeğer hasta modellerinde kayda değer bir doğruluk sağlıyordu [32]. *Kawrakow* NRCC(National Research Council of Canada)'de EGSnrc olarak adlandırılacak olan yüksek doğruluklu MC tekniklerini geliştirmek üzerine çalıştı. Bu esnada *Fippel* VMC kodları için geliştirilmiş kuralları kullanarak hızlı MC hesaplamaları yapılmasını sağlayan xVMC adını verdiği kodu yarattı.

1999 yazında *Fippel*, *Kawrakow* ile çalışmak üzere 4 ay için NRCC'ye gitti. Yaz sonuna doğru genlik düzenine göre foton ışın demeti kod sistemi üzerinde bir hayli yol aldılar ki foton demeti için MC hesaplamaları 500 MHz' lik bir kişisel bilgisayarda birkaç dakikada yapılabilirdi [33]. Bu kod foton bölünmesi, Rus Ruleti ve sözde rastgele sayıları içeren ileri seviyede yenilikçi varyans azaltma tekniklerinin kullanımını sağladı. Sonraki yıl boyunca *Kawrakow* kodu özellikle STOPS (*Simultaneous Transport Of Particle Sets*) parçacıkların eş zamanlı taşınması adı verilen tekniği kullanarak C++ dili ile yeniden ele aldı ve bir takım başka geliştirmelerin de yer aldığı koda VMC++ adını verdi. Algoritma olarak yüklü parçacık taşınım simülasyonu için Class II yoğunlaştırılmış öykü tekniği (*Class II condensed history technique*) kullanıldı [34]. Kodda yapılan tüm bu geliştirmelerle kod benzer hesaplamalarda EGS' ye göre 50 ila 80 kez daha hızlı çalışır ve neredeyse tam olarak EGSnrc' nin doğruluğuna sahiptir. Bazı karşılaştırma hesaplamalarında, VMC++ kodu 500 MHz' lik bir bilgisayarda elektron demeti hesaplamalarını yaklaşık 35 saniyede, foton demeti hesaplamalarını 360 saniye yapar. Bu gelişmelerin kliniklere ulaşmasıyla, radyoterapi doz hesaplamalarının doğruluğu konusu geçmişte kalmış, araştırmalar daha hassas ve etkili tedavi verilmesi konusuna odaklanmıştır [33].

3. GEREC VE YÖNTEM

3.1. Araç ve Gereçler

- *Siemens* Marka *Primus* Model Lineer Hızlandırıcı (LİNAK)
- Otomatik Blok Kesici (*Huestis Medical Compu-Cutter*)
- Çeşitli Alan Boyutlarında Hazırlanmış *Cerrobend* Bloklar
- *PTW Farmer* İyon Odası
- *PTW Multidos* Dozimetri Sistemi
- *PTW RW-3* Katı Su Fantom
- *Nucletron* Marka Tedavi Planlama Sistemi (*Oncentra MasterPlan version 3.1 SP2*)
- 15x15 cm² Standart Elektron Aplikatörü
- Strafor Köpük

3.1.1. *Siemens* Marka *Primus* Model Lineer Hızlandırıcı (LİNAK)

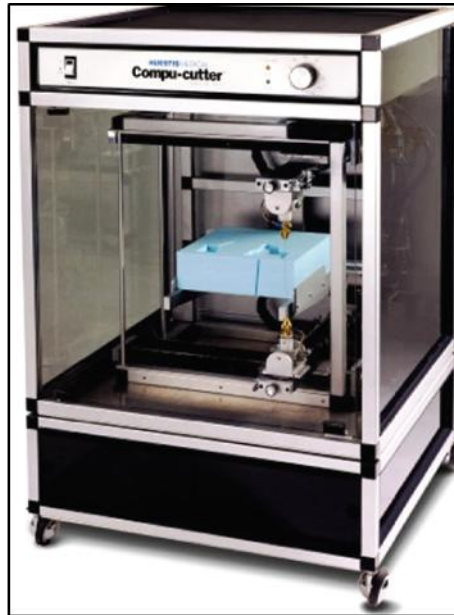
6 MV-X ve 18 MV-X foton enerjileri ile 6 MeV, 9 MeV, 12 MeV, 15 MeV, 18 MeV ve 21 MeV elektron enerjileri olan medikal lineer hızlandırıcıdır (Şekil 7). Makinenin hareketli kısmı olan *gantry*, her iki taraftan 180° saat yönünde ve tersinde dönebilmektedir. Baş kısmı ise, üst *kolimatörleri* Y-ekseni boyunca düz jawlar; alt kolimatörleri X-ekseni boyunca çok yapraklı kolimatör sisteminden meydana gelir. Yaprak sayısı 58 (29 çift) adet olup, yaprak genişliği izosentırda 1. ve 29. yapraklar 6,5 cm diğerleri 1 cm'dir [35]. Klinikte elektron ışını uygulamalarında, R=5 cm çaplı yuvarlak, 10x10 cm², 15x15 cm², 20x20 cm² ve 25x25 cm²'lik standart alanlı aplikatörler kullanılır. Her kliniğe göre aplikatör boyutları farklılık gösterebilir. Bu çalışmada 15x15 cm² standart alanlı aplikatör kullanılmıştır.



Şekil 7. Siemens marka Primus model lineer hızlandırıcı [35].

3.1.2. Otomatik Blok Kesici (*Huestis Medical Compu-Cutter*)

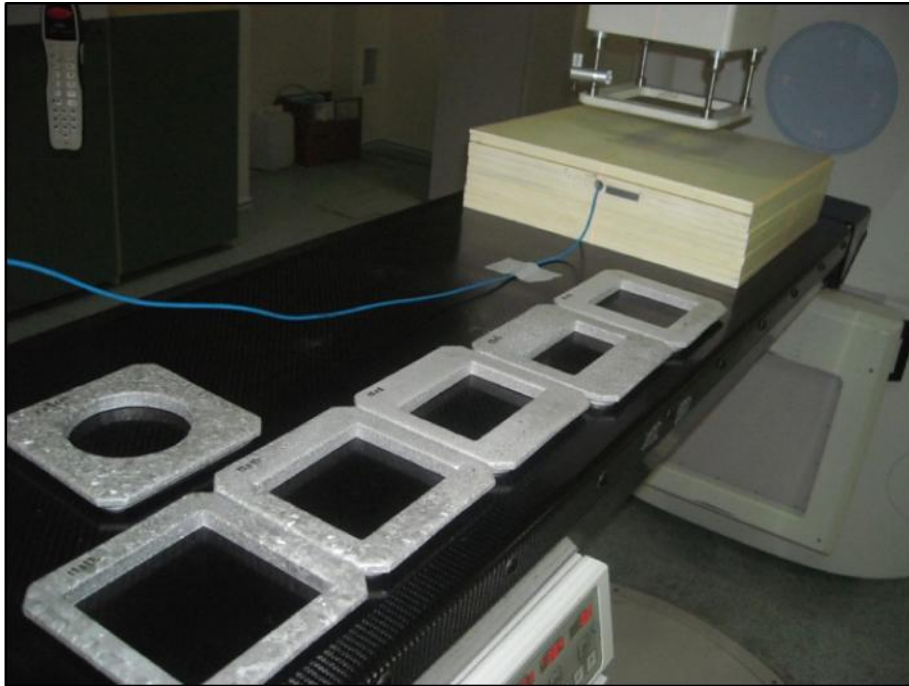
Huestis Compu-cutter otomatik blok kesici; köpük kesme yeri, bilgisayar, monitör, çizim tablası ve yazıcıdan oluşan parça, tamamen ağ uyumlu bir sistemdir. Sistem tedavi planlama ara yüzü sayesinde köpüğü ± 1 mm hata payında sıcak tel yardımı ile hızlı bir şekilde keser. Kesilen köpüklerden planlama sistemindeki plana uygun *Cerrobend* bloklar dökülür. El ile kesimlerdeki hataları azaltarak tedavinin doğru bir şekilde uygulanmasını sağlar (Şekil 8) [36].



Şekil 8. Huestis Compu-Cutter Otomatik Blok Kesici [36].

3.1.3. Çeşitli Alan Boyutlarında Hazırlanmış Cerrobend Bloklar

Bu çalışmada, *Primus* tedavi cihazında standart 15x15 cm² aplikatörlerin haricinde 12x12 cm², 12x10 cm², 12x8 cm², 12x6 cm², 10x10 cm² ve R=10 cm çaplı alanlar otomatik blok kesicide strafor köpükten negatif kalıplar kesildi. İçlerine çeşitli alanlar oluşturabilmek için %50 Bizmut, %27 Kurşun %10 Kadmiyum ve %13 Kalaydan oluşan *Cerrobend* alaşımdan dökülerek 2 cm kalınlığında bloklar oluşturuldu (Şekil 9). Fiziksel yoğunluğu 9,4 g/cm³, erime sıcaklığı 70 °C olup bu sıcaklığın üzerine çıkılmaması tavsiye edilir (Kadmiyum yüksek sıcaklıkta buhar olup solunum yolu ile zehirlenmeye neden olabilir).



Şekil 9. Blok kesiciyle kesilip oluşturulan farklı boyutlardaki Cerrobend bloklar.

3.1.4. PTW Farmer İyon Odası

PTW Farmer iyon odaları su geçirmez yapıdadır. Genellikle su fantomunda derin doz, doz profili ve doz dağılımı ölçümleri için kullanılmalarının yanında lineer hızlandırıcı ve Kobalt cihazlarıyla yapılan radyasyon alan analizleri için de sıklıkla kullanılır. Kullanıldıkları nominal enerji aralıkları fotonlarda 140 kV ile 50 MV, elektronlarda ise 6 MeV ile 50 MeV aralığındadır. Duvar materyali koruyucu akrilik ile örtülü grafitir. Silindirik olarak dizayn edilen farmer iyon odaları 0,6 cc hacimlidir. Maksimum polarizasyon voltajı ± 500 V'tur. Üretici kitabındaki polarite etkisi $< \%5$ ve sızıntı akımı $\pm 4 \times 10^{-15}$ A'dır. Duvar materyali

4,55 mm kalınlığında *PMMA* ve 0,15 mm grafitten meydana gelmektedir. Ölçülebilen, alan boyutları $5 \times 5 \text{ cm}^2$ - $40 \times 40 \text{ cm}^2$ arasındadır (Şekil 10) [37].



Şekil 10. PTW Farmer iyon Odası [37].

3.1.5. *PTW Multidos* Dozimetre Sistemi

Ölçümlerde *PTW* marka *Multidos* Dozimetre kullanıldı. Radyoterapi, *in-vivo* ölçümleri ve sağlık fiziği evrensel dozimetrisinde kullanılmaya uygundur. Entegre doz (veya yük) ve doz hızı (veya akım) aynı zamanda ölçülebilir. Polarizasyon voltajı $\pm 400 \text{ V}$ ' tur. *Multidos* dozimetre, ölçülen değerleri Gy, R, Gy/min, R/min, C veya A olarak görüntüleyebilir (Şekil 11) [38].

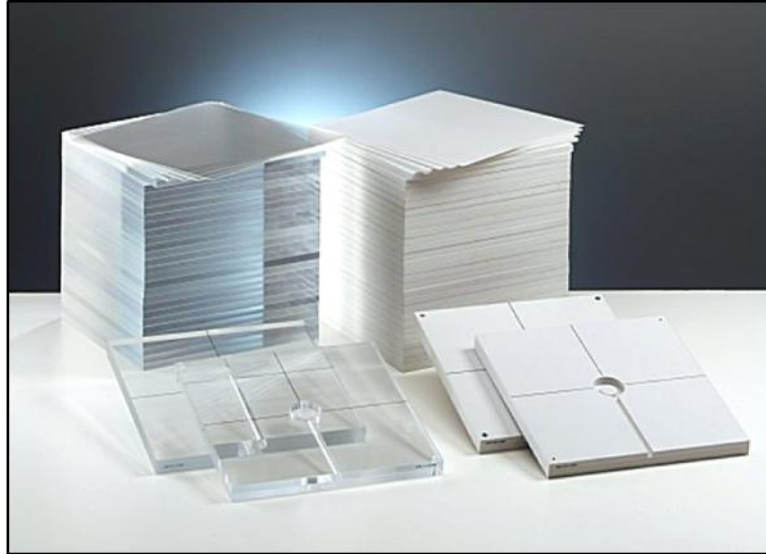


Şekil 11. PTW Multidos Dozimetri Sistemi [38].

3.1.6. *PTW RW-3* Katı Su Fantomu

RW-3 katı su fantomu yüksek enerjili foton ve elektron dozimetrisinde kullanılan su eşdeğeri, beyaz *polystyrene*'den yapılmış, fiziksel yoğunluğu 1.045 g/cm^3 , elektron yoğunluğu $3.43 \times 10^{23} \text{ e/cm}^3$ olan fantom materyalidir. Elektron yoğunluğu, suyun elektron

yoğunluğundan 1,012 katı fazladır. Ölçüm aralığı fotonlar için ^{60}Co ile 20 MV; elektronlar için ise 5 MeV ile 25 MeV arasındadır. Boyutları 40 cm x 40 cm'dir ve 1, 2, 5 ve 10 mm gibi farklı kalınlıklardaki levhalardan oluşmaktadır. Farklı kalınlık seçeneklerinin yanında, arada hava boşluğu bırakmadan paralel-plan ve silindirik iyon odalarının yerleştirildiği plakalara da sahiptir (Şekil 12) [39].



Şekil 12. PTW RW-3 Katı Su Fantomu [39].

3.1.7. Tedavi Planlama Sistemi

Bu çalışmada *Nucletron* Marka *Oncentra® MasterPlan version 3.1 SP2* tedavi planlama sistemi kullanılmıştır. Tedavi sistemi elektron hesaplamalarında “Voxel Monte Carlo (VMC++)” algoritmasını kullanmaktadır [34].

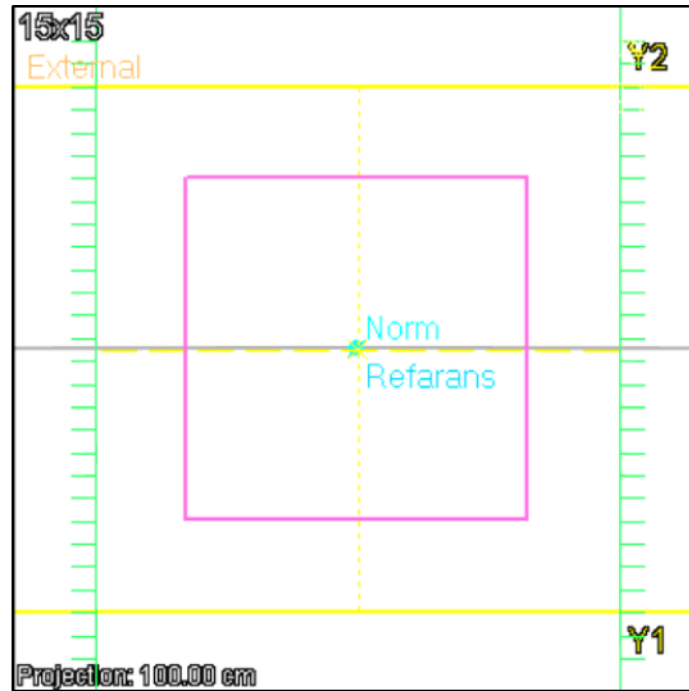
3.2. Yöntem

Tez çalışmasına başlamadan önce, *Siemens* marka *Primus* model lineer hızlandırıcının (LİNAK) kalite kontrol testleri yapıldı. Kullanılmakta olan elektron demetlerinde enerji kalitesi ölçülerek cihazın kabul testleri sırasındaki enerji düzeyinde olduğundan emin olundu. Radyasyon alanının düzgünlüğüne ve simetrisine bakılarak elektron demetlerinin istenen tolerans sınırları içinde olması sağlandı. Bu testlerin ardından doz verimleri, katı su eşdeğeri fantomda SSD=100 cm'de her bir enerji seviyesi için uygun referans derinlikte standart aplikatörler kullanılarak 1 *Monitor Unit* (MU) = 1 cGy olacak şekilde ayarlandı. Bu kalibrasyon işlemi için *PTW Farmer* iyon odası ve *PTW Multidos* dozimetri sistemi

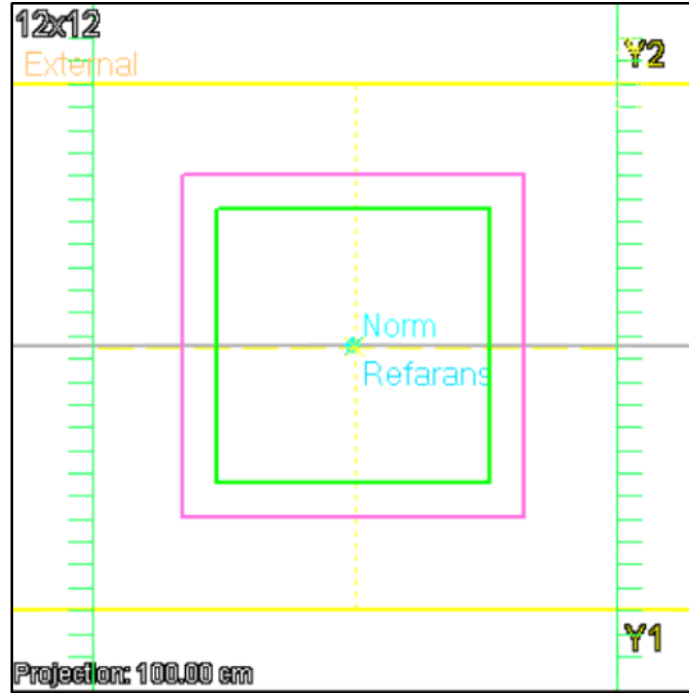
kullanıldı. Ölçümlerde 15x15 cm² ve daha küçük boyutlarda alanlar kullanılacağı için öncelikle 15x15 cm²'lik standart aplikatöre takılabilecek 12x12 cm², 12x10 cm², 12x8 cm², 12x6 cm², 10x10 cm², R=10 cm çaplı *Cerrobend* alaşımdan 2 cm kalınlığında bloklar hazırlandı. Blokların yapımında *Huestis Compu-Cutter* otomatik blok kesici ve strafor köpük kullanıldı.

3.2.1. Monte Carlo Simülasyonu Yöntemiyle Doz Hesabı

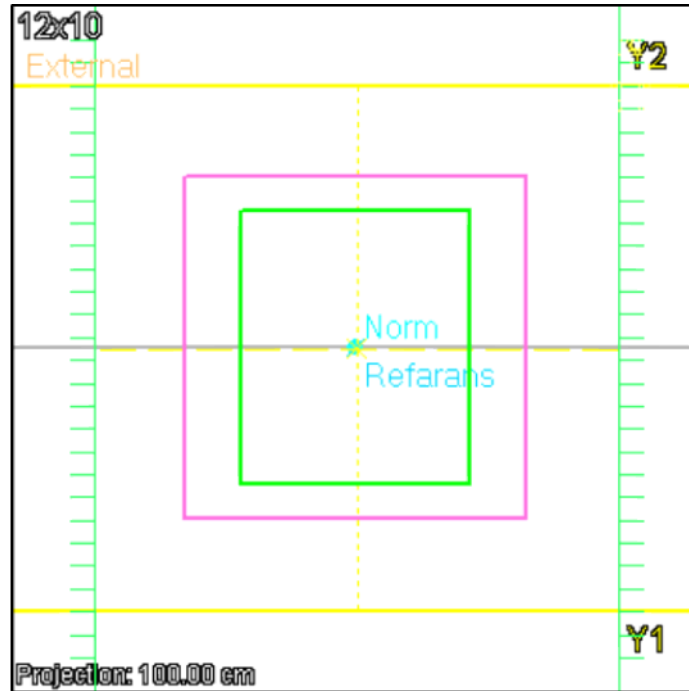
Oncentra® MasterPlan TPS'de elektron alanları için veri girişleri mevcut kare aplikatörler kullanılarak yapılmaktadır [34]. 12x12 cm², 12x10 cm², 12x8 cm², 12x6 cm², 10x10 cm², R=10 cm çaplı alanlar, planlama sistemine yüklenen fantom üzerinden 15 x 15 cm²'lik aplikatör bloklanarak oluşturuldu (Şekil 13). TPS'de standart kare şeklindeki su eşdeğeri fantomlar kullanılarak alanların 12 ve 18 MeV enerji seviyelerinde doz 200 cGy olacak şekilde VMC++ algoritması ile 50.000 ve 100.000 elektron öykü sayısı/cm² için doz hesaplaması yaptırıldı. Planlama sürecinde dozun %100 (d=d_{max}) olduğu kesitteki referans derinlikler belirlendi (Tablo 1). Bulunan bu derinliklerde doz 200 cGy olacak şekilde normalizasyon yapıldı. Normalizasyon sonucu 200 cGy doza karşılık gelen MU değerleri okundu. Bu işlem 12 ve 18 MeV enerjileri için ve farklı alanlardaki bloklar için tekrarlandı.



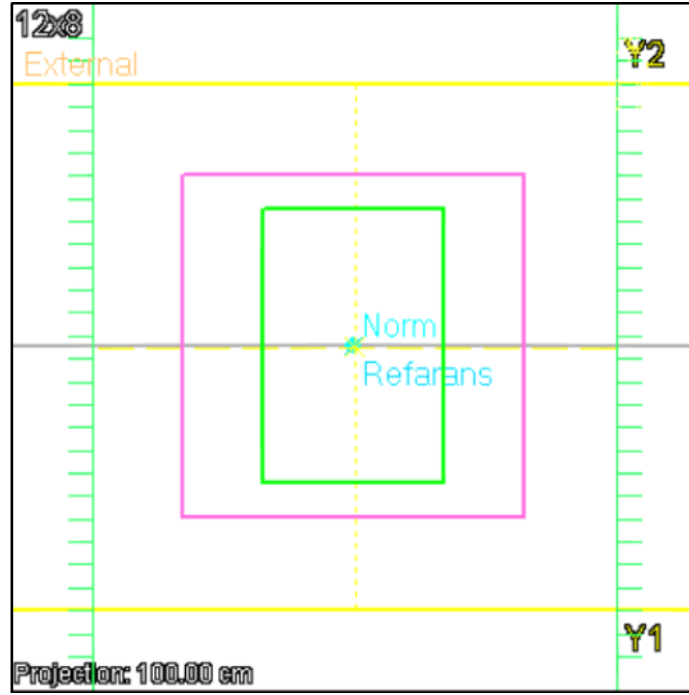
13-a. Planlama sistemine yüklenen 15 x 15 cm²'lik alan.



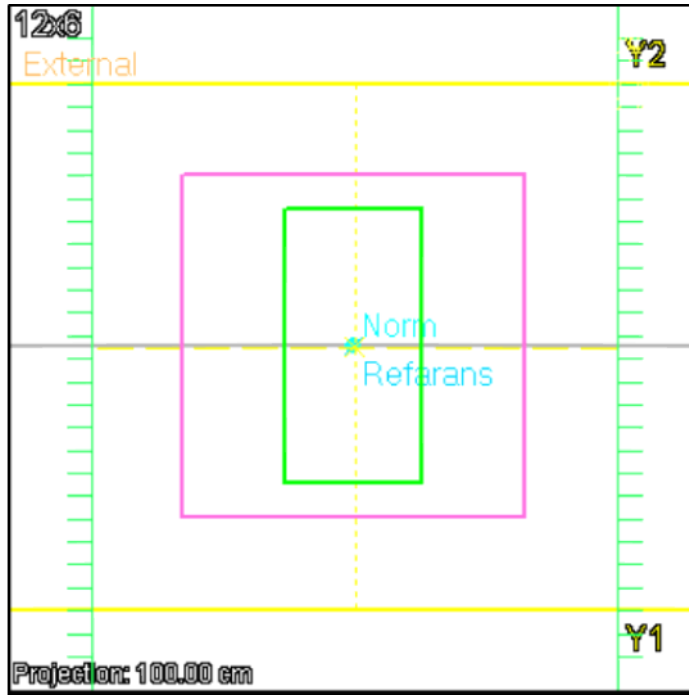
13-b. Planlama sistemine yüklenen 15 x 15 cm²'lik aplikatör bloklanarak oluşturulan 12x12 cm²'lik alan.



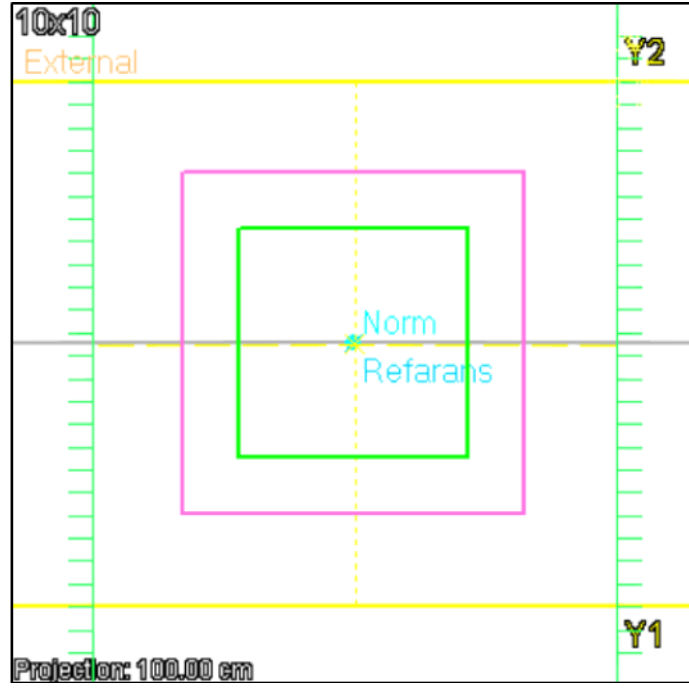
13-c. Planlama sistemine yüklenen 15 x 15 cm²'lik aplikatör bloklanarak oluşturulan 12x10 cm²'lik alan.



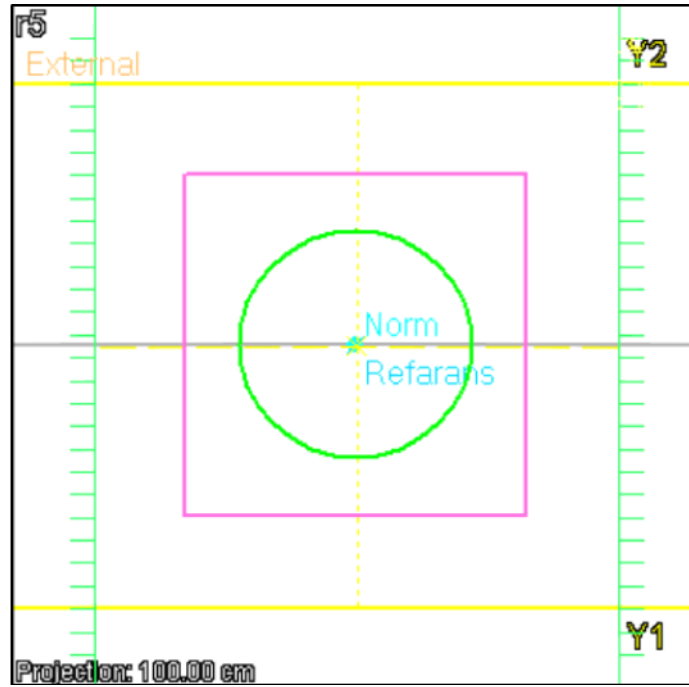
13-d. Planlama sistemine yüklenen 15 x 15 cm²lik aplikatör bloklanarak oluşturulan 12x8 cm²lik alan.



13-e. Planlama sistemine yüklenen 15 x 15 cm²lik aplikatör bloklanarak oluşturulan 12x6 cm²lik alan.



13-f. Planlama sistemine yüklenen 15 x 15 cm²'lik aplikatör bloklanarak oluşturulan 10x10 cm²'lik alan.



13-g. Planlama sistemine yüklenen 15 x 15 cm²'lik aplikatör bloklanarak oluşturulan R=10 cm'lik alan.

Şekil 13. Planlama sistemine yüklenen 7 farklı boyuttaki alanlar.

Tablo 1. 12 MeV ve 18 MeV enerjilerinde TPS'de belirlenen referans derinlikler.

Enerji	Referans Derinlik (cm)
12 MeV	2,5
18 MeV	2

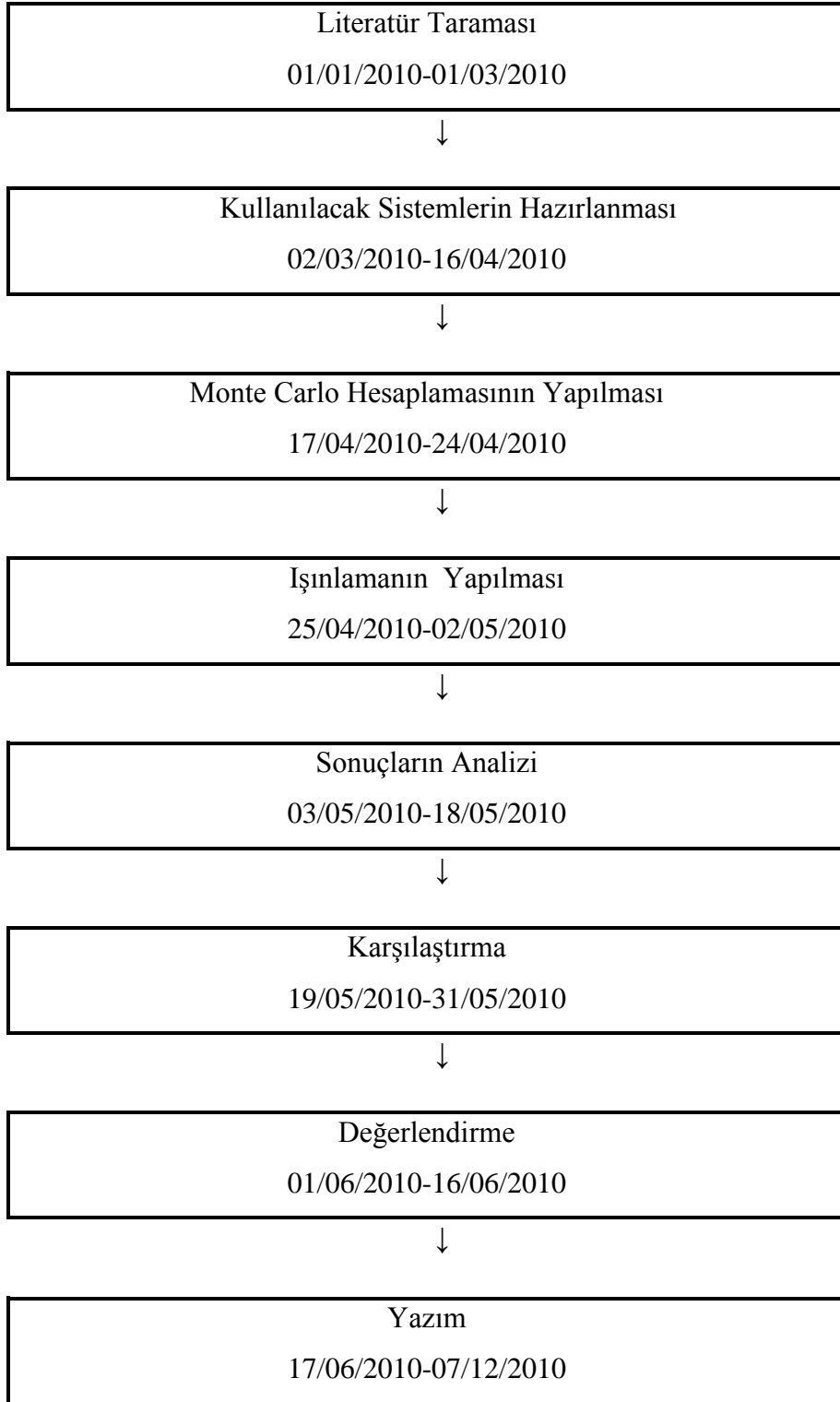
3.2.2. PTW Farmer İyon Odası ile Gerçek Doz Ölçümü

Ölçümler *PTW RW-3* katı su fantomunda, $15 \times 15 \text{ cm}^2$, $12 \times 12 \text{ cm}^2$, $12 \times 10 \text{ cm}^2$, $12 \times 8 \text{ cm}^2$, $12 \times 6 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $R=10 \text{ cm}$ alanlar için *PTW Farmer* iyon odası kullanılarak yapıldı. TPS'de yapılan hesaplamalara göre iyon odası 12 MeV ve 18 MeV için referans derinliklerde olacak şekilde *set-up* koşulları oluşturularak bu enerjilerde TPS'de okunan MU değerlerine karşılık gelen doz ölçümleri yapıldı (Şekil 14). Gerçek dozlar IAEA'nin TRS-277 protokolüne göre hesaplandı [40].



Şekil 14. Katı su fantomu ölçümleri için deney düzeneği.

3.3. Çalışma Planı ve Takvimi

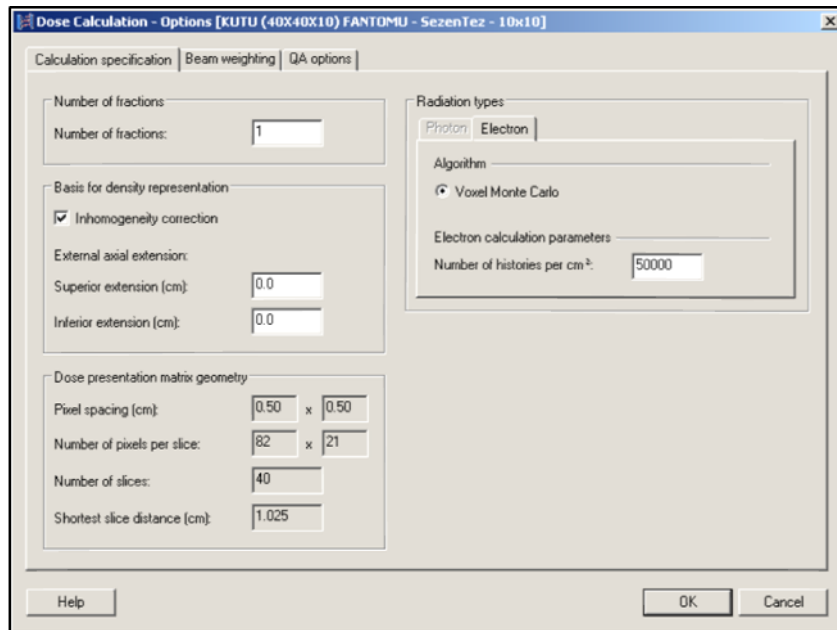


3.4. Etik Kurul Onayı

Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel (Invaziv) Olmayan Klinik Araştırmalar Değerlendirme Komisyonu tarafından 26.05.2010 tarih ve 2010/02-07 sayılı, 29-İOÇ/2010 protokol numaralı **“Elektron ışın dozimetrisinde monte carlo simülasyon yöntemi kullanılarak elde edilen doz dağılımlarının gerçek dozimetri sonuçları ile karşılaştırılması”** başlıklı tez çalışmamıza 09/06/2010 tarih ve 40 sayılı etik kurul onayı verilmiştir (Bkz. EK-2).

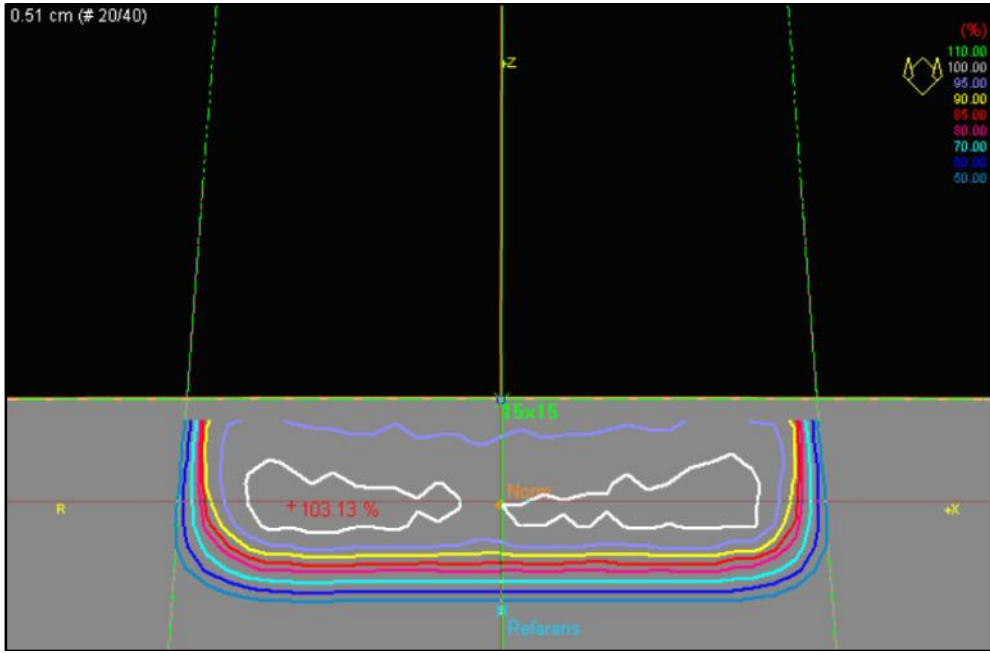
4. BULGULAR

Bu çalışmada *Oncentra® MasterPlan* TPS içerisinde bulunan VMC++ algoritması kullanılmıştır. 12 MeV ve 18 MeV elektron enerjileri için 50.000 ve 100.000 elektron öykü sayısı/cm² (Şekil 15) simüle edilerek 15x15 cm²'lik standart aplikatör ve bu aplikatöre göre hazırlanan farklı alan boyutlarında koruyucu bloklar için ayrı ayrı hesaplamalar yapılmıştır. Bu hesaplamalarda 200 MU'ya karşılık gelen 12 MeV ve 18 MeV elektron enerjileri için sırasıyla 2,5 cm ve 2 cm'lik referans derinliklerdeki doz değerleri elde edilmiştir. Çalışmanın ikinci aşamasında tedavi cihazında aynı referans koşullar oluşturularak 15x15 cm² standart aplikatör ve bu aplikatöre takılan farklı alanlı koruyucu bloklar ile gerçek doz ölçümleri yapılarak sonuçlar TPS sonuçları ile karşılaştırılmıştır.

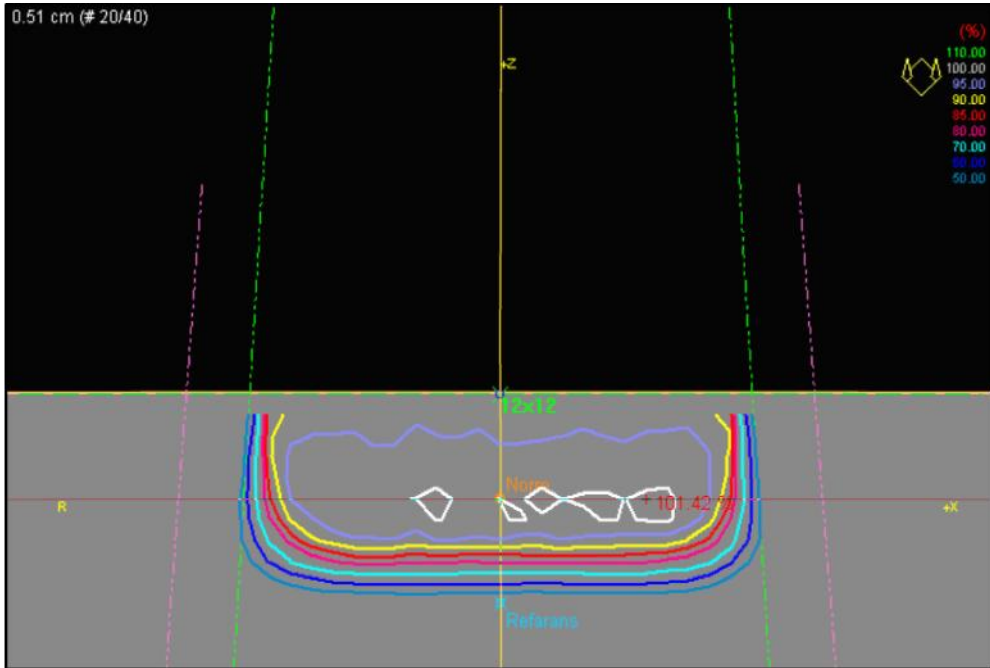


Şekil 15. Elektron öykü sayısının artırıldığı TPS'deki pencere.

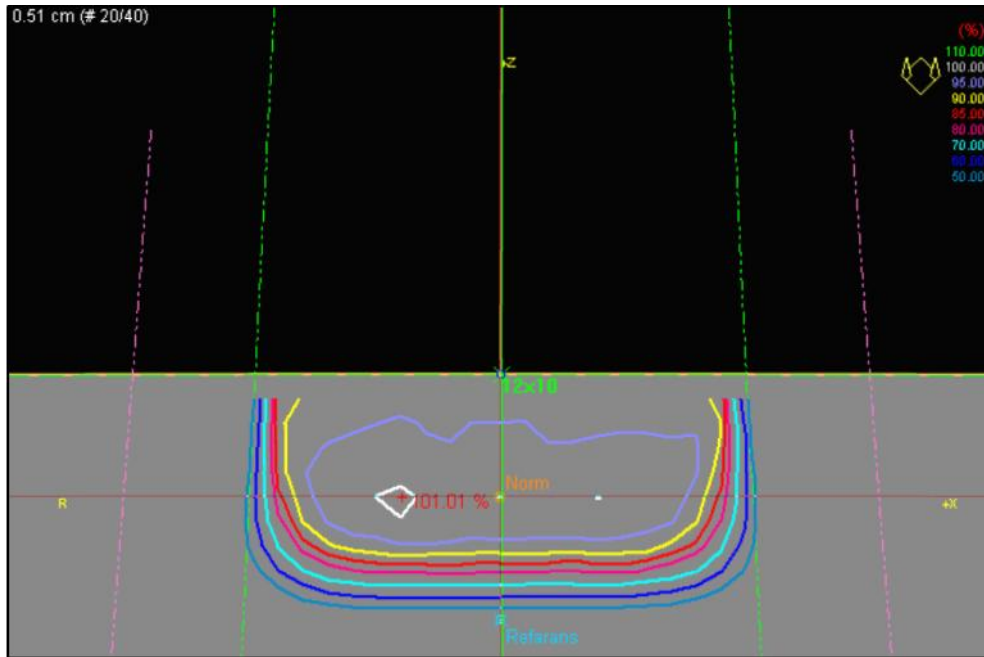
15x15 cm²'lik standart aplikatörün ve farklı boyutlardaki koruyucu blokların merkez ekseninde oluşturulan doz dağılımları Şekil 16 ve Şekil 17 'de gösterilmiştir. Buradan hareketle referans derinlikler tespit edilmiştir.



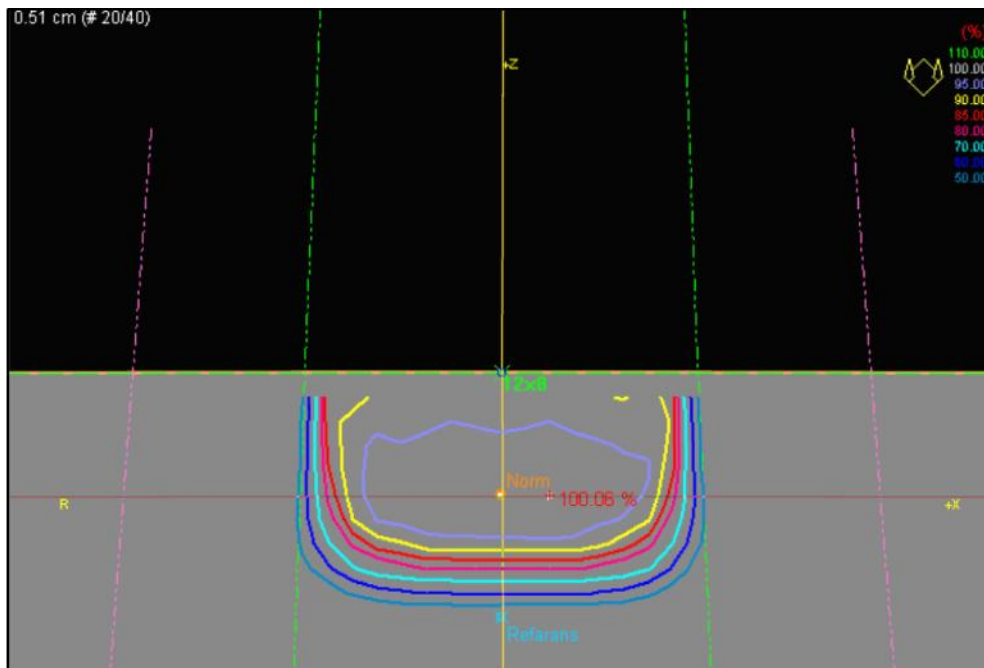
16-a. 12 MeV enerjide 15x15 cm²'lik alan.



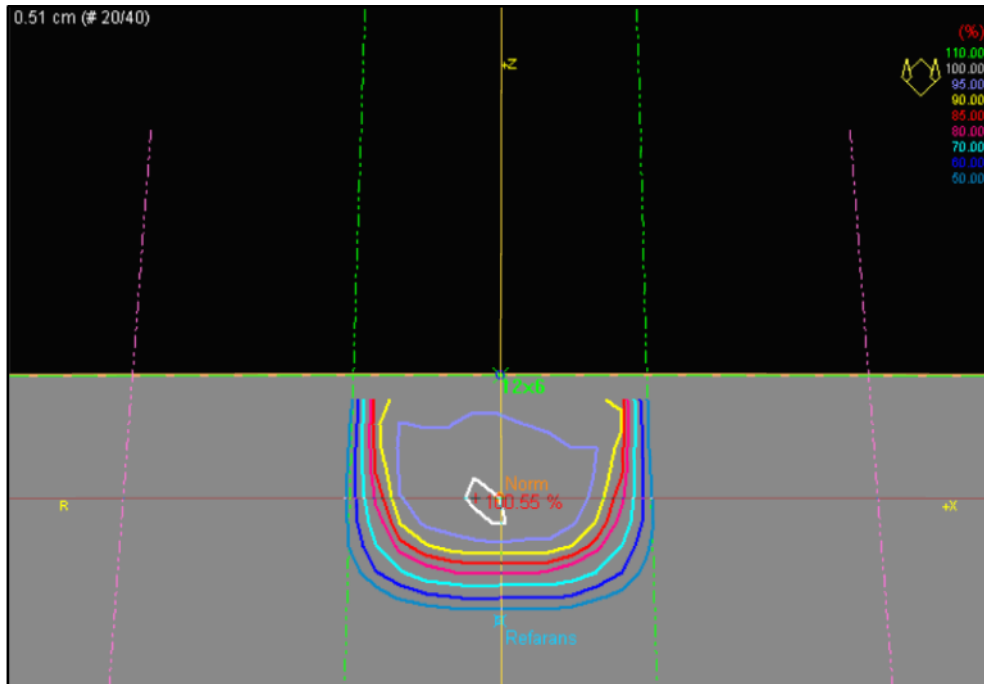
16-b. 12 MeV enerjide 12x12 cm²'lik alan.



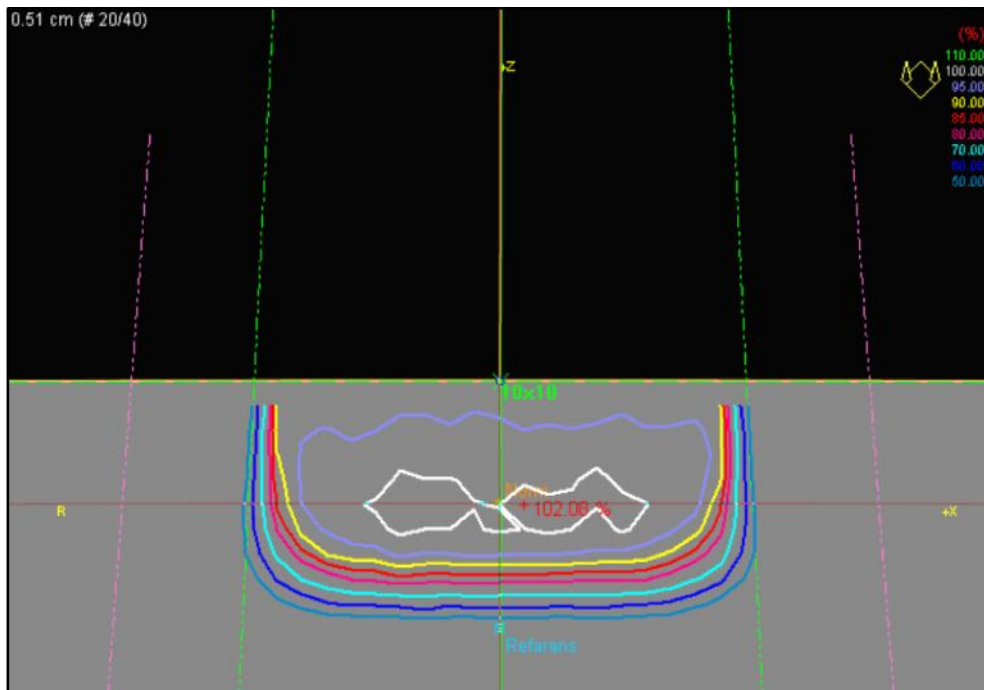
16-c. 12 MeV enerjide 12x10 cm²'lik alan.



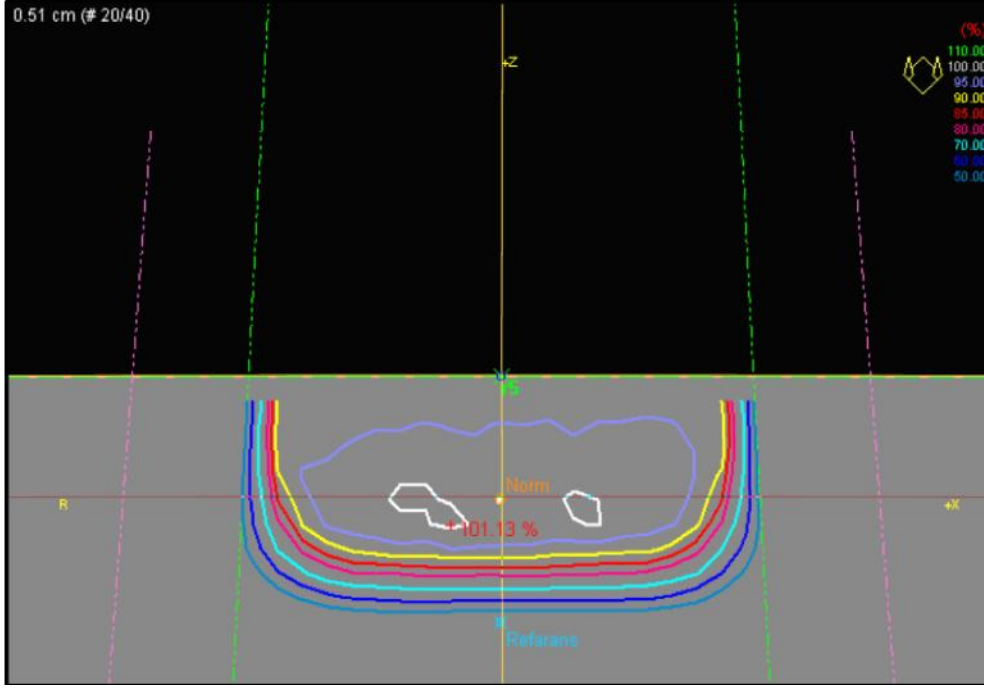
16-d. 12 MeV enerjide 12x8 cm²'lik alan.



16-e. 12 MeV enerjide 12x6 cm²'lik alan.

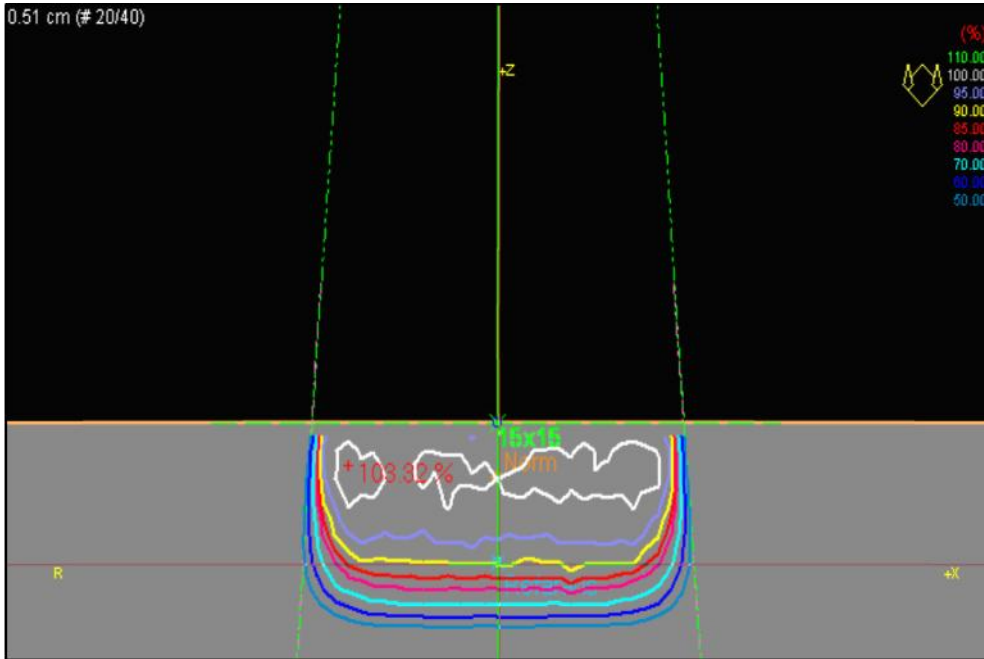


16-f. 12 MeV enerjide 10x10 cm²'lik alan.

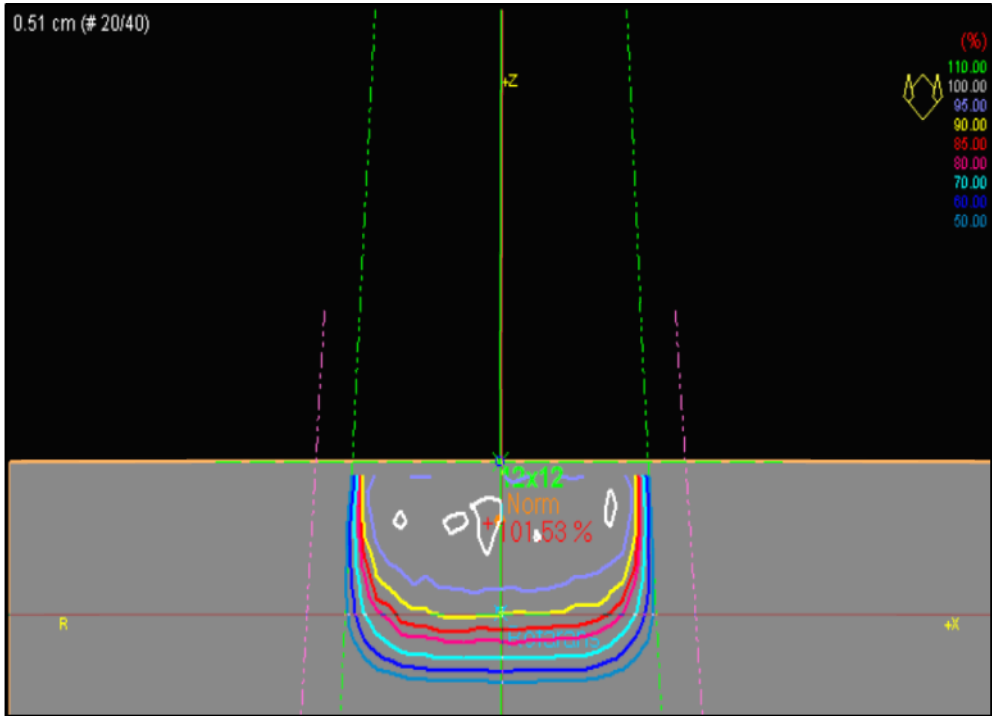


16-g. 12 MeV enerjide R=10 cm'lik alan.

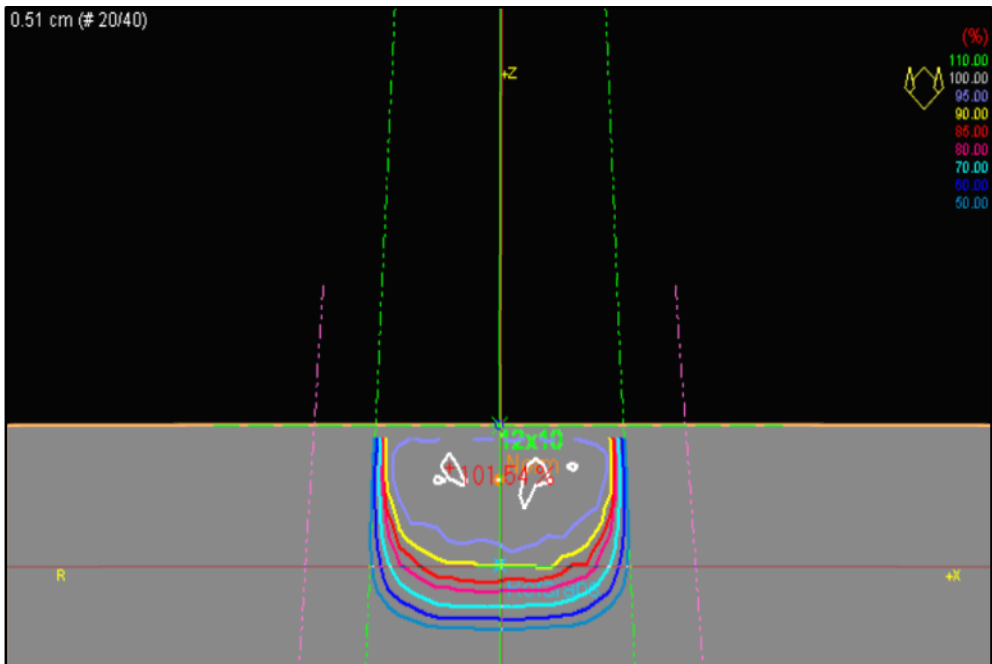
Şekil 16. TPS'de 12 MeV enerjide referans derinliklerin belirlendiği doz dağılımları.



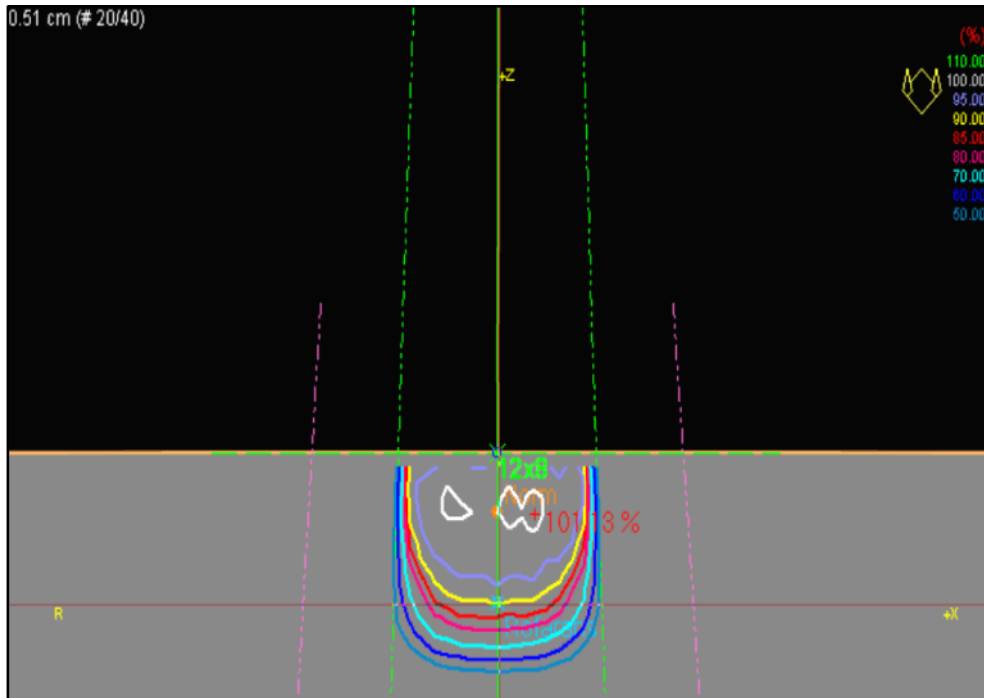
17-a. 18 MeV enerjide 15x15 cm²'lik alan.



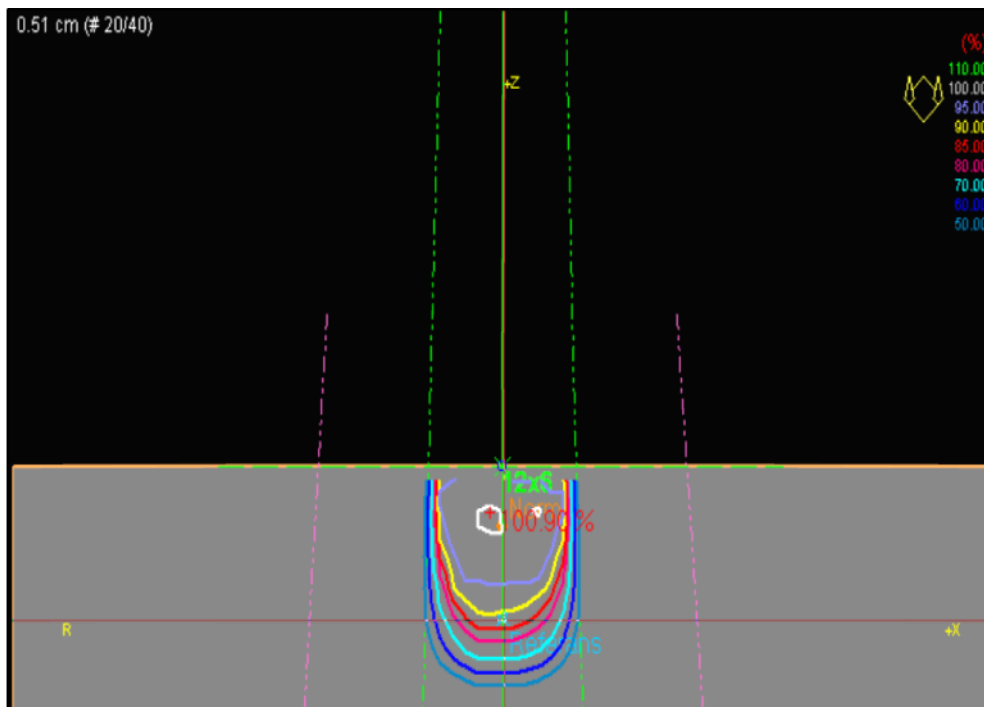
17-b. 18 MeV enerjide 12x12 cm²lik alan.



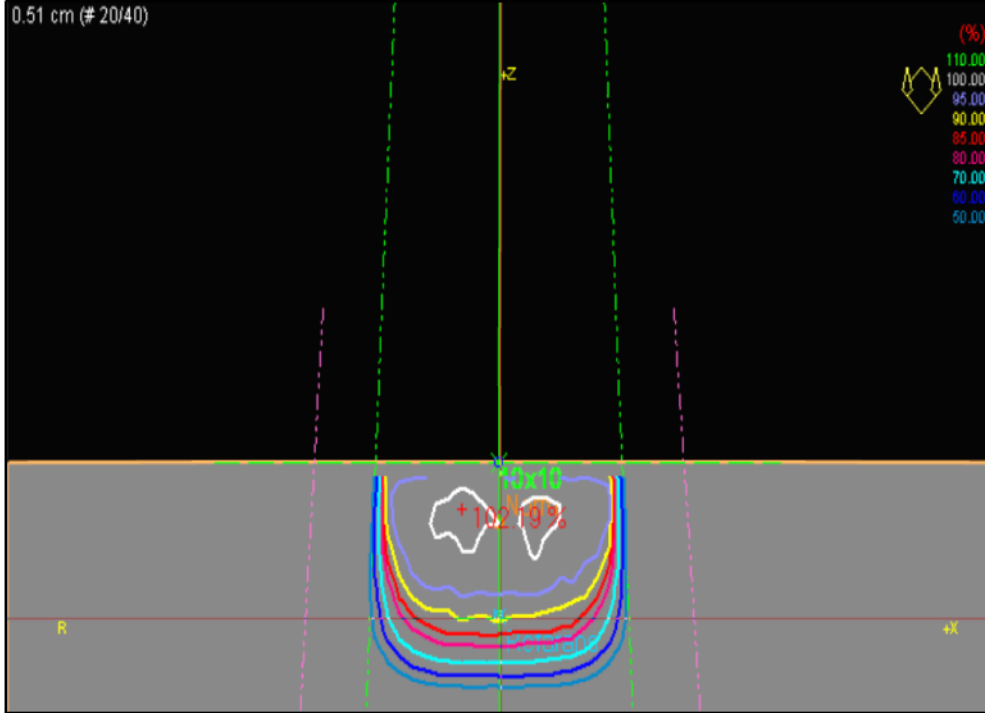
17-c. 18 MeV enerjide 12x10 cm²lik alan.



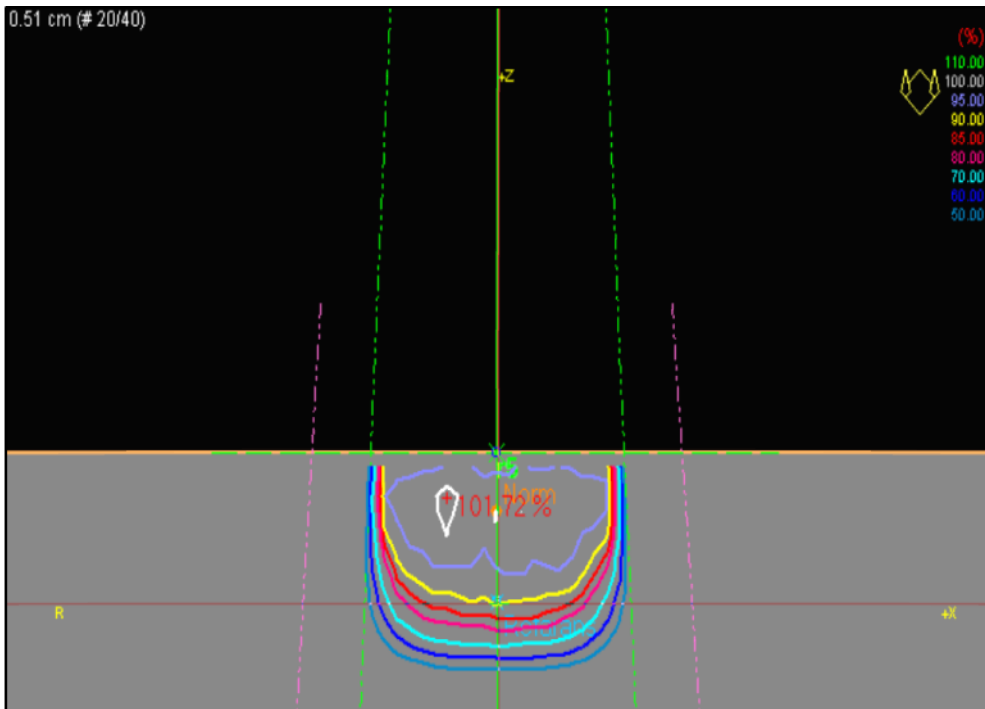
17-d. 18 MeV enerjide 12x18 cm²'lik alan.



17-e. 18 MeV enerjide 12x6 cm²'lik alan.



17-f. 18 MeV enerjide 10x10 cm²'lik alan.



17-g. 18 MeV enerjide R=10 cm'lik alan.

Şekil 17. TPS'de 18 MeV enerjide referans derinliklerin belirlendiği doz dağılımları.

12 MeV elektron enerjisinde TPS’de 50.000 ve 100.000 elektron öykü sayısı/cm² için hesaplanan dozlar Tablo 2 ve Tablo 3’de, TPS’de hesaplanan MU değerleriyle referans derinliklerde *PTW RW-3* katı su fantomunda *Farmer* iyon odası ile ölçülen doz ölçüm sonuçları Tablo 4’de gösterilmektedir. Tablo 5’de ise 18 MeV enerjide 50.000 ve 100.000 elektron öykü sayısı/cm² için, TPS’de hesaplanan ve iyon odası ile ölçülen doz değerleri arasındaki % farklar bulunmaktadır. İyon odası ile ölçülen birim okumaya karşılık gelen gerçek doz değerleri IAEA’nin TRS-277 protokolüne göre (9) formülü ile hesaplanmıştır.

$$D_w = M_0 \cdot C_{TP} \cdot s_{w, air} \cdot P_u \cdot N_D \quad (9)$$

D_w = Gerçek doz değeri.

M_0 = Dozimetri birim okuma değeri.

C_{TP} = Sıcaklık-basınç düzeltmesi.

$s_{w, air}$ = Co-60 radyasyon kalitesinde havadan suya durdurma gücü oranı.

P_u = Ölçümler süresince iyon odası duvarının su eşdeğeri olmadığını hesaba katan radyasyon enerjisine göre değişen pertürbasyon katsayısı.

N_D = İyon odasının havada absorblanan doz kalibrasyon katsayısı.

Tablo 2. 12 MeV enerjide 50.000 elektron öykü sayısı/cm² için, TPS’de hesaplanan doz değerleri.

Enerji	Alan (cm ²)	Referans		TPS’de Hesaplanan Doz (cGy)
		MU	Derinlik (cm)	50.000 Elektron Öykü Sayısı/cm ²
12 MeV	15x15	200	2,5	196
	12x12	200	2,5	198
	12x10	200	2,5	198
	12x8	200	2,5	198
	12x6	200	2,5	196
	10x10	200	2,5	195
	R=10 cm	200	2,5	196

Tablo 3. 12 MeV enerjide 100.000 elektron öykü sayısı/cm² için, TPS'de hesaplanan doz değerleri.

Enerji	Alan (cm ²)	Referans		TPS'de Hesaplanan Doz (cGy)
		MU	Derinlik (cm)	100.000 Elektron Öykü Sayısı/cm ²
12 MeV	15x15	200	2,5	198
	12x12	200	2,5	197
	12x10	200	2,5	198
	12x8	200	2,5	199
	12x6	200	2,5	195
	10x10	200	2,5	197
	R=10 cm	200	2,5	196

Tablo 4. 12 MeV enerjide iyon odası ile ölçülen doz değerleri.

Enerji	Alan (cm ²)	Referans		İyon Odası ile Ölçülen Gerçek Doz (cGy)
		MU	Derinlik (cm)	
12 MeV	15x15	200	2,5	197,74
	12x12	200	2,5	198,65
	12x10	200	2,5	199,05
	12x8	200	2,5	199,25
	12x6	200	2,5	196,63
	10x10	200	2,5	199,6
	R=10 cm	200	2,5	199,58

Tablo 5. 12 MeV enerjide 50.000 ve 100.000 elektron öykü sayısı/cm² için, TPS’de hesaplanan ve iyon odası ile ölçülen doz değerleri arasındaki % fark.

12 MeV Enerji Fark (%)		
Alan (cm ²)	50.000 Elektron Öykü Sayısı/cm ²	100.000 Elektron Öykü Sayısı/cm ²
15x15	-0,88	0,13
12x12	-0,33	-0,83
12x10	-0,53	-0,53
12x8	-0,63	-0,13
12x6	-0,32	-0,83
10x10	-2,30	-1,30
R= 10 cm	-1,79	-1,79

Tablo 5 incelendiğinde, TPS’de hesaplanan doz değerleri ile iyon odası ölçüm sonuçları arasında en yüksek yüzde fark -%2,30, en düşük yüzde fark %0,13’dür.

50.000 ve 100.000 elektron öykü sayısı/cm² için aralarındaki % farklar, (10) formülü ile elde edilmiştir.

$$\% \text{ Fark} = [(D_{\text{hesap}}/D_{\text{ölç}})-1] \times 100 \quad (10)$$

18 MeV elektron enerjisinde TPS’de 50.000 ve 100.000 elektron öykü sayısı/cm² için hesaplanan dozlar Tablo 6 ve Tablo 7’de, TPS’de hesaplanan MU değerleriyle referans derinliklerde *PTW RW-3* katı su fantomunda *Farmer* iyon odası ile ölçülen doz ölçüm sonuçları Tablo 8’de gösterilmektedir. Tablo 9’da ise 18 MeV enerjide 50.000 ve 100.000 elektron öykü sayısı/cm² için, TPS’de hesaplanan ve iyon odası ile ölçülen doz değerleri arasındaki % farklar bulunmaktadır.

Tablo 6. 18 MeV enerjide 50.000 elektron öykü sayısı/cm² için, TPS'de hesaplanan doz değerleri.

Enerji	Alan (cm ²)	Referans		TPS'de Hesaplanan Doz (cGy)
		MU	Derinlik (cm)	50.000 Elektron Öykü Sayısı/cm ²
18 MeV	15x15	200	2	195
	12x12	200	2	194
	12x10	200	2	194
	12x8	200	2	195
	12x6	200	2	194
	10x10	200	2	195
	R=10 cm	200	2	196

Tablo 7. 18 MeV enerjide 100.000 elektron öykü sayısı/cm² için, TPS'de hesaplanan doz değerleri.

Enerji	Alan (cm ²)	Referans		TPS'de Hesaplanan Doz (cGy)
		MU	Derinlik (cm)	100.000 Elektron Öykü Sayısı/cm ²
18 MeV	15x15	200	2	195
	12x12	200	2	194
	12x10	200	2	195
	12x8	200	2	195
	12x6	200	2	195
	10x10	200	2	194
	R=10 cm	200	2	197

Tablo 8. 18 MeV enerjide iyon odası ile ölçülen doz değerleri.

Enerji	Alan (cm ²)	Referans		İyon Odası ile Ölçülen Gerçek Doz (cGy)
		MU	Derinlik (cm)	
18 MeV	15x15	200	2	193,86
	12x12	200	2	194,63
	12x10	200	2	194,84
	12x8	200	2	195,13
	12x6	200	2	192,39
	10x10	200	2	195,22
	R=10 cm	200	2	195,13

Tablo 9. 18 MeV enerjide 50.000 ve 100.000 elektron öykü sayısı/cm² için, TPS'de hesaplanan ve iyon odası ile ölçülen doz değerleri arasındaki % fark.

18 MeV Enerji Fark (%)		
Alan (cm ²)	50.000 Elektron Öykü Sayısı/cm ²	100.000 Elektron Öykü Sayısı/cm ²
15x15	0,59	0,59
12x12	-0,32	-0,32
12x10	-0,43	0,08
12x8	-0,07	-0,07
12x6	0,84	1,36
10x10	-0,11	-0,62
R= 10 cm	0,45	0,96

Tablo 9 incelendiğinde, TPS’de hesaplanan doz değerleri ile iyon odası ölçüm sonuçları arasında en yüksek yüzde fark %1,36, en düşük yüzde fark -%0,07 olarak bulunmuştur. Bulunan % fark değerleri tablolardan da görüldüğü gibi elektron enerjilerine ve elektron öykü sayısına bağlı olarak değişim göstermektedir.

5. TARTIŞMA

Cilt tümörlerinin ve yüzeysel lezyonların tedavisinde uzun yıllar kullanılmış olan düşük enerjili x-ışınlarının yerini günümüzde elektron ışınları almıştır. Tipik olarak, elektron ışınlarının merkezi eksen derin doz eğrisi, yüksek yüzey dozu oluşturur ve doz daha sonra belirli bir derinlikte (d_{max}) maksimum noktaya ulaşır. d_{max} noktasından sonra doz hızla düşer ve düşük doz seviyelerinde *Bremsstrahlung* kuyruğu olarak bilinen bir düzlük meydana gelir. Elektronların bu özellikleri, klinikte yüzeysel tümörlerin tedavisinde x-ışını uygulamalarına göre belirgin bir avantaj sunar [8].

Klinik uygulamalarda elektronlar standart aplikatörlerle birlikte kullanılmaktadır. Bunlar genellikle kare ya da silindir şeklinde bulunmaktadır. Ancak bazı klinik uygulamalarda dikdörtgen ya da düzensiz alanlar da elektronlarla ışınlanmaktadır. Bu durumda uygun standart kare aplikatöre önceden hazırlanmış kurşun koruma blokları takılarak ışınlama yapılmaktadır. Aplikatör içine konan koruma blokları yerleştirildiği alanı düzensiz hale getirmekte ve radyasyonun madde içerisindeki transferini etkileyerek doz değerlerinde farklılıklara neden olmaktadır. Bu farklılıklar ya LİNAK'da doğrudan iyon odası ile ölçüm yaparak ya da TPS'de hesaplamalarla belirlenebilmektedir. İyon odası ile ölçüm güvenlidir ancak günlük uygulamalarda pratik değildir. Hesap yönteminde ise MCS gibi yöntemlerin TPS'de kullanımı ile düzensiz alanlarda daha pratik ve güvenilir sonuçlar alınabilmektedir. MCS yöntemi, dozimetrik veri ve doz dağılımları ile ortaya çıkabilecek şüpheleri doğrulamak için kullanılabilir alternatif bir araçtır [41].

Son zamanlarda hastaya özgü MC tabanlı tedavi planlama sistemleri ticari olarak elde edilebilir hale gelmişse de bunların radyoterapi departmanlarında rutin şekilde kullanılmaları hala birçok faktöre bağlıdır. Bu faktörler radyasyon kaynaklarının yeterli bir şekilde modellenmesi, doku inhomojenitesi gibi çeşitli deneysel problemlerin çözümü, birçok önemli klinik soruya yanıt verebilme, doz hesaplama algoritmalarının güncelleştirilmesi ve hesaplama donanımının geliştirilmesi olarak sıralanabilir. Yakın gelecekte biyolojik modellerin tümör dokusu ve normal doku komplikasyonu için MC tabanlı doz hesaplama uygulamalarına uyarlanması radyoterapi planlamasına standart yaklaşımı oluşturması beklenmektedir [8].

Radyasyonun madde ile etkileşiminin en doğru şekilde araştırılmasına yarayan MCS'nun ileride daha da önem kazanması beklenmektedir. Hesaplama süresinin çok uzun olması eskiden bir dezavantajdı. Bilgisayarlar ve yazılım kodlarındaki gelişmeler sayesinde

günümüzde klinik olarak kullanılmaya elverişli hale gelmiştir. Bilgisayarların işlem gücü arttıkça, 3D tedavi planlama sistemlerine MCS algoritmalarını uygulamak mümkün olmuştur [41].

MC yöntemi, genel olarak çeşitli istatistik teknikler kullanarak bir olayı veya deneyi sayısal olarak modeller. Bu çalışmada MC yöntemi olan VMC++ algoritması radyasyon taşınımı için kullanılmıştır. VMC++ algoritması diğer MC kodlarına göre daha hızlı ve işlem süresi daha kısadır[34]. Bu algoritmanın kliniklere ulaşmasıyla radyoterapi doz hesaplarının doğruluğunun tartışılması geride kalmıştır [33]. VMC++ algoritması doz hesaplamalarını 1-15 dk arasında yaptığı için rutin kullanıma uygundur [42].

Yapılan çalışmada, DEÜ Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi AD'da kullanılmakta olan VMC++ algoritması ile hesaplama yapan *Oncentra® MasterPlan* TPS'de doz hesabı ve LİNAK'ta *Farmer* iyon odası ile doz ölçümü yapılmıştır. 12 MeV elektron enerjisinde TPS'de hesaplanan ve ölçülen dozlar arasındaki % farklar en yüksek -%2,30, en düşük %0,13'dür. 50.000 elektron öykü sayısı ile yapılan simülasyondaki % farklar, genellikle 100.000 ile yapılandan daha yüksektir. 100.000 elektron öykü sayısı için yapılan sayımda cm² başına düşün elektron sayısı arttığı için ölçümler daha gerçeğe yakın bulunmuştur. 18 MeV elektron enerjisinde hesaplanan ve ölçülen dozlar arasındaki % farklar en yüksek %1,36, en düşük -%0,07'dir. Bu enerjide de elektron öykü sayısı arttığında % farklar azalmıştır. Scherf ve ark. tarafından yapılan çalışmada 10.000 ve 20.000 elektron öykü sayısı için ölçülen ve hesaplanan doz dağılımları arasında \pm %2'lik bir fark bulunmuştur ve elektron öykü sayısı arttırıldıkça gerçeğe yakın sonuçlar alındığı gözlemlenmiştir [42].

MC madde içinde çok sayıda parçacığın etkileşimini simüle eden bir yazılım olduğu için en doğru doz hesaplama algoritması olarak bilinmektedir. Bir MC algoritması ne kadar çok çalıştırılırsa, doğru sonuca varma ihtimali de o kadar yükselir. Ayrıca üretilen sonuçlardan en sık görüleni seçmek, doğruya o kadar yaklaştırır [17]. Bulduğumuz değerlere baktığımızda simüle edilen elektron öykü sayısının arttırılması ile % farkın azaldığı görülmektedir.

Hesaplanan bu değerler literatürde benzer çalışmalarla elde edilen verilerle kıyaslanmıştır. Elde edilen sonuçlar, literatürle uyumlu ve \pm %3 klinik kabul sınırları içerisindedir. Sonuçlara bakıldığında büyük farklılıkların daha çok küçük alanlarda olduğu görülmektedir. Küçük alan dozimetrisinde kullanılan iyon odalarının önemli olduğu literatürde vurgulanmıştır [15]. Özellikle elektron dozimetrisinde elektronların akısını bozmayan paralel düzlem iyon odalarının kullanılması önerilmektedir. Paralel düzlem iyon odaları, diğer iyon odalarına kıyasla bu ihtiyacı en iyi karşılayabilecek bir iyon odası

çeşididir. Paralel düzlem iyon odası 0,02 cc hacmine sahiptir. Bu küçük ve hassas hacmi küçük alanların yüksek rezolüsyonla ölçülmesine imkân sağlar [13]. Paralel düzlem iyon odalarında elektron giriş yönlerinde hava hacminin azaltılması ve iyon odasının gövde yapısında doku eşdeğeri materyal kullanılmasından dolayı elektronların akısı az etkilenir ve ölçüm sonuçları doğruya yakın hesaplanır. Çalışmamız da *PTW Farmer* silindirik iyon odası kullanılmıştır. Bu farkların silindirik iyon odası kullanımından kaynaklandığı düşünülmektedir.

6. SONUC VE ÖNERİLER

Sonuç olarak, klinik uygulamalarda *Oncentra® MasterPlan*'daki elektronlarda MCS yöntemi ile düzensiz alanlarda yapılan doz hesaplamaları gerçek ölçümlerle uyumlu olduğu görülmüştür. Klinik uygulamalarda bu yöntemle, her hasta için elektron ışınlamalarında gerçek dozimetri yapmadan, TPS sonuçları ile değerlendirme yapabilme imkânı sağlanmıştır. Bu da zaman kazancı ve daha iyi dozimetrik sonuç sağlamaktadır. Ancak simülasyonun gerçek ölçümlerle uyumlu olduğundan emin olmak için TPS'in düzenli aralıklarla kalite kontrollerinin yapılması gerekmektedir.

İleri çalışmalarda özellikle küçük alanlarda paralel düzlem iyon odalarının kullanılması ve hesaplamalarda simülasyonu yapılan parçacıkların sayısının artırılması ile daha iyi sonuçlar alınabilir. Bilgisayarların hesaplama güçleri arttıkça, süreyi klinik uygulamalara uygun olarak kısaltarak doz dağılımını elde eden çeşitli algoritmaların yerlerini MC tekniklerine bırakmaları beklenmektedir.

7. KAYNAKLAR

1. Khan FM. Electron Beam Therapy. In: Khan FM, editors. The Physics of Radiation Therapy, Third Editon, Minnesota, Williams & Wilkins, 2003; 297- 356.
2. Çeçen Y. Monte Carlo Simulation in Radiotherapy. Hacettepe Üniversitesi Nükleer Enerji Mühendisliği Bölümü, Doktora Tezi, 2008.
3. Hançerlioğulları A. Monte Carlo Simülasyon Metodu ve MCNP KOD SİSTEMİ. Kastamonu Eğitim Dergisi, 2006; Cilt:14 No:2 545-556.
4. Rogers DWO. Fifty years of monte carlo simulations for medical physics. Phys. Med. Biol. 2006; 51: 287-301.
5. Pafundi D, Rajon D, Jokisch D, Lee D ve Bolch W. An image-based skeletal dosimetry model for the ICRP reference newborn—internal electron sources. Phys. Med. Biol. 2010; 55: 1785–1814.
6. <http://tr.wikipedia.org/wiki/Elektron> (14/08/2010).
7. Mayles P, Nahum A, Rosenwald JC editors. Handbook of Radiotherapy Physics. Theory and Practise, New York, Taylor and Francis Group LLC, 2007; 25-26.
8. IAEA. Podgorsak E.B. technical editor., 2005, Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, Vienna; 2005; 25-526.
9. Alkan NÖ. Homojen Olmayan Vücut Yapıları İçin Üç Boyutlu Tedavi Planlama Algoritmalarının Doğruluklarının Dozimetrik Olarak Karşılaştırılması. Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, 2006.
10. Tartar A. Klinik Lineer Hızlandırıcıların Su Fantomundaki Doz Dağılımlarının Monte Carlo Yöntemi İle Elde Edilmesi. Uludağ Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, 2007.
11. Blogger. Parçacık Fiziği. Privacy Matters c/o Google Inc. 1600 Amphitheatre Parkway Mountain View CA 94043, ABD., 2007
<http://parcacikfizigi.blogspot.com/2007/10/parack-hzlandreclar.html> (10/06/2010).
12. <http://tr.wikipedia.org/wiki> (06/08/2010).
13. Klevenhagen SC. Physics of Electron Beam Therapy. First Edition. New York, Taylor and Francis Group, 1985; 26-27.
14. Dirican B. Elektronların Monitör Unit Hesaplamaları. Antalya, XI. Medikal Fizik Kongresi Sunumu, 2007.

15. Dönmez N. Küçük Alanlı Elektron Işın Demetlerinde Dozimetri Parametrelerinin Araştırılması. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, 2009.
16. Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No:25. Clinical Electron-Beam Dosimetry, 1991.
17. Çetin G. Monte Carlo Yöntemleri. Gebze Yüksek Teknoloji Enstitüsü, Analysis of Algorithms dersi ödevi, 2004.
18. Giani S. Physics Simulation Software Foundations, Methodology and Functionality, In: Lemoigne Y, Caner A, ed. Molecular Imaging: Computer Reconstruction and Practice, Proceedings of the NATO Advanced Study Institute on Molecular Imaging from Physical Principles to Computer Reconstruction and Practice, Archamps, France, November 9– 21, 2006, Springer, 2008; 19-38.
19. Enger SA. Dosimetry Studies of Different Radiotherapy Applications using Monte Carlo Radiation Transport Calculations. Ph.D. Thesis, Uppsala University, 2008; 15-17.
20. Ayyıldız Ü. Radyoterapide Kullanılan Kaynak ve Dedektörlerin Çoklu Geometri Tekniği ile EGSnc Monte Carlo Modellemesi. Celal Bayar Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, 2005.
21. Khan FM. Treatment Planning: Electron Beam, In: Khan FM, editors. Treatment Planning in Radiation Oncology, Second Edition, Minnesota, Lippincott Williams & Wilkins, 2007, 78- 83.
22. Rogers DWO. “Variance reduction techniques used in BEAMnrc” adlı sunum, Workshop on Nuclear Data for Science and Technology: Medical Applications. 14.11.2007, International Centre for Theoretical Physics, Trieste.
http://www.physics.carleton.ca/~drogers/talks/trieste07/II_BEAM_VRTs_Rogers_Trieste07colour.pdf (18/07/2010).
23. Bielajew AF. Fundamentals of The Monte Carlo Method for Neutral and Charged Particle Transport. USA, September 17, 2001; 237-256.
24. Fippel M. Monte Carlo Dose Calculation for Treatment Planning. In: Schlegel W, Bortfeld T, Grosu A-L, editors. New Technologies in Radiation Oncology, Germany, Springer- Verlag Berlin Heidelberg, 2006, 197-205.
25. Hendee W R and Ritenour E R. Medical Imaging Physics. 4th ed. New York, Wiley-Liss Inc., 2002; 253-259.
<http://www.scribd.com/doc/17057137/Medical-Imaging-Physics-William-Hendee-Russell-Ritenour> (15/05/2010).

26. Kawrakow I. Accurate condensed history Monte Carlo Simulation of electron transport. *Med Phys*, 2000; 27(3): 485-498.
27. Ford RL and Nelson WR. "The EGS code system - Version 3". Stanford Linear Accelerator Center Report SLAC-210, 1978.
28. Hendricks JS and Brockhoff RC. Performance of MCNP4A on Seven Computing Platforms. Applied Theoretical Physics Division Los Alamos National Laboratory, New Mexico, 1994; 2-7.
29. Rogers DWO and Bielajew AF. Differences in Electron Depth-dose curves Calculated with EGS and ETRAN and Improved Energ-Range Relationships. *Med Phys*, 1986; 13(5): 687-694.
30. Halbleib JA, Kesnek RP, Mehlhorn TA, Valdez GD, Seltzer SM, Berger MJ. The Integrated TIGER Series of Coupled Electron/Photon Monte Carlo Transport Codes (ITS Version 3.0). Sandia National Laboratories, USA, 1992; 9-15.
31. Salvat FS, Fernandez J M. PENELOPE A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport. Workshop Proceedings Issy-les- Moulineaux, France, 2001; 174-185.
32. I. Kawrakow, M. Fippel, and K. Friedrich. 3D Electron Dose Calculation using a Voxel based Monte Carlo Algorithm, *Med Phys*, 1996; 23 (4): 445 – 457.
33. Rogers DWO. Monte Carlo Techniques in Radiotherapy. *Physics in Canada*, 2002; 58 (2): 63-70.
34. Nucletron-Oncentra® MasterPlan, User Manuals: Physics and Algorithms, 2008.
35. SIEMENS, 2003. Primus Linear Accelerator Functional Description. Siemens Medical Solutions USA inc., Oncology Care Systems Group.
36. <http://www.anadulusaglik.org/Content.aspx?id=RadyasyonOnkolojisi> (14/08/2010).
37. <http://pdf.directindustry.com/pdf/ptw-freiburg/ionizing-radiation-detector-catalog-2009-2010/23675-87466-10.html> (12/05/2010).
38. Bua-iam N. Dosimetric Characteristics of The Mini MLC Elekta Beam Modulator TM Linear Accelerator for 6 MV Photon Beam. Mahidol University, Yüksek Lisans Tezi, 2008.
39. http://www.ptw.de/acrylic_and_rw3_slab_phantoms0.html?&cId=3451 (10/03/2010).
40. International Atomic Energy Agency. Technical Reports Series 277. Absorbed Dose Determination Photon and Electron Beams an International Code of Practice. 1997; 43-91.

41. Klein EE. Electron-Beam Therapy: Dosimetry, Planning and Techniques, In: Halperin EC, Perez CA, Brady LW, editors. Principles and Practise of Radiation Oncology, Fifth Edition, Lippincott Williams & Wilkins, 2008, 190- 217.
42. Scherf C, Sherer J, Bogner L. Verifikation und Anwendungen des voxelbasierten Monte Carlo (VMC++) Elektronen Dosismoduls von Oncentra TM MasterPlan. Strahlenther Onkol, 2007; 183: 81-88.

EK-1

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

TC Kimlik No	12871363450
Adı Soyadı	SEZEN KOÇOĞLU
Doğum Yeri	ADANA
Doğum Tarihi	21.04.1984
Ev Adresi	Hurmalı Mah. 34016 Sokak No:15 Seyhan/ADANA
Telefon	0505 6664506 - 0322 2352463 - 0322 4354816
Ehliyet	B Sınıfı
E-Mail	kocoglusezen@hotmail.com

EĞİTİM BİLGİLERİ

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Lisans	Ege Üniversitesi	2008
Lise	İncirlik Lisesi (YDA)	2002

İŞ /STAJ TECRÜBESİ

Görevi	Kurum	Süre (Yıl)
Stajyer	ÇÜ Tıp Fakültesi Balcalı Hastanesi Nükleer Tıp AD	18/06/2007-27/07/2007
Stajyer	Ege Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi AD	01.07.2008 - 01.08.2008
Stajyer	ÇÜ Tıp Fakültesi Balcalı Hastanesi Radyasyon Onkolojisi AD	17.10.2009 – 11.09.2009
Stajyer	Dokuz Eylül Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi AD	2008 – 2009
Stajyer	ÇÜ Tıp Fakültesi Balcalı Hastanesi Radyasyon Onkolojisi	2009 – 2010

SERTİFİKALAR, KURS VE KONGRELER

Kurs/Kongre/Sertifika	Süre (Yıl)
Balkan Physical Union '1st International Physics Symposium and Festival & Inter- University Physics Projects Competition', BODRUM	4-6 Eylül 2007
The English Academy İngilizce Kursu, İZMİR	24.10.2007 – 18.01.2008
The American Society of Clinical Oncology Multidisciplinary Cancer Management Course, ÇEŞME	20-21 Kasım, 2008
AAPM-ISEP International Symposium on Current Topics in Diagnostic Medical Physics, ANKARA	17-20 Ekim, 2009
XII. Ulusal Medikal Fizik Kongresi, ANKARA	22-24 Ekim 2009
IAEA Doz Protokolleri ve Uygulamaları Çalıştayı, ANKARA	21-22 Mayıs 2010
"IMRT Tedavisinde Kalite Kontrolü: MLC Testleri " Semineri, ANKARA	09 Ekim 2010

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
Girişimsel (Invaziv) Olmayan Klinik Araştırmalar Değerlendirme Komisyonu

2.6.1...2040

Sayı: 40

Konu: Karar hk.

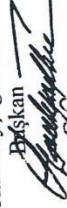
Prof.Dr.Fadime AKMAN
Dr.Sezen KOÇOĞLU

Kurulumuz tarafından 26.05.2010 tarih ve 29-İOÇ/2010 protokol numaralı “Elektron ışın dozimetrisinde monte carlo simülasyon yöntemi kullanılarak elde edilen doz dağılımlarının gerçek dozimetri sonuçları ile karşılaştırılması” konulu araştırmanıza ilişkin Komisyonumuz kararı ekte sunulmuştur.

Bilgilerinizi ve gereğini rica ederim.

Prof.Dr.Ayşegül YILDIZ

Başkan



Ek 1. Komisyon Kararı.

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Yerleşkesi İnciraltı 35340 İZMİR-TÜRKİYE
Tel:0 232 4122254 - 0 232 4122258 Faks: 0232 4122243 Elektronik posta:etiktkunul@deu.edu.tr

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR DEĞERLENDİRME KOMİSYONU KARARI

KOMİSYONUN ADI	DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR DEĞERLENDİRME KOMİSYONU
AÇIK ADRES	Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı 1. Kat İnciraltı-İZMİR
TELEFON	0 232 412 22 54-0 232 412 22 58
FAKS	0 232 412 22 43
E-POSTA	etikkurul@deu.edu.tr

BAŞVURU BİLGİLERİ	DOSYA NO:	29 -İOÇ
	ARAŞTIRMA	UZMANLIK TEZİ <input checked="" type="checkbox"/> AKADEMİK AMAÇLI <input type="checkbox"/>
	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Elektron ışın dozimetrisinde monte carlo simülasyon yöntemi kullanılarak elde edilen doz dağılımlarının gerçek dozimetri sonuçları ile karşılaştırılması
	ARAŞTIRMA PROTOKOL KODU	-
	SORUMLU ARAŞTIRMACI ÜNVANI/ADI/SOYADI ve UZMANLIK ALANI	Prof.Dr.Fadime AKMAN Dr.Sezen KOÇOĞLU
	ARAŞTIRMA MERKEZİ ve AÇIK ADRESİ	Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi İnciraltı-İZMİR 35340
	DESTEKLEYİCİ VE AÇIK ADRESİ	-
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ VE ADRESİ	-
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/> TEK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili		
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	Mevcut		Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
	ARAŞTIRMA İLE İLGİLİ LİTERATÜR	Mevcut		Türkçe <input type="checkbox"/>	İngilizce <input checked="" type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	-		Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
	OLGU RAPOR FORMU	Mevcut		Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>

R BİLGİLERİ	Karar No:2010/02-07	Tarih:26.05.2010
	Prof.Dr.Fadime AKMAN'ın proje yöneticisi olduğu Dr.Sezen KOÇOĞLU sorumluluğunda yapılması tasarlanan "Elektron ışın dozimetrisinde monte carlo simülasyon yöntemi kullanılarak elde edilen doz dağılımlarının gerçek dozimetri sonuçları ile karşılaştırılması" isimli klinik araştırmaya ait başvuru dosyası ve ilgili belgeler araştırmacının gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş, çalışmanın gerçekleştirilmesinin uygun olduğuna oy birliği ile karar verilmiştir.	

ETİK KURUL BİLGİLERİ

ÇALIŞMA ESASI	DEU Girişimsel (İnvaziv) Olmayan Klinik Araştırmaları Değerlendirme Komisyonu Yönergesi , İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu
----------------------	--

ETİK KURUL ÜYELERİ

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsi yet	Araştırma ile ilişkili mi?		İmza
				E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Ayşegül YILDIZ (Başkan)	Psikiyatri	DEU Tıp Fakültesi Psikiyatri Anabilim Dalı	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Dr.Ecz.İskender İNCE (Başkan yardımcısı)	Eczacı	Ege Üniversitesi ARGEFAR	Erkek	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Osman AÇIKGÖZ	Fizyoloji	DEU Tıp Fakültesi Fizyoloji Anabilim Dalı	Erkek	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Ph.D..Z.Candan ALGUN	Ph.D.Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon	DEU Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	Katılmadı
Prof.Ph.D.Zuhal BAHAR	Ph.D. Yüksek Hemşire	DEU Tıp Fakültesi Hemşirelik Yüksekokulu	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Ece BÖBER	Pediyatrik Endokrinoloji	DEU Tıp Fakültesi Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalı	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Nuray DUMAN	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları	DEU Tıp Fakültesi Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalı	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	Katılmadı
Prof.Dr.Derya ERÇAL	Genetik	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Genetik Anabilim Dalı	Erkek	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	Katılmadı
Prof.Dr.Banu ÖNVURAL	Biyokimya	DEU Tıp Fakültesi Biyokimya Anabilim Dalı	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Nejat SARIOSMANOĞLU	Kalp Damar Cerrahisi	DEU Tıp Fakültesi Kalp Damar Cerrahisi Anabilim Dalı	Erkek	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Ömer Selahattin TOPALAK	İç Hastalıkları	DEU Tıp Fakültesi İç Hastalıkları Anabilim Dalı	Erkek	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Doç.Dr.Hülya ELLİDOKUZ	Halk Sağlığı	DEU Onkoloji Enstitüsü Prevanatif Onkoloji Anabilim Dalı	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Doç.Dr.Mukaddes GÜNELİ	Farmakoloji	DEU Tıp Fakültesi Farmakoloji Anabilim Dalı	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Doç Dr.Yeşim ÖZTÜRK	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları	DEU Tıp Fakültesi Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalı	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	Katılmadı
Av. Tayfun OZANKAYA	Hukuk	Serbest	Erkek	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
İhsan ÇELİKDEMİR	Sağlık mensubu olmayan üye	75. Yıl Özel İlköğretim Okulu Müdür Yrd.	Erkek	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	