

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**FANTOMDA, DOKU İÇİNE YERLEŞTİRİLEN
PROTEZ MALZEMESİNİN EKSTERNAL IŞIN
TEDAVİSİNDE DOZA ETKİSİNİN FARKLI DOZ
HESAPLAMA ALGORİTMALARI VE
DOZİMETRİ İLE KARŞILAŞTIRILMASI**

DOĞUKAN AKÇAY

**MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

İZMİR-2013

TEZ KODU:DEU.HSI.MSc-2011970052

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**FANTOMDA, DOKU İÇİNE YERLEŞTİRİLEN
PROTEZ MALZEMESİNİN EKSTERNAL IŞIN
TEDAVİSİNDE DOZA ETKİSİNİN FARKLI DOZ
HESAPLAMA ALGORİTMALARI VE
DOZİMETRİ İLE KARŞILAŞTIRILMASI**

**MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

DOĞUKAN AKÇAY

DANIŞMANLAR

YRD.DOÇ.DR. KADİR AKGÜNGÖR

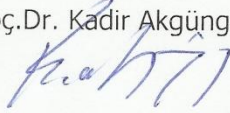
PROF.DR. FADİME AKMAN

TEZ KODU:DEU.HSI.MSc-2011970052

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı, Yüksek Lisans programı öğrencisi Doğukan Akçay'ın '**FANTOMDA, DOKU İÇİNE YERLEŞTİRİLEN PROTEZ MALZEMESİNİN EKSTERNAL IŞIN TEDAVİSİNDE DOZA ETKİSİNİN FARKLI DOZ HESAPLAMA ALGORİTMALARI VE DOZİMETRİ İLE KARŞILAŞTIRILMASI**' konulu Yüksek Lisans tezini 04/09/2013 tarihinde başarılı olarak tamamlamıştır.

BAŞKAN

Yrd.Doç.Dr. Kadir Akgüngör



Prof. Dr. Fadime Akman

ÜYE

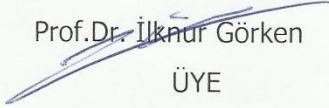


Yrd.Doç.Dr. Hakan Epik

ÜYE

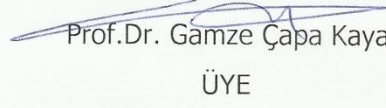
Prof.Dr. İlknur Görken

ÜYE



Prof.Dr. Gamze Çapa Kaya

ÜYE



Yrd. Doç. Dr. Ayşegül Yurt

YEDEK ÜYE



Doç.Dr. Lütfe Zümre
Arıcan Alıcıkuş

YEDEK ÜYE



İÇİNDEKİLER

Sayfa No

İÇİNDEKİLER	i
TABLO DİZİNİ	iv
ŞEKİL DİZİNİ	v
KISALTMALAR	vii
ÖNSÖZ	viii
ÖZET	1
ABSTRACT	3
1. GİRİŞ VE AMAÇ	5
2. GENEL BİLGİLER	6
2.1. Lineer Hızlandırıcılar	6
2.2. Bilgisayarlı Tomografi Simülatörü	13
2.3. Radyoterapide Kullanılan Fantomlar	15
2.4. Doz Hesaplama Algoritmaları	16
2.5. <i>Collapsed Cone</i> Algoritması	17
2.6. <i>Monte Carlo</i> Metodu	18
2.7. GAMOS 3.0.0 Kodu	19
2.8. Radyoterapide Doz Dağılım Tanımları	22
2.9. Radyoterapide Radyasyon Dozu Ölçümü	24
3. GEREÇ VE YÖNTEM	26
3.1. Araştırmanın Tipi	26
3.2. Araştırmanın Yeri ve Zamanı	26

3.3. Araştırmanın Evreni	26
3.3.1. Parafin Fantom.....	26
3.3.2. Fantomun BT Simülasyonu	28
3.3.3. Fantomun GAMOS Yazılımında Modellenmesi	30
3.4. Çalışma Materyali	31
3.4.1. Siemens Primus Lineer Hızlandırıcı	31
3.4.2. PTW TM 23343 <i>Parallel Plate</i> İyon Odası.....	31
3.4.3. Kodak EDR 2 Film.....	32
3.4.4. MEPHYSTOmc ² Programı.....	32
3.4.5. <i>Nucletron Oncentra MasterPlan</i> TPS.....	33
3.4.6. GAMOS Yazılımı	34
3.5. Araştırmada Kullanılan Yöntem	34
3.5.1. Monte Carlo Algoritması ile Doz Hesabı	34
3.5.1.1. GAMOS Yazılımı ile Siemens Primus Lineer Hızlandırıcının Benzeşimi	34
3.5.1.2. GAMOS Yazılımı ile Fantomda Doz Hesabı.....	39
3.5.2. Collapsed Cone Algoritması ile Doz Hesabı	39
3.5.3. İyon Odası ve EDR 2 Film ile Dozların Ölçümü	40
3.6. Araştırmanın Değişkenleri.....	42
3.7. Araştırma Planı.....	42
3.8. Verilerin Değerlendirilmesi.....	42
3.9. Araştırmanın Sınırlılıkları.....	43
3.10. Etik Kurul Onayı.....	44

4. BULGULAR	45
4.1. GAMOS ile Siemens Primus Lineer Hızlandırıcı Benzeşimi	45
4.2. Oncentra MasterPlan TPS'te Kütle Yoğunluk Düzeltmesi	49
4.3. Collapsed Cone, Monte Carlo Doz Hesapları ve Deney Sonuçlarının Karşılaştırılması	50
4.3.1. Fantom#1'de Doz Sonuçları	51
4.3.2. Fantom#2'de Doz Sonuçları	53
4.3.3. Fantom#3'de Doz Sonuçları	55
5. TARTIŞMA	58
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	63
7. KAYNAKLAR	65
EK 1: ÖZGEÇMİŞ	67
EK 2: ETİK KURUL ONAYI.....	68

TABLÖLAR DİZİNİ

	Sayfa No
Tablo 1: Oncentra MasterPlan TPS’de, HU - doku bileşimi ilişkisi	14
Tablo 2: Çeşitli katı fantom materyallerinin fiziksel özellikleri	15
Tablo 3: Siemens Primus benzeşimi YDD rölatif hata tablosu	47
Tablo 4: Siemens Primus benzeşimi doz profilleri rölatif hata tablosu	48
Tablo 5: Üç fantomun malzeme özelliklerinin derinlikle değişimi	51
Tablo 6: Fantom#1’de doz profillerinde rölatif hatalar	52
Tablo 7: Fantom#2’de doz profillerinde rölatif hatalar	55
Tablo 8: Fantom#3’te doz profillerinde rölatif hatalar	57

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa No

Şekil 1: Lineer hızlandırıcının basit şeması.....	6
Şekil 2: “Klystron”un kesitsel şeması	8
Şekil 3: Siemens tarafından sunulan tedavi kafası şeması	9
Şekil 4: Modellemede oluşturulan temsili primer kolimatör	11
Şekil 5: BT simülatör cihazı	14
Şekil 6: PMMA ve RW3 katı fantom levhaları	16
Şekil 7: Farklı ışın enerjileri ve alan boyutlarında yüzde derin dozlar	23
Şekil 8: 20x20 alan <i>crossplane</i> doz profili	24
Şekil 9: Parafin fantom deney düzeneği.....	27
Şekil 10: Erişmiş parafin ve merkezde Ti6Al4V protez örneği.....	27
Şekil 11: Soldan sağa Fantom#1, Fantom#2, Fantom#3.....	28
Şekil 12: Fantom, BT simülatör cihazında	29
Şekil 13: Fantomun TPS’te simülasyonu. (a) BT kesiti. (b) Üç boyutlu fantom simülasyonu. (c) Üç boyutlu parafin, içinde protez örneği simülasyonu	29
Şekil 14: GAMOS yazılımında fantom modeli	30
Şekil 15: <i>Markus</i> iyon odası <i>plexiglass</i> adaptör içinde.....	32
Şekil 16: MEPHYSTOmc ² programında temsili doz profili.....	33
Şekil 17: Siemens Primus lineer hızlandırıcı tedavi kafası şeması	35
Şekil 18: GAMOS’ta modellenen hedef malzemesi	36
Şekil 19: GAMOS’ta lineer hızlandırıcı tedavi kafası modeli	37
Şekil 20: MC modellemesinde faz-uzay düzleminde toplanan foton akısı temsili.....	38
Şekil 21: Oncentra MasterPlan TPS’te ışın planı örneği	40
Şekil 22: Film dozimetri için ışın <i>set-up</i> ı	41
Şekil 23: Araştırma planı	42
Şekil 24: 6 MV X ışını GAMOS MC benzeşimi ile su fantomu ölçümlerinin karşılaştırılması, YDD grafiği.....	45
Şekil 25: 6 MV X ışını GAMOS benzeşimi ile su fantomu ölçümlerinin karşılaştırılması, 5x5 ışın alanı <i>crossplane</i> doz profili grafiği.....	46

Şekil 26: 6 MV X ışını GAMOS benzeşimi ile su fantomu ölçümlerinin karşılaştırılması, 10x10 ışın alanı <i>crossplane</i> doz profili grafiği	46
Şekil 27: 6 MV X ışını GAMOS benzeşimi ile su fantomu ölçümlerinin karşılaştırılması, 20x20 ışın alanı <i>crossplane</i> doz profili grafiği	47
Şekil 28: GAMOS benzeşiminde kaynaktan 80 cm uzaklıkta foton enerji spektrumu	48
Şekil 29: CC algoritmasında kütle yoğunluk değerinin YDD'ye etkisi	49
Şekil 30: CC algoritmasında kütle yoğunluk düzeltmesinin doz profillerine etkisi	50
Şekil 31: Fantom#1'de YDD eğrileri - CC ve MC algoritması hesapları.....	51
Şekil 32: Fantom#1'de doz profilleri – MC, CC algoritma hesapları ve EDR2 film ölçümleri karşılaştırması	52
Şekil 33: Fantom#2'de yüzde derin dozlar - MC, CC algoritma doz hesapları ve iyon odası doz ölçümü karşılaştırması.....	53
Şekil 34: Fantom#2'de 2.9 cm derinlikteki doz profilleri – MC, CC algoritması doz hesapları ve EDR2 film doz ölçümü karşılaştırması	54
Şekil 35: Fantom#2'de 10 cm derinlikteki doz profilleri – MC, CC algoritması doz hesapları ve EDR2 film doz ölçümü karşılaştırması	54
Şekil 36: Fantom#2'de yüzde derin dozlar - MC, CC algoritma doz hesapları ve iyon odası doz ölçümü karşılaştırması.....	55
Şekil 37: Fantom#3'te 2.9 cm derinlikteki doz profilleri – MC, CC algoritması doz hesapları ve EDR2 film doz ölçümü karşılaştırması	56
Şekil 38: Fantom#3'te 10 cm derinlikteki doz profilleri – MC, CC algoritması doz hesapları ve EDR2 film doz ölçümü karşılaştırması	56

KISALTMALAR

- TPS:** Tedavi Planlama Sistemi
- CC:** *Collapsed Cone*
- MC:** *Monte Carlo*
- MeV:** Milyon Elektron Volt
- RF:** *Radio Frequency*
- keV:** Kilo Elektron Volt
- MV:** Mega Volt
- PMMA:** Polimetil Metakrilat
- 3BKRT:** 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi
- YART:** Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi
- FWHM:** *Full Width at Half Maximum*
- MLC:** Çok Yapraklı Kolimatör (*Multi Leaf Collimator*)
- BT:** Bilgisayarlı Tomografi
- PET:** *Positron Emission Tomography*
- SPECT:** *Single Photon Emission Computed Tomography*
- TLD:** Termolüminesans Dozimetri
- DEÜ:** Dokuz Eylül Üniversitesi
- SSD:** Kaynak Cilt Mesafesi (*Source Skin Distance*)
- SAD:** Kaynak Eksen Mesafesi (*Source Axis Distance*)
- Gy:** *Gray* (Absorbe edilen radyasyon dozu, enerji birimi)
- MU:** *Monitor Unit*

ÖNSÖZ

Dokuz Eylül Üniversitesi Medikal Fizik Anabilim Dalında yüksek lisans eğitimi ve öğrenimi boyunca üzerimizde emeği geçen tüm hocalarıma çok teşekkür ederim.

Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalında tezimi yapmama olanak sağlayan ve ikinci danışmanlığımı üstlenmeyi kabul eden Anabilim Dalı başkanı Sayın Prof.Dr. Fadime Akman'a, bilgi ve deneyimleri konusunda bana yaptıkları katkılardan, sağladıkları motivasyon ve disiplinden dolayı yürekten teşekkür ederim.

Yüksek lisans tez çalışması boyunca yaptığımız her tartışmada soru sormaktan çekinmememi ve şüpheliği yanımdan ayırmamamı hatırlatan, çalışmamı yapmam için bana çok değerli bir kaynak sunan, danışmanlığımı üstlenmeyi kabul eden Sayın Yrd.Doç.Dr. Kadir Akgüngör'e çok teşekkür ederim.

Mesleki bilgi ve deneyimlerini bizlerden esirgemeyen Sayın Öğr.Gör. Zafer Karagüler'e, geç saatlere kadar süren doz ölçümleri boyunca gösterdiği sabırdan dolayı çok teşekkür ederim.

Doğukan Akçay

Ağustos 2013

ÖZET

FANTOMDA, DOKU İÇİNE YERLEŞTİRİLEN PROTEZ MALZEMESİNİN EKSTERNAL IŞIN TEDAVİSİNDE DOZA ETKİSİNİN FARKLI DOZ HESAPLAMA ALGORİTMALARI VE DOZİMETRİ İLE KARŞILAŞTIRILMASI

Doğukan Akçay

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı.

ddogukanakcay@gmail.com

Amaç: Bu çalışmada amaç, yüksek atom numarasına sahip protez malzemelerinin radyoterapide kullanılan, 6 MV-X enerjide, tedavi dozlarına etkisini ölçmek ve tedavi planlama sistemlerinde kullanılan iki farklı doz hesaplama algoritması ile dozları hesaplayıp sonuçları karşılaştırmaktır.

Gereç ve Yöntem: Üzerinde doz hesaplarının ve ölçümlerinin yapıldığı fantomlar parafin malzeme ve PMMA plakalar kullanılarak oluşturulmuştur. Protez malzemesi örnekleri, CoCrMo ve Ti6Al4V, ayrı ayrı parafin malzemelerin içine yerleştirilmiştir. Oluşturulan fantom uzaylarının *Nucletron Oncentra MasterPlan* tedavi planlama sisteminde (TPS) ve GAMOS kodunda benzeşimi gerçekleştirilmiştir. TPS'de *Collapsed Cone* (CC) algoritması, GAMOS kodunda *Monte Carlo* (MC) algoritması ile doz hesapları yapılmıştır. Doz hesapları sonuçları, fantom içinde ışın merkez eksenı boyunca yüzde derin doz olarak ve fantomun 2.9 cm, 10 cm derinliklerinde doz profilleri olarak okunmuştur. Daha sonra iyon odası ve EDR 2 film ile radyasyon dozları deneysel olarak ölçülmüştür. Yüzde derin dozlar iyon odası ile, doz profilleri EDR 2 film ile elde edilmiştir.

Bulgular: Hesap ve ölçüm sonuçlarında, doz profillerinde EDR 2 film ölçümlerinin ve MC hesaplarının uyumlu olduğu, ancak CC algoritması hesaplarında protez malzemesinin bulunduğu bölgede sonuçların farklı olduğu görülmüştür. EDR 2 film sonuçlarına göre rölatif hatalar hesaplandığında, MC algoritması hesaplarında hatalar minimum %0.11, maksimum %1.15 olmuştur. CC algoritması hesaplarında ise rölatif hataları sırasıyla %7.87 ile %21.6 olarak hesaplanmıştır. İyon odası ölçümlerinde ise

ölçümler protez malzemesinin altından itibaren etkin şekilde alınabilmektedir. Protez malzemesi üstünde, iyon odası adaptörü yeterli hassasiyette ölçüm alınmasını engellemiştir. Protez malzemesinin 3.5 cm altında iyon odası ölçümleri referans alınarak yapılan rölatif hatalarda sonuçlar MC hesapları için minimum %0.24, maksimum %0.86'dır. CC hesaplarında ise rölatif hatalar sırasıyla %10.4 ve %16.2'dir.

Sonuç: Protez malzemelerinin dozlarda önemli değişimlere yol açtığı görülmüştür. Protez malzemesi önünde yaklaşık %10 doz artışı, protez malzemeleri arkasında %45'lere varan doz düşüşleri meydana gelmiştir. Monte Carlo hesapları, deney sonuçları ile %2'nin içinde uyumluluk gösterirken, Collapsed Cone hesaplarında, deney sonuçlarına göre bu uyumluluk sağlanmamıştır.

Anahtar Kelimeler: Yüksek atom numaralı protez malzemesi, Collapsed Cone algoritması, GAMOS Monte Carlo kodu, EDR 2 film.

ABSTRACT

THE EFFECT OF PROSTHESIS IMPLANT MATERIALS ON DOSES IN EXTERNAL BEAM TREATMENT COMPARISON WITH DIFFERENT DOSE CALCULATION ALGORITHMS AND DOSIMETRY IN PHANTOM MODEL

Doğukan Akçay

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı.

ddogukanakcay@gmail.com

Purpose: This comparative study was to investigate the effect of high-Z prostheses on 6 MV-X external beam radiotherapy doses. Study was based on comparison of measurements of the radiation doses and calculation of these doses in two different dose calculation algorithms.

Material and Methods: Paraffin materials and PMMA slabs have been used to form phantoms where we have implemented dose calculations and measurements. Prosthesis samples, CoCrMo and Ti6Al4V, have been fixed in paraffin materials separately. In Nucletron Oncentra MasterPlan treatment planning system (TPS) and GAMOS code, phantom simulations have been carried out. Collapsed Cone (CC) algorithm have been used in TPS and Monte Carlo (MC) algorithm have been used in GAMOS code. Dose calculation results have been achieved in phantom as percentage depth doses along the beam central axis and dose profiles at 2.9 and 10 cm depths of the phantom. Afterwards doses have been measured with ion chamber and EDR 2 film. For percentage depth doses, ion chamber and for dose profiles EDR 2 film have been used.

Results: Measurements and calculations of dose profiles shows that, EDR 2 film and Monte Carlo results are well matched. In comparison with EDR 2 films, Monte Carlo results have relative difference of minimum 0.11% and maximum 1.15%. However, Collapsed Cone results have deviations in the prostheses sample zone from EDR 2 and Monte Carlo results. Relative differences of Collapsed Cone results are minimum 7.87% and maximum 21.6%. Ion chamber measurements showed consistence only

with Monte Carlo results below placement of prostheses sample. Above prostheses, ion chamber adaptor caused difficulty in fine measurements. Below 3.5 cm of prostheses sample, relative differences of Monte Carlo in comparison with ion chamber by minimum and maximum, are 0.24% and 0.86% respectively. In Collapsed Cone calculations, relative differences are minimum 10.4% and maximum 16.2%.

Conclusion: Pelvic prostheses caused significant effects on the radiation doses. Above the prostheses samples, doses have been increased by approximately 10% and below the prostheses samples, decrease of doses approaching to 45% has been observed. Our results show an agreement within 2% between Monte Carlo calculations and experiments, yet Collapsed Cone calculations didn't achieve the acceptable consistency.

Keywords: High-Z prostheses, Collapsed Cone algorithm, GAMOS Monte Carlo code, EDR 2 film.

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Radyoterapide eksternal ışın tedavisi alan pelvik bölge yerleşimli kanserli hastaların bir kısmı kalça protezi taşımaktadır. Protez malzemesi, üç boyutlu konformal radyoterapi planlarında mesanenin ve rektumun korunması amacıyla kullanılan yanalardan ve yoğunluk ayarlı radyoterapi planlarında oblik alanlarda ışın alanları içinde yer almaktadır. Doku içine yerleştirilen alaşımlı protez malzemesi, sahip olduğu yüksek atom numarası ve kütle yoğunluğu sebebiyle dokunun içinde heterojen ortam oluşturmaktadır. Radyasyon Onkolojisinde kullanılan yüksek enerjili eksternal ışınlar bu tür ortamlarda farklı doz dağılımları sergilemektedir(1).

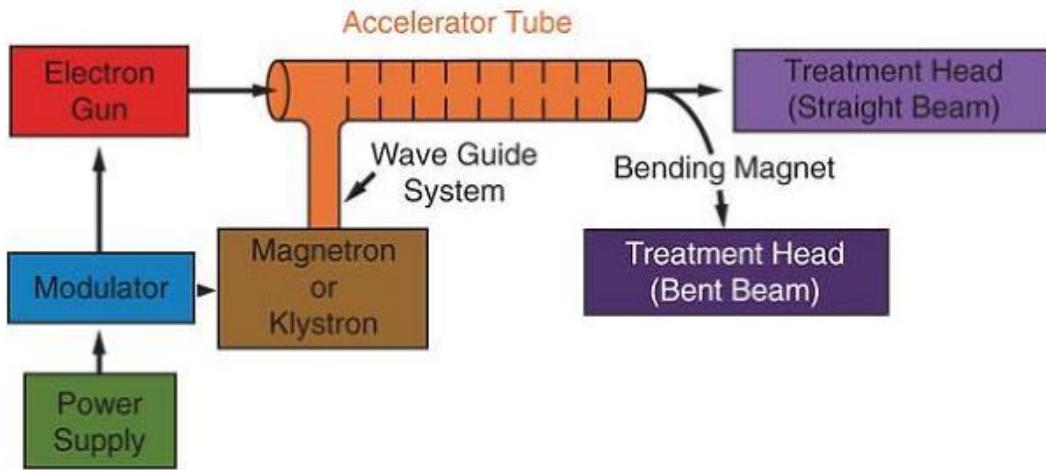
Klinikte kullandığımız *Nucletron Oncentra MasterPlan* tedavi planlama sistemindeki doz hesaplama algoritmasının, *Collapsed Cone*, bu heterojeniteyi ne kadar doğru hesaba kattığı merak uyandırmaktadır(2). Kullandığımız TPS deki CC algoritmasının bu tür heterojen ortamlardaki doz hesabı etkinliğini bilmek uygulayacağımız tedavi teknikleri açısından önemlidir. Ayrıca gelişen bilgisayar teknolojisi ile *Monte Carlo* (MC) algoritmasının radyoterapide (örn. *Elekta – MONACO TPS*^[3]) kullanımı artmaktadır. MC algoritmasının yüksek atom numaralı protez malzemesi içeren ortamlardaki doz hesabı doğruluğunun sınanması, bu algoritmanın heterojen ortamlarda avantaj sağlayıp sağlamadığını gösterecektir.

Bu araştırmada doku içine yerleştirilen kalça protezi yapımında kullanılan farklı iki tür alaşım ($Ti6Al4V$, $CoCrMo$ ^[4]) örneklerini fantom içinde kullanarak, bu malzemelerin komşuluğunda, 6 MV enerjide X ışını modunda oluşacak radyasyon dozu değişimlerini iki farklı algoritma ile (*Oncentra MasterPlan CC* ve *GAMOS3.0.0 MC*) hesaplanması ve sonrasında radyasyon dozlarının deneysel olarak ölçülerek sonuçların karşılaştırılması amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Lineer Hızlandırıcılar

Lineer hızlandırıcılar, yüksek frekansta elektromanyetik dalgaları kullanarak elektron gibi yüklü parçacıkları doğrusal hat boyunca hızlandıran cihazlardır. Tıbbi alanda lineer hızlandırıcılar, milyon elektronvolt (MeV) enerji mertebesinde hızlandırılmış elektronların odaklanmasıyla yüzeysel tümörlerin tedavisinde kullanılır. Yüzeyden daha derinde bulunan tümör tedavilerinde ise hızlandırılan elektronlar hedef malzemeye çarptırılarak üretilen X ışınları (fotonlar) kullanılır. Şekil-1’de tıbbi lineer hızlandırıcının basit bir blok diagramı verilmiştir(5).



¹**Şekil 1:**Lineer hızlandırıcının basit şeması.

Şekil-1’de lineer hızlandırıcıların ana parçaları gösterilmiştir. Bu kısımlar kısaca açıklanıp, araştırmanın MC algoritması hesapları kısmında önemli yer tutan tedavi kafası (*treatment head* veya *gantry head*) daha detaylı anlatılmıştır.

Güç kaynağı (Power supply): Cihazın modülatör parçasına yüksek voltajda doğru akım sağlayan sistemdir.

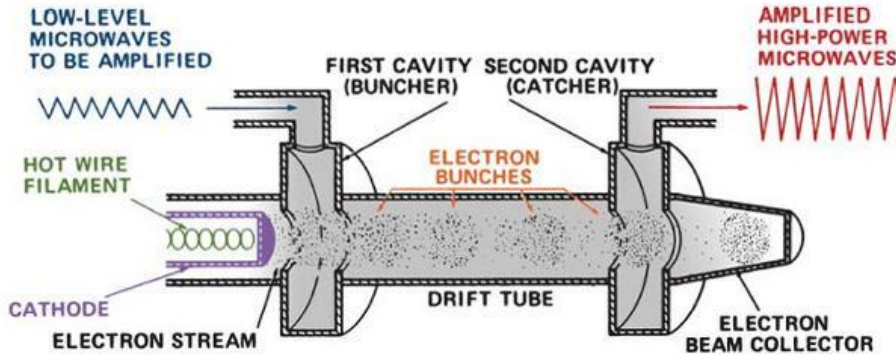
¹Khan Faiz M. The Physics of radiation therapy. 4th Edition. Lippincott, Williams&Wilkins, 2010; 39-40

Modölatör (Modulator): Modölatör, mikro saniye mertebesinde, yüksek voltajda gelen atım şeklindeki doğru akımı düzleştirerek elektron tabancasına ve *magnetron/klystron'a* güç sağlar.

Magnetron: *Magnetron* mikrodalga (yaklaşık 3,000 MHz frekanslı elektromanyetik dalga) üreten bir sistemdir. Merkezde katod, çevrede ise bakır kavimleri saran anot teller bulunur. İçi vakumlanmış bir sistemdir. Katodun içinde bulunan filaman tel ısıtılarak termoiyonik emisyon prensibiyle elektron salımı sağlanır. Katod ve anot arasında oluşan elektrik alan ile elektronlar hızlanarak anota doğru yol alır. Anotun bakır kavite çevresinde sarmal şekilde sarımı ile elektronlar spiral yol boyunca hızlanır ve spiral hareketi sırasında mikrodalgaların oluşmasını sağlar. "Magnetron"lar 6 MeV ve daha düşük enerjili lineer hızlandırıcılarda tercih edilirler. Daha yüksek enerjiler için *klystron* tercih edilir. MeV, enerji birimidir. Bir elektronun, bir voltluk elektrik potansiyeli altında kazandığı enerjiye karşılık gelmektedir.

$$1 \text{ eV} = 1.6 \times 10^{-19} \text{ J}$$

Klystron: *Klystron* prensip olarak mikrodalgaların gücünü yükselten bir sistemdir, mikrodalga üretmez. Bu yüzden *klystron*, düşük güçte mikrodalga üreten osilatör ile birlikte çalışır. *Klystron* iki kaviteden oluşur. Birinci kavite demet kavitesidir (*buncher cavity*). Birinci kavite öncesi ısıtılan katod filamanından kopartılan elektronlara, demet kavitesinde mikrodalga osilatörü ile enerji kazandırılır. Mikrodalga'nın sinüsoidal dalga yapısı sayesinde elektronlar demetler halinde birinci kaviteden çıkar. Enerji kazanmış elektronlar demetler halinde vakumlanmış tüp (*drift tube*) içinde ilerler. Tüp çıkışında ikinci kavite olan, yakalayıcı kavite (*catcher cavity*) bulunur. Her bir demet bu kaviteye ulaştığında, demet içinde bulunan elektronlar bu bölgede yığılarak yük birikimine sebep olur ve frenleyici elektrik alan oluşturur. Bu bölgede ani şekilde yavaşlayan elektronların enerjisi, enerjinin korunumu yasasına uygun olarak, girişteki mikrodalgaya göre yükseltilmiş mikrodalgaların oluşmasını sağlar. Şekil-2'de "klystron"ünkesitsel görüntüsü yer almaktadır.



²**Şekil 2:**“Klystron”un kesitsel şeması.

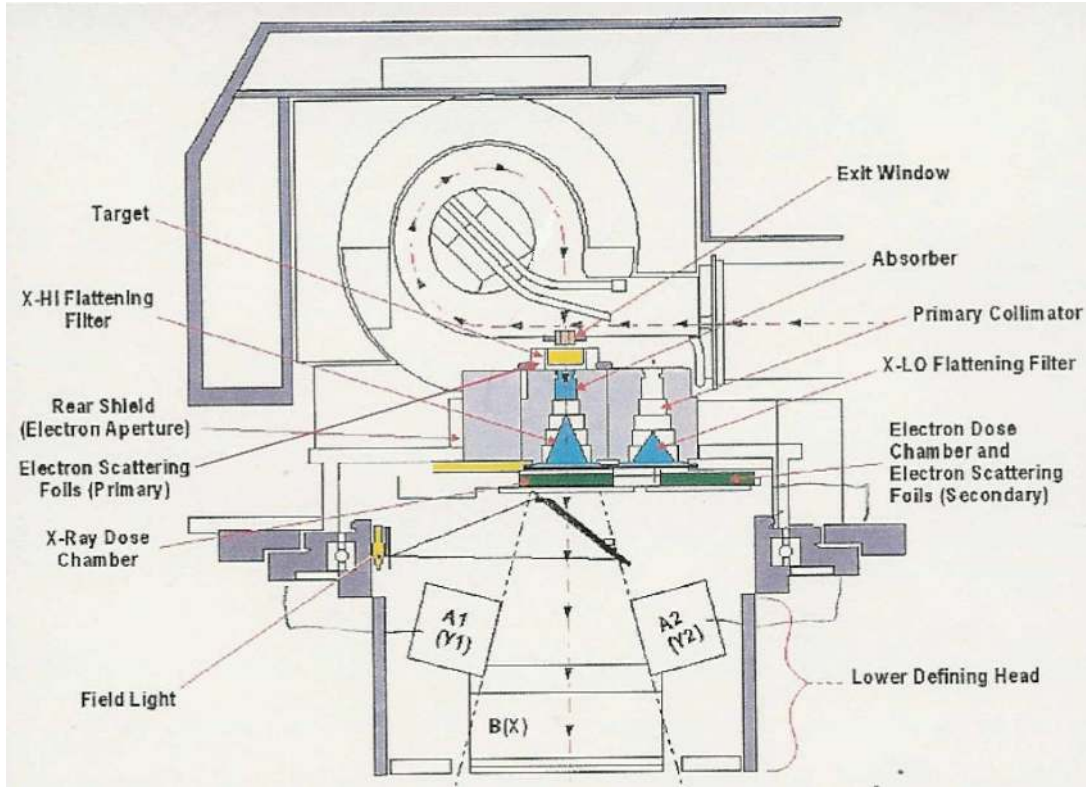
“Magnetron”da ve “klystron”da üretilen veya yükseltile mikrodalgalar, frekansları sebebiyle RF (*Radio Frequency*) dalga olarak da isimlendirilmektedir. Burada üretilen RF dalgaları, dalga kılavuzu sistemi ile vakumlanmış hızlandırıcı tüpe gönderilir.

Elektron Tabancası (Electron gun): Elektron tabancası hızlandırılacak elektronların üretildiği kısımdır. Hızlandırıcı tüpün girişinde bulunur. Yaklaşık 1000°C’ye kadar ısıtılan filamandan koparılan elektronlar katod anot arasında hızlandırılarak, hızlandırıcı tüpe gönderilir. Elektron tabancası çıkışında üretilmiş olan elektronların enerjisi ve akımı modüle edilerek hızlandırıcı tüpe gönderilir. Elektron tabancası çıkışında elektron enerjileri yaklaşık 15 kilo elektron volt (keV) olup akımı, düşük enerjili X ışınları için (6 MV) yaklaşık 1 A, yüksek enerjili X ışınları için (18 MV) yaklaşık 0.15 A’dır(6). MV, X ışını modunda çalışan lineer hızlandırıcılar için enerji temsilidir. Mega volt (MV) elektrik potansiyeli eşdeğeri altında hızlandırılan elektronların hedefe çarpması sonrasında oluşan X ışınlarının enerjisini temsil eder.

Hızlandırıcı Tüp (Accelerator Tube): Elektron tabancasından gönderilen elektronlar, vakumlanmış hızlandırıcı tüp girişinde magnetron veya klystronun sağladığı RF dalgaları ile karşılaşır ve tüp boyunca hızlandırılır. Burada hızlandırılan elektronlar tedavi kafasına gönderilir.

²Khan Faiz M. The Physics of radiation therapy. 4th Edition. Lippincott, Williams&Wilkins, 2010; 41-42

Tedavi Kafası (Treatment Head / Gantry Head): Tedavi kafası, üstte kısaca açıklanan kısımlarda olduğu gibi, birçok parçadan oluşan kompleks bir yapıdır. Bu kısım tedavi masası çevresinde 360° dönebilmektedir. Ayrıca tedavi kafasının hareketli kolimatör kısmını içeren alt parçası (*lower defining head*) tedavi ışını eksenini etrafında 360° dönebilmektedir. Tedavi kafası kısmı lineer hızlandırıcının *Monte Carlo* modellemesinde önemli bir yere sahiptir. MC modellemesi ile klinikte kullandığımız Siemens – PRIMUS cihazının 6 MV enerjide X ışını modu benzeştirilmiştir ve bu cihazın kompleks yapısı sebebiyle modelleme bir yaklaşım olmuştur. Her üretici firmanın farklı tasarımları mevcuttur. Modellenen Siemens-PRIMUS cihazının tasarımı doğrultusunda tedavi kafası Şekil-3’de detaylı olarak gösterilmiştir. Siemens-PRIMUS cihazında bulunan, X ışını modunda aktif olan parçalar aşağıda anlatılmıştır.



³**Şekil 3:** Siemens tarafından sunulan tedavi kafası şeması.

Bending Magnet: Bending magnet, hedef malzemesinin üstünde yer alır. Yaklaşık 40x25x25 cm boyutlara sahiptir, çelik ve bakır malzemelerden oluşmaktadır. Çevresi

³Becker J. Simulation of neutron production at a medical linear accelerator. Institute of Experimental Physics University of Hamburg, MSc Diploma Thesis, 2007; 27

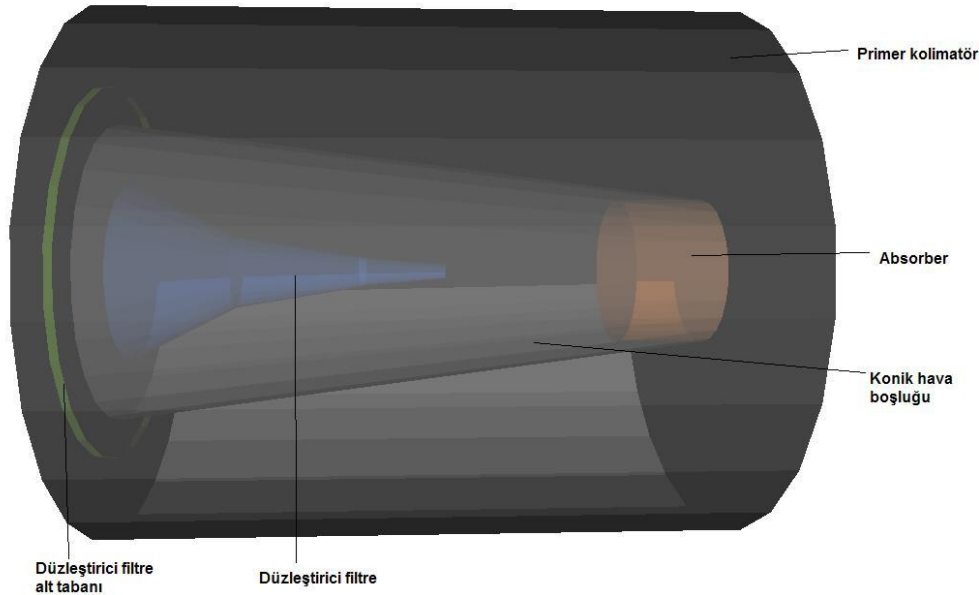
tungsten ve kurşun alaşımı ile zırhlanmıştır. Bending magnet, hızlandırıcı tüpten gelen elektronlara 270° dönüş yaptırır ve çıkış penceresine (*exit window*) yönlendirir. Bu kısım aynı zamanda enerji seçimi görevi de görür. Uygulanan manyetik alan büyüklüğü, seçilecek olan elektron enerjilerine uygun olacak şekilde ayarlanır. Yüksek veya düşük enerjili elektronlar daha az veya daha çok saparak çıkış penceresine ulaşamaz. Çıkış penceresi arası suyla soğutulan iki adet titanyum yapraktan oluşur. Bu kısım ayrıca vakumlu ortamın sonlandığı yerdir. Buradan çıkan elektronlar, X ışını elde etmek için hedefe gönderilir.

Elektronlar *bending magnet* çıkış penceresinde ve hedef öncesi hava ortamında etkileşime girerek var olan Gaussian enerji ve uzaysal dağılımı genişler. Siemens'in verilerine göre hedefe çarpan elektron enerjileri ortalama enerjiden yaklaşık olarak $\pm 110 - 140$ keV çeşitlilik göstermektedir ve elektron ışını çapı 1 mm'den küçüktür(7). M. A. Cortés-Giraldo ve ark. yaptığı çalışmada Siemens-PRIMUS modellemesi için 6 MV, X ışını modunda elektronların Gaussian enerji dağılımı FWHM(Full Width at Half Maximum)=290 keV ve elektron ışını Gaussian dağılımı FWHM=1mm olacak şekilde seçilmiştir(8).

Hedef: Hedef birkaç parçadan oluşmaktadır. Hedefin görevi, *bending magnet* çıkış penceresinden gelen yüksek enerjili elektronlarla etkileşime girerek *Bremsstrahlung* prensibi ile X ışını fotonları oluşturmaktır. Ana hedef malzemesi tungstendir. Tungsten hedef, disk şeklinde olup yarı çapı 3 mm, kalınlığı ise yaklaşık 0.6 mm'dir. Tungsten hedef, yarı çapı 15 mm olan, merkezinde ve *bending magnet* çıkışına bakan yönünde 2 mm'lik kavite olan bakır diskin 2 mm'lik kavitesine oturtulmuştur. Bakır diskin kalınlığı yaklaşık 4 mm'dir. Bakır disk ise özel olarak üretilmiş disk şeklinde SS303 model paslanmaz çelik kılıf içine oturtulmuştur. Paslanmaz çelik diskin çapı yaklaşık 3cm, yüksekliği ise 1.5 cm'dir. Bakır diskin altında, paslanmaz çelik kılıfın içinde yüksekliği ve çapı yaklaşık 1 cm olan grafit malzeme bulunmaktadır. Tungsten malzeme ana X ışını kaynağıdır. İçinde bulunduğu bakır yüzey hedefin soğutulmasını sağlamaktadır. Bakır yüzey ve paslanmaz çelik kılıf içinde silindirik yapıda boşluklar oluşturulmuştur. Bu boşluklar içinden geçen su ile ısınan bakır yüzey soğutulmaktadır. Paslanmaz çelik kılıf içinde bulunan grafit silindir ise birincil elektron tutucusudur. Bu

parça enerjisinin tamamını *Bremsstrahlung* veya elektromanyetik etkileşimlerle tungsten hedef içinde kaybetmeyen elektronları durdurmak için kullanılmaktadır.

Primer Kolimatör: Primer kolimatör silindir yapıdadır ve tungsten malzemeden oluşmaktadır. Ana görevi, tedavi alanı yönü doğrultusunda olmayan ve radyal yönde saçılan X ışınlarını absorbe etmektir. Çapı yaklaşık 7 cm'dir. Yüksekliği ise yaklaşık 8 cm'dir. Primer kolimatör içinde katman katman, hedef yönünde her katmanda çapı azalan silindir şeklinde boşluklar içermektedir. Bu boşluklar Şekil-2'de primer kolimatör içinde görülmektedir. Konik yapıyı andıran bu boşluk içinde *absorber* ve altında düzleştirici filtre (*flattening filter*) bulunmaktadır. Şekil 4'te modellemede oluşturulan temsili primer kolimatör görülmektedir.



Şekil 4: Modellemede oluşturulan temsili primer kolimatör.

Absorber: *Absorber*, hedef malzemesinden geçen yüksek enerjili elektronları durdurmak için kullanılır. Malzemesi alüminyumdur. Disk şeklindedir. Yüksekliği yaklaşık 1.2 cm, yarı çapı ise yaklaşık 1 cm'dir. Primer kolimatörün içinde yer alan hava boşluğunun üst yüzeyine temas edecek şekilde konumlanmıştır(9).

Düzleştirici Filtre (Flattening Filter): Düzleştirici filtre SS-303 paslanmaz çelik malzemesinden oluşmaktadır. Primer kolimatörün alt tabanına yerleştirilmiştir. Yüksek

enerjili (18 MV) ve düşük enerjili (6 MV) X ışınları için iki tür düzleştirici filtre kullanılmaktadır. Düzleştirici filtrenin amacı, hedefte üretilen Gaussian uzaysal dağılıma sahip X ışın akısını, tıbbi kullanım için homojen hale getirmektir. Bunun için düzleştirici filtre konik bir biçimde üretilmiştir. Ana görevinin yanı sıra düzleştirici filtrenin tedavi ışını üzerinde birkaç etkisi bulunmaktadır. Düzleştirici filtre düşük enerjili X ışınlarını soğurarak X ışınını sertleştirmektedir. Ayrıca Compton saçılımı ve çift oluşumu etkileri ile tedavi ışınını elektronlar ile kontamine etmektedir. Pozitron kontaminasyonu ihmal edilebilir olsa da, pozitron-elektron yok olma (*annihilation*) etkisi ile 511 keV'lik fotonların enerji spektrum içindeki ağırlığını arttırmaktadır. 10 MV'den yüksek enerjili X ışınları için ise fotonötron etkileşimleri ile ayrıca nötron kontaminasyonu yaratmaktadır. Yüksek enerjili X ışınları için kullanılan filtrenin yüksekliği yaklaşık 4.4 cm'dir. Düşük enerjili X ışınları için kullanılan filtrenin yüksekliği yaklaşık 2.3 cm'dir.

MLC ve Y Jaws: MLC (çok yapraklı kolimatör) ve Y Jawları X ışını alanına şekil vermek için kullanılan kolimatör sistemidir. Bu kolimatör sistemi tedavi edilecek bölgeye ve korunacak normal dokulara göre ışını şekillendirmektedir. Şekil – 2'de A1 ve A2 Y "Jaw"larını temsil etmektedir. B(x) ise MLC'leri temsil etmektedir. Y "Jaw"ları ve MLC'ler tungstenden üretilmiştir. Y "Jaw"ları prizmatik geometriye sahiptir, yüksekliği 7.61 cm'dir. MLC'ler ise 29 çift tungsten yaprak demetlerinden oluşmaktadır. Çok yapraklı kolimatörlerin yüksekliği ise 7.5 cm'dir. "Jaw" ve MLC hareketi X ışını kaynağı (hedef) odaklı olarak açılıp kapanmaktadır. Bu şekilde kolimatör sistemi, X ışını diverjansına uygun şekilde hareket etmektedir.

Diğer Parçalar: Yukarıda anlatılan parçaların yanında tedavi kafasının içinde, saçıcı "foil"ler, X ışını iyon odası, elektron iyon odası, ışık alanı için ayna sistemi, hareketliveya hareketsiz mekanik parçalar bulunmaktadır. Saçıcı *foil* ve elektron iyon odası, cihazın elektron modunda ışın önünde yer alan parçalardır. X ışını iyon odası, ayna sistemi ise X ışını modunda ışın önünde yer almaktadır.

2.2. Bilgisayarlı Tomografi Simülatörü

Bilgisayarlı tomografi simülatörü, bilgisayarlı tomografi (BT) aygıtının yanı sıra ek olarak lazer sistemi ve eksternal ışın tedavisinde kullanılan masaya özdeş düz masadan oluşur. BT aygıtı kısaca, hastanın enine düzlemi boyunca (aksial kesitler) dokunun rölatif lineer soğurma (*attenuation*) katsayısını ölçerek bu değerleri ilgili görüntü elemanlarına, voksellere, aktarır. Bu işlem genel olarak, X ışını tüpünden çıkan X ışınlarının hastanın içinden geçenlerinin dedektör sistemi ile ölçülmesi ile gerçekleşir. Kesitsel görüntülerin elde edilebilmesi için hastadan geçen X ışınlarının birden fazla projeksiyon ile ölçülmesi gerekmektedir. Bunun için X ışını tüpü, *gantry* içinde ve hasta etrafında 360° dönme olanağına sahiptir. Dedektörle ölçülen bu projeksiyon bilgileri ile görüntü yapılandırma (*image reconstruction*) algoritmaları kullanılarak görüntü matrisleri elde edilir. Matrisin her bir elemanında *diagnostic* X ışını enerjilerinde, lineer soğurma katsayısı bilgisi (μ_x) suyun lineer azaltma katsayısına (μ_w) göreceli olarak ifade edilir. Bu değerler, *Hounsfield units* (HU) olarak şu şekilde ifade edilir:

$$BT \text{ piksel değeri (HU)} = 1000 \times \frac{(\mu_x - \mu_w)}{\mu_w} \quad (1)$$

1 HU değeri suyun soğurma katsayısındaki %0.1'lik değişimi verir. Simülatör cihazında yer alan lazer sistemi ise tedavi planlamasında koordinat sisteminin referans merkezini oluşturmakta kullanılır. Bu referans merkeze göre tedavi için ışın merkezinin uzaysal pozisyonu elde edilir. BT simülatör cihazı örneği Şekil 5'te gösterilmiştir.



⁴**Şekil 5:** BT simülatör cihazı.

BT simülatör cihazı ile elde edilen görüntüler TPS'e aktarılır. Aktarılan görüntünün her bir görüntü elamanındaki HU değeri ilgili TPS doz hesaplama algoritmasında bir dokuya veya bileşime karşılık gelir. Klinikte kullandığımız TPS in doku bileşimi, HU ilişkisi Tablo 1'de verilmiştir(10,11).

⁵**Tablo 1:** Oncentra MasterPlan TPS'de, HU - doku bileşimi ilişkisi.

HU in Oncentra MasterPlan	Composition	$\frac{\rho_{mass}}{\rho_{mass,H_2O}}$	$\frac{\rho_{elec}}{\rho_{elec,H_2O}}$
-992	Air (outside patient)	0.00121	0.00109
-976	Air (inside patient)	0.00121	0.00109
-480	Lung (ICRU 44)	0.50	0.50
-96	Adipose (ICRU 44)	0.95	0.95
48	Muscle (ICRU 44)	1.05	1.04
128	Cartilage (ICRP 23)	1.10	1.08
528	2/3 Cartilage, 1/3 Bone	1.35	1.29
976	1/3 Cartilage, 2/3 Bone	1.60	1.52
1488	Bone (ICRP 23)	1.85	1.72
1824	Bone (ICRP 23)	2.10	1.95
2224	½ Bone, ½ Aluminum	2.40	2.15
2640	Aluminum	2.70	2.34
2832	Aluminum	2.83	2.46
>2832	Iron	7.87	6.60
-	Water	1.00	1.00

⁴<http://mayoclinichealthsystem.org/locations/northfield/medical-services/radiation-oncology/dedicated-ct-simulator> 15.07.2013

⁵Nucletron. Oncentra Master Plan v3.3 Physics and Algorithms; 2004. 192.739ENG-04; p208, 35-60

2.3. Radyoterapide Kullanılan Fantomlar

Fantomlar lineer hızlandırıcının kabul testlerinde,günlük, aylık, yıllık kalite kontrollerinde, TPS kalite kontrolünde veya tedavi planının kalite kontrolünde kullanılan materyallerdir. Genel olarak fantom materyal tercihi sudur. Bunun sebebi, kullanılan ışın enerjilerinde kas dokusunun ve yumuşak dokunun radyasyon saçılımı ve absorpsiyonu özelliklerini iyi temsil etmesidir. Ancak her zaman iyon odasını veya başka türden doz ölçüm materyalini su içine yerleştirmek mümkün olmadığından suyun yerini alabilecek katı fantomlar üretilmiştir. Bu fantomlarda aranan özellik suyun kütlece yoğunluğuna yakın olmasının yanında, birim kütledeki elektron yoğunluğunda suya özdeş olmasıdır. Çünkü kullanılan yüksek enerjilerde baskın olan fiziksel etkileşim olan *Compton* saçılımı elektron yoğunluğundan etkilenmektedir. Sıklıkla kullanılmakta olan katı fantom malzemeleri ve özellikleri Tablo 2’de verilmiştir(5,12).

Tablo 2: Çeşitli katı fantom materyallerinin fiziksel özellikleri.

Materyal	Kimyasal Bileşimi	Kütle Yoğunluğu (g/cm ³)	Birim Kütledeki Elektron Miktarı (#e ⁻ /g)
Su	H ₂ O	1.0	3.34x10 ²³
<i>Polystyrene</i>	(C ₈ H ₈) _n	1.03-1.05	3.24 x10 ²³
<i>Plexiglas</i> (<i>Perspex, Lucite</i>)	(C ₅ O ₂ H ₈) _n	1.16-1.20	3.24 x10 ²³
<i>Polyethylene</i>	(CH ₂) _n	0.92	3.44 x10 ²³
Parafin	C _n H _{2n+2}	0.87-0.91	3.44 x10 ²³

Plexiglas, Perspex veya *Lucite, Polymethyl methacrylate* (PMMA) malzemesinin ticari adlarıdır. Bu malzeme ayrıca akrilik olarak da adlandırılır. Çalışmamızda fantom içinde doz ölçümleri için PMMA plaka levhaları ve parafin kullanılmıştır.Şekil 6’da PMMA ve RW3 katı fantom levhaları görülmektedir.



Şekil 6: PMMA ve RW3 katı fantom levhaları.

2.4. Doz Hesaplama Algoritmaları

Modern tedavi planlama sistemleri 3 boyutlu konformal radyoterapi (3BKRT) ve yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) tekniklerine cevap verecek şekilde üç boyutlu doz hesabı yapabilen doz hesaplama algoritmaları ile çalışmaktadır. Doz hesaplama algoritmalarının, kabul edilebilir doğrulukta doz hesaplarını yapması gerekmektedir. Bu kabul homojen doku ortamında $\pm\%3$, heterojen doku geçişlerinin olduğu ortamlarda (akciğer gibi) $\pm\%5$ aralığındadır. Ancak tedavi planı yapmak optimizasyon gerektirdiğinden, tekrarlayan hesaplara ihtiyaç duyulmaktadır. Bu yüzden, doz hesaplama doğruluğunun yanında etkin doz hesaplama süreside gereklidir. En iyi doz hesaplama algoritması hesaplama doğruluğunun ve süresinin iyi dengelendiği algoritmadır.

Bilgisayarlı tedavi planlama sistemleri için doz hesaplama algoritmaları 1950'lerin ortalarından beri gelişmektedir. Genel olarak algoritmalar üç kategoride sınıflandırılır: (a) düzeltme tabanlı (*correction based*) , (b) model tabanlı (*model based*), (c) Monte Carlo. Bu üç kategoriden biri üç boyutlu tedavi planlamada kullanılabilir. Algoritmalar kendi arasında, hesaplama doğruluğunda ve hızında çeşitlilik göstermektedir. Ancak gelişen bilgisayar sistemleri ile birlikte doz hesaplama doğruluğu açısından model tabanlı veya Monte Carlo algoritmaları tercih edilmektedir(5).

⁶http://www.ptw.de/uploads/pics/slabphantoms_04.jpg 16.07.2013

2.5. Collapsed Cone Algoritması

Collapsed Cone algoritması, *Nucletron Oncentra MasterPlan* içinde yer alan model tabanlı bir algoritmadır. Bu algoritma, *Convolution-Superposition* metoduna dayanmaktadır. CC algoritması lineer hızlandırıcıdan kurulum sırasında alınan ışın datalarına göre modellenmiş primer ışın ve tedavi kafasında saçılan ikincil ışınları kullanarak hesaplama yapar. Modellenen ışın verileri, düzleştirici filtre sertleştirilmesi, *off-axis* yumuşaması, MLC sızıntısı, düzleştirici filtre kaynaklı oluşan ikincil elektronlar gibi faktörlerle modifiye edilir. Bu algoritma cihazdan gelen primer fotonların (ayrıca cihazdan çıkan saçılmış parçacıkların) etkileşimi sonrasında oluşan ikincil parçacıkların üç boyutlu geometride herhangi bir yöne doğru doz transportunu hesaba dahil eder. Bu hesap önceden elde edilmiş nokta "kernel"ların kullanılması ile olur. Primer X ışını fotonu ortamla etkileşime geçtiği zaman, etkileşim noktasından itibaren etrafa saçılan elektron ve/veya fotonlar ile doz aktarır. Bu ifade Denklem 2'de *convolution* denklemi olarak gösterilmiştir.

$$D(\vec{r}) = \int \frac{\mu}{\rho} \varphi_p(\vec{r}') A(\vec{r} - \vec{r}') d^3\vec{r}' \quad (2)$$

Convolution denklemi, herhangi bir r noktasındaki dozu, r' noktasında etkileşime girmiş φ_p primer foton akısının yarattığı ikincil parçacıkların r noktasına etkisini integre ederek hesaplamaktadır. μ/ρ primer fotonların etkileşime girdiği noktadaki kütle soğurma katsayısını (*mass attenuation coefficient*) temsil etmektedir. Denklem 2'deki A parametresi ise r' noktasından r noktasına saçılan ikincil foton ve elektronları yarattığı doz dağılımını ifade eden "*convolution kernel*"ıdır. Doku heterojen ortamdan oluşmaktadır. Primer fotonlar kaynaktan çıktıktan sonra etkileşime girdiği noktalar eşit uzaklıkta olsa bile, doku heterojenitesinden dolayı o noktada etkileşime girme olasılıkları eşit olmaz. Çünkü primer fotonların açısal dağılımından dolayı, kaynaktan r mesafesi uzaklıkta etkileşime girmeleri olasılığı farklı açılarda yol takip ettiklerinden dolayı karşılaştıkları doku yoğunluklarına bağlı olarak değişmektedir. Bu ayrıca ikincil parçacıklar içinde geçerli olacaktır. Bu yüzden "*convolution*" denklemi radyolojik yol mesafesine (BT'den gelen HU değerleri kullanılarak düzeltilmiş mesafe) modifiye

edilir. Modifiye edilen denklem mesafe düzeltmesinden dolayı *convolution-superposition* denklemi olarak adlandırılır. Bu denklem aşağıda gösterilmiştir.

$$D(\vec{r}) = \int \frac{\mu}{\rho} \varphi_p(\rho_{\vec{r}}, \vec{r}') A((\rho_{\vec{r}} - \rho_{\vec{r}'}), (\vec{r} - \vec{r}')) d^3\vec{r}' \quad (3)$$

$\rho_{\vec{r}}, \vec{r}'$ kaynaktan çıkan birincil fotonların etkileşime girdiği nokta arasında heterojenite düzeltmesi yapılmış mesafeyi göstermektedir. $((\rho_{\vec{r}} - \rho_{\vec{r}'}), (\vec{r} - \vec{r}'))$ ise r' noktasında ortaya çıkan ikincil parçacıkların r noktasında bıraktığı dozu temsil etmekte ve bu iki nokta arasında heterojenite düzeltmesi yapmaktadır.

Collapsed Cone algoritması prensip olarak bu şekilde çalışmaktadır. Algoritmanın doz hesaplama etkinliği çekilen bilgisayarlı tomografinin görüntü çözünürlüğü, kesit kalınlığı ve görüntü elemanlarındaki HU bilgilerinin aktarıldığı doz hesaplama *grid* sayısı ile doğru orantılıdır. Ancak hesaplama süresi artan doz etkinliği ile birlikte uzamaktadır(2,5).

2.6. Monte Carlo Metodu

"Monte Carlo" isminin kökeni şans oyunlarından gelmektedir. Bütün MC benzeşimleri rasgele gerçekleşen olaylara dayanır. Bu yüzden elde edilen sonuçlar her zaman kesin sonuç olmaz.

MC metodunda ana fikir benzeşime dayanmaktadır. Bunun için geliştirilen modelin, ilgili gerçek sistemi fiziksel özellikleriyle tam anlamıyla temsil etmelidir. Etkileşim olasılıkları sistem içinde olasılık dağılım fonksiyonları (pdf/ *probability distribution function*) ile doğru tanımlanmalıdır. Kullanılacak "pdf"ler çok sayıda olayın yarattığı davranışı temsil ettiği için, MC metodu ile doğru sonuca yaklaşmak birçok sayıda rasgele örneklemin kullanılmasından geçer.

Günümüzde MC metodu reaktör tasarımı, hava durumu tahmini, nano yapılar ve polimerler, radyoterapi gibi birçok alanda kullanılmaktadır. Radyoterapi uygulamalarında doz hesabı için benzeşiminin yapılması gereken model, tanımlanmış hacim içinde foton, elektron gibi parçacıkların transportudur. Bu model, kullanılan lineer hızlandırıcının modellenmesi dahil, hasta veya fantom içinde doz hesaplarını

kapsar. Radyasyon transportu benzeşiminde kullanılan bazı MC kodları mevcuttur. Bu kodlar, *Electron Gamma Shower version 4* (EGSv4), ETRAN/ITS, Monte Carlo N-Particle (MCNP), GEANT olarak sıralanabilir. Oncentra MasterPlan TPS sadece elektron ışınları için MC tekniğini kullanmaktadır. Ancak bu araştırma foton-elektron transport çözümünü gerektirdiğinden, GAMOS/GEANT4 kodu kullanılmıştır.

MC metodu ile örneklenen parçacık sayısı arttıkça sonuç kesinleşmektedir. Hesaplama süresini ihmal ettiğimiz zaman, elektron yoğunluğunun düzensiz olduğu heterojen ortamlarda bu teknik en iyi sonucu vermektedir. Ancak iyi sonucu elde etmek, örneklem sayısının fazla olmasından yani hesap süresinin uzun olmasından geçer. Bu tekniğin radyoterapi uygulamalarında rutin olarak yer alması gelişen bilgisayar sistemlerine bağlıdır(5,13).

2.7. GAMOS 3.0.0 Kodu

GAMOS, GEANT4 tabanlı MC tekniği kullanan, radyasyon transportu içeren problemlerin çözümünde kullanılan bir koddur. GAMOS açık şekliyle "*GEANT4 based Architecture for Medicine-Oriented Simulations*" olarak yazılır. Bu kodun geliştirilmesindeki amaç GEANT4 kodunu kullanıcı için daha kolay kullanılabilir hale getirerek, tıbbi amaçlı benzeşim kullanımına araç olmasıdır.

GAMOS, GEANT4 fizik modellerini ve kod seçeneklerinin birçoğunu içerdiği için, parçacığın türüne göre 250 eV, 100 TeV enerji aralığında birçok uygulamada kullanılabilir. Bu uygulamalar arasında, yüksek enerji fiziği, radyasyon zırlama, tıbbi fizik, astrofizik gibi ana başlıklar yer alır. Tıbbi fizik uygulamalarında ise GAMOS kullanımı genellikle nükleer tıp ve radyoterapiye odaklanmıştır. GAMOS kodu ile PET (*positron emission tomography*) , SPECT (*single photon emission computed tomography*), gamma kamera, lineer hızlandırıcı, radyoterapide planlama gibi alanlarda benzeşimler yapılabilir. GAMOS kodunu girdi (*input*), çıktı (*output*) ve optimizasyon-varyans azaltma olmak üzere üç alt başlık altında açıklayabiliriz.

Girdi (Input): *Input* kısmı modellemenin yaratıldığı ve kullanılacak fizik hesaplarının seçildiği yerdir. Benzeşimi yapılacak modelin geometrisi oluşturulur. Oluşturulan geometri içinde materyaller tanımlanır. Materyaller GEANT4 kütüphanesinden element olarak seçilebileceği gibi birden fazla element seçilerek, bileşik veya alaşımlar oluşturulabilir. Modellenecek geometri ayrı bir *text* dosyasında oluşturularak, ana *input* dosyasına çağırılır. Benzeşimde kullanılacak parçacıkların türüne ve hesaba katılmak istenen etkileşimlere göre bu kısımda GEANT4 listesinde yer alan fizik modeli seçilir. Fizik modelleri içinde elektromanyetik fizik, hadronik fizik gibi modeller yer alır. Bu modellerin içinde ise alt modeller yer alır. Gamma etkileşimleri için örnek vermek gerekirse, elektromanyetik fizik modeli içinde *gamma-standard* modeli ile 1 keV – 100 TeV enerji aralığında etkileşimleri hesaba katar. Rayleigh saçılımları, atomik enerji seviyesinde uyarılmalar bu model ile ihmal edilir. *Gamma-lowener* modeli ile ise 250 eV – 100 TeV enerji aralığında hesaplar yapılır, standard modelde ihmal edilenler bu modele dahil olur.

Radyoterapi uygulamalarında, lineer hızlandırıcı modelinin yer aldığı benzeşimlerde *input* dosyası genelde iki aşamalı olarak oluşturulur. İlk aşamada lineer hızlandırıcının geometrisi, materyalleri ve kullanılacak parçacık enerjisi ve fizik modeli oluşturulur. Bu *input* dosyası ile kaynaktan sol el kuralına göre “pozitif z” yönünde , kullanıcı seçimine bağlı olarak, belli mesafe uzaklıkta faz-uzay datası oluşturulur. Faz-uzay datası içinde, belirlenen z mesafesinde bulunan XY düzlemini geçen ve fizik modelinin hesaba kattığı tüm parçacıkların pozisyon, açı, enerji gibi bilgileri yer alır. Daha sonra elde edilen bu faz-uzay datası modellenmek istenen probleme göre 2. *input* olarak kullanılabilir. GAMOS, DICOM formatlı görüntüleri kullanmamıza olanak sağladığı için 2. *input* dosyasında geometri bir hastanın DICOM görüntülerinin alınmasıyla oluşturulup tedavi planı oluşturulabilir. Bu şekilde radyoterapide her benzeşim için, kompleks yapılı lineer hızlandırıcı her defa modellenmez.

Çıktı (Output): *Output* dosyasından okunacaklar, *input* dosyasında oluşturulan benzeşime göre değiştiği gibi ayrıca *output* dosyasında ne okumak istediğimize göre *input* dosyasında kullanılan seçenekler ile elde edilir. *Output* elde etmek için modellenen geometride herhangi bir hacim, koda dedektör olarak tanıtılır. Dedektör kavramı, o hacme giren parçacıkların takip edilip, istenirse sonuç olarak gösterilmesidir. Dedektör dışında kalan bölümlerde parçacık takibi kod içinde olurken o bölümlerden sonuç okunamaz. Tanımlanan dedektör geometrisinde, GAMOS'un sunduğu seçeneklere göre sonuçlar alınabilir. Örnek olarak, dedektör geometrisi "voxel"lere bölünerek, her "voxel" içine bırakılan enerji çıktı olarak alınabilir; veya dedektör geometrisi bütün olarak kullanılıp o hacim içinde oluşan ikincil elektronların bilgisi alınabilir. Tanımlanan dedektör geometrisi için, enerji çözünürlüğü, ölü zaman gibi seçenekler kullanılarak dedektör kavramı, örneğin gamma kamera uygulamasında gerçek anlamda dedektör tasarımına dönüşebilir.

Optimizasyon-Varyans Azaltma: MC metodu ile rölatif hatanın az olduğu sonuçlar almak, kompleks modellemelerde yüz milyonlar ile milyarlarca parçacığın kullanılmasından geçer. Bu kadar fazla sayıda örneklemenin olduğu modellemenin hesaplaması saatler, hatta günler sürer. Hesaplama süresini ya da rölatif hatayı azaltmak için optimizasyon ve varyans azaltma teknikleri MC modellemelerinin olmazsa olmazıdır.

MC metodunda kullanılan en yaygın optimizasyon yöntemi üretim kesimi (*production cut*) optimizasyonudur. GAMOS bu yöntemi GEANT4 da olduğu şekliyle kullanır ve üretim kesimi mesafeyle ifade edilir. Bu şu anlama gelir. Tanımlanan üretim kesimi mesafesinin altında ortalama mesafesi olan hiçbir parçacık oluşturulup takip edilmez. Bunun yerine oluşması gereken o parçacığın enerjisi, oluştuğu bölgede bırakılır. Bu şekilde, sonuca etkin bir katkısı olmayacak düşük enerjili parçacıkların hesapları için bilgisayar zamanı harcanmaz.

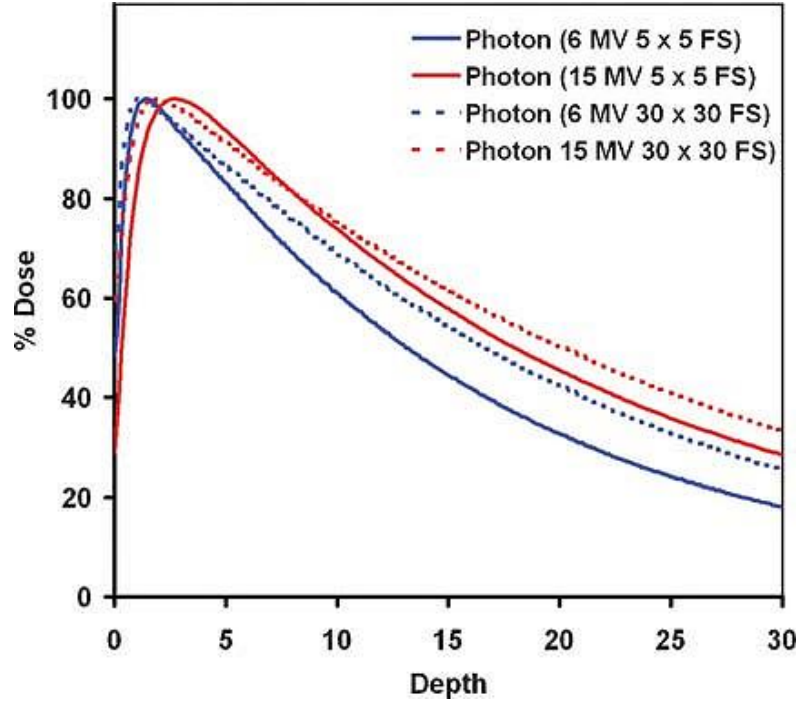
Monte Carlo metodunda rölatif hata R , $1/\sqrt{N}$ ile orantılıdır. N örneklem veya oluşturulan parçacık sayısı ile ilişkilidir. Kodun koşulması için gereken süre T ise N ile doğru orantılıdır. Böylece $R = C / \sqrt{T}$ olur. C pozitif sabittir. Rölatif hatayı azaltmak

için ya hesaplama süresi uzatılmalıdır, ya da C sabiti azaltılmalıdır(9). C sabiti, kodda kullanılan geometriden, kullanılan fizik modeline kadar birçok parametreden etkilenir. C sabitini azaltmak için, GAMOS bazı varyans azaltma tekniklerini sunar. Radyoterapi uygulamalarında varyans azaltmak için parçacık ayrımı (*particle splitting*) tekniği kullanılır. Radyoterapide X ışını üretimi, yüksek enerjili elektronların *bremmstrahlung* etkileşimleriyle oluşur. Radyoterapi uygulamalarında kullanabileceğimiz GAMOS'un sunduğu parçacık ayrımı tekniği "Z düzlemi yönünde bremmstrahlung ayrımı" dır (*Z-Plane directional bremmstrahlung splitting*). Bu teknikte dedektör olarak tanımlanacak geometri ile kaynak arasında bir Z koordinatında XY düzlemi tanımlanır. Bremmstrahlung etkileşimi sonrası oluşacak X ışını fotonlarının yönü eğer tanımlanan düzlem üzerine düşüyorsa, bu parçacık N defa çoğaltılır ve çoğaltılan parçacıkların hesap üzerindeki ağırlığı N'e bölünür. Bir başka varyans azaltma tekniği ise büyük X/Y pozisyonlarına sahip parçacıkları silmektir (*Killing particles at big X/Y*). Bunun için yine kaynak ile dedektör geometrisi arasında Z koordinatında tanımlanan XY boyutlu düzlemler oluşturulur. Eğer parçacıklar bu düzlemin dışına çıkıyorsa, dedektör geometrisine ulaşamayacakları için silinirler(14).

2.8. Radyoterapide Doz Dağılım Tanımları

Bu kısımda araştırmada yer alacak klasik doz dağılımı tanımları yapılacaktır.

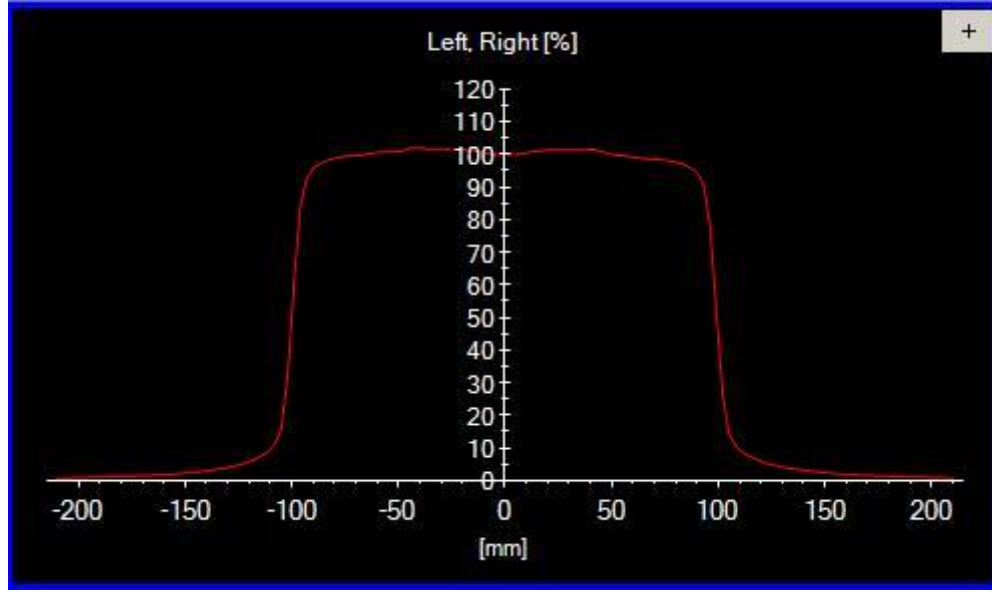
Yüzde Derin Doz (YDD): Üretilen ışın (X ışını veya elektron) hasta ya da fantomda etkileşime girdiği zaman bıraktığı doz, derinliğe göre değişir. Bu değişim, kullanılan ışının enerjisi veya kalitesi, alan boyutu, ışının etkileşime girdiği materyale göre çeşitlilik gösterir. Işının kalitesi yüzde derin doz ölçümleriyle anlaşılır. Bu ölçüm için fantom içinde, ışının merkez eksenini boyunca farklı z derinliklerinde ölçümler alınır. Alınan ölçümler herhangi bir referans derinlikteki doza normalize edilir. Genellikle normalizasyon maksimum doza yapılır. Şekil 7'de farklı kalitelere (ışın enerjilerine) ve alan boyutlarına sahip X ışınlarının YDD eğrileri görülmektedir. Işın alanı boyutu küçüldükçe, ortamda oluşan ikincil parçacıkların sebep olduğu *build-up* bölgesi genişlemektedir ve maksimum doz derinliği artmaktadır. Aynı etki artan ışın enerjisi ile de görülmektedir.



⁷**Şekil 7:** Farklı ışın enerjileri ve alan boyutlarında yüzde derin dozlar.

Doz Profilleri: Doz profilleri ile ışın huzmesinin homojenitesi, simetrisi, penumbrası ve alan boyutu analiz edilir. Doz profili fantom içinde herhangi bir referans z derinliğinde x eksenini boyunca veya y eksenini boyunca ölçümlerin alınmasıyla elde edilir. Genel olarak, x eksenini (tedavi masası eksenine dik sağ-sol doğrultuda eksen) boyunca alınan doz profilleri *crossplane*, y eksenini boyunca alınan doz profilleri (*gantry* tedavi masası eksenini) ise *inplane* olarak adlandırılır. Doz profilinde normalizasyon ışın merkezi eksenini üzerindeki doza yapılabildiği gibi farklı yöntemlerde mevcuttur. Şekil 8'de 20x20 alanda temsili *crossplane* doz profili gösterilmiştir.

⁷<http://www.cixip.com/index.php/page/content/id/1835> 16.07.2013



⁸**Şekil 8:** 20x20 alan *crossplane* doz profili.

2.9. Radyoterapide Radyasyon Dozu Ölçümü

Radyoterapide radyasyon dozu ölçümleri film dozimetri, TLD (Termolüminesans dozimetri), iyon odası, diyot dedektörler gibi sistem yada aygıtlarla yapılmaktadır. Bu araştırmada doz ölçümü için film dozimetri ve iyon odası kullanılmıştır.

Film Dozimetri: Radyasyon film üzerinde kimyasal ve fiziksel değişimler meydana getirir. Bu değişimlerin ölçümlerle absorbe edilen dozla ilişkilendirilmesi film dozimetri olarak adlandırılır. Film ile radyasyon dozu ölçümü kalibrasyon filmlerinin kullanılmasıyla yapılır. Bilinen dozlarda film ışınlanır. Işınlanan film üzerinde radyasyonun etkisi sebebiyle banyo sonrası (gafkromik filmler hariç) kararmalar meydana gelir. Doza karşılık gelen her bir kararma noktasından optik dansiteler okunur ve uygulanan doza karşılık optik dansite eğrisi çizilir. Bu eğri üzerinden filmin hangi doz aralığında lineer cevap verdiği, hangi dozlarda doyuma ulaştığı belirlenir. Bu eğri özdeş filmler için doz tahmini yapımında kullanılır. Film dozimetrisinin avantajlarının yanında dezavantajları vardır. Yüksek uzaysal çözünürlük, enerjiden ve doz hızından bağımsız olması, yaklaşık doku eşdeğeri olması, kesilerek istenilen şeklin verilmesi, küçük ve büyük alan dozimetrisine uygunluğu avantajları olarak

⁸<http://www.wienkav.at/kav/kfj/91033454/physik/img4/sscheck1.png> 16.07.2013

sıralanabilir. Çevresel şartlara (sıcaklık, nem vs.) yüksek duyarlılığı, fiziksel ve kimyasal işleme ihtiyaç duyulması, tarama ve banyo parametrelerine bağımlılığı ise dezavantajlarıdır(15).

İyon Odaları: İyon odaları, radyasyon dedeksiyon haznesinin gaz ile doldurulduğu cihazlardır. Bir çok iyon odasının elektrodları arası hava ile doludur. Temel prensip olarak elektrotlara uygulanan voltaj ile radyasyonun etkileşimi sonrası havada oluşan pozitif ve negatif yükler toplanır. Bu yükler elektronik devrede elektrik atımı oluşturur. Elektrik atımının, iyon odasının bilinen dozlara verdiği tepki ile karşılaştırılmasıyla doz ölçümü yapılır. İyon odalarına yeterli voltaj uygulanmadığı zaman, iyon odası kavitesi içinde oluşan yükler rekombinasyon etkisi ile akıma çevrilemez. Maksimum yük verimi için iyon odalarına doyum voltajı uygulanmalıdır. Bu voltaj iyon odası türüne göre değişmekte, genelde 50-300 V arasında olmaktadır. İyon odaları içinde, orantılı sayaçlar gibi elektron çığı oluşmadığı için, görece elde edilen yük miktarı azdır. Elektrometre sistemleri ile iyon odalarından gelen hassas yük atımları ölçüm bilgisine çevrilir(16).

Radyoterapide yüksek enerjili X ışınları kullanıldığı için iyon odaları tek başına havada doz ölçümünde kullanılmaz. Genel olarak iyon odaları fantom içine yerleştirilir ve X ışının ortamda yarattığı ikincil elektronların denge halinde olduğu ortamlarda ölçüm alınır. 6 MV ve daha düşük enerjiler için havada ölçüm alınacaksa iyon odası çevresine *build-up cap* takılarak ölçüm alınabilir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Araştırmanın Tipi

Araştırma girişimsel olmayan araştırmalar niteliğindedir. İyonlaştırıcı tıbbi radyasyon dozlarının fantomda teorik olarak iki farklı bilgisayar yazılımında hesaplanması ve fantom içinde dozların deneysel olarak ölçülmesine dayanır.

3.2. Araştırmanın Yeri ve Zamanı

Araştırma 27.05.2013 ile 30.07.2013 tarihleri arasında DEÜ Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda yapılmıştır.

3.3. Araştırmanın Evreni

Araştırma evreni, PMMA fantom plakalar, parafin malzeme, silindir CoCrMo ve Ti6Al4V alaşımı protez malzemesi örneklerinden oluşturulmuş fantomlardır. Silindir alaşımların boyları 150 mm, çapları Ti6Al4V'de 32 mm, CoCrMo'da 29 mm'dir. Ti6Al4V alaşımı kütlece yaklaşık olarak %89.95 Titanyum, %5.80 Alüminyum, %3.92 Vanadyum ve eser miktarda hidrojen, karbon, azot, oksijen, demir içerir; yoğunluğu 4.43 g/cm³'tür. CoCrMo alaşımı ise kütlece yaklaşık olarak %65.35 Kobalt, %27.2 Krom, %5.39 Molibden ve eser miktarda karbon, azot, silisyum, nikel, demir içerir; yoğunluğu 8.30 g/cm³'tür. *Nucletron Oncentra MasterPlan* tedavi planlama sisteminde CC algoritması hesabı ve deneysel ölçümler için oluşturulan fantom kullanılmıştır. GAMOS MC algoritması hesapları için, GAMOS yazılımında gerçeğe özdeş yazılım içinde modellenmiş fantom kullanılmıştır.

3.3.1. Parafin Fantom

Protez malzemesi örneklerini doku-su eşdeğeri bir ortamda ışınlamak için parafin malzemesi tercih edilmiştir. Protez malzemelerinin doza etkisini incelemek amacıyla üç farklı parafin fantom oluşturulmuştur. Birinci fantom sadece parafinden oluşmaktadır. Diğer iki parafin fantom içine ise CoCrMo ve Ti6Al4V alaşımları yerleştirilmiştir. Birinci fantom kontrol grubunu temsil eder. Protez malzemesinin bulunmadığı ortamda doz dağılımlarını elde edebileceğimiz fantom düzeneği için

kullanılmıştır. Ayrıca bu fantomdan elde edilen BT kesitlerindeki HU değerlerini kullanarak, içinde alaşım içeren artefaktlı BT görüntülerinde, artefakt düzeltilmesi yapılmıştır. Şekil 9'da parafin fantomları oluştururken kullandığımız düzeneğin parçaları gösterilmiştir.



Şekil 9: Parafin fantom deney düzeneği.

Şekil 9'da parafin malzemesi (beyaz renkte), Ti6Al4V, CoCrMo alaşımları ve $20 \times 20 \times 3.6 \text{ cm}^3$ iç hacme sahip yüzeyi pürüzsüz ahşap çerçeveler gözükmektedir. Yaklaşık $65-70^\circ\text{C}$ 'de eriyen parafin malzemesi eritildikten sonra su terazisiyle kontrol edilerek yere paralelliği sağlanmış ahşap çerçevelere dökülmüştür ve bir gün donması için beklenmiştir. Alaşımlar, çerçeve merkezinde, yatay olarak sabitlendikten sonra üzerine erimiş parafin dökülmüştür. Şekil 10'da Ti6Al4V protez malzemesi örneği üzerine, erimiş parafin döküldükten sonraki resmi verilmiştir.



Şekil 10: Erişmiş parafin ve merkezde Ti6Al4V protez örneği.

Kullanılan ahşap çerçeve ile parafin fantomların boyutları yaklaşık olarak 20x20 cm², kalınlığı 3.6 cm olmuştur. Parafin fantomlar elde edildikten sonra, PMMA fantom plakalarla birlikte kullanılarak BT simülasyonu yapılmıştır. Oluşturulan parafin fantomların üzerine 3 cm, altına ise en az 15 cm kalınlığında PMMA fantom konulmuştur. Bu şekilde oluşturulan evrenin boyutları arttırılarak, doz ölçüm ve hesap derinlikleri arttırılmıştır. Aşağıda Şekil 11’de üç ayrı fantom gösterilmiştir. Fantom#1 sadece parafinden oluşmaktadır. Fantom#2 içinde CoCrMo, Fantom#3 içinde Ti6Al4V protez malzemesi örneği bulunmaktadır.

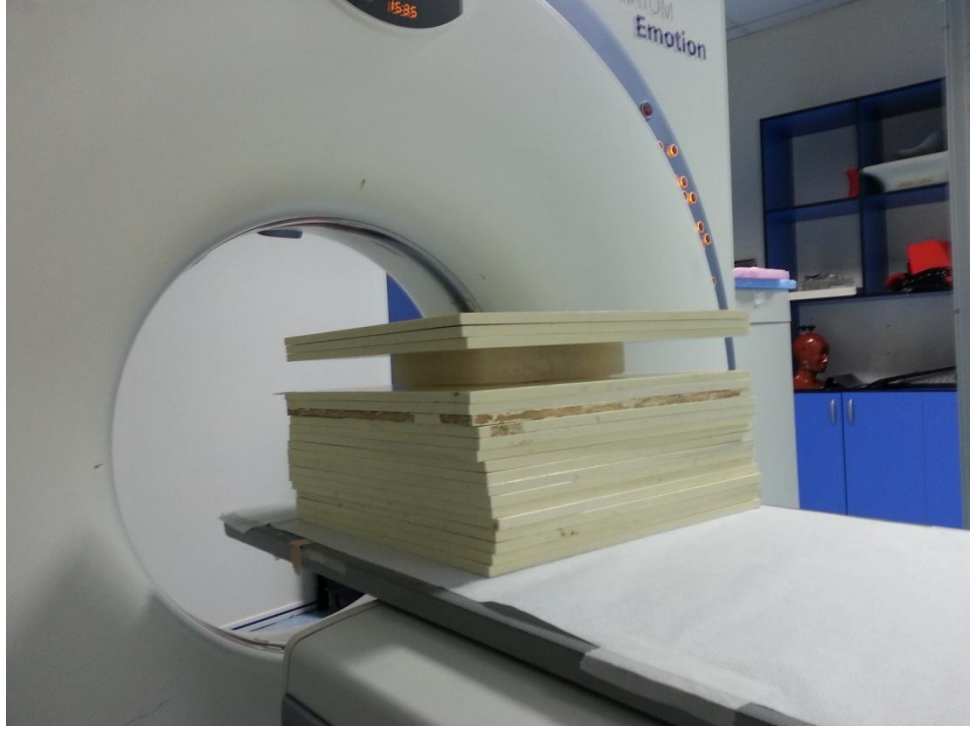


Şekil 11: Soldan sağa Fantom#1, Fantom#2, Fantom#3

3.3.2.Fantomun BT Simülasyonu

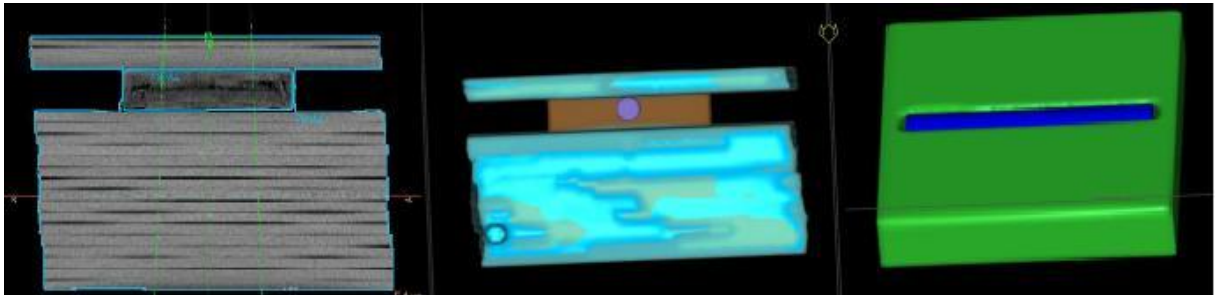
Simülasyon için Siemens marka *Somatom Emotion* BT simülatör kullanılmıştır. Simülatörün kullandığı X ışını kV mertebesinde dir. Lineer hızlandırıcıda kullanılan ışın alanı içinde Y eksenini boyunca fantom homojen olduğu için, kesit kalınlıkları 5 mm olarak alınmıştır. Üç ayrı parafin fantomları içeren PMMA plakalarla oluşturulmuş fantomların BT kesitleri alınıp tedavi planlama sistemine aktarılmıştır.

Şekil 11’de görülen parafin fantomlar üzerine 3 cm, altına en az 15 cm olacak şekilde PMMA plakalar eklenmiştir, ve BT görüntüleri alınmıştır. Şekil 12’de simülasyonu yapılan fantom#3 bütün haliyle gösterilmiştir. Bu evrenler üzerinde doz ölçümleri ve hesapları yapılmıştır.



Şekil 12: Fantom, BT simülatör cihazında.

Simülasyonun devamı için, *Nucletron Oncentra MasterPlan* TPS'e aktarılan kesitlerde hacimler, *external*, parafin, PMMA, varsa protez malzemesi olarak çizilip, modellenmiştir. Hacim tanımlamaları, artefakt düzeltme amacıyla yapılmıştır. Şekil-13'de TPS'e aktarılan orijinal BT kesitleri kullanılarak tanımlanan hacimler ile üç boyutlu olarak fantom düzeneğinin simülasyonu görülmektedir.

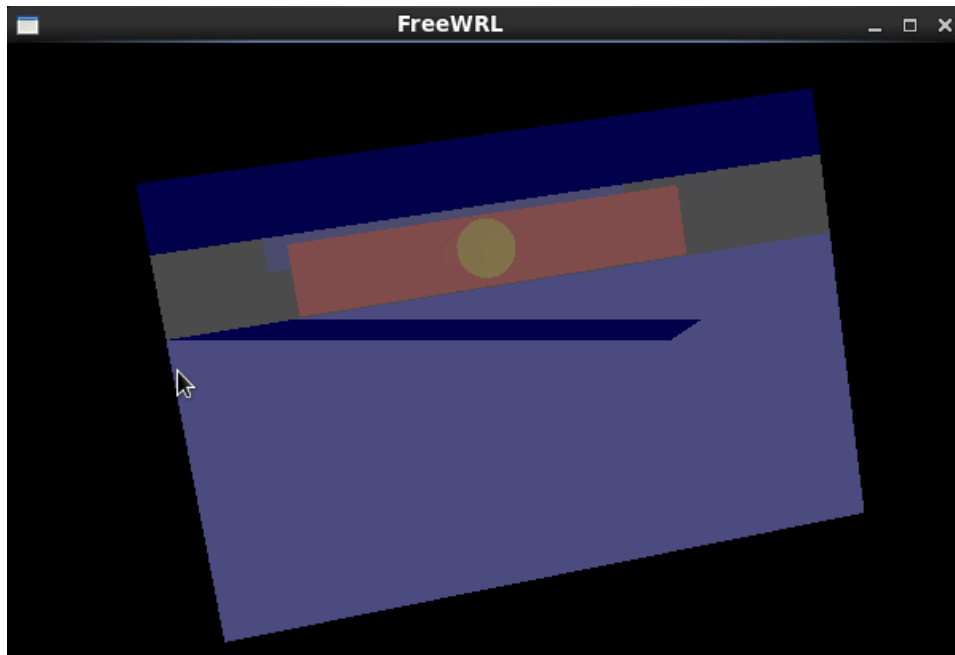


(a) (b) (c)

Şekil 13: Fantomun TPS'te simülasyonu. **(a)** BT kesiti. **(b)** Üç boyutlu fantom simülasyonu. **(c)** Üç boyutlu parafin, içinde protez örneği simülasyonu.

3.3.3. Fantomun GAMOS Yazılımında Modellenmesi

Gamos kodunda *.geom* uzantılı text formatında dosya ile fantom, Z eksenı boyunca gerçek boyutları ve özellikleri ile modellendi. XY düzleminde ise 40x40 cm²'lik alan oluşturan PMMA fantomlar 30x30 cm² olarak modellendi. Fantom merkezinde 10x10 cm²'lik ışın alanında fantom dışına doğru saçılan ışın kaynaklı dozlar incelenmeyeceği için, MC hesabı süresini uzatmamak için geometrik boyutlar XY düzleminde azaltıldı. Oluşturulan geometriler için Geant4 kütüphanesinde bulunan materyaller kullanıldı. Parafin ve PMMA için sırasıyla *G4_PARAFFIN*, *G4_PLEXIGLASS* kullanıldı. Alaşımlar ise, *G4_Ti*, *G4_Al*, *G4_V*, *G4_Co* vs. şeklinde listelenmiş elementlerin uygun kütle oranları ile karıştırılması ile oluşturuldu. şekil 14'te GAMOS kodunda modellenmiş fantom verilmiştir.



şekil 14: GAMOS yazılımında fantom modeli.

şekil 14'te mavi alan PMMA fantom, kırmızı alan parafin fantom ortamını, parafinin merkezindeki daire ise silindir alaşımı temsil etmektedir.

3.4. Çalışma Materyali

3.4.1.Siemens Primus Lineer Hızlandırıcı

Bu araştırmada Siemens marka Primus lineer hızlandırıcı kullanılmıştır. Bu cihaz, 6 MV, 18 MV enerjilerde X ışını, 6,9,12,15,18,21 MeV enerjilerde elektron demetleri üretmektedir. Cihaz SSD (Kaynak cilt mesafesi) 100cm'de maksimum 40x40 cm'lik ışın alanı oluşturmaktadır. SSD 100 cm mesafesi aynı zamanda cihazın SAD (Kaynak eksen mesafesi) mesafesidir. Bu mesafe, cihazın tedavi kafasının tedavi masası etrafında dönme ekseninin kaynakla olan uzaklığını temsil eder. Yirmi dokuz çift MLC ile koruma bloğu olmadan ışın alanı oluşturulmaktadır. Birinci ve 29. MLC'ler SAD'de 6.5 cm genişlikte, kalan MLC'ler SAD'de 1 cm genişliktedir. Cihaz ile X ışını modunda ışın homojenitesini şekillendirmek için değişik açılarda *realwedge*'ler kullanılabilir. Gerekirse koruma bloğu için tedavi kafasına tepsi yerleştirilebilir. Araştırmada cihaz sadece 6 MV X ışını modunda 10x10 cm²'lik açık alan ile kullanılmıştır.

3.4.2. PTW TM 23343 *Parallel Plate* İyon Odası

Araştırmada, oluşturulan fantom içinde X ışını merkez ekseni boyunca (Z ekseni) radyasyon doz ölçümü için iyon odası kullanılmıştır. Bu iyon odası ticari adıyla *Markus* olarak adlandırılmaktadır. *Markus* iyon odası elektron ışınlarında mutlak doz ölçümü için önerilmektedir. Ancak araştırmada katı fantom içinde rölatif doz ölçümü yapılacağından ve iyon odasının, *plexiglass* adaptörü ile birlikte efektif ölçüm noktasının 1 mm derinlikte olması sebebiyle *Markus* iyon odası tercih edilmiştir. Şekil 15'te iyon odasının adaptör içinde resmi verilmiştir. *Plexiglass* adaptörün kalınlığı 2 cm'dir. Bu iyon odası 0.02 cm³ hassas hacme sahiptir. Akrilik koruma kılıfı ile su fantomu içinde de kullanılmaktadır. 2 ila 45 MeV *primer* ışın enerjilerinde doza karşı doğrusal cevap vermektedir.



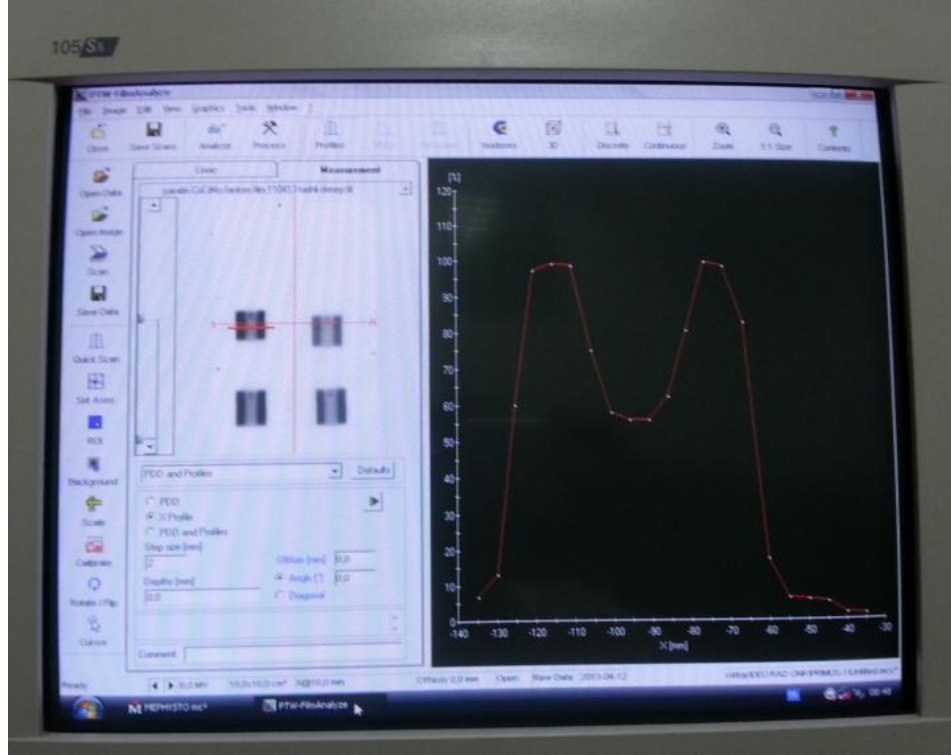
Şekil 15: Markus iyon odası *plexiglass* adaptör içinde.

3.4.3. Kodak EDR2 Film

EDR 2 film, radyoterapide kullanılan yüksek enerjili, yüksek radyasyon dozlarında kullanılmaktadır. Uzaysal çözünürlüğü yüksektir. EDR2 film yoğunluk ayarlı radyoterapi, radyocerrahi gibi planların doğrulanmasında kullanışlıdır. 25-400 cGy radyasyon dozlarında , doza karşılık lineer cevap vermektedir. Yaklaşık 600 cGy radyasyon dozlarında doyuma ulaşmaktadır. Araştırmada 35x43 cm boyutlara sahip EDR 2 filmler, katı fantomda XY düzlemi içinde doz profillerini elde etmek için kullanılmıştır.

3.4.4. MEPHYSTOmc² Programı

MEPHYSTOmc² programı PTW firmasının ürettiği, radyoterapide doz ölçümü uygulamalarında kullanılan bir programdır. Bu program çoğunlukla su fantomunda rölatif doz ölçümlerinde ve film dozimetrisinde tercih edilmektedir. MEPHYSTOmc², araştırmada ışınlanmış filmlerden doz profili elde etmek için kullanılmıştır. Program, taranan film üzerinde belirlenen bir doğru boyunca optik yoğunlukları okuyarak sonuçları tablolar veya grafikler halinde gösterebilmektedir. Şekil 16'da bu program ile taranmış bir filmde elde edilen doz profili görülmektedir.



Şekil 16: MEPHYSTOmc² programında temsili doz profili.

3.4.5. Nucletron Oncentra MasterPlan TPS

“Nucletron Oncentra MasterPlan Version 3.3 SP3 TPS” klinikte kullandığımız Windows işletim sisteminde çalışan tedavi planlama sistemidir. BT simülatör cihazı ile çekilen hasta görüntülerini alarak üzerinde kritik ve hedef organları tanımlayıp, planlanan tedavi alanları ile lineer hızlandırıcının ışın verilerini kullanarak üç farklı algorithmada doz hesabı yapmamızı sağlamaktadır. X ışını için *Pencil Beam* ve *Collapsed Cone*, elektron ışınları için *Monte Carlo* algorithmaları mevcuttur. *Pencil Beam* algorithmasının doku içi heterojen ortamlarda doz hesabı doğruluğu CC algorithması kadar etkin değildir. Bu yüzden klinikte X ışını enerjilerinin doz hesaplarında CC algorithması kullanılmaktadır. Araştırmada, protez malzemesinin yarattığı heterojen ortamın doza etkisini incelerken *Oncentra MasterPlan* TPS in CC algorithması kullanılmıştır.

3.4.6.GAMOS Yazılımı

GAMOS, Monte Carlo metodu ile radyasyon transportu hesabı yapan ücretsiz açık kaynak kodlu bir programdır. 2.7. başlığı altında bu kod araştırma için yeterli olacak kadar anlatılmıştır.

3.5. Araştırmada Kullanılan Yöntem

Araştırma üç ayrı yöntemle elde edilen doz sonuçlarının karşılaştırılmasını kapsamaktadır. 6 MV X ışını enerjisinde, 10x10 cm² ışın alanında, üç ayrı fantom için MC algoritması ve CC algoritması ile doz hesapları ve dozların deneysel olarak her bir hesaplama koşulunda ölçülmesini kapsar.

3.5.1. Monte Carlo Algoritması ile Doz Hesabı

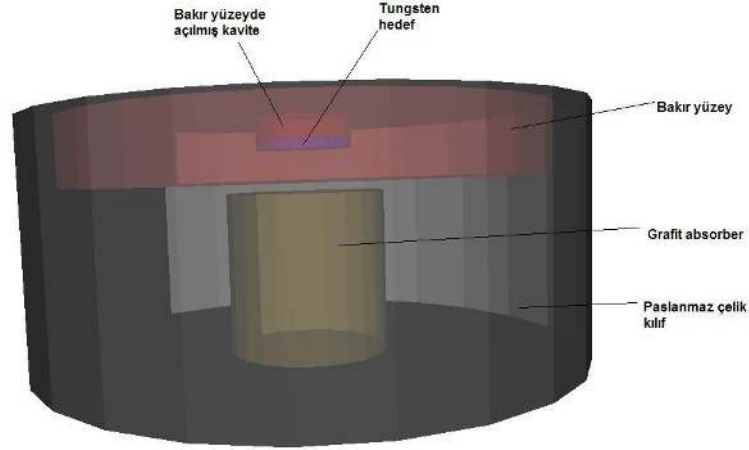
MC algoritması ile doz hesabının doğru şekilde yapılması klinikte kullandığımız lineer hızlandırıcının benzeşiminin başarılı olmasından geçmektedir. Bu kısımda MC algoritması ile fantom üzerinde doz hesabından önce, Siemens Primus lineer hızlandırıcının GAMOS'ta benzeşimi gerçekleştirilmiştir.

3.5.1.1.GAMOS Yazılımı ile Siemens Primus Lineer Hızlandırıcının Benzeşimi

Siemens Primus lineer hızlandırıcı cihazı GAMOS kodunda, Şekil 17'de gösterildiği gibi, tedavi kafasında bulunan ana parçaların koordinat ekseninde Z yönü boyunca konumları göz önünde bulundurularak modellenmiştir.

Herbir parça ile ilgili detaylı bilgi 2.1. nolu başlık altında anlatılmıştır. Modellemeye hedef, hedefin içinde bulunan tungsten ana hedef, bakır soğutucu disk, SS 303 çelik kılıf, grafit *absorber* olarak dahil edilmiştir. Modellemede oluşturulan hedef malzemesinin görüntüsü Şekil 18'de verilmiştir. Hedefin ardından tungsten primer kolimatör içinde alüminyum *absorber*, SS 303 çelik düzleştirici filtre olacak şekilde modellenmiştir. Daha sonra Y "Jaw"ları ve MLC'ler modellenmiştir. MLC'ler 29 çift tungsten yaprak yerine, 2 çift dikdörtgenler prizması olarak modele dahil edilmiştir. Bu modelleme MLC arası radyasyon sızıntısını ihmal etmektedir.

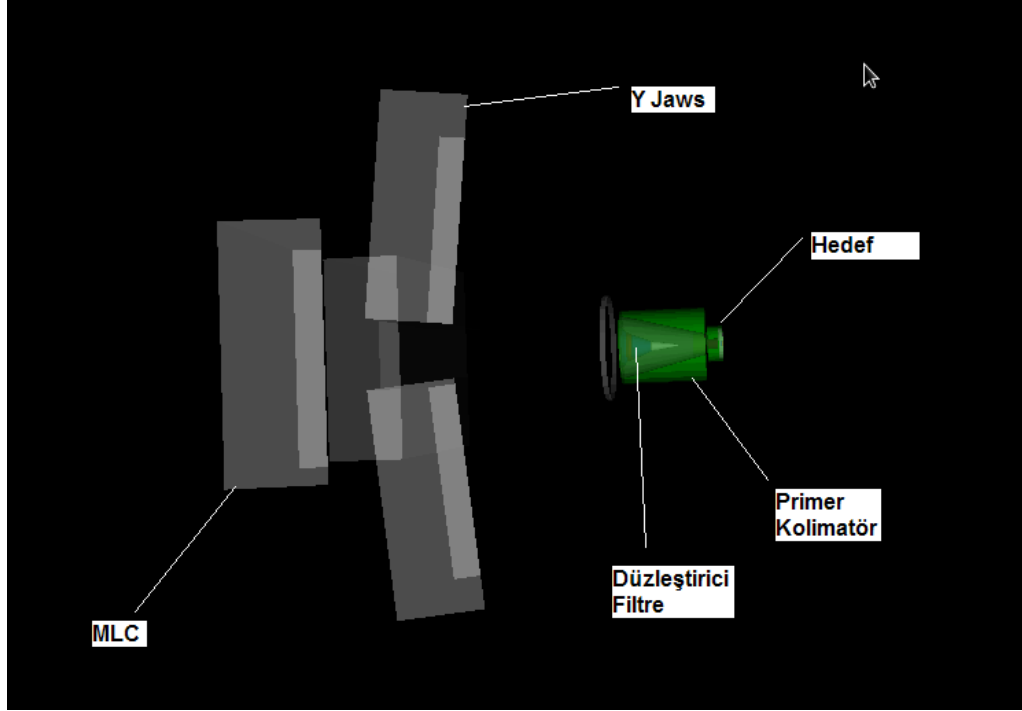
Doz hesapları açık alan için yapıldığı için MLC'lerin kapalı olduğu bölgeden gelen sızıntı radyasyonu önem arz etmemektedir.



Şekil 18: GAMOS'ta modellenen hedef malzemesi.

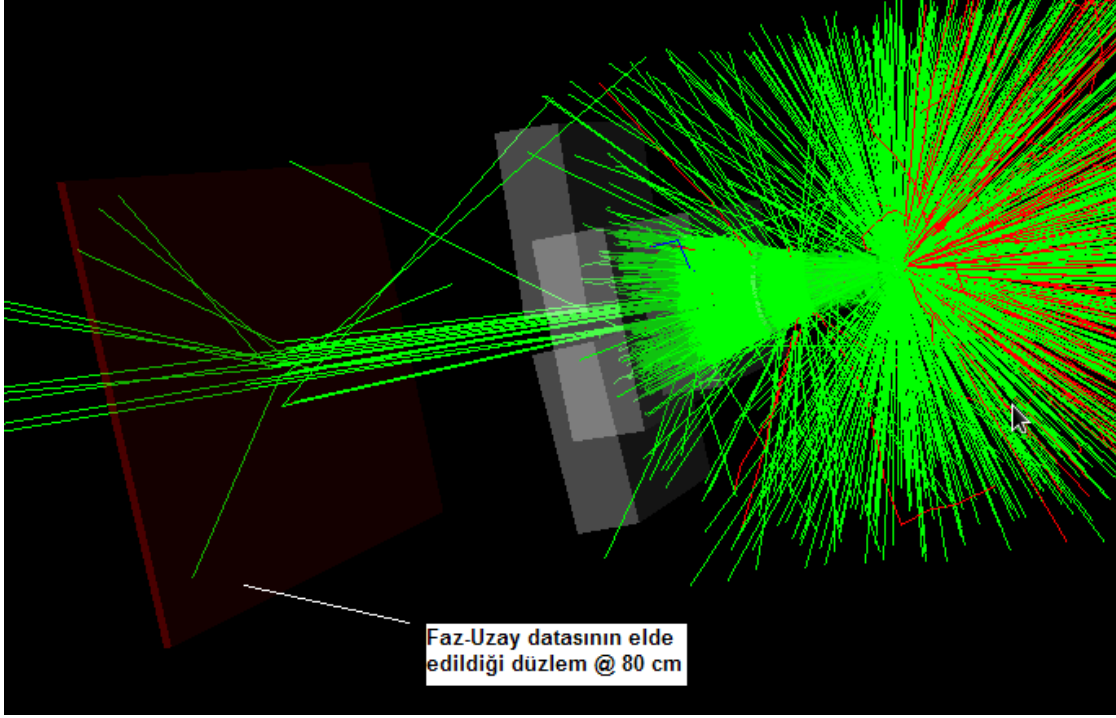
Modellemede iyon odası, ayna sistemi ve diğer mekanik parçalar, tedavi kafası kılıfı, zırhlaması ihmal edilmiştir. İyon odası ve ayna sistemi Z eksenine dik düzlemde simetrik olduğu için ışın homojenitesinde ve simetrisinde büyük fark yaratması beklenmemektedir. Ancak ışında bir miktar sertleşme meydana getirebilirler. Benzeşim sonuçlarını cihazın sonuçlarına uyumlu hale getirmek için düzleştirici filtrenin geometrisi ve hedefe çarpan elektronların enerjisi ve uzaysal dağılımı üzerinde iterasyona gidilmiştir. Şekil 19'da GAMOS'da modellenen Siemens Primus cihazının tedavi kafası görülmektedir.

Benzeşimin doğruluğunu saptamak için öncelikle kaynaktan 80 cm uzaklıkta 5x5, 10x10 ve 20x20 cm² alan boyutlarında faz-uzay datası toplandı. 10x10 cm² alan boyutundafaz-uzay datasını elde etmek için 1.3×10^8 tane elektron kullanıldı. Elektronlar Gaussian enerji dağılımına sahip olacak şekilde modellendi. Ortalama elektron enerjisi 6.0 MeV ve FWHM=0.3 MeV olarak seçildi. Elektronların uzaysal dağılımı için Gaussian disk geometrisi seçildi ve FWHM=1 mm olacak şekilde modele dahil edildi. *Z-plane directional bremsstrahlung splitting* varyans azaltma tekniği kullanıldı.



Şekil 19: GAMOS'ta lineer hızlandırıcı tedavi kafası modeli.

Faz-uzay datasının toplandığı düzlem yönünde oluşan *bremmstrahlung* fotonları için parçacık ayrımı 30 olarak seçildi. Elektronlar için *lowener*, fotonlar ve pozitronlar için *standard* fizik modeli ile radyasyon transportu modellendi. Model içinde foton ve elektronlar için *Production Cut* kullanılarak kod optimize edildi. Fotonlar için tedavi kafası içinde bulundukları konuma göre (hedef, primer kolimatör, Y Jaws vs.) 2 mm'den 20 mm'ye değişen *production cut* mesafeleri seçildi. Elektronlar için 1 mm'den 20 mm'ye değişen mesafeler seçildi. Bu ayarlar ile kaynaktan 80 cm uzaklıkta yaklaşık 6×10^6 foton elde edildi. 5x5 ve 20x20 cm'lik alan boyutları için aynı ayarlar kullanıldı. Kaynaktan 80 cm uzakta, cm^2 başına foton sayısını aynı tutmak için 5x5 alanda yaklaşık 1.5×10^8 , 20x20 alanda yaklaşık 1.2×10^8 elektron modellendi. Kaynaktan 80 cm uzaklıkta faz-uzay datasında 5x5 alan için yaklaşık 1.5×10^6 foton, 20x20 alan için 2.4×10^7 foton elde edildi. Şekil 20'de benzeşimi yapılan Siemens Primus lineer hızlandırıcı için elektron – foton parçacıklarının MC transport modelinde kat ettikleri yollar ve faz-uzay datası için 80 cm uzaklıkta fotonların toplandığı düzlem görülmektedir. Şekil 20, 100 elektronun modellenmesi ile elde edilmiştir.



Şekil 20: MC modellemesinde faz-uzay düzleminde toplanan foton akısı temsili.

Şekil 20’de yeşil doğrular fotonların takip ettiği yörüngeyi ve saçılma gibi etkileşimleri göstermektedir. Kırmızı doğrular elektronların yörüngesini göstermektedir. Görüntü üzerinde parçacık sayısının fazla olmasından dolayı hedef ve primer kolimatör görülememektedir.

5x5, 10x10 ve 20x20 cm² alan boyutlarında elde edilen faz-uzay datası kullanılarak SSD=100 cm’e yerleştirilmiş 30x30x40 cm boyutlarında su fantomunda aynı fizik modelleri ile doz hesaplandı. Faz-uzay datası içindeki parçacıklar kullanılarak yaklaşık 4x10⁸ örnekleme ile doz hesabı yapıldı. Doz hesabı için, su fantomu 2x2x2 mm’lik hacim elemanlarına (voksel) bölündü. Su fantomu ışınlaması içinde *production cut* mesafesi elektron ve foton için 1mm olarak ayarlandı. Üç alan boyutu için, yüzde derin doz eğrileri ve 1.6, 5, 10 ve 20 cm derinliklerde doz profilleri çizdirildi. Elde edilen yüzde derin doz ve doz profili eğrileri, klinikte kullandığımız Siemens Primus cihazının su fantomu ile daha önceden elde edilen verileri ile karşılaştırıldı.

3.5.1.2.GAMOS Yazılımı ile Fantomda Doz Hesabı

Araştırmada kullanılan fantomlar GAMOS'ta modellendi. Benzeşimi gerçekleştirilen 10x10 alan Siemens Primus cihazının modelinde faz-uzay datasında daha çok foton toplamak için, 2.5×10^7 tane elektron modellendi ve kaynaktan 80 cm uzaklıkta faz-uzay datası içinde yaklaşık 1.2×10^7 foton toplandı. Elde edilen faz-uzay datası SSD=100 cm'e yerleştirilen fantomlarda yaklaşık 4.8×10^8 defa örneklendi. Oluşturulan fantomlarda, dozların okunacağı bölgeler hacim elemanlarına bölündü. Yüzde derin doz eğrileri ve 2.9 cm, 10 cm derinliklerde doz profilleri elde edildi. Fantomda 2.9 cm derinlik, alaşımlı protez malzemesinin 1 mm üstüne denk gelmektedir. 10 cm derinlik ise alaşımlı protez malzemesinin yaklaşık 3.5 cm altına denk gelmektedir.

3.5.2. Collapsed Cone Algoritması ile Doz Hesabı

BT Simülasyonu yapılan fantomlar üzerinde, Oncentra MasterPlan TPS'in CC algoritması ile doz hesapları yapıldı. Öncelikle içinde alaşım içermeyen parafin fantom kullanılarak, fantom içinde kütle yoğunluğu ayarlaması yapıldı. Bu ayar, içinde alaşım bulunan fantom hesapları için gereklidir. Çünkü metal malzeme BT cihazında artefaktlara yol açmaktadır ve bu artefaktlar, silindir alaşım çevresinde yanlış HU değerlerinin elde edilmesine yol açmaktadır.

Kütle yoğunluğu düzeltilmesi için içinde alaşım içermeyen fantomun BT kesitlerinde HU değerleri okundu. Parafin bölgesinde ortalama HU değeri -200, PMMA bölgesinde ise ortalama HU değeri 20 olarak okundu. Bu HU değerlerine karşılık gelen Oncentra MasterPlan TPS de kütle yoğunlukları parafin için 0.9 g/cm^3 , PMMA için 1.02 g/cm^3 olarak ayarlandı. Ayrıca kütle yoğunluk ayarlamasının yapılmadığı BT kesitleri korundu. Kütle yoğunluklarının ayarlandığı ve ayarlanmadığı iki fantom görüntüleri üzerinde doz hesabı yapıldı. Doz hesapları için fantom 2x5x2 mm'lik hacim elemanlarına bölündü. Sonuçlar doz profilleri ve yüzde derin doz eğrileri üzerinden karşılaştırıldı. Uyumlu sonuçların elde edilmesi ile, içinde alaşım içeren fantomlarda artefakt düzeltilmesi, parafin bölgesinde kütle yoğunluğu 0.9 g/cm^3 , PMMA bölgesinde 1.02 g/cm^3 girilerek yapıldı.

1.5 cm derinliğinde, SSD=100 cm'de, sırasıyla 50, 100, 150, 200, 250, 300, 350, 400 cGy doz alacak şekilde 6 MV ışın enerjisinde ışınladı. Işınlama sonrasında film banyo ve tarama işleminden sonra, MEPHYSTOmc² 'de doza karşılık optik yoğunluk eğrisi çizdirildi. Bu eğri üzerinde filmin 50 ile 200 cGy dozlarda doza doğrusal tepki verdiği, 250 cGy üzerinde filmin doyuma ulaştığı görüldü. Doz profili ölçümlerinde film ışınlaması için 10x10 alanda, 6 MV ışın enerjisinde 200 MU (*Monitor Unit*) seçildi. MU cihazın ışın süresine veya aktardığı doza karşılık gelmektedir. 100 MU, yaklaşık 1.5 cm derinlikte, SSD=100 cm'de, 10x10 cm ışın alanında, 6 MV ışın enerjisinde 100 cGy'e karşılık gelmektedir. Üç ayrı fantom için filmler sırasıyla 2.9 ve 10 cm derinliklere yerleştirilerek 200 MU ile ışınlama yapıldı. Filmlerden banyo ve tarama işlemleri sonrasında MEPHYSTOmc² ile doz profilleri elde edildi. Şekil 22'de doz profili elde etmek için kurulan ışın *set-up*ı verilmiştir.



Şekil 22: Film dozimetri için ışın *set-up*ı.

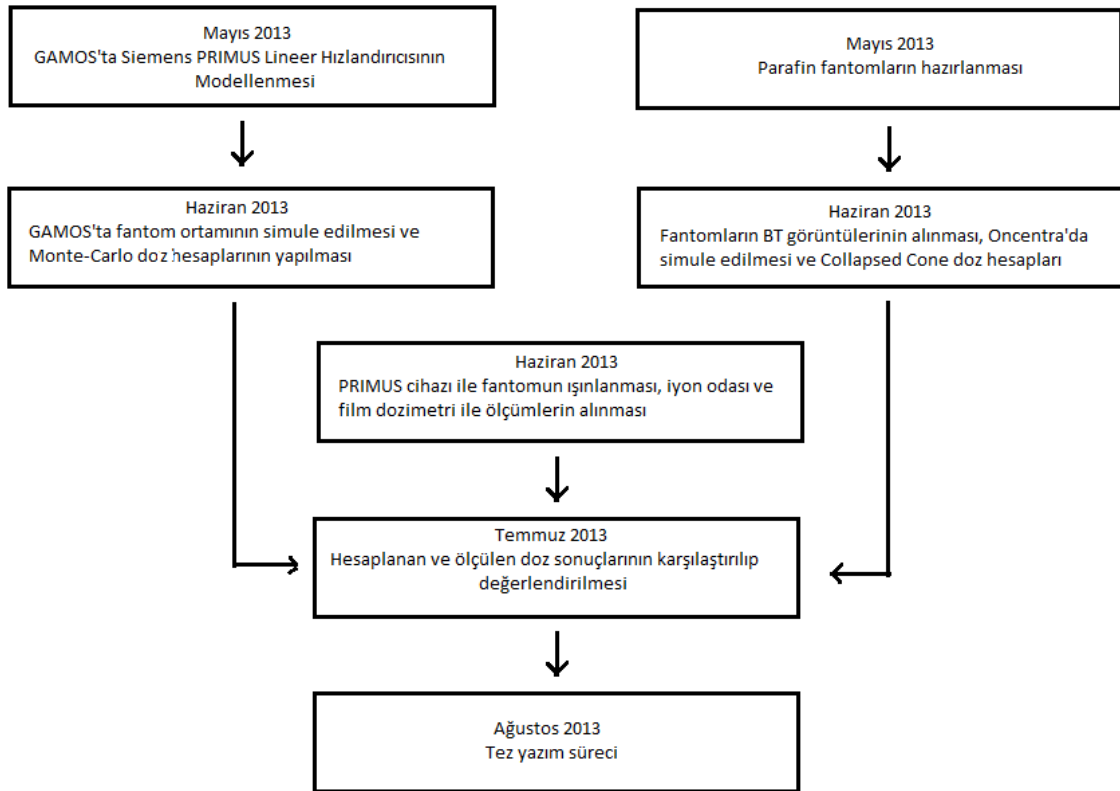
Yüzde derin doz eğrisi için, *Markus* iyon odası efektif ölçüm noktası, fantom içinde 1 ile 150 mm derinlikler arasında 15 farklı noktaya yerleştirilerek 50 MU ile ışınladı.

3.6. Araştırmanın Değişkenleri

Kullandığımız fantomun içeriği (Ti6Al4V, CoCrMo alaşımları), 2.9 cm ve 10 cm doz profil derinlikleri, ışın merkez doğrusu boyunca yüzde derin doz eksen, doz hesaplama algoritması türü araştırmadaki bağımsız değişkenlerdir. İçinde protez malzemesi örneği içermeyen fantom kontrol değişkenidir. Elde edilecek doz hesap sonuçları ve ölçümleri bağımlı değişkenlerdir.

3.7. Araştırma Planı

Şekil 23'te araştırma planı gösterilmiştir.



Şekil 23: Araştırma planı.

3.8. Verilerin Değerlendirilmesi

Hesap ve ölçüm sonuçlarında doz profilleri 2.9 ve 10 cm derinliklerde çizdirildi. Sonuçlar her bir fantom için grafik üzerinde ayrı olarak değerlendirildi. Aynı şekilde

yüzde derin dozlar çizdirilip herbir fantom için grafik üzerinde değerlendirme yapıldı. MC doz profili hesaplarında normalizasyon ışın merkez ekseninin ± 5 mm çevresindeki dozların ortalama değerine yapıldı. Bu şekilde Monte Carlo metodunun teorisinden gelen noktasal doz değerlerindeki dalgalanmalardan (istatistiksel gürültü) kaçınılmış olundu. Yüzde derin doz eğrilerinde ise normalizasyon, ilgili noktanın ± 2 mm komşuluğundaki dozun ortalamasına yapıldı. GAMOS ile Siemens Primus lineer hızlandırıcı benzeşiminin doğrulanmasında yüzde derin doz normalizasyonu 5x5 alan için maksimum doz derinliğine, 10x10 alan için 5 cm derinliğe, 20x20 alan için 8 cm derinliğe yapılmıştır. Aynı normalizasyon, doğrulama işlemini referans aldığımız su fantomu ölçüm sonuçlarında da kullanılmıştır. Alaşım içeren fantomlarda MC hesaplarında yüzde derin doz eğrileri 10 mm'ye, metal alaşımı içermeyen fantomda 16 mm'ye yapılmıştır. Collapsed Cone algoritması hesaplarında ve doz ölçümlerinde ise normalizasyonlar, profiller için ışın merkez eksenine, yüzde derin doz eğrileri için ise fantom alaşım içeriyorsa 10 mm'ye, içermiyorsa 16 mm'ye yapılmıştır. Daha sonra deneysel sonuçlara göre hesaplanan rölatif hatalar, doz profillerinde ışın merkez eksenin ± 5 mm komşuluğunun ortalamarı kullanılarak tablolar halinde gösterilmiştir. Yüzde derin doz eğrilerinde ise rölatif hatalar ölçüm yöntemine göre (su fantomu yada katı fantom) 1.6 cm ve/veya 10 cm derinlikte hesaplanmıştır. Yüzde derin doz eğrilerinde fantomda metal alaşımı olup olmama durumuna göre normalizasyon noktasındaki değişim, metal alaşımı yakınında doz hesabı ve doz ölçümleri kaynaklı düzensizliklerden kaçınmak için yapılmıştır.

3.9 Araştırmanın Sınırlılıkları

Doz ölçümü sırasında kullanılan materyallerin dış faktörlere bağımlılığı araştırmanın sınırlılıkları arasında yer almaktadır. Doz hesaplama algoritmaları cihazın verileriyle uyumlu hale getirilse bile deney gününde hava sıcaklığı, nem, basınç, zaman, cihazın meşguliyeti gibi faktörler cihazın ışın homojenitesini, simetrisini etkilemektedir. Bu etki homojenite için $\pm 3\%$, simetri için $\pm 2\%$ fark aralığında tutulmaktadır. Bu farkı minimuma indirmek için cihaz sürekli kalite kontrolden geçirilmelidir ki bu mümkün değildir. Ölçüm noktasında araştırmanın

diğer sınırlılığı ise yüzde derin doz ölçümlerinde su fantomu kullanamamış olmamızdır. Su fantomunda ölçümler daha hassas yapılabilmektedir. Ancak katı fantom ölçümlerinde, iyon odası adaptörü boyutları sebebiyle sık aralıklarla ölçüm alınamamakta, alınmak istense bile iyon odası efektif ölçüm noktasını ışın merkez eksenini boyunca konumlandırmak zor olmaktadır. Bu sorunlar su fantomu ölçümlerinde bulunmamaktadır. Araştırmanın diğer sınırlılığı ise MC algoritması ile hesap süresidir. MC hesapları dört çekirdekli 2.3 GHz işlemciye sahip dizüstü bilgisayarla yapılmıştır. Faz-uzay datasında topladığımız parçacık miktarı, hesaplama sonuçlarındaki istatistiksel gürültüyle ters orantılıdır. Ne kadar çok parçacık örnekleyebilirsek, gürültüyü o kadar azaltırız. 10x10 ışın alanı ile protez malzemesini içeren fantomların dozhesaplarında kullandığımız faz-uzay datasını elde etmek için yaklaşık 100 saat süren hesap yapılmıştır.

3.10 Etik Kurul Onayı

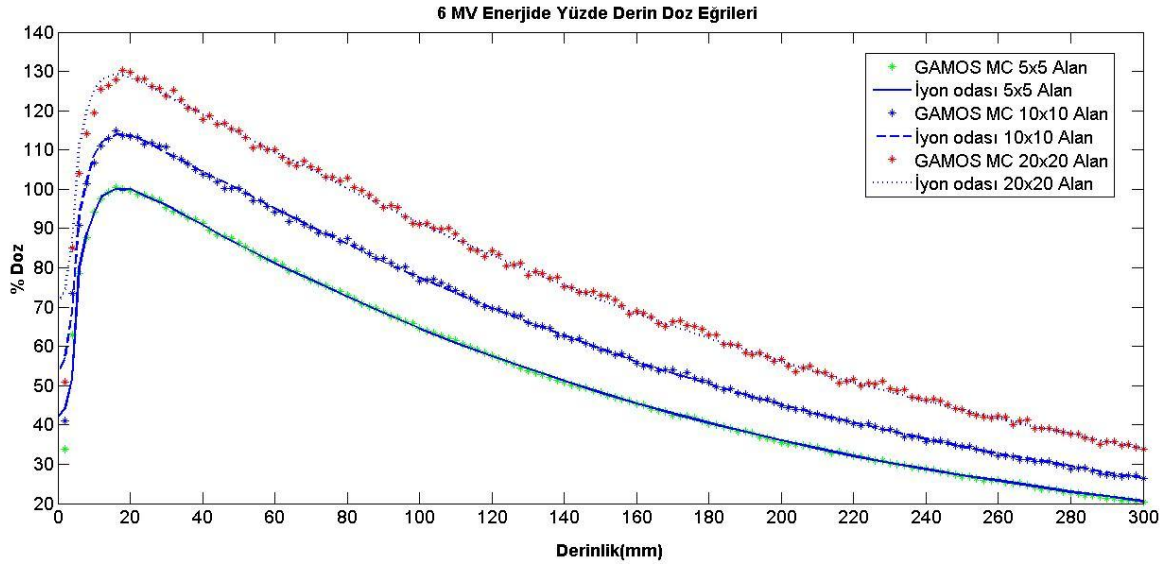
Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulunun, 23 Mayıs 2013 tarihinde gerçekleştirilen toplantısında 1026-GOA protokol numaralı 2013/19-07 numarası ile görüşülen tez çalışmasının yapılması için onay alınmıştır.

4. BULGULAR

Oluşturulan üç fantomda Siemens Primus cihazı ile 6 MV X ışını enerjisinde, 10x10 cm alanda MC, CC algoritmaları ile doz hesapları yapıldı. Aynı ışın koşulları deneysel olarak sağlanıp dozlar *Markus* iyon odası ve EDR2 film ile ölçüldü. Sonuçlar grafiklere aktarılıp, rölatif hatalar tablolar ile gösterildi. Bu kısımda öncelikle GAMOS kodu ile Siemens Primus cihazının benzeşiminin, su fantomu sonuçları ile karşılaştırılması yapılmıştır.

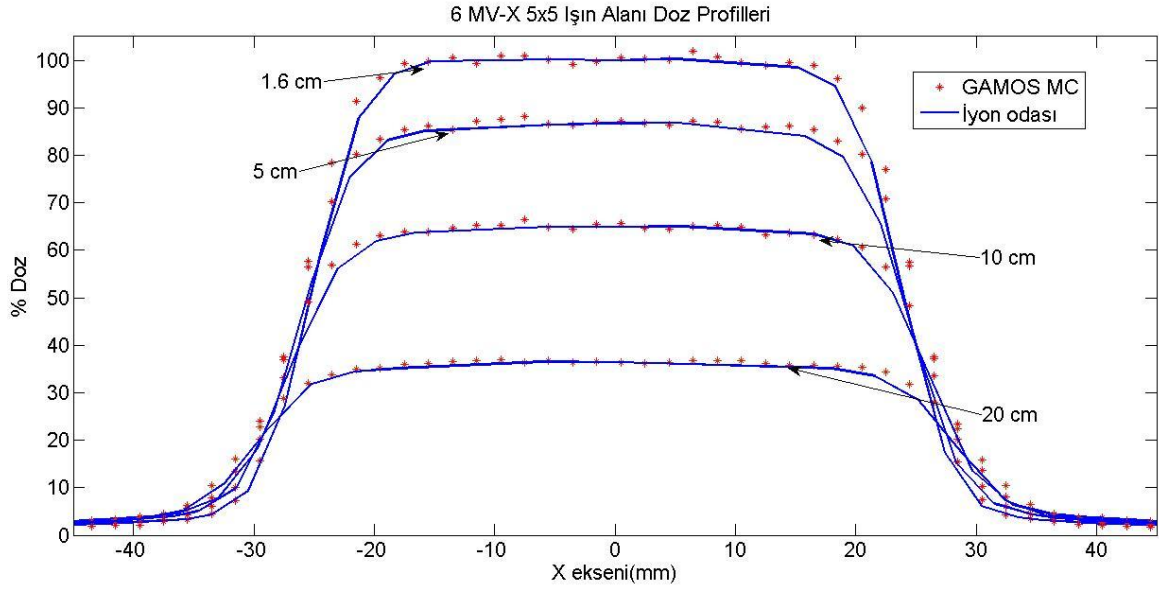
4.1 GAMOS ile Siemens Primus Lineer Hızlandırıcı Benzeşimi

GAMOS kodunda Siemens Primus cihazı 6 MV X ışını için, 5x5, 10x10 ve 20x20 alanlarda modellendi. Yaklaşık 6×10^6 fotona sahip faz-uzay datası kullanılarak oluşturulan $30 \times 30 \times 40 \text{ cm}^3$ boyutlara sahip su fantomunda yaklaşık 4×10^8 örnekleme yapıldı. Şekil 24'te GAMOS'ta elde edilen sonuçların, su fantomunda iyon odası ile alınan ölçümlerle karşılaştırılması yüzde derin doz olarak gösterilmiştir. Su fantomu ölçümlerinde 0.3 cm^3 hacimli PTW *Semiflex* iyon odası kullanılmıştır.

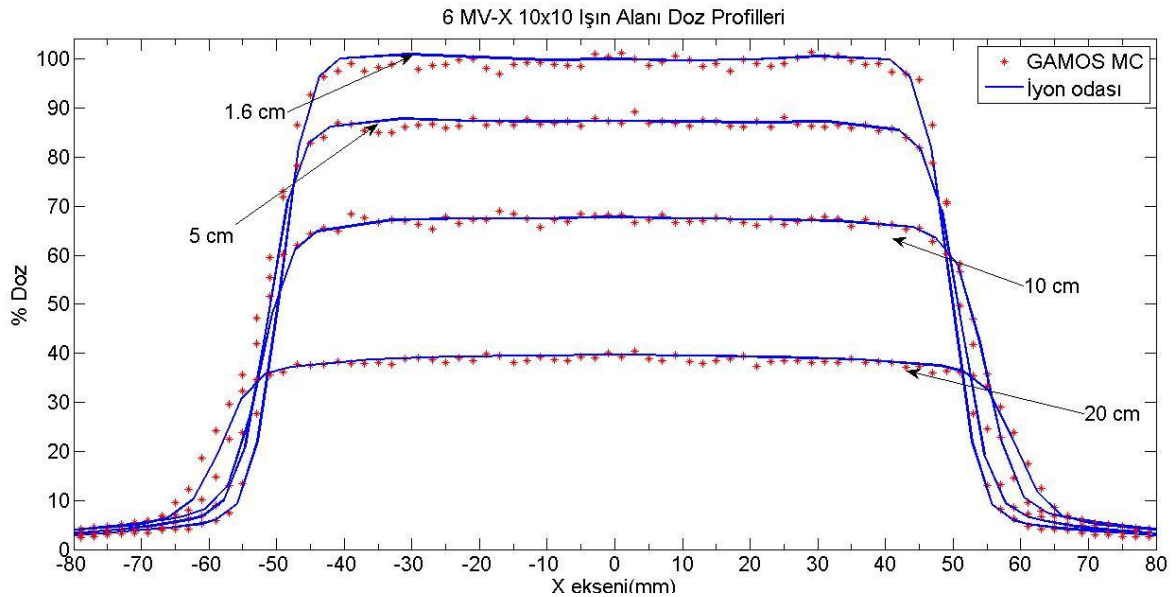


Şekil 24: 6 MV X ışını GAMOS MC benzeşimi ile su fantomu ölçümlerinin karşılaştırılması, YDD grafiği.

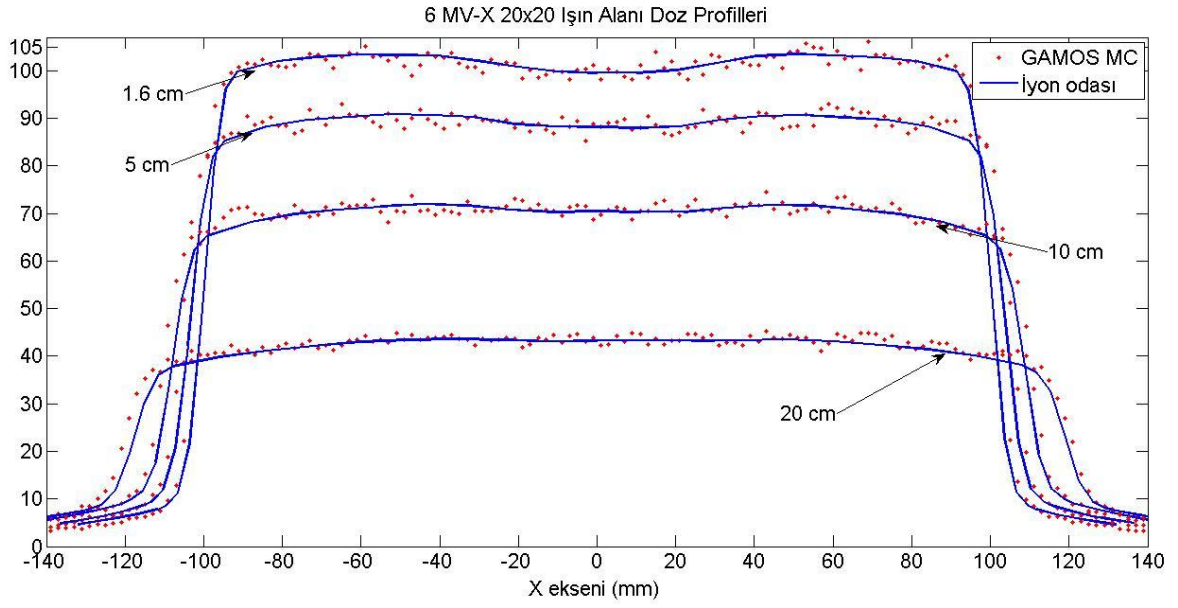
Şekil 25'te 5x5 ışın alanında GAMOS sonuçları ve su fantomu ölçümleri, doz profilleri üzerinden karşılaştırılmıştır. Ölçüm derinlikleri 1.6, 5, 10, 20 cm'dir. Şekil 26'da 10x10 ışın alanı, Şekil 27'de 20x20 ışın alanında karşılaştırma yapılmıştır.



Şekil 25: 6 MV X ışını GAMOS benzeşimi ile su fantomu ölçümlerinin karşılaştırılması, 5x5 ışın alanı *crossplane* doz profili grafiği.



Şekil 26: 6 MV X ışını GAMOS benzeşimi ile su fantomu ölçümlerinin karşılaştırılması, 10x10 ışın alanı *crossplane* doz profili grafiği.



Şekil 27: 6 MV X ışını GAMOS benzeşimi ile su fantomu ölçümlerinin karşılaştırılması, 20x20 ışın alanı *crossplane* doz profili grafiği.

Tablo 3'te YDD eğrilerinde deney sonuçlarına göre rölatif hatalar verilmiştir. Yüzde derin doz eğrilerinde rölatif hatalar 1.6 cm ve 10 cm derinlikte ± 2 mm komşuluktaki dozların ortalamaları üzerinden hesaplanmıştır. Tablo 4'te Doz profillerinde deney sonuçlarına göre rölatif hatalar verilmiştir. Doz profillerinde rölatif hatalar ışın merkez ekseninin ± 5 mm komşuluğundaki ortalamaları üzerinden hesaplanmıştır.

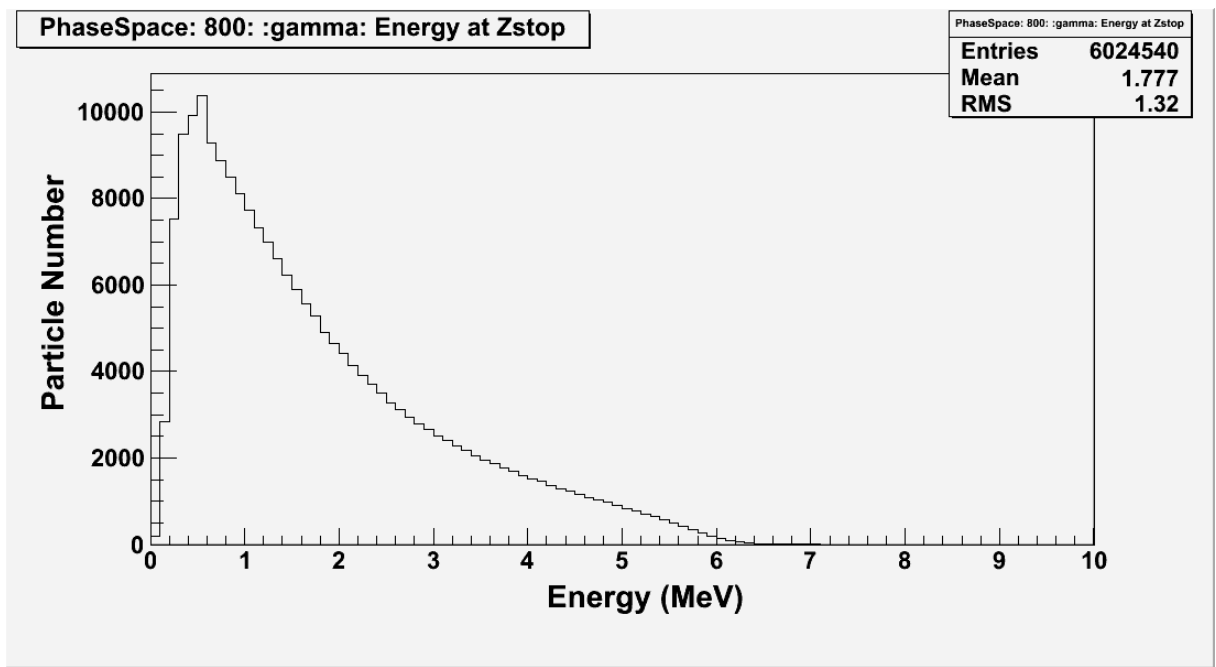
Tablo 3: Siemens Primus benzeşimi YDD rölatif hata tablosu.

Işın Alanı (cm ²)	1.6 cm derinlik	10 cm derinlik
5x5	%0.23	%0.25
10x10	%0.26	%0.40
20x20	%0.62	%0.19

Tablo 4: Siemens Primus benzeşimi doz profilleri rölatif hata tablosu.

Işın Alanı	1.6 cm derinlik	5 cm derinlik	10 cm derinlik	20 cm derinlik
5x5	%0.22	%1.10	%0.95	%1.65
10x10	%0.01	%0.3	%1.4	%1.9
20x20	%2.2	%0.84	%1.96	%6.11

Şekil 28’de 10x10 alan için Siemens Primus lineer hızlandırıcı benzeşiminde kaynaktan 80 cm uzaklıkta fotonların enerji spektrumu verilmiştir.



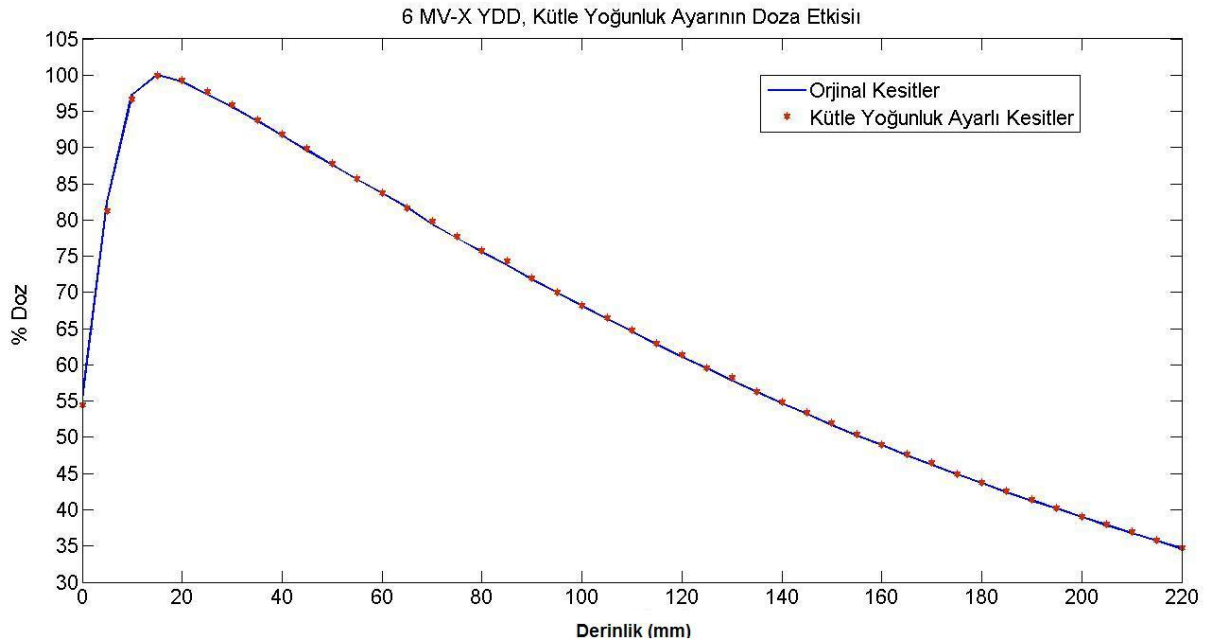
Şekil 28: GAMOS benzeşiminde kaynaktan 80 cm uzaklıkta foton enerji spektrumu.

Not: Primus cihazının GAMOS benzeşiminde, 6 MV X ışını enerjisinde, kaynaktan 80 cm uzaklıkta fotonların sahip olduğu maksimum enerji yaklaşık 6.4 MeV, ortalama enerjisi ise 1.78 MeV’dir. Fotonların en olası enerjileri yaklaşık 0.6 MeV’dir. Bu sonuçlar, 6 MeV enerjiye hızlandırılan elektronların, 6 mm kalınlığında tungsten hedefe çarptıktan sonra az kısmının enerjilerinin tamamını *bremmstrahlung* etkileşimi ile kaybettiğini göstermektedir. En olası enerjinin yaklaşık 0.6 MeV’de oluşması, cihazın tedavi kafasında 1.022 MeV enerjiye veya fazlasına sahip fotonların çift

oluşumuna gittiğini ve çift oluşumu sonrasında açığa çıkan pozitronların elektronlar ile yok olarak 511 keV fotonların sayısına katkıda bulunduğuna işaret etmektedir.

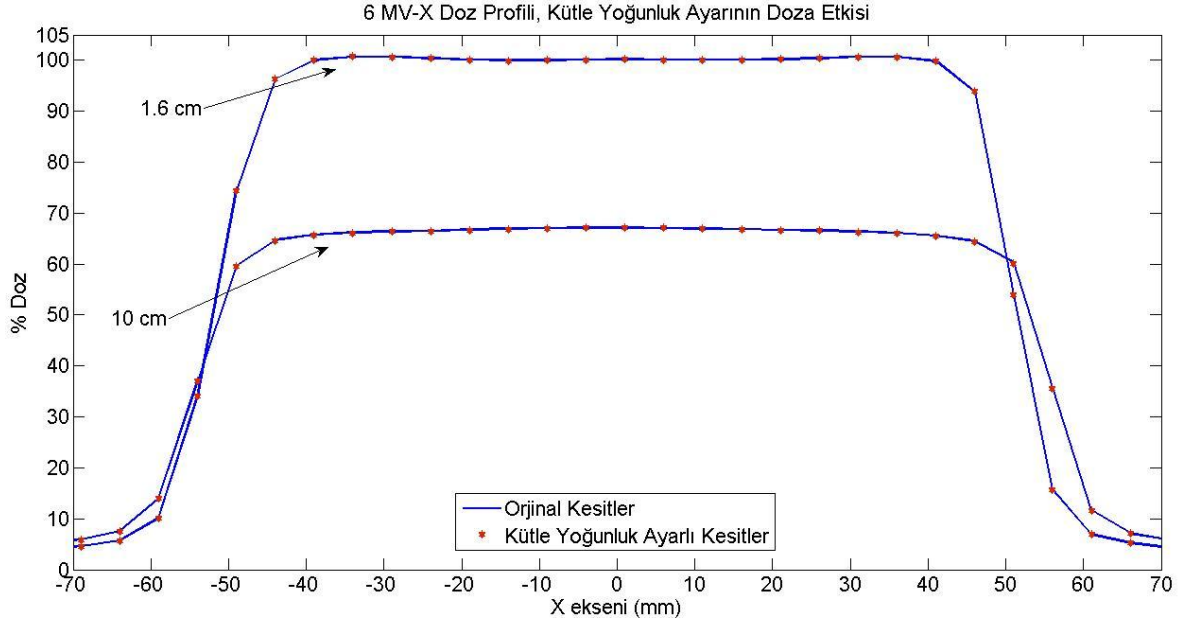
4.2 Oncentra MasterPlan TPS’te Kütle Yoğunluk Düzeltmesi

Araştırmada, CC algoritması ile doz hesapları için, alaşım içeren fantomda oluşan artefaktları düzeltmek amacıyla kütle yoğunluk değerleri, tanımlanan hacimlerde değiştirilmiştir. Parafin bölgesi için 0.9 g/cm^3 , PMMA bölgesi için 1.02 g/cm^3 değeri girilmiştir. Bu kısımda kütle yoğunluk değeri girilmiş ve kütle yoğunluğuyla oynanmamış, alaşım içermeyen fantom içinde aynı ışın planında doz değerleri karşılaştırılmıştır. Bu karşılaştırma girdiğimiz kütle yoğunluk değerlerinin doğruluğunu sınamamızı sağlamıştır. Şekil 29’da kütle yoğunluk değeri elle girilen ve orijinal BT kesitlerindeki HU değerleri ile CC doz hesabı yapılan fantomların YDD eğrileri verilmiştir.



Şekil 29: CC algoritmasında kütle yoğunluk değerinin YDD’ye etkisi.

Şekil 30’da iki farklı hesabın doz profilleri üzerinden karşılaştırılması verilmiştir.



Şekil 30: CC algoritmasında kütle yoğunluk düzeltmesinin doz profillerine etkisi.

4.3 Collapsed Cone, Monte Carlo Doz Hesapları ve Deney Sonuçlarının Karşılaştırılması

Oncentra MasterPlan TPS'te belirtilen kütle yoğunlukları girilerek artefaktlar düzeltildi. Simülasyonu yapılan üç fantomda 6 MV X ışını enerjisinde, 10x10 ışın alanında, SSD=100 cm'de doz hesapları yapıldı. Yüzde derin doz değerleri ve 2.9, 10 cm derinliklerde doz profilleri elde edildi.

Siemens Primus lineer hızlandırıcının GAMOS'ta benzeşimi yapıldıktan sonra, GAMOS'ta oluşturulan gerçeğe özdeş üç fantom CC algoritmasında sağlanan ışın koşullarıyla doz hesapları yapıldı. Yüzde derin doz değerleri ve aynı derinliklerde doz profilleri elde edildi.

Yukarıda bahsedilen ışın koşulları üç fantom için deneysel olarak sağlandı. Yüzde derin dozu elde etmek için 1 ve 150 mm arasında 15 farklı noktada *parallel plate* iyon odası ile doz ölçümü yapıldı. İçinde protez malzemesi içermeyen fantom için yüzde derin doz ölçümü alınmadı. Doz profillerini elde etmek için 2.9 ve 10 cm derinliğe EDR 2 film yerleştirildi. Filmlerden, banyo ve tarama sonrasında MEPHYSTOMc² ile doz profilleri elde edildi.

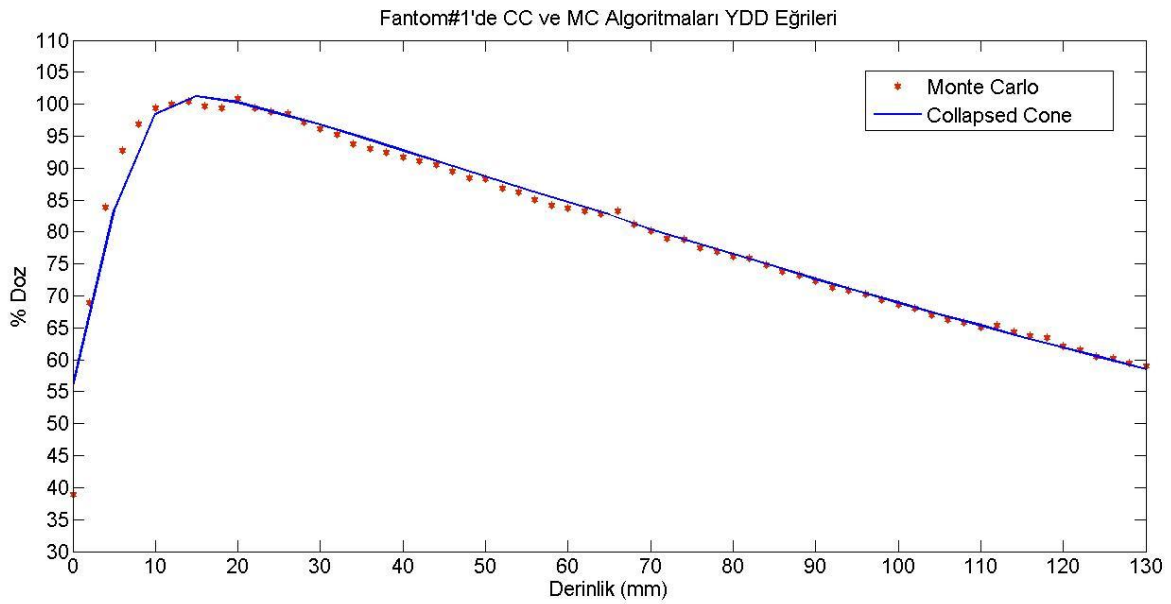
Tablo 5'te üç fantomun ışıın merkez eksenı yönünde derinlikle değışen heterojenite faktörleri özetlenmiştir.

Tablo 5: Üç fantomun malzeme özelliklerinin derinlikle değışimi

Derinlik	Fantom#1	Fantom#2	Fantom#3
0-3 cm	PMMA	PMMA	PMMA
3-6.6 cm	Parafin; içinde protez malzemesi yok	Parafin + CoCrMo	Parafin + Ti6Al4V
6.6 – 16 cm	PMMA	PMMA	PMMA

4.3.1 Fantom#1'de Doz Sonuçları

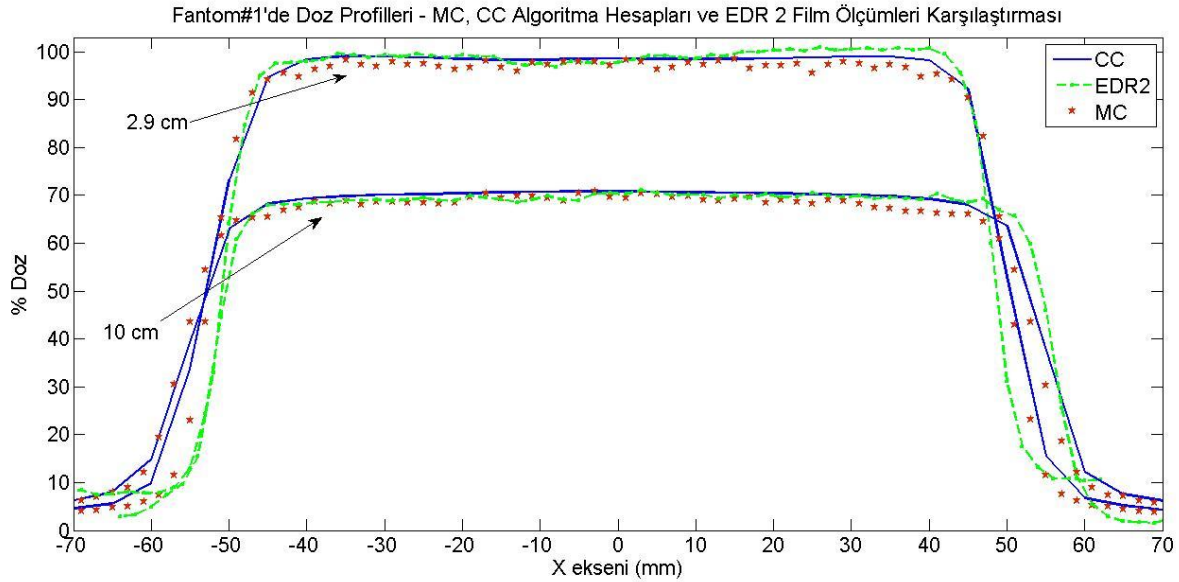
İçinde protez malzemesi içermeyen parafin ve PMMA'dan oluşturulmuş fantomda, MC, CC hesaplarının, EDR 2 film kullanılarak ölçülen dozlar ile uyumluluğu test edilmiştir. Şekil 31'de iki farklı yöntemle hesaplanan dozlar yüzde derin doz eğrileri ile karşılaştırılmıştır.



Şekil 31: Fantom#1'de YDD eğrileri - CC ve MC algoritması hesapları.

Yüzde derin dozlarda iki algoritma arasındaki fark, 1.6 cm derinlikte %1.2, 10 cm derinlikte %0.8'dir.

Şekil 32’de 2.9 ve 10 cm derinlikte MC, CC algoritmaları ile hesaplanan doz profilleri ve EDR2 film ile ölçülen doz profilleri verilmiştir.



Şekil 32: Fantom#1’de doz profilleri, MC, CC algoritma hesapları ve EDR2 film ölçümleri karşılaştırması.

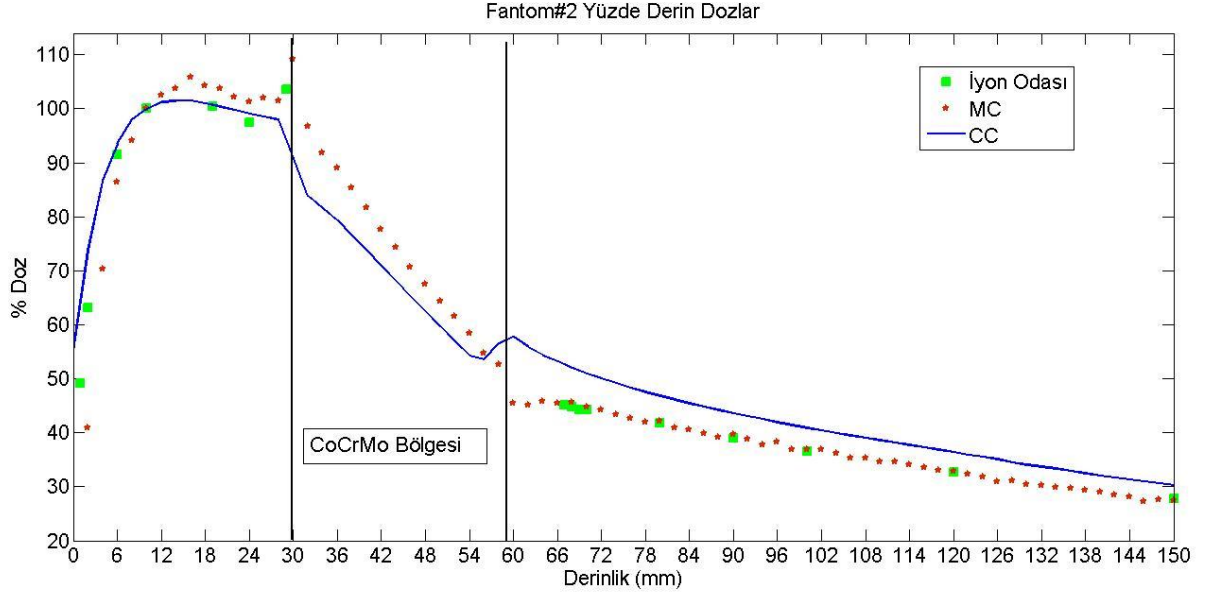
Tablo 6’da EDR2 film ölçümleri referans alınarak ışın merkezinin ± 5 mm komşuluğundaki ortalama doza göre hesaplanan rölatif hatalar verilmiştir.

Tablo 6: Fantom#1’de doz profillerinde rölatif hatalar

Algoritma	2.9 cm derinlik	10 cm derinlik
Monte Carlo	%0.17	%1.13
Collapsed Cone	%0.76	%1.97

4.3.2 Fantom#2'de Doz Sonuçları

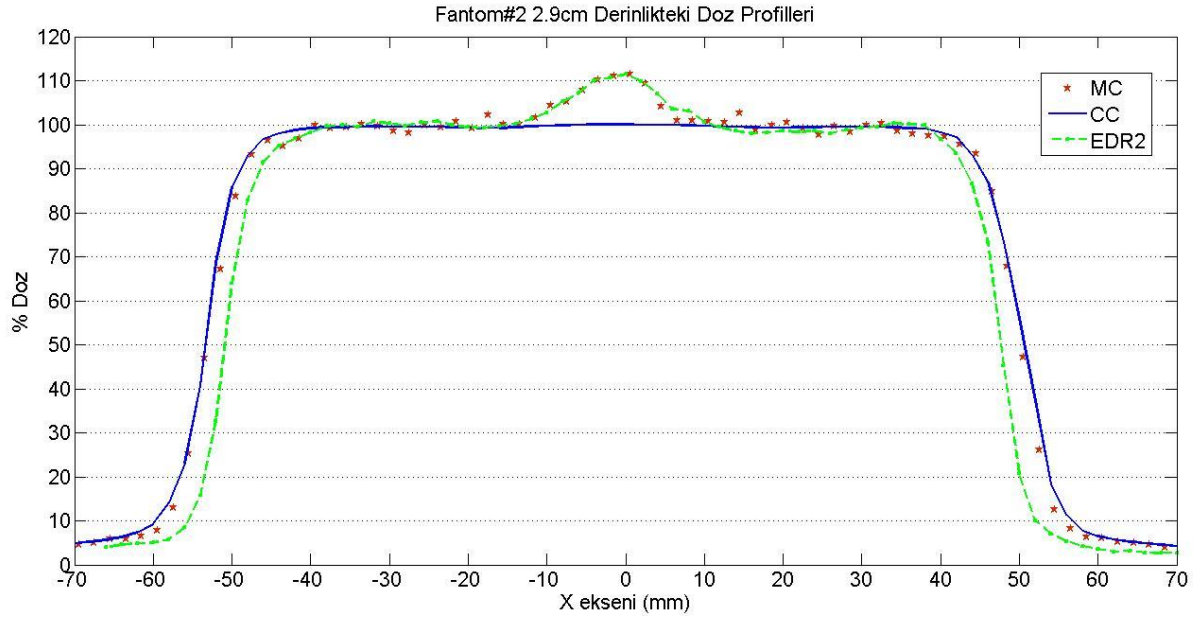
İçinde CoCrMo protez malzemesi örneği içeren parafinden ve PMMA'dan oluşmuş fantomda MC, CC algoritmaları ile doz hesapları yapıldı. İyon odası ile yüzde derin doz ölçümleri, EDR 2 film ile doz profili ölçümleri yapıldı. Şekil 33'te sonuçlar yüzde derin doz eğrileri olarak gösterilmiştir.



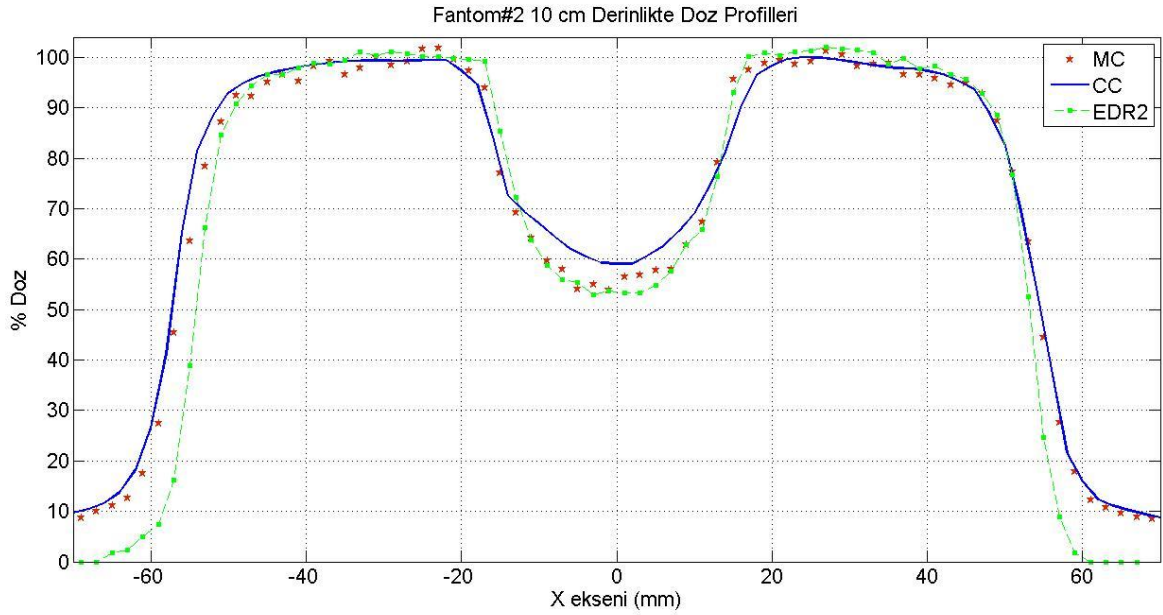
Şekil 33: Fantom#2'de yüzde derin dozlar - MC, CC algoritma doz hesapları ve iyon odası doz ölçümü karşılaştırması.

10 cm derinlikte iyon odası ölçümleri referans alınarak hesaplanan rölatif hatalar, Monte Carlo için %0.86, Collapsed Cone için %10.4'tür.

Şekil 34 ve Şekil 35'te sonuçlar doz profilleri olarak sırasıyla 2.9 cm ve 10 cm derinliklerde gösterilmiştir.



Şekil 34: Fantom#2’de 2.9 cm derinlikteki doz profilleri – MC, CC algoritması doz hesapları ve EDR2 film doz ölçümü karşılaştırması.



Şekil 35: Fantom#2’de 10 cm derinlikteki doz profilleri – MC, CC algoritması doz hesapları ve EDR2 film doz ölçümü karşılaştırması.

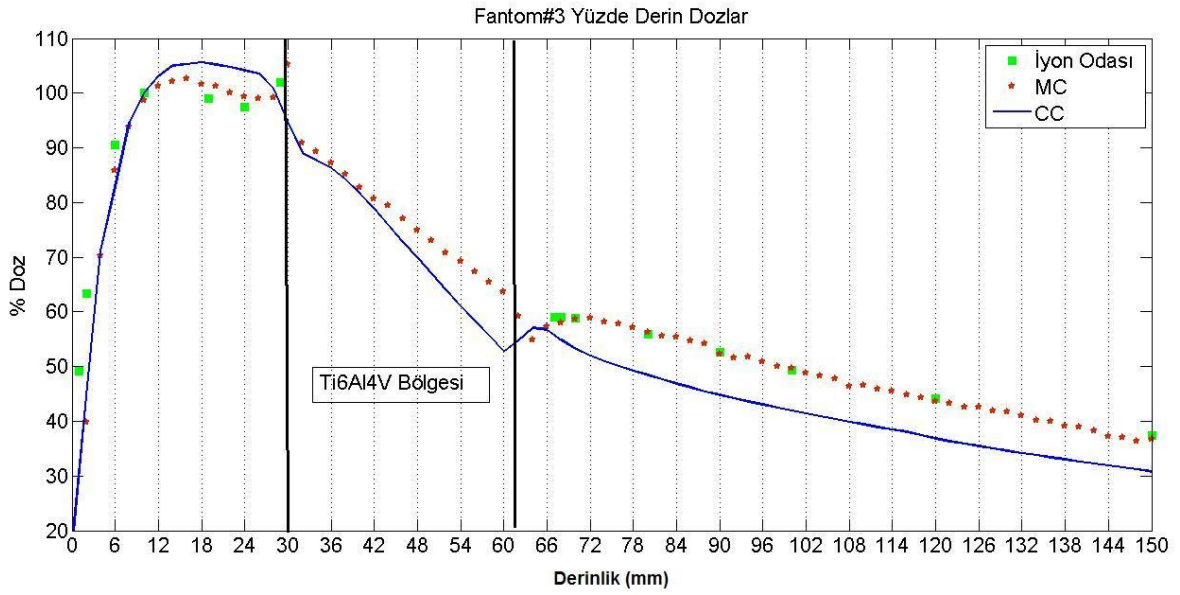
Tablo 7’de EDR2 film ölçümleri referans alınarak ışın merkez ekseninin ± 5 mm komşuluğundaki ortalama doza göre hesaplanan rölatif hatalar verilmiştir.

Tablo 7: Fantom#2’de doz profillerinde rölâtif hatalar.

Algoritma	2.9 cm derinlik	10 cm derinlik
Monte Carlo	%0.61	%1.15
Collapsed Cone	%7.87	%8.38

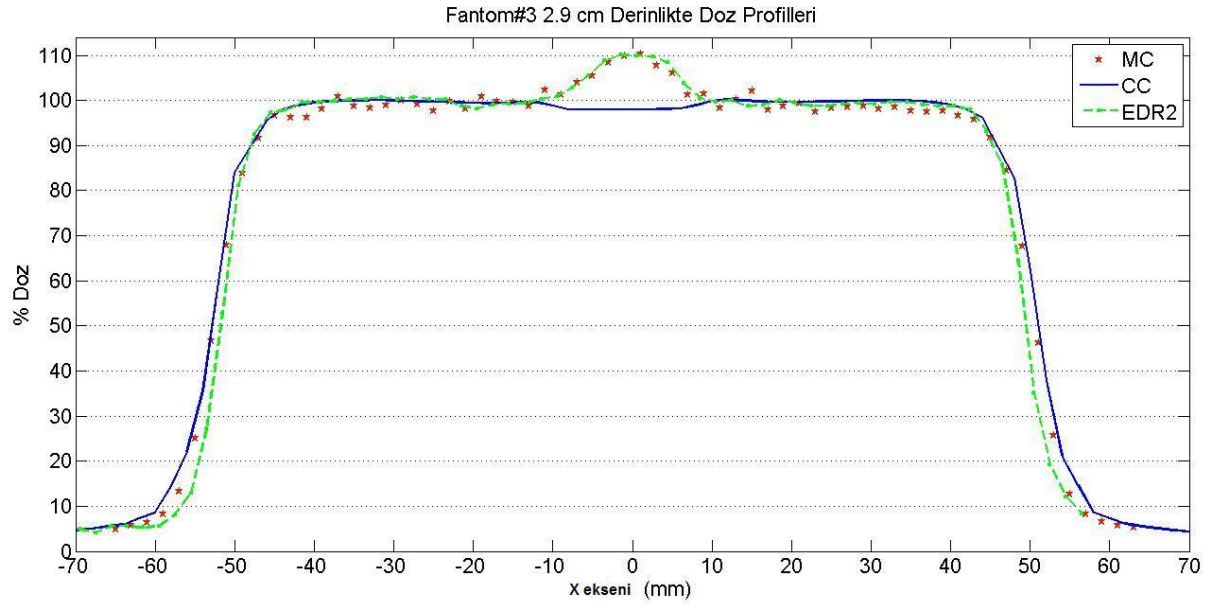
4.3.3. Fantom#3’te Doz Sonuçları

İçinde Ti6Al4V protez malzemesi örneği içeren parafinden ve PMMA’dan oluşmuş fantomda MC, CC algoritmaları ile doz hesapları yapıldı. İyon odası ile yüzde derin doz ölçümleri, EDR 2 film ile doz profili ölçümleri yapıldı. Şekil 36’te sonuçlar yüzde derin doz eğrileri olarak gösterilmiştir.

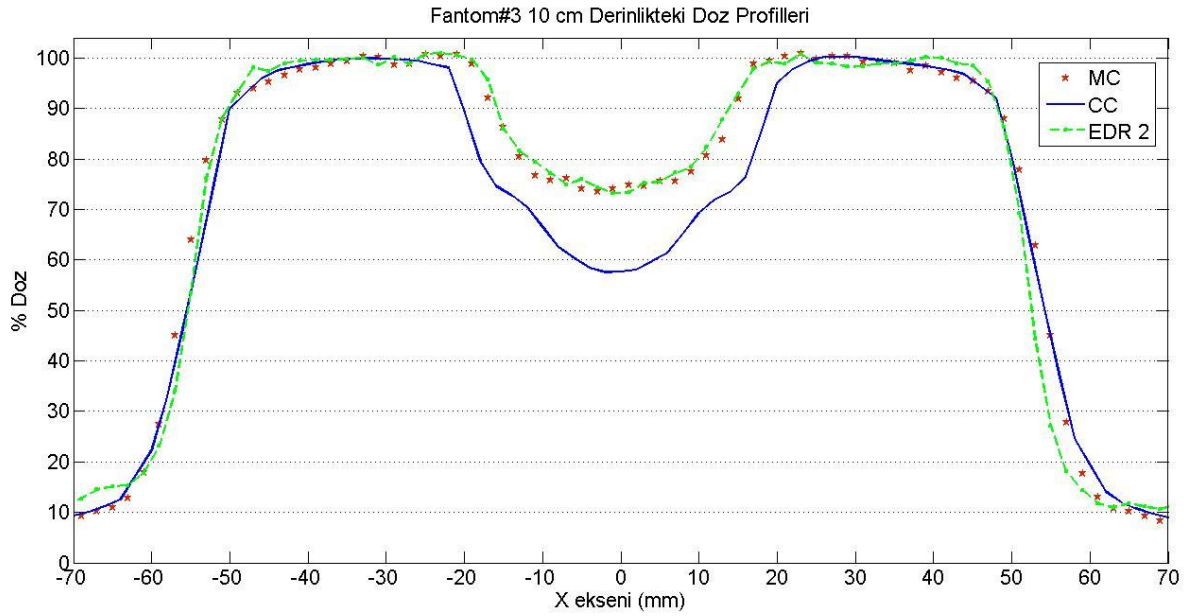


Şekil 36:Fantom#2’de yüzde derin dozlar - MC, CC algoritma doz hesapları ve iyon odası doz ölçümü karşılaştırması.

10 cm derinlikte iyon odası ölçümleri referans alınarak hesaplanan rölâtif hatalar, Monte Carlo için %0.24, Collapsed Cone için %16.2’dir. Şekil 37 ve Şekil 38’de sonuçlar doz profilleri olarak sırasıyla 2.9 cm ve 10 cm derinliklerde gösterilmiştir.



Şekil 37: Fantom#3'te 2.9 cm derinlikteki doz profilleri – MC, CC algoritması doz hesapları ve EDR2 film doz ölçümü karşılaştırması.



Şekil 38: Fantom#3'te 10 cm derinlikteki doz profilleri – MC, CC algoritması doz hesapları ve EDR2 film doz ölçümü karşılaştırması.

Tablo 8'de EDR2 film ölçümleri referans alınarak ışın merkez ekseninin ± 5 mm komşuluğundaki ortalama doza göre hesaplanan rölatif hatalar verilmiştir.

Tablo 8: Fantom#3'te doz profillerinde rölatif hatalar.

Algoritma	2.9 cm derinlik	10 cm derinlik
Monte Carlo	%0.30	%0.11
Collapsed Cone	%9.97	%21.6

5. TARTIŞMA

Doku içine yerleştirilen metal alaşımlı kalça protez malzemesinin eksternal ışın tedavisinde 6 MV-X enerjide radyasyon dozuna etkisi fantom kullanılarak araştırıldı. Araştırmada radyasyon dozları ölçüldü ve radyoterapide kullanılan iki farklı doz hesaplama algoritma metodunun hesap doğruluğu sınıandı. Oluşturulan fantomlarda elde edilen sonuçlara geçmeden önce, doz hesaplama algoritmalarında cevaplanması gereken iki soruya değinilecektir. Birinci soru, GAMOS kodu ile Siemens Primus lineer hızlandırıcı benzeşimi ne kadar doğru yapıldı? İkinci soru, Oncentra MasterPlan TPS'te doz hesapları için oluşturulan fantom simülasyonunda oluşacak artefaktlar giderilebildi mi?

Monte Carlo algoritması hesapları için klinikte kullanılan lineer hızlandırıcı cihazının benzeşimi yapıldı. Benzeşimin başarılı olmadığı durumda, MC hesaplarını deney sonuçlarıyla karşılaştırmak tutarsız olurdu. Benzeşimin geçerliliği için MC sonuçları 5x5, 10x10 ve 20x20 alanlarda su fantomu sonuçları ile karşılaştırıldı. Şekil 24 karşılaştırmayı yüzde derin doz grafikleri üzerinden göstermektedir. Grafik üzerinde MC sonuçları ile su fantomundan alınan değerlerin uyumlu olduğu gözükmemektedir. Tablo 3'te iki farklı noktada hesaplanan rölatif hatanın %2'nin altında olması uyumluluğu desteklemektedir. *International Commission on Radiation Units and Measurements* 42 raporlarına göre tedavi planlama sistemlerinde kullanılan doz hesaplama algoritmalarında düşük doz değişimlerinin (cm'de %30'dan az doz değişimi) olduğu bölgelerde doğruluktan maksimum %2'lik sapma, heterojen ortamlarda ise %3'lük sapma hedeflenmelidir(17). Bu kriterlere göre yüzde derin doz kıyaslamasında benzeşim başarılıdır. Şekil 25,26 ve 27'de değişen alan boyutlarına göre farklı derinliklerde doz profilleri verilmiştir. Grafiklerde alan boyutu arttıkça MC hesaplarında istatistiksel gürültünün arttığı görülmektedir. Tablo 4'te verilen rölatif hatalara bakıldığında, derinlik arttıkça hata artmaktadır. 20x20 alan boyutunda ise hata 20 cm derinlikte yaklaşık %6'ya çıkmıştır. Ancak profillerde görülen simetri, ışın simetrisinin direkt etkilendiği düzleştirici filtre tasarımının doğruluğunu göstermektedir. Buradan çıkartılacak sonuç, benzeşimin başarılı olmasıyla beraber artan derinlik ve artan alan boyutlarında örnekleme sayısının yetersiz kalmaya

başladığıdır. Üç alan boyutunda, faz-uzay datasında yaklaşık 10^5 foton/cm² toplandı. Su fantomunda doz hesaplarında üç alan boyutu için eşit sayıda örnekleme, yaklaşık 4×10^8 , kullanıldı. Her bir hesap yaklaşık 50 saat sürdü. Artan alan boyutu ile orantılı olarak daha fazla örnekleme kullanılması istatistiksel gürültüyü düşürmesi beklenir. Bu nedenle fantom ışınlamasında kullanılan 10x10 alan için faz-uzay datasındaki parçacık sayısı 2×10^5 /cm²'ye, fantom hesapları için örnekleme sayısı 5×10^8 'e yükseltildi.

Monte Carlo benzeşiminde yüzde derin doz eğrilerinde ve doz profillerinde araştırma sonucuna etki etmeyecek bir detay görüldü. Yüzde derin doz eğrilerinde su fantomunun sıfır noktasında ve doz profillerinde ışın alanın bittiği penumbra bölgesinde iyon odası ve MC sonuçları birbirinden farklı dağılımlar gösterdi. Oluşan bu farkı noktasal doz ölçümü ve noktasal doz hesaplama teorisine bağlayabiliriz. Doz hesaplarında noktasal doz hesabı, tanımlanan geometride, tanımlanan hacim elemanındaki absorbe dozun hesaplanmasıdır. Bu hacim elemanının komşuluğundaki hacim elemanlarının yapısı, dozların hesaplanması yöntemi tarafından bozulmaz. Ancak doz ölçümlerinde, noktasal doz ölçümü, iyon odasının efektif ölçüm noktasında absorbe edilen dozun karşılığında ortaya çıkan serbest elektronların ölçülebilir akıma çevrilmesidir. Bu durumda iyon odası, ortamdaki varlığı sebebiyle, ortamı perturbe etmektedir. Komşuluğundaki ortamı bozmaktadır. Bu da yüksek doz değişiminin olduğu bölgelerde veya heterojen ortam geçişlerinde (havadan suya gibi) ölçüm düzeltmesini gerektirmektedir. Çok küçük hacimli iyon odalarının bu bölgelerin doz ölçümlerinde kullanılması, düzeltme faktörünü en aza indirebilir.

Monte Carlo metodu ile lineer hızlandırıcı benzeşimi son 10 yılda sıkça çalışılmaktadır. BEAMnrc ve EGSnrc kodları sıklıkla tercih edilen kodlar arasındadır. Çalışmada kullandığımız GAMOS3.0.0/GEANT4.9.4.p01 kodu ile benzeşimini gerçekleştirdiğimiz Siemens Primus sonuçları, başka bir çalışmada kullanılan GAMOS1.9.0/GEANT4.9.0.p01 kodunun kullanıldığı Siemens Primus cihazının benzeşimindeki sonuçlara göre daha tutarlıdır(8). Karşılaştırılan iki kod arasındaki fark, çalışmamızda kullanılan kodda *bremmstrahlung splitting* varyans azaltma

tekniklerinin var olmasıdır. Bu çalışma ile GAMOS3.0.0 kodunun lineer hızlandırıcıların MC benzeşiminde başarılı bir şekilde kullanılabileceği gösterilmiştir.

Collapsed Cone algoritması hesaplarında, alaşım kaynaklı artefakt etkisini gidermek için, alaşım içermeyen fantom kullanıldı. Araştırmada oluşturulan fantomun geometrik detayları bilindiği için, artefaktlı bölgede aslında ne olduğu bilinmektedir. Ancak bilinenin, bilgisayara doğru şekilde aktarılması gereklidir. Bunun için artefaktın olduğu bölgelere hangi kütle yoğunluk değerinin girilmesi gerektiği test edildi. Alaşım içermeyen fantomlarda, BT simülatör kesitlerinden gelen kütle yoğunluk değerlerine sahip simülasyon ile ve PMMA için 1.02 g/cm^3 , parafin için 0.9 g/cm^3 girilen simülasyonda doz hesapları yapıldı. Şekil 29'da YDD, Şekil 30'da iki farklı derinlikte doz profili sonuçları görüldüğü üzere çakışmaktadır. Bu sonuçlarla birlikte, metal alaşımlı fantom simülasyonunda, artefakt parafin bölgesindeyse yoğunluk 0.9, artefakt PMMA bölgesinde ise yoğunluk 1.02 g/cm^3 olarak ayarlandı.

Alaşımlı kalça protez malzemesi içeren fantomlarda doz hesabı ölçümlerinden önce kontrol fantomunda doz hesabı ve ölçümleri yapıldı. Şekil 31'de MC ve CC algoritmaları yüzde derin doz eğrileri üzerinden karşılaştırıldı. Maksimum doz derinliğinde ve 10 cm derinlikte aralarındaki fark sırasıyla %1.2 ve %0.8'dir. Şekil 32'de ise 2.9 ve 10 cm derinlikte EDR 2 ile doz profili ölçüldü, CC ve MC algoritmaları ile dozlar hesaplandı. Grafik üzerinde, hesaplanan ve ölçülen dozlar uyumludur. Ancak 10 cm derinlikte nümerik hata kaynaklı, EDR2 film sonucu merkezden kayma gösterdi. Tablo 6'da verilen sonuçlara göre rölatif hata %2'nin içindedir. Kontrol fantomu ile yapılan hesaplar ve ölçümler arasındaki tutarlılık, protez malzemesinin doza etkisinin araştırıldığı ölçüm ve hesaplarda karşılaştırmanın objektif yapılacağını işaret etmiştir.

CoCrMo protez malzemesi örneği içeren fantomda *Markus* iyon odası ölçümleri ve CC, MC hesapları yüzde derin doz eğrileri üzerinden karşılaştırıldı. Şekil 33'te sonuçlar, fantomun ilk 3 cm'i için uyum göstermemektedir. Ancak 6.6 cm'den sonra MC hesapları ve iyon odası ölçümleri uyumludur. Katı fantomda iyon odası ile doz ölçümü 2 cm kalınlıktaki adaptörü sebebiyle zor oldu. *Markus* iyon odası foton

ışınlarında net absorbe dozun ölçümlerinde önerilmemektedir(12). Ancak araştırmada yapılan doz ölçümleri rölatif ölçümler olduğu için ve *Markus* iyon odasının efektif ölçüm noktasının yüzeyde olmasından dolayı bu iyon odası tercih edildi. 10 cm derinlikteki dozlar karşılaştırıldığında MC hesabında rölatif hata %0.86, CC algoritmasında rölatif hata %10.4'tür. Şekil 34 ve 35'te protez malzemesinin 1 mm üstüne ve yaklaşık 3.5 cm altına karşılık gelen derinliklerde doz profilleri elde edildi. İki grafikte MC hesapları, EDR 2 film ölçümleri ile uyumluluk göstermektedir. MC hesaplarında rölatif hatalar 2.9 cm'de %0.61, 10 cm derinlikte %1.15 iken, CC hesaplarında bu hatalar %7.87 ve %8.38'dir. Deney sonuçları temel alındığında MC algoritması ile, CC algoritmasına göre yüksek yoğunluğa sahip alaşım kaynaklı heterojen ortamlarda daha doğru sonuçlar elde edildi. CoCrMo protez malzemesi, protezden önce, radyasyonun geri saçılmasına sebebiyet verdiği için yaklaşık %10'luk doz artışına neden olduğu görüldü. Doz profili ölçümlerinde ve MC doz profili, YDD sonuçlarında bu doz artışı görülmektedir. Protez malzemesinden 3.5 cm altta, fantomda 10 cm derinlikte ise deney ve MC sonuçlarına göre dozlar %55'e kadar düşmektedir. EDR2 ve MC sonuçları, Palleri F. ve ark. yaptıkları iyon odası ölçümleri ile örtüşmektedir(1). 6 MV-X ışınında 10x10 alanda, su ortamında maksimum doza normalize edilmiş yüzde derin doz eğrisi 10 cm derinlikte dozun %67'ye düşeceğini gösterir. Bu ortamda 4.5 cm derinliğe yaklaşık 3 cm çaplı CoCrMo protez malzemesi yerleştirilmesi durumunda (parafin – PMMA ve su arasındaki elektron yoğunluk farkı ihmal edilecek olursa) bu doz %36'lara düşecektir. Alaşım malzemesi ortamda yarattığı yüksek doz saçılması ve absorbe edilmesi etkisinden dolayı kendisinden arkada doz düşüşüne sebep olmaktadır.

Ti6Al4V protez malzemesi örneği içeren fantomda elde edilen sonuçlar, CoCrMo alaşımlı fantom sonuçları ile paralellik göstermektedir. Şekil 36'ya göre yüzde derin doz eğrilerinde MC hesapları ve iyon odası ölçümleri 6.6 cm'den sonra tutarlılık göstermektedir. CC algoritması ile ise Ti6Al4V alaşımında EDR2 ve MC sonuçlarına göre daha düşük dozlar hesaplandı. 10 cm derinlikte iki algoritmanın hesaplarındaki rölatif hata MC için %0.24, CC için %16.2'dir. Şekil 37 ve 38'e bakıldığında, Ti6Al4V alaşımı dozlarda CoCrMo alaşımındaki gibi aynı etkiyi yarattığı görüldü. Protez

malzemesinden 1 mm önce, dozlar yaklaşık %10 artmaktadır. Ancak protezden 3.5 cm ötede, fantom içinde ise 10 cm derinlikte dozlar %75'lere düşmüştür. Bu oran CoCrMo'da %55'tir. İki malzemenin geri saçılımı aynı %10'luk etkiyi yaratması ancak, 10 cm derinlikte farklı doz azalımına sebebiyet vermesi, absorbe ettikleri dozların farklı olduğunu işaret etmektedir. CoCrMo alaşımının Ti6Al4V alaşımından yaklaşık 2 kat daha yoğun olduğu düşünülecek olduğunda, CoCrMo alaşımının dozları daha fazla düşürmesi beklenebilir. Doz profillerinden elde edilen rölatif hatalar 2.9 ve 10 cm derinliklerde sırasıyla MC için %0.3 ve %0.11, CC için %9.97 ve %21.6'dır. MC hesapları ve EDR 2 film sonuçları AAPM'in 2003 yılında yaptığı yayınındaki sonuçlarla örtüşmektedir(18).

CoCrMo ve Ti6Al4V protez malzemelerinin aynı geri saçılım etkisini gösterdiği görüldü. Ancak CoCrMo daha yüksek yoğunluğu sahip olması sebebiyle, Ti6Al4V'ye göre radyasyon dozlarını daha fazla absorbe ettiği ve arkasında daha fazla heterojen doz dağılımı oluşturduğu görüldü. Yüksek yoğunluklu metal alaşımlı protez malzemesi taşıyan hastaların tedavi planlarında, yan alanların kullanılması durumunda, hedef içinde heterojen doz dağılımlarının oluşması beklenenecektir. Bu durumda planlama sırasında ışın alanları oluşturulurken, hedefin protez malzemesi arkasında kalmayacağı ışın açıları seçilmesi uygun olacaktır. Mümkünse hedefte homojen doz dağılımını koruyacak şekilde ışın açıları seçilip, aynı zamanda rektum arka duvarının ışın açısına göre protez malzemesi arkasında kalması sağlanarak rektum dozları azaltılabilir. CC algoritmasında 6 MV-X ışın enerjisinde, CoCrMo protez malzemesinin arkasında dozların gerçek değerinden yaklaşık %10 daha fazla hesaplandığı, Ti6Al4V protez malzemesinin arkasında ise dozların gerçek değerinden yaklaşık %20 daha az hesaplandığı, plan yapılırken dikkate alınmalıdır.

Bu çalışmada, katı fantom içinde iyon odası ile gerçekleştirilen yüzde derin doz ölçümlerinde istenilen sonuç alınamadı. Bunda *setup* zorluğunun etkisinin yanı sıra, iyon odasının, adaptörü ile birlikte verimli olarak kullanılamamasından kaynaklandı.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

İki farklı protez malzemesi alaşımlarının radyoterapide kullanılan 6 MV X ışınında dozlara etkisi, iki farklı derinlikte doz profilleri ve ışın merkez eksenini boyunca yüzde derin doz olarak araştırıldı. Protez malzemesinin 1 mm önünde ve 3.5 cm altında dikkate değer doz değişimleri saptandı. Bu doz değişimleri, EDR 2 film ve MC hesap sonuçlarında uyumlu sonuçlar verdi. Bu sonuçların literatürde, başka metodlarla yapılan araştırmalarla tutarlılık gösterdiği görüldü. CC algoritmasının yüksek atom numaralı heterojen bölgelerde radyasyonun geri saçılımını ve absorbe edilmesini hesaba katmadığı görüldü. CC algoritmasında doz hesaplarında meydana gelen büyük farkların, *Convolution-Superposition* hesabı yönteminden kaynaklandığı düşünülmektedir. Çünkü *Convolution-Superposition* tekniği ile doz hesabı yapan *PinnacleTPS*'te bu türden heterojen bölgelerde radyasyonun saçılımını ve absorbe edilmesini doğru hesaba kattığı bilinmektedir(1). *Oncentra MasterPlan* CC algoritmasında kullanılan nokta *kerneller* CoCrMo ve Ti6Al4V'nin kütle yoğunlukları ile birlikte, ortamda oluşturdukları ikincil parçacıkların doza etkisinin tanımlanmasıyla, CC algoritması ile bu tür ortamlarda doz hesabının daha doğru olması beklenebilir.

Monte Carlo metodu ile lineer hızlandırıcı benzeşimi sırasında, elde edilen X ışını parçacığı sayısının fazla olması ve hesap süresinin kısa olması sebebiyle *gamma-standard* fizik modeli tercih edilmiştir. Ancak EGSnrc kodu referans alındığında, *gamma-lowener* fizik modeli EGSnrc kodu ile daha uyumludur(19). Artacak hesap süresi göze alınarak, bu çalışmada yapılan hesaplar GAMOS *gamma-lowener* fizik modelinin kullanılmasıyla daha iyi hale getirilebilir.

Bu çalışma 6 MV X ışını enerjisinde gerçekleştirildi. 3BKRT tedavi tekniklerinde, pelvik bölge yerleşimli kanser tedavilerinde 6 MV X ışını yerine, giriciliği daha yüksek olan 15 veya 18 MV X ışınları tercih edilmektedir. Bu çalışmanın daha yüksek enerjili X ışınları ile yapılması durumunda sonuçların, 3BKRT tedavi teknikleri için daha iyi kılavuz olacağı açıktır.

Çalışmada katı fantom içinde iyon odası ile yüzde derin doz ölçümlerinde istenilen sonuçlar elde edilemedi. Yüzde derin doz ölçümleri, küçük hacimli silindir iyon odası

kullanılarak, protez malzemesinin su fantomu içine sabitlenmesiyle alınabilir. Bu deney *setup* ı ile ayrıca doz profilleride alınabilir ve film dozimetrisinin dış koşullara gösterdiği hassasiyetten kaynaklı hatalar giderilmiş olur. Ancak protez malzemesi arkasında oluşacak yüksek doz değişimi göz önünde bulundurularak iyon odası hacminin yeterli küçüklükte olup olmadığına dikkat edilmelidir.

7. KAYNAKLAR

1. Palleri F, Baruffaldi F, Angelini A.L, Ferri A, ve ark. Monte Carlo characterization of materials for prosthetic implants and dosimetric validation of Pinnacle³ TPS. Nuc Inst and Meth in Phys Res B 2008;266: 5001-5006.
2. Nucletron Oncentra Master Plan v3.3 Physics and Algorithms; 2004. AX Veenendaal, The Netherlands;208, 35-60
- 3.http://www.elekta.com/dms/elekta/elekta-assets/Elekta-Software/Treatment-Planning-Software/pdfs/brochures/Monaco-Brochure_LPCMON090520-v3_6pager/Monaco%C2%AE%20Brochure.pdf 09.05.2013
4. Lin S, Chu T, Lin J, Liu M. The effect of a metal hip prosthesis on the radiation dose in therapeutic photon beam irradiations. App Rad and Isot 2002;57:17-23.
- 5.Khan Faiz M. The Physics of radiation therapy. 4th Edition. Lippincott, Williams&Wilkins, 2010; 39-43, 140-141, 425-426, 427-428
6. Siemens Medical Solutions USA, Inc. PRIMUS linear accelerator TH02-010.850.01.02.02 USA.Feb. 2006
7. Egley B. Steinberg T. (2005) Tungsten composite X-Ray target assembly for radiation therapy, U.S. Patent No. US6,882,705 B2 Malvern, PA: United States Patent
- 8.M. A. Cortés-Giraldo, P. Arce, J. Salguero, M. I. Gallardo ve ark. GAMOS/GEANT4 validation in a Siemens Primus Linac. 2008 IEEE Nuc. Sci. Symp. Conf. Rec.
9. Becker J. Simulation of neutron production at a medical linear accelerator. Institute of Experimental Physics University of Hamburg, MSc Diploma Thesis, 2007; 28-30, 25-26
10. Chen GTY, Pelizzari CA, Rietzel ERM. Imaging in Radiotherapy, In: Khan FM, editors. Treatment planning in radiation oncology 2nd ed. Lippincott, Williams&Wilkins. 2007 ; 11-12
- 11.http://radonc.ucsf.edu/links/Video/Physics/ResidentTalks/CT_Presentation.pdf 15.07.2013
- 12.International Atomic Energy Agency. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy. An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water. Technical Reports Series No:398. Vienna, 2000; p.39-40, 30-31.

13. Çeçen Y. Monte Carlo simulation in radiotherapy. Hacettepe University The Institute For Graduate Studies In Science and Engineering, Doctorate Thesis, Ankara 2008; 2-4.
14. http://fismed.ciemat.es/GAMOS/GAMOS_doc/GAMOS.3.0.0/GamosUsersGuide_V3.0.0.pdf 05.06.2013; 7-192
15. Özbay Ç. Yoğunluk ayarlı radyoterapi planlamalarının dozimetrik doğruluklarının farklı dozimetrik sistemler kullanarak karşılaştırılması. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, Ankara 2012; 33-34
16. Cherry SR. Sorenson JA. Phelps ME. Physics in Nuclear Medicine 3rd Edition. USA. Saunders. 2003; 89-90
17. Dyk JV. Quality Assurance, In: Khan FM, editors. Treatment planning in radiation oncology 2nd ed. Lippincott, Williams&Wilkins. 2007; 104-105
18. https://www.aapm.org/pubs/reports/rpt_81.pdf 27.07.2013
19. <http://fismed.ciemat.es/GAMOS/RToptim/> 02.08.2013

EK 1: ÖZGEÇMİŞ**DOĞUKAN AKÇAY**

TC Kimlik No / Pasaport No:	10205937940
Doğum Yılı:	1987
Yazışma Adresi :	Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı Balçova/İZMİR
Telefon :	0 535 562 88 92
e-posta :	ddogukanakcay@gmail.com

EĞİTİM BİLGİLERİ

Ülke	Üniversite	Fakülte/Enstitü	Öğrenim Alanı	Derece	Mezuniyet Yılı
Türkiye	Hacettepe Üniversitesi	Mühendislik Fakültesi	Nükleer Enerji Mühendisliği	Lisans	2010

AKADEMİK/MESLEKTE DENEYİM

Kurum/Kuruluş	Ülke	Şehir	Bölüm/Birim	Görev Türü	Görev Dönemi
DEÜ Tıp Fakültesi	Türkiye	İzmir	Radyasyon Onkolojisi ABD.	Stajyer	Ağustos 2012- Ağustos 2013

EK 2: ETİK KURUL ONAYI

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

Konu: Karar hk.- 564

27.05.2013

Sayın Yard.Doç.Dr.Kadir AKGÜNGÖR

Kurulumuz tarafından 23.05.2013 tarih ve 1026-GOA protokol numaralı 2013/19-07 karar numarası ile görüşülen "Fantomda, Doku İçine Yerleştirilen Protez Malzemesinin Eksternal Işın Tedavisinde Doza Etkisinin Farklı Doz Hesaplama Algoritmaları ve Dozimetri ile Karşılaştırılması" konulu araştırmanıza ilişkin Kurulumuz kararı ekte sunulmuştur.

Bilgilerinizi ve gereğini rica ederim.


Prof.Dr.Banu ÖNVURAL
Başkan

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

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURUL KARARI

ETİK KOMİSYONUN ADI	DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU
AÇIK ADRES	Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı 2. 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:	1026-GOA
	ARAŞTIRMA	UZMANLIK TEZİ ☐ AKADEMİK AMAÇLI ☐
	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Fantomda, Doku İçine Yerleştirilen Protez Malzemesinin Eksternal Işın Tedavisinde Doza Etkisinin Farklı Doz Hesaplama Algoritmaları ve Dozimetri ile Karşılaştırılması
	ARAŞTIRMA PROTOKOL KODU	-
	SORUMLU ARAŞTIRMACI ÜNVANI/ADI/SOYADI ve UZMANLIK ALANI	Yard.Doç.Dr.Kadir AKGÜNGÖR DEÜ Fen Fakültesi Fizik Bölümü Atom ve Molekül Fizik A.D
	DESTEKLEYİCİ VE AÇIK ADRESİ	-
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ VE ADRESİ	-
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ ☒ ÇOK MERKEZLİ ☐

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	Mevcut		Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
	ARAŞTIRMA İLE İLGİLİ LİTERATÜR	Mevcut		Türkçe ☐ İngilizce ☒ Diğer ☐
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	Mevcut		Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
	OLGU RAPOR FORMU	Mevcut		Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐

KARAR BİLGİLERİ	Karar No:2013/19-07	Tarih: 23.05.2013
	Yard.Doç.Dr.Kadir AKGÜNGÖR'ün sorumlusu olduğu "Fantomda, Doku İçine Yerleştirilen Protez Malzemesinin Eksternal Işın Tedavisinde Doza Etkisinin Farklı Doz Hesaplama Algoritmaları ve Dozimetri ile Karşılaştırılması" isimli klinik araştırmaya ait başvuru dosyası ve ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş, etik açıdan çalışmanın gerçekleştirilmesinin uygun olduğuna oy birliği ile karar verilmiştir.	

ETİK KURUL BİLGİLERİ	
ÇALIŞMA ESASI	Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu İşleyiş Yönergesi İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu
ETİK KURUL ÜYELERİ	

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsi yet	Araştırma ile ilişkili mi?		İmza
Prof.Dr.Banu ÖNVURAL (Başkan)	Tıbbi Biyokimya	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Biyokimya Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	Banu
Prof.Dr.Besti ÜSTÜN (Başkan Yardımcısı)	Ph.D.Psikiyatri Hemşireliği	DEU Hemşirelik Fakültesi	Kadın	E ☐	H ☒	Besti
Prof.Dr.Ş.Reyhan UÇKU	Halk Sağlığı	DEU Tıp Fakültesi Halk Sağlığı A.D.	Kadın	E ☐	H ☒	Reyhan
Prof.Dr.Nejat SARIOSMANOĞLU	Kalp Damar Cerrahisi	DEU Tıp Fakültesi Kalp Damar Cerrahisi Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	Nejat
Prof.Dr.Ece BÖBER	Pediyatrik Endokrinoloji	DEU Tıp Fakültesi Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒	Ece
Prof.Dr.Hüseyin BASKIN	Mikrobiyoloji	DEU Tıp Fakültesi Mikrobiyoloji Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒	Hüseyin Baskin
Prof.Dr.Vesile ÖZTÜRK	Nöroloji	DEU Tıp Fakültesi Nöroloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	Vesile
Prof.Dr.Bilgin CÖMERT	İç Hastalıkları (Yoğun Bakım B.D)	DEU Tıp Fakültesi İç Hastalıkları Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒	Bilgin
Prof.Dr.Mukaddes GÜNELİ	Tıbbi Farmakoloji	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Farmakoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	Mukaddes
Prof.Dr.Ayşe Aydan ÖZKÜTÜK	Mikrobiyoloji	DEU Tıp Fakültesi Mikrobiyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	Ayşe
Prof.Dr.Nihal GELECEK	Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon	DEU Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksek Okulu	Kadın	E ☐	H ☒	Nihal
Doç.Dr.İşıl TEKME	Histoloji ve Embriyoloji	DEU Tıp Fakültesi Histoloji ve Embriyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	İşıl
Doç.Dr.Müge KIRAY	Fizyoloji	DEU Tıp Fakültesi Fizyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	Müge
Uzm.Dr.Ahmet Can BİLGİN	Hukuk	DEU Tıp Tarihi ve Etik A.D	Erkek	E ☐	H ☒	Ahmet Can
İhsan ÇELİKDEMİR	Sağlık mensubu olmayan üye	75. Yıl Özel İlköğretim Okulu Müdür Yrd.	Erkek	E ☐	H ☒	İhsan

Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu Karar Formu