

**T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ**



**DÜZLEŞTİRİCİ FİLTRESİZ MEDİKAL LİNEER HIZLANDIRICI İLE ELDE
EDİLEN YÜKSEK ENERJİLİ FOTON HÜZMELERİNİN MONTE-CARLO
BENZEŞİMİ**

Bora SINDIR

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FİZİK

ANABİLİM DALI

DOKTORA TEZİ

HAZİRAN 2022

ANTALYA

**T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ**



**DÜZLEŞTİRİCİ FİLTRESİZ MEDİKAL LİNEER HIZLANDIRICI İLE ELDE
EDİLEN YÜKSEK ENERJİLİ FOTON HÜZMELERİNİN MONTE-CARLO
BENZEŞİMİ**

BORA SINDIR

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FİZİK

ANABİLİM DALI

DOKTORA TEZİ

HAZİRAN 2022

ANTALYA

**AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**DÜZLEŞTİRİCİ FİLTRESİZ MEDİKAL LİNEER HIZLANDIRICI İLE ELDE
EDİLEN YÜKSEK ENERJİLİ FOTON HÜZMELERİNİN MONTE-CARLO
BENZEŞİMİ**

BORA SINDIR

FİZİK

ANABİLİM DALI

DOKTORA TEZİ

Bu tez / / 2022 tarihinde jüri tarafından Oybirliği / Oyçokluğu ile kabul edilmiştir.

Prof. Dr. İsmail BOZTOSUN (Danışman)

Prof.Dr. Asım SOYLU

Doç. Dr. Gökhan KOÇAK

Dr.Öğr. Üyesi Deniz KAYA

Dr. Öğr. Üyesi Gültekin SOYLU

ÖZET

DÜZLEŞTİRİCİ FİLTRESİZ MEDİKAL LİNEER HIZLANDIRICI İLE ELDE EDİLEN YÜKSEK ENERJİLİ FOTON HÜZMELERİNİN MONTE-CARLO BENZEŞİMİ

Bora SINDIR

Doktora Tezi, Fizik Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. İsmail BOZTOSUN

Haziran 2022; 61 sayfa

Bu tez çalışmasında, 10 MV'den yüksek enerjiye sahip Düzleştirici Filtresiz (DFsiz) lineer hızlandırıcının Monte Carlo benzeşiminin oluşturulması ve doğrulanması, yüksek enerjili foton hüzmelerinin kullanılacağı tıbbi ışınlamalardaki potansiyel zorlukların azaltılması için hedef yapısı ve hedef çekirdeğe bağlı olarak elde edilen frenleme foton hüzmeye değişiminin incelenmesi amaçlanmaktadır. Bu amaçla çalışmada 18 MV DFsiz Elekta Synergy lineer hızlandırıcısının benzeşimi FLUKA\Flair Monte Carlo (MC) programı ile oluşturulmuştur. Bu benzeşim su fantomu ölçüm verileri ile doğrulanmıştır. Radyasyon iletim parametrelerini belirleyen PRECESIO kartı, EM-CASCA kartı ile foton, elektron taşınım sınır değerlerinin benzeşim sonuçlarına etkisi değerlendirilmiştir. Bu değerlendirme sonucunda PRECESIO kartı, EM-CASCA kartının benzeşim sonuçlarını etkilemediği tespit edilmiştir. Aynı zamanda hesaplama sonuçlarını etkilemeyecek benzeşim bölgelerine yüksek enerjili elektron taşınım sınır değerlerinin atanması da benzeşim sonuçlarını etkilememiştir. Bununla birlikte hesaplama süresini azaltmıştır. Farklı kalınlıktaki WRe ve Ta materyali için lineer hızlandırıcı benzeşimleri oluşturulmuştur. Bu benzeşimlerden DFsiz foton hüzmesi için elde edilen YDD ve profil özellikleri değerlendirilmiştir. Son olarak çalışmada DFsiz lineer hızlandırıcısının MC benzeşimi oluşturularak doğrulandı. Bu benzeşim yeni hedef yapısının tasarlanması için kullanılabilir yöntemidir.

ANAHTAR KELİMELER: Doz Dağılımı, Düzleştirici Filtresiz Foton Hüzmesi, Lineer Hızlandırıcı, Monte Carlo, Yüzde Derin Doz, Profil.

JÜRİ: Prof. Dr. İsmail BOZTOSUN

Prof. Dr. Asım SOYLU

Doç. Dr. Gökhan KOÇAK

Dr. Öğr. Üyesi Deniz KAYA

Dr. Öğr. Üyesi Gültekin SOYLU

ABSTRACT

MONTE-CARLO SIMULATION OF HIGH ENERGY PHOTON BEAMS CREATED BY FLATTENING-FILTER FREE MEDICAL LINEAR ACCELERATOR

Bora SINDIR

PhD Thesis in Physics

Supervisor: Prof. Dr. İsmail BOZTOSUN

June 2022; 61 pages

In this thesis, it was aimed to model and verify the Monte Carlo simulation of more than 10 MV energy Flattening Filter Free (FFF) linear accelerator. In addition, the proprieties of Bremsstrahlung photon beams were evaluated depending on the target structure and nucleus to reduce the potential difficulties in medical irradiation where high-energy photon beams are being used. The simulation of 18 MV FFF Elekta Synergy linear accelerator was created using FLUKA\Flair Monte Carlo (MC) program. This simulation was verified with experimental data obtained from the water phantom. The effects of the PRECISION card, EM-CASCA card, and photon, electron transport limit values on the simulation results were investigated. It was determined that the PRECESIO card and the EM-CASCA card did not affect the simulation results. At the same time, assigning high-energy electron transport limit values to regions that would not affect the calculation results and it did not affect the simulation results. Therefore, the computation time has been reduced. Linear accelerator simulations were modelled for WRe and Ta materials of different thicknesses. The Percentage Depth Dose (PDD) and profile of the FFF photon beam obtained from these simulations were evaluated. In conclusion, the MC simulation of the FFF linear accelerator was modelled and verified in the study. This simulation is the method that can be used to design the new target structure.

KEYWORDS: Dose Distribution, Flattening Filter Free photon beam, Linear Accelerator, Monte Carlo, Percentage Depth Dose, profile.

COMMITTEE: Prof. Dr. İsmail BOZTOSUN

Prof. Dr. Asım SOYLU

Assoc. Prof. Dr. Gökhan KOÇAK

Asst. Prof. Dr. Deniz KAYA

Asst. Prof. Dr. Gültekin SOYLU

ÖNSÖZ

Doktora öğrenimim boyunca, çalışmanın her aşamasında desteğini her zaman yanımda hissettiğim bilgisi ve tecrübesi ile bana yol gösteren, bana daima inanan çok değerli danışman hocam Prof. Dr. İsmail BOZTOSUN'a teşekkürlerimi borç bilirim. Tez konusunun belirlenmesinden, sonuçların elde edilip yazılmasına kadar her aşamasında bilgisi ve fikirleri ile bana destek olan hocam Dr. Öğr. Üyesi Haris DAPO'ya teşekkürlerimi sunarım.

Cihaz ve servis mühendisi desteği veren ONCOTECH Med. Tıb. Malz. Sağlık Hizm. San ve Tic. Ltd Şti'ye teşekkürlerimi sunarım. Bu tez çalışmasında gerekli bilgisayar alt yapısını sağlayan, uzun yıllar mensubu olduğum Akdeniz Üniversitesi'ne ve Bilgi İşlem Daire Başkanlığı'nın çok değerli personellerine teşekkür ederim.

Tez çalışmamın her döneminde beni cesaretlendiren, her zaman yanımda olan arkadaşlarıma teşekkür ederim. Bu zorlu süreçte beni destekleyen eşim Alev SINDIR'a ve kızım Asya SINDIR'a teşekkür ederim. Son olarak hayatım boyunca beni maddi ve manevi olarak destekleyen rahmetli babam ve sevgili anneme teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

ÖZET	i
ABSTRACT	ii
ÖNSÖZ	iii
AKADEMİK BEYAN	vi
SİMGELER VE KISALTMALAR	vii
ŞEKİLLER DİZİNİ	ix
ÇİZELGELER DİZİNİ	xi
1. GİRİŞ	1
1.1. Lineer Hızlandırıcı	1
1.1.1. Düzleştirici filtresiz tedavi cihazları	5
1.1.1.1. Düzleştirici filtresiz standart lineer hızlandırıcı	6
1.1.1.2. Helikal lineer hızlandırıcı	7
1.1.1.3. Robotik lineer hızlandırıcı	10
1.2. Monte Carlo Yöntemi	11
1.2.1. FLUKA monte carlo programı	12
1.2.2. FLAIR programı	16
1.3. Lineer Hızlandırıcı Monte Carlo Benzeşimi	18
1.4. Ölçüm	19
1.5. Çalışmanın Amacı ve Gelecekteki Beklentiler	21
2. KAYNAK TARAMASI	22
2.1. Düzleştirici Filtresiz Foton Hüzmelerinin Dozimetrik Özellikleri	22
2.1.1. Doz hızı	22
2.1.2. Yüzde derin doz	23
2.1.3. Profil	24
2.2. Lineer Hızlandırıcı Benzeşimi	25
3. MATERYAL VE METOT	27
3.1. Elekta Synergy Lineer Hızlandırıcının Monte Carlo Benzeşimi	27
3.2. Su Fantomundaki Ölçümler	30
3.3. Monte Carlo Benzeşimi ile Yapılan Hesaplamalar	30
3.3.1. Monte carlo benzeşiminin doğrulanması	32
3.3.2. Hedef tasarımı	33

4. BULGULAR VE TARTIŞMA	34
4.1. FLUKA MC Giriş Dosyası	34
4.2. Monte Carlo Benzeşiminin Doğrulanması	35
4.3. Hedef Tasarımı.....	48
5. SONUÇLAR.....	54
6. KAYNAKLAR	57
ÖZGEÇMİŞ	



AKADEMİK BEYAN

Doktora Tezi olarak sunduğum “Düzleştirici Filtresiz Medikal Lineer Hızlandırıcı İle Elde Edilen Yüksek Enerjili Foton Hüzmelerinin Monte-Carlo Benzeşimi” adlı bu çalışmanın, akademik kurallar ve etik değerlere uygun olarak yazıldığını belirtir, bu tez çalışmasında bana ait olmayan tüm bilgilerin kaynağını gösterdiğimi beyan ederim.

Bora SINDIR

21/06/2022



SİMGELER VE KISALTMALAR

Simgeler

eV	: Elektronvolt
GeV	: Gigaelektronvolt
KeV	: Kiloelektronvolt
M	: Eğilme Momenti
m	: Metre
MeV	: Megaelektronvolt
MV	: Megavolt
n	: Devir Sayısı
s	: Saniye
TeV	: Teraelektronvolt

Kisaltmalar

BG	: Birleştirilmiş Geometri
CERN	: Avrupa Nükleer Araştırma Merkezi (Conseil Européen pour la Recherche Nucléaire)
ÇYK	: Çok Yapraklı Kolimatör
DF	: Düzleştirici Filtre
DFsiz	: Düzleştirici Filtresiz
FLAIR	: FLUKA Advanced Interface
FLUKA	: FLUktuierende KAskade or Fluctuating Cascade
INFN	: İtalya Ulusal Nükleer Fizik Enstitüsü (Istituto Nazionale di Fisica Nucleare)
KFM	: Kaynak Fantom Mesafesi
KYM	: Kaynak Yüzey Mesafesi

MC : Monte Carlo
MU : Işınlama Süresi (Monitor Unit)
VMAT : Volümetrik Ark Terapi
YDD : Yüzde Derin Doz
YART : Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. 1. Varian ClinacR 6/100 model lineer hızlandırıcı (Ginzton ve Nunan 1985)	2
Şekil 1. 2. Farklı marka ve modellerde Lineer hızlandırıcılar	3
Şekil 1. 3. Elekta Synergy lineer hızlandırıcının kafa yapısı	4
Şekil 1. 4. a) Düzleştirici filtresiz foton akı dağılımı; b) Düzleştirici filtreli foton akı dağılımı (Mayles vd. 2007)	5
Şekil 1. 5. Varian marka lineer hızlandırıcı ve bölümleri (Anonim 2022a)	6
Şekil 1. 6. a) Lineer hızlandırıcı ve tedavi masa hareketlerinin Tomoterapi cihazı üzerindeki görüntüsü (Anonim 2022b) b) Tomoterapi cihazındaki ana bölümlerinin şematik gösterimi (Langen vd. 2010)	8
Şekil 1. 7. Tomoterapi cihazındaki lineer hızlandırıcı ve kafa yapısına ait kesit görüntüsü (Langen vd. 2010)	8
Şekil 1. 8. a) Varian Halcyon cihazının görünüşü; b) Varian Halcyon cihazındaki ana bölümlerinin şematik gösterimi (Cozzi vd. 2018).....	9
Şekil 1. 9. Varian Halcyon cihazının kafa yapısının kesitsel görüntüsü (Lim vd. 2019)	9
Şekil 1. 10. Şekil a) Kon veya Iris™ sisteminin kullanıldığı CyberKnife cihazı; b) InCise™ ÇYK sisteminin kullanıldığı CyberKnife cihazı; c) Kon sistem görseli; d) Iris™ sistemi görseli; e) InCise™ ÇYK görseli (Tomida vd. 2017; Wang L vd. 2016)	10
Şekil 1. 11. Farklı gövde geometrik şekilleri (Ferrari vd. 2005).....	13
Şekil 1. 12. Giriş dosyası (Ferrari vd. 2021).....	15
Şekil 1. 13. Kartezyen koordinatlarda USBIN dedektör kartı ile hesaplanan doz değerleri (Ferrari vd. 2021)	16
Şekil 1. 14. Giriş dosyasının FLAIR'deki görüntüsü	17
Şekil 1. 15. Varian Clinac 2100 C/D 18 MV lineer hızlandırıcı MC benzeşimindeki bileşenlerin şekilsel gösterimi (Karimi vd. 2019)	18
Şekil 1. 16. Dedektör konumları ve su fantomu sistemi (Podgorsak 2005; Mayles vd. 2007)	20
Şekil 3. 1. BEAM kartının FLAIR'deki görüntüsü	28
Şekil 3. 2. FLAIR ara yüzünün görüntüsü	30
Şekil 4. 1. FLAIR Ara yüzünde oluşturulan Elekta Synergy Lineer hızlandırıcı cihazının kafa yapısı, su fantomu ve bu yapının içinde bulunduğu ortamın a) merkezde, b) merkez dışındaki benzeşim görüntüsü	34
Şekil 4. 2. a) Parçacık sayısının 100 cm KFM ve 30x30 cm ² alanında hesaplanan YDD'a etkisi; b) Parçacık sayısının 30x30 cm ² alanındaki YDD'ların istatistiksel hata değerlerine etkisi (DFsiz 18 MV).....	36

Şekil 4. 3. a) Parçacık sayısının 100 cm KFM ve 30x30 cm ² alanın farklı derinliklerinde hesaplanan profillere etkisi; b) Farklı parçacık sayıları ile 30x30 cm ² alanın 10 cm ve 20 cm derinliğinde elde edilen profillerin istatistiksel hata değerleri (DFsiz 18 MV).....	37
Şekil 4. 4. a) 30 x 30 cm ² alan ve 100 cm KFM mesafesinde farklı birincil elektron enerjili benzeşimlerle hesaplanan YDD'ların aynı koşullarda ölçülen YDD'la karşılaştırılması; b) 5 cm derinliğe normalize ölçüm ve hesaplanan YDD değerlerinin farkı (DFsiz 18 MV).....	39
Şekil 4. 5. a) 30 x 30 cm ² alan ve 100 cm KFM mesafesinde 14 MeV birincil elektron enerjili benzeşimle farklı derinliklerde hesaplanan profillerin ve aynı koşullarda ölçülen profille karşılaştırılması; b) farklı derinliklerde ölçülen ve hesaplanan profil değerlerinin doz farkı (DFsiz 18 MV).....	40
Şekil 4. 6. a) 10x10 cm ² , 20x20 cm ² ve 40x40 cm ² alanlarında hesaplanan ve iyon odası ile ölçülen YDD sonuçlarının karşılaştırılması b) YDD'lerden hesaplanan doz fark grafikleri (DFsiz 18 MV).....	42
Şekil 4. 7. 3,5 cm, 5 cm derinliklerinde 10x10 cm ² , 20x20 cm ² ve 40x40 cm ² farklı alan boyutları ile hesaplanan ve ölçülen profillerin karşılaştırılması (DFsiz 18 MV)	43
Şekil 4. 8. 10 cm ve 20 cm derinliklerinde 10x10 cm ² , 20x20 cm ² ve 40x40 cm ² farklı alan boyutları ile hesaplanan ve ölçülen profillerin karşılaştırılması (DFsiz 18 MV).....	44
Şekil 4. 9. a) PRECESIO ve EM-CASCA kartları ile 30x30 cm ² alanda 100 cm KFM'de hesaplanmış YDD grafiklerinin karşılaştırması; b) PRECESIO ve EM-CASCA kartları ile 30x30 cm ² alanda 100 cm KFM'de hesaplanmış farklı derinlikteki profil grafiklerinin karşılaştırılması (DFsiz 18 MV).....	46
Şekil 4. 10. DFsiz 18 MV foton demeti ile 30x30 cm ² alan ve KFM 100 cm'de farklı fiziksel ve iletim parametreleri ile hesaplanmış a) YDD grafikleri b) Profil grafikleri (DFsiz 18 MV)	47
Şekil 4. 11. KFM 100 cm'de 30x30 cm ² alanda DFsiz 18 MV ile a) 1 mm WRe hedef ile elde edilen YDD'un 5 cm'deki doza normalize YDD'ların karşılaştırılması; b) 1 mm Ta hedef ile elde edilen 5 cm'deki doza normalize YDD'ların karşılaştırılması (DFsiz 18 MV)	49
Şekil 4. 12. WRe ve Ta hedef materyallerinin farklı kalınlıkları ile 5 cm derinlikte hesaplanan profiller (30x30 cm ² , KFM: 100 cm, DFsiz 18 MV).....	51
Şekil 4. 13. WRe ve Ta hedef materyallerinin farklı kalınlıkları ile 10 cm derinlikte hesaplanan profiller (30x30 cm ² , KFM: 100 cm, DFsiz 18 MV).....	52

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 4. 1. Birincil elektron enerjileri ile 30 x 30 cm ² alan ve 100 cm KFM mesafesinde elde edilen YDD'lara karşılık gelen doz fark oran yüzdesi	39
Çizelge 4. 2. 14 MeV birincil elektron enerjisi ile 30 x 30 cm ² alan ve 100 cm KFM mesafesinde farklı derinlikler de elde edilen profillere karşılık gelen doz farkı oran yüzdesi	41
Çizelge 4. 3. WRe hedef materyali için yüzde doz azalım değerleri.....	50
Çizelge 4. 4. Ta hedef materyali için yüzde doz azalım değerleri	50
Çizelge 4. 5. WRe hedef materyali için düzgünsüzlük değerleri	53
Çizelge 4. 6. Ta hedef materyali için düzgünsüzlük değerleri.....	53



1. GİRİŞ

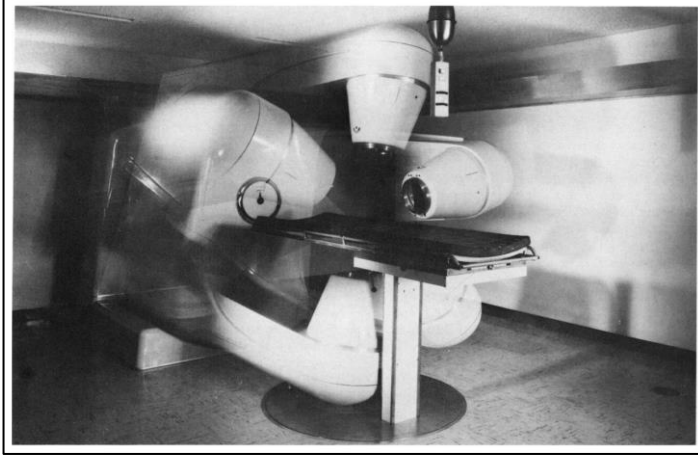
Kanserli hastaların tedavisinde kullanılan başlıca tedavi yöntemleri; cerrahi, radyoterapi (ışın tedavisi) ve kemoterapidir. Bu tedavi yöntemleri tek başlarına kullanılabildiği gibi birlikte de kullanılabilirler. Birçok tedavi yönteminin birlikte kullanılması, tedavi ekipleri arasındaki iş birliğinin önemini artırır (Rosenblatt ve Zubizarreta 2017). Kanser hastalarının yaklaşık %50'sine radyoterapi önerilmektedir (Delaney vd. 2005). Türkiye'de yeni kanser tanısı alan hastaların yaklaşık %55-60'ı tüm tedavi ve bakımları süresince en az bir kez radyoterapi almaktadır (Sağlık Bakanlığı 2010).

Radyoterapi, kanserin yüksek enerjili radyasyon ve genellikle X-ışınları kullanılarak tedavi edilmesidir. Radyoterapideki temel amaç; tümör hacmine yüksek miktarda radyasyon verilirken çevredeki normal dokuların aldığı radyasyon miktarını en aza indirmektir (Khan 2007; Rosenblatt ve Zubizarreta 2017). Radyoterapi uygulamalarının büyük bir bölümü, radyasyon onkoloji kliniğinde bulunan lineer hızlandırıcı cihazları ile yapılmaktadır.

1.1. Lineer Hızlandırıcı

Radyasyon onkolojisi kliniğinde kullanılan lineer hızlandırıcı, tümörü yüksek enerjili X-ışınları (4-25 MV) veya elektronlarla ışınlayarak kanseri tedavi etmek için kullanılan cihazdır. Bu tez çalışması kapsamında adı geçen lineer hızlandırıcı ile radyasyon onkolojisi kliniğinde kullanılan lineer hızlandırıcı cihazı kastedilmektedir. MV (Megavolt) ise enerji birimi olmamasına rağmen radyoterapi uygulamalarında foton hüzmesinin enerjisini ifade etmek için kullanılmaktadır.

Lineer hızlandırıcı tabanlı tedavi cihazı ile ilk defa 1953 yılında Londra'daki Hammersmith hastanesinde hasta tedavisine başlanmıştır (Bewley 1985). Kısa bir süre sonra (1956), San Francisco'daki Stanford Hastanesinde lineer hızlandırıcı ile üretilen 6 MV enerjili foton hüzmesi ile ilk hasta tedavi edilmiştir (Ginzton ve Nunan 1985). Tedavi amaçlı geliştirilen ilk lineer hızlandırıcıların hasta etrafındaki hareketi sınırlıydı. 1962 yılında 360° dönebilen Varian ClinacR 6/100 model lineer hızlandırıcı (Şekil 1.1) Varian firması tarafından geliştirilmiş ve ilk olarak Stanford Üniversitesi Tıp Fakültesine kurulmuştur (Ginzton ve Nunan 1985; Anonim 2021b).

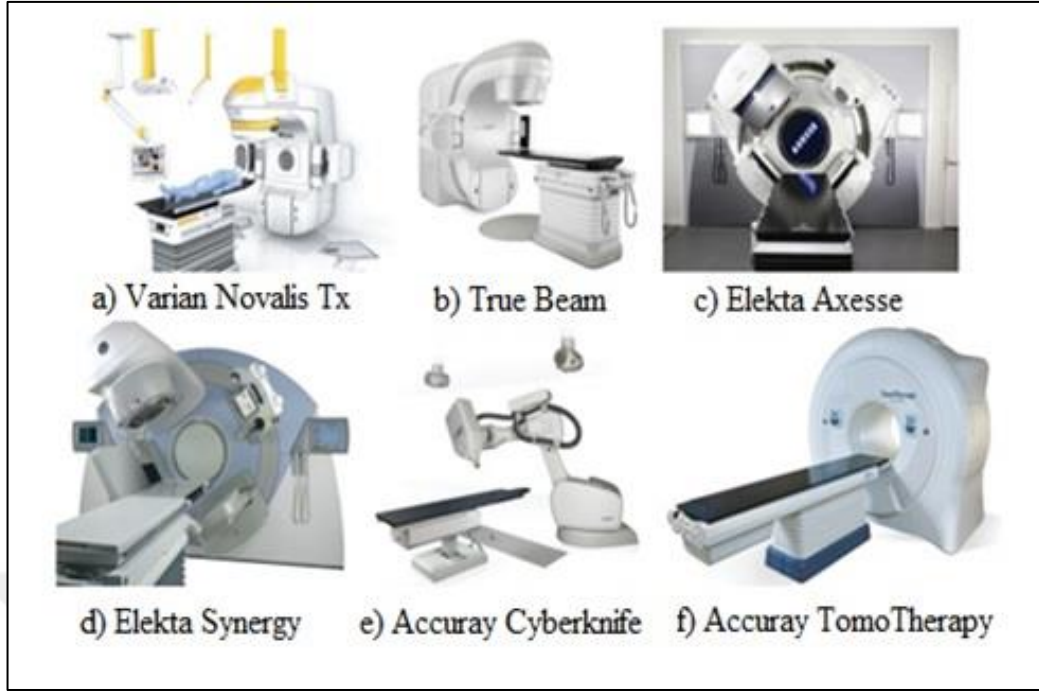


Şekil 1. 1. Varian ClinacR 6/100 model lineer hızlandırıcı (Ginzton ve Nunan 1985)

Teknoloji, bilgisayar sistemlerindeki gelişmeler ve tedavi ihtiyaçlarına göre lineer hızlandırıcılar gelişmeye devam etmektedir. Şekil 1.2’de günümüzde kullanılan lineer hızlandırıcılar gösterilmektedir. Yüksek enerjili lineer hızlandırıcı cihazlarını üç gruba ayırabiliriz. Bu gruplar;

- Standart Lineer Hızlandırıcı
- Helikal lineer Hızlandırıcı
- Robotik Lineer Hızlandırıcı

olarak sınıflandırılır.



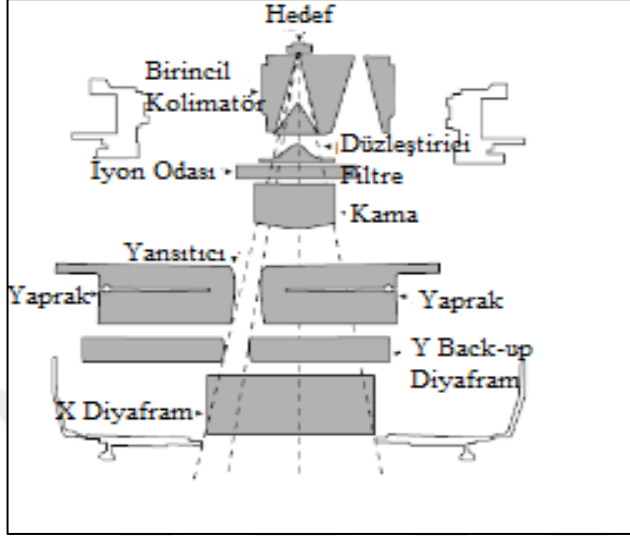
Şekil 1. 2. Farklı marka ve modellerde Lineer hızlandırıcılar

Şekil 1.2.a, b, c ve d'deki Elekta ve Varian marka lineer hızlandırıcılar, C kollu lineer hızlandırıcı olarak isimlendirilirler. C kollu lineer hızlandırıcılar standart lineer hızlandırıcı grubunda yer alır. Accuray Tomotherapy ve Varian Halcyon cihazları ise helikal lineer hızlandırıcı grubuna girmektedir. Cyberknife cihazı da robotik lineer hızlandırıcı grubundadır. Standart lineer hızlandırıcılar, kanserli hastaların tedavisinde en çok kullanılan cihazlardır. Günümüzde kanserli hastaların sayısı artması nedeniyle bu lineer hızlandırıcının sayısı artmaya devam etmektedir (Sharma 2011).

Lineer hızlandırıcılar Düzleştirici Filtresiz (DFsiz) ve Düzleştirici Filtreli (DF'li) foton hüzmeleri üretebilir. Bu hızlandırıcıların kafa yapısında bulunan DF foton hüzmeye özelliklerini etkileyen önemli bir parçadır. 1950'li yıllardan beri standart lineer hızlandırıcıların kafa yapısında DF vardır (Flanders 1954). Teknoloji ve bilgisayar sistemlerinin gelişmesiyle beraber DFsiz ışınlama yapan standart lineer hızlandırıcılar kliniklerde kullanılmaya başlanmıştır. Bu standart lineer hızlandırıcılar; Varian TrueBeam (2010) ve Elekta VersaHD (2013)'dir. Elekta VersaHD ve Varian TrueBeam cihazları DF'li ve DFsiz foton hüzmeleri oluşturabilirken diğer standart lineer hızlandırıcılar sadece DF'li foton hüzmeleri üretilir (Xiao vd. 2015). Birlikte Helikal ve Robotik lineer hızlandırıcıların kafa yapısında DF yapısı yoktur.

DF'nin ana rolü, su ortamında tanımlanan referans koşullarda elde edilen foton akısındaki değişiminin kabul edilebilir sınırlar içerisinde olmasını sağlamaktır. DF'nin geometrisi genellikle dairesel simetriktir. Filtrenin tasarımı ve yapıldığı materyal, foton hüzmeleri üzerinde önemli etkiye sahiptir. Bazı standart lineer hızlandırıcılarda, iki farklı DF kombinasyonu yüksek enerjili (18 MV) foton demetinde kullanılırken, düşük enerjili (10 MV, 6MV) foton hüzmeleri için tek DF kullanılmaktadır. DF yapı detayları ve

kullanılan DF sayısı üretici firmaya göre değişmektedir (Mayles vd. 2007). Örneğin, 18 MV enerjili Elekta Synergy lineer hızlandırıcının kafa yapısında bulunan DF'ler ve diğer yapılar Şekil 1.3'de gösterilmektedir (Elekta Oncology Systems, Crawley, UK).

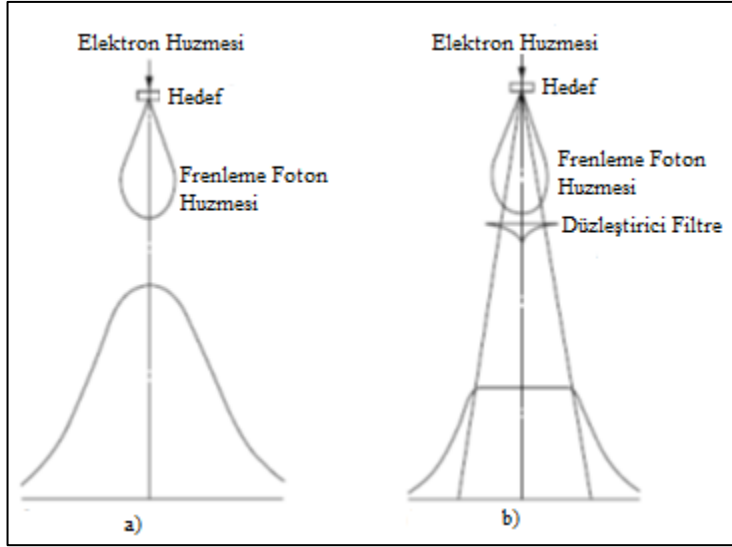


Şekil 1. 3. Elekta Synergy lineer hızlandırıcının kafa yapısı

Standart lineer hızlandırıcılarda 6 MV, 10 MV, 15 MV ve 18 MV gibi farklı enerji kademelerinde DF'li foton hüzmesi, bazı standart lineer hızlandırıcılarda ise 6 MV ve 10 MV enerji kademelerindeki DFsiz foton hüzmeleri üretilebilir (Radiology ve 25 1996, Xiao vd. 2015). Helikal ve Robotik lineer hızlandırıcılarda ise 6 MV enerjili DFsiz foton hüzmeleri üretilebilir (Mackie vd. 1993; Araki 2006; Fogliata vd. 2020).

Yukarıda bahsedilen foton hüzmeleri yüksek enerjili elektron hüzmesinin yüksek atom numaralı hedef yapısına çarptırılması ile oluşmaktadır. Oluşan foton hüzmesinin (Bremstrahlung foton hüzmesi) akısı Şekil 1.4.a'da gösterildiği gibi; merkezi eksenindeki akı değeri en fazla olup merkezi eksenenden uzaklaştıkça hızla düşmektedir. Bu nedenle, Şekil 1.4.b'de gösterildiği gibi elektron hüzme hattı üzerine DF konulmalıdır.

DF'nin foton hüzme akısı üzerindeki etkisi ise Şekil 1.4.b'de gösterilmektedir. DF'nin kullanılması saçılan foton sayısını artırır. Saçılan foton sayısının artması ile foton demetini sınırlayan alan kenarlarındaki doz akısı da artar. Böylece foton hüzmesinin merkezinden kenarlara gidildikçe foton akısındaki değişim çok azalır (Mayles vd. 2007). Sonuç olarak DF'li foton hüzmeleri ile belirli bölge içerisinde homojen akı ve doz dağılımı elde edilir. Kanser tedavilerinde genellikle bu tip foton hüzmesi kullanılmaktadır.



Şekil 1. 4. a) Düzleştirici filtresiz foton akı dağılımı; **b)** Düzleştirici filtreli foton akı dağılımı (Mayles vd. 2007)

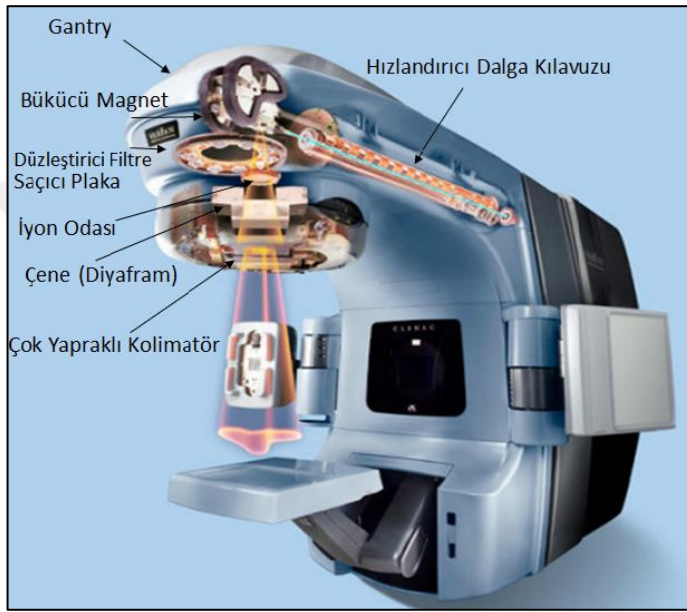
DF'li foton hüzmelerinin tercih edilmesinin nedeni; özellikle bilgisayar sistemlerinin gelişmediği dönemde DF'li foton hüzmeleri tedavi planlamada yapılan doz (radyasyonun birim kütleye bıraktığı enerji miktarı) hesaplarını kolaylaştırmaktadır. İlk tedavi planlama sistemlerinde interpolasyon gibi çok basit hesaplama algoritmaları kullanıldığı için homojen doz dağılımlarını bu sistemlerde kullanmak avantajlıydı. Ancak DF'nin kullanımı doz hızının azalması, DF'den saçılan fotonlar istenmeyen bölgeleri ışınlaması, bu ışınların ileri tedavi planlama sistemlerinde dahi doğru modellenmesinin zor olması gibi dezavantajlar mevcuttur (Georg vd. 2011; Budgell vd. 2016). DFsiz lineer hızlandırıcılarla beraber DFsiz hüzmeleri doğru modelleyen yazılımlar geliştirilmiştir. DFsiz hüzmelerinin oluşturduğu çan eğrisi şeklindeki doz dağılımı tedavi planlama açısından dezavantaj olsa da doz hızı, saçılan doz, nötron, zırhlama gereksinimi gibi avantajları vardır. Bu nedenlerle DFsiz lineer hızlandırıcılara olan ilgi artırmıştır.

1.1.1. Düzleştirici filtresiz tedavi cihazları

Standart, helikal ve robotik lineer hızlandırıcı olarak sınıflandırılan DFsiz tedavi cihazları geliştirilmiştir. Geliştirilen bu cihazlarda DFsiz foton hüzmelerini modüle etmek için farklı kolimatör sistemleri vardır. Aynı zamanda farklı ışınlama yörüngesi kullanılarak avantaj sağlanmaya çalışılmıştır. Bu cihazların genel yapısı aşağıda açıklanmıştır.

1.1.1.1. Düzleştirici filtresiz standart lineer hızlandırıcı

2010 yılına kadar kliniklerde sadece DF'li standart lineer hızlandırıcılar kullanılmıştır. 2010 ve 2013 yıllarında sırası ile Varian TrueBeam (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, US) ve Elekta VersaHD (Elekta AB Stockholm, Sweden) DFsiz ışınlama yapabilen cihazlar Radyasyon Onkolojisi kliniklerinde kullanılmaya başladı (Fogliata vd. 2016). Lineer hızlandırıcı yapısı Şekil 1.5'de göstermektedir. Şekil 1.5'de C kollu lineer hızlandırıcı eş merkezli daire etrafında ışınlama yapmaktadır. Işınlama, ışınlama tekniğine bağlı olarak belirli yerlerde olabileceği gibi dairenin tamamı veya bir kısmını kapsayan bölgeler için sürekli de yapılabilir.



Şekil 1. 5. Varian marka lineer hızlandırıcı ve bölümleri (Anonim 2022a)

Bu türden bir DFsiz cihazın genel çalışma prensibi şu şekilde özetlenebilir; cihazda elektronlar elektron tabancasında üretilir ve yüklü olan elektronlar dalga kılavuzundan geçerken yüksek frekanslı elektromanyetik dalgaları ile hızlandırılır. Hızlandırılmış elektronlar eğici magnetler ile yüksek atom numaralı (Z) malzemedan (tungsten) yapılmış kalın bir hedefe yönlendirilir. Hedefe çarpan elektronlar, yüksek enerjili frenleme (Bremsstrahlung) X-ışını fotonlarını üretir. Bu fotonlar kafa yapısında bulunan birincil kolimatör tarafından şekillendirilir.

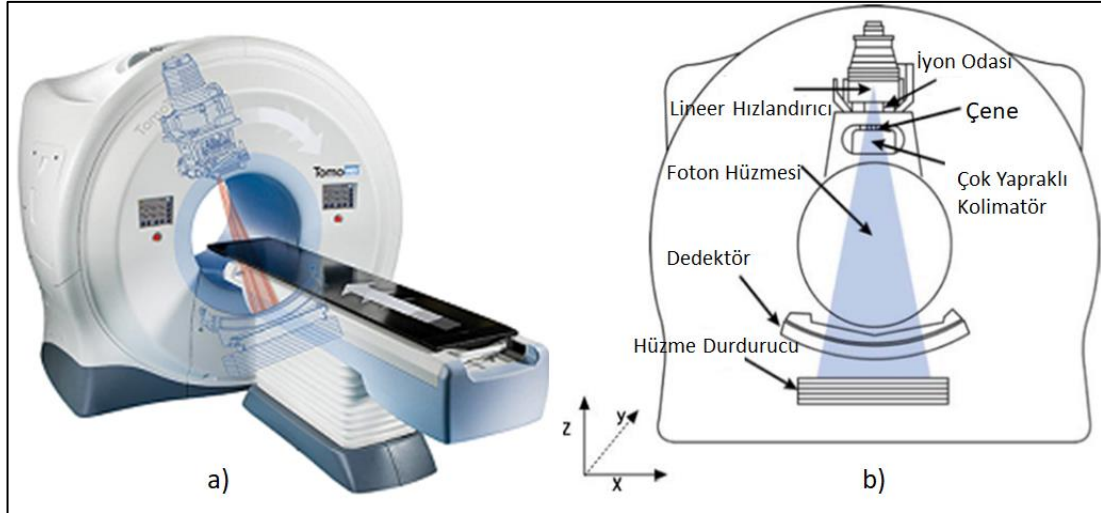
Çalışmada kullanılan kafa yapısının kesit görüntüsü Şekil 1.3'de verilmiştir. Şekilde gösterilen düzleştirici filtreler ışınlama esnasında foton hüzmesi önünden çekilmiştir. Fotonların (foton hüzmesinin) enerjisi, belirli hızlanma potansiyeli (MV) ile dalga kılavuzunda hızlandırılan elektronların kazandığı enerjiye bağlıdır. Hızlanma potansiyeli arttıkça üretilen foton demetinin enerjisi de artar. Kliniklerde kullanılan foton enerjisi 4 ile 25 MV aralığındadır. Bu enerji aralığındaki fotonlarının açısız dağılımı ağırlıklı olarak hedefe çarpan elektronların yönündedir. Foton enerjisi arttıkça açısız dağılım azalmaktadır. Bunun yanında, foton hüzme yolu üzerinde foton hüzmesinin

özelliklerini ve ışınlama süresini (MU) takip etmek için iyon odası sistemi bulunmaktadır. Bu sistem birbirinden tamamen bağımsız iki iyon odasından oluşur. Bu iyon odaları sayesinde, önceden ışınlama için ayarlanmış foton demet özelliklerinin sapması veya tanımlanan ışınlama süresinin geçmesi durumunda ışınlama durdurulur.

İyon odasının hemen altında geri saçıcı plaka vardır. Bu plaka, iyon odasını geri saçılan fotonlardan korumaktadır. Plakadan sonraki yapı olan ayna tedavi masasına doğru ışık alanı yansıtır ve ışın alan boyutunun görselleşmesini sağlar. Bir diğer yapı olan kolimatör yapısının özellikleri açısından firmalar arasında farklılık söz konusudur. Şekil 1.3'deki kolimatör yapısına göre; ÇYK'de (Çok Yapraklı Kolimatör) tungsten yaprakçıklardan oluşun karşılıklı iki blok vardır. Her yaprakçık ayrı ayrı farklı konumlarda durabilir. Bu yaprakçıklar ışın alanı içerisinde farklı yerlerde durması ile ışın alanına şekil verilir. ÇYK bloklarının altında yedek çene (backup jaw) bulunur. Bu çeneler yaprakçıklardan sızan radyasyonu azaltmak için kullanılır. Bu amaç için ışın alan sınırına en yakın konumdaki yaprakçıktan biraz geri kalacak şekilde blok hareketini takip ederler. Yaprakçıklara dik ekseninde hareket eden çeneler farklı yerlerde konumlandırılabilir. Böylece bir ekseninde ışın alanını sınırlar. Aynı zamanda bu çenelerle yaprakçık ve yedek çenelerden geçen radyasyon ile radyasyon sızıntıyı bloklar. Lineer hızlandırıcı kafasının çıkışında, foton demeti "Mylar Screen" denilen ince plastik ekrandan geçer. Mylar screen üzerinde bulunan çizgiler lineer hızlandırıcının eşmerkezini gösterir.

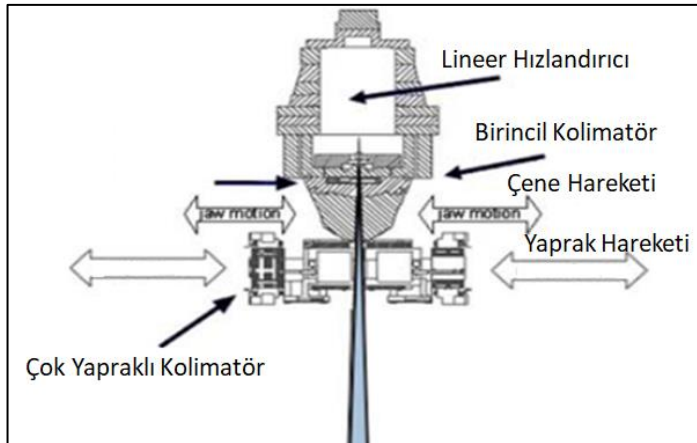
1.1.1.2. Helikal lineer hızlandırıcı

Helikal lineer hızlandırıcı olan Tomoterapi ile ilgili ilk makale 1993 yılında yayınlandı. 2002 yılında 6 MV DFsiz Tomoterapi cihazı (Accuray Incorporated, Sunnyvale, USA) ticari olarak satışa çıkmıştır. Tomoterapi, dairesel yörüngede sürekli ışınlama yapan dar dikdörtgen şeklindeki (fan) DFsiz foton hüzmelerinin kullanıldığı YART (Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi) tekniğinin uygulanmasıdır. Bu cihazda, 6 MV DFsiz foton hüzmelerini üreten lineer hızlandırıcı bir disk üzerine monte edilmiştir. Bu sayede lineer hızlandırıcı disk merkezi etrafında dairesel hareket yapabilmektedir (Mackie vd. 1993, Mackie 2006). Disk merkezi boyunca tedavi masası vardır. Tedavi masası ışınlama esnasında cihazın içerisine doğru hareket eder. Şekil 1.6.a'da tedavi cihazının dış görünüşü ve tedavi masası gösterilmektedir. Şekil 1.6.b'de ise cihazın ana bölümleri gösterilmektedir.



Şekil 1. 6. a) Lineer hızlandırıcı ve tedavi masa hareketlerinin Tomoterapi cihazı üzerindeki görüntüsü (Anonim 2022b) **b)** Tomoterapi cihazındaki ana bölümlerinin şematik gösterimi (Langen vd. 2010)

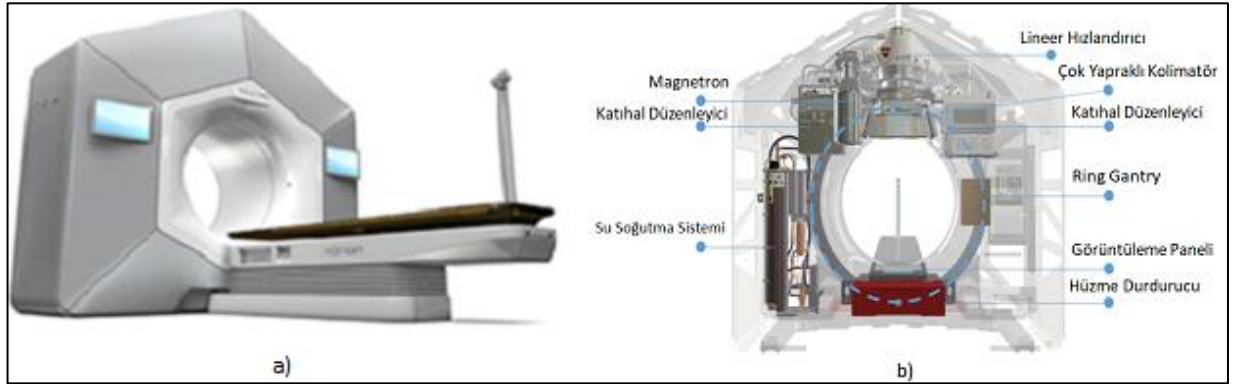
Tomoterapi cihazda ışın alanı, çeneler ve bu çenelere ayı yönde hareket eden ikili (binary) ÇYK yapısındaki 64 yaprak kullanılarak şekillendirilir. Yapraklar ışınlama esnasında ya açık ya da kapalı pozisyonlarda durmaktadır. Yaprakların bu konumlarda olması için pnömatik yöntem kullanılmaktadır. Bu sistemle açılabilen en geniş ışın alan boyutu $40 \times 5 \text{ cm}^2$ 'dir. ÇYK'deki her yaprağın alan içerisine girip çıkması ile foton hüzmesinin akı dağılımı değiştirilebilir. Kafa yapısında bulunan yapraklar %95 tungstenden yapılmıştır. Şekil 1.7'de Tomoterapi cihazının kafa yapısının kesit görüntüsü verilmiştir (Mackie 2006; Langen vd. 2010).



Şekil 1. 7. Tomoterapi cihazındaki lineer hızlandırıcı ve kafa yapısına ait kesit görüntüsü (Langen vd. 2010)

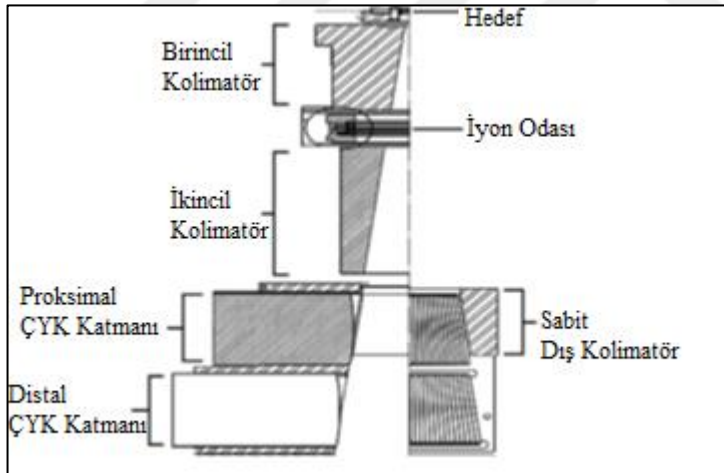
Varian Halcyon (Varian Medical Systems, Inc., Palo Alto, CA, USA) cihazı 2017 yılında Varian firması tarafından çıkarılmıştır. Aynı yılda tedavilerde kullanılmaya

başlandı. Bu cihaz dairesel yörüngede 6 MV DFsiz ışınlama yapan gelişmiş tedavi cihazıdır. Varian Halcyon cihazı ile ileri tedavi teknikleri uygulanabilmektedir. Varian Halcyon cihazının görünüşü Şekil 1.8.a’da, şematik görünüşü ise Şekil 1.8.b’deki gibidir.



Şekil 1. 8. a) Varian Halcyon cihazının görünüşü; **b)** Varian Halcyon cihazındaki ana bölümlerinin şematik gösterimi (Cozzi vd. 2018)

Varian Halcyon cihazının kafa yapısı Tomoterapi cihazının kafa yapısından çok farklıdır. Bu cihazın kafa yapısı Şekil 1.9’da verilmiştir.



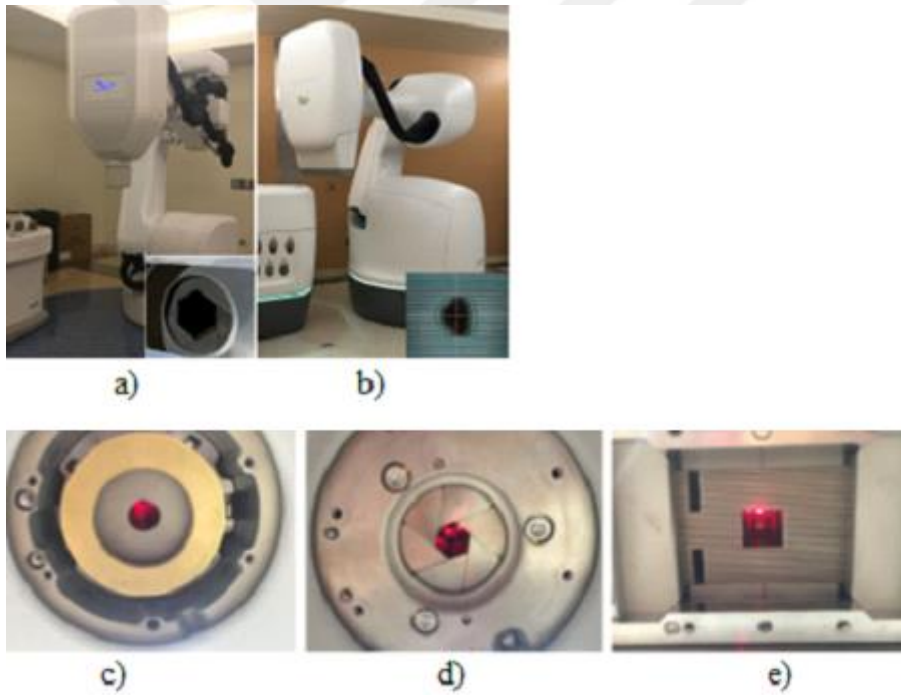
Şekil 1. 9. Varian Halcyon cihazının kafa yapısının kesitsel görüntüsü (Lim vd. 2019)

Varian Halcyon cihazının kafa yapısında çene bileşeni yoktur. Işın alanını şekillendirmek için çift katmanlı ÇYK sistemi kullanılır. Her katman hedefe olan uzaklığına göre isimlendirilir. Buna göre katmanlar üst ve alt katman olarak adlandırılmıştır. Üst ve alt katman sırası ile 29 ve 28 yapraklı iki bloktan oluşur. Yapraklar %95 tungstenden yapılmıştır. Her yaprağın kalınlığı cihazın eş merkezinde 1 cm’dir. Bu sistemle açılan en geniş ışın alanı 28 x 28 cm²’dir. Işın alanları, ÇYK sistemi ile modüle edilebilir özelliktedir (Lim vd. 2019; Fogliata vd. 2020).

1.1.1.3. Robotik lineer hızlandırıcı

CyberKnife, robotik radyocerrahi tedavi cihazıdır. Bu cihazında, 6 MV DFsüz lineer hızlandırıcı robotik bir kol üzerine monte edilmiştir. Robotik kol sayesinde, belirli kaynak yüzey mesafelerindeki (KYM) pozisyonlarda ışınlamalar yapılabilir. Işınlamaları, istenilen alan şekillerinde yapabilmek için üç farklı kolimatör sistemi kullanılır. Bu sistemler kon (sabit kolimatör), Iris™ (değişen kolimatör), ÇYK sistemleridir (Adler Jr vd. 1997, Fürweger vd. 2016). Kon sisteminde; ışınlama çapı 5 mm ile 60 mm arasında olan 12 farklı dairesel alanlar ile uygulanmaktadır. Dairesel alanları oluşturmak için silindir şeklindeki kon cihaz kafasına takılmaktadır.

Iris™ kolimatör sisteminde ise konlarla oluşturulan alan geometrisine yakın alanlar oluşturulabilir. Bu sistemde, ışın alanına şekil veren 6 adet tungsten bölümden oluşan iki blok vardır. Bu bloklar 30° açı farkı ile altı üstlü Iris™ yapısına monte edilmiştir. Bu tasarım ile dairesel alana yakın on iki kenarlı (dodecahedral) açıklık elde edilir. Açıklıklar, tungsten bölümlerin belirlenen alan boyutuna göre konumlanması ile oluşur.



Şekil 1. 10. a) Kon veya Iris™ sisteminin kullanıldığı CyberKnife cihazı; **b)** InCise™ ÇYK sisteminin kullanıldığı CyberKnife cihazı; **c)** Kon sistem görseli; **d)** Iris™ sistemi görseli; **e)** InCise™ ÇYK görseli (Tomida vd. 2017; Wang L vd. 2016)

Dairesel alandan farklı ışın alanları oluşturmak için ince yapraklardan oluşan ÇYK sistemi (InCise™ MLC) CyberKnife cihazının kafasına monte edilmiştir. Bu yapı 2013 yılında kullanılmaya başlanmıştır. Böylece ÇYK sistemindeki yapraklar

kullanılarak farklı geometrilerdeki ışın alanları oluşturulabilmektedir. Bu sayede, foton hüzmeye akısı değiştirilebilir. ÇYK sisteminde, kaynaktan 80 cm uzaklıkta 3.85 mm genişliği olan 9 cm kalınlığında tungstenden yapılmış 56 tane yaprak vardır. Kaynaktan 80 cm uzaklıktaki en büyük alan boyutu $11,5 \times 10 \text{ cm}^2$ 'dir (Asmerom vd. 2016). Şekil 1.10'da CyberKnife cihazı ve kolimatör sistemlerine ait kesit görüntüleri verilmiştir.

1.2. Monte Carlo Yöntemi

Monte Carlo (MC) yöntemi ilk defa 1940'lı yıllarda atom silahlarının tasarımı için kullanılmıştır (Verhaegen 2003). Bu yöntem, John Von Neumann, Stanislaw Ulam ve Nicholas Metropolis çalışmaları ile oluşmaya başlamıştır. Aynı zamanda Enrico Fermi de bu kişilerden bağımsız olarak MC yöntemini geliştiren çalışmalar yapmıştır. Metropolis ve Ulam, fizik problemlerini matematiksel olarak çözmede başvurulacak istatistiksel bir yöntemi tanımlayan MC içerikli ilk yayını 1949 yılında yapmıştır (Seco ve Verhaegen 2013; Infantino 2015; Park vd. 2021).

MC yöntemi, denklem çözmede veya rastgele sayı örneklemesine bağlı olarak integral hesaplarında kullanılan istatistiksel bir yöntemdir. Bu yönüyle bilim ve teknoloji alanındaki birçok problemin çözümünde kullanılmaktadır. Bununla birlikte, medikal fizik alanındaki problemlerin çözümünde de oldukça etkin bir yöntem olarak kullanılmaktadır. Medikal fiziğin alt bölümü olan radyoterapide en önemli unsur hastalarda doz dağılımının doğru belirlenmesidir. MC yöntemi bunu yapmanın en doğru yolu olarak görülmekte ve doz hesaplamasında önemli bir standart olarak kabul görmektedir. Bu doğrultuda elektron, pozitron ve foton etkileşimleri ve taşınım problemlerinin benzeşiminde MC yöntemi oldukça yaygın olarak kullanılmaktadır (Chetty vd. 2007; Chibani vd. 2011; Seco ve Verhaegen 2013).

MC yöntemi, ortamda taşınan radyasyon iletiminin benzeşimini oluşturmak için olasılık dağılım fonksiyonunu kullanır. Radyasyon iletiminde yer alan hemen hemen tüm süreçlerin doğası rastgeledir ve ilgilenilen süreç olasılık dağılım fonksiyon ile temsil edilir. Bu fonksiyona göre rastgele sayılar elde edilir. Elde edilen sayılarla her parçacığın rastgele yörüngeleri modellenir. Bu yöntemle birçok ortalama nicelik (akı, doz vs.) elde edilebilir. Ancak bu nicelikleri hesaplamak için birçok öyküde parçacık yörüngeleri takip edilmelidir (Rogers ve Bielajew 1990; Chetty vd. 2007). MC yöntemi ile oluşturulan radyasyon iletim benzeşimi doğru olması için parçacık iletimindeki ilgili tüm fiziksel etkileşimler doğru bir şekilde modellenmelidir.

Fotonlar, radyoterapide kullanılan enerji aralığında ortam ile dört ana fiziksel etkileşimde bulunur. Bu etkileşimler; atomun dış yörüngesindeki elektronları ile yapılan Compton saçılması, Coulomb veya elektronun elektromanyetik alanındaki çift oluşum, fotoelektrik soğrulma ve Rayleigh saçılmasıdır. İlk üç etkileşimde, foton hüzmelerinden elektronlar veya pozitronlara enerji aktarılır. Çift oluşum veya fotoelektrik etkileşimde fotonlar ortamda soğrulur. Rayleigh saçılmasında ise foton enerji kaybetmez. Diğer yandan radyoterapide kullanılan enerji aralığındaki birçok durumda, Compton saçılması baskın etkileşimdir. Ancak artan foton enerjisi ile çift oluşum daha baskın hale gelecektir (Rogers ve Bielajew 1990; Chetty vd. 2007).

Elektronlar ise ortamdan geçerken çok sayıda elastik etkileşime girerler ve sürekli olarak enerji kaybederler. Bu etkileşimler esnasında, atomlar ve moleküllerle yapılan esnek olmayan çarpışmalar ve ışıma etkileşimleri şeklindeki iki ana süreçle enerji kaybederler. Esnek olmayan çarpışmalar uyarılma ve iyonizasyon ile sonuçlanır. İyonizasyon, ikincil elektronlara neden olur. Işıma etkileşimleri ile enerji kaybı, frenleme ve pozitron yok olma olayları ile meydana gelir. Bu olaylarla elde edilen fotonlar, enerjilerini içinde bulunduğu ortama aktarır ve elektron ile foton çiftleri oluşmasına neden olur. Bu sürecin, çok sayıda foton için tekrar etmesi sonucunda çok fazla elektron ve foton çifti meydana gelir. Elektronun enerji kabı sürecinde oluşan pozitronlar tek etkileşimde enerjilerinin tamamını kaybedebilirler. Pozitronların enerjilerine bağlı olarak ortamda çok sınırlı menzilde ilerledikten sonra elektronlarla birleşip yok olurlar. Yok olma durumundan sonra elektron ve pozitron durgun kütle enerjisi olan 511 KeV enerjisinde iki fotona dönüşür. Bu fotonlar yaklaşık 180° açı ile bir birine zıt yönde oluşmaktadır (Rogers ve Bielajew 1990; Chetty vd. 2007).

Yukarıda anlatılan ve diğer parçacıkların ortamda yaptığı etkileşim ve taşınımın benzeşimini oluşturmak için MC yöntemini kullanan programlar geliştirilmiştir. Bu programları ile; convolution/superposition algoritmaları için gerekli olan bazı veriler, lineer hızlandırıcı kalibrasyon protokollerinde kullanılan faktörler ve ortamdaki doz dağılımı hesaplanabilir. Ayrıca lineer hızlandırıcının modellenmesi ve lineer hızlandırıcı kafa yapısında bulunan bileşenlerin tasarımı yapılır. MC programlardan EGS, MXNP, PENELOPE, GEANT ve FLUKA radyoterapi alanında sıklıkla kullanılan programlardır (Reynaert vd. 2006; Chetty vd. 2007). İlgili programların yapısına bakıldığında, genel olarak dört ana bölümü vardır: (1) tesir kesit verileri; (2) parçacık taşınım algoritmaları; (3) benzeşim geometrisini belirlemek için kullanılan yöntem ve (4) veri analizidir (Rogers ve Bielajew 1990).

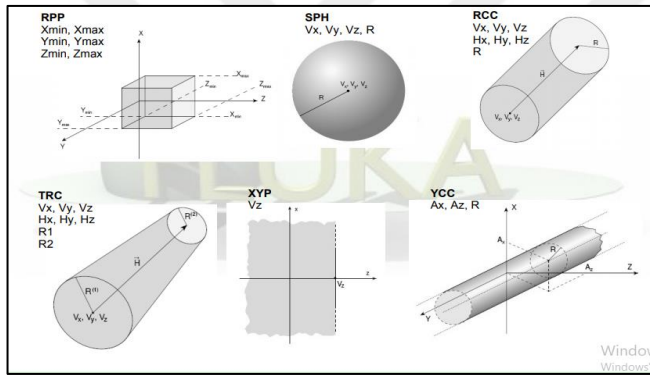
MC yöntemi ile oluşturulan benzeşimlerin temel avantajı, doğruluğu ile analitik hesapların çok karmaşık olması durumunda veya deneysel ölçümlerin mümkün olmadığı geometriler söz konusu olduğunda hesaplama yapabilmesidir. Bunun yanında, MC benzeşiminden elde edilen sonuçların doğruluğu ve güvenilirliği, MC programının arkasındaki fiziksel algoritmalar ve programda kullanılan deneysel verilerin doğruluğu ölçüsünde iyi olarak değerlendirilir. MC programı ile oluşturulan benzeşim deneysel sonuçlarla doğrulandığı takdirde, benzeşimden elde edilen sonuçlar fiziksel anlama sahip olacaktır.

1.2.1. FLUKA monte carlo programı

1962 yılında Prof. Johannes Ranft'ın ilk yüksek enerjili Monte Carlo taşınım kodunun yazmasıyla FLUKA (FLUKtuierende KAskade or Fluctuating Cascade) MC programı oluşmaya başlamıştır. Bu program, FORTRAN programlama dili kullanılarak geliştirilmiştir. FLUKA programının yıllar içerisindeki gelişimine bakıldığında 1970'li yıllarda kullanılan birinci nesil FLUKA, 1980'li yıllarda kullanılan ikinci nesil FLUKA ve günümüzde kullanılan üçüncü nesil FLUKA'dır. Her yeni nesil bir önceki temel alınarak geliştirilmiştir. 3. nesil FLUKA, INFN (Istituto Nazionale di Fisica Nucleare-İtalya Ulusal Nükleer Fizik Enstitüsü) ve CERN (Conseil Européen pour la Recherche Nucléaire-Avrupa Nükleer Araştırma Merkezi) kurumlarının iş birliği ile geliştirilmiş ve

günümüze kadar gelmiştir. Günümüzde ise dozimetri, medikal fizik ve radyobiyojoloji gibi birçok alandaki uygulamalarda FLUKA programı kullanılmaktadır (Collamati 2016; Anonim 2021a). FLUKA MC programı, parçacıkların ortam içerisinde yaptığı etkileşim ve taşınımlara ilişkin hesaplarının yapıldığı MC benzeşim paketidir. FLUKA, eV (Elektronvolt) ve TeV (Teraelektronvolt) enerji aralığındaki yaklaşık 60 farklı parçacığın farklı ortamlarda yaptığı etkileşimin ve taşınım benzeşimini yüksek doğrulukla oluşturabilir (Ferrari vd. 2005; Battistoni vd. 2007).

FLUKA programının içerisinde gelişmiş geometri paketi vardır. Bu paket Birleştirilmiş Geometri (BG) paketi olarak isimlendirilir. Bu paketle karmaşık geometrili ortamlar bile oluşturulabilir. BG paketinde kullanılan iki temel kavram; gövdeler (bodies) ve bölgelerdir (regions). Gövdeler, kapalı veya sonsuz geometrik şekillerle tanımlanır. Dışbükey katı gövdeler ile kapalı geometrili şekiller oluşturulur. Sonsuz gövdeler ise silindir, eliptik ve düzlem geometrik şekilleri ile tanımlanır. FLUKA programında, her gövde için atanmış bir kod vardır. Bu kodlar kullanılarak gövdeler FLUKA programında tanımlanır. Şekil 1.11’de farklı gövdeler ve kodları görülmektedir.



Şekil 1. 11. Farklı gövde geometrik şekilleri (Ferrari vd. 2005)

Bölge, uzayda tanımlanan hacmi temsil eder. Uzay içerisindeki her nokta sadece bir bölgeye ait olmalıdır. Bölge bir veya birden çok gövde ile oluşturulabilir. Kapalı geometri şeklindeki bir gövde ile bölge tanımlanır. Ayrıca birçok gövde ile yapılan birleştirme, çıkarma ve kesişme işlemleri sonucunda elde edilen hacim bölge olarak tanımlanır. Bu bölgeler homojen materyallerden oluşmalıdır. FLUKA programında oluşturulan benzeşim, birçok bölgenin birleşmesinden meydana gelebilir. Bu benzeşimde, parçacıkların etkileştiği ve taşınımın yapıldığı ortam özelliğini tanımlamak için her bölgeye bileşim veya materyal atanır.

Kara delik (black hole) isimli özel bir materyal FLUKA programına önceden tanımlanmıştır. Bu materyal tüm radyasyonu soğurmaktadır. Benzeşimde bulunan tüm bölgeler kara delik materyali içinde yer almalıdır. Böylece benzeşim hacminden kaçan tüm radyasyon soğrulur. Buna bağlı olarak hesaplama süresi azalır. FLUKA programında, bölgeler için tanımlanmış sınırlamalar vardır. Bu sınırlamalar; oluşturulan bölgelerin birbiri içerisinde geçememesi, benzeşim hacmindeki her nokta tek bölgeye ait

olması ve her bölge içinin homojen bileşim, materyalden oluşmasıdır (Ferrari vd. 2005; Collamati 2016).

Oluşturulacak benzeşimle ilişkili bilgiler (gövde, bölge ve bu bölgelere atanan materyal vb.) FLUKA programına girilmesi için bir giriş dosyası oluşturulur. Giriş dosyası .inp uzantılı bir ASCII dosyasıdır. Giriş dosyasının genel yapısı şu şekildedir (Collamati 2016):

- Başlık ve yorumlar
- Fiziksel Modelin belirlenmesi
- Parçacık kaynağının tanımlanması
- Problem geometrisinin tanımlanması
- Materyallerin tanımlanması
- Materyalin ataması
- Dedektörlerin tanımlanması
- Enerji sınırlaması gibi değerlerin tanımlanması
- Rastgele sayı dizisinin başlatılması
- Başlangıç sinyali ve istenen öykü (parçacık sayısı ile tanımlanır) sayısı

Giriş dosyasının bir örneği Şekil 1.12’de gösterilmektedir. Benzeşimle ilgili veriler, bu dosyadaki her satıra kartlar kullanılarak girilir. Kartlar, yukarıdaki aşamaları tanımlamak için FLUKA MC programına önceden tanımlanmıştır. Örneğin DEFAULT kartı ile hesaplamalarda kullanılan fiziksel model belirlenir. Bu kart giriş dosyasında kullanılmazsa FLUKA’da önceden kayıtlı olan opsiyon kullanılır. Şekil 1.12’deki giriş dosyasında görüldüğü gibi satır başında yıldız işareti (*) olan herhangi bir satır yorum olarak kabul edilir.

```

*...+...1...+...2...+...3...+...4...+...5...+...6...+...7...+...8
TITLE
Charged pion fluence inside and around a proton-irradiated Be target
*...+...1...+...2...+...3...+...4...+...5...+...6...+...7...+...8
BEAM          50.E+00                      PROTON
BEAMPOS        0.0          0.0          -50.0
*
GEOBEGIN                      COMBNAME
                        A simple Be target inside vacuum
RPP blakhole -5000000.0 +5000000.0 -5000000.0 +5000000.0 -5000000.0 +5000000.0
RPP vacuumbox -1000000.0 +1000000.0 -1000000.0 +1000000.0 -100.0 +1000000.0
RPP betarget -10.0 +10.0 -10.0 +10.0 0.0 +5.0
* plane to separate the upstream and downstream part of the target
XYP cutplane 2.5
END
* black hole
Blckhole 5 +blakhole -vacumbox
* vacuum around
Vacarund 5 +vacumbox -betarget
* Be target 1st half
UpstrBe 5 +betarget +cutplane
* Be target 2nd half
DwnstrBe 5 +betarget -cutplane
END
GEOEND
*...+...1...+...2...+...3...+...4...+...5...+...6...+...7...+...8
MATERIAL        4.0  9.0122  1.848  5.0  BERYLLIU
*...+...1...+...2...+...3...+...4...+...5...+...6...+...7...+...8
* Be target, 1st and 2nd half
ASSIGNMAT BERYLLIU UpstrBe DwnstrBe
* External Black Hole
ASSIGNMAT BLCKHOLE Blckhole
* Vacuum
ASSIGNMAT VACUUM Vacarund

*...+...1...+...2...+...3...+...4...+...5...+...6...+...7...+...8
* e+e- and gamma production threshold set at 10 MeV
EMFCUT -0.010 0.010 1.0 BERYLLIU PROD-CUT
* score in each region energy deposition and stars produced by primaries
SCORE ENERGY BEAMPART
* Boundary crossing fluence in the middle of the target (log intervals, one-way)
USRBDX 99.0 PIONS+- -47.0 UpstrBe DwnstrBe 400. piFluenUD
USRBDX +50.0 +50.0 0.0 10.0 &
* Boundary crossing current in the middle of the target (log intervals, one-way)
USRBDX -1.0 PIONS+- -47.0 UpstrBe DwnstrBe 400. piCurrUD
USRBDX +50.00 +50.0 0.0 10.0 &
* Tracklength fluence inside the target, Upstream part and Downstream part
* Logarithmic energy intervals
USRTRACK -1.0 PIONS+- -48.0 UpstrBe 1000.0 20. piFluenU
USRTRACK 50.0 0.001 &
USRTRACK -1.0 PIONS+- -49.0 DwnstrBe 1000.0 20. piFluenD
USRTRACK 50.0 0.001 &
* Cartesian binning of the pion fluence inside and around the target
USRBIN 10.0 PIONS+- -50.0 50.0 50.0 50. piFluBin
USRBIN -50.0 -50.0 -10.0 100.0 100.0 60.0 &
* Cartesian binning of the deposited energy inside the target
USRBIN 10.0 ENERGY -51.0 10.0 10.0 5. Edeposit
USRBIN -10.0 -10.0 0.0 20.0 20.0 5.0 &
*...+...1...+...2...+...3...+...4...+...5...+...6...+...7...+...8
RANDOMIZE 1.0
*...+...1...+...2...+...3...+...4...+...5...+...6...+...7...+...8
START 100000.0
STOP

```

Şekil 1. 12. Giriş dosyası (Ferrari vd. 2021)

Şekil 1.12'deki gibi hazırlanan .inp uzantılı giriş dosyası ile FLUKA'da istenilen benzeşim oluşturulur. Benzeşim ile yapılan hesaplama sonucunda fort.nn ve .out, .log ve .err uzantılı dosyalar oluşur. fort.nn dosyası giriş dosyasında girilen her dedektör için elde edilir. .log ve .err uzantılı olan dosyalar hesaplamada hata varsa hata bilgilerini içerir. Bu bilgiler hatanın anlaşılması ve çözülmesi için kullanılır. Uzantısı .out olan dosya ise benzeşimde kullanılan enerji sınır değeri, fiziksel model, materyal, hesaplama sonuçları gibi bilgileri içermektedir (Ferrari vd. 2005; Collamati 2016). Hesaplama sonuçlarının örneği Şekil 1.13'de gösterilmektedir.

```
Cartesian binning n. 1 "Edeposit " , generalized particle n. 208
X coordinate: from -1.0000E+01 to 1.0000E+01 cm, 20 bins ( 1.0000E+00 cm wide)
Y coordinate: from -1.0000E+01 to 1.0000E+01 cm, 20 bins ( 1.0000E+00 cm wide)
Z coordinate: from 0.0000E+00 to 5.0000E+00 cm, 5 bins ( 1.0000E+00 cm wide)
Data follow in a matrix A(ix,iy,iz), format (1(5x,1p,10(1x,e11.4)))
```

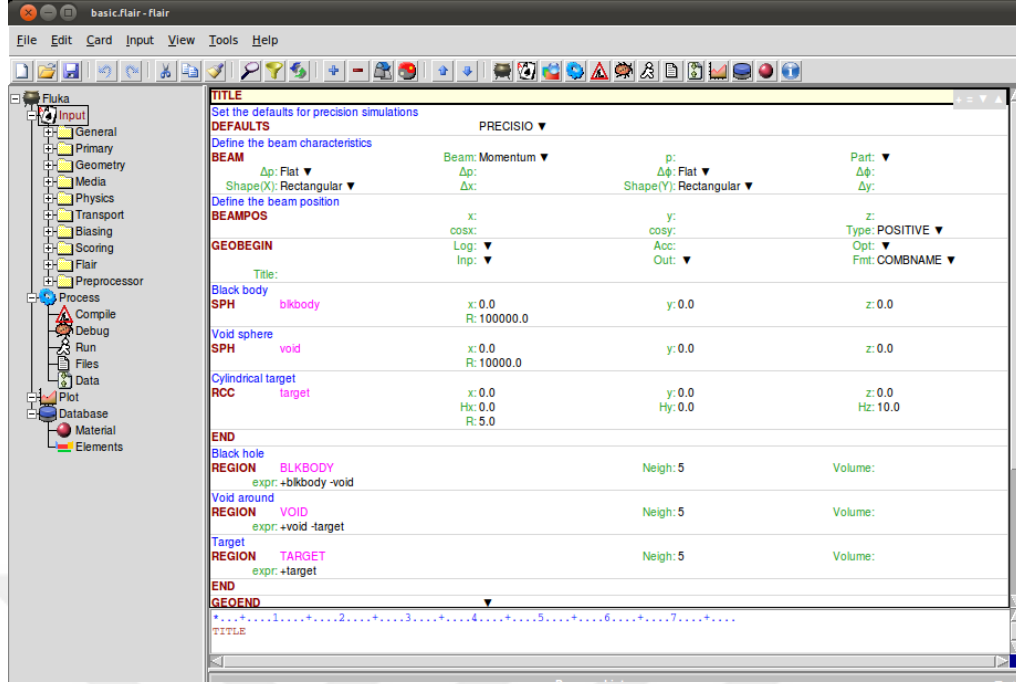
Şekil 1. 13. Kartezyen koordinatlarda USBIN dedektör kartı ile hesaplanan doz değerleri (Ferrari vd. 2021)

Bu sonuçlar USBIN dedektör kartı ile kartezyen koordinatlarda hesaplanan doz değerleridir. Bu şekildeki birinci ve ikinci sütun konum değerleri, üçüncü sütun sonuç değeri ve dördüncü sütun istatistiksel hatayı göstermektedir. FLUKA'da hesaplanan sonuçlarının istatistiksel hatası yüzde (%), konum cm, doz GeV/g olarak tanımlıdır.

1.2.2. FLAIR programı

FLAIR (FLUKA Advanced Interface) programı, Tkinter ve Python programları ile FLUKA için geliştirilmiş grafiksel ara yüzdür. Bu ara yüz, komut satırı yazmaksızın giriş dosyası oluşturulması ve değiştirilmesine, FLUKA'da yapılan hesapların başlatılması ve kontrol edilmesi ile çıkış dosyalarının işlenmesine olanak tanır. Ayrıca, FLUKA çıkış dosyasındaki sonuç verilerini grafiksel olarak görselleştirir. FLAIR'ın diğer özelliği, giriş dosyasında tanımlanan bölgeleri iki veya üç boyutlu geometride görselleştirmesidir. Geometri üzerinde, giriş dosyasındaki bazı bilgiler ve hesaplardan elde edilen sonuçlar gösterilebilir. Geometrideki olası hataların saptanması ve düzeltilmesi FLAIR ile yapılır. Bu ara yüzde, ayrıca yaklaşık 300 materyalin özellikleri ve bazı çekirdek ile bu çekirdeklerin izotopik bileşim özelliklerinin bir kısmı FLAIR'e önceden tanımlanmıştır. Bu özellikler, giriş dosyasında seçilerek kullanılabilir (Vlachoudis 2009).

FLAIR'e yüklenmiş giriş dosyası, dikdörtgen blokların alt alta sıralanması şeklinde görselleştirilir. Her blok bir kartı temsil eder. Giriş dosyasının FLAIR'deki görüntüsü Şekil 1.14'deki gibidir.



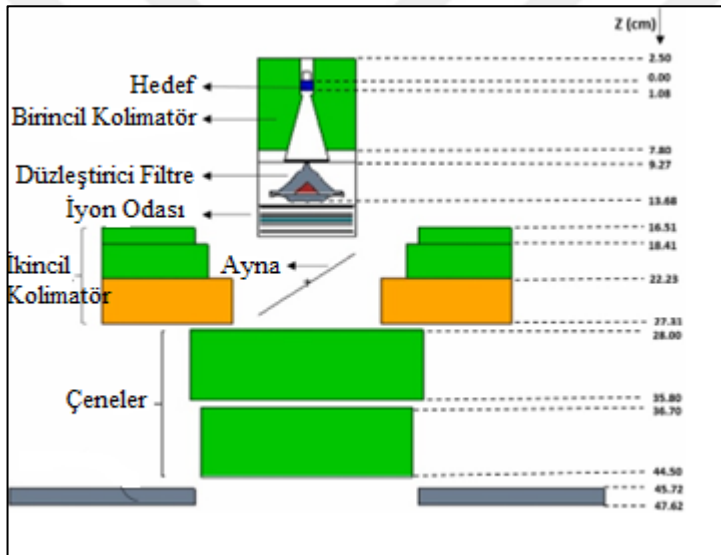
Şekil 1. 14. Giriş dosyasının FLAIR'deki görüntüsü

Şekil 1.14'de görüldüğü gibi bazı kartların içerisinde opsiyonlar vardır. Bu opsiyonlar ile farklı özellikler seçilir. Her karta açıklama ve isimlendirme için yazılacak bölüm vardır. Kartlara girilmesi gereken veri ve opsiyon girilmezse, önceden kayıtlı veri ve opsiyonlar kullanır.

1.3. Lineer Hızlandırıcı Monte Carlo Benzeşimi

Lineer hızlandırıcıdan elde edilen foton hüzmelerinin basit MC benzeşimi 1970'li yıllarda yapılmaya başlandı. MC benzeşim yöntemi, radyoterapi uygulamalarında radyasyon taşınımını modelleme ve analiz etmede önemli bir standart kabul edilmektedir. Bu benzeşim yönteminin radyoterapide en önemli kullanım alanlarından biri, radyasyon kaynağının sanal bir modelinin oluşturulmasıdır. Bunun dışında; lineer hızlandırıcı ile bileşenlerinin tasarımı, tedavi planlaması ve foton hüzmeye özelliklerinin araştırılması gibi alanlarda da kullanılmaktadır. Ayrıca, MC benzeşim yöntemi bu hüzmelerin foton spektrumunu elde etmek için ölçüm yöntemine basit bir alternatiftir (Verhaegen 2003, Seco ve Verhaegen 2013).

Lineer hızlandırıcı MC benzeşimini oluşturmak için kafa yapısının ve benzeşimde kullanılan diğer yapıların özellikleri (konum, materyal, şekil, hareketli yapıların hareket yönü) bilinmelidir. Lineer hızlandırıcı kafa yapısı Şekil 1.15’de gösterildiği gibi modüler yapıya sahiptir.



Şekil 1. 15. Varian Clinac 2100 C/D 18 MV lineer hızlandırıcı MC benzeşimindeki bileşenlerin şekilsel gösterimi (Karimi vd. 2019)

Şekildeki hedef yapısının konumu (0,0,0) olarak kabul edilir. Diğer yapılarda hedef, yapıdan uzaklığına göre konumlandırılır. Hedef yapısına yüksek enerjili elektron hüzmeleri çarpması ile “Frenleme Foton Hüzmesi” oluşur ve hedefin altında bulunan “Birincil Kolimatör” ile şekillendirilir. DF’li foton ışın alanı kullanılıyorsa, foton hüzmeleri düzleştirici filtreden geçer. Böylece homojen doz dağılımı elde edilir. Ancak çan eğrisi şeklinde doz dağılımı kullanılması durumunda DF demet hattı üzerinden çekilir. DF’den sonra; “İyon Odası”, Geri Saçıcı Plaka” ve “Alan Aynası” gelmektedir. Foton hüzmeleri, bu yapılardan geçerek “ÇYK” ve “Kama (Wedge)” gibi yapılara ulaşır. Bu yapılarda foton hüzmelerinin şekli ve yoğunluğu değiştirilir.

Yukarıda bahsedilen kafa yapısında yer alan yapıların özellikleri farklı firmaların ürettiği lineer hızlandırıcılarda farklılık gösterir. Bazen aynı firmanın modelleri arasında da yapıların özellikleri değişmektedir. Bu nedenle çalışmada kullanılacak lineer hızlandırıcıya ait kafa yapısı özellikleri ile benzeşim oluşturulmalıdır. Kafa yapısındaki yapıların özellikleri üretici firmadan alınabilir. Üretici firma özellikleri paylaşmadığı durumda ise literatürdeki verilerinin karşılaştırılması ile derlenerek elde edilebilir. Ayrıca, ölçüm yöntemi ile de kafa yapısındaki yapılarının bazı özelliklerini belirlemek mümkündür (Rodriguez vd. 2015; Karimi vd. 2019).

Yukarıda bahsedildiği gibi, MeV enerji kademesindeki birincil elektron hüzmünün hedef yapısına çarpması sonucu yüksek enerjili frenleme foton hüzmesi oluşur. Birincil elektron hüzmünün parametreleri, lineer hızlandırıcı MC benzeşiminde en az bilinen özelliktir. Bu parametreler; ortalama enerji ve dağılımı, kaynak boyutu ve dağılımı ile açisal dağılımıdır. Birincil elektron hüzmünün enerji, kaynak ve açisal dağılımı çok dardır. Dağılımlar, gauss veya homojen (flat) tipinde olabilir. Lineer hızlandırıcı firmaları, birincil elektron hüzmeye parametreleri için bilgi paylaşır. Bunlar lineer hızlandırıcıda kullanılan enerjiler için verilir ve her cihaza ait özel bilgilerdir. Söz konusu bilgiler referans olarak alınabilir. Ancak aynı lineer hızlandırıcının farklı benzeşimlerinde farklılık gösterir. Bu nedenle, firmanın sağladığı bilgide belirsizlik durumu söz konusu olabilir. Firmanın sağladığı doğru bilgilere ulaşmak bu bakımdan oldukça zordur. Bu nedenle, literatürden derlenen bilgiler referans olarak kabul edilebilir (Sheikh Bagheri ve Rogers 2002; Verhaegen 2003; Chibani vd. 2011).

Lineer hızlandırıcı benzeşimden elde edilen verilerin doğruluğu, birincil elektron hüzmeye parametrelerine bağlıdır. Bu parametrelerin belirlenmesi için; referans ışın alanında aynı koşullarda yapılan ölçüm ve benzeşimden elde edilen veriler karşılaştırılmalıdır. Karşılaştırma sonuçları kabul edilebilir sınır içerisinde olana kadar birincil elektron demet parametresi değiştirilerek karşılaştırma tekrar yapılır (Sangeetha ve Sureka 2017). Sonraki aşamada benzeşimin doğrulanması için, benzeşim ve ölçümden elde edilen verilerin farklı alanlarda karşılaştırılması yapılmalıdır.

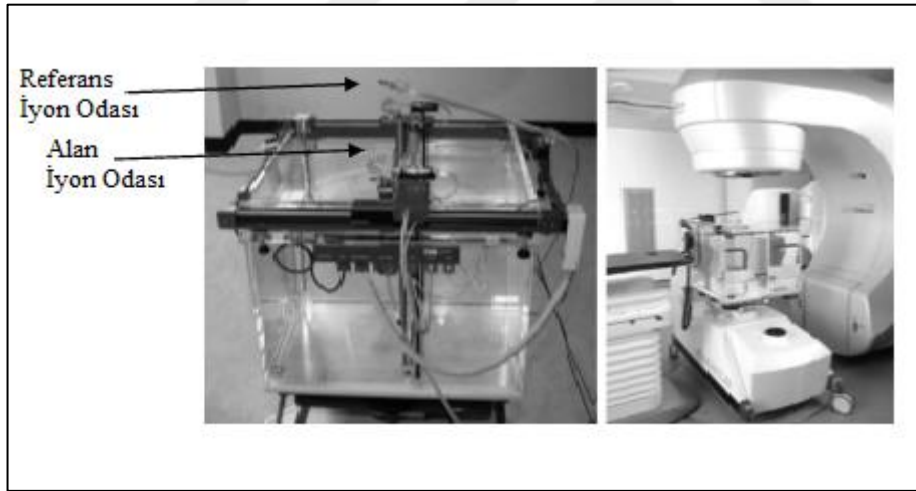
1.4. Ölçüm

Lineer hızlandırıcı kabul ve uygulamaya alma testlerini gerçekleştirmede, MC benzeşimin doğrulanması ve temel foton ışın özelliklerini belirlemek için gerçek (absolute) ve rölatif (relative) doz parametreleri kullanılmaktadır. Bir noktadaki gerçek dozu hesaplamak için dozimetri protokollerince belirlenmiş referans şartlarda ölçülen ölçüm değeri, protokolde tanımlanan yöntemle doz değeri olarak hesaplanır. Rölatif doz ölçümlerinde ise, birçok nokta ve farklı koşullar için ölçümler alınır.

Bu ölçümler referans koşullarda alınan ölçüme normalize edilir. Referans koşullardaki ölçümün doğruluğu rölatif doz değerlerinin doğruluğunu da etkilemektedir. Bu yüzden, ölçümdeki belirsizliği en aza indirecek referans koşullarında ölçüm alınmalıdır. Rölatif doz ölçümlerinden elde edilen YDD (Yüzde Derin Doz), belirli ışınlama şartlarında (alan, enerji, kaynak ortam uzaklığı) ışınlanan ortamın düşey eksenindeki bir derinlikte ölçülen dozun aynı ekseninde maksimum doza oranı olarak tanımlanır. Bu parametre ışının ortamdaki girginliğini ifade eder. Rölatif doz

ölçümlerinden elde edilen diğer parametre olan profili ise belirli ışınlama şartlarında ışınlanan ortamın düşey eksenindeki bir derinlikte yanal eksende ölçülen dozun, aynı eksen ve ışın alan merkezindeki doza oranından elde edilen değerlerden elde edilir. Profil doz, akı gibi dozimetrik değerlerin merkezi eksene göre değişim oranını verir (Podgorsak 2005; Mayles vd. 2007).

Yukarıda açıklanan temel ışın özelliklerini ölçmek için kullanılan farklı fantomlar vardır. Su fantomu, foton ışın özelliklerini detaylı olarak belirlemek için kullanılan en yaygın bilgisayar kontrollü sistemdir. Su fantomu sistemi, elektrometre, kontrol sistemi, su tankı, su haznesi ve bilgisayar programından oluşmaktadır. Su haznesi, su ile doldurulur ve ölçümler su ortamında alınır. İnsan vücudunun büyük çoğunluğu sudan meydana geldiği için bu ölçümler suda gerçekleştirilmektedir. Bu fantom ile yapılan ölçümlerde ışın eksenini su yüzeyinde dik olmalıdır. Bu koşulu sağlamak için su fantomu ve lineer hızlandırıcı Şekil 1.16'daki gibi konumlandırılır. Bu sistemde alan ve referans dedektör olarak adlandırılan iki tane dedektör vardır. Alan dedektörü su haznesi içerisinde hareket eder. Referans dedektör ise su haznesinin dışarısında sabittir. Bu iki dedektörden elde edilen veriler bilgisayar yazılımı ile analiz edilebilir. YDD ve profil ölçümlerinde genellikle iyon odaları kullanılmaktadır. İyon odaları, foton hüzmelerinde yüksek hassasiyet, çok düşük enerji bağımlılığı ve uzun dönem kararlılığı olan dedektörlerdir. Daha iyi uzaysal çözünürlüğün sağlamak için su fantomu içerisinde kullanılan alan iyon odası küçük hacimli iyon odası olmalıdır.



Şekil 1. 16. Dedektör konumları ve su fantomu sistemi (Podgorsak 2005; Mayles vd. 2007)

Dedektör, su fantomu sistemindeki su haznesi içinde yüksek hassasiyetle konumlanabilir. Konumlarda, dedektörün bekleme süresi ve konumlar arası mesafe su fantomu sistemi tarafından ayarlanmaktadır. Yukarıda tanımlanan ölçüm özellikleri ışın alanı ve ölçülecek ışın özelliklerine göre ayarlanmaktadır. Ölçüm özellikleri, su fantomu sisteminin kullandığı bilgisayar yazılımında önceden tanımlanmakta ve bu özelliklere göre alınan ölçümler, ölçüm esnasında bilgisayar ekranında görülebilmektedir. Bu

ölçümler sistem yazılımı yardımı ile değerlendirmek mümkündür (Podgorsak 2005; Mayles vd. 2007).

1.5. Çalışmanın Amacı ve Gelecekteki Beklentiler

Bu tez kapsamında, yüksek enerjili (10 MV<) Düzleştirici Filtresiz (DFsiz) lineer hızlandırıcının Monte Carlo benzeşiminin oluşturulması ve doğrulanması, yüksek enerjili foton hüzmelerinin kullanılacağı tıbbi ışınlamalardaki potansiyel zorlukların azaltılması için hedef yapısı ve hedef çekirdeğe bağlı olarak elde edilen frenleme foton hüzmeye değişiminin incelenmesi amaçlanmaktadır. Ayrıca, DFsiz lineer hızlandırıcının MC benzeşiminin oluşturulması hedeflenmiştir. Günümüzde ticari satışı yapılan lineer hızlandırıcı cihazlarda 10 MV'den daha yüksek enerjili DFsiz foton hüzmeleri üretilmemektedir. Ancak derin yerleşimli hedeflerin ışınlanması için yüksek enerjili hüzmeler gerekmektedir (Xiao vd. 2015).

Yüksek enerjili DFsiz hüzmelerinin ortamın belirli bir derinliğindeki düzlemde oluşturduğu doz dağılımında merkezi eksen dışında hızlı bir doz düşüşü olmaktadır. Bu doz düşüşü, DFsiz hüzmelerinin enerjisinin artması ve ışınlama alan boyutunun büyümesiyle artacaktır. Özellikle $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 'den büyük alanların merkezi eksen dışında kalan bölgelerinde düşük doz bölgeleri oluşmaktadır. Bu bölgelerdeki doz düşüşlerini azaltmak için gelişmiş tedavi tekniklerinde yapılan ek alan açılması gibi düzenlemelerle ışınlamanın süresi ve ışınlamanın uygulanabilirliği açısından ışınlamayı daha da karmaşık hale getirmekte ve zorluklar ortaya çıkarmaktadır (Budgell vd. 2016).

Literatürde DFsiz hüzmelerin doz hızı etkisine ilişkin detaylı çalışmalar olmasına rağmen, yüksek enerjili DFsiz hüzmelerin geniş alandaki özellikleri ile ilgili çalışmalar yeterli sayıda değildir. DFsiz lineer hızlandırıcı MC benzeşiminin oluşturulması ve bu benzeşimle hedef tasarımı yapmayı amaçlayan bu tez çalışması, geniş alan ve yüksek foton hüzmeye enerjilerinde kullanılmasıyla oluşan doz dağılımındaki değişiminin azaltılmasına ilişkin literatüre katkı yapmayı amaçlamaktadır. Geliştirilecek hedefin kullanılması ile yüksek enerjili DFsiz hüzmelerin özelliklerinin tespiti ve yüksek enerjili DFsiz ışınlamalarda merkez dışındaki doz düşüşünün azaltılması ile mevcut zorlukların azaltılması hedeflenmektedir.

2. KAYNAK TARAMASI

2.1. Düzleştirici Filtresiz Foton Hüzmelerinin Dozimetrik Özellikleri

Bu tez çalışmasında, Kocaeli Medikal Park hastanesindeki Elekta Synergy lineer hızlandırıcısı kullanılmıştır. Çalışmada kullanılan 18 MV DFsiz foton hüzmesi, lineer hızlandırıcı yazılımı kullanılarak DF'nin hüzmeye hattı üzerinden çekilmesi ile elde edilmiştir. DFsiz foton hüzmelerindeki doz hızı, YDD, doz profili, alan dışı doz, nötron akısı ve zırlama gereksinim özellikleri DF'li foton hüzmesine göre farklılık göstermektedir. Yukarıda bahsedilen özellikler Budgell vd. (2016), Xiao vd. (2015) ve Georg vd. (2011) çalışmalarında ayrıntılı olarak ele alınmıştır. 18 MV DFsiz foton hüzmeleri ile elde edilen YDD ve profil özellikleri yapılan tez çalışması kapsamında incelenmiştir.

Çalışmanın bu bölümünde foton hüzmesinin doz hızı ve çalışma kapsamında olan YDD ve doz profili özellikleri üzerinde durulmuştur.

2.1.1. Doz hızı

DF'nin elektron hüzmeye hattı üzerinden çekilmesinin en belirgin etkisi foton hüzmelerindeki doz hızı ve profil şekli üzerindedir. Doz hızı artışı, ışınlamalarda avantaj sağlar iken profil şeklindeki değişim dezavantaj sağlamaktadır. Günümüzde, DFsiz foton hüzmesi üretebilen lineer hızlandırıcılar kliniklerde kullanılmaktadır. Bu foton hüzmelerinin doz hızları DF foton hüzmelerine göre 2 ila 4 kat arasında daha fazladır (Xiao vd. 2015).

DFsiz foton hüzmelerindeki doz hızı (Gy/dk) artışı ile ilgili ilk çalışma O'brien vd. (1991) tarafından yapıldı. O'brien vd. (1991) yaptığı çalışmada Therac-6 lineer hızlandırıcı kullanılarak üretilen 6 MV DFsiz foton hüzmesinin radyocerrahi ışınlama koşullarındaki alanın doz hızı, aynı ölçüm koşullarında bulunan 6 MV DF'li foton hüzmesinin doz hızına göre 2,75 kat arttığını gösterdi.

Vassiliev vd. (2006b) tarafından yapılan çalışmada Varian Clinac 21EX lineer hızlandırıcısı ile üretilen 6 ve 18 MV enerjili DFsiz foton hüzmesi için doz hızı artışı ölçüldü. 10x10 cm², KFM (Kaynak Fantom Mesafesi) 100 cm ve 10 cm derinlikte 6 ve 18 MV enerjili DFsiz için ölçülen doz hızı aynı koşullarda DF'li foton hüzmesi için ölçülen doz hızına göre sırası ile 2,3 ve 5,5 kat arttığını raporlamıştır.

Vassiliev vd. (2006a)'nın çalışmasında 6 ve 18 MV DFsiz foton hüzmesinin dozimetrik özelliklerinin araştırılması amaçlanmıştır. Bu araştırma için gerekli veriler, Varian Clinac 2100 lineer hızlandırıcısının BEAMnrc ve DOSXYZnrc MC programı ile oluşturulan benzeşim ile hesaplanmıştır. Araştırmanın sonuçları, DFsiz foton hüzmelerinin merkez ekseninde ölçülen doz hızı açısından DF'li foton hüzmeleri ile karşılaştırıldığında doz hızı 6 MV ve 18 MV DFsiz foton hüzmeleri için sırası ile 2.31 ve 5.45 kat arttığını ortaya koymuştur.

Chofor vd. (2011)'nin yürüttüğü çalışmada lineer hızlandırıcının kafa yapısı için yapılan yeni tasarım sonu elde edilen DFsiz 6 MV ve 15 MV enerjili foton hüzmeleri özellikleri MC yöntemi ile değerlendirildi. Bu çalışma, 6 MV ve 15 MV enerjili DFsiz foton hüzmelerini doz hızı DF'li foton hüzmelerine göre sıra ile 1.7 ve 2.5 kat artırmış olduğu gösterildi.

Najem vd. (2014)'nin yaptığı çalışmada Varian Clinac 2100C lineer hızlandırıcının benzeşimi DF'li ve DFsiz 15 MV foton hüzmeleri için FLUKA MC programı ile oluşturulmuştur. Bu benzeşimle yapılan hesaplamalar DFsiz foton hüzmelerinin doz hızı DF'li foton hüzmeleri ile kıyaslandığında 4.86 kat arttığını göstermiştir.

Bu tez çalışması kapsamında farklı kalınlığı olan hedeflerden elde edilen DFsiz foton hüzmelerinin YDD ve profil üzerindeki etkisi araştırılmıştır. Ancak hedef kalınlığının artması bu hüzmelerin doz hızını doğrudan etkilemektedir. Buaphad vd. (2021) tarafından yapılan çalışmada FLUKA MC programı farklı hedef kalınlıkları için elde edilen DFsiz foton hüzmelerinin doz hızını değerlendirmek için kullanılmıştır. Bu çalışmada, tungstenden yapılmış hedef kalınlığının artması ile doz hızındaki azalış açık bir şekilde gösterilmiştir.

Yukarıdaki çalışmalarda açıkça ortaya konduğu gibi DFsiz foton hüzmelerinin doz hızı DF'li foton hüzmelerine göre artmıştır. Doz hızındaki artış tedavi süresi için avantaj olabilir. Ancak, lineer hızlandırıcılar ile yapılan tedavilerde doz hızı haricinde tedavi süresini sınırlayan birçok parametre vardır. Bu parametreler, DFsiz foton hüzmelerinin kullanıldığı tedavilerdeki süre avantajını sınırlayabilir.

2.1.2. Yüzde derin doz

Çalışmada oluşturulan benzeşimin doğrulaması ve farklı kalınlığı olan hedefler ile oluşturulan DFsiz foton hüzmelerinin dozimetrik özelliklerinin incelenmesinde kullanılan parametrelerden biri YDD'dir. YDD parametresi değerlendirilirken foton hüzmelerinin üretim süreci dikkate alınmalıdır. Kliniklerde kullanılan DFsiz Elekta VersaHD ve Varian TrueBeam tedavi cihazlarında DFsiz foton hüzmelerinin üretim sürecinde önemli bir farklılık vardır. Elekta VersaHD cihazında, DFsiz foton hüzmelerinin YDD değerleri DF'li foton hüzmelerine benzer olması için birincil elektron enerjisi artırılır. Ancak Varian TrueBeam cihazında böyle bir uygulama yoktur. Bunun sonucunda Varian TrueBeam cihazı ile üretilen DFsiz foton hüzmelerinin YDD değerleri DF'li foton hüzmelerindekilere göre düşüktür (Xiao 2015). Tez çalışmasında, DFsiz foton hüzmeleri elde edilirken birincil elektron enerjisinde değişiklik yapılmamıştır. Birçok çalışmada, DFsiz foton hüzmeleri ile elde edilen YDD'lerin özellikleri ölçüm veya MC yöntemi ile değerlendirilmiştir.

Vassiliev vd. (2006b) tarafından yapılan çalışmada DFsiz foton hüzmeleri elde etmek için Varian Clinac 21EX cihazının kafa yapısında değişiklik yapılmıştır. Ancak DF'li foton hüzmeleri oluşturmak için kullanılan birincil elektron enerjisinde değişiklik yapılmamıştır. Bu şekilde oluşan 6 MV ve 18 MV DFsiz foton hüzmeleri ile ölçülen YDD değerleri sırası ile 4 MV ve 15 MV DF'li foton hüzmeleri ile ölçülen YDD değerlerine karşılık gelir. Bu çalışma yukarıdakine benzer süreçle üretilen DFsiz foton hüzmelerine ait

YDD değerlerinin DF'li foton hüzmesinin YDD değerlerine göre daha düşük olduğunu göstermiştir.

Mesbahi ve Nejad (2008)'nin yaptığı çalışmada MCNP MC yöntemi kullanılarak, 18 MV DFsiz foton hüzmesi ile elde edilen YDD parametresi incelenmiş ve 18 MV DFsiz foton hüzmesi için hesaplan YDD değerleri DF'li foton hüzmesi ile elde edilen YDD değerlerine göre daha düşük olduğunu ortaya konmuştur. Yapılan tez çalışmasında 18 MV DFsiz foton hüzmesinin YDD, Profil özelliklerinin hedef materyal ve kalınlığına göre değişimi FLUKA MC yöntemi ile incelenmiştir.

Narayanasamy vd. (2016), Elekta VersaHD lineer hızlandırıcı ile üretilen 6 MV ve 10 MV enerjili DFsiz foton hüzmesine ait YDD ölçümlerinin, bu enerjilerle aynı enerjideki DF'li foton hüzmesinden elde edilen YDD değerleri ile uyumlu olduğunu açık bir şekilde göstermiştir.

2.1.3. Profil

Daha önce belirttiği gibi DF'nin birincil elektron hattı üzerinden çekilmesi sonucu oluşan en belirgin dozimetrik etkilerden biri profil şeklindeki değişimdir. Bu etki, DFsiz foton hüzmesinin enerjisi arttıkça artmaktadır. Bununla birlikte hedef materyali ve kalınlığı DFsiz foton hüzmesinden elde edilen profil şeklini değiştiren önemli unsurlardan biridir. Bu tez çalışmasında, hedef materyali ve kalınlığının DFsiz foton hüzmesi ile elde edilen profil üzerindeki etkisi araştırılmıştır.

Stathakis vd. (2009) yaptığı çalışmada, 2x2 cm², 5x5 cm², 10x10 cm², 20x20 cm² ve 30x30 cm² alan boyutlarında 6 MV ile 18 MV enerjili DF'li ve DFsiz foton hüzmeleri kullanmıştır. Bu alan ve enerjilerde elde edilen profiller karşılaştırılmıştır. Karşılaştırmaya göre alan merkezi dışındaki DFsiz foton hüzmesine ait profil değerleri, DF'li foton hüzmesinin profil değerlerine göre hızla azalmaktadır. Bu etki foton hüzmesinin enerjisi arttıkça artmaktadır. Aynı zamanda alan boyutu küçüldükçe DF ve DFsiz foton hüzmesinin profilleri birbirine benzediği bu çalışmada açıkça görülmektedir.

Hrbacek vd. (2011)'nin yaptığı çalışmada Varian TrueBeam cihazı ile üretilen DF'li 6 MV, DFsiz 6 MV, DF'li 10 MV ve DFsiz 10 MV enerjileri ile farklı alanda elde edilen profiller karşılaştırılmıştır. Çalışmanın sonucunda, hüzme enerji ve alan boyutunun artması ile ışın alan merkezi dışındaki profil değerlerinin hızla azaldığını ortaya koyan bulgular sunulmuştur.

DF'li ve DFsiz foton hüzmeleri arasında önemli dozimetrik farkların olduğu yukarıdaki çalışmalardan görülmektedir. Bu yüzden DFsiz foton hüzmesinin profil parametresi DF'li foton hüzmelerinde kullanılan yöntemle değerlendirilemez. Fogliata vd. (2012), DFsiz foton hüzmesinden elde edilen profili değerlendirmek için eğim, düzgünlük, merkez pozisyonu ve simetri parametrelerini açıklamışlardır.

Yeni ışınlama tekniklerinin (YART, VMAT) gelişmesi ile radyocerrahi ışınlama koşulları dışındaki geniş alanlarda da DFsiz foton hüzmesi kullanılmaya başlanmıştır. DFsiz foton hüzmesinin kullanıldığı bu teknikler kullanılarak yapılan ışınlamalarda ışın

alanın merkez eksini dışındaki dozu artırmak için ek alanlar kullanılır. Ek alanların kullanılması ışınlama süresini artırmaktadır. Ayrıca, DFsiz foton hüzmesinin enerjisi ve ışınlama alanı artıkça ışınlama süresi artacaktır. Bu durum, özellikle yüksek enerjili DFsiz foton hüzmesi ile geniş alanda yapılan ışınlamaları sınırlamaktadır (Sharma 2011).

2.2. Lineer Hızlandırıcı Benzeşimi

MC yöntemi ile lineer hızlandırıcı benzeşiminin oluşturulması ve bu benzeşim kullanılarak lineer hızlandırıcı yapılarının tasarımı ve dozimetrik çalışmalar son yıllarda medikal fizik alanında ilgi görmeye başlamıştır. Bu yöntemle ilginin artması, medikal fizik alanındaki çalışmaları detaylı ve kısa sürede, ekonomik avantaj sağlayarak yapılmasına olanak sağlaması gibi avantajlarının olması nedeniyledir. MC yöntemini ile lineer hızlandırıcı benzeşimini oluşturan birçok program vardır. Bu tez çalışmasında FLUKA 2020.0-5 MC programı ve Flair 3.1-13 programları kullanıldı. FLUKA/Flair programı ile DFsiz Elekta Precise lineer hızlandırıcının benzeşimi oluşturuldu.

G. Battistoni vd. (2007)'nin yaptığı çalışmada FLUKA MC programının geniş enerji aralığındaki elektron foton hüzme taşınım hesaplarını çok iyi doğrulukla yapabildiğini açıkladılar. Bu doğrultuda, radyoterapi uygulamalarındaki enerji aralığında elektron foton taşınımı FLUKA MC programı ile başarılı bir şekilde yapılmaktadır.

MC programlarının güvenilirliğini araştırmak için bu programlarla elde edilen sonuçlarının karşılaştırılması önemlidir. Kilian-Simon Baumann vd. (2019) tarafından yapılan çalışmada PENH, FLUKA, GEANT4/TOPAS ve EGSnrc MC programları ile 1.25 MeV foton hüzmesinin ortam içerisinde oluşturduğu soğurulan doz hesaplandı. Hesaplamalardan elde edilen sonuçlara göre; tüm MC programları ile hesaplanan soğurulan doz sonuçları %1,4 veya daha iyi bir yüzde içerisinde uyumlu bulunmuştur.

MC programı ile radyasyon taşınımını yüksek doğrulukla hesaplanmasına ek olarak programın kullanım kolaylığı çok büyük avantajdır. Tez çalışmasında, FLUKA MC programı ile çalışan Flair arayüzü kullanılmıştır. Flair karmaşık geometrilerin oluşturulması, giriş dosyasının yazılması ve sonuçların yorumlanması için kullanılan arayüzdür. Giuseppe Battistoni vd. (2013)'nin yaptığı çalışmanın amacı, FLUKA MC programının Elekta Leksell Gamma Knife Perfexion tedavi cihazının benzeşimini oluşturabilme kapasitesi ve su ortamında Leksell GammaPlan sürüm 8.2 tedavi planlama sisteminde hesaplanan doz dağılımının oluşturulan benzeşimle hesaplanabilirliği araştırmaktır. Bu doğrultuda ilgili çalışmada rölatif doz profilleri ve rölatif verim faktörleri araştırılmıştır. Elekta Leksell Gamma Knife Perfexion cihazının benzeşimi ile hesaplanan rölatif verim faktör değerleri, Elekta firmasından alınan referans rölatif verim faktör değerleri ile %1 içerisinde uyumlu bulunmuştur. Ayrıca bu benzeşimden elde edilen rölatif doz profilleri Leksell GammaPlan tedavi planlamasından elde edilen rölatif doz profilleri ile de uyumludur. Bu sonuçlara göre, FLUKA MC programı da çok karmaşık geometrisi olan tedavi cihazı benzeşimini başarılı bir şekilde oluşturulmuş ve bu benzeşimden elde edilen sonuçların doğruluğu ortaya konmuştur.

Lineer hızlandırıcı benzeşiminde kullanılan birincil elektron parametreleri, benzeşimin doğruluğunu etkileyen en kritik parametrelerdir. Bu parametrelerin tespiti ve doğrulamasını konu alan en temel üç çalışma Daryoush Sheikh-Bagheri (2002), Omar Chibani (2011) ve D. L. Sawkey (2009) tarafından yapılan çalışmalardır.

K. Abdul Haneefa vd. (2014) ile M.A. Najem vd. (2014)'nin yaptıkları çalışmalarda FLUKA/Flair MC programı kullanılarak lineer hızlandırıcı benzeşimi oluşturulmuştur. Daha sonra oluşturulan benzeşim ölçüm sonuçlarına göre doğrulanmıştır. Bu aşamadan sonra benzeşimden elde edilen sonuçlar her iki çalışmada raporlanmıştır.

Lineer hızlandırıcı bileşenlerinin tasarımında MC yöntemin kullanılması birçok avantaj sağlamaktadır. Bu bileşenlerin tasarlanması için deney yapmak zor ve yüksek maliyetlidir. Deney yapmadan bileşenlerin tasarlanması ve dozimetrik özelliklerinin değerlendirilmesi MC yöntemi ile yapılabilir. Bu tez çalışmasında, hedef tasarımı için FLUKA MC programı kullanılmıştır. Gao vd. (2013)'nin yaptığı çalışmada FLUKA MC programı ile lineer hızlandırıcı hedef yapısına benzer basit hedef benzeşimi oluşturmuştur. Bu benzeşim kullanılarak farklı hedef materyallerinin farklı kalınlıkları için elde ettiği sonuçları raporlamışlardır. Benzer şekilde, David Parsons vd. (2014) ve B. Faddegon vd. (2004) tarafından yapılan çalışmalarda lineer hızlandırıcı benzeşimi kullanılarak farklı amaçlar için hedefler tasarlanmıştır.



3. MATERYAL VE METOT

Bu çalışma beş ana aşamadan oluşan işlemlerin yapılması ile gerçekleştirilmiştir. Birinci aşama, lineer hızlandırıcının Monte Carlo benzeşiminin oluşturulmasıdır. MC benzeşimin oluşturulması için; benzeşimde yer alan ortamlar ile bileşenlerin fiziksel ve geometrik özellikleri, radyasyon iletiminde kullanılacak fiziksel model, elektron ve fotonun enerji iletim sınır değeri ve istenilen dozimetrik özellikleri hesaplatmak için gerekli dedektörler bilgileri MC programına girilmiştir. İlgili bilgiler MC programına girildikten sonra, birincil elektron hüzmeye parametreleri referans alanda (30x30 cm²) ölçülen YDD ve profil verilerine göre bulunmuştur.

İkinci aşamada, birincil elektron hüzmeye parametrelerinin bulunması ve doğrulanması için farklı alanlarda (10x10 cm², 20x20 cm², 40x40 cm²) YDD ve profiller ölçülmüştür. Bu ölçümlerde iyon odası ve su fantomu sistemi kullanılmıştır.

Üçüncü aşamada ise ilk aşamada oluşturulan benzeşimi doğrulamak için farklı alan boyutlarında benzeşimler oluşturulmuştur. Bu benzeşimlerden elde edilen YDD ve doz profil değerleri ikinci aşamada ölçülen YDD ve doz profil değerleri ile karşılaştırılmıştır.

Dördüncü aşamada, benzeşimde kullanılan farklı fiziksel ve iletim parametreleri ile elektron foton taşınım enerji sınır değerinin dozimetrik özellikler (YDD, Profil), istatistiksel hata ve hesaplama süresi üzerindeki etkisi değerlendirilmiştir.

Beşinci ve son aşamada, doğrulanmış lineer hızlandırıcı benzeşiminde tanımlı olan hedef yapısının özellikleri değiştirilerek referans alanda yeni benzeşimler yaratılmıştır. Bu benzeşimlerden elde edilen YDD ve doz profil değerlerinin değişimi hedef yapısının materyali ve kalınlığı dikkate alınarak araştırılmıştır.

3.1. Elekta Synergy Lineer Hızlandırıcının Monte Carlo Benzeşimi

Çalışmada Kocaeli Medikal Park Hastanesindeki Elekta Synergy Lineer hızlandırıcısı ile üretilen 18 MV enerjili DF'li ve DFsiz foton hüzmeleri kullanılmıştır. DFsiz foton hüzmelerini elde etmek için; lineer hızlandırıcı kafa yapısında bulunan filtreler, lineer hızlandırıcı yazılımı kullanılarak elektron hüzmeye hattı üzerinden çekilmiştir. Bununla birlikte lineer hızlandırıcının kafa yapısındaki bileşenlerin özellikleri üretici firma ve literatürden derlenmiştir. Bu metot ile düzenlenen Elekta Synergy lineer hızlandırıcı kafa yapısının benzeşimi FLUKA MC programı ile yapılmıştır. Bu programının kullanılması MCNP gibi programlara göre ulaşılması ve kullanılması daha kolay olduğu için tercih edilmiştir. FLUKA/FLAIR MC programında, lineer hızlandırıcı benzeşimi oluşturmak için giriş dosyası gereklidir. Çalışmada giriş dosyalarının hazırlanması için FLAIR arayüzü kullanılmıştır. İhtiyaç duyulan bu giriş dosyasının nasıl hazırlandığı aşağıda açıklanmıştır.

Benzeşimi tanımlayan başlık bilgisi Flair ara yüzündeki TITLE kartına girilmesi ile giriş dosyası hazırlanmaya başlanmıştır. Giriş dosyasını hazırlamak için aşağıda anlatılacak her işlem bilgisi FLAIR arayüzüne girilerek işlemlere devam edilmiştir.

Öncelikle foton elektron taşınım özelliklerini tanımlamak için DEFAULTS kartı girilmiştir. DEFAULTS kartında, foton ve elektron taşınımında kullanılabilen PRECISIO opsiyon seçilmiştir. DEFAULTS kartı işleminden sonra, frenleme X ışınlarını oluşturmak için hedefe çarpan elektron hüzmesinin (birincil elektron hüzmesi) referans alınan özellikleri BEAM kartının ilgi kısımlarına yazılmıştır. Bu referans özellikler literatürdeki bilgiler dikkate alınarak belirlenmiştir. BEAM kartının FLAIR'deki görüntüsü Şekil 3.1'de verilmiştir.



Şekil 3. 1. BEAM kartının FLAIR'deki görüntüsü

Birincil elektron hüzmesinin başlangıç pozisyonu ve yönelimi BEAMPOS kartı ile tanımlanmıştır. Başlangıç pozisyonunun tanımlanacak hedef geometrisinin içerisinde olmamasına dikkate edilmiştir. Çalışmada, elektron hüzmesi hedef bölgesi üzerinden yönlendirilmiştir. Benzeşimi oluşturan geometriler (lineer hızlandırıcı kafa yapısındaki bileşenler, su fantomu, hava ortamı) ve bu geometrilerin sınırladığı bölgeler BODY ile REGION kartları kullanarak GEOBEGIN ve GEOEND kartları arasında tanımlanmıştır. REGION kartlarında BODY kartları ile yapılan birleşim, çıkarma ve kesişim işlemleri ile bölgeler oluşturularak işlemlere devam edilmiştir. Her bölge benzeşimdeki bir yapıya karşılık gelmektedir. Benzeşim dışında bölge oluşturularak bu bölgeye BLACKHOLE materyali atanmıştır. BLACKHOLE, FLUKA MC programında radyasyon iletimini durdurmak için tanımlanmış özel bir materyaldir. Bu bölge, MC hesaplama süresini azaltmak için diğer yapıları dikkate alarak benzeşim merkezine en yakın konumda başlatılmıştır.

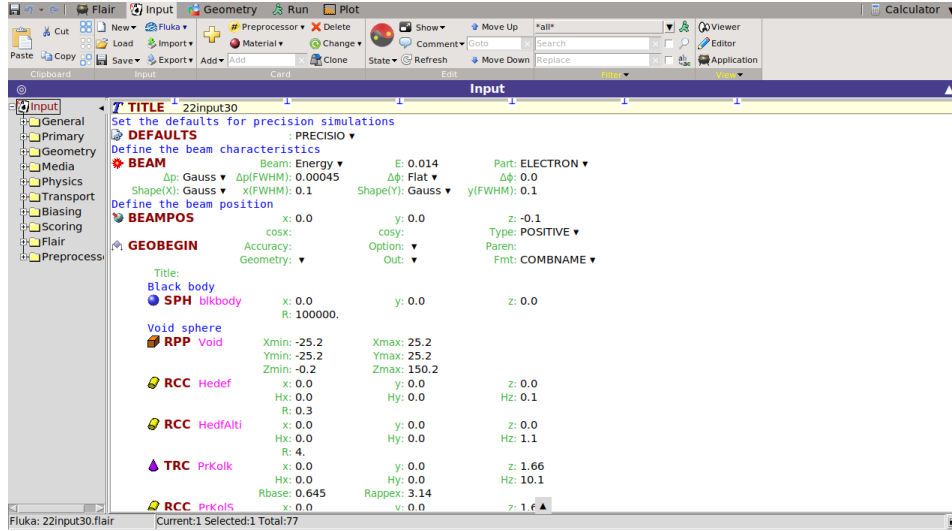
Elektron hüzme hattı üzerinde bulunan iyon odası bileşeni için oluşturulacak bölge, iyon odasının fiziksel ve geometrik özellikleri bulunmadığı için oluşturulamamıştır. İyon odasından sonra gelen saçıcı plaka için 2,73 fiziksel yoğunluğu olan 3 mm Al plaka özellikleri ile yeni bir bölge oluşturulmuştur. Benzeşimdeki her bölgeye ASSIGNMA kartı ile bölgelerin materyal özellikleri atanmıştır. Materyalin bazı özellikleri FLUKA MC programında daha önceden tanımlıdır. Tanımlı olmayan materyal özellikleri MATERIAL ve/veya COMPOUND kartları ile ayrıca tanımlanmıştır. Benzeşimdeki bölgelere tanımlanmış materyallerde iletilen foton ve elektron enerji sınır değerleri MC programında yapılan hesaplama doğruluğunu ve hesaplama süresini etkiler. Her bölge için foton ve elektron iletim enerji sınır değerleri ECUT kartı ile girilmiştir. Yukarıda açıklandığı gibi oluşturulan benzeşim ile su fantomunda yapılan hesapların sonuçlarını elde etmek için USRBIN dedektör kartı tanımlanmıştır. Daha sonra bu karta girilen eksen boyutlarına göre su fantomu geometrisi küçük hacimlere (voxel) ayrılmıştır. USRBIN kartı ile yapılan hesaplar bu hacimlere göre yapılmıştır. Dedektörle elde edilen sonuçların istatistiksel hatasını hesaplamak için farklı rastgele sayılar kullanan bağımsız hesaplar yapılmalıdır. Bağımsız hesaplamaların yapılabilmesi için RANDOMIZ kartı kullanılmıştır. RANDOMIZ kartında rasgele sayı üretici için çekirdek (seed) değeri

tanımlanmıştır. Bu sayı 2×10^9 'dan küçük bir değer olabilir. Farklı çekirdek değerleri farklı ve bağımsız rastgele sayı dizilerini başlatacaklardır. Bu sayede, bir MC hesaplaması için birkaç alt hesaplama (jobs) ile paralel olarak çalıştırılabilir. Bu durumda, her alt hesaplama bilgisayardaki farklı çekirdek yapısını kullanacaktır. Bu nedenle alt hesaplama sayı ise bilgisayar sistemindeki çekirdek sayısına bağlıdır. MC hesapları ile elde edilen sonuçların istatistiksel hatasının hesaplanması için her alt hesaplama birkaç döngüde yapılmıştır. Çalışmada her bir MC hesaplaması, 15 alt hesaplama ve her alt hesaplama 5 döngüye bölünmüştür. Böylece hesaplama süresi azaltılmış ve sonuçların istatistiksel hatası hesaplatılmıştır. Tez çalışmasındaki MC hesaplamaları, Akdeniz Üniversitesi Bilgi İşlem Daire Başkanlığı'nın sağladığı Intel® Xeon® Gold 6150 CPU @ 2.7GHz x86_64 15 GB RAM sanal bilgisayara yüklü Ubuntu 20.10 işletim sisteminde gerçekleştirilmiştir.

Hesaplama süresi ve istatistiksel hata sonuçlarını etkileyen önemli parametrelerden biri olan parçacık sayısı START kartına girilmiştir. START kartında kullanılan sayı aslında öykü sayısıdır. Ancak kullanım kolaylığından dolayı bu sayı parçacık sayısı olarak ifade edilmiştir. START kartına girilecek parçacık sayısı aşağıdaki gibi hesaplanabilir (Infantino 2015).

$$START \text{ kartındaki parçacık sayısı} = \frac{\text{benzeşimi yapılacak parçacık sayısı}}{\text{alt hesap sayısız döngü sayısı}} \quad (3.1)$$

Denklem 3.1'deki gibi hesaplanan parçacık sayısı ile başlatılan hesaplamanın durdurulması için STOP kartı giriş dosyasına tanımlanmıştır. Yukarıda yapılan tüm bu işlemlerden sonra tez çalışmasında kullanılacak giriş dosyası oluşturulmuştur. Başka bir ifade ile yukarıda açıklandığı gibi FLAIR ara yüzündeki kartların tanımlanması ile giriş dosyası düzenlenmiştir. Bu giriş dosyası FLUKA MC programı ile yapılan hesaplarda kullanılır. FLAIR arayüzü ile tanımlanmış giriş dosyasının görüntüsü Şekil 3.2'de görülmektedir.



Şekil 3. 2. FLAIR ara yüzünün görüntüsü

3.2. Su Fantomundaki Ölçümler

Çalışma kapsamındaki YDD ve profil ölçümleri IBA Blue su fantomu sisteminde IBA 0,13 cc iyon odası ve OmniPro-Accept (IBA Dosimetry, Schwarzenbruck, Germany) yazılımı ile yapılmıştır. Su fantomu sisteminde, bilgisayar kontrollü 3 tane servomotor vardır. Bu sayede, iyon odası su ortamı içerisinde üç eksen boyunca hareket edebilir. Su fantomu içerisinde hareket eden iyon odası, alan iyon odası olarak adlandırılır. Alan iyon odası ile YDD ve profil ölçümleri alınır. Bu ölçüm değerleri referans iyon odası ile alınan ölçüm değerlerine normalize edilir. Referans iyon odası su fantomu dışarısında aynı zamanda ışın alanın içerisinde bulunur. Bu ölçüm değerleri OmniPro-Accept yazılımında kullanılması ile YDD ve profil grafikleri elde edilir.

Bu çalışmada YDD ve profil ölçümleri DF 18 MV ve DFsüz 18MV enerjilerinde yapılmıştır. Ölçümlerden önce efektif nokta düzeltmesi OmniPro-Accept yazılımına girilmiştir. Ölçümlerde, KFM 100 cm²'de 10 x 10 cm², 20 x 20 cm², 30 x 30 cm² ve 40 x 40 cm² alan boyutları kullanılmıştır. YDD ölçümleri bu alanların merkez eksenı boyunca yapılmıştır. Profil ölçümü ise alanların 3,2 cm, 5 cm, 10 cm ve 20 cm derinliklerinde yapılmıştır. Ancak su fantomu boyutu nedeniyle 40 x 40 cm² alanın 10 cm ve 20 cm derinliğinde profil ölçümü yapılamamıştır. Ölçülen YDD eğrileri 5 cm derinlikte %100'e, profiller alan merkezinde %100'e normalize edilmiştir.

3.3. Monte Carlo Benzeşimi ile Yapılan Hesaplamalar

Tez çalışmasında, Lineer hızlandırıcı benzeşimi ile yapılan hesaplar su fantomundaki ölçüm koşullarında yapılmıştır.

Bu nedenle, benzeşimdeki 40 x 40 x 40 cm³ hacimli su fantomu bölgesi kaynaktan 100 cm uzaklıkta oluşturulmuştur. Bu bölgeye ASSIMANT kartı ile su materyali tanımlanmıştır. Su fantomu bölgesinde yapılan YDD ve Profil hesapları için USRBIN kartı kullanılmıştır. Bu hesapları yapmak için su fantomunun küçük hacimlere (voxel)

bölünmesi gerekir. Bu yüzden küçük hacimlerin boyutunu belirleyen üç kartezyen eksenindeki aralık değeri USRBIN kartında düzenlenmiştir. USRBIN kartı ile yapılan hesaplama sonuçları su fantomu içerisindeki küçük hacimlere karşılık gelir. Bu kartın hesaplama sonucu, küçük hacimlerin konumları ve bu hacimlere karşılık gelen hesaplama sonucu ile istatistiksel hata bilgilerini içermektedir. Çalışmada 0,5cm x 0,5cm x 0,5cm aralık değerleri kullanılmıştır. Ancak USRBIN kartı ile hesaplanan sonuçlar Flair ara yüzünde YDD hesaplamaları için 1cm x 1cm x 0,5cm aralık değerlerinde, Profil hesaplamaları için 1cm x 0,5cm x 1cm değerlerinde olacak şekilde değiştirilmiştir. Bu yöntemle elde edilen YDD'ler 5cm derinliğe normalize edilirken; profil, alan merkezine normalize edilmiştir. Bu şekilde elde edilen YDD ile profilleri oluşturmak ve ölçüm verileri ile karşılaştırmak için Gnuplot V. 5. 2 yazılımı kullanılmıştır.

Yapılacak hesaplamalardan önce kabul edilebilir istatistiksel hata değerleri için yeterli parçacık sayısı belirlenmelidir. Aynı zamanda bu parçacık sayısı hesaplama süresini doğrudan etkilemektedir. Çalışmada, %0,5 ile %1 arasındaki istatistiksel hata değerini elde edebilmek için 2×10^9 ve 8×10^9 parçacık sayıları ile $30 \times 30 \text{ cm}^2$ alanda YDD ve aynı alanın 3,2cm, 5cm, 10cm ve 20cm derinliklerinde profiller hesaplatılmış ve karşılaştırılmıştır. Bu hesaplarda kullanılan giriş dosyasını ve çalışmadaki diğer giriş dosyalarını hazırlamak için yukarıda değinilen ilk giriş dosyası (Bkz. Bölüm 3.1) referans alınmıştır. Parçacık sayısını değerlendirmek için bu dosyadaki parçacık sayısı 2×10^9 girilmiştir. 8×10^9 parçacık sayılı hesaplama sonucunu elde etmek için FLAIR ara yüzünün özelliği kullanılmıştır. Buna göre 2×10^9 parçacık sayısı için hazırlanan giriş dosyası ile 4 defa yapılan hesaplamanın sonuçları, FLAIR ara yüzünde birleştirilerek toplam parçacık sayısı (8×10^9) için sonuçlar elde edilmiştir. Bir başka deyişle 2×10^9 parçacık sayılı giriş dosyası ile 4 farklı hesaplama yapılmış ve bu hesapların sonuçları FLAIR ara yüzünde birleştirilerek 8×10^9 parçacık sayısına karşılık gelen sonuçlar elde edilmiştir.

Bölüm 3.1'de açıklandığı gibi, yapılan hesapların birbirinden bağımsız olması için giriş dosyasında bulunan RANDOMIZ kartındaki çekirdek sayısına farklı bir değer atanmıştır. Giriş dosyası ile yapılan hesaplar alt hesaplara bölünebilir. Flair arayüzü, her alt hesaba giriş dosyasına girilen çekirdek sayısından farklı çekirdek sayısını otomatik olarak verir. Sonuç olarak FLAIR'de toplanan her hesap birbirinden bağımsızdır. Bu çalışmadaki tüm MC hesapları 2×10^9 parçacık sayılı giriş dosyası için yapılmıştır. Parçacık sayısını artırmak için yukarıda anlatılan yol takip edilmiştir. Bu yüzden kullanım kolaylığı ve daha anlaşılır olması açısından her hesap için kullanılan giriş dosya sayısının bilgisi verilmiştir. Dosya sayısının bilgisi aynı zamanda hesapta kullanılan parçacık sayısı bilgisini de vermektedir. Çalışmada, parçacık sayısının istatistiksel hata ve hesaplama süresi üzerine etkisini değerlendirmek için 1 ve 4 giriş dosyası kullanıldı. Her giriş dosyasına ait bir hesaplama süresi vardır. Birden çok giriş dosyası olan hesaplar için toplam hesaplama süresi giriş dosyalarına ait hesaplama sürelerinin toplamıdır. Bu çalışmada kullanım kolaylığı açısından giriş dosya sayı ve bir giriş dosyası için hesaplama süresi verilecektir.

Yukarıdaki aşamalardan sonra %0,5 ila %1 arasındaki istatistiksel hata değerini sağlayan referans giriş dosya sayısı belirlenmiştir. Ancak tez çalışmasında yapılan hesaplama koşulları farklılıklar gösterebilir. Bu durum istatistiksel hata değerlerini değiştirebileceği için her yeni hesaplama koşullarında giriş dosya sayısı, referans dosya sayısına göre tekrar değerlendirilmelidir. Bu nedenle birincil elektron enerji değerinin belirlenmesinde kullanılacak dosya sayısı tekrar belirlenmiştir. Bu aşamadan sonra,

benzeşim ve ölçümden elde edilen YDD ile profil sonuçlarının karşılaştırılması ile birincil elektron parametre değerleri belirlenebilir. Bu değerler, lineer hızlandırıcı benzeşimi ile yapılan hesaplamalar için çok önemlidir. Bu doğrultuda, giriş dosyalarını hazırlamak referans giriş dosyasındaki BEAM kartında tanımlı olan birincil elektron parametre değerlerinden sadece ortalama elektron enerji (E_0) değerini değiştirerek yeni giriş dosyaları hazırlanmıştır. Yeni giriş dosyalarındaki birincil elektron enerjileri sırası ile 13.6 MeV, 13.8 MeV, 14 MeV ve 14 MeV'dir.

Bu tez çalışmasında yukarıda belirtilen giriş dosyaları ile yapılan hesaplama ve ölçümler $30 \times 30 \text{ cm}^2$ alan ve bu alanın 3,2 cm, 5 cm, 10 cm ve 20 cm derinliklerinde yapılmıştır. Bu koşullarda ölçümle elde edilen YDD ve profil değerleri referans alınmıştır. Birincil elektron hüzmeye enerjisini belirlemek için yukarıdaki giriş dosyaları kullanılarak yapılan hesaplama sonuçları referans sonuçlarla karşılaştırılmıştır. Bu yöntemle karşılaştırma farkını en aza indirecek birincil elektron hüzmesinin enerji değeri (giriş dosyası) araştırılmıştır. Bu değeri bulmak için öncelikle YDD'lerin uyumu değerlendirilmiştir. Ölçüm ve hesaplanan YDD değerleri arasındaki uyum değerlendirilirken bu değerler arasındaki fark dikkate alınmıştır. Bu değerler yukarıda belirtildiği gibi aynı konumdaki küçük hacimlere karşılık gelir. Küçük hacimler, hesaplama noktası olarak da ifade edilir. Sonuçta YDD birçok hesaplama noktasındaki sonuçlar ile elde edilir. Ölçüm ve hesaplanan YDD değerleri arasındaki farkın her hesaplama noktasında -1 ila 1 arasında olması beklenmektedir. Buradaki -1, 1 değerleri değerlendirme kriteridir. Değerlendirme kriteri içerisinde olan hesaplama nokta sayısının YDD'deki toplam hesaplama nokta sayına oranı ile doz fark oran yüzdesi hesaplanır. Çalışmada yapılan karşılaştırmalar bu yöntem ile değerlendirilmiştir. YDD'lerin karşılaştırması sonucu bulunan giriş dosyası kullanılarak hesaplanan profiller ve ölçümle elde edilen profillerle tekrar karşılaştırılmıştır. Böylece hesaplanan ve ölçülen profillerin uyumu değerlendirilmiştir. Bu değerlendirmeler sonucunda en uygun birincil elektron hüzmeye enerjili giriş dosyasına karar verilmiştir. Bu giriş dosyası bundan sonraki hesaplarda referans giriş dosyası olarak kabul edilecektir.

3.3.1. Monte carlo benzeşiminin doğrulanması

Bölüm 3.3'de belirtildiği gibi birincil elektron hüzmeye enerjisi $30 \times 30 \text{ cm}^2$ alanda bulunur. Ancak bulunan elektron hüzmeye enerjisi farklı alanlarda yapılan hesaplar ile doğrulanmalıdır. Bu doğrultuda referans giriş dosyası $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $20 \times 20 \text{ cm}^2$ ve $40 \times 40 \text{ cm}^2$ alanları için düzenlenir. Bu düzenleme sonucu farklı alan boyutlarına ait 3 giriş dosyası oluşturulur. Giriş dosyasına girilen alan boyutları çok yapraklı kolimatör, çeneler ve "back up" çenelerinin konumları ile belirlenir. Her alan boyutu için gerekli konumlar Thales teorisine göre hesaplanmıştır. Bu şekilde düzenlenen alanların merkezi ekseninde YDD ve bu alanların 3,2cm, 5cm, 10cm ve 20cm derinliklerinde profiller hesaplatılmıştır. Yukarıdaki koşullarda hesaplatılan ve ölçülen YDD ile profil karşılaştırılarak birincil hüzmeye enerjisi doğrulanır.

Birincil elektron enerjisi doğrulandıktan sonra farklı fiziksel ve iletim parametrelerin YDD, Profil, hesaplama süresi ve istatistiksel hata üzerindeki etkisini incelemek için DEFAULTS kartında PRECISIO veya EM-CASCA opsiyonu olan giriş dosyaları kullanılmıştır. Bölüm 3.3'de belirlenen referans giriş dosyasında PRECISIO

opsiyonu kullanılmaktadır. Bu nedenle EM-CASCA opsiyonlu yeni giriş dosyası düzenlenmiştir. EM-CASCA opsiyonlu kullanılarak sadece foton elektron taşınımı hesaplanmaktadır. Ancak PRECESIO opsiyonu ile foton elektron ve nötron taşınımı da yapılmaktadır. Çalışmada elektron ve foton iletimi kullanıldığından dolayı PRECESIO opsiyonu ile oluşturulan giriş dosyasına DISCARD kartı eklenerek nötron iletimi durdurulmuştur. Bununla birlikte hesaplama süresi de azalır. Yukarıdaki düzenlemelerle hazırlanan giriş dosyaları kullanılarak PRECESIO ve EM-CASCA opsiyonlarının etkisini incelenmiştir. Bu incelemede $30 \times 30 \text{ cm}^2$ alanda YDD ve bu alanın 3,2cm, 5cm, 10cm ve 20cm derinliklerinde hesaplanmış doz profil sonuçları karşılaştırılmıştır.

Farklı bölge için tanımlı ECUT kart değerleri benzeşimden elde edilen sonuçlara etkisi farklıdır. ECUT kartındaki değerler, benzeşimdeki her bölge için ayrı ayrı tanımlanır. Değerler tanımlanırken, tanımlandığı bölgenin benzeşimden elde edilen sonuçlara olan etkisi dikkate alındı. Buna göre, çalışmada benzeşimle yapılan hesapların sonuçlarını etkilemeyecek bölgelere yüksek diğer bölgelere düşük ECUT değeri atanmıştır. Bu doğrultuda, ECUT değeri farklı iki giriş dosyası oluşturuldu. Birinci giriş dosyasında, birincil kolimatör, çeneler, back up çeneleri ve çok yapraklı kolimatör bölgesi için girilen ECUT kartına, foton hüzmesi $1\text{E}-5 \text{ GeV}$ ve elektron hüzmesi $0,02 \text{ GeV}$ olarak yazıldı. Diğer bölgelere foton hüzmesi $1\text{E}-5 \text{ GeV}$ ve elektron hüzmesi $1\text{E}-5 \text{ GeV}$ girildi. Bu dosya referans giriş dosyasıdır. İkinci giriş dosyasında benzeşimdeki tüm bölgelere, foton ve elektron hüzmesi için $1\text{E}-5 \text{ GeV}$ değerleri ECUT kartına girilmiştir. Bu iki giriş dosyası ile oluşturulan benzeşimden elde edilen YDD, profil, hesaplama süresi ve istatistiksel hata sonuçları karşılaştırılmıştır.

3.3.2. Hedef tasarımı

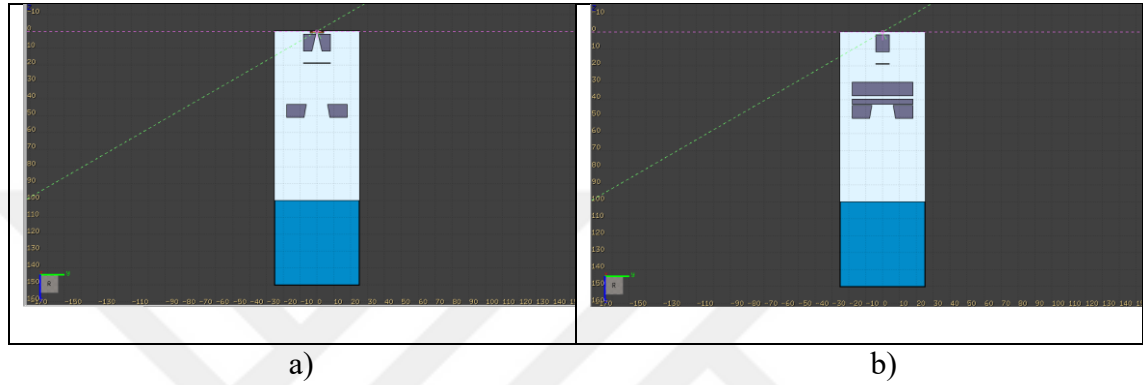
18 MV DFsiz Lineer hızlandırıcı kafa yapısında bulunan hedef yapısının tasarımı bu tez çalışmasının konusunu oluşturmaktadır. Referans giriş dosyasında tanımlı hedef yapısı silindir şeklinde ve toplam kalınlığı 1,1 cm'dir. Bu yapının merkezinde 1 mm kalınlığı olan WRe hedef materyali konumlanmıştır. Hedef materyalinin altında hedeften geçen birincil elektronları soğurmak etmek için 1 cm kalınlığında bakır yapı vardır. Bu hedefe birincil elektron hüzmesinin çarpması ile frenleme foton hüzmesi oluşur.

Hedef kalınlığı ve hedef materyali foton hüzme özelliklerini değiştiren önemli parametrelerdir. Bu nedenle hedef materyali ve kalınlığındaki değişim YDD ve profil özelliklerini etkiler. Bu çalışmada hedef materyali için WRe ve Ta kullanılmıştır. Bu hedef materyallerinin kalınlığı değiştirilerek farklı hedefler oluşturuldu. Çalışmada kullanılan hedef materyal kalınlığı 1mm, 3mm, 7mm, 9mm ve 11mm'dir. Referans giriş dosyasındaki hedef yapısının toplam kalınlığı 1,1 cm kalacak şekilde yukarıdaki materyaller ve kalınlıklar için yeni giriş dosyaları oluşturulmuştur. Bu giriş dosyaları ile $30 \times 30 \text{ cm}^2$ alanda YDD ve bu alanın 5 cm ve 10 cm'de elde edilen profiller incelendi. YDD'ların incelenmesinde; 3,2cm, 5cm ve 10cm derinliğinde 1mm, 3mm, 7mm, 9mm ve 11mm hedef materyal kalınlığı ile hesaplanan YDD değerleri karşılaştırılmıştır. Ayrıca profillerin incelemesinde düzensizlik parametreleri dikkate alınmıştır (Fogliata vd. 2012).

4. BULGULAR VE TARTIŞMA

4.1. FLUKA MC Giriş Dosyası

Bu çalışmada ilk olarak, DFsiz Elekta Synergy Lineer hızlandırıcı cihazının kafa yapısı, su fantomu ve bu yapıların içinde bulunduğu ortamın benzeşimi için referans giriş dosyası oluşturulmuştur. Çalışmada kullanılan diğer giriş dosyaları referans dosyasındaki ilgili veriler değiştirilerek düzenlenmiştir.



Şekil 4. 1. FLAIR Ara yüzünde oluşturulan Elekta Synergy Lineer hızlandırıcı cihazının kafa yapısı, su fantomu ve bu yapının içinde bulunduğu ortamın **a)** merkezde, **b)** merkez dışındaki benzeşim görüntüsü

Şekil 4.1’de görüldüğü gibi iyon odası ve ayna benzeşimi, DFsiz Lineer hızlandırıcı kafa yapısının benzeşiminde oluşturulmamıştır. Bunun nedeni, iyon odasının yapısını oluşturan yapıların fiziksel yoğunluğu çok düşük ve kalınlığı çok ince olmasıdır. Ayrıca iyon odasının benzeşimini oluşturmak için gerekli geometrik ve materyal verilerinin detaylarına ulaşmak çok zordur. İyon odası yapısından sonra gelen ayna yapısının kalınlığı da çok incedir. Bu nedenle, kafa yapısının benzeşiminde iyon odası ve ayna yapısının ihmal edilmesi, bu tez çalışması kapsamında kullanılan yüksek enerjili foton hüzmeye özelliği üzerinde ciddi değişikliğe neden olmayacaktır. Chetty vd. (2007) ile Verhaegen (2003) tarafında yapılan çalışmalarda da yukarıda açıklananlara benzer açıklamalar yapılmıştır.

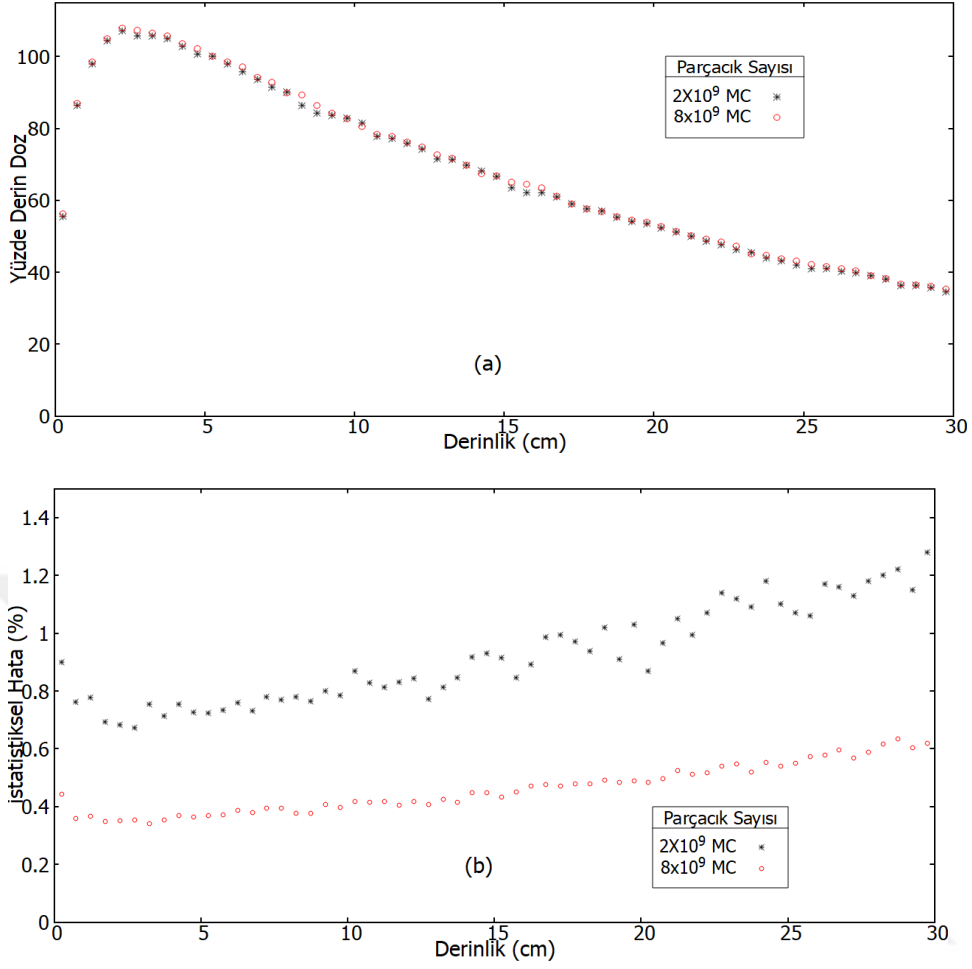
Şekil 4.1’de görüldüğü gibi, lineer hızlandırıcı kafa yapısı ve su fantom hacmi, hava ortamı içerisinde kalacak şekilde en küçük hava hacimli geometri içerisinde oluşturulmuştur. Bu geometrinin dışarısında ise tüm radyasyon iletimini durduran BLACHOLE materyali tanımlanmıştır. BLACHOLE materyali Flair ara yüzünde önceden kayıtlıdır. Bu şekilde düzenlenen benzeşim ile elde edilecek sonucu etkilemeyen radyasyon taşınımı durdurulur. Böylece MC benzeşimi ile yapılan hesaplama süresi kısaltacaktır.

4.2. Monte Carlo Benzeşiminin Doğrulanması

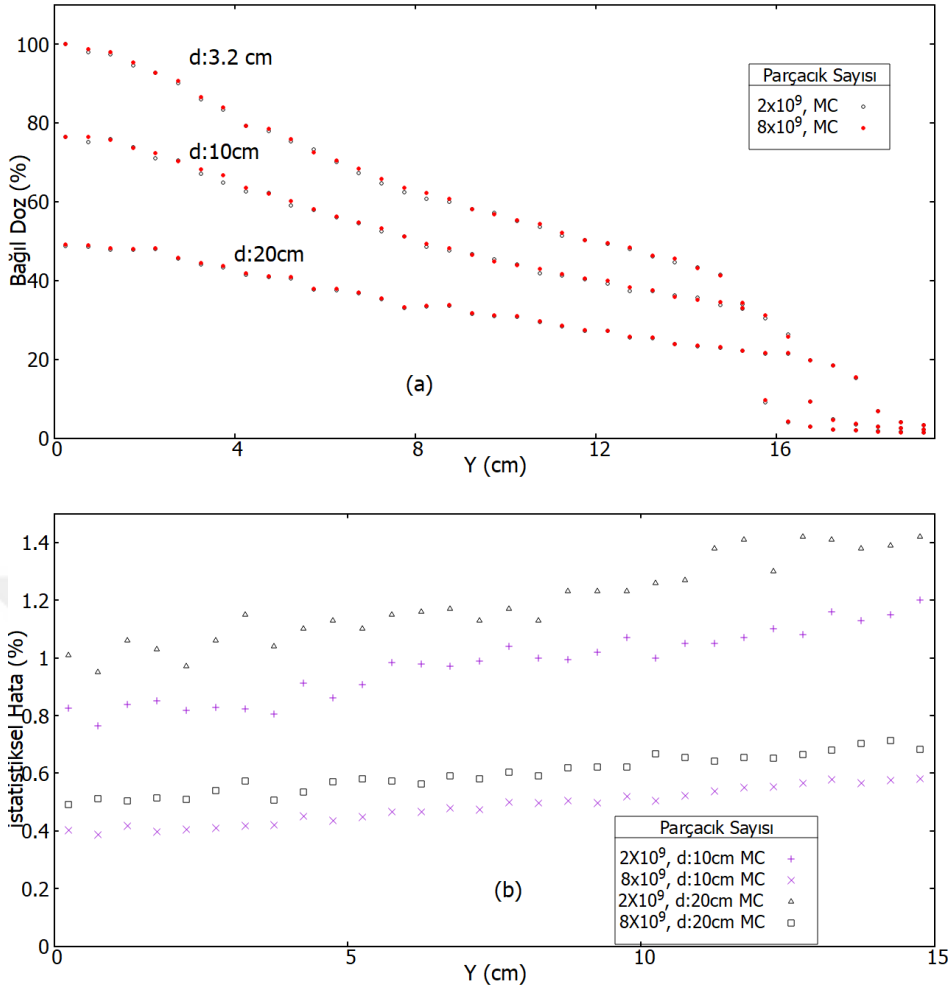
Bu çalışmada oluşturulan MC benzeşiminin doğrulanması birçok aşamada gerçekleştirildi. Bu aşamalardan elde edilen sonuçlar aşağıda sırası ile verilmiştir.

İlk aşamada, parçacık sayısının YDD, profil, istatistiksel hata ve hesaplama süreleri (CPU zamanı) üzerindeki etkisi araştırılmıştır. Parçacık sayısının etkisini araştırmak için farklı parçacık sayılı benzeşim sonuçları karşılaştırılmıştır. Parçacık sayısı farklı benzeşim sonuçları elde etmek için FLAIR ara yüzündeki birleştirme özelliği kullanılmıştır. Bu program yardımı ile aynı benzeşimin, farklı hesaplama sonuçları birleştirilerek toplam parçacık sayısı elde edilmiştir.

Çalışmada, parçacık sayısı 2×10^9 olan giriş dosyası ile hesaplanan sonuçların FLAIR’de toplanmasıyla toplam parçacık sayısı elde edilmiştir. Toplam hesaplama süresi ise 2×10^9 parçacık sayısı için elde edilen hesaplama sürelerinin (CPU zamanı) toplanmasına karşılık gelir. Şekil 4.2 ve Şekil 4.3’de parçacık sayısının YDD ve farklı derinliklerdeki profil grafikleri ile bu grafiklere ait istatistiksel hata üzerindeki etkisi gösterilmektedir. Şekil 4.3.b’de grafiğin görsel olarak daha anlaşılır olması için 10 cm ve 20 cm derinliğindeki grafik bilgilerinin istatistiksel hata bilgileri gösterilmiştir.



Şekil 4. 2. a) Parçacık sayısının 100 cm KFM ve 30x30 cm² alanında hesaplanan YDD’ a etkisi; **b)** Parçacık sayısının 30x30 cm² alanındaki YDD’ ların istatistiksel hata değerlerine etkisi (DFsiz 18 MV)



Şekil 4. 3. a) Parçacık sayısının 100 cm KFM ve 30×30 cm² alanın farklı derinliklerinde hesaplanan profillere etkisi; **b)** Farklı parçacık sayıları ile 30×30 cm² alanın 10 cm ve 20 cm derinliğinde elde edilen profillerin istatistiksel hata değerleri (DFsiz 18 MV)

Şekil 4.2 ve Şekil 4.3’de görüldüğü gibi parçacık sayısı arttıkça istatistiksel hata değeri azalmakta ve grafikler daha düzgün olmaktadır. 2×10^9 parçacık sayısı için hesaplanan istatistiksel hata değerlerini yarıya düşürmek için parçacık sayısı 4 kat artırılmıştır. Bunun sonucunda elde edilen istatistiksel hata değerleri, Şekil 4.2.b ve Şekil 4.3.b’de görülmektedir. Bu grafiklere göre, 2×10^9 parçacık sayısı için hesaplanan istatistiksel hata değerleri %1,5’ten düşük iken parçacık sayısının 4 kat artması ile hesaplanan istatistiksel hata %0,7’den daha azdır.

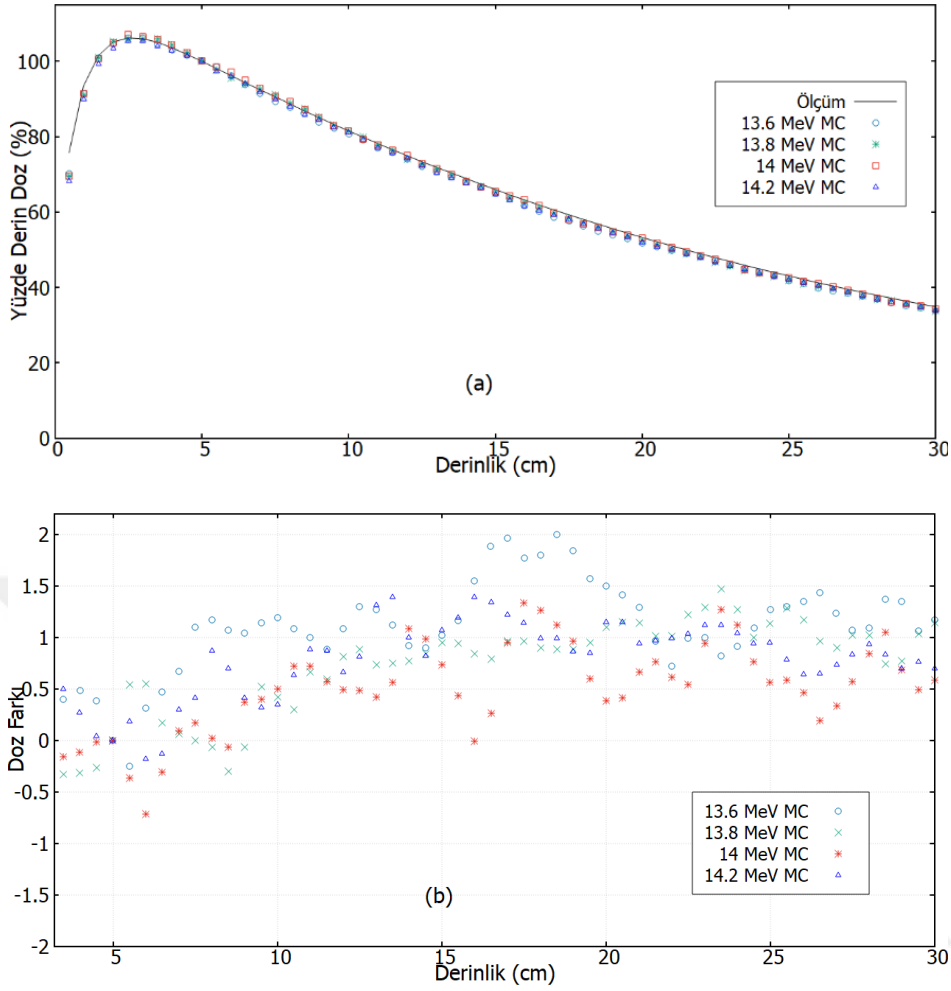
Najem vd. (2014) yaptığı çalışmada 15MV Varian Clinac 2100C lineer hızlandırıcısını DF ve DFsiz foton hüzmeleri için FLUKA MC programı ile modellediler. Her iki foton hüzmesi ile yapılan hesaplamalarda kabul edilebilir istatistiksel hata elde etmek için 2×10^9 parçacık sayısı kullanıldı. Bunun sonucunda YDD değerlerinin istatistiksel hata değeri %1’den küçüktür. Bu tez çalışmasında istatistiksel hata değerinin %0,5 civarında olmasına çalışıldı. Goodall ve Ebert (2020) tarafından yapılan çalışma incelendiğinde istatistiksel hatayı %50 azaltmak için parçacık sayısını 4 katına

çıkarılması gerektiği anlaşılmaktadır. Bu tez çalışmasında, benzer şekilde parçacık sayısının 4 kart artması ile istatistiksel hata %50 azalmıştır.

Parçacık sayısının artması ile hesaplama süreside artmaktadır. Bölüm 4.1’de belirtilen referans giriş dosyası (2×10^9 parçacık) ile hesaplama yapmak için geçen süre 17 saat 30 dakikadır. Aynı zamanda, ışınlanan ortamın derin bölgelerinde dozun azalması nedeniyle istatistiksel hata değeri de artmaktadır. Bununla beraber çalışmada kullanılan farklı hedef kalınlıkları da istatistiksel hata değerlerini etkilemektedir. Bu nedenle kabul edilebilir istatistiksel hata ($\%1>$), YDD ve profil grafik görselini sağlayan parçacık sayı her koşul için bulunmaya çalışıldı. Bu doğrultuda 8×10^9 parçacık sayısı başlangıç parçacık sayısı olarak kabul edildi. Ancak, çalışmanın diğer aşamalarında istatistiksel hata, YDD ve profil grafik kriterlerini tekrar sağlamak için parçacık sayısı tekrar değerlendirildi.

Birincil elektron hüzme özelliklerinin belirlenmesi lineer hızlandırıcı benzeşiminin oluşturulmasında önemli bir aşamadır. Bu aşamada, hüzme enerjisini bulmak için ilk olarak referans giriş dosyasındaki birincil elektron enerjisi değiştirilerek yeni giriş dosyaları hazırlanmıştır. Böylece, yeni giriş dosyaları kullanılarak birincil elektron hüzme enerjisi farklı olan benzeşimler oluşturulmuştur. Daha sonra, bu benzeşimler ile hesaplanan YDD ve profiller, ölçümden elde edilen YDD ve profillerle karşılaştırılmıştır. Bu yolla uygun birincil elektron hüzme enerjisinin tespit edilmesi amaçlanmıştır.

Çalışma kapsamında, 13,6 MeV, 13,8 MeV, 14 MeV ve 14,2 MeV birincil elektron enerjili benzeşimler ile YDD ve 3,2 cm, 5 cm, 10 cm, 20 cm derinliklerinde hesaplatılan profiller, benzeşim ile aynı koşullarda ölçülen YDD ve profiller karşılaştırılmıştır. Şekil 4.4.a’da $30 \times 30 \text{ cm}^2$ alanda farklı birincil elektron enerjili benzeşimlerle hesaplanan YDD’lerin aynı koşullarda ölçülen YDD ile karşılaştırması verildi. Şekil 4.4.b’de ölçüm ve hesaplanan YDD değerlerinin doz farkları gösterilmektedir. Bu YDD’lar 5 cm derinliğe normalize edilmiştir. Karşılaştırmada YDD için 3,5 cm ile 30 cm derinlik arası, profiller için ise alanın %80 genişliği değerlendirilmiştir. Hesaplamalarda, YDD ve profillerin istatistiksel hatalarını azaltmak için 5 giriş dosyası kullanılmıştır. Giriş dosyalarının hesaplama süresinin en fazla 19 saat (CPU time) olduğu hesaplanmıştır. YDD ve Profillerin istatistiksel hatası %0,8’den küçüktür.



Şekil 4. 4. a) 30 x 30 cm² alan ve 100 cm KFM mesafesinde farklı birincil elektron enerjili benzeşimlerle hesaplanan YDD'ların aynı koşullarda ölçülen YDD'la karşılaştırılması; **b)** 5 cm derinliğe normalize ölçüm ve hesaplanan YDD değerlerinin farkı (DFsüz 18 MV)

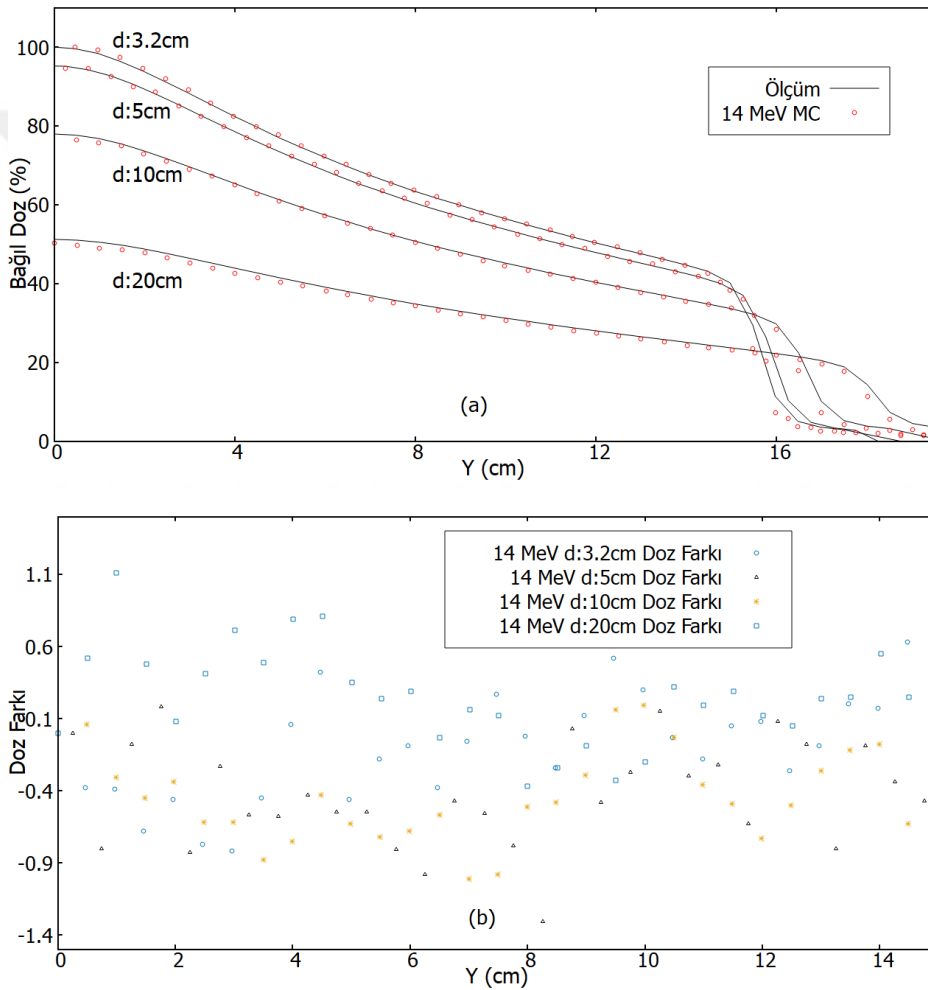
Şekil 4.4'de verilerinden ± 1 değerlendirme kriterine göre hesaplanan doz fark oran yüzde değerleri Çizelge 4.1' de verilmiştir.

Çizelge 4. 1. Birincil elektron enerjileri ile 30 x 30 cm² alan ve 100 cm KFM mesafesinde elde edilen YDD'lara karşılık gelen doz fark oran yüzdesi

YDD	
Birincil Elektron Enerjisi (MeV)	Doz Fark Oran yüzdesi
13,6	32
13,8	70
14	93
14,2	74

Çizelge 4.1'e göre, birincil elektron enerjisi 14 MeV olan benzeşimden elde edilen YDD'un doz fark oran yüzdesi en az olup YDD grafiğinin ölçümle görsel uyumu vardır (Şekil 4.4.a). Buradan çıkarılacak sonuç, ölçüm ve benzeşimden elde edilen YDD'lar en iyi 14 MeV birincil elektron enerjisinde uyumlu olmasıdır.

14 MeV birincil elektron enerjisi için 30 x 30 cm² alan boyutunun farklı derinliklerinde hesaplanan ve ölçülen profillerin karşılaştırılması Şekil 4.5.a'da verilmiştir. Karşılaştırmada, alan boyutunun %80 genişliği dikkate alınmıştır. Bununla birlikte, profiller merkezi eksen normalize edildi ve 3,2 cm derinlikteki profilin merkezi eksenini referans alınarak ölçeklendirildi. Şekil 4.5.b'de, Şekil 4.5.a'daki grafik verileri kullanılarak hesaplanan ölçüm ve hesaplanan profil değerleri arasındaki doz farkının profil eksenine göre dağılımı görülmektedir.



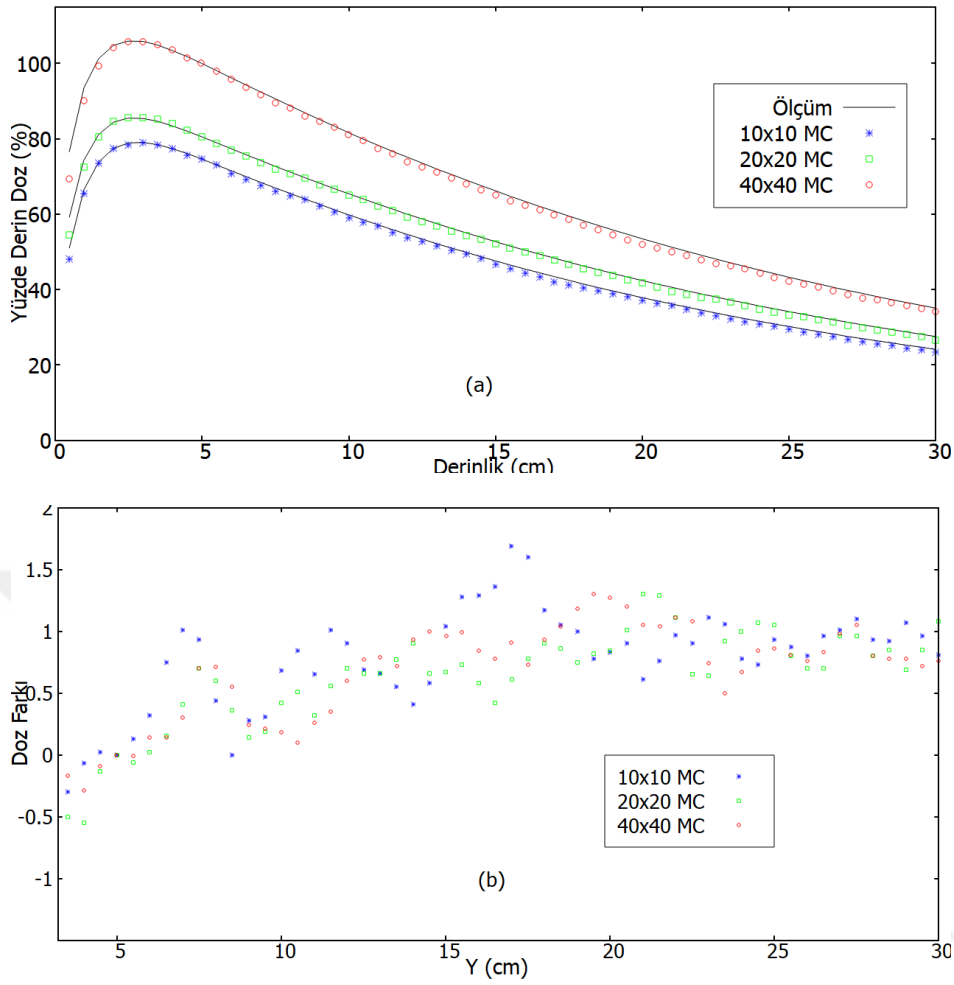
Şekil 4. 5. a) 30 x 30 cm² alan ve 100 cm KFM mesafesinde 14 MeV birincil elektron enerjili benzeşimle farklı derinliklerde hesaplanan profillerin ve aynı koşullarda ölçülen profillerle karşılaştırılması; **b)** farklı derinliklerde ölçülen ve hesaplanan profil değerlerinin doz farkı (DFSiz 18 MV)

Şekil 4.5.b'deki grafik verilerinden her derinlikteki profil için hesaplanan doz fark oran yüzde değerleri Çizelge 4.2'de verilmiştir. Çizelge 4.2'deki verilere göre doz fark oranı en az 95'tir. Bu sonuçtan, ölçüm ve benzeşimden elde edilen profiller 14 MeV birincil elektron enerjisinde benzerliğinin çok iyi olduğu anlaşılmaktadır.

Çizelge 4. 2. 14 MeV birincil elektron enerjisi ile 30 x 30 cm² alan ve 100 cm KFM mesafesinde farklı derinlikler de elde edilen profillere karşılık gelen doz farkı oran yüzdesi

Profil	
Derinlik (cm)	Doz Farkı Oran Yüzdesi
3,2	100
5	96
10	98
20	95

Üçüncü aşamada, 14 MeV enerjili benzeşimle farklı alan boyutlarında hesaplatılan YDD ve profiller, aynı koşullarda ölçülen YDD ve profiller karşılaştırılmıştır. Bu doğrultuda, 14 MeV enerjili birincil elektron hüzmesi ile 10x10 cm², 20x20 cm² ve 40x40 cm² alanların 3,5 cm, 5 cm, 10 cm ve 20 cm derinliklerinde hesaplanan profil ve YDD, iyon odası ile ölçülen YDD ve profil karşılaştırılmıştır. YDD'leri kendi içerisinde karşılaştırılmak için 5 cm derinliğe normalize edilip 40 x 40 cm² alanın 5 cm derinliği referans alınarak ölçeklendirilmiştir. Bununla birlikte, profiller merkezi eksen normalize edilmiş, 3,2 cm derinlikteki profillin merkezi eksen referans alınarak ölçeklendirilmiştir. YDD ve profillerin değerlendirilmesi ikinci aşamada belirtilen derinlik ve genişlikte yapılmıştır. Bu kapsamda, 10x10 cm², 20x20 cm² ve 40x40 cm² alanlarında hesaplanan ve iyon odası ile ölçülen YDD sonuçlarının karşılaştırılması Şekil 4.6.a'da gösterilmektedir. Şekil 4.6.b'de Şekil 4.6.a'daki grafik verilerinden hesaplanmış doz fark grafikleri verilmiştir.

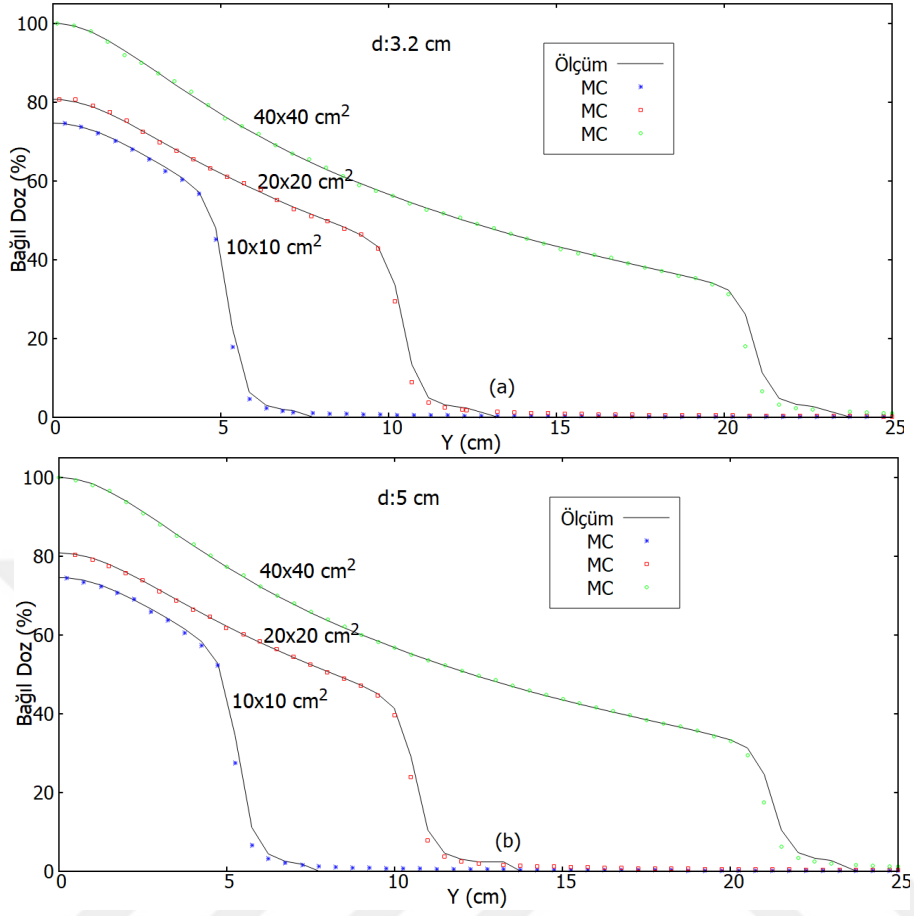


Şekil 4. 6. a) 10x10 cm², 20x20 cm² ve 40x40 cm² alanlarında hesaplanan ve iyon odası ile ölçülen YDD sonuçlarının karşılaştırılması **b)** YDD’lerden hesaplanan doz fark grafikleri (DFsüz 18 MV)

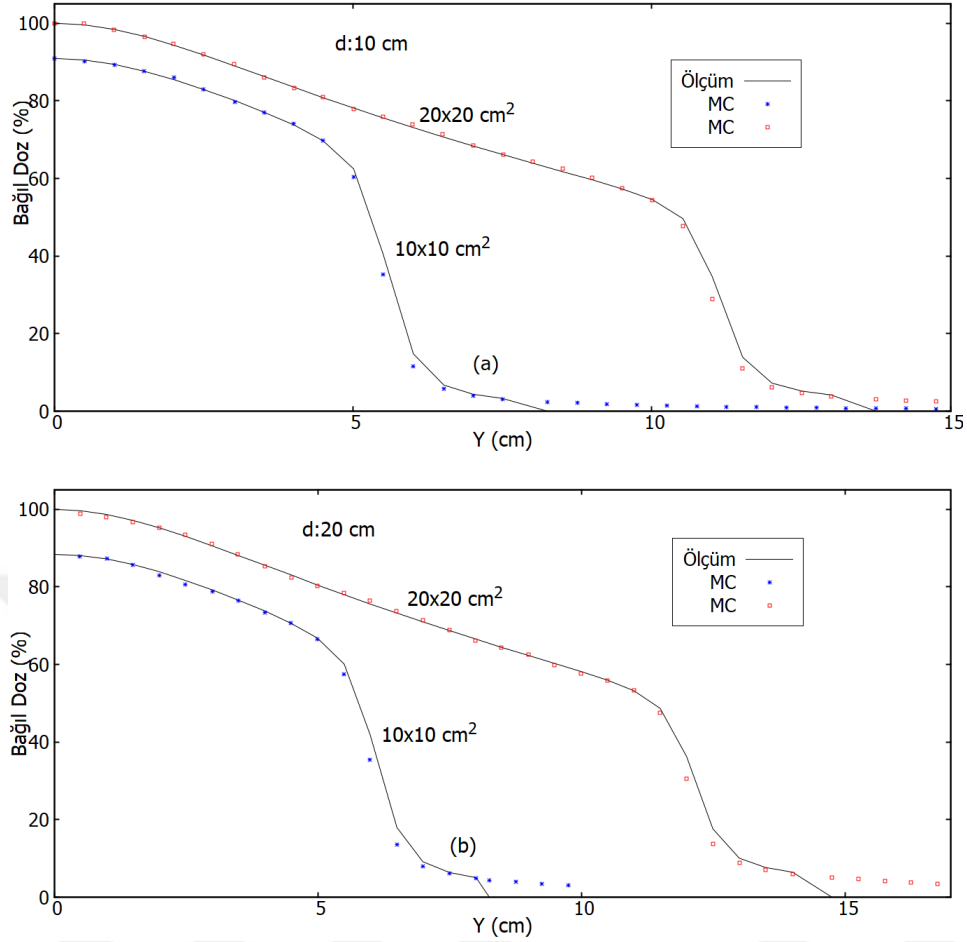
Şekil 4.6.a’da gösterilen YDD’lerden birini hesaplamak için 5 giriş dosyası kullanılmıştır. Daha açık ifade etmek gerekirse her bir YDD için 5 giriş dosyası ile oluşturulan benzeşimlerden elde edilen 5 ayrı sonuç FLAIR ara yüzünde toplanması ile YDD sonuçları elde edildi. Bu sayede, parçacık sayısının artması ile YDD grafiklerinin hesaplama noktalarındaki istatistiksel hata %0,8’den düşük elde edilmiştir. Bir giriş dosyası ile oluşturulan benzeşimle yapılan hesaplama süresi en fazla 18 saat 50 dakikadır.

Şekil 4.6.b’deki doz fark dağılımından anlaşılacağı gibi doz fark oran yüzdesi, $\pm 1,4$ değerlendirme kriteri dikkate alındığında 95’ten fazladır. Bu sonuç, yukarıda belirtilen alanlarda hesaplanan ve ölçülen YDD grafiklerinin çok iyi çakıştıklarını göstermektedir.

Şekil 4.7.a, Şekil 4.7.b, Şekil 4.8.a ve Şekil 4.8.b’de sırası ile 3,5 cm, 5 cm, 10 cm ve 20 cm derinliklerinde 10x10 cm², 20x20 cm² ve 40x40 cm² alan boyutları ile hesaplanan ve ölçülen profiller karşılaştırılmıştır.



Şekil 4. 7. 3,5 cm, 5 cm derinliklerinde 10x10 cm², 20x20 cm² ve 40x40 cm² farklı alan boyutları ile hesaplanan ve ölçülen profillerin karşılaştırılması (DFsiz 18 MV)



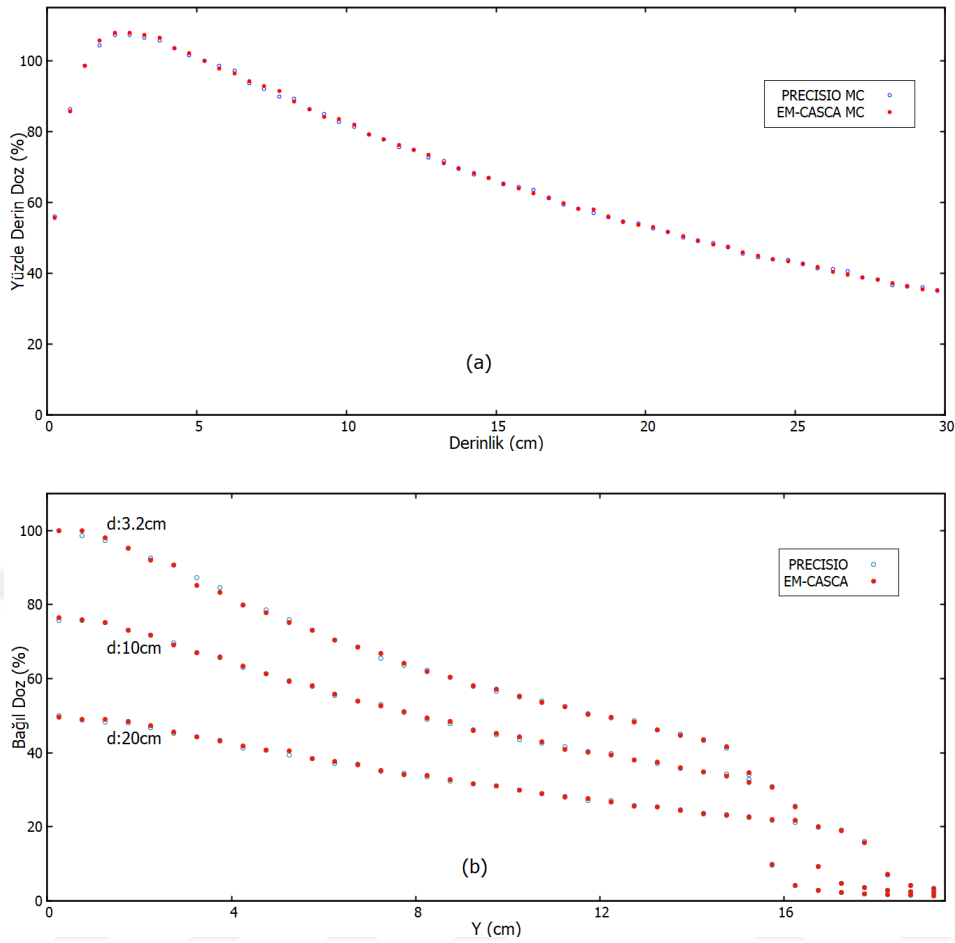
Şekil 4. 8. 10 cm ve 20 cm derinliklerinde 10x10 cm², 20x20 cm² ve 40x40 cm² farklı alan boyutları ile hesaplanan ve ölçülen profillerin karşılaştırılması (DFsiz 18 MV)

Şekil 4.7 ve Şekil 4.8’de gösterilen profilleri hesaplamak için 5 giriş dosyası kullanılmıştır. Profiller için istatistiksel hata %0,8’den düşük elde edilmiştir. Bir giriş dosyası ile oluşturulan benzeşimle yapılan hesaplama süresi en fazla 18 saat 50 dakikadır.

Şekil 4.7 ve Şekil 4.8’deki grafik verilerinden hesaplanan doz fark oranlarına göre tüm alan ve derinlikteki doz fark oran yüzdesi, $\pm 1,4$ değerlendirme kriteri ile hesaplandığında 100’dur. Bu sonuç, yukarıda belirtilen alanlar ile derinliklerde aynı koşulları için hesaplanan ve ölçülen profillerin uyumunun çok iyi olduğunu göstermektedir. Ayrıca, 30x30 cm² alan boyutunda bulunan birincil elektron demet parametreleri ile diğer alanlarda elde edilen YDD ve profil değerlerinin ölçüm sonuçları ile çok uyumludur. Bir başka ifade ile lineer hızlandırıcının MC benzeşimini oluşturma aşamalarının en önemli adımlarından biri olan birincil elektron demet parametrelerinin belirlenmesidir. Bu parametreler 30 x 30 cm² alanda belirlenmiş ve 10x10 cm², 20x20 cm² ve 40x40 cm² alanlarda doğrulanmıştır. Çalışmada yapılacak araştırmalar bulunan birincil elektron demet parametreleri kullanılarak yapılacaktır.

Birincil elektron parametreleri doğrulandıktan sonra fiziksel ve iletim parametrelerinin YDD, profil, ortalama istatistiksel hata ve hesaplama süresi üzerindeki etkisi değerlendirilmiştir. Böylece çalışmada kullanılacak benzeşim koşulları ile benzeşim, farklı fiziksel ve iletim parametrelerine göre değerlendirilmiştir. Birincil elektron parametrelerini belirlendiğinde fizik ve iletim parametresi olarak PRECESIO kartı kullanılmıştır. PRECESIO ve EM-CASCA kartının YDD, profil, ortalama istatistiksel hata ve CPU üzerindeki etkisi araştırılmıştır. Diğer taraftan, PRECESIO ve EM-CASCA kartları ile benzeşimden elde edilen sonuçların doğruluğu incelenmiştir. şekil 4.9.a'da bu kartların kullanılması ile elde edilen YDD grafiği, şekil 4.9.b ise profil grafikleri verilmiştir.

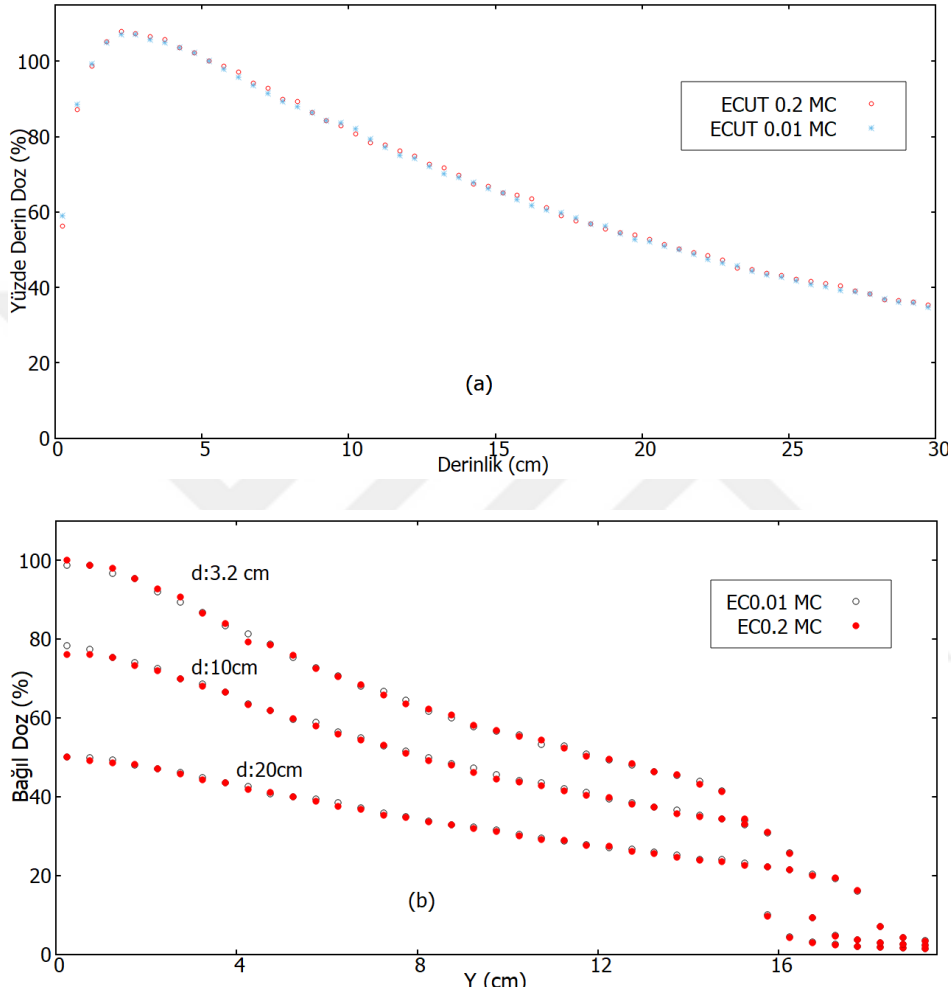




Şekil 4. 9. a) PRECESIO ve EM-CASCA kartları ile $30 \times 30 \text{ cm}^2$ alanda 100 cm KFM’de hesaplanmış YDD grafiklerinin karşılaştırması; **b)** PRECESIO ve EM-CASCA kartları ile $30 \times 30 \text{ cm}^2$ alanda 100 cm KFM’de hesaplanmış farklı derinlikteki profil grafiklerinin karşılaştırılması (DFSiz 18 MV)

Şekil 4.9’daki grafikler 4 giriş dosyası kullanılarak hesaplatılmıştır. Hesaplama sonucunda elde edilen istatistiksel hata ve hesaplama sürelerinde anlamlı değişim yoktur. Grafikler incelendiğinde birbirleri arasında anlamlı fark yoktur. Bu sonuca göre, çalışmada oluşturulan lineer hızlandırıcı benzeşimi ile yapılan hesaplamalar farklı fiziksel ve iletim parametreleri kullanarak da benzer sonuçlar verebilmektedir. Dolayısıyla bu sonuçlar nedeniyle EM-CASCA kartına göre daha detaylı foton elektron iletim parametreleri olan PRECESIO kartının kullanılmasına devam edilmiştir. K. Abdul Haneefa vd. (2014) ve M.A. Najem (2014) tarafından yapılan çalışmalarda lineer hızlandırıcı benzeşimleri FLUKA MC programı ile oluşturuldu. Benzeşimlere sırası ile EM-CASCA ve PRECESIO fiziksel ve iletim parametreleri tanımlandı. Bu benzeşimler, foton hüzmeleri için doğrulandı ve farklı dozimetrik parametreler hesaplatıldı. Tez çalışmasına benzer olarak yukarıdaki çalışmalarda EM-CASCA ve PRECESIO parametreleri foton hüzmesi için oluşturulan lineer hızlandırıcı benzeşiminde yapılan hesaplamalarda başarılı bir şekilde kullanılmaktadır.

Foton ve elektron taşınım sınır değerinin YDD, profil, istatistiksel hata ve hesaplama süresi üzerindeki etkisini araştırmak için benzeşimdeki ortamlar için farklı foton elektron taşınım sınır değeri olan iki giriş dosyası oluşturulmuştur. Bu giriş dosyaları ile oluşturulan benzeşimden elde edilen YDD ve profil grafiklerinin karşılaştırılması Şekil 4.10’da verilmiştir.



Şekil 4. 10. DFsüz 18 MV foton demeti ile 30x30 cm² alan ve KFM 100 cm’de farklı fiziksel ve iletim parametreleri ile hesaplanmış **a)** YDD grafikleri **b)** Profil grafikleri (DFsüz 18 MV)

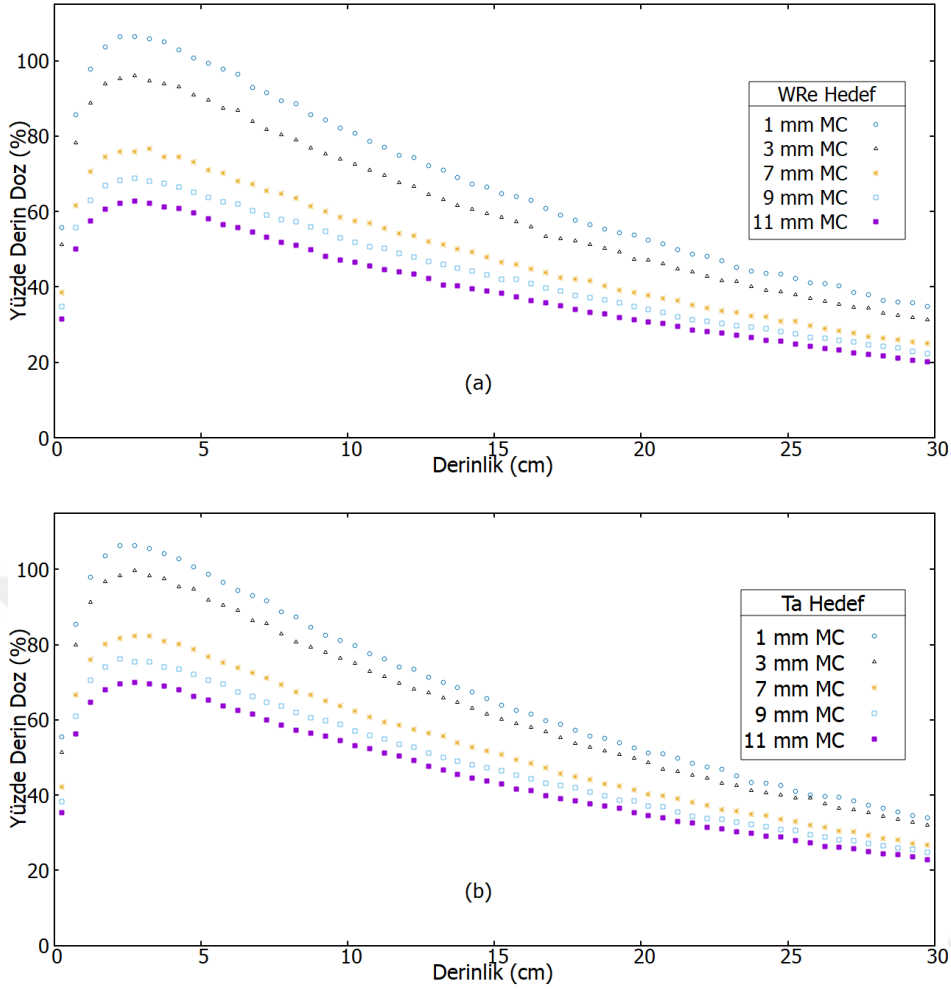
Şekil 4.10’daki grafikler, $\pm 1,4$ değerlendirme kriteri ile 95 doz fark oran yüzdesi ile uyumludur. Bu sonuca göre birinci giriş dosyasında tanımlanan taşınım sınır değerleri hesaplama sonuçlarını etkilememiştir. Birinci giriş dosyasında, hesaplama sonuçlarını etkilemeyecek benzeşim bölgelerine; elektron için 0,02 GeV, foton için 1.E-5 GeV taşınım enerji değerleri, diğer bölgelere elektron için 0,0001 GeV, foton için 1.E-5 GeV taşınım enerji sınır değeri atanmıştır. İkinci giriş dosyasında ise tüm bölgelere elektron için 0,0001 GeV, foton için 1.E-5 GeV taşınım sınır değerleri verilmiştir.

Bu bilgilere göre birinci giriş dosyasında elektron taşınım sınır değeri 0,02 GeV olarak tanımlanan bölgelerde elektron foton taşınımı durdurulmuştur. Buna bağlı olarak birinci giriş dosyası ile yapılan hesaplama süresi ikinci giriş dosyasına göre 6 saat (CPU time) daha azdır. İstatistiksel hata her iki hesaplamada %0,8 aralığındadır. Yukardaki bilgilere göre bu çalışmada kullanılan birinci giriş dosyası ile elde edilen sonuçlar ile düşük enerji taşınım değerleri ile hesaplanan sonuçlar uyumludur. Böylece, bu çalışmada birinci giriş dosyası kullanılarak; hesaplama sonuçlarını ve istatistiksel hata sonuçlarını etkilenmeden 6 saat hesaplama süresi azaltılmıştır. Hesaplama süresindeki bu kazanç bir giriş dosyası içindir. Çalışmada yapılan hesaplamalar en az 4 giriş dosyası için yapılması nedeniyle hesaplama süresindeki toplamda en az 24 saat azalmıştır.

Bu doğrultuda birinci giriş dosyasının çalışmada kullanılması hem bilgisayar alt yapısını kullanmada hem de hesap süresi açısından avantaj sağlamaktadır. Battistoni vd. (2013) yılında yaptığı çalışmada benzer şekilde hesaplama sonuçlarını etkilemeyen benzeşim bölgelerinde radyasyon taşınımını durdurmak için yüksek taşınım değeri atamıştır. Bu sayede, hesaplama sonuçlarının doğruluğu etkilenmeden hesaplama süresi kısaltılmıştır.

4.3. Hedef Tasarımı

Referans giriş dosyasındaki hedef kalınlığı değiştirilerek, WRe ve Ta materyali için yeni giriş dosyaları oluşturulmuştur. Hedef iki kısımdan oluşmaktadır. Hedefin üst kısmında WRe veya Ta materyali altında Cu materyali vardır. Hedefin toplam kalınlığı 11mm'dir. WRe ve Ta hedef kalınlıkları ile hesaplanan YDD'lar sırası ile Şekil 4.11.a ve Şekil 4.11.b'de görülmektedir.



Şekil 4. 11. KFM 100 cm’de 30x30 cm² alanda DFsüz 18 MV ile **a)** 1 mm WRe hedef ile elde edilen YDD’un 5 cm’deki doza normalize YDD’ların karşılaştırılması; **b)** 1 mm Ta hedef ile elde edilen 5 cm’deki doza normalize YDD’ların karşılaştırılması (DFsüz 18 MV)

Çizelge 4.3 ve Çizelge 4.4’de, Şekil 4.11’deki grafikler için kullanılan verilerden hesaplanmış belirli derinliklerde hedef kalınlığına göre yüzde doz azalım tablosu oluşturuldu. Bu hesaplamada 1mm hedef kalınlığı ile elde edilen sonuçlar referans olarak kabul edildi.

Çizelge 4. 3. WRe hedef materyali için yüzde doz azalım değerleri

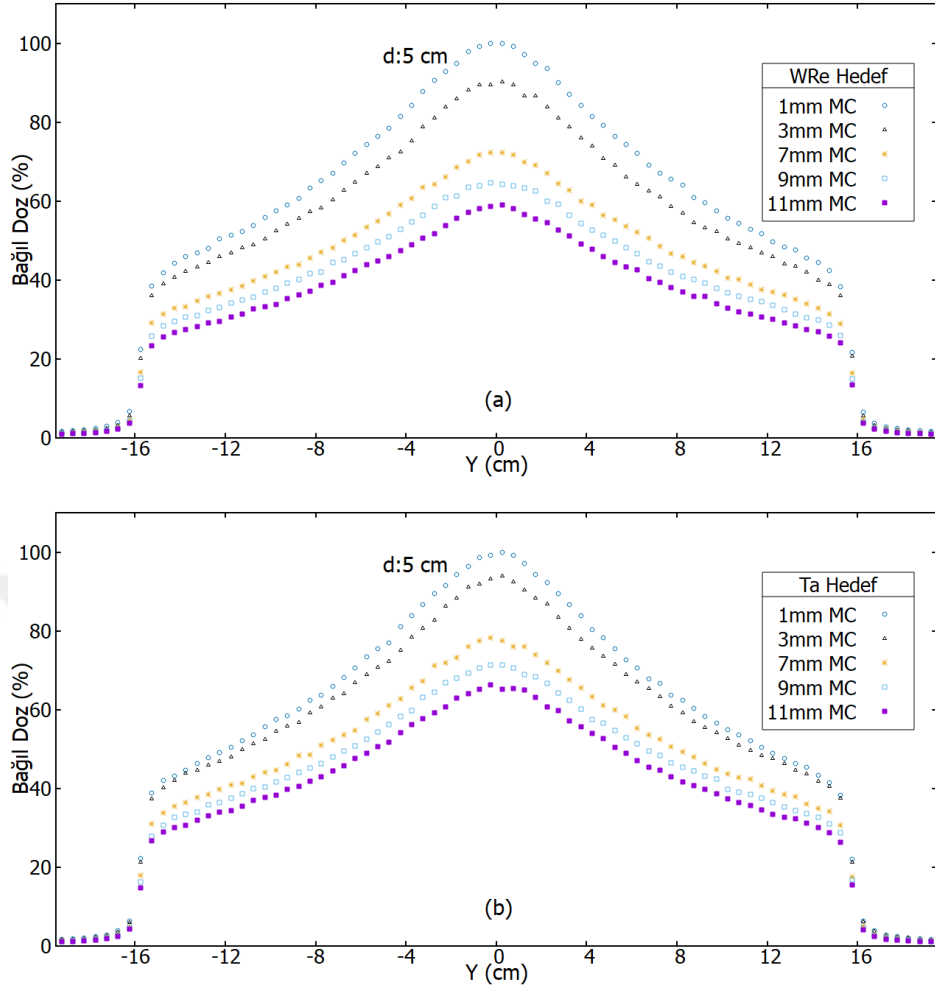
WRe	Hedef Kalınlığı (mm)				
Derinlik (cm)	1	3	7	9	11
3,2	100	90	72	64	59
10	100	90	72	65	58
20	100	89	72	65	58

Çizelge 4. 4. Ta hedef materyali için yüzde doz azalım değerleri

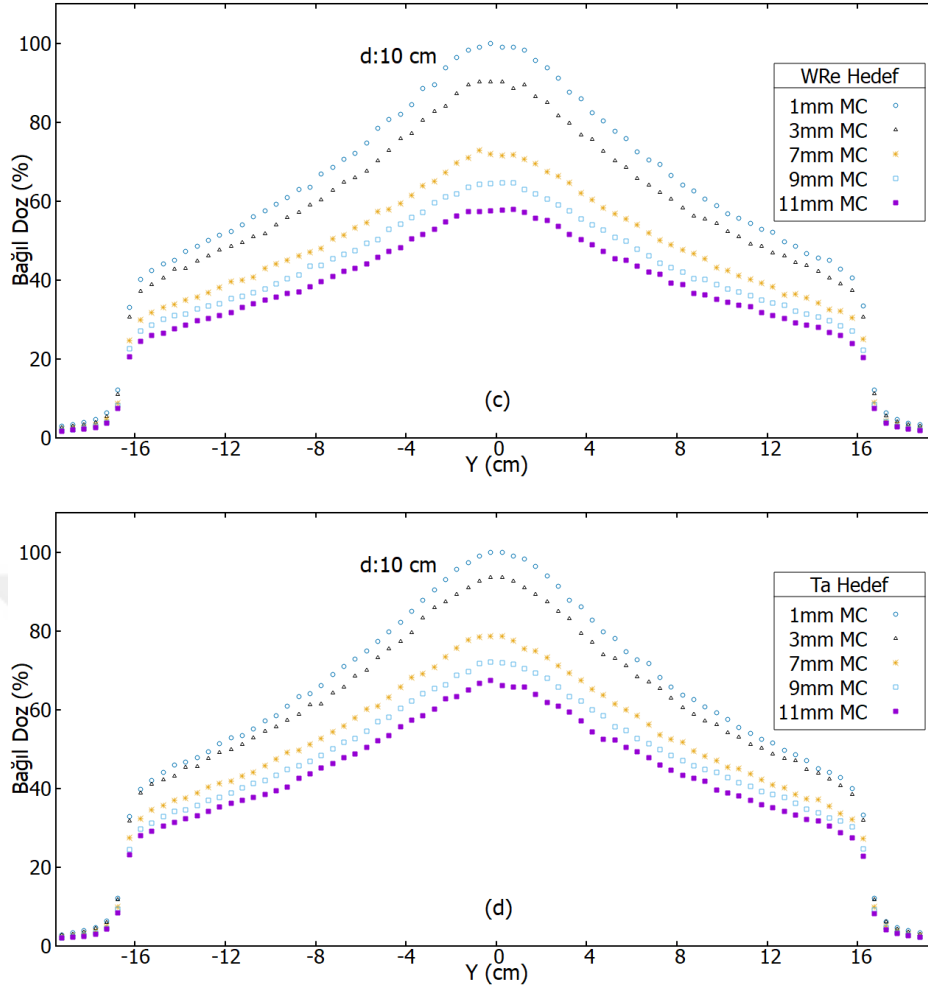
Ta	Hedef Kalınlığı (mm)				
Derinlik (cm)	1	3	7	9	11
3,2	100	93	78	72	66
10	100	94	79	72	67
20	100	94	79	73	67

Şekil 4.11’de açık bir şekilde görüldüğü üzere YDD değerleri hedef kalınlığının artması ile azalmaktadır. Bu sonuç beklenen sonuçlarla uyumludur. Materyal kalınlığının YDD değerlerini ne kadar etkilediği Çizelge 4.3 ve Çizelge 4.4’de verilmiştir. Her tablo içerisinde, farklı derinliklerdeki doz azalımı beklenildiği gibi birbirine eşit sayılır. Bu tablolara göre; WRe ve Ta hedefleri için en fazla doz azalımı sırası ile %42 ve %33’tür. Bu sonuçlar tasarlanacak hedef materyalinin belirlenmesi için çok önemlidir. Hedef tasarımında daha az doz azalım yüzdesi olan materyalin kullanılması avantaj sağlamaktadır. Ancak bu çalışmadaki amaçlardan biri DFsiz 18 MV enerjisi ile elde edilen profilin düzgünlük değerini azaltacak hedefi MC programı ile tasarlamaktır. Bu nedenle, hedef kalınlıkları farklı olan materyallerinin profile etkisi değerlendirilmiştir.

Farklı kalınlıklarda WRe ve Ta hedefleri ile hesaplanan profiller Şekil 4.12 ve Şekil 4.13’de görülmektedir. Bu profilleri tek grafik üzerinde göstermek için 1 mm hedef kalınlığı ile hesaplanan profilin merkez eksen değeri referans alınmıştır. Bu değere göre diğer profiller normalize edilmiştir.



Şekil 4. 12. WRe ve Ta hedef materyallerinin farklı kalınlıkları ile 5 cm derinlikte hesaplanan profiller ($30 \times 30 \text{ cm}^2$, KFM: 100 cm, DFsüz 18 MV)



Şekil 4. 13. WRe ve Ta hedef materyallerinin farklı kalınlıkları ile 10 cm derinlikte hesaplanan profiller ($30 \times 30 \text{ cm}^2$, KFM: 100 cm, DFsiz 18 MV)

Çizelge 4.5 ve Çizelge 4.6’da, Şekil 4.12 ile Şekil 4.13’deki grafikler için kullanılan verilerden belirli derinliklerde hedef kalınlığına göre hesaplanmış düzgünlük değerlerini içeren tablolar oluşturuldu. Düzgünlük değerleri merkez profil değerinin, merkezden 12 cm (alan boyutunun %80’ni) uzaklıktaki profil değerlerine oranlanması ile hesaplandı.

Çizelge 4. 5. WRe hedef materyali için düzgünsüzlük değerleri

WRE	Hedef Kalınlığı (mm)				
Derinlik (cm)	1	3	7	9	11
5	2,087	2,020	2,006	1,999	2,000
10	2,118	2,099	2,058	2,054	2,027

Çizelge 4. 6. Ta hedef materyali için düzgünsüzlük değerleri

Ta	Hedef Kalınlığı (mm)				
Derinlik (cm)	1	3	7	9	11
5	2,077	2,034	2,036	1,985	1,926
10	2,145	2,052	2,024	2,022	2,000

Çizelge 4.5 ve Çizelge 4.6'daki verilere göre, derinlik arttıkça düzgünsüzlük parametresi artmaktadır. Bu parametrenin artması merkez ile merkez eksen dışındaki doz farkının arttığını göstermektedir. Bununla beraber hedef kalınlığının artması ile düzgünsüzlük parametresi azalma eğilimi gösterir. Yani merkez ile merkez eksen dışındaki doz farkı azalmaktadır. Bu durum ışınlamalarda avantaj sağlamaktadır. Antonella Fogliata vd (2016) yılında yaptığı çalışmada 10 MV DFsiz foton hüzmelerinin düzgünsüzlük parametresinin derinlikle arttığı bulunmuştur.

Ta ve WRe hedef materyalleri için düzgünsüzlük değerleri farklıdır. WRe materyalinin 5 cm derinlikteki düzgünsüzlük değerleri diğer değerlere göre daha azdır. Düzgünsüzlük parametresi hedef materyalinin kalınlığına göre değerlendirildiğinde Çizelge 4.3 ve Çizelge 4.4' teki yüzde doz azalım değerleri de dikkate alınmalıdır. Işınlamalarda avantaj sağlayan hedef yapısı en az yüzde doz azalımı sağlarken düzgünsüzlük parametresini 1'e en yakın değerde olmasını sağlar. Bu doğrultuda, Çizelge 4.3 ve Çizelge 4.5 birlikte değerlendirildiğinde WRe hedefinin kalınlığı 1 mm yerine 3 mm yapılırsa ışınlamalarda avantaj sağlanır.

5. SONUÇLAR

Bu tez çalışması kapsamında, ilk olarak lineer hızlandırıcı cihazının benzeşimi oluşturulmuştur. Çalışmada kullanılacak DFsiz 18 MV foton enerjisi ile uyumlu foton hüzmesini oluşturulan benzeşimle hesaplayabilmek için birincil elektron hüzmesi parametreleri belirlenmiştir. Belirlenen birincil elektron hüzmesi ile farklı alanlarda elde edilen bazı dozimetrik özellikler ölçüm verileri ile karşılaştırılarak doğrulanmıştır. Doğrulan benzeşimle farklı hedef yapısının YDD ve Profil üzerine etkisi araştırılmıştır.

Lineer hızlandırıcı cihazının benzeşimi oluşturulurken sonuçları etkilemeyecek bölgelerde radyasyon taşınımı durdurulmuştur. Bu durumda, lineer hızlandırıcı kafa yapısı ve su fantomunu kapsayan hacim dışında kalan bölgede radyasyon taşınım hesabı yapılmamıştır. Bunun sonucunda hesaplama süresinin kısaldığı ve bilgisayar alt yapısının daha verimli kullanıldığı tespit edilmiştir. Bu bağlamda yukarıda yapılan zaman optimizasyon çalışmasının tüm MC hesapları için yapılması gereklidir.

Lineer hızlandırıcı kafasındaki bazı yapıların fiziksel ve geometrik özelliklerine ulaşılması oldukça zordur. Kullanılan enerji ile yapıların özellikleri birlikte değerlendirildiğinde, bu yapılardan bazılarının (iyon odası, alan aynası) YDD ve profil sonuçları üzerinde anlamlı bir etkisinin olmadığı görülmektedir. Literatürde bu durumu destekleyen bilgiler mevcuttur. Ancak, benzeşimden elde edilmek istenen sonuca göre hangi yapıların benzeşiminin önemli olduğu değerlendirilmelidir. Bu noktada, iyi bir benzeşim oluşturmak için istenen fiziksel sonuçlar göz önünde bulundurularak tasarımın yapılması gerekmektedir.

Çalışma için uygun bir benzeşim oluşturulduktan sonra sonuçların istatistiksel hatasının kabul edilebilir seviyede tutulması, benzeşim sonuçlarının güvenilirliği açısından önemlidir. Parçacık sayısı istatistiksel hata değerlerini etkileyen önemli bir parametredir. Hesaplanan istatistiksel hata değerini yarıya düşürmek için parçacık sayısının dört kat artırılması gerekmektedir. Bu durumda, hesaplama süresi de artmaktadır. Bu bilgiye göre, en düşük parçacık sayısı ile kabul edilebilir istatistiksel hata değeri bulunması önemlidir. Yapılan çalışmada da parçacık sayısı ile istatistiksel hata arasındaki değişim açıkça görülmüştür.

Bir sonraki aşamada, lineer hızlandırıcı benzeşimden elde edilen sonuçların ölçüm verilerine göre doğrulanması hedeflenmiştir. Bunu gerçekleştirmek için öncelikle benzeşimden elde edilmek istenen foton hüzme özelliklerini oluşturan birincil elektron demet parametrelerinin belirlenmesi gereklidir. Foton hüzme özellikleri (YDD, Profil) ölçüm yolu ile elde edilmiştir. Bu parametrelerin tayini, benzeşimi oluşturma aşamalarının en önemlilerinden biridir. Birincil elektron parametreleri, benzeşim ve ölçüm sonuçlarının (YDD, Profil vb.) karşılaştırılması ile tespit edilebilir. Öncelikle, oluşturulan benzeşim ve yapılacak hesaplamalara uygun olan yayınlardan derlenen birincil elektron parametre bilgileri ile ilk parametrelerin belirlenmesi mümkündür. Ardından, çalışılacak dozimetrik özelliğe göre birincil elektron parametreleri değiştirilerek elde edilen benzeşim sonuçları ölçüm sonuçları ile karşılaştırılır. Bu süreç benzeşim ve ölçüm sonuçları kabul edilebilir sınır içerisine uyumlu olana kadar tekrarlanır. Birincil elektron parametreleri, yukarıda belirtilen süreç ile belirli bir alan boyutu için bulunabilir. Ancak belirlenen parametrelerle benzeşimin doğrulanması için farklı alan boyutlarında benzeşim ve ölçüm sonuçlarının karşılaştırılması gereklidir. Bu

karşılaştırma sonuçlarını kabul edilebilir sınırlar içerisinde elde ettikten sonra benzeşimle yapılacak hesaplamalara geçilebilir. Daha önce yapılan benzeşim sonuçları ve literatür, yukarıda açıklanan sürecin başarılı bir şekilde çalıştığını ortaya koymuştur.

Çalışmada, farklı radyasyon iletim parametrelerinin (PRECISIO, EM-CASCA) benzeşim sonuçlarına etkisi araştırılmıştır. Yapılan araştırma, tez çalışmasındaki hesaplamalarda kullanılan birincil elektron parametreleri ile gerçekleştirilmiştir. Radyasyon iletim parametrelerinin doğru seçilmesi benzeşim sonuçlarının doğruluğunda önemli rol oynamaktadır. Bu çalışmada, foton elektron iletimi için uygun iki radyasyon iletim parametre grubu için benzeşim sonuçları karşılaştırılmış ve bu karşılaştırmada belirgin bir fark görülmemiştir. Yapılan çalışmada iletim parametre gruplarının hesaplama süresi üzerinde herhangi bir etkisi olmadığı görülmüştür.

Bununla birlikte foton elektron enerji taşınım sınır değerlerinin hesaplama süresi ve benzeşim sonuçlarına etkisi, çalışma içerisinde değerlendirilmiştir. Enerji taşınım sınır değeri, benzeşimin farklı bölgelerinde foton ve elektron taşınımı için tanımlanabilir. Benzeşimden elde edilen sonuçların doğruluğu foton elektron enerji taşınım sınır değerine doğrudan bağlıdır. Bu değerlerin benzeşimdeki her bölgenin hesaplama sonuçlarına etkisi dikkate alınarak atanması gereklidir. Çalışmada, hesaplama sonucunu etkilemeyecek benzeşim bölgelerine yüksek enerji taşınım sınır değeri tanımlanırken diğer bölgelere düşük enerji taşınım sınır değeri tanımlanmıştır. Böylece, ölçüm sonuçlarını etkilemeden önemli bir oranda hesaplama süresinden avantaj elde edilmiştir. İyi bir bilgisayar alt yapısına ulaşma zorlukları hesaba katıldığında, hesaplama süresini azaltmak için tüm olanaklar değerlendirilmelidir. Tez çalışmasında elde edilen sonuçlar daha önce bu konuda yapılmış yayınlara benzer şekilde hesaplama sonucunu etkilemeyecek benzeşim bölgelerine yüksek enerji taşınım sınır değerinin tanımlanmasının hesaplama sonuçlarını etkilemediği, hesaplama süresinde ise önemli avantajlar sağladığını ortaya koymuştur.

Son olarak, doğrulanan ve farklı özellikler ile değerlendirilen benzeşim kullanılarak hedef tasarımı yapılmıştır. Hedefin yapıldığı malzeme ve kalınlığı, foton hüzmelerinin dozimetrik özelliklerinin (YDD, Profil) değişmesi için önemli rol oynamaktadır. Şekil 4.11, Şekil 4.12 ve Şekil 4.13’de WRe ve Ta materyalleri için farklı kalınlıklarda tasarlanmış hedefler ile hesaplanan grafikler görülmektedir. Grafiklerden de anlaşılacağı üzere, hedef kalınlığı arttıkça YDD değerlerinin açıkça azaldığı görülmektedir. Bu durum hüzmeye hattı üzerinde DF bulunan lineer hızlandırıcı benzeşim ile hesaplanan YDD verileri ile kıyaslanabilir. Bu çalışma, MC yöntemi ile DFsiz lineer hızlandırıcı benzeşiminin oluşturulması, bu yöntemin lineer hızlandırıcı bileşenlerinin tasarımında kullanışlı bir yöntem olduğunu göstermeyi ve hedef tasarımı ile DFsiz 18 MV foton hüzmelerindeki dozimetrik değişiklikleri incelemeyi amaçlamıştır. Tez çalışmasındaki tüm aşamalar sonucunda, benzeşimden elde edilen sonuçlar ölçüm verileri ile doğrulanıp radyasyon iletim parametreleri ve enerji sınır değeri ile bir arada değerlendirilirse hem hedef tasarımı hem de tasarlanan hedefler ile hesaplanan dozimetrik özelliklerin başarılı bir şekilde incelenebileceği ortaya konmuş olur.

Bu çalışma, hedef yapısını cihaza monte etmeden beklenen foton hüzmeye özelliklerine göre hedef tasarımı ve böylece geniş alanda yüksek enerjili foton hüzmelerin kullanılacağı tedavilerdeki potansiyel zorlukların azaltılması açısından çok önemlidir. Hedef tasarımının deneysel yöntemle yapılmasının hem maliyet hem de tasarım açısından

zorlukları vardır. Bu zorluklar istenilen foton hüzme özelliklerini oluşturacak hedef tasarımı engelleyebilir. Bu nedenle hedef yapısını cihaza monte etmeden önce hedeften elde edilen foton hüzme özelliklerinin istenilen özellikler olduğunu göstermek, doğru hedef tasarımı için çok kritik öneme sahiptir. Bu çalışmadan edinilen bilgilerle, yüksek enerjili DFsiz foton hüzmenin merkez eksen dışındaki doz düşüşleri hedef tasarımı ile azaltılmaya çalışılması ve buna bağlı olarak DF'e lineer hızlandırıcı kafa yapısından çıkarılıp çıkarılamayacağı gelecekte araştırılabilir. Ayrıca, yeni tasarlanan hedef ile geniş alanda elde edilen yüksek enerjili DFsiz foton hüzmesi ile yapılan ışınlamanın uygulanabilirliği ve ışınlamanın süresi açısından değerlendirilme yapılabilir.



6. KAYNAKLAR

- Abdul Haneefa, K., Cyriac, T.S., Musthafa, M., Ganapathi Raman, R., Hridya, V., Siddhartha, A. And Shakir, K. 2014. Fluka Monte Carlo For Basic Dosimetric Studies Of Dual Energy Medical Linear Accelerator. *Journal Of Radiotherapy*.
- Adler Jr, J.R., Chang, S.D., Murphy, M.J., Doty, J., Geis, P. And Hancock, S.L. 1997. The Cyberknife: A Frameless Robotic System For Radiosurgery. *Stereotactic And Functional Neurosurgery*, 69 (1-4): 124-128.
- Anonim 2021a. The History Of Fluka. <http://www.fluka.Org/fluka.Php?Id=history&Mm2=1> [Son Erişim Tarihi: 08 Aralık 2021]
- Anonim 2021b. Varian Medical Systems. <https://www.varian.com/1960> [Son Erişim Tarihi: 1 Aralık 2021]
- Anonim 2022a Varian Medical Systems. <https://healthmanagement.org> [Son Erişim Tarihi: 22 Haziran 2022]
- Anonim 2022b What is the TomoTherapy® System? <https://www.pvhomed.com/what-is-tomotherapy/> [Son Erişim Tarihi: 20 Ocak 2022]
- Araki, F. 2006. Monte Carlo Study Of A Cyberknife Stereotactic Radiosurgery System. *Medical Physics*, 33 (8): 2955-2963.
- Asmerom, G., Bourne, D., Chappelow, J., Goggon, L.M., Heitz, R., Jordan, P., Kilby, W., Laing, T., Maurer, Jr.C.R., Noll, J.M., Sayeh, S., Weber, A. 2016. The design and physical characterization of a multileaf collimator for robotic radiosurgery. *Biomedical Physics&Engineering Express*.
- Battistoni, G., Cappucci, F., Bertolino, N., Brambilla, M.G., Mainardi, H.S. And Torresin, A. 2013. Fluka Monte Carlo Simulation For The Leksell Gamma Knife Perfexion Radiosurgery System: Homogeneous Media. *Physica Medica*, 29 (6): 656-661.
- Battistoni, G., Cerutti, F., Fasso, A., Ferrari, A., Muraro, S., Ranft, J., Roesler, S. And Sala, P. 2007. The Fluka Code: Description And Benchmarking. Aip Conference Proceedings. *American Institute Of Physics*, Ss. 31-49.
- Bewley, D. 1985. The 8 Mev Linear Accelerator At The Mrc Cyclotron Unit Hammersmith Hospital, London. *The British Journal Of Radiology*, 58 (687): 213-217.
- Buaphad, P., Kim, Y., Song, K., Dal Park, H., Kim, C., Lee, S., Lee, H. And Ju, J. 2021. X-Ray Dose Rate Estimation Model For An Electron Linac With Thick Tungsten Target. *Nuclear Instruments And Methods In Physics Research Section B: Beam Interactions With Materials And Atoms*, 498: 61-67.
- Budgell, G., Brown, K., Cashmore, J., Duane, S., Frame, J., Hardy, M., Paynter, D. And Thomas, R. 2016. Ipem Topical Report 1: Guidance On Implementing Flattening Filter Free (Fff) Radiotherapy. *Physics In Medicine & Biology*, 61 (23): 8360.
- Chetty, I.J., Curran, B., Cygler, J.E., Demarco, J.J., Ezzell, G., Faddegon, B.A., Kawrakow, I., Keall, P.J., Liu, H. And Ma, C.M.C. 2007. Report Of The AAPM Task Group No. 105: Issues Associated With Clinical Implementation Of Monte

- Carlo-Based Photon And Electron External Beam Treatment Planning. *Medical Physics*, 34 (12): 4818-4853.
- Chibani, O., Moftah, B. And Ma, C.M.C. 2011. On Monte Carlo Modeling Of Megavoltage Photon Beams: A Revisited Study On The Sensitivity Of Beam Parameters. *Medical Physics*, 38 (1): 188-201.
- Chofor, N., Harder, D., Willborn, K., Rühmann, A. And Poppe, B. 2011. A Direction-Selective Flattening Filter For Clinical Photon Beams. Monte Carlo Evaluation Of A New Concept. *Physics In Medicine & Biology*, 56 (14): 4355.
- Chung, E., Peet, D. 2022. Practical Medical Physics: A Guide to the Work of Hospital Clinical Scientists. CRC Press Taylor&Francis Group, p.263.
- Collamati, F. 2016. An Intraoperative Beta– Probe For Cancer Surgery. Springer, S.
- Cozzi, L., Fogliata, A., Thompson, S., Franzese, C., Franceschini, D., De Rose, F., Tomatis, S. And Scorsetti, M. 2018. Critical Appraisal Of The Treatment Planning Performance Of Volumetric Modulated Arc Therapy By Means Of A Dual Layer Stacked Multileaf Collimator For Head And Neck, Breast, And Prostate. *Technology In Cancer Research & Treatment*, 17: 1533033818803882.
- Delaney, G., Jacob, S., Featherstone, C. And Barton, M. 2005. The Role Of Radiotherapy In Cancer Treatment: Estimating Optimal Utilization From A Review Of Evidence-Based Clinical Guidelines. *Cancer: Interdisciplinary International Journal Of The American Cancer Society*, 104 (6): 1129-1137.
- Ferrari, A., Sala, P.R., Fasso, A., Ranft, J. 2021. Fluka: a multi particle transport code (progrm version 2021), CERN 2005-010, INFN TC.05/11, SLAC-R-773, Revision 150.
- Fogliata, A., Cayez, R., Garcia, R., Khamphan, C., Reggiori, G., Scorsetti, M. And Cozzi, L. 2020. Flattening Filter Free Beam From Halcyon Linac: Evaluation Of The Profile Parameters For Quality Assurance. *Medical Physics*, 47 (8): 3669-3674.
- Fogliata, A., Fleckenstein, J., Schneider, F., Pachoud, M., Ghandour, S., Krauss, H., Reggiori, G., Stravato, A., Lohr, F. And Scorsetti, M. 2016. Flattening Filter Free Beams From Truebeam And Versa Hd Units: Evaluation Of The Parameters For Quality Assurance. *Medical Physics*, 43 (1): 205-212.
- Fogliata, A., Garcia, R., Knöös, T., Nicolini, G., Clivio, A., Vanetti, E., Khamphan, C. And Cozzi, L. 2012. Definition Of Parameters For Quality Assurance Of Flattening Filter Free (Fff) Photon Beams In Radiation Therapy. *Medical Physics*, 39 (10): 6455-6464.
- Fürweger, C., Prins, P., Coskan, H. And Heijmen, B.J. 2016. Characteristics And Performance Of The First Commercial Multileaf Collimator For A Robotic Radiosurgery System. *Medical Physics*, 43 (5): 2063-2071.
- Gao, Q., Zha, H., Chen, H., Shi, J. 2013. Design And Optimization Of The Target In Electron Linear Accelerator. *Proceedings of IPAC2013*, Shanghai, China, THPWA16, 3363-3366.
- Georg, D., Knöös, T. And Mcclean, B. 2011. Current Status And Future Perspective Of Flattening Filter Free Photon Beams. *Medical Physics*, 38 (3): 1280-1293.

- Ginzton, E.L. And Nunan, C.S. 1985. History Of Microwave Electron Linear Accelerators For Radiotherapy. *International Journal Of Radiation Oncology* Biology* Physics*, 11 (2): 205-216.
- Goodall, S.K. And Ebert, M.A. 2020. Recommended Dose Voxel Size And Statistical Uncertainty Parameters For Precision Of Monte Carlo Dose Calculation In Stereotactic Radiotherapy. *Journal Of Applied Clinical Medical Physics*, 21 (12): 120-130.
- Howard-Flanders, P. 1954. The Development Of The Linear Accelerator As a Clinical Instrument. *Acta Radiologica*, (116 Suppl): 649-655.
- Hrbacek, J., Lang, S. And Klöck, S. 2011. Commissioning Of Photon Beams Of a Flattening Filter-Free Linear Accelerator And The Accuracy Of Beam Modeling Using An Anisotropic Analytical Algorithm. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 80 (4): 1228-1237.
- Infantino, A. Infantino. Advanced Aspects Of Radiation Protection In The Use Of Particle Accelerators In The Medical Field, Italy, P.194.
- Karimi, A.H., Brkić, H., Shahbazi-Gahrouei, D., Haghighi, S.B. And Jabbari, I. 2019. Essential Considerations For Accurate Evaluation Of Photoneutron Contamination In Radiotherapy. *Applied Radiation And Isotopes*, 145: 24-31.
- Khan, F.M. 2007. Treatment Planning In Radiation Oncology, 2nd Edition. Lippincott Williams&Wilkins, Philadelphia, P.282.
- Langen, K.M., Papanikolaou, N., Balog, J., Crilly, R., Followill, D., Goddu, S.M., Grant Iii, W., Olivera, G., Ramsey, C.R. And Shi, C. 2010. QA For Helical Tomotherapy: Report Of The AAPM Task Group 148 A. *Medical Physics*, 37 (9): 4817-4853.
- Lim, T.Y., Dragojević, I., Hoffman, D., Flores-Martinez, E. And Kim, G.Y. 2019. Characterization Of The Halcyontm Multileaf Collimator System. *Journal Of Applied Clinical Medical Physics*, 20 (4): 106-114.
- Mackie, T.R. 2006. History Of Tomotherapy. *Physics In Medicine & Biology*, 51 (13): R427.
- Mackie, T.R., Holmes, T., Swerdloff, S., Reckwerdt, P., Deasy, J.O., Yang, J., Paliwal, B. And Kinsella, T. 1993. Tomotherapy: A New Concept For The Delivery Of Dynamic Conformal Radiotherapy. *Medical Physics*, 20 (6): 1709-1719.
- Mayles, P., Nahum, A. And Rosenwald, J.-C. 2007. Handbook Of Radiotherapy Physics: Theory And Practice. Crc Press, Boca Raton, P.1470.
- Mesbahi, A. And Nejad, F.S. 2008. Monte Carlo Study On A Flattening Filter-Free 18-Mv Photon Beam Of A Medical Linear Accelerator. *Radiat Med*, 26 (6): 331-336.
- Najem, M., Spyrou, N., Podolyák, Z. And Abolaban, F. 2014. The Physical Characteristics Of The 15 Mv Varian Clinac 2100c Unflattened Beam. *Radiation Physics And Chemistry*, 95: 205-209.
- Narayanasamy, G., Saenz, D., Cruz, W., Ha, C.S., Papanikolaou, N. And Stathakis, S. 2016. Commissioning An Elekta Versa Hd Linear Accelerator. *Journal Of Applied Clinical Medical Physics*, 17 (1): 179-191.

- O'brien, P., Gillies, B., Schwartz, M., Young, C. And Davey, P. 1991. Radiosurgery With Unflattened 6-Mv Photon Beams. *Medical Physics*, 18 (3): 519-521.
- Park, H., Paganetti, H., Schuemann, J., Jia, X. And Min, C.H. 2021. Monte Carlo Methods For Device Simulations In Radiation Therapy. *Physics In Medicine & Biology*, 66 (18): 18tr01.
- Podgorsak, E.B. 2005. Radiation Oncology Physics: : A Handbook For Teachers And Students. Iaea Vienna, 161-173.
- Reynaert, N., Van Der Marck, S., Schaart, D., Van Der Zee, W., Tomsej, M., Van Vliet-Vroegindeweyj, C., Jansen, J., Coghe, M., De Wagter, C. And Heijmen, B. 2006. Monte Carlo Treatment Planning: An Introduction. Report Ncs-16 (Netherlands Commission On Radiation Dosimetry, Delft):
- Rodriguez, M., Sempau, J., Fogliata, A., Cozzi, L., Sauerwein, W. And Brualla, L. 2015. A Geometrical Model For The Monte Carlo Simulation Of The Truebeam Linac. *Physics In Medicine & Biology*, 60 (11): N219.
- Rogers, D. And Bielajew, A. 1990. Monte Carlo Techniques Of Electron And Photon Transport For Radiation Dosimetry. *The Dosimetry Of Ionizing Radiation*, 3: 427-539.
- Rosenblatt, E. And Zubizarreta, E. 2017. Radiotherapy In Cancer Care: Facing The Global Challenge. International Atomic Energy Agency Vienna, 3 S.
- Sangeetha, S. And Sureka, C. 2017. Comparison Of Flattening Filter (FF) And Flattening-Filter-Free (Fff) 6 Mv Photon Beam Characteristics For Small Field Dosimetry Using Egsnrc Monte Carlo Code. *Radiation Physics And Chemistry*, 135: 63-75.
- Seco, J. And Verhaegen, F. 2013. Monte Carlo Techniques In Radiation Therapy. Crc Press, Boca Raton, P.342.
- Sharma, S.D. 2011. Unflattened Photon Beams From The Standard Flattening Filter Free Accelerators For Radiotherapy: Advantages, Limitations And Challenges. *Journal Of Medical Physics/Association Of Medical Physicists Of India*, 36 (3): 123.
- Sheikh Bagheri, D. And Rogers, D. 2002. Sensitivity Of Megavoltage Photon Beam Monte Carlo Simulations To Electron Beam And Other Parameters. *Medical Physics*, 29 (3): 379-390.
- Stathakis, S., Esquivel, C., Gutierrez, A., Buckey, C.R. And Papanikolaou, N. 2009. Treatment Planning And Delivery Of IMRT Using 6 And 18 MV Photon Beams Without Flattening Filter. *Applied Radiation And Isotopes*, 67 (9): 1629-1637.
- Tomida, M., Kamomae, T., Suzuki, J., Ohashi, Y., Itoh, Y., Oguchi, H., Okuda, T. 2017. Clinical usefulness of MLCs in robotic radiosurgery systems for prostate SBRT. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 18:5:124-133.
- Vassiliev, O.N., Titt, U., Kry, S.F., Pönisch, F., Gillin, M.T. And Mohan, R. 2006a. Monte Carlo Study Of Photon Fields From A Flattening Filter-Free Clinical Accelerator. *Medical Physics*, 33 (4): 820-827.

- Vassiliev, O.N., Titt, U., Ponisch, F., Kry, S.F., Mohan, R. And Gillin, M.T. 2006b. Dosimetric Properties Of Photon Beams From A Flattening Filter Free Clinical Accelerator. *Phys Med Biol*, 51 (7): 1907-1917.
- Verhaegen, F. 2003. Monte Carlo Modelling Of External Photon Beams In Radiotherapy. *Phys. Med. Biol.*: 43-67.
- Vlachoudis, V. 2009. Flair: A Powerful But User Friendly Graphical Interface For FLUKA. Proc. Int. Conf. On Mathematics, Computational Methods & Reactor Physics (M&C 2009), *Saratoga Springs*, New York, Ss.
- Wang, L., Fahimian, B., Soltys, S. G., Zei, P., Lo, A., Gardner, E. A., Patric, J. M., Loo, Jr. B. W. 2016. Stereotactic Arrhythmia Radioablation (STAR) of Ventricular Tachycardia: A Treatment Planning Study. *Cureus* 8(7): e694.
- Xiao, Y., Kry, S.F., Popple, R., Yorke, E., Papanikolaou, N., Stathakis, S., Xia, P., Huq, S., Bayouth, J. And Galvin, J. 2015. Flattening Filter-Free Accelerators: A Report From The AAPM Therapy Emerging Technology Assessment Work Group. *Journal Of Applied Clinical Medical Physics*, 16 (3): 12-29.

ÖZGEÇMİŞ

BORA SINDIR

ÖĞRENİM BİLGİLERİ

Doktora 2011-2022	Akdeniz Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Fizik Anabilim Dalı, Antalya
Yüksek Lisans 2006-2008	Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Medikal Fizik Bölümü, İzmir
Lisans 2002-2006	Ege Üniversitesi Fen Fakültesi, Fizik Bölümü, İzmir

MESLEKİ VE İDARİ GÖREVLER

Medikal Fizik Uzmanı 2022-Devam ediyor	Celal Bayar Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı, Manisa Akdeniz Üniversitesi
Öğretim Görevlisi 2010-2022	Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı, Antalya
Medikal Fizik Uzmanı 2008-2010	Tıp Fakültesi, Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı, Antalya

ESERLER

Uluslararası hakemli dergilerde yayımlanan makaleler

- 1- E. Duman., Y. Çeçen., B. Sındır., B.Ş. Özdemir., M. Yıldırım., S. Çeçen., B. Pehlivan., M.N. Yavuz, “Dosimetric Evaluation of Adaptive Therapy in Non-Small Cell Lung Cancer Patients Undergoing Palliative Thoracic Radiotherapy”, International Journal of Hematology and Oncology, 2015;25:178-185.Çeken S., Alkan M. (2016). On the weakly second spectrum of a module. Filomat, 30(4), 1013-1020. Doi: 10.2298/FIL1604013C.
- 2- E.D. Çakmak., N. Tunçel., B. Sındır., “Assessment of Organ Dose by Direct and Indirect Measurements For A Wide Bore X-Ray Computed Tomography Unit That Used In Radiotherapy”, International Journal of Medical Physics, Clinical Engineering and Radiation Oncology, 2015;4:32-142.
- 3- V. Kaya., M.G. Aksu., A.F. Korcum., B. Özdemir., Y. Çeçen., B. Sındır., M. Genç, “Clinical prognostic factors of adjuvant radiation Therapy for low-grade gliomas: results of 10 years survival”, Int. J. Clin. Exp. Med. 2014;7(5):1336-1343.
- 4-Y. Çeçen., B. Sındır., M.G. Aksu., B.Ş. Özdemir, A.F. Korcum., N. Tunçel., M.N. Yavuz, “Total Body Irradiation Using a Modified Standing Technique: In Vivo Dosimetry with Semiconductor Diodes”, International Journal of Hematology and Oncology, 2013; 23 (1): 43– 48.

Ulusal bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiri kitaplarında basılan bildiriler

- 1- N.İ. Çatan., Y. Çeçen., İ. Karakuş., M. Genç., A. Canbolat., B. Sındır., Ö.T. Çiftlikli., M.N. Yavuz, “Comparison of biological and physical-based optimization algorithms in Head- Neck Cancer that be planned with VMAT technique”, 11th. National Radition Oncology Congress, 2014, Antalya, Turkey.
- 2- İ. Karakuş., B. Sındır., A.F. Korcum., N.İ. Çatan., Z.R. Özge Can., V. Bidari., M.N. Yavuz., “Gantry angular dependent of iba Matrixx ion chamber measurement in patient quality control of application of IMRT for Prostate Cancer”, 11th. National Radition Oncology Congress, April 23-27, 2014, Antalya, Turkey.
- 3- B. Sındır., “Small field evaluation according to profile and percent depth dose”, The meeting for information update, Akdeniz Region Health Physics Experts, Dec.13, 2014, Antalya, Turkey.
- 4- İ. Karakuş., A.F. Korcum., Y. Çeçen., M.G. Aksu., B. Sındır, E. Dünder., et al., “Evaluation of DI and other target volume winding criteria CN, TC, HI in small-field IMRT plans for low- and medium-risk prostate cancer patients”, 11th. National Radition Oncology Congress, April 2014, pp.279-279, Antalya, Turkey.
- 5- V. Kaya., M.G. Aksu., A.F. Korcum., B.Ş. Özdemir., Y. Çeçen., B. Sındır, M. Genç., “Clinical Prognostic Factors and 10-Year Radiotherapy Results in Low Grade Glial Tumors”, 11th. National Radition Oncology Congress, April 23-27, 2014, pp.181-181, Antalya, Turkey.
- 6- B.S. Özdemir., M.G. Aksu., Y. Çeçen., A.F. Korcum., T. Bükülmez., B. Sındır, et al., “T1-2 Curative Radiotherapy in Glottic Laryngeal Cancer”, 11th National Radition Oncology Congress, April 23-27, 2014, pp.164-164, Antalya, Turkey.
- 7- B. Sındır., İ. Karakuş., E. Dünder., V. Bidari., B.S. Özdemir., M.G. Aksu., et al., “Quality control with two-dimensional ion chamber in high dose rate (HDR) brachytherapy”, 14th. National Medical Physics Congress, November 21-24, 2013, pp:226-226, Antalya., Turkey.

8- E. Dünder., B. Sındır., İ. Karakuş., B.Ş. Özdemir., Y. Çeçen., A.F. Korcum., et al., “Comparison of single and two isocentric therapy for breast cancer patients using field in field method.”, 14th. National Medical Physics Congress November, April 2013, pp.262-262 Antalya, Türkiye.

