T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

VARIAN TRUEBEAM LİNEER HIZLANDIRICININ ELEKTRON KONTAMİNASYONUNUN MONTE CARLO YÖNTEMİYLE SİMÜLASYONUNUN YAPILMASI

İSMAİL VOLKAN TEKCAN

MEDİKAL FİZİK TEZLİ YÜKSEK LİSANS PROGRAMI
YÜKSEK LİSANS TEZİ
İZMİR-2015

TEZ KODU: DEU.HSI.MSc/2013970069

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

VARIAN TRUEBEAM LİNEER HIZLANDIRICININ ELEKTRON KONTAMİNASYONUNUN MONTE CARLO YÖNTEMİYLE SİMÜLASYONUNUN YAPILMASI

MEDİKAL FİZİK TEZLİ YÜKSEK LİSANS PROGRAMI
YÜKSEK LİSANS TEZİ
İZMİR-2015

İSMAİL VOLKAN TEKCAN
Danışman Öğretim Üyesi: Yrd. Doç. Dr., Kadir AKGÜNGÖR

TEZ KODU: DEU.HSI.MSc/2013970069

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı, Medikal Fizik Yüksek Lisans Programı öğrencisi İsmail Volkan TEKCAN '*Varian Truebeam* Lineer Hızlandırıcının Elektron Kontaminasyonunun *Monte Carlo* Yöntemiyle Simülasyonunun Yapılması' konulu Yüksek Lisans tezini 15/12/2015 tarihinde başarılı olarak tamamlamıştır.

Yrd. Doç. Dr. Kadir AKGÜNGÖR
BAŞKAN

Prof. Dr. Emel ADA
ÜYE

Prof. Dr. Fadime AKMAN
ÜYE

Prof. Dr. Ayşe Nur DEMİRAL
ÜYE

Yrd. Doç. Dr. Ayşegül YURT
ÜYE

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER i
TABLOLAR DİZİNİ iii
ŞEKİLLER DİZİNİ iv
KISALTMALAR vi
ÖZET viii
ABSTARCT x

1. GİRİŞ VE AMAÇ 1

2. GENEL BİLGİLER 8
2.1. Monte Carlo Yöntemi 8
2.1.1. Tarihsel Gelişim 8
2.1.2.Temel İşleyişi 10
2.2. GEANT4 ve GAMOS Simülasyon Yazılımları 12
2.2.1. GEANT4 Genel İşleyişi 12
2.2.2.GAMOS (GEANT4-based Architecture for Medicine-Oriented Simulation) 14
2.3. Lineer Hızlandırıcılar (LİNAK; Linear Accelerator, Linac) 16
2.3.1. Genel Özellikleri ve Temel Prensibi 16
2.3.2. LİNAK Tedavi Kafası 21
2.3.2.1. X-Işını Hedefi ve Düzleştirici Filtre 21
2.3.2.2. Demet Kolimatörleri 23
2.4. MV X-Işını Demetinin Elektron Kontaminasyonu 24

3. GEREÇ VE YÖNTEM 28
3.1. Araştırmanın Tipi 28
3.2. Araştırmanın Yeri ve Zamanı 28
3.3. Araştırmanın Evreni ve Örneklemi/ Çalışma Grupları 28
3.4. Çalışma Materyali 28
3.4.1. Lineer Hızlandırıcı 28
3.4.2. İyon Odası 30
3.4.3. Su Fantomu 31
3.4.4. Hesaplama Bilgisayarları 31
3.4.5. Simülasyon Yazılımları 31

3.5. Araştırmanın Değişkenleri....32
3.6. Araştırmanın Veri Toplama Araçları....32
3.6.1. Ölçüm Verilerinin Elde Edilmesi....32
3.6.2. Hesaplama Verilerinin Elde Edilmesi....33
3.7. Araştırma Planı ve Takvimi....39
3.8. Verilerin Değerlendirilmesi....40
3.9. Araştırmanın Sınırlılıkları....40
3.10. Etik Kurul Onayı....41

4. BULGULAR....42
4.1. Model Değerlendirilmesi....42
4.2. Kontamine Elektronların % Yüzey Dozları ve % Akıları....49

5. TARTIŞMA VE SONUÇ....56
6. KAYNAKLAR....61
EK-1: ÖZGEÇMİŞ....69
EK-2: ETİK KURUL ONAYI....72

TABLOLAR DİZİNİ

Sayfa No

Tablo 1 Farklı enerji ve farklı SSD'lerde % dozun derinlikle değişimi **.....25**

Tablo 2 Yüzey dozunun ve doz maksimumun elektron kontaminasyon bileşenleri **.....27**

Tablo 3 PDD hesaplamalarındaki % istatistiksel hatalar **.....42**

Tablo 4 Demet profili hesaplamalarındaki % istatistiksel hatalar **.....42**

Tablo 5 Bütün voksellerdeki ortalama kontamine elektron % yüzey dozu **.....49**

Tablo 6 Bütün voksellerdeki ortalama kontamine elektron % akı miktarı **.....50**

Tablo 7 % 90 ve üzeri doz alan voksellerdeki ortalama kontamine elektron % yüzey dozu **.....50**

Tablo 8 % 90 ve üzeri doz alan voksellerdeki ortalama kontamine elektron % akı miktarı **.....50**

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa No

Şekil 1 Radyasyonun sınıflandırılması **.....3**

Şekil 2 Delta-ray'in şematik gösterimi **.....4**

Şekil 3 Buffon'un iğne probleminin 50 iğne kullanılarak bilgisayar ile simülasyonu, L/d =3/4, bir iğnenin bir çizgi ile kesişme olasılığı, p=(2/π) x (3/4) ≈ ½ **.....9**

Şekil 4 GAMOS mantıksal yapısı **.....15**

Şekil 5 Hızlandırıcı dalga kılavuzu **.....16**

Şekil 6 Tipik bir Medikal lineer hızlandırıcının blok diyagramı **.....17**

Şekil 7 *Magnetronun* yapısı **.....19**

Şekil 8 *Pulsed Klystron Amplifier'*ın şematik gösterimi **.....21**

Şekil 9 LİNAK tedavi kafası bileşenleri **.....22**

Şekil 10 Filtresiz (a) ve filtreli (b) X-ışını demet profilleri **.....23**

Şekil 11 *Varian Truebeam-STx* LİNAK **.....29**

Şekil 12 *PTW* 31010 *Semiflex* iyon odası **.....30**

Şekil 13 *PTW MP3* su fantomu **.....31**

Şekil 14 SSD=100 cm'de modellenen fantom geometrisi **.....33**

Şekil 15 (A) Demet merkezinde bulunan PDD detektörü, ve (B) voksellenmiş hali **.....34**

Şekil 16 (A) Demet merkezinde bulunan demet profili detektörü, ve (B) voksellenmiş hali **.....35**

Şekil 17 Geometrik model ve yüzeyi voksellenmiş fantomun **.....36**

Şekil 18 6MV foton demetinin PDD'sinin, 4x4, 10x10, 20x20 ve 30x30 cm^2 alan boyutlarında MC hesaplamaları ve deneysel ölçümleri **.....44**

Şekil 19 6MV-FFF foton demetinin PDD'sinin, 4x4, 10x10, 20x20 ve 30x30 cm^2 alan boyutlarında MC hesaplamaları ve deneysel ölçümleri **.....44**

Şekil 20 6MV foton demetinin demet profilinin, 4x4, 10x10, 20x20 ve 30x30 cm^2 alan boyutlarında MC hesaplamaları ve deneysel ölçümleri **.....45**

Şekil 21 6MV-FFF foton demetinin demet profilinin, 4x4, 10x10, 20x20 ve 30x30 cm^2 alan boyutlarında MC hesaplamaları ve deneysel ölçümleri **.....45**

Şekil 22 10MV foton demetinin PDD'sinin, 4x4, 10x10, 20x20 ve 30x30 cm^2 alan boyutlarında MC hesaplamaları ve deneysel ölçümleri **.....46**

Şekil 23 10MV-FFF foton demetinin PDD‘sinin, 4x4, 10x10, 20x20 ve 30x30 cm^2 alan boyutlarında MC hesaplamaları ve deneysel ölçümleri **.....46**
Şekil 24 10MV foton demetinin demet profilinin, 4x4, 10x10, 20x20 ve 30x30 cm^2 alan boyutlarında MC hesaplamaları ve deneysel ölçümleri **.....47**
Şekil 25 10MV-FFF foton demetinin demet profilinin, 4x4, 10x10, 20x20 ve 30x30 cm^2 alan boyutlarında MC hesaplamaları ve deneysel ölçümleri **.....47**
Şekil 26 15MV foton demetinin PDD‘sinin, 4x4, 10x10, 20x20 ve 30x30 cm^2 alan boyutlarında MC hesaplamaları ve deneysel ölçümleri **.....48**
Şekil 27 15MV foton demetinin demet profilinin, 4x4, 10x10, 20x20 ve 30x30 cm^2 alan boyutlarında MC hesaplamaları ve deneysel ölçümleri **.....48**
Şekil 28 6MV foton demetinin elektron kontaminasyonunun farklı alanlarda doz dağılımı **.....51**
Şekil 29 10MV foton demetinin elektron kontaminasyonunun farklı alanlarda doz dağılımı **.....51**
Şekil 30 15MV foton demetinin elektron kontaminasyonunun farklı alanlarda doz dağılımı **.....52**
Şekil 31 6MV-FFF foton demetinin elektron kontaminasyonunun farklı alanlarda doz dağılımı **52**
Şekil 32 10MV-FFF foton demetinin elektron kontaminasyonunun farklı alanlarda doz dağılımı **.....53**
Şekil 33 6MV foton demetinin elektron kontaminasyonunun farklı alanlarda akı dağılımı **.....53**
Şekil 34 10MV foton demetinin elektron kontaminasyonunun farklı alanlarda akı dağılımı **.....54**
Şekil 35 15MV foton demetinin elektron kontaminasyonunun farklı alanlarda akı dağılımı **.....54**
Şekil 36 6MV-FFF foton demetinin elektron kontaminasyonunun farklı alanlarda akı dağılımı **.55**
Şekil 37 10MV-FFF foton demetinin elektron kontaminasyonunun farklı alanlarda akı dağılımı **.....55**

Kısaltmalar

As Low As Reasonably Achievable (ALARA)

Flattening Filter Free (FFF)

Monte Carlo (MC)

Percentage Depth Dose (PDD)

Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT)

Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT)

GEANT4 based Architecture for Medicine Oriented Simulation (GAMOS)

Linear Accelerator (linac; LİNAK)

Multi-Leaf Collimators (MLC)

Mega Volt (MV)

Kilo Volt (kV)

TEŞEKKÜR

Lisans öğrenimimden itibaren bilgi ve tecrübesiyle her zaman yanımda olan ve desteklerini esirgemeyen tez danışmanım ve değerli hocam Sayın Yrd. Doç. Dr. Kadir AKGÜNGÖR'e teşekkürlerimi sunarım.

Ayrıca yüksek lisans öğrenimim boyunca her türlü desteği ve olanağı sağlayan Sayın Prof. Dr. Fadime AKMAN'a en içten teşekkürlerimi sunarım.

Akademik deneyimlerini benimle paylaşıp, gerek tezimde gerekse diğer çalışmalarda elinden gelen yardımları sağlayan Sayın Doç. Dr. Asghar MESBAHI'ye çok teşekkür ederim.

Başta Medikal Fizik Anabilim Dalı Başkanı Prof. Dr. Emel ADA'ya, Prof. Dr. Ayşe Nur DEMİRAL'a, Yrd. Doç. Dr. Ayşegül Yurt'a, ilgi ve alakalarından dolayı teşekkürlerimi sunarım.

Tezin verilerinin elde edilmesi sırasında tecrübelerini paylaşan ve her konuda yardım eden değerli arkadaşım Doğukan AKÇAY'a teşekkür ederim.

Son olarak, hayatım boyunca güvenlerini ve desteklerini her zaman hissettiren sevgili aileme çok teşekkür ederim.

TRUEBEAM LİNEER HIZLANDIRICININ ELEKTRON KONTAMİNASYONUNUN *MONTE CARLO* YÖNTEMİYLE SİMÜLASYONUNUN YAPILMASI

İsmail Volkan TEKCAN, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İZMİR
Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Medikal Fizik Anabilim Dalı, Narlıdere-İZMİR

ÖZET

Bu çalışmada Dokuz Eylül Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda bulunan Varian Truebeam lineer hızlandırıcı için megavolt (MV) foton demetlerinde oluşan elektron kontaminasyonunun ortalama % yüzey doz dağılımı ve ortalama % akı dağılımının Monte Carlo simülasyon yöntemiyle hesaplanması amaçlanmıştır.

Bu amaç doğrultusunda öncelikle GEANT4 tabanlı çalışan GAMOS simülasyon yazılımında lineer hızlandırıcı geometrik olarak modellenmiştir. Modelin geçerliliğini test etmek amacıyla SSD=100 cm mesafede 4x4, 10x10, 20x20 ve 30x30 cm^2 alan boyutlarında, 6MV, 6MV-FFF, 10MV, 10MV-FFF, 15MV enerjili foton demetleri için PDD ve demet profilleri hesaplanmıştır. Bu hesaplamalar ölçümlerle karşılaştırılıp modelin geçerliliği değerlendirilmiştir. Daha sonra, modelin değerlendirildiği her alan boyutunda ve foton enerjisinde % yüzey doz dağılımı ve % akı dağılımı x-y düzleminde iki boyutlu olarak Monte Carlo simülasyon yöntemiyle hesaplanmıştır. Ayrıca elde edilen sonuçlar literatürde daha önceden yapılan araştırmaların sonuçlarıyla karşılaştırılmıştır.

Model değerlendirilmesi için yapılan işlemler sonucunda standart sapmalar, ölçülen ve hesaplan PDD değerleri arasında ortalama % 0.2, ölçülen ve hesaplanan demet profilleri arasında ise ortalama % 0.1 olarak hesaplanmıştır. Öte yandan, tüm voksellerdeki kontamine elektronların % yüzey dozları ve % akı miktarları sırasıyla % 0.01'in altında ve % 0.01 - % 0.3 aralığında bulunmuştur.

Bu çalışmanın sonucunda elde edilen ikincil elektronların oluşturduğu ortalama % yüzey dozu ve akı miktarları enerji, alan boyutu ve düzleştirici filtrenin kullanımı açısından incelenmiştir. Hesaplanan doz ve akı dağılımları toplam doz ve toplam parçacık akısına rölatif değerlerden oluşmaktadır. Oluşan kontaminasyon elektronlarının % yüzey dozuna katkı sağladıkları görülmüş olup, bu elektronların yüzeydeki akı dağılımları da elde edilmiştir.

Anahtar Sözcükler: Elektron kontaminasyonu, Monte Carlo Simülasyonu, LİNAK

SIMULATION OF ELECTRON CONTAMINATION OF THE VARIAN TRUEBEAM LINEAR ACCELERATOR USING MONTE CARLO METHOD

ABSTRACT

In this study, calculation of mean % surface dose distribution and mean % flux distribution of electron contamination that occurs in the megavoltage photon beams has been proposed using Monte Carlo simulation method for the Varian Truebeam linear accelerator which is available in Radiation Oncology Department of Dokuz Eylul University.

At first, in accordance with this purpose the linear accelerator was modelled using the GEANT4-based GAMOS simulation software. To test the model validation, PDDs and beam profiles were calculated for 6MV, 6MV-FFF, 10MV, 10MV-FFF, 15MV photon beams at the distance of SSD=100 cm and at the field sizes of 4x4, 10x10, 20x20, 30x30 cm^2. All these calculations compared with measurements and the model validation was evaluated. And then, at the every field sizes and photon beam energies, in which the model were evaluated, % surface dose distribution and % flux distribution of electron contamination was calculated with Monte Carlo simulation method on the x-y plane two-dimensionally. And, obtained results were compared with previous researches.

At the end of the processes that were for model validation, the calculated average standard deviations were 0.2 % and 0.1 % which were between calculated and measured PDDs, and beam profiles respectively. On the other hand, % surface doses and % flux of the contaminant electrons were found under the % 0.01 and the range of % 0.01 - % 0.3, respectively.

Percentage surface dose distribution and percentage flux distribution of the secondary electron contamination that was achieved at the end of this study were investigated in terms of dependence of the energy, field size and usage of flattening filter. The calculated dose and flux

distributions consisted of relative values to the total dose and total number of particles. At this study, it was seem that contamination electrons contributed to the % surface dose, and also in the study, their surface flux distribution was determined.

Keywords: Electron Contamination, Monte Carlo Simulation, Linac

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Son elli yıl içinde hızlanan teknolojik ve bilimsel gelişmeler, doğal ve yapay radyasyon kaynaklarının kontrollü kullanımı, radyasyonla tedavi ve tıbbi görüntüleme tekniklerinin uygulanması ve geliştirilmesi gibi konuları içeren medikal fizik alanında da önemli ilerlemelerin yaşanmasını sağlamıştır. Bu ilerlemelerin önemli getirilerinden biri de araştırma ve geliştirme çalışmalarına daha fazla ihtiyaç duyan ve daha detaylı incelenmesi gereken yeni konuların ortaya çıkması olmuştur.

Ancak, medikal fizik araştırmalarının genel bir sorunu olarak yüksek bütçe desteğine ihtiyaç duyması çalışmalar için olumsuz bir durum oluşturmaktadır. Fakat gelişen teknolojinin önemli bir başka getirisi ise bu tip engelleri aşacak bir olanak sağlamaktadır. Bu olanak, bilgisayar ortamında, tamamen yazılımsal ve matematiksel hesaplamalara dayanan simülasyon tekniklerinin çalışmalarda uygulanmasıdır. Oldukça yaygın olarak kullanılan simülasyon programları, medikal fizik araştırmalarının düşük bütçede yapılmalarına imkan tanımaktadır.

En genel anlamda, bir ortamın, bir parçacığın veya bir nesne geometrisinin simülasyonu bu ortamın, parçacığın veya nesne geometrisinin ilgili programlar yardımıyla matematiksel modellenmesidir. Radyoterapi araştırmaları için doğru doz dağılımlarını hesaplama becerisinden dolayı, radyasyon aktarımı simülasyonunda MC teknikleri medikal fizikte oldukça önemli bir rol oynamaktadır [1, 55, 16]. Medikal fizikte gittikçe popüler hale gelen MC paketlerinden biri olan GEANT4/GAMOS (*GEANT4 based Architecture for Medicine Oriented Simulation*) [4, 5, 15], nesne yönelimli, farklı bilim dallarında da uygulamaları olan (nükleer fizik, astrofizik, yüksek enerji fiziği) bir simülasyon aracıdır. Günümüzde, GEANT4/GAMOS kullanılarak geliştirilmiş oldukça fazla medikal fizik uygulamaları vardır. Bunların bazılarına (programın yüklenmesiyle gelen örnekler) kullanıcılar ücretsiz olarak erişebilmektedirler. Bu örnekler, medikal lineer hızlandırıcı (LİNAK, "Linear Accelerator (linac)") hadron terapi ve brakiterapi, gama terapi, DICOM dosya *import* arayüzü, iyon odasında monoenerjik fotonların doz dağılımının hesaplanması ve insan fantomu uygulamalarının simülasyonlarını içermektedir. Ayrıca, radyoterapide kullanılan ve bu çalışmanın da bir parçası olan medikal LİNAK'ların tedavi kafası

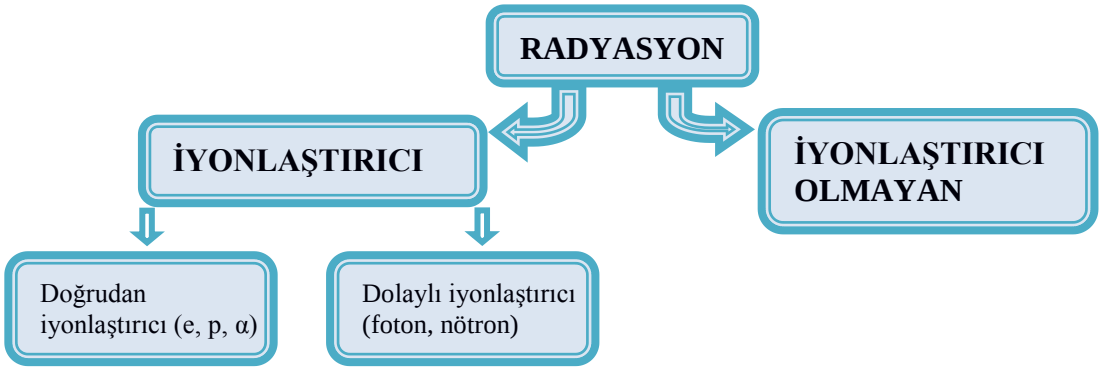
bileşenlerinin karmaşık geometrilerinin çok detaylı olarak simülasyonunun, doğrudan doz dağılım hesaplarını etkilediği rapor edilmiş olup [22, 63], IMRT (*Intensity Modulated Radiation Therapy*) kullanımı için hızlandırıcının tedavi kafasının simülasyonu [23], *Leksell Gamma Knife* simülasyonu [57], Siemens tarafından geliştirilen MLC (*Multi-Leaf Collimators*)'lerin simülasyonu [62], proton terapi planlama simülasyonu [9, 17. 18. 55], ve PET/BT genel amaçlı simülasyon platformunun simülasyonu [63] gibi farklı uygulamalar da bulunmaktadır.

GEANT4/GAMOS, karmaşık geometrilerin oluşturulmasındaki esnekliğinden dolayı, özellikle medikal fizik uygulamaları için önemli bir yere sahiptir [65]. Bu çalışmada, medikal araştırmalarda yaygın olarak kullanılan ve *Monte Carlo* (MC) metoduna dayanan açık kaynak kodlu GEANT4 tabanlı çalışan GAMOS simülasyon yazılımları kullanılmıştır.

Radyoterapinin birincil amacı hastalıklı (kanserli) bir doku hacminin (hedef) etrafını saran normal dokuya mümkün olan en az zarar verilirken, hedefin öldürücü bir radyasyon dozuna maruz bırakılmasıdır. Bu yüzden tedavi normal doku toleransıyla sınırlanmaktadır [66].

Malign bir tümör lokalize olduğunda, cerrahi eksizyon veya radyasyon terapi gibi lokal bir tedavi belirlenir. Eğer tümör erişilemez mesafedeyse veya hayati bir anatomik yapıya önemli ölçüde yakınsa, cerrahi iyi bir seçenek olmayabilir ve böyle bir durumda radyasyon terapinin daha tercih edilebilir bir yaklaşım olduğu bildirilmektedir. Radyasyon genel olarak hücreler arası materyalde DNA zincirinde kırıklar meydana getirip hücrenin üreme kabiliyetini kaybetmesine sebep olan serbest radikaller oluşturarak hücrelerde ölümcül hasarlara neden olmaktadır. Buna dayanarak daha yüksek dozlarda, bu durumun gerçekleşme olasılığı artmaktadır. Ancak, aşırı agresif cerrahiyle veya yüksek dozda radyasyon kullanılarak bir kanserin yok edilme olasılığı artarken, bu durumun kabul edilemez morbiditeye sebep olduğu rapor edilmektedir. Radyasyon terapi teknolojisinin geliştirilmesi için motivasyonun büyük bir kısmı bu morbidite olasılığının azaltılmasından doğmaktadır [27].

Temelde, radyasyon iyonlaştırıcı (iyonizan) ve iyonlaştırıcı olmayan (non-iyonizan) radyasyon olmak üzere iki ana gruba ayrılmaktadır (Şekil 1). Radyasyonun bu özelliğini belirleyen radyasyonun enerjisi olup, radyoterapide tedavi amacıyla kullanılan radyasyonlar iyonlaştırıcı özelliğe sahip olanlardır.



Şekil 1 Radyasyonun sınıflandırılması

İyonlaştırıcı radyasyon parçacık karakteristiğine ve dolayısıyla *Coulomb* etkileşimi yapıp yapmamasına bağlı olarak doğrudan veya dolaylı iyonlaştırma özelliğine sahiptir. Doğrudan iyonlaştırıcı radyasyon elektron, proton, alfa ve ağır iyonlar olup karakteristik açıdan yüklü parçacıklardır ve etkileşime girdikleri ortamdaki orbital elektronlarıyla doğrudan *Coulomb* etkileşimleri yaparak enerjilerini bu ortama aktarırlar. Yörüngedeki atomik elektronlarla *Coulomb* etkileşimleri yüklü parçacıkların etkileşimde bulundukları ortamda enerjilerini kaybetmelerinin temel prensibidir. Yüklü bir parçacık etkileştiği ortamda etkileşim yolu boyunca uyarma ve iyonlaştırma izleri oluşturur. En son etkileşimle salınan elektron kendine ait ikincil bir iz oluşturacak enerjiye sahipse bu elektronlar *delta-ray (δ-ray)* (Şekil 2) olarak adlandırılır. Dolaylı iyonlaştırıcı radyasyon fotonlar (x-ışını ve gama ışını) ve nötronlar olup, karakteristik açıdan yüksüzdürler ve etkileştikleri ortamda enerjilerini iki adımda aktarırlar; ilk adımda enerjilerini bulundukları ortamdaki yüklü parçacıklara (doğrudan iyonlaştırıcı) aktarırlar ve ikinci adımda ise bu yüklü parçacıklar kazanmış oldukları bu enerjiyi *Coulomb* etkileşimleriyle ortama aktarmaktadırlar. Bu sebeple, birincil radyasyon bir foton demeti olsa dahi, biyolojik

etkiyi yaratan ikincil radyasyon olarak bilinen yüklü parçacıklar, radyasyonun tıbbi kullanımının temelini oluşturmaktadır. Ancak, doğrudan ve dolaylı iyonlaştırıcı radyasyon gruplarının her ikisi de tedavi amacıyla kullanılmaktadır [10, 35, 47, 53, 54].



[1]Şekil 2 Delta-ray'in şematik gösterimi

Radyoterapide radyasyonun kullanılış şekline göre iki temel yaklaşım bulunmaktadır. Bunlar *brakiterapi* ve *external* demet radyoterapisi (*teleterapi*) olarak adlandırılırlar. *Brakiterapi* tekniği fiziksel olarak küçük ancak radyoaktivitesi oldukça yüksek bir kaynağın hastalıklı dokunun yerel olarak ışınlanmasını sağlamak için doğrudan hasta içine konulmasına dayanmaktadır. *Brakiterapi* yaklaşımında radyasyon kaynağı doğrudan hedef hacminin içerisine (intrakaviter veya interstisyel) veya hedefin üzerine (yüzey kalıbı veya intraoperatif radyoterapi) konuşlandırılır. Ayrıca bu yaklaşım çok kesin bir dozimetri ve kaynak pozisyonun çok dikkatli kontrol edilmesine ihtiyaç duymaktadır [47, 62].

[1]Nahum A, Interactıons of Charged Partıcles with Matter, In: Mayles P, Nahum A, Rosenwald JC, ed. Handbook of Radiotherapy Physics: Theory and Practice, 1st edition, USA, CRC Press, 2007; 36-38

External demet radyoterapi yaklaşımında ise radyasyon kaynağı, dışardan bir foton demetiyle ışınlanan hastanın içindeki hedeften ve hastadan belirli bir mesafede bulunmaktadır. Çoğu *external* demet radyoterapisinde foton demeti kullanılırken, bazı durumlarda elektron demeti ve nadir olarak da bazı merkezlerde protonlar, ağır iyonlar veya nötronlar kullanılmaktadır. *External* foton demetleri aynı fiziksel parametrelerle karakterize edilmelerine rağmen temelde meydana geliş durumlarına göre iki farklı gruba ayrılmaktadır. Radyoaktif bir çekirdek tarafından üretilen foton demeti γ-ışınları olarak adlandırılırken, bir hedefe hızlı elektronların çarptırılmasıyla (çarpışan taneciklerin elektromanyetik alanları arasındaki *Coulomb* etkileşimleri) meydana gelen foton demeti X-ışınları adını almaktadır. Bu şekilde elde edilen X-ışınları *bremsstrahlung* fotonları ve karakteristik fotonlardan oluşmaktadır. X-ışını radyasyonu bir X-ışını tüpünde (*superficial* veya ortovolt X-ışınları) veya bir LİNAK'da (Megavolt X-ışınları) üretilebilmektedir. Günümüzde radyoterapi kliniklerinde genellikle LİNAK'lar kullanılmaktadır [47, 54].

Son yıllarda medikal lineer parçacık hızlandırıcılar (linac: linear accelaretor) iyonlaştırıcı radyasyon ile kanser tedavisinde yaygın olarak kullanılan cihazlar olmuşlardır. Yüksek enerji fiziği araştırmalarında kullanılan hızlandırıcıların aksine medikal LİNAK'lar eşmerkezli (izosantrik) olarak monte edilen ve böylece çeşitli yönlerden hastaya radyasyon demetini gönderebilmeye imkân tanıyan daha karmaşık makinalardır [53].

LİNAK, elektron gibi yüklü parçacıkları hızlandırmak için lineer bir tüp vasıtasıyla yüksek frekanslı elektromanyetik dalgalar kullanan ve elektronlara böylece yüksek enerjiler kazandıran bir cihazdır. LİNAK kullanılarak bu şekilde hızlandırılan bir elektron demetinin kendisi yüzeysel tümörler için doğrudan kullanıldığı gibi, bu demet yüzeyden daha derinlerde bulunan tümörlerin tedavisi için megavolt (MV) X-ışını üretebilmek amacıyla bir hedefe çarptırılarak da kullanılmaktadır. Medikal bir LİNAK en genel anlamda, *magnetron* veya *klystron,* X-ışını hedefi, saçıcı folyo, kolimatörler, *jawlar*, düzleştirici filtre, iyon odası ve ışık sitemi gibi bileşenleri içeren tedavi kafası, *gantry*, hasta tedavi masası ve bir kontrol konsolu bileşenlerini içermektedir. *Magnetron* veya *klystron* elektronların hızlandırılmasında kullanılan mikrodalgaların üretildiği

veya frekanslarının arttırıldığı bileşenlerdir ve bir LİNAK'ta ikisinden biri mevcuttur. Diğer bileşenler ise hastaya yönlendirilecek olan radyasyonun üretilmesinde, kolime edilmesinde, şekillendirilmesinde ve ölçülmesinde kullanılmaktadırlar [35].

Bir hasta MV enerjili foton demetiyle ışınlandığında bu hastanın cilt dozunun daha derinde bulunan dokularda oluşan maksimum dozdan önemli ölçüde daha az olması beklenmektedir. Cilt yüzeyinde veya cilt yüzeyinin çok yakınında maksimum iyonizasyon bölgesi oluşturan düşük enerjili X-ışını demetlerinin (*superficial* veya ortovolt X-ışınları) aksine, MV enerjili foton demetleri derinlikle değişen bir başlangıç elektronik *buildup*'ı oluştururlar. Bu *build-up* bölgesi yüzey ile maksimum dozun oluştuğu derinlik arasında kalan bölge olarak tanımlanmaktadır. Sonuç olarak yüzey dozu belli bir derinlikte oluşan maksimum dozdan daha düşüktür. Ayrıca MV enerjili foton demetinin kullanıldığı durumlarda, yüzey dozu demetin enerjisine ve alan boyutlarına bağlıdır. Bu sebeple belirli bir alan boyutu için, daha yüksek enerjilerde maksimum doz derinliği artarken (daha derin noktalara doğru), cilt dozu azalmaktadır. Maksimum doz ile karşılaştırıldığında ciltte bu şekilde sağlanan düşük doz durumu *skin sparing* etkisi olarak adlandırılır ve bu etki derinlerde bulunan tümörlerin tedavisinde MV enerjili foton demetlerinin düşük enerjili foton demetlerine göre sahip olduğu en önemli avantajdır [35, 54].

Skin sparing etkisi MV foton demetlerinin en çok arzulanan özelliğidir. Ancak bu etki hastaya yönlendirilen foton demetinin ikincil elektronlarla kontamine olması durumunda azalabilmekte hatta tamamen ortadan kalkabilmektedir. Bir MV enerjili foton demetinin *build-up* bölgesindeki doz, başlangıçta elektronların çarptırıldığı X-ışını hedefinde oluşturulan birincil fotonlardan, tedavi kafasından saçılan fotonlardan, tedavi kafası ve tedavi kafasıyla hasta cildi arasında bulunan havada oluşan ikincil elektronlardan gelen katkılarından oluşmaktadır. Bu şekilde bir LİNAK'ın tedavi kafasındaki bileşenlerden ve cihazın tedavi kafasıyla hasta cildi arasında bulunan havada MV enerjili X-ışınlarının oluşturduğu ikincil elektronlara *kontaminasyon elektronları* denilmektedir. LİNAK tedavi kafasındaki birçok bileşen ve tedavi kafasıyla hasta cildi arasındaki hava, kontaminasyon elektronu kaynağı gibi davranmaktadır. Kontaminasyon elektronlarının varlığı ise *build-up* bölgesindeki dozu arttırarak, MV foton

demetinin en önemli özelliği olan *skin sparing* etkisini olumsuz yönde etkileyip cilt dozunun artmasına neden olmaktadır [35, 29, 39, 42].

Literatürde elektron kontaminasyonunu belirleyebilmek için üç farklı yöntem tanımlanmaktadır. Bu yöntemler, bir mıknatıs ve/veya helyum torbası ile doğrudan ölçüm yöntemi, analitik yöntemlere dayanan alan boyutuyla yüzde derin doz (*Percentage Depth Dose*; PDD) değişimlerinin hesaplanması yöntemi ve MC simülasyonları ile hesaplama yöntemidir [41]. Bu çalışmada MC simülasyonu ile hesaplamalar kullanılmıştır.

MC simülasyon yöntemi tabanlı GAMOS yazılımında gerçekleştirilen çalışmada, öncelikle radyoterapide kanser tedavisinde kullanılan lineer hızlandırıcının tedavi kafasının geometrisi ve ışınlanacak olan fantomun geometrisi gerçek ölçütlerine göre tasarlanmıştır. Daha sonra bu tasarıma tedavide kullanılan radyasyonla özdeş radyasyon tanımlaması yapılmış olup, uygun fizik ortamlarının da atanmasıyla simülasyon yapılmıştır. Çalışmanın sonraki adımında simülasyonda farklı enerjilerde ve farklı alan boyutlarında üretilen X-ışınlarının tedavi kafasında ve cihazın tedavi kafası ile fantom yüzeyi (hasta cildi) arasındaki hava bölgesinde oluşturdukları elektronların (elektron kontaminasyonu) fantom yüzeyinde oluşan radyasyon dozuna katkıları ve oluşan kontamine elektronların akısı hesaplanıp elde edilen sonuçlar incelenmiştir. Bu çalışma ile birlikte hastanın cilt dozunun artmasına neden olan elektron kontaminasyonu kaynakları ve bu kaynakların ağırlıkları tanımlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

Bu çalışmada LİNAK'ın geometrik modellenmesi ve simülasyon hesaplamaları, Monte Carlo simülasyon tekniğinin kullanıldığı, C++ programlama dilinde oluşturulmuş olan ve GEANT4 tabanlı çalışan GAMOS simülasyon yazılımında gerçekleştirilmiştir. Bu sebepten dolayı bu bölümde, Monte Carlo yöntemi, GEANT4/GAMOS yazılımları ve LİNAK'ların genel yapısı ile ilgili bilgiler yer almaktadır.

2.1. Monte Carlo Yöntemi

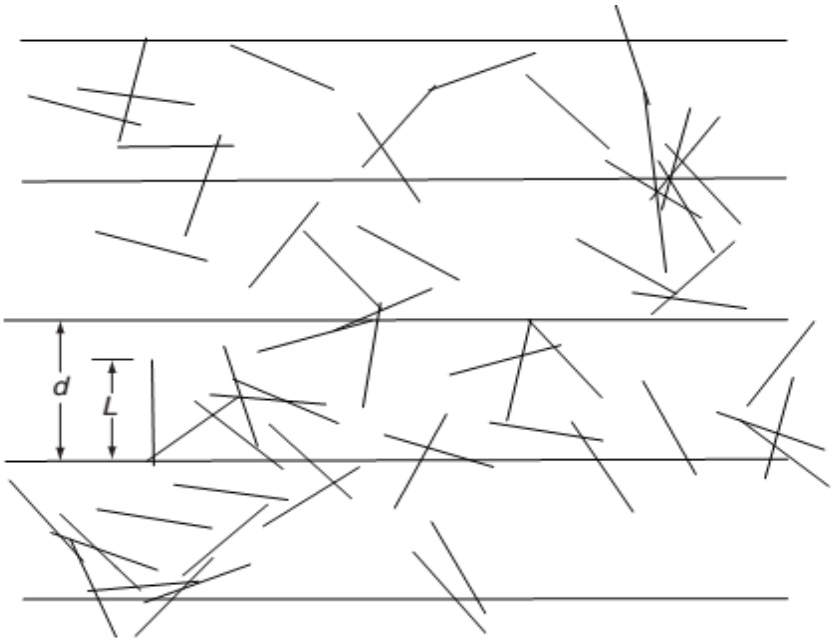
2.1.1. Tarihsel Gelişimi

MC yöntemine ilk referans olarak genellikle, hesap makinalarının kullanımından önce (1777), çizilmiş bir kâğıda atılan bir iğnenin olasılığını değerlendirmek için MC benzeri bir yöntem amaçlayan *Comte de Buffon* gösterilmektedir [47]. *Buffon* aralarındaki mesafe d olacak şekilde üzerine paralel doğruların çizildiği kâğıda rastlantısal olarak atılan L uzunluğundaki bir iğnenin çizgilerle kesişme olasılığını Denklem 1 ile hesaplamıştır. Bu hesaplamanın bilgisayar kullanılarak yapılan simülasyonu [1]Şekil 3'de gösterilmektedir.

$$p = \frac{2L}{\pi d}, (d > L) \tag{1}$$

Bu hesaplamadan çok sonra Laplace 1886 yılında bu işlemin π değerinin belirlenmesinde kullanılabileceğini önermiştir. 1930'larda *Enrico Fermi* günümüzde MC hesaplamaları olarak adlandırılan bazı nümerik deneyler yapmıştır. O günlerde yeni keşfedilen nötronun davranışı üzerine çalışmış ve yüksüz bir parçacığın yoğun maddeyle etkileşiminin örneklem deneylerini gerçekleştirmiştir. Daha sonraları ise MC tekniğinin ilk olarak 1940lı yıllarda Los Alamos'da nükleer silah geliştirme üzerine yapılan bilimsel çalışmalarda kullanıldığı bildirilmektedir [31]. Ayrıca modern MC çağının termonükleer silahların geliştirme aşamalarının başlangıcında *von Neumann, Ulam, Fermi* ve *Metropolis* tarafından başlatıldığı ve *Monte Carlo* isminin ilk onlar tarafından kullanıldığı belirtilmektedir [11]. İkinci Dünya Savaşı süresince bu bilim insanlarının

yaptıkları çalışmalar ve modern dijital bilgisayarların kullanılmaya başlanmasıyla birlikte MC tekniğinin gelişmesi hızlanmıştır. 1940'ların sonuyla 1950'lerin başında MC tekniğine olan ilgi artmış olup, bu yeni yöntemi ve onun istatistiksel mekanik, radyasyon aktarım ve ekonomik modelleme gibi birçok alandaki problemlerin çözümünde nasıl kullanıldığını tanımlayan makaleler ortaya çıkmıştır [21, 30, 45].



[1]Şekil 3 Buffon'un iğne probleminin 50 iğne kullanılarak bilgisayar ile simülasyonu, L/d =3/4, bir iğnenin bir çizgi ile kesişme olasılığı, p=(2/π) x (3/4) ≈ ½

[1] Bielajew A, The Monte Carlo Simulation of Radiation Transport, In: Mayles P, Nahum A, Rosenwald JC. Handbook of Radiotherapy Physics: Theory and Practice, 1St edition, USA, CRC Press, 2007; 75-8

2.1.2. Temel İşleyişi

MC yöntemi, radyoterapi ve *dozimetrideki* radyasyon aktarım problemlerine uygulandığında, elektron-atom ve foton-atom etkileşimlerinin mikroskobik temel fiziksel kanunlarını uygulayan *Boltzman* aktarım eşitliğine nümerik bir çözüm sağlamaktadır. MC simülasyon yöntemi, hali hazırdaki fiziksel kurallar içinde (saçılma ve soğrulma) istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde parçacık izleri üretmektedir. Radyasyon alanlarının makroskobik özellikleri (uzayda verilen bir hacimde gelen foton başına ortalama iz uzunluğu) her parçacığın kendi simülasyonunu veya geçmişini ortalama olarak hesaplanmaktadır.

MC yöntemi, bilimsel bir hesaplamada rastgele sayıların kullanılması anlamına gelmektedir. Daha doğru bir ifadeyle rastgele sayılar kullanılarak, rastgele olmayan bir durumun (olasılığın) hesaplanması anlamını taşımaktadır. Bir MC hesaplaması en temel anlamda nümerik olarak stokastik yani tamamen rastlantısal olaylara ve bunların olasılıklarına dayanan bir işlemdir. Rastlantısal (rastgele) bir olay, olma şansına sahip bir olaydır ve bu olayın olma olasılığı sahip olduğu gerçekleşme şansının bir ölçüsüdür [28].

Olaylar temel ve karmaşık olmak üzere iki gruba ayrılabilir. Temel olaylar daha basit olarak analiz edilemeyenler olup, madeni bir paranın yazı veya tura gelmesi ve bir zar atıldığında üste gelebilecek rakamlar temel olaylara örnek olarak gösterilebilir. Karmaşık olaylar ise birden fazla temel olayla tanımlananlardır ve madeni bir paranın iki kez atılması karmaşık bir olaydır. Ayrık rastgele sonuçların sayılabilir bir setiyle verilen bir temel olayın her biri $P(e_k)$ olma olasılığına sahip olası $e_1,e_2...e_n$… sonuçlarıyla ilişkilidir. Bir ‘e’ olayının olma olasılığı P(e) ile gösterilmektedir. Olasılık 0 ve 1 arasında değer alan bir sayı olup, 0 olayın asla olmayacağını 1 ise olayın kesin olacağını ifade etmektedir. Bu doğrultuda, 1’e yakın değerler daha yüksek şansı göstermektedir [28, 31].

Çoğu durumda rastgele bir olayın sonucu nümerik değerlere aktarılabilmesine rağmen, bazı durumlarda bu mümkün olmayabilir. Yani bir olayın olasılığı her zaman tanımlanabilirken rastgele olayların her bir sonucuna bir sayı atamak mümkün veya kullanışlı olmayabilir. Örneğin bir foton bir atomla etkileştiğinde foton saçılabilir veya atomda başka değişimlere (uyarılma,

iyonlaşma) sebep olabilir. Bu durumda bu alternatif değişim sonuçlarına sayı atamak kullanışlı değildir. Ancak 'e_i' her temel sonucunun bir 'x_i' gibi gerçek bir sayıyla ilişkilendirildiği varsayılırsa; olası $x_1,x_2,x_3\ldots$ değerlerinden rastlantısal olarak seçilen bir X değerine *rastgele değişken* denir. Bu şekilde seçilen x_i değerinin olasılığı pi $=P\{X=x_i\}$ ile verilmektedir. Bu rastgele değişkenin Denklem 2 ile hesaplanan ortalama değerine *beklenen değer* denilmektedir ve genelde $\langle x \rangle$ ile gösterilmektedir [31].

$$E(X) = \bar{X}_n = \frac{1}{n}\sum_i^n X_i = \mu \tag{2}$$

Burada $\bar{X}_n \xrightarrow{p} \mu$ ve $n \to \infty$, $\sigma_x^2 \to 0$ limitleri bulunmaktadır.

MC yöntemi Denklem 2 ile gösterilen ve örnek sayısı arttıkça istatistiğin ilgili parametreye yaklaşacağını ifade eden büyük sayıların güçlü kanununa dayanmaktadır (*Strong Law of Large Numbers*) [11, 31].

X rastgele değişkenlerinin belirli bir dağılımından seçilmiş n tane, e_n temel sonuçlarıyla ilişkilendirilmiş $X_{1,1}$ $X_{1,2}$ $X_{1,3}\ldots$ $X_{1,n}$ gerçek değerleri olduğu varsayıldığında, bunların ortalama değeri $\overline{X_1}$ olarak verilir. Benzer şekilde aynı dağılımdan seçilen başka bir dizi gerçek değerler $X_{2,1}$ $X_{2,2}$ $X_{2,3}\ldots$ $X_{2,n}$ ve bu değerlerin ortalaması $\overline{X_2}$ şeklinde verilir. Bu şekilde m. değerler dizisi $X_{m,1}$ $X_{m,2}$ $X_{m,3}\ldots$ $X_{m,n}$ şeklinde olur ve bu dizinin ortalaması $\overline{X_m}$ ile gösterilir. Bu durumda gerçek değerlerin ortalamalarına ait $\{\overline{X_1}, \overline{X_2}, \overline{X_3}, \overline{X_m}, \ldots\}$ dizisi oluşur. Bu dizinin her elemanının μ parametresi (bu değerlerin beklenen değerleri) için bağımsız birer tahmin üreteci oldukları açıktır. m. dizide μ değerinin *Monte Carlo* üreteci olan $\check{\mu}_m^{MC}$ değerinin istatistiği yani beklenen değeri Denklem 3 ile verilir.

$$\check{\mu}_m^{\overline{MC}} = \frac{1}{m}\sum_{j=1}^m \bar{X}_j \tag{3}$$

Burada Denklem 3, m'nin farklı değerleri için incelendiğinde;

$$\breve{\mu}_1^{MC} = \frac{1}{1}\bar{X}_1$$
$$\breve{\mu}_2^{MC} = \frac{1}{2}(\bar{X}_2 + \bar{X}_2)$$
$$\breve{\mu}_3^{MC} = \frac{1}{3}(\bar{X}_1 + \bar{X}_2 + \bar{X}_3)$$
$$\vdots$$

Görüldüğü gibi $\breve{\mu}_m^{MC}$ değeri, m. diziye kadar gerçek değerlerin beklenen değerlerinin ortalamasıdır. Böylece farklı diziler için $\{\bar{X}_1, \bar{X}_2 \ldots \bar{X}_m \ldots\}$ rastlantısal beklenen değerler dizine karşılık $\{\breve{\mu}_1^{MC}, \breve{\mu}_2^{MC}, \ldots \breve{\mu}_m^{MC} \ldots\}$ şeklinde Monte Carlo tahmin üreteçleri dizisi oluşmaktadır. Diğer taraftan büyük sayıların güçlü kanunu m değeri arttıkça $\breve{\mu}_m^{MC}$ değerlerinin μ' ye yaklaştığını göstermektedir ($\breve{\mu}_m^{MC} \xrightarrow{p} \mu$). Bu durum m değerinin yeteri kadar büyük seçildiğinde ($m \to \infty$), $\breve{\mu}_m^{MC}$ değeri oldukça iyi bir tahmin üretecidir.

Sonuç olarak *Monte Carlo* tekniğinin temeli budur. Belirli olasılık dağılımlarından simülasyonlar yapılıp, her seferinde hedeflenen istatistiksel sonuç ve olasılık bu şekilde tahmin edilerek bu tahminlerin beklenen bir değere yaklaşıp yaklaşmadığı incelenir. Bu sırada tahminler sürekli güncellenebilir. Yapılan işlemle elde edilen tahminler sabit bir değere yaklaşıyorsa bu sabit değere *Monte Carlo* tahmini denir [28, 31].

2.2. GEANT4 ve GAMOS Simülasyon Yazılımları

2.2.1. GEANT4 Genel İşleyişi

GEANT4, bir parçacığın maddeye geçişinin simülasyonu için kullanılan bir yazılımdır. Bu yazılım parçacık izinin takibi (*tracking*), uygun geometrilerin oluşturulması, uygun fizik ortamının modellenmesi ve detektöre ulaşan (*hits*) radyasyonun sayılması (*digitization*) gibi fonksiyonları içermektedir. Bu özelliklerinden dolayı yüksek enerji fiziği, astrofizik ve uzay bilimleri, medikal fizik ve radyasyondan korunma gibi alanlarda kullanılmakta olan bir

yazılımdır. Ayrıca yazılımın performansı arttırılırken, fonksiyonelliği ve modelleme kapasitesi de genişletilmektedir [4, 5, 25].

GEANT4 yazılımı olay üreteci, detektör simülasyonu, rekonstrüksiyon ve analiz bileşenlerinin ayrı ayrı veya kombine şekilde kullanıldığı bir yazılımdır. Kullanıcıya çok sayıda farklı şekil ve materyalden meydana gelen geometrik bir model oluşturabilme ve detektör cevabının simülasyonu (*digitization*) için, gelen bilgileri (*hits*) kaydeden duyarlı elemanları tanımlayabilme imkânı tanımaktadır. Birincil parçacığı iç veya dış bir kaynaktan üretilebilmektedir. Geometri oluşturma becerisinin yanı sıra, GEANT4, parçacığın davranışını modelleyebilmek için geniş bir fizik işleyiş seti sunmaktadır. Kullanıcı bu fizik setlerini modifiye edebilme veya eklemeler yapabilme ve farklı uygulamalardan seçim yapabilme şansına sahiptir [4, 5, 25].

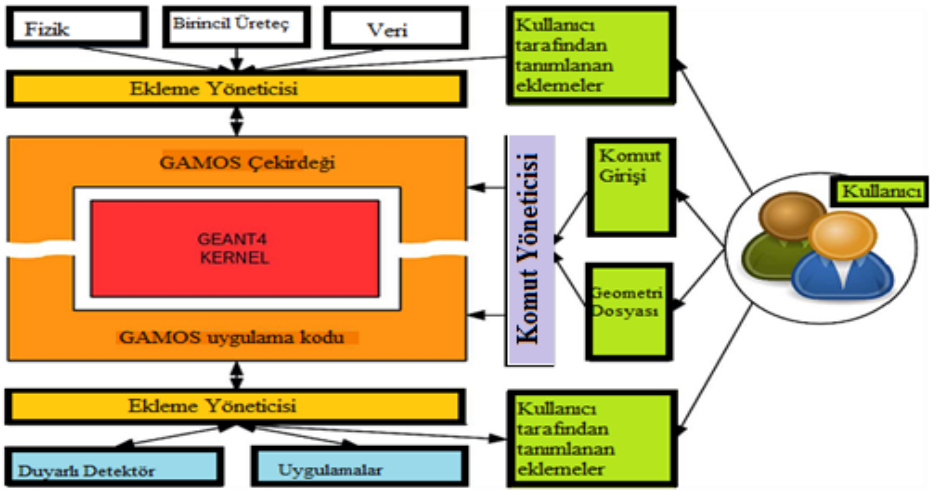
Yazılımın tasarımında *run* ve *event* olarak adlandırılan iki tane birbiriyle doğrudan ilişkili sınıf kategorileri bulunmaktadır. Bu kategoriler birincil parçacıkların üretilmesi ve bu parçacıkların üretimi için dış fizik olay üreteçlerine (modellemenin dışında hali hazırda parçacık için tanımlı olan fizik) bir ara yüz sağlamaktadır. Bir başka kategori olan *tracking* ise parçacığın dağılımıyla ilişkilidir. Ayrıca parçacığa uygulanan fizik bu kategori boyunca etkin durumdadır. Bir simülasyonun en temel öğelerinden biri olan geometri ve detektör temsillerinin olduğu kategoride geometri modülü, parçacıkların dağılacağı ve *track* oluşturacağı geometrik bir yapının oluşturulmasını sağlamaktadır. Bir diğer önemli kategori olan ve parçacığın davranışını (madde içindeki dağılımı ve etkileşimi) belirleyen fizik modülü ise üç ana gruptan oluşmakta olup bunlar parçacık bozunum fiziği, elektromanyetik fizik ve hadron fiziği olarak adlandırılmaktadır. Ayrıca bu fizik modüllerine göre değişen ve yedi ana başlıktan oluşan parçacık etkileşimleri bulunmakta olup bunlar, elektromanyetik, hadronik, aktarım, bozunum, optik, fotolepton hadron ve parametrizasyondur. Tanımlanan bu kategorilerin sonucunda detektöre ulaşan parçacığın ulaştığında oluşturacağı etkiyi ve bu etkinin simülasyonunu yöneten *hits* ve *digitization* kategorileri de bulunmaktadır. Bunların dışında parçacık ve materyal tanımlamasının yapıldığı, oluşturulan katı maddelerin ve etkileşimlerin görselleştirildiği kategoriler de bulunmaktadır [4, 5, 25].

2.2.2. GAMOS (Geant4-based Architecture for Medicine-Oriented Simulations) Genel İşleyişi

GAMOS, GEANT4 tabanlı bir simülasyon yazılımdır. GAMOS, yazılım tecrübesi olmayan veya oldukça az olan kullanıcılara C++ programlama dilini bilmeksizin ve en az GEANT4 bilgisiyle simülasyon imkanı tanımaktadır. Bu özelliklerinden dolayı gelişmiş seviyede kullanımı ve yeni özelliklerin eklenip GAMOS'a entegresi kolayca yapılabilmektedir. Ayrıca, simülasyonun daha iyi anlaşılabilmesi için ve yapılan simülasyonun optimizasyonu için *verbosity* (GAMOS'un çalıştırılması sırasında ekranda görülmesi istenen bilgi) kontrolü, birçok değişkenle ilgili histogram üretebilme ve farklı niceliklerin sayılması (*scoring*) gibi çok fazla özelliğe sahiptir [24].

Bölüm 2.2.1. de açıklandığı üzere GEANT4, bir parçacığın maddeye aktarımını simüle etmek için C++ programlama diliyle yazılmış oldukça yaygın olarak kullanılan Monte Carlo tekniğinin uygulandığı bir simülasyon yazılımıdır. Özel bir alanda GEANT4 kullanımını kolaylaştırmak amacıyla C++ kodu yazmaya gerek duymadan kullanılabilen *framework* (çalışma alanı) yazılımları geliştirilmiştir. Bunlardan bazıları yüksek enerji fiziği alanında kullanılan OSCAR [1, 7], ATHENA [19], GIGA [20], uzay fiziği alanında kullanılan MULASSIS [38] ve GRAS [60] medikal fizikte GATE [59], PTSIM ve TOPAS [9] gibi yazılımlardır. Böyle uygulamaların kullanılması ve geliştirilmesiyle kazanılan tecrübelerden yola çıkılarak bu yazılımların kullanıcılarına sorun teşkil eden bazı durumlar gözlemlenmiştir. Bu sorunların bir kısmı, kullanıcı uygulamanın içermediği herhangi bir çeşit *input* (düzensiz bir hacim, birincil üretecin pozisyon dağılımı veya fiziksel işleyişteki bazı seçenekler) tanımlamak istediğinde ortaya çıkan sorunlardır. Problemlerin bir diğer kısmı ise, uygulama ihtiyaç duyulan bilgiyi içermeyip sınırlı sonuçlar verirken, kullanıcının simülasyonun verilen durumuyla ilgili olarak daha derin bilgileri istemesi veya anlamaya çalışmasıdır. Bir başka sorun ise bu uygulamaların kullanıcının ihtiyaçlarına uygun fiziği içermeyen sınırlı sayıdaki fizik alanlarına sahip olmasından kaynaklıdır. Medikal fizik alanındaki simülasyonlar için bahsedilen bu sorunlar en aza indirilerek, GEANT4 tabanlı çalışan ve mantıksal yapısı Şekil 4 ile gösterilen GAMOS geliştirilmiştir [6, 7].

Bir simülasyonun GAMOS ile yapılabilmesi için gerekli olan girdiler (*input*), geometri, birincil üreteç ve uygulanacak olan fizik bilgisinden oluşmaktadır. Simülasyon sonunda istenilen bilgilerin alınması için ise parçacıkla etkileştiğinde sinyal üretecek olan duyarlı bir detektör, bir hacim içerisinde *run* boyunca istenilen veri çeşidini (aktarılan enerji, akı veya etkileşim sayısı gibi) sayacak olan *scoring* ve *run* sonunda *scorer* tarafında sayılan özel verinin yazılmasını sağlayan *print*, çıktı gereksinimlerinin sağlanması gerekmektedir. Bunların yanı sıra GAMOS istenilen çıktı bilgisinin alınıp bu bilgiyi daha önceden tanımlanmış olan formatların (histogram, *score* veya tablo) birinde veya bir kaçında aynı anda depolama imkânı sağlamaktadır. Ayrıca GAMOS verilen bir veya birden fazla şart altında da (parçacık sadece elektronsa, enerji sadece verilen aralıktaysa, parçacık belirli bir hacimde oluşmuşsa gibi) veri depolayabilmektedir. Bu işlemi *scorer*'lara (veya *user action*'a) filtre veya *classifier* denilen şarta bağlı olarak parçacıkları süzen veya sınıflandırma işlemi yapan özel araçların atanmasıyla yapabilmektedir. Bu sebeplerden dolayı GAMOS medikal fizikte gittikçe yaygınlaşan bir simülasyon yazılımı halini almaktadır [6, 7].



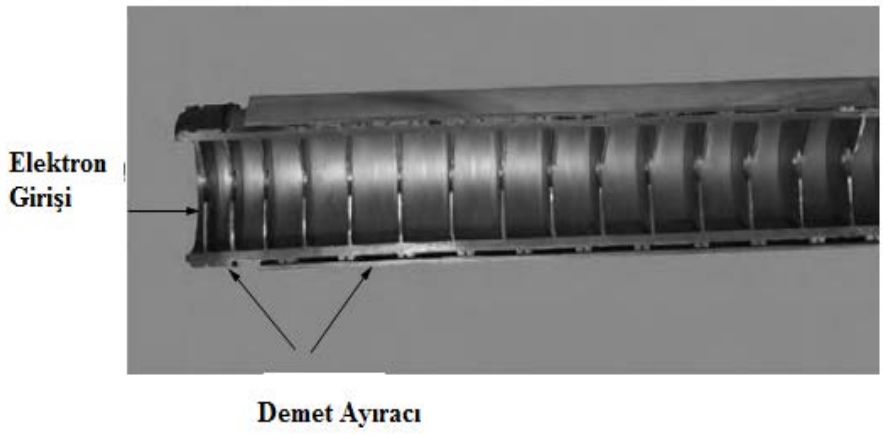
[2]Şekil 4 GAMOS mantıksal yapısı

[2]Arce P, Lagares JI, Harkness L, Pérez-Astudillo D, GAMOS: A framework to do GEANT4 simulations in different physics fields with an user-friendly interface. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, 2014; A 735: 304–313

2.3. Lineer Hızlandırıcılar (LİNAK; *Linear Accelerators, Linac*)

2.3.1. Genel Özellikleri ve Temel Prensibi

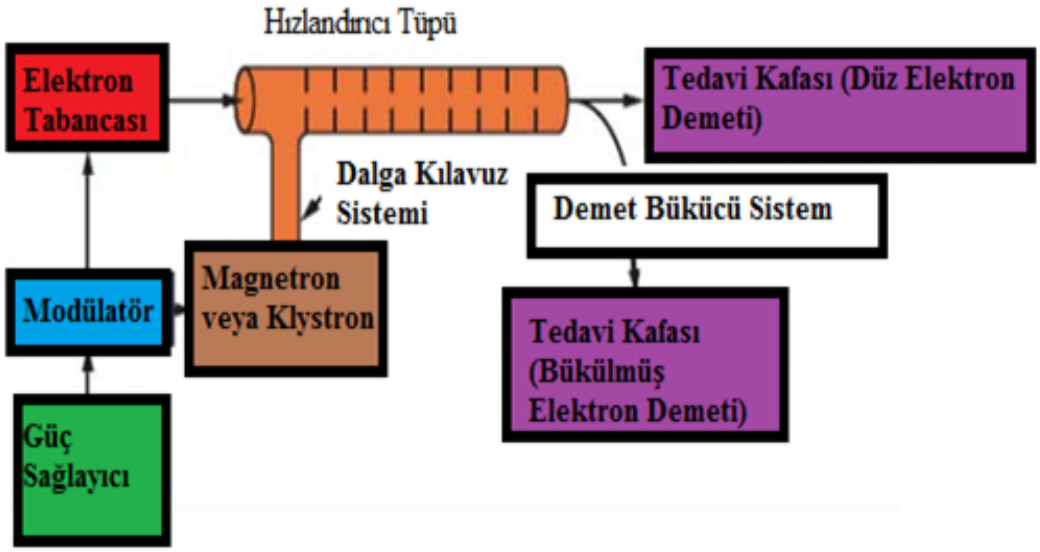
Bölüm 1'de tanımlandığı gibi radyoterapi için tasarlanmış bir lineer hızlandırıcıda, elektronların doğrudan potansiyel farkı altında hızlandırılmaları yerine, senkronize bir radyo-frekans ve elektromanyetik alan ile etkileştirilip bu şekilde enerji kazanmaları sağlanmaktadır. Elektromanyetik dalgalar uzayda ışık hızıyla hareket etmelerine rağmen, dağılım hızları uygun bir şekilde tasarlanmış dalga-kılavuzunda (Şekil 5) kasten azaltılabilmektedir. Hızlandırıcının dalga kılavuzu yapısı uzun bir silindirik tüp şeklindedir (Şekil 6). Bu yapı hızlandırıcı tüpünün ilk kısmında mikrodalgaların dağılım hızlarını ışık hızına oldukça yakın bir değere ulaştırmak amacıyla tasarlanmıştır. Elektron tabancasında üretilen elektron demeti, *puls* olarak verilen mikrodalga radyasyonuyla senkronize bir şekilde dalga kılavuzunun içine enjekte edilir ve bir dalga tepesine binebilmesi için paralel olarak kılavuza taşınır (elektronların sörf yapması sağlanır) [37].



[3]Şekil 5 Hızlandırıcı dalga kılavuzu

[3]Loverock L, The Monte Carlo Simulation of Radiation Transport, In: Mayles P, Nahum A, Rosenwald JC, ed. Handbook of Radiotherapy Physics: Theory and Practice, 1st edition, USA, CRC Press, 2007; 197-231

Fazla sayıda lineer hızlandırıcı tasarımı bulunmakta olup, radyoterapide bunlardan ~3000MHz mikrodalga frekansına sahip *stationary* veya *traveling* elektromanyetik dalga tipliler kullanılmaktadır. *Traveling* dalga ve *stationary* dalga hızlandırıcılar arasındaki fark hızlandırıcıların yapısal tasarımlarından kaynaklıdır. Fonksiyonel olarak *traveling* dalga yapıları gelen dalgayı tamamen soğurmak için yapının sonunda 'dummy' adında özel bir engele sahiptirler. Böylece geri yansıyan dalga en aza indirilmiş veya tamamen ortadan kaldırılmış olmaktadır. Öte yandan *stationary* dalga yapılarında ise yapının her iki ucunda da maksimum yansıma sağlanarak ileri yönde giden ve geri yansıyan dalgaların birleşmesiyle *stationary* dalga yapısı oluşturulmaktadır [35].



[4]Şekil 6 Tipik bir Medikal lineer hızlandırıcının blok diyagramı

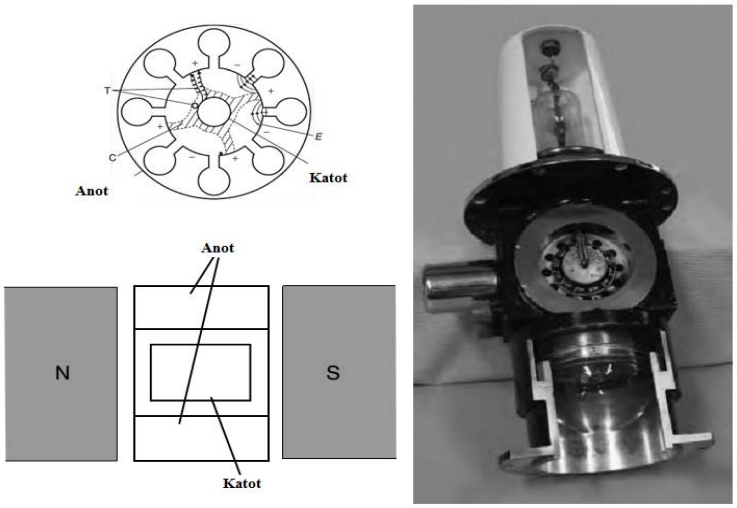
[4] Khan FM, Gibbons P, KHAN'S The Physics of Radiation Therapy, 5th edition, China, Lippincott Williams & Wilkins, a Wolters Kluwer business, 2014; 39-56-74

Şekil 6 ile gösterilen blok diyagramda medikal bir LİNAK'ın ana bileşenleri ve yardımcı sistemleri gösterilmektedir. Güç sağlayıcı sistem, *puls* şekillendirme ağını ve *hidrojen thyratron* olarak bilinen bir tüpü içeren modülatöre doğru akım gücü (DC) sağlamaktadır. Modülatör kısmından yüksek gerilimli *pulslar* birkaç saniye içerisinde DC *pulslara* düzeltilirler. Bu *pulslar* daha sonra *magnetron* veya *Klystron*'a ve aynı anda elektron tabancasına aktarılırlar. *Magnetron* veya *Klystron'da* üretilen *puls* şeklindeki mikro dalgalar hızlandırıcı tüpüne yani dalga kılavuzuna enjekte edilirler. Ayrıca elektron tabancasında üretilen elektronlar da aynı anda bu dalga kılavuzuna enjekte edilirler. Hızlandırıcının dalga kılavuzu yapısı bir bakır tüpten oluşmakta olup, bu tüpün iç kısmı bakır disklerle veya diyaframlarla değişik deliklere veya boşluklara bölünmüştür. Bu kısım yüksek bir vakumla tahliye edilmektedir. Elektronlar yaklaşık olarak 50 keV başlangıç enerjisiyle hızlandırıcı dalga kılavuzu yapısına enjekte edildiklerinde, ortama eş zamanlı olarak salınan yüksek frekanstaki mikrodalgaların elektromanyetik alanlarıyla etkileşirler. Sörf şeklindeki hızlandırma işlemiyle birlikte bu elektronların sinüzoidal elektrik alandan enerji kazançları olmaktadır. Bu şekilde yüksek enerji kazanan elektronlar hızlandırıcının çıkış penceresinden salındıklarında yaklaşık olarak 3 mm çapında *pencil beam* şeklindedirler [35].

Magnetron mikrodalga üreten ve bu üretimi saniyede birçok kez tekrarlayan oldukça güçlü bir RF osilatörüdür. Her *pulsda* üretmiş olduğu mikrodalgaların frekansları yaklaşık olarak 3000MHz mertebesindedir. Şekil 7 ile gösterilen *magnetron* silindirik bir yapıya sahip olup silindirin merkezinde katot dışında ise anot yerleşmiş durumdadır ve katot ile anot arası vakumlanmıştır. Katot bir iç *flament* ile ısıtılarak termoiyonik salınımla elektronların kopması sağlanır. Negatif 50kV gerilim *pulsu* ısıtılan silindirik katoda uygulanır. Böylece termo-iyonik elektronlar radyal olarak simetrik olan anoda doğru çekilir. Statik bir manyetik alan kavitelerin kesit düzlemine dik bir şekilde uygulanırken bir DC elektrik alan *pulsu* da katot ile anot arasına uygulanır. Uygulanan bu *puls* şeklindeki DC elektrik alanın etkisiyle katottan salınan elektronlar anoda doğru hızlandırılırlar. Aynı anda katoda paralel olarak uygulanan manyetik alanın da etkisiyle elektronlar enerjinin mikrodalga formunda verildiği rezonans kavitelerine doğru karmaşık spiral şekilde hareket ederler. Ancak alanın kuvveti kritik bir değere ulaştığında elektronlar katoda doğru spiral hareketlerinden önce anodu çok yakın bir şekilde süpürerek

geçerler. Bu sırada iki önemli olay gerçekleşir; birinci olarak anot kavitelerinde, osilasyon yapan elektrik alanın oluşmasını sağlayan indüksiyon akımını meydana getirir ve bu elektrik alan sonraki elektronların spiral hareketinin hafiflemesine (modülasyonlarına) sebep olur. İkinci önemli olay ise katoda doğru spiral hareketle dönen elektronlar katotta ikincil salınımla daha fazla elektron oluşmasını sağlayacaklardır. Bu durum, elektron çığının artmasının engellenmesi için yüksek gerilim pulsu süresince, katodu ısıtan akımın azaltılmasına ihtiyaç duymaktadır [35, 37].

Rezonans kavitelerindeki osilasyon elektronların her kavitede demet formunda veya yavaşça dönen yük bulutu şeklinde olmalarına neden olur. Dönen elektron bulutları enerjilerini osilasyon kavitelerine aktardığında *quasi-stable* denge durumuna ulaşılır. Böylece birbirine yakın iki kaviteden güçlü RF sinyali elde edilmiş olmaktadır. Bu şekilde üretilen mikrodalga *pulsları* dalga kılavuzuna yönlendirilmektedirler. Tipik olarak *magnetronlar* 2MW (6MV veya daha az) pik gücüyle çalışmalarına rağmen 5MW pik gücüne sahip *magnetron* tasarımları da bulunmaktadır [35, 37].



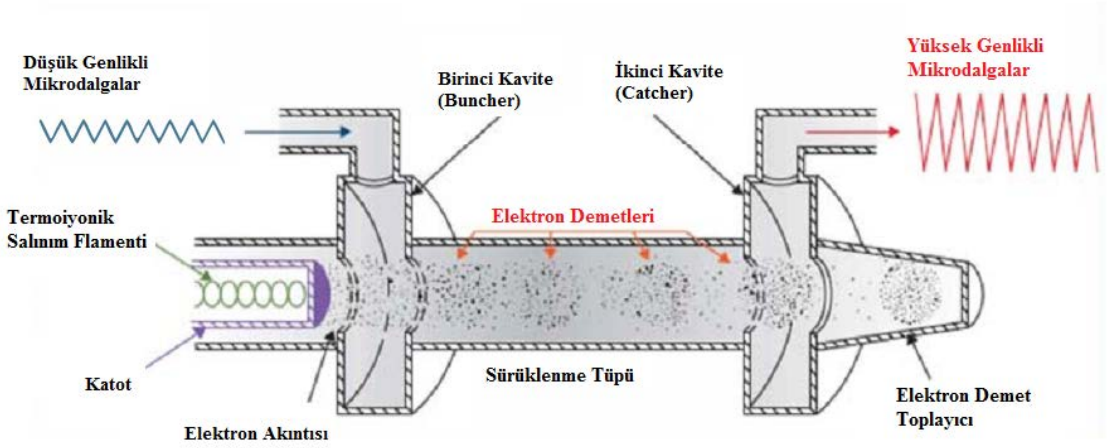
[5]Şekil 7 *Magnetronun* yapısı

[5] Loverock L, The Monte Carlo Simulation of Radiation Transport, In: Mayles P, Nahum A, Rosenwald JC, ed. Handbook of Radiotherapy Physics: Theory and Practice, 1st edition, USA, CRC Press, 2007; 197-231

Klystron bir mikrodalga üreteci değildir ama bir mikrodalga yükseltecidir (*amplifier*). İlk *klystron* örnekleri *Varian* kardeşler tarafından yapılmıştır. Yükseltici görevi gördüğünden dolayı *klystronlar* başlangıçta bir girdi RF sinyaline ihtiyaç duyarlar. Şekil 8 şematik olarak bir *Pulsed Klystron Amplifier*'ı göstermektedir. Fonksiyonel olarak bir *klystron,* bir elektron demetinden hız modülasyonuyla enerjiyi, mikrodalgalara aktarılan enerjiye dönüştürür. *Klystronda* katodun ısıtılmasıyla birlikte termoiyonik salınımla oluşturulan ve negatif gerilim pulsuyla düşük frekanslı mikrodalgalarla beslenen ve *buncher cavity* olarak adlandırılan ilk kaviteye doğru hızlandırılırlar. Mikrodalgalar bu kaviteyi geçen indüksiyonla değişken bir elektrik alan oluştururlar. Bu elektrik alanın etkisiyle, buradan geçen elektronların hızları farklı derecelerde değişmiş olmaktadır ve bu işlem hız modülasyonu olarak adlandırılır. Hız modülasyonuyla bazı elektronlar daha fazla hızlanırken bazıları yavaşlar ve bazıları da bu alandan etkilenmezler. Bu durum elektronların elektrik alanın olmadığı bir sürüklenme tüpüne geçerken, hızlarına göre ayrışmasıyla yani farklı hızlardaki farklı demetlerin (*bunching*) oluşmasıyla sonuçlanır. Elektron demetleri daha sonra *catcher kavite* olarak adlandırılan kısma vardıklarında kavite sonundaki yükleri indüklerler ve böylece gecikmiş bir elektrik alan oluştururlar. Elektronlar böylece bu bölgede hızlarını (enerjilerini) kaybederler ve enerjinin korunumundan dolayı kazanmış oldukları kinetik enerjiyi yüksek frekanslı mikrodalgalara dönüştürürler. Tipik olarak yüksek voltaj *pulsları* 100-150 kV arasında olup bu *puls* boyunca elektron akımı yaklaşık 100 A mertebesindedir ve bu şekilde bir dönüşümün kazancı % 50'dir [35, 37].

Klystron dizaynında şu önemli noktalara dikkat edilmesi gerektiği tavsiye edilmektedir [37];

- ➔ En sonda bulunan elektron toplayıcıyla ulaşan elektronlar *Bremsstrahlung* X-ışını üretecektir ve bu durumum önemli zırhlamanın gerekli olduğunu göstermektedir.
- ➔ Düşük bir döngüde bile (1:1000) toplayıcıda kW mertebesinde ısınma oluşacaktır ve soğutma gereklidir.
- ➔ Elektrik sızıntısı riski olduğundan *klystronun* bu kısımları yalıtmak amacıyla yağ içinde olmalıdır.



[6]Şekil 8 *Pulsed Klystron Amplifier'*ın şematik gösterimi

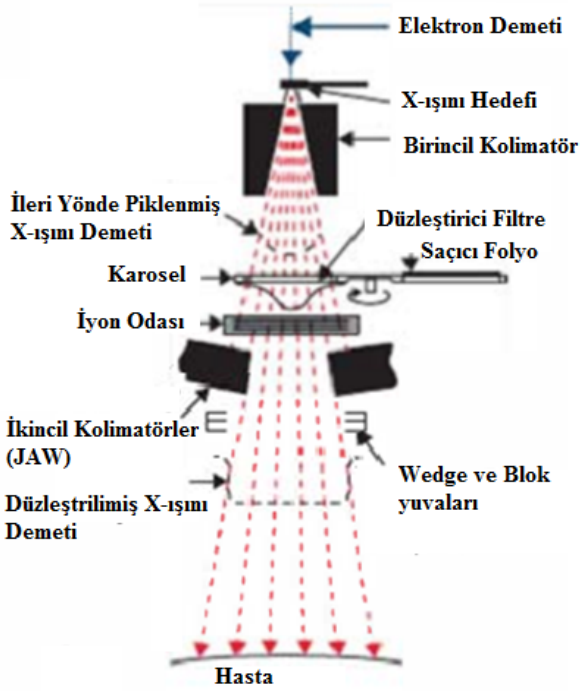
2.3.2. LİNAK Tedavi Kafası

Bir LİNAK tedavi kafası kurşun, tungsten veya kurşun-tungsten alaşımı gibi yüksek yoğunlukta kalın bir kabuktan oluşmaktadır. Bu kabuk ise Şekil 9 ile gösterildiği gibi, X-ışını hedefi, saçıcı folyo, foton düzleştirici filtre, iyon odası, sabit ve hareketli kolimatörler ve ışıklı alan gösterge sistemini içermektedir. Modern LİNAK'lar ayrıca *Multi Leaf Colimator* (MLC) sistemini de içermektedirler. Bu kısımda tez kapsamında olan düzleştirici filtre ve kolimatör sistemi anlatılmaktadır.

2.3.2.1. X-Işını Hedefi ve Düzleştirici Filtre

kV X-ışınları gibi MV X-ışınları da yüksek enerjili elektronların tungsten veya bakır-tungsten alaşımı gibi yüksek atom numaralı bir metale çarptırılarak *Bremsstrahlung* ile elde edilmektedir. Hedefe gelen elektronların enerjileri arttığı için, oluşan *Bremsstrahlung* salınımı (MV foton demetleri) ileri yönde gerçekleşmektedir ve bu yüzden MV enerjilerde hedef materyali geçiş hedefi gibi davranır [37].

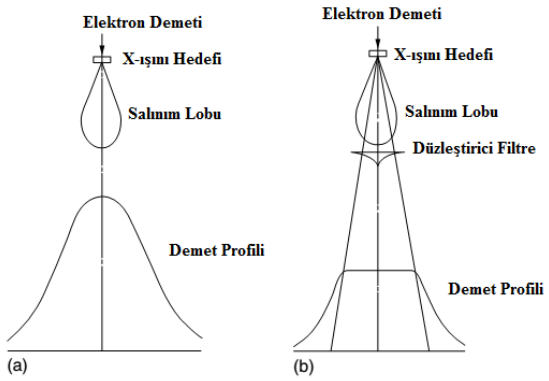
[6] Khan FM, Gibbons P, KHAN'S The Physics of Radiation Therapy, 5th edition, China, Lippincott Williams & Wilkins, a Wolters Kluwer business, 2014; 39-56-74



[7]Şekil 9 LİNAK tedavi kafası bileşenleri

Medikal bir LİNAK MV elektron demeti üretip, MV X-ışını üretiminde bu elektronları kullandığından dolayı, oluşan X-ışını huzmesi ileri yönde yoğunluk pikine sahiptir (Şekil 10A). Bu sebepten dolayı huzme yoğunluğunu değişmez (*uniform*) yapabilmek için X-ışını hedefinden çıkan ve birincil kolimasyondan geçen foton demetine düzleştirici filtre uygulanmaktadır (Şekil 10B). Düzleştirici filtre dairesel bir simetriye sahip olup, genellikle kurşundan yapılmaktadır. Ayrıca tungsten, uranyum, alüminyum, çelik veya bunların bir kombinasyonunun kullanıldığı ve önerildiği rapor edilmektedir. Düzleştirici filtrenin kullanımı doz hızını etkilediğinden tedavinin amacına ve uygulanış şekline göre aktif olarak kullanılıp kullanılmama seçeneği bulunmaktadır. Düzleştirici filtre kullanımına bağlı olarak doz hızı değişiminin radyo-biyolojik etkileri üzerine çeşitli çalışmalar bulunmaktadır [32, 36, 37, 52].

[7] Khan FM, Gibbons P, KHAN'S The Physics of Radiation Therapy, 5th edition, China, Lippincott Williams & Wilkins, a Wolters Kluwer business, 2014; 39-56-74



[8]Şekil 10 Filtresiz (a) ve filtreli (b) X-ışını demet profilleri

2.3.2.2.Demet Kolimatörleri

Radyasyonla tedavide, hastanın sadece hedeflenen kısmının radyasyona maruz kalması için radyasyon demeti belirli bir alan, yön ve doğrultuda sınırlandırılıp hedefe ulaşıncaya kadar bu sınırlar içerisinde kalması sağlanmalıdır. Bu amacı gerçekleştirebilmek için, foton demetleri ilk olarak X-ışını hedefinden hemen sonra konumlanmış olan sabit birincil kolimatörle (Şekil 9) kolime edilmektedir. Elektron modunda ise bu kolimasyon elektron demetine uygulanmamaktadır. Bu kolimatör yapısı gereği alanı dairesel olarak sınırlandırır. Bu şekilde kolimasyona uğrayan foton demeti Bölüm 2.3.1.1.'de açıklanan düzleştirici filtreyi de geçerek (tedavi şekline bağlı olarak) bir veya daha fazla iyon odasında oluşan *monitor chamber*'e ulaşmaktadır. Bu yapının görevi doz hızını, integral dozu ve alan simetrisini göstermektir. *Monitor chamber* kısmını da geçen demet, ayrı ayrı iki farklı eksende hareket edebilme kabiliyetine sahip olan ikincil X-ışını kolimatörlerine ulaşır. Bu kolimatör sistemi iki çift kurşun veya tungsten metalden yapılmış bloklardan (*JAW*) meydana gelmektedir. Bu bloklar x-ışını kaynağından belirli bir uzaklıktaki (SSD) yüzeyde 0x0 cm^2 alandan 40x40 cm^2 (veya daha az) dikdörtgen alanlara projeksiyon oluşturacak şekilde açılabilmektedirler. Modern LİNAK'larda *jawların* yanı sıra düzensiz alan şekillendirmede kullanılan ve yoğunluk ayarlı radyoterapiyle (*Intensity Modulated Radiation Therapy*; IMRT) *Volumetric Modulated Radiation Therapy* (VMAT) temel oluşturan *Multi-Leaf Colimators* (MLC) sistemi bulunmaktadır [35].

[8] Loverock L, The Monte Carlo Simulation of Radiation Transport, In: Mayles P, Nahum A, Rosenwald JC, ed. Handbook of Radiotherapy Physics: Theory and Practice, 1st edition, USA, CRC Press, 2007; 197-231

2.4. MV X-Işını Demetinin Elektron Kontaminasyonu

MV mertebesinde enerjiye sahip X-ışını demetinin *skin sparing* etkisinden Bölüm 1'de bahsedilmişti. İyonlaştırıcı radyasyonun enerjisi arttığında birincil ve ikincil radyasyonların madde içerisinde daha derinlere nüfuz etme olasılıkları artmaktadır. Bu durum ise maksimum doz noktasının daha derinlerde oluşmasını sağlamaktadır. Dolayısıyla MV foton demetlerinin kullanıldığı tedavilerde maksimum doz noktası genellikle ciltten daha derinlerde oluşmaktadır. Ancak, MV foton demetlerinde doz maksimumu daha derinlerde oluşmasına rağmen, hasta cildine oldukça yakın bölgelerdeki doz miktarının ihmal edilebilir seviyede olmadığı rapor edilmektedir. Böylece yüksek enerjili fotonların en önemli avantajı olan *skin sparing* etkisi ortadan kakmış veya azalmış olmaktadır [35, 49].

Bütün X-ışını ve gama-ışını demetlerinin ikincil elektronlarla kontamine oldukları bilinmekte ve ilgili çalışmalarda rapor edilmektedir. Bu elektronlar çoğunlukla tedavi cihazının kafasında bulunan birincil kolimatör, düzleştirici filtre, X ve Y *jawları* ile demetin hastaya giderken geçmiş olduğu yolda bulunan havada üretilen *Compton* elektronlarıdır [29, 34, 39, 41, 42, 43, 48, 51, 68, 69]. Bu sebeple yüzey dozuna katkı sağlayan başlıca bileşenler;

- ➔ Kolimatör, düzleştirici filtre, *jawlar* ve havadan saçılan fotonlar,
- ➔ Hastadan geri-saçılan fotonlar
- ➔ Fotonların kolimatör, düzleştirici filtre, *jawlarla* ve kaynak ile hasta cildi arasındaki havayla etkileşip oluşturdukları elektronlardan

oluşmaktadır [35, 49, 54].

Yüzey (cilt) ile doz maksimumu (maksimum dozun oluştuğu nokta) arasındaki bölgeye doz *build-up* bölgesi denilmektedir. Elektron kontaminasyonu ayrıca *build-up* bölgesindeki doz değişimini de alan boyutuna bağlı olarak farklı derecelerde etkilemektedir. Alan boyutu arttıkça doz maksimumundaki değişmenin bir sonucu olarak *build-up* bölgesindeki derin doz miktarı da artacaktır. Çünkü maksimum doz derinliği daha sığ noktalara doğru kayacaktır. Birçok çalışmada

bu durumun baskın olarak, ikincil elektronlardan kaynaklı olduğu belirtilmektedir [13, 34, 35, 40, 48].

Yapılan bazı çalışmalar *build-up* bölgesindeki doz dağılımının birden fazla değişkene bağlı olduğunu göstermektedir. Bu değişken demetin enerjisi, kaynak-hasta cildi arası mesafe (Source Skin Distance; SSD), alan boyutu ve ikincil kolimasyonun (*jaw*) konumu olarak gösterilmektedir. Tablo 1'de 10x10 alan için farlı enerji ve SSD'lerdeki *build-up* dozu gösterilmektedir. Tablo 1 bütün enerjiler için ilk birkaç mm içerisinde dozun hızla arttığını ve daha sonra dereceli bir şekilde maksimum değerine ulaştığını göstermektedir. Hastaya gönderilen foton demeti enerjisinin bir fonksiyonu olarak *skin sparing* etkisi incelendiğinde, yüksek enerjilerde *sparing* etkisinin sadece ciltte değil cilt altı dokularda da sağlandığı görülmektedir [26, 33 [b], 35, 46, 67 [a]].

Tablo 1 Farklı enerji ve farklı SSD'lerde % dozun derinlikle değişimi

Derinlik (mm)	**^{60}Co 80 cm [a]**	**4 MV 80 cm [a]**	**10 MV 100 cm [b]**	**25 MV 100 cm [a]**
0	18.0	14.0	12.0	17.0
1	70.5	57.0	30.0	28.0
2	90.0	74.0	46.0	39.5
3	98.0	84.0	55.0	47.0
4	100.0	90.0	63.0	54.5
5	100.0	94.0	72.0	60.5
6		96.5	76.0	66.0
8		99.5	84.0	73.0
10		100.0	91.0	79.0
15			97.0	88.5
20			98.0	95.0
25			100.0	99.0
30				100.0

Rölatif cilt dozunun alan boyutuna bağlılığı incelendiğinde ise alan boyutu arttıkça cilt dozunun ve *build-up* bölgesinin arttığı ve bu artışın elektron kontaminasyounundan dolayı olduğu rapor edilmektedir.

Medina ve ark. tarafından yapılan çalışmada farklı alan boyutların, farklı SSD değerlerinde ve demet modifiye araçlarının kullanım durumlarında elektron kontaminasyonunun karakterizasyonu üzerine incelemeler yapılmıştır. Manyetik alan kullanılarak kontaminasyon elektronlarının fantom yüzeyinde saptırılıp saf foton demet dozunun elde edildiği bu çalışma tamamen ölçüm ve analitik hesaplamalara dayanmaktadır. Bu çalışmada elektron kontaminasyonunun SSD'ye bağlılığının çok açık olmadığı ancak alan boyutuna ve cihazın tedavi kafasının bileşenleriyle, demetin geçtiği havaya bağlı olduğu belirtilmektedir [41].

Yang ve ark. tarafından yapılan bir başka çalışmada ise 6 MV, 10MV ve 18 MV foton demetleri için elektron kontaminasyonunu Monte Carlo yöntemiyle ve EGS4 simülasyon yazılımı kullanılarak hesaplanmıştır. Bu hesaplamada 10 cm derinliğe normalize edilmiş elektron, saf foton ve her ikisinin de bulunduğu PDD'ler karşılaştırılmıştır. Ayrıca sadece X ekseninde elektron akısına bakılmıştır. Bu çalışmaya göre elektron kaynak boyutu alan boyutuna bağlıdır. Bu sebeple alan boyutu arttıkça toplam kontaminasyon elektronunun da arttığı belirtilmektedir. Bunun yanı sıra toplam birincil foton ve saçılan foton sayısının da alan boyutuyla arttığı ancak aynı enerji için elektron/foton oranının farklı alan boyutlarında neredeyse aynı olduğu rapor edilmektedir [68].

Mesbahi tarafından 18 MV ile 18 MV FFF foton demetlerinin elektron ve nötron kontaminasyonunun Monte Carlo yöntemiyle ve MCNPX yazılımıyla yapılan çalışmada bu enerjiler için kontamine elektronların 10x10 ve 30x30 alanlarda PDD'leri incelenmiştir. Çalışmada filtresiz demetin oluşturduğu elektron kontaminasyonunun, filtreli demete göre daha fazla olduğu rapor edilmektedir [42].

Malataras ve ark. Tarafından yapılan bir başka çalışmada da Saturne-25 ve Saturne-41 lineer hızlandırıcılar kullanılarak 6, 12, 15 ve 23 MV foton demetlerinin elektron kontaminasyonları filtreli ve filtresiz olarak *jawların* tamamen açık olduğu alanda *Monte Carlo* simülasyon tekniğinin kullanıldığı EGS4 yazılımı ile hesaplanmıştır. Bu çalışmada elektron

kontaminasyonunun enerji ve filtre bağımlılığı incelenmiş olup yapılan hesaplamalar alan boyutundan bağımsızdır. Elektron enerji spektrumlarının ve PDD'lerin incelendiği bu çalışmada özellikle yüksek enerjili fotonların hedef, birincil kolimatör ve havada oluşturdukları elektronların filtresiz durumda sırasıyla (6, 12, 15 ve 23 MV foton demetleri için) 1.54-4.9 MeV, 1.3-3.79 MeV ve 0.86-19 MeV aralıklarında ortalama enerjilerinin olduğunu, ancak filtrenin kullanıldığı durumlarda ise bu elektronların filtrede soğurulduğu rapor edilmektedir. Bunun yanı sıra diğer bileşenlerden gelen kontamine elektronları soğuran filtrenin de gelen fotonlarla etkileşmesinden dolayı, kendisinin yeni kontamine elektron kaynağı gibi davrandığı belirtilmektedir. Bunun sonucunda oluşan filtre kaynakları kontaminasyon elektronlarının ortalama enerjilerinin ise (6, 12, 15 ve 23 MV foton demetleri için) 0-5.3 Mev aralığında olduğu gösterilmektedir. Filtrenin kullanıldığı durumda havada oluşan elektronların ortalama enerjilerinin ise (6, 12, 15 ve 23 MV foton demetleri için) 0.97-2.2 MeV aralığında olduğu bildirilmektedir. Yapılan çeşitli araştırmalarda elde edilen elektron kontaminasyonunun % yüzey dozu ve doz maksimumundaki (d_{max}) % dozunu gösteren Tablo 2 *Malataras* tarafından sunulmaktadır [39].

Tablo 2 Yüzey dozunun ve doz maksimumun elektron kontaminasyon bileşenleri

Energy (MeV)	**Elektron kontaminasyonu % yüzey dozu**	**Elektron kontaminasyonu % d_{max} dozu**	**Havada oluşan elektron kontaminasyonu % yüzey dozu**
^{60}Co	% 50 (Attix 1983)		% 18 (Nilson 1979)
4	% 25 (Hounsell 1999)		
6	% 16 (Malataras 2001)	% 2 (Malataras 2001)	%12.4(LaRiviere1983),%10(Nilson1979), %16(Malataras 2001)
8	% 33 (Zhu 1998)	% 1(Zhu 1998)	
10	% 22 (Sixel 1994)		
12	% 16 (Malataras 2001)	% 2 (Malataras 2001)	% 8 (Malataras 2001)
15	% 6 (Malataras 2001)	% 2 (Malataras 2001)	
18	% 44 (Zhu 1998)	% 2.3 (Zhu 1998)	
20-25	% 20 (Petti 1983a), % 17 (Malataras 2001)	% 10 (Petti 1983a), % 4 (Malataras 2001)	% 5 (Nilson 1979), % 5.5 (Malataras 2001)

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Araştırmanın Tipi

Yapılan çalışma girişimsel olmayan araştırmalar niteliğindedir.

3.2. Araştırmanın Yeri ve Zamanı

Bu çalışma Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda mevcut olan *Varian* marka *TrueBeam-STx* model bir lineer hızlandırıcı, *PTW (Physikalisch-Technische Werkstätten)* marka 31010 *Semiflex* model iyon odası ve *PTW* marka *MP3* model su fantomu kullanılarak alınan yüzde derin doz (Percentage Depth Dose; PDD) ve demet profili ölçümleri kullanılmış olup, modelleme ve simülasyon hesaplamaları Dokuz Eylül Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümü Atom ve Molekül Fiziği Anabilim Dalı'nda mevcut olan *BEOWULF* bilgisayar laboratuvarındaki *Xeon* işlemcili hesaplama bilgisayarları kullanılarak yapılmıştır. Kullanılan bu bilgisayarların teknik özellikleri Bölüm 3.4.4.'de verilmektedir. Araştırmanın yapılması için gerekli olan anabilim dallarından alınan izin belgeleri alınmış olup, Dokuz Eylül Üniversitesi Etik Kurulu'na sunulmuştur. Araştırma 11.05.2015-05.11.2015 tarihleri arasında Dokuz Eylül Üniversitesi'nde ilgili anabilim dallarında yapılmıştır. Araştırmanın zaman cetveli Bölüm 3.7.'de detaylı olarak verilmektedir.

3.3. Araştırmanın Evreni ve Örneklemi/ Çalışma Grupları

Bu araştırma insan üzerinde yapılmadığından bu bölümde sunulacak bilgi bulunmamaktadır.

3.4. Çalışma Materyali

3.4.1. Lineer Hızlandırıcı

Bu çalışmada kullanılan lineer hızlandırıcı *Varian* marka *Truebeam-STx* model bir lineer hızlandırıcıdır. Şekil 11 ile gösterilen bu hızlandırıcıda 6MV, 6MV-FFF (Flattenning Filter Free), 10MV, 10MV-FFF (Flattenning Filter Free) ve 15 MV enerjili foton demetleri ve 6 MeV, 9, MeV, 12 MeV, 15MeV ve 18MeV elektron demetleri üretebilmektedir. *Jaw*'lar kullanılarak 0x0 cm^2'den 40x40 cm^2'ye kadar alanlarda tedavi yapabilmektedir. Ayrıca IMRT ve VMAT

tekniklerinin uygulanmasında kullanılan HD 120 MLC yapısına sahiptir. Bu lineer hızlandırıcının araştırma kapsamında modellenmesi yapılmış olup, yapılan modelleme ölçümle elde edilen PDD ve demet profili ile MC simülasyon yöntemiyle hesaplanarak elde edilen PDD ve demet profillerinin karşılaştırılmasıyla değerlendirilmiştir.

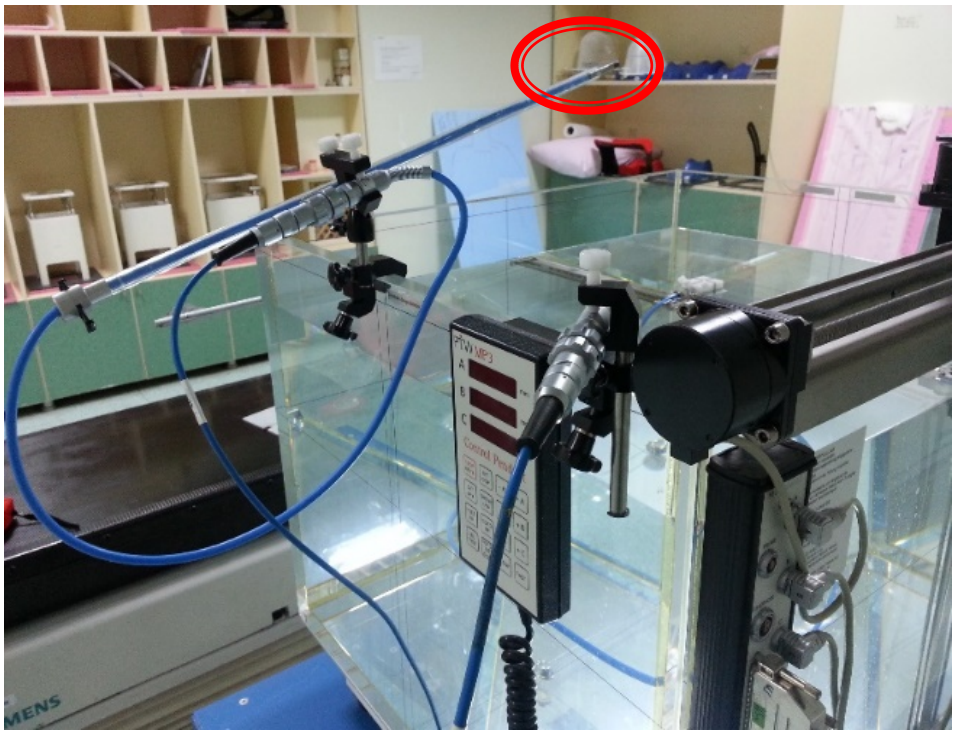


[9]Şekil 11 *Varian Truebeam-STx* LİNAK

[9] Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı

3.4.2. İyon Odası

Çalışmada, model değerlendirilmesinde kullanılacak olan PDD ve demet profili ölçümlerinde *PTW* marka 31010 *Semiflex* model 2.75 mm yarıçapa sahip iyon odası kullanılmıştır. Kullanılan bu iyon odası Şekil 12'de su fantomuna takılı halde gösterilmektedir.



[10]Şekil 12 *PTW* 31010 *Semiflex* iyon odası

[10] Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı

3.4.3. Su fantomu

Çalışmada PDD ve demet profili ölçümlerinde Şekil 13 ile gösterilen *PTW* marka *MP3* model su fantomu kullanılmıştır. Bu fantom 220 L'ye kadar su almaktadır ve *stepper* motor sistemi sayesinde pozisyonlamada kolaylık sağlamaktadır. Ayrıca iyon odasının hareketi ve sabitlenmesi için gerekli aksesuarlara da sahiptir.



Şekil 13 *PTW MP3* su fantomu

3.4.4. Hesaplama Bilgisayarları

Monte Carlo simülasyon hesaplamaları Dokuz Eylül Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümü Atom ve Molekül Fiziği Anabilim Dalı'nda mevcut olan *BEOWULF* bilgisayar laboratuvarındaki çift *Xeon* işlemcili *WorkStation* yapısına sahip 24Gb RAM kapasitesi olan bilgisayarlarda yapılmıştır.

3.4.5. Simülasyon Yazılımları

Araştırmada GEANT4 10.1 sürüm tabanlı GAMOS 5.0.0 sürümü, gerekli geometrik modelleme ve simülasyon hesaplamaları için kullanılmıştır. Bu yazılımlar açık kaynak kodlu olarak dağıtıldığından, ilgili *web* sitesinden* temin edilmiştir.

* http://fismed.ciemat.es/GAMOS/gamos.php

3.5. Araştırmanın Değişkenleri

Araştırmanın bağımsız değişkenleri kullanılan foton demetlerinin enerjileri, demetlerin sınırlandırıldığı alan boyutları ve demet *uniformitesi* için kullanılan düzleştirici filtredir. Bağımlı değişkenleri ise toplam yüzey dozu, toplam parçacık akı dağılımı, kontaminasyon elektronlarının % yüzey dozları ve % akı miktarlarıdır.

3.6. Araştırmanın Veri Toplama Araçları

Araştırmada Varian *Varian* marka *Truebeam-STx* model LİNAK, *PTW* marka 31010 *Semiflex* model iyon odası ve *PTW* marka *MP3* model su fantomu hesaplamaların yapılacağı modelin karşılaştırılması amacıyla ölçüm verileri elde etmek için kullanılmıştır. GEANT4 tabanlı GAMOS simülasyon yazılım araçları ise araştırmanın hesaplama verilerini elde etmek için kullanılmıştır. Bu hesaplamalar Bölüm 3.4.4.'de bilgileri verilen bilgisayarlar kullanılmıştır.

3.6.1. Ölçüm Verilerinin Elde Edilmesi

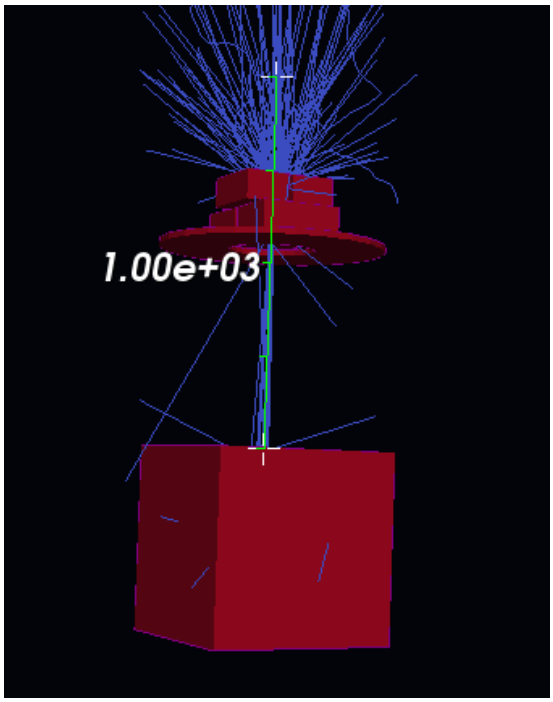
Çalışmanın ölçüm verileri oluşturulurken Bölüm 3.4.1.'de anlatılan lineer hızlandırıcı, Bölüm 3.4.2.'de anlatılan iyon odası ve Bölüm 3.4.3.'de anlatılan su fantomu kullanılmıştır. Su fantomu SSD=100 cm mesafede demet merkez ekseniyle fantom yüzeyi dik kesişecek şekilde konumlandırılmıştır. Daha sonra fantom içerisine gerekli düzenek yardımıyla iyon odası yerleştirilmiştir. İyon odasının konumu ışın merkez ekseni üzerindedir.

Bu şekilde konumlanan iyon odası fantomun yüzeyinden başlayarak 30 cm derinliğe kadar yüzde derin doz ölçümleri yapılmıştır. Daha sonra iyon odası fantom yüzeyinden 10 cm derinliğe çekilip x ekseninde her alana uygun olacak miktarda demet merkez ekseninden +x ve -x yönlerinde hareket ettirilip demet profili için doz ölçümleri yapılmıştır. PDD ve demet profili ölçümleri 6 MV, 6 MV-FFF, 10 MV, 10 MV-FFF ve 15 MV enerjili foton demetleri için ve 4x4, 10x10, 20x20, 30x30 cm^2 alan boyutlarında ayrı ayrı yapılmıştır. Alınan bu ölçümler simülasyon hesaplamalarında kullanılacak olan lineer hızlandırıcı modelinin gerçekle karşılaştırılıp değerlendirilmesi amacıyla (*benchmarking*) yapılmıştır.

3.6.2. Hesaplama Verilerinin Elde Edilmesi

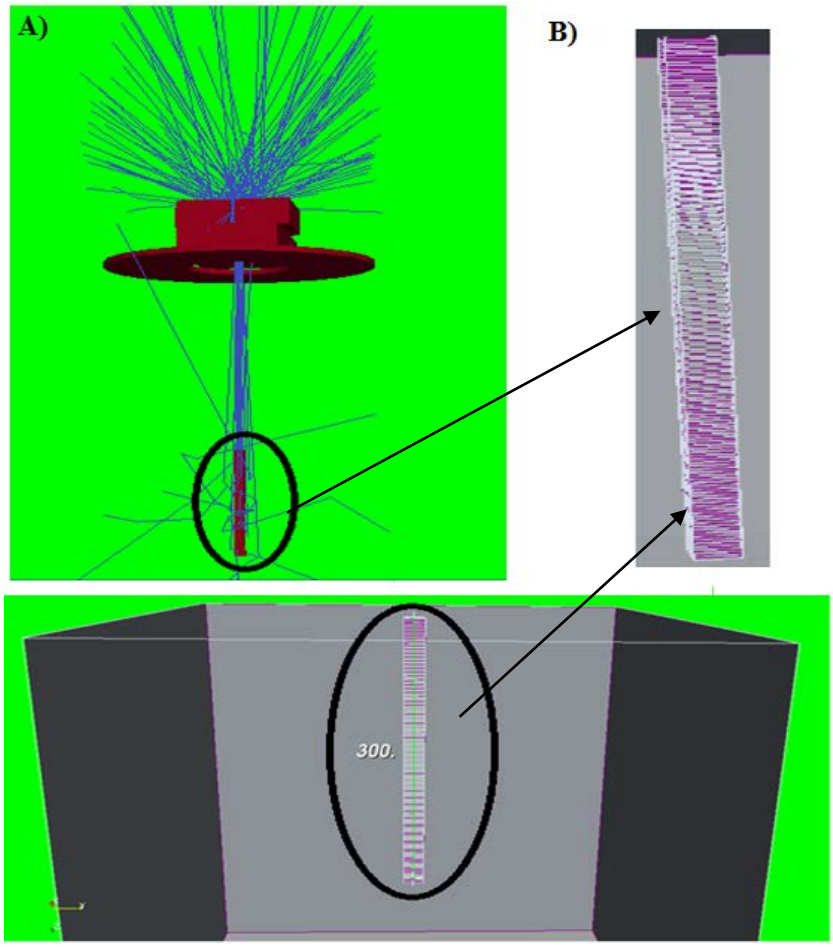
Çalışmanın hesaplama verilerinin elde edilmesinde Bölüm 3.4.4. ve Bölüm 3.4.5.'de kullanılan hesaplama bilgisayarları ve GEANT4 10.1 sürüm tabanlı GAMOS 5.0.0 sürümü simülasyon yazılımı kullanılmıştır. Ayrıca elde edilen verilerin analizi için lisansı Dokuz Eylül Üniversitesi'ne ait MATLAB programı kullanılmıştır. Hesaplama verileri iki kısımdan oluşmaktadır.

İlk kısımda modelin değerlendirilmesi amacıyla oluşturulan simülasyonda, SSD=100 cm mesafede su fantomuyla özdeş, 50x50x50 cm^3 boyutlarında Şekil 14'de gösterilen bir fantom geometrisi oluşturulmuş olup, meydana geldiği madde GEANT4/GAMOS tarafından kendi kütüphanesinde tanımlanan G4_WATER (su) olarak seçilmiştir. Bu fantom içerisinde gerçek ölçümlerdeki detektörün görevini yapacak olan z ekseninde ve x ekseninde olmak üzere iki farklı detektör geometrisi oluşturulmuştur.



Şekil 14 SSD=100 cm'de modellenen fantom geometrisi

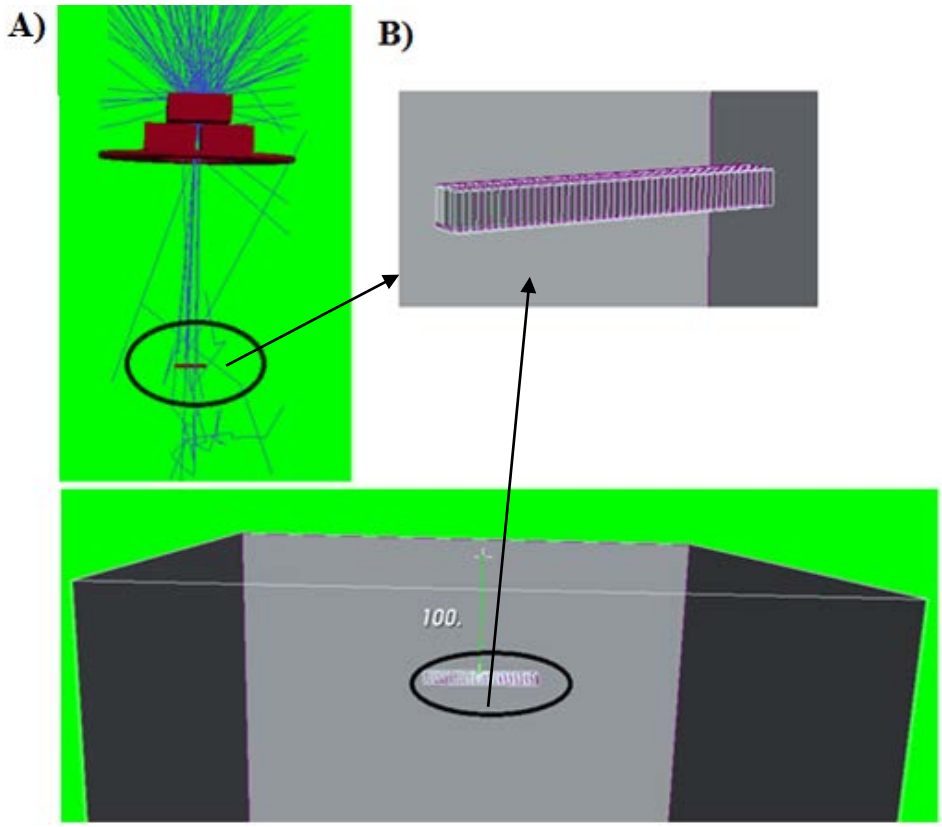
z ekseninde bulunan detektör 2x2x30 cm^3 boyutunda olup, demet merkez ekseni üzerinde ve oluşturulan fantom geometrisinin yüzeyinden başlayarak +z yönünde 30 cm derinliğe kadar gitmektedir (Şekil 15A). Bu derinlik boyunca detektör geometrisi 2 mm'lik *voksellere* ayrılmıştır ve böylece ardışık 150 farklı noktada ölçüm alan bir detektör haline gelmiştir (Şekil 15B). Bu boyutlar her alan ve enerjide sabittir. Oluşturulan bu detektörün meydana geldiği madde de fantomla aynı şekilde G4_WATER (su) olarak belirlenmiştir.



Şekil 15 (A) Demet merkezinde bulunan PDD detektörü, ve (B) voksellenmiş hali

x ekseninde bulunan detektör ise her alan için alan boyutuna göre farklılık göstermiş olup 4x4, 10x10, 20x20 ve 30x30 cm^2 alanlar için sırasıyla 10x1x1, 20x1x1, 30x1x1, 40x1x1 cm^3 boyutlarındadırlar. Fantom geometrisinin 10 cm +z yönünde derinlikte konumlanmış olan bu detektör geometrilerinin merkezleri demet merkez ekseniyle çakışmakta olup, +x ve –x

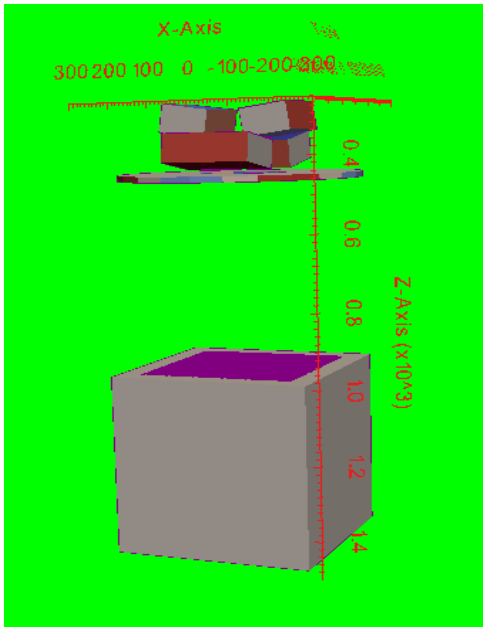
yönlerinde uzanmaktadır (Şekil 16A). Geometriler 1cm +z yönünde kalınlığa sahiptirler ve +x –x yönlerinde 2 mm'lik *voksellere* ayrılmışlardır. Bu şekilde *voksellenen* bu geometriler, demet merkez ekseninden +x ve –x yönlerinde her alan için sırasıyla ardışık 50, 100, 150 ve 200 farklı noktadan ölçüm alan detektörler haline gelmişlerdir (Şekil 16B). Bu boyutlar görüldüğü gibi her alan boyutunda değişmekte olup, farklı enerjilerde ise sabittir. Alan boyutlarında bu geometrilerin farklılık göstermelerinin sebebi *voksel* sayısının gereksiz yere artmasını ve böylece hesap süresinin azalmasıyla işlem hızının artmasını sağlamaktır. Oluşturulan bu detektörlerin meydana geldiği maddeler de fantom ve diğer detektörle (+z yönündeki PDD detektörleri) aynı şekilde G4_WATER (su) olarak belirlenmiştir. Son olarak her iki geometri çeşidine de gelen parçacıkların bırakmış oldukları dozu sayabilmeleri ve kaydedebilmeleri için Bölüm 2.2.2'de bahsedilen *scorer* her geometriye ayrı ayrı atanmıştır. Sonuç olarak bu geometriler hem detektör özelliği kazanmışlar hem de saydıkları niceliği çıktı olarak vermişlerdir.



Şekil 16 Şekil (A) Demet merkezinde bulunan demet profili detektörü, ve (B) voksellenmiş hali

Modellenen bu geometriler, üretici firma tarafından sağlanan faz uzayı kullanılarak 6 MV, 6 MV-FFF, 10 MV, 10 MV-FFF ve 15 MV enerjili foton demetleriyle 4x4, 10x10, 20x20 ve 30x30 cm^2 alan boyutlarında radyasyona maruz bırakıldılar. Model değerlendirme amacıyla yapılan bu hesaplamalarda *cutoff* enerjileri elektron ve fotonlar için sırasıyla ~500 keV ve ~10 keV olarak belirlenmiştir. Hesaplamalar sonucunda her alan boyutu için ve her enerji için ayrı ayrı PDD ile demet profilleri elde edilmiş olup model değerlendirilmesi bu veriler üzerinden yapılmıştır [39, 64, 68].

Hesaplama verilerinin ikinci kısmında, foton demetine kontamine olan elektronların yüzeyde oluşturdukları rölatif % akı ve rölatif % doz miktarları Monte Carlo simülasyon yöntemiyle hesaplanmıştır. Bu hesaplamalar için SSD=100 cm de ilk kısımda oluşturulan fantom aynı boyutlarda fakat farklı maddeden (G4_Galactic) oluşturulmuştur. Daha sonra bu fantomun yüzeyinde 4x4, 10x10, 20x20 ve 30x30 cm^2 alanlar için bu alan boyutların bağlı olarak sırasıyla 12x12x0.4, 18x18x0.4, 27x27x0.4, 30x30x0.4 cm^3 boyutlarında G4_WATER olarak geometriler oluşturuldu (Şekil 17).



Şekil 17 Geometrik model ve yüzeyi voksellenmiş fantom

Bu geometriler xy düzleminde merkezleri demet merkez ekseniyle çakışacak şekilde ve verilen ölçülerde uzanmış olup, +z yönünde 4 mm'lik derinliğe sahiptirler. Ayrıca bu geometriler xyz düzleminde 1.5x1.5x0.4 cm^3'lük *voksellere* ayrılmıştır. Bu şekilde *voksellere* ayrılan geometriler, demet merkez ekseninde +xy ve –xy düzlemlerine doğru olmak üzere toplam her alan boyutu için sırasıyla 8x8=64, 12x12=144, 16x16=256, 20x20=400 *voksellden* oluşan ve bu kadar noktadan ölçüm alan detektörler halini almışlardır. İlk kısımda olduğu gibi bu geometrilere de detektör özelliği ve *scorer* atamaları yapılmıştır. Ancak, bu aşamada ilk kısım *scorer* atamasına ek olarak, her *scorer*'a sadece kontamine elektron akısını ve dozunu sayabilmesi için filtreler eklenmiştir. Bu filtreler şu şekilde eklenmiştir;

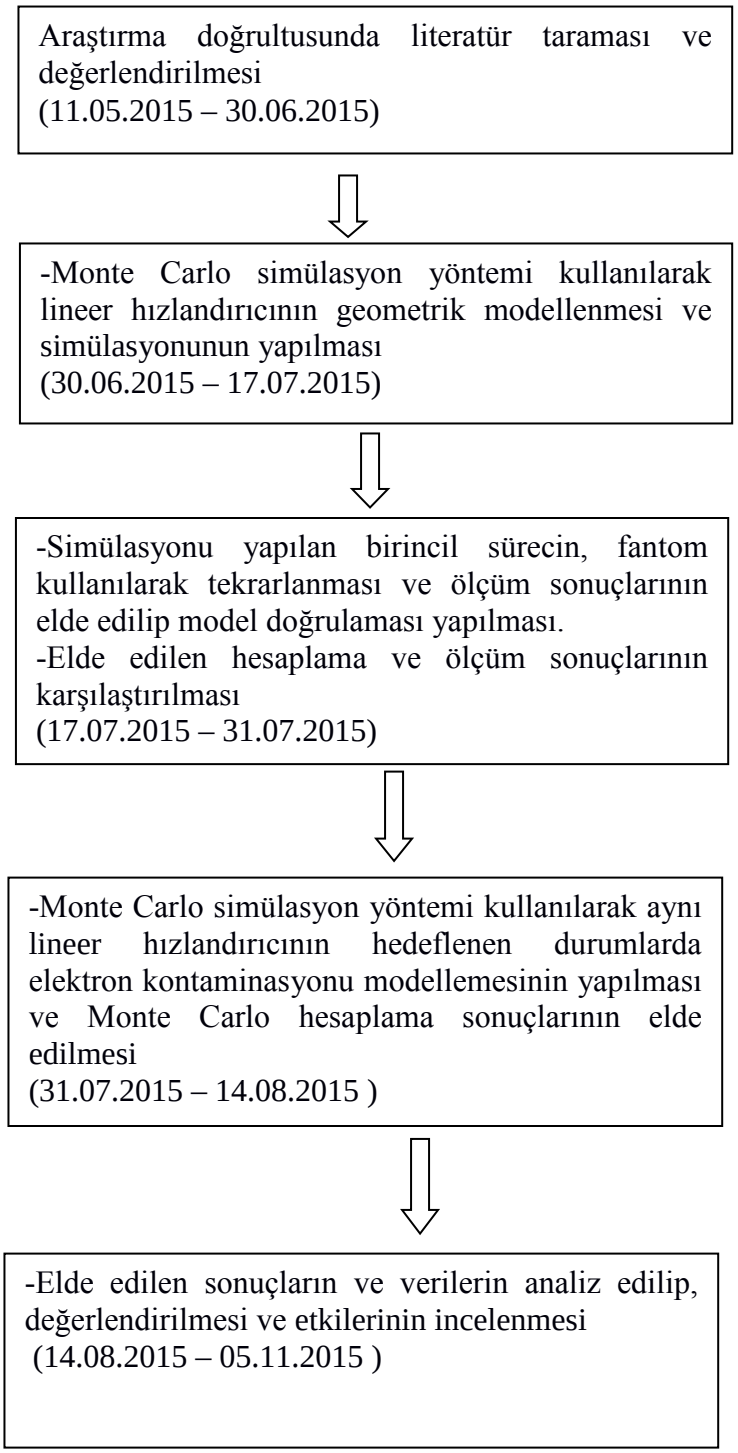
- ➔ Elektron akısı için akı sayan *scorer* (`GmPSSurfaceFlux`) detektör geometrilerine atandıktan sonra ve bu atamaya ek olarak sadece detektör geometrisinin üst kısmından giren parçacıkların sayılmasını sağlamak için `"Surfaces Z+"` ve `"Direction In"` parametreleri eklenmiştir. Bu sayımda gelen gama fotonlarını filtreleyip sadece elektronların detektörler tarafından dikkate alınmasını sağlamak için ise `"GmElectronFilter"` filtresi bu *scorer*'a eklenmiştir. Burada tanımlanan `GmPSSurfaceFlux`, yüzeyi temel alan bir *scorer*'dır. Buradaki *akı* niceliği, yüzeye ulaşan *track*'ların sayısının, *track* ve yüzey normali arasındaki açının kosinüsüne ve yüzeyin alanına bölünmesiyle elde edilir. *Akı* niceliği en genel anlamda ise yüzeye ulaşan parçacık sayısını ifade eder.

- ➔ Elektron dozu için doz sayan *scorer* (`GmG4PSDoseDeposit`) detektör geometrilerine atandıktan sonra bu atamaya ek olarak detektörlerin sadece gelen elektronların dozlarını dikkate almasını sağlamak amacıyla `"GmGammaFilter"` filtresi bu *scorer*'a eklenmiştir.

Buradaki fantomun G4_Galactic (vakum) olmasının sebebi, bu maddenin oldukça düşük yoğunluğa sahip olmasından dolayıdır. Böylece oluşturulan detektör geometrilerine sadece detektörün üstünden (tedavi cihazının kafasından ve havadan) gelen kontamine elektronların katkıları sayılmıştır. Çünkü fantoma gelen foton demetinin, detektörün altında kalan hacimde, detektör geometrisine doğru geri saçılan elektron oluşturma olasılığı en aza indirilmiştir.

Modellenen bu geometriler ve detektörler, üretici firma tarafından sağlanan faz uzayı kullanılarak 6 MV, 6 MV-FFF, 10 MV, 10 MV-FFF ve 15 MV enerjili foton demetleriyle 4x4, 10x10, 20x20 ve 30x30 cm^2 alan boyutlarında radyasyona maruz bırakıldılar. Elektron kontaminasyonunun akısını ve yüzey dozunu hesaplamak amacıyla yapılan bu simülasyonlarda *cutoff* enerjileri elektron ve fotonlar için GAMOS tarafından varsayılan olarak belirlenen değerde tutuldu. Bu değerler foton ve elektron için sırasıyla hava ortamında her ikisi için de ~990 eV, *jawlarda* ~33 keV ve ~350 keV, vakum ortamında (fantom) her ikisi için de ~990 eV, suda (detektör) ise ~1 keV ve ~85 keV olarak belirlenmiştir. Hesaplamalar sonucunda her alan boyutu için ve her enerji için ayrı ayrı kontamine elektronların fantom yüzeyinde oluşturdukları % yüzey dozları ve akıları hesaplanmış olup gerekli grafikler elde edilmiştir.

3.7. Araştırma Planı ve Takvimi



3.8. Verilerin Değerlendirilmesi

Bölüm 3.4.2. ve Bölüm 3.4.3.'de anlatılan iyon odası ve su fantomuyla alınan ölçümler sonucunda elde edilen PDD ve demet profilleri ile model değerlendirilmesi için yapılan ilk hesaplamalarda elde edilen PDD ve demet profilleri karşılaştırılarak sonuçlar analiz edildi. Sonuçların analizi şu şekilde yapılmıştır;

- Ölçümle elde edilen PDD'ler ve hesaplama ile elde edilen PDD'ler maksimum değerlerine normalize edilerek aynı grafik üzerinde çizdirilmiş ve aralarındaki standart sapma her alan ve her enerji için hesaplanmıştır. Böylece her alan ve enerjide modelin doğru doz dağılımını verip vermediği test edilmiştir.

- Ölçümle elde edilen demet profilleri ve hesaplama ile elde edilen demet profilleri ortalama bir maksimum değere normalize edilerek aynı grafik üzerinde çizdirilmiş ve aralarındaki standart sapma her alan ve her enerji için hesaplanmıştır. Böylece her alan ve enerjide modelin doğru alan boyutlarını açıp açmadığı test edilmiş.

Daha sonra kontamine elektronların % yüzey dozları ve yüzeydeki akıları Bölüm 3.6.'de açıklanan şekillerde oluşturulan detektör yapılarıyla simülasyondan çıktı olarak alınmıştır. Alınan bu sonuçlardan ayrı ayrı her enerji ve alan boyutuna göre grafikler oluşturulup literatürle karşılaştırılıp değerlendirilmişlerdir.

3.9. Araştırmanın Sınırlılıkları

Çalışmada iç (elektronik yapı, verim vs.) ve dış (elektriksel dalgalanma, bakım verimi vs.) etkenlere bağlı olarak verimi değişen lineer hızlandırıcının ölçüm sırasındaki verimi, ölçümün yapıldığı iyon odasının verimi ve ölçümündeki hata payı, simülasyon hesabında kullanılan yazılımların çalışmalarındaki hata payları, hesaplama bilgisayarlarının verimleri, Monte Carlo hesaplamalarında kullanılan parçacık sayısının yeterliliği bu çalışmanın sınırlılıklarını oluşturmaktadır.

3.10. Etik Kurul Onayı

Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel olmayan Araştırmalar Etik Kurulu tarafından 18.06.2015 tarih, 2159-GOA protokol numaralı ve 2015/16-06 karar numarası ile, "*Varian Truebeam* Lineer Hızlandırıcının Elektron Kontaminasyonunun *Monte Carlo* Yöntemiyle Simülasyonunun Yapılması" başlıklı tez çalışmamıza 22/06/2015 tarih ve 514 sayılı etik kurul onayı vermiştir.

4. BULGULAR

4.1. Model Değerlendirilmesi

Çalışmanın ilk aşamasında, GAMOS simülasyon yazılımı kullanılarak geometrisi modellenen lineer hızlandırıcının, Bölüm 3.6.2.'de tanımlanan şekilde model değerlendirilmesi için *Monte Carlo* simülasyon hesaplamaları yapılmıştır. Yapılan bu hesaplamalarda, her alan ve her enerji için oluşturulan detektör geometrisinde, doz sayan her vokseldeki istatistiksel hatalar da kaydedilmiştir. Model değerlendirilmesi amacıyla yapılan *Monte Carlo* hesaplamalarında her voksel başına istatistiksel hatalar ortalama olarak PDD'ler için % 0.7, demet profilleri için % 1.8 olarak hesaplanmıştır. Ayrıca Tablo 3 ve Tablo 4 her alan ve her enerji için ortalama istatistiksel hatayı göstermektedir.

Tablo 3 PDD hesaplamalarındaki % istatistiksel hatalar

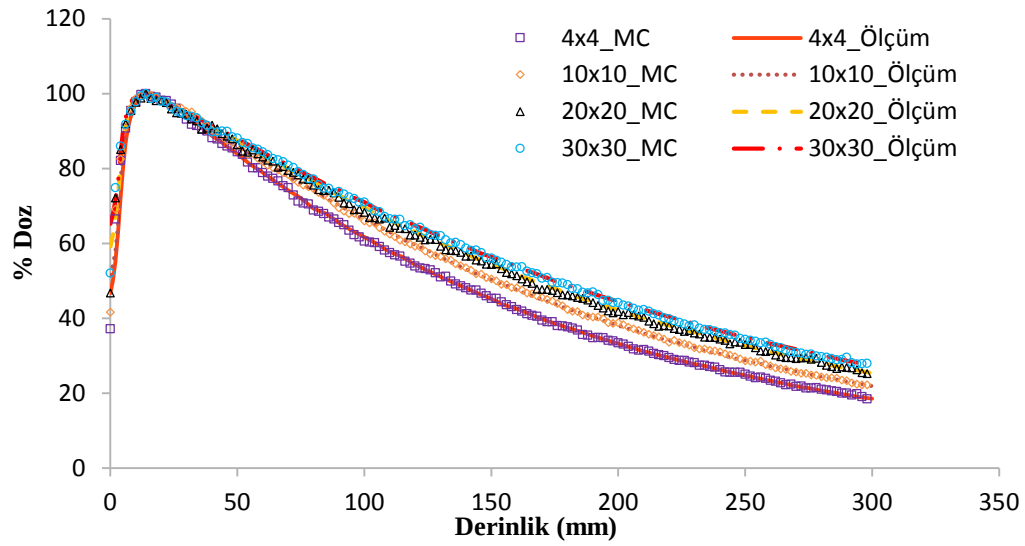
Ort: % 0.7	**6MV**	**6MV-FFF**	**10MV**	**10MV-FFF**	**15MV**
4x4 cm^2	0.7	0.7	0.8	0.5	0.8
10x10 cm^2	0.7	0.7	0.6	0.6	0.8
20x20 cm^2	1.0	0.6	0.7	0.6	0.7
30x30 cm^2	0.8	0.6	0.8	0.6	0.7

Tablo 4 Demet profili hesaplamalarındaki % istatistiksel hatalar

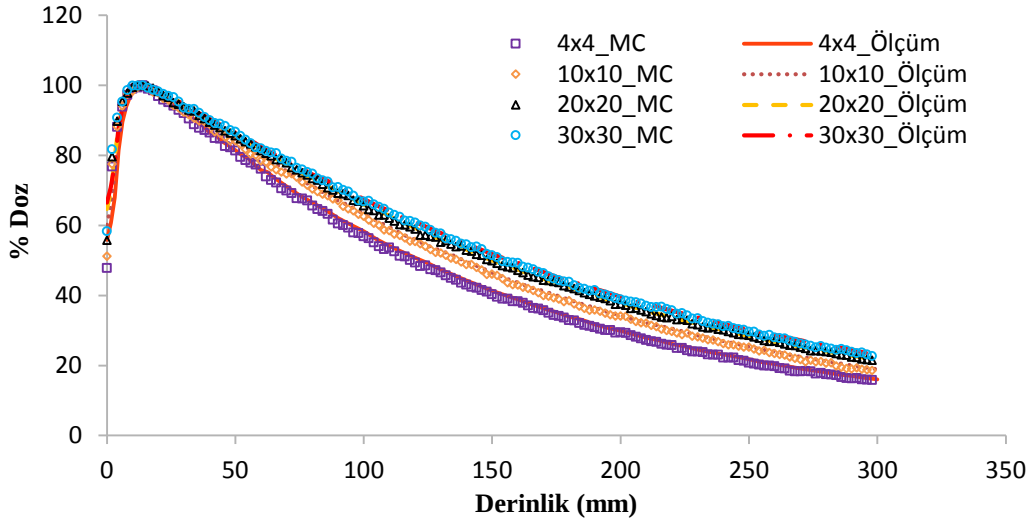
Ort:% 1.8	**6MV**	**6MV-FFF**	**10MV**	**10MV-FFF**	**15MV**
4x4 cm^2	1.8	2.0	2.4	2.0	2.0
10x10 cm^2	2.0	1.8	2.7	1.9	2.0
20x20 cm^2	1.9	1.3	1.7	1.3	1.8
30x30 cm^2	1.6	1.2	1.4	1.1	1.5

Bunun yanı sıra, geometrik modelin geçerliliğini görebilmek amacıyla, deneysel olarak ölçülen PDD ve demet profili değerleriyle hesaplanan PDD ve demet profili değerleri karşılaştırılmışlardır. Her iki şekilde elde edilen PDD değerleri maksimum doz noktalarına ve her iki şekilde elde edilen demet profili değerleri de ortalama maksimum doz noktalarına normalize edilmişlerdir. Bu normalizasyon işlemlerinden sonra her enerji ve alan için ayrı ayrı, deneysel olarak ölçülen ve *Monte Carlo* yöntemiyle hesaplanan PDD ve demet profili grafikleri ilgili programlar yardımıyla oluşturulmuştur. Bu grafikler Şekil 18 - Şekil 27'de görüldüğü gibi her enerji için ayrılmış olup, aynı enerjideki bütün alanlar ise bir arada gösterilmektedir.

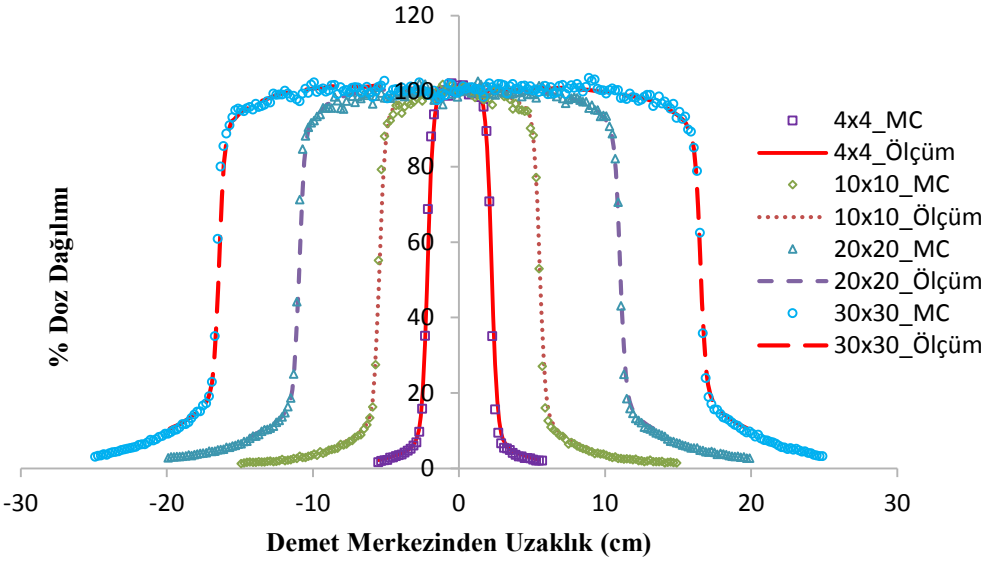
Model değerlendirilmesi için yapılan bu işlemler sonucunda deneysel olarak ölçülen ve *Monte Carlo* yöntemiyle hesaplanan PDD değerleri arasındaki ortalama standart sapma % 0.2, demet profilleri arasındaki ortalama standart sapma ise % 0.1 olarak hesaplanmıştır. Bu şekilde elde edilen standart sapma hesaplamaları, aynı noktadaki % doz değerlerinin farklarının kareleri alınıp, farkları alınan değerlerden en büyüğüne bölünerek hesaplanmıştır. Hesaplanan istatistiksel hatalar ve ortalama standart sapmalar modelin yeterli doğrulukta olduğunu göstermektedir [42, 43, 67].



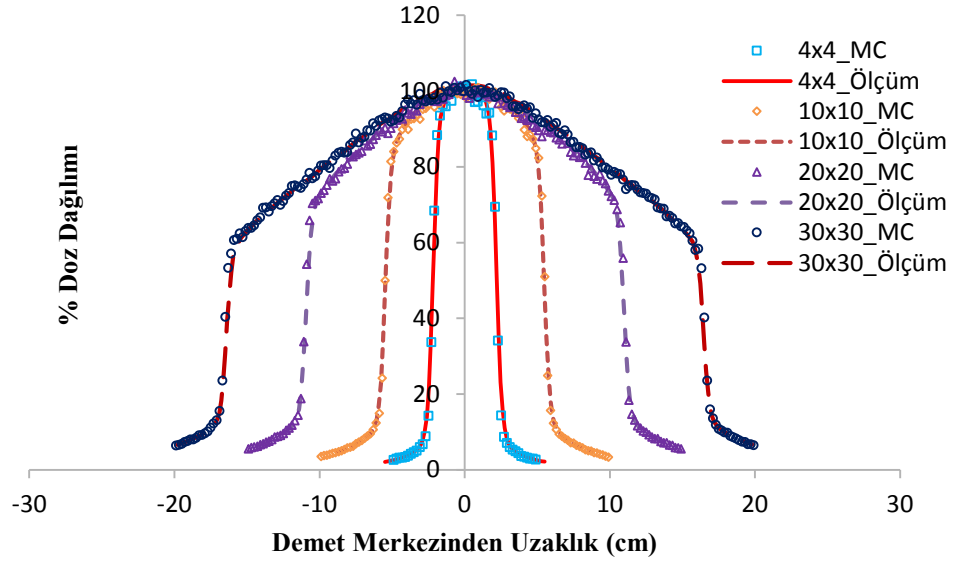
Şekil 18 6MV foton demetinin PDD'sinin, 4x4, 10x10, 20x20 ve 30x30 cm^2 alan boyutlarında MC hesaplamaları ve deneysel ölçümleri



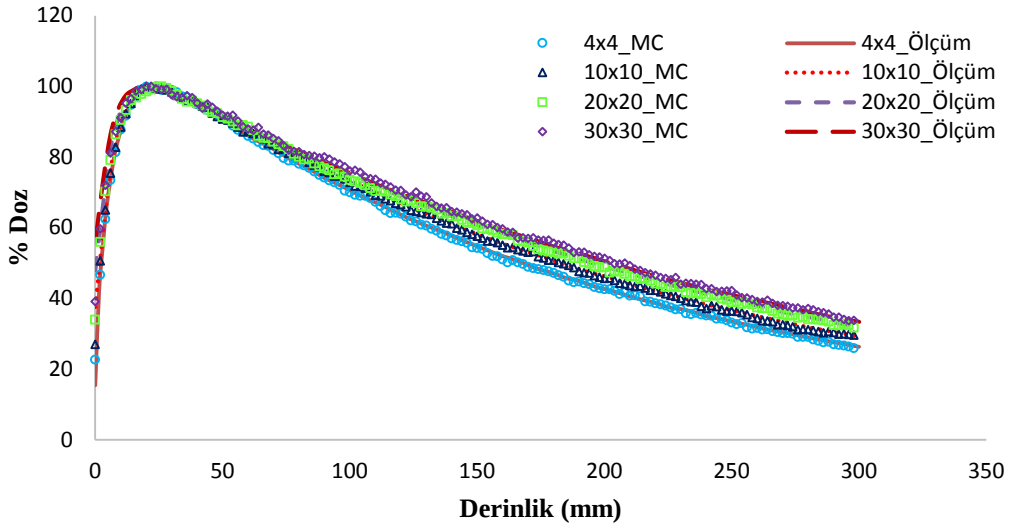
Şekil 19 6MV-FFF foton demetinin PDD'sinin, 4x4, 10x10, 20x20 ve 30x30 cm^2 alan boyutlarında MC hesaplamaları ve deneysel ölçümleri



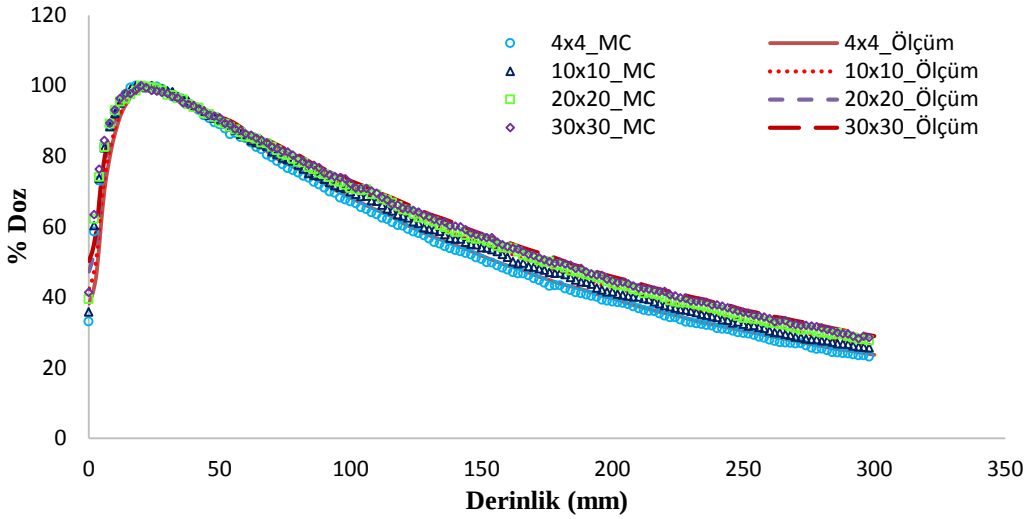
Şekil 20 6MV foton demetinin demet profilinin, 4x4, 10x10, 20x20 ve 30x30 cm^2 alan boyutlarında MC hesaplamaları ve deneysel ölçümleri



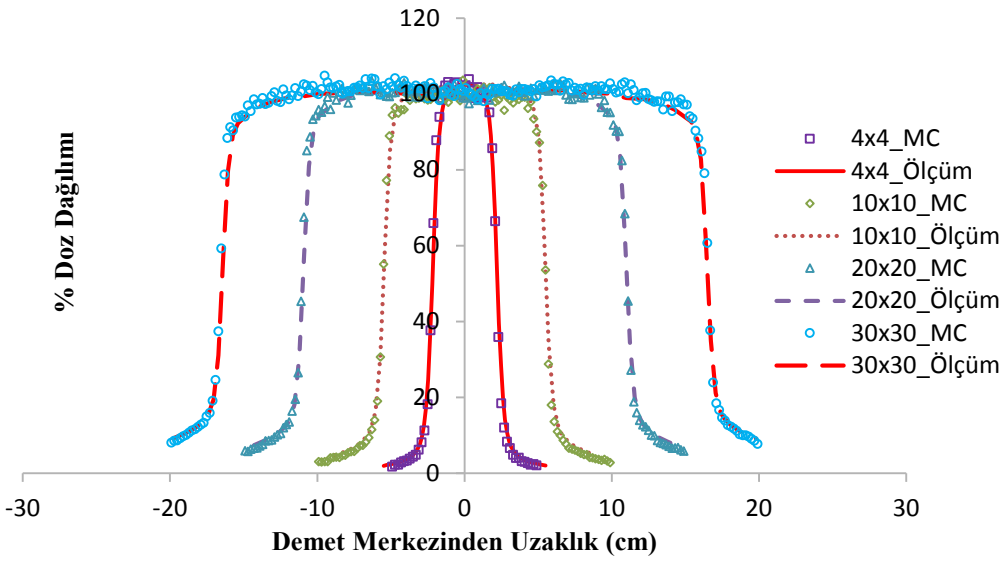
Şekil 21 6MV-FFF foton demetinin demet profilinin, 4x4, 10x10, 20x20 ve 30x30 cm^2 alan boyutlarında MC hesaplamaları ve deneysel ölçümleri



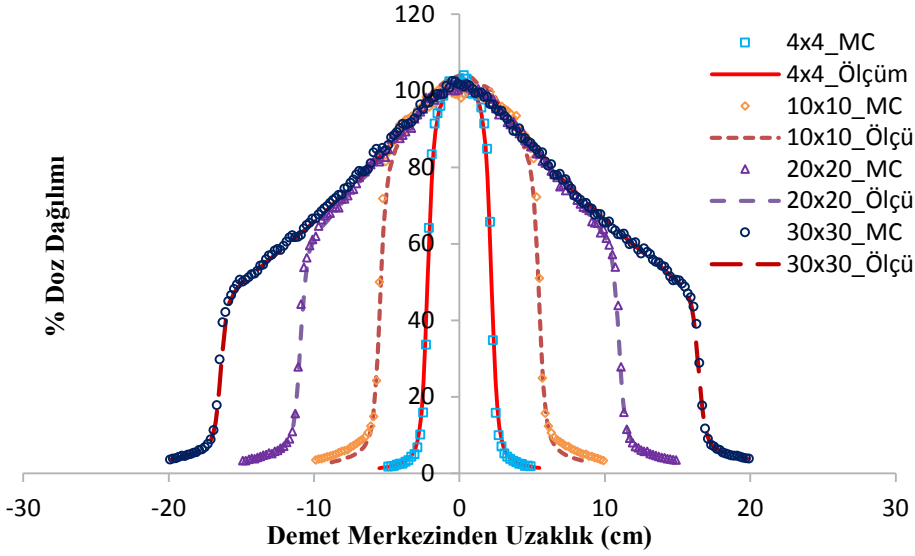
Şekil 22 10MV foton demetinin PDD'sinin, 4x4, 10x10, 20x20 ve 30x30 cm^2 alan boyutlarında MC hesaplamaları ve deneysel ölçümleri



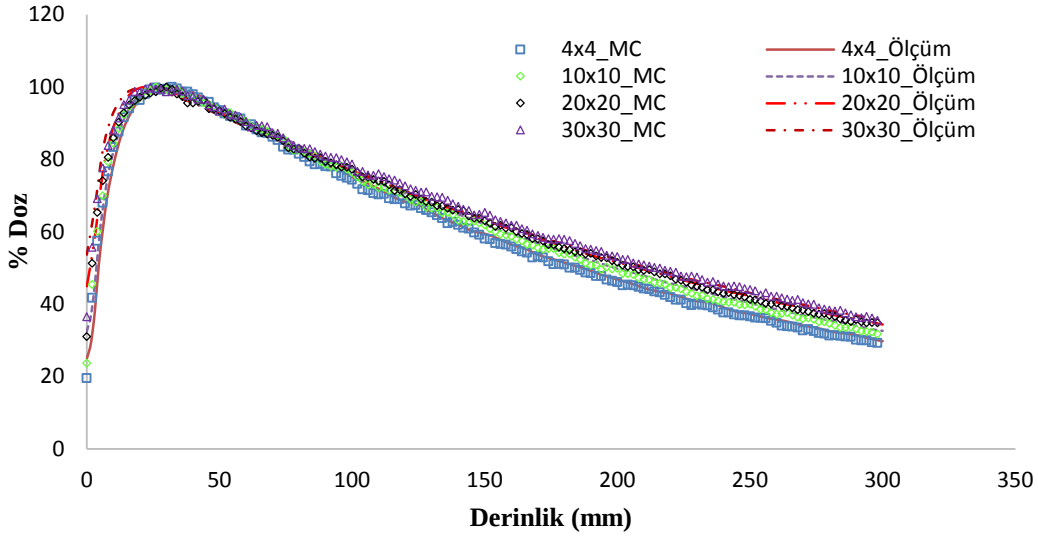
Şekil 23 10MV-FFF foton demetinin PDD'sinin, 4x4, 10x10, 20x20 ve 30x30 cm^2 alan boyutlarında MC hesaplamaları ve deneysel ölçümleri



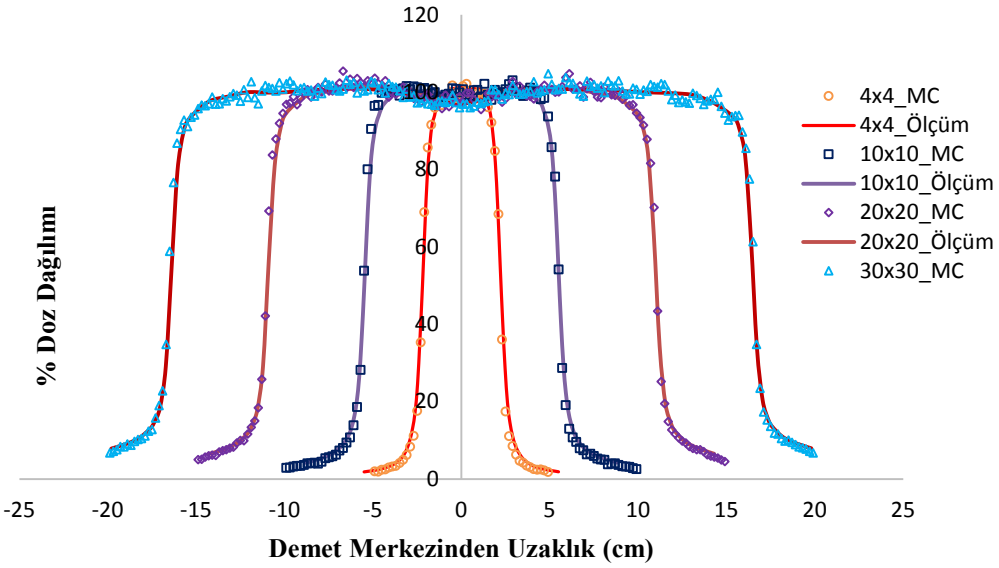
Şekil 24 10MV foton demetinin demet profilinin, 4x4, 10x10, 20x20 ve 30x30 alan boyutlarında MC hesaplamaları ve deneysel ölçümleri



Şekil 25 10MV-FFF foton demetinin demet profilinin, 4x4, 10x10, 20x20 ve 30x30 cm^2 alan boyutlarında MC hesaplamaları ve deneysel ölçümleri



Şekil 26 15MV foton demetinin PDD'sinin, 4x4, 10x10, 20x20 ve 30x30 cm^2 alan boyutlarında MC hesaplamaları ve deneysel ölçümleri



Şekil 27 15MV foton demetinin demet profilinin, 4x4, 10x10, 20x20 ve 30x30 cm^2 alan boyutlarında MC hesaplamaları ve deneysel ölçümleri

4.2. Kontamine Elektronların % Yüzey Dozları ve % Akıları

Monte Carlo hesaplama yönteminin kullanıldığı bu çalışmada, Bölüm 2.2.1. ile Bölüm 2.2.2.'de bahsedilen simülasyon yazılımları ile yapılan hesaplamalar sonucunda her alan (4x4, 10x10, 20x20 ve 30x30 cm^2) ve her foton demeti enerjisindeki (6MV,6MV-FFF, 10MV, 10MV-FFF ve 15 MV) elektron kontaminasyonun voksel başına yüzey doz dağılımları ve elektron akı dağılımları elde edilmiştir. Bu hesaplamalarda detektör geometrilerindeki her voksel başına ortalama istatistiksel hata 4x4, 10x10, 20x20 ve 30x30 cm^2 alanlar için sırasıyla yaklaşık olarak % 5, % 2, % 1 ve % 1 kaydedilmiştir. Bölüm 3.6.2.'de belirtilen şekilde gerçekleştirilen simülasyon hesaplamaları sonucunda, kontamine elektronların % yüzey dozu ve % akı miktarları, ikincil elektronların voksellere ayrılmış olan detektörlerin bulunduğu yüzeyde oluşturdukları doz ve akı miktarlarının, maksimum toplam yüzey dozuna ve toplam parçacık akısına normalizasyonuyla elde edilmiştir. Elektron kontaminasyonu hesaplamaları için oluşturulan detektör geometrilerindeki her vokselden bu şekilde elde edilen % yüzey dozu ve % akı miktarının her alan ve enerji için ortalama değerleri hesaplanıp Tablo 5 ve Tablo 6 oluşturulmuştur. Bu tablolarda gösterilen ortalama değerler, her alan için oluşturulan detektör geometrilerindeki her vokselden elde edilen % değerlerin ortalamasıdır. Bunların yanı sıra, her alan ve her enerji için, toplam dozun ve toplam parçacık sayısının rölatif olarak % 90 ve üzeri değerlerini alan voksellerdeki, kontaminasyon elektronlarının ortalama % yüzey dozu ve % akı miktarları Tablo 7 ve Tablo 8 ile verilmektedir. Ayrıca, her alan ve her enerji için oluşturulan detektör geometrilerindeki bütün voksellere ait kontaminasyon elektronlarının % yüzey doz ve % akı dağılımları Şekil 28 - Şekil 37'de grafiksel olarak gösterilmektedir.

Tablo 5 Bütün voksellerdeki ortalama kontamine elektron % yüzey dozu

	6MV	**10MV**	**15MV**	**6MV-FFF**	**10MV-FFF**
4x4 cm^2	0.005	0.004	0.003	0.007	0.005
10x10 cm^2	0.014	0.012	0.010	0.018	0.013
20x20 cm^2	0.031	0.024	0.020	0.034	0.023
30x30 cm^2	0.043	0.033	0.028	0.042	0.027

Tablo 6 Bütün voksellerdeki ortalama kontamine elektron % akı miktarı

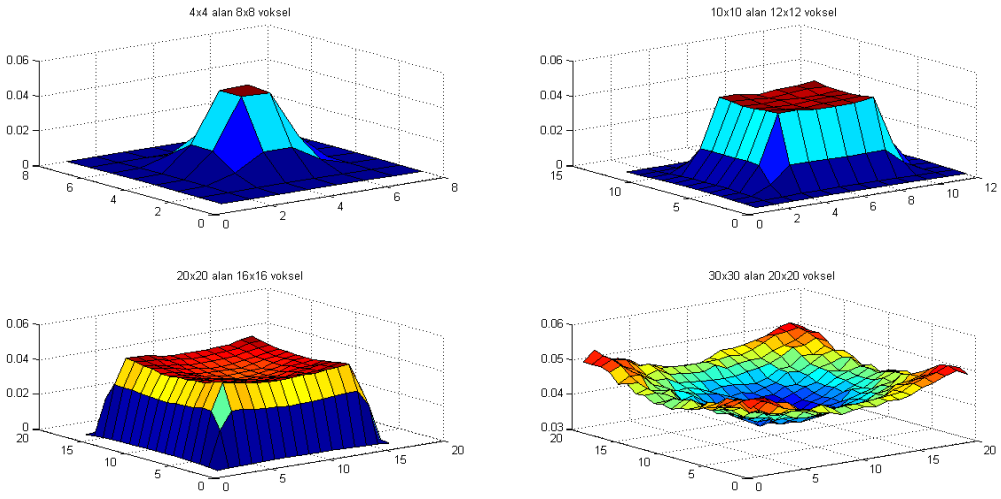
	6MV	**10MV**	**15MV**	**6MV-FFF**	**10MV-FFF**
4x4 cm^2	0.020	0.033	0.036	0.015	0.016
10x10 cm^2	0.071	0.086	0.101	0.057	0.062
20x20 cm^2	0.194	0.211	0.263	0.137	0.142
30x30 cm^2	0.247	0.282	0.339	0.217	0.183

Tablo 7 % 90 ve üzeri doz alan voksellerdeki ortalama kontamine elektron % yüzey dozu

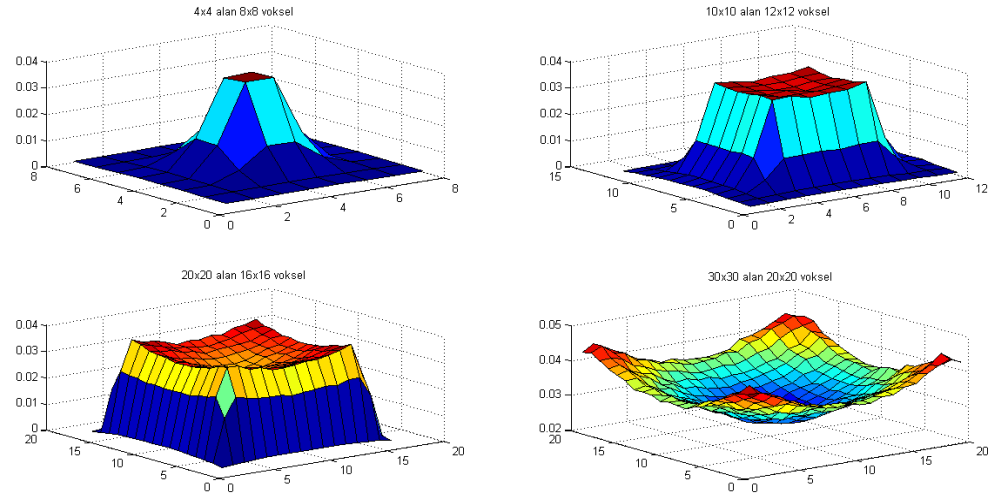
	6MV	**10MV**	**15MV**	**6MV-FFF**	**10MV-FFF**
4x4 cm^2	0.043	0.034	0.030	0.061	0.048
10x10 cm^2	0.042	0.033	0.028	0.056	0.041
20x20 cm^2	0.042	0.033	0.028	0.053	0.040
30x30 cm^2	0.043	0.033	0.028	0.052	0.039

Tablo 8 % 90 ve üzeri doz alan voksellerdeki ortalama kontamine elektron % akı miktarı

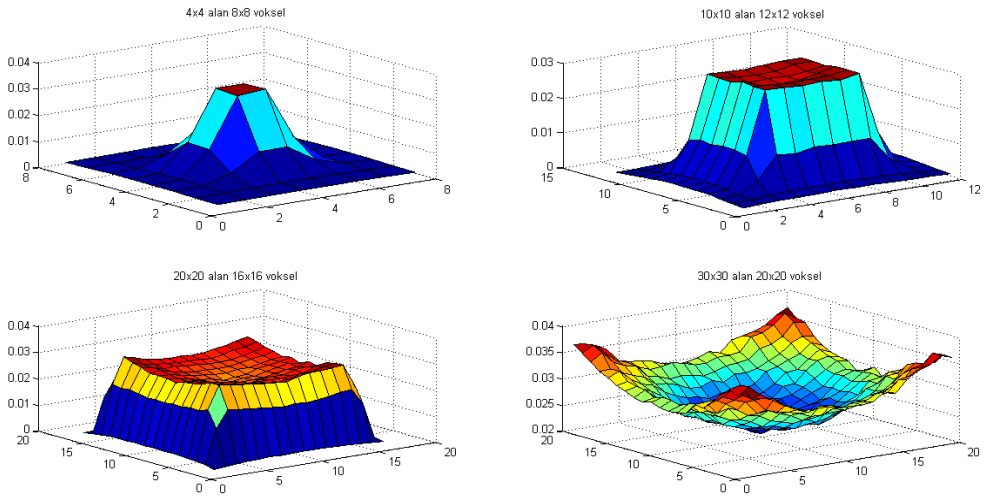
	6MV	**10MV**	**15MV**	**6MV-FFF**	**10MV-FFF**
4x4 cm^2	0.055	0.053	0.061	0.049	0.050
10x10 cm^2	0.118	0.142	0.155	0.108	0.116
20x20 cm^2	0.235	0.248	0.308	0.211	0.197
30x30 cm^2	0.247	0.282	0.339	0.380	0.251



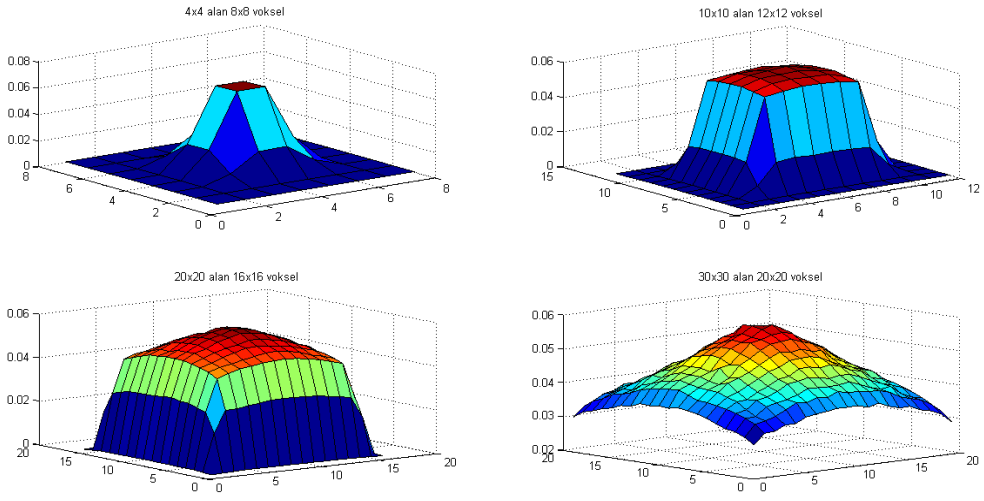
Şekil 28 6MV foton demetinin elektron kontaminasyonunun farklı alanlarda doz dağılımı



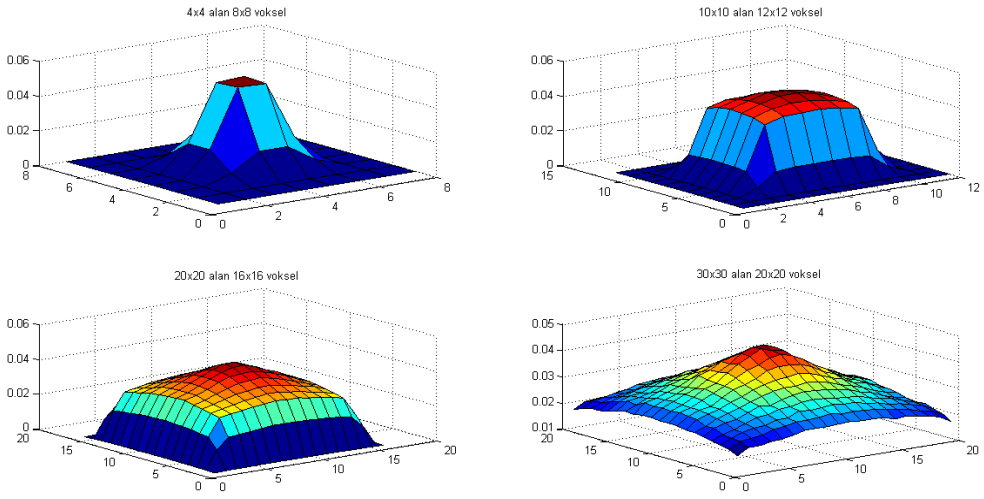
Şekil 29 10MV foton demetinin elektron kontaminasyonunun farklı alanlarda doz dağılımı



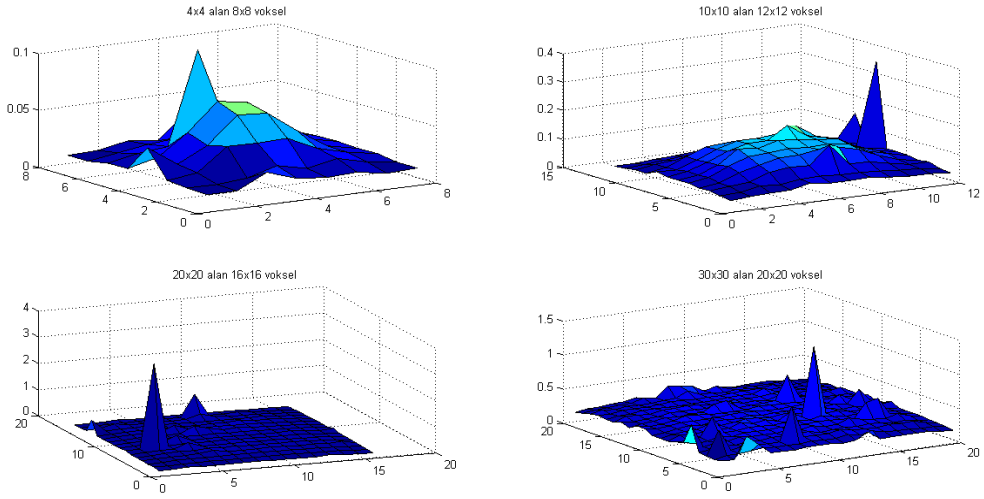
Şekil 30 15MV foton demetinin elektron kontaminasyonunun farklı alanlarda doz dağılımı



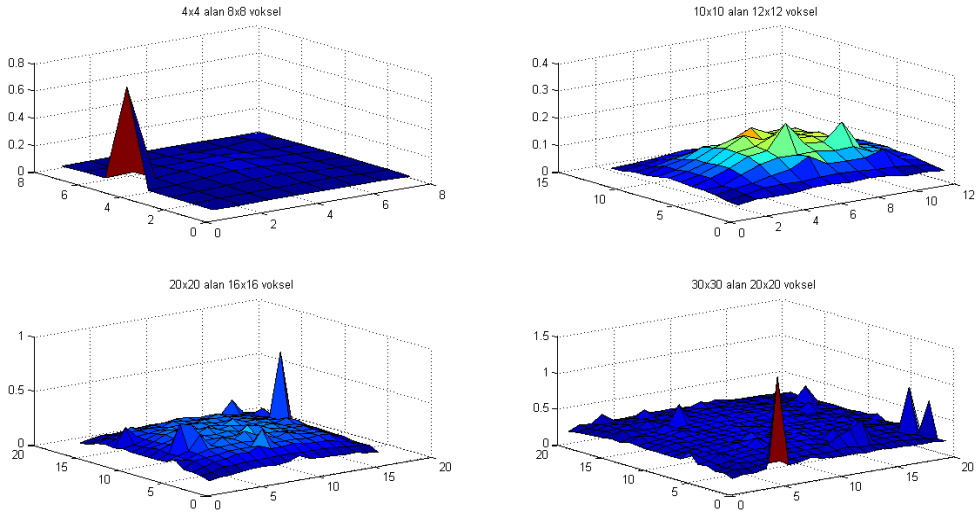
Şekil 31 6MV-FFF foton demetinin elektron kontaminasyonunun farklı alanlarda doz dağılımı



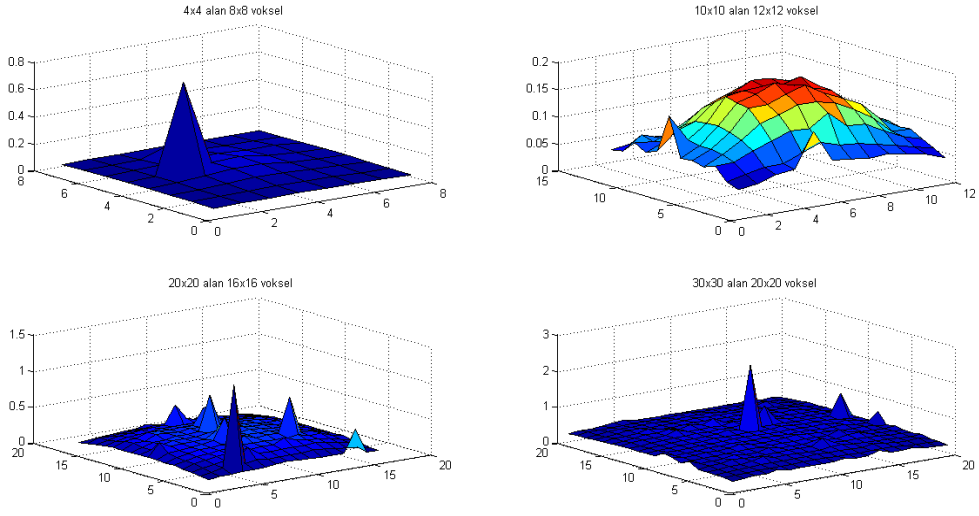
Şekil 32 10MV-FFF foton demetinin elektron kontaminasyonunun farklı alanlarda doz dağılımı



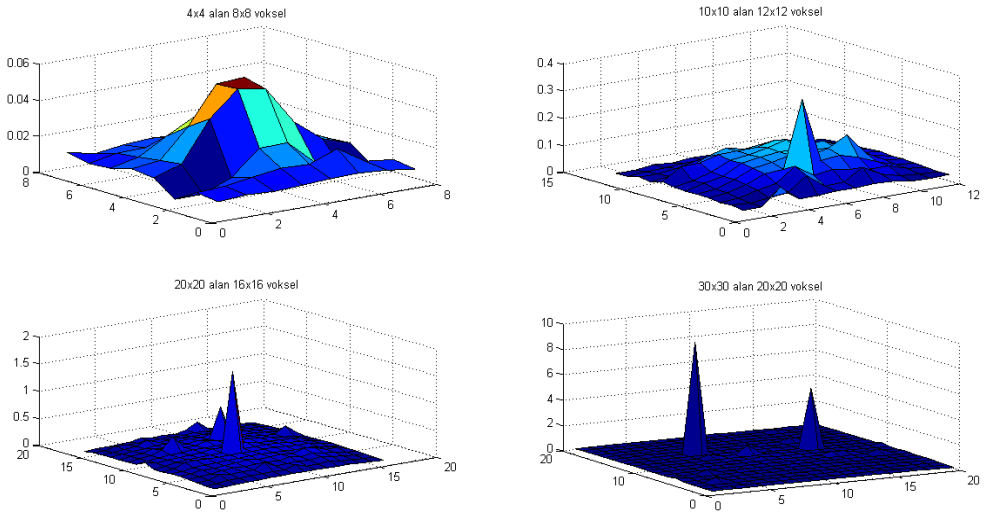
Şekil 33 6MV foton demetinin elektron kontaminasyonunun farklı alanlarda akı dağılımı



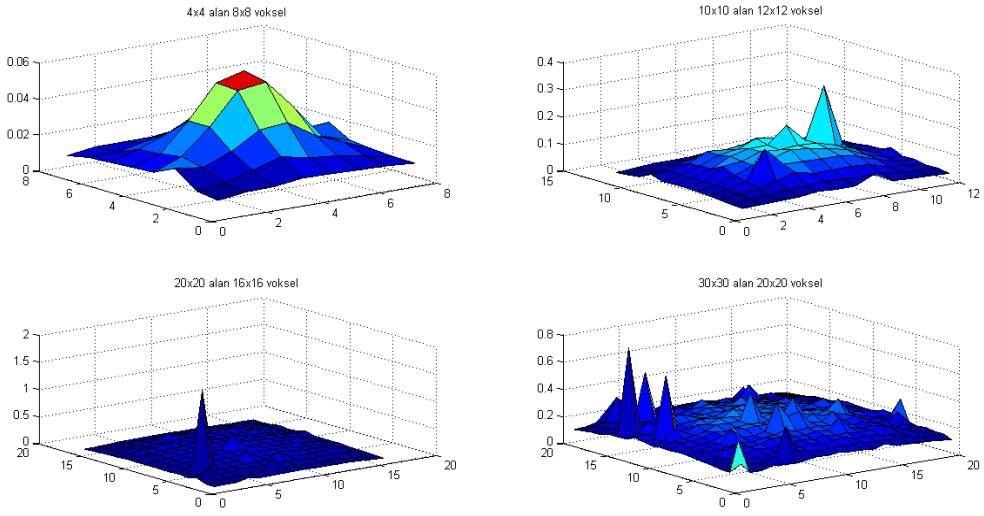
Şekil 34 10MV foton demetinin elektron kontaminasyonunun farklı alanlarda akı dağılımı



Şekil 35 15MV foton demetinin elektron kontaminasyonunun farklı alanlarda akı dağılımı



Şekil 36 6MV-FFF foton demetinin elektron kontaminasyonunun farklı alanlarda akı dağılımı



Şekil 37 10MV-FFF foton demetinin elektron kontaminasyonunun farklı alanlarda akı dağılımı

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

MV enerjili foton demetlerinin kullanıldığı tedavilerde ikincil elektronların (kontaminasyon elektronları) oluştuğu ve oluşan bu elektronların tedavi edilen hasta cildinde istenmeyen doza neden olduğu daha önce yapılan çalışmalarda rapor edilmektedir. Ayrıca bu çalışmalarda ikincil elektron kaynağının, LİNAK'ın tedavi kafasında bulunan bileşenler ile cihazın tedavi kafasıyla hasta cildi arasındaki hava bölgesi olduğu da belirtilmektedir [39, 41, 42, 48, 49, 50, 51, 68, 69].

MV foton demetlerinin en önemli avantajı olarak gösterilen ve Bölüm 1'de tanımlanan *skin-sparing* etkisi ise bu şekilde oluşan kontaminasyon elektronlarından dolayı azalmaktadır. Ancak kontamine elektronların yüzey dozuna katkılarının tedavi planlama sistemleri tarafından hesaba katılmadığı da ilgili çalışmalarda rapor edilmektedir [41]. Bu durum tedavide kullanılan MV foton demetlerinin oluşturdukları kontaminasyon elektronlarının yüzey dozuna katkı miktarlarının belirlenmesi ve bu katkıların radyo-biyolojik açıdan değerlendirilmesi ihtiyacını doğurmaktadır. Yapılan önceki çalışmalarda MV foton demetlerinde oluşan ikincil elektronların dozlarının derinlikle değişimi, demet profilleri ve tek bir eksen üzerindeki akı dağılımları incelenmiştir [39, 41, 42, 68]. Bunun yanı sıra bazı araştırmalar, MV enerjili foton demetlerinin sebep olduğu ikincil elektronların yüzeyde oluşturdukları dozlarla ilgili olarak oldukça yüksek sonuçlar (Tablo 2) ortaya koymaktadır ve bu sonuçlar ALARA (As Low As Reasonably Achievable) prensibi de göz önüne alındığında hasta için oldukça önemli hale gelmektedir.

Yapılan daha önceki araştırmalarda hesaplanan kontamine elektronların derin doz dağılımları incelendiğinde, aynı alan ve enerjide elde edilen bazı sonuçlar arasında belirsizlik ve karmaşıklık olduğu Tablo 2'de görülmektedir [39]. Ayrıca elde edilen sonuçların kullanılan foton demetinin enerjisine bağlılığı hakkında kesin bulgular bulunmamaktadır. Bu durumun sebebi yapılan farklı araştırmalardaki kontaminasyon elektronu kaynaklarının ve bu kaynakların oluşan ikincil elektron miktarına katkılarının farklı olmasından kaynaklanmaktadır. Bu farklılığın sebebinin ise ikincil elektronların en önemli kaynaklarından biri olarak gösterilen lineer hızlandırıcıların tedavi kafası bileşenlerinin yapısal özelliklerinin, ilgili çalışmalarda kullanılan lineer hızlandırıcıların birbirinden farklı olmasından dolayı değişiklik göstermesi olduğu

düşünülmektedir [39, 41, 42]. Bu yüzden her lineer hızlandırıcıda değişiklik gösteren bu özelliklerin aynı enerji ve alan boyutu için oluşan ikincil elektronların miktarını ve enerjisini etkilemesi beklenmektedir.

Önceki çalışmaların sonuçlarındaki bu farklılıklar dikkate alındığında, Dokuz Eylül Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı bünyesinde bulunan *Varian Truebeam* lineer hızlandırıcının farklı MV enerjilerdeki foton demetlerinin farklı alanlarda kullanılması halinde oluşturacakları kontaminasyon elektronlarının rölatif % yüzey dozu katkısı ve % akı dağılımlarının hesaplanması amacıyla bu çalışma gerçekleştirilmiştir.

Bu çalışmanın ilk aşamasında elektron kontaminasyonunun simülasyon hesaplamalarında kullanılan geometrik modelin geçerliliği ve doğruluğu değerlendirilmiştir. Bu değerlendirme, deneysel ölçümler sonucunda elde edilen % derin doz ve demet profili eğrilerinin, hesaplama sonucunda elde edilen % derin doz ve demet profili eğrileriyle karşılaştırılmasıyla yapılmıştır (Bölüm 4.1). Bu karşılaştırmada modelin geçerliliği, % derin doz eğrileri için ortalama % 0.2, demet profilleri için ise ortalama % 0.1 hata payıyla elde edilmiştir.

Çalışmanın ikinci aşamasında yapılan hesaplamalar sonucunda ikincil elektronlardan kaynaklanan % yüzey dozu ve bu ikincil elektronların x-y düzlemindeki % akı dağılımları 6MV, 10MV, 15MV, 6MV-FFF ve 10MV-FFF enerjilerindeki foton demetleri için 4x4, 10x10, 20x20 ve 30x30 cm^2 alanlarda elde edilmiş olup Bölüm 4.2'de tablo ve grafiklerle gösterilmektedir.

Elektron kontaminasyonu için yapılan *Monte Carlo* hesaplamaları sonucunda elde edilen değerler incelendiğinde, düzleştirici filtrenin kullanıldığı foton demetlerinde enerji arttıkça aynı alan boyutlarında kontaminasyon elektronlarının ortalama % yüzey dozlarına katkılarının azaldığı görülmektedir. Benzer durum düzleştirici filtrenin kullanılmadığı foton demetlerinde de geçerlidir. Öte yandan, bütün foton demeti enerjilerinde alan boyutunun artmasına bağlı olarak kontaminasyon elektronlarının ortalama % yüzey dozlarına katkılarının arttığı da görülmektedir. Düzleştirici filtrenin kullanıldığı ve kullanılmadığı foton demetlerinin oluşturmuş olduğu ikincil elektronların % yüzey dozuna katkıları karşılaştırıldığında ise, filtrenin kullanılmadığı durumda

kontaminasyon elektronlarının % yüzey dozuna daha fazla katkı sağladıkları görülmektedir. Bu durum lineer hızlandırıcının tedavi kafası bileşenlerinde oluşan ikincil elektronların bir kısmının veya tamamının düzleştirici filtrede soğurulduğunu göstermektedir. Ancak bunun yanı sıra düzleştirici filtrenin yeni elektron kaynağı gibi davrandığı sonucuna da varılmaktadır. Bu sonuçlar düzleştirici filtrenin kullanımı açısından, önceki çalışmalarda ortaya konulan elektron kontaminasyonunun karakteristiğiyle uyumludur [39, 41, 42].

Bunların yanı sıra, Monte Carlo hesaplama sonuçları detektör geometrisinin oluşturulduğu yüzeyden geçen ikincil elektronların % akı dağılımlarının hem enerji hem de alan boyutuyla arttığını göstermektedir. Ayrıca, düzleştirici filtrenin kullanıldığı ve kullanılmadığı MV enerjili foton demetlerinin her iki grubu için de yüzeyden geçen ikincil elektron akısının % dağılımının arttığı görülmektedir. % akı dağılımı için elde edilen hesaplama sonuçları düzleştirici filtrenin kullanım durumuna göre incelendiğinde ise, filtrenin kullanıldığı MV enerjili foton demetlerinde, filtrenin kullanılmadığı MV enerjili foton demetlerine göre daha fazla elektron kontaminasyonu olduğu görülmektedir. Bu durum düzleştirici filtreden kaynaklanan ikincil elektronların sayısının, hızlandırıcının kafasındaki diğer bileşenlerde oluşan ikincil elektronların sayısından daha fazla olduğu sonucunu göstermektedir.

Monte Carlo hesaplamaları sonucunda elde edilen MV enerjili foton demetlerindeki elektron kontaminasyonlarının % yüzey dozu verileri ve % akı dağılım verileri demet düzleştirici filtrenin kullanımı açısından kendi aralarında tekrar incelenmişlerdir. Düzleştirici filtrenin cihazın diğer parçalarında oluşan ancak yüzeyde daha düşük % yüzey dozu oluşturan ikincil elektronları soğurduğu sonucuna varılmaktadır. Öte yandan, düzleştirici filtre de ikincil elektron kaynağı gibi davranmakta olup, burada oluşan kontaminasyon elektronları yüzeyde daha düşük % yüzey dozu oluşturmalarına rağmen, bu elektronların % akı miktarlarının cihaz kafasının diğer bileşenlerinde oluşan % akı miktarından daha az olduğu görülmektedir.

Tablo 7 ve Tablo 8 incelendiğinde, toplam dozun ve toplam parçacık akısının % 90 ve üzerine maruz kalan voksellerdeki kontaminasyon elektronlarının ortalama % dozları ve % akı dağılımları gösterilmektedir.

Tablo 7 ile verilen değerler Monte Carlo hesaplamaları ile elde edilen toplam dozun % 90 ve üzerini alan voksellerdeki kontaminasyon elektronlarının ortalama % yüzey dozlarını göstermektedir. Tablo 7 ile verilen değerler, % yüzey dozunun düzleştirici filtrenin kullanıldığı MV enerjili foton demetlerinde sadece enerjiye bağlı olarak değiştiğini (azaldığını) ve alan boyutundan bağımsız olduğunu göstermektedir. Ancak, düzleştirici filtrenin kullanılmadığı MV enerjili foton demetlerinde ise kontamine elektronların ortalama % yüzey dozlarının hem enerjiye (azalmakta) hem de alan boyutuna bağlılığı görülmekte olup, alan boyutuna olan bu bağlılığın diğer sonuçların aksine ikincil elektronların oluşturduğu % yüzey dozuyla ters orantılı olduğu görülmektedir. Diğer taraftan, filtresiz MV enerjili foton demetlerinin oluşturmuş olduğu kontaminasyon elektronlarının ortalama % yüzey dozları, filtreli MV enerjili foton demetlerinin oluşturduklarından daha fazladır.

Tablo 8 ile verilen değerler Monte Carlo hesaplamaları ile elde edilen toplam parçacık akısının % 90 ve üzerini alan voksellerdeki kontaminasyon elektronlarının ortalama % akı miktarlarını göstermektedir. Tablo 8 ile verilen değerler % akı miktarının düzleştirici filtrenin kullanıldığı ve kullanılmadığı MV enerjili foton demetlerinin her iki grubunda da diğer sonuçlarla benzer olarak hem enerjiyle hem de alan boyutuyla arttığını göstermektedir. Düzleştirici filtrenin kullanıldığı ve kullanılmadığı MV foton demetlerinden elde edilen sonuçlar kendi aralarında karşılaştırıldığında ise diğer sonuçlarla (Tablo 6) benzer olarak filtresiz MV enerjili foton demetlerinin oluşturmuş olduğu kontaminasyon elektronlarının ortalama % akı miktarlarının, filtreli MV foton demetlerinin oluşturduklarından daha az olduğu görülmektedir.

Elde edilen sonuçlar literatürde bulunan daha önceki çalışmaların sonuçlarıyla karşılaştırıldığında, lineer hızlandırıcının kafasındaki bileşenlerde ve hızlandırıcının kafası ile fantom yüzeyi arasındaki hava bölgesinde oluşan ikincil elektronların ortalama % yüzey dozları açısından ciddi farkların olduğu görülmektedir. Bu çalışmada hesaplanan ortalama % yüzey dozu

ile diğer araştırmalarda elde edilen % yüzey dozu arasındaki farkın sebeplerinden birinin bu çalışmada vakum ortamı kullanılarak fantomdan geri saçılan parçacık katkısı en aza indirilmesi olduğu düşünülmektedir. Ayrıca bu çalışmada kullanılan lineer hızlandırıcının yapısal özelliklerinin de diğer çalışmalarda kullanılan hızlandırıcılarınkinden farklı olmasının sonuçları etkilemiş olması beklenmektedir. Daha önceki çalışmalarda elde edilen verilerin bulunduğu Tablo 2 ile gösterilen değerler incelendiğinde aralarında doğrudan bir ilişki kurulamadığı ve bu değerler arasında da çok ciddi farkların olduğu görülmektedir. Ancak, bu çalışmada elde edilen sonuçlar da diğer çalışmalarla benzer olarak MV enerjili foton demetlerinde oluşan kontaminasyon elektronu kaynaklarının alan boyutu ve enerjiyle tanımlandığını göstermektedir. Sonuç olarak bu çalışmada hesaplanan ikincil elektronların doz ve akı miktarlarının alan boyutu ve enerjiye bağlılıkları literatürle uyumludur.

Bunların yanı sıra, bu çalışmada hesaplanan ikincil elektronların ortalama % akı miktarları da literatürdeki diğer çalışmalarla benzer değerlere sahiptir. *Malataras* (2001) tarafından yapılan çalışmada verilen ikincil elektronların rölatif miktarları, *jawların* tamamen açık olduğu durumda 6MV, 6MV-FFF, 12MV, 12MV-FFF, 15MV, 15MV-FFF, 23MV, 23MV-FFF enerjili foton demetleri için sırasıyla % 0.2, % 0.5, % 0.5, % 1, % 0.4, % 2, % 0.8, % 4 şeklindedir. Burada 6MV ve 15MV enerjilerinin kullandığı lineer hızlandırıcı *Saturne-41*, son 12MV ve 23MV enerjilerinin kullandığı lineer hızlandırıcı *Saturne-25* lineer hızlandırıcıdır.

Bu çalışmayla elde edilen veriler mutlak olmayıp tamamen rölatiftir. Hesaplamalar sonucunda ulaşılan % yüzey doz değerleri literatürdeki diğer çalışmalara göre düşük olmasına rağmen, radyo-biyolojik açıdan değerlendirilmeli ve göz ardı edilmemelidir. Özellikle kullanılan MV enerjili foton demetinin enerjisinin arttığı durumlarda kontaminasyon elektronlarının akı miktarları, alan boyutunun arttığı durumlarda da dozları önem kazanmaktadır. ALARA prensibine göre bu durum hastanın gereksiz radyasyona maruz kalmasını engellemek amacıyla dikkate alınması gereken bir durumdur.

6. KAYNAKLAR

[1] Abdouline S, Batavia IL, Amapane N, Ambroglini F ve ark. The CMS simulation software. IEEE Proceedings of the Nuclear Science Symposium Conference Records, 2006; 3: 1655-1659

[2] Andreo P. Monte Carlo techniques in medical radiation physics. Phys. Med. Biol., 1991; 36(7): 861-920

[3] Akagı T, Aso T, Faddegon B, Kimura A, ve ark. The PTSim and TOPAS Projects, Bringing Geant4 to the Particle Therapy Clinic. Nuclear Science and Technology, 2011; 2: 912-917

[4] Allison J, Amako K, Apostolakis J, Araujo H. Geant4 developments and applications. IEEE Transactions on Nuclear Science, 2013; 53-1: 270-278

[5] Agostinelli S, Allison J, Amako K, Apostolakis J ve ark. Geant4—a simulation toolkit. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, 2003; A-506: 250–303

[6] Arce P, Lagares JI, Harkness L, Pérez-Astudillo D ve ark. GAMOS: A framework to do GEANT4 simulations in different physics fields with an user-friendly interface. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, 2014; A 735: 304–313

[7] Arce P, Banerjee S, Boccali T, Case M, ve ark. Simulation framework and XML detector description for the CMS experiment. Nuct. Instrum. Methods Phys. Res. 2003; A 502: 687-688

[8] Akagı T, Aso T, Iwai G, Kimura A, ve ark. Geant4-based particle therapy simulation framework for verification of dose distributions in proton therapy facilities. Nuclear Science and Technology, 4; 2014: 896–900

[9] Aso T, Kimura A, Tanaka S, Yoshida H, ve ark. Verification of the dose distributions with GEANT4 simulation for proton therapy. IEEE Nucl. Sci. Symp. Conf. Record, 2004; 4: 2138-2142

[10] Attıx F. H. Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry, 1st edition, WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, Germany, 1986; 2-5

[11] Bielajew A, The Monte Carlo Simulation of Radiation Transport, In: Mayles P, Nahum A, Rosenwald JC. Handbook of Radiotherapy Physics: Theory and Practice, 1st edition, USA, CRC Press, 2007; 75-87

[12] Biggs PJ, Russel MD. An investigation into the presence of secondary electrons in megavoltage photon beams. Phys. Med. Biol., 1983; 2810: 33–43

[13] Biggs PJ, Ling CC. Electrons as the cause of the observe dmax shift with field size in high energy photons beams. Med Phys., 1979; 62: 91-95

[14] Singers B, Sørensen BS, Vestergaard A, Overgaard J ve ark. Dependence of cell survival on instantaneous dose rate of a linear accelerator. Radiotherapy and Oncology, 2011; 101: 223–225

[15] Carrier JF, Archambault L, Beaulieu L. Validation of GEANT4, an object-oriented Monte Carlo toolkit. for simulations in medical physics. Med. Phys., 2004; 31(3): 484-492.

[16] Chetty IJ. Report of the AAPM Task Group No 105: issues associated with clinical implementation of Monte-Carlo-based photon and electron external beam treatment planning. Med Phys., 2007; 34(12): 4818-4853.

[17] Cirrone G, Cuttone G, Rosa F D, Russo G ve ark. Monte Carlo validation of EYEPLAN proton therapy treatment planning. Nuclear Physics B, 2007; 172: 273-276

[18] Cirrone G, Cuttone G, Rosa FD, Guatelli S ve ark. Validation of Geant4 physics models for the simulation of the proton Bragg peak. IEEE Nucl. Sci. Symp. Conf. Record, 2006; N22-2: 788-792

[19] Costanzo D, Dell'Acqua A, Gallas M, Rimoldi A, ve ark. Simone, The Geant4-based simulation software of the ATLAS detector. IEEE Proceedings of the Nuclear Science Symposium Conference Records, 2006; 1: 5-11

[20] Corti G, Cattaneo M, Charpentier P, Frank M ve ark. Software for the LHCb experiment. IEEE Trans. Nucl. Sci., 2006; 53 (3): 1323-1328

[21] Donsker MC, Kac M. The Monte Carlo method and its applications, Proceedings. Seminar on Scientific Computation. International Business Machines Corporation, New York; 1950; 74–81.

[22] Faddegon BA, Perl J, Asai M. Monte Carlo simulation of large electron fields. Phys. Med. Biol. 2008; 53(5): 1497–1510

[23] Foppiano F, Mascialino B, Pia MG, Piergentili M. A Geant4-based simulation of an accelerator's head used for intensity modulated radiation therapy. IEEE Nucl. Sci. Symp. Conf. Rec, 2004; 4: 2128-2132

[24] GAMOS Collaboration. GAMOS 5.0.0 User's Guide, 2013

[25] Geant4 Collaboration. Geant4 User's Guide for Application Developers; Version: geant4 10.1, 2014

[26] Gerbi BJ, Khan FM. Measurement of dose in the buildup region using fixed-separation plane-parallel ionization chambers. Med Phys., 1990; 17(1): 17-26

[27] Goitein M. Radiation Oncology: A Physicist's-Eye View, 1st edition, Boston, Springer Science+Business Media, 2007, 1-5

[28] Hammersley JM, Handscomb DC. Monte Carlo Methods, 1st edition, Norwich, Fletcher & Son Ltd., 1964, 11- 16.

[29] Hounsell AR, Wilkinson JM. Electron contamination and build-up doses in conformal radiotherapy fields. Phys. Med. Biol. 1999; 44: 43–55

[30] Householder AS, Forsythe GE, Germond HH. Neutron age calculations in water, graphite, and tissue. National Bureau of Standards Applied Mathematics Series, 1951; 12: 6-8

[31] Kalos MH, Whitlock PA, Monte Carlo Methods, 2nd edition, Germany, WILEY-VCH Verlag GmbH & Co., 2008; 1-35

[32] Karan T, Moiseenko V, Gill B, Horwood R ve ark. Radiobiological effects of altering dose rate in filter-free photon beams. Phys. Med. Biol., 2013; 58: 1075–1082

[33] Khan FM, Moore VC, Levitt SH. Effect of various atomic number absorbers on skin dose for 10-MeV x-rays. Radiology. 1973; 109-209

[34] Khan FM. Use of electron filter to reduce skin dose in cobalt teletherapy. Am J Roentgenol, 1971; 111: 180

[35] Khan FM, Gibbons P, KHAN'S The Physics of Radiation Therapy, 5th edition, China, Lippincott Williams & Wilkins, a Wolters Kluwer business, 2014; 39-56-74

[36] King RB, Hyland WB, Cole AJ, Butterworth KT ve ark. An in-vitro study of the radiobiological effects of flattening filter free radiotherapy treatments. Phys. Med. Biol., 2013; 58: N83–N94

[37] Loverock L, The Monte Carlo Simulation of Radiation Transport, In: Mayles P, Nahum A, Rosenwald JC, ed. Handbook of Radiotherapy Physics: Theory and Practice, 1st edition, USA, CRC Press, 2007; 197-231

[38] Lei F, Truscott PR, Dyer CS, Quaghebeur B. MULASSIS: a GEANT4-based multilayered shielding simulation tool. IEEE Trans. Nucl. Sci., 2002; NS-49 (6): 2788-2793

[39] Malataras G, Kappas C, Lovelock DMJ. A Monte Carlo approach to electron contamination sources in the Saturne-25 and -41. Phys. Med. Biol. 2001; 46: 2435–2446

[40] Marbach JR, Almond PR. Scattered photons as the cause of the observed d shift with field size in high-energy photon beams. Med. Phys., 1977; 4: 310-314

[41] Medina AL, Teijeiro A, Garcia J, Esperon J. Characterization of electron contamination in megavoltage photon beams. Med. Phys. 2005; 32 (5): 1281-1292

[42] Mesbahi A. A Monte Carlo study on neutron and electron contamination of an unflattened 18-MV photon beam. Applied Radiation and Isotopes, 2009; 67: 55–60

[43] Mesbahi A. Dosimetric characteristics of unflattened 6 MV photon beams of a clinical linear accelerator: A Monte Carlo study. Applied Radiation and Isotopes, 2007; 65: 1029–1036

[44] Mesbahi A, Reilly AJ, David I, Thwaites D. Development and commissioning of a Monte Carlo photon beam model for Varian Clinac 2100EX linear accelerator. Applied Radiation and Isotopes, 2006; 64: 656–662

[45] Metropolis N, Ulam S. The Monte Carlo Method. Journal of the American Statistical Association, 1949; 44: 335-341

[46] Montelius A. Fluence perturbation in photon beams under non-equilibrium conditions. Med. Phys., 1986; 13: 192.

[47] Nahum A, Interactıons of Charged Partıcles with Matter, In: Mayles P, Nahum A, Rosenwald JC, ed. Handbook of Radiotherapy Physics: Theory and Practice, 1st edition, USA, CRC Press, 2007; 36-38

[48] Padikal TN, Deye JA. Electron contamination of a high energy x-ray beam. Phys MedBiol., 23; 1978: 1086-1092

[49] Parsai EI, Shvydka D, Pearson D, Gopalakrishnan M, Feldmeier JJ. Surface and build-up region dose analysis for clinical radiotherapy photon beams. Applied Radiation and Isotopes, 2008; 66: 1438–1442

[50] Petti PL, Goodman MS, Gabriel TA, Mohan R. Investigation of build-up dose from electron contamination of clinical photon beams. Med. Phys., 1983; 10(1): 18–24

[51] Petti PL, Goodman MS, Sisterson JM, Biggs PJ ve ark. Sources of electron contamination for the Clinac-35 25-MV photon beam, Med. Phys., 1983; 10(6): 856–861

[52] Podgorsak EB, Rawlinson A, Johns HE. X-ray depth doses from linear accelerators in the energy range from 10 to 32 MeV. Am J Roentgenol Radium The Nucl Med., 1975; 123-182

[53] Podgoršak EB, Radiation Physics for Medical Physicists, 1st edition, Berlin, Springer Science+Business Media, 2006; 6-9

[54] Podgoršak EB, External Photon Beams: Physıcal Aspects, In: Podgoršak EB, ed. Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, 1st edition, Vienna, International Atomic Energy Agency Press, 2005; 161-216

[55] Poon E, Verhaegen F. Accuracy of the photon and electron physics in GEANT4 for radiotherapy applications. Med Phys., 2005; 32(6): 1696-1711.

[56] Rogers DWO. Fifty years of Monte Carlo simulations for medical physics. Phys. Med. Biol., 2006; 51: R287–R301

[57] Romano F, Sabini MG, Cuttone G, Russo G, ve ark. Geant4-based Monte Carlo simulation of the leksell gamma knife. IEEE Nucl. Sci. Symp. Conf. Rec., 2007; 4:2581-2586

[58] Rubach A, Conrad F, Bischel H. Dose build-up curves for cobalt 60 irradiations: a systematic error with pancake chamber measurements. Phys. Med. Biol., 1986; 31: 441.

[59] Santin G, Ivanchenko V, Evans H, Nieminen P ve ark. GRAS: A General-Purpose 3-D Modular Simulation Tool for Space Environment Effects Analysis. IEEE Trans. Nucl. Sci., 2005; NS-52: 2294-2299

[60] Santin G, Staelens S, Taschereau R, Descourt P ve ark. Evolution of the GATE Project: new results and devolopments. Nuclear Physics B (Proc. Suppl.), 2007; 172: 101–103

[61] Sixel KE, Podgorsak B. Buildup region and depth of dose maximum of megavoltage x-ray beams. Med. Phys.,1994; 2: 1411–1416

[62] Smith FA. A Primer in Applied Radiation Physics, 1st edition, Singapore, World Scientific Publishing Co. Re. Ltd., 2000; 289-290

[63] Strul D, Santin G, Lazaro D, Breton V ve ark. GATE (Geant4 application for tomographic emission): a PET/SPECT general-purpose simulation platform. Nucl. Phys., 2003; 125: 75-79

[64] Taghi M, Toossi B, Behmadi M, Ghorbani M ve ark. A Monte Carlo study on electron and neutron contamination caused by the presence of hip prosthesis in photon mode of a 15 MV Siemens PRIMUS linac. Journal of Applied Clinical Medical Physics, 2013; 14(5); 52-67

[65] Tacke MB, Szymanowski H, Oelfke U. Assessment of a new multileaf collimator concept using GEANT4 Monte Carlo simulations. Med. Phys., 2006; 33(4): 1125-1132

[66] Tyagi N, Moran JM, Litzenberg DW, Bielajew AFve ark. Experimental verification of a Monte Carlo-based MLC simulation model for IMRT dose calculation. Med. Phys., 2007; 34(2): 651-663

[67] Velkley DE, Manson DS, Purdy JA, Oliver GD. Buildup region of megavoltage photon radiation sources. Med Phys. 1975: 2-14.

[68] Yang J, Li JS, Qin L, Xiong W ve ark. Modelling of electron contamination in clinical photon beams for Monte Carlo dose calculation. Phys. Med. Biol.,2004; 49: 2657–2673

[69] Zhu TC, Palta JR. Electron contamination in 8 and 18 MV photon beams. Med. Phys., 1998; 1: 2512–2519

EK-1: ÖZGEÇMİŞ

İsmail Volkan TEKCAN

TC Kimlik No / Pasaport No:	64942022582
Doğum Yılı:	1989
Yazışma Adresi :	50. yıl mahallesi 2197 sokak Numara 8 daire 3 Sultangazi/İSTANBUL
Telefon :	05354797951
Faks :	-
e-posta :	i.volkantekcan@gmail.com

EĞİTİM BİLGİLERİ

Ülke	Üniversite	Fakülte/Enstitü	Öğrenim Alanı	Derece	Mezuniyet Yılı
Türkiye	Dokuz Eylül Üniversitesi	Sağlık Bilimleri Enstitüsü	Medikal Fizik Anabilim Dalı	Yüksek Lisans	Devam ediyor (Tez Aşaması)
Türkiye	Dokuz Eylül Üniversitesi	Fen Bilimleri Enstitüsü	Biyomedikal Teknolojiler Anabilim Dalı	Yüksek Lisans	2014
Türkiye	Dokuz Eylül Üniversitesi	Eğitim Fakültesi	Pedagojik Formasyon	Sertifika Programı	2012
Türkiye	Dokuz Eylül Üniversitesi	Fen Fakültesi	Fizik Bölümü	Lisans	2012

AKADEMİK/MESLEKTE DENEYİM

Kurum/Kuruluş	Ülke	Şehir	Bölüm/Birim	Görev Türü	Görev Dönemi
Dokuz Eylül Üniversitesi Hastanesi	Türkiye	İzmir	Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı	Radyoterapi Uygulamaları	2014-2015
Dokuz Eylül Üniversitesi Hastanesi	Türkiye	İzmir	Radyoloji Anabilim Dalı	Radyoloji Uygulamaları	2014-2015
Dokuz Eylül Üniversitesi Hastanesi	Türkiye	İzmir	Nükleer Tıp Anabilim Dalı	Nükleer Tıp Uygulamaları	2014-2015
Buca Fen Lisesi	Türkiye	İzmir	Fizik	Stajer Öğretmen	2012

UZMANLIK ALANLARI

Biyomedikal Cihaz Teknolojileri, Medikal Fizik, Radyoterapi Fiziği, Radyoloji Fiziği, Radyasyon Fiziği, Nükleer Tıp Fiziği, Dozimetri, Radyasyondan Korunma ve Radyasyon Güvenliği, Radyobiyoloji.

DİĞER AKADEMİK FAALİYETLER

-Amasya Üniversitesi Nükleer Ve Parçacık Fiziğinde Monte Carlo Uygulamaları Bahar Okulu katılım sertifikası
(02.06.2015-06.06.2015)

- Medikal Fizik Derneği "Radyoterapi Tedavi Planlarının Değerlendirilmesi ve Optimizasyonu" kursu katılım sertifikası
(13.06.2015)

- Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı'nda "Radyoterapide, Cone Beam Computed Tomography (CBCT) Görüntüleri Üzerinden Doz Hesabı" konulu seminerde konuşmacı
(07.04.2015)

- Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı'nda "Radyoterapide, Farklı Doz Hızı Değerlerinde Filtreli – Filtresiz Foton Kullanımının Radyobiyolojik Açıdan Değerlendirilmesi" konulu seminerde konuşmacı
(06.05.2014)

- Medikal Fizik Derneği'nin düzenlediği “Proton Terapi Teknikleri, Radyobiyolojisi ve Dozimetrisi” eğitim toplantısında katılımcı
(13.12.2014)

- Radyoterapi Teknikerleri Derneği'nin Dokuz Eylül Üniversitesi Anabilim Dalı'nda gerçekleştirdiği “Eğitim Semineri-IV”de katılımcı
(22.11.2014)

- Dokuz Eylül Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Biyomedikal Teknolojiler Anabilim Dalı’nda “Non-Contact Measurements of
Temperature and Variations in
Blood Volume/Flow” konulu seminerde konuşmacı
(10.01.2014)

- TÜBİTAK Feza Gürsey Enstitüsü İklim Fiziği Kış Okulu katılımcısı
(30.01.2010-13.02.2010)

Hakemli konferans/sempozyumların bildiri kitaplarında yer alan yayınlar

“Volumetric Arc Radiation Therapy” (VMAT) uygulanan prostat kanseri hastalarında “On-board Cone Beam Computed Tomography” (CBCT) kullanılarak organ hareketlerinin ve hacimsel değişimlerin doz dağılımına etkileri, XV. Ulusal Medikal Fizik Kongresi, Trabzon, 2015

EK-2: ETİK KURUL ONAYI

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

Konu: Karar hk.- 5/9 22.06.2015

Sayın Yard.Doç.Dr.Kadir AKGÜNGÖR,

Kurulumuz tarafından 18.06.2015 tarih ve 2159-GOA protokol numaralı 2015/16-06 karar numarası ile görüşülen "**Varian Truebeam Lineer Hızlandırıcının, Elektron Kontaminasyonunun Monte Carlo Yöntemiyle Simülasyonunun Yapılması** " konulu araştırmanıza ilişkin Kurulumuz kararı ekte sunulmuştur.

Bilgilerinizi ve gereğini rica ederim.

Prof.Dr.Banu ÖNVURAL
Başkan

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

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURUL KARARI

ETİK KOMİSYONUN ADI	DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU
AÇIK ADRES	Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı 2. Kat İnciraltı-İZMİR
TELEFON	0 232 412 22 54-0 232 412 22 58
FAKS	0 232 412 22 43
E-POSTA	etikkurul@deu.edu.tr

BAŞVURU BİLGİLERİ	DOSYA NO:	2159-GOA	
	ARAŞTIRMA	UZMANLIK TEZİ ☐	AKADEMİK AMAÇLI ☐
	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	**Varian Truebeam Lineer Hızlandırıcının, Elektron Kontaminasyonunun Monte Carlo Yöntemiyle Simülasyonunun Yapılması**	
	ARAŞTIRMA PROTOKOL KODU		
	SORUMLU ARAŞTIRMACI ÜNVANI/ADI/SOYADI ve UZMANLIK ALANI	Yard.Doç.Dr.Kadir AKGÜNGÖR Fen Fakültesi Fizik Bölümü Atom ve Molekül Fiziği A.D	
	DESTEKLEYİCİ VE AÇIK ADRESİ	-	
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ VE ADRESİ	-	
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ ☒	ÇOK MERKEZLİ☐

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

KARAR BİLGİLERİ	Karar No:2015/16-06	Tarih: 18.06.2015
	Yard.Doç.Dr.Kadir AKGÜNGÖR'ün sorumlusu olduğu **"Varian Truebeam Lineer Hızlandırıcının, Elektron Kontaminasyonunun Monte Carlo Yöntemiyle Simülasyonunun Yapılması"** isimli klinik araştırmaya ait başvuru dosyası ve ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş, etik açıdan çalışmanın gerçekleştirilmesinin uygun olduğuna oy birliği ile karar verilmiştir.	
ETİK KURUL BİLGİLERİ		
ÇALIŞMA ESASI	Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu İşleyiş Yönergesi İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu	
ETİK KURUL ÜYELERİ		

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet	Araştırma ile İlişkili mi?		İmza
Prof.Dr.Banu ÖNVURAL (Başkan)	Tıbbi Biyokimya	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Biyokimya Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Ş.Reyhan UÇKU (Başkan Yardımcısı)	Halk Sağlığı	DEU Tıp Fakültesi Halk Sağlığı A.D.	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Nejat SARIOSMANOĞLU	Kalp Damar Cerrahisi	DEU Tıp Fakültesi Kalp Damar Cerrahisi Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Ece BÖBER	Pediatrik Endokrinoloji	DEU Tıp Fakültesi Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Vesile ÖZTÜRK	Nöroloji	DEU Tıp Fakültesi Nöroloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Ahmet Turan IŞIK	Geriatri	DEU Tıp Fakültesi İç Hastalıkları Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒	Katılmadı
Prof.Dr.Mukaddes GÜMÜŞTEKİN	Tıbbi Farmakoloji	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Farmakoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	Katılmadı
Prof.Dr.Ayşe Aydan ÖZKÜTÜK	Tıbbi Mikrobiyoloji	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Mikrobiyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	Katılmadı
Prof.Dr.Nihal GELECEK	Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon	DEU Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksek Okulu	Kadın	E ☐	H ☒	Katılmadı
Doç.Dr.Müge KİRAY	Fizyoloji	DEU Tıp Fakültesi Fizyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Doç.Dr.Şeyda Seren İNTEPELER	Hemşirelik Yönetimi	DEU Hemşirelik Fakültesi Hemşirelik Yönetimi A.D	Kadın	E ☐	H ☒	
Doç.Dr.Sefa KIZILDAĞ	Tıbbi Biyoloji ve Genetik	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Biyoloji ve Genetik A.D	Erkek	E ☐	H ☒	Katılmadı
Doç.Dr.Sevda ÖZKARDEŞLER	Anesteziyoloji	DEÜ Tıp Fakültesi Anesteziyoloji ve Reanimasyon A.D.	Kadın	E ☐	H ☒	
Uzm.Dr.Ahmet Can BİLGİN	Hukuk	DEU Tıp Tarihi ve Etik A.D	Erkek	E ☐	H ☒	
Mehmet Erhan ÖZKUL	Sağlık mensubu olmayan üye	D.E.U Tıp Fakültesi İdari Mali İşler	Erkek	E ☐	H ☒	