T.C
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ DOZ İNDEKSİ DOZİMETRİK ÖLÇÜMLERİNİN MONTE CARLO SİMÜLASYONU İLE KARŞILAŞTIRILMASI

RECEP KANDEMİR

MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS TEZİ

İZMİR-2015

TEZ KODU: DEU.HSI.MSc-2012970050

T.C
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ DOZ İNDEKSİ DOZİMETRİK ÖLÇÜMLERİNİN MONTE CARLO SİMÜLASYONU İLE KARŞILAŞTIRILMASI

MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS TEZİ

RECEP KANDEMİR

Danışman Öğretim Üyesi:
Prof.Dr. Emel Ada
Yard.Doç.Dr. Kadir Akgüngör

(Bu araştırma DEÜ Bilimsel Araştırma Projeleri Şube Müdürlüğü tarafından

2014.KB.SAG.018 sayı ile desteklenmiştir.)

TEZ KODU: DEU.HSI.MSc-2012970050

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı, Yüksek Lisans programı öğrencisi Recep Kandemir'in **'BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ DOZ İNDEKSİ DOZİMETRİK ÖLÇÜMLERİNİN MONTE CARLO SİMÜLASYONU İLE KARŞILAŞTIRILMASI'** konulu Yüksek Lisans tezini 11/06/2015 tarihinde başarılı olarak tamamlamıştır.

BAŞKAN
Prof.Dr. Emel Ada
Radyoloji AD.

ÜYE
Prof.Dr. Fadime Akman
Dokuz Eylül Üni. Tıp Fak.
Radyasyon Onkolojisi AD.

ÜYE
Yard.Doç.Dr. Kadir Akgüngör
Dokuz Eylül Üni. Fen Fak.
Fizik Bölümü

ÜYE
Prof.Dr. Ayşe Nur Demiral
Dokuz Eylül Üni. Tıp Fak.
Radyasyon Onkolojisi AD.

ÜYE
Yard.Doç.Dr. Ayşegül Yurt
Dokuz Eylül Üniversitesi
Sağlık Hiz. Mes. Yük. Okulu

YEDEK ÜYE
Prof.Dr. Gamze Çapa Kaya
Dokuz Eylül Üni. Tıp Fak.
Nükleer Tıp AD.

YEDEK ÜYE
Yard.Doç.Dr. Hakan Epik
Dokuz Eylül Üni. Fen Fak.
Fizik Bölümü

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

İÇİNDEKİLER i
TABLO DİZİNİ vi
ŞEKİL DİZİNİ viii
KISALTMALAR xi
TEŞEKKÜR xiii
ÖZET xiv
ABSTRACT xv

1. GİRİŞ VE AMAÇ **1**
1.1. Problemin Tanımı ve Önemi 1
1.2. Araştırmanın Amacı 1
1.3. Araştırmanın Hipotezleri 1

2. GENEL BİLGİLER **2**
2.1. Radyasyonun Sınıflandırılması 2
2.1.1. Elektromanyetik Radyasyon 2
2.1.2. İyonize Radyasyon 2
2.1.3. İyonize Radyasyonun Biyolojik Etkileri 3
2.2. X-Işınlarının Üretimi 3
2.2.1. X-Işını Tüpü 3
2.2.2. Bremsstrahlung Radyasyonu 4
2.2.3. Karakteristik X-Işınları 4
2.3. Fotonların Madde ile Etkileşimi 5
2.3.1. Fotoelektrik Etkileşim 5
2.3.2. Compton Saçılması 6
2.3.3. Çift Oluşumu 6
2.3.4. Foton Azalımı ve Soğurulması 8
2.4. Radyasyon Birimleri ve Nicelikleri 9
2.4.1. Skaler Radyometri Nicelikleri 9

2.4.1.1. Parçacık Sayısı ve Radyant Enerji . . . 9
2.4.1.2. Parçacık Akısı . . . 9
2.4.1.3. Enerji Akısı . . . 9
2.4.2. Etkileşim Katsayıları . . . 9
2.4.2.1. Tesir Kesiti . . . 9
2.4.2.2. Lineer ve Kütle Atenüasyon Katsayısı . . . 10
2.4.3. Dozimetri Birimleri . . . 10
2.4.3.1. Kerma ve Soğrulan Radyasyon Dozu . . . 10
2.5. Bilgisayarlı Tomografide Hasta Dozu Hesaplamaları . . . 11
2.6. Monte Carlo Simülasyon Tekniği . . . 13
2.6.1. Rastgele Sayı Üreteci . . . 14
2.6.2. GEANT4 . . . 16
2.6.3. GAMOS . . . 17

3. GEREÇ VE YÖNTEM **19**
3.1. Araştırmanın Tipi . . . 19
3.2. Araştırmanın Yeri ve Zamanı . . . 19
3.3. Araştırmanın Evreni ve Örneklemi Çalışma Grupları . . . 19
3.4. Çalışma Materyali . . . 19
3.4.1. Siemens Somatom Definition AS 20 Tomografi Cihazı . . . 19
3.4.1.1. STRATON X-Işını Tüpü . . . 20
3.4.1.2. Hareketli Odak Noktası . . . 22
3.4.1.3. Adaptive Shielding Kolimatör . . . 23
3.4.1.4. Seramik Dedektör . . . 24
3.4.2. RTI CT Dose Profiler Dedektör . . . 24
3.4.3. RTI Piranha Elektrometre . . . 25
3.4.4. RTI Ocean Professional Yazılım . . . 26
3.4.5. RTI CTDI Vücut ve Baş Fantomu . . . 26
3.4.6. Gafchromic XR-QA2 Film Dozimetre . . . 27
3.4.7. Epson 11000XL Tarayıcı Cihazı . . . 27
3.4.8. ImageJ Görüntü-İşleme Programı . . . 27

3.4.9. QtiPlot 27
3.4.10. GAMOS Monte Carlo Kodu 28
3.5. Araştırmanın Değişkenleri 28
3.6. Veri Toplama Araçları 28
3.6.1. Radyasyon Dozu Ölçümleri (Deneysel) 29
3.6.1.1. Kalite Kontrol Ölçümleri 29
3.6.1.1.1. kVp Güvenirlik Testi 29
3.6.1.1.2. kVp Tekrarlanabilirlik Testi 29
3.6.1.2. Gafchromic XR-QA2 Film Kalibrasyonu 30
3.6.1.2.1. Filmlerin Işınlanması ve Taranması 30
3.6.1.2.2. Film Kalibrasyon Eğrinin Oluşturulması . . . 32
3.6.1.3. Absorbe Doz Profili Ölçümleri 33
3.6.1.3.1. Dikine (Vertikal) Doz Profilleri 33
3.6.1.3.2. Boyuna (Longitudinal) Doz Profilleri 34
3.6.1.3.3. Yanal (Lateral) Doz Profilleri 34
3.6.1.4. Bilgisayarlı Tomografi Doz Ölçümleri 36
3.6.1.4.1. Hava Kerma Ölçümleri 36
3.6.1.4.2. Fantom Ölçümleri 37
3.6.1.5. Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi Ölçümleri 39
3.6.2. Monte Carlo Hesaplamaları (Teorik) 40
3.6.2.1. Bilgisayarlı Tomografinin Modellenmesi 40
3.6.2.2. GAMOS MC Simülasyonu Verifikasyonu 41
3.6.2.2.1. X-Işını Spektrumu ve Üretimi 41
3.6.2.2.2. Doz Profili Hesaplamaları 42
3.6.2.2.3. Longitudinal Doz Profili Hesaplamaları 43
3.6.2.2.4. Lateral Doz Profili Hesaplamaları 43
3.6.2.3. Faz-Uzayı Kaynağının Oluşturulması 44
3.6.2.4. Fantomlarda Doz Hesaplamaları 45
3.6.2.4.1. Baş Fantomu ile Doz Hesabı 45
3.6.2.4.2. Vücut Fantomu ile Doz Hesabı 46
3.7. Araştırma Planı 47

3.8. Verilerin Değerlendirilmesi 48
3.9. Araştırmanın Sınırlılıkları 48
3.10. Etik Kurul 50

4. BULGULAR **51**
4.1. Deneysel Ölçüm Sonuçları 51
4.1.1. kVp Güvenirlik Testi Sonuçları 51
4.1.2. kVp Tekrarlanabilirlik Testi Sonuçları 51
4.1.3. Film Kalibrasyon Eğrisi Sonuçları 52
4.1.4. Vertikal (y-ekseni) Doz Profili 53
4.1.5. Longitudinal (z-ekseni) Doz Profili 53
4.1.6. Lateral (x-ekseni) Doz Profili 54
4.1.7. Hava Kerma Ölçüm Sonuçları 55
4.1.8. Fantom Ölçüm Sonuçları 56
4.2. Teorik Hesaplama Sonuçları 58
4.2.1. Üretilen X-Işını Spektrumları ve Yüzey Dağılımları 58
4.2.2. Longitudinal (z-ekseni) Sonuçları 59
4.2.3. Lateral (x-ekseni) Sonuçları 60
4.2.4. Faz-Uzayında Elde Edilen Enerji Dağılımları 66
4.2.5. Fantom GAMOS Sonuçları 67
4.3. Bilgisayarli Tomografi Doz İndeksi Sonuçları 78

5. TARTIŞMA **81**

6. SONUÇ VE ÖNERİLER **87**

7. KAYNAKLAR **89**

8. EKLER **94**
8.1. Ek-1: Etik Kurul Onayı 94
8.2. Ek-2: BAP Kurul Onayı 97
8.3. Ek-3: Özgeçmiş 98
8.4. Ek-4: Karakteristik X-Işını Enerji Düzeyleri 101

8.5. Ek-5: Rastgele Sayı Üreteci Örneği 102
8.6. Ek-6: GAMOS Geometri ve Komut Script Örneği 103

TABLO DİZİNİ

Sayfa No

Tablo 1 . Foton madde etkileşimlerinin özet gösterimi 7

Tablo 2 . kVp güvenirlik testi sonuçları 51

Tablo 3 . kVp tekrarlanabilirlik testi sonuçları 51

Tablo 4 . Farklı enerjilerde geniş bowtie için ölçüm sonuçlarının istatistiksel analizi . 54

Tablo 5 . Farklı enerjilerde dar bowtie için ölçüm sonuçlarının istatistiksel analizi . . 55

Tablo 6 . Hava kerma ölçüm sonuçları (geniş bowtie filtre) 55

Tablo 7 . Hava kerma ölçüm sonuçları (dar bowtie filtre) 56

Tablo 8 . CTDI vücut fantomunda nokta doz ölçümleri - geniş bowtie 56

Tablo 9 . CTDI vücut fantomu nokta doz ölçümleri - dar bowtie 56

Tablo 10. CTDI baş fantomu nokta doz ölçümleri - geniş bowtie 57

Tablo 11. CTDI baş fantomu nokta doz ölçümleri - dar bowtie 57

Tablo 12. Longitudinal ölçüm ve GAMOS sonuçlarının istatistiksel analizi 59

Tablo 13. Lateral profillerin istatistiksel analizi - 140 kVp, geniş bowtie 60

Tablo 14. Lateral profillerin istatistiksel analizi - 120 kVp, geniş bowtie 60

Tablo 15. Lateral profillerin istatistiksel analizi - 100 kVp, geniş bowtie 61

Tablo 16. Lateral profillerin istatistiksel analizi - 80 kVp, geniş bowtie 61

Tablo 17. Lateral profillerin istatistiksel analizi - 70 kVp, geniş bowtie 62

Tablo 18. Lateral profillerin istatistiksel analizi - 140 kVp, dar bowtie 62

Tablo 19. Lateral profillerin istatistiksel analizi - 120 kVp, dar bowtie 63

Tablo 20. Lateral profillerin istatistiksel analizi - 100 kVp, dar bowtie 63

Tablo 21. Lateral profillerin istatistiksel analizi - 80 kVp, dar bowtie 64

Tablo 22. Lateral profillerin istatistiksel analizi - 70 kVp, dar bowtie 64

Tablo 23. Bütün enerji ve bowtie filtrelerde lateral profillerin analiz sonuçları 65

Tablo 24. Bütün enerji ve bowtie filtrelerde lateral profillerin alan hesabı 65

Tablo 25. Faz-uzayında elde edilen spektrumların karşılaştırılması 66

Tablo 26. Modellenen baş fantomunda nokta doz hesaplamaları - geniş bowtie 67

Tablo 27. Modellenen baş fantomunda nokta doz hesaplamaları - dar bowtie 67

Tablo 28. Modellenen vücut fantomunda nokta doz hesaplamaları - geniş bowtie . . 68
Tablo 29. Modellenen vücut fantomunda nokta doz hesaplamaları - dar bowtie 68
Tablo 30. Vücut fantomunda geniş filtrede ölçüm ve MC verilerinin değerlendirilmesi 69
Tablo 31. Vücut fantomunda dar filtrede ölçüm ve MC verilerinin değerlendirilmesi . 70
Tablo 32. Baş fantomunda geniş filtre ölçüm ve MC verilerinin değerlendirilmesi . . 71
Tablo 33. Baş fantomu ile dar filtrede ölçüm ve MC verilerinin değerlendirilmesi . . 72
Tablo 34. Vücut fantomu ile geniş ve dar filtrede normalize ölçüm ve MC verilerinin değerlendirilmesi 74
Tablo 35. Baş fantomu ile geniş ve dar filtrede normalize ölçüm ve MC verilerinin değerlendirilmesi 76
Tablo 36. Baş fantomu ile geniş ve dar filtrede normalize ölçüm ve MC verilerinin değerlendirilmesi 77
Tablo 37. Her iki fantom ve filtrede bütün enerjilerde farklı dedektörlerle bilgisayarlı tomografi doz indeksi ölçüm sonuçları. 78
Tablo 38. Doz döünüşüm faktörü hesaplama sonuçları. 79
Tablo 39. Bilgisayarlı tomografi doz indeksi dozimetrik ölçüm ve hesaplamalarının karşılaştırmalı sonuçları. 80
Tablo 40. Tungsten için karakteristik X-ışını enerji seviyeleri 101
Tablo 41. Rastgele sayi dizisi örneği 102

ŞEKİL DİZİNİ

Sayfa No

Şekil 1 . X-ışını tüpü blok diyagramı 3
Şekil 2 . X-ışını spektrumu 4
Şekil 3 . Fotoelektrik etkileşim 5
Şekil 4 . Compton saçılması 6
Şekil 5 . Çift oluşumu 7
Şekil 6 . Foton azalımının gösterilmesi (Lambert-Beer Yasası) 8
Şekil 7 . Analog MC bilgisayarı Fermiac 14
Şekil 8 . GAMOS şematik mantiksal yapısı 18
Şekil 9 . Siemens Somatom Definition AS 20 BT cihazının genel görünüşü 20
Şekil 10. Straton X-Işını tüpü ile konvansiyonel tüpün karşılaştırılması 20
Şekil 11. Straton X-Işını tüpünün yapısı ve bileşenleri 21
Şekil 12. Straton X-Işını tüpünün katot yapısı 21
Şekil 13. Straton X-ışını tüpünün manyetik sisteminin şeması 22
Şekil 14. Hareketli odak noktası sistemi 23
Şekil 15. Kolimatör sistemi 23
Şekil 16. Dedektör sistemi 24
Şekil 17. RTI CT Dose Profiler katıhal dedektörü 25
Şekil 18. RTI Piranha 455 elektrometre 26
Şekil 19. RTI CTDI baş fantomu 26
Şekil 20. kVp güvenirlik ve tekrarlanabilirlik testi 30
Şekil 21. Gafchromic XR-QA2 filmlerin ışınlanması 31
Şekil 22. Gafchromic XR-QA2 filmlerin taranması 31
Şekil 23. Film kalibrasyon eğrisinin elde edilmesi 32
Şekil 24. Seçilen eksen takımı 33
Şekil 25. Longitudinal profil ölçümü için deney düzeneği 34
Şekil 26. Lateral profil ölçümü için deney düzeneği 35
Şekil 27. Havada radyasyon dozu ölçüm düzeneği 36

Şekil 28. RTI vücut ve baş fantomlarında ile kümülatif doz ölçümü düzeneği 38
Şekil 29. Siemens Somatom BT GAMOS modellemesi 40
Şekil 30. Fan-beam X-ışını kaynağı 41
Şekil 31. GAMOS ile radyasyon dozu profili hesaplama modeli. 42
Şekil 32. Bowtie filtrenin modellenmesi. 44
Şekil 33. Faz-uzay dosyalarının oluşturulması. 44
Şekil 34. GAMOS ile modellenen baş fantomu 46
Şekil 35. GAMOS ile modellenen vücut fantomu 46
Şekil 36. Araştırma izlem şeması. 47
Şekil 37. Gafchromic XR-QA2 kalibrasyon eğrisi 52
Şekil 38. Tüp akımı ile ölçülen doz arasındaki ilişki 52
Şekil 39. Deneysel: y-ekseni profili 53
Şekil 40. Deneysel: z-ekseni profili 53
Şekil 41. Deneysel: x-ekseni profili (geniş bowtie) 54
Şekil 42. Deneysel: x-ekseni profili (dar bowtie) 55
Şekil 43. X-Işını Spektrumları 58
Şekil 44. Üretilen fan-beam foton yüzey dağılımı 58
Şekil 45. Üretilen fan-beam foton yüzey dağılım profili 59
Şekil 46. Teorik: z-ekseni profili ve karşılaştırılması 59
Şekil 47. Teorik: y-ekseni profili, 140 kVp geniş bowtie 60
Şekil 48. Teorik: y-ekseni profili, 120 kVp geniş bowtie 60
Şekil 49. Teorik: y-ekseni profili, 100 kVp geniş bowtie 61
Şekil 50. Teorik: y-ekseni profili, 80 kVp geniş bowtie 61
Şekil 51. Teorik: y-ekseni profili, 70 kVp geniş bowtie 62
Şekil 52. Teorik: y-ekseni profili, 140 kVp dar bowtie 62
Şekil 53. Teorik: y-ekseni profili, 120 kVp dar bowtie 63
Şekil 54. Teorik: y-ekseni profili, 100 kVp dar bowtie 63
Şekil 55. Teorik: y-ekseni profili, 80 kVp dar bowtie 64
Şekil 56. Teorik: y-ekseni profili, 70 kVp dar bowtie 64
Şekil 57. Faz-uzayındaki enerji dağılımları 66
Şekil 58. Vücut fantomu ile geniş filtre ve tüm enerjilerde ölçüm ve MC ilişkisi . . . 69

Şekil 59. Vücut fantomunda dar filtre ve tüm enerjilerde ölçüm ve MC ilişkisi 70
Şekil 60. Baş fantomun ile geniş filtre ve tüm enerjilerde ölçüm ve MC ilişkisi . . . 71
Şekil 61. Baş fantomunda dar filtre ve tüm enerjilerde ölçüm ile MC ilişkisi 72
Şekil 62. Vücut fantomu ile geniş filtrede normalize ölçüm ile MC verilerinin konuma bağlı karşılaştırılması 73
Şekil 63. Vücut fantomu ile dar filtrede normalize ölçüm ile MC verilerinin konuma bağlı karşılaştırılması 73
Şekil 64. Baş fantomu ile geniş bowtie filtrede normalize ölçüm ile MC verilerinin konuma bağlı karşılaştırılması 75
Şekil 65. Baş fantomu ile dar bowtie filtrede normalize ölçüm ile MC verilerinin konuma bağlı karşılaştırılması 75
Şekil 66. Örnek bir rastgele sayi dizisi 102

KISALTMALAR

AD	.....	Anabilim Dalı
ASIC	.....	Application-Specific Integrated Circuit
Bit	.....	Binary Digit
BT	.....	Bilgisayarlı Tomografi
CERN	.....	The European Organization for Nuclear Research
CTDI	.....	Computed Tomography Dose Index
CTDP	.....	Computed Tomography Dose Profiler
DEÜH	.....	Dokuz Eylül Üniversite Hastanesi
DICOM	.....	The Digital Imaging and Communications in Medicine
DLP	.....	Dose Length Product
DNA	.....	Deoxyribonucleic Acid
DRDC	.....	CERN Detector Research and Development Committee
DPI	.....	Dot per Inch
eV	.....	Electron Volt
FFS	.....	Flying Focal Spot
FORTRAN	.....	Formula Translation
fm	.....	Femtometre
GAMOS	.....	Geant4-based Architecture for Medicine-Oriented Simulations
GEANT4	.....	Geometry and Tracking
h	.....	Plank Sabiti
HVL	.....	Half Value Layer
Hz	.....	Hertz
GHz	.....	Giga Hertz
ICRU	.....	International Commission on Radiation Units Measurements
iid	.....	Independent and Identically Distributed
KEK	.....	National Laboratory for High Energy Physics
Kerma	.....	Kinetic Energy Released per Unit Mass
keV	.....	Kiloelectron Volt
kV	.....	Kilovolt

kVp	.....	Kilovolt Peak
kW	.....	Kilo Watt
LCG	.....	Linear Congruential Generator
mA	.....	Mili Amper
MC	.....	Monte Carlo
MeV	.....	Millionelectron Volt
nm	.....	Nanometre
PDF	.....	Probability Distribution Function
PMMA	.....	Polymethyl Methacrylate
RNG	.....	Random Number Generator
ROI	.....	Region of Interest
QA	.....	Quality Assurance
SI	.....	The International System of Units
TÜBİTAK	.....	Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu
UFC	.....	Ultra Fast Ceramic

TEŞEKKÜR

Öncelikle, gerek lisans gerekse yüksek lisans eğitimim boyunca karşılaştığım bütün zorluklarda en büyük destekçim Sevgili Fatma Gül Uyar'a gönülden teşekkür ederim. Bu süreçte gerek maddi gerekse manevi bütün imkanlarla yanımda olan sevgili anneme, babama ve kardeşlerime de teşekkür ederim.

Araştırmamı başından sonuna kadar büyük bir özveri ve sabırla destekleyen, zamanını ayıran, yol gösteren, önüme çıkan fırsatları değerlendirmemde destekçi olan ve tezimde bana danışmanlık yapan Sayın Prof.Dr. Emel Ada'ya gönülden teşekkür ederim.

Hem akademik hemde kültürel birikim ve tecrübelerini benimle her an paylaşan, yürüdüğüm yolda bana önderlik eden, sabırla sorunlarıma çözüm üretmeye çalışan akıl hocam ve araştırmamda ikinci danışmanlığımı üstlenen Sayın Yard.Doç.Dr. Kadir Akgüngör'e gönülden teşekkür ederim.

Hem yüksek lisans eğitimi boyunca hem de tez çalışmamın büyük bir kısmını başkanı olduğu anabilim dalında yapmama müsade eden ve üzerimizde büyük emeği olan Sayın Prof.Dr. Fadime Akman'a gönülden teşekkür ederim.

Yüksek lisans eğitiminin her aşamasında desteğini ve bilgisini hiç esirgemeyen ve üzerimizde bir çok emeği olan Sayın Yard.Doç.Dr. Ayşegül Yurt'a gönülden teşekkür ederim.

Yüksek lisans eğitimi ve öğrenimi süresince, Dokuz Eylül Üniversitesi Medikal Fizik AD., Radyoloji AD., Radyasyon Onkolojisi AD. ve Nükleer Tıp AD. üyesi öğretim görevlisi hocalarıma bizlere sundukları eğitim ve imkanlardan dolayı teşekkür ederim. Ayrıca Radyasyon Onkolojisi AD.'da çalışan Tıbbi Fiz. Uzm. Zafer Karagüler'e, Seray Kurt'a, Şeyda Kınay'a, Mehmet Adıgül'e ve Doğukan Akçay'a yardımlarından dolayı teşekkür ederim.

Yüksek lisans eğitimi boyunca beraber aynı eğitim öğretim sürecini paylaştığım arkadaşlarım Tıbbi Fiz. Uzm. Ömer Azaklıoğlu'na, Serdar Sanduvaç'a ve Özer Oruç'a desteklerinden dolayı teşekkür ederim.

Araştırma süresince BT'nin gerek kullanımında gerekse cihazla ilgili sorunlarıma içtenlikle cevap veren, bana ölçümler sırasında yardımcı olan Sayın Ayşe Yıldırım'a ve Hamdi Karaaslan'a teşekkür ederim. Ayrıca BT'nin teknik bilgilerini bizimle paylaşan üretici firma çalışanı Sayın Ceyhun Sezen'e teşekkür ederim.

Son olarak, araştırma süresince sağladığı yüksek lisans burs desteği dolayısıyla Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu'na (TÜBİTAK) teşekkür ederim.

ÖZET

BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ DOZ İNDEKSİ DOZİMETRİK ÖLÇÜMLERİNİN MON TE CARLO SİMÜLASYONU İLE KARŞILAŞTIRILMASI

Recep KANDEMİR
Dokuz Eylül Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Medikal Fizik Anabilim Dalı
recepkandemir@medikalfizikci.com

AMAÇ : Bu çalışmanın amacı, bilgisayarlı tomografi doz indeksi (CTDI) verilerinin Monte Carlo hesaplama tekniğiyle elde edilebilmesi ve deneysel sonuçlarla karşılaştırılmasıdır.
GEREÇ ve YÖNTEM : Bu çalışma deney ve teorik olmak üzere ikiye ayrılmıştır. Deney kısmında katıhal dedektör ve film dozimetre kullanılarak absorbe radyasyon dozu ölçümleri yapılmıştır. CTDI ölçümleri dedektör ile vücut ve baş fantomu kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Teorik kısımda ise bilgisayarlı tomografi cihazı modellenmiş ve radyasyon dozu hesaplamaları Monte Carlo yöntemi ile yapılmıştır.
BULGULAR : Teorik hesaplamalar ve ölçümlerle elde edilen longitudinal ve lateral doz profilleri karşılaştırıldığında veriler uyumludur. Karşılaştırmalarda film dozimetrenin radyasyon duyarlılığının düşük olduğu tespit edildiği için dedektör ölçümleri temel alınmıştır. Hava kerma ölçüm sonuçları kullanılarak Monte Carlo hesaplamaları için dönüşüm katsayıları hesaplanmıştır.
SONUÇLAR : Absorbe radyasyon dozu ölçüm ve hesaplama sonuçlarının kullanılan fantomun tipine, uygulanan enerjiye ve filtre yapısına bağlı olarak değiştiği görülmüştür. Kullanılan fantomların homojen malzemeden yapılması ve simetrik hacime sahip olması gerçek hasta dozunu tespit etmekte hatalar doğurabilir. Monte Carlo tekniği gerçek hasta dozunun hesaplanmasını sağlayabilir.
Anahtar Kelimeler : Bilgisayarlı Tomografi, GAMOS, Monte Carlo Simülasyonu, CTDI, Radyasyon Dozu

ABSTRACT

COMPARISON OF COMPUTED TOMOGRAPHY DOSE INDEX MEASUREMENTS WITH MONTE CARLO SIMULATION

Recep KANDEMIR
Dokuz Eylul University, Health Science Institute, Department of Medical Physics
recepkandemir@medikalfizikci.com

PURPOSE : The purpose of this study is to obtain the computed tomography dose index (CTDI) values and compare it with the Monte Carlo calculation technique.
MATERIAL AND METHOD : This study consists of two parts, measurement and theory. In the experiment section, the absorbed radiation dose measurements obtained with the solid state detector and film dosimeter. The measurements of CTDI were performed in the body and head phantoms. In the theory section, the machinery of computed tomography is simulated and the calculations of radiation dose are done with the Monte Carlo technique.
RESULTS : When the longitudinal and lateral profiles of the theoretical calculations and measurements were compared the results found to be consistent. In the comparisons, the measurements of detector is considered more reliable since the film dosimeter system has no high radiation sensitivity than the solid state. The conversion factors obtained from the measurements of air kerma results were calculated to be used in the Monte Carlo calculations.
CONCLUSIONS : It is found that the results of measurement and calculation depend on the type of phantom, the energy of the radiation and the filter type. Since the phantoms are made of homogeneous material and in symmetrical structure,it could cause the errors in the real patient dose. The Monte Carlo technique gives us the ability to calculate the real patient dose.
Keywords : Computed Tomography, GAMOS, Monte Carlo Simulation, CTDI, Radiation Dose

1. GİRİŞ VE AMAÇ

1.1. Problemin Tanımı ve Önemi

Bilgisayarlı tomografi iyonize radyasyonun kullanılarak tanısal görüntülemenin yapıldığı bir cihazdır. Hastalar tetkikin uygulanması ile bir miktar radyasyona maruz kalırlar ve vücutlarında ilgili bölge veya organlarında radyasyon dozu yüklenmesi meydana gelir. Kullanılan radyasyonun iyonize edici özellikte olması nedeniyle hasta dozlarının bilinmesi ve doz görüntü optimizasyonunun yapılması gereklidir.

Bilgisayarlı tomografide doz ölçümleri belirli bazı sistem ve cihazların kullanımı ile mümkündür. Ancak bu işlemler zaman alıcı ve her hasta için tekrarlanması mümkün değildir. Bu nedenle güvenilir bir hesaplama yöntemi olan Monte Carlo simülasyon teknikleri radyasyon dozunu hesaplama amaçlı kullanılabilmektedir.

1.2. Araştırmanın Amacı

Bu araştırmanın amacı, tanısal amaçlı kullanılan çok kesitli (kanallı, dedektörlü) bilgisayarlı tomografi cihazlarında hasta radyasyon dozunu belirleyen *bilgisayarlı tomografi doz indeksi* parametresinin deneysel olarak silindirik kafa ve vücut fantomu üzerinde ölçülmesi ile elde edilen soğrulan radyasyon dozu sonuçlarının, Monte Carlo hesaplamalarına dayalı Geant4 tabanlı GAMOS yazılımında simüle edilerek (örneklenerek) hesaplanan soğrulan radyasyon dozu sonuçları ile karşılaştırılarak bilgisayarlı tomografi uygulamalarında Monte Carlo hesaplamalarının kullanılabilirliğinin test edilmesidir.

1.3. Araştırmanın Hipotezleri

$\mathbf{H}_1$: Film dozimetre ile yapılan radyasyon ölçüm sonuçlarıyla katıhal dedektörüyle yapılan radyasyon ölçüm sonuçları arasında anlamlı fark yoktur.

$\mathbf{H}_2$: Deneysel radyasyon doz ölçümleri ile Monte Carlo hesaplamaları ile elde edilen radyasyon doz verileri arasında anlamlı fark yoktur.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Radyasyonun Sınıflandırılması

Radyasyon temelde elektromanyetik ve partiküler radyasyon olmak üzere iki sınıfa ayrılır. Radyo dalgaları, görünür ışık, kırmızı altı ve ultraviyole ışınları, X- ve gama (γ) ışınları elektromanyetik radyasyon; elektron, pozitron, proton ve nötronlar ise partiküler radyasyondur [1].

2.1.1. Elektromanyetik Radyasyon

Dalgaboyu (λ), frekans (ν) ve hız parametreleri elektromanyetik dalgaların karakteristiğini belirler. Dalga boyu, dalganın bir döngüde aldığı mesafedir. Frekans, birim zamanda salınım yapan dalga sayısıdır. Vakum ortamında bütün elektromanyetik dalgaların hızları sabittir ve c ile gösterilir. Bu nedenle;

$$c = \lambda \nu \tag{1}$$

ile ifade edilir. Örneğin; X-ışınlarının dalga boyları nanometreler[1] (nm) ve frekanları ise Hertz[2] (Hz) mertebesinde ifade edilir.

Madde etkileşimlerinde elektromanyetik radyasyon terimi yerine foton ifadesi kullanılır. Foton enerjisi,

$$E = h\nu = \frac{hc}{\lambda} \tag{2}$$

ile ifade edilir. Burada, h[3] Plank sabitidir. Tanısal radyolojide enerji birimi olarak, üretilen radyasyonun enerjisinden kaynaklı olarak, keV[4] kullanılır [1].

2.1.2. İyonize Radyasyon

İyonize radyasyon maddeyi *doğrudan* veya *doğrudan olmayan* olarak iki farklı yolla iyonize eder.

[1] 1nm = 10^{-9}m

[2] 1 Hz = 1 döngü/saniye = 1 s^{-1}

[3] h = $6.62606957 \times 10^{-34}$ m^2kg/s

[4] 1 eV: 1 volt potansiyel enerji altında hızlandırılan elektronun kazanmış olduğu kinetik enerji olarak ifade edilir.

- ***Doğrudan iyonizasyon:*** Elektron, proton ve alfa (α) gibi yüklü partiküler radyasyonlar enerjilerini, maddeye parçacık yolu boyunca orbital elektronlarıyla yaptıkları çok küçük Coulomb (elektrostatik) etkileşmeleri sayesinde doğrudan aktarırlar.

- ***Doğrudan olmayan iyonizasyon:*** X-ışınları, γ-ışınları veya nötronlar maddeden geçerken ortamda yüklü parçacıkların oluşmasına neden olurlar ve enerjilerinin bir kısmını veya hepsini bu yüklü parçacıklara aktarırlar. Oluşan yüklü parçacıkların enerjileri maddede doğrudan iyonizasyon yolu ile depolanır.

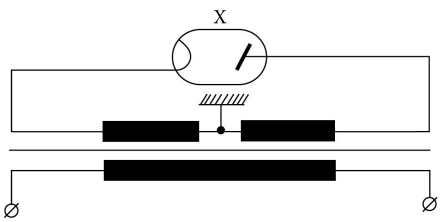
2.1.3. İyonize Radyasyonun Biyolojik Etkileri

2.2. X-Işınlarının Üretimi

Almanya'nın Lennep isimli eyaletinde 27 Mayıs 1845'te elbise üreticisi tüccar bir babanın tek oğlu olarak doğan Wilhelm Conrad Röntgen, 1895 yılında yeni ve farklı bir ışın türü olarak adlandırdığı X-ışınlarını keşfetti. Bu nedenle, X-ışınları röntgen ışınları olarak da adlandırılmaktadır [2].

2.2.1. X-Işını Tüpü

X-ışınlarının üretiminde temel prensip yüksek voltaj (kV) altında hızlandırılmış elektronlarla anot malzemesinin bombardıman edilmesidir. Bir çok konvansiyonel X-ışını tüpü yüksek vakumlu cam kaplama içerisinde bulunan pozitif ve negatif elektrottan oluşmaktadır. Negatif katota akım uygulanarak katot malzemesi ısıtılır ve termiyonik emisyon olayı sonucunda termal elektronlar uygulan potansiyel fark ile oluşan elektriksel alan içerisinde pozitif anota doğru hızlandırılarak anot malzemesiyle çarpışırlar. Etkileşme ile, gelen elektron enerjisinin yaklaşık %99'luk kısmı ısı enerjisine, kalan kısmı ise bremsstrahlung ve karakteristik X-ışınlarına dönüşmektedir [3].



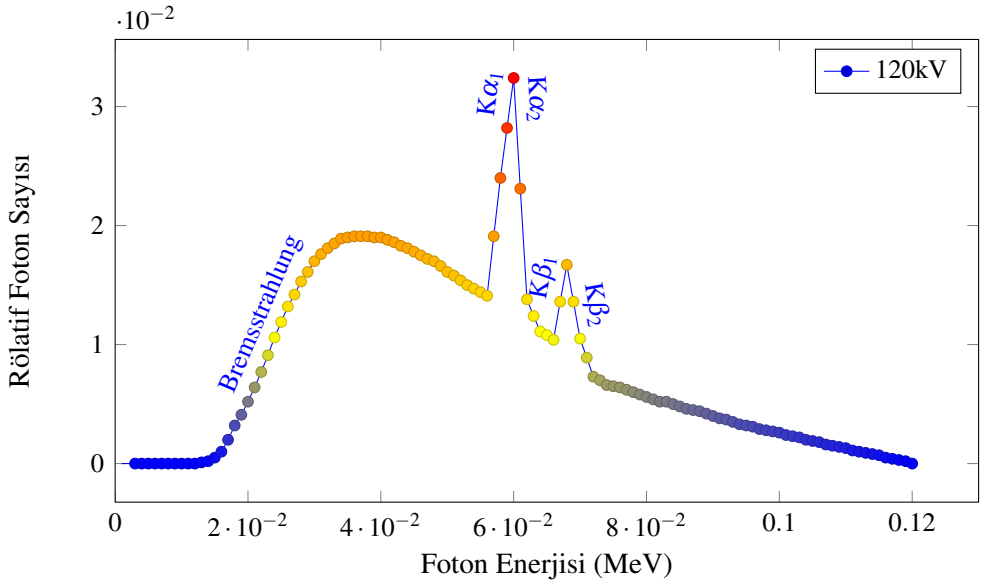
Şekil 1: X-ışını tüpü blok diyagramı [3].

2.2.2. Bremsstrahlung Radyasyonu

Enerjik elektronlar genellikle madde ile *çarpışma* ve *uyarılma*[5] olaylarıyla etkileşirler. Eğer bir elektron atom çekirdeğinin çok yakınından geçerse, Coulomb kuvvetleri elektronun yörüngesini değiştirebilir veya bir atomik elektronun yönünü değiştirebilir ve açığa bremsstrahlung olarak adlandırılan elektromanyetik radyasyon çıkabilir. Oluşan bremsstrahlung fotonların enerjisi Coulomb kuvvetlerinin çekim gücüne bağlı olarak değişir [1].

2.2.3. Karakteristik X-Işınları

Karakteristik X-ışınları atomik enerji düzeylerinde bulunan elektronların enerji seviyeleri arasındaki geçişlerinden kaynaklı elektromayetik bir radyasyondur. Bu süreç hızlandırılan elektronların X-ışını hedef malzemesinin veya anotun bombardıman edilmesiyle başlar ve yüksek bağlanma enerjisine sahip elektron bulunduğu enerji seviyesinden sökülür ve atomdan fırlatılır. Oluşan elektron boşluğu daha düşük enerji seviyesinde bulunan bir elektron tarafından doldurulur ve iki enerji seviyesi arasındaki bu geçişten kaynaklı bir başka X-ışını fotonu oluşur. Oluşan fotonun enerjisi, enerji seviyeleri arasındaki farka eşit olduğundan dolayı açığa çıkan foton *karakteristik X-ışını* olarak adlandırılır.



Şekil 2: 120 kV potansiyel altında hızlandırılan elektronların tungsten hedefinde oluşturdukları X-ışını spektrumu (bkz.Ek-3)

[5] eksitasyon

2.3. Fotonların Madde ile Etkileşimi

Baskın foton madde etkileşimleri; fotoelektrik etki, Compton saçılması ve çift oluşumu olaylarıdır. Fotonlar Rayleigh saçılması, Bragg saçılması, fotobozunum ve nükleer rezonans saçılması da yaparlar. Ancak bu etkileşimlerde madde içerisinde foton azalımı ve enerji depolanması önemsenmeyecek kadar düşüktür ve genelde radyasyondan korunum açısından ihmal edilebilirler [4].

2.3.1. Fotoelektrik Etkileşim

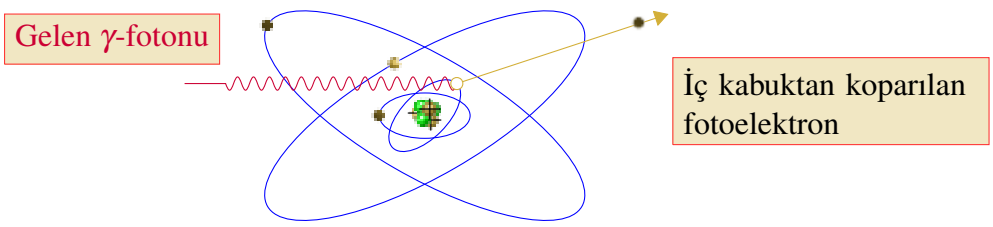
Fotoelektrik etkileşimde, hν enerjili foton K, L, M veya N yörüngelerinde bağlı elektronlardan birisi ile çarpışır ve ilgili elektronu atomdan fırlatır. Koparılan elektron fotoelektron olarak adlandırılır ve hν-E_b enerji farkı kadarlık enerjiyle, E_b elektronun bağlanma enerjisi , atomdan fırlatılır [5]. Etkileşme atom yörüngesine bağlı durumdaki elektron ile meydana gelmelidir çünkü atomun tamamı momentum korunumu için gereklidir ve bu olay çoğunlukla iç yörünge elektronları ile gerçekleşir [4].

$$E_{elektron} = E_{foton} - E_{baglanma} \tag{3}$$

veya

$$h\nu' = h\nu - E_b \tag{4}$$

Koparılan elektronun ardından bıraktığı elektron boşluğu bir başka yörünge elektronu tarafından doldurulmak istenir ve iki enerji seviyesi arasındaki fark kadar karakteristik X-ışını yayınlanır. Koparılan elektronun kinetik enerjisi, daima fotoelektrik olayın gerçekleştiği ortamda soğurulur [4].



Şekil 3: Fotoelektrik etkileşim (Bohr atom modeline göre).

2.3.2. Compton Saçılması

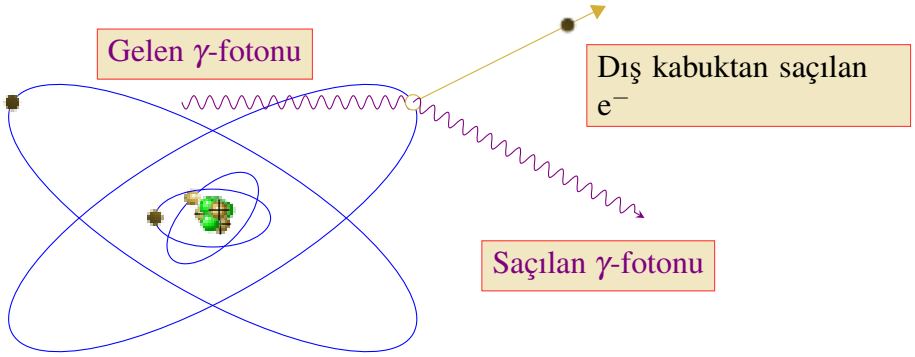
Compton saçılması özellikle 0.5-1.0 MeV enerjili gamma ışınları için önemlidir. Ancak atomik kütle numarası düşük olan doku gibi maddelerde 0.1 MeV'in altında da baskın olabilir [4]. Compton saçılması gelen foton ile serbest elektron arasında gerçekleşir ve enerjisinin bir kısmını elektrona aktarır. Enerji ve momentum korunumu nedeniyle yeni bir yönde daha düşük enerjilı ve daha yüksek dalga boylu saçılan foton yoluna devam eder.

$$\frac{h\nu'}{h\nu} = \frac{1}{1+\alpha(1-cos(\theta))} \qquad , \qquad \alpha = \frac{h\nu}{m_o c^2} \tag{5}$$

Burada; $h\nu'$ saçılan fotonun enerjisi, $h\nu$ gelen foton enerjisi ve θ fotonun saçılma açısıdır. Saçılan elektronun enerjisi ise,

$$T_e = h\nu - h\nu' = \frac{\alpha(1-cos(\theta)h\nu)}{1+\alpha(1-cos(\theta))} \tag{6}$$

ile ifade edilir [1].



Şekil 4: Compton saçılması (Bohr atom modeline göre).

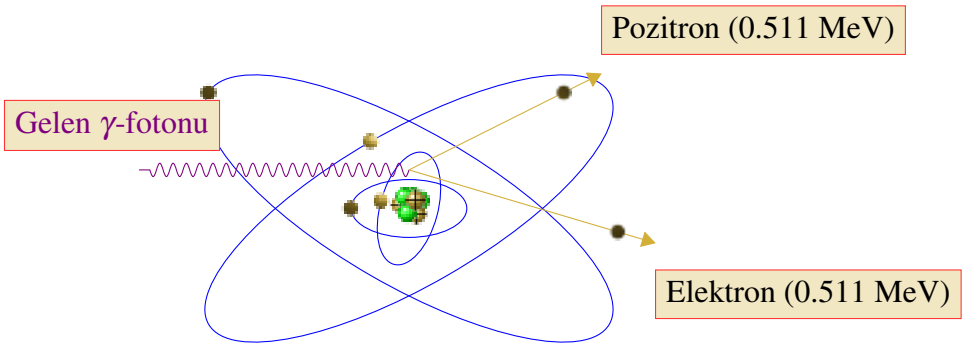
2.3.3. Çift Oluşumu

Yüksek enerjili bir foton atom çekirdeğinin yanından geçerken foton çekirdeğin elektriksel (coulomb) alanı ile etkileşebilir ve bu olay çift oluşum olarak adlandırılır. Fotonun kinetik enerjisi ($\geqslant$1022 MeV) eksi yüklü bir elektron ve artı yüklü bir pozitron çifti oluşturarak dönüştürülebilir [1].

Çift oluşum, fotonun tüm enerjisinin iki elektron kütlesine dönüştüğü Einstein'ın özel

görelilik teorisinin klasik bir örneğidir. Enerji korunumdan dolayı oluşan elektron ve pozitron durgun kütle haricindeki enerjiyi(hν - 1.022) paylaşırlar [4].

$$h\nu = T_+ + T_- + 2m_o c^2 \tag{7}$$



Şekil 5: Çift oluşumu (Bohr atom modeline göre).

Temel foton madde etkileşimlerinin ortamın atom numarasına ve foton enerjisine bağımlılığı ve etkileşimler sonucunda ortaya çıkan ikincil olaylar ile ilgili özet bilgiler Tablo-1'de gösterilmektedir.

Tablo 1: Foton madde etkileşimlerinin özet gösterimi [6].

Etkileşim Türü	**Atom Numarasına Bağımlılığı**	**Foton Enerjisine Bağımlılığı**	**İkincil Parçacıklar**
Fotoelektrik Etki	Z^4 / A	E^{-3}	Elektronlar, Karakteristik X-ışınları ve Auger elektronları
Compton Etkisi	Z / A	$E^{-1/2}$	Elektronlar, Saçılan fotonlar
Çift Oluşumu	Z^2 / A	E > 1022 keV	Elektronlar, Pozitronlar ve Anhilasyon radyasyonu

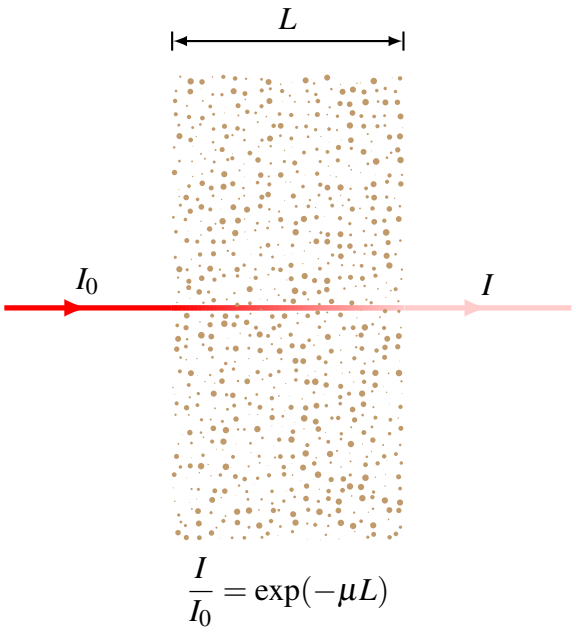
2.3.4. Foton Azalımı ve Soğurulması

Fotonların maddeyle etkileşimleri yüklü parçacıklarınkinden farklıdır. X-ışınları ortama penetre olduğu zaman bir kısmı ortam ile etkileşir, bir kısmı soğrulur ve/veya etkileşmeksizin maddeden geçer, diğer bir kısmı ise maddeden birincil demet fotonlarından farklı yönlerde saçılarak yoluna devam eder [4].

Eğer bir ortamdan geçen ışın demeti tek enerjili fotonlardan oluşuyor ise; gelen fotonların şiddeti (sayısı) malzemenin kalınlığı ve türüne bağlı olarak eksponansiyel azalım gösterir. Foton şiddetindeki değişim matematiksel olarak, soğurucu ortamın kalınlığının fonksiyonu cinsinden,

$$I(x) = I_o\, e^{(-\mu L)} = I_o\, e^{(-\mu/\rho)\rho L} \tag{8}$$

şeklinde ifade edilir. Burada, I_o gelen ışın şiddetini, I(x) soğurucu ortamdan geçen ışın şiddetini, L ışının geçtiği ortamın kalınlığını ve μ lineer atenüasyon (azalma) katsayısını ihtiva etmektedir [6]. Lineer atenüasyon katsayısı hem gelen radyasyon enerjisine hemde malzemenin yoğunluğuna bağlıdır. Bu nedenle, malzemenin fiziksel yapısından bağımsız olan kütle atenüasyon katsayısını (μ/ρ) kullanmak daha uygundur [6].



Şekil 6: Foton azalımının gösterilmesi (Lambert-Beer Yasası)[7]

[6] bkz. Bölüm.2.4.2.2

[7] http://www.texample.net/tikz/examples/lambert-beer-law/

2.4. Radyasyon Birimleri ve Nicelikleri

2.4.1. Skaler Radyometri Nicelikleri

2.4.1.1. Parçacık Sayısı ve Radyant Enerji

Parçacık sayısı, N, yayılan, transfer edilen veya açığa çıkan parçacıkların sayısıdır ve skaler[8] bir büyüklüktür. Boyutsuz bir niceliktir. *Radyant enerji* ise, R, yayılan, transfer edilen veya açığa çıkan parçacıkların enerjisidir (durgun enerjisi hariç) ve Uluslararası Birim Sistemi'nde (SI)[9] birimi *joule* ile ifade edilir [7].

2.4.1.2. Parçacık Akısı

Akı, $\dot{N}$, birim zamanda geçen parçacık sayısı olup SI'da birimi s^{-1} olarak ifade edilir. [7].

$$\dot{N} = \frac{dN}{dt} \tag{9}$$

2.4.1.3. Enerji Akısı

Enerji akısı, $\dot{R}$, birim zaman başına geçen radyant enerji olup SI'da birimi Watt (W) ile ifade edilir [7].

$$\dot{R} = \frac{dR}{dt} \tag{10}$$

2.4.2. Etkileşim Katsayıları

2.4.2.1. Tesir Kesiti

Tesir kesiti, σ, yüklü veya yüksüz parçacığın ya da bir fotonun çekirdekle veya hedef bir parçacık ile etkileşme olasılığı olup SI'da *barn*[10] ile ifade edilir. Tesir kesiti kütle atenüasyon katsayısı ile doğru orantılıdır ve sadece hedefin türüne değil gelen parçacıkların enerjisinede bağlıdır.

[8] Skaler büyüklük, koordinat sistemindeki değişimler sonucunda değişmeyen ve tek bir gerçek(real) sayı ile tanımlanan bir niceliktir.

[9] The International System of Units

[10] 1 barn = 10^{-28}m^2 = 100 fm^2 , 1 femtometre (f) = 10^{-15}m

$$\sigma = \frac{N}{\Phi} \propto \mu/\rho \tag{11}$$

burada , N, hedef parçacıkla etkileşen ortalama etkileşim sayıdır [3][7].

2.4.2.2. Lineer ve Kütle Atenüasyon Katsayısı

Lineer atenüasyon katsayısı, μ, soğurucu maddede birim uzunluk başına etkileşim olasılığını ihtiva eder ve malzemenin yoğunluğuna bağımlıdır. Kütle atenüasyon katsayısı, μ/ρ, ve kütle-enerji soğrulma katsayısı, μ_{en}/ρ, maddede fotonlardan (X-ışınları, γ-ışınları, bremmstrahlung) kaynaklı giricilik (penetrasyon) ve enerji depolanması hesaplamalarında kullanılan niceliklerdir [7].

$$\mu/\rho = \sigma_{tot}/uA \tag{12}$$

Burada, σ_{tot}, toplam tesir kesitini, u[11], atomik birim kütleyi, A, ise hedef malzemenin rölatif atomik kütlesini ifade eder. Toplam tesir kesiti,

$$\sigma_{tot} = \sigma_{pe} + \sigma_{coh} + \sigma_{incoh} + \sigma_{pair} + \sigma_{trip} + \sigma_{ph.nuc} \tag{13}$$

ile ifade edilebilir. Burada, σ_{pe}, fotoelektrik tesir kesiti, σ_{coh}, kohorent saçılma tesir kesiti, σ_{incoh}, inkohorent saçılma tesir kesiti, σ_{pair}, çift oluşum tesir kesiti, σ_{trip}, üçlü oluşum tesir kesitini ve , $\sigma_{ph.nuc}$, fotonükleer tesir kesiti olarak ifade edilir.

2.4.3. Dozimetri Birimleri

2.4.3.1. Kerma ve Soğrulan Radyasyon Dozu

Kerma:

Kerma[12], K, bir ortamda kaybedilen enerjidir. Daha açık dille söylemek gerekirse, fotonlar gibi yüksüz ve doğrudan olmayan yolla iyonize edici radyasyonun ortamdan geçerken ortamın birim kütlesindeki yüklü parçacıklara aktardığı kinetik enerjidir. Eğer ortam hava ise bu nicelik hava kerma olarak ifade edilir.

[11] u=1.66×10^{-24}g

[12] Kinetic energy released per unit mass

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \tag{14}$$

burada, dE_{tr}, niceliği doğrudan olmayan iyonize radyasyon kaynaklı ortamın birim kütlesindeki yüklü parçacıkların sahip olduğu bütün kinetik enerjileri içermektedir. SI'da birimi Joule/kg olarak ifade edilir. Ayrıca, kermanın birimi olarak Gray (Gy) de kullanılmaktadır [3].

Kerma temelde iki bileşenden oluşmaktadır:

$$K = K_{col} + K_{rad} \tag{15}$$

burada, K_{col}, madde atomlarının uyarılması ve iyonizasyonu sonucunda ikincil yüklü parçacıkların çarpışmalarda harcadıkları kinetik enerjiyi ihtiva eder. Denklemin ikinci kısmında yer alan, K_{rad}, ise foton enerjisine dönüşen ikincil yüklü parçacıkların sahip oldukları enerjinin bir kısmı ile ilgilidir.

Soğrulan Doz:

Soğrulan doz, D, iyonize edici radyasyonun madde ile etkileşmesi sonucunda ortamın birim kütlesine kazandırılan ortalama kinetik enerjidir. SI'da birimi Joule/kg ile ifade edilmektedir. Ayrıca, Gy soğrulan radyasyon dozunun özel birimi olarak kabul edilir. [1].

$$D = \frac{d\overline{E}}{dm} \tag{16}$$

2.5. Bilgisayarlı Tomografide Hasta Dozu Hesaplamaları

Bilgisayarlı tomografi uygulamalarında iyonize radyasyonun kullanılması sebebiyle hastaların aldığı dozların tahmin edilmesine veya hesaplanmasına kanser-risk değerlendirmesi açısından ihtiyaç duyulur.

Bilgisayarlı tomografide hasta dozu hesaplamalarında kullanılan parametreleriden birisi olan *bilgisayarlı tomografi doz indeksi (CTDI)* kavramı bir seri BT taramasında alınan radyasyon dozunu temsil etmesi açısından (Jucius ve Kambic 1977, Suzuki ve Suzuki 1978, Shope ve ark. 1981 tarafından) ortaya çıkarılmıştır [8] [9] [10] .

$$CTDI_{\infty} = \int_{-\infty}^{+\infty} D(z)dz, \tag{17}$$

burada T izomerkezdeki nominal ışın kolimasyon genişliği ve $D(z)$ ise tarama düzlemine dik olan doz profilini temsil etmektedir. $CTDI_{\infty}$ sonsuz integrasyon uzunluğu için bir tanımlama olup ideal $CTDI$ parametresi olarak kabul görülür [11]. $CTDI_{100}$ kavramı ise ilk kez 1995 yılında daha pratik doz göstergeçi olarak kabul gördü [12] [13]:

$$CTDI_{100} = \frac{1}{nT}\int_{-50}^{+50} D(z)dz, \tag{18}$$

burada doz integrasyon uzunluğu 100 mm'dir. Diğer integrasyon uzunlukları için genelleştirilmiş parametre $CTDI_L$ olup benzer şekilde ifade edilir [14]:

$$CTDI_L = \int_{-L/2}^{+L/2} D(z)dz, \tag{19}$$

burada L mm biriminden integral doz uzunluğunu ifade etmektedir. Güncel uygulamalarda üretici firmalar hasta dozunun hesaplanması için $CTDI_{100}$ parametresinden yararlanmaktadır. Bu kavramın elde edilmesi sürecinde de akrilik vücut ve baş fantomlarında genelde iyon odası sistemi ile merkezde $CTDI_{100,c}$ ve çevresinde $CTDI_{100,p}$ doz ölçümü yapılır. Buradan taranan merkez alanı üzerindeki ortalama radyasyon dozunun ifadesinde $CTDI_w$ kullanılır [12]:

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_{100,c} + \frac{2}{3}CTDI_{100,p} \tag{20}$$

Çoklu kesitler üzerinden doz hesabında ise diğer bir parametre göz önünde bulundurulmalıdır:

$$CTDI_{vol} = CTDI_w / pitch^{13} \tag{21}$$

$CTDI_{vol}$ BT uygulamalarında standart koşulların oluşturulması adında BT dozimetrisi için kullanılan baş ve vücut fantomlarında ışınlanan hacimdeki ortalama radyasyon dozunu ifade etmektedir [15]. Buna ek olarak güncel BT cihazlarını da kapsamak üzere hasta görüntülemesi bittikten sonra cihazın cihaz monitöründen hastanın aldığı dozla ilişkili iki parametre sonucu alınır. Bunlardan birisi $CTDI_{vol}$ olmakla beraber diğeri ise *doz uzunluk ürünü (DLP)*'tır:

$$DLP = CTDI_{vol} \times L, \tag{22}$$

Yukarıda bahsi geçen eşitlikler ve parametler özellikle hareketli masa durumunda çoklu

[13] İzomerkezde toplam nominal genişliği için tüp dönüşünün hasta masasının hareketine oranı ile elde edilir.

kesit uygulamaları için tanımlanmaya çalışılmıştır. Ancak Robert L. Dixon ve John M. Boone (2014) tarafından yapılan çalışmada sabit masa ve fantom dozimetrisinde kullanılması uygun olan eşitliğin,

$$D_N(z) = Nf(z), \tag{23}$$

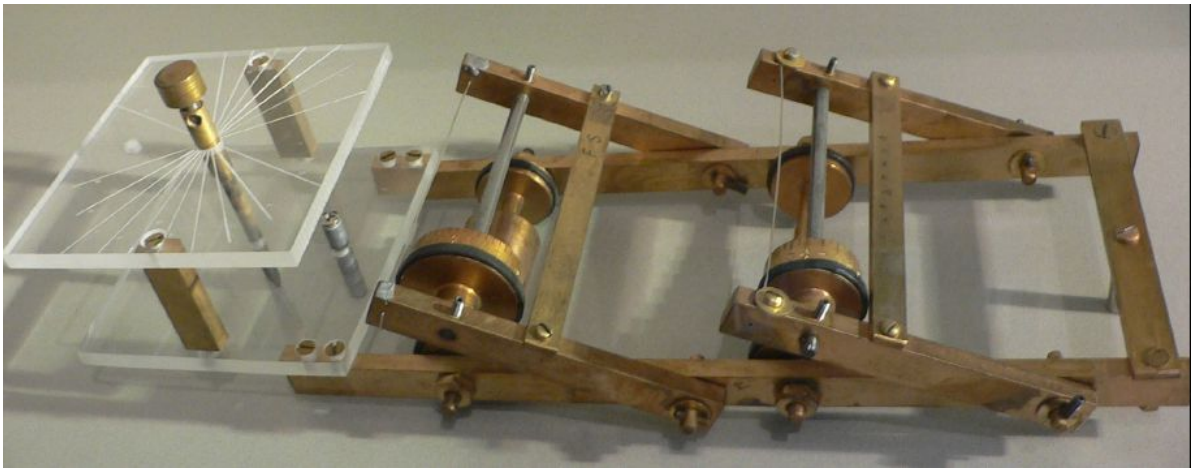
şeklinde olması gerektiğini ileri sunmaktadır. Burada $f(z)$ masa sabit iken z konumundaki tek kesit aksiyel tarama boyunca toplanan doz miktarıdır. $f(z)$ aslında $f_p(z)$, primer radyasyon, ve $f_s(z)$, saçılan radyasyon, komponentlerinde oluşan bir niceliktir. $f(0)$ maksimum doz değeri olarak isimlendirilebilir. Denklemde; N rotasyon sayısını, $D_N(z)$ ise sabit masa üzerinde tek kesit N tane rotasyon boyunca elde edilen kümülatif doz olarak tanımlanmıştır [16] [17].

2.6. Monte Carlo Simülasyon Tekniği

Monte Carlo (MC) simülasyon tekniği, bilim ve mühendislik disiplinlerinin deterministik veya olasılıksal problemlerini rastgele (random) sayılar üreterek çözmeye çalışan istatistiksel hesaplamalara dayalı çalışan bir yöntemdir. MC yöntemi rastgele sayı üreteci ve olasılık dağılım fonksiyonu (PDF[14]) kullanarak probleme çözüm üretir.

MC hesaplama tekniği ilk defa 1940'larda II.Dünya Savaşı sırasında atom bombası geliştirilmesinde nötron difüzyon problemlerini çözmek amacıyla Los Alamos Bilim Labaratuvarı'nda araştırma yapan Enrico Fermi, Stan Ulam, John von Neumann, Nick Metropolis, Edward Teller ve ark. tarafından geliştirilmiştir [18]. Monte Carlo ismine ilham veren olay ise; Stan Ulam'ın amcasının ailesinden kumar oyunları oynamak için borç para isterken kullanmış olduğu cümleden gelmektedir: "Ben Monte Carlo'ya gidiyorum". Los Alamos labaratuvarlarında bir çok sayısal hesaplama tekniği farklı teknolojiler kullanılarak yapılmıştır [19]. Bunlardan bazıları şunlardır:

- El hesap makinaları,
- Analog bilgisayarlar (Fermiac),
- Savaştan kısa süre sonra dijital bilgisayarlar (ENIAC),
- Nick Metropolis tarafından geliştirilen digital bilgisayarlar (MANIAC).



Şekil 7: Los Alamos Bradbury Bilim Müzesi'nde bulunan bir fermiac analog bilgisayarın görüntüsü [19].

Yöntemin idealize edilmiş ilk uygulaması yüksek enerji fiziği alanında 1952 yılında Wilson tarafından gerçekleşmiştir [20]. Bu çalışma ile MC yönteminin radyasyon taşınım simülasyonlarında kullanılmasının önü açılmış oldu.

1970'lerin başında MC hesaplamaları yapan bir kaç uygulama medikal fizik alanında kullanılmaya başlandı [21]. Günümüzde MC medikal fizikte; nükleer tıpta detektör tasarımında, radyoterapide soğrulan doz hesaplamalarında, radyolojide dijital görüntünün elde edilmesinde ve hasta radyasyon dozu hesaplamalarında, sağlık fiziği alanında zırhlama hesaplamalarında ve bunun yanısıra mikro ve nanodozimetre uygulamaları için de kullanılmaktadır.

Medikal fizik alanında gerek dozimetri gerekse görüntü uygulamalarının simülasyonları GEANT4 [22], FLUKA [23], TOPAS [24], GATE [25] ve GAMOS [26] gibi farklı MC kodları ile yapılabilmektedir.

2.6.1. Rastgele Sayı Üreteci

Rastgele "pseudo (sözde)" sayı üreteci (RNG[15]) MC'nun "ruhu" veya "kalp atışı" dır [27]. Dolayısıyla rastgelelik (randomness) Monte Carlo'nun kaynağıdır denilebilir. Bilgisayarlar doğası gereği gerçek anlamda rastgele sayı üretemezler.Fakat matematiksel fonksiyonlar ve algoritmalar kullanılarak genellikle (0,1) veya [0,1) arasında rastgele sayı üretebilirler.

Monte Carlo uygulamaları için kullanılacak rastgele sayı üreteçlerinin bazı özelliklere sahip olması gereklidir. Bunlar:

[14] Probability distribution function
[15] Random number generator

- Rastgele sayılar uniform (düzgün) dağılıma sahip olmalıdır,
- Üretilen rastgele sayılar birbirinden bağımsız olmalıdır,
- Hızlı bir sayı üreteci olmadır,
- Kullanılan bilgisayarın hafızasında az yer kaplamalıdır,
- Üretilen sayılar geniş bir periyotta üretilmelidir ki kısa süre içerisinde kendisini tekrarlamamalıdır.

İdeal bir rastgele sayı üretecisi **0** ve **1** sayılarını üretmemeli ve ürettiği sayılar **tekrar üretilebilir** olmalıdır [29].

Rastgele sayı üreteci (S,μ,f,U,g) yapısı ile tanımlanır. Burada;

- S durumların sonlu bir kümesi,
- μ S üzerindeki olasılık dağılım fonksiyonu,
- f bir geçiş fonksiyonu, $f : S \mapsto S$
- U çıkış işaretlerinin sonlu bir kümesi
- g çıkış fonksiyonu, $f : S \mapsto U$

Sonrasında bir rastgele sayının üretimi için aşağıdaki basamaklar takip edilir:

1. Olasılık dağılım fonksiyonuna, μ, göre rastgele sayı çekirdeği[16] (seed) olarak adlandırılan başlangıç durumu (ilk sayı), s_0 çağırılır ve $u_0 = g(s_0)$ hesaplanır.

2. $i = 1, ..., s_i = f(s_{i-1})$ ve $u_i = g(s_i)$ için iterasyon yapılır.

Genellikle seed , s_0, makinenin saatini kullanarak belirlenir ve bu nedenle rastgele değişkenler , $u_0, ..., u_n ...$, "real (gerçek)" i.i.d[17] (özdeş ve birbirinden bağımsız) uniform rastgele değişkenler olarak görünür [28][30].

Lineer Benzetimli Üreteçler (LCG[18])

RNG ailesinde bir çok algoritma bulunmaktadır. Bunlarda lineer benzetimli rastgele sayı üreteçleri bir taşınım (transfer) fonksiyonu olarak çalışır:

[16] Her bir rastgele sayı çekirdeği ayrı bir rastgele sayı serisinin üretilmesine sebep olur.
[17] independent and identically distributed
[18] Linear Congruential Generator

$$f(x) = (ax + c) \qquad mod\, m \tag{24}$$

veya f,

$$x_{n+1} = (ax_n + c) \qquad mod\, m \tag{25}$$

Burada x_n ninci rastgele integer,x_{n+1} n+1 inci rastgele integer, a integer çarpan, c integer artış miktarı, m modul ve $x, a, c, m \in \mathbb{N}$ (S pozitif integer kümesi olmak üzere) dir. Konu ile ilgili örnek için (bkz.Ek-5).

2.6.2. GEANT4

GEANT4[19], parçacıkların madde (ortam) içerisindeki geçişini simüle eden C++ programla dilinde yazılmış nesne tabanlı bir MC hesaplama aracıdır (toolkit). Dolayısıyla yazılım paketi içerisinde öncesinden tanımlanmış PET, SPECT veya gama kamera gibi konfigürasyonlar mevcut değildir. Ancak bunun yerine araştırmacı çalışma konusunun geometrisini tanımlayabilmekte ve modeli için en uygun fizik listesini (*physics list*) uygulayabilmektedir. Bunun için araştırmacı C++ programlama dilinde yazılmış ana programında üç tane tanımlaması gereken olmazsa olmaz nesne vardır. Bunlar:

1. *Geometri*, modellenen geometri bilgisini içeren *G4VUserDetectorConstruction* GEANT4 sınıfının nesneleştirilmesi ile oluşan C++ sınıfıdır.

2. *Birincil jeneratör*, herbir olayda (event) var olan parçacıkların bilgisini içeren *G4VUser PrimaryGenerator* GEANT4 sınıfının nesneleştirilmesi ile oluşan C++ kaynak sınıfıdır.

2. *Fizik listesi*, tanımlanan her bir parçacık için *G4VUserPhysicsList* GEANT4 sınıfının nesneleştirilmesi ile yaratılacak yeni parçacıkların ve bu parçacıkların etkileşimlerinin belirlendiği C++ sınıfıdır.

GEANT4 ile ∼250 eV ile 100 GeV mertebesindeki enerji aralığında *Livermore* fizik modelleri ile hesaplamalar yapılabilmektedir. Ayrıca GEANT4-DNA[20] projesi ile bu oranlar ∼7 eV ile 10 MeV arasındaki enerji bandında uygulanabilmektedir. GEANT4 düşük enerjiden yüksek enerjiye, astrofizikten medikal fizik uygulamalarına kadar bir çok alanda geniş bir hesaplama yelpazesine sahip olmasına rağmen kullanıcıların bu yazılım ile uygulama geliştirebilmesi için

[19] GEometry ANd Tracking
[20] Deoksiribonükleik asit

belirli düzeyde C++ programlama dili hakkında bilgi sahipi olması gerekmektedir [22].

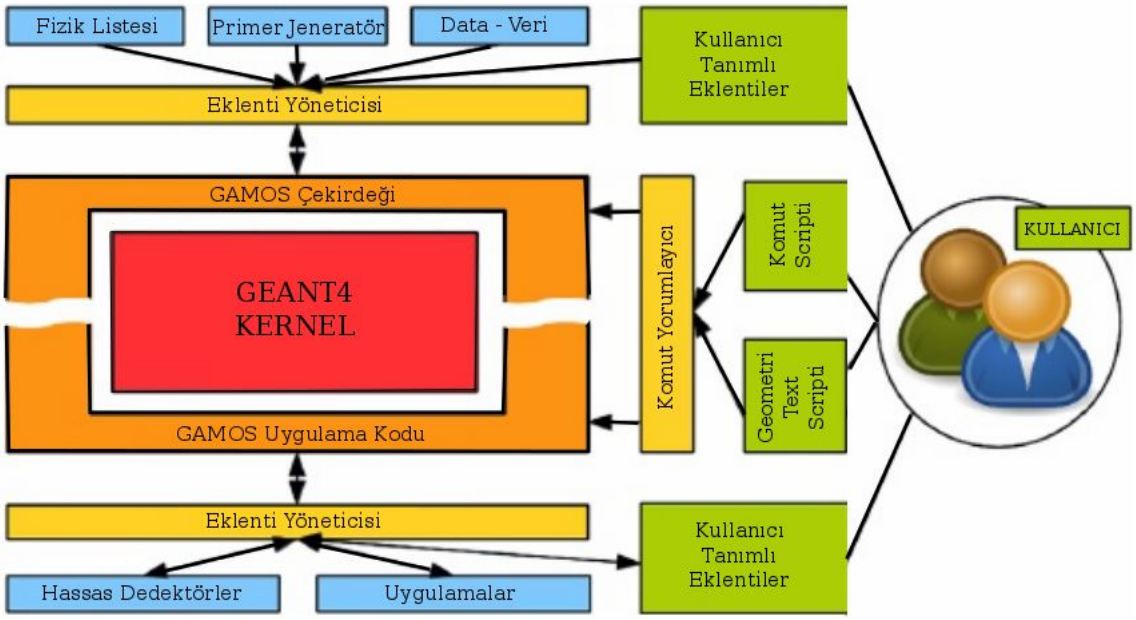
GEANT4un geliştirilmesinin başlangıç noktası 1993 yılında CERN[21] ve KEK[22]'de yapılan bağımsız iki çalışmadır. Her iki grup da mevcut FORTRAN[23] tabanlı GEANT3 programını nasıl daha modern nesne tabanlı çalışan bir hesaplama tekniğine dönüşebilir sorusuna cevap aradılar. 1994'de her iki çalışma birleştirildi ve DRDC[24]'ye nesne tabanlı bir simülasyon programı oluşturulması önerisi resmi olarak sunuldu. Bu aşamadan sonra dünyanın dört bir yanından 100 bilim adamı ve mühendisin içerisinde bulunduğu RD44 adlı nesne tabanlı çalışan yeni bir proje başlatıldı [22].

2.6.3. GAMOS

GAMOS[25], özellikle medikal fizik alanı için konfigüre edilen GEANT4 tabanlı çalışan bir MC kodudur. GAMOS'u GEANT4 tabanlı çalışan diğer yazılımlardan farklarından bir tanesi araştırmacının C++ dili hakkında bilgi sahibi olma zorunluluğun olmamasıdır. GAMOS ile yapılacak simülasyonların tek ihtiyacı script (text veya ASCII[26]) tabanlı yazılmış girdi dosyalarıdır. Simülasyon için gerekli olan temelde iki ayrı dosya bulunmaktadır. Bunlardan ilki "*.*geom*" uzantılı geometri scripti, ikincisi "*.*in*" uzantılı fiziğin, analiz yöntemlerinin ve output yönetimlerinin girildiği komut scriptidir. Bu nedenle GAMOS kolay ve esnek bir arayüze sahip MC simülasyon kodudur [26]. Ayrıca GAMOS projesi dünya genelinde binden fazla kullanıcıya ulaşmış bulunmaktadır ve kodun güvenirliği çeşitli radyasyon uygulamaları üzerine çalışan araştırmacılar tarafından literatür desteği ile doğrulanmıştır [31].

GAMOS her ne kadar C++ yazılım diline hakim olmayanlar için esnek ve kolay kullanılabilir olsada bunun yanında C++ diline hakim olan kullanıcılar için de eklenti (plugin) opsiyonu sunmaktadır. Ayrıca GAMOS'un kurulumu gerçekleştirildikten sonra kullanıcılar script tabanlı yazılmış PET, SPECT, gama kamera, lineer hizlandırıcı, zırhlama uygulamaları, X-ışını tüpü gibi hazır konfigürasyonlara kolayca ulaşabilmektedir. GAMOS geometri ve komut scriptleri ile ilgili hazır bir örnek için (bkz.Ek-6).

[21] The European Organization for Nuclear Research
[22] National Laboratory for High Energy Physics, Japan
[23] FORmula TRANslation
[24] CERN Detector Research and Development Committee
[25] Geant4-based Architecture for Medicine-Oriented Simulations
[26] American Standard Code for Information Interchange



Şekil 8: GAMOS'un şematik mantıksal yapısı [26].

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Araştırmanın Tipi

Bu araştırma iyonlaştırıcı tıbbi radyasyonun kullanıldığı BT cihazında deneysel ölçüm ve teorik hesaplamalar ile elde edilen absorbe radyasyon verilerinin karşılaştırılmasına dayanan girişimsel olmayan araştırmalar niteliğindedir.

3.2. Araştırmanın Yeri ve Zamanı

Araştırmanın etik açıdan uygunluğu Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu tarafından 21.11.2013 tarihinde verilen 2013/42-03 karar sayılı etik kurul onayı ile onanmıştır. Araştırmanın absorbe radyasyon dozu ölçümleri Dokuz Eylül Üniversitesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dal'ında yapılmıştır. Araştırmanın MC hesaplamaları ise Dokuz Eylül Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı'nda yapılmıştır. Araştırma Aralık 2013 ile Nisan 2015 tarihleri arasında tamamlanmıştır.

3.3. Araştırmanın Evreni ve Örneklemi Çalışma Grupları

İnsan üzerinde yapılan bir çalışma olmadığından araştırmanın evreni ve örneklemi bulunmamaktadır.

3.4. Çalışma Materyali

3.4.1. Siemens Somatom Definition AS 20 Tomografi Cihazı

Araştırmanın radyasyon ölçümleri Dokuz Eylül Üniversitesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi AD.'da bulunan Siemens Somatom Definition AS-20 BT cihazında yapılmıştır.

BT cihazları tanısal amaçlı olarak hastanın 3 boyutlu kesitsel görüntülerini iyonize radyasyon kullanarak elde eden tanısal görüntüleme sistemlerindendir. Siemens BT cihazı 20 kesit olarak tanımlanan dedektör sistemine sahip olup; 70, 80, 100, 120, 140 kV tüp potansiyelleri altında 666 mA'e kadar katot akımı uygulayabilmektedir.

Sistemin yapısında hasta dozunu azaltmak ve gelen X-ışınlarını merkez eksene odaklayabilmek için üretilmiş bowtie olarak isimlendirilen iki adet filtre bulunmaktadır. Sistemde

konvansiyonel X-ışını tüplerinden farklı olarak tasarlanmış Straton® adlı bir X-ışını tüpü bulunmaktadır. Sistemin önemli bileşenleri alt başlıklar halinde açıklandı.



Şekil 9: Siemens Somatom Definition AS 20 BT cihazının genel görünüşü [32].

3.4.1.1. STRATON X-Işını Tüpü

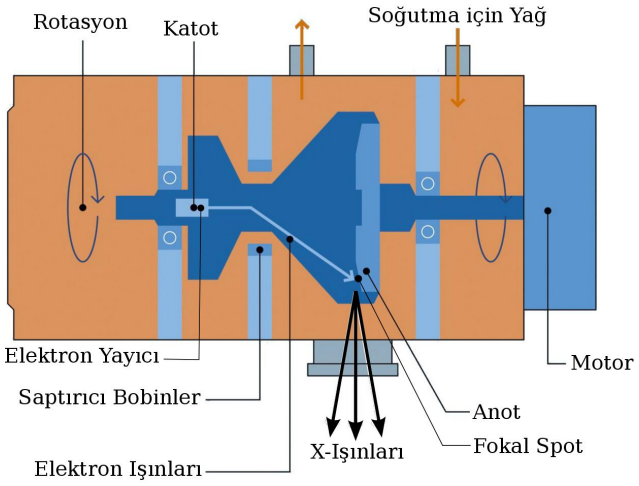
STRATON® X-Işını tüpü standart X-ışını tüplerinden oldukça farklı dizayn edilmiştir. Konvansiyonellerden farklı olarak Straton tüplerin anotları doğrudan soğutma (direct cooling) sistemine sahiptir. Ayrıca, güçlü bir tüp yaratmak amacıyla yaklaşık 3.6 kg olarak tasarlanmıştır [33].

BT cihazlarında kullanılan X-Işını tüpleri genellikle 70 ile 150 kV tüp potansiyelleri altında yüksek akım değerlerine kadar çalışabilmektedir. Bu nedenle tüpler yüksek sıcaklıklarda ve yüksek sıcaklık değişimlerine yüksek vakum ortamı altında dayanıklı olarak tasarlanmalıdır. Straton'un yapısındaki saptırıcı bobinler (deflection coils) sayesinde katottan çıkan elektron ışınları kuadrupol manyetik alandan geçirilerek anot malzemesine yönlendirilir. Dolayısıyla tek bir elektron yayıcı katot ile farklı fokal spotlar elde edilebilmektedir [33].



Şekil 10: Straton X-Işını tüpü ile konvansiyonel tüpün karşılaştırılması [34].

Fizik yasalarının sonucu olarak her bir X-Işını tüpünde uygulanan elektrik enerjisinin yaklaşık %1'i kadarı X-ışınlarına dönüşebilmektedir. Geri kalan yaklaşık %99'luk kısım ise ısı enerjisine dönüşmektedir. Örneğin; tüpte uygulanan 100 kW güç ile fokal spot 2500^{o}C ve fokal spotun çevresi ise 2000^{o}C'ye kadar ısınabilmektedir. Ancak Straton tüpünde bulunan doğrudan soğutma (direct cooling) sistemi ile anot arka yüzeyinin sıcaklığı 200^{o}C'ye kadar soğutulabilmektedir [33].



Şekil 11: Straton tüpünün yapısı ve bileşenleri [35].

Straton tüpünün anotu 120 mm çapında olup maksimum 150 Hz'lik[27] dönüş yeteneğine sahiptir. Tüp muhafazası manyetik olmayan paslanmaz çelikten, anotun gövdesi tungsten zirkonyum molibdenyumdan ve fokal spot yüzeyi tungsten renyumdan yapılmış olup X-ışını penceresinin kalınlığı 0.2 mm'dir [36]. Katot ise 100 μm kalınlığında tungsten tabakadan yapılmış olup üzerinde lazer kesim dolambaçlı yollar bulunmaktadır [37] [38].

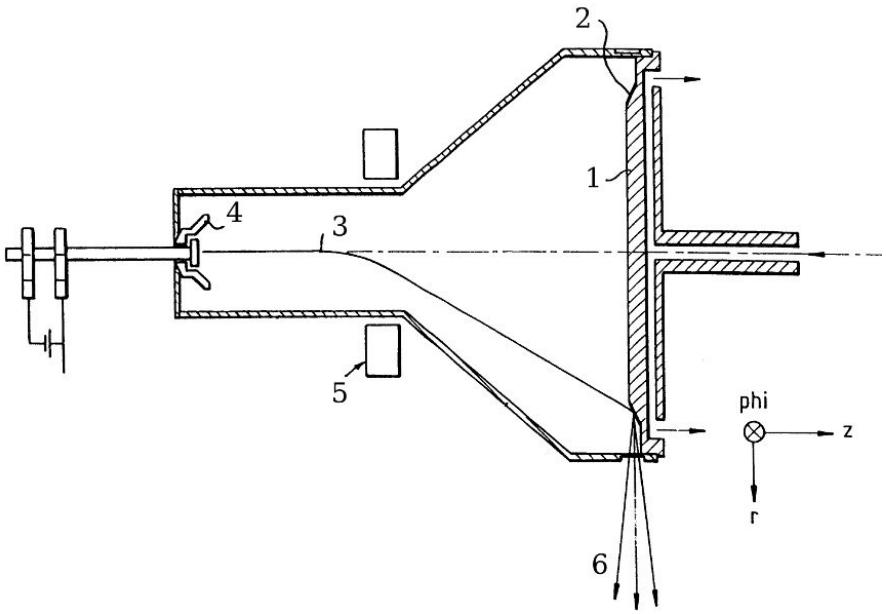


Şekil 12: Straton tüpünün katot yapısı [37].

[27] Hertz: Saniye başına yapılan devir sayısını ifade eder. 1Hz=1s^{-1}

3.4.1.2. Hareketli Odak Noktası

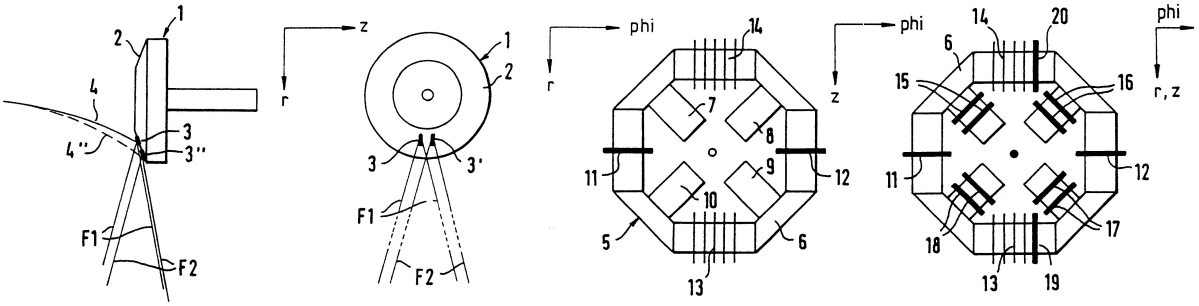
Straton X-ışını tüpünün yapısında manyetik alan oluşturan saptırıcı bobinler (coils) bulunmaktadır. Siemens bu sistemi *hareketli odak noktası* (FFS[28]) olarak isimlendirmektedir. Saptırıcı sistemin üç temel görevi bulunmaktadır. Birincisi: Gelen elektron ışınlarını radyal yönde anot yarıçapı boyunca (dışarıya doğru) odak noktası (focal spot) yüzeyine düşürür ve z-yönünde salınım (flying) hareketi yaptırarak birden fazla noktada X-ışını demeti oluşturur. İkinci görevi: Elektronik odak noktası boyutunu belirlemektir. Son olarak ise, katottan yayılan elektron ışınlarına phi-yönünde salınım hareketi yaptırarak anot yüzeyine çarptırır [38] [39].



Şekil 13: Straton X-ışını tüpünün manyetik sisteminin şeması: **1** Anot diski, **2** Odak noktası yüzeyi, **3** Elektron ışını, **4** Döner katot, **5** Manyetik saptırıcı sistem bileşenleri, **6** X-ışını demeti [39].

Sistemin r-yönlü saptırıcı bobinleri gelen elektronları odak noktasına yönlendirme amaçlı yaratılan manyetik alanın ana dipol bileşenleridir. Kuadrupol manyetik alan oluşturan q-bobinleri katotta oluşturulan elektron ışınlarını odaklayarak elektronik odak noktasının boyutunu belirleyen komponentlerdir. Phi-bobinleri ise tanjansiyel yönde hareketli odak noktası oluşturmak için kullanılan küçük ama hızlı dipol bileşenlerdir [38].

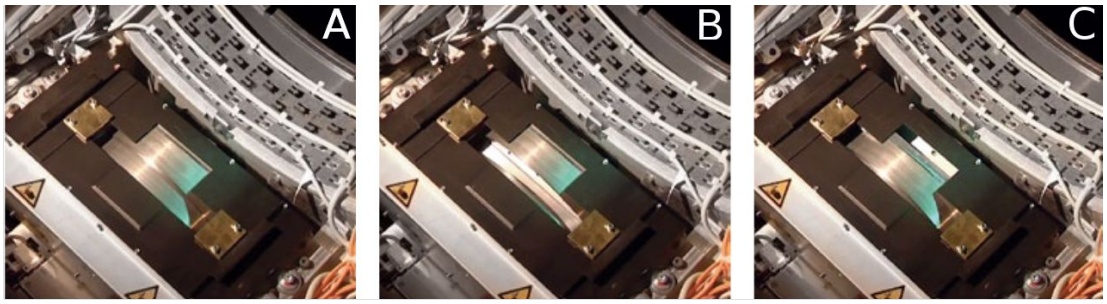
[28] Flying Focal Spot



Şekil 14: Hareketli odak noktası sistemi: **1** Anot diski, **2** Elektron ışını, **3** Fokal spot yüzeyi, **4** Elektron ışını demeti, **5-6** Demir boyunduruk, **7-10** Kutup konumları, **11-14** Saptırıcı sistem bobinleri, **11-12** phi-yönünde saptırıcı bobinler, **13-14** z-yönünde saptıcı bobinler, **15-18** Kuadrupol alan bobinleri, **19-20** Radyal yönde saptırıcı bobinler, **F1-F2** X-ışını demeti [39].

3.4.1.3. Adaptive Shielding Kolimatör

Konvansiyonel kollimatör sistemine sahip helikal (spiral) tarama yapan BT cihazlarında rutin olarak görüntü alanının sınırlarından önce ve sonra yarım tur tüp dönüşü yaparak fazladan ışınlama yaparlar. Bunun sebebi istenilen görüntü alanının dedektör tarafından algılanabilmesini sağlamaktır. Ancak fazladan ışınlanan bölgeler rekonstrüksiyon yapılmaz ve dolayısıyla hasta gereksiz fazla radyasyon dozu almış olur [40].

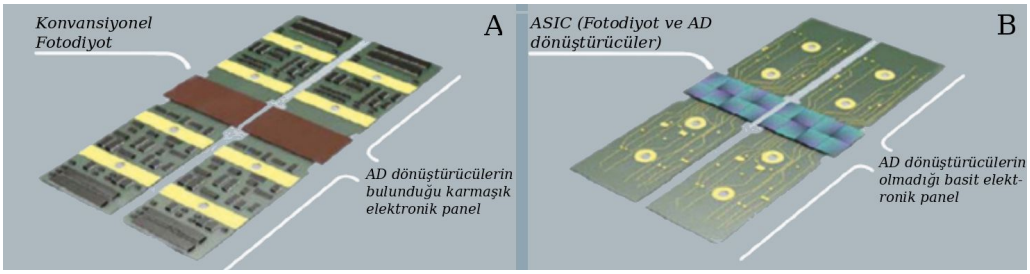


Şekil 15: Kolimatör sistemi: **A** Kolimasyon kapalı, **B** Sol yan kolimasyon açık, **C** Sağ yan kolimasyon açık [40].

Bu soruna çözüm üretmek amacıyla asimetrik kolimasyon kontrol sistemi geliştirilerek görüntü alanı sınırlarında yaşanan gereksiz hasta dozlarının önüne geçilmek istenmiştir. Kolimatör bıçakları olarak adlandırılan kolimasyon komponentleri üst üste bindirilerek gereksiz doz geçişini sınırlandırmaya çalışmaktadır. Her iki sınırlandırıcı bıçak aynı anda veya birbirinden bağımsız hızlı bir şekilde hareket edebilmektedir. Bu teknoloji ile istenen tetkik alanına X-ışını dağılımını yönlendirmek amaçlanmaktadır [40].

3.4.1.4. Seramik Dedektör

BT cihazlarında tanısal görüntüleme esnasında gantry olarak isimlendirilen sistem taşıyıcısının üzerinde bulunan X-ışını tüpünün tam karşısında tüp ile eşzamanlı olarak hasta etrafında dönen dedektör sistemi mevcuttur. Anotta meydana gelen X-ışınları hasta vücudundan doku tipine ve kalınlığına bağlı atenüasyona uğrayarak dedektör tarafından yakalanır ve X-ışınları *çok hızlı seramik* (UFC[29]) sintilasyon dedektöründe görünür ışığa çevirilir. UFC sintilasyon dedektörlerinin yapısında bulunan fotodiyotlar görünür ışığı çok küçük elektik akımına dönüştürürerek dijital sinyale çevirir ve ardından sinyal görüntü işleyiciye iletilir.



Şekil 16: Dedektör sistemi: **A** Standart katı-hal dedektörleri, **B** UFC sintilasyon dedektörü [40].

UFC sintilasyon dedektörünün bulunduğu elektronik panel standart katı-hal dedektörlerinin panelinden farklı olarak tasarlanmıştır. Hasta görüntüsünde elektronik gürültüden kaynaklanan sinyal-gürültü oranındaki düşüşü engellemek adına fotodiyot ve analog-dijital dönüştürücüler özel üretim ASIC[30] adı verilen bir devre elemanında yer almaktadır [40][41]. Bu yapı sayesinde özellikle düşük akımlarda, örneğin; 150mA için gürültü %25 azaltılmıştır [41].

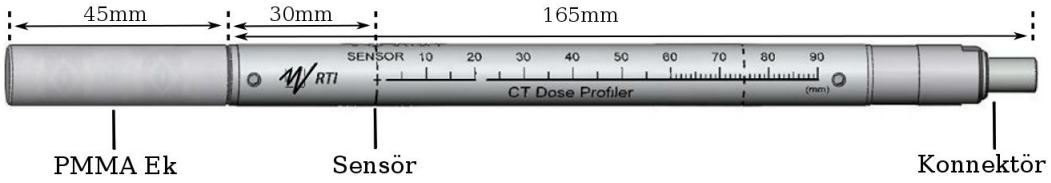
3.4.2. RTI CT Dose Profiler Dedektör

Araştırmada hava ve fantom ortamlarında absorbe radyasyon doz ölçümleri, katıhal fiziği teknolojisinin bir ürünü olan diyot dedektör ile yapıldı. Bu katıhal dedektörü ticari anlamda CT Dose Profiler (CTDP) (RTI Electronics, Mölndal, Sweden) olarak adlandırılmaktadır. CTDP katıhal dedektörü BT radyasyon ölçümlerinde kullanılan iyon odalarından farklı olarak nokta doz ölçüm prensibiyle çalışmaktadır.

Radyasyon ölçümleri probun bitiminden 3 cm gerisine konumlandırılmış diyot dedektör sensörü ile elde edilmektedir. Sensör boyutları 2x2x0.25 mm^3 olup uzaysal rezolüsyonu

[29] Ultra Fast Ceramic
[30] Application-Apecific Integrated Circuit

0.25 mm'dir. Probun bir kısmı 45 mm genişliğinde PMMA[31] (akrilik) malzemeden yapılmış ek parçadan oluşur. Bu eklenti sayesinde prob silindirik fantomda doz ölçümlerinin yapıldığı boşluklara yerleştirildiğinde fantomun uzunluğunun (15cm) tam orta noktasına konumlanmasını sağlamaktadır. Geri kalan kısmının dış katmanı çok ince kalınlıkta ($\sim$1mm) alüminyumdan ve içi ise PMMA malzemenin içerisine konumlandırılmış sensör ve iletken kablolardan oluşmaktadır. Prob, 165mm dedektör kısmıve 45mm PMMA eklenti ile birlikte toplam 210mm uzunluğundadır. Çapı 12.5 mm olup ağırlığı 50 g'dır [42].



Şekil 17: RTI CT Dose Profiler katıhal dedektörü [42].

Sensör 250 μm büyüklüğünde olup konnektör yolu ile elektrometreye bağlanır. Elektrometre ile saniye başına 2000'e kadar sayım yapılabilmektedir. Elektromere ile toplanan radyas- yon doz verileri kullanıcıya bir arayüz programı ile aktarılmaktadır [42]. CTDP için doz sınırları 40 nGy ile 760 mGy arasında olup ölçüm hatası $\pm$%5'dir [43]. CTDP ile BT doz ölçümleri için tanımlanan $CTDI_{100}$ ve türevleri, DLP, nokta doz ölçümleri ve doz profili ölçümleri yapılabilmektedir.

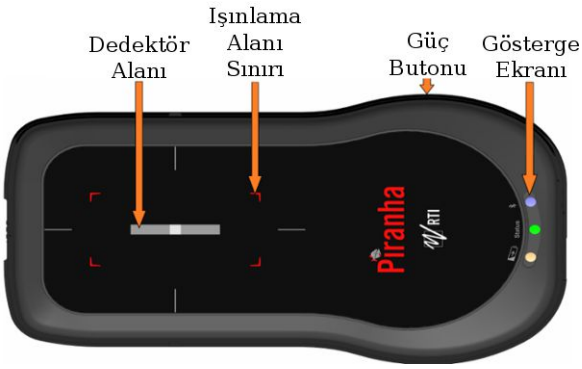
3.4.3. RTI Piranha Elektrometre

Araştırmada absorbe radyasyon ölçümlerinin yapılabilmesi için kullanılan RTI CTDP dedektörü kablo ile elektrometreye bağlanarak ölçülen doz verileri yazılım yoluyla elde edildi. Ticari adı Piranha-455 (RTI Electronics, Mölndal, Sweden) olan elektrometre sistemi ile BT cihazlarında tek başına kullanarak da bazı kalite kontrol ölçümlerini yapmak mümkündür.

Elektrometrede bulunan dedektör elektrometrenin üst yüzeyinden 10mm altında bulunmaktadır. Radyasyon ölçümlerinin minimum X-ışını alanı 3x21mm kolimasyonunda olmalıdır. Piranha, yazılıma kablo ile bağlantı dışında bluetooth üzerinden de kablosuz bilgi aktarımı yapabilmektedir. Piranha 455 modeli BT'de ölçüm yapabilecek şekilde 2.5 mm Al filtre ve 120 kVp altında kalibre edilmiştir. Bu model ile BT'de ışınlama süresi, toplam filtrasyon, HVL[32]

[31] Polymethyl methacrylate
[32] Half Value Layer

ve kVp ölçümleri yapılabilmektedir. Ancak, absorbe radyasyon doz ölçümleri bu sistem ile yapılamamaktadır [44].



Şekil 18: RTI Piranha 455 elektrometre [44].

3.4.4. RTI Ocean Professional Yazılım

Araştırmada yapılan dozimetri çalışmalarında RTI Piranha elektrometre tarafından toplanan veriler RTI Ocean yazılımı ile elde edildi. Araştırmada profesyonel versiyon kullanıldı. Bu versiyon ile; ölçüm şablonları hazırlanabilmekte, düzenlenmekte ve sonuçlar ".doc" veya ".pdf" gibi dosya formatlarında çıktı alınabilmektedir. Ölçüm cihazları kablo veya bluetooh üzerinden yazılıma bağlanabilmektedir.

3.4.5. RTI CTDI Vücut ve Baş Fantomu

Araştırmada, radyasyon ölçümlerinde kullanılan silindirik baş ve vücut fantomu olarak adlandırılan kalite-kontrol fantomları kullanıldı. Fantom 15 cm kalınlığında akrilikten üretilmiştir. Vücut fantomunun çapı 32 cm, baş fantomunun çapı ise 16 cm'dir. Dedektörün doz ölçümleri için yerleştirildiği boşlukların çapları ise 13 mm'dir. Fantomların çevresinde bulunan boşlukları yüzeyden 1 cm uzaklıkta bulunmaktadır. Fantomların toplam ağırlığı 16 kg'dır.



Şekil 19: RTI CTDI baş fantomu [43].

3.4.6. Gafchromic XR-QA2 Film Dozimetre

Araştırmada, BT profilleri ve doz ölçümlerinde dedektör ölçümlerinin yanısıra film dozimetre sistemi de kullanıldı. Ticari ismi Gafchromic XR-QA2 olan film BT cihazlarında kalite kontrol ölçümlerinde kullanılmaktadır. Radyasyon duyarlılığı 0.1 cGy ile 20 cGy ve enerji bandı 20-200 kVp arasındadır. Filmin 10x12 veya 8x10 inç[33] boyutlarında iki farklı seçeneği mevcuttur ve beş katmandan oluşmaktadır. Film yapısı sırasıyla; ince sarı polyester tabaka (97 μm), basınca dayanıklı ince yapışkan tabaka (15 μm), ince aktif tabaka (25 μm), yüzey tabakası (3 μm) ve ince beyaz polyester tabakadan (97μm) oluşmaktadır [45]. Radyasyona duyarlı aktif tabaka H, C, O, Li, Br ve Cs' den yapılmıştır. Yüksek atom numaralı elementlerin film yapısında kullanılması, radyasyona karşı duyarlılığını yükseltmektedir [46].

3.4.7. Epson 11000XL Tarayıcı Cihazı

Araştırmada, ışınlanan Gafchromic XR-QA2 filmlerinin kalibrasyon eğrisini çıkarmak ve absorbe edilen radyasyon dozunu ölçmek için filmler tarayıcıda tarandı. Radyasyon Onkolojisi AD.'nda bulunan Epson 11000XL tarayıcısının optik çözünürlüğü 2400 dpi[34] değerine kadar çıkabilmektedir. Tarayıcıda ışık kaynağı olarak xenon gazlı soğuk katot floresan lamba bulunmaktadır [47].

3.4.8. ImageJ Görüntü-İşleme Programı

Araştırmada, Epson tarayıcı ile taranan Gafchromic filmlerin analizi için ImageJ adlı açık-kaynak kodlu görüntü işleme yazılımı kullanıldı. Java programlama dili ile yazılmış olan ImageJ; Linux, Mac OS ve Windows işletim sistemi platformlarında kullanılmaktadır. ImageJ GIF, JPEG, PNG, PGM, FITS ve ASCII, Open DICOM, Open TIFFs, GIFs, JPEGs ve DICOMs gibi birçok formatı desteklemektedir [48].

3.4.9. QtiPlot

Araştırmada, ölçüm ve MC ile elde edilen verilerin grafiklerinin çizildiği ve verilerin istatistiksel karşılaştırmalarının yapıldığı açık kaynak kodlu yazılımdır. QtiPlot veri analizi

[33] 1 inç = 25.40 mm = 2.54 cm
[34] dpi (dot per inc): Birim inç başına düşen nokta sayısıdır.

ve bilimsel grafik hazırlamada kullanılan programlarından birisidir. QtiPlot ile python script kullanımı, OpenGL tabanlı üç boyutlu grafik çizimleri, LaTeX ile kolay entegrasyon, görüntü analizi ve istatistiksel analiz yöntemleri yapılabilir.

3.4.10. GAMOS Monte Carlo Kodu

Araştırmada özellikle medikal fizik hesaplamaları için geliştirilen GEANT4 tabanlı çalışan GAMOS v.5.0 kodu kullanıldı.

GAMOS MC kodu dördü sanal olmak üzere sekiz çekirdekli 3.2 GHz hızına sahip kişisel OpenSUSE Linux dağıtımının bulunduğu kişisel bir bilgisayara yüklenmiştir. Hesaplamalar bu bilgisayar kullanılarak gerçekleştirildi.

GAMOS kodu ile ilgili teorik bilgiler giriş kısmında, uygulaması ile bilgiler ise araştırmanın veri toplama kısmında detaylıca anlatılmıştır.

3.5. Araştırmanın Değişkenleri

Araştırmanın deney ve MC modellemesi kısımlarında radyasyon dozu ölçüm ve hesaplamaları bağımlı değişkenlerdir. Doz ölçüm ve hesaplama sonuçlarına etkisi bulunan enerji büyüklüğü, bowtie filtre türü, fantom türü ve hasta masası bağımsız değişkenlerdir.

3.6. Veri Toplama Araçları

Araştırma, temelde deneysel radyasyon dozu ölçümleri ve teorik hesaplama sonuçlarının karşılaştırılması altında iki bölümden oluşmaktadır. Araştırmanın deney kısmında radyasyon dozu ölçümleri verileri Gafchromic XR-QA2 film dozimetre sistemi, RTI CTDP dedektörü ve RTI Piranha elektrometre sistemi ile toplanmıştır. Toplanan doz verileri RTI Professional Ocean yazılımı ile okunmuştur. Araştırmanın teorik hesaplamalar kısmında ise radyasyon doz hesaplamaları GAMOS MC kodu ile bilgisayar ortamında elde edilmiştir.

Araştırmada veri toplama araçları ile yapılan çalışmalar alt başlıklar halinde sunulmuştur.

3.6.1. Radyasyon Dozu Ölçümleri (Deneysel)

Araştırma kapsamında yapılan bütün deneysel radyasyon dozu ölçümleri Siemens Somatom Definition AS 20 BT cihazında gerçekleştirildi. Tamamlanmış olan radyasyon dozu ölçümlerinin detayları ayrıntılı şekilde alt başlıklarda sunulmuştur.

3.6.1.1. Kalite Kontrol Ölçümleri

Siemens Somatom BT cihazında araştırmanın hedefleri doğrultusunda yapılacak olan absorbe radyasyon dozu ölçümlerine geçmeden önce görüntüleme cihazının uyguladığı tüp potansiyeli değerlerinin doğruluğunu test etmek amacıyla kalite kontrol ölçümleri yapıldı.

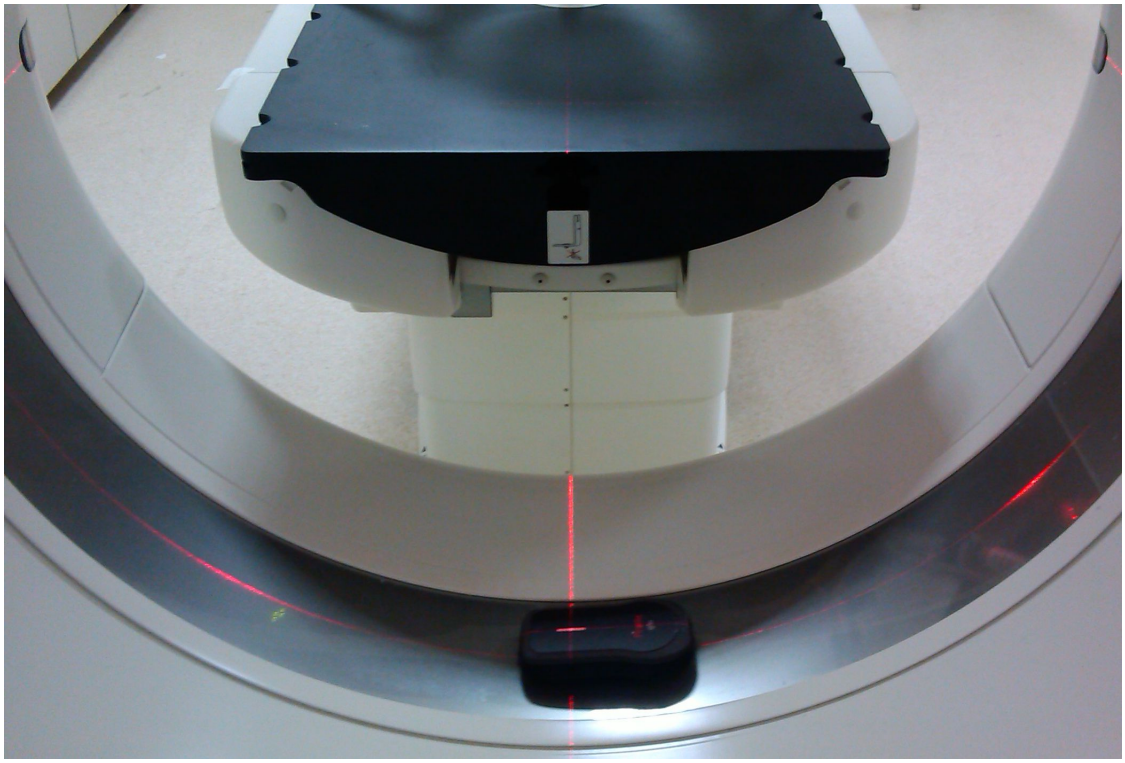
3.6.1.1.1. kVp Güvenirlik Testi

Araştırmada doz ölçümleri; 70, 80, 100, 120 ve 140 kV tüp potansiyeli enerjileri altında yapıldı. Bu nedenle bu tüp potansiyellerinin gerçekte uygulanıp uygulanmadığını test etmek için *kVp güvenirlik testi* yapıldı. Ölçümler, RTI Piranha elektrometre kullanılarak yapıldı. Bunun için elektrometre gantry kapağının üzerinde saat 6 yönünde (6h) ve dedektör alanı lazerlerin kesişim noktasında olucak şekilde konumlandırıldı. X-ışını tüpü, bütün doz ölçümlerinde saat 12 yönünde park pozisyonunda sabit tutuldu. Beş farklı tüp potansiyeli sabit tüp akımı (100mA) altında 1 saniye ışınlama süresi ile uygulandı. Her enerjide istatistiksel belirsizlik sebebiyle üçer kez ışınlama yapıldı. Uygulanan tüp potansiyeli ile ölçülen tüp potansiyeli arasındaki % farklar hesaplandı. Bu test için maksimum limit değerleri $\pm\%5$ olarak belirlendi. Ölçüm sonuçları ve analizleri Bölüm.4.1.1'de sunuldu.

3.6.1.1.2. kVp Tekrarlanabilirlik Testi

Araştırmada, doz ölçümleri sırasında tüp potansiyel enerjileri ardı sıra bir çok kez uygulanacaktır. Bu nedenle, aynı tüp potansiyelinin art arda bir çok ışınlamada stabil olup olmadığını test etmek amacıyla *kVp tekrarlanabilirlik testi* yapıldı. Bu test için gerekli olan deney düzeneği Bölüm.3.6.1.1.1'de uygulanan ile aynıdır. Ancak bu test için her tüp potansiyelinde beş kez ışınlama yapıldı. Her enerji değeri için ölçülen tüp potansiyellerinin ortalaması alındı ve ortalama değerden maksimum sapmanın ne kadar olduğu hesaplandı. Bu test için maksimum limit

değerleri ±%5 olarak belirlendi. Ölçüm sonuçları ve analizleri Bölüm.4.1.2' de sunuldu.



Şekil 20: kVp güvenirlik ve tekrarlanabilirlik testi deney düzeneği.

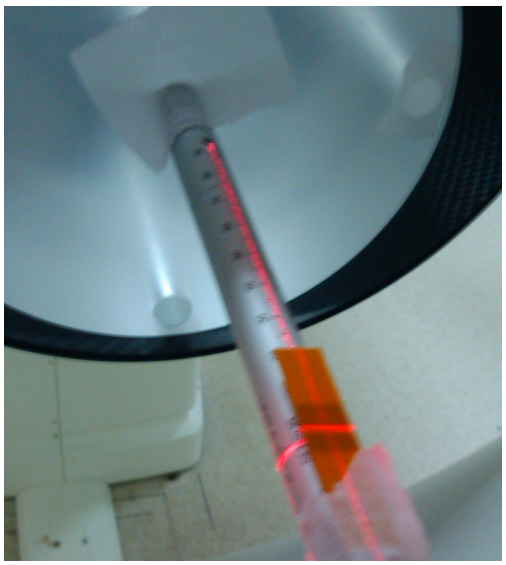
3.6.1.2. Gafchromic XR-QA2 Film Kalibrasyonu

Araştırmada, radyasyon dozu ölçüm ve profil bilgilerinin elde edilebilmesinde ölçüm sisteminde çeşitlilik olması nedeniyle film dozimetre de kullanıldı. Bilgisayarlı tomografide uygulanan enerji aralıkları nedeniyle BT için özel üretilmiş Gafchromic XR-QA2 filmler bu aşamada kullanıldı. Ancak, filmlerin uygulanan doza karşılık verdiği optik yoğunluk cevabını öğrenmek için kalibrasyon eğrisinin çıkarılmış olması gereklidir. Bu eğrinin çıkarılması için yapılan işlemler alt başlıklar halinde sunulmuştur.

3.6.1.2.1. Filmlerin Işınlanması ve Taranması

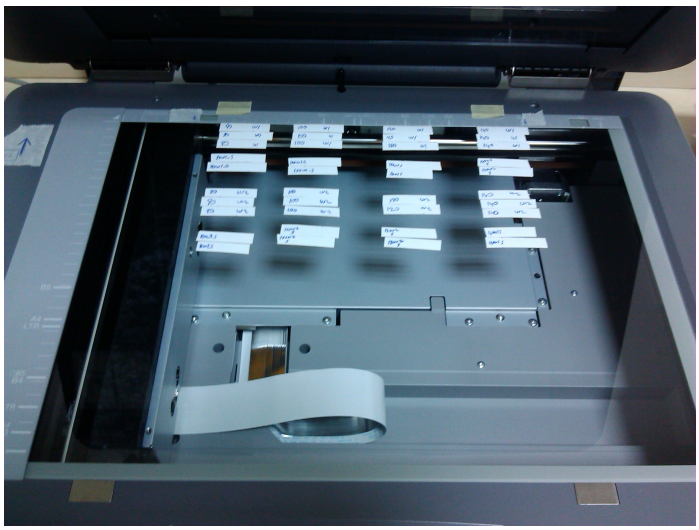
10x12 inç boyutlarında bir tane Gafchromic XR-QA2 filmi, 5x2 cm genişliğinde toplam 42 adet olucak şekilde kesildi. Kesilen filmler değişken tüp akımı değerlerinde (20 den 550 mA'e kadar) sabit 140 kV tüp potansiyeli altında 1 saniye ışınlama süresi ile X-ışını tüpü saat 12 yönünde park pozisyonunda iken tek tek ışınlandı. Filmlerin üzerine düşen dozun bilinmesi

için her film parçası dedektör ile beraber ışınlandı. Böylece film üzerinde oluşan optik yoğunluk değerine karşılık gelen radyasyon dozu dedektör ile ölçülmüş olacaktır.



Şekil 21: Gafchromic XR-QA2 filmlerin ışınlanması

Işınlanan filmler Epson 11000XL tarayıcısında, *professional mode* altında, *photo* ışınlama ve *24-bit*[35] *Color* resim tipinde, 300 dpi çözünürlüğünde ve herhangi bir filtre veya düzenleyici kullanmadan tarandı. Taranan filmler *.tiff*[36] formatında kayıt edildi.



Şekil 22: Gafchromic XR-QA2 filmlerin taranması

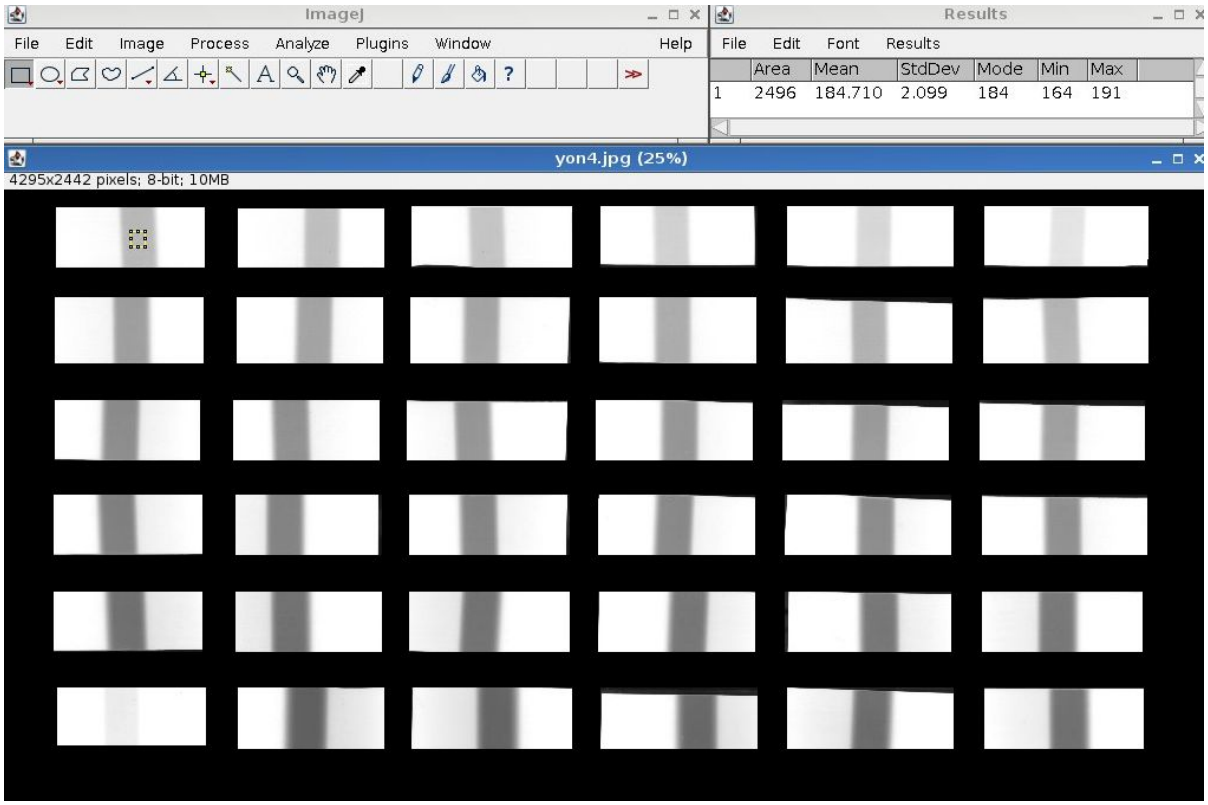
[35]bit (binary digit): Bilgisayardaki en küçük veri boyutu biriminin adıdır.
[36]Bu formatta ilgili resim; kırmızı, yeşil veya mavi renk skalasında ayrıştırılabilmektedir.

3.6.1.2.2. Film Kalibrasyon Eğrinin Oluşturulması

Taranarak *.tiff* formatında kayıt edilen filmler ImageJ görüntü-işleme programında *split channels* özelliği kullanılarak kırmızı renk skalasında film görüntüleri elde edildi. Her film görüntüsü üzerinde 2x2 mm' lik kare ROI[37] çizilerek, çizilen alan içerisindeki ortalama piksel değeri not edildi. Elde edilen piksel değeri,

$$Log\,Piksel\,Degeri = log\left(\frac{65535}{Ortalama\,Piksel\,Degeri}\right) \tag{26}$$

bağıntısında yerine yazılarak logaritmik piksel değeri hesaplandı. Farklı mA değerlerinde ışınlanmış olan her film için bu hesaplama yapıldı. Ardından elde edilen değerlere karşılık gelen mA değerleri de kullanılarak film kalibrasyon eğrisi çizdirildi. Ayrıca uygulanan mA değerine karşılık dedektörde okunan dozun eğrisi çizilerek mA ile doz arasındaki ilişki de test edildi. Çizdirilen grafikler ve analizleri Bölüm.4.1.3'de sunulmuştur.

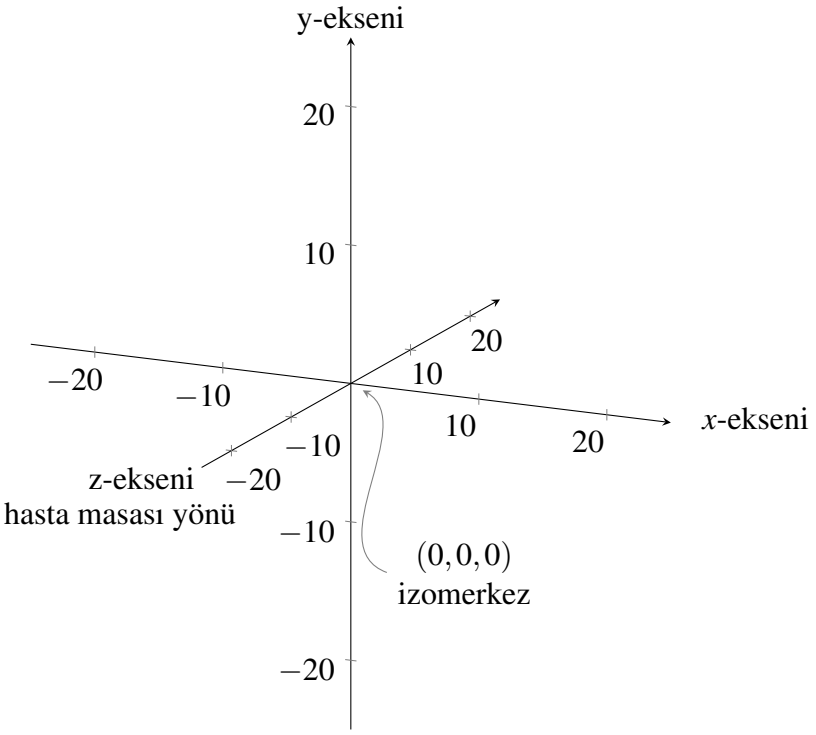


Şekil 23: Film kalibrasyon eğrisinin elde edilmesi.

[37] ROI (region of interest): İlgili bölge.

3.6.1.3. Absorbe Doz Profili Ölçümleri

Araştırmanın ikinci kısmında yapılacak olan Monte Carlo CT doz nokta hesaplamalarına geçmeden önce GAMOS BT modellemesinin gerçekte kullanılan Siemens Somatom BT cihazı ile doğrulanması (verifikasyonu) gerekmektedir. Bu nedenle BT cihazının üç eksende (x-, y-, z-) ürettiği doz profillerinin deneysel ölçümleri gerçekleştirildi. Bütün doz profil ölçümleri BT cihazının klinik modunda değil servis modunda gerçekleştirildi.



Şekil 24: Seçilen eksen takımı (aralıklar cm olarak belirlendi).

3.6.1.3.1. Dikine (Vertikal) Doz Profilleri

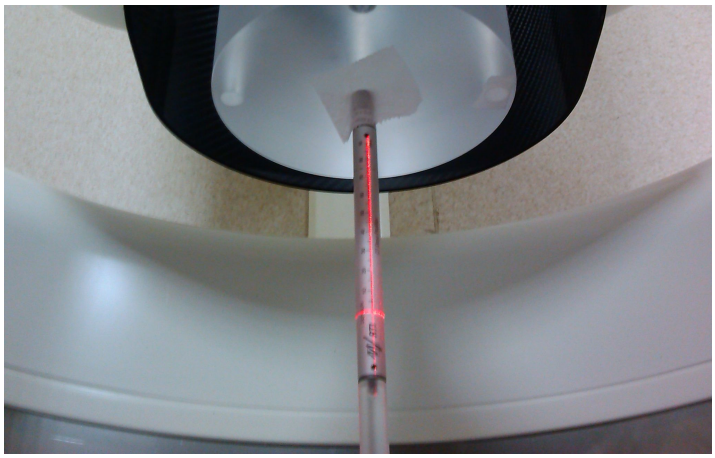
Doz profili ölçümüne başlanmadan önce, RTI dedektör sensörünün bulunduğu nokta izomerkezde tomografi cihazından görüntü alındıktan sonra masa hareketi ile olması gereken yere konumlandırıldı. Ardından, vertikal yani y-ekseni boyunca X-ışını tüpü saat 12 yönünde sabit konumda iken; sabit tüp potansiyeli (120 kVp) altında, 1 saniye ışınlama süresince, 10 mm kolimasyon genişliğinde, sabit tüp akımı (200 mA) altında, izomerkez[38] noktası y=0 kabul edilerek; y=115 mm konumundan 10 mm aralıklarla y=-75 mm konumuna kadar RTI dedek-

[38]Cihazın izomerkezi tüp odak noktasından 595 mm uzaklıktadır [**?**].

tör ile doz değerleri toplandı. Ölçülen doz değerlerinin konuma bağlı grafiği çizdirilmiş olup Bölüm.4.1.4'de sunulmuştur.

3.6.1.3.2. Boyuna (Longitudinal) Doz Profilleri

Siemens Somatom BT cihazının z-ekseni boyunca ürettiği X-ışını profili için ICRU[39], 87 nolu raporunda okunan doz değerleri $f_{air}(z)$ fonksiyonu ile tanımlandı [49]. Profil ölçümü için X-ışını tüpü saat 12 yönünde sabit olarak konumlandırıldı. Dedektör, izomerkezde ve dedektörün iz düşümünde masa olmayacak şekilde fantom yardımı ile konumlandırıldı. Ölçümler 120 ve 140 kV tüp potansiyelleri altında, 1 saniye ışınlama süresince, 10 mm kolimasyon genişliğinde sabit tüp akımı (100 mA) altında yapıldı. Dedektörün orjin konumu kolaylık sağlaması adına, 10 mm kolimasyon alanının tam orta noktası seçildi . Ölçümler bu konumdan ± 9 mm z- yönünde ve 0.5 mm aralıklarla yapıldı. Dedektörün z-ekseni üzerindeki konumuna bağlı ölçülen doz profili ve analizleri Bölüm.4.1.5'de sunulmuştur.



Şekil 25: Longitudinal profil ölçümü için deney düzeneği.

3.6.1.3.3. Yanal (Lateral) Doz Profilleri

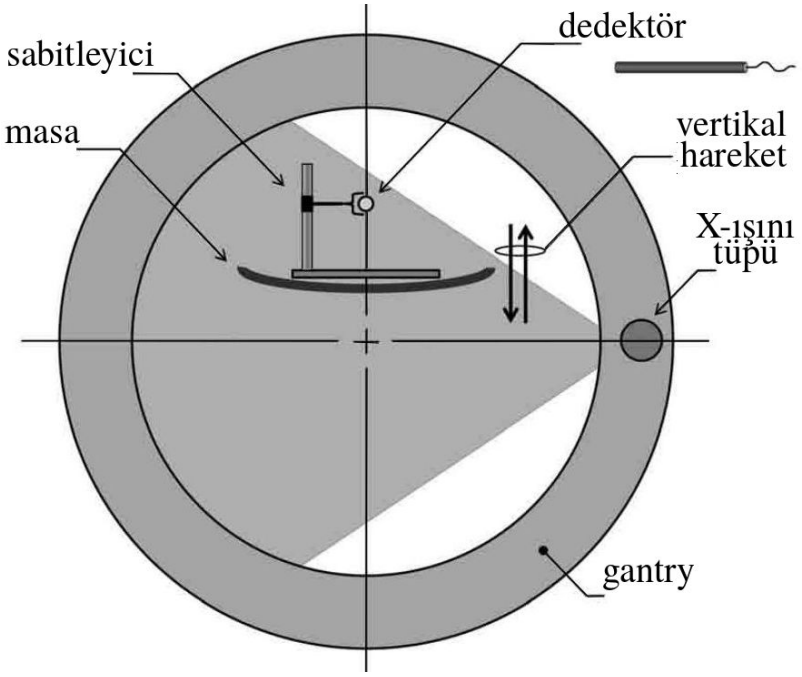
Siemens Somatom BT cihazında iki adet ışın şekillendirici veya bowtie olarak adlandırılan filtre bulunmaktadır. Bir tanesi diğerine göre daha geniş açıklığa sahiptir. Bu filtreler hem gelen X-ışını demetini merkez eksen çevresinde odaklamaktadır. Ayrıca bu filtreler sayesinde düşük enerjili X-ışınları filtre tarafından soğrularak hasta giriş dozu azaltılabilmektedir. Filtrelerden hangisinin kullanılacağı uygulanan tetkik protokol ile değişmektedir.

[39] The Internationel Commission on Radiation Units and Measurements

Bu filtrelerin geometri ve malzeme bilgisi üretici firma tarafından gizli tutulmaktadır. Ancak bu bilgilere araştırma kapsamında Monte Carlo hesaplamaları nedeniyle ihtiyaç duyulmaktadır. Fakat, Turner ve ark. (2009) BT masasının vertikal hareketinden yararlanarak bir yöntem geliştirdi [50]. Bu yöntemde, izomerkeze konumlandırılan dedektör veya iyon odası X-ışını tüpü saat üç yönünde sabit iken dedektör her ışınlamanın ardından vertikal yönde belli aralıklarda hareket ettirilir ve her defasında doz değeri kayıt edilir. Böylece izomerkezden aşağı veya yukarıya doğru gidilcikçe okunan doz değeri düşecektir. Çünkü bowtie filtrenin tam ortası (merkezinin iz düşümü izomerkezde kabul edilmektedir) en ince kalınlıktadır ve orta noktasından uzaklaştıkça kalınlık artmaktadır.

ICRU, 87 nolu raporunda bowtie filtresinden kaynaklı gelen X-ışının açısına bağlı doz dağılımını *bowtie filtre fonksiyonu*, $f_L(x)$, olarak tanımladı [49].

Araştırmanın bu kısmında Turner ve ark. (2009)'nın tavsiye ettiği bu yöntem kullanılarak lateral doz profilleri elde edildi. Doz profil ölçümleri, sabit tüp akımı altında (100 mA), 1 saniye ışınlama süresince, 10mm kolimasyon genişliğinde, X-ışını tüpü saat üç yönünde sabit iken; dört farklı tüp potansiyelinde (70, 80, 100, 120, 140 kVp) ve iki farklı ışın şekillendirici filtre için tekrarlandı. Elde edilen profiller ve analizleri Bölüm.4.1.6'de sunulmuştur.



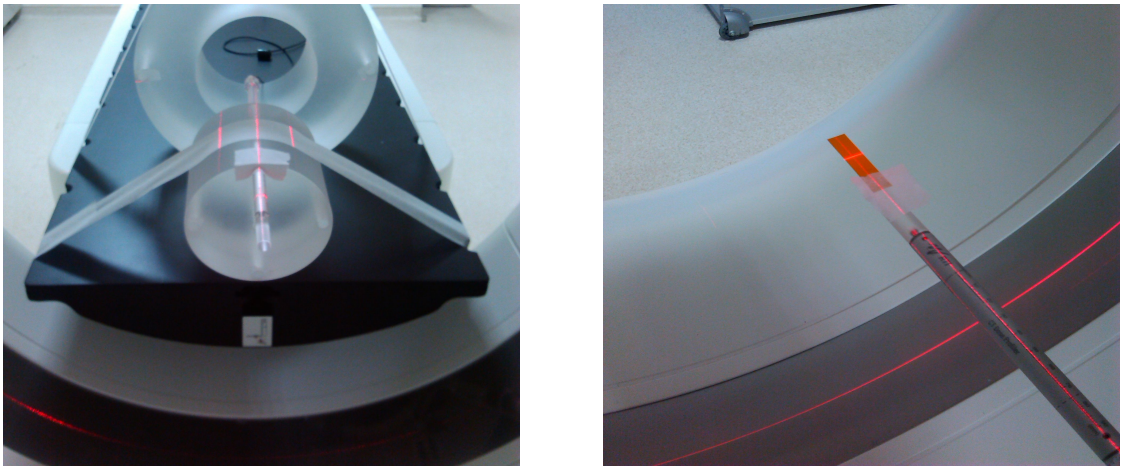
Şekil 26: Lateral profil ölçümü için deney düzeneği [49].

3.6.1.4. Bilgisayarlı Tomografi Doz Ölçümleri

Siemens Somatom BT cihazında doz ölçümleri havada ve fantomlarda gerçekleştirildi. Bütün doz ölçümleri dört farklı tüp potansiyelinde hem geniş hemde dar bowtie filtre için tekrarlandı.

3.6.1.4.1. Hava Kerma Ölçümleri

Hava kerma ölçümleri hem RTI dedektörü hemde Gafchromic film ile yapıldı. Dedektörün sensörünün kolimasyon alanının tam orta noktasında konumlandırılması için dedektör BT ile görüntülendi. BT'nin bilgisayar ekranından sensörün bulunduğu yer seçildi. Ardından hasta masası kullanılarak konum düzeltmesi yapıldı. Daha sonra cihazın servis moduna geçildi. Servis modundaki ölçüm protokolü; 1 saniye ışınlama süresi, sabit tüp akımı (100 mA) ve 10 mm kolimasyon genişliği olarak seçildi. Her tüp potansiyeli ve filtre türü için hassas ölçümler alabilmek sebebiyle üçer ölçüm alındı. Filmler de üçer kez ışınlandı ve ortalama piksel değeri üzerinden logaritmik piksel değeri hesaplandı. Hesaplanan logaritmik piksel değerinin ne kadarlık doza karşılık geldiği araştırma kapsamında daha önceden elde edilen film kalibrasyon eğrisinden elde edildi.



(a) *Dedektör ile ölçüm.* **(b)** *Film ile ölçüm.*

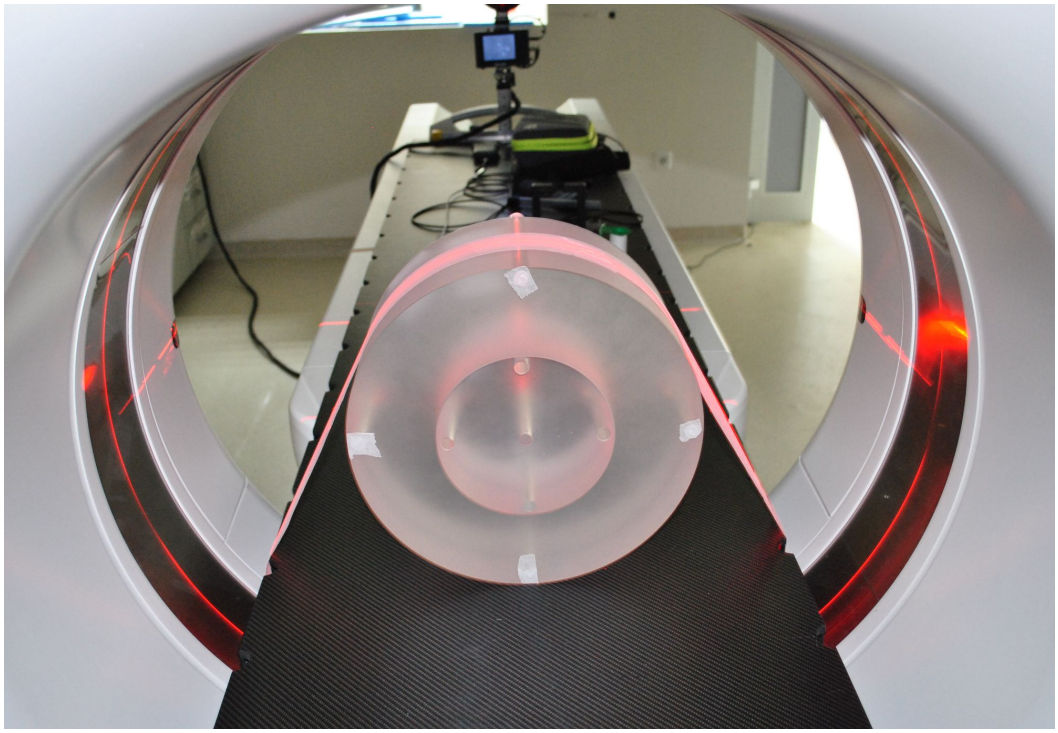
Şekil 27: Havada radyasyon dozu ($CTDI_{hava}$) ölçüm düzenekleri.

Dedektör ile yapılan hava kerma ölçümlerinin araştırma açısından bir başka önemi ise MC doz dönüşüm faktörlerinin hesaplanmasında kullanılacak olmasıdır. Dedektör ve film ile okunan doz sonuçları ve analizleri Bölüm.4.1.7'de sunulmuştur.

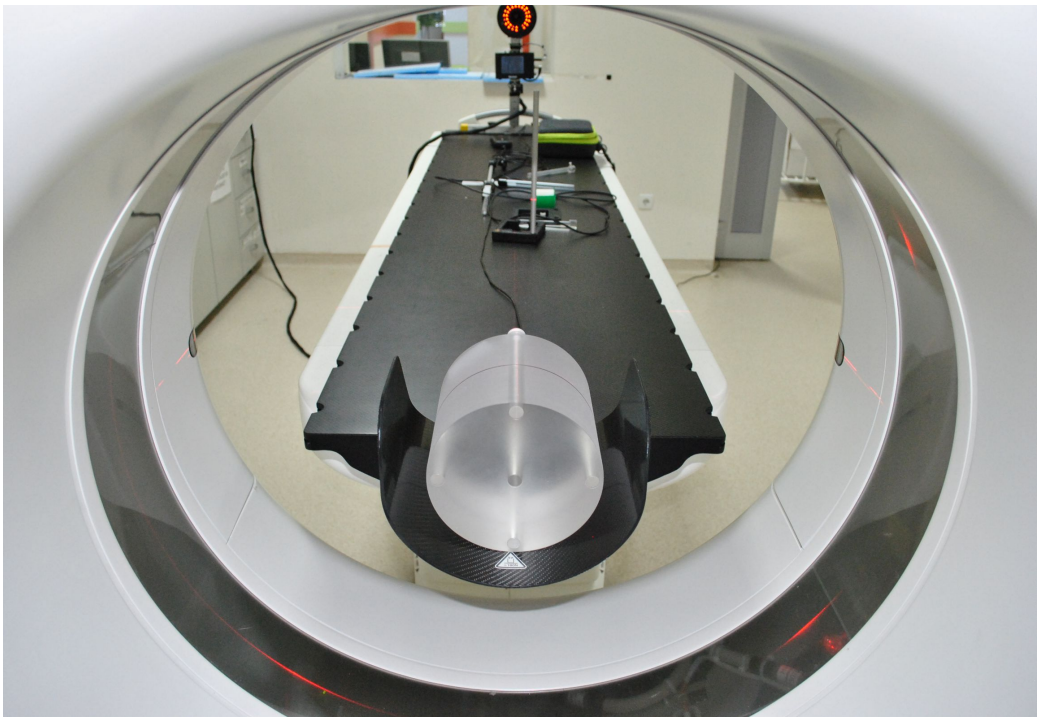
3.6.1.4.2. Fantom Ölçümleri

Bilgisayarlı tomografide hasta dozu hesaplamasında kullanılan fonksiyonlar Bölüm.2.5'de ifade edildi. İlgili bölümde hasta dozları için referans gösterilen temelde iki fonksiyon bulunmaktadır. Bunlar, 19 ve 23 nolu denklemlerdir. Araştırmanın fantom (hasta) dozu ölçümlerinde denklem 23 tercih edilmiştir. Bu tercihin en önemli nedeni ölçümlerde kalem tipi iyon odası yerine diyot dedektör kullanılmasıdır. Çünkü, Denklem.19 iyon odaları kullanılarak türetilmiş bir ifadedir. Ayrıca araştırma kapsamında kullanılan RTI CTDP dedektörünün hem nokta doz prensibine göre çalışıyor olması hem de doz üzerindeki hata oranının ± 5 nGy olmasıdır.

Araştırmanın BT doz ölçümleri için RTI vücut ve baş fantomlarında RTI diyot dedektörü kullanıldı. Buradaki ölçümler iki kısımdan oluşmaktadır. Birinci kısımda vücut fantomu rutinde kullanılan hasta masası üzerine konumlandırıldı. İkinci kısım olan baş fantomu ölçümlerinde ise baş fantomu rutinde kullanılan hasta masasına eklenebilen baş bölmesi (head couch) üzerine konumlandırıldı. Ölçümler her iki fantomda da dördü fantomların çevresinde biri merkezinde olmak üzere beş farklı noktada gerçekleştirildi. Ölçümler için AAPM'in 111 nolu raporu temel alındığı için masa ve fantom sabit iken X-ışını tüpü fantom çevresinde her ölçüm başına bir dönüş yaptırıldı. Dolayısıyla fantomların çevresindeki boşluklarında yapılan doz değerlendirmesi $f_{perifer}(0)$, merkezinde yapılan doz değerlendirmesi $f_{merkez}(0)$ olarak ifade edildi. Araştırmanın doz ölçümüne geçilmeden önce fantomların boşluklarına konumlandırılan dedektörün, sensörün izomerkezde olduğunun doğrulanması için BT görüntüsünün alındı ve masa dedektörün merkezine hedeflenecek pozisyona gönderilme işlemi yapıldı. Sonrasında klinik moddan servis moduna geçilip ölçümler yapıldı. Hem vücut hem de baş fantomunda doz verilerinin karşılaştırmasının sağlıklı yapılabilmesi adına tüm ölçümlerde; 10 mm kolimasyon alanı, 1 saniye ışınlama süresi, 100 mA tüp akımı, tek aksiyel tarama ve küçük fokal spot parametreleri sabit tutuldu. Değişken parametreler ise; fantom tipi (vücut ve baş), uygulanan tüp potansiyeli (80, 100, 120, 140 kVp) ve kullanılan bowtie filtre yapısıdır (geniş ve dar). Ölçümler arasındaki istatistiksel belirsizliğin azalması adına her değişken için üçer ışınlama yapılıp dozların ortalama değerleri kullanıldı. Ayrıca hata payını azaltmak adına ölçümlerin hepsi aynı gün içerisinde tamamlandı. Ölçüm verileri Bölüm.4.1.8'de oluşturulan tablolarda $D_1(0)$ cinsinden, bir rotasyon başına masa hareketi olmadan okunan kümülatif dozlar olarak sunulmuştur.



(a) *RTI vücut fantomunda RTI CTDP dedektörü ile nokta doz ($f_{vcut}(0)$) ölçüm düzeneği*



(b) *RTI baş fantomunda RTI CTDP dedektörü ile nokta doz ($f_{bas}(0)$) ölçüm düzeneği*

Şekil 28: RTI vücut ve baş fantomlarında RTI CTDP dedektörü ile kümülatif doz ölçümü düzeneği.

3.6.1.5. Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi Ölçümleri

Siemens Somatom BT cihazında bilgisayarlı tomografi doz indeksi ölçümleri için RTI CTDP dedektörüne ek olarak Unfors marka iyon odası (RaySafe Xi CT detector) aynı ışınlama parametreleri ve düzenek koşullarında kullanıldı. Deney koşulları vücut fantomu için Şekil.28-a'da ve baş fantomu için Şekil.28-b'de gösterildiği üzere yapıldı. Gerçekleştirilen bütün doz indeksi ölçümleri dört farklı tüp potansiyelinde hem geniş hemde dar bowtie filtre için de yapıldı.

Bilgisayarlı tomografi doz indeksi ölçümleri Bölüm.2.5'de anlatıldığı üzere aktif hacmi 100 mm olan iyon odaları ile ölçülerek hesaplanır ve aksiyel taramalar için önerilen bir doz niceliğidir. Bilgisayarlı tomografi doz indeksi hasta dozlarının hesaplamasında tahmini değerlendirme yapılması amacıyla üretici firmanın görüntüleme konsolunda tetkikin ardından kullanıcıya bilgi amaçlı sunulur. Bu bilgilerin dayandığı temelse üretici firmanın cihaz üretimi sonrasında kullanıcıya gelmeden önce FDA tarafından belirlenmiş standartlar[40] çerçevesinde yapmış olduğu ölçümlerdir. Bu şekilde sisteme bilinen ışınlama parametrelerinde ölçülmüş doz değerlerinin girdisi yapılır. Sonrasında tetkiki uygulayan kullanıcı her tanısal görüntülemenin ardından bilgisayar ekranda üretici firma verilerini baz alan dicom doz ekran sonuçlarını görür ve buradan hareketle hastanın organ veya tüm vücut dozu yaklaşıklıkla hesaplanabilir.

Araştırma kapsamında kullanılan RTI CT Dose Profiler diyot dedektörünün uzaysal çözünürlüğü (2x2x0.25 mm^3) olup aktif uzunluğu 100 mm olan iyon odasından oldukça farklıdır ve nokta doz ölçümü prensibine dayalı çalışmaktadır. Dolayısıyla bilgisayarlı tomografi doz indeksi ölçümlerini masa ve fantom sabit iken gerçekleştirmek için bir başka iyon odası ile aynı koşullarda ölçümler alınıp, iyon odası ve nokta dedektör arasında doz dönüşüm farktörlerinin hesaplanması gereklidir. Bu yöntemle elde edilen veriler Bölüm.4.3'de tablolar halinde sunuldu.

[40] CFR (Code of Federal Regulations), Title 21, Volume 8, Sec. 1020.33

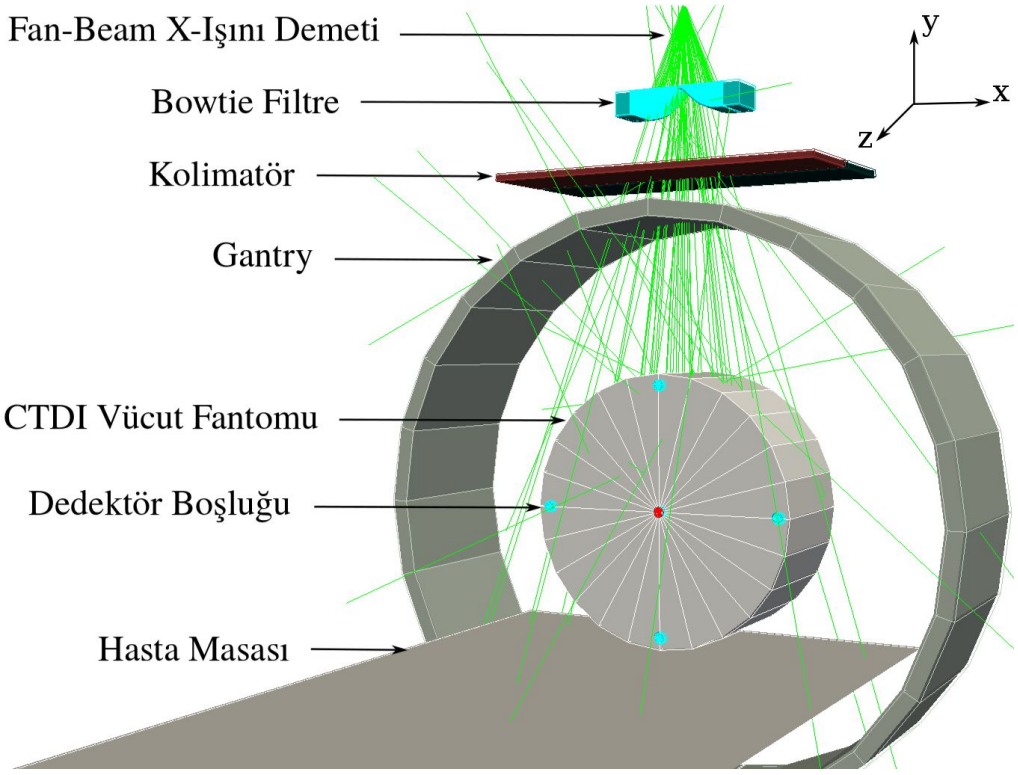
3.6.2. Monte Carlo Hesaplamaları (Teorik)

Araştırma kapsamında yapılan radyasyon ölçümlerinin deney ortamları GAMOS Monte Carlo kodu ile tasarlandı. Tamamlanmış olan teorik radyasyon dozu hesaplamaları alt başlıklar halinde sunulmuştur.

3.6.2.1. Bilgisayarlı Tomografinin Modellenmesi

Siemens Somatom BT cihazının GAMOS ile modellenmesi temelde iki aşamadan oluşmaktadır. İlk aşamada, BT cihazının fiziksel parçalarının malzeme ve konum bilgileri *.geom* uzantılı geometri dosyası script dilinde yazıldı. İkinci aşamada ise işlem scripti olan *.in* uzantılı fizik dosyası oluşturuldu.

BT MC modeli; fan-beam X-ışını üreten kaynak, geniş ve dar bowtie filtre, ışın sınırlayıcı (kolimatör), gantry, hasta masası ve dedektörlerden oluşmaktadır. Ayrıca geometri dosyasına CT nokta doz ölçümlerinin yapılabilmesi için vücut ve baş fantomlarının da geometrisi tasarlandı.



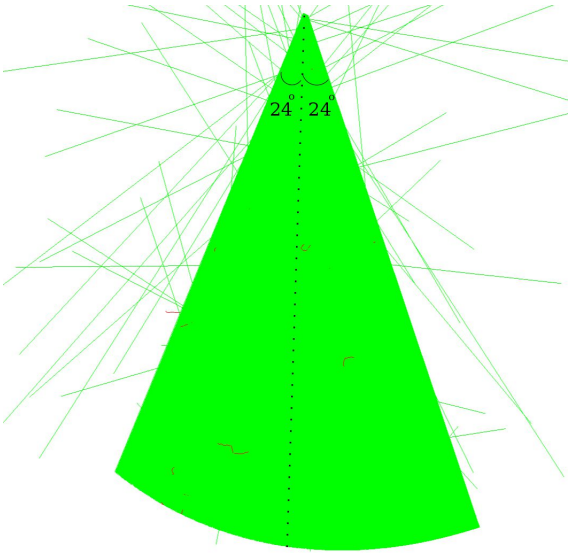
Şekil 29: Siemens Somatom BT cihazının GAMOS modellemesi.

3.6.2.2. GAMOS MC Simülasyonu Verifikasyonu

MC simülasyonlarında yapılmak istenen ana hesaplamalara geçmeden önce kullanılan sistemin ile MC arasında verifikasyonuna ihtaç duyulur. Çalışmanın önemi nedeniyle ölçüm ile MC arasındaki doğrulamalar sırasıyla alt başlıklar halinde sunuldu.

3.6.2.2.1. X-Işını Spektrumu ve Üretimi

Araştırmada cihazın ürettiği 70, 80, 100, 120 ve 140 kVp tüp potansiyelleri sonucunda açığa çıkan X-ışını spektrumları üretici firma tarafından araştırmada kullanılmak üzere veril- di. Spektrumlar GAMOS'da *GmGenerDistEnergyFromFile* sınıfı ile simülasyona dahil edildi. BT cihazı $\pm 24^o$ fan-beam X-ışını üretebilmektedir. Bu durumu modelleyebilmek için MC kodunda *GmGenerDistDirectionFan* sınıfı kullanıldı. Dolayısıyla MC ile araştırma kapsamında -24^o ile +24^o arasında homojen ve cihaz üretici tarafından sağlanan istatistiksel dağılıma sahip X-ışını kaynağı oluşturuldu.



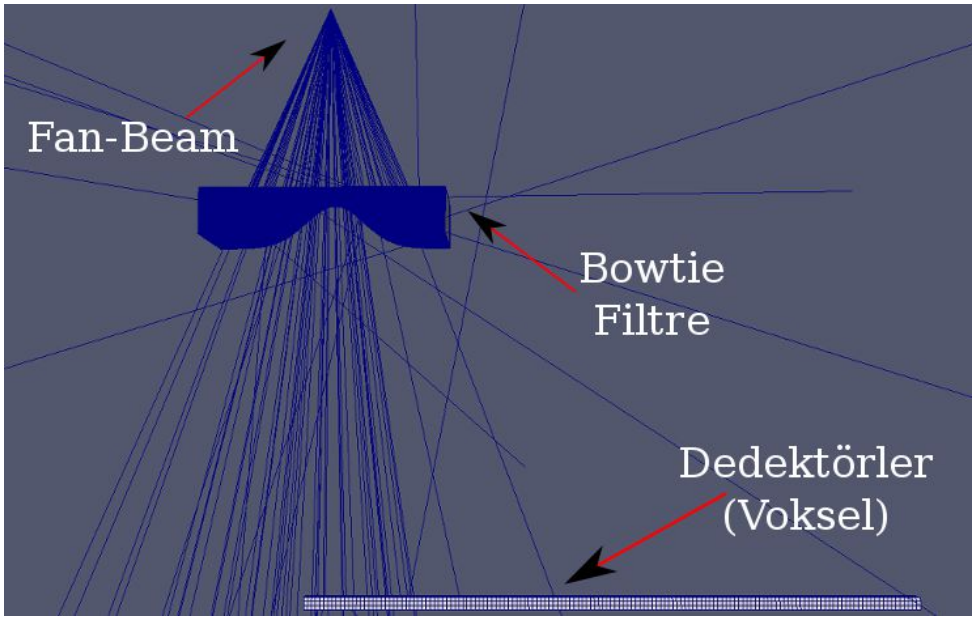
Şekil 30: Fan-beam X-ışını kaynağı.

GAMOS ile üretilen X-ışını spektrumları temsili olarak Bölüm.4.2.1'de sunulmuştur. Temsili olarak sunulmasının nedeni üretici firma ile yapılan gizlilik anlaşmasıdır. Ayrıca fan-beam kaynaktan çıkan fotonların yüzey dağılımı da çizildi. Araştırmada firma tarafından sağlanan bilgilerin girdileri ile çıktıları karşılaştırılmış olup farkın olmadığı anlaşıldıktan sonra kaynak kullanımına devam edildi.

3.6.2.2.2. Doz Profili Hesaplamaları

Araştırmanın deney kısmında yapılan radyasyon doz profil ölçümlerinin ardından aynı koşullar altında MC simülasyonuna dayalı profil hesaplamaları elde edildi. GAMOS BT modellemesinde x- (bowtie filtre etkisi) ve z- (üretilen kaynak etkisi) ekseninde elde edilen profiller ile ölçüm profillerinin tutarlılık göstermesi için model üzerinde gerekli görülen bütün geometrik düzeltmeler yapıldı.

Doz profil hesaplamalarının hepsi hava ortamında bowtie filtre etkisini gözlemlemek amacıyla filtrenin ardından gerçek ölçümlerin yapıldığı izomerkezden (SDD[41]=595 mm) başlanmak üzere x-ekseni boyunca gerçekleştirildi.



Şekil 31: GAMOS ile radyasyon dozu x-profili hesaplama geometrisi. (Ölçekli değildir.)

Doz hesaplamaları vokselden[42] fantom parametrizasyonundan oluşan 2x2x2 mm^3'lik küçük hacimli silisyum (*G4_Si*) dedektör ortamında toplandı. Doz hesaplarında daha az istatistiksel gürültülü sonuçlar elde etmek için *GmG4PSDoseDeposit* yerine *GmG4PSKerma* GAMOS sınıfı kullanıldı. Dedektör boyutu azaldıkça gürültünün artması nedeniyle sinyali güçlendirmek için hesaplamalarda üretilen parçacık sayısı artırıldı. Doz profillerinde hesaplama başına en az 2.5x10^8 parçacık kullanıldı. Hesaplanan doz değerlerinin rölatif hataları $\pm$%1'in altında elde edilmiştir.

[41] SDD: Source detector distance
[42] ing.volume pixel: Bir pikselin üç boyutlu uzaydaki karşılığıdır.

3.6.2.2.3. Longitudinal Doz Profili Hesaplamaları

MC ile hesaplamalarda fan-beam üreten X-ışını kaynağı kullanıldığından dolayı parçacıklar uzayda homojen dağılıma sahiptir. Ancak, fiziksel koşullarda konvansiyonel bir X-ışını tüpünün anot malzemesiyle etkileşen elektronların açığa çıkardığı X-ışını dağılımı tüp penceresinden çıkarken z-ekseni üzerinde topuk etkisi nedeniyle düz (flat) bir profil davranışı göstermez. Ancak araştırmada kullanılan Siemens Somatom BT cihazında kullanılan *flaying-focal spot* teknolojisiyle üst üste üretilen X-ışını spektrumları sayesinde havada ölçülen longitudinal profil düzleştirilmeye çalışılmıştır. Bu etki yapılan ölçümlerde gözlemlenmektedir.

Araştırmada X-ışını tüpü modellenmediği için longitudinal yönde X-ışını dağılımında kolimasyon alanının kenarlarındaki oluşan etki ihmal edildi. X-ışını kaynağı sabit bir noktadan (0,0,0) negatif y-ekseni boyunca foton demeti oluşturacak şekilde modellendi. Doz profili en yüksek enerji spektrumu (140 kVp) kullanılarak hesaplandı. Hesaplanan ile ölçülen verilerin istatistiksel karşılaştırması ve analizleri Bölüm.4.2.2' de sunulmuştur.

3.6.2.2.4. Lateral Doz Profili Hesaplamaları

Bowtie olarak adlandırılan filtre doz dağılımı üzerinde fiziksel yapısı nedeniyle ciddi değişiklikler meydana getirir. Deneysel ölçümlerin yapıldığı BT cihazının bowtie filtrelerinin fiziksel ve kimyasal yapısı üretici firma tarafından gizli tutulmaktadır. Bu bilgilere ulaşma imkanı bulunamadığı için filtre geoemetrisini modelleyebilmek adına kullanılan ölçüm yönteminin benzeri MC'ya uygulandı. Modelde, RTI dedektörü ile yapılan ölçüm verileri baz alındı ve bowtie filtrelerinin kimyasal yapısı alüminyum olarak kabul edildi. Merkezden kenarlara doğru gidildikçe malzemenin kalınlığı artırıldı. Merkez kalınlığı geniş bowtie filtre için ~ 0.5 mm seçildi. Artırma işlemi ölçüm verileri ile rölatif karşılaştırmalar sonucunda elde edilmeye çalışıldı.

Filtrelerin geometrileri lineer bir şekle sahip değildir. Bakıldığında gaussian bir davranışları vardır. GAMOS MC kodunda düzensiz şekilleri oluşturmak oldukça zordur. Bu nedenle her bir bowtie filtre geometrisi parçadan bütüne gidilerek dikdörtgenler prizmalarından oluşturuldu. Her parça eşit kalınlıklarda ~ 0.3 mm olarak uzaya bir önceki parçanın ardından eklendi. Simülasyon ve ölçüm verilerinin karşılaştırılması 140 kVp foton spektrumu kullanılarak yapıldı. Rölatif olarak verilerin arasındaki farkın düşük olduğunu sayısal karşılaştırma sonu-

cunda gördükten sonr tasarlanan geometri üzerinde diğer enerji spektrumları ile de hesaplamalar yapıldı. Hesaplamalarda izomerkez olarak bilinen 595 mm uzaklığa merkezden başlanılarak bowtie filtrenin izdüşümü hattı boyunca voksel fantom parametrizasyonundan oluşan *G4_Si* dedektörler yerleştirildi. Her iki bowtie filtre üzerine, kullanılan her enerji için 2.5x10^8 parçacık fan-beam kaynak ile üretildi. Vokseller üzerinde doz hesaplaması için GAMOS *GmG4PSKerma* sınıfı kullanıldı. Bu işlemler hem dar hemde geniş bowtie filtre için tekrarlandı. Simülasyon sonucunda merkez dedektörlerde okunan doz değerlerinin rölatif hataları $\sim$%1'in altında hesaplandı.



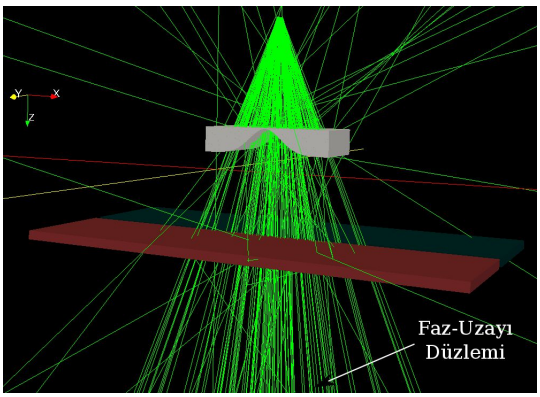
(a) *Geniş bowtie filtre.* **(b)** *Dar bowtie filtre.*

Şekil 32: Siemens Somatom BT cihazının bowtie filtreleri geometrilerinin modellenmesi.

Ölçüm ve MC verilerinin analizinde ANOVA testinin yanı sıra trapezoidal alan hesabı yöntemi kullanılarak grafiklerin altında kalan alanlar hesaplandı ve elde edilen veriler birbiri içerisinde karşılaştırıldı. Her iki bowtie filtre için beş farklı enerjide x-ekseni üzerinde hesaplanan profil ve ölçümlerin karşılaştırması ve istatistiksel analizleri Bölüm.4.2.3'de sunulmuştur.

3.6.2.3. Faz-Uzayı Kaynağının Oluşturulması

Araştırmanın profil ölçüm ve hesaplama işlemlerinin tamamlanmasının ardından çalışmanın kalan MC hesaplamalarının daha efektif olabilmesi adına faz-uzayı kaynak dosyaları, bowtie ve kolimatörün altında her enerji ve her iki bowtie geometrisi için de oluşturuldu.



Şekil 33: Faz-uzay dosyalarının oluşturulmasında kullanılan MC modellemesi.

Faz-uzayı dosyaları için (0,0,0) noktasında fan-beam olarak üretilen X-ışını kaynağından 1.75x10^9 parçacık gönderildi. Faz-uzayı dosyalarında gelen parçacıkların enerji, konum, yönelim ve türü gibi bilgileri kayıt edilir. Faz-uzayı dosyalarında farklı enerji ve filtre için toplanan enerji dağılımlarına örnek teşkil etmesi adına elde edilen verilerden bir kısmı Bölüm.4.2.1'de sunuldu.

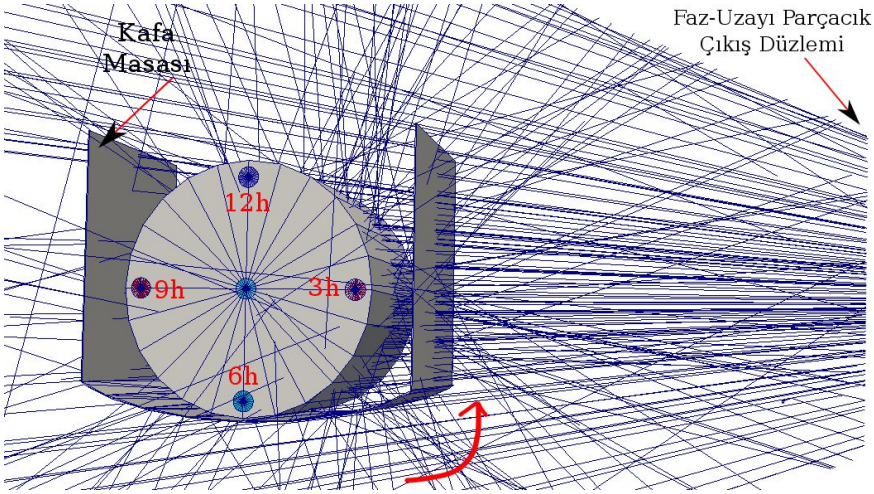
3.6.2.4. Fantomlarda Doz Hesaplamaları

Ölçümler ile MC arasındaki verifikasyon işleminin yapılmasının ardından GAMOS ile CTDI vücut ve baş fantomları tasarlandı. Fantomlarda kullanılan malzeme PMMA olduğundan dolayı *NIST_PMMA* olarak MC'a gömülü gelen malzeme kullanıldı. *NIST_PMMA* malzemesinin yoğunluğu 1.19 g.cm^{-3} ve uyarılma enerjisi 74 eV dir. Modelde kullanılan *NIST_PMMA* %8.054 H[43], %59.984 C[44] ve %31.961 O[45] karışımından oluşmaktadır. Ölçümler sırasında hem vücut hem de baş fantomunun merkez boşlukları lazer kesişim noktasına yani cihazın izomerkezine (595 mm) konumlandırıldı. Araştırmanın son aşamasında her iki fantom için de ayrı modelleme yapıldı. Konu ile ilgili detaylar alt başlıklar halinde sunuldu.

3.6.2.4.1. Baş Fantomu ile Doz Hesabı

GAMOS ile baş fantomuyla nokta doz hesaplamalarında fantom gerçeği ile benzer olarak tasarlandı. Tasarımda 12h, 3h, 6h, 9h ve merkez boşluklara 3x3x3 mm^3'lük *G4_WATER* vokseli yerleştirildi ve doz hesaplaması için *GmG4PSDoseDeposit* sınıfı kullanıldı. Her bir enerji ve bowtie filtre simülasyonu için 1x10^9 parçacık faz-uzayı dosyaları kullanılarak üretildi. BT'nin tüp rotasyonun benzeşimi *GmMovementEventAction* GAMOS sınıfı ile yapıldı. Simülasyon 3h yönünden başlatılıp eşit açı (15^o) ve parçacık sayısı (4.16x10^7) değerlerinde dönüş hareketi yaptırıldı. Ayrıca baş fantomunun konulduğu kafa taşıyıcısı 6 mm Al malzeme ile tasarlandı. Baş fantomunda elde edilen doz değerlerinin rölatif hatası $\sim$%0.5-0.8 arasında değişkenlik gösterdi. Simülasyonların her birinde aynı rastgele sayı çekirdeği kullanıldı. Hesaplamalar sonucunda elde edilen veriler Bölüm.4.2.5'de sunuldu.

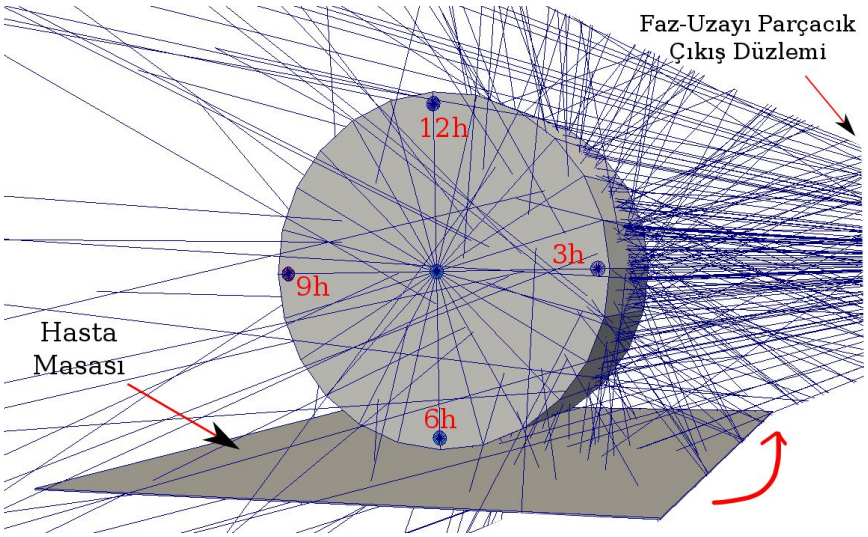
[43] Hidrojen: Atom numarası 1 olan ve *H* harfi ile simgelenen kimyasal elementtir.
[44] Karbon: Atom numarası 14 olan ve *C* harfi ile simgelenen kimyasal elementtir.
[45] Oksijen: Atom numarası 8 olan ve *O* harfi ile simgelenen kimyasal elementtir.



Şekil 34: GAMOS ile modellenen baş fantomu.

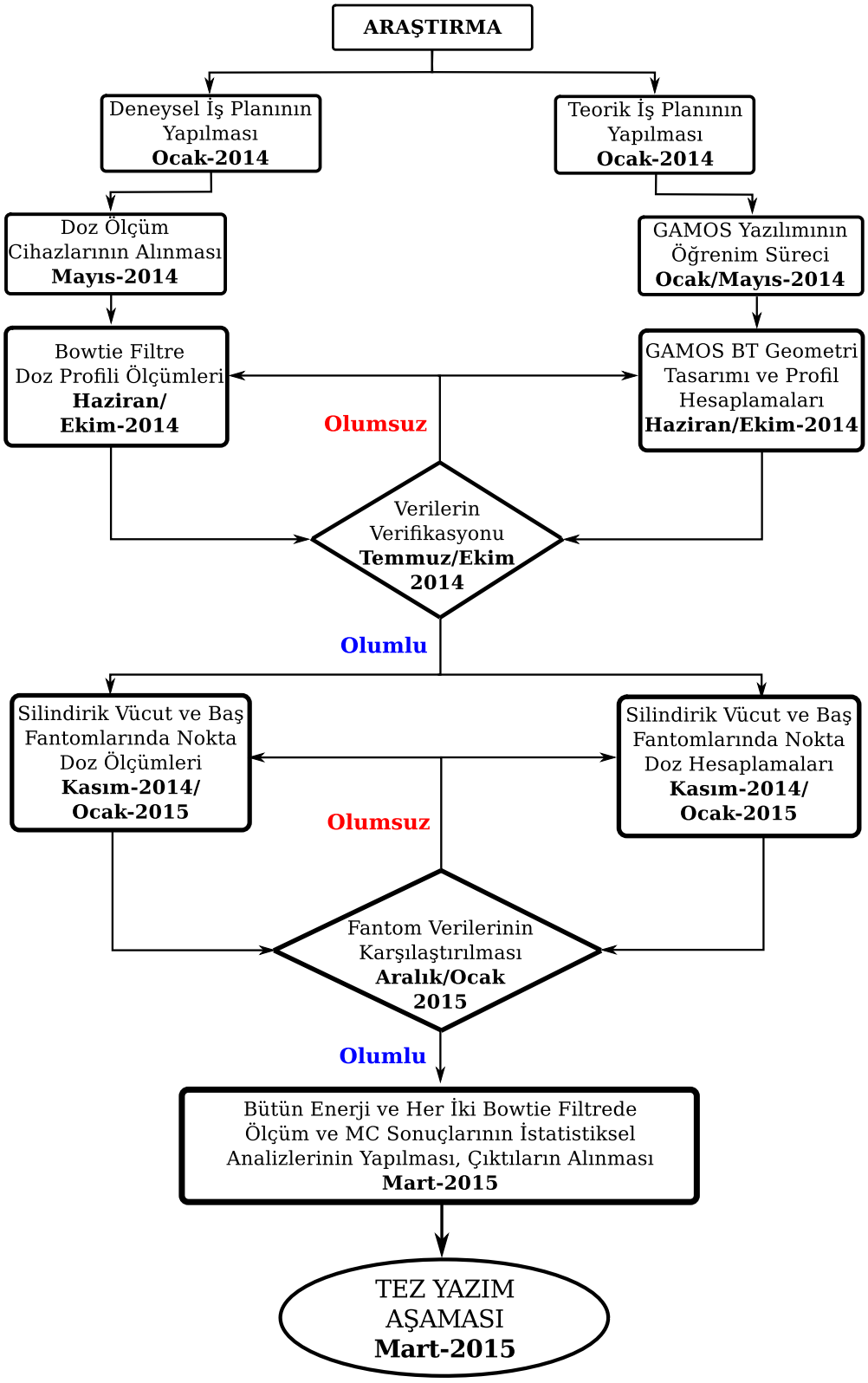
3.6.2.4.2. Vücut Fantomu ile Doz Hesabı

Vücut fantomuyla nokta doz hesaplarında fantom gerçeği ile benzer olarak tasarlandı. Tasarımda baş fantomu modellemesindeki gibi aynı konumlara doz hesaplaması için aynı boyutta voksel yerleştirildi. Burada farklı olarak hasta masası düz 1 mm Al'dan tasarlandı. Her bir enerji ve bowtie filtre simülasyonu için $2x10^9$ parçacık faz-uzayı dosyaları kullanılarak üretildi. Dolayısıyla sistemin her 15^o'lik dönüşü $8.33x10^7$ parçacıkta bir gerçekleştirildi. Vücut fantomunda elde edilen doz değerlerinin rölatif hatası $\sim$%0.5-1.0 arasında değişkenlik gösterdi. Simülasyonların her birinde aynı rastgele sayı çekirdeği kullanıldı. Hesaplamalar sonucunda elde edilen veriler Bölüm.4.2.5'de sunuldu.



Şekil 35: GAMOS ile modellenen vücut fantomu.

3.7. Araştırma Planı



Şekil 36: Araştırma izlem şeması.

3.8. Verilerin Değerlendirilmesi

Bilgisayarlı tomografi cihazında araştırma kapsamında ölçümlere başlanmadan önce cihazda üretilen tüp potansiyeline bağlı kalite-kontrol ölçümleri yapıldı. Elde edilen verilerin $\pm\%5$ sınır değerlerini aşmadığı tespit edildi.

Bilgisayarlı tomografi cihazında RTI dedektörü ile eksenlere bağlı doz dağılım profil ölçümleri yapıldı. Aynı deney ortamı GAMOS ile modellendi. Konum ve enerjilere bağlı doz dağılım profil hesaplamaları MC hesaplaması ile de yapıldı. Ölçüm verileri hesaplama sonuçları ile karşılaştırıldı. Doz profillerinin ikili karşılaştırılmalarında tek yönlü ANOVA parametrik testi uygulandı. Parametrik testin uygulanması için örnek sayısı (>40) yeterli idi. Sonuçların değerlendirilmesinde anlamlı farkın varlığı için p değerinin 0.05'ten küçük olması gerekliliği kabul edildi. Ayrıca bowtie filtre verilerinin grafikleri çizdirildikten sonra grafiklerin altında kalan alan trapezoid alan yöntemi kullanılarak hesaplandı. Elde edilen alan sonuçları karşılaştırıldı.

Deney düzeneği değiştirilerek silindirik vücut ve baş fantomlarında yapılan soğrulan radyasyon dozu ölçümlerine karşılık bilgisayar ortamında aynı koşullarda hesaplamalar yapıldı. Elde edilen bilgisayarlı tomografi doz indeksi veya kümülatif doz ölçüm ve hesaplama sonuçları enerji, fantom ve filtre bilgisine göre karşılaştırılarak yüzde farklar belirlendi. Elde edilen doz verileri maksimum doz verisine normalize edilerek karşılıklı konum, enerji ve filtre türüne göre karşılaştırıldı. Verilerin istifleme grafikleri çizilerek farkların daha anlaşılır şekilde gösterilmesi amaçlandı. Ayrıca aynı konumda farklı enerjilerdeki davranış hem ölçüm hem de MC verileri açısından değerlendirildi.

3.9. Araştırmanın Sınırlılıkları

Araştırmanın temel amaçları arasında deneysel ortamın bilgisayar ortamında modellenmesi yani tüm fiziksel koşullar altında örneklenmesidir. BT cihazında hem X-ışını üretimini hem de X-ışını dağılımını etkileyen birçok fiziksel yapı mevcuttur. Bu yapıların başında bowtie diye adlandırılan ışın şekillendirici filtreler bulunur. Ancak bu filtrelerin fiziksel ve kimyasal özellikleri üretici firma tarafından gizli tutulmaktadır. Bu bilgiye ulaşılma şansı yakalanamamıştır. Bu nedenle literatür ışığında filtrelerin fiziksel yapısı rölatif olarak belirlenmeye çalışıldı. Elde edilen veriler MC hesaplamalarında bowtie filtrenin geometrisinin modellen-

mesi üzerine katkı sağladı. Gerçekte bu filtrelerin fiziksel ve kimyasal özelliklerinin elde edilememesi araştırmanın sınırlılıklarından bir tanesidir.

Deney ortamında radyasyon dozu ölçümleri için iki tür dozimetre sistemi kullanıldı. Biri film diğeri diyot dedektör sistemi idi. Dedektörün üzerine düşen doza verdiği cevap ile filmin verdiği cevap aynı hassasiyette değildi. Bu nedenle ölçüm verileri arasında limit değerleri aşan %farklar tespit edildi. Burada Gafchromic XR-QA2 filmlerin radyasyon dozuna verdiği tepki araştırmanın ölçüm sonuçları adına araştırmanın güçsüz bir yanıdır.

Bilgisayarlı tomografi doz indeksi protokolü 100 mm iyon odası kullanılarak geliştirilmiştir. Bilgisayarlı tomografi kullanılarak yapılan çalışmalarda aksiyel tarama sonuçları üzerinden simülasyon ve ölçüm yapılmıştır. Araştırma kapsamında alınan CTDP dedektör nokta doz ölçüm prensibine göre çalışmakta olup helikal taramalar üzerinden bilgisayarlı tomografi doz indeksi değerlendirmesi yapmaktadır. Bununla beraber aksiyel taramalarda nokta doz verileri üzerinden radyasyon dozu hesaplamasına olanak tanımaktadır. Dolasyısıyla iyon odası ile nokta doz dedektörü arasında bilgisayarlı tomografi doz indeksi verilerinin karşılaştırılması araştırmanın zorlukları arasındadır.

Araştırmanın teorik hesaplamaları GAMOS MC kodu ile bilgisayar ortamında yapıldı. MC kodları bilgisayarın bünyesinde bulunan işlemci mimarisinin gücünü kullanarak hesaplama yapar. Hesaplamalarda kullanılan bilgisayar dört sanal dört hard çekirdek olmak üzere toplam sekiz çekirdeğe sahip olup hızı turbo modda 3.2 GHz'e ancak ulaşabilmektedir. Bilgisayar sekiz çekirdeğe sahip olsa bile GAMOS yazılımı hesaplamalar sırasında sadece tek bir çekirdeği kullanmaktadır. Bu nedenle hesaplama süresi uzamaktadır. Ayrıca hesaplama süresini uzatan diğer bir neden ise; kullanılan X-ışını enerjilerinin tanısal görüntüleme cihazı olması nedeniyle düşük enerjili olması ve hesaplamalarda parçacık sayısının daha da yüksek tutulması gerekmektedir. Dolayısyla daha düşük istatistiksel gürültü elde etmek için daha fazla vakit alan simülasyonlar yapmak gereklidir. Bu nedenle hesaplama süresi araştırmanın diğer bir güçsüz yanıdır.

Araştırmada fantomlarla gerçekleştirilen ölçümlerde rutinde kullanılan hasta masasının fiziksel yapısı ve kimyasal yapısının bilinmemesi nedeniyle MC simülasyonunda gerçekte olan yapının geometrisi oluşturulamadı. Aynı problem kısmen de olsa ek kafa bölmesinin modellenmesinde de yaşandı. Bu problem de araştırmanın diğer bir sınırlılığıdır.

3.10. Etik Kurul

Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulunun, 21/11/2013 tarihinde gerçekleştirilen toplantısında 1213-GOA protokol numaralı 2013/42-03 numarası ile görüşülen tez çalışmasının yapılması için onay alınmıştır.

4. BULGULAR

4.1. Deneysel Ölçüm Sonuçları

Araştırmanın iki basamağından birisi olan deney kısmında yapılmış olan radyasyon dozu ölçüm sonuçları başlıklar halinde detaylandırılmış ve bulguların analizi her başlık altında yapıldı.

4.1.1. kVp Güvenirlik Testi Sonuçları

Tablo 2: kVp güvenirlik testi sonuçları.

Ölçüm No	Uygulanan mA	Işınlama Süresi [ms]	Uygulanan kVp	Okunan Ort. kVp	% kVp Fark
1	100	1003±1	70	70.25±0.02	0.11±0.02
2	100	1003±1	80	80.13±0.02	0.17±0.02
3	100	1003±1	100	98.62±0.01	-1.38±0.01
4	100	1004±1	120	118.59±0.01	-1.18±0.01
5	100	1003±1	140	138.10±0.01	-1.36±0.01

Sonuçlardan görüldüğü üzere maksimum % fark 100 kVp altında oluştu. Ayrıca ±%5 li- mitleri arasında olduğu için cihazın uyguladığı kVp değerleri güvenirlirdir sonucuna ulaşıldı.

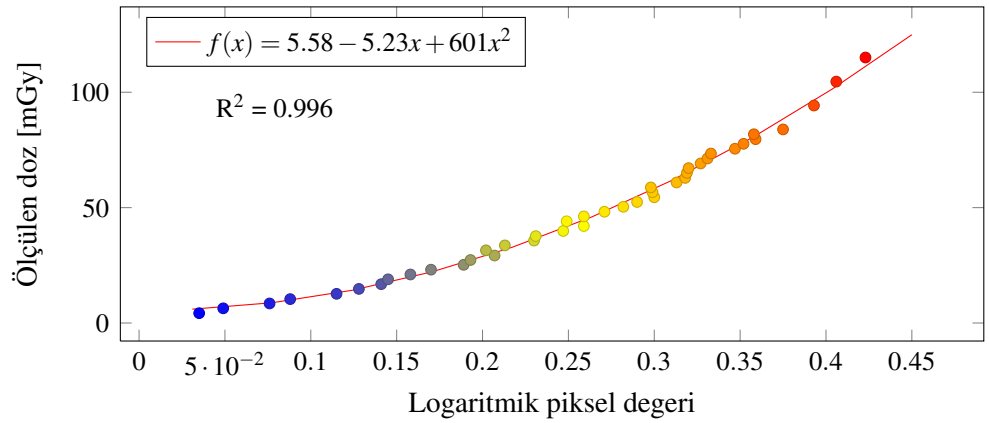
4.1.2. kVp Tekrarlanabilirlik Testi Sonuçları

Tablo 3: kVp tekrarlanabilirlik testi sonuçları.

Ölçüm No	Uygulanan mA	Işınlama Süresi [ms]	Uygulanan kVp	Okunan Ort. kVp	Ort. Değerden Sapma	Mak. % Sapma
1	100	1003±1	70	70.23	±0.03	±0.00
2	100	1003±1	80	80.13	±0.03	±0.00
3	100	1004±1	100	98.67	±0.02	±0.00
4	100	1003±1	120	118.69	±0.02	±0.00
5	100	1003±1	140	138.21	±0.03	±0.00

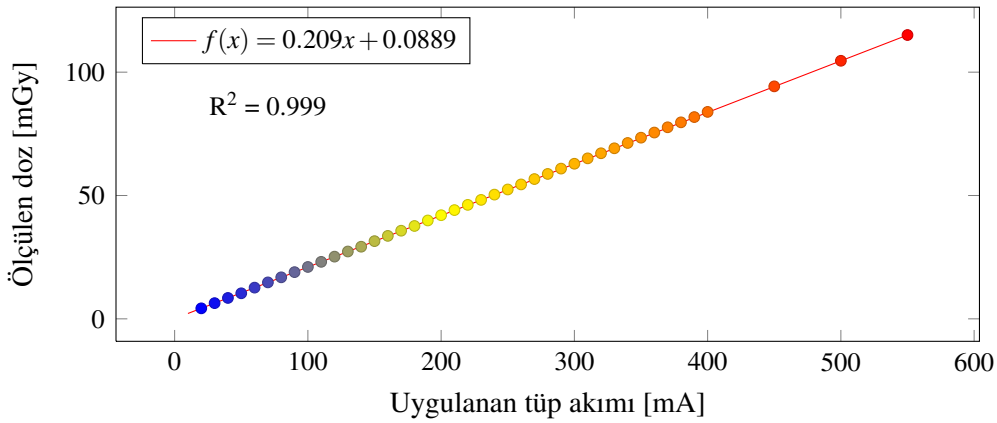
Sonuçlardan görüldüğü üzere her bir kVp değeri için ortalama kVp değerinden maksimum % sapma ±%5 limit aralığını aşmadı. Dolayısıyla araştırmada kullanılacak olan Siemens Somatom cihazında ardı sıra ışınlamalarda ölçülecek olan doz verilerine güvenilebilir sonucuna ulaşıldı.

4.1.3. Film Kalibrasyon Eğrisi Sonuçları



Şekil 37: Gafchromic XR-QA2 kalibrasyon eğrisi.

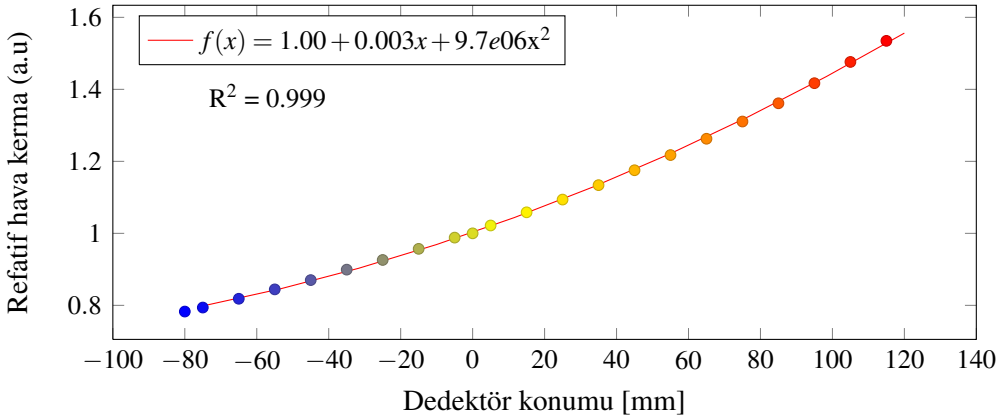
Beklenildiği üzere, film kalibrasyon eğrisi polinominal düzen gösterdi. Ayrıca elde edilen veriler ışığında polinominal fit işlermi yapılmıştır ve polinom denklemi ilgili şekil üzerinde sunuldu. Araştırmanın ilerleyen kısımlarında film ile yapılan doz ölçümlerinde, film üzerindeki dozun değerini hesaplayabilmek için elde edilen bu film kalibrasyon eğrisi kullanıldı.



Şekil 38: Tüp akımı ile ölçülen doz arasındaki ilişki.

X-ışını tüpleri kullanılarak elde edilen radyasyonun birim kütle başına bıraktığı enerji yani doz uygulanan tüp akımı ile doğru orantılıdır. Dedektör verilerinden yola çıkarak elde edilen tüp akımı ile doz arasındaki ilişkiyi test etmek amacıyla veri seti üzerine lineer fit uygulandı ve sonuçların teorik bilgi ile tutarlılık gösterdiği elde edilen denklem ile ispatlandı. Elde edilen denklem ilgili şekil üzerinde sunulmuştur. Ayrıca kullandığımız bilgisayarlı tomografi cihazında uygulanan mA değerlerine olan güvenirlik test edilmiş oldu.

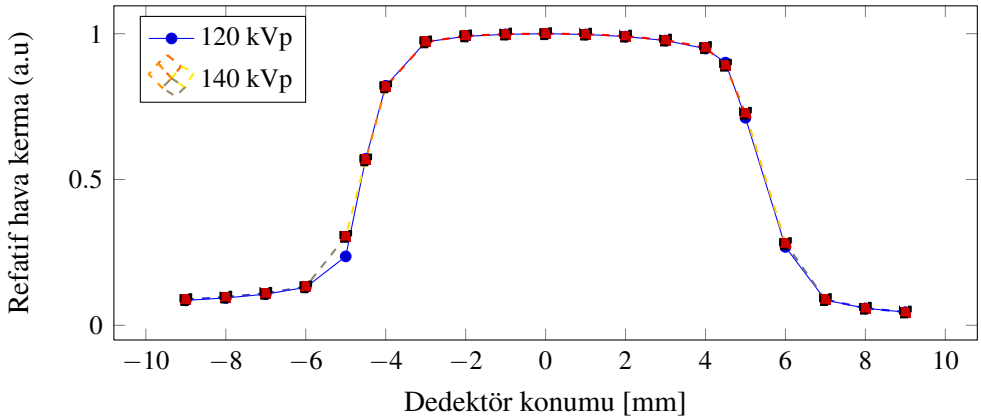
4.1.4. Vertikal (y-ekseni) Doz Profili



Şekil 39: BT cihazının y-ekseni profili

Elde edilen grafikten görüldüğü üzere; X-ışını tüpünden uzaklaştıkça dedektörde okunan doz değeri azalmaktadır. Bu veriler araştırmanın ilerleyen kısımlarında Monte Carlo hesaplamaları sonuçları ile karşılaştırılarak GAMOS BT modellemesi doğrulanmaya çalışıldı.

4.1.5. Longitudinal (z-ekseni) Doz Profili

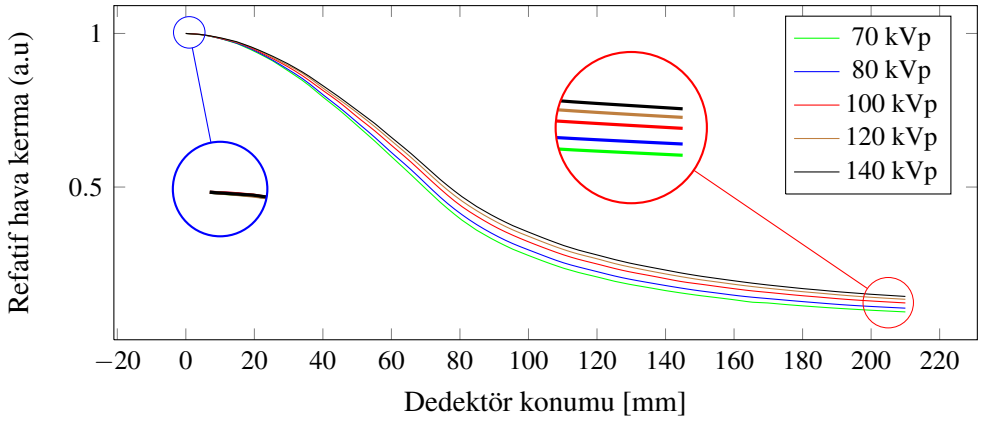


Şekil 40: BT cihazının z-ekseni profili

İki farklı enerjide longitudinal profil elde edildi. Profillerden görüldüğü üzere uygulanan enerji farklı olsada sistem aynı normalize doz dağılımı vermektedir. Pozitif yön X-ışını tüpünün anot tarafı olup negatif yön katot tarafıdır. Elde edilen grafiklere bakıldığında; pozitif yön tarafında profillerin bacak kısımları negatif tarafla aynı simetriyi gösterdi hatta daha düşük doz değerleri

okundu. X-ışını tüpünde meydana gelen *topuk etkisi*[46] bu etkinin kaynağı olarak düşünülmektedir. Bu veriler araştırmanın ilerleyen kısımlarında Monte Carlo hesaplamaları sonuçları ile karşılaştırılarak GAMOS BT modellemesi doğrulanmaya çalışıldı.

4.1.6. Lateral (x-ekseni) Doz Profili



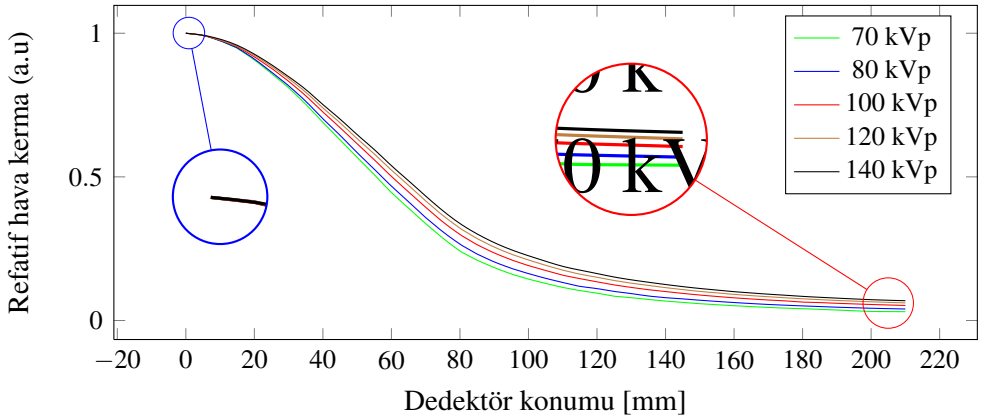
Şekil 41: BT cihazının x-ekseni profili (geniş bowtie filtre fonksiyonu).

Tablo 4: Farklı enerjilerde geniş bowtie için sonuçlarının istatistiksel analizi. (Tek yönlü ANOVA testi.)

Örnek Adı	N	Ortalama	Standart Sapma	Varyans	Standart Hata
70 kVp	41	0.420	0.320	0.103	0.050
80 kVp	41	0.433	0.316	0.099	0.049
100 kVp	41	0.452	0.309	0.095	0.048
120 kVp	41	0.465	0.306	0.093	0.048
140 kVp	41	0.474	0.302	0.091	0.042

Geniş filtre geometrisinin belirlenmesi için beş farklı enerjide, deney düzeneği aynı tutularak (aynı konumlarda) absorbe doz ölçümleri yapıldı. Beklenen enerjilerde elde edilecek profillerinin üst üste çakışmasıdır. Ancak çizdirilen profillerde görüldüğü üzere; enerji düştükçe okunan normalize doz değerlerinde küçükte olsa farklılıklar görüldü. Bu farklılıkların anlamlı olup olmadığını değerlendirmek adına sonuçlar üzerine tek yönlü ANOVA varyans analizi uygulanmıştır. Analiz sonucunda p değeri 0.935 olarak elde edildi. p>0.05 olduğundan ölçüm popülasyonları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamadı.

[46] heel effect



Şekil 42: BT cihazının x-ekseni profili (dar bowtie filtre fonksiyonu).

Tablo 5: Farklı enerjilerde dar bowtie için sonuçlarının istatistiksel analizi (Tek yönlü ANOVA testi).

Örnek Adı	N	Ortalama	Standart Sapma	Varyans	Standart Hata
70 kVp	41	0.325	0.337	0.114	0.053
80 kVp	41	0.338	0.334	0.112	0.052
100 kVp	41	0.358	0.331	0.109	0.052
120 kVp	41	0.372	0.328	0.108	0.051
140 kVp	41	0.382	0.326	0.106	0.051

Dar filtre geometrisinin belirlenmesi için beş farklı enerjide, deney düzeneği aynı tutularak absorbe doz ölçümleri yapıldı. Geniş bowtie filtre sonuçlarına uygulanan tek yönlü ANOVA varyans analizi bu veriler için de kullanıldı. Analiz sonucunda p değeri 0.932 olarak elde edildi. p>0.05 olduğundan ölçüm popülasyonları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamadı.

4.1.7. Hava Kerma Ölçüm Sonuçları

Tablo 6: Hava kerma ölçüm sonuçları (geniş bowtie filte).

Enerji [kVp]	Tüp Akımı [mA]	Dedektör Dozu [mGy]	Film Dozu [mGy]	% Fark
80	100	5.43	6.55	20.63
100	100	9.59	9.32	-2.82
120	100	14.60	12.50	-14.38
140	100	20.34	17.06	-16.13

Tablo 7: Hava kerma ölçüm sonuçları (dar bowtie filte).

Enerji [kVp]	Tüp Akımı [mA]	Dedektör Dozu [mGy]	Film Dozu [mGy]	% Fark
80	100	5.06	6.35	25.49
100	100	9.01	7.93	-11.99
120	100	13.76	11.50	-16.42
140	100	19.15	14.88	-22.30

Dedektör ve film ile geniş ve dar filtreler kullanılarak havada yapılan doz ölçüm sonuçları değerlendirildiğinde; dedektör ile film verilerinin % farkları yüksek çıktı. Bu nedenle fantom ölçümlerinde film kullanılmadı.

4.1.8. Fantom Ölçüm Sonuçları

Tablo 8: CTDI vücut fantomu ile nokta doz ölçümleri - geniş bowtie.

Enerji [kVp]	Merkez [mGy] $D_c(0)$	3h [mGy] $D_{p,3h}(0)$	6h [mGy] $D_{p,6h}(0)$	9h [mGy] $D_{p,9h}(0)$	12h [mGy] $D_{p,12h}(0)$
80	**0.237**	**1.623**	1.155	1.527	1.504
100	**0.503**	**2.978**	2.170	2.820	2.788
120	**0.848**	**4.615**	3.399	4.374	4.331
140	**1.280**	**6.515**	4.832	6.174	6.117

Tablo 9: CTDI vücut fantomu ile nokta doz ölçümleri - dar bowtie.

Enerji [kVp]	Merkez [mGy] $D_c(0)$	3h [mGy] $D_{p,3h}(0)$	6h [mGy] $D_{p,6h}(0)$	9h [mGy] $D_{p,9h}(0)$	12h [mGy] $D_{p,12h}(0)$
80	**0.218**	**1.227**	0.870	1.135	1.094
100	**0.459**	**2.659**	1.650	2.129	2.049
120	**0.781**	**3.588**	2.628	3.369	3.249
140	**1.178**	**5.099**	3.779	4.800	4.661

Silindirik CTDI vücut fantomu ile dört farklı enerjide yapılan nokta doz ölçüm sonuçları Tablo.8 ve 9'da gösterildi. İlgili tablolarda özellikle fantomun saat üç yönündeki doz verileri diğer noktalarda elde edilen sonuçlardan daha yüksek çıktı. Beklenildiği üzere merkez ölçümlerinde dozlar en düşük ölçüldü. Bunun yanısıra saat altı yönündeki doz sonuçları ise masa etkisi sebebiyle fantomun çevresindeki diğer noktalardan daha düşük elde edildi. Her iki filtrede de sonuçlar aynı düzende elde edildi. Ancak dar bowtie filtre takılı iken yapılan ölçümler geniş bowtie filtre sonuçlarına göre daha düşük elde edildi. Bu etki filtrenin daha kalın olmasıyla ilgili olduğu için beklenen bir sonuçtur. Her konum ve enerjide ölçüm hatası %0.1-1 arasındadır.

Tablo 10: CTDI baş fantomu ile nokta doz ölçümleri - geniş bowtie.

Enerji [kVp]	Merkez [mGy] $D_c(0)$	3h [mGy] $D_{p,3h}(0)$	6h [mGy] $D_{p,6h}(0)$	9h [mGy] $D_{p,9h}(0)$	12h [mGy] $D_{p,12h}(0)$
80	**1.391**	2.468	2.444	2.512	**2.597**
100	**2.651**	4.496	4.454	4.563	**4.712**
120	**4.198**	6.911	6.854	7.007	**7.229**
140	**6.007**	9.693	9.621	9.821	**10.116**

Tablo 11: CTDI baş fantomu ile nokta doz ölçümleri - dar bowtie.

Enerji [kVp]	Merkez [mGy] $D_c(0)$	3h [mGy] $D_{p,3h}(0)$	6h [mGy] $D_{p,6h}(0)$	9h [mGy] $D_{p,9h}(0)$	12h [mGy] $D_{p,12h}(0)$
80	**1.287**	2.015	2.018	2.092	**2.129**
100	**2.474**	3.749	3.754	3.878	**3.941**
120	**3.936**	5.836	5.850	6.029	**6.127**
140	**5.649**	8.261	8.275	8.520	**8.653**

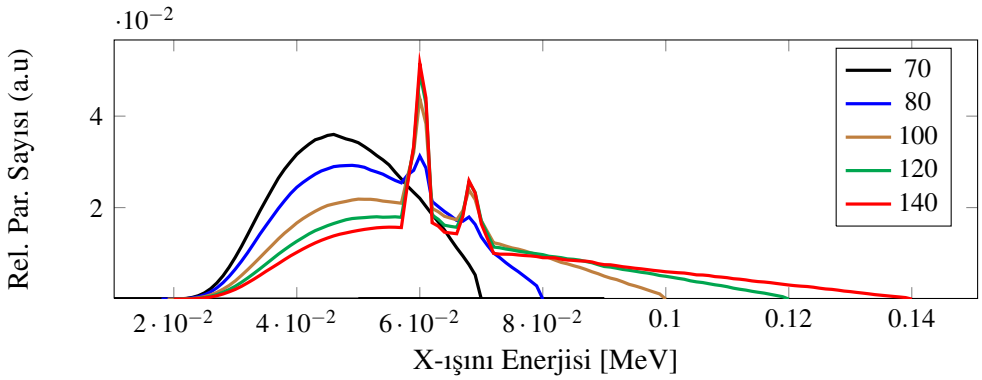
Silindirik CTDI baş fantomu ile dört farklı enerjide yapılan nokta doz ölçüm sonuçları Tablo.10 ve 11'da gösterilmiştir. İlgili tablolarda özellikle fantomun saat on iki yönündeki doz verileri diğer noktalarda elde edilen sonuçlardan daha yüksek çıkmıştır. Bunun nedeni fantomun kafa için tasarlanan ek bölmenin saat on iki yönünde malzeme bulunmamasıdır. Beklenildiği üzere merkez ölçümlerinde dozlar en düşük ölçüldü. Her iki filtrede de sonuçlar aynı düzende elde edildi. Ancak dar bowtie filtre takılı iken yapılan ölçümler geniş bowtie filtre sonuçlarına göre daha düşük elde edildi. Bu etki filtrenin daha kalın olmasıyla ilgilidir ve beklenen bir durumdur. Her konum ve enerjide ölçüm hatası %0.1-1 arasındadır.

4.2. Teorik Hesaplama Sonuçları

Araştırmanın ikinci basamağı olan teorik radyasyon dozu hesaplamaları ile elde edilmiş sonuçlar ve verifikasyon verileri başlıklar halinde detaylandırılmış ve analizleri her başlık altında sunuldu.

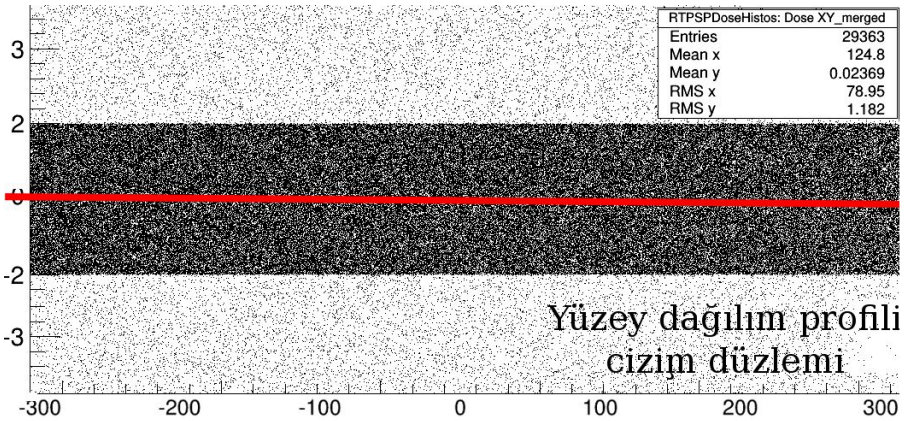
4.2.1. Üretilen X-Işını Spektrumları ve Yüzey Dağılımları

i)



Şekil 43: Farklı enerjilerde X-ışını spektrum dağılımları (temsili çizimdir).

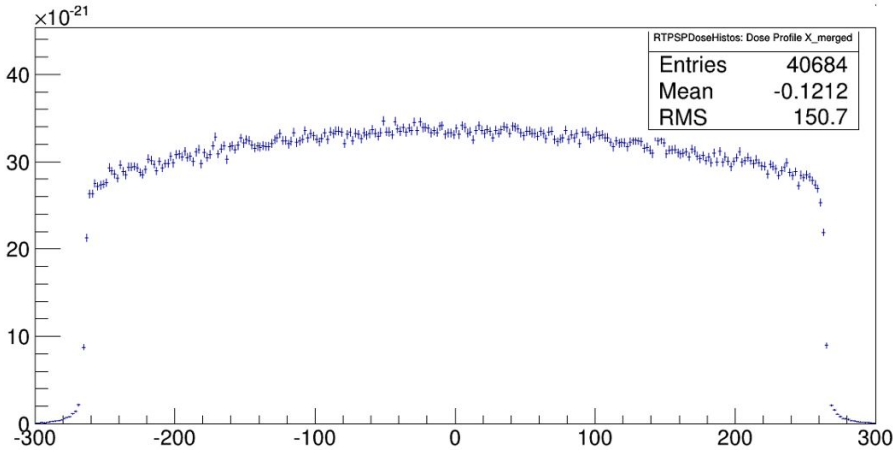
ii)



Şekil 44: 10 Milyon parçacık ile üretilen fan-beam fotonların yüzey dağılımı.

Üretilen fan-beam X-ışınlarının çıkış yönü doğrultusunda önünde herhangi bir geometri yokken dedekte edilen parçacıkların yüzey dağılımları Şekil.44'de verildi. Merkez hattı üzerinde çizilen x- profili ile de dağılımın homojen olduğu Şekil.45'de görülmektedir.

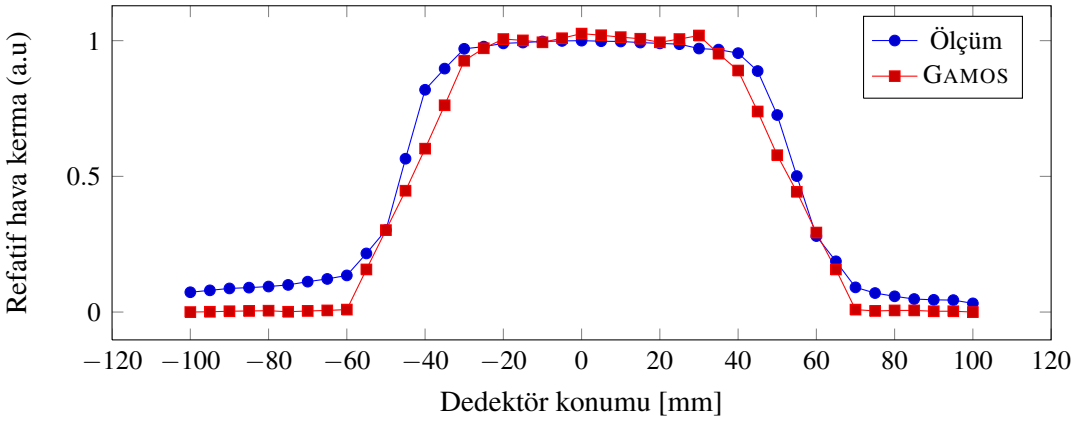
iii)



Şekil 45: 10 Milyon parçacık ile üretilen fan-beam fotonların merkezde yüzey dağılımı profili

4.2.2. Longitudinal (z-ekseni) Sonuçları

Bölüm.3.6.2.2.3 (s.42)'de anlatıldığı üzere elde edilen hesaplama sonuçları ve ölçüm ile karşılaştırılması amacıyla Şekil.46'da çizdirildi.



Şekil 46: GAMOS BT modelinde 140 kVp enerji kullanılarak üretilen z-ekseni profili ve ölçüm verileri ile karşılaştırılması.

Tablo 12: Longitudinal ölçüm ve GAMOS sonuçlarının (140 kVp enerji dağılımında) istatistiksel analizi (Tek yönlü ANOVA testi).

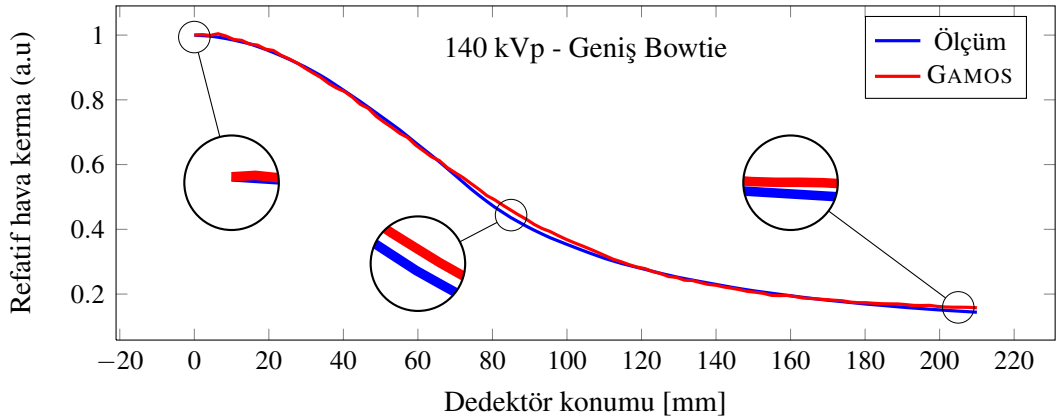
Örnek Adı	N	Ortalama	Standart Sapma	Varyans	Standart Hata	p Değeri
Ölçüm	41	0.523	0.421	0.177	0.066	0.6
Monte Carlo	41	0.472	0.447	0.199	0.070	

Ölçüm ve GAMOS profilleri arasında p>0.05 olduğundan dolayı anlamlı farkın olmadığı görülmektedir. Sonuçlar temel alındığında, GAMOS BT modelinde üretilen fan-beam X-ışını dağılımının z-ekseni üzerindeki etkisinin ölçüm ile tutarlı olduğu doğrulandı.

4.2.3. Lateral (x-ekseni) Sonuçları

Bölüm.3.6.2.2.4 (s.42 ve 43)'de anlatıldığı üzere elde edilen hesaplama sonuçları ve ölçüm verileri ile karşılaştırılmaları amacıyla alt başlıklarla enerji ve bowtie türüne göre çizdirildi.

(i)

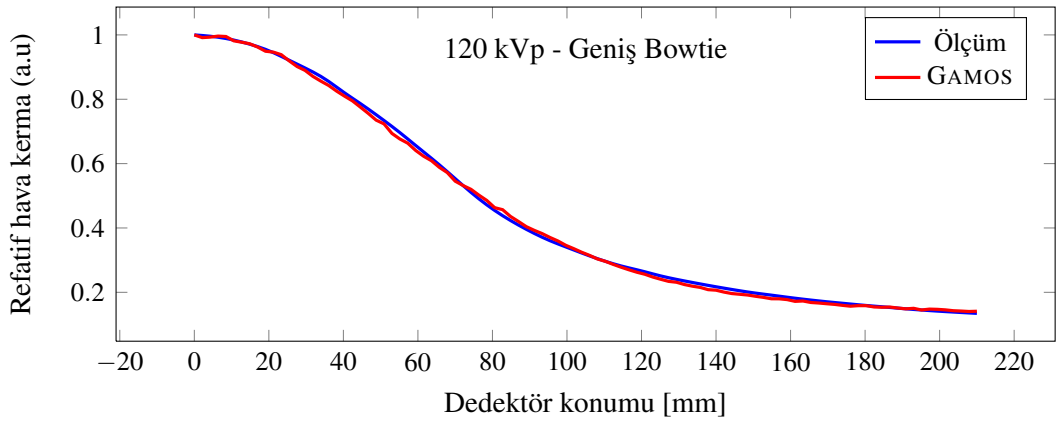


Şekil 47: GAMOS (140 kVp, geniş bowtie) profillerinin ölçüm ile karşılaştırılması.

Tablo 13: 140 kVp, geniş bowtie profil karşılaştırmasının tek yönlü ANOVA testi sonuçları.

Örnek Adı	N	Ortalama	Standart Sapma	Varyans	Standart Hata	p Değeri
Ölçüm	100	0.457	0.298	0.089	0.030	0.929
Monte Carlo	100	0.461	0.296	0.088	0.030	

ii)

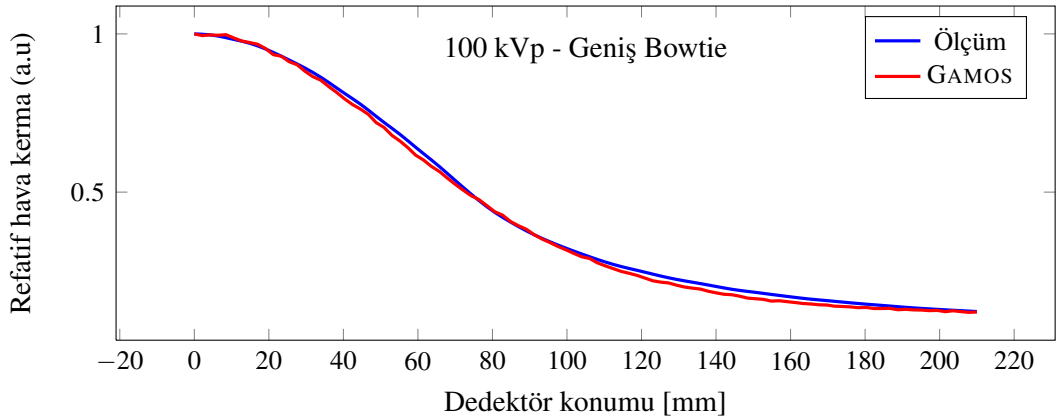


Şekil 48: GAMOS (120 kVp, geniş bowtie) profillerinin ölçüm ile karşılaştırılması.

Tablo 14: 120 kVp, geniş bowtie profil karşılaştırmasının tek yönlü ANOVA testi sonuçları.

Örnek Adı	N	Ortalama	Standart Sapma	Varyans	Standart Hata	p Değeri
Ölçüm	100	0.448	0.301	0.090	0.031	0.935
Monte Carlo	100	0.444	0.301	0.903	0.030	

iii)

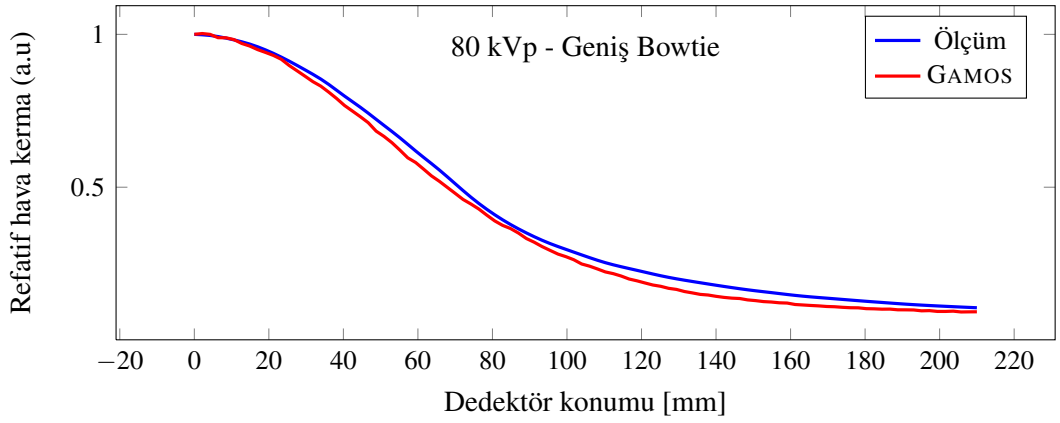


Şekil 49: GAMOS (100 kVp, geniş bowtie) profillerinin ölçüm ile karşılaştırılması.

Tablo 15: 100 kVp, geniş bowtie profil karşılaştırmasının tek yönlü ANOVA testi sonuçları.

Örnek Adı	N	Ortalama	Standart Sapma	Varyans	Standart Hata	p Değeri
Ölçüm	100	0.435	0.305	0.093	0.031	0.815
Monte Carlo	100	0.425	0.308	0.095	0.031	

iv)

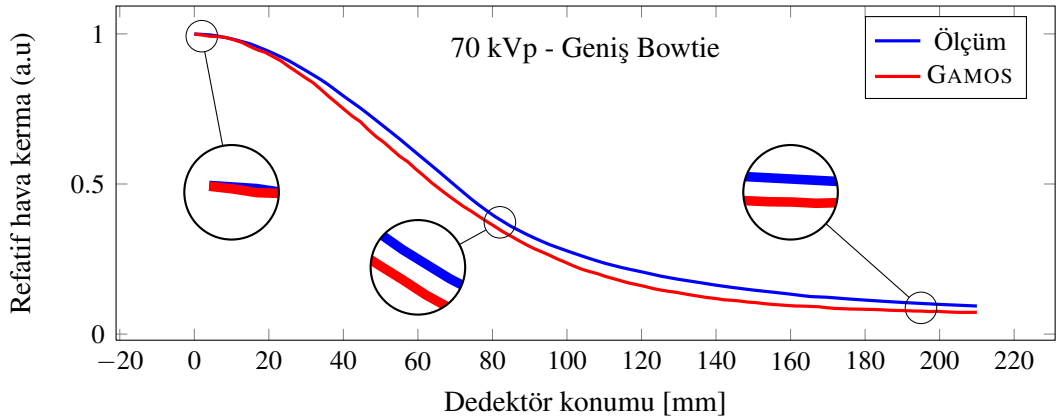


Şekil 50: GAMOS (80 kVp, geniş bowtie) profillerinin ölçüm ile karşılaştırılması.

Tablo 16: 80 kVp, geniş bowtie profil karşılaştırmasının tek yönlü ANOVA testi sonuçları.

Örnek Adı	N	Ortalama	Standart Sapma	Varyans	Standart Hata	p Değeri
Ölçüm	100	0.416	0.311	0.097	0.031	0.582
Monte Carlo	100	0.392	0.316	0.100	0.032	

v)

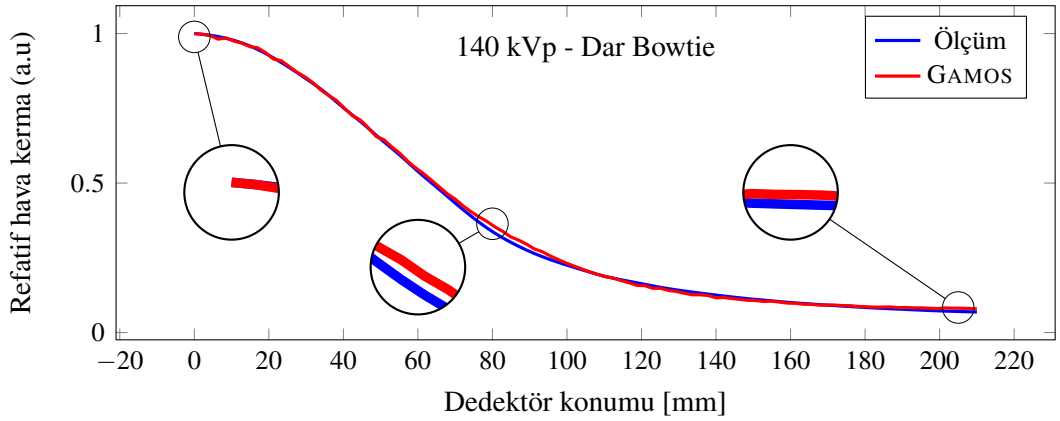


Şekil 51: GAMOS (70 kVp, geniş bowtie) profillerinin ölçüm ile karşılaştırılması.

Tablo 17: 70 kVp, geniş bowtie profil karşılaştırmasının tek yönlü ANOVA testi sonuçları.

Örnek Adı	N	Ortalama	Standart Sapma	Varyans	Standart Hata	p Değeri
Ölçüm	100	0.404	0.316	0.099	0.032	0.438
Monte Carlo	100	0.369	0.321	0.103	0.032	

vi)

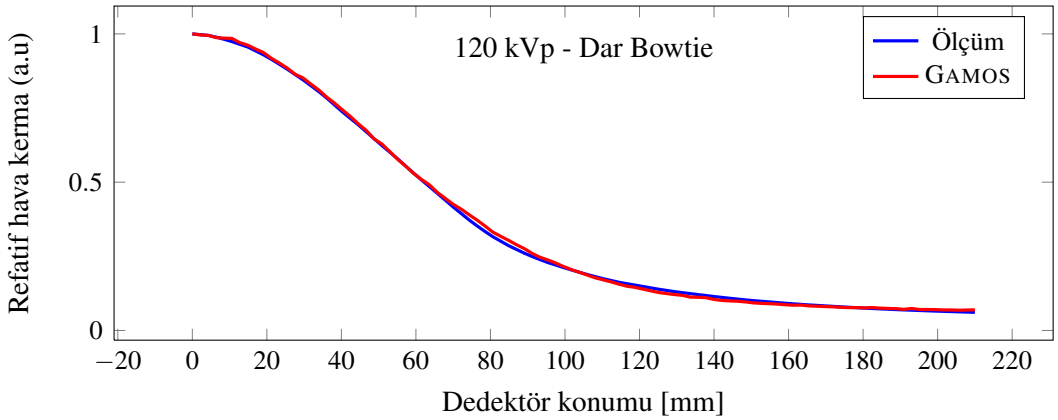


Şekil 52: GAMOS (140 kVp, dar bowtie) profillerinin ölçüm ile karşılaştırılması.

Tablo 18: 140 kVp, dar bowtie profil karşılaştırmasının tek yönlü ANOVA testi sonuçları.

Örnek Adı	N	Ortalama	Standart Sapma	Varyans	Standart Hata	p Değeri
Ölçüm	100	0.366	0.320	0.103	0.032	0.944
Monte Carlo	100	0.369	0.320	0.103	0.032	

vii)

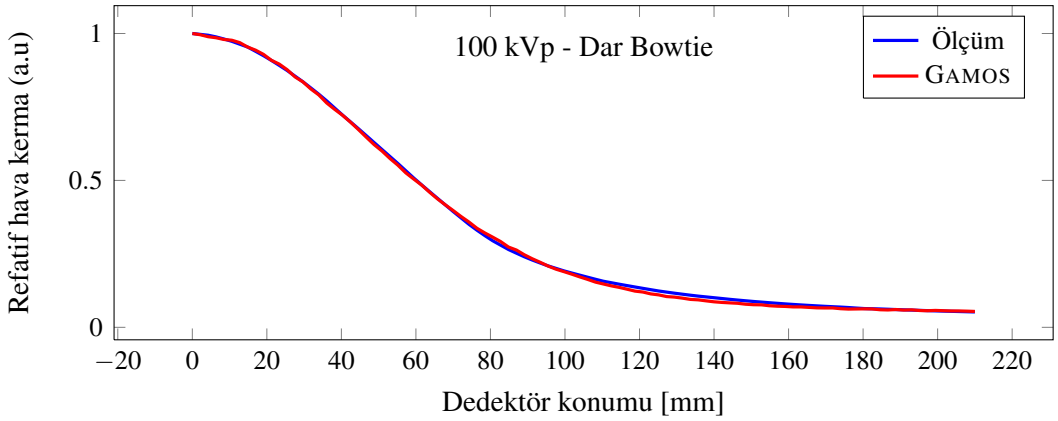


Şekil 53: GAMOS (120 kVp, dar bowtie) profillerinin ölçüm ile karşılaştırılması.

Tablo 19: 120 kVp, dar bowtie profil karşılaştırmasının tek yönlü ANOVA testi sonuçları.

Örnek Adı	N	Ortalama	Standart Sapma	Varyans	Standart Hata	p Değeri
Ölçüm	100	0.356	0.322	0.104	0.032	0.972
Monte Carlo	100	0.357	0.324	0.105	0.032	

viii)

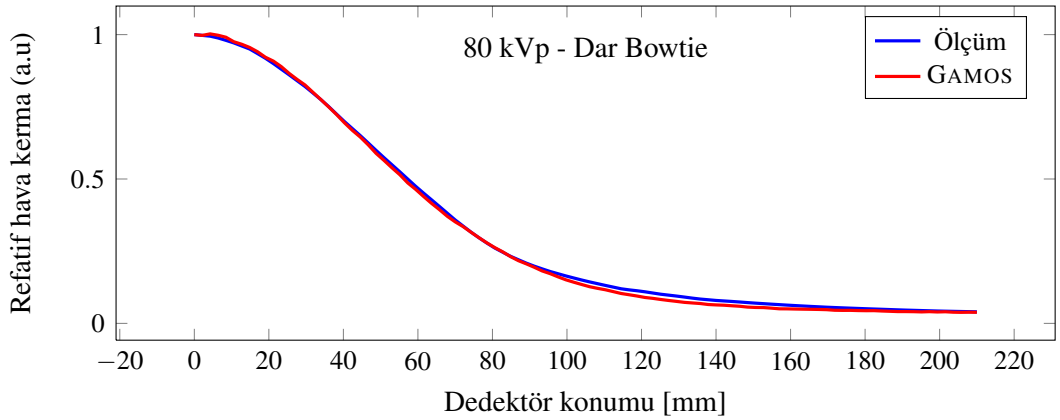


Şekil 54: GAMOS (100 kVp, dar bowtie) profillerinin ölçüm ile karşılaştırılması.

Tablo 20: 100 kVp, dar bowtie profil karşılaştırmasının tek yönlü ANOVA testi sonuçları.

Örnek Adı	N	Ortalama	Standart Sapma	Varyans	Standart Hata	p Değeri
Ölçüm	100	0.342	0.324	0.105	0.032	0.941
Monte Carlo	100	0.339	0.326	0.106	0.033	

ix)

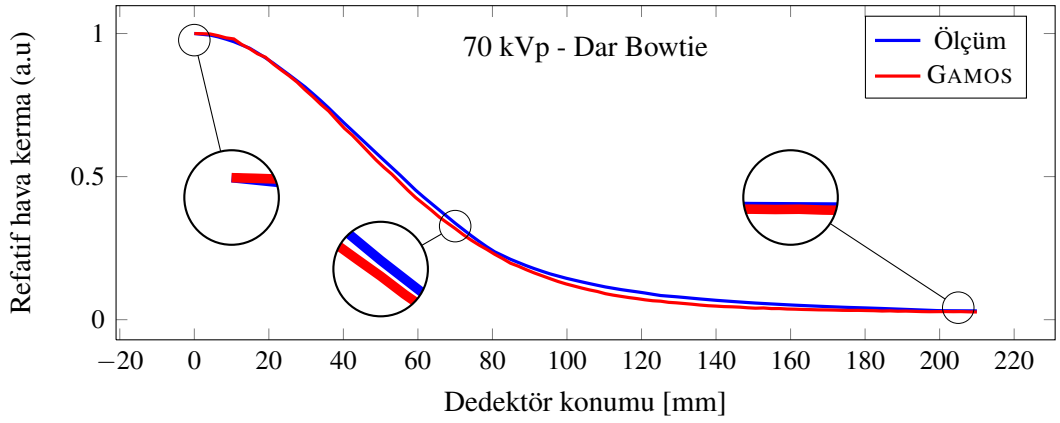


Şekil 55: GAMOS (80 kVp, dar bowtie) profillerinin ölçüm ile karşılaştırılması.

Tablo 21: 80 kVp, dar bowtie profil karşılaştırmasının tek yönlü ANOVA testi sonuçları.

Örnek Adı	N	Ortalama	Standart Sapma	Varyans	Standart Hata	p Değeri
Ölçüm	100	0.322	0.327	0.107	0.032	0.880
Monte Carlo	100	0.315	0.332	0.110	0.033	

x)



Şekil 56: GAMOS (70 kVp, dar bowtie) profillerinin ölçüm ile karşılaştırılması.

Tablo 22: 70 kVp, dar bowtie profil karşılaştırmasının tek yönlü ANOVA testi sonuçları.

Örnek Adı	N	Ortalama	Standart Sapma	Varyans	Standart Hata	p Değeri
Ölçüm	100	0.309	0.330	0.109	0.033	0.773
Monte Carlo	100	0.295	0.333	0.111	0.033	

Tablo 23: Bütün enerji ve filtrelerde lateral profillerin ANOVA testi sonuçları (özet tablo).

Örnek Adı	Bowtie Filtre	Enerji [kVp]	N	Ortalama	Standart Sapma	Varyans	Standart Hata	p Değeri
Ölçüm	Geniş	140	100	0.457	0.298	0.089	0.030	0.929
Monte Carlo			100	0.461	0.296	0.088	0.030	
Ölçüm	Geniş	120	100	0.448	0.301	0.090	0.031	0.935
Monte Carlo			100	0.444	0.301	0.903	0.030	
Ölçüm	Geniş	100	100	0.435	0.305	0.093	0.031	0.815
Monte Carlo			100	0.425	0.308	0.095	0.031	
Ölçüm	Geniş	80	100	0.416	0.311	0.097	0.031	0.582
Monte Carlo			100	0.392	0.316	0.100	0.032	
Ölçüm	Geniş	70	100	0.404	0.316	0.099	0.032	0.438
Monte Carlo			100	0.369	0.321	0.103	0.032	
Ölçüm	Dar	140	100	0.366	0.320	0.103	0.032	0.944
Monte Carlo			100	0.369	0.320	0.103	0.032	
Ölçüm	Dar	120	100	0.356	0.322	0.104	0.032	0.972
Monte Carlo			100	0.357	0.324	0.105	0.032	
Ölçüm	Dar	100	100	0.342	0.324	0.105	0.032	0.941
Monte Carlo			100	0.339	0.326	0.106	0.033	
Ölçüm	Dar	80	100	0.322	0.327	0.107	0.032	0.880
Monte Carlo			100	0.315	0.332	0.110	0.033	
Ölçüm	Dar	70	100	0.309	0.330	0.109	0.033	0.773
Monte Carlo			100	0.295	0.333	0.111	0.033	

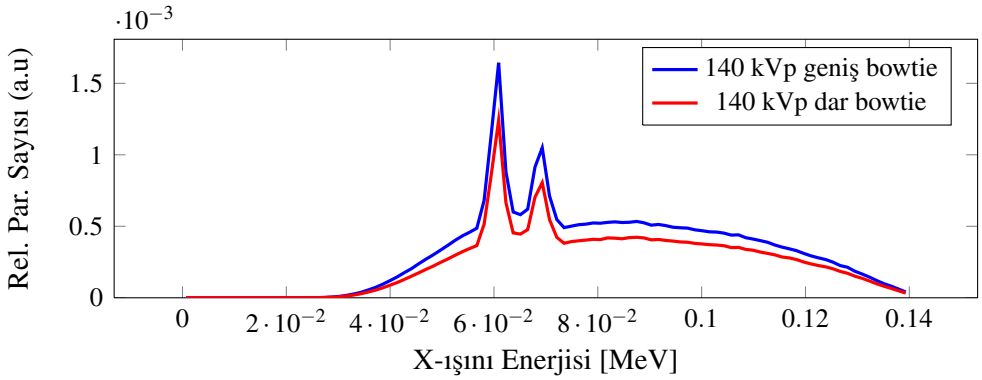
Tablo.23'de enerji ve filtre türüne bağlı ölçüm ve MC verilerinin istatistiksel karşılaştırma sonuçları sunuldu. Tablo dikkate alındığında her bir karşılaştırma grubunda p değeri 0.05'den büyük elde edildi. Bu bilgi ışığında tüm enerkji ve filtre türlerinde yapılan karşılaştırmalar sonucunda GAMOS BT modeli lateral yönde ölçüm ile uyumlu sonuçlar gösterdi.

Tablo 24: Bütün enerji ve filtrelerde lateral profillerin trapezoidal alan hesabı sonuçları

Enerji [kVp]	Filtre Türü	Ölçüm Alan Hesabı	Monte Carlo Alan Hesabı	% Fark
140	Geniş Bowtie	95.881	95.503	0.396
	Dar Bowtie	76.550	76.140	0.538
120	Geniş Bowtie	93.800	91.920	2.045
	Dar Bowtie	74.320	73.590	0.992
100	Geniş Bowtie	91.150	87.870	3.733
	Dar Bowtie	71.450	69.670	2.555
80	Geniş Bowtie	87.170	80.910	7.737
	Dar Bowtie	67.150	64.630	3.899
70	Geniş Bowtie	84.500	76.040	11.126
	Dar Bowtie	64.410	60.540	6.392

ANOVA testi sonuçlarını desteklemek ve kontrol etmek amacıyla çizdirilen grafiklerin altında kalan alanları trapezoidal alan yöntemi ile hesaplandı ve Tablo.24'de sunuldu. Buna göre yüksek enerjide farkın %1'in altında olduğu ancak enerji düştükçe farkın artış gösterdiği ilgili tablodaki verilerden anlaşılmaktadır. Ancak düşük enerjideki farkın artmış olmasına rağmen dar bowtie sonuçlarının geniş bowtie filtresine göre daha iyimser olduğu görülmektedir.

4.2.4. Faz-Uzayında Elde Edilen Enerji Dağılımları



Şekil 57: Faz-uzayında aynı enerjide geniş ve dar bowtie kullanılarak elde edilen X-ışını spektrumları.

Faz-uzayında toplanan parçacıkların ortalama enerjisi fan-beam kaynakla üretilen parçacıkların ortalama enerjisinden yüksektir. Çünkü bowtie filtreler gelen spektrumdaki düşük enerjili parçacıkları soğurur ve ışın sertleşmesi olayının etkisini azaltır. Şekil.57'de aynı enerjide farklı bowtie filtrelerinde faz-uzaylarında elde edilen spektrumlar çizdirildi. Grafiklerden anlaşılacağı üzere bowtie filtreler gelen spektrumun özellikle bremsstrahlung bölgesindeki düşük enerjili fotonlarının bir kısmını soğurmuştur ve ortalama enerjiyi yükseltmiştir. Bir diğer etki ise dar bowtie'ın geniş bowtie'dan daha kalın malzeme geometrisine sahip olması nedeniyle daha fazla düşük enerjili parçacık soğrulmuştur. Gelen spektrum ile bowtie filtrelerin ardından faz-uzayında elde edilen spektrumların ortalama enerjileri arasındaki farklılıklar Tablo.25'de sunulmuştur (karşılaştırmalar 1'e normalize veriler üzerinden yapıldı).

Tablo 25: Faz-uzayında elde edilen spektrumların karşılaştırılması.

Spektrum	N	Ortalama Enerji [MeV]	Standart Sapma
Üretilen	100	0.0697	0.0662
Geniş Bowtie	100	0.0753	0.0686
Dar Bowtie	100	0.0760	0.0682

4.2.5. Fantom GAMOS Sonuçları

Bölüm.3.6.2.4 (s.44 ve 45)'de anlatıldığı üzere elde edilen fantom hesaplama sonuçları Tablo.26, 27, 28 ve 29'da fantom, enerji ve filtre türüne göre sunuldu.

Tablo 26: Modellenen baş fantomu ile nokta doz hesaplamaları - geniş bowtie.

Enerji [kVp]	Merkez $D_c(0)$ $\times 10^{-12}$	3h $D_{p,3h}(0)$ $\times 10^{-12}$	6h $D_{p,6h}(0)$ $\times 10^{-12}$	9h $D_{p,9h}(0)$ $\times 10^{-12}$	12h $D_{p,12h}(0)$ $x10^{-12}$
80	**1.349**	2.169	2.150	2.154	**2.291**
100	**1.446**	2.246	2.244	2.276	**2.370**
120	**1.535**	2.361	2.324	2.366	**2.471**
140	**1.631**	2.539	2.497	2.517	**2.627**

Tablo 27: Modellenen baş fantomu ile nokta doz hesaplamaları - dar bowtie.

Enerji [kVp]	Merkez $D_c(0)$ $\times 10^{-12}$	3h $D_{p,3h}(0)$ $\times 10^{-12}$	6h $D_{p,6h}(0)$ $\times 10^{-12}$	9h $D_{p,9h}(0)$ $\times 10^{-12}$	12h $D_{p,12h}(0)$ $x10^{-12}$
80	**1.291**	1.849	1.820	1.849	**1.942**
100	**1.382**	1.975	1.950	1.967	**2.043**
120	**1.481**	2.090	2.082	2.079	**2.183**
140	**1.578**	2.236	2.231	2.250	**2.311**

Tasarlanan silindirik CTDI baş fantomu GAMOS simülasyonu sonucunda dördü çevrede biri merkezde olmak üzere beş farklı noktada hesaplanan kümülatif doz verileri enerji, konum ve filtre türüne göre Tablo.26 ve 27'de verildi. Ölçüm verileri ışığında beklenen merkezde en düşük değerin, saat 12 yönünde ise en yüksek değerin elde edilmesi idi. Tablo.26 ve 27 dikkate alındığında beklenen ile hesaplananın aynı düzende olduğu görülmektedir. Ayrıca geniş bowtie filtre sonuçları dar bowtie filtre sonuçlarına göre daha yüksek çıktı. Ayrıca konum bazlı bakıldığında fiziğin doğası gereği düşük enerjide dozlar düşük hesaplandı. Son olarak saat 6 yönündeki dozlar diğer çevre noktalarındaki dozlardan masanın o doğrultuda daha kalın olması nedeniyle nedeniyle daha düşük elde edildi. GAMOS ile hesaplanan nokta doz sonuçlarının istatistiksel hata oranları %0.1-1 arasında elde edildi.

Tablo 28: Modellenen vücut fantomu ile nokta doz hesaplamaları - geniş bowtie.

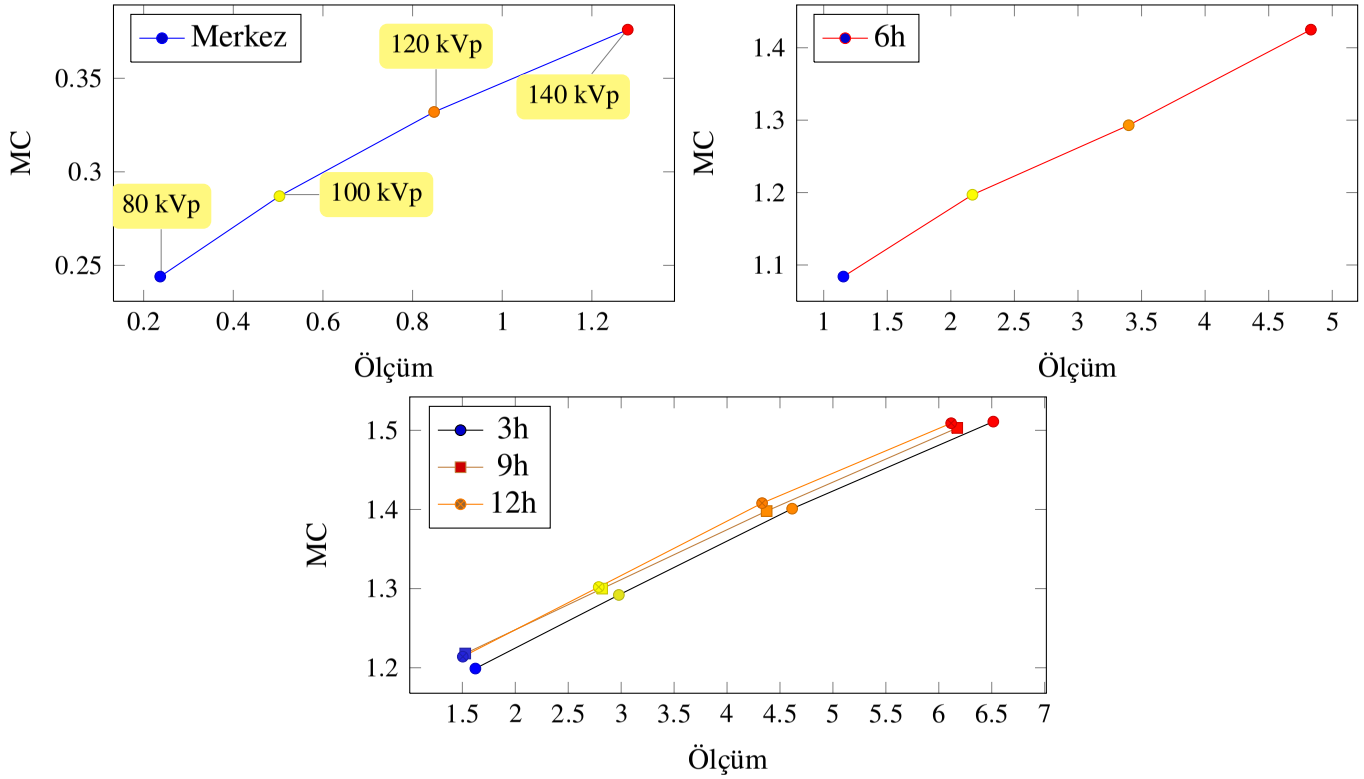
Enerji [kVp]	Merkez $D_c(0)$ $\times 10^{-12}$	3h $D_{p,3h}(0)$ $\times 10^{-12}$	6h $D_{p,6h}(0)$ $\times 10^{-12}$	9h $D_{p,9h}(0)$ $\times 10^{-12}$	12h $D_{p,12h}(0)$ $x10^{-12}$
80	**0.244**	1.119	1.084	**1.218**	1.214
100	**0.287**	1.292	1.197	1.300	**1.302**
120	**0.332**	1.401	1.293	1.398	**1.408**
140	**0.376**	1.511	1.425	1.503	**1.509**

Tablo 29: Modellenen vücut fantomu ile nokta doz hesaplamaları - dar bowtie.

Enerji [kVp]	Merkez $D_c(0)$ $\times 10^{-12}$	3h $D_{p,3h}(0)$ $\times 10^{-12}$	6h $D_{p,6h}(0)$ $\times 10^{-12}$	9h $D_{p,9h}(0)$ $\times 10^{-12}$	12h $D_{p,12h}(0)$ $x10^{-12}$
80	**0.227**	0.905	0.826	0.904	**0.906**
100	**0.266**	0.991	0.918	0.987	**0.997**
120	**0.313**	1.080	1.011	1.091	**1.084**
140	**0.353**	1.174	1.105	1.181	**1.184**

Tasarlanan silindirik CTDI vücut fantomu GAMOS simülasyonu sonucunda dördü çevrede biri merkezde olmak üzere beş farklı noktada hesaplanan kümülatif doz verileri enerji, konum ve filtre türüne göre Tablo.28 ve 29'de verildi. Ölçüm verileri ışığında beklenen merkezde en düşük değerin, saat 3 yönünde ise en yüksek değerin elde edilmesi idi. Tablo.28 ve 29 dikkate alındığında beklenen ile hesaplananın sadece merkez açısından aynı düzende olduğu görülmektedir. Saat üç yönünde yüksek değerin çıkmasının yerine saat 12 noktasında yüksek değer elde edildi. Sonuçların bu şekilde çıkmasının en büyük nedeninin rutinde kullanılan hasta masasının modellenememiş olması ile ilgili olduğu düşünülmektedir. Ayrıca Tablo.28'de 80 kVp'de 9 noktasındaki değer daha yüksek çıktı. Bu verinin istatistiksel gürültüden kaynaklı hatalı elde edildiği düşünülmektedir. Fakat geniş bowtie filtre sonuçları dar bowtie filtre sonuçlarına oranla beklenen doğrultusunda daha yüksek çıktı. Ayrıca konum bazlı bakıldığında fiziğin doğası gereği düşük enerjide dozlar düşük hesaplandı. Son olarak saat 6 yönündeki dozlar diğer çevre noktalarındaki dozlardan masanın etkisi nedeniyle daha düşük çıktı. GAMOS ile hesaplanan nokta doz sonuçlarının istatistiksel hata oranları %0.1-1 arasında elde edildi.

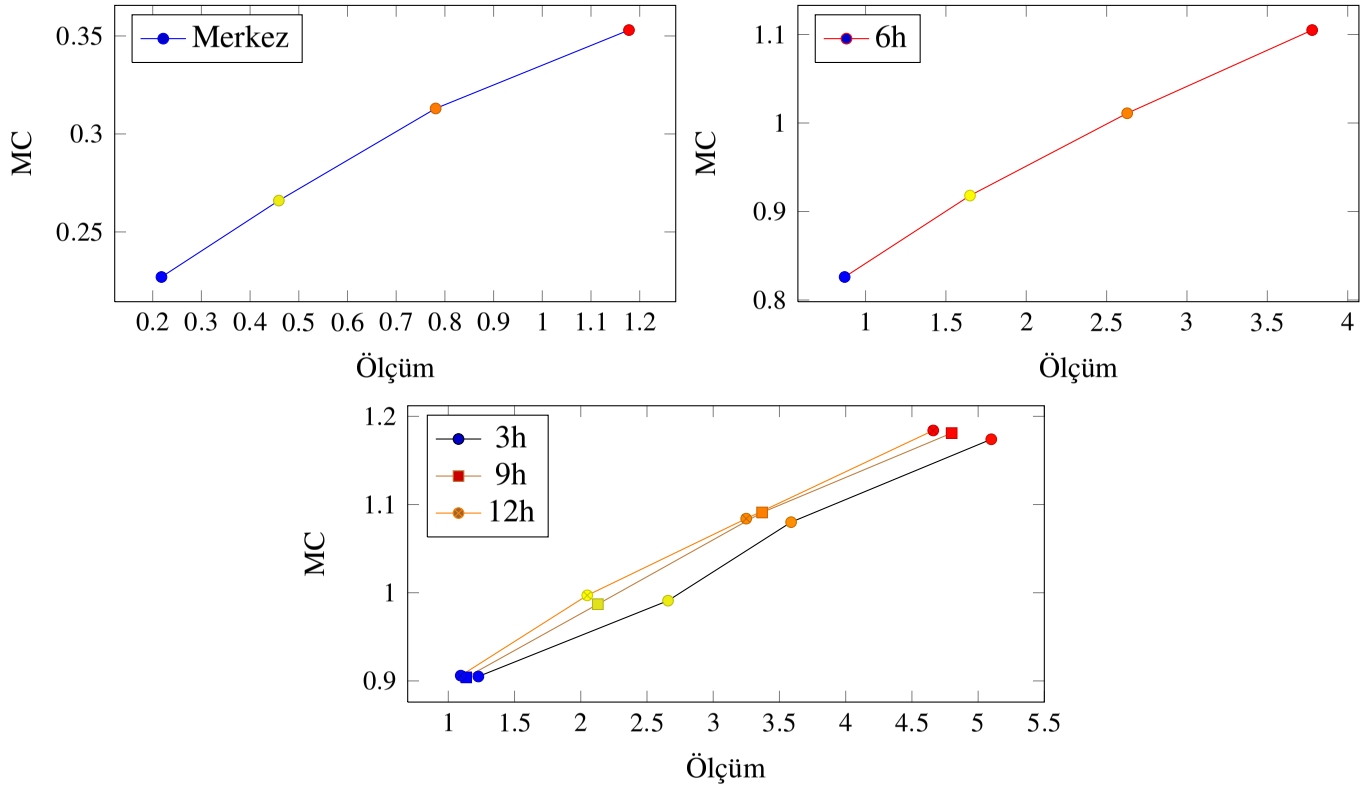
Değerlendirme-1



Şekil 58: Vücut fantomu ile geniş filtre ve tüm enerjilerde ölçüm ve MC ilişkisi.

Tablo 30: Vücut fantomu ile geniş filtrede ölçüm ve MC verilerinin değerlendirilmesi.

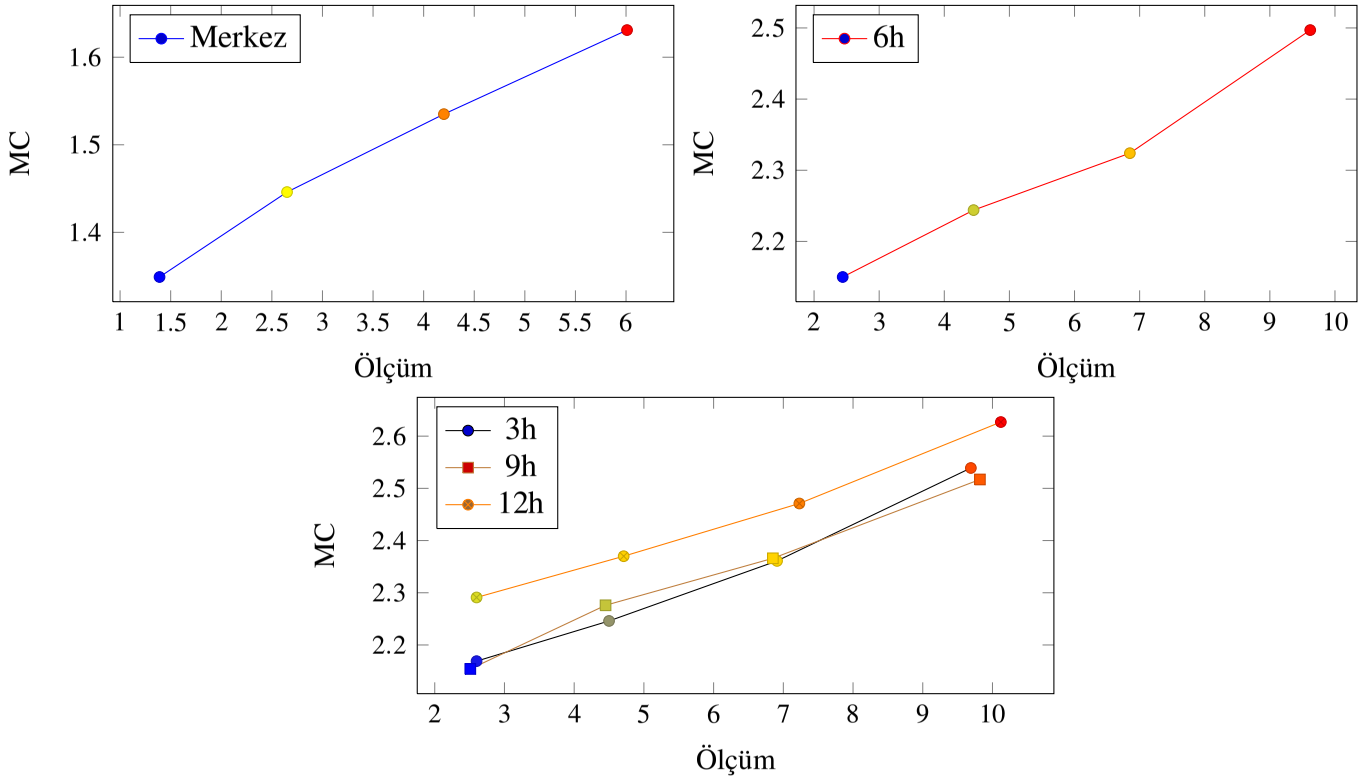
Lineer Fit Parametleri	Merkez Ölçüm ∼ MC	6h Ölçüm ∼ MC	9h Ölçüm ∼ MC	12h Ölçüm ∼ MC	3h Ölçüm ∼ MC
Eğim	0.125	0.091	0.061	0.069	0.064
R^2	0.989	0.989	0.998	0.999	0.995



Şekil 59: Vücut fantomu ile dar filtre ve tüm enerjilerde ölçüm ve MC ilişkisi.

Tablo 31: Vücut fantomu ile dar filtrede ölçüm ve MC verilerinin değerlendirilmesi.

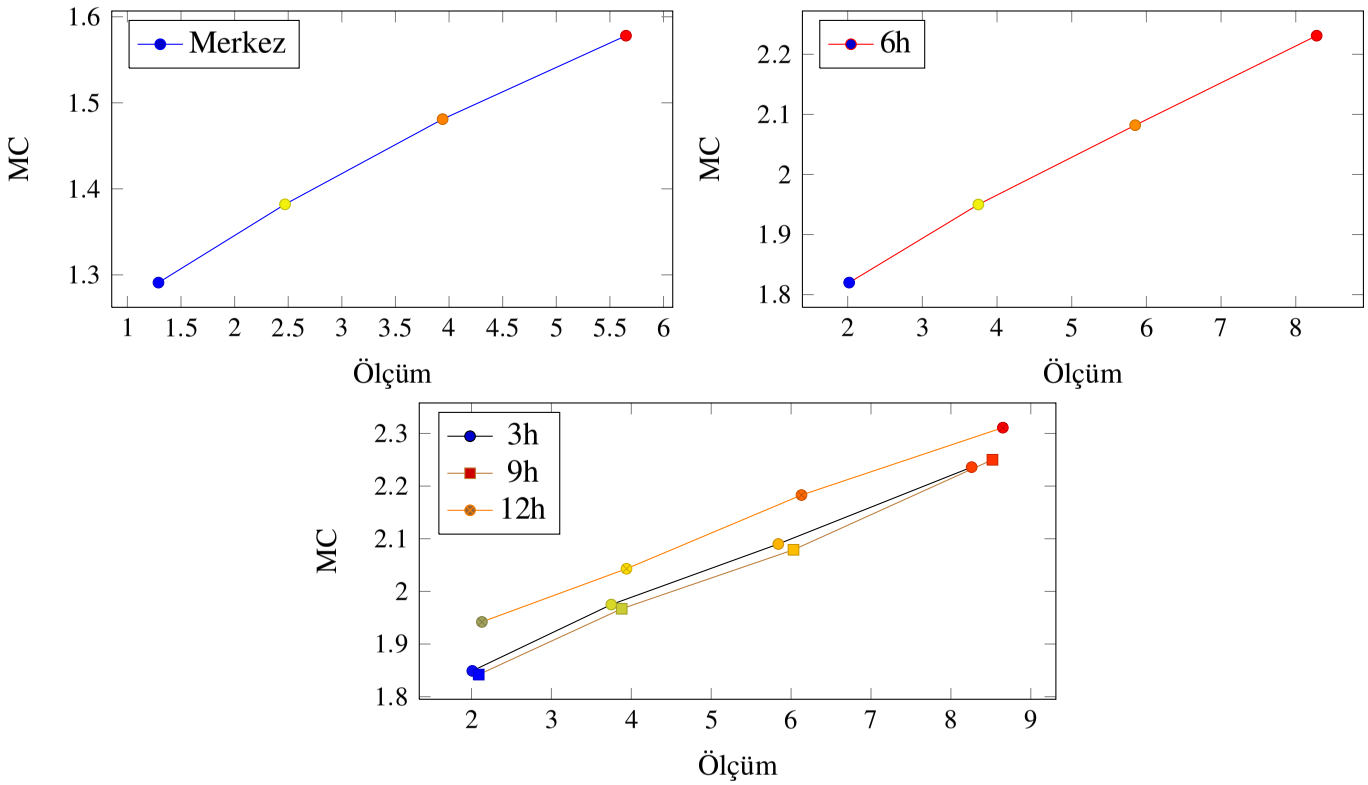
Lineer Fit Parametleri	Merkez Ölçüm ∼ MC	6h Ölçüm ∼ MC	9h Ölçüm ∼ MC	12h Ölçüm ∼ MC	3h Ölçüm ∼ MC
Eğim	0.131	0.095	0.076	0.077	0.071
R^2	0.988	0.994	0.984	0.986	0.979



Şekil 60: Baş fantomunda geniş filtre ve tüm enerjilerde ölçüm ve MC ilişkisi.

Tablo 32: Baş fantomu ile geniş filtre ölçüm ve MC verilerinin değerlendirilmesi

Lineer Fit Parametleri	Merkez Ölçüm ∼ MC	6h Ölçüm ∼ MC	9h Ölçüm ∼ MC	12h Ölçüm ∼ MC	3h Ölçüm ∼ MC
Eğim	0.060	0.047	0.048	0.045	0.052
R^2	0.979	0.951	0.979	0.976	0.968

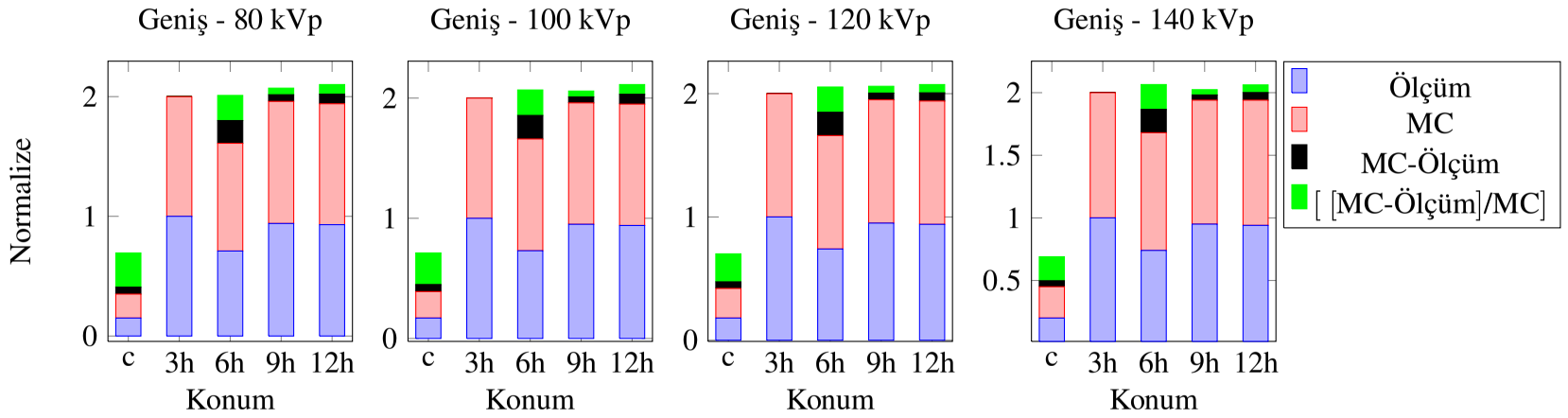


Şekil 61: Baş fantomu ile dar filtre ve tüm enerjilerde ölçüm ve MC ilişkisi

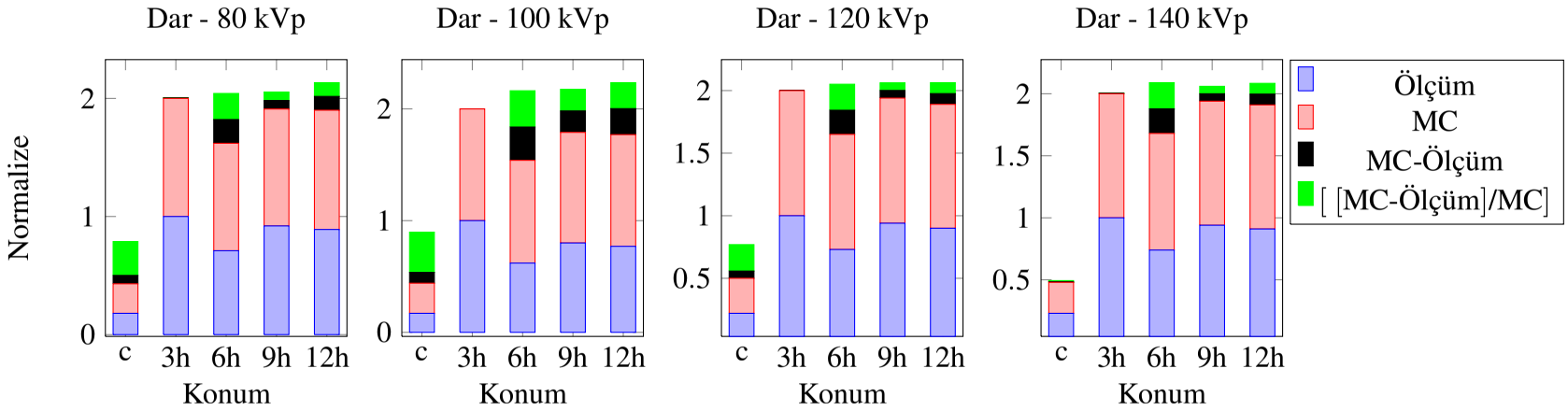
Tablo 33: Baş fantomu ile dar filtrede ölçüm ve MC verilerinin değerlendirilmesi

Lineer Fit Parametleri	Merkez Ölçüm ∼ MC	6h Ölçüm ∼ MC	9h Ölçüm ∼ MC	12h Ölçüm ∼ MC	3h Ölçüm ∼ MC
Eğim	0.066	0.065	0.062	0.057	0.062
R^2	0.986	0.994	0.991	0.994	0.992

Değerlendirme-2



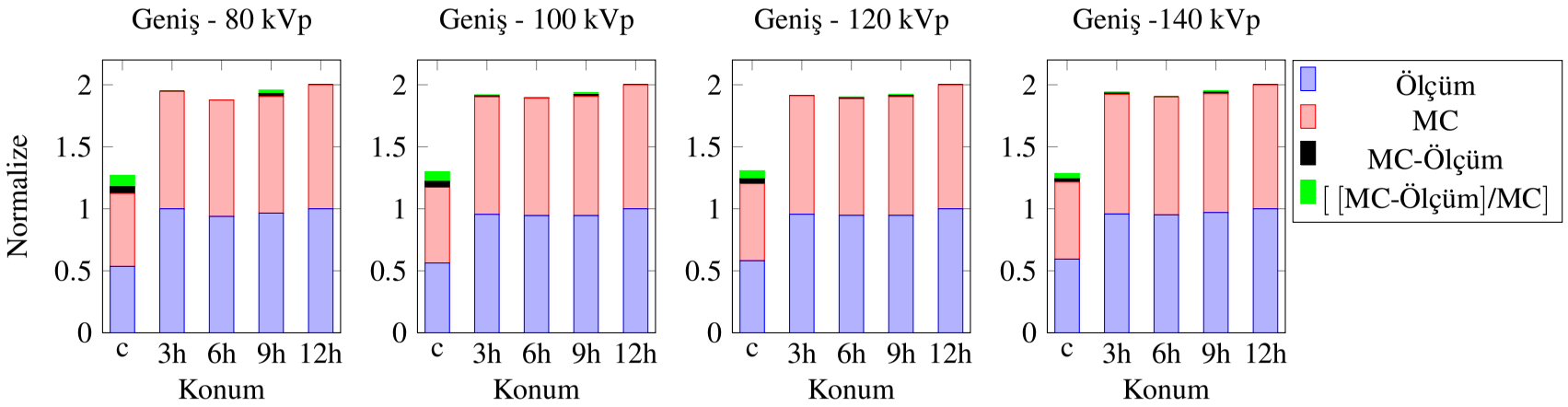
Şekil 62: Vücut fantomu ile geniş filtrede normalize ölçüm ile MC verilerinin konuma bağlı karşılaştırılması (istifleme grafikleri).



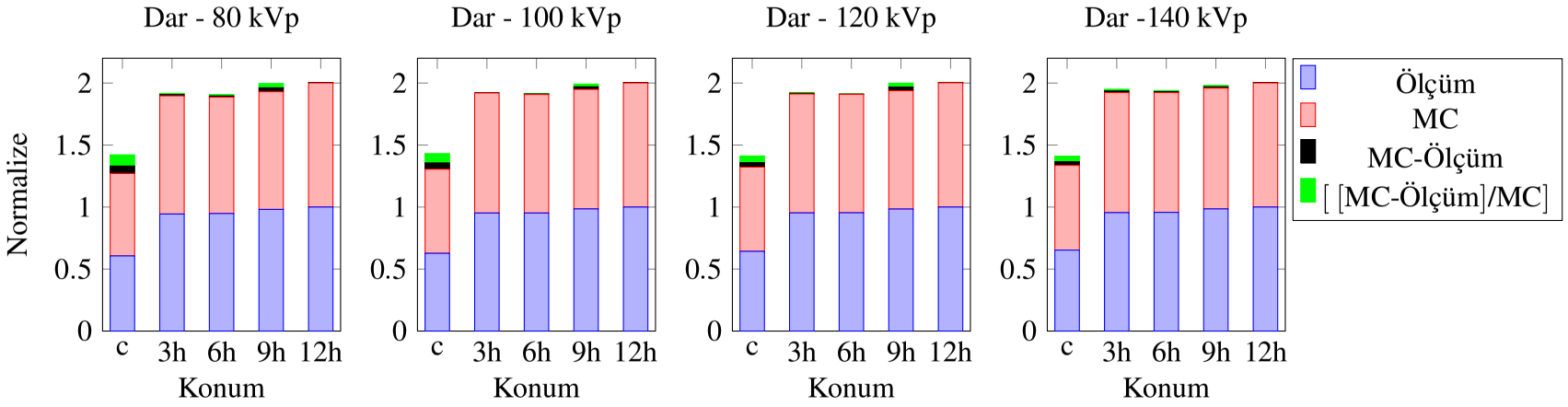
Şekil 63: Vücut fantomu ile dar filtrede normalize ölçüm ile MC verilerinin konuma bağlı karşılaştırılması (istifleme grafikleri).

Tablo 34: Vücut fantomu ile geniş ve dar filtrede normalize ölçüm ve MC verilerinin değerlendirilmesi.

Geniş Filtre						Dar Filtre					
Enerji [kVp]	Konum	Ölçüm [a.u]	MC [a.u]	(MC-Ölçüm) [a.u]	((MC-Ölçüm)/MC) [a.u]	Enerji [kVp]	Konum	Ölçüm [a.u]	MC [a.u]	(MC-Ölçüm) [a.u]	((MC-Ölçüm)/MC) [a.u]
	c	0.147	0.204	0.057	0.281		c	0.177	0.249	0.071	0.287
	3h	1.000	1.000	0.000	0.000		3h	1.000	1.000	0.000	0.000
80	6h	0.713	0.904	0.191	0.211	80	6h	0.707	0.908	0.201	0.221
	9h	0.943	1.016	0.073	0.072		9h	0.922	0.994	0.072	0.072
	12h	0.928	1.013	0.085	0.083		12h	0.889	1.006	0.117	0.116
	c	0.169	0.222	0.053	0.240		c	0.173	0.270	0.097	0.360
	3h	0.999	1.000	0.001	0.001		3h	1.000	1.000	0.000	0.000
100	6h	0.728	0.926	0.198	0.214	100	6h	0.620	0.919	0.298	0.325
	9h	0.946	1.006	0.060	0.059		9h	0.800	0.993	0.192	0.194
	12h	0.936	1.008	0.072	0.072		12h	0.770	1.003	0.233	0.232
	c	0.184	0.237	0.053	0.224		c	0.218	0.276	0.058	0.211
	3h	1.000	1.000	0.000	0.000		3h	1.000	1.000	0.000	0.000
120	6h	0.737	0.923	0.185	0.201	120	6h	0.732	0.925	0.193	0.208
	9h	0.949	0.998	0.049	0.049		9h	0.938	1.000	0.061	0.061
	12h	0.939	1.005	0.065	0.065		12h	0.905	0.991	0.086	0.087
	c	0.196	0.249	0.053	0.211		c	0.231	0.247	0.016	0.065
	3h	1.000	1.000	0.000	0.000		3h	1.000	1.000	0.000	0.000
140	6h	0.742	0.943	0.202	0.214	140	6h	0.741	0.939	0.198	0.211
	9h	0.948	0.994	0.047	0.047		9h	0.941	1.001	0.060	0.060
	12h	0.939	0.999	0.060	0.060		12h	0.914	1.001	0.087	0.087



Şekil 64: Baş fantomu ile geniş bowtie filtrede normalize ölçüm ile MC verilerinin konuma bağlı karşılaştırılması (istifleme grafikleri).



Şekil 65: Baş fantomu ile dar bowtie filtrede normalize ölçüm ile MC verilerinin konuma bağlı karşılaştırılması (istifleme grafikleri).

Tablo 35: Baş fantomu ile geniş ve dar filtrede normalize ölçüm ve MC verilerinin değerlendirilmesi.

Geniş Filtre						Dar Filtre					
Enerji [kVp]	Konum	Ölçüm [a.u]	MC [a.u]	(MC-Ölçüm) [a.u]	((MC-Ölçüm)/MC) [a.u]	Enerji [kVp]	Konum	Ölçüm [a.u]	MC [a.u]	(MC-Ölçüm) [a.u]	((MC-Ölçüm)/MC) [a.u]
	c	0.536	0.589	0.053	0.090		c	0.605	0.665	0.061	0.092
	3h	0.950	0.947	-0.004	-0.004		3h	0.946	0.953	0.007	0.007
80	6h	0.941	0.939	-0.002	-0.003	80	6h	0.948	0.938	-0.010	-0.010
	9h	0.967	0.940	-0.027	-0.029		9h	0.983	0.949	-0.033	-0.035
	12h	1.000	1.000	0.000	0.000		12h	1.000	1.001	0.001	0.001
	c	0.563	0.610	0.048	0.078		c	0.628	0.678	0.050	0.073
	3h	0.954	0.948	-0.006	-0.007		3h	0.951	0.968	0.017	0.017
100	6h	0.945	0.947	0.002	0.002	100	6h	0.953	0.956	0.003	0.003
	9h	0.968	0.961	-0.008	-0.008		9h	0.984	0.964	-0.020	-0.021
	12h	1.000	1.000	0.000	0.000		12h	1.000	1.001	0.001	0.001
	c	0.581	0.621	0.040	0.065		c	0.642	0.679	0.037	0.054
	3h	0.956	0.956	0.000	0.000		3h	0.953	0.959	0.006	0.007
120	6h	0.948	0.941	-0.007	-0.008	120	6h	0.955	0.955	0.000	0.000
	9h	0.969	0.957	-0.012	-0.012		9h	0.984	0.954	-0.030	-0.032
	12h	1.000	1.000	0.000	0.000		12h	1.000	1.002	0.002	0.002
	c	0.594	0.621	0.027	0.043		c	0.653	0.683	0.030	0.044
	3h	0.958	0.966	0.008	0.008		3h	0.955	0.968	0.013	0.014
140	6h	0.951	0.951	-0.001	-0.001	140	6h	0.956	0.966	0.009	0.010
	9h	0.971	0.958	-0.013	-0.013		9h	0.985	0.974	-0.011	-0.011
	12h	1.000	1.000	0.000	0.000		12h	1.000	1.001	0.001	0.001

Tablo 36: Baş fantomu ile geniş ve dar filtrede normalize ölçüm ve MC verilerinin değerlendirilmesi

Geniş Filtre						Dar Filtre					
Enerji [kVp]	Konum	Ölçüm [a.u]	MC [a.u]	(MC-Ölçüm) [a.u]	((MC-Ölçüm)/MC) [a.u]	Enerji [kVp]	Konum	Ölçüm [a.u]	MC [a.u]	(MC-Ölçüm) [a.u]	((MC-Ölçüm)/MC) [a.u]
	c	0.536	0.589	0.053	0.090		c	0.605	0.665	0.061	0.092
	3h	0.950	0.947	-0.004	-0.004		3h	0.946	0.953	0.007	0.007
80	6h	0.941	0.939	-0.002	-0.003	80	6h	0.948	0.938	-0.010	-0.010
	9h	0.967	0.940	-0.027	-0.029		9h	0.983	0.949	-0.033	-0.035
	12h	1.000	1.000	0.000	0.000		12h	1.000	1.001	0.001	0.001
	c	0.563	0.610	0.048	0.078		c	0.628	0.678	0.050	0.073
	3h	0.954	0.948	-0.006	-0.007		3h	0.951	0.968	0.017	0.017
100	6h	0.945	0.947	0.002	0.002	100	6h	0.953	0.956	0.003	0.003
	9h	0.968	0.961	-0.008	-0.008		9h	0.984	0.964	-0.020	-0.021
	12h	1.000	1.000	0.000	0.000		12h	1.000	1.001	0.001	0.001
	c	0.581	0.621	0.040	0.065		c	0.642	0.679	0.037	0.054
	3h	0.956	0.956	0.000	0.000		3h	0.953	0.959	0.006	0.007
120	6h	0.948	0.941	-0.007	-0.008	120	6h	0.955	0.955	0.000	0.000
	9h	0.969	0.957	-0.012	-0.012		9h	0.984	0.954	-0.030	-0.032
	12h	1.000	1.000	0.000	0.000		12h	1.000	1.002	0.002	0.002
	c	0.594	0.621	0.027	0.043		c	0.653	0.683	0.030	0.044
	3h	0.958	0.966	0.008	0.008		3h	0.955	0.968	0.013	0.014
140	6h	0.951	0.951	-0.001	-0.001	140	6h	0.956	0.966	0.009	0.010
	9h	0.971	0.958	-0.013	-0.013		9h	0.985	0.974	-0.011	-0.011
	12h	1.000	1.000	0.000	0.000		12h	1.000	1.001	0.001	0.001

4.3. Bilgisayarli Tomografi Doz İndeksi Sonuçları

Bölüm.3.6.1.5 (s.39)'da anlatıldığı üzere iyon odası ve nokta dedektörler elde edilen bilgisayarlı tomografi doz indeksi dozimetrik ölçümleri ve doz dönüşüm faktörleri Tablo.36 'da sunuldu.

Tablo 37: Her iki fantom ve filtrede bütün enerjilerde farklı dedektörlerle bilgisayarlı tomografi doz indeksi ölçüm sonuçları.

			İyon Odası					Nokta Dedektör				
		Enerji	c	3h	6h	9h	12h	c	3h	6h	9h	12h
		[kVp]	[mGy]	[mGy]	[mGy]	[mGy]	[mGy]	[mGy]	[mGy]	[mGy]	[mGy]	[mGy]
Baş Fantomu	Geniş Filtre	140	18.984	18.979	19.440	19.576	19.343	6.007	9.693	9.621	9.821	10.116
		120	13.003	13.084	13.420	13.520	13.382	4.198	6.911	6.854	7.007	7.229
		100	7.961	8.123	8.333	8.404	8.304	2.651	4.496	4.454	4.563	4.712
		80	3.961	4.167	4.266	4.336	4.277	1.391	2.468	2.444	2.512	2.597
	Dar Filtre	140	17.599	16.514	17.074	17.265	16.898	5.649	8.261	8.275	8.520	8.653
		120	12.036	11.264	11.681	11.797	11.562	3.936	5.836	5.850	6.029	6.127
		100	7.250	6.867	7.121	7.213	7.055	2.474	3.749	3.754	3.878	3.941
		80	3.566	3.426	3.574	3.636	3.546	1.287	2.015	2.018	2.092	2.129
Vücut Fantomu	Geniş Filtre	140	6.115	11.768	10.193	11.361	11.059	1.280	6.515	4.832	6.174	6.117
		120	4.007	8.054	6.926	7.780	7.541	0.848	4.615	3.399	4.374	4.331
		100	2.296	4.935	4.208	4.753	4.590	0.503	2.978	2.170	2.820	2.788
		80	1.022	2.489	2.092	2.394	2.139	0.237	1.623	1.155	1.527	1.504
	Dar Filtre	140	5.462	9.393	8.128	9.029	8.646	1.178	5.099	3.779	4.800	4.661
		120	3.564	6.342	5.438	6.097	5.805	0.781	3.588	2.628	3.369	3.249
		100	2.018	3.800	3.245	3.648	3.464	0.459	2.659	1.650	2.129	2.049
		80	0.896	1.873	1.552	1.797	1.697	0.218	1.227	0.870	1.135	1.094

Bilgisayarlı tomografi doz indeksi 100 mm iyon odası temeline dayandırıldığı için nokta dedektörle toplanan verilerin dönüşüm faktörleri Tablo.37'de sunuldu.

Tablo 38: Doz döünüşüm faktörü hesaplama sonuçları.

			İyon Odası		Siemens Gold[47]		Nokta Dedektör		Monte Carlo		Faktör$_1$* (İO-ND)		Faktör$_2$** (ND-MC)	
		Enerji [kVp]	c [mGy]	ort$_{perifer}$ [mGy]	c [mGy]	ort$_{perifer}$ [mGy]	c [mGy]	ort$_{perifer}$ [mGy]	c [mGy]	ort$_{perifer}$ [mGy]	c	ort$_{perifer}$	c	ort$_{perifer}$
Baş Fantomu	Geniş	140	18.984	19.334	19.040	19.250	6.007	9.813	1.631	2.545	3.2	2.0	3.7	3.9
		120	13.003	13.351	13.260	13.600	4.198	7.000	1.535	2.425	3.1	1.9	2.7	2.9
		100	7.961	8.291	7.930	8.180	2.651	4.556	1.446	2.284	3.0	1.8	1.8	2.0
		80	3.961	4.261	4.100	4.370	1.391	2.505	1.349	2.191	2.8	1.7	1.0	1.1
	Dar	140	17.599	16.938	17.580	16.790	5.649	8.427	1.578	2.257	3.1	2.0	3.6	3.7
		120	12.036	11.576	12.280	11.730	3.936	5.961	1.481	2.109	3.1	1.9	2.7	2.8
		100	7.250	7.064	7.210	6.920	2.474	3.831	1.382	1.984	2.9	1.8	1.8	1.9
		80	3.566	3.546	3.690	3.610	1.287	2.064	1.291	1.865	2.8	1.7	1.0	1.1
Vücut Fantomu	Geniş	140	6.115	11.095	6.170	11.170	1.280	5.910	0.376	1.487	4.8	1.9	3.4	4.0
		120	4.007	7.575	4.140	7.800	0.848	4.180	0.332	1.375	4.7	1.8	2.6	3.0
		100	2.296	4.622	2.290	4.610	0.503	2.689	0.287	1.273	4.6	1.7	1.8	2.1
		80	1.022	2.279	1.060	2.410	0.237	1.452	0.244	1.159	4.3	1.6	1.0	1.3
	Dar	140	5.462	8.799	5.520	8.810	1.178	4.585	0.353	1.161	4.6	1.9	3.3	3.9
		120	3.564	5.921	3.670	6.050	0.781	3.209	0.313	1.067	4.6	1.8	2.5	3.0
		100	2.018	3.539	2.020	3.500	0.459	2.122	0.266	0.973	4.4	1.7	1.7	2.2
		80	0.896	1.730	0.920	1.780	0.218	1.082	0.227	0.885	4.1	1.6	1.0	1.2
c: Merkez , İO: İyon Odası, ND: Nokta Dedektör														
Tabloda sunulan MC verileri dedektör verileri ile gerçek olarak karşılaştırılabilmesi için 10^{12} ile genişletilerek aynı basamağa çıkarıldı.														

* İyon odası ve nokta dedektör arasındaki dönüşüm faktörüdür.

** Nokta dedektör ile Monte Carlo arasındaki döünüşüm faktörüdür.

[47] Siemens AG, Definition As Sistem Kullanıcı Klavuzu, Mart 2013, Almanya

Dönüşüm faktörleri kullanılarak yapılan hesaplama sonucunda elde edilen bilgisayarlı tomografi doz indeksi verileri karşılaştırmalı olarak Tablo.38'de sunuldu. Tablo.37'de elde edilen doz dönüşüm farktörlerinin ortalama değeri ilgili parametre verilerine uygulanarak hesaplamalar yapıldı.

Tablo 39: Bilgisayarlı tomografi doz indeksi dozimetrik ölçüm ve hesaplamalarının karşılaştırmalı sonuçları.

	İyon Odası		Siemens Gold		Nokta Dedektör		Monte Carlo		% FARK (İO-ND)		% FARK (SİE-ND)		% FARK (SİE-MC)	
Enerji [kVp]	c [mGy]	$ort_{perifer}$ [mGy]	c [mGy]	$ort_{perifer}$ [mGy]	c [mGy]	$ort_{perifer}$ [mGy]	c [mGy]	$ort_{perifer}$ [mGy]	c	$ort_{perifer}$	c	$ort_{perifer}$	c	$ort_{perifer}$
140	18.984	19.334	19.040	19.250	18.622	18.644	19.058	18.227	1.9%	3.7%	2.2%	3.2%	-0.1%	5.6%
120	13.003	13.351	13.260	13.600	13.014	13.300	13.375	12.951	-0.1%	0.4%	1.9%	2.3%	-0.9%	5.0%
100	7.961	8.291	7.930	8.180	8.218	8.657	8.580	8.306	-3.1%	-4.2%	-3.5%	-5.5%	-7.6%	-1.5%
80	3.961	4.261	4.100	4.370	4.312	4.760	4.547	4.526	-8.2%	-10.5%	-4.9%	-8.2%	-9.8%	-3.5%
140	17.599	16.938	17.580	16.790	16.947	16.012	17.311	15.682	3.8%	5.8%	3.7%	4.9%	1.6%	7.1%
120	12.036	11.576	12.280	11.730	11.808	11.325	12.184	10.986	1.9%	2.2%	4.0%	3.6%	0.8%	6.8%
100	7.250	7.064	7.210	6.920	7.422	7.278	7.714	7.013	-2.3%	-2.9%	-2.9%	-4.9%	-6.5%	-1.3%
80	3.566	3.546	3.690	3.610	3.861	3.921	4.073	3.727	-7.6%	-9.6%	-4.4%	-7.9%	-9.4%	-3.1%
140	6.115	11.095	6.170	11.170	5.888	10.637	6.381	9.874	3.9%	4.3%	4.8%	5.0%	-3.3%	13.1%
120	4.007	7.575	4.140	7.800	3.901	7.524	4.272	6.923	2.7%	0.7%	6.1%	3.7%	-3.1%	12.7%
100	2.296	4.622	2.290	4.610	2.314	4.840	2.552	4.428	-0.8%	-4.5%	-1.0%	-4.8%	-10.2%	4.1%
80	1.022	2.279	1.060	2.410	1.090	2.614	1.248	2.320	-6.3%	-12.8%	-2.8%	-7.8%	-15.1%	3.9%
140	5.462	8.799	5.520	8.810	5.301	8.253	5.787	7.613	3.0%	6.6%	4.1%	6.8%	-4.6%	15.7%
120	3.564	5.921	3.670	6.050	3.515	5.775	3.876	5.283	1.4%	2.5%	4.4%	4.8%	-5.3%	14.5%
100	2.018	3.539	2.020	3.500	2.066	3.819	2.338	3.421	-2.3%	-7.3%	-2.2%	-8.4%	-13.6%	2.3%
80	0.896	1.730	0.920	1.780	0.981	1.947	1.114	1.738	-8.7%	-11.1%	-6.2%	-8.6%	-17.5%	2.4%

c: Merkez , İO: İyon Odası, ND: Nokta Dedektör, SİE: Siemens Verisi, MC: Monte Carlo

Not: İlk dört enerji satır baş fantomu geniş filtre, sonraki 4'lü baş fantomu dar filtre, sonraki 4'lü vücut fantomu geniş filtre ve son 4'lü vücut fantomu dar filtre sonuçlarını ifade etmektedir.

5. TARTIŞMA

Radyolojide tanısal görüntülemenin ve radyoterapide eksternal ışın tedavisinin olmazsa olmazlarından BT'nin MC modeli üzerinde radyasyon dozu hesaplanabilirliği araştırıldı. Araştırma kapsamında farklı bowtie filtre ve enerjilerde vücut ve baş fantomalarıyla yapılan hasta dozu hesaplama parametresinin MC ile hesaplanabilirliği araştırıldı.

Monte Carlo hesaplama sonuçlarının güvenirliği için öncelik; modellenen sistemin doğrulanmasıdır. Bu nedenle araştırma kapsamında ilk olarak Siemens Somatom Definition AS BT cihazının GAMOS modeli gerçek sistemle uyumlu mu değil mi sorusuna cevap arandı. Çözümlenmesi gereken bir diğer önemli husus fantomlarda dedektörle elde edilen verilerin MC modeli üzerinde hesaplananla tutarlı sonuçların elde edilmesi idi.

Bilgisayarlı tomografi uygulamalarında hasta dozlarının hesaplanmasında genellikle yoğunluğu 1.19 g/cm^3 olan PMMA vücut ve baş fantomları kullanılır. Araştırma kapsamında fantomlarda doz hesabına geçilmeden önce BT'nin uygulanan potansiyel enerjilerin güvenirliği ve tekrarlanabilirliği test edildi. RTI Piranha elektrometre ile ölçülen ve uygulanan potansiyel enerjiler arasında güvenirlik açısından maksimum %1.38 tekrarlanabilirlik açısından $\pm$%5'in altında elde edildi (Tablo.2 ve .3, s.50) . Bunlara ek olarak üretilen tüp akımının radyasyon dozuyla ilişkisi Şekil.38'de gösterildiği üzere lineer denklem oturtma sonucunda R^2 0.999 elde edildi. Bu sonuca göre doz ile tüp akımı arasında beklenildiği üzere doğru orantı vardır. Yapılan ölçümler sonucunda elde edilen veriler dikkate alındığında Siemens Somatom BT cihazında araştırma kapsamında yapılacak ölçümlerde cihaz kaynaklı belirsizlik ihmal edebilebilir. Dolayısıyla Siemens Somatom BT cihazı araştırma için kullanılmaya uygundur.

Kalite kontrol ölçümlerinin ardından havada izomerkezde farklı tüp potansiyellerde hava kerma ölçümleri Gafchromic film ve dedektör ile gerçekleştirildi. Film üzerindeki dozlar daha öncesinde elde edilen film-kalibrasyon eğrisi (Şekil.37, s.51) yardımı ile okundu ve aynı şartlarda dedektörle elde edilen veriler Tablo.6 ve Tablo.7'de (s.54-55) gösterildiği gibi karşılaştırıldı. Her iki ölçüm sistemi arasındaki farklar %2.82 ile %25.49 arasında değişkenlik göstermiştir. Sonuçlardaki sapmaların bu denli geniş elde edilmesinin bir kaç nedeni olabilir. Bunlar: 1) Film dozimetrinin ölçüm rezolüsyonu yüksek olmasına rağmen yapısı gereği film ile dedektör kadar hassas ölçümler yapılamamıştır. 2) Film-kalibrasyon eğrisinin oluşturulmasında hata yapılmış olabilir. 3) Kalibrasyonda üç kanallı analiz yapılamaması sonuçları kötü yönde etkilemiş ola-

bilir. 4) Son olarak filmlerin ışınlamasında kurgulanan deney düzeneğinde yapılan sistematik bir hata sonuçları etkilemiş olabilir. Sıralanan bu varsayımlar nedeniyle film dozimetrinin araştırmanın geri kalan kısmında kullanılmamasına karar verildi. Bunun yerine ölçüm hassasiyeti yüksek, anlık kalibrasyon işlemine ihtiyaç duymayan, gerçek zamanlı doz sonuçlarını sunabilen RTI CTDP dedektörü ile araştırmanın diğer kalan kısımları gerçekleştirildi.

GAMOS MC kodu ile Siemens Somatom BT cihazının tasarımı gerçekleştirildi. Modellemeye kaynak dağılımının yaratılması ve filtre geometrilerinin oluşturulması ile başlandı. MC hesaplamalarının olmazsa olmazı radyasyon kaynağının oluşturulmasıdır. Araştırmada BT'de radyasyon üreten X-ışını tüpü GAMOS ile modellenmedi. Ancak cihazın ürettiği enerji spektrumları üretici firma tarafından araştırmada kullanılmak üzere tarafımıza ulaştırıldı. GAMOS'un uygun sınıfını kullanarak alınan spektrumlar modele entegre edildi. Buna ek olarak BT'nin X-ışını dağılımını örnekleyebilmek adına fan-beam üreteci spektrum üzerine uygulandı. BT'nin hem ürettiği enerji dağılımı hem de ışınların uzaydaki yöneliminin GAMOS ile karşılaştırmaları Şekil.43 ve .46'da sunuldu (s.57 ve 58).

Üretilen X-ışını spektrumu ve dağılımının örneklenmesinin ardından diğer yapıların tasarlanmasına geçildi. BT cihazında hasta dozları ve üretilen X-ışını dağılımı üzerinde ciddi etkisi bulunan komponentlerden geniş ve dar bowtie filtre hakkında hem fiziksel hem de kimyasal bilgiye ulaşılamadı. Özellikle bowtie filtre geometrisinin oluşturulabilmesi için Turner ve ark.'nın geliştirdikleri yöntem ışığında filtre geometrileri hakkında ölçüm bazlı bilgi elde edinilmeye çalışıldı [50]. Ölçümlerin sağladığı bilgiler doğrultusunda MC'nun doğrulanmasına hizmet edicek olan GAMOS BT geometrisinin ilk aşaması tamamlandı. Modele entegre edilen bowtie filtreler ile BT'de bulunan bowtie filtrelerin radyasyon dozu üzerinde oluşan etkileri gerek Şekil.41 ve 42'de gerekse Şekil.47, .48, .49, .50, .51, .52, .53, .54 ve .55'de görülmektedir (s.53-54, s.59-63). Ölçüm ve MC bowtie verilerinin karşılaştırmalarının yer aldığı Tablo.23'de görüldüğü üzere bütün enerji ve filtrelerde ölçüm ve MC arasında yapılan istatistiksel analiz sonucunda anlamlı farklılıklar oluşmadı (s.64). İstatistiksel kıyaslamalara ek olarak, çizdirilen grafiklerin altında kalan alanları trapezoid alan yöntemi kullanılarak da hesaplandı. Tablo.24'de enerji ve bowtie filtre geometrisine bağlı alan hesaplamaları arasındaki % farkın düşük enerjiye doğru gittikçe arttığı ancak özellikle yüksek enerjide (140 keV) farkın %1'in altında olması GAMOS BT modelinin gerçek sistemle uyum içerisinde olduğunun kanıtıdır (s.64). Uzayda x-ekseni profilleri bowtie filtre ölçüm ve hesaplamaları olarak toplandı. Bunun yanısıra z-ekseni

profilleri Şekil.46'da çizdirildi. İzomerkezde z-ekseninde ölçülen ve hesaplanan veriler arasında ANOVA testi sonucunda anlamlı fark elde edilmedi. Dolayısıyla bu eksende de GAMOS modeli gerçek sistemle uyumlu davranış göstermektedir. İlgili bölümde anlatılan GAMOS hesaplamalarının her birinde kaynaktan $2.5x10^8$ parçacığın üretilmesi gürültünün azaltılması adına yeterli görüldü. Hem ölçüm hem de GAMOS hesaplamalarında rölatif hata %1'in altında elde edildi.

Araştırmanın nokta doz ölçümlerine dayalı kümülatif doz ölçümleri vücut ve baş fantomunda hem geniş hem de dar bowtie filtre fonksiyonlarında dört farklı enerji kombinasyonu ile yapıldı. Silindirik vücut fantomu radyoterapinin düz hasta masası üzerine ve baş fantomu ise hasta kafasının konulduğu ek bölme üzerine Şekil.28'de gösterildiği gibi kümülatif nokta doz ölçümleri amacıyla konumlandırıldı (s.38). Ölçümlerde tek farklı değişken fantom tipi ve uygulanan tüp voltajıdır. Bu nedenle, elde edilen veriler arasında çıkarım yapabilme imkanı doğmuştur. Vücut fantomu ölçümlerinde Tablo.8 ve .9'da sunulduğu üzere saat üç yönündeki ölçümler her enerji her filtre için de diğer noktalardan yüksek çıkmıştır. Bu sonuca etki eden parametrelerden birinin; tüpün dönüş hareketine üç yönünden başlamasıyla birlikte tüpün istenilen sürenin yaklaşık %0.3'ü kadar fazladan ürettiği doz miktarının olduğu düşünülmektedir. Ayrıca merkezde okunan doz miktarı çevredekilerden her zaman düşük elde edilmiştir. Burada etken fantom kalınlığıdır. Buna ek olarak saat 6 yönündeki dozlar diğer çevre noktalarından düşük okundu bunun nedeni ise; o yönde hasta masasının dozu düşürücü rol oynamasıdır. Diğer yandan baş fantomu ölçümlerinde saat 12 yönündeki kümülatif nokta doz değerleri diğer noktalara göre daha yüksek elde edildi. Aynı şekilde merkez dozları düşük saat 6 yönündeki dozlar ise çevre noktalarındaki dozlardan daha az elde edilmiştir. Ek bölmenin tasarımının etkisi saat 12 yönündeki doz fazlalığını kanıtlamaktadır. Çünkü o yönde herhangi bir malzeme bulunmamaktadır. Her iki fantom genel olarak karşılaştırılmak istenirse, çevre dozları ile merkez dozları arasındaki oran vücut fantomunda artmaktadır. Buradaki en önemli etkenlerin; 1) fantomlar arasındaki kalınlık farkı, 2) fantomların konumlandırıldığı yüzeyin farklı olması düşünülmektedir.

Kümülatif nokta doz ölçümleri için yapılan deney düzeneği MC geometrisinde temel alınarak simülasyon geometrileri Şekil.34 ve .35'de gösterildiği gibi oluşturuldu (s.46). Ancak modelde fantomların üzerine konulduğu yüzeylerin hem fiziksel hem de kimyasal yapıları hakkında sağlıklı bilgi edinilememesi nedeniyle Al malzeme kabulü yapılarak optimum kalınlık

değerleriyle masalar tasarlandı. MC ile fantom hesaplamalarında hem simülasyonun tamamlanma süresinin kısalması hemde istatistiksel gürültüyü azalmak adına her bowtie filtrede bütün enerjiler için faz-uzayı dosyaları toplandı ve kullanıldı (s.43). Faz-uzayı dosyalarında $2x10^9$ üretilen parçacığa karşılık ortalama $7.5x10^8$ foton bilgisi kayıt edildi. Oluşturulan faz-uzayı dosyaları kullanılarak maksimum dört döngü yapacak şekilde her bir enerji ve bowtie filtrede vücut fantomunda $2x10^9$, baş fantomunda $1x10^9$ parçacık yaratıldı. Kullanılan parçacık sayısının yüksek olması nedeniyle elde edilen doz değerlerindeki istatistiksel rölatif hata oranı %1 ve altında hesaplandı. Yapılan simülasyonlar sonucunda elde edilen veriler Tablo.26, .27, .28 ve .29'da gösterildi (s.66 ve .67). Sonuçlar değerlendirildiğinde baş fantomu ile elde edilen veriler ölçümler ile aynı düzen içerisindedir. Ancak aynı yorumu vücut fantomu için veriler ışığında yapmak mümkün olmadı. Beklenti saat üç yönünde bütün enerji ve filtreler için vücut fantomunda yüksek doz değeri elde etmekti, ancak ilgili tablolara bakıldığında sonuçların beklenen ile aynı olmadığı görülmektedir. Bunun en önemli sebebinin gerçekte kullanılan hasta masasının hem fiziksel hem de kimyasal özelliklerinin bilinmiyor olmasıdır. Keza baş fantomu hesaplamalarında tasarlanan ek bölmenin fiziksel hatlarının daha iyi bilinmesi dozlar üzerinde daha tutarlı sonuçlar doğurdu.

Araştırmanın amacını oluşturan bilgisayarlı tomografi doz indeksi ölçümü 100 mm iyon odası kullanılarak oluşturulmuş protokoller üzerinden değerlendirilir. Araştırma kapsamında kullanılan dedektör sistemi nokta doz ölçüm temeline dayalı çalışmaktadır. Tanısal görüntüleme uygulamalarından sonra hasta dozu hakkında tahmini bilgi sağlayan bilgisayarlı tomografi doz indeksi verisini nokta dedektörle belirleyebilmek için aynı koşullar altında iyon odası ile beraber absorbe radyasyon doz ölçümleri yapıldı. İyon odası ile nokta doz ölçen dedektör arasında Tablo.38'de gösterildiği üzere doz dönüşüm faktörleri hesaplandı. Elde edilen dönüşüm faktörleri hem nokta dedektör hem de MC verileri üzerine uygulanarak üretici firma ve iyon odası sonuçları ile karşılaştırılabilir seviyeye çıkarıldı. Tablo.39'de dört farklı veri seti içerisinden araştırma açısından önemli olan, Siemens AG firmasının sonuçları ile yapılan karşılaştırmalardır. İlgili tablo göz önünde bulundurularak; iyon odası ile nokta dedektör arasındaki maksimum yüzde farklar baş fantomunda merkezde (geniş filtrede) %8.2, çevrede %10.5 iken vücut fantomunda (dar filtrede) merkezde -%8.7, (geniş filtrede) çevrede -%12.5 dir. Siemens firma verileri ile nokta dedektör sonuçlarının karşılaştırılmasında; maksimum yüzde farklar baş fantomunda merkezde (geniş filtrede) -%4.9, çevrede ise -%8.2 iken vücut fantomunda (dar filtrede)

merkezde -%6.2, çevrede -%8.6 olarak elde edildi. Siemens ile MC verileri arasındaki maksimum yüzde farklar vücut fantomunda merkezde -%17.5, çevrede %15.7 olarak elde edildi. İyon odası ile nokta dedektör ve Siemens ile nokta dedektör arasındaki maksimum yüzde farklar düşük enerjide oluşmuş iken aynı düzeni Siemens-MC karşılaştırmasındaki maksimum yüzde farklar açısından söylemek mümkün olmadı. Bunun en başta gelen sebeplerinden biri dönüşüm faktörlerinin ölçüm temelli olmasındandır. Eğer Monte Carlo ile elde edilmiş ikinci bir 100 mm iyon odası referans alınarak yapılan simülasyon sonuçları olmuş olsaydı daha güvenilir sonuçlar elde edilebilirdi.

Monte Carlo yönteminin bilgisayarlı tomografide doz hesaplamalarında kullanıldığı bir çok literatür çalışması bulunmaktadır. Bu çalışmaları temelde birbirinden ayıran en büyük özellik kullanılan Monte Carlo kodudur. Özellikle EGSnrc[48], Geant4[49] ve MCNP[50] en fazla tercih edilen yazılımlar arasındadır. Simülasyonu etkileyen bir baka önemli değişken ise kullanılan BT cihazının farklı üreticiler tarafından imal edilmiş olmasıdır. Çünkü her bir BT cihazında kendisine has özellik ve donanım bulunabilmektedir.

Lee ve ark.'nın gerçekleştirmiş olduğu çalışmada iyon odası verileri ile MCNPX kodu üzerinde yazılmış Siemens Sensation BT cihazının simülasyon sonuçları karşılaştırılmıştır. Yapılan bu çalışmada baş fantomunda 80 kVp'de merkezde MC ile ölçüm arasında -%4.1 fark bulunmuştur. Çalışmamızda ise aynı parametrelerde MC ile Siemens verisi arasında merkezde -%9.8 fark bulundu. Ayrıca ilgili literatürde 120 kVp'de baş fantomunda merkez -%5.2 çevrede ortalama -%3.9 fark bulunmuştur. Çalışmamızda ise aynı parametrelerde Siemens cihaz verisi ile MC arasında merkezde -%0.9 çevrede ise -%3.5 fark elde edilmiştir. Bu veriler dikkate alındığında baş fantomunda literatürler genel anlamda uyum içerisinde sonuçlar elde edildi. Beklenildiği üzere düşük enerjilerde yüzde farklar artış göstermektedir.

Chang-Lea L. ve ark'nın yaptığı çalışmada bilgisayarlı tomografi doz indeksi ölçüm ve Monte Carlo simülasyonu sonuçlarının karşılaştırılmasında 2×5 mm kolimasyon alanı için, baş fantomunda; merkezde 80 kVp' de %8.3, 100 kVp'de %2.6, 120 kVp'de %0.1, 140 kVp'de %1.5 vücut fantomunda; merkezde 80 kVp'de %4.1, 100 kVp'de %3.6, 120 kVp'de %-0.3, 140 kVp'de %3.6 farklar elde edilmiştir . Yapılan çalışmada Geant4 tabanlı GATE Monte Carlo simülasyon kodu kullanılmıştır. Araştırmamızda ise Tablo.39'da görüldüğü üzere baş

[48] http://www.nrc-cnrc.gc.ca/eng/solutions/advisory/egsnrc_index.html
[49] http://geant4.kek.jp/geant4/
[50] https://mcnp.lanl.gov/

fantomunda; merkezde 80 kVp' de -%8.2, 100 kVp'de -%3.1, 120 kVp'de -%0.1, 140 kVp'de %1.9 vücut fantomunda; merkezde 80 kVp'de -%6.3, 100 kVp'de -%0.8, 120 kVp'de %2.7, 140 kVp'de %3.9 farklar elde edildi. Burada görüldüğü üzere yüzde farklar %10'un altında kalmaktadır. Ancak farkların düşük olması rölatif olarak değerlendiyor olmamızdan kaynaklanıyor olabilir. Daha sağlıklı değerlendirmenin yapılabilmesi için absolute yani gerçek değerler üzerinden karşılaştırma yapmak gereklidir.

Doz dönüşüm faktörleri kullanılarak genişletilmiş Monte Carlo doz değerleri özellikle vücut fantomunda Siemens verileri ile karşılaştırıldığında merkezde yüzde farklar rölatif olarak -%17.5'e, çevrede %15.7'ye kadar çıkmaktadır. Bu farklılıkların en büyük sebebi araştırma kapsamında toplanan absorbe doz verilerinde nokta doz dedektörü kullanılmış olması ve buna istinaden Monte Carlo simülasyonunda da nokta doz hesabı yapan dedektör sisteminin kullanılmasıdır. Dönüşüm faktörleri belirli ortalama değer üzerinden yürüdüğü için bazı enerji ve filtre parametrelerinde olması gerekenden yüksek veya düşük sonuçlar elde edildi. Nokta doz dedektöründeki verilerin iyon odası sonuçlarından daha düşük çıkması beklenen bir davranıştır. Çünkü 100 mm'lik iyon odası ilgili kolimasyon alanı dışındaki oluşan bütün saçılan radyasyonu da saymaktadır. Dolayısıyla daha yüksek doz sonuçları elde edilmektedir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Yapılan bu araştırma ile MC hesaplamalarına dayalı çalışan GAMOS ile tasarlanacak BT modelinde absorbe radyasyon doz hesabının yapılabilirliği ortaya konulmuş oldu.

Araştırmanın bütün radyasyon ölçümlerinde iki farklı dozimetre sisteminin de (film ve dedektör) kullanılması amaçlanmıştı ve MC sonuçlarıyla her iki ölçüm sisteminin verileri karşılaştırılacaktı. Ancak MC ile elde edilen istatistiksel hatanın %1'in altında olması ve dedektörle de yapılan ölçümlerin %1'den az istatistiksel hataya sahip olması nedeniyle diğer dozimetre yani film sonuçlarının da aynı hassasiyetle sonuç vermesi beklendi. Fakat film sonuçları bu hipotezi desteklemedi. Bu nedenle film dozimetre sistemi araştırmanın hedefleri doğrultusunda gerçekleştirilen ölçüm düzeneklerinde kullanılmadı. Film dozlarındaki büyük sapmaları bir tek film hassasiyeti üzerinden değerlendirmek doğru olmayacaktır. Ölçüm sırasındaki bir veya bir kaç hata sistematik hataya sebep olmuş olabilir. Bunun yanısıra film-kalibrasyon eğrisinin doğru elde edilememiş olması da hatalardan biri olabilir. Dolayısıyla film ile yapılan ölçümlerin daha planlı ve dikkatli yapılması, dedektörle yapılan ölçümlerdeki duyarlılığın film ile yapılırkende gösterilmesi gereklidir. Ancak yine de eğer araştırmacının elinde çalışmada kullanıldığı gibi bir ölçüm dedektörü var ise onu tercih etmesi ölçümlerinin doğruluğu ve güvenirliği açısından çok daha uygun olacaktır.

Araştırmanın başlığını ve amacını oluşturan *bilgisayarlı tomografi doz indeksi* ölçüm protokollerinin yetersiz olduğu, bu konuda gerek literatür gerekse ilgili raporlar arasında yaşanan tartışmalar ve tutarsızlıklar nedeniyle BT'de hasta dozlarının hesaplamasında yeni ve daha sağlam temellere oturan protokollerin geliştirilmesine ihtiyaç bulunmaktadır. Hasta dozlarının ölçüm temelli hesaplanmasında araştırmada da kullanılan özellikle sabit masa ve fantom durumunda kümülatif doz formülasyonunun tercihi doğru olacaktır. Ayrıca araştırma kapsamında ölçümlerin yapıldığı PMMA silindirik vücut ve baş fantomlarının rutinde hasta dozlarının hesaplanmasında standart kabul edilmektedir. Fakat BT'de tanısal görüntüleme yaptıran her hasta standart (aynı) boyutlarda değildir ve insan vücudunda her bölge fantomdaki gibi homojen ve tek bir yoğunlukta değildir. Bu nedenle hastalar arasındaki tahmin edilen doz değerleri ile gerçek doz değerleri arasında belirsizlik değişkenlik göstermektedir. Dolayısıyla yeni ölçüm ve hesaplama protokollerin oluşturulması gereklidir. Özellikle hasta bazlı ve her hastaya özel DI-

COM[51] görüntülerinin kullanılarak Monte Carlo temelli hesaplama algoritması üzerine yazılmış hasta dozu hesaplayan grafik arayüzlü yazılımların geliştirilmesi gereklidir. Bu şekilde DICOM seti içerisindeki herhangi bir hacmin veya organın aldığı doz hesaplanabilecektir.

Araştırma kapsamında oluşturulan GAMOS BT modelinde bir çok geometrik yapı gerçek fiziksel ve kimyasal özellikleri bilinmeden ölçüm temelli bütünden parçaya gidilerek tasarlandı. Araştırma çıktılarının daha kısa sürede elde edilebilmesi ve modelin çok daha sağlam temellere dayandırılabilmesi için modellenecek sistemin bütün komponentlerinin hem fiziksel hemde kimyasal özelliklerinin bilinmesi gereklidir.

[51] The Digital Imaging and Communications in Medicine

7. KAYNAKLAR

[1] D.R. Dance et al., Diagnostic Radiology Physics. Vienna, International Atomic Energy Agency, 2014, p.11-113

[2] "Wilhelm Conrad Röntgen: The Nobel Prize in Physics 1901" http://www.nobelprize .org/nobel_prizes/physics/laureates/1901/rontgen-bio.html. Nobel Lectures, Physics 1901-1921. Elsevier Publishing Company. 1967. Web: 25 Eylül 2014

[3] Tabakov S. et al., Encyclopaedia of Medical Physics, Sound Parkway NW, CRC Press, 2013

[4] James E. Martin , Physics for Radiation Protection. Third Edition. Somerset NJ USA, John Wiley & Sons, 2013, p.277-279

[5] John R. Cunningham, The Physics of Radiology. Fourth Edition. USA, Charles C Thomas Publisher, 1983, p.146-158

[6] Jamie V. et al., An Introduction to Radiation Protection in Medicine, Broken Sound Parkway NW USA, Taylor & Francis, 2008, p.24-25

[7] ICRU (2011a), ICRU Report 85: Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation, Oxford University Press, Journal of the ICRU (2011) 11 (1): NP doi:10.1093/jicru/ndr012

[8] Jucius RA, Kambic GX. "Radiation Dosimetry in Computed Tomography (CT)." SPIE Proc. Application of Optical Instrumentation in Medicine VI 1977;127:286-295.

[9] A. Suzuki, M. N. Suzuki. "Use of a Pencil-Shaped Ionization Chamber for Measurement of Exposure Resulting from a Computed Tomography Scan." Med Phys. 1978 Nov-Dec; 5(6): 536–539.

[10] T. B. Shope, R. M. Gagne, G. C. Johnson." A Method for Describing the Doses Delivered by Transmission X-Ray Computed Tomography." Med Phys. 1981 Jul-Aug; 8(4): 488–495.

[11] Edward L. Nickoloff, Zheng Feng Lu, Ajoy K. Dutta, James C. So."Radiation Dose Descriptors: BERT, COD, DAP, and Other Strange Creatures." Radiographics. 2008 Sep-Oct; 28(5): 1439–1450.

[12] Podnieks, E C, and I S Negus. “Practical Patient Dosimetry for Partial Rotation Cone Beam CT.” The British Journal of Radiology 85.1010 (2012): 161–167.

[13] Jessen K. A. et al. "2000 European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography." EUR 16262, 2000

[14] Dixon R. L. and Boone J. "The CTDI paradigm: A Practical Explanation for Medical Physicists", http://www.imagewisely.org/Imaging-Professionals/Medical-Physicists/Articles/The-CTDI-Paradigm.aspx (Web: 15 Ocak 2014)

[15] McCollough, Cynthia H. et al. “CT Dose Index and Patient Dose: They Are Not the Same Thing.” Radiology 259.2 (2011): 311–316.

[16] L. Dixon, John M. Boone. "Stationary Dosimetry and Anomalous Scanner-Reported Values of CTDIvol." Med Phys. 2014 Jan;41(1):907-913

[17] Report of AAPM Task Group 111: The Future of CT Dosimetry, Comprehensive Methodology for the Evaluation of Radiation Dose in X-Ray Computed Tomography, American Association of Physicists in Medicine, 2010

[18] Eckhardt R. "Stan Ulam, John von Neumann, and the Monte Carlo method." Los Alamos Science, Special Issue 15, 1987, p.131-137

[19] Mascagni M., "Monte Carlo Methods: Early History and The Basics, Lecture notes", http://www.cs.fsu.edu/∼mascagni, Web: 20 Mart 2015

[20] Robert R. Wilson. "Monte Carlo Study of Shower Production." Phys. Rev. 86, 261 – Published 1 May 1952.

[21] P. Andreo. "Monte Carlo Techniques in Medical Radiation Physics." Phys Med Biol. 1991 July; 36(7): 861–920.

[22] S. Agostinelli et al."Geant4—A Simulation Toolkit." Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipmen. Vol:506-3, 2003, p.250-303.

[23] G. Battistoni et al. "The FLUKA Code: Description and Benchmarking." Proceedings of the Hadronic Shower Simulation Workshop, Fermilab 6-8 September 2006, AIP Conference Proceeding, 2007, p.31-49.

[24] J. Perl et al. "TOPAS: An Innovative Proton Monte Carlo Platform for Research and Clinical Applications." Med. Phys. 39, 2012, p.6818-6837.

[25] G. Santin et al., Evolution of the GATE project: new results and developments. Nucl. Physics B 172, 2007, p.101-103

[26] P. Arce et al. "GAMOS: A GEANT4-Based Easy and Flexible Framework for Nuclear Geant4 Simulations." 2008 IEEE Proc. Nuc. Sci. Symp. Conf. Rec., 2008, p.3162-3168.

[27] Bielajew F. A., Fundamentals of the Monte Carlo method for neutral and charged particle transport, Lecture Notes, The University of Michigan USA, 2009

[28] L'Ecuyer, P., Simard, R. Wegenkittl, S., Sparse serial tests of uniformity for random number generations, SIAM Journal on scientific computing, 24(2), 2002, p.652–668.

[29] Brereton T., Methods of Monte Carlo simulation, Lecture Notes , Ulm University, 2014

[30] Christophe D., Diethelm W., Overview of random generation algoritms (A note on random number generation), 2009, p.1-3

[31] Glaser AK, Kanick SC, Zhang R, Arce P, Pogue BW. A GAMOS plug-in for GEANT4 based Monte Carlo simulation of radiation-induced light transport in biological media. Biomedical Optics Express. 2013;4(5):741-759. doi:10.1364/BOE.4.000741.

[32] Siemens AG (Şubat 2014), *Somatom Definition AS* [Broşür]. Web: 10 Ağustos 2014, http://www.siemens.com/somatom-definition-as

[33] Christine D. (Eylül 2012), *STRATON X-ray Tube* . Web: 10 Ağustos 2014, http://health.siemens.com/ct_applications/somatomsessions/index.php/straton-x-ray-tube/

[34] Siemens AG Resmi İnternet Sistesi. Web: 10 Ağustos 2014, http://www.siemens.com/press/pool/de/pp_med/2005/sc_upload_file_medct200511019_14_300dpi_1336523.jpg

[35] Siemens AG Resmi İnternet Sistesi. Web: 10 Ağustos 2014, http://www.siemens.com/press/pool/de/pp_med/2005/sc_upload_file_straton_2_1307201.jpg

[36] Lenz et al., Siemens AG, US Patent 7,103,146 , 5 Eylül 2006

[37] Hell et al., Siemens AG, US Patent 6,115,453 , 5 Eylül 2000

[38] Schardt et al. "New x-ray Tube Performance in Computed Tomography by Introducing the Rotating Envelope Tube Technology." Medical Physics, 2004, 31, 2699-2706

[39] Hell et al., Siemens AG, US Patent 6,292,538 , 18 Eylül 2001

[40] Flor T. (Nisan 2011), *Adaptive Dose Shield* [Broşür]. Web: 2 Eylül 2014, http://usa.healthcare.siemens.com/siemens_hwem-hwem_ssxa_websites-context-root/wcm/idc/groups/public/@us/@imaging/documents/download/mdaw/ndq2/edisp/low-dose_adaptive_dose_shield-00308411.pdf

[41] Siemens AG (Ağustos 2009), *Welcome to the CT Detector Center* [Broşür]. Web: 20 Ağustos 2014, http://www.siemens.com/somatom-definition-as

[42] RTI Electronics AB. (Kasım 2013), *CT Dose Profiler User Manual* [Klavuz], Web: 12 Ağustos 2014, http://www.rti.se/api/downloads?id=CT_Dose_Profiler_-_Users_Manual_-_English-6.2A.pdf& tp=mn

[43] RTI Electronics AB. (Kasım 2013), *CT Dose Profiler* [Web Sitesi], Web: 12 Ağustos 2014, http://rti.se/accessories/detail/ct-dose-profiler

[44] RTI Electronics AB. (Kasım 2013), *RTI Piranha* [Klavuz], Web: 13 Ağustos 2014, http://rti.se/api/downloads?id=Piranha_Reference_Manual_-_English-v5.5C.pdf& tp=mn

[45] International Specialty Products(ISP), *Gafchromic XR Series* [Broşür]. Web: 15 Ağustos 2014, http://www.ashland.com/Ashland/Static/Documents/ASI/Advanced%20Materials/gafchromic-xr-series.pdf

[46] Brady S, Yoshizumi T., Toncheva G., Frus D., *Implementation of radiochromic film dosimetry protocol for volumetric dose assessments to various organs during diagnostic CT procedures*, Med Phys., Sep;37-9, 2010, p.4782-92

[47] Epson Resmi İnternet Sitesi, Web: 10 Eylül 2014, http://www.epson.com/cgi-bin/Store/jsp/Product.do?sku=E11000XL-PH# Scan%20Specifications

[48] Rasband, W.S., ImageJ, U. S. *National Institutes of Health, Bethesda, Maryland, USA*. http://imagej.nih.gov/ij/, 1997-2014

[49] ICRU (2012a), ICRU Report 87: Radiation Dose and Image-Quality Assessment in Computed Tomography, Oxford University Press, Journal of the ICRU (2012) 12 (1): NP doi:10.1093/jicru/ndt006

[50] Turner et al. "A Method to Generate Equivalent Energy Spectra and Filtration Models Based on Measurement for Multidetector CT Monte Carlo Dosimetry Simulations." Med. Phys. 36, 2009, p.2154– 2164

[51] U.S. Department of health, Education, and Welfare. Radiological Health Handbook. Rev.ed. Washington, DC: U.S. Government printing Office, 1970

[52] Chang-Lae L. et al. "GATE Simulations of CTDI for CT Dose." Journal of the Korean Physical Society Vol.54-4 April, 2009, p.1702-1708

[53] Gu J. et al. "The Development, Validation and Application of a Multi-Detector CT (MDCT) Scanner Model for Assessing Organ Doses to the Pregnant Patient and the Fetus Using Monte Carlo Simulations." Phys.Med.Biol. 54, 2009, p.2699-2717

8. EKLER

8.1. Ek-1: Etik Kurul Onayı

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

Konu: Karar hk.- 724 25.11.2013

Sayın Prof.Dr.Emel ADA,

Kurulumuz tarafından 21.11.2013 tarih ve 1213-GOA protokol numaralı 2013/42-03 karar numarası ile görüşülen **"Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi Dozimetrik Ölçümlerinin Monte Carlo Simülasyonu ile Karşılaştırılması"** konulu araştırmanıza ilişkin Kurulumuz kararı ekte sunulmuştur.

Bilgilerinizi ve gereğini rica ederim.

Prof.Dr.Banu ÖNVURAL
Başkan

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

Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Karar Formu

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURUL KARARI

ETİK KOMİSYONUN ADI	**DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK 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:	1213-GOA	
	ARAŞTIRMA	UZMANLIK TEZİ ☐	AKADEMİK AMAÇLI ☐
	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi Dozimetrik Ölçümlerinin Monte Carlo Simülasyonu ile Karşılaştırılması	
	ARAŞTIRMA PROTOKOL KODU	-	
	SORUMLU ARAŞTIRMACI ÜNVANI/ADI/SOYADI ve UZMANLIK ALANI	Prof.Dr.Emel ADA Radyoloji 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:2013/42-03**	**Tarih: 21.11.2013**
	Prof.Dr.Emel ADA'nın sorumlusu olduğu **"Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi Dozimetrik Ölçümlerinin Monte Carlo Simülasyonu ile Karşılaştırılması"** isimli klinik araştırmaya ait başvuru dosyası ve ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş, etik açıdan çalışmanın gerçekleştirilmesinin uygun olduğuna oy birliği ile karar verilmiştir.	

ETİK KURUL BİLGİLERİ	
ÇALIŞMA ESASI	Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik 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.Hüseyin BASKIN	Mikrobiyoloji	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Mikrobiyoloji Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Vesile ÖZTÜRK	Nöroloji	DEU Tıp Fakültesi Nöroloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Bilgin CÖMERT	İç Hastalıkları (Yoğun Bakım B.D)	DEU Tıp Fakültesi İç Hastalıkları Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Mukaddes GÜNELİ	Tıbbi Farmakoloji	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Farmakoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	Katılmadı
Prof.Dr.Ayşe Aydan ÖZKÜTÜK	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.Işıl TEKMEN	Histoloji ve Embriyoloji	DEU Tıp Fakültesi Histoloji ve Embriyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
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 ☒	
Uzm.Dr.Ahmet Can BİLGİN	Hukuk	DEU Tıp Tarihi ve Etik A.D	Erkek	E ☐	H ☒	
İhsan ÇELİKDEMİR	Sağlık mensubu olmayan üye	75. Yıl Özel İlköğretim Okulu Müdür Yrd.	Erkek	E ☐	H ☒	

8.2. Ek-2: BAP Kurul Onayı

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ REKTÖRLÜĞÜ
BİLİMSEL ARAŞTIRMA PROJELERİ KOORDİNASYON BİRİMİ

Sayı : 50013193/604.01.04/ 528
Konu : Proje Kabul Bildirimi

07 Mart 2014

Prof.Dr. Emel Ada
Dokuz Eylül Üniversitesi
Tip Fakültesi
Radyoloji Anabilim Dali

Bilgisayarlı tomografi doz indeksi dozimetrik ölçümlerinin Monte Carlo simülasyonu ile karşılaştırılması' adlı ve 2013274 talep numaralı proje başvurunuz, Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu'nun 10/02/2014 tarih ve 20141 sayılı toplantısı ile uygun bulunmuş olup, Sayın Rektörümüz' ün 27/02/2014 tarihli Olur'u ile kabul edilmiştir.

2014.KB.SAG.018 nolu projenizin yürütülmesinde 'Dokuz Eylül Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projelerinin Seçimi, Kabulü, Değerlendirilmesi, Desteklenmesi Ve İzlenmesine İlişkin Yönerge' esas alınmakta olup, projeniz işlemlerinin nasıl gerçekleşeceğine yönelik olarak http://web.deu.edu.tr/bap internet sayfamızdan yararlanabilirsiniz.

Başarılı çalışmalarınızın devamını dilerim.

Prof.Dr.Murat ÖZGÖREN
Rektör Yardımcısı

Cumhuriyet Bulv. No:144 35210 İZMİR-TÜRKİYE
Tel: 0 232 412 13 50 Fax: 0 232 464 81 65 & 421 84 54
e-posta :arastirma@deu.edu.tr Elektronik Ağ:http://web.deu.edu.tr/bap

8.3. Ek-3: Özgeçmiş

ÖZGEÇMİŞ

RECEP KANDEMİR

TC Kimlik No / Pasaport No :	24584477416
Doğum Yılı :	1989
Yazışma Adresi :	Dokuz Eylül Üniversitesi Hastanesi, Dekanlık Bina Giriş Katı, Medikal Fizik Anabilim Dalı
Telefon :	+90 541 639 5844
Faks :	
e-posta :	recepkandemir@medikalfizikci.com

EĞİTİM BİLGİLERİ

Ülke	Üniversite	Fakülte/Enstitü	Öğrenim Alanı	Derece	Mezuniyet Yılı
Türkiye	Dokuz Eylül Üniversitesi	Sağlık Bilimleri Enstitüsü	Medikal Fizik	Yüksek Lisans	Halen Devam Etmekte
Türkiye	Dokuz Eylül Üniversitesi	Fen Fakültesi	Fizik	Lisans	2012
Türkiye	Anadolu Üniversitesi	Açık Öğretim Fakültesi	Sağlık Kurumları İşletmeciliği	Ön Lisans	Halen Devam Etmekte

AKADEMİK/MESLEKTE DENEYİM

Kurum/Kuruluş	Ülke	Şehir	Bölüm/Birim	Görev Türü	Görev Dönemi
Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi	Türkiye	İzmir	Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı	Fizikçi	Aralık 2014 - ....
Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi	Türkiye	İzmir	Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı	Stajyer	2013-2014
Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi	Türkiye	İzmir	Radyoloji Anabilim Dalı	Stajyer	2013-2014
Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi	Türkiye	İzmir	Nükleer Tıp Anabilim Dalı	Stajyer	2013-2014

YAYINLARI

Hakemli konferans/sempozyumların bildiri kitaplarında yer alan yayınlar

Kandemir R., Akgüngör K., Epik H., Ada E., Kandemir R., Siemens bilgisayarlı tomografi cihazının bowtie filtre geometrisinin Monte Carlo simülasyonu ile belirlenmesi, 15. Medikal Fizik Kongresi, 16-19 Mayıs 2015 , Trabzon, s.82 (Sözel Sunum)
Akçay D. , Kandemir R. , Azaklıoğlu Ö., 6 MV-X filtreli ve filtresiz ışınlarda, küçük alan output düzeltme faktörünün Monte Carlo yöntemi ile hesaplanması, 15. Medikal Fizik Kongresi, 16-19 Mayıs 2015 , Trabzon, s.67 (Sözel Sunum)
Şişman G., Epik H., Akgüngör K., Yurt A., Kandemir R., Monte Carlo simülasyonu ile radyasyondan koruyucu malzemelerde kullanılan bizmut ve kurşuna alternatif yeni kompozit malzemeler oluşturulması ve atenüasyon etkilerinin değerlendirilmesi, 15. Medikal Fizik Kongresi, 16-19 Mayıs 2015 , Trabzon, s.73 (Sözel Sunum)
Yurt A. , **Kandemir R.** , Çetin H. , Agfa CR sistemlerinde lgM değerlendirmelerinin hasta dozlarına etkisinin değerlendirilmesi, 14. Medikal Fizik Kongresi, 21-24 Kasım 2014 , Antalya, s.84 (Sözel Sunum)
Kandemir R. , Ada E. , Lomber vertebra tanısal BT tetkiki yapılmış hastaların efektif doz tahmini (hesabı), kanser risk değerlendirilmesi ve çekim protokollerinin doğruluklarının tartışılması: Retrospektif çalışma, 14. Medikal Fizik Kongresi, 21-24 Kasım 2014 , Antalya , s. (Poster Sunum)
Kandemir R. , Ada E. , Estimation of effective dose and cancer risk of lumbar spine CT patients using dose lenght product and conversion factors: Resrospective study , Medical Physics in the Baltic States, 10-12 September 2013, Kaunas, s.168 (Poster Sunum)
Tavlayan E. , Kandemir R. , Dokular E. , Monte Carlo yardımıyla mHDR Ir-192 Kaynağının Modellenmesi ve Doz Karakteristiklerinin İncelenmesi, 11. Ulusal Radyasyon Onkolojisi Kongresi, 23-27 Nisan 2014 , Antalya, s. (Poster Sunum)

YAYINLARI

Hakemli olmayan konferans/sempozyumların bildiri kitaplarında yer alan yayınlar

Kandemir R. , Medical Physics Education in Turkey and the Statistical Distrubition of CT, MRI and Mammography Devices with the Population, College on Medical Physics, ICTP, Trieste (Poster Sunum)
Kandemir R. , Ada E. , Akgüngör K. , Düşük enerjili diagnostik X-ışını spektrumuna filtre etkisinin Geant4 tabanlı GAMOS ile Monte Carlo Simülasyonu, Genç Fizikçiler Kongresi, 14-16 Temmuz 2014 , İzmir, s.18 (Sözel Sunum)
Kandemir R. , Ada E. , Geriye dönük tanısal amaçlış,bilgisayarlı,tomografi incelemelerine dayanarak efektif hasta dozlarının, tahmin edilmesi(hesaplanması), hasta-risk değerlendirmesinin yapılması ve hasta dozları açısından ilgili çekim protokolünün iyileştirilmesi, Genç Fizikçiler Kongresi, 08-10 Temmuz 2013, İzmir, s.26 (Sözel Sunum)
Kandemir R. , Aygün M. , Tavlayan E. , Eksternal radyoterapide foton doz algoritmalarının araştırılması, Genç Fizikçiler Kongresi, 13-15 Haziran 2012, İzmir, s.32 (Sözel Sunum)

EĞİTİM KATILIMLARI

Ulusal ve Uluslararası Kongreler/Konferanslar/Sempozyumlar/Kurslar

15. Medikal Fizik Kongresi	Mayıs 2015	Medikal Fizik Der.	Trabzon
14. Medikal Fizik Kongresi	Kasım 2014	Medikal Fizik Der.	Antalya
11. Medical Physics in the Baltic States	Kasım 2014	Kaunas Üni.	Kaunas
College on Medical Physics	Eylül 2014	ICTP	Trieste
Genç Fizikçiler Kongresi	Temmuz 2014	İYTE	İzmir
Radyoterapide Keskin Sınırlarla, Hızlı Tedavi Dönemi	Mart 2014	Dokuz Eylül Üni.	İzmir
Genç Fizikçiler Kongresi	Temmuz 2013	Dokuz Eylül Üniversitesi	İzmir
Medikal Fizikte Hesaplamalı Yöntemler	Haziran 2013	İstanbul Aydın Üni.	İstanbul
Genç Fizikçiler Kongresi	Haziran 2012	Ege Üni.	İzmir
Enstrümantasyon, Kalite Kontrol ve Rad. Güv.	Mayıs 2011	Nükleer Tıp Der.	Ankara
Radyofarmasi	Mart 2011	Nükleer Tıp Der.	Ankara

8.4. Ek-4: Karakteristik X-Işını Enerji Düzeyleri

Tablo 40: Tungsten için karakteristik X-ışını enerji seviyeleri [51].

Seriler	Çizgiler	Geçişler	Enerji (keV)
K	$K\beta_2$	N_{III}-K	69.09
	$K\beta_1$	M_{III}-K	67.23
	$K\alpha_1$	L_{III}-K	59.31
	$K\alpha_2$	L_{II}-K	57.97
L	$L\gamma_1$	N_{IV}-L_{II}	11.28
	$L\beta_2$	N_V-L_{III}	9.96
	$L\beta_1$	M_{IV}-L_{II}	9.67
	$L\alpha_1$	M_V-L_{III}	8.40
	$L\alpha_1$	M_{IV}-L_{III}	8.33

8.5. Ek-5: Rastgele Sayı Üreteci Örneği

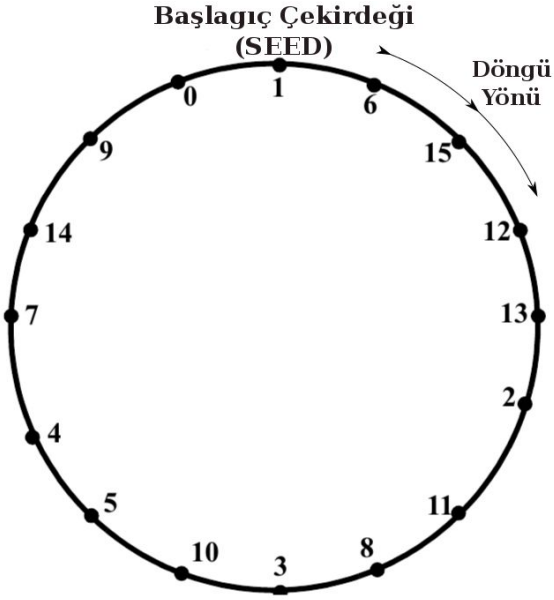
Örnek 1: LCG(5, 1, 16, 1) olarak tanımlansın. Buna göre; a=5, c=1, m=16 ve x_0=1 dir.

Çözüm:

x_0=1	;	x_1 = 5.1+1 = 6	mod 16(6)=6	x_1=6
x_1=6	;	x_2 = 5.6+1 = 31	mod 16(31)=15	x_2=15
x_2=15	;	x_3 = 5.31+1 = 156	mod 16(156)=12	x_3=12
x_3=12	;	x_4 = 5.12+1 = 61	mod 16(61)=13	x_4=13
.		.	.	.
.		.	.	.
x_{14}=3	;	x_{15} = 5.3+1 = 16	mod 16(16)=0	x_{15}=0

Tablo 41: Üretilen rastgele sayi dizisinin tablo şeklinde gösterilmesi.

n	İnteger rastgele sayi x_n	Binary rastgele sayı x_n	Gerçek rastgele sayı R_n
0	1	0001	0.0625
1	6	0110	0.3750
2	15	1111	0.9375
3	13	1100	0.7500
.	.	.	.
.	.	.	.
15	0	0000	0.0000
Ortalama			0.4688
Varyans			0.0830



Şekil 66: LCG(5,1,16,1) kümesine göre üretilen rastgele sayilar dizisinin çembersel görünümü.

8.6. Ek-6: GAMOS Geometri ve Komut Script Örneği

Geometri Script Dosyası: *ornek.geom*

```
:ROTM R00 0. 0. 0. \\ Dönme Matrisinin oluşturulması
:VOLU uzay BOX 300. 300. 300. G4_AIR \\ İçi hava ile doldurulmuş uzay
:VOLU dedektor BOX 150. 150. 20.*cm G4_WATER \\ Adı dedektör olan içi su dolu bir diktörgen geometri
:PLACE dedektor 1 uzay R00 0. 0. 0. \\ Adı dedektör olan geometrinin uzay içerisindeki konumunun belirlenmesi
```

Komut Script Dosyası: *komut.in*

```
/gamos/setParam GmGeometryFromText:FileName ornek.geom # ornek.geom dosyasının çağırılması
/gamos/geometry GmGeometryFromText # geometrinin text dosyasından çağırıldığını belirler
/gamos/physicsList GmEMPhysics # İlgili fizik listesi
/gamos/generator GmGenerator # İlgili jeneratör sınıfının çağırılması
/gamos/userAction GmCountProcessesUA # Simülasyon süresince oluşan etkileşimlerin analiz dökümü
/run/initialize # simülasyonun initialize olması
/gamos/generator/addSingleParticleSource source gamma 140*keV # 140keV mono enerjili gama kaynağı
/run/beamOn 100 # Üretilecek olay (event) veya kaynaktan çıkacak parçacık sayısı
```