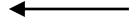


Adınızı soyadınızı giriniz

Tez kabul edildikten sonra yapılan **sabit ciltte sırt yazısı** bu şablona göre yazılacak. Yazılar tek satır olacak
Cilt sırtı yazıların yönü yukarıdan aşağıya
(sol yandaki gibi) olacak .



Tez, Yüksek Lisans'sa, YÜKSEK LİSANS TEZİ;
Doktora ise DOKTORA TEZİ ifadesi kalacak



Tez Sınavının yapılacağı yılı yazınız

**T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

(DOKTORA TEZİ)

**MİKRO YAPRAKLI KOLİMATÖR SİSTEMLERİNİN DÜZLEŞTİRİCİ
FİLTRELİ VE FİLTRESİZ 10 MV FOTON DEMETLERİ İÇİN MONTE
CARLO METODUYLA İNCELENMESİ**

DERYA YÜCEL

**DANIŞMAN
PROF. DR. HATİCE BİLGE BECERİR**

**TEMEL ONKOLOJİ ABD
SAĞLIK FİZİĞİ**

İSTANBUL-2019

DOKTORA TEZİ ONAYI

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Onkoloji Enstitüsü Temel Onkoloji Anabilim Dalı, Sağlık Fiziki Bilim Dalı Programında Doktora öğrencisi Derya YÜCEL tarafından Prof.Dr.Hatice Bilge BECERİR'in danışmanlığında hazırlanan "Mikro Yapraklı Kolimatör Sistemlerinin Düzleştirici Filtreli ve Filtresiz 10 MV Foton Demetleri İçin Monte Carlo Metoduyla İncelenmesi" başlıklı tez aşağıdaki jüri üyeleri tarafından 06 /09/2019 tarihinde yapılan Tez Savunma Sınavında başarılı bulunmuş ve Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.


Jüri Başkanı

Prof.Dr. Merdan FAYDA
İstinye Üniversitesi
Tıp Fak.Radyasyon Onkolojisi
Anabilim Dalı


Jüri-Danışman

Prof.Dr.Hatice Bilge BECERİR
İ.Ü.Onkoloji Enstitüsü
Temel Onkoloji Anabilim Dalı


Jüri

Dr.Öğr.Üyesi.Şule KARAMAN
İ.Ü.Onkoloji Enstitüsü
Klinik Onkoloji Anabilim Dalı


Jüri

Dr.Öğr.Üyesi Aydın ÇAKIR
İstanbul Bilgi Üniversitesi
Sağlık Meslek Yüksek Okulu
Radyoterapi Bölümü


Jüri

Dr.Öğr.Üyesi Murat OKUTAN
İ.Ü. Onkoloji Enstitüsü
Temel Onkoloji Anabilim Dalı

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

DERYA YÜCEL

İTHAF

Oğlum Deniz Alp Yücel'e ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Bana ve nicelerine mesleğini en güzel şekliyle öğreten ve herkese her daim yardımcı olmak için uğraşan değerli öğretmenim ve danışmanım Prof. Dr. Hatice Bilge BECERİR'e, hiçbir zaman desteğini esirgemeyen ve her zaman yolumu aydınlatan değerli büyüğüm Dr. Aydın ÇAKIR'a, tıbbi bilgilerimi önemli derecede arttıran hocam Prof. Dr. Merdan FAYDA'ya, EGSnrc programı hakkında bilgilerine başvurduğum arkadaşım Burçin İSPİR'e, elindeki kısıtlı imkanları her vakit ailesi için kullanan canım anne ve babama, saat kavramı olmadan çalışmamı sağlayan kayıinvalideme ve beni her zaman destekleyen değerli eşime canı gönülden teşekkür ederim.

Ayrıca, beni şahsen tanımadan sadece bilimsel amaçlarla yardımcı olan Dr. Cecilia BORGES, Dr. James CHOW, Dr. Mojtaba HUSEINI, Dr. Duong Thanh TAI ve Baljeet SENIWAL'a en içten teşekkürlerimi sunarım. Kendileri bilimsel dayanışma ve çok uluslu iş birliğinin önemini en güzel şekilde göstermişlerdir.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	iii
BEYAN.....	iv
İTHAF.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
TABLolar LİSTESİ.....	xi
ŞEKİLLER LİSTESİ	xiii
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	xxv
ÖZET	xxviii
ABSTRACT.....	xxix
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Doğru Akım (DC) Hızlandırıcıları.....	4
2.1.1. Cockcroft Walton Jeneratörü	4
2.1.2. Van de Graff Jeneratörü	6
2.2. Alternatif Akım (AC) Hızlandırıcıları	7
2.2.1. Alternatif Akım Hızlandırıcıların Çalışma Prensibi	7
2.2.2. AC Hızlandırıcıların Geometrik Temeli	8
2.2.3. Ising'in Hızlandırıcı Modeli.....	8
2.2.4. Kiklotronlar	9
2.2.4.1. Kiklotronların Çeşitleri ve Çalışma Prensipleri	9
2.2.5. Betatronlar.....	11
2.2.5.1. Betatronların Çalışma Prensibi	11
2.3. Mikrotronlar	14
2.4. Medikal Lineer Hızlandırıcılara Giden Yolun Kronolojisi.....	15
2.5. Modern Medikal Lineer Hızlandırıcılar (Ising'in AC Teorisi Üzerine)	16
2.5.1. Klystron.....	17
2.5.2. Magnetron	18
2.5.3. Dalga Kılavuzu	19
2.5.4. Yardımcı Sistemler	19

2.5.5. Elektronların Taşınması	20
2.5.6. Medikal Lineer Hızlandırıcıların Kafası	20
2.5.7. Işın Kolimasyonu	21
2.5.8. MLC	22
2.5.8.1. MLC Tanımlamaları.....	22
2.5.8.2. MLC Biçim ve Konum Çeşitleri	23
2.6. Tedavi Planlama Algoritmaları	24
2.6.1. Faktör Bazlı Algoritmalar	24
2.6.2. Model Tabanlı Algoritmalar	25
2.6.3. Doz Hesaplama Algoritmalarının Çözüm Yaklaşımları	26
2.7. Monte Carlo Hesaplama Metodu	27
2.8. Gama Analizi Ölçüm Karşılaştırma Yöntemi.....	28
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	30
3.1. Araç ve Gereçler	30
3.1.1. Varian® TrueBeam STx® Lineer Hızlandırıcısı.....	30
3.1.2. Varian HDMLC® Kolimatör Sistemi.....	31
3.1.3. Varian Eclipse® Tedavi Planlama Sistemi.....	31
3.1.4. Analytical Anisotropic Algorithm® (AAA).....	32
3.1.5. Acuros XB® Algoritması (AXB)	33
3.1.6. Sun Nuclear® 3D Scanner® Su Fantomu	33
3.1.7. Sun Nuclear SNC Dosimetry®	34
3.1.8. PTW® Pinpoint® İyon Odası.....	35
3.1.9. PTW DataAnalyze® Yazılımı	35
3.1.10. GafChromic® EBT3® Film	35
3.1.11. PTW RW3® Katı Su Fantomu	36
3.1.12. Epson® Perfection® V750 Pro Tarayıcı	37
3.1.13. Sun Nuclear SNC Patient® Yazılımı.....	37
3.1.14. Varian Monte Carlo Data Paketi.....	37
3.1.15. EGSnrc® Monte Carlo Simülasyon Paketi.....	38
3.1.16. Matrix Laboratory (MATLAB®)	39
3.1.17. Computational Environment for Radiological Research (CERR)	39
3.1.18. Bilgisayarlar	39
3.1.19. Bilgisayar İşletim Sistemleri.....	40

3.2. Yöntem.....	40
3.2.1. Varian TrueBeam STx Lineer Hızlandırıcısının Modellenmesi için Kullanılan Veri ve Parametreler	40
3.2.2. Modelin BEAMnrc Kullanılarak Oluşturulması.....	42
3.2.2.1. SLABS Modülü.....	44
3.2.2.2. SYNCJAWS Modülü	45
3.2.2.3. SYNCHDMLC Modülü	46
3.2.3. Varian TrueBeam STx Monte Carlo Modeli Kullanılarak Çeşitli Açık Alan Doz Dağılımlarının Oluşturulması.....	49
3.2.3.1. Modellenen Alanların Boyutları ve Özellikleri.....	49
3.2.3.2. Oluşturulan BEAMnrc Modellerinin DOSXYZnrc Programı Kullanılarak Sanal Su Fantomu Üzerindeki Doz Dağılımlarının Hesaplanması	50
3.2.3.3. Paralelizasyon	51
3.2.3.4. Doz Dağılımlarının Sonuçlarının Hazırlanması.....	53
3.2.3.5. DOSXYZnrc Verilerinin Karşılaştırmaya Uygun Hale Getirilmesi	54
3.2.4. Su Fantomu Ölçümlerinin Alınması ve Değerlendirmeye Uygun Hale Getirilmesi.....	54
3.2.5. Yüzde Derin Doz ve Profillerin Karşılaştırma Kriterleri.....	57
3.2.6. Varian Eclipse Tedavi Planlama Sisteminde Rando Fantom Görüntüsü Üzerinde 3 Boyutlu (3D) Plan Hazırlanması	58
3.2.7. Varian Eclipse Tedavi Planlama Sisteminde Hazırlanan Tedavi Planlarının EGSnrc Monte Carlo Sisteminde Modellenmesi	58
3.2.8. Varian Eclipse Tedavi Planlama Sistemi ve EGSnrc Monte Carlo Sisteminden Elde Edilen Verilerin MATLAB Üzerinde CERR Programı Kullanılarak Karşılaştırılması	63
4. BULGULAR.....	65
4.1. 10 MV ve 10 MV FFF Foton Demetleri Kullanılarak Hazırlanan, Sadece Jaw ve hem Jaw hem de MLC İçeren Alanların Teknik Analizleri.....	65
4.1.1. 10 MV Foton Demetleri Kullanılarak Yapılan Açık Alan Ölçüm ve Model Karşılaştırmalarının Sayısal Sonuçları.....	66
4.1.2. 10 MV FFF Foton Demetleri Kullanılarak Yapılan Açık Alan Ölçüm ve Model Karşılaştırmalarının Sayısal Sonuçları.....	68
4.1.3. 10 MV Foton Demetleri Kullanılarak Yapılan Açık Alan Ölçüm ve Model Karşılaştırmalarının Gama Analizi Sonuçları	70

4.1.4. 10 MV FFF Foton Demetleri Kullanılarak Yapılan Açık Alan Ölçüm ve Model Karşılaştırmalarının Gama Analizi Sonuçları	74
4.1.5. 10 MV Foton Demetleri Kullanılarak Yapılan ve MLC'nin Jaw'dan Ötede Olduğu Ölçüm ve Model Karşılaştırmalarının Sayısal Sonuçları.....	79
4.1.6. 10 MV FFF Foton Demetleri Kullanılarak Yapılan ve MLC'nin Jaw'dan Ötede Olduğu Ölçüm ve Model Karşılaştırmalarının Sayısal Sonuçları.....	82
4.1.7. 10 MV Foton Demetleri Kullanılarak Yapılan Açık Alan Ölçüm ve Model Karşılaştırmalarının Gama Analizi Sonuçları	85
4.1.8. 10 MV FFF Foton Demetleri Kullanılarak Yapılan Açık Alan Ölçüm ve Model Karşılaştırmalarının Gama Analizi Sonuçları	95
4.2. Çeyrek cm Genişliğindeki Liflerde ve Karşılıklı Lifler Arasında Merkezi Inline Ekseninde Oluşan Sızıntının Film Dozimetri ile Kontrolü.....	106
4.2.1. 10 MV Foton Demetleri Kullanılarak Oluşturulan 5x5 cm ² Jaw ve 3x3 cm ² MLC Alanının Film Dozimetri ile Kontrolünün Sayısal Sonuçları.....	106
4.2.2. 10 MV Foton Demetleri Kullanılarak Oluşturulan 5x5 cm ² Jaw ve 3x3 cm ² MLC Alanının Film Dozimetri ile Kontrolünün Gama Analizi Sonuçları	107
4.2.3. 10 MV Foton Demetleri Kullanılarak Oluşturulan ve Liflerin Tamamen Kapalı Olduğu 20x20 cm ² Jaw Alanının Film Dozimetri ile Kontrolü	108
4.3. 10 MV ve 10 MV FFF Foton Demetleri Kullanılarak EGSnrc Sisteminde Hazırlanan ve Varian Eclipse Tedavi Planlama Sisteminde AAA ve AXB Algoritmaları Kullanılarak Modellenen Tedavi Planlarının Karşılaştırılması.....	109
4.3.1. 10 MV Foton Demetleri Kullanılarak Hazırlanan Serviks Tedavi Planının İncelenmesi	110
4.3.2. 10 MV FFF Foton Demetleri Kullanılarak Hazırlanan Serviks Tedavi Planının İncelenmesi	115
4.3.3. 10 MV Foton Demetleri Kullanılarak Hazırlanan Akciğer Tedavi Planının İncelenmesi	120
4.3.4. 10 MV FFF Foton Demetleri Kullanılarak Hazırlanan Akciğer Tedavi Planının İncelenmesi	124
5. TARTIŞMA	129
KAYNAKLAR	138
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI.....	142
ÖZGEÇMİŞ	143

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2-1: Medikal lineer hızlandırıcıların geliştirilmesinden önceki dönemin kronolojisi	15
Tablo 3-1: Ölçülen ve modellenen statik alanlar listesi.....	50
Tablo 3-2: DOSXYZnrc modellerinde yapılan taramalar	54
Tablo 3-3: Su fantomu kullanılarak alınan ölçümlerin listesi.....	56
Tablo 3-4: Hazırlanan ve modellenen serviks tedavi planının özellikleri	59
Tablo 3-5: Hazırlanan ve modellenen sol akciğer tedavi planının özellikleri	59
Tablo 4-1: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve sadece jaw içeren alanların su fantomu ölçümleri ve EGSnrc hesaplamalarından elde edilen yüzde derin doz dağılımlarının karşılaştırılması	66
Tablo 4-2: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve sadece jaw içeren alanların su fantomu ölçümleri ve EGSnrc hesaplamalarından elde edilen crossline profillerinin karşılaştırılması.....	67
Tablo 4-3: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve sadece jaw içeren alanların su fantomu ölçümleri ve EGSnrc hesaplamalarından elde edilen inline profillerinin karşılaştırılması.....	67
Tablo 4-4: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve sadece jaw içeren alanların su fantomu ölçümleri ve EGSnrc hesaplamalarından elde edilen yüzde derin doz dağılımlarının karşılaştırılması	68
Tablo 4-5: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve sadece jaw içeren alanların su fantomu ölçümleri ve EGSnrc hesaplamalarından elde edilen crossline profillerinin karşılaştırılması.....	69
Tablo 4-6: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve sadece jaw içeren alanların su fantomu ölçümleri ve EGSnrc hesaplamalarından elde edilen inline profillerinin karşılaştırılması.....	69
Tablo 4-7: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve hem jaw hem de MLC içeren alanların su fantomu ölçümleri ve EGSnrc hesaplamalarından elde edilen yüzde derin doz dağılımlarının karşılaştırılması	79

Tablo 4-8: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve hem jaw hem de MLC içeren alanların su fantomu ölçümleri ve EGSnrc hesaplamalarından elde edilen crossline profillerinin karşılaştırılması	80
Tablo 4-9: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve hem jaw hem de MLC içeren alanların su fantomu ölçümleri ve EGSnrc hesaplamalarından elde edilen inline profillerinin karşılaştırılması.....	81
Tablo 4-10: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve hem jaw hem de MLC içeren alanların su fantomu ölçümleri ve EGSnrc hesaplamalarından elde edilen yüzde derin doz dağılımlarının karşılaştırılması.....	82
Tablo 4-11: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve hem jaw hem de MLC içeren alanların su fantomu ölçümleri ve EGSnrc hesaplamalarından elde edilen crossline profillerinin karşılaştırılması	83
Tablo 4-12: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve hem jaw hem de MLC içeren alanların su fantomu ölçümleri ve EGSnrc hesaplamalarından elde edilen inline profillerinin karşılaştırılması	84
Tablo 4-13: 10 MV foton demetleri kullanılarak hazırlanmış, 5 cm x 5 cm jaw ve 3 cm x 3 cm MLC genişliğindeki EGSnrc modeline ait crossline profilinin film dozimetrisi ile kontrolü.....	106
Tablo 4-14: 10 MV foton demetleri kullanılarak hazırlanmış, 5 cm x 5 cm jaw ve 3 cm x 3 cm MLC genişliğindeki EGSnrc modeline ait inline profilinin film dozimetrisi ile kontrolü.....	107
Tablo 4-15: 10 MV foton demetleri kullanılarak hazırlanan serviks planlarına ait EGSnrc ile AAA ve AXB algoritmaları arasındaki gama analizi sonuçları.....	110
Tablo 4-16: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak hazırlanan serviks planlarına ait EGSnrc ile AAA ve AXB algoritmaları arasındaki gama analizi sonuçları.....	115
Tablo 4-17: 10 MV foton demetleri kullanılarak hazırlanan sol akciğer planlarına ait EGSnrc ile AAA ve AXB algoritmaları arasındaki gama analizi sonuçları.....	120
Tablo 4-18: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak hazırlanan sol akciğer planlarına ait EGSnrc ile AAA ve AXB algoritmaları arasındaki gama analizi sonuçları.....	124

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: Bir Cockcroft Walton Jeneratörü'nün yapısı. a) Hızlandırıcı Kolon. Londra Bilim Müzesi'nde tutulan orijinal cihazı tasvir etmektedir b) DC Gerilim Jeneratörü	5
Şekil 2-2: Van de Graaff Jeneratörü	6
Şekil 2-3: İki aşamalı Tandem Hızlandırıcı	7
Şekil 2-4: Ising'in Teorisi üzerine bir RF linak çizimi	9
Şekil 2-5: Bir Kiklotron'un genel yapısı	10
Şekil 2-6: Bir Kiklotron'daki manyetik alan ile yarıçapın ilişkisi	10
Şekil 2-7: Radyoterapide kullanılmış bir Betatron	12
Şekil 2-8: Bir Betatron'un teknik çizimi	13
Şekil 2-9: Bir Betatron'un detaylı çizimi	14
Şekil 2-10: Bir Miktotron'un teknik çizimi	16
Şekil 2-11: Bir Klystron'un yapısı	18
Şekil 2-12: Bir Magnetron'un yapısı	19
Şekil 2-13: Bir MLC lifinin boyut tanımları	22
Şekil 2-14: Bazı yaygın olarak kullanılan kolimatör yapıları	24
Şekil 2-15: Monte Carlo metodunda deneme sayısı ile beklenen cevaba yaklaşma arasındaki ilişki	28
Şekil 3-1: Varian TrueBeam lineer hızlandırıcısı	31
Şekil 3-2: Varian HDMLC sistemine sahip kolimatör	32
Şekil 3-3: Varian Eclipse TPS ekran görüntüsü	32
Şekil 3-4: Sun Nuclear 3D Scanner su fantomu	34
Şekil 3-5: Sun Nuclear SNC Dosimetry yazılımı	34
Şekil 3-6: PTW Pinpoint iyon odası	35
Şekil 3-7: PTW DataAnalyze yazılımı	36
Şekil 3-8: PTW RW3 katı su fantomu	36
Şekil 3-9: Epson Perfection V750 pro tarayıcı	37
Şekil 3-10: CERR yazılımına ait ekran görüntüsü	39
Şekil 3-11: History sayısının çözünürlüğe etkisi (solda bin, sağda yüz milyon history)	41
Şekil 3-12: Varian faz uzay dosyalarının açısall dağılımı. Solda 10 MV, sağda 10 MV FFF foton demetlerine ait açısall dağılım görünmektedir	42
Şekil 3-13: Çalışmamızda kullanılan BEAMnrc ana verileri	43

Şekil 3-14: Çalışmamızda kullanılan EGSnrc ana verileri	43
Şekil 3-15: BEAMnrc GUI SLABS modülü teknik çizimi	44
Şekil 3-16: Çalışmamızda kullanılan ilk SLABS ana verileri	44
Şekil 3-17: BEAMnrc GUI SYNCJAWS modülü teknik çizimi.....	45
Şekil 3-18: Çalışmamızda kullanılan SYNCJAWS ana verileri.....	46
Şekil 3-19: Jaw tanımlaması için doldurulması gereken veriler	46
Şekil 3-20: BEAMnrc GUI SYNCHDMLC modülü teknik çizimi.....	48
Şekil 3-21: SYNCHDMLC ile MLC modellemek için doldurulması gereken veriler ...	48
Şekil 3-22: Çalışmamızda oluşturulan HDMLC çizimi	49
Şekil 3-23: Çalışmamızda kullanılan DOSXYZnrc ana verileri	52
Şekil 3-24: Windows'ta paralel işlem yapabilmek için kullanılan batch dosyası demosu	52
Şekil 3-25: Windows'ta kullandığımız batch dosyasını çalıştırmak için gerekli olan kodun türevi	53
Şekil 3-26: Egslst dosyası örneği.....	55
Şekil 3-27: Oluşturulan bir modele ait 3D doz dağılımı.....	55
Şekil 3-28: Hazırlanan sol akciğer tedavi planlarından bir örnek	60
Şekil 3-29: Hazırlanan serviks tedavi planlarından bir örnek.....	60
Şekil 3-30: Aynı kesite ait solda dicom, sağda egspant görüntüsü.....	61
Şekil 3-31: Modellenen sol akciğer planına ait sırasıyla %95, %50 ve %5 doz dağılımları.....	62
Şekil 3-32: Modellenen serviks planına ait sırasıyla %95, %50 ve %5 doz dağılımları	62
Şekil 3-33: 3ddose dosyalarını CERR'e aktarmak için kullanılan kodun demosu	63
Şekil 3-34: CERR programında yapılan 3D gama analize ait bir ekran görüntüsü.....	64
Şekil 4-1: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve sadece jaw içeren 2 cm x 2 cm genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen yüzde derin doz dağılımlarının %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu	70
Şekil 4-2: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve sadece jaw içeren 2 cm x 2 cm genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen crossline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu	70

Şekil 4-3: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve sadece jaw içeren 2 cm x 2 cm genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen inline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu	71
Şekil 4-4: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve sadece jaw içeren 10 cm x 10 cm genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen yüzde derin doz dağılımlarının %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu	71
Şekil 4-5: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve sadece jaw içeren 10 cm x 10 cm genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen crossline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu	72
Şekil 4-6: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve sadece jaw içeren 10 cm x 10 cm genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen inline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu	72
Şekil 4-7: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve sadece jaw içeren 30 cm x 30 cm genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen yüzde derin doz dağılımlarının %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu	73
Şekil 4-8: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve sadece jaw içeren 30 cm x 30 cm genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen crossline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu	73
Şekil 4-9: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve sadece jaw içeren 30 cm x 30 cm genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen inline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu	74
Şekil 4-10: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve sadece jaw içeren 2 cm x 2 cm genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen yüzde derin doz dağılımlarının %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu	74
Şekil 4-11: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve sadece jaw içeren 2 cm x 2 cm genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen	

crossline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu	75
Şekil 4-12: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve sadece jaw içeren 2 cm x 2 cm genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen inline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu	75
Şekil 4-13: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve sadece jaw içeren 10 cm x 10 cm genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen yüzde derin doz dağılımlarının %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu	76
Şekil 4-14: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve sadece jaw içeren 10 cm x 10 cm genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen crossline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu	76
Şekil 4-15: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve sadece jaw içeren 10 cm x 10 cm genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen inline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu	77
Şekil 4-16: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve sadece jaw içeren 30 cm x 30 cm genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen yüzde derin doz dağılımlarının %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu	77
Şekil 4-17: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve sadece jaw içeren 30 cm x 30 cm genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen crossline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu	78
Şekil 4-18: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve sadece jaw içeren 30 cm x 30 cm genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen inline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu	78
Şekil 4-19: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 1 cm x 1 cm jaw ve 1 cm x 1 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde	

edilen yüzde derin doz dağılımlarının %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu	85
Şekil 4-20: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 1 cm x 1 cm jaw ve 1 cm x 1 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen crossline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu	85
Şekil 4-21: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 1 cm x 1 cm jaw ve 1 cm x 1 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen inline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu	86
Şekil 4-22: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 2 cm x 2 cm jaw ve 1 cm x 1 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen yüzde derin doz dağılımlarının %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu	86
Şekil 4-23: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 2 cm x 2 cm jaw ve 1 cm x 1 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen crossline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu	87
Şekil 4-24: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 2 cm x 2 cm jaw ve 1 cm x 1 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen inline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu	87
Şekil 4-25: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 4 cm x 4 cm jaw ve 2 cm x 2 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen yüzde derin doz dağılımlarının %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu	88
Şekil 4-26: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 4 cm x 4 cm jaw ve 2 cm x 2 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen crossline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu	88
Şekil 4-27: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 4 cm x 4 cm jaw ve 2 cm x 2 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde	

edilen inline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu	89
Şekil 4-28: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 5 cm x 5 cm jaw ve 3 cm x 3 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen yüzde derin doz dağılımlarının %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu	89
Şekil 4-29: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 5 cm x 5 cm jaw ve 3 cm x 3 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen crossline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu	90
Şekil 4-30: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 5 cm x 5 cm jaw ve 3 cm x 3 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen inine profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu	90
Şekil 4-31: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 7 cm x 7 cm jaw ve 5 cm x 5 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen yüzde derin doz dağılımlarının %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu	91
Şekil 4-32: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 7 cm x 7 cm jaw ve 5 cm x 5 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen crossline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu	91
Şekil 4-33: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 7 cm x 7 cm jaw ve 5 cm x 5 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen inline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu	92
Şekil 4-34: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 12 cm x 12 cm jaw ve 10 cm x 10 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen yüzde derin doz dağılımlarının %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu	92
Şekil 4-35: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 12 cm x 12 cm jaw ve 10 cm x 10 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde	

edilen crossline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu	93
Şekil 4-36: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 12 cm x 12 cm jaw ve 10 cm x 10 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen inline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu	93
Şekil 4-37: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 32 cm x 22 cm jaw ve 22 cm x 22 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen yüzde derin doz dağılımlarının %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu	94
Şekil 4-38: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 32 cm x 22 cm jaw ve 22 cm x 22 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen crossline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu	94
Şekil 4-39: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 32 cm x 22 cm jaw ve 22 cm x 22 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen inline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu	95
Şekil 4-40: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 1 cm x 1 cm jaw ve 1 cm x 1 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen yüzde derin doz dağılımlarının %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu	95
Şekil 4-41: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 1 cm x 1 cm jaw ve 1 cm x 1 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen crossline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu	96
Şekil 4-42: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 1 cm x 1 cm jaw ve 1 cm x 1 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen inline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu	96
Şekil 4-43: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 2 cm x 2 cm jaw ve 1 cm x 1 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde	

edilen yüzde derin doz dağılımlarının %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu	97
Şekil 4-44: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 2 cm x 2 cm jaw ve 1 cm x 1 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen crossline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu	97
Şekil 4-45: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 2 cm x 2 cm jaw ve 1 cm x 1 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen inline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu	98
Şekil 4-46: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 4 cm x 4 cm jaw ve 2 cm x 2 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen yüzde derin doz dağılımlarının %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu	98
Şekil 4-47: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 4 cm x 4 cm jaw ve 2 cm x 2 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen crossline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu	99
Şekil 4-48: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 4 cm x 4 cm jaw ve 2 cm x 2 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen inline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu	99
Şekil 4-49: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 5 cm x 5 cm jaw ve 3 cm x 3 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen yüzde derin doz dağılımlarının %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu	100
Şekil 4-50: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 5 cm x 5 cm jaw ve 3 cm x 3 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen crossline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu	100
Şekil 4-51: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 5 cm x 5 cm jaw ve 3 cm x 3 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde	

edilen inline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu	101
Şekil 4-52: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 7 cm x 7 cm jaw ve 5 cm x 5 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen yüzde derin doz dağılımlarının %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu	101
Şekil 4-53: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 7 cm x 7 cm jaw ve 5 cm x 5 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen crossline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu	102
Şekil 4-54: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 7 cm x 7 cm jaw ve 5 cm x 5 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen inline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu	102
Şekil 4-55: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 12 cm x 12 cm jaw ve 10 cm x 10 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen yüzde derin doz dağılımlarının %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu	103
Şekil 4-56: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 12 cm x 12 cm jaw ve 10 cm x 10 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen crossline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu	103
Şekil 4-57: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 12 cm x 12 cm jaw ve 10 cm x 10 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen inline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu	104
Şekil 4-58: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 32 cm x 22 cm jaw ve 22 cm x 22 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen yüzde derin doz dağılımlarının %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu	104
Şekil 4-59: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 32 cm x 22 cm jaw ve 22 cm x 22 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc	

hesabından elde edilen crossline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu	105
Şekil 4-60: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 32 cm x 22 cm jaw ve 22 cm x 22 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen inline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu.....	105
Şekil 4-61: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 5 cm x 5 cm jaw ve 3 cm x 3 cm MLC genişliğindeki alanın film ve EGSnrc hesabından elde edilen crossline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu	107
Şekil 4-62: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 5 cm x 5 cm jaw ve 3 cm x 3 cm MLC genişliğindeki alanın film ve EGSnrc hesabından elde edilen inline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu	108
Şekil 4-63: 10 MV foton demetleri kullanılarak MLC'lerin tamamen kapalı olduğu 20 cm x 20 cm jaw açıklığında yapılan film dozimetrisi kontrolü (dikey bakış)	108
Şekil 4-64: 10 MV foton demetleri kullanılarak MLC'lerin tamamen kapalı olduğu 20 cm x 20 cm jaw açıklığında yapılan film dozimetrisi kontrolü (inline bakışı).....	109
Şekil 4-65: 10 MV foton demetleri kullanılarak hazırlanan serviks planlarına ait EGSnrc ile AAA ve AXB algoritmaları arasındaki gama analizi sonuçlarının grafiksel gösterimi	111
Şekil 4-66: 10 MV foton demetleri kullanılarak EGSnrc, AAA ve AXB algoritmalarıyla oluşturulan serviks planlarına ait hedef hacim dozlarının DVH grafikleri.....	111
Şekil 4-67: 10 MV foton demetleri kullanılarak EGSnrc, AAA ve AXB algoritmalarıyla oluşturulan serviks planlarına ait pelvik lenf nodu dozlarının DVH grafikleri	112
Şekil 4-68: 10 MV foton demetleri kullanılarak EGSnrc, AAA ve AXB algoritmalarıyla oluşturulan serviks planlarına ait medulla spinalis dozlarının DVH grafikleri	112
Şekil 4-69: 10 MV foton demetleri kullanılarak EGSnrc, AAA ve AXB algoritmalarıyla oluşturulan serviks planlarına ait bağırsak dozlarının DVH grafikleri.....	113
Şekil 4-70: 10 MV foton demetleri kullanılarak EGSnrc, AAA ve AXB algoritmalarıyla oluşturulan serviks planlarına ait rektum dozlarının DVH grafikleri	113
Şekil 4-71: 10 MV foton demetleri kullanılarak EGSnrc, AAA ve AXB algoritmalarıyla oluşturulan serviks planlarına ait mesane dozlarının DVH grafikleri	114
Şekil 4-72: 10 MV foton demetleri kullanılarak EGSnrc, AAA ve AXB algoritmalarıyla oluşturulan serviks planlarına ait sağ femur dozlarının DVH grafikleri	114

Şekil 4-73: 10 MV foton demetleri kullanılarak EGSnrc, AAA ve AXB algoritmalarıyla oluşturulan serviks planlarına ait sol femur dozlarının DVH grafikleri	115
Şekil 4-74: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak hazırlanan serviks planlarına ait EGSnrc ile AAA ve AXB algoritmaları arasındaki gama analizi sonuçlarının grafiksel gösterimi	116
Şekil 4-75: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak EGSnrc, AAA ve AXB algoritmalarıyla oluşturulan serviks planlarına ait hedef hacim dozlarının DVH grafikleri.....	116
Şekil 4-76: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak EGSnrc, AAA ve AXB algoritmalarıyla oluşturulan serviks planlarına ait pelvik lenf nodu dozlarının DVH grafikleri.....	117
Şekil 4-77: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak EGSnrc, AAA ve AXB algoritmalarıyla oluşturulan serviks planlarına ait medulla spinalis dozlarının DVH grafikleri.....	117
Şekil 4-78: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak EGSnrc, AAA ve AXB algoritmalarıyla oluşturulan serviks planlarına ait bağırsak dozlarının DVH grafikleri	118
Şekil 4-79: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak EGSnrc, AAA ve AXB algoritmalarıyla oluşturulan serviks planlarına ait rektum dozlarının DVH grafikleri	118
Şekil 4-80: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak EGSnrc, AAA ve AXB algoritmalarıyla oluşturulan serviks planlarına ait mesane dozlarının DVH grafikleri	119
Şekil 4-81: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak EGSnrc, AAA ve AXB algoritmalarıyla oluşturulan serviks planlarına ait sağ femur dozlarının DVH grafikleri	119
Şekil 4-82: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak EGSnrc, AAA ve AXB algoritmalarıyla oluşturulan serviks planlarına ait sol femur dozlarının DVH grafikleri	120
Şekil 4-83: 10 MV foton demetleri kullanılarak hazırlanan sol akciğer planlarına ait EGSnrc ile AAA ve AXB algoritmaları arasındaki gama analizi sonuçlarının grafiksel gösterimi	121
Şekil 4-84: 10 MV foton demetleri kullanılarak EGSnrc, AAA ve AXB algoritmalarıyla oluşturulan sol akciğer planlarına ait hedef hacim dozlarının DVH grafikleri.....	121

Şekil 4-85: 10 MV foton demetleri kullanılarak EGSnrc, AAA ve AXB algoritmalarıyla oluşturulan sol akciğer planlarına ait kalan sol akciğer dozlarının DVH grafikleri	122
Şekil 4-86: 10 MV foton demetleri kullanılarak EGSnrc, AAA ve AXB algoritmalarıyla oluşturulan sol akciğer planlarına ait sağ akciğer dozlarının DVH grafikleri	122
Şekil 4-87: 10 MV foton demetleri kullanılarak EGSnrc, AAA ve AXB algoritmalarıyla oluşturulan sol akciğer planlarına ait kalp dozlarının DVH grafikleri	123
Şekil 4-88: 10 MV foton demetleri kullanılarak EGSnrc, AAA ve AXB algoritmalarıyla oluşturulan sol akciğer planlarına ait medulla spinalis dozlarının DVH grafikleri	123
Şekil 4-89: 10 MV foton demetleri kullanılarak EGSnrc, AAA ve AXB algoritmalarıyla oluşturulan sol akciğer planlarına ait sol meme dozlarının DVH grafikleri.....	124
Şekil 4-90: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak hazırlanan sol akciğer planlarına ait EGSnrc ile AAA ve AXB algoritmaları arasındaki gama analizi sonuçlarının grafiksel gösterimi	125
Şekil 4-91: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak EGSnrc, AAA ve AXB algoritmalarıyla oluşturulan sol akciğer planlarına ait hedef hacim dozlarının DVH grafikleri.....	125
Şekil 4-92: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak EGSnrc, AAA ve AXB algoritmalarıyla oluşturulan sol akciğer planlarına ait kalan sol akciğer dozlarının DVH grafikleri.....	126
Şekil 4-93: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak EGSnrc, AAA ve AXB algoritmalarıyla oluşturulan sol akciğer planlarına ait sağ akciğer dozlarının DVH grafikleri.....	126
Şekil 4-94: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak EGSnrc, AAA ve AXB algoritmalarıyla oluşturulan sol akciğer planlarına ait kalp dozlarının DVH grafikleri.....	127
Şekil 4-95: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak EGSnrc, AAA ve AXB algoritmalarıyla oluşturulan sol akciğer planlarına ait medulla spinalis dozlarının DVH grafikleri.....	127
Şekil 4-96: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak EGSnrc, AAA ve AXB algoritmalarıyla oluşturulan sol akciğer planlarına ait sol meme dozlarının DVH grafikleri.....	128

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

Linak: Lineer Hızlandırıcı

c: Işık hızı

R: Röntgen

RF: Radyo frekans

DC: Doğru akım

AC: Alternatif Akım

E: Elektrik alan

B: Manyetik alan

Φ : Potansiyel enerji

ε : İndüklenen gerilim (Elektromotor kuvveti)

$d\Phi_B$: Manyetik akıdaki değişim

dt : Zamandaki değişim

N: Telin sarım sayısı

$d\Phi_B/dt$: Zamandaki akımın türevi

mm: Milimetre

cm: Santimetre

m: Metre

GHz: Giga Hertz

IEC: International Electrotechnical Commission

cm²: santimetre kare

cm/s: saniye başına santimetre

P: Olasılık

LBTE: Linear Boltzman Transport Equation

Γ : Gamma

C_{DTA} : DTA oranı

C_{DD} : DD oranı

MU: Monitor Unit

MU/dk: doz hızı

MLC: Çok yapraklı kolimatör (multileaf collimator)

HDMLC: HD çok yapraklı kolimatör

3D: 3 boyutlu

IMRT: Yoğunluk ayarlı radyasyon tedavisi (intensity modulated radiation therapy)

VMAT: Hacim ayarlı radyasyon tedavisi (volume modulated radiation therapy)

SRS: Stereotaktik radyo cerrahi (stereotactic radiosurgery)

CT: Bilgisayarlı tomografi (computed tomography)

DVH: Doz volüm histogramı

QA: Kalite Kontrol (quality assurance)

TPS: Tedavi planlama sistemi

AAPM: American Association of Physicists in Medicine

IAEA: International Atomic Energy Agency

cGy: Santi Gray

Gy: Gray

SSD: Kaynak cilt mesafesi

dpi: depth per inch

GB: Giga Byte

TB: Tera Byte

ECUT: Elektron kesilim enerjisi

PCUT: Foton kesilim enerjisi

PDD: Yüzde derin doz (percent depth dose)

%DD: Yüzde doz değişimi

DTA: Kabul edilebilir değer ile olan mesafe (distance to agreement)

PBC: Pencil beam convolution

AAA: Anisotropic Analytical Algorithm

AXB: Acuros XB

MC: Monte Carlo

EGSnrc: Electron Gama Shower national research canada

V: Volt

MW: Mega Watt

kV: Kilo Volt

keV: Kilo elektron Volt

MV:Mega Volt

MeV: Mega elektron Volt

Wleaf (wl): Tongue hariç lif genişliği

Wtongue (wt): Tongue genişliği

Wgroove (wg): Groove genişliği

Wtip (wtip): Lifin altındaki ucun genişliği

Wrailtop (wts): Destekleyici rayın üstünün genişliği

Wrailbot (wbs): Destekleyici rayın altının genişliği

Zrailtop (zts): Destekleyici rayın üstünün uzaysal konumu

Zrailbot (zbs): Destekleyici rayın altının uzaysal konumu

Zholetop (zth): Sürücü vida deliğinin üstünün uzaysal konumu

Zholebot (ztb): Sürücü vida deliğinin altının uzaysal konumu

HolePos_Tar: Sürücü vida deliğinin ucunun lif ucuna olan uzaklığı

Ztongue (zt): Tongue'un altının uzaysal konumu

Zgroove (zg): Groove'un üstünün uzaysal konumu

Zleaf (zl): Lifin altınının uzaysal konumu

Ztip (ztip): Lifin altında yer alan ucun altının uzaysal konumu

ÖZET

Yücel, D. (2019). Mikro Yapraklı Kolimatör Sistemlerinin Düzleştirici Filtreli ve Filtresiz 10 MV Foton Demetleri İçin Monte Carlo Metoduyla İncelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Temel Onkoloji ABD. Doktora Tezi. İstanbul

Bu çalışmada, EGSnrc® Monte Carlo programı kullanılarak HDMLC sistemine sahip Varian® TrueBeam STx® lineer hızlandırıcısı modellenmiş ve Varian Eclipse® tedavi planlama sisteminde AAA ve AXB algoritmaları kullanılarak hazırlanan tedavi planları simüle edilmiştir.

Cihazın modellenmesi sırasında öncelikle MLC içermeyen açık alanlar, sonra MLC'nin jawdan içeride olduğu statik alanlar değerlendirilmiştir. Test için alınan ölçümler Sun Nuclear 3D Scanner su fantomu kullanılarak 100 cm kaynak yüzey mesafesinde (SSD) ölçülmüştür.

Tüm PDD ve profil değerlendirmelerinde alan boyutu, penumbra ve QI gibi değerlendirme kriterlerinin yanı sıra %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizleri ölçüt alınmıştır. Bir açıklaması olmadıkça, her ölçümün bu değerler içinde yapılan gama analizinde tam uyum göstermesi amaçlanmıştır.

Tedavi planı simülasyonunda, rando fantom görüntüsü üzerinde bir geniş alan serviks ve bir küçük alan sol akciğer 3D konformal planları değerlendirilmiştir. Değerlendirme aşamasında MATLAB® ve CERR programlarından faydalanılmıştır.

Tedavi planı değerlendirmelerinde yapı bazlı üç boyutlu gama analizleri kullanılmış; ayrıca DVH karşılaştırmalarından yararlanılmıştır.

Oluşturulan modelin gerçek ölçümlerle çok yüksek bir uyum gösterdiği ve karşılaştırma verilerinin uyumlu olduğu görülmüştür.

Hem serviks hem de akciğer tedavi planlarında EGSnrc modelleriyle AXB algoritması arasında %1 DD ve 1 mm DTA kriterlerinde yüksek, %3 DD ve 3 mm DTA kriterlerinde tam uyum görünmüştür. Ancak, AAA algoritmasının heterojen ortamlarda %1 DD ve 1 mm DTA kriterleri kullanıldığında başarısız olduğu gözlenmiştir.

Çalışmamızda, ölçümlerden ve tedavi planlama sistemlerinden tamamen bağımsız ve yüksek doğruluğa sahip bir Monte Carlo hesaplama yöntemi geliştirilmiştir. Bu sistem sayesinde herhangi bir durumu yüksek bir hassasiyetle modellememiz ve doğrulamamız mümkündür.

Anahtar Kelimeler: Monte Carlo, EGSnrc, TrueBeam, AAA, AXB

ABSTRACT

Yücel, D. (2019). Investigation of Micro Leaf Collimator Systems with Monte Carlo Method for 10 MV Photon Beams with and without Flattening Filter. Istanbul University, the Institute of Health Sciences, Department of Basic Oncology. Doctorate Thesis. Istanbul

In this study, TrueBeam STx linear accelerator and treatment plans which were prepared in Varian Eclipse treatment planning system with AAA and AXB algorithms were simulated using EGSnrc Monte Carlo program.

Firstly, open fields and secondly static fields with MLC which were closed more than jaws were evaluated. Test beams were measured with 100 cm source to skin distance (SSD) via Sun Nuclear 3D Scanner water phantom.

Gamma analysis with 2% DD and 2 mm DTA were accepted as reference besides field size, penumbra and QI for the evaluation of all PDD and profiles. Unless there is a reasonable explain, all the results were expected to be matched under the gamma analysis.

During treatment planning simulation, one large cervix and one small lung 3D conformal plans were evaluated. For the evaluation, MATLAB and CERR software were used.

For the comparisons of the treatment plans with the simulations, structure specific 3D gamma analysis methods were used as well as DVH graphics.

Great match between the simulations and real water phantom measurements were observed.

There was good match for 1% DD and 1 mm DTA between AXB and EGSnrc and perfect match for 3% DD and 3 mm DTA. However, it was found that AAA algorithm fails under 1% DD and 1 mm DTA especially on heterogenous environment.

In our study, a highly precise Monte Carlo calculation method which is totally independent from any measurement or treatment planning system was developed. It is possible to simulate or verify any situation precisely.

Key Words: Monte Carlo, EGSnrc, TrueBeam, AAA, AXB

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Yüksek enerji fiziği araştırmaları günümüz bilim ve tıp dünyasında önemli bir yer tutan parçacık hızlandırıcılarının gelişiminin arkasındaki itici güç olmuştur.

1752 yılında Benjamin Franklin'in elektriğin varlığını keşfetmesinden itibaren yapılan çalışmalar, bilimi adım adım atom altı ve yüksek hızlı parçacıklara yönlendirmiş; yapılan buluşlar, sanayide ve tıpta çığır açıcı gelişmelere imkân tanımıştır.

William Morgan tarafından 1785 yılında Royal Society of London'da yayınlanan bir yazıda, içi kısmen boşaltılmış cam bir tüpten geçen elektrik akımlarının bir parıltı ürettiğinden bahsedilmektedir. Morgan'ın bu çalışmalarına öğrencisi Michael Faraday ve diğer birçok bilim adamı devam etmiştir. (1)

İngiliz fizikçi William Crookes ve arkadaşları tarafından 1869-1875 yılları arasında yapılan çalışmalar neticesinde, Morgan'ın çalışmalarına dayanan Geissler tüpleri geliştirilerek, Crookes (Crookes-Hittorf) tüpleri icat edilmiştir. İçi kısmen vakumlu ve iki metal elektrot (katot ve anot) içeren bu tüplere yüksek voltaj uygulandığında, katottan anota doğru ilerleyen katot ışınları (elektron atımları) gözlemlenmiştir. (2)

Morgan'ın makalesinden 110 yıl sonra, Crookes tüpleri üzerinde çalışan Wilhelm Conrad Röntgen 08 Kasım 1895'de Würzburg Üniversitesi laboratuvarlarında X ışınlarını keşfetmiş ve bu keşfi dünyaya 22 Aralık 1895'de karısı Anna Bertha (Ludwig) Roentgen'in elinin bir film görüntüsünü çekerek duyurmuştur. (3)

X ışınlarının keşfi lineer hızlandırıcıların, dolayısıyla radyoterapinin başlangıcı olarak düşünülebilir. Röntgen'in çalışmalarının ardından, esasında X ışınlarının özelliklerini incelemek isteyen Henri Becquerel 1896'da radyoaktiviteyi; Becquerel'in çalışmalarından esinlenen Marie Sklodowska Curie ve Pierre Curie 1898'de Radyum'u keşfetmişlerdir.

X ışınlarının ve Radyum'un ciltte oluşturduğu kızarıklık, yanık ve kıl dökülmesi gibi etkiler tıp dünyasının ilgisini bu yeni keşiflerin üzerlerine çekmiştir. X ışınları, keşfin hemen ardından, 1897 yılında Viyana Üniversitesi'nde Leopold Freund tarafından doku tedavisi amacıyla kullanılmaya başlanılmıştır. 1899 yılında İsveçli

bilim adamları Stenbeck ve Sjögren X ışınlarını karsinoma tedavilerinde kullanmaya başlamış ve 1906 yılında dünyanın ilk kanser araştırma enstitüsü Almanya'nın Heidelberg kentinde Vinzenz Czerny tarafından "Deutsches Krebsforschungszentrum" adıyla kurulmuştur.

Henüz 1900 yılında, dermatoloji profesörü Allen Pusey tarafından, X ışınlarının cilt hastalıklarının tedavisi ve kıl dökümü amacıyla kullanılması üzerine bir makale yayınlanmıştır. 1903 yılında, aynı zamanda telefonun mucidi olan Graham Bell, X ışınları ve radyumun derin tümörlerin tedavisinde neden başarısız olduğunu açıkça ortaya koymuş ve interstisyel brakiterapi fikrini oluşturmuştur. (4,5)

X ışınları üzerinde yapılan yüksek enerji fiziği çalışmalarına paralel olarak, yapılan keşiflerin tıp dünyasına entegrasyonu üzerinde de yoğun olarak çalışılmıştır. Elektronlar 1897 yılında J.J. Thomson ve nötronlar 1932 yılında James Chadwick tarafından keşfedilmiştir. Lineer hızlandırıcıların temeli 1930 yılında Rolf Wideroe tarafından atılmış, aynı yıl Ernest Lawrence ve M. S. Livingston 25 inç genişliğinde bir kıklotron yapmıştır. Bu keşiflerin tıba uygulanması neticesinde 1938 yılında R. Stone ve J. Lawrence tarafından ilk kez hızlı nötron radyoterapisi uygulanırken, 07 Eylül 1953'de İngiltere'nin Hammersmith Hastanesi'nde ilk kez bir elektron lineer hızlandırıcısı doku tedavisi amacıyla kullanılmıştır.

Bir yandan lineer hızlandırıcıları geliştirme çabaları sürdürülürken, diğer yandan yapılacak deneylerin sonuçlarının kâğıt üzerinde ve ölçüm hatalarından bağımsız bir şekilde tahmin edilebilmesi üzerine yoğunlaşmış; bu durum 20. yüzyılın ikinci yarısında matematik biliminin yüksek enerji fiziği çalışmalarına damga vurmasını sağlamıştır.

Bir elektron lineer hızlandırıcısında üretilen bir elektronun hızlandırıldıktan sonra belli bir mesafe kat edip istenilen hedefe çarpması ve burada bir etkileşime girmesi kadar elektronun oluşturulduğu anda başka bir atomik parçacıkla etkileşime girerek yok olması da mümkündür. Bununla birlikte, oluşturulan her bir elektronun hızlandırma işleminin herhangi bir noktasında olası fiziksel etkileşimlerden herhangi birine maruz kalması da mümkündür. Bu sebeplerden dolayı, bir işlemin (deneyin) sonucunu hesaplayabilmek için, olası tüm senaryoları çözmek gerekmektedir. Fakat, milyarlarca parçacığın her birinin tam olarak nasıl davranacağını hesaplamak neredeyse imkânsız bir işlemdir.

Bilim adamları bu sorunu çözebilmek için, “Buffon’un İğnesi” çalışmasında Pi sayısının hesaplanmasına benzer bir mantıkla, belli mantıksal süzgeçleri kullanarak, olası tüm senaryoların hesaplanmadığı ancak yine de gerçek sonuca çok yaklaşılabildiği bir istatistiksel metot geliştirmişlerdir.

Monte Carlo adı verilen bu yöntem üzerinde ilk olarak 1930’lu yıllarda Fermi çalışmış ancak o zamanlar bu konu üzerine herhangi bir çalışma yayınlamamıştır. Monte Carlo yöntemi, isim babası olan Metropolis ve döneminin diğer önemli bilim adamları Ulam, Fermi ve von Neumann tarafından geliştirilmiş; parçacık fiziği alanında ilk kez Manhattan Projesi’nde Hidrojen Bombası yapımında kullanılmıştır. (6)

Monte Carlo adı, doğada gerçekten de var olan, rastlantısallıktan ileri gelmektedir. Rastlantısal olarak oluşturulmuş yeteri kadar parçacığın hareketlerinin çözülmesinin, belirli bir hata payı içerisinde, gerçekte oluşacak sonuçları öngörmek için yeterli olduğu varsayımına dayanmaktadır. Burada, hesaplamalar içerisinde düşük önem arz eden davranışların takibi belirli bir noktada bırakılmakta ve farklı istatistiksel yaklaşımlar sayesinde çözümleme süresi kısaltılmaktadır. Ne kadar çok parçacık çözümlenirse, gerçekte hesap arasındaki benzerlik o kadar artmaktadır.

Monte Carlo metodu medikal lineer hızlandırıcılarda başarıyla kullanılmakta; cilt yüzeyindeki, alan dışındaki ya da blok altındaki dozlar, heterojen ortamdaki doz geçişleri ya da çok küçük alan boyutlarındaki doz dağılımları yüksek bir doğrulukla hesaplanabilmektedir. Monte Carlo simülasyonları sayesinde, incelenmesi çok zor olan ya da hiç mümkün olmayan problemlerin düşük hata paylarıyla modellenmesi ve doğrulanması mümkündür.

Bu çalışmada, Monte Carlo metodunu kullanarak günümüzün en gelişmiş ve tercih edilen medikal lineer hızlandırıcılardan biri olan TrueBeam STx® cihazını modelleyerek, alternatif tedavi planlama yöntemini oluşturmayı amaçladık. Oluşturduğumuz planlama yönteminin doğruluğunu su fantomu ölçümleri ve Eclipse tedavi planlama sistemi algoritmaları karşısında inceledik.

2. GENEL BİLGİLER

Yüksek enerji fiziğinde ve tıpta radyasyon tedavisinde genel olarak alternatif akımla çalışan lineer hızlandırıcılar kullanılmaktadır. Bu teknolojiye giden yolda, çağın imkanları ve keşifleri doğrultusunda, öncelikle doğru akımla çalışan hızlandırıcılar geliştirilmiş; alternatif akım ancak 2. Dünya Savaşı'nda radar teknolojilerinin geliştirilmesinden sonra hızlandırıcılarda kullanılabilir hale gelmiştir.

20. yüzyılın ikinci yarısında gelişen bilgisayar teknolojileri lineer hızlandırıcıların geliştirilmesini, medikal hesaplama algoritmalarının oluşturulmasını ve daha güçlü Monte Carlo hesaplama araçlarının yapılmasını mümkün kılmıştır.

2.1. Doğru Akım (DC) Hızlandırıcıları

Lineer hızlandırıcılara giden yolda, doğru akımla çalışan hızlandırıcılar yer almaktadır. Bu cihazlar görece basit teknolojilerine rağmen sağladıkları yüksek fayda sayesinde, klystron ve magnetron teknolojileri geliştirilmeden evvel özellikle 20. yüzyılın ilk yarısında, fizik dünyasına damga vurmuşlardır.

2.1.1. Cockcroft Walton Jeneratörü

Atom, kelime olarak eski Yunanca'da bölünmez anlamına gelmektedir.

1906 yılında Alfa parçacıklarıyla yaptığı deneyler üzerine Thomson'ın üzümlü kek atom modelini değiştirerek pozitif yüklerin bir arada ve atomun merkezinde bulunduğunu ortaya koyan Rutherford, atomik fiziğin nükleer fiziğe doğru ilerlemesinin önünü açmıştır.

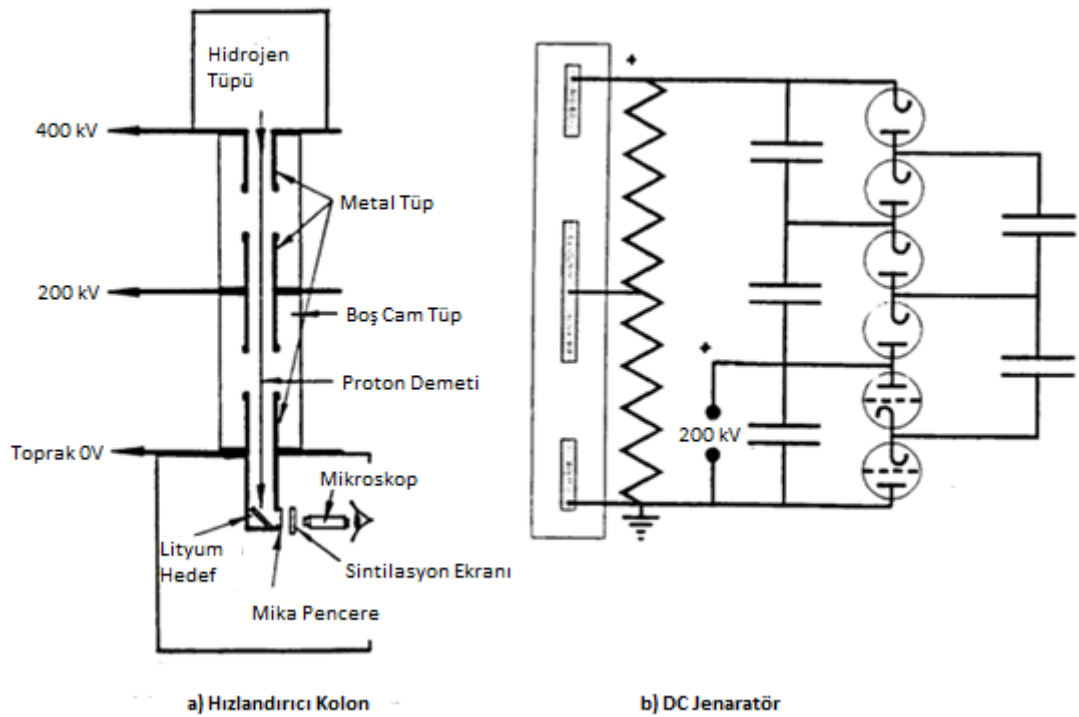
Çekirdeğin yapısını incelemek isteyen Rutherford'a göre çekirdeği parçalamak için "Bir sabun kutusunda 1 Milyon volt" olarak tanımladığı ve zamanı teknolojisiyle imkânsız olan çok yüksek bir enerji gerekmekteydi. Fakat, 1928 yılında, tamamen bağımsız bir çalışma sırasında tünellemeyi keşfeden Gurney ve Gamov, Rutherford'un öngördüğü ihtiyacın yarısı olan 500 keV'lik bir enerjinin atomu bölmek için yeterli olabileceğini gösterdi.

Rutherford uygulanabilir bulduğu bu teknolojiyi hayata geçirmeleri için asistanları Cockcroft ve Walton'u teşvik etmiş, ikili bir partikül hızlandırıcısı tasarlamaya başlamış ve 1932 yılında lityum atomunu 400 keV proton ile bölmeyi

başarmışlardır. Bir Lityum atomunun hızlandırılmış bir Hidrojen çekirdeği ile vurularak iki Helyum atomuna parçalandığı bu ünlü atom yarma deneyi, bir atomun insan kontrolünde ilk kez tam bölünmesi olup, Cockcroft ve Walton'a 1951 yılında Nobel Fizik Ödülü'nü getirmiştir.

İsveç Bilim Akademisi bu çalışma için “Dünyadaki bilim adamları tarafından hevesle ele alınan, yeni ve verimli bir araştırma alanı açtı. Nükleer fiziğin tüm yolunu derinden etkiledi ve bilim tarihinde bir dönüm noktası olarak öne çıkıyor.” ifadelerini kullanmıştır. (7)

Cockcroft Walton jeneratörü 800 kV'a kadar yüksek enerji sağladığından, daha yüksek enerjili hızlandırıcılar için giriş aşaması olarak yaygın bir şekilde kullanılmıştır ve hala güçlü parçacık hızlandırıcılarında voltaj sağlamak için kullanılmaktadır (Şekil 2-1).



Şekil 2-1: Bir Cockcroft Walton Jeneratörü'nün yapısı. a) Hızlandırıcı Kolon. Londra Bilim Müzesi'nde tutulan orijinal cihazı tasvir etmektedir b) DC Gerilim Jeneratörü

2.1.2. Van de Graaff Jeneratörü

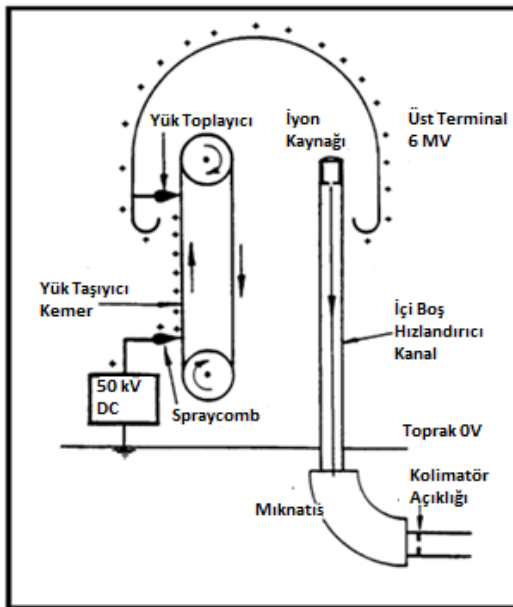
Van de Graaff jeneratörü, Oxford Üniversitesi'nde araştırmacı olarak bulunan Amerikalı fizikçi Robert J. Van de Graaff tarafından 1929 yılında icat edilmiştir.

Yalıtımlı bir sütunun üstünde bulunan içi boş bir metal küre üzerinde elektrik yükü biriktirmek için hareketli bir kayış kullanan ve çok yüksek bir elektrik potansiyeli yaratan elektrostatik bir jeneratördür. Düşük akım seviyelerinde çok yüksek doğru akım gerilimi üretmektedir.

İlk cihaz Princeton'da 1.5 MV potansiyelinde kurulmuş ancak, hızlandırıcı tüpün geliştirilmesi zaman aldığı için, bu tip bir makine atomun 1932'de bölünmesinden çok sonraya kadar fizik araştırmalarında kullanılamamıştır.

Van de Graaff jeneratörü fizik araştırmaları için bir parçacık hızlandırıcı olarak tasarlanmıştır ve sahip olduğu yüksek potansiyel sayesinde atom altı parçacıkları vakumlu bir tüpün içerisinde çok yüksek hızlara çıkarabilmektedir. 1930'lu yıllarda, kıklotron cihazı geliştirilene dek, mevcut en güçlü hızlandırıcı olmuştur.

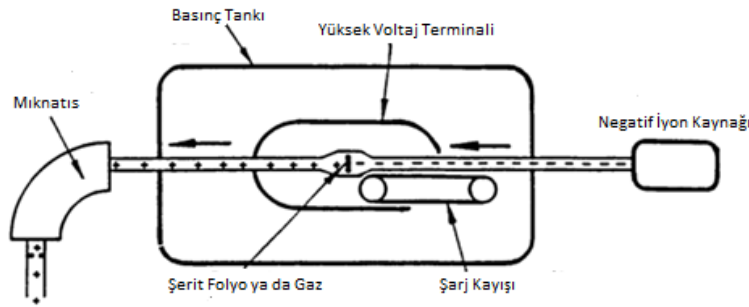
Van de Graaff jeneratörü günümüz nükleer araştırma merkezlerinde yüksek enerjili parçacık ve X ışını üretimi için hala kullanılmaktadır (Şekil 2-2).



Şekil 2-2: Van de Graaff Jeneratörü

Van de Graaff jeneratörünün sonraki sürümlerinde iki yeni özellik eklenmiştir. Öncelikle, elektrot sistemi ve tüp kuru azot veya Freon içeren 9-10 atmosfer basınçlı bir

tanka konularak elde edilen potansiyel fark 10 MV'ye kadar yükseltilmiş; akabinde, Tandem hızlandırıcı sistemi geliştirilmiştir (Şekil 2-3).



Şekil 2-3: İki aşamalı Tandem Hızlandırıcı

Tandem hızlandırıcıları, hızlanma voltajını iki kez kullanmaktadır. Bu teknikte, sırasıyla, negatif iyonlar oluşturmak için nötr atomlara fazladan birer elektron bağlanmakta, negatif iyon ışınları toprak potansiyelinde Tandem'e enjekte edilmekte ve her bir negatif iyondan en az iki elektronu kopararak onları pozitif iyonlara dönüştüren ince bir folyodan geçmeleri için negatif iyonlar yüksek voltajlı terminal boyunca hızlandırılmaktadır. Oluşan bu pozitif iyonlar daha sonra geriye, toprak potansiyeline doğru ikinci kez hızlandırılmaktadır.

Van de Graaff jeneratörü ve Tandem, sabit enerji yayılımını sağlamaktadır. Yüksek enerjili bir Tandem Oak Ridge Ulusal Laboratuvarı'nda (TN, ABD) bulunmaktadır ve rutin olarak merkezi terminalde 24.5 MV ile çalışmaktadır. Bununla birlikte, Strazburg'da (FR) 35 MV'de faaliyet gösteren bir Tandem yapımı için bir proje olan Vivitron yürütülmektedir. (8)

2.2. Alternatif Akım (AC) Hızlandırıcıları

Doğrusal akım hızlandırıcıları nükleer fizik araştırmaları için ilk geliştirilen hızlandırıcılar olmasına rağmen, Tandem dışında sistemde üretilebilecek maksimum voltajla sınırlı kalınması, çok büyük boyutları ve yüksek enerjilerde ani yük boşalmaları gibi sebeplerle yüksek enerji fiziği gereksinimleri için kısıtlayıcıydılar ve bir çözüme ihtiyaç duyulmaktaydı.

2.2.1. Alternatif Akım Hızlandırıcıların Çalışma Prensibi

DC hızlandırıcılarda yaşanan sorunlara karşı aranan çözüm, 1924 yılında İsveçli bilim adamı Ising tarafından aynı gerilimin alternatif akım kullanılarak parçacıklara birden fazla kez uygulanması olarak geliştirilmiştir.

Rezonans ivmesi adı verilen ve günümüzün yüksek enerjili tüm hızlandırıcılarının temel prensibini oluşturan bu teoremin Cockcroft Walton sistemiyle arasındaki fark, alanların statik veya zamana göre değişen şekillerde tanımlanıyor olmasıdır.

Bir elektrik alanı, birincinin bir skaler ve ikincinin bir vektör potansiyelden türetildiği iki terimin toplamı olarak ifade edilebilir:

$$\vec{E} = -\nabla\phi - \frac{\partial}{\partial t}\vec{A} \quad 2-1$$

$$\vec{B} = \nabla \times \vec{A} \quad 2-2$$

Denklem 2-1'deki ilk terim Cockcroft-Walton ve Van de Graaff makinelerinin statik elektrik alanını tanımlamaktadır. Bir parçacık elektrostatik bir alanda bir noktadan diğerine hareket ettiğinde, potansiyel farkına göre enerji kazanmaktadır. Ancak parçacık orijinal noktaya döndüğünde, örneğin dairesel bir hızlandırıcıda tam bir dönüş yaptığında, kazandığı tüm enerjiyi kaybederek başlangıçtaki potansiyeline geri dönmesi gerekmektedir. Bu nedenle, DC geriliminin dairesel bir makinede hızlanmaya net bir katkısı olmamaktadır.

Denklem 2-1'deki ikinci terim zamanla değişen alanı tanımlamaktadır. İşte bu, günümüzdeki tüm yüksek enerjili hızlandırıcıların çalışmasını sağlayan terimdir.

Denklem 2-1 ve Denklem 2-2'nin kombinasyonu, elektrik alanını manyetik alanın değişim oranıyla ilişkilendiren Faraday Yasası'nı vermektedir. (9)

2.2.2. AC Hızlandırıcıların Geometrik Temeli

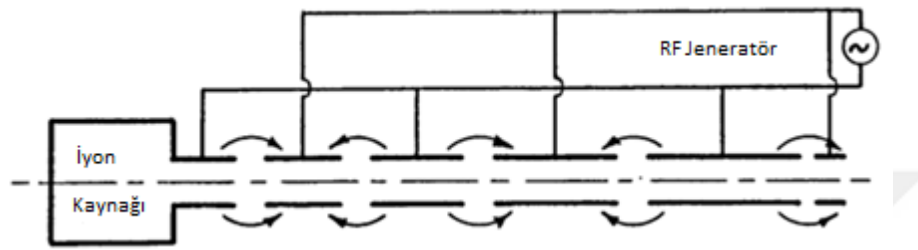
Hızlandırıcılarda Faraday Yasası'ndan faydalanmak için geliştirilmiş iki temel geometri vardır. Bunlardan ilki, Ising'in parçacıkların lineer iletken drift tüpleriyle hızlandırılmasını önerdiği fikridir. Wideröe, Ising'in bu dahiyane tasarım fikrini 1928'de 'prensip kanıtı' olarak oluşturmayı başarmıştır. İkinci geometrik fikir, daha sonra konu edilecek olan, Betatron'dur.

2.2.3. Ising'in Hızlandırıcı Modeli

Ising'in tasarımında kullanılan alternatif drift tüpleri, bir RF jeneratörünün aynı terminaline bağlanmaktadır. Jeneratör frekansı, boşlukta hareket eden bir partikülün hareket yönünde tek bir elektrik alanını göreceği ve partikül sürüklenme borusu içindeyken elektrik alanı terse döndürüp partikül tüpten çıktığında tekrar aynı elektrik

alan yönüne denk geleceği şekilde ayarlanmaktadır. Parçacık enerji kazanıp hızlandıkça, senkronizasyonu korumak için, yapı boyutlarının gittikçe uzayan bir şekilde yapılması gerekmektedir (Şekil 2-4).

Ising'in bu orijinal fikri 'gerçek' hızlandırıcıların başlangıcı olarak düşünülebilir. Fikir o kadar işlevseldir ki, muhtemelen gelecekte tasarlanacak TeV aralığındaki yeni nesil lineer çarpıştırıcılar da frekansın birkaç on GHz aralığında olması dışında, aynı rezonans hızlanma prensibini uyguluyor olacaktır.



Şekil 2-4: Ising'in Teorisi üzerine bir RF linak çizimi

2.2.4. Kiklotronlar

Ising'in fikrine dayanan lineer hızlandırıcıların o yıllardaki teknolojiyle yapılması zor olduğu için, daha basit yapılı ve zamanın ihtiyaçlarını karşılayabilen Kiklotron cihazları (Cyclotron) geliştirilmiş ve bu sistemler 1930'lu yıllara damgasını vurmuştur. Kiklotron Ernest Lawrence'ın, Wideröe'nin 1931 yılında M. Livingston tarafından hidrojen iyonlarını 80 keV'e kadar hızlandırarak deneyimlediği bir çalışmasından esinlenerek geliştirdiği, sabit frekanslı hızlandırıcılardır (Şekil 2-5).

Lawrence'ın ilk kiklotron modeli 1932'de yapılmış ve 30 cm'den daha ufak bir çapta protonları 1,25 MeV'e dek hızlandırmayı başarmıştır. Lawrence, atomu Cockcroft ve Walton'dan sadece haftalar sonra parçalamış ve 1939 yılında Nobel Fizik Ödülü'nü almıştır. (10)

Aynı yıl, Croker Kiklotron adı verilen ve radyoaktif kaynaklardan yayılan enerjik alfa parçacıklarının enerjisinin iki katı olan 20 MeV enerjiye sahip proton oluşturabilecek 1,5 m çapında bir kiklotron California Üniversitesi'nde inşa edilmiştir.

2.2.4.1. Kiklotronların Çeşitleri ve Çalışma Prensipleri

İki tür Kiklotron bulunmaktadır: Klasik (Görelî Olmayan) ve AVF (İzokronik) Kiklotronlar.

Klasik kiklotronların odaklanması zayıf olduğundan, artan yarıçapa bağlı olarak dönüş frekansı azalmakta ve izokronizm kaybı yaşanmaktadır (Şekil 2-6). Bu sebepten

dolayı, daha yüksek enerjilere çıkabilmek için, enerji ve kütle arttıkça hızlanan elektrik alanın frekansını azaltarak daha yüksek enerjiler elde edebilen bir makine olan, Sinkrosiklotron (synchrocyclotron) ya da AVF kiklotron kullanılmaktadır.

AVF: Azimutsal Değişimli Kiklotron (Azimuthally Varying Cyclotron)

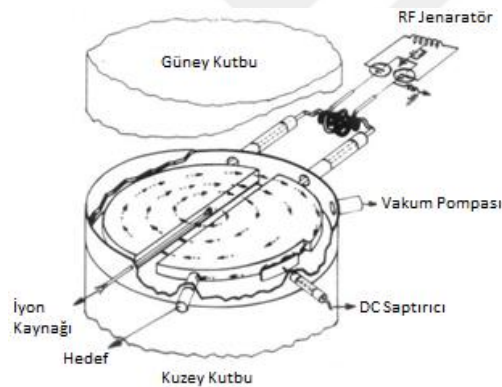
$$B(r, \theta) = \langle B(r) \rangle + \text{Mod}(r, \theta) \quad 2-3$$

RF sabit olup $\langle B \rangle$ manyetik alanı artan yarıçapla birlikte, parçacığın artan göreceli kütlesini kompanse etmek için, artmaktadır.

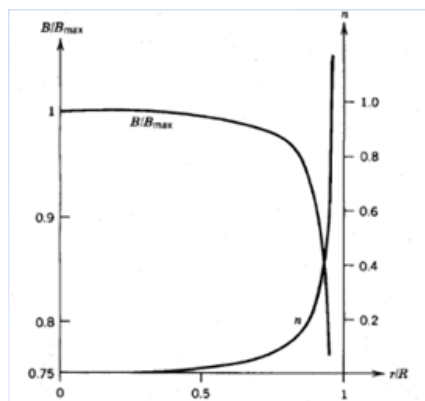
$$f = q \langle B \rangle / 2\pi m \gamma \quad 2-4$$

Dikey odaklama B 'nin azimutsal değişimi ile başarılmaktadır ve aksiyel odaklama kuvveti sektörlere spiral bir şekil vererek sağlanmaktadır.

Kiklotronlar enerjide göreceli etkilerle sınırlı olduğundan, kiklotronların geliştirilmeye devam edilmesine rağmen, parçacık fiziği araştırmalarında sinkrotron (synchrotron) kullanılmaya başlanmıştır (10).



Şekil 2-5: Bir Kiklotron'un genel yapısı



Şekil 2-6: Bir Kiklotron'daki manyetik alan ile yarıçapın ilişkisi

2.2.5. Betatronlar

Max Steenbeck elektronları hızlandırmak için yaptığı çalışmalar sırasında, Rolf Widerøe'un araştırmalarından esinlenerek, ilk Betatron cihazını 1935 yılında Almanya'da icat etmiştir. Donald Kerst bu ilk Betatron'un tasarımını 1940'lı yıllar boyunca ABD'de sürdürmüştür. Kerst ve Serber 1941 yılında, betatronlarındaki parçacık salınımı üzerine bir makale yayınladığında, "Betatron Salınımı" terimi, tüm cihazlarda bu salınımlara atıfta bulunmak için evrensel terim olarak kabul edilmiştir.

Bir betatron, ana bobini vakumdaki elektronları dairesel bir yol etrafında hızlandıran ve ikincil bobini torus şekilli bir vakum tüpüne benzeyen bir transformatör, yani dönüşlü (cyclic) bir parçacık hızlandırıcıdır.

Betatron, basit bir elektron tabancasıyla elde edilebileceğinden daha yüksek enerjilerde elektron ışını üretebilen tarihteki ilk makine olup göreliliklere karşı duyarsız, basit ama sağlam bir cihazdır. Aktif tek ünite ana mıknatısın büyük indüktif yükünü besleyen güç dönüştürücüsü olup, parçacık enerjisinin alan seviyesi ile odaklanması ve senkronize edilmesi ana mıknatısın geometrisi ile belirlenmektedir.

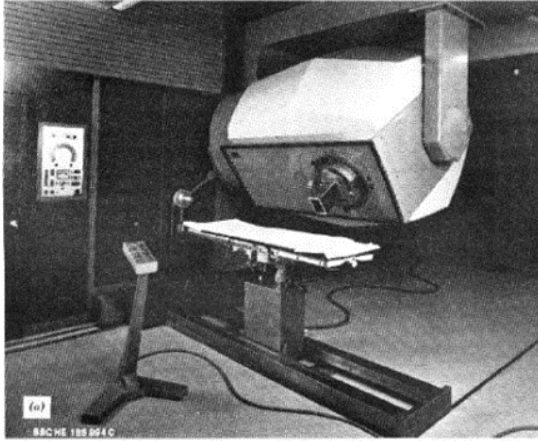
Manyetik alan üzerinden akım geçen bobinler tarafından oluşturulur ve vakum kısımdaki manyetik alanın yoğunluğu zamanın bir fonksiyonu olarak değişmektedir. Artan manyetik akı elektronları vakumlu bölgede hızlandırmaya yarayan kendisine dik bir elektrik alan oluşturur.

Betatronlar, yaklaşık 300 MeV'e kadar olan yüksek enerjili elektron ışınlarını sağlamak için parçacık fiziği deneylerinde kullanılmıştır. Elektron metal bir plakaya yönlendirilirse, betatron, enerjisi yüksek X veya gama ışınlarının kaynağı olarak da kullanılabilir ve bu ışınlar endüstriyel ve tıbbi uygulamalarda (tarihsel olarak radyasyon onkolojisinde) kullanılabilir (Şekil 2-7).

Bir betatronun sağlayabileceği maksimum enerji, demirin doygunluğundan dolayı, manyetik alanın gücü ve mıknatıs çekirdeğinin pratik büyüklüğü ile sınırlı olduğundan, bu sınırlamaları aşabilmek için yeni nesil hızlandırıcılar üzerinde çalışılmaya devam edilmiştir. (11)

2.2.5.1. Betatronların Çalışma Prensipleri

Betatronlar Faraday İndüksiyon Yasası'nı kullanmaktadır. Bu yasaya göre, kapalı bir devre içinde bir mıknatıs gezdirildiğinde, mıknatıs hareket ettiği süre boyunca, devrede elektrik akımı oluşmaktadır.



Şekil 2-7: Radyoterapide kullanılmış bir Betatron

$$\varepsilon = -\frac{d\phi B}{dt} \quad 2-5$$

$$\varepsilon = -N \frac{d\phi B}{dt} \quad 2-6$$

ε : İndüklenen gerilim (Elektromotor kuvveti)

$d\phi B$: Manyetik akıdaki değişim

dt : Zamandaki değişim

N : Telin sarım sayısı

$d\phi B/dt$: Zamandaki akımın türevi

Burada negatif işaret indüklenen gerilimin yönünü vermektedir. Lenz Kanunu'na göre gerilim veya akım kendisini meydana getiren indüklenmedeki değişime zıt yönde olmalıdır.

Bir betatronda, birincil bobinde değişen manyetik alan, vakumlu torusa enjekte edilen elektronları hızlandırır ve bunların, bir transformatörün ikinci bobininde akım indüklenmesi ile benzer bir şekilde, torus etrafında dolaşmasına neden olur (Şekil 2-8).

Elektronlar için kararlı yörünge:

$$\theta_0 = 2\pi r_0^2 H_0 \quad 2-7$$

Burada;

θ_0 : Elektron yörüngesi tarafından çevrelenen alan içindeki akı

r_0 : Elektron yörüngesinin yarıçapı

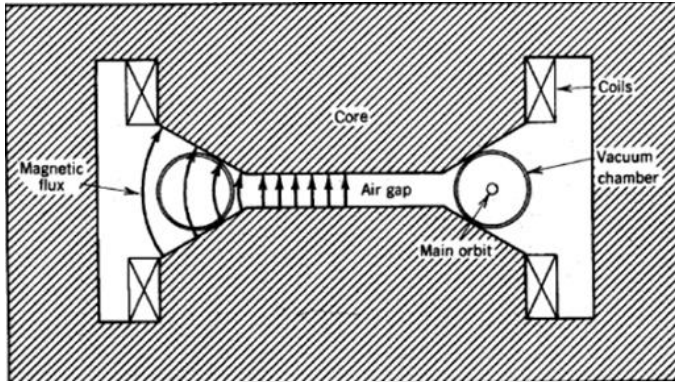
H_0 : r_0 'daki manyetik alandır.

Buna göre, yörüngedeki manyetik alan, dairesel kesiti üzerindeki ortalama manyetik alanın yarısı olmalıdır:

$$H_0 = \frac{1}{2} \frac{\theta_0}{\pi r_0^2}$$

2-8

Bu, Widerøe'nin Durumu olarak adlandırılmaktadır.



Şekil 2-8: Bir Betatron'un teknik çizimi

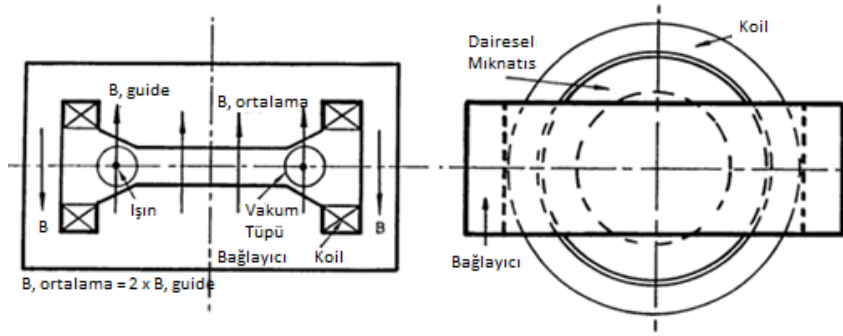
$$B(R) = 1/2 * B_{avg}(R)$$

2-9

$B(R)$ = orbitadaki alan

$B_{avg}(R)$ = orbita içinden geçen akının ortalama yoğunluğu

Faraday Yasası, uygulanan manyetik alanın periyodik yükseliş ve düşüşünün kavite ekseninde bir elektrik alanı oluşturacağını ve ışın demetinin geçişi ile senkronize edilebileceğini söylemektedir. Mıknatıs çekirdeğinden geçen akı arttıkça, bir dairesel elektromanyetik güç yüklü parçacıkları daha yüksek enerjilere doğru yönlendirmektedir. Önemli nokta, ışın enerjisinin artmasına karşılık, parçacığı aynı yörüngede (orbita) tutacak şekilde, çevreleyen manyetik alandaki artışı ayarlayabilmektir. Widerøe'nün "strahlung transformator" veya "ışın transformatörü" olarak adlandırdığı bu konfigürasyon günümüzde "betatron ivmesi" olarak bilinmektedir (Şekil 2-9). (11)



Şekil 2-9: Bir Betatron'un detaylı çizimi

2.3. Mikrotrotronlar

Mikrotron bir lineer hızlandırıcı ile bir kikutronun özelliklerinin karışımı olan bir elektron hızlandırıcısı olup değişmeyen bir manyetik alan oluşturmaktadır. Sabit bir radyo frekansa (RF) ve iyi ayrılmış orbitalara sahiptir (Şekil 2-10). İlk Mikrotron 1944 yılında V.I. Veksler tarafından icat edilmiştir. Mikrotronlar, az da olsa, radyoterapide kullanılmışlardır. İki tür Mikrotron tasarımı vardır: dairesel (circular) ve düzlemsel (racetrack). (12)

Dairesel mikrotronda elektron bir mikrodalga rezonans boşluğundan enerji kazanır ve homojen bir manyetik alanda artan yarıçaplı dairesel bir yörüngeye sahiptir. Partikülün mikrodalga gücüyle aynı fazda kalmasını sağlamak için voltaj, frekans ve manyetik alan boşluktan geçen her geçişten sonra elektronların bir enerji artışı kazanacağı ve manyetikte geçiş süresinde bir artış meydana geleceği şekilde ayarlanmıştır. Düzlemsel mikrotronda miknatıs, yörünge başına daha yüksek enerji kazanımı elde etmek için ayrılan iki D şeklinde kutup parçasına bölünmüştür. Elektron yörüngeleri iki yarım daire ve iki düz bölümden oluşur:

$$\text{Bükülme Yarıçapı: } 1/r = eB/cp = eB/mc^2\phi\beta \quad 2-10$$

$$\text{Devir Zamanı: } \tau = 2\pi r/v = 2\pi mc\phi/eB \quad 2-11$$

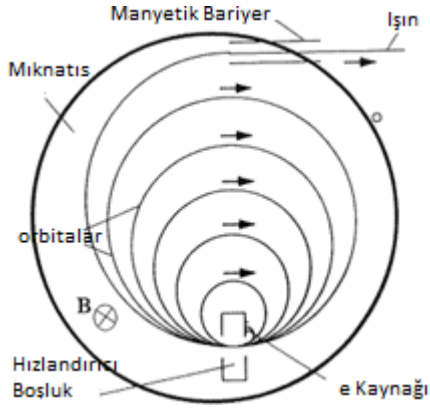
İzokronizm, ϕ değeri 1 ise oluşmaktadır. Eğer ϕ değeri 1'den büyük ise, dönüş başına devir zamanı değişimi ϕ değerindeki değişime eşit olur. İzokronizmi sağlamak için dönüş başına devir zamanı değişiminin $h\nu_{RF}$ kadar olması gerekmektedir. Her geçişte gerekli olan enerji kazancı elektronlar için 511 keV, protonlar için 938 MeV'dir.

2.4. Medikal Lineer Hızlandırıcılara Giden Yolun Kronolojisi

Medikal lineer hızlandırıcıların geliştirilmesine giden yolda yapılan bilimsel keşif ve deneylerin bir özeti Tablo 2-1’de sunulmuştur.

Tablo 2-1: Medikal lineer hızlandırıcıların geliştirilmesinden önceki dönemin kronolojisi

YIL	OLAY
1895	Lenard gazlarda elektron saçılmalarını gözlemledi (Nobel Ödülü).
1906	Rutherford birkaç MeV enerjili doğal alfa parçacıklarıyla mika levhaları ışınladı ve atomik saçılma teorisini oluşturdu.
1911	Rutherford atomik yapılar hakkındaki teorisini yayınladı.
1919	Rutherford doğal alfa parçacıklarıyla bir nükleer tepkime indükledi.
1923	Wideröe, henüz bir öğrenciyken, Betatron’u tasarladı. Bundan 2 yıl sonra açılabilir stabiliteyi de sağladı. Ancak yayınlamadı.
1924	Ising drift tüpleri boyunca zamanla değişen alanlar teorisini sundu ve uygulanan voltajın çok üzerinde enerjilere ulaşmak mümkün hale geldi.
1927	Wideröe bir Betatron yaptı ancak model çalışmadı.
1928	Gamov tünellemeyi buldu ve Rutherford çalışmaları için 500 keV’lik bir enerjinin yetebileceğini düşünmeye başladı.
1928	Cockfort ve Walton, Rutherford’un cesaretlendirmesiyle, 800 kV’lik jeneratör tasarlamaya başladı.
1928	Wideröe Ising’in prensibini 1 Mhz ve 25 kV osilatör yardımıyla 50 keV potasyum iyonları oluşturarak deneyledi.
1929	Lawrence, Wideröe ve Ising’ten esinlenerek ilk Kiklotron’u tasarladı.
1931	Livingston Kiklotron kullanarak Hidrojen iyonlarını 80 keV’e kadar hızlandırdı.
1932	Cockfort ve Walton 400 keV enerjili proton ile Lityum atomunu parçalayarak 1951 yılında Nobel Ödülü’nü aldı. Jeneratör 700 kV’ye ulaştı.
1932	Lawrence’ın kiklotronu protonları 1,25 MeV’e kadar hızlandırdı. Lawrence ayrıca atomu parçaladı ve 1939 yılında Nobel Fizik Ödülü’nü aldı.
1940	Kerst 2,2 MeV enerjili elektronlarla çalışan ilk Betatron’u geliştirdi.
1950	Kernst, 300 MeV enerjili ve Dünya’nın en büyüğü olan bir Betatron inşa etti.



Şekil 2-10: Bir Miktotron'un teknik çizimi

2.5. Modern Medikal Lineer Hızlandırıcılar (Ising'in AC Teorisi Üzerine)

Tıbbi hızlandırıcılar, konservatif olmayan mikrodalga RF alanlarını kullanarak elektrotları 4 ile 25 MeV arasında kinetik enerjilere hızlandıran cihazlardır.

Elektronları hızlandırmak en az 2 MW güç gerektirdiğinden, lineer hızlandırıcılar ancak yüksek güç ve frekansta çalışan cihazlar geliştirildiğinde üretilbilir duruma gelmişlerdir. İlgili ihtiyaca cevap veren cihazlar, 2. Dünya Savaşı sırasında yüksek güç ve frekansta çalışan bir osilatör olarak Avrupa'da üretilen Magnetron ve Amerika'da geliştirilen bir yükseltici olan Klystron'dur. Günümüzde kullanılan medikal hızlandırıcılar bu sistemlerden birini kullanmakta ve 2,97 GHz frekansında (S bandı) çalışmaktadır.

Klinik kullanım için çeşitli tipte lineer hızlandırıcılar (linak) mevcuttur. Bazıları yalnızca düşük megavoltaj aralığında (4 veya 6 MV) X ışınları sağlarken, diğerleri çeşitli megavoltaj enerjilerinde hem X ışınları hem de elektron sağlamaktadır. Tipik bir modern yüksek enerjili linak, iki foton enerjisi (6 ve 18 MV) ve birkaç elektron enerjisi (örneğin, 6, 9, 12, 16 ve 22 MeV) sağlamaktadır.

Sürekli geliştirilmekte olan medikal lineer hızlandırıcılar günümüzde 5. nesil olarak sınıflandırılmaktadır. Nesiller sırasında sahip olunan temel özellikler şu şekilde belirtilebilir:

- Birinci Nesil: Düşük enerjili fotonlar (4-8 MV), düz ışın, sabit düzleştirme filtresi, simetrik jawlar, tek iletim iyonizasyon odası, izosentrik montaj.

- İkinci Nesil: Orta enerjili fotonlar (10-15 MV) ve elektronlar, bükülmüş ışın, hareketli hedef ve düzleştirme filtresi, saçılma folyoları, çift iletim iyonizasyon odası, elektron konileri.
- Üçüncü Nesil: Yüksek enerjili fotonlar (18–25 MV) ve elektronlar, çift foton enerjisi ve çoklu elektron enerjileri, akromatik bükme mıknatısı, çift saçılım folyoları veya elektron pencil beam, motorlu kama filtre, asimetrik veya bağımsız jawlar.
- Dördüncü Nesil: Yüksek enerjili fotonlar ve elektronlar, bilgisayar kontrollü çalışma, dinamik kama filtre, elektronik portal görüntüleme cihazı (EPID), çok yapraklı kolimatör (MLC).
- Beşinci Nesil: Yüksek enerjili fotonlar ve elektronlar, MLC ile foton ışını yoğunluğu modülasyonu, MLC ile üretilen yoğunluk modülasyonlu ışınlarla tam dinamik doz üretimi.

Bir medikal hızlandırıcı temel olarak atımlı güç kaynağı, kontrol ünitesi, klystron/magnetron, dalga kılavuzu, devir ettirici sistem, elektron tabancası, hızlandırma bölümü, mıknatıslar, tedavi kafası (birincil ve ikincil kolimatörler, MLC, kama filtre), vakum sistemi, otomatik frekans kontrol sistemi, basınç sistemi ve soğutucu sistemlerden oluşmaktadır.

2.5.1. Klystron

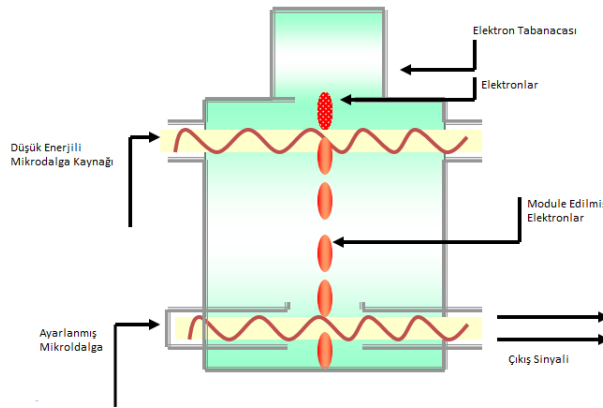
Klystron, elektron akışının hızını kontrol eden termoiyonik bir elektron tüpüdür. Klystron, bir mikrodalga kaynağı olmaktan ziyade, mikrodalgaları yükselten bir cihazdır. Birbirine bir tüp ile bağlanmış demetleyici ve yakalayıcı boşluklardan oluşmaktadır.

Katotta oluşturulan ve Klystron'un ilk kavitesi olan demetleyiciye (the buncher cavity) negatif voltaj atımıyla sürüklenen elektronlar, kavite boyunca alternatif elektrik akımı üreten düşük güçlü mikrodalgalar ile karşılaşır. Elektronların hızları mikrodalgalar yardımıyla ve hız modülasyonu (velocity modulation) olarak bilinen bir yöntemle değiştirilir. Burada bazı elektronlar hızlanırken, bazıları yavaşlamakta ve diğerleri elektrik alandan etkilenmeden kalmaktadır. Bu durumda, hızı ayarlanmış

dalgalar sürükleyici tüplere doğru ilerlerken elektronların demetler halinde kalması sağlanmaktadır.

Elektron demetleri yakalayıcı boşluğuna (the catcher cavity) ulaştığında, boşluğun uçları üzerindeki yükleri indüklerler ve böylelikle geciktirici bir elektrik alan oluşur. Bu etkiye bağlı olarak elektron demetleri yavaşlarlar ve enerjinin korunumu prensibine uygun olarak elektronlardaki bu kinetik enerji kaybı, girişteki düşük güçlü sinyal ile aynı frekansta fakat daha yüksek güçte mikrodalgalara dönüşür (Şekil 2-11).

Klystronlar, 400 GHz'e kadar salınım üretebilecekleri ultra yüksek frekanslı (UHF) devrelerde ve kısa mikrodalga aralığındaki radar kaynakları için kullanılırlar. Yüksek enerjili lineer hızlandırıcılar genel olarak Klystron kullanılmaktadır. Bu cihazlar ile 5-30 MW güç elde edilebilmektedir. (13)



Şekil 2-11: Bir Klystron'un yapısı

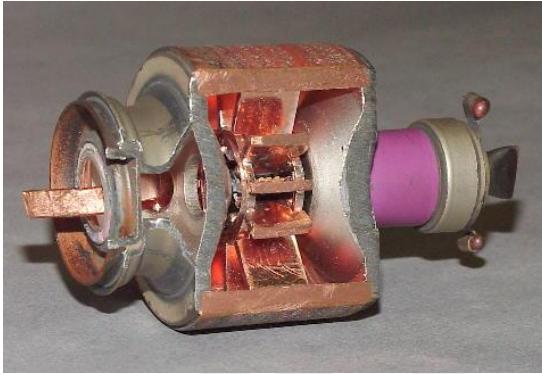
2.5.2. Magnetron

Magnetron, sadece yükseltici olmayıp kendi içerisinde mikrodalga üreten bir cihazdır. Birkaç mikrosaniyelik bir süre içinde mikrodalga darbeleri üreten ve saniyede birkaç yüz atım tekrarlayan bir yüksek osilatör işlevi görür. Her atım içindeki mikrodalgaların frekansı yaklaşık 3 GHz'dir.

Magnetron, merkezi bir katoda ve katı bir bakır parçasından işlenmiş rezonans oyuklarına sahip bir dış anot içeren silindirik bir yapıya sahiptir ve katot ile anot arası vakumlanmıştır. Katotun bir iç filament ile ısıtılması termiyonik bir emisyonla elektronların oluşturulmasını sağlar. Boşlukların kesitine dik olarak statik bir manyetik alan ve katot ile anot arasına atımlı bir DC elektrik alanı uygulanır. Katottan ayrılan elektronlar atımlı DC elektrik alanı yardımıyla anota doğru hızlandırılırlar. Elektronlar, manyetik alanın eşzamanlı etkisi altında, karmaşık spiraller içinde rezonans

boşluklarına doğru hareket eder ve mikrodalgalar şeklinde enerji yayarlar. Üretilen mikrodalga atımları dalga kılavuzu aracılığıyla hızlandırıcı yapısına iletilirler (Şekil 2-12).

Magnetronlar genel olarak düşük enerjili lineer hızlandırıcılara (6 MV ya da daha az) güç sağlamak için 2 MW pik gücünde çalışırlar. Fakat 25 MeV enerjili lineer hızlandırıcıları beslemek için yapılmış 5 MW pik gücüyle çalışan magnetronlar da vardır. (14)



Şekil 2-12: Bir Magnetron'un yapısı

2.5.3. Dalga Kılavuzu

Hızlandırıcı yapının önemli bir kısmı yüksek güç ve frekanslı dalgaların elektronlara uygulanmasıdır. Bunun yapıldığı kısım, dalga kılavuzu adındaki, içinde oluklar bulunan yaklaşık 1 metre boyundaki bir cihazdır.

RF jeneratörü tarafından oluşturulan mikrodalga gücü, içi tamamen boşaltılmış ya da Freon veya Sülfür Heksaflorid gibi dielektrik gazlarla doldurularak iç basıncı 2 atm yapılmış dalga kılavuzuna iletilirler. İris diyaframı adı da verilen bu oluklar dalgaların iris tarafından belirlenen frekansta ilerlemesini sağlamaktadır.

40 kV potansiyel fark ile elektronlar ışık hızının %40'ına kadar hızlandırılabilirler. Elektronların kütleleri hızlandıkça arttığından, tamamen hızlandırılmış bir elektronun kütlesi başlangıç anından 20 kat kadar fazla olabilmektedir. Burada dalga kılavuzunun tasarımı büyük önem taşımaktadır. (15)

2.5.4. Yardımcı Sistemler

Linak yardımcı sistemi, elektron ivmesiyle doğrudan ilgili olmayan, ancak ivmeyi mümkün kılan ve klinik işlem için uygun olan sistemi sağlayan 4 sistemden oluşmaktadır:

- Hızlandırma kılavuzunda ve RF jeneratöründe $\sim 10^{-6}$ Torr'luk bir vakum basıncı üreten bir vakum pompası sistemi.
- Hızlandırıcı kılavuzu, hedefi, sirkülatörü ve RF jeneratörünü soğutmak için kullanılan bir su soğutma sistemi.
- Hedef ve diğer ışın şekillendirme bileşenlerinin pnömatik hareketi için isteğe bağlı bir hava basınç sistemi.
- Kaçak radyasyona karşı koruma.

2.5.5. Elektronların Taşınması

Düşük enerjili linaklarda, hedef hızlandırıcı dalga kılavuzuna gömülür ve hızlandırıcı dalga kılavuzu ile hedef arasında ışın taşınması gerekmez.

Bükme mıknatısları, 6 MeV üzerindeki enerjilerde çalışan ve hızlandırıcı dalga kılavuzlarının düz montaj için çok uzun olduğu bağlantılarda kullanılır. Hızlandırıcı dalga kılavuzu genellikle portal dönme eksenine paralel olarak monte edilir. Elektronların X ışını hedefine vurması veya ışın çıkış penceresinden çıkabilmesi için bükülmesi gereklidir. Elektronları bükmek için üç sistem geliştirilmiştir: 90° bükme, 270° (akromatik) bükme ve 112,5° (slalom) bükme. (15)

2.5.6. Medikal Lineer Hızlandırıcıların Kafası

Elektron tabancasından çıkan elektronlar, hızlandırıcı dalga kılavuzunda istenen kinetik enerjiye göre hızlandırıldıktan sonra, ince bir ışın demeti formunda, linak kafasına iletilir. Linak kafası, klinik foton ve elektron demetlerinin üretimini, şeklini, lokalizasyonunu ve izlenmesini etkileyen araçlara sahiptir.

Yeni nesil bir medikal lineer hızlandırıcı kafasının içerdiği belli parçalar şu şekilde sıralanabilir: birden çok geri çekilebilir X ışını hedefi, düzleştirici filtreler, elektron saçılma folyoları, birincil (sabit) ve ikincil (ayarlanabilir) kolimatörler, çift iletim iyon odaları, alan gösterge ışığı ve mesafe ölçer ışık cetveli, isteğe bağlı geri çekilebilir kama filtreler ve isteğe bağlı MLC.

Klinik foton ışınları X ışını hedefi ve düzleştirici filtrenin bir kombinasyonu ile üretilirken, elektron demetleri kullanılacaksa bu iki nesne de geri çekilir ve saçıcı foil ya da manyetik saçıcı devreye girer. Elektron demetleri ile tedavi yapabilmek için özel aplikatörler gerekmektedir.

Her bir foton enerjisinin kendi hedef/filtre kombinasyonu bulunur ve bu filtreler dönen bir karusel üzerinde yer alır.

Sabit birincil kolimatörler foton demetini en geniş dairesel bir biçimde oluşturmak için kullanılırlar. Alanı isteğe göre dikdörtgen olarak oluşturan hareketli ikincil kolimatörler bir ya da iki çift olarak birincil kolimatörün altında ve MLC yapısının üzerinde bulunurlar. IEC standartlarına göre ikincil kolimatörlerin geçirgenliği en fazla %2 olmalıdır.

Çift iyon odaları foton ve elektron ışınlarının çıkış gücü ile flatness verilerini kontrol etmek için kullanılırlar.

Hastayı ya da ölçüm sistemini doğru konumlandırmak için görsel yardım sunan yardımcı sistemlerden alan ışığı hastanın cildindeki radyasyon tedavisi alanı ile çakışan bir alanı aydınlatırken, mesafe bulucu dikey mesafeyi belirten bir santimetre ölçeği yansıtarak doğru mesafeyi belirlemek için kullanılır. (15)

2.5.7. Işın Kolimasyonu

Tipik bir modern medikal linakta, foton ışını kolimasyonu iki veya üç kolimatör sistemle gerçekleştirilir: Birincil kolimatör, ikincil hareketli ışın tanımlayıcı kolimatörler ve MLC (isteğe bağlı).

Klinik elektron demetleri, birincil ve ikincil kolimatörlere ek olarak, demet kolimasyonu için elektron demeti aplikatörlerine (koniler) gerek duymaktadır.

Birincil kolimatör mevcut en büyük dairesel alan boyutunu tanımlar ve konik şeklinde tungsten ve sabit bir açıklıktır. Koruma bloğunun kalınlığı genellikle ortalama primer X ışını yoğunluğunu başlangıç değerinin %0,1'inden daha azına düşürmek için tasarlanmıştır. IEC tavsiyelerine göre, maksimum sızıntı açık ışın değerinin %0,2'sini geçmemelidir.

İkincil kolimatörler, iki üst ve iki alt parçadan oluşur. Kenarları 40 cm'ye kadar olan dikdörtgen veya kare alanlar sağlayabilirler. Modern linaklar, asimetrik alanlar sağlayabilen bağımsız (asimetrik) jawlar içerir.

MLC'ler, linak doz verme teknolojisine nispeten yeni bir ilavedir. Prensip olarak, MLC'nin ardındaki fikir basittir ancak güvenilir bir MLC sistemi oluşturmak önemli teknolojik zorluklar içerir. MLC'lerde yaprak sayısı giderek artarken, her bir lifin kalınlığı azalmaktadır. Günümüzde, $40 \times 40 \text{ cm}^2$ 'ye kadar alanları kaplayan ve 160 ayrı bilgisayar kontrollü motor ve kontrol devresi gerektiren, 160 yapraklı (80 çift) MLC modelleri mevcuttur.

MLC'ler radyoterapide yoğunluk modülasyonlu alanların sağlanmasında, Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (IMRT), Volümetrik Ayarlı Radyoterapi (VMAT) ve Stereotaktik Radyocerrahi (SRS) gibi gelişmiş tekniklerin uygulanmasında vazgeçilmez öneme sahiptir. (15)

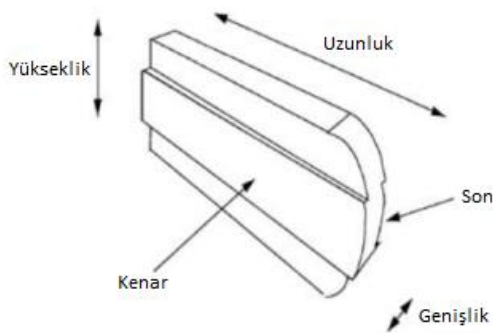
2.5.8. MLC

MLC, hedefi istenilen kalitede tedavi ederken, ışın bölgesi içerisinde kalan risk altındaki yapıların korunmasını sağlayan, günümüz radyasyon tedavisinin en önemli unsurlarından biridir.

MLC belli bir sıra içerisinde yan yana dizilmiş karşılıklı iki çift koruma bloklarından oluşmaktadır. MLC hareketli bir yapıdır ve dozu modüle etmek için kullanılmaktadır. MLC hızı üreticisine göre 2-6 cm/sn arasında olmaktadır. Günümüzde kullanılan MLC sistemleri genellikle toplam 80-160 arasında lif içermektedir (Şekil 2-13).

MLC birincil ya da ikincil kolimatörün altında yer almaktadır ve parçalı yapısından dolayı birincil ve ikincil kolimatörlerden daha fazla doz geçirgenliğine sahiptirler. Sürtünmeye bağlı aşınma, radyasyona bağlı ısınma, radyasyonu durdurma ve maliyet etkenlerine bağlı olarak MLC lifleri yüksek yoğunluklu tungsten alaşımdan yapılmaktadır. Genel olarak yükseklikleri 6-7,5 cm ve yoğunlukları 17-18,5 g/cm³ arasında olmaktadır. Birinci radyasyon geçirgenliği lif içinden %2, lifler arası %3 bandına olması hedeflenmektedir. (16)

2.5.8.1. MLC Tanımlamaları



Şekil 2-13: Bir MLC lifinin boyut tanımları

Yükseklik: Bir lifin birincil ışın demeti boyunca olan boyutu

Uzunluk: Bir lifin hareket yönü boyunca boyutu

Kenar: Yan yana sıralı liflerin birbirlerine baktıkları yüzey

Son: Lifin ışın demetine bakan yüzü

Genişlik: Lifin, X ışınlarının yayılma yönüne ve yaprağın hareket yönüne dik olan küçük boyutu

2.5.8.2. MLC Biçim ve Konum Çeşitleri

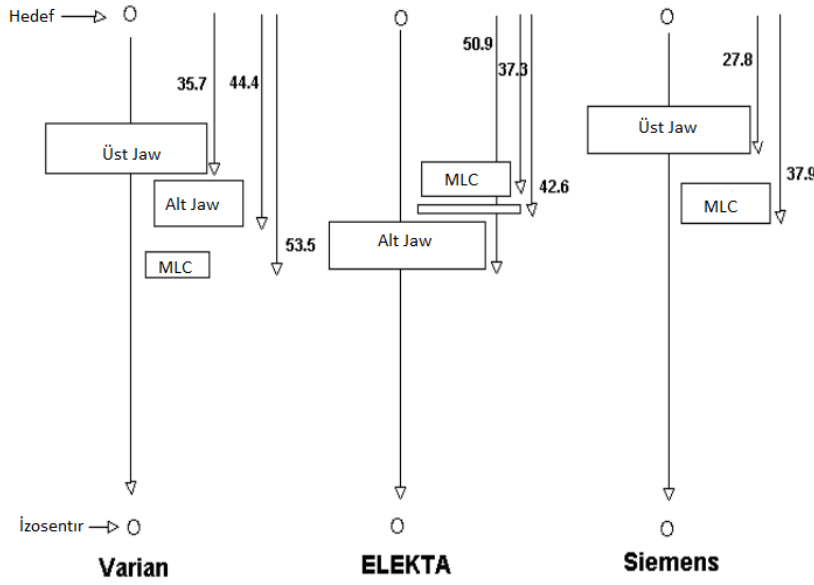
MLC yapıları, üreticilerin tercihlerine göre, üst ya da alt Jawların yerine ya da üçüncü bir kolimatör olarak konumlandırılabilirler. Her bir tasarımın kendi durumuna has olumlu ve olumsuz yönleri bulunmaktadır.

MLC'nin üst jaw yerine yerleştirilmesi Elekta® firmasının bir tercihi olup, MLC yapısı üst jawın yerine yerleştirilmektedir. MLC Y yönünde ve gantry dönüşüne paralel olarak hareket etmektedir. Bu yapı ile alt jaw arasında yer alan bir destek kolimatörü ayrıca yer almaktadır. Bu tür bir tasarımda lif genişliğinin azlığı ve lifin ilerleme mesafesinin kısa olması gibi avantajlar bulunmaktadır.

Varian firması MLC'yi iki kolimatörün altına yerleştirerek daha rahat bir modülasyon ve daha az sızıntı hedeflemektedir. Lif uçlarının yuvarlak olduğu bu tasarımda, MLC X ışını hedefinden uzaklaştığı için, daha geniş bir boyuta ve daha derin bir tongue groove yapısına ihtiyaç duyulmaktadır. Lifler ışın üçgeninin görece daha uzağında yer aldıklarından, yapısal ve konumsal hassasiyet diğer tasarımlara göre azalmaktadır. Bu da liflerin birbirlerine sürtmemesi için gerekli olan aralığın daha rahat sağlanabilmesi anlamına gelmektedir. Şekil 2-14'te görülen tasarımlar göz önüne alındığında, izomerkezde 1 mm'lik hassasiyet için Elekta lifinin 0,37 mm hassasiyetle işlem yapması gerekirken, bu değer Varian lifleri için 0,54 mm olmaktadır.

MLC liflerini ince ya da yüzeye yakın yapmak lifler arası sızıntıların birleşerek toplam sızıntı oranını arttırmasıyla sonuçlanabilir. Bu sebepten, Elekta lifleri Varian liflerinden daha kalın yapılmaktadır.

Artık üretilmeyen Siemens tipi kolimatör tasarımı ortalama bir lif genişliğine sahiptir ve lif uçları düzdür. Bu tasarım ile MLC sürekli olarak ışın geometrisini takip etmektedir. (16)



Şekil 2-14: Bazı yaygın olarak kullanılan kolimatör yapıları

2.6. Tedavi Planlama Algoritmaları

Bir hastaya uygulanan radyasyon tedavisinin başarısı, tedavinin hesaplandığı algoritmayla direk olarak ilişkilidir. Bir algoritma gerçekte olacakları ne kadar tahmin edebilirse, o denli başarılı kabul edilir.

Tedavi planlamalarında kullanılan algoritmalar faktör tabanlı (düzeltme tabanlı) ve model tabanlı olarak iki grupta incelenmektedir. Temel olarak faktör tabanlı algoritmalar bir standart veriden yola çıkarak diğer durumları oluşturan, model tabanlı algoritmalar ise her durumu kendi içinde hesaplayan yazılımlardır. (17)

2.6.1. Faktör Bazlı Algoritmalar

Faktör tabanlı algoritmaların başlangıç noktası su fantomu merkezi ekseninde dikdörtgen alan için yapılan absorbe doz ölçümüne dayanmaktadır. Faktörler ölçümlerin kaynak cilt mesafesi, alan boyutu ve merkezden yanal uzaklıklarının fonksiyonları olarak absorbe doz ölçümünün parametreleri şeklinde oluşturulurlar. Oluşturulan bu faktörlere daha sonra ölçümdeki fantom düzeneği ile hastaya özgü koşullar, örneğin bloklar, kompensatörler ve hasta yüzeyinin düz olmadığı ve hastadaki ortamın su olmadığı gerçekliklerini hesaba katan düzeltmeler uygulanır. Yakınsak da olsa, faktör bazlı algoritmaların çoğu, heterojen ortamlardan kaynaklanan saçılmaları hesaba katarlar. Alanların tanımlanmasında sınırlı sayıda yardımcı kolimatörün kullanıldığı ve

heterojenite düzeltmelerinin çok önemli olmadığı beyin gibi RT uygulamalarında, tedavi planlama sistemleri (TPS) genel olarak faktör bazlı algoritmalara sahiptir.

Faktör bazlı algoritmalar küçük alan ışınlamalarında, ışınlama koşulları faktörlerin oluşturulduğu standart alandan çok farklı olduğu için, uygun olarak tanımlanmazlar. Yanal yüklü parçacık dengesi eksikliğinin hesaplanması, heterojen ortamlar için daha gerçekçi hesaplamalar gerektirmektedir. Bu sebeple, faktör bazlı algoritmalar ancak ışınlama koşulları ile veri girişinin sağlandığı ortamlara benzer ve ortam görece homojen olduğunda güvenle kullanılabilir. (17)

2.6.2. Model Tabanlı Algoritmalar

Model tabanlı algoritmalar, taşıma çekirdekleri (kernel) Monte Carlo metodu kullanılarak hazırlanan convolution veya superposition yöntemlerine ya da parçacık taşınımının direk olarak Monte Carlo yöntemi kullanılarak hesaplanmasına dayanmaktadır. 1990'lı yıllarda kullanılmaya başlanan 3D konformal ve yoğunluk ayarlı radyasyon tedavilerinde önem kazanan heterojen ortam ve alan boyutunun veri girişinin yapıldığı standart alandan çok farklı olması gibi durumlar model tabanlı algoritmalarla çözülmüştür. Faktör tabanlı algoritmaların aksine, model tabanlı algoritmalar absorbe dozu referans bir durumdan türetmeden, hasta içerisinde direk olarak hesaplamaktadır.

Model tabanlı algoritmalar temel olarak 2 kısımdan oluşmaktadır. Birinci kısımda ışın hastayla etkileşmeden hemen öncesine kadar modellenmektedir ve ikinci kısımda hastanın topografik görüntü üzerinde doz hesaplaması yapılmaktadır.

Model tabanlı algoritmalar A ve B olarak iki kategoriye ayrılmaktadır.

A tipi model tabanlı algoritmalar heterojen ortamları homojen eşdeğerlerine çevirerek hesaplama yapar ve bu mesafe içerisinde elektronların yanal taşınımındaki değişimleri hesaba katmamaktadır. Bu tür algoritmalara Modified Batho Correction, Equivalent TAR Correction (Varian Eclipse), Pencil Beam Convolution (Oncentra) ve Convolution (XIO) algoritmaları örnek olarak gösterilebilir.

B tipi model tabanlı algoritmalar elektronların davranışlarındaki değişimler üzerinde daha çok durmaktadır. Elektronların davranışı tam olarak modellenmezken, elektron yoğunluğuyla doğrusal olarak ölçeklendirilen birincil elektron ve saçılan fotonlardan gelen enerji hesaba katılmaktadır. CC (Pinnacle), CC (Oncentra), Super (XIO) ve TomoTherapy bu algoritmalarındandır.

Gelişmiş B tipi model tabanlı algoritmalar Monte Carlo modelleri içeren ve elektronların davranışlarını hassas bir şekilde hesaplayan deterministik çözümler sunmaktadır. Acuros (Varian Eclipse) algoritması bu gruptadır.

Bazı algoritmalar ise A ve B tiplerinin arasında değerlendirilmektedir. Bu algoritmaların temeli Pencil Beam Convolution algoritmasına dayanırken, bazı bileşenleri B tipi algoritmalarından gelmektedir. AAA (Varian Eclipse) algoritması bu grupta değerlendirilmektedir. (18,19)

2.6.3. Doz Hesaplama Algoritmalarının Çözüm Yaklaşımları

Bir doz hesaplama algoritması absorbe doz dağılımını tomografik görüntü üzerinde çözer. Faktör bazlı algoritmaların başarılı olamadığı küçük alanlarda davranışlarının olası eksikliklerini anlamak için doz hesaplama modelindeki çeşitli yaklaşımların incelemek gerekmektedir.

Bir doz hesaplama algoritması temel olarak, nötron, gama ışınları, elektronlar vb. iyonizan radyasyonların makroskobik davranışlarını tanımlayan Lineer Boltzman Taşıma Denklemi'ni (LBTE) çözmek için çeşitli yaklaşımlar üretir. Bu doğrultuda en çok kullanılan algoritmalar convolution-superposition, Monte Carlo ve deterministik çözüm metotlarını içermektedir. Bunlardan son ikisi, en başarılı yaklaşımlar olarak kabul edilmektedir.

Convolution superposition yöntemi TERMA (bir ortamla etkileşime giren bir radyasyon alanı tarafından salınan birim kütle başına toplam enerji) dağılımını Monte Carlo yöntemleriyle elde edilen bir doz çekirdeği ile düzenler. Doz çekirdeği, birincil fotonlar tarafından serbest bırakılan enerji başına elektronlar da dahil olmak üzere tüm ikincil parçacıkların biriktirdiği enerjiyi içerir. Bu, çekirdeğin üretildiği ile aynı büyüklükteki bir ortamda (su gibi) hesaplandığında doz dağılımının kesin olduğu anlamına gelir. Bazı uygulamalarda, spektral değişikliklerin etkilerini daha iyi tanımlamak için TERMA, Kcoll (kolimatör saçılması) ve SCERMA (saçılma dozuna yönlendirilen enerji) bileşenlerine ayrılır. Birinci doz ve saçılan doz çekirdekleri superposition işlemi ile birleştirilir.

Deterministik yöntemler LBTE'yi çözmek için kullanılan bir tekniktir. Belli bir hacim içerisinde radyasyon kaynağının LBTE çözümü hacimdeki dozun tam olarak tanımlanmasını sağlar. Ancak, LBTE'nin analitik ve kapalı çözümleri sadece basitleştirilmiş durumlarda sağlanabilir. LBTE esas olarak analitik olmayan yöntemlerle

çözülür. LBTE'nin deterministik çözümleri genel olarak ızgara tabanlı Boltzman çözücüler (GBBS) olarak isimlendirilir. GBBS, LBTE denklemlerini uzay, açı ve enerji şeklinde ayrıklaştırarak çözmektedir. (17)

2.7. Monte Carlo Hesaplama Metodu

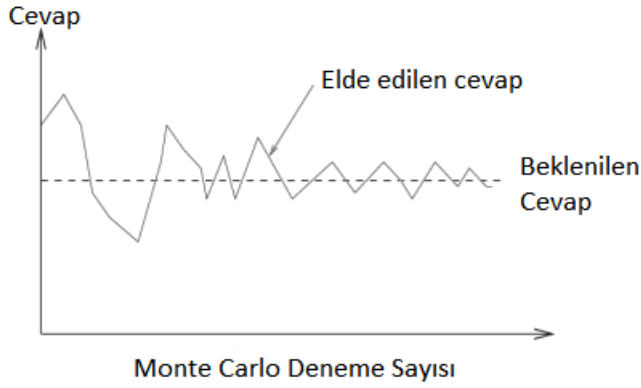
Monte Carlo en genel tabiriyle simülasyon algoritmasını rastgele sayılar kullanarak çözme yöntemidir. 1940'lı yıllarda geliştirilmeye başlanan bu sistemin adı gazinolarıyla ünlü "Monte Carlo" bölgesinden gelmektedir.

Stokastik bir yöntem olan Monte Carlo, rastlantısallığı kullanarak bilimsel bir problemi çözmek için kullanılmaktadır. Buffon birbirlerinden d uzaklıkta olan iki paralel çizginin üzerine bırakılan çok sayıda l uzunluğundaki iğnenin ($l < d$) çizgiye değme olasılığını $P_{hit} = \frac{2l}{\pi d}$ olarak hesaplamıştır. 1901 yılında Lazzarini 3408 atış yaparak Pi sayısını gerçeğe çok yakın bir şekilde 3,1415929 olarak hesaplamıştır.

Lazzarini'nin deneyi Monte Carlo yönteminde deneme sayısı ile doğruluk (gerçeğe yakınlık) arasındaki bağlantıya bir örnektir. Örneğin, 2 Gy'lik bir tedavi esnasında hedefe 10^{16} elektron çarparken, hasta yüzeyine 10^{14} foton ulaşmaktadır. Hazırlanacak modelin bunun çok azı miktarda parçacık içermesi, hesaplama başarısını ciddi oranda düşürecek ve belirsizliği arttıracaktır (Şekil 2-15).

Monte Carlo yönteminin bilimde geniş bir biçimde kullanılmasının başlangıcı 2. Dünya Savaşı sırasında Manhattan Projesi'ne tarihlenebilir. 1945 yılında Metropolis tarafından ilk kez kullanılan Monte Carlo adına ithafen ilk bilimsel çalışmalar 1948 yılında E. Fermi ve R.D. Richtmyer ile 1949 yılında N. Metropolis ve S. Ulam tarafından yayınlanmıştır. Monte Carlo yöntemi günümüz matematik, istatistik ve fizik bilimlerinde yaygın olarak kullanılmaktadır.

Günümüz fizik Monte Carlo simülasyonlarına giden yolda mihenk taşları olarak 1954 yılında ilk başarılı yüksek seviye bilgisayar dili olan Fortran'ın geliştirilmesi, 1963 yılında günümüz MCNP kodunun temeli olan genel amaçlı MCS Monte Carlo kodunun tasarlanması, 1974'de günümüz EGSnrc kodunun temeli olan EGS1'in üretilmesi gösterilebilir. Medikal Fizik alanında kullanılan Monte Carlo kodu olan EGS3 1983-1985 yılları arasında Petti, Rogers, Bielajew ve Mohan tarafından geliştirilmiş, ana şeklini 1985 yılında EGS4 adıyla almıştır.



Şekil 2-15: Monte Carlo metodunda deneme sayısı ile beklenen cevaba yaklaşma arasındaki ilişki

Bir radyoterapi planının simüle edilmesi esnasında rastgele üretilen parçacıkların hangi etkileşimleri hangi oranlarda yapacakları: birincil ve ikincil parçacıkların ilgi alanından çıkana dek hangi çarpışmaları yapacakları, hangi parçacıkların absorbe edileceği, hangilerinin geometriden kaçacağı ve enerjinin nerede depolanacağı gibi onlarca parametre takip edilmektedir.

Günümüzde EGSnrc, Geant4, MCNP ve Penelope gibi Monte Carlo simülasyon programları sayesinde, zırlamadan radyoterapi planlamasına dek, radyasyon ile ilgili çok çeşitli ve hassas modellemeler yapılabilmektedir. (20)

2.8. Gama Analizi Ölçüm Karşılaştırma Yöntemi

Van Dyk ve ark. tarafından 1993 yılında iki doz dağılımının yeni bir yolla karşılaştırılması önerildi. Özellikle IMRT alt alanları gibi yüksek ve düşük doz bölgelerinin çok yakın olduğu durumlarda eksik kalan standart karşılaştırmaların yerine, bu önermede distance-to-agreement (DTA) ve percent depth dose (DD) kavramları geliştirildi. Bu iki kavram sırasıyla aynı oranda dozu içeren en yakın iki nokta arasındaki uzaklık ile muhteşem eşleşme halinde aynı noktalar arasındaki doz farkını tanımlamaktadır. Burada DTA yanlış yerleşmeyi, DD ise doz farkını ifade etmektedir ve ikisi beraber kabul edilebilir standartlar içerisindeki eşleşme uyumunu gösterir.

Bu iki terimin daha verimli kullanılabilmesi için 1998 yılında Harms ve ark. ile Low ve ark. “Gama” terimini önerdi. Gama iki kuadratik ifadenin belirtilen kabul kriterlerine oranla karelerinin toplamının karekökünü ifade eder.

$$\Gamma = \sqrt{\left(\frac{DTA}{C_{DTA}}\right)^2 + \left(\frac{DD}{C_{DD}}\right)^2}$$

2-12

Burada C_{DTA} ve C_{DD} terimleri kabul kriterlerinin büyüklüğünü tanımlamaktadır.

Gama analizi yöntemi, her ne kadar günümüzün en yaygın kullanılan doz karşılaştırma yöntemi olsa da bir kriterinin çok uyumlu diğerinin tam tersi uyumsuz olmasında durumunda da geçer skor üretmesi nedeniyle, gerekli durumlarda üst üste bindirme gibi başka yöntemler ile de kontrol yapılması önerilmektedir. (21)



3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Araç ve Gereçler

3.1.1. Varian® TrueBeam STx® Lineer Hızlandırıcısı

TrueBeam STx (Varian, Palo Alto, ABD), çeşitli enerji seviyelerinde foton ve elektron tedavileri sunabilen bir lineer hızlandırıcı ve görüntüleme sistemleri bütünü olup, günümüzün en karmaşık radyoterapi sistemlerinden biri olarak kabul edilmektedir. TrueBeam STx vücudun herhangi bir yerinde yer alan herhangi boyuttaki bir tümörü tedavi etmek için kullanılabilir. 2011 yılından beri ticari olarak kullanımda olan bu sistemin çeşitli model ve versiyonları bulunmaktadır (Şekil 3-1).

İzomerkezde 2,5 mm genişliğinde koruma sağlayabilen bu sistem, klasik (3D-CRT, 2D) ve gelişmiş tedavi seçeneklerini (IMRT, VMAT, SRS) sunmakta olup, 4-20 MV arası düzleştirici filtreli ve filtresiz foton ile 6-22 MeV aralığında elektron enerjileri sunabilmektedir.

TrueBeam STx® fotonlarda 2400, elektronlarda 2500 MU/dk doz hızlarına çıkabilmekte olup, izomerkezde 40 cm x 40 cm genişliğinde statik alanı ışınlatabilmektedir. X ışınlarında açıya bağlı simetri değişimi %1,5'in altında iken, elektronlarda 12 MeV'ye kadar olan X ışını kontaminasyonu %2'nin altında kalmaktadır.

IEC 61217 standartlarında çalışan sistemde gantry, kolimatör ve masanın izomerkezdeki uyum yarıçapı 0,5 mm'den düşüktür ve target ile izomerkez arasındaki uzaklık 100 cm'de en fazla 2 mm hata içerir.

TrueBeam® ayrıca çeşitli MV/kV radyografik görüntüleme, solunumla senkronize floroskopi ile cine-MV, solunumla senkronize MV/kV radyografik görüntüleme ve tedavi esnasında eş zamanlı kV görüntü eldesi gibi çok çeşitli görüntüleme imkanları sunmaktadır.

Çalışmamızda 120 yapraklı MLC sistemi (HDMLC) sistemine sahip bir TrueBeam STx v2.0 lineer hızlandırıcısının 10 MV düzleştirici filtreli ve filtresiz foton demetleri kullanılmıştır. (22)



Şekil 3-1: Varian TrueBeam® lineer hızlandırıcısı

3.1.2. Varian HDMLC® Kolimatör Sistemi

Karşılıklı 60'ar adet liften oluşan HDMLC sistemi (Varian, Palo Alto, ABD) merkezde 32 adet 2,5 mm ve yanlarda 14'er adet 5,0 mm genişliğindeki toplam 120 liften oluşmaktadır. Bu genişlikler targettan 100 cm ötede, izomerkez üzerindeki izdüşümleri ifade etmektedir (Şekil 3-2). (23)

HDMLC sistemiyle 34 cm x 22 cm genişliğinde IMRT planı yapılabilmektedir. Lifler merkezden 20,1 cm geri çekilebilmekte ve 20,0 cm ileri ittirilebilmektedir. Üretici verilerine göre Gy başına ortalama lif geçirgenliği 0,15 mGy-m²'den az olup, maksimum kolimatör sızıntısı (jaw&mlc birlikte) %0,02'den daha düşüktür.

MLC taşıyıcısı saniyede 1,2 cm hıza ulaşabilirken, lifler 2,5 cm/s hıza çıkabilmektedir. Lifler arası minimum aralıklar statik 0 ve dinamik 0,5 mm'dir.

Çalışmamızda TrueBeam STx üzerinde yer alan HDMLC sistemi kullanılmıştır.

3.1.3. Varian Eclipse® Tedavi Planlama Sistemi

Eclipse® (Varian, Palo Alto, ABD), radyoterapi tedavilerini modellemek için kullanılan gelişmiş bir tedavi planlama sistemidir (TPS).

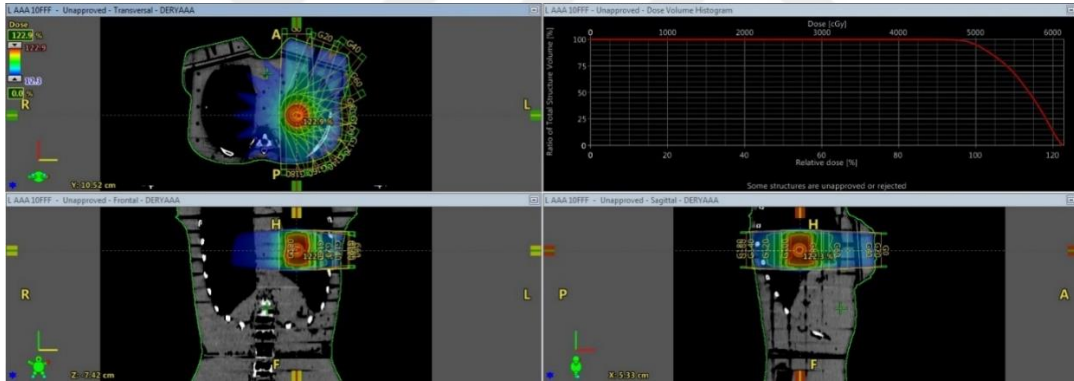
İstenilen opsiyonlara göre foton, elektron ve proton eksternal radyoterapileri ile brakiterapi hesaplama araçlarına sahiptir. TrueBeam STx® sisteminin sunabildiği tüm ileri opsiyon tedavi modüllerini başarıyla hesaplamak üzere tasarlanmış algoritmaları bulunmaktadır.



Şekil 3-2: Varian HDMLC sistemine sahip kolimatör

Eclipse TPS grafik kartı tabanlı paralel işlem yapabilme yetisi sayesinde doğru hesaplamayı yüksek hızla birleştirmekte ve kısa sürede hassas modellemeler yapabilmektedir. (24)

Çalışmamızda Aria v15 ara yüzü üzerinde bulunan Eclipse TPS kullanılmıştır (Şekil 3-3).



Şekil 3-3: Varian Eclipse TPS ekran görüntüsü

3.1.4. Analytical Anisotropic Algorithm® (AAA)

AAA, Eclipse® TPS tarafından kullanılan ve karmaşık heterojen ortamlarda dahi doğru ve hızlı hesaplama sunduğu belirtilen gelişmiş bir foton radyoterapisi planlama algoritmasıdır.

Temel olarak 3D pencil beam convolution-superposition algoritması üzerine inşa edilen bu yazılım, birincil foton, saçılan foton ve ışın düzenleyici ünitelerden saçılan elektronları hesaplamaktadır. Doku heterojeniteleri 13 yanal foton saçılması kerneli sayesinde 3 boyutlu olarak incelenmekte ve son doz dağılımı elde edilen tüm foton ve elektron modellemelerinin üst üste toplanmasıyla elde edilmektedir.

AAA algoritması klinik ışın verilerinin Monte Carlo hesaplama mantığıyla işlenmesine dayanmakta ve benzer bir şekilde her cihaz için tanımlanmış akı ve enerji faz uzayını kullanmaktadır. Blok, kama filtre, dinamik kama filtre, kompensatör ve MLC gibi ışın düzenleyiciler bu algoritma tarafından desteklenmektedir.

Çalışmamızda Analytical Anisotropic Algorithm (v 13.0.26) kullanılmıştır. (18)

3.1.5. Acuros XB® Algoritması (AXB)

Acuros XB küçük ve düzensiz heterojen alanlar dahil tüm foton enerji aralığı ve organik-inorganik tüm materyallerde Monte Carlo standartlarına en yakın şekilde hesaplama yapabilmek için Varian tarafından geliştirilmiş bir algoritmadır. Bu yazılım tüm etkileşimleri direk olarak Linear Boltzmann Transport Equation (LBTE) ile çözerek, alan sayısı fark etmeksizin hızlı ve doğru hesaplama yapmaktadır.

Boltzmann Taşınım Denklemi radyasyon parçacıklarının bir ortam içerisinden geçerken yaptıkları etkileşimleri hesaplamak için kullanılan bir yöntemdir. Lineer Boltzmann Taşınım Denklemi radyasyon parçacıklarının birbirleriyle değil, sadece geçtikleri ortamla etkileşim kurduklarını varsaymaktadır ve bu varsayım dış bir manyetik alanın olmadığı durumlarda gerçekçidir.

Taşınım denklemleri direk ya da indirek olarak çözülebilir. Monte Carlo metodu bu taşınım denklemini direk olarak çözmeden sonucu stokastik olarak elde ederken, AXB direk olarak LBTE denklemini çözmektedir.

LBTE algoritmaları Monte Carlo yönteminden ayrı ama benzer hassasiyette ve daha hızlı bir şekilde işlem yapabilmek için geliştirilmektedirler.

Çalışmamızda Acuros XB algoritması (v 13.0.26) kullanılmıştır. (19)

3.1.6. Sun Nuclear® 3D Scanner® Su Fantomu

3D Scanner (Sun Nuclear, FL, ABD) silindirik bir tasarıma, otomatik hızlı kurulum özelliğine ve tankı oynatmadan 650 mm tarama uzunluğuna sahip 3 boyutlu bir su fantomudur (Şekil 3-4).

Gelişmiş yazılımsal özellikler barındıran 3D Scanner tarama yönünü ışın düzlemine ve suyun eğimine göre otomatik olarak ayarlamakta, offset düzeltmesini yapmakta ve sürekli ya da kesintili olarak ayrıntılı tarama seçenekleri sunmaktadır.

Çalışmamızda tüm su fantomu ölçümleri bu sistem ile alınmıştır. (25)



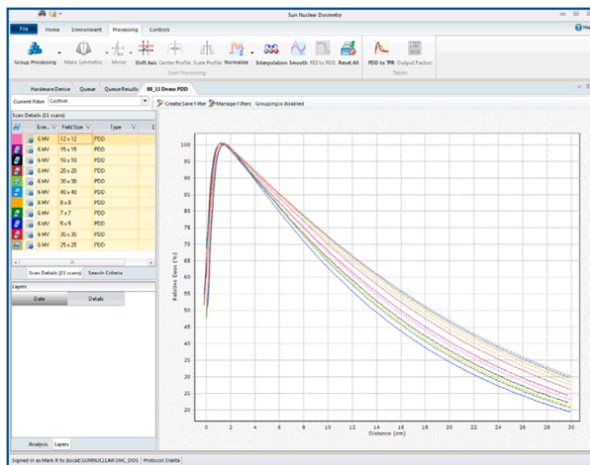
Şekil 3-4: Sun Nuclear 3D Scanner su fantomu

3.1.7. Sun Nuclear SNC Dosimetry®

SNC Dosimetry (Sun Nuclear, FL, ABD) 3D Scanner su fantomunu kullanmak ve ölçüm sonuçlarını değerlendirmek amacıyla kullanılan bir yazılımdır (Şekil 3-5).

Foton ve elektron demetlerinin profil ve derin doz taramalarında, ayrıca nokta doz ölçümlerinde detaylı ölçüm seçenekleri sunmaktadır. Tarama yönünün hangi kısmının hangi hızla, hangi yöntemle ve hangi hassasiyetle taranacağı bu yazılım sayesinde rahatlıkla belirlenebilmekte, ölçüm sonuçları çeşitli yöntemlerle düzenlenebilmekte ve yazılım içerisinde klasör sistemiyle saklanabilmektedir.

Çalışmamızda alınan su fantomu ölçümlerinde bu yazılımdan yararlanılmıştır.



Şekil 3-5: Sun Nuclear® SNC Dosimetry® yazılımı

3.1.8. PTW® Pinpoint® İyon Odası

Pinpoint iyon odası (PTW, Freiburg, Almanya) yüksek enerjili foton demetlerinin küçük alanlarda hassasiyetle ölçülmesi amacıyla geliştirilmiş düşük hacimli silindirik bir iyon odasıdır (Şekil 3-6).

0.016 cc hassas hacmine sahip Pinpoint iyon odası düşük polarite, kablo ışınlaması ve yönelim etkilerine sahiptir. Kısa iyon toplama süresine sahip olan bu sistem sadece küçük alanlar için değil, 40 cm x 40 cm²'ye kadar olan alanlar için de idealdir.

Çalışmamızda su fantomu kullanılarak alınan tüm ölçümlerde bu iyon odası kullanılmıştır. (26)



Şekil 3-6: PTW Pinpoint iyon odası

3.1.9. PTW DataAnalyze® Yazılımı

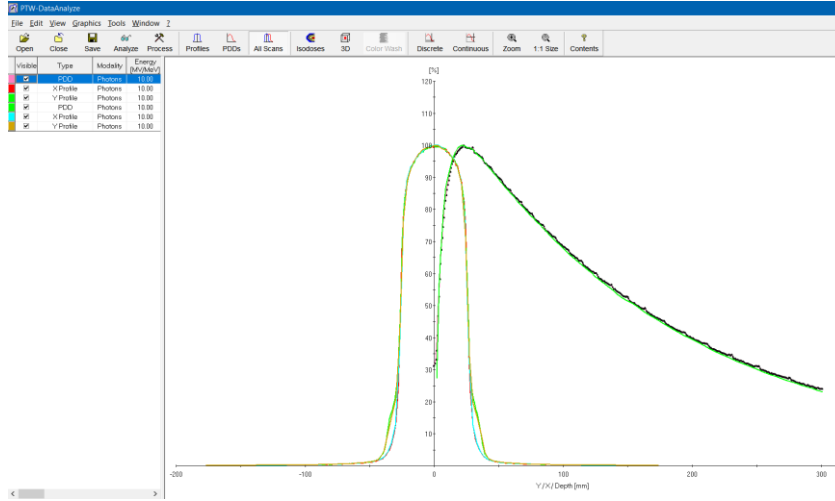
DataAnalyze (PTW, Freiburg, Almanya) PTW tarafından geliştirilen ve Mephysto mc² yazılım paketini oluşturan yazılımlardan biridir. Yazılım 2 ve 3 boyutlu doz dağılımlarının modifikasyon ve karşılaştırması için kullanılmaktadır (Şekil 3-7).

Çalışmamızda 2 boyutlu profil ve derin doz eğrilerinin incelenmesi için DataAnalyze (v 2.0.47) programından yararlanılmıştır.

3.1.10. GafChromic® EBT3® Film

GafChromic EBT3 (Ashland, Bridgewater, ABD) 10⁻³ ile 10 Gy aralığında yüksek hassasiyetle ölçüm yapmaya yarayan bir film dozimetrisi sistemidir.

8x10 inç boyutlarına sahip olan bu film kullanım kolaylığı ve hassasiyet için simetrik yapı ve anti-Newton halka kaplamalarla tasarlanmış olup, 2 adet 125'er µm kalınlığındaki matte-polyester arasına yerleştirilmiş 1 adet 28 µm'lik aktif yüzeye sahiptir. (27)



Şekil 3-7: PTW DataAnalyze yazılımı

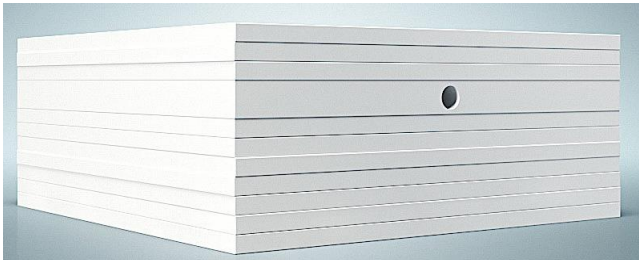
100 keV ile MV aralığında enerji bağımlılığı bulunmayan bu sistem 25 μ m çözünürlüğüne, doku eşdeğerliğine ve 60°C'ye dek stabil okumaya sahiptir.

Çalışmamızda liflerin pozisyonunun teyidi amacıyla bu sistemden yararlanılmıştır.

3.1.11. PTW RW3® Katı Su Fantomu

RW3 (PTW, Freiburg, Almanya), Goettingen White Water maddesinden üretilen, 70kV ile 50 MV arasındaki foton ve 1 ile 50 MeV arasındaki elektronların dozimetrisine imkân tanıyan su eşdeğeri katı fantomdur. 1 ile 10 mm arasında değişen kalınlıklardan oluşan bir set olan RW3® katı su fantomu, absolute dozimetre ve derinliklerin değiştirilmesiyle derin doz ölçümü yapmak için idealdir (Şekil 3-8).

Çalışmamızda 30x30 cm² yüzey alanına sahip RW3 fantomlar film ışınlaması için kullanılmıştır. (28)



Şekil 3-8: PTW RW3 katı su fantomu

3.1.12. Epson® Perfection® V750 Pro Tarayıcı

Epson Perfection V750 Pro (Epson, CA, ABD) tarayıcı geniş ve düz bir transparan yüzey içeren, 20 cm x 25 cm tarama genişliğine sahip, 64000 dpi çözünürlük ve 48 bit derinlik ile okuma yapabilen, gelişmiş bir profesyonel film tarayıcısıdır (Şekil 3-9).

Çalışmamızda GafChromic EBT3 filmlerin okunmasında bu tarayıcı kullanılmıştır. (29)



Şekil 3-9: Epson® Perfection® V750 pro tarayıcı

3.1.13. Sun Nuclear SNC Patient® Yazılımı

SNC Patient (Sun Nuclear, FL, ABD) 2 ve 3 boyutlu dozimetrik inceleme ve karşılaştırma programıdır. Sun Nuclear firması tarafından üretilen çeşitli ölçüm sistemleri bu yazılım ile kontrol edilmektedir.

SNC Patient ayrıca dozimetrik amaçlı film okuma ve karşılaştırma amacıyla da kullanılabilir.

Çalışmamızda, film dozimetrisi incelemeleri için SNC Patient yazılımı kullanılmıştır. (30)

3.1.14. Varian Monte Carlo Data Paketi

<http://www.myvarian.com> adresinden kullanıcı gizlilik sözleşmesi ile temin edilebilen linak konfigürasyon ve faz uzay dosyası paketleri, Monte Carlo araştırmalarına destek olmak amacıyla Varian tarafından sağlanılmaktadır.

Çalışmamızda TrueBeam lineer hızlandırıcısı çizimleri ile 10 MV ve 10 MV FFF foton faz uzay dosyaları bu sistemden alınarak kullanılmıştır.

3.1.15. EGSnrc® Monte Carlo Simülasyon Paketi

EGSnrc iyonize radyasyonun madde içerisinde taşınımını modellemek üzere geliştirilmiş bir Monte Carlo yazılımlar bütünüdür. EGSnrc homojen ortam içerisinde 1 keV ile 10 GeV kinetik enerji aralığında foton, elektron ve pozitronların yayılımını modellemektedir.

EGSnrc 1970'li yıllarda Stanford Linear Accelerator Center'da (SLAC) geliştirilmiş olan Electron Gamma Shower (EGS) yazılım paketinin devamıdır ve yüklü parçacık taşınımı, düşük enerji kesitleri, geometrik tasarımlar ve parçacık kaynakları açısından önemli iyileştirmeler içermektedir. EGSnrc çeşitli Mortran ve C++ veri paketleri içermektedir.

Mortran ile yazılmış olan BEAMnrc lineer hızlandırıcı simülasyonunda, DOSXYZnrc fantom içi doz hesaplamasında, DOSRZnrc doz ve kerma hesaplamasında, CAVRZnrc iyon odası düzeltme faktörlerinin hesaplanmasında, FLURZnrc parçacık akı hesaplarında, SPRRZnrc herhangi bir ortamın ortalama durdurma gücünün Spencer-Attix spektrum çizimlerinde, CAVSPHnrc CAVRZnrc işlemlerinin küresel geometri içerisindeki çözümlerinde, EDKnrc küresel bir fantomun merkezinde etkileşime girmeye zorlanan foton ve elektronlar için enerji kernelini hesaplamada ve g elektronların yavaşlamasına bağlı enerji kayıplarını hesaplamada kullanılmaktadır.

C++ ile yazılmış olan egs_chamber bir ortamdaki dozu hesaplamada ve iyon odası tasarımında, egs_cbct cone-beam CT (CBCT) veya konvensiyonel CT çekimlerinde toplam veya saçılan ışınların detektöre olan etkisini incelemede, egs_fac Free Air Chamber (FAC) düzeltme faktörlerinin analizinde ve cavity iyon odasında oluşan dozu ve düzeltme faktörlerini incelemek amacıyla kullanılmaktadır.

Ayrıca, Dicom görüntülerini içe aktarmak için kullanılan ctcreate, 3 boyutlu sonuç analizi için kullanılan dosxyz_view ve tüm hesaplamaların istenilen yönde detaylı incelenmesini sağlayan statdose gibi yardımcı programlar da EGSnrc paketi içerisinde dağıtılmaktadır.

EGSnrc ücretsiz olarak Linux, Mac ve Windows platformlarında kullanılabilmekte eksiksiz olarak sadece Linux üzerinde çalışmaktadır.

Çalışmamızda tüm Monte Carlo modelleri EGSnrc sistemi kullanılarak hazırlanmıştır. (31)

Masaüstü bilgisayar 2 çekirdekli (28 thread) 2.60 GHz baz hızına sahip işlemci, 112 GB RAM, 512 GB HDD bellek ve paralel hesaplama destekli 2 adet ekran kartına sahiptir.

3.1.19. Bilgisayar İşletim Sistemleri

Çalışmamızda ihtiyaca göre 64 bit mimarili Windows (v10 home, 7 pro), Linux Ubuntu (v16.04, 18.04), Linux Mint (v18.3) ve Linux Lubuntu (v0.13.0) işletim sistemleri kullanılmıştır.

3.2. Yöntem

3.2.1. Varian TrueBeam STx® Lineer Hızlandırıcısının Modellenmesi için Kullanılan Veri ve Parametreler

HDMLC kolimatöre sahip TrueBeam STx® lineer hızlandırıcısı EGSnrc Monte Carlo sisteminin içinde yer alan BEAMnrc (v2.0) kullanılarak oluşturuldu.

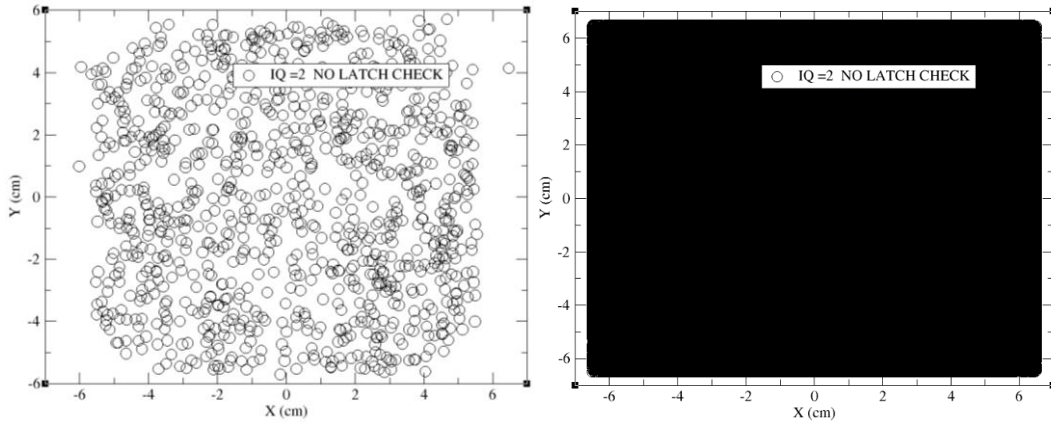
Modelleme için gerekli olan veri ve çizimler <http://www.myvarian.com> internet sitesinden gizlilik sözleşmesi imzalanarak indirildi. Gizlilik sözleşmesine tabii olan veriler tezde gösterilememektedir.

Varian, TrueBeam STx® lineer hızlandırıcısı çizimlerinin tamamını araştırmacılarla paylaşmamakta, izomerkezden yukarı doğru olan 73,3 cm uzunluğundaki bölümün detaylarını sunmaktadır. Geri kalan kısmın yerine, çizimlerin başladığı noktada oluşturulan faz uzay dosyaları kullanıcılara verilmekte; modeller bu noktadan başlanarak oluşturulmaktadır.

Bir faz uzay dosyası o kesitte takip edilen tüm parçacıkların enerji, istatistiksel ağırlık, parçacıkların kartezyen koordinatları, lineer momentumun kosinüs değerleri ile floating point ve integer gibi ekstra verileri içerdiğinden, simülasyonları oluşturmak için baz alınabilmektedir. Varian® tüm enerjiler için IAEA formatında faz uzay dosyalarını araştırmacılara ücretsiz olarak sunmaktadır.

Faz uzay dosyasında yer alan her bir parçacık kaydı bir “History” olarak isimlendirilmektedir ve hesabın hassasiyeti bu kayıtların miktarıyla doğru orantılıdır. History sayısı hesap başarısıyla doğru, hesaplama süresiyle ters orantılıdır. Bazı yaklaşım yöntemleriyle katkıda bulunmayacak kayıtlar elenebilmekte ve/veya aynı kayıtlar daha efektif olarak kullanılarak hesaplama süresi ile hesap başarısı dengelenebilmektedir (Şekil 3-11).

Paketler halinde sunulan Varian® faz uzay dosyalarından her biri yaklaşık 5×10^7 history kaydı içermektedir. Sunulan faz uzay dosyaları indirilip birleştirilerek çalışmamızda kullanılmak üzere 10 MV ve 10 MV FFF foton demetleri için yaklaşık 18×10^9 history kaydı oluşturuldu. Çalışmamızda hesaplama süre ve başarısını dengelemek üzere Bremmstrahlung Splitting ve Russian Roulette varyans azaltma tekniklerinden yararlanıldı ve değişken elektron genişlik reddi aktif edildi.



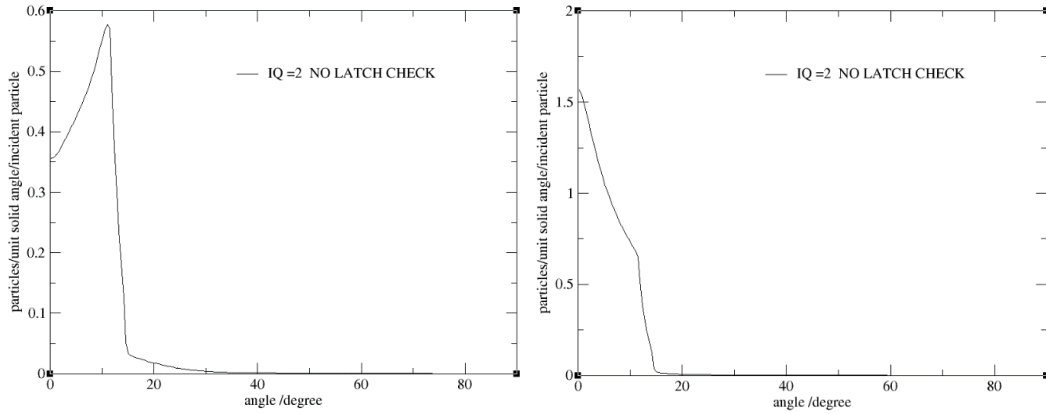
Şekil 3-11: History sayısının çözünürlüğe etkisi (solda bin, sağda yüz milyon history)

Tüm modellerde ortak parametreler ve Preprocessor for EGS (PEGS) veri setleri kullanılarak, hesaplamalar arasında oluşabilecek farklılıkların önüne geçmek amaçlandı.

PEGS, EGSnrc’de kullanılmak üzere materyal verisi oluşturmaya yarayan bir FORTRAN altprogramıdır. PEGS 10 keV ile 20 MeV enerji aralığı için veri sağlamaktadır. EGSnrc temel olarak PEGS verilerini ihmal ederek foton cross section verilerini tekrar hesaplama yoluna gitse de foton eşik enerjileri (AP, UP) ve elektron verileri için PEGS dosyasına ihtiyaç duymaktadır.

Çalışmanın tamamında International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) tarafından yayınlanan 37 numaralı “Stopping Powers for Electrons and Positrons” raporu baz alınarak hazırlanmış ve program içerisinde yer alan ICRU700 PEGS veri seti kullanıldı.

Varian® çizimleri izomerkez baz alınarak hazırlandığından, mesafeler lineer hızlandırıcıdan izomerkeze doğru değil, izomerkezden yukarı doğru hesaplandı. Ancak, EGSnrc çalışma formatı yukarıdan aşağıya doğru olduğu için, izomerkezden 100 cm yukarısı 0 cm (başlangıç) olarak alındı ve tüm değerler başlangıçtan izomerkeze doğru yazıldı. Buna göre, faz uzay dosyası başlangıçtan 26,7 cm uzakta konumlandırıldı ve bu bölüme ait çizimler verilmediğinden, bu kısım hava olarak tanımlandı (Şekil 3-12).



Şekil 3-12: Varian® faz uzay dosyalarının açisal dağılımı. Solda 10 MV, sağda 10 MV FFF foton demetlerine ait açisal dağılım görünmektedir.

BEAMnrc, bir lineer hızlandırıcının hedef fantomun yüzeyine ya da istenilen derinliğe kadar modellemesi amacıyla kullanıldığından, modeller fantom ya da CT görüntüsünün başladığı yere kadar hazırlandı. Buna göre, modellemeler için kaynak cilt mesafesi (SSD) profil ve derin doz karşılaştırmaları için 100 cm, tedavi planlarında ışın alanına ait SSD değeri olarak alındı.

Simülasyonların sonuçları gerekli SSD mesafesinde ve 50 cm genişliğinde EGSnrc faz uzay dosyası formatı olan egspshp dosya formatında kaydedildi. Bu yeni oluşturulan faz uzay dosyaları, bir sonraki adım olan DOSXYZnrc hesaplamalarında kaynak olarak kullanıldı.

3.2.2. Modelin BEAMnrc Kullanılarak Oluşturulması

BEAMnrc GUI ara yüzü kullanılarak oluşturulan modellerde öncelikle genel ayarlamalar tanımlandı ve ardından tasarım modülleri düzenlendi. Genel ayarlar ön tanımlı ayarların ihtiyaç ve araştırma sonuçlarına göre düzenlenmesiyle oluşturuldu.

Her hesaplamada faz uzay dosyası içinden rastgele 4×10^9 history kullanıldı ve bütün parçacıklar hesaba dahil edildi. Rastgele numara oluşturucular standart olarak 33 ve 97 ile başlatıldı ve her hesaplama boyunca otomatik olarak 10'ar kez değiştirildi. Hesaplama süresi 300 saat ile sınırlandırıldı ve hesaplama sonuçlarına ait faz uzay dosyalarını skorlama için tanımlanan bölgede (son noktada) kaydedildi. Her history kaydı, belirsizliği olduğundan düşük gösterecek hatalara sebep olamamak için, hesaplama başına bir kez kullanıldı (Şekil 3-13).

Borges ve ark. (34) tarafından önerilen şekilde elektron kesit enerjisi (ECUT) 0,7 MeV ve global foton kesit enerjisi (PCUT) 0,01 MeV olarak tanımlandı. Elektronların maksimum mesafe sınırlaması 1^{10} cm, maksimum fraksiyonel enerji kaybı %25, Breems kesiti Bethe-Heitler, fotoelektrik açısız örnekleme ve Rayleigh saçılması kapalı, atomik rahatlatma açık olarak seçildi (Şekil 3-14).

Medium	AIR700ICRU	Bremsstrahlung Splitting	uniform
IWATCH Output	none	Brems cross-section enhancement	off
RNG Seed Options	store RNG at start of each batch	Split electrons or photons at CM	none
Run option	first time	Incident particle	all
Output Options	phase space at each scoring plane	Source number	21 - Full phase-space beam data, incident on any CM
Store Data Arrays	yes	Global electron cutoff energy - ECUT (MeV)	0.7
LATCH option	inherited latch - set by passage	Global photon cutoff energy - PCUT (MeV)	0.01
Score Last Z	no	Electron range rejection	on with varying ECUTRR
Number of histories	4000000000.0	Global electron cutoff (ESAVE_GLOBAL, range rejection, MeV)	2
Initial RNG seed 1	33	Photon forcing	off
Initial RNG seed 2	97	Number of scoring planes	1
Maximum CPU hours allowed	300	Dose calculation	Only total dose
		Z of front of 1st CM to reference plane (cm)	0.0

Şekil 3-13: Çalışmamızda kullanılan BEAMnrc ana verileri

Maximum step size (cm)	5	Bound Compton scattering	Norej
Max. fractional energy loss/step	0.25	Compton cross sections	default
Xlmax	0.5	Pair angular sampling	Simple
Boundary crossing algorithm	EXACT	Pair cross sections	BH
Skin depth for BCA	0	Photoelectron angular sampling	Off
Electron-step algorithm	PRESTA-II	Rayleigh scattering	Off
Spin effects	On	Atomic relaxations	Off
Electron impact ionization	Off	Photon cross-sections	xcom
Brems angular sampling	Simple	Photon cross-sections output	Off
Brems cross sections	BH		

Şekil 3-14: Çalışmamızda kullanılan EGSnrc ana verileri

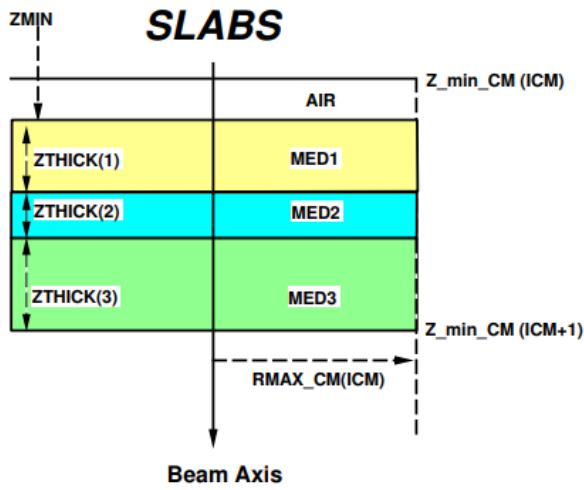
BEAMnrc programında bir model oluşturmak için kullanılabilecek CONESTAK, FLATFIT, PYRAMIDS, XTUBE ve MIRROR gibi yirmiden fazla modül yer almaktadır. Her modül belli bir amaç için tasarlanmıştır fakat farklı ihtiyaçlar için

de kullanılabilmektedir. Benzer bir şekilde, bir problemi çözmek için birden fazla modülden de yararlanılabilmektedir.

Çalışmamızda, en geniş kullanım ihtiyacına cevap verebilecek şekilde, sırasıyla SLABS, SYNCJAWS, SYNCHDMLC ve SLABS modülleri kullanılmıştır.

3.2.2.1. SLABS Modülü

SLABS modülü merkezi kesit üzerinde simetrik yapıda ancak farklı uzunluk, kalınlık ve yoğunluktaki maddeleri simüle etmek için kullanılmaktadır. Range rejection değeri (ESAVE) her bir kısım için ayrı ayrı tanımlanabilmektedir. Bu modül bir lineer hızlandırıcıdaki bremmstrahlung hedefini ve havayı tanımlamak için idealdir.



Şekil 3-15: BEAMnrc GUI SLABS modülü teknik çizimi

Çalışmamızda SLABS modülü iki kez kullanıldı. İlk SLAB modülü başlangıç noktasından, ikinci SLAB modülü MLC bitiminden itibaren yer aldı. SLAB modüllerinde materyal olarak AIR700ICRU tanımlandı (Şekil 3-16).

İki modülde de elektron kesilim enerjisi 0,7 MeV, foton kesilim enerjisi 0,01 MeV ve ESAVE 2 MeV olarak kullanıldı.

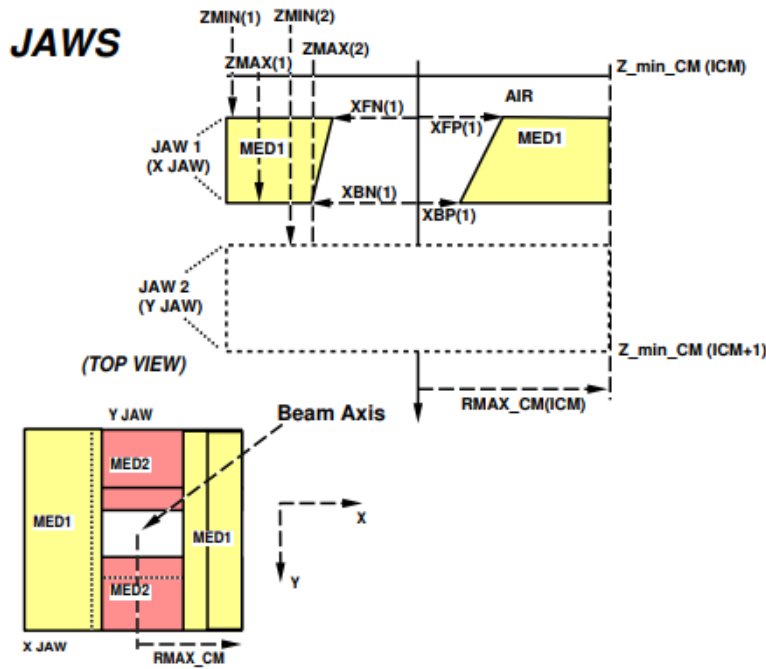
Slab thickness (cm)	26.7
? Electron cutoff energy (default ECUTIN) (MeV)	0.7
? Photon cutoff energy (default PCUTIN) (MeV)	0.01
? Dose zone (0 for no scoring)	0
? Associate with LATCH bit	0
? ESAVE for this region	2
? Material	AIR700ICRU

Şekil 3-16: Çalışmamızda kullanılan ilk SLABS ana verileri

3.2.2.2. SYNCJAWS Modülü

JAWS, bir kolimatör veya aplikatörde yer alan yapı çiftlerini tanımlamak için kullanılabilen bir modüldür. Farklı yapılar değişen kalınlık ve materyalde, X veya Y yönünde tasarlanabilmektedir. Yapılar asimetrik olarak tasarlanabilirken, modülün dış sınırları kare simetriye sahiptir.

SYNCJAWS modülü JAWS modülünün dinamik ya da step-and-shoot olarak hareket edebilmesini; böylece MLC ile senkronize olabildiğini sağlayan bir üst versiyonudur. Bu opsiyon simülasyon sonucunda faz uzay dosyası oluşturmadan direkt olarak hedef üzerinde doz hesaplanabilmesine imkân tanımaktadır (Şekil 3-17).



Şekil 3-17: BEAMnrc GUI SYNCJAWS modülü teknik çizimi

Çalışmamızda ikincil kolimatörleri modellemek için SYNCJAWS modülü kullanıldı. Hedeften izomerkeze doğru Y ve X jawları elektron kesilim enerjisi 0,7 MeV, foton kesilim enerjisi 0,01 MeV ve materyal W700ICRU olacak şekilde oluşturuldu (Şekil 3-18).

Y ve X jawlarının izomerkeze olan mesafeleri (z yönü) ile ön ve arka yüzlerinin merkezi eksene olan uzaklıkları (x ve y yönleri) üretici tarafından sağlanan verilere göre hesaplandı. Merkeze olan uzaklıklar kolimatör açıklığının bir fonksiyonu olup, alan büyüdükçe genişlemektedir (Şekil 3-19).

SYNCHJAWS

The default maximum number of paired bars or jaws is 12.

When this window was opened, the previous CM ended at 26.7 cm.

? Half-width of outer square boundary (cm) 25

? Title 5x5

Select field type: Define jaw orientation/openings/media

Number of paired bars 2

Static

Dynamic

Step-and-shoot

File containing jaw opening data: Browse

Openings:

? Electron cutoff energy (default ECUTIN) (MeV) 0.7

? Photon cutoff energy (default PCUTIN) (MeV) 0.01

? Dose zone (0 for no scoring) 0

? Associate with LATCH bit 0

Help OK Preview

Şekil 3-18: Çalışmamızda kullanılan SYNCHJAWS ana verileri

Orientation	Y	X
Distance from front of jaw to reference plane (cm)		
Distance from back of jaw to reference plane (cm)		
x/y coordinate at positive front of jaw (cm)		
x/y coordinate at positive back of jaw (cm)		
x/y coordinate at negative front of jaw (cm)		
x/y coordinate at negative back of jaw (cm)		
Electron cutoff (default ECUTIN) (MeV)	0.7	0.7
Photon cutoff (default PCUTIN) (MeV)	0.01	0.01
Dose zone (0 for no scoring)	0	0
Associate with LATCH bit	0	0
Material	W700ICRU	W700ICRU

Şekil 3-19: Jaw tanımlaması için doldurulması gereken veriler

3.2.2.3. SYNCHDMLC Modülü

Synchdmlc modülü Lobo&Popescu tarafından yazılmış olup, TrueBeam ve Novalis lineer hızlandırıcılarında yer alan 120 yapraklı mikro kolimatör sistemini modelleyebilmek için kullanılabilmektedir (Şekil 3-20).

Bu modül “Outer Full Leaf”, “Half-Width Leaf” ve “Quarter Leaf” isimlendirmeleriyle olmak üzere dış kısımdaki tam boyutlu ve iç kısımdaki yarı ve çeyrek cm boyutlarındaki liflerin ayrıntılı tanımlamalarını gerektirmektedir. Lifler arası genişlik, lif uçlarının yarıçapı ve liflerin odak noktası diğer önemli parametreleri oluşturmaktadır.

Lifler, tepelerinin baktığı yöne doğru isimlendirilmekte; lif eğer 0 noktasına bakıyorsa “Target”, izomerkeze bakıyorsa “Isocenter” olarak isimlendirilmektedir.

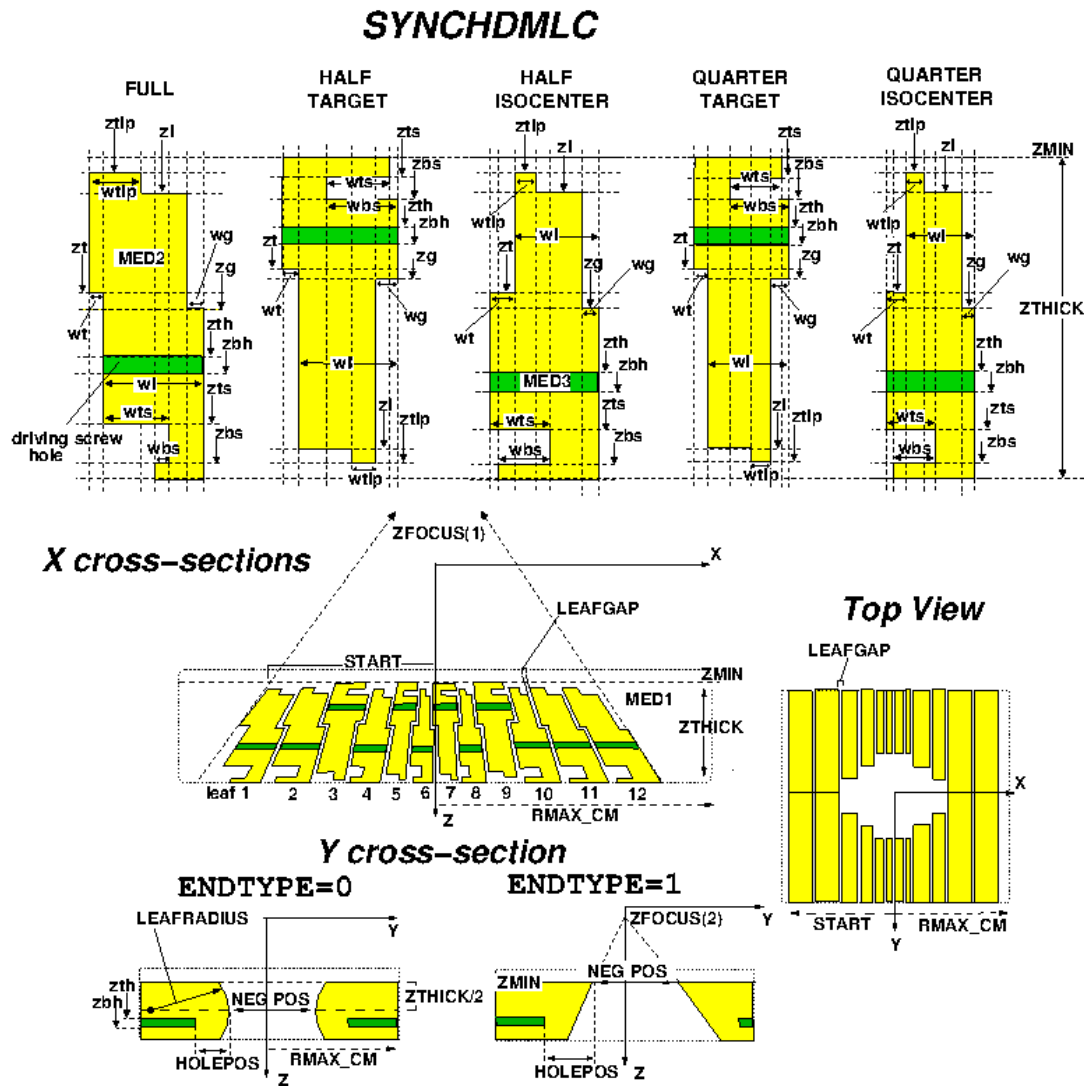
Lifler ayrıca genişliklerine göre “Full”, “Half” ya da “Quarter” ön tanımını almaktadırlar (ör. “Quarter Isocenter”).

Modülde kullanılan parametrelerin açıklamaları şu şekildedir:

- Wleaf (wl): Tongue hariç lif kalınlığı
- Wtongue (wt): Tongue genişliği
- Wgroove (wg): Groove genişliği
- Wtip (wtip): Lifin altındaki ucun genişliği
- Wrailtop (wts): Destekleyici rayın üstünün genişliği
- Wrailbot (wbs): Destekleyici rayın altının genişliği
- Zrailtop (zts): Destekleyici rayın üstünün uzaysal konumu
- Zrailbot (zbs): Destekleyici rayın altının uzaysal konumu
- Zholetop (zth): Sürücü vida deliğinin üstünün uzaysal konumu
- Zholebot (ztb): Sürücü vida deliğinin altının uzaysal konumu
- HolePos_Tar: Sürücü vida deliğinin ucunun lif ucuna olan uzaklığı
- Ztongue (zt): Tongue’un altının uzaysal konumu
- Zgroove (zg): Groove’un üstünün uzaysal konumu
- Zleaf (zl): Lifin altının uzaysal konumu
- Ztip (ztip): Lifin altında yer alan ucun altının uzaysal konumu

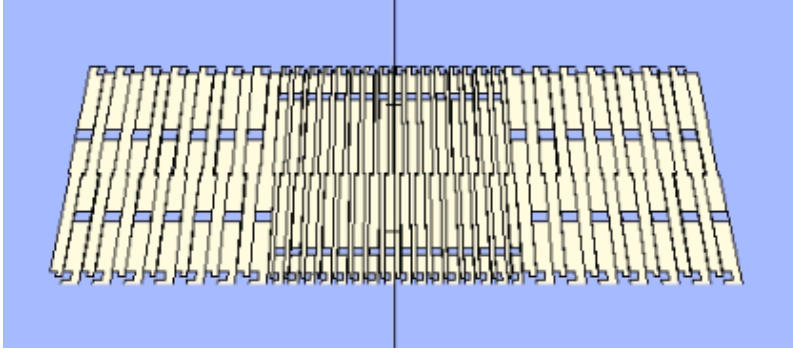
Modelde, gerçeğe uygun olarak, karşılıklı 2 sıra ve toplam 120 yapraktan oluşan HDMLC sistemi, yan yana sıralı 60 tanesi sırasıyla 14 adet Half, 32 adet Quarter ve 14 adet Half olacak şekilde oluşturuldu. Lif sonları 16 cm yarıçap yörüngesini takip edecek şekilde yuvarlatıldı ve lif kenarlarına başlangıç noktasına doğru eğim verildi. Liflerin başlangıç pozisyonu merkezden 5,025 cm uzakta ve lifler arası genişlik 5×10^{-3} cm olarak tanımlandı (Şekil 3-21, Şekil 3-22).

Elektron kesilim enerjisi 0,7 MeV ve foton kesilim enerjisi 0,01 MeV olarak hesaba katıldı. Üretici bilgilerine uygun olacak şekilde, lifler WNICU700, lifler arası boşluklar ve sürücü vida boşlukları ise AIR700ICRU olarak tanımlandı.



Şekil 3-20: BEAMnrc GUI SYNCHDMLC modülü teknik çizimi

	? FULL leaves	? HALF TARGET leaves	? HALF ISOCENTER leaves	? QUARTER TARGET leaves	? QUARTER ISOCENTER leaves
X widths (cm):					
leaf (excl. tongue)		leaf (excl. tongue)	leaf (excl. tongue)	leaf (excl. tongue)	leaf (excl. tongue)
tongue		tongue	tongue	tongue	tongue
groove		groove	groove	groove	groove
tip		tip	tip	tip	tip
upper support rail		upper support rail	upper support rail	upper support rail	upper support rail
lower support rail		lower support rail	lower support rail	lower support rail	lower support rail
Z positions (cm):					
top of tip		top of support rail	top of tip	top of support rail	top of tip
top of leaf		bottom of support rail	top of leaf	bottom of support rail	top of leaf
bottom of tongue		top of driving screw hole	top of tongue	top of driving screw hole	top of tongue
bottom of groove		bottom of driving screw hole	bottom of groove	bottom of driving screw hole	bottom of groove
top of driving screw hole		bottom of tongue	top of driving screw hole	bottom of tongue	top of driving screw hole
bottom of driving screw hole		top of groove	bottom of driving screw hole	top of groove	bottom of driving screw hole
top of support rail		bottom of leaf	top of support rail	bottom of leaf	top of support rail
bottom of support rail		bottom of tip	bottom of support rail	bottom of tip	bottom of support rail
? Y distance of driving screw hole from leaf tip (cm):					



Şekil 3-22: Çalışmamızda oluşturulan HDMLC çizimi

3.2.3. Varian TrueBeam STx® Monte Carlo Modeli Kullanılarak Çeşitli Açık Alan Doz Dağılımlarının Oluşturulması

Hazırlanan HDMLC kolimatörlü TrueBeam STx® BEAMnrc Monte Carlo modelinin her parametresi gerçek ölçümler ile karşılaştırılarak ayarlandı.

İncelemeler öncelikle HDMLC liflerinin tamamen geri çekili olduğu alanlarda yapıldı. Burada amaç ikincil kolimatörlerin yapı ve materyal özelliklerinin, herhangi bir MLC lifinin katkısı olmaksızın, hassasiyetle doğrulanmasıdır.

Jaw parametrelerinin ayarlanmasından sonra hem jaw hem de HDMLC içeren incelemeler yapıldı. Bu kısımda jawlar HDMLC'den daha geride tutularak HDMLC parametreleri detaylı bir şekilde incelendi. HDMLC verileri bu ölçümlere dayanılarak iyileştirildi.

3.2.3.1. Modellenen Alanların Boyutları ve Özellikleri

Sadece jaw içeren ve ikincil kolimatörlerin fiziksel boyut, alan açıklığı ve yapı olarak doğrulanması amacıyla yapılan incelemeler BEAMnrc programı kullanılarak hazırlandı.

10 MV ve 10 MV FFF foton demetleri kullanılan 2x2, 10x10 ve 30x30 cm² genişliğindeki alanlar 4x10⁹ history kaydı kullanılarak modellendi ve 100 cm SSD mesafesinde egshsp formatında faz uzay dosyaları olarak kaydedildi.

Daha sonra, jaw ve HDMLC'yi birlikte içeren alanlar MLC yapılarını incelemek üzere hazırlandı. Burada ikincil kolimatörlerin hem X hem de Y yönünde liflerin kısa bir mesafe arkasında durması, böylece MLC'den gelen etkilerin gerçekçi bir şekilde modellenmesi amaçlandı.

MLC içeren alanlar simetrik olarak hazırlandı. Hem 10 MV hem de 10 MV FFF foton demetleri için 1x1 jaw ve 1x1 MLC, 2x2 jaw ve 1x1 MLC, 4x4 jaw ve 2x2 MLC, 5x5 jaw ve 3x3 MLC, 7x7 jaw ve 5x5 MLC, 12x12 jaw ve 10x10 MLC, 22x22 jaw ve 20x20 MLC ile 32x22 jaw ve 22x22 MLC içeren alanlar BEAMnrc programı kullanılarak 100 cm SSD mesafesine dek modellendi ve oluşturulan faz uzay dosyaları egshsp olarak kayıt edildi.

Yapılan açık alan modellemeleri Tablo 3-1’de verilmiştir.

Tablo 3-1: Ölçülen ve modellenen statik alanlar listesi

Sadece JAW	JAW ve MLC	
JAW boyutu	JAW boyutu	MLC boyutu
2x2	1x1	1x1
10x10	2x2	1x1
30x30	4x4	2x2
	5x5	3x3
	7x7	5x5
	12x12	10x10
	32x22	22x22

BEAMnrc programında hazırlanan ve 100 cm SSD izomerkez mesafesinde egshsp olarak kaydedilen faz uzay dosyaları DOSXYZnrc programında kaynak olarak kullanıldı.

3.2.3.2. Oluşturulan BEAMnrc Modellerinin DOSXYZnrc Programı Kullanılarak Sanal Su Fantomu Üzerindeki Doz Dağılımlarının Hesaplanması

DOSXYZnrc GUI 12 çeşit kaynak üzerinden sanal olarak ya da DICOM görüntüleri üzerinden oluşturulmuş olan egshant formatında görüntü üzerinde istenilen çözünürlükte doz hesabı yapabilen bir EGSnrc sistemi programıdır.

DOSXYZnrc BEAMnrc’den bağımsız bir programdır ancak birlikte de kullanılabilir. Bu çalışmada DOSXYZnrc, BEAMnrc tarafından oluşturulan faz uzay dosyalarını istenilen görüntü üzerine aktarmak amacıyla, ayrı olarak kullanılmıştır.

DOSXYZnrc’de yer alan 2 numaralı kaynak bütün bir faz uzay dosyasını istenilen görüntü üzerine Kartezyen koordinat sistemi içinde uygulamayı mümkün

kılmaktadır. Bu şekilde, var olan faz uzay dosyası herhangi bir mesafe ve açıdan görüntüye gönderilebilmektedir.

DOSXYZnrc'de bir görüntü vokseller halinde oluşturulmakta ve depo edilmektedir. Bir hesabın hassasiyeti oluşturulan görüntünün voksellerinin boyutlarına bağlıdır. Burada sınırlandırıcı faktör, sanal su fantomu oluşturmak için Kartezyen koordinatların her birine en fazla 128 piksel tanımlanabiliyor olmasıdır. Ölçüm genişliğini kapsayacak şekilde hassas modellemeler yapabilmek için, 3 farklı simetrik yapıli sanal su fantomu oluşturuldu. Materyal yapısı ortak olarak H2O700ICRU seçildi.

Birinci fantom, $8 \times 8 \text{ cm}^2$ 'ye kadar olan alanları modelleyebilmek için tasarlandı. Fantom X ve Y eksenlerinde 0,15 cm genişliğinde 120'şer piksel içermektedir. Z ekseninde 0 cm olan başlangıcı takip eden 9 adet 0,10 cm, 21 adet 0,20 cm, 19 adet 0,25 cm, 1 adet 0,05 cm, 1 adet 0,20 cm, 19 adet 0,25 cm ve 50 adet 0,40 cm piksel yer almaktadır. Birinci fantomun boyutları $18 \times 18 \times 35 \text{ cm}^3$ 'dür (Şekil 3-23).

İkinci fantom, $20 \times 20 \text{ cm}^2$ 'ye kadar olan alanları modelleyebilmek için tasarlandı. Fantom X ve Y eksenlerinde 0,40 cm genişliğinde 120'şer piksel içermektedir. Z ekseninde 0 cm başlangıcını takip eden 9 adet 0,10 cm, 21 adet 0,20 cm, 19 adet 0,25 cm, 1 adet 0,05 cm, 1 adet 0,20 cm, 19 adet 0,25 cm ve 50 adet 0,40 cm piksel bulunmaktadır. İkinci fantomun boyutları $48 \times 48 \times 35 \text{ cm}^3$ 'dür.

Üçüncü fantom, $20 \times 20 \text{ cm}^2$ 'den geniş olan alanları modelleyebilmek için tasarlandı. Fantom X ve Y eksenlerinde 0,50 cm genişliğinde 120'şer piksel içermektedir. Z ekseninde 0 cm başlangıcını takip eden 9 adet 0,10 cm, 21 adet 0,20 cm, 19 adet 0,25 cm, 1 adet 0,05 cm, 1 adet 0,20 cm, 19 adet 0,25 cm ve 50 adet 0,40 cm piksel bulunmaktadır. İkinci fantomun boyutları $60 \times 60 \times 35 \text{ cm}^3$ 'dür.

3.2.3.3. Paralelizasyon

EGSnrc bilgisayarın gücüne bağlı olmaksızın tek bir çekirdek üzerinde işlem yapmak üzerine kodlanmış bir yazılımdır. Bu şekilde yapılan hesaplamalarda $30 \times 30 \text{ cm}^2$ alan boyutuna ait linak ve sanal su fantomu modellemesi, çekirdek çalışma frekansı 3,5 GHz olan bir bilgisayarda, 30 saatten fazla sürmektedir.

Bu süreci optimal düzeye indirebilmek için paralelizasyon yönteminden faydalanılmaktadır. Paralelizasyon kullanılarak birden fazla bilgisayar ya da bir bilgisayarın istenilen miktarda çekirdeği aynı işlem için eşzamanlı olarak çalıştırılabilmektedir.

Phantom definition

If you are using source 2 or 4, you must define the materials in the phantom here first before defining the source.

? Define phantom using ... ☒ non-CT data input ☐ phantom created from CT data

? Global electron cutoff energy - ECUT (MeV) 0.7

? Global photon cutoff energy - PCUT (MeV) 0.01

? Print summary of highest 20 doses no

Source parameters

? Incident particle all

? Source type 2 - Full phase-space source file

Simulation parameters

? Number of histories 4000000000

? IWATCH Output none

? Maximum CPU time (hours) 300

? RNG seed 1 33

? RNG seed 2 97

? Incident beam size (source 2, 4 or 8) 100.0

? Run option first time

? 'HOWFARLESS' on

? Thickness of region outside phantom is uniform

? Medium of region outside phantom AIR700ICRU

? Phase space output on exiting phantom none

? Output restart data after every batch

? Range rejection on

? ESAVE: range rejection done only below this energy (MeV) 2

? Photon splitting number 1

? # times to recyle each particle in phase space source 0

? Run job in parallel no

Şekil 3-23: Çalışmamızda kullanılan DOSXYZnrc ana verileri

Paralelizasyon, esas olarak Linux işletim sistemi için geliştirilmiş olsa da biz uygun bir batch dosyası kullanarak paralelizasyonu Windows'ta da başarıyla çalıştırdık.

Linux sisteminde “at queue system” ve EGS_gui kullanılarak yapılan paralelizasyon işlemi, Windows'ta Şekil 3-24 ve Şekil 3-25'te demo olarak gösterilen batch dosyası ve çalıştırma kodları kullanılarak gerçekleştirildi.

```
REM # Ready?
echo.
choice /N /M "Ready to run %egscommand% using %n% jobs [YN] ? "
if errorlevel 2 exit /b

REM ### launch $n EGSnrc jobs in parallel, in the background
echo.
```

Şekil 3-24: Windows'ta paralel işlem yapabilmek için kullanılan batch dosyası demosu

```
dosxyznrc flag examplefile flag ICRUpegsfile
BEAM_unit flag examplefile flag ICRUpegsfile
```

Şekil 3-25: Windows'ta kullandığımız batch dosyasını çalıştırmak için gerekli olan kodun türevi

Paralelizasyon sonucunda hem BEAMnrc hem de DOSXYZnrc için, kullanılan işletim sistemi ve bilgisayar fark etmeksizin ortalama 4 kat hızlandırma sağlandı.

3.2.3.4. Doz Dağılımlarının Sonuçlarının Hazırlanması

Her hesaplama egphant fantom çıktısı üzerine 3ddose formatında 3 boyutlu doz akısı olarak kaydedildi. Bununla birlikte, derin doz ve profil karşılaştırmaları için her hesaplama çıktısı merkezi ekseninde derin doz eğrisi ile yüzeyden 5 ve 10 cm derinliklerde inline ve crossline profilleri olarak kaydedildi. Her üç fantomda da 5 cm ve 10 derinlikler Z ekseninde sırasıyla 30. ve 51. piksellere denk gelmektedir.

Merkezi ekseninde derin doz eğrisi elde edebilmek için bir vokselin istenilen hattın tam ortasında olması; yan yana sıralanmış simetrik yapıların ortası iki pikselin arasına denk geleceğinden, ilk pikselin paralel olarak yarım piksel genişliğinde kaydırılması gerekmektedir. Örneğin, her biri 0,4 cm genişliğinde 120 pikselden oluşan 48 cm genişliğindeki fantomun merkezi ekseninde okuma almak için, başlangıç -23,8 cm'ye kaydırılarak 60. pikselin merkezi Z eksenini ortalaması sağlanmalıdır.

Çalışmamızda her modelleme için merkezi ekseninde derin doz, 5 ve 10 cm derinliklerde inline ve crossline profiller oluşturuldu. Bu amaçla hazırlanan taramalar, piksel bilgileriyle birlikte, Tablo 3-2'de gösterildiği gibidir. Tabloda geçen Z taraması Z yönünde alınan derin doz taramasını, Y taraması Y eksenini boyunca alınan inline profil taramasını ve X taraması X eksenini boyunca alınan crossline profil taramasını ifade etmektedir.

Ortam şartlarının gerçeğe uygun olması ve saçılmaların doğru modellenebilmesi amacıyla, fantomu çevreleyen materyal AIR700ICRU hava olarak tanımlandı. Homojen ortamlarda hesaplamayı hızlandıran "Howfarless" opsiyonu aktif edildi. Parçacıkların yetmemesi halinde tekrar kullanılması otomatik moda getirildi ancak faz uzay dosyasının birden fazla kez ya da uzaysal yönelimi değiştirilerek kullanılması engellendi. Hesaplamalarda BEAMnrc'de kullanılan ile aynı EGSnrc hesaplama parametreleri kullanıldı.

Tablo 3-2: DOSXYZnrc modellerinde yapılan taramalar

X başla	X bitir	Y başla	Y bitir	Z başla	Z bitir	Tarama
60	60	60	60	0	108	Z taraması
0	120	60	60	30	30	X taraması
60	60	0	120	30	30	Y taraması
0	120	60	60	51	51	X taraması
60	60	0	120	51	51	Y taraması

3.2.3.5. DOSXYZnrc Verilerinin Karşılaştırmaya Uygun Hale Getirilmesi

DOSXYZnrc modellemesi esnasında oluşturulan tarama kayıtları, derin doz ve profil karşılaştırmalarını gerçekleştirebilmek için, egslst dosyası olarak dışa aktarıldı. Egslst formatındaki bir dosya istenilen tarama boyunca her bir pikselin uzaysal konumuna, ilgili voksellerdeki doza ve o vokseldeki belirsizliğe ait bilgileri içermektedir.

Egslst dosyası Şekil 3-26'da görüldüğü şekilde bir text dosyası olup incelemek için kullanılacak programa uygun bir şekilde dönüştürülmesi gerekmektedir. Değerlendirme amacıyla kullanılan Verisoft programı verileri mm cinsinden ve profilleri merkeze normalize edilmiş şekilde okuyabilmektedir. Bu sebeple simülasyondan elde edilen verilerin boyutları 10 ile genişletilerek merkezi piksele normalize edildi. Bu dönüştürmeler için Excel ve Notepad++ programları kullanıldı.

DOSXYZnrc simülasyonunda veriler ayrıca 3ddose dosyası olarak da kaydedilmektedir. 3 boyutlu bir doz matrisi olan 3ddose dosyası verileri egspant görüntüsü üzerinde görsel ve sayısal olarak incelemeyi mümkün kılmaktadır. EGSnrc içerisinde bulunan STATDOSE programı kullanılarak, daha önce egslst dosyası olarak dışa aktarılmamış herhangi bir veri incelenip, değiştirilebilir ve dışa aktarılabilir (Şekil 3-27).

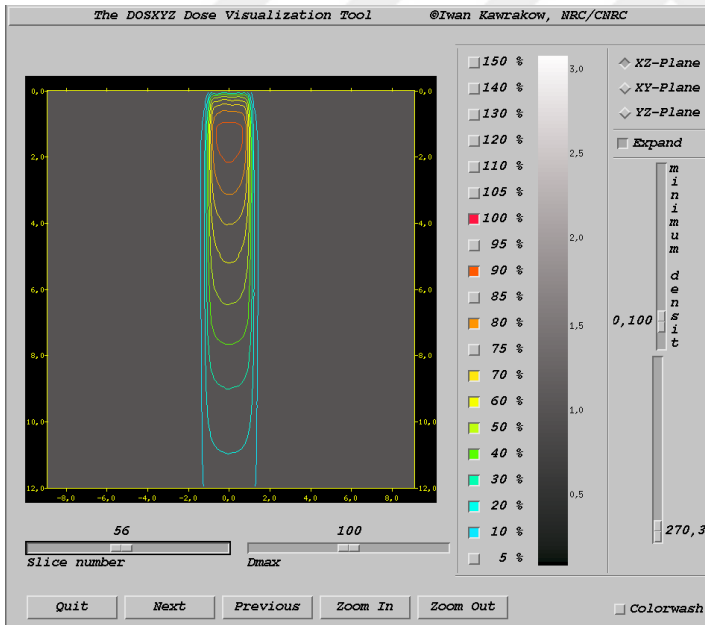
3.2.4. Su Fantomu Ölçümlerinin Alınması ve Değerlendirmeye Uygun Hale Getirilmesi

TrueBeam STx[®] lineer hızlandırıcısı modelinin doğruluğunun test edilebilmesi için, EGSnrc ile oluşturulan modellerle aynı şartlarda sanal su fantomu ölçümleri alındı.

TrueBeam STx® lineer hızlandırıcısı, 3D Scanner su fantomu ve pinpoint iyon odasının kullanıldığı ölçümler 100 cm SSD mesafesinde ve step by step ölçüm metodu kullanılarak alındı. Alınan ölçümler Tablo 3-3’de gösterildiği gibidir.

0.100	1	3.783E-17	0.9%
0.200	2	8.458E-17	0.7%
0.300	3	1.191E-16	0.6%
0.400	4	1.480E-16	0.6%
0.500	5	1.720E-16	0.6%
0.600	6	1.915E-16	0.5%
0.700	7	2.076E-16	0.5%
0.800	8	2.208E-16	0.5%
0.900	9	2.326E-16	0.4%
1.100	10	2.459E-16	0.4%
1.300	11	2.591E-16	0.4%
1.500	12	2.686E-16	0.3%
1.700	13	2.745E-16	0.3%
1.900	14	2.778E-16	0.3%
2.100	15	2.805E-16	0.3%

Şekil 3-26: Egslst dosyası örneği



Şekil 3-27: Oluşturulan bir modele ait 3D doz dağılımı

Sadece jaw içeren alanlar için merkezi kesitte derin doz eğrisi ile 10 cm derinlikte inline ve crossline profilleri alındı. Hem jaw hem de MLC içeren alanlar için merkezi kesitte derin doz eğrisi ile 5 cm derinlikte inline ve crossline profilleri alındı.

Tablo 3-3: Su fantomu kullanılarak alınan ölçümlerin listesi

Ölçüm Metodu	Kullanılan Enerji	PDD Başlangıcı (cm)	Profil Derinliği (cm)	Jaw Genişliği (cm x cm)	MLC Genişliği (cm x cm)
PDD, Profil	10 MV, 10 MV FFF	30	10	2x2	Açık
PDD, Profil	10 MV, 10 MV FFF	30	10	10x10	Açık
PDD, Profil	10 MV, 10 MV FFF	30	10	30x30	Açık
PDD, Profil	10 MV, 10 MV FFF	30	5	1x1	1x1
PDD, Profil	10 MV, 10 MV FFF	30	5	2x2	1x1
PDD, Profil	10 MV, 10 MV FFF	30	5	4x4	2x2
PDD, Profil	10 MV, 10 MV FFF	30	5	5x5	3x3
PDD, Profil	10 MV, 10 MV FFF	30	5	7x7	5x5
PDD, Profil	10 MV, 10 MV FFF	30	5	12x12	10x10
PDD, Profil	10 MV, 10 MV FFF	30	5	22x22	20x20
PDD, Profil	10 MV, 10 MV FFF	30	5	32x22	22x22

MLC içeren ve içermeyen alanların profil derinliklerinin farklı olmasının sebebi, MLC içeren alanlardaki saçılmaların yüzeye daha yakın bölgede incelenmesi isteğidir.

Tüm ölçümler iki farklı tarihte ikişer kez tekrarlanmış, böylece günlük rastlantısal etkilerden sakınılmıştır.

SNC Dosimetry programıyla kaydedilen ölçümler için sadece merkeze normalizasyon opsiyonu kullanılmış, herhangi bir filtre ya da süzgeçten yararlanılmamıştır.

Elde edilen veriler snctxt dosya formatında dışa aktarılmış, Excel ve Notepad++ kullanılarak Verisoft® programıyla değerlendirilmeye uygun hale getirilmiştir.

3.2.5. Yüzde Derin Doz ve Profillerin Karşılaştırma Kriterleri

Çeşitli raporlar ve makaleler yüzde derin doz ve profil karşılaştırmaları için farklı yöntemler kullanırlar. Örneğin, foton demetlerinin PDD karşılaştırmaları için AAPM TG51 R100, D100 ve D200 kriterlerini baz alırken, IAEA TRS 398 R100, R80, R50 ve QI kriterlerini kullanmaktadır. Foton profilleri için IEC 60976 alan boyutunu %50 dozlar arası genişlik ve penumbrayı %80 ile %20 dozlar arasındaki mesafe olarak kabul etmekte ve Varian® flatnes, simetri ile maksimum doz oranına bakmaktadır.

Tüm kriterleri birlikte incelemek mümkün olmadığı için, biz önemli referansların ağırlıklı ortalaması olarak aşağıda belirtilen kriterler üzerinde yoğunlaştık. Ancak tablolarda yer alan simetri ve flatness değerlerini, çok değişken oldukları için, sadece istatistiksel amaçlarla inceledik.

Yüzde derin doz karşılaştırmalarında kullanılan kriterler ve tanımları şu şekildedir:

R50 (cm): %50 dozun derinliği

D50 (%): 50 mm derinlikteki doz

D100 (%): 100 mm derinlikteki doz

D200 (%): 200 mm derinlikteki doz

QI: Kalite İndeksi. D200'ün D100'e oranının 1,2661 katının 0,0595 eksiğidir.

Profil karşılaştırmalarında kullanılan kriterler ve tanımları şu şekildedir:

Alan Boyutu (cm): %50 dozlar arasındaki genişlik

Penumbra (mm): %80 ile %20 dozlar arasındaki mesafe

Dmaks (%): Düz bölgedeki maksimum doz oranı

Dmin (%): Düz bölgedeki minumum doz oranı

Flatness (%): Düz bölgedeki profilin merkezdeki değerden en fazla sapma oranı

Simetri (%): Merkezi eksenin iki yanındaki en düşük benzerlik oranı

3.2.6. Varian Eclipse® Tedavi Planlama Sisteminde Rando Fantom Görüntüsü Üzerinde 3 Boyutlu (3D) Plan Hazırlanması

TrueBeam modelinin oluşturulması ve doğrulanmasının ardından Eclipse® tedavi planlama sisteminde kullanılan AAA ve AXB algoritmalarının 3D-CRT tedavi planlarındaki başarısı test edildi. Burada 3D-CRT kullanılmasındaki amaç öncelikle statik alan ve lif pozisyonlarıyla çalışmaktır.

Çalışmamız için kliniğimizde bulunan ve insan vücudunu modelleyen cansız rando fantom kullanıldı. Rando fantomun dicom formatındaki görüntüsü baş gantry ve 3 mm kesit kalınlığı ile alınarak Eclipse tedavi planlama sistemine aktarıldı.

Rando fantom üzerinde geniş bir alanı modellemek üzere batında lenf nodu pozitif bir serviks ve heterojen ortamı modellemek için sol akciğerde küçük birer hedef ile onları çevreleyen kritik organlar çizildi.

Her iki hedef için de hem 10 MV hem de 6 MV FFF foton demetleri kullanılarak AAA ve AXB algoritmaları için SAD tekniğiyle tedavi planları hazırlandı. Planlar statik jaw ve MLC kullanılarak, her alan eşit ağırlıkta olacak şekilde, yapıldı. Planlarda serviks için 4, akciğer için 10 eşit ağırlıklı alan kullanıldı (Şekil 3-28, Şekil 3-29). Tedavi planının kalitesi değil, herhangi bir planın ne kadar doğru hesaplandığının incelenmesi esas alındı. Hazırlanan planlar Tablo 3-4 ve Tablo 3-5’de gösterildiği gibidir.

3.2.7. Varian Eclipse® Tedavi Planlama Sisteminde Hazırlanan Tedavi Planlarının EGSnrc Monte Carlo Sisteminde Modellenmesi

Bir tedavi planının modellenmesi EGSnrc sistemindeki farklı metodlar ile yapılabilmektedir. Biz çalışmamızda her adımını kontrol edebileceğimiz ve açık alan karşılaştırmalarıyla benzer bir şekilde, öncelikle her alan ve enerji için BEAMnrc’de SSD mesafesine dek linak modellerini ve ardından CT görüntüsü üzerine doz hesaplarını hazırladık. Bir planı oluşturan tüm alanlara ait doz modellemeleri MATLAB içerisinde CERR programına aktararak birleştirildi.

Tablo 3-4: Hazırlanan ve modellenen serviks tedavi planının özellikleri

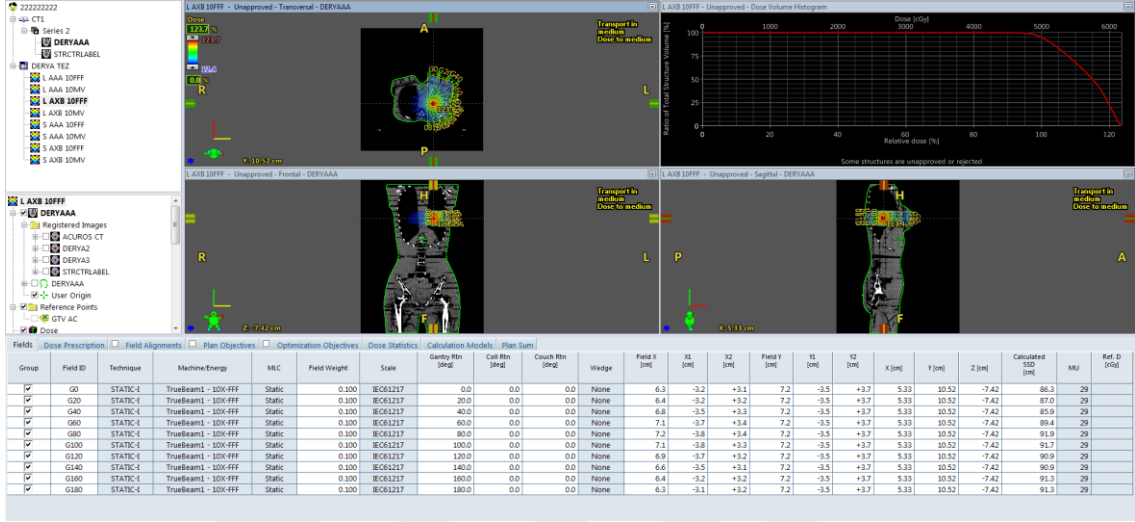
Bölge	Kullanılan Enerji	Algoritma	Gantry, Kolimatör ve Masa Açıları (°)	SSD (cm)
Serviks	10 MV, 10 MV FFF	AAA, AXB	0,0,0	88,6
	10 MV, 10 MV FFF	AAA, AXB	90,0,0	82,1
	10 MV, 10 MV FFF	AAA, AXB	180,0,0	91,7
	10 MV, 10 MV FFF	AAA, AXB	270,0,0	83,5

Tablo 3-5: Hazırlanan ve modellenen sol akciğer tedavi planının özellikleri

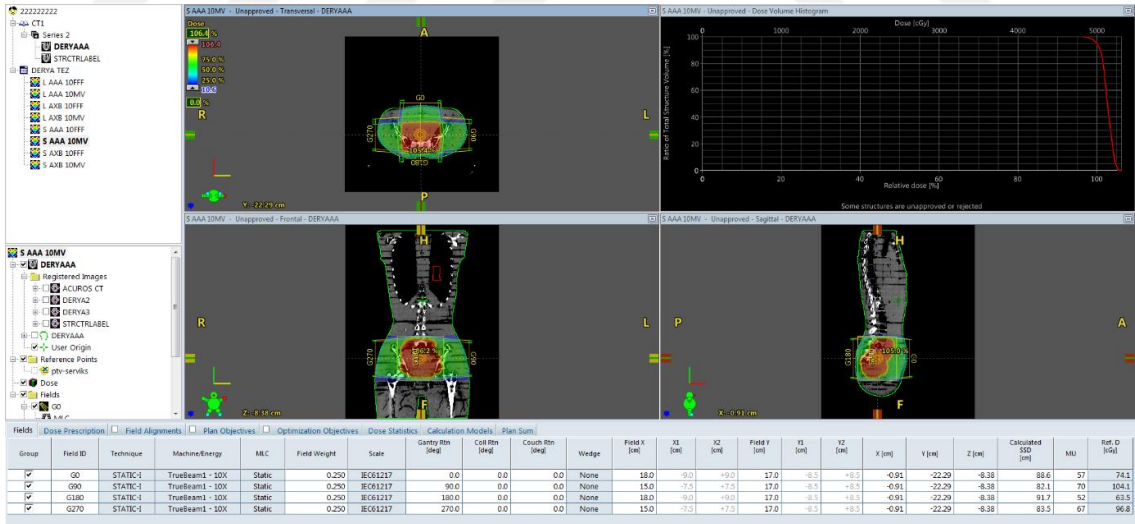
Bölge	Kullanılan Enerji	Algoritma	Gantry, Kolimatör ve Masa Açıları (°)	SSD (cm)
Sol Akciğer	10 MV, 10 MV FFF	AAA, AXB	0,0,0	86,3
	10 MV, 10 MV FFF	AAA, AXB	20,0,0	87,0
	10 MV, 10 MV FFF	AAA, AXB	40,0,0	85,9
	10 MV, 10 MV FFF	AAA, AXB	60,0,0	89,4
	10 MV, 10 MV FFF	AAA, AXB	80,0,0	91,9
	10 MV, 10 MV FFF	AAA, AXB	100,0,0	91,7
	10 MV, 10 MV FFF	AAA, AXB	120,0,0	90,9
	10 MV, 10 MV FFF	AAA, AXB	140,0,0	90,9
	10 MV, 10 MV FFF	AAA, AXB	160,0,0	91,3
	10 MV, 10 MV FFF	AAA, AXB	180,0,0	91,3

Bunun yanısıra DOSXYZnrc ile BEAMnrc arasında paylaşımlı işlem oluşturarak bir alan BEAMnrc üzerinden faz uzay dosyası çıktısı almadan direk olarak DOSXYZnrc üzerinde modellenilebilir. Bu yöntem daha çok dinamik jaw ve MLC alanlarını modellemek için uygundur ancak bu yöntem, hataları bulmak daha zor

olduğundan, çalışmamızda tercih edilmemiştir. Ayrıca, DOSCTP gibi DOSXYZnrc ve BEAMnrc'yi birlikte kullanma imkanı sağlamayan bir üçüncü yazılım ile de tedavi planlarının modellenmesi mümkündür ancak bu yöntem bu çalışmada kullanılmamıştır.



Şekil 3-28: Hazırlanan sol akciğer tedavi planlarından bir örnek

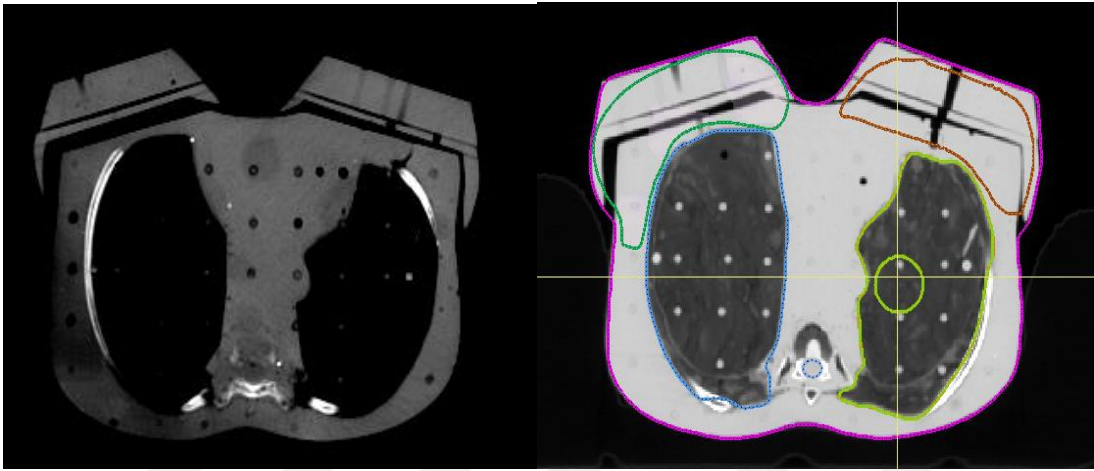


Şekil 3-29: Hazırlanan serviks tedavi planlarından bir örnek

DOSXYZnrc egspant dosyası üzerinde hesap yaptığı için, bilgisayarlı tomografi (CT) dicom görüntüsünü EGSnrc içerisinde yer alan ctrreate ya da benzeri bir program kullanarak egspant dosyasına dönüştürmek; kullanılacak çözünürlüğün

ihtiyaca ve bilgisayarın gücüne bağlı olarak belirlenerek, EGSnrc sistemi içinde gerekli değiştirmeleri yapmak gerekmektedir.

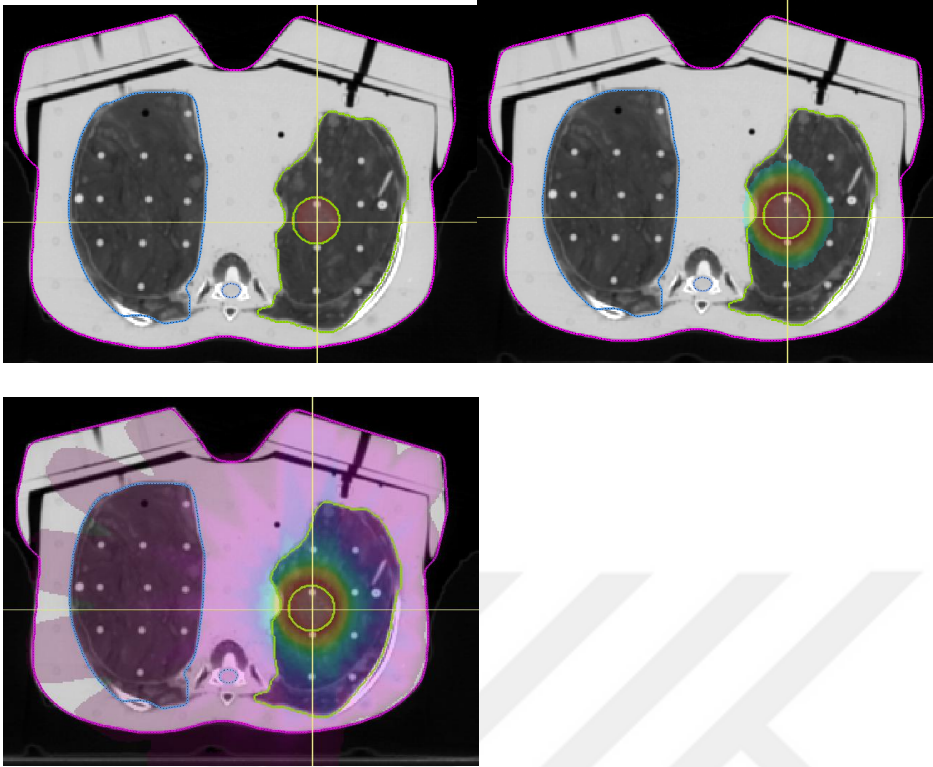
Çalışmamızda kullanılan dicom görüntüsü 300x300x214 (x,y,z) voksele ayrıldı ve Eclipse tedavi planlama sisteminde kullanılan CT eğrisine denk bir kalibrasyonla egspgant dosyasına dönüştürüldü. Hesap için kullanılan egspgant dosyasının voksel çözünürlükleri 0,20x0,20x0,35 mm³ (x,y,z) olurken, orjinal dicom görüntüsünde yer alan tüm görüntüler karşılaştırmalarda kesilmeksizin kullanıldı (Şekil 3-30).



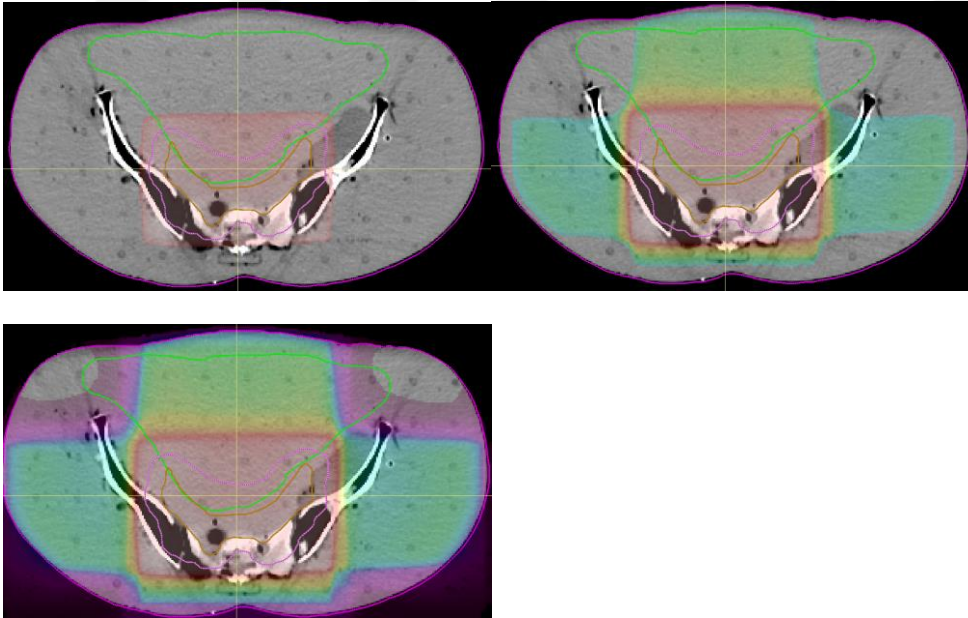
Şekil 3-30: Aynı kesite ait solda dicom, sağda egspgant görüntüsü

BEAMnrc'de ayrı ayrı oluşturulan ve SSD mesafesinde faz uzay dosyası olarak kaydedilen plan alanları DOSXYZnrc'de 2 numaralı kaynak kullanılarak egspgant dosyası üzerine aktarıldı.

Planı hazırlarken ışın merkezini Eclipse® tedavi planlama sisteminde kullanılan ile aynı koordinatlara yerleştirmek için CT görüntü merkezi ile tedavi planlama sisteminde belirtilen kaydırma değerlerini toplamak gerekmektedir. Zira, EGSnrc CT merkezini bilmemekte, tüm koordinatları CT görüntüsünün koordinatları üzerinden görmektedir. Merkezi bulabilmek için bir çok yöntem kullanılabilir. Bunlardan birisi CT çekimi esnasında kullanılan metal bilyelerin hangi piksellere denk geldiğinin Notepad++ uygulamasıyla bulunması ve ardından kaydırma değerlerini kullanarak ışın merkezine gidilmesidir. Çalışmada bu yöntem uygulandı. Ayrıca, doz akısının görüntü üzerine doğru açı ve mesafeden yaklaşması önem arz ettiğinden, modelleme sırasında sıklıkla EGS_view kullanılarak doz dağılımının görsel doğrulamaları yapıldı (Şekil 3-31 ve Şekil 3-32).



Şekil 3-31: Modellenen sol akciğer planına ait sırasıyla %95, %50 ve %5 doz dağılımları



Şekil 3-32: Modellenen serviks planına ait sırasıyla %95, %50 ve %5 doz dağılımları

3.2.8. Varian Eclipse® Tedavi Planlama Sistemi ve EGSnrc Monte Carlo Sisteminden Elde Edilen Verilerin MATLAB Üzerinde CERR Programı Kullanılarak Karşılaştırılması

CERR sadece araştırma amaçlı kullanılabilen, farklı sistemlerden elde edilen görüntü, çizim, plan ve dozları sisteme ekleme, birleştirme, değiştirme ve karşılaştırma imkanı sunan açık kaynak kodlu bir yazılımdır.

Biz, EGSnrc sisteminde ayrı ayrı oluşturduğumuz alan modellerini plana uygun ağırlıklarla birleştirme ve Eclipse tedavi planlama sisteminden elde edilen planlar ile karşılaştırma amacıyla CERR yazılımını kullandık.

Dozlar izomerkeze normalize edilerek karşılaştırmalar rölatif olarak gerçekleştirildi.

Herhangi bir dicom formatındaki dosya (görüntü, yapı ya da doz) CERR'e direk olarak aktarılabilirken, DOSXYZnrc'den elde edilen 3 boyutlu doz dosyasının (3ddose) dönüştürülerek aktarılması gerekmektedir. Bu doğrultuda yararlanılan MATLAB kodu demo olarak Şekil 3-33'de gösterilmektedir.

```
assocScanUID=planC{indexS.scan}(assocScanNum).scanUID;
dx = mean(diff(xbound));
dy = mean(diff(ybound));
dz = mean(diff(zbound));
zV = -zbound(end:-1:2) + dz;
regParamsS.horizontalGridInterval = dx;
regParamsS.verticalGridInterval = -dy;
```

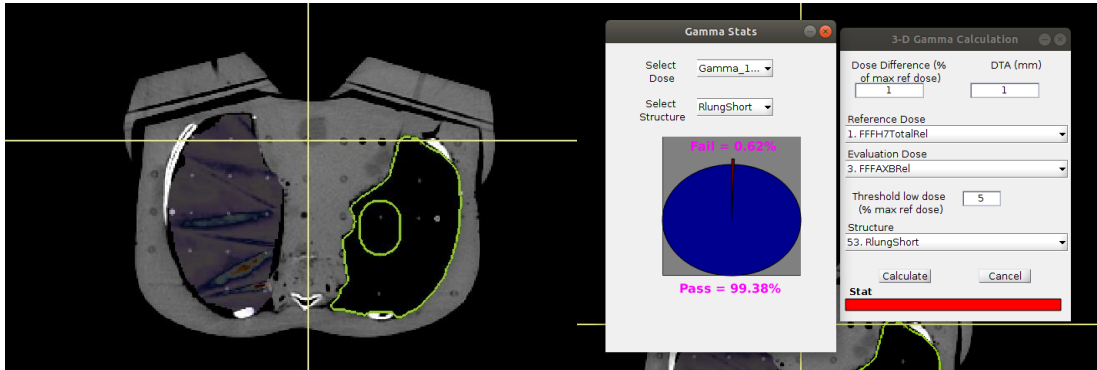
Şekil 3-33: 3ddose dosyalarını CERR'e aktarmak için kullanılan kodun demosu

CERR programında her yapı için her plana ait doz volüm histogramları (DVH) oluşturulabilmektedir. İlgili her plan ve yapı için oluşturduğumuz DVH'leri, Excel programıyla birleştirerek, planlar arasındaki doz dağılım farklarını inceledik.

DVH karşılaştırmaları serviks planında hedef hacim, lenf nodu, medulla spinalis, ince bağırsak, rektum, mesane, sağ femur ve sol femur için; sol akciğer planında hedef hacim, kalan sol akciğer, sağ akciğer, kalp, medulla spinalis ve sol meme için oluşturulmuştur.

CERR programının diğ er bir özelliği, yapı bazlı 3 boyutlu gama analizinin yapılabiliyor olmasıdır. Yeteri kadar doz içeren herhangi bir yapı üzerinde iki plana ait doz dağılımları, değişen DD ve DTA kriterlerinde incelenebilmektedir ( ekil 3-34).

3 boyutlu gama analizleri serviks planında hedef hacim, lenf nodu, rektum, bağırsak, mesane ve medulla spinalis için; akciğer planında hedef, medulla spinalis, sağ akciğer ve sol meme için yapılmıştır.



Şekil 3-34: CERR programında yapılan 3D gama analize ait bir ekran görüntüsü

4. BULGULAR

4.1. 10 MV ve 10 MV FFF Foton Demetleri Kullanılarak Hazırlanan, Sadece Jaw ve hem Jaw hem de MLC İçeren Alanların Teknik Analizleri

Değerlendirmeler her alan için ölçüm, model ve aradaki yüzde fark olarak incelendi. Değerlendirme parametreleri olarak yüzde derin doz eğrileri için R50 (mm), D50 (%), D100 (%), D200 (%) ve QI; crossline ve inline profilleri için Alan Boyutu (cm), Sol Penumbra (mm), Sağ Penumbra (mm), Dmaks (%), Dmin (%), Flatness (%) ve Simetri (%) kullanıldı.

Tüm ölçümler ayrıca %2 DD ve 2 mm DTA kriterleri kullanılarak gama analiziyle test edildi. Bu değerlendirmede, tüm karşılaştırma eğrilerinin, 1 Gama değerini gösteren yeşil çizginin altında kalması amaçlandı.

Sadece jaw içeren ve 10 MV foton demetleri kullanılarak hazırlanmış alanlara ait karşılaştırma değerleri Tablo 4-1, Tablo 4-2 ve Tablo 4-3’de verilmiştir.

Sadece jaw içeren ve 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak hazırlanmış alanlara ait karşılaştırma değerleri Tablo 4-4, Tablo 4-5 ve Tablo 4-6’da verilmiştir.

Sadece jaw içeren ve 10 MV foton demetleri kullanılarak hazırlanmış alanlara ait alanların gama analizi grafikleri Şekil 4-1, Şekil 4-2, Şekil 4-3, Şekil 4-4, Şekil 4-5, Şekil 4-6, Şekil 4-7, Şekil 4-8 ve Şekil 4-9’da gösterilmiştir.

Sadece jaw içeren ve 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak hazırlanmış alanlara ait alanların gama analizi grafikleri Şekil 4-10, Şekil 4-11, Şekil 4-12, Şekil 4-13, Şekil 4-14, Şekil 4-15, Şekil 4-16, Şekil 4-17 ve Şekil 4-18’de gösterilmiştir.

Hem jaw hem de MLC içeren ve 10 MV foton demetleri kullanılarak hazırlanmış alanlara ait karşılaştırma değerleri Tablo 4-7, Tablo 4-8 ve Tablo 4-9’da verilmiştir.

Hem jaw hem de MLC içeren ve 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak hazırlanmış alanlara ait karşılaştırma değerleri Tablo 4-10, Tablo 4-11 ve Tablo 4-12’de verilmiştir.

Hem jaw hem de MLC içeren ve 10 MV foton demetleri kullanılarak hazırlanmış alanlara ait alanların gama analizi grafikleri Şekil 4-19, Şekil 4-20, Şekil 4-21, Şekil 4-22, Şekil 4-23, Şekil 4-24, Şekil 4-25, Şekil 4-26, Şekil 4-27, Şekil 4-28,

Şekil 4-29, Şekil 4-30, Şekil 4-31, Şekil 4-32, Şekil 4-33, Şekil 4-34, Şekil 4-35, Şekil 4-36, Şekil 4-37, Şekil 4-38 ve Şekil 4-39’da gösterilmiştir.

Hem jaw hem de MLC içeren ve 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak hazırlanmış alanlara ait alanların gama analizi grafikleri Şekil 4-40, Şekil 4-41, Şekil 4-42, Şekil 4-43, Şekil 4-44, Şekil 4-45, Şekil 4-46, Şekil 4-47, Şekil 4-48, Şekil 4-49, Şekil 4-50, Şekil 4-51, Şekil 4-52, Şekil 4-53, Şekil 4-54, Şekil 4-55, Şekil 4-56, Şekil 4-57, Şekil 4-58, Şekil 4-59 ve Şekil 4-60’da gösterilmiştir.

4.1.1. 10 MV Foton Demetleri Kullanılarak Yapılan Açık Alan Ölçüm ve Model Karşılaştırmalarının Sayısal Sonuçları

Tablo 4-1: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve sadece jaw içeren alanların su fantomu ölçümleri ve EGSnrc hesaplamalarından elde edilen yüzde derin doz dağılımlarının karşılaştırılması

JAW X (cm)	JAW Y (cm)	Yöntem	R50 (mm)	D50 (%)	D100 (%)	D200 (%)	QI
2	2	Ölçüm	161,50	89,50	68,33	41,06	0,7013
		Model	161,77	89,03	68,71	41,05	0,6970
		Fark (%)	0,17	-0,52	0,56	-0,02	-0,61
10	10	Ölçüm	183,00	91,69	73,69	46,27	0,7354
		Model	184,80	92,02	73,94	46,56	0,7378
		Fark (%)	0,98	0,36	0,34	0,63	0,33
30	30	Ölçüm	204,96	92,65	76,63	50,92	0,7817
		Model	204,70	91,78	76,12	51,00	0,7887
		Fark (%)	-0,13	-0,94	-0,67	0,16	0,90

Tablo 4-2: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve sadece jaw içeren alanların su fantomu ölçümleri ve EGSnrc hesaplamalarından elde edilen crossline profillerinin karşılaştırılması

JAW X (cm)	JAW Y (cm)	Yöntem	Alan Boyutu (cm)	Sol Penumbra (mm)	Sağ Penumbra (mm)	Dmaks (%)	Dmin (%)	Flatness (%)	Simetri (%)
2	2	Ölçüm	2,20	4,72	4,72	100,00	78,68	10,66	0,39
		Model	2,24	4,49	4,41	102,11	81,04	10,53	2,76
		Fark (%)	1,68	-4,87	-6,57	2,11	3,00	-1,22	607,69
10	10	Ölçüm	11,01	7,17	7,09	100,4	95,83	2,28	1,61
		Model	10,99	7,54	7,54	100,18	96,37	1,91	0,01
		Fark (%)	-0,16	5,16	6,35	-0,22	0,56	-16,23	-100,00
30	30	Ölçüm	33,01	9,19	9,16	103,00	97,5	2,75	3,00
		Model	33,14	9,04	9,11	102,00	98,64	1,68	0,49
		Fark (%)	0,38	-1,63	-0,55	-0,97	1,17	-38,91	-83,67

Tablo 4-3: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve sadece jaw içeren alanların su fantomu ölçümleri ve EGSnrc hesaplamalarından elde edilen inline profillerinin karşılaştırılması

JAW X (cm)	JAW Y (cm)	Yöntem	Alan Boyutu (cm)	Sol Penumbra (mm)	Sağ Penumbra (mm)	Dmaks (%)	Dmin (%)	Flatness (%)	Simetri (%)
2	2	Ölçüm	2,19	5,77	5,76	100,00	74,06	12,97	0,5
		Model	2,26	5,04	5,13	100,1	77,75	11,18	2,99
		Fark (%)	3,24	-12,65	-10,94	0,10	4,98	-13,8	498,00
10	10	Ölçüm	10,10	7,94	7,88	101,00	95,00	3,00	1,60
		Model	10,83	8,06	8,06	100,17	96,21	1,98	0,00
		Fark (%)	-1,55	1,51	2,28	-0,82	1,27	-34,00	-100,00
30	30	Ölçüm	33,05	9,98	9,98	103,01	97,21	2,9	4,78
		Model	33,02	10,23	10,02	101,00	97,5	1,75	1,8
		Fark (%)	-0,09	2,51	0,40	-1,95	0,30	-39,65	-62,34

4.1.2. 10 MV FFF Foton Demetleri Kullanılarak Yapılan Açık Alan Ölçüm ve Model Karşılaştırmalarının Sayısal Sonuçları

Tablo 4-4: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve sadece jaw içeren alanların su fantomu ölçümleri ve EGSnrc hesaplamalarından elde edilen yüzde derin doz dağılımlarının karşılaştırılması

JAW X (cm)	JAW Y (cm)	Yöntem	R50 (mm)	D50 (%)	D100 (%)	D200 (%)	QI
2	2	Ölçüm	144,75	86,67	64,63	36,7	0,6594
		Model	145,82	87,05	65,31	37,44	0,6664
		Fark (%)	0,74	0,44	1,05	2,01	1,06
10	10	Ölçüm	165,99	90,16	70,61	42,26	0,6983
		Model	168,86	90,39	70,82	42,73	0,7045
		Fark (%)	1,73	0,26	0,30	1,11	0,89
30	30	Ölçüm	179,82	90,76	72,32	45,64	0,7396
		Model	183,09	90,78	72,99	46,18	0,7416
		Fark (%)	1,82	0,02	0,93	1,18	0,27

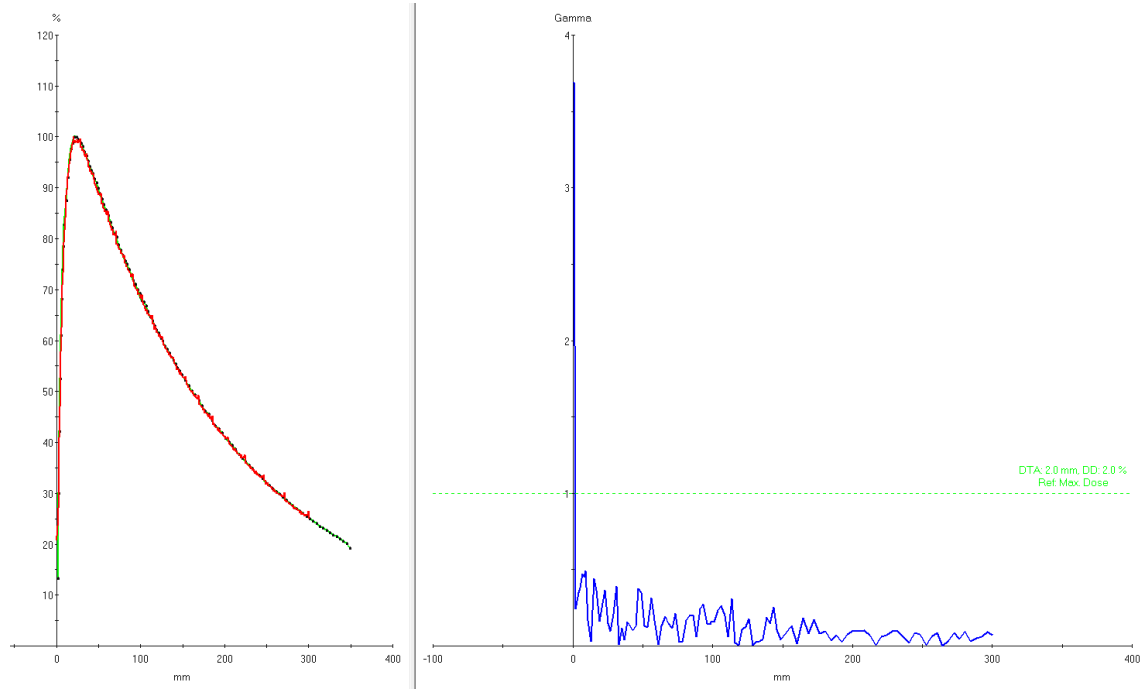
Tablo 4-5: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve sadece jaw içeren alanların su fantomu ölçümleri ve EGSnrc hesaplamalarından elde edilen crossline profillerinin karşılaştırılması

JAW X (cm)	JAW Y (cm)	Yöntem	Alan Boyutu (cm)	Sol Penumbra (mm)	Sağ Penumbra (mm)	Dmaks (%)	Dmin (%)	Flatness (%)	Simetri (%)
2	2	Ölçüm	2,20	4,40	4,40	100,00	79,97	10,02	0,51
		Model	2,22	4,02	4,12	100,77	82,10	9,33	1,11
		Fark (%)	1,09	-8,64	-6,36	0,77	2,66	-6,89	117,65
10	10	Ölçüm	10,83	11,08	11,47	100,01	82,71	8,65	1,00
		Model	10,76	12,26	12,23	100,00	82,65	8,68	0,42
		Fark (%)	-0,66	10,65	6,63	-0,01	-0,07	0,35	-58,00
30	30	Ölçüm	29,59	106,18	107,00	100,01	59,55	20,23	0,94
		Model	29,44	107,41	108,04	100,07	59,04	20,51	0,25
		Fark (%)	-0,5	1,16	0,97	0,06	-0,86	1,38	-73,4

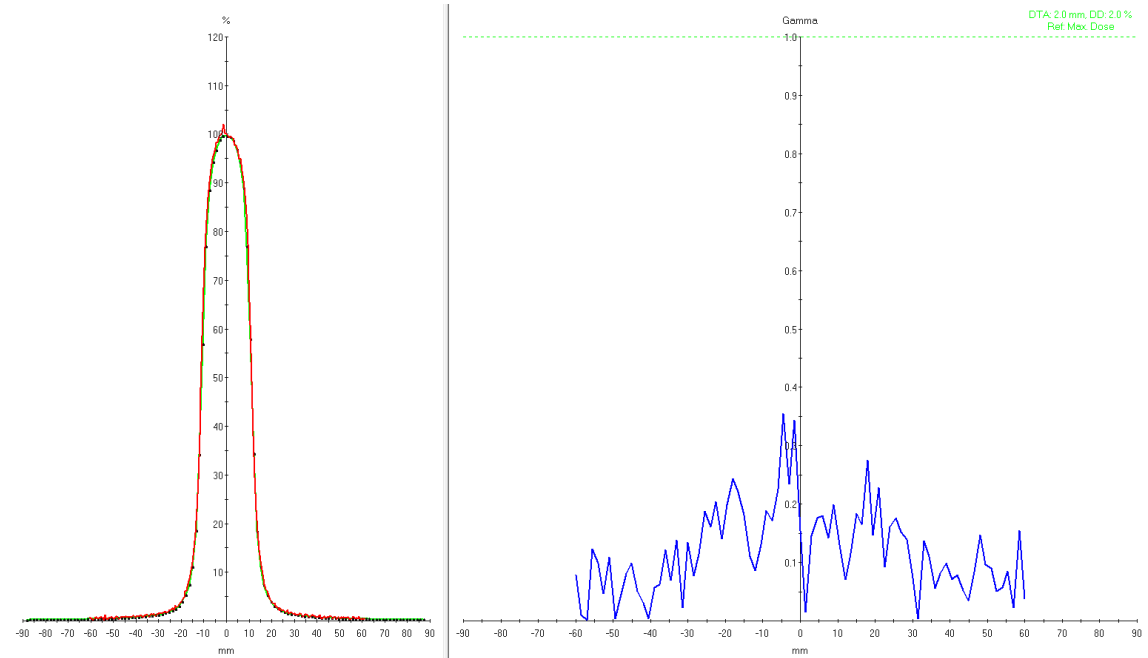
Tablo 4-6: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve sadece jaw içeren alanların su fantomu ölçümleri ve EGSnrc hesaplamalarından elde edilen inline profillerinin karşılaştırılması

JAW X (cm)	JAW Y (cm)	Yöntem	Alan Boyutu (cm)	Sol Penumbra (mm)	Sağ Penumbra (mm)	Dmaks (%)	Dmin (%)	Flatness (%)	Simetri (%)
2	2	Ölçüm	2,19	5,26	5,23	100,00	75,67	12,17	0,61
		Model	2,26	4,76	4,68	101,64	79,48	11,08	2,57
		Fark (%)	3,20	-9,51	-10,52	1,64	5,04	-8,96	321,31
10	10	Ölçüm	10,78	12,32	11,86	100,00	82,19	8,91	1,09
		Model	10,87	11,91	12,24	100,00	82,61	8,69	0,59
		Fark (%)	0,83	-3,33	3,20	0,00	0,51	-2,47	-45,87
30	30	Ölçüm	29,53	105,37	103,98	100,02	59,16	20,43	1,58
		Model	29,45	106,01	108,84	100,00	59,04	20,48	0,49
		Fark (%)	-0,27	0,61	4,67	-0,02	-0,20	0,24	-68,99

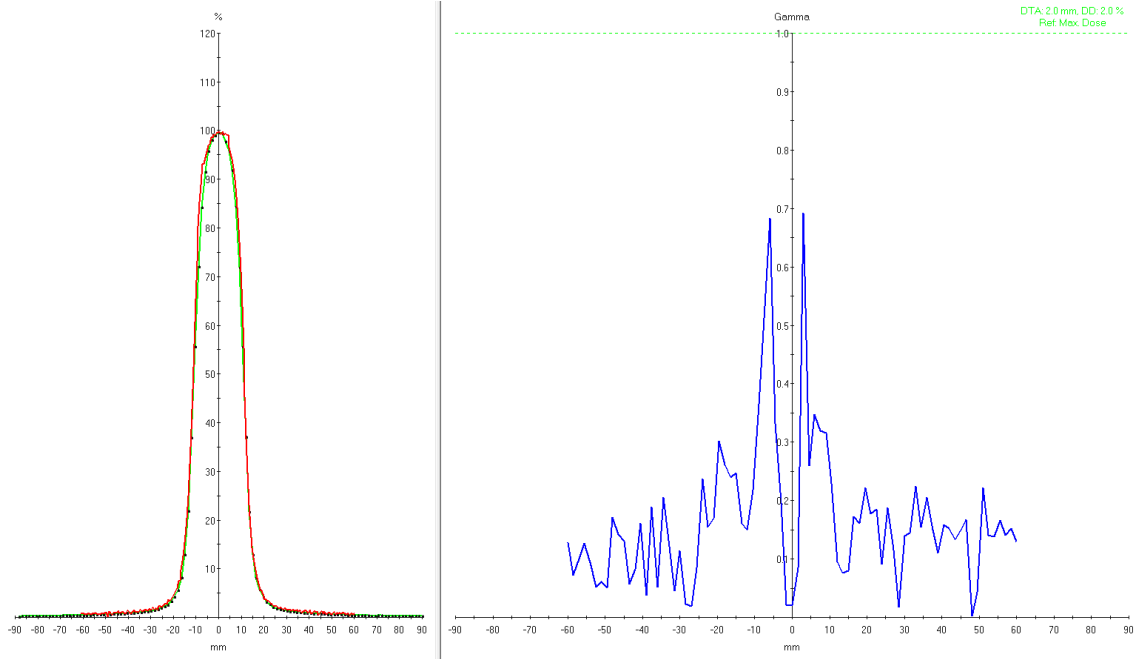
4.1.3. 10 MV Foton Demetleri Kullanılarak Yapılan Açık Alan Ölçüm ve Model Karşılaştırmalarının Gama Analizi Sonuçları



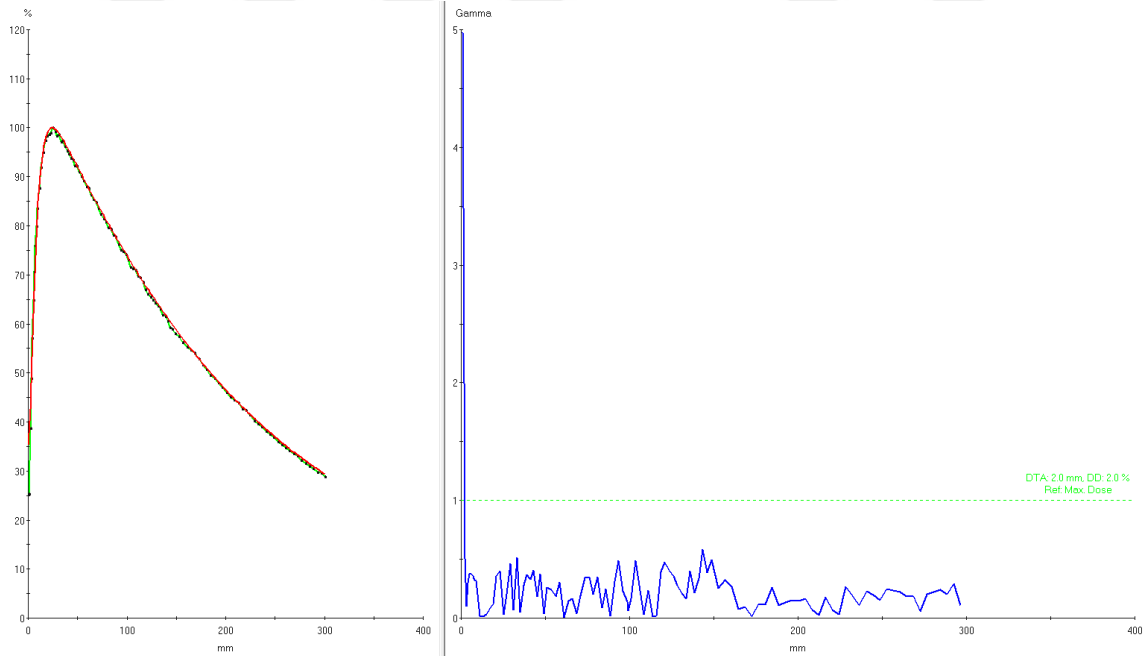
Şekil 4-1: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve sadece jaw içeren 2 cm x 2 cm genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen yüzde derin doz dağılımlarının %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu



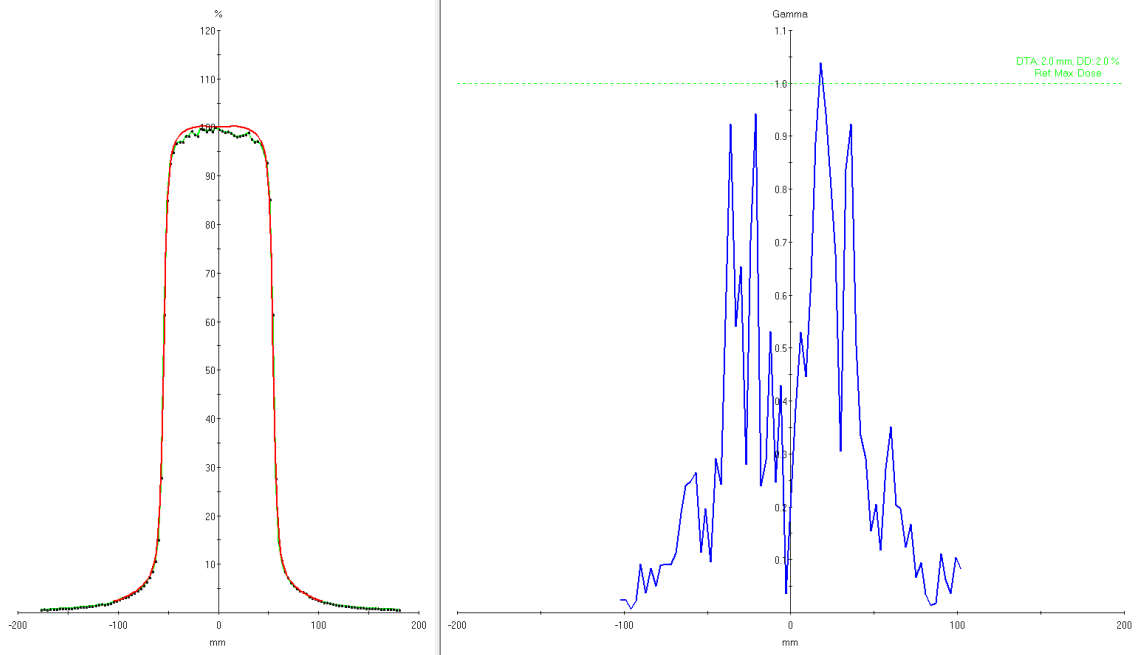
Şekil 4-2: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve sadece jaw içeren 2 cm x 2 cm genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen crossline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu



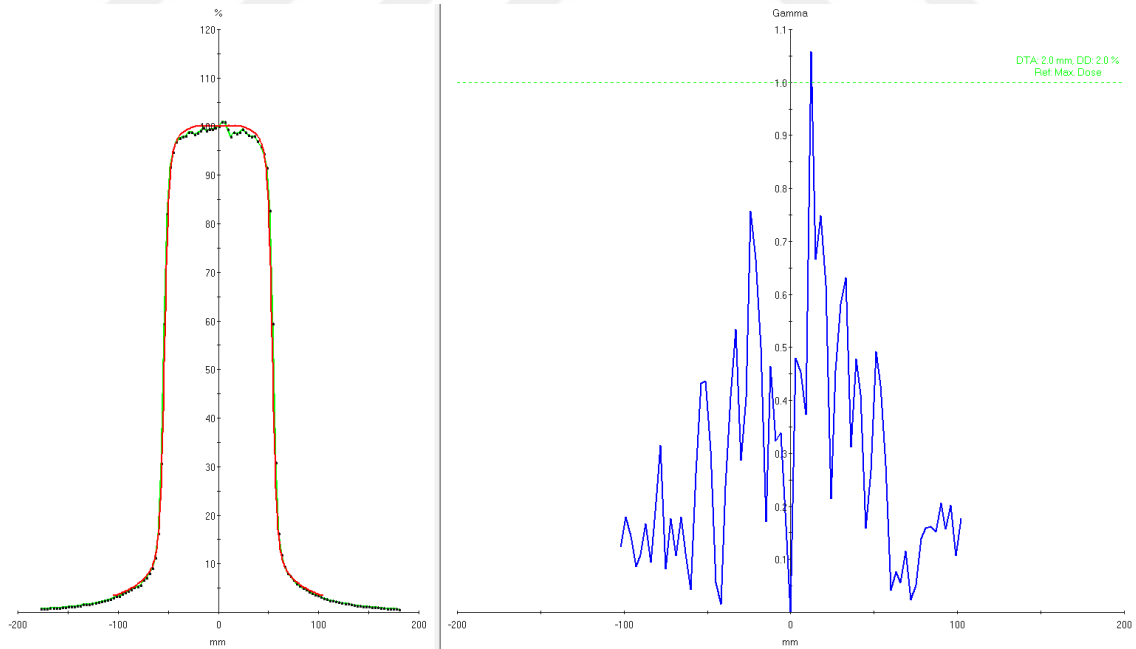
Şekil 4-3: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve sadece jaw içeren 2 cm x 2 cm genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen inline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu



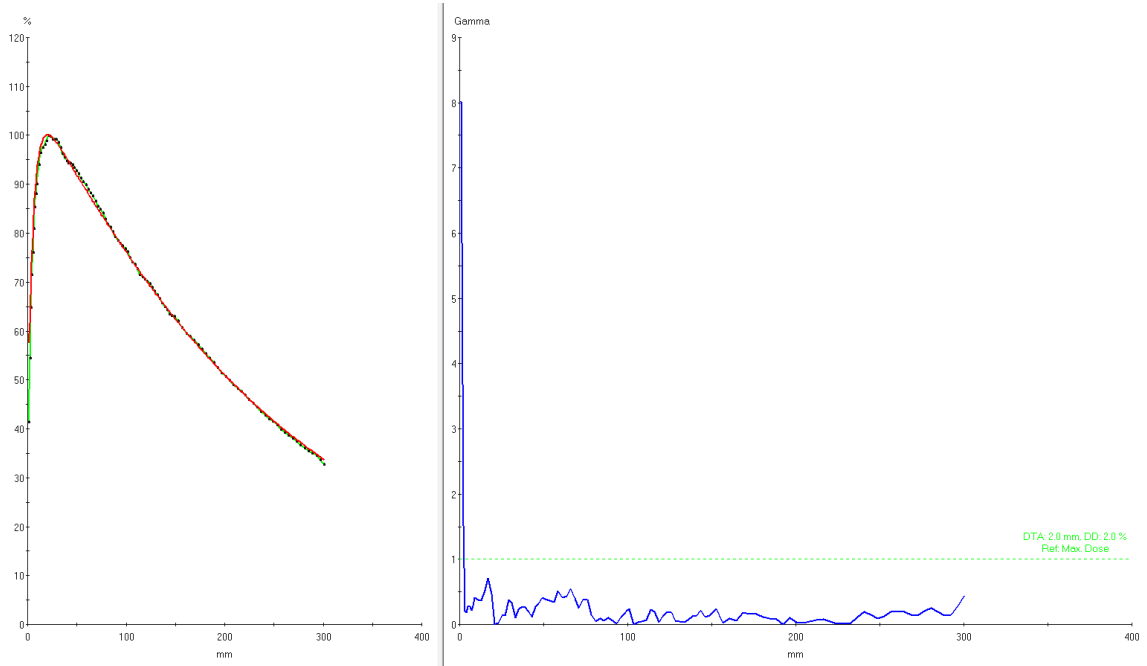
Şekil 4-4: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve sadece jaw içeren 10 cm x 10 cm genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen yüzde derin doz dağılımlarının %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu



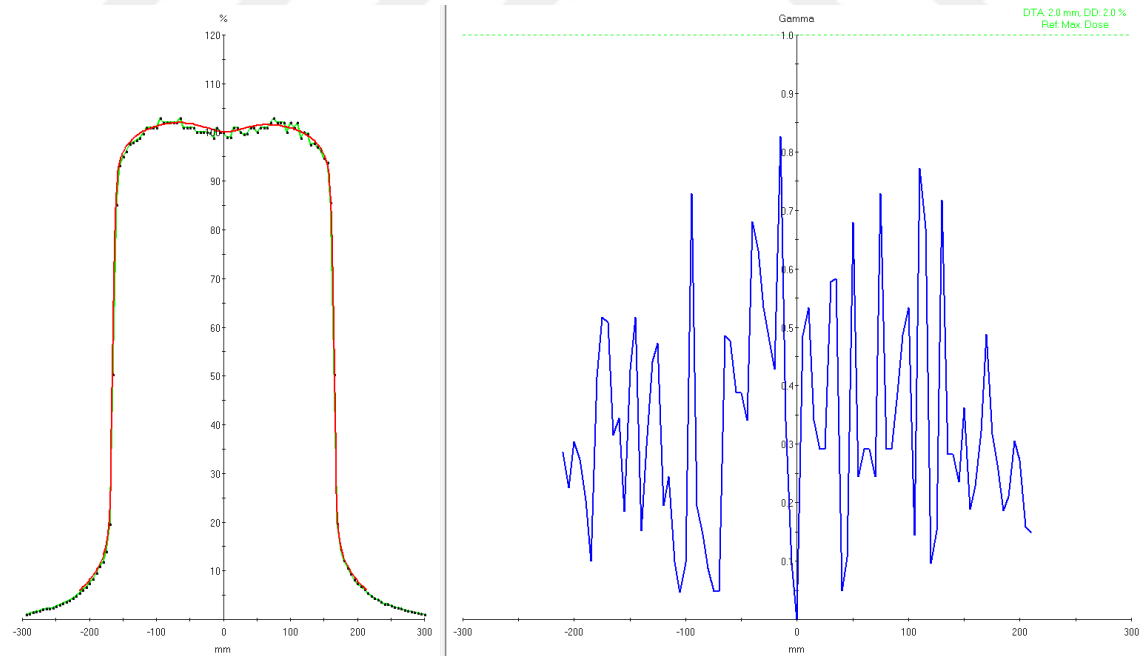
Şekil 4-5: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve sadece jaw içeren 10 cm x 10 cm genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen crossline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu



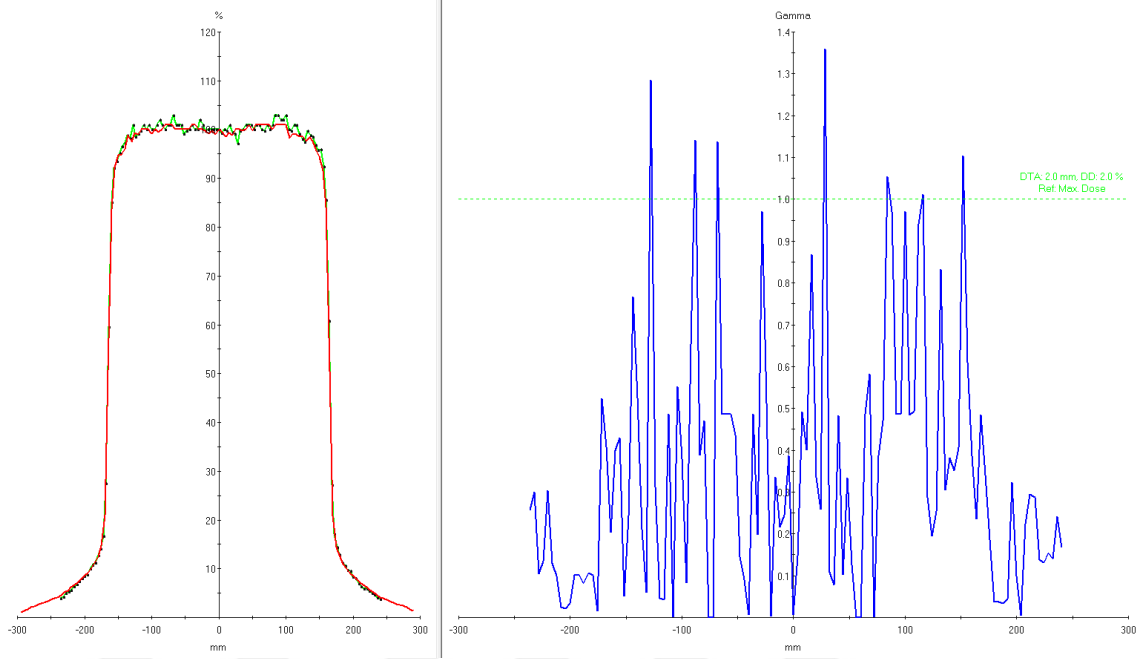
Şekil 4-6: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve sadece jaw içeren 10 cm x 10 cm genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen inline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu



Şekil 4-7: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve sadece jaw içeren 30 cm x 30 cm genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen yüzde derin doz dağılımlarının %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu

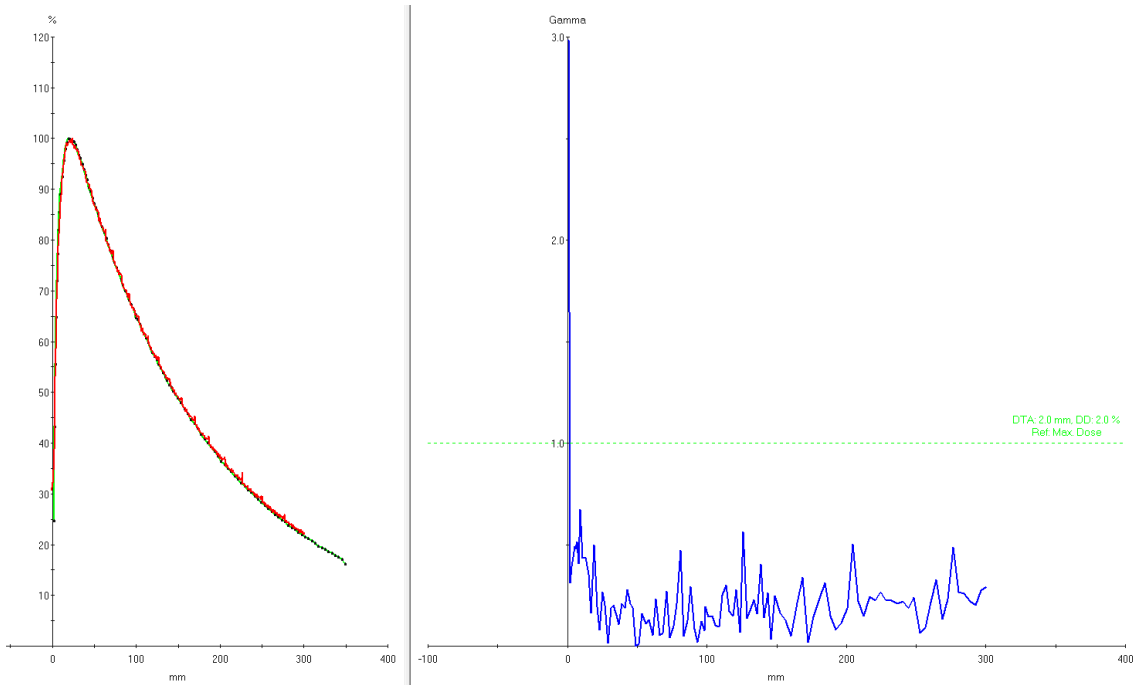


Şekil 4-8: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve sadece jaw içeren 30 cm x 30 cm genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen crossline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu

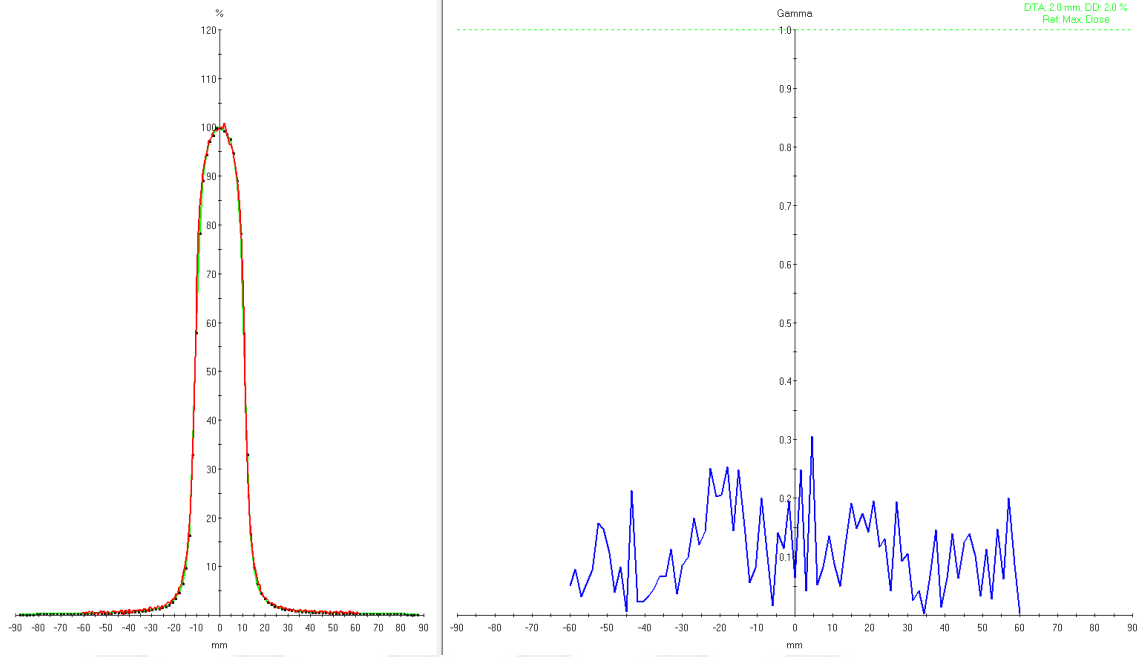


Şekil 4-9: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve sadece jaw içeren 30 cm x 30 cm genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen inline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu

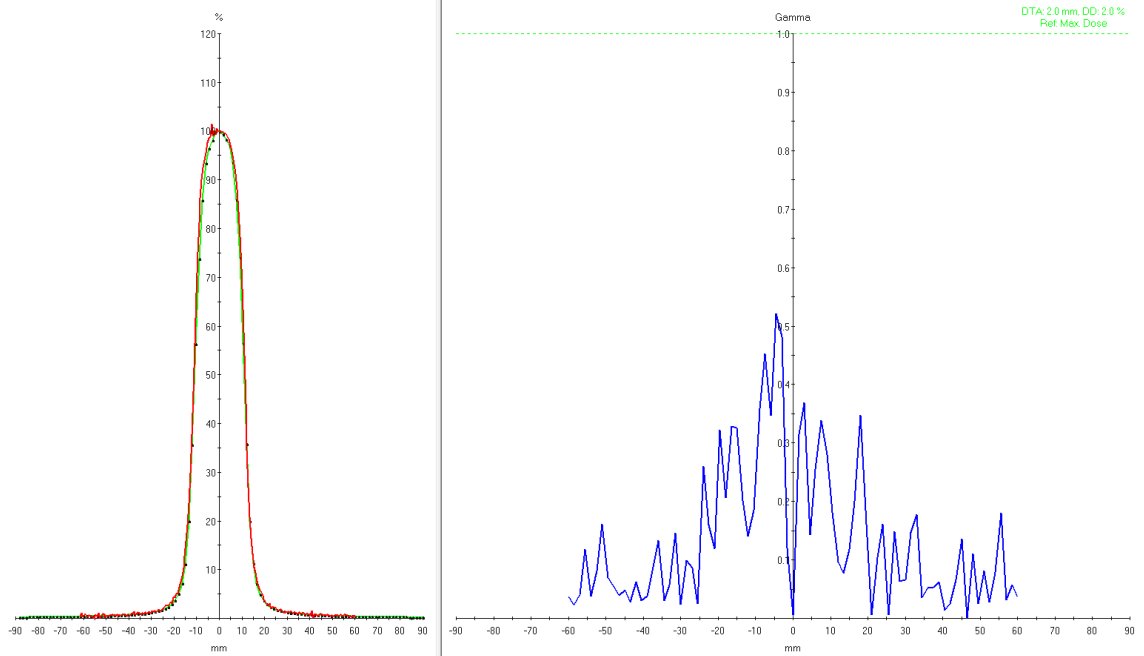
4.1.4. 10 MV FFF Foton Demetleri Kullanılarak Yapılan Açık Alan Ölçüm ve Model Karşılaştırmalarının Gama Analizi Sonuçları



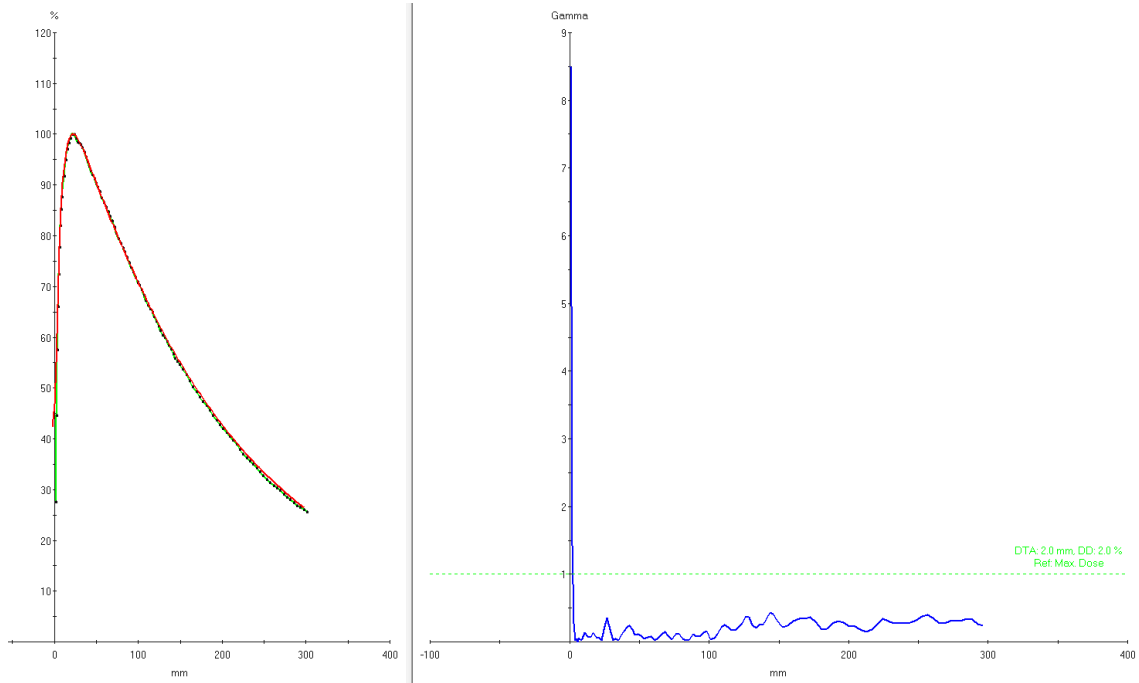
Şekil 4-10: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve sadece jaw içeren 2 cm x 2 cm genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen yüzde derin doz dağılımlarının %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu



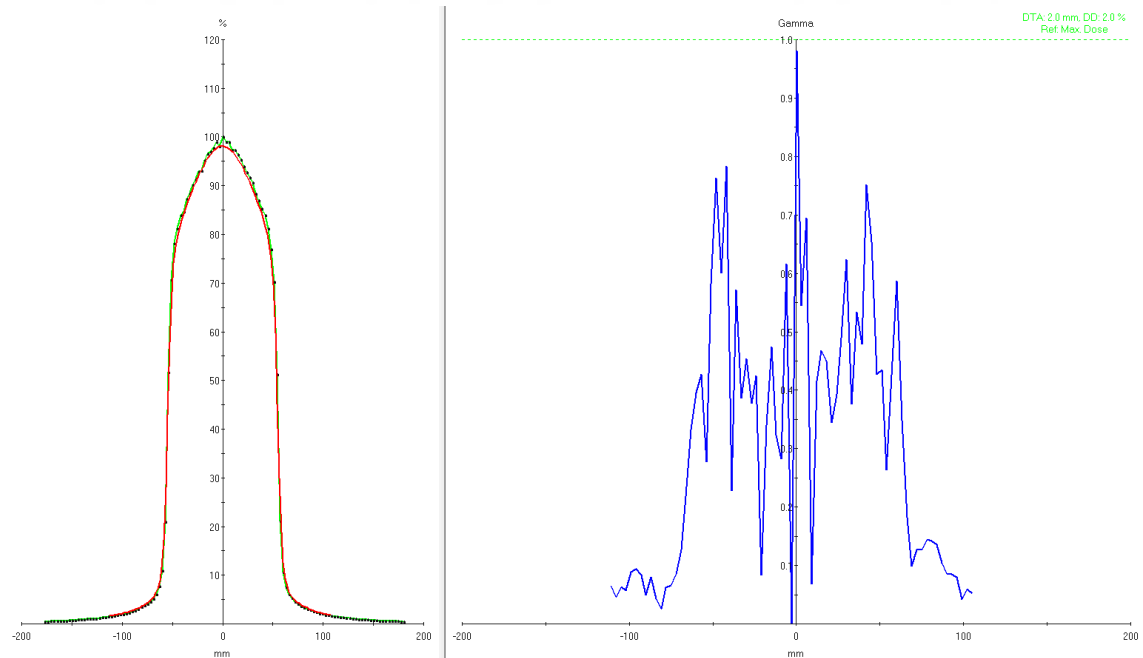
Şekil 4-11: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve sadece jaw içeren 2 cm x 2 cm genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen crossline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu



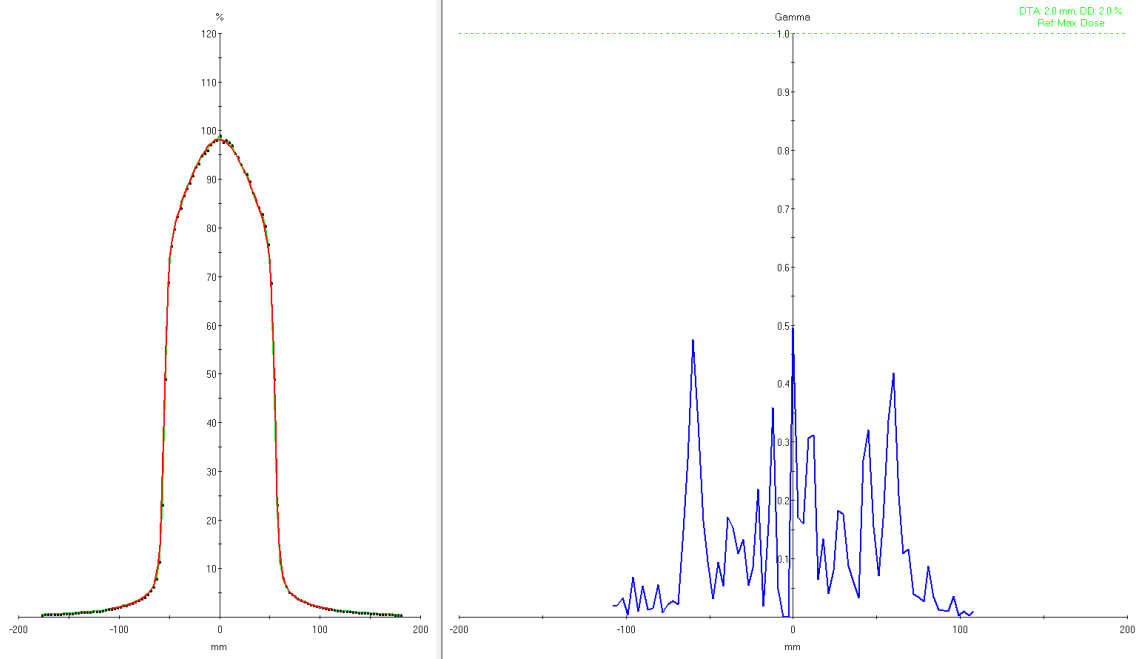
Şekil 4-12: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve sadece jaw içeren 2 cm x 2 cm genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen inline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu



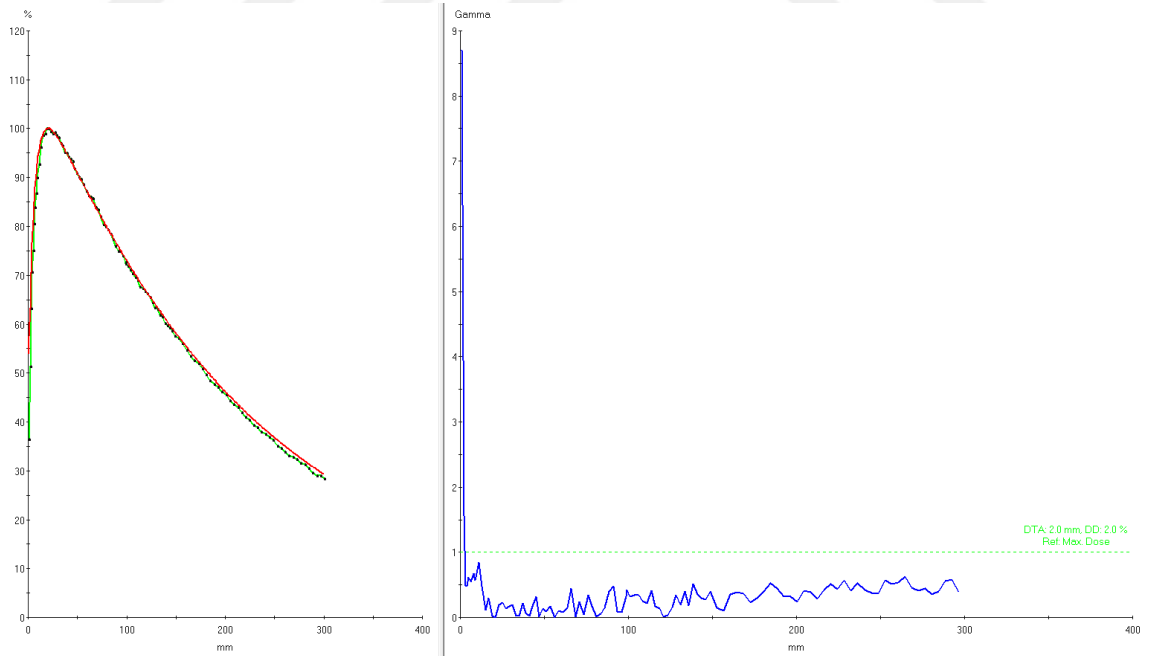
Şekil 4-13: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve sadece jaw içeren 10 cm x 10 cm genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen yüzde derin doz dağılımlarının %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu



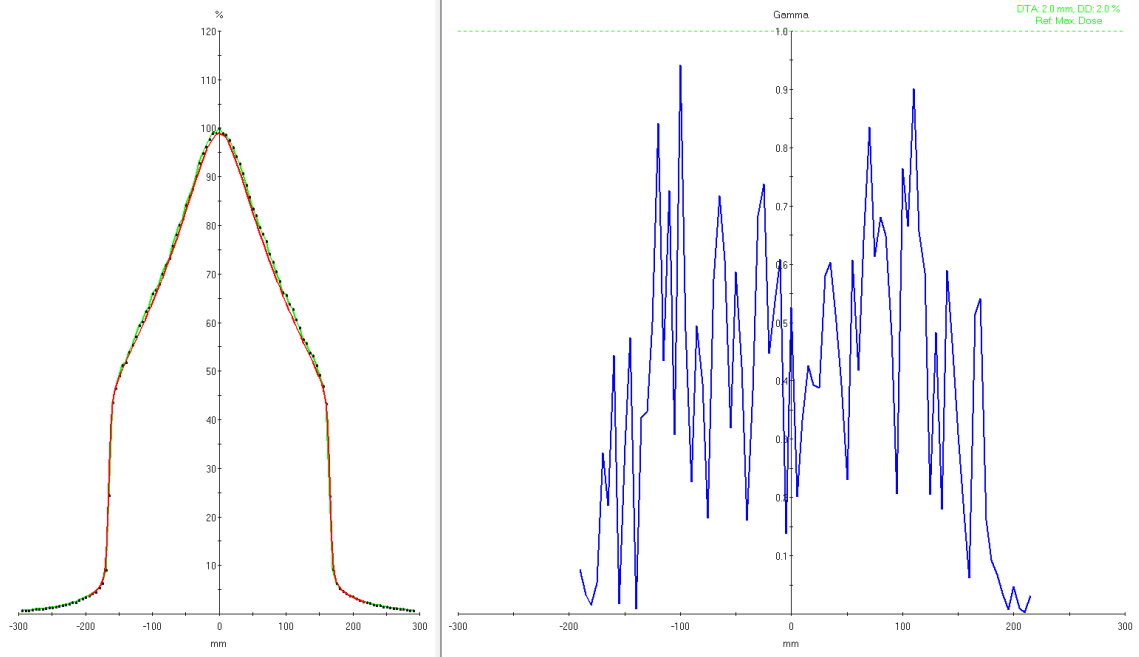
Şekil 4-14: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve sadece jaw içeren 10 cm x 10 cm genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen crossline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu



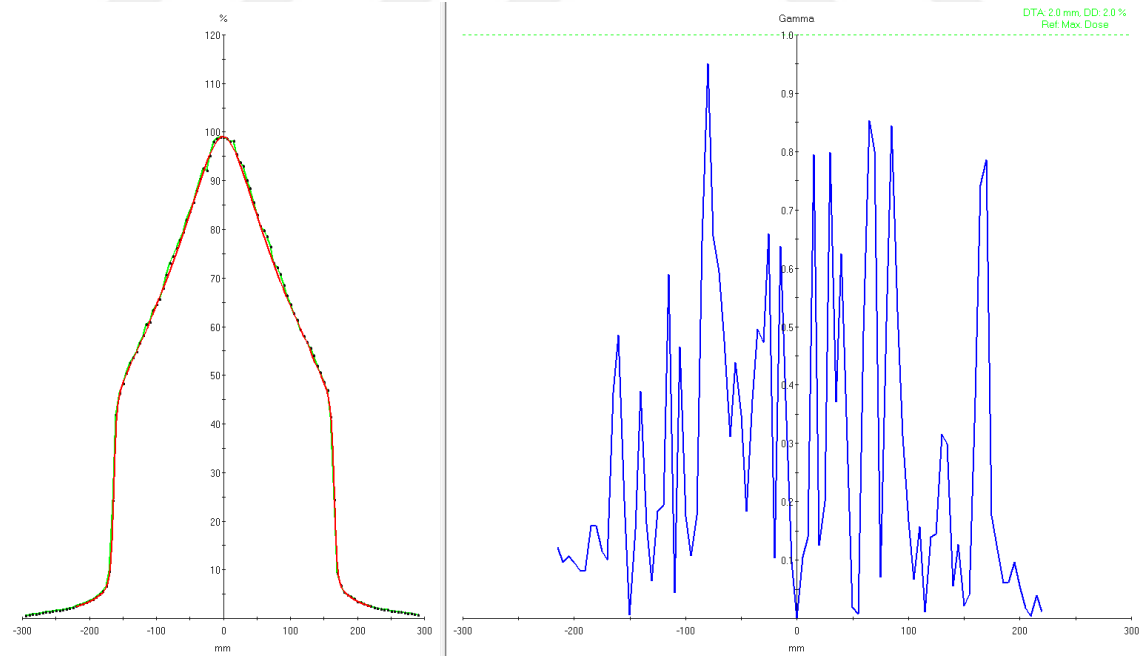
Şekil 4-15: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve sadece jaw içeren 10 cm x 10 cm genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen inline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu



Şekil 4-16: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve sadece jaw içeren 30 cm x 30 cm genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen yüzde derin doz dağılımlarının %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu



Şekil 4-17: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve sadece jaw içeren 30 cm x 30 cm genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen crossline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu



Şekil 4-18: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve sadece jaw içeren 30 cm x 30 cm genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen inline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu

4.1.5. 10 MV Foton Demetleri Kullanılarak Yapılan ve MLC'nin Jaw'dan Ötede Olduğu Ölçüm ve Model Karşılaştırmalarının Sayısal Sonuçları

Tablo 4-7: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve hem jaw hem de MLC içeren alanların su fantomu ölçümleri ve EGSnrc hesaplamalarından elde edilen yüzde derin doz dağılımlarının karşılaştırılması

JAW X (cm)	JAW Y (cm)	MLC X (cm)	MLC Y (cm)	Yöntem	R50 (mm)	D50 (%)	D100 (%)	D200 (%)	QI
1	1	1	1	Ölçüm	155,47	86,95	66,42	39,73	0,6978
				Model	153,61	86,73	66,25	39,37	0,6929
				Fark (%)	-1,20	-0,25	-0,26	-0,91	-0,70
2	2	1	1	Ölçüm	155,69	87,33	67,14	39,92	0,6933
				Model	155,17	86,92	66,35	39,73	0,6986
				Fark (%)	-0,33	-0,47	-1,18	-0,48	0,76
4	4	2	2	Ölçüm	159,83	88,59	68,27	40,62	0,6938
				Model	160,81	88,80	68,20	40,91	0,7000
				Fark (%)	0,61	0,24	-0,10	0,71	0,89
5	5	3	3	Ölçüm	164,20	89,82	69,60	41,18	0,6896
				Model	164,96	90,04	69,31	41,78	0,7036
				Fark (%)	0,46	0,24	-0,42	1,46	2,03
7	7	5	5	Ölçüm	169,27	90,62	70,84	42,97	0,7085
				Model	170,81	90,92	70,97	43,29	0,7127
				Fark (%)	0,91	0,33	0,18	0,74	0,59
12	12	10	10	Ölçüm	182,06	90,85	72,63	45,66	0,7365
				Model	183,10	91,41	73,61	46,33	0,7374
				Fark (%)	0,57	0,62	1,35	1,47	0,12
32	22	22	22	Ölçüm	197,79	91,25	74,80	49,17	0,7727
				Model	197,50	91,64	74,35	49,64	0,7858
				Fark (%)	-0,15	0,43	-0,60	0,96	1,70

Tablo 4-8: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve hem jaw hem de MLC içeren alanların su fantomu ölçümleri ve EGSnrc hesaplamalarından elde edilen crossline profillerinin karşılaştırılması

JAW X (cm)	JAW Y (cm)	MLC X (cm)	MLC Y (cm)	Yöntem	Alan Boyutu (cm)	Sol Penumbra (mm)	Sağ Penumbra (mm)	Dmaks (%)	Dmin (%)	Flatness (%)	Simetri (%)
1	1	1	1	Ölçüm	1,072	3,42	3,36	100,23	72,46	13,88	1,08
				Model	1,054	3,61	3,59	100,01	69,89	15,06	0,67
				Fark (%)	-1,68	5,56	6,85	-0,22	-3,55	8,50	-37,96
2	2	1	1	Ölçüm	1,188	3,71	3,86	100,66	72,25	14,21	2,44
				Model	1,110	3,77	3,76	100,01	72,38	13,81	0,47
				Fark (%)	-6,57	1,62	-2,59	-0,65	0,18	-2,81	-80,74
4	4	2	2	Ölçüm	2,223	4,56	4,49	100,59	82,68	8,95	1,26
				Model	2,139	4,45	4,45	100,00	81,60	9,20	1,25
				Fark (%)	-3,78	-2,41	-0,89	-0,59	-1,31	2,79	-0,79
5	5	3	3	Ölçüm	3,175	4,89	4,82	100,69	86,75	6,97	1,45
				Model	3,171	4,79	4,80	100,00	86,87	6,56	0,21
				Fark (%)	-0,13	-2,04	-0,41	-0,69	0,14	-5,88	-85,52
7	7	5	5	Ölçüm	5,267	5,23	5,19	100,21	92,31	3,95	0,71
				Model	5,232	5,62	5,75	100,00	92,11	3,94	0,80
				Fark (%)	-0,66	7,46	10,79	-0,21	-0,22	-0,25	12,68
12	12	10	10	Ölçüm	10,510	5,58	5,66	102,65	98,53	2,06	1,07
				Model	10,445	6,62	6,62	101,00	97,66	1,67	1,30
				Fark (%)	-0,62	18,64	16,96	-1,61	-0,88	-18,93	21,50
32	22	22	22	Ölçüm	23,115	6,47	6,55	104,28	99,45	2,42	1,90
				Model	23,130	7,51	8,65	103,00	98,00	2,50	3,00
				Fark (%)	0,06	16,07	32,06	-1,23	-1,46	3,31	57,89

Tablo 4-9: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve hem jaw hem de MLC içeren alanların su fantomu ölçümleri ve EGSnrc hesaplamalarından elde edilen inline profillerinin karşılaştırılması

JAW X (cm)	JAW Y (cm)	MLC X (cm)	MLC Y (cm)	Yöntem	Alan Boyutu (cm)	Sol Penumbra (mm)	Sağ Penumbra (mm)	Dmaks (%)	Dmin (%)	Flatness (%)	Simetri (%)
1	1	1	1	Ölçüm	1,050	3,52	3,58	100,07	69,94	15,07	2,06
				Model	1,027	3,92	3,87	100,27	67,37	16,45	1,45
				Fark (%)	-2,19	11,36	8,10	0,20	-3,67	9,16	-29,61
2	2	1	1	Ölçüm	1,167	5,56	5,41	100,36	69,74	15,31	1,45
				Model	1,138	4,94	5,30	100,21	68,69	15,76	2,89
				Fark (%)	-2,49	-11,15	-2,03	-0,15	-1,51	2,94	99,31
4	4	2	2	Ölçüm	2,187	7,95	8,30	100,29	78,60	10,85	2,24
				Model	2,149	7,63	7,88	100,15	78,21	10,97	1,52
				Fark (%)	-1,74	-4,03	-5,06	-0,14	-0,50	1,11	-32,14
5	5	3	3	Ölçüm	3,225	8,58	8,11	100,49	85,85	7,32	1,22
				Model	3,184	8,04	8,08	100,00	85,52	7,24	0,21
				Fark (%)	-1,27	-6,29	-0,37	-0,49	-0,38	-1,09	-82,79
7	7	5	5	Ölçüm	5,308	9,31	9,16	100,55	91,71	4,42	1,60
				Model	5,249	8,38	8,76	100,00	91,57	4,21	0,97
				Fark (%)	-1,11	-9,99	-4,37	-0,55	-0,15	-4,75	-39,38
12	12	10	10	Ölçüm	10,543	10,36	9,45	103,91	97,97	2,97	3,49
				Model	10,486	11,28	11,44	101,00	97,14	1,93	1,20
				Fark (%)	-0,54	8,88	21,06	-2,80	-0,85	-35,02	-65,62
32	22	22	22	Ölçüm	23,155	6,33	6,41	104,97	99,63	2,67	3,14
				Model	23,094	7,71	7,70	102,00	98,50	1,75	1,80
				Fark (%)	-0,26	21,80	20,12	-2,83	-1,13	-34,46	-42,68

4.1.6. 10 MV FFF Foton Demetleri Kullanılarak Yapılan ve MLC'nin Jaw'dan Ötede Olduğu Ölçüm ve Model Karşılaştırmalarının Sayısal Sonuçları

Tablo 4-10: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve hem jaw hem de MLC içeren alanların su fantomu ölçümleri ve EGSnrc hesaplamalarından elde edilen yüzde derin doz dağılımlarının karşılaştırılması

JAW X (cm)	JAW Y (cm)	MLC X (cm)	MLC Y (cm)	Yöntem	R50 (mm)	D50 (%)	D100 (%)	D200 (%)	QI
1	1	1	1	Ölçüm	137,70	84,05	62,40	35,43	0,6593
				Model	135,11	83,73	61,49	34,66	0,6542
				Fark (%)	-1,88	-0,38	-1,46	-2,17	-0,77
2	2	1	1	Ölçüm	139,57	84,64	62,78	35,84	0,6633
				Model	137,22	84,39	62,00	35,17	0,6588
				Fark (%)	-1,68	-0,30	-1,24	-1,87	-0,68
4	4	2	2	Ölçüm	145,27	86,50	65,18	37,37	0,6663
				Model	144,12	86,68	64,21	36,73	0,6648
				Fark (%)	-0,79	0,21	-1,49	-1,71	-0,23
5	5	3	3	Ölçüm	150,37	88,41	66,69	38,27	0,6669
				Model	149,98	88,85	66,30	38,09	0,6679
				Fark (%)	-0,26	0,50	-0,58	-0,47	0,15
7	7	5	5	Ölçüm	157,07	89,75	68,38	39,86	0,6786
				Model	156,22	89,30	67,81	39,42	0,6766
				Fark (%)	-0,54	-0,50	-0,83	-1,10	-0,29
12	12	10	10	Ölçüm	166,22	89,63	70,03	42,22	0,7038
				Model	165,99	89,82	69,78	42,10	0,7044
				Fark (%)	-0,14	0,21	-0,36	-0,28	0,09
32	22	22	22	Ölçüm	175,63	89,55	71,81	44,74	0,7293
				Model	174,79	89,82	71,33	44,14	0,7240
				Fark (%)	-0,48	0,30	-0,67	-1,34	-0,73

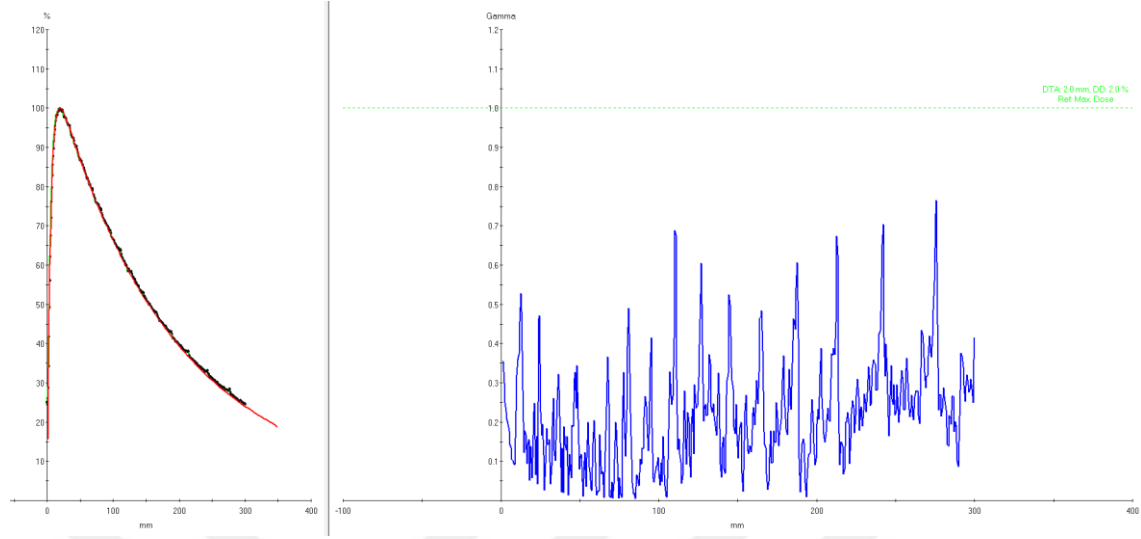
Tablo 4-11: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve hem jaw hem de MLC içeren alanların su fantomu ölçümleri ve EGSnrc hesaplamalarından elde edilen crossline profillerinin karşılaştırılması

JAW X (cm)	JAW Y (cm)	MLC X (cm)	MLC Y (cm)	Yöntem	Alan Boyutu (cm)	Sol Penumbra (mm)	Sağ Penumbra (mm)	Dmaks (%)	Dmin (%)	Flatness (%)	Simetri (%)
1	1	1	1	Ölçüm	1,065	3,21	3,16	100,33	73,06	13,64	0,73
				Model	1,047	3,39	3,39	100,00	70,93	14,53	0,12
				Fark (%)	-1,69	5,61	7,28	-0,33	-2,92	6,52	-83,56
2	2	1	1	Ölçüm	1,160	3,45	3,50	100,03	74,23	12,90	1,31
				Model	1,099	3,40	3,37	100,00	74,14	12,93	0,28
				Fark (%)	-5,26	-1,45	-3,71	-0,03	-0,12	0,23	-78,63
4	4	2	2	Ölçüm	2,196	3,98	4,07	100,23	84,15	8,04	1,08
				Model	2,122	3,91	3,90	100,00	83,14	8,43	0,40
				Fark (%)	-3,37	-1,76	-4,18	-0,23	-1,20	4,85	-62,96
5	5	3	3	Ölçüm	3,143	4,46	4,43	100,75	86,95	6,90	1,48
				Model	3,150	4,16	4,16	100,00	87,57	6,22	0,59
				Fark (%)	0,22	-6,73	-6,09	-0,74	0,71	-9,86	-60,14
7	7	5	5	Ölçüm	5,209	5,06	5,08	100,10	88,77	5,67	0,66
				Model	5,176	5,87	5,76	100,00	89,53	5,24	0,69
				Fark (%)	-0,63	16,01	13,39	-0,10	0,86	-7,58	4,55
12	12	10	10	Ölçüm	10,351	9,21	9,26	101,75	84,01	8,87	1,73
				Model	10,270	8,40	8,60	100,00	84,18	7,91	1,38
				Fark (%)	-0,78	-8,79	-7,13	-1,72	0,20	-10,82	-20,23
32	22	22	22	Ölçüm	22,488	62,51	60,99	100,70	65,28	17,71	1,13
				Model	22,123	60,78	59,68	100,00	66,46	16,77	1,01
				Fark (%)	-1,62	-2,77	-2,15	-0,70	1,81	-5,31	-10,62

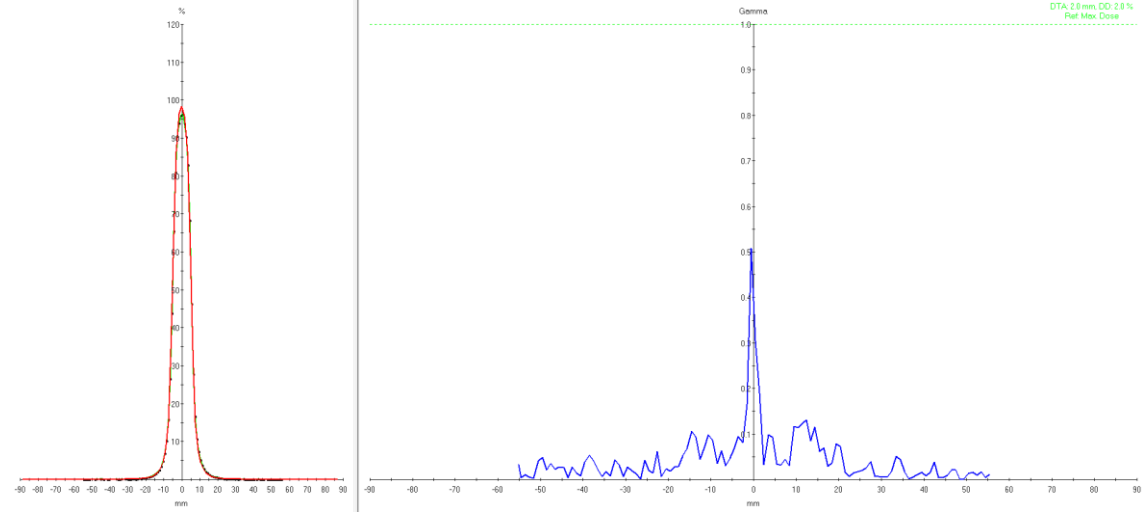
Tablo 4-12: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve hem jaw hem de MLC içeren alanların su fantomu ölçümleri ve EGSnrc hesaplamalarından elde edilen inline profillerinin karşılaştırılması

JAW X (cm)	JAW Y (cm)	MLC X (cm)	MLC Y (cm)	Yöntem	Alan Boyutu (cm)	Sol Penumbra (mm)	Sağ Penumbra (mm)	Dmaks (%)	Dmin (%)	Flatness (%)	Simetri (%)
1	1	1	1	Ölçüm	1,043	3,23	3,29	100,02	71,27	14,37	2,60
				Model	1,017	3,67	3,56	100,20	68,53	15,83	1,94
				Fark (%)	-2,49	13,62	8,21	0,18	-3,84	10,16	-25,38
2	2	1	1	Ölçüm	1,131	5,15	5,10	100,07	70,77	14,65	1,92
				Model	1,124	4,73	5,01	100,09	70,29	14,90	3,09
				Fark (%)	-0,62	-8,16	-1,76	0,02	-0,68	1,71	60,94
4	4	2	2	Ölçüm	2,156	7,10	7,36	101,76	80,82	10,47	1,76
				Model	2,135	7,00	7,08	100,00	81,11	9,45	1,11
				Fark (%)	-0,97	-1,41	-3,80	-1,73	0,36	-9,74	-36,93
5	5	3	3	Ölçüm	3,178	7,10	6,85	100,30	85,96	7,17	1,05
				Model	3,158	7,15	7,04	100,00	85,95	7,02	1,05
				Fark (%)	-0,63	0,70	2,77	-0,30	-0,01	-2,09	0,00
7	7	5	5	Ölçüm	5,231	7,38	7,58	100,30	88,63	5,83	1,09
				Model	5,182	7,46	7,46	100,04	88,90	5,57	0,52
				Fark (%)	-0,94	1,08	-1,58	-0,26	0,30	-4,46	-52,29
12	12	10	10	Ölçüm	10,367	10,93	10,57	101,51	83,35	9,08	1,31
				Model	10,232	11,65	11,17	100,00	84,53	7,74	1,66
				Fark (%)	-1,30	6,59	5,68	-1,49	1,42	-14,76	26,72
32	22	22	22	Ölçüm	22,381	62,27	62,70	100,42	65,10	17,66	1,96
				Model	22,265	61,70	62,55	100,00	65,57	17,21	1,31
				Fark (%)	-0,52	-0,92	-0,24	-0,42	0,72	-2,55	-33,16

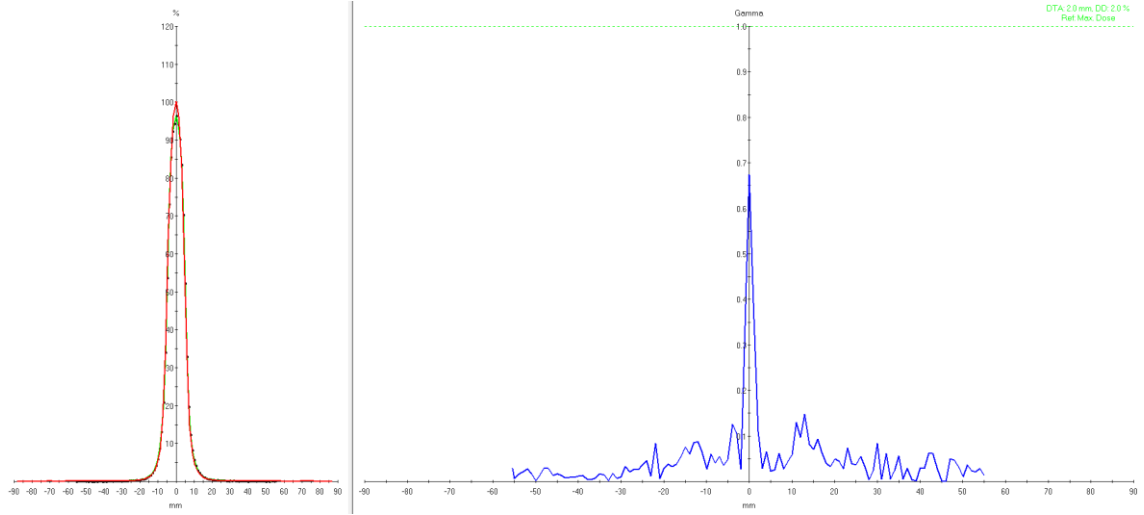
4.1.7. 10 MV Foton Demetleri Kullanılarak Yapılan Açık Alan Ölçüm ve Model Karşılaştırmalarının Gama Analizi Sonuçları



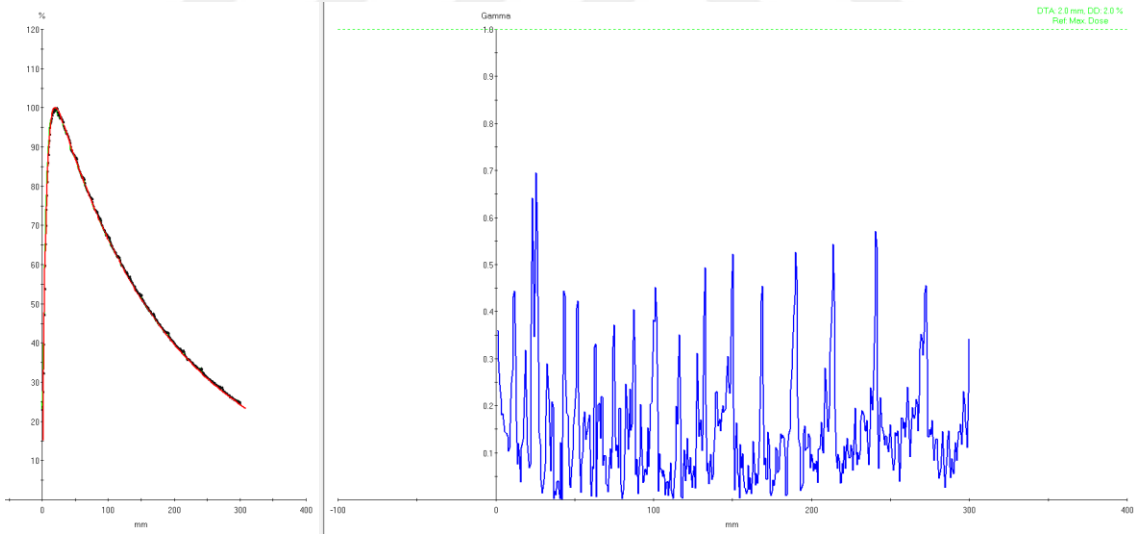
Şekil 4-19: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 1 cm x 1 cm jaw ve 1 cm x 1 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen yüzde derin doz dağılımlarının %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu



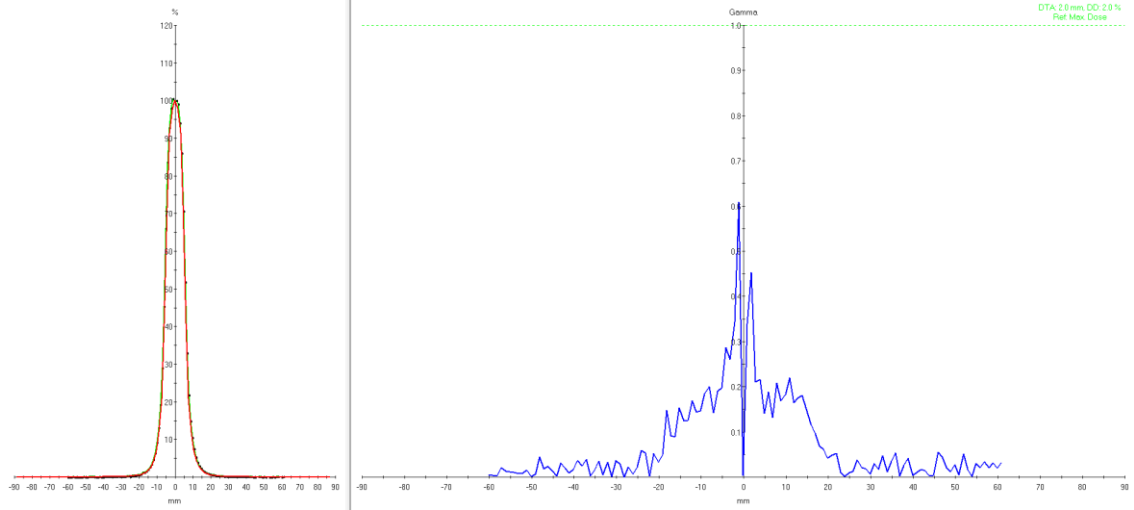
Şekil 4-20: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 1 cm x 1 cm jaw ve 1 cm x 1 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen crossline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu



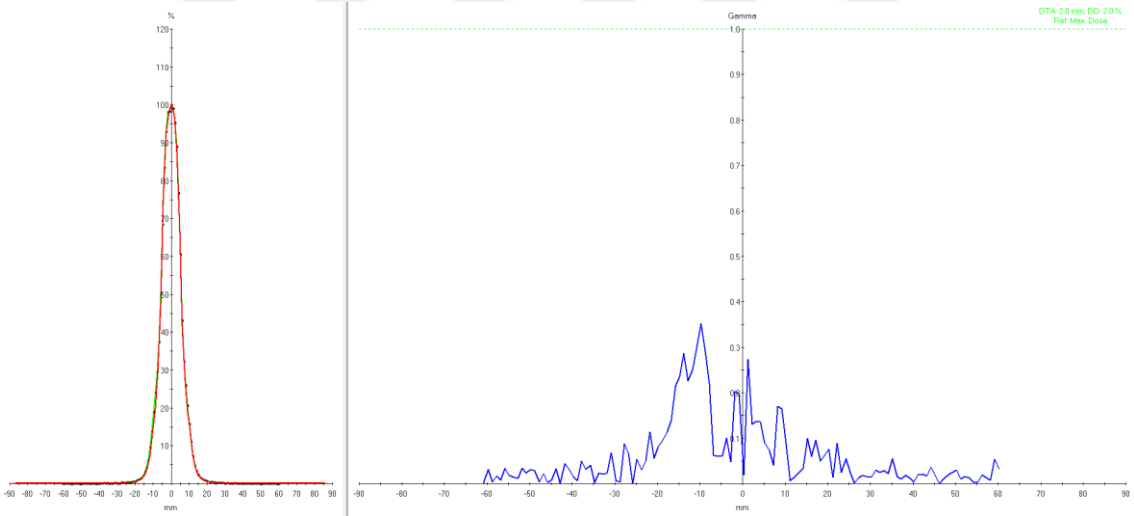
Şekil 4-21: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 1 cm x 1 cm jaw ve 1 cm x 1 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen inline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu



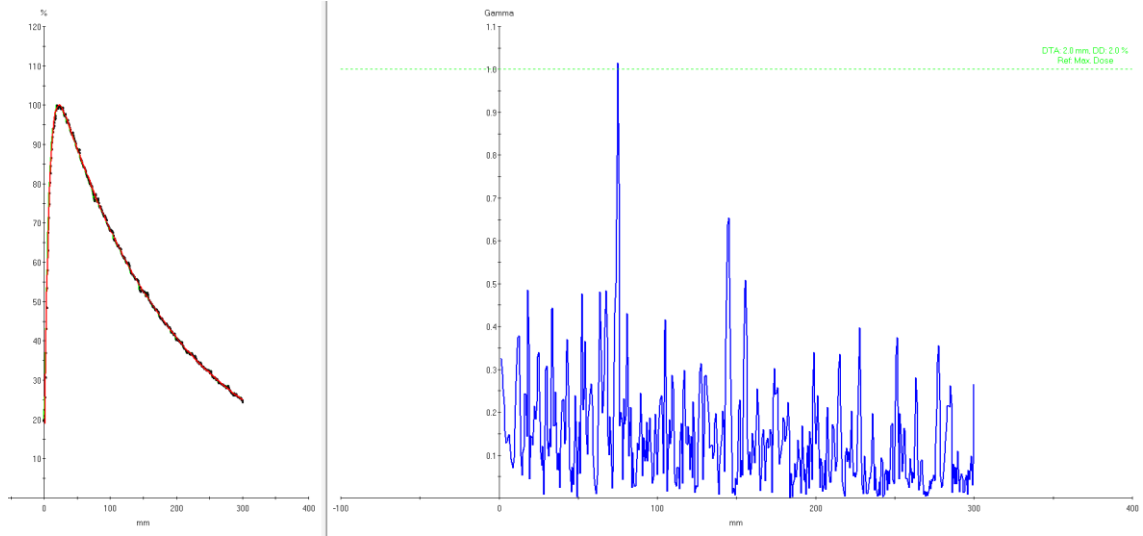
Şekil 4-22: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 2 cm x 2 cm jaw ve 1 cm x 1 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen yüzde derin doz dağılımlarının %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu



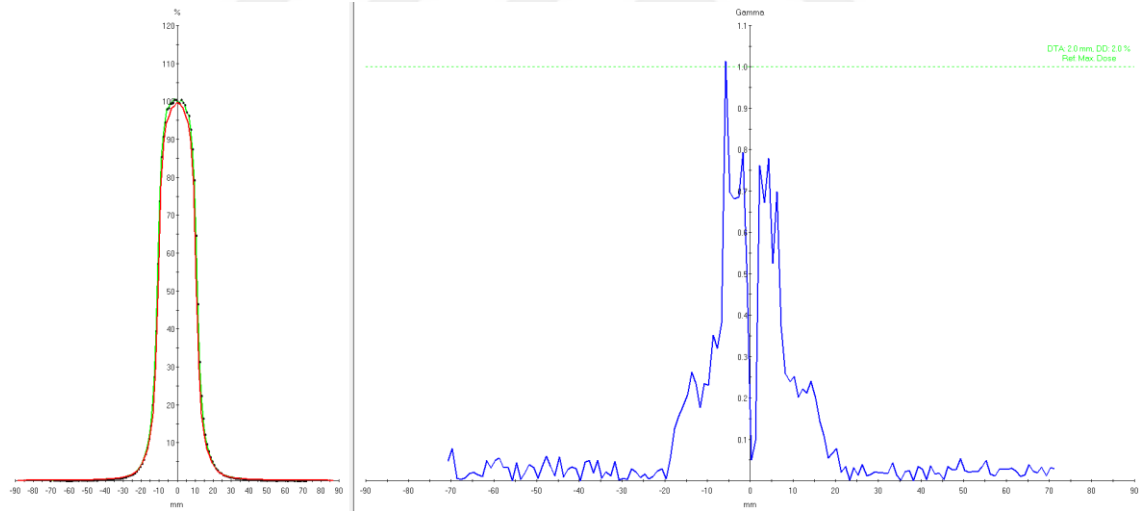
Şekil 4-23: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 2 cm x 2 cm jaw ve 1 cm x 1 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen crossline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu



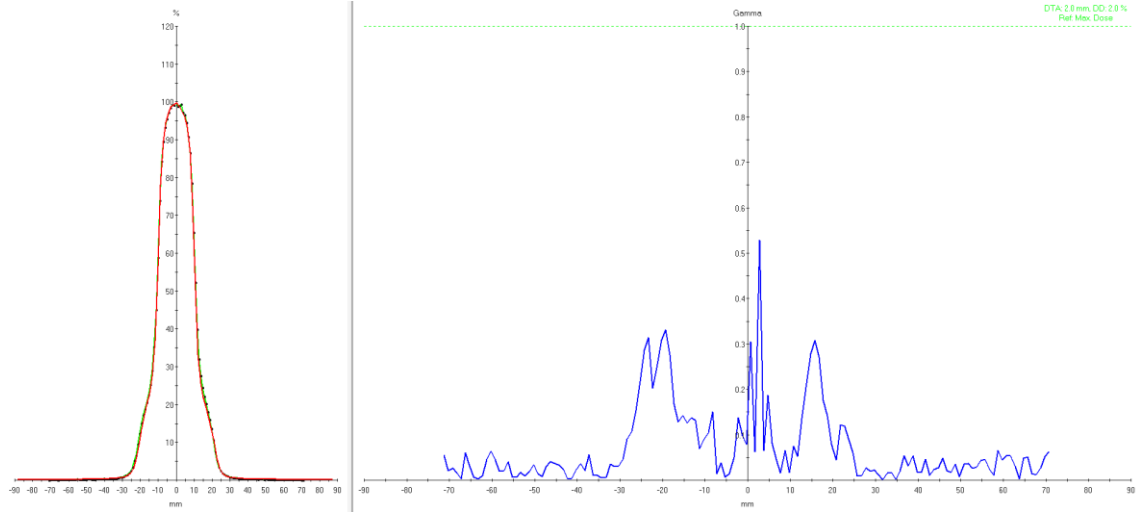
Şekil 4-24: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 2 cm x 2 cm jaw ve 1 cm x 1 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen inline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu



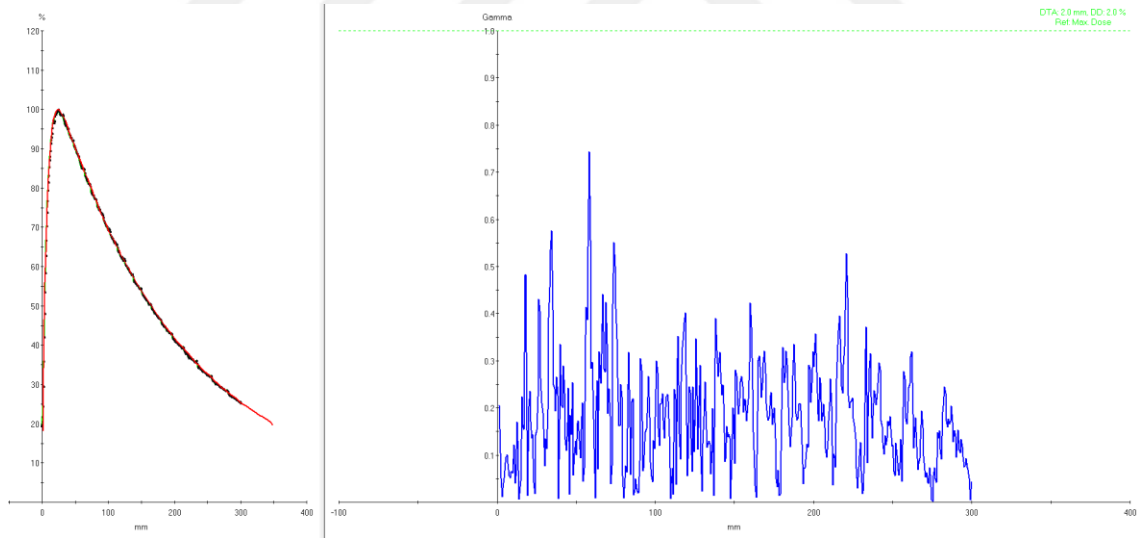
Şekil 4-25: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 4 cm x 4 cm jaw ve 2 cm x 2 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen yüzde derin doz dağılımlarının %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu



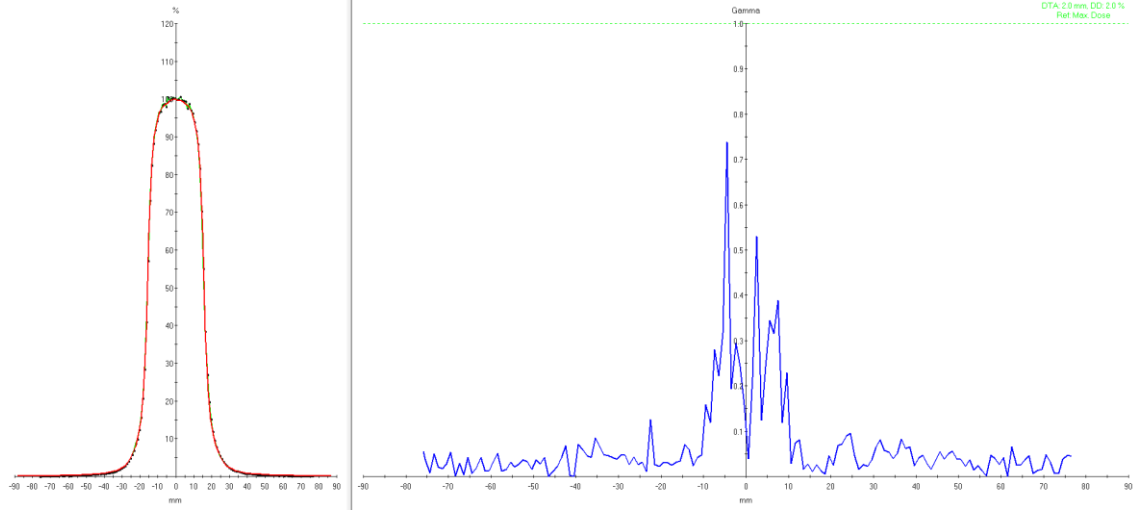
Şekil 4-26: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 4 cm x 4 cm jaw ve 2 cm x 2 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen crossline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu



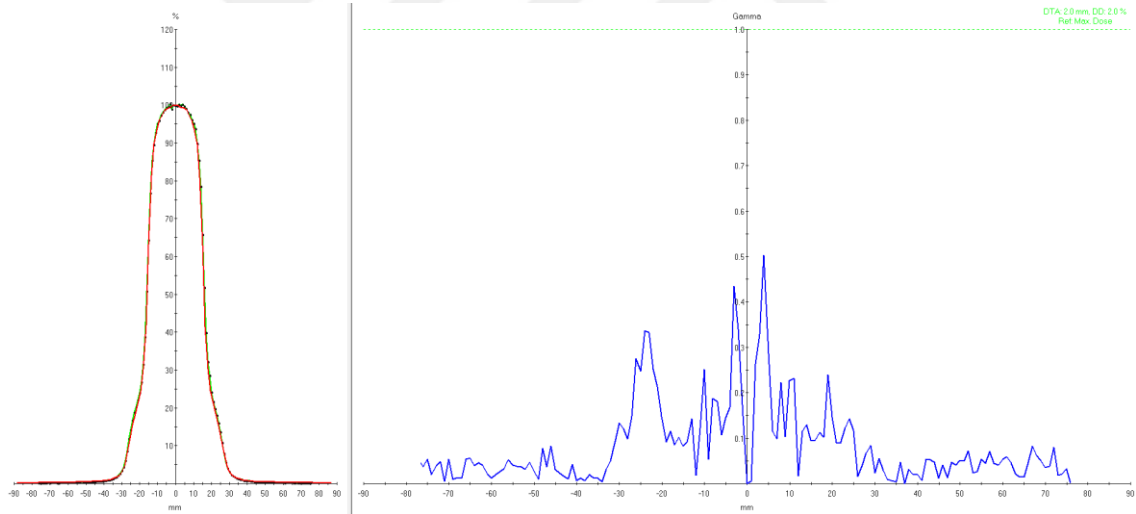
Şekil 4-27: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 4 cm x 4 cm jaw ve 2 cm x 2 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen inline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu



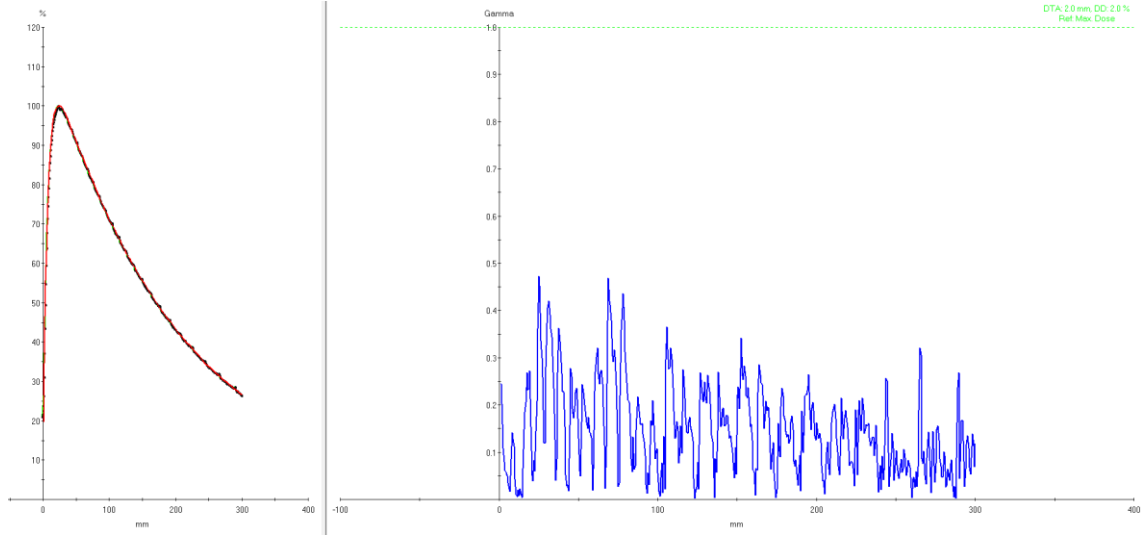
Şekil 4-28: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 5 cm x 5 cm jaw ve 3 cm x 3 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen yüzde derin doz dağılımlarının %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu



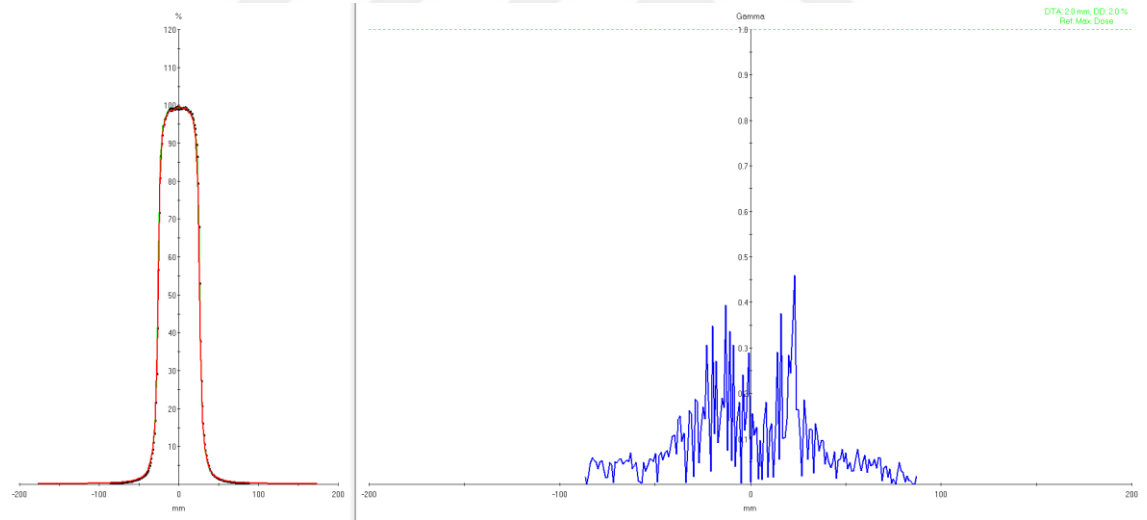
Şekil 4-29: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 5 cm x 5 cm jaw ve 3 cm x 3 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen crossline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu



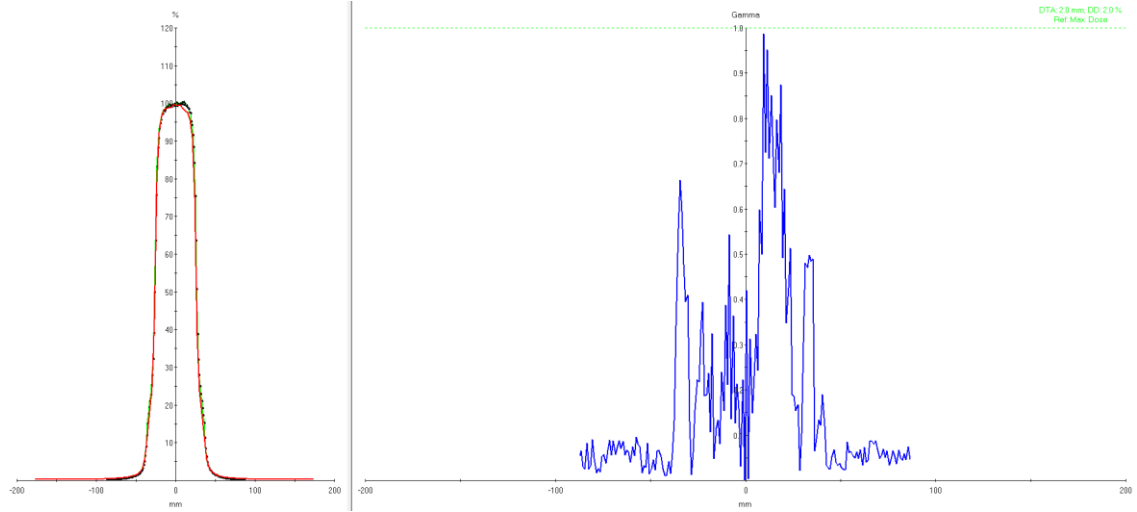
Şekil 4-30: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 5 cm x 5 cm jaw ve 3 cm x 3 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen inine profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu



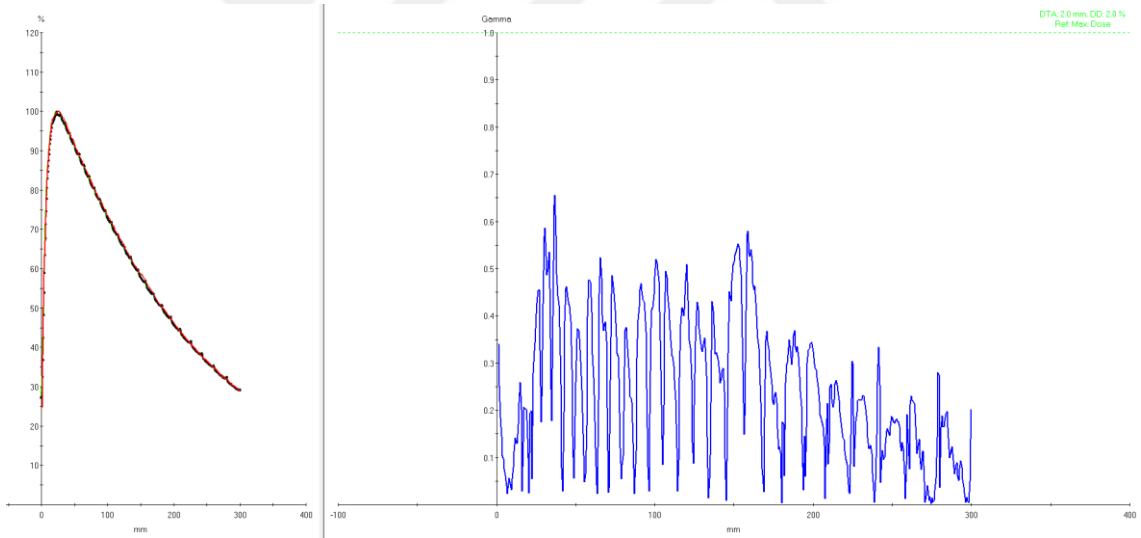
Şekil 4-31: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 7 cm x 7 cm jaw ve 5 cm x 5 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen yüzde derin doz dağılımlarının %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu



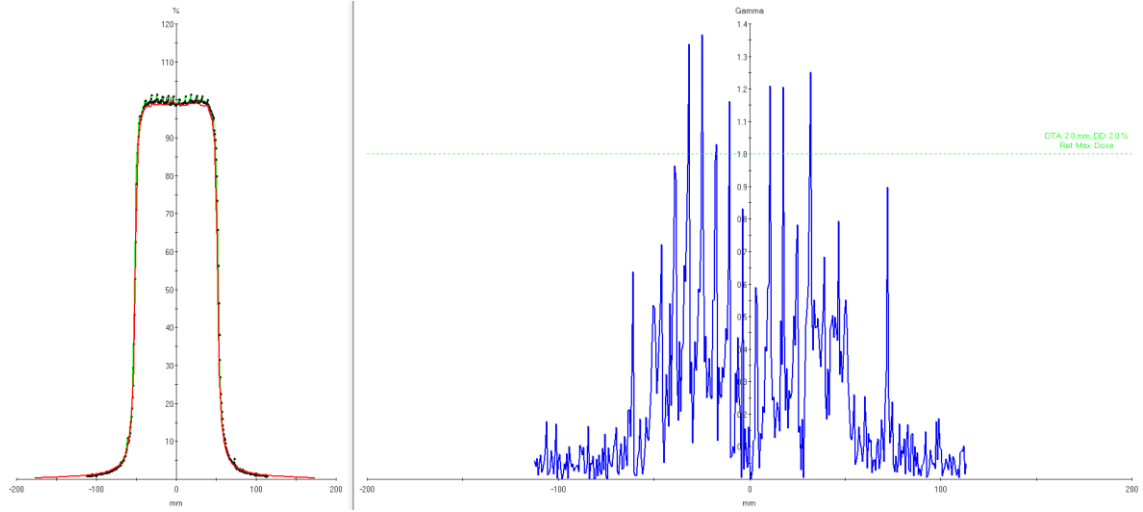
Şekil 4-32: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 7 cm x 7 cm jaw ve 5 cm x 5 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen crossline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu



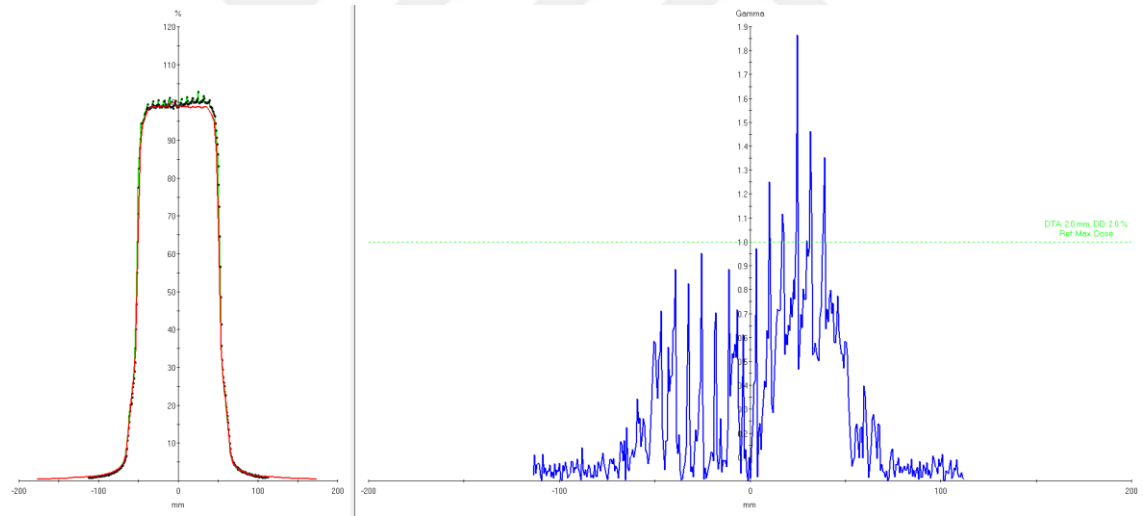
Şekil 4-33: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 7 cm x 7 cm jaw ve 5 cm x 5 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen inline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu



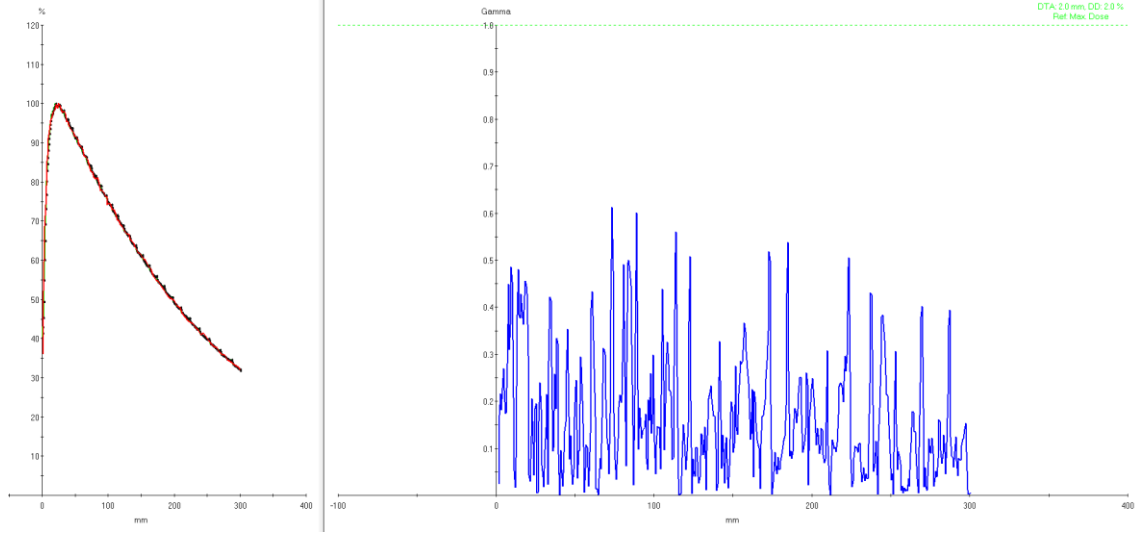
Şekil 4-34: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 12 cm x 12 cm jaw ve 10 cm x 10 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen yüzde derin doz dağılımlarının %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu



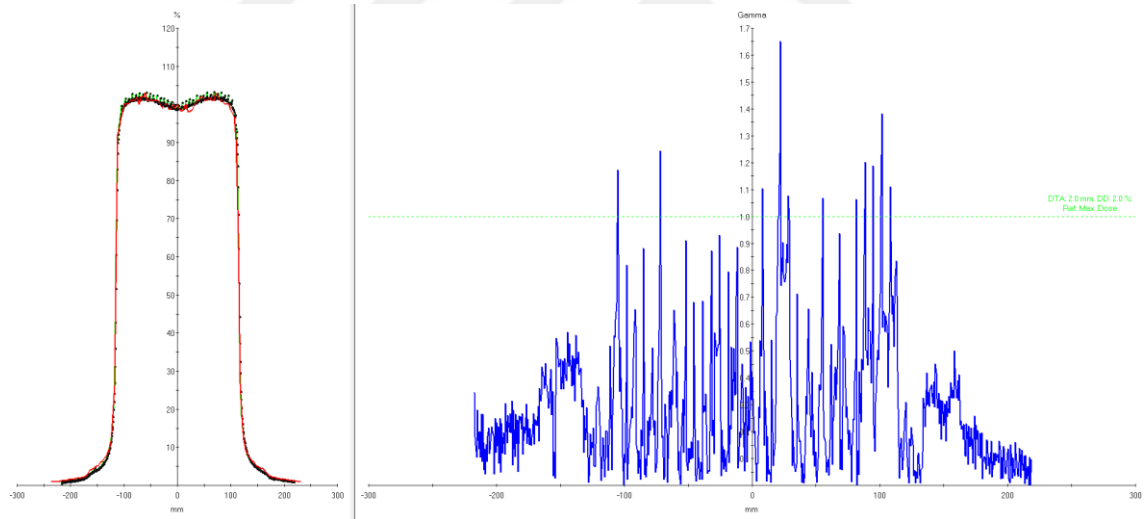
Şekil 4-35: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 12 cm x 12 cm jaw ve 10 cm x 10 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen crossline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu



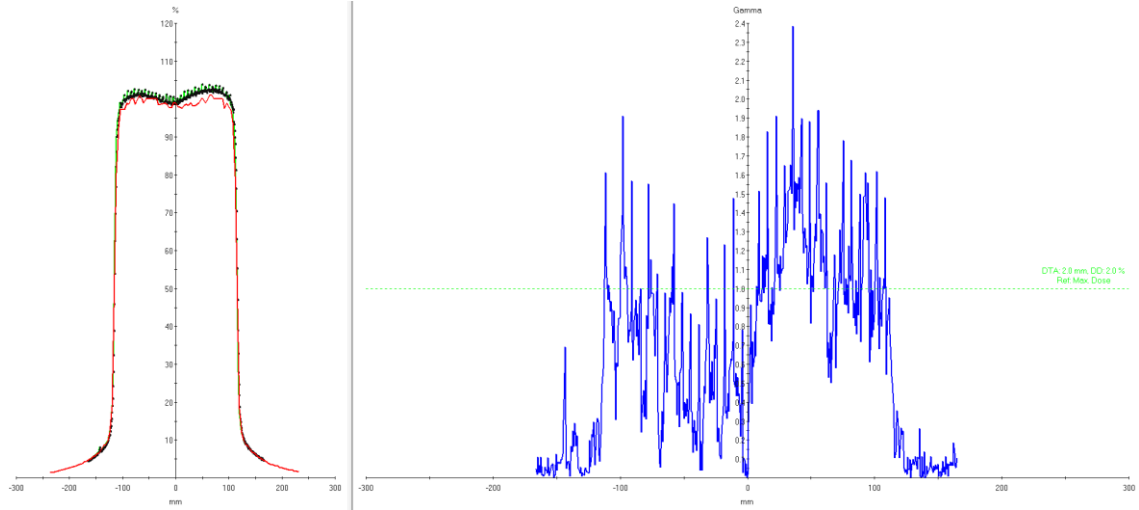
Şekil 4-36: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 12 cm x 12 cm jaw ve 10 cm x 10 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen inline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu



Şekil 4-37: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 32 cm x 22 cm jaw ve 22 cm x 22 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen yüzde derin doz dağılımlarının %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu

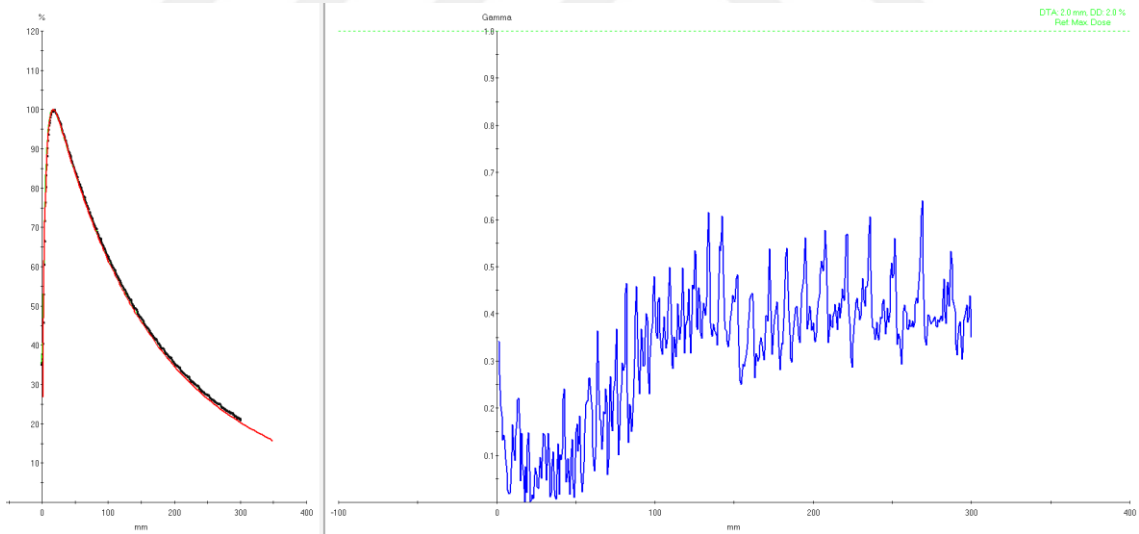


Şekil 4-38: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 32 cm x 22 cm jaw ve 22 cm x 22 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen crossline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu

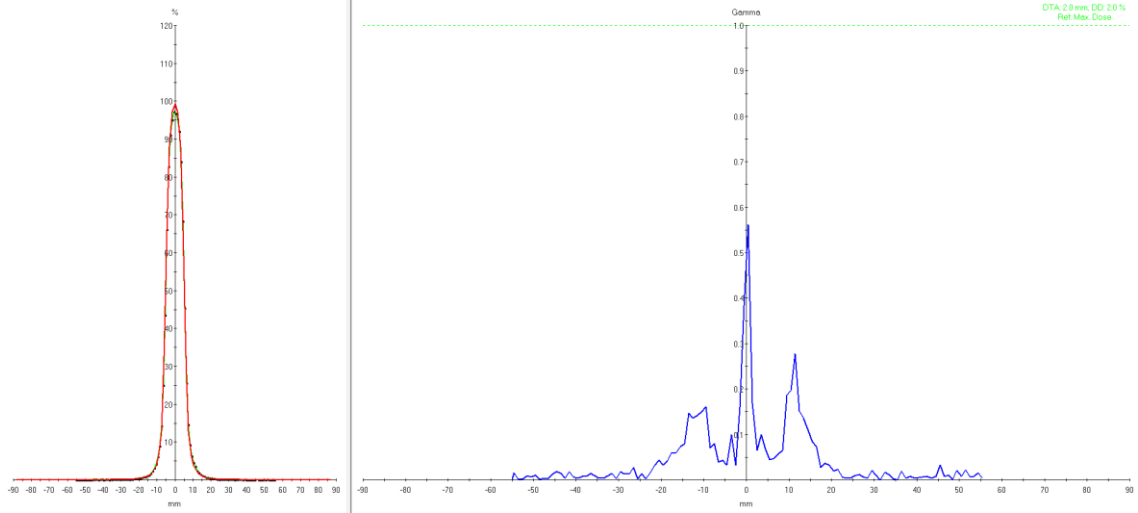


Şekil 4-39: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 32 cm x 22 cm jaw ve 22 cm x 22 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen inline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu

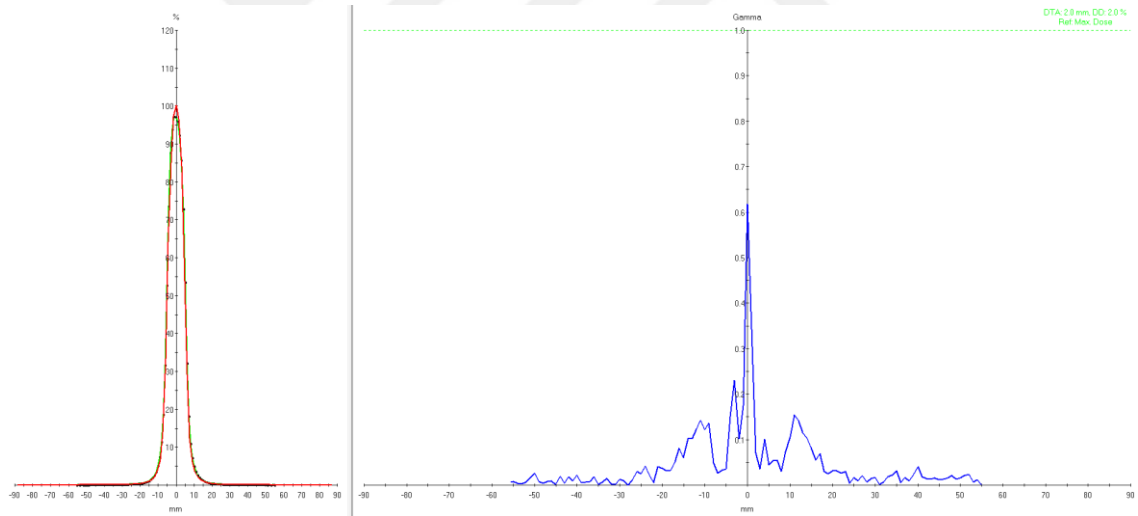
4.1.8. 10 MV FFF Foton Demetleri Kullanılarak Yapılan Açık Alan Ölçüm ve Model Karşılaştırmalarının Gama Analizi Sonuçları



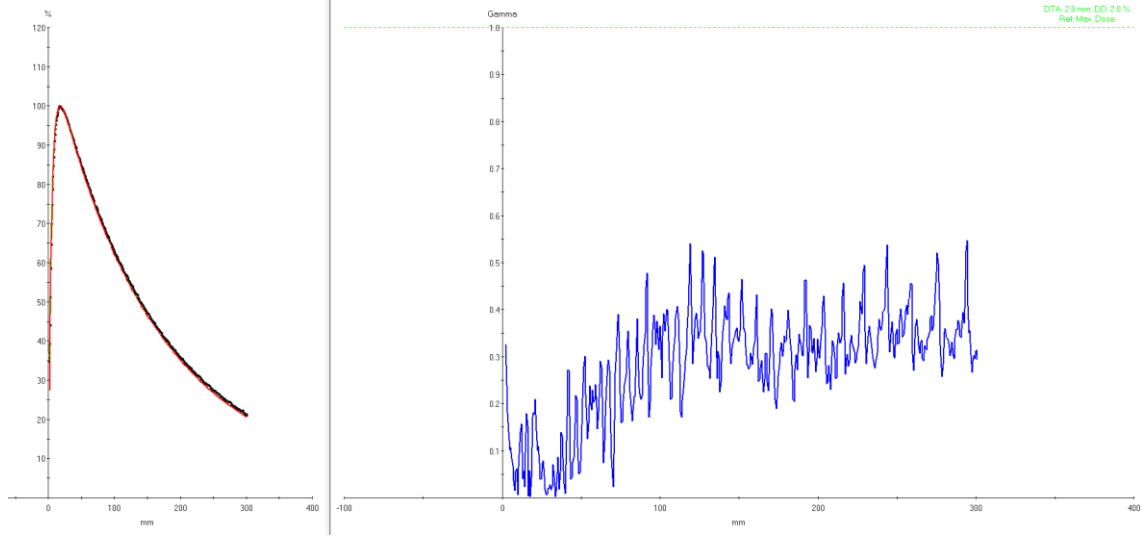
Şekil 4-40: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 1 cm x 1 cm jaw ve 1 cm x 1 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen yüzde derin doz dağılımlarının %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu



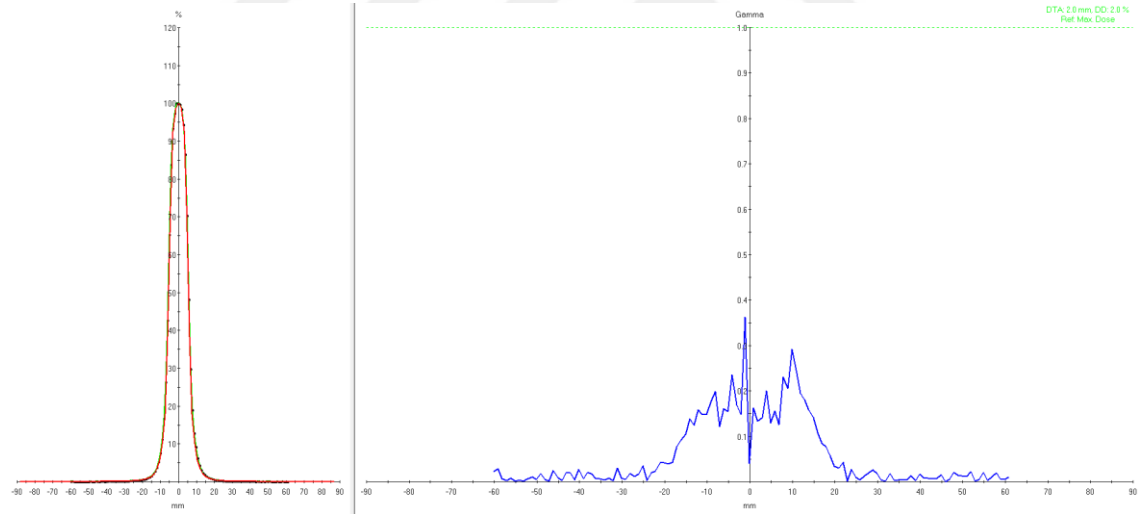
Şekil 4-41: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 1 cm x 1 cm jaw ve 1 cm x 1 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen crossline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu



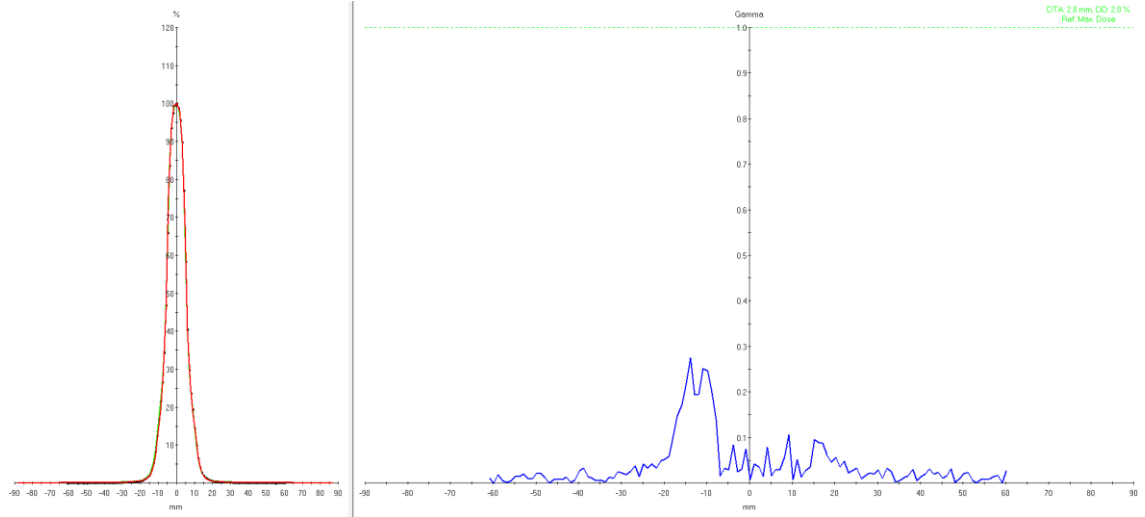
Şekil 4-42: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 1 cm x 1 cm jaw ve 1 cm x 1 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen inline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu



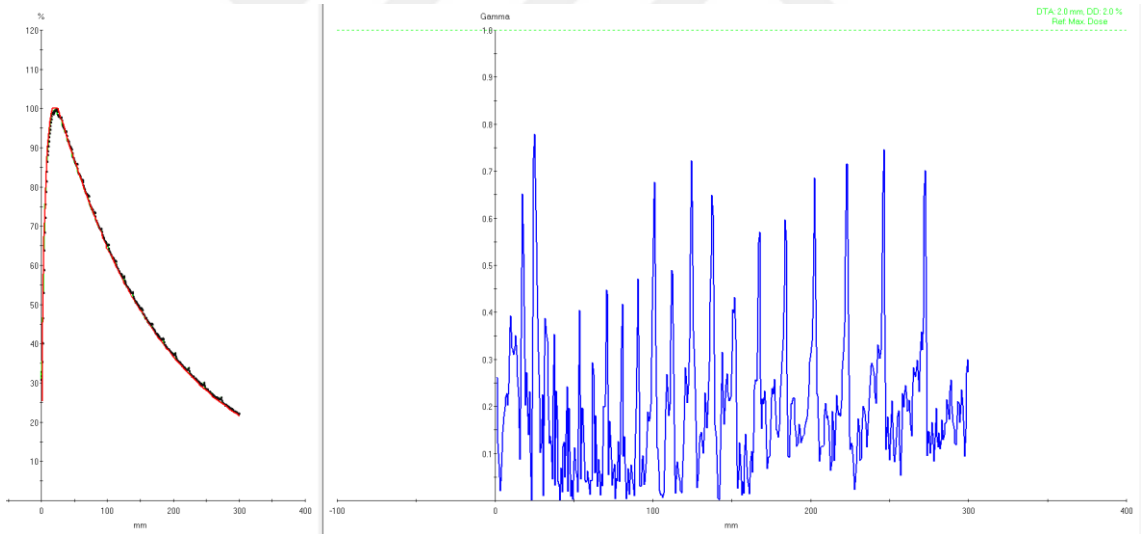
Şekil 4-43: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 2 cm x 2 cm jaw ve 1 cm x 1 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen yüzde derin doz dağılımlarının %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu



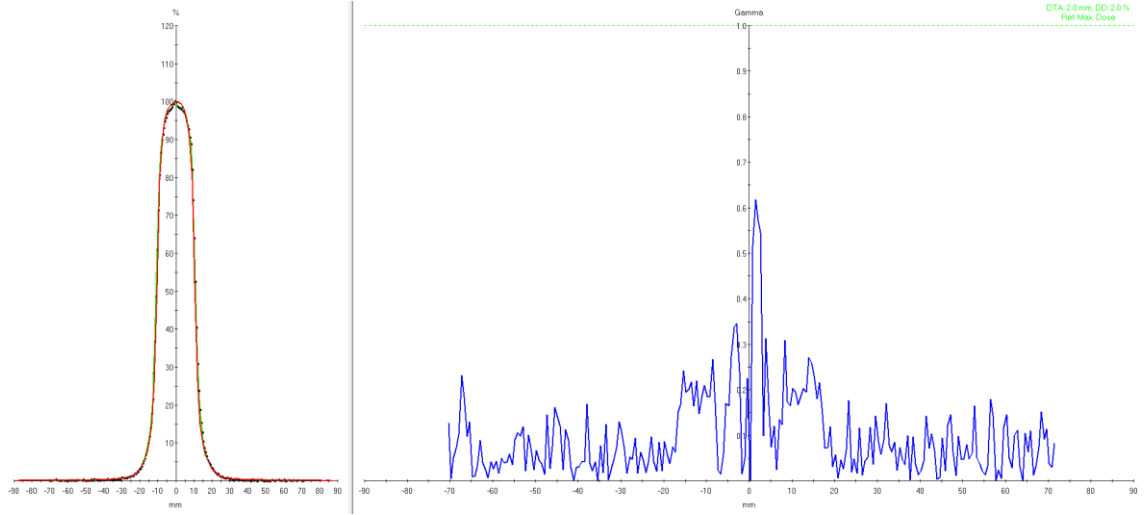
Şekil 4-44: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 2 cm x 2 cm jaw ve 1 cm x 1 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen crossline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu



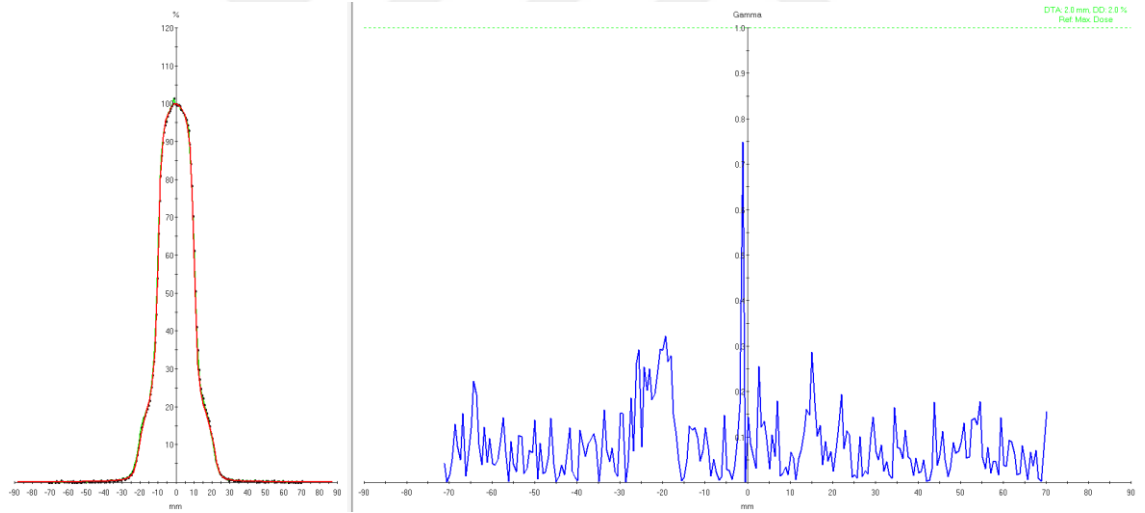
Şekil 4-45: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 2 cm x 2 cm jaw ve 1 cm x 1 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen inline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu



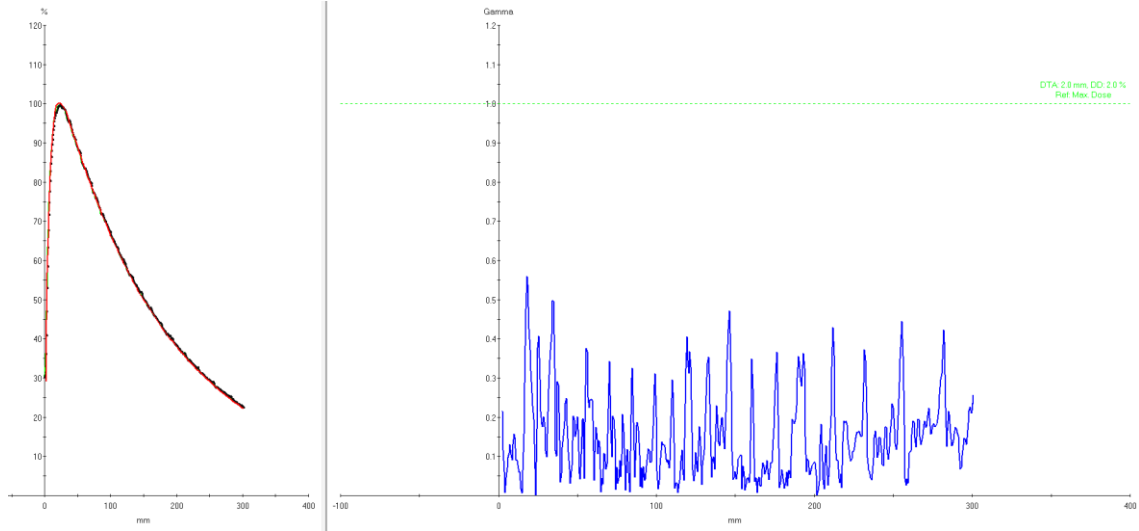
Şekil 4-46: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 4 cm x 4 cm jaw ve 2 cm x 2 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen yüzde derin doz dağılımlarının %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu



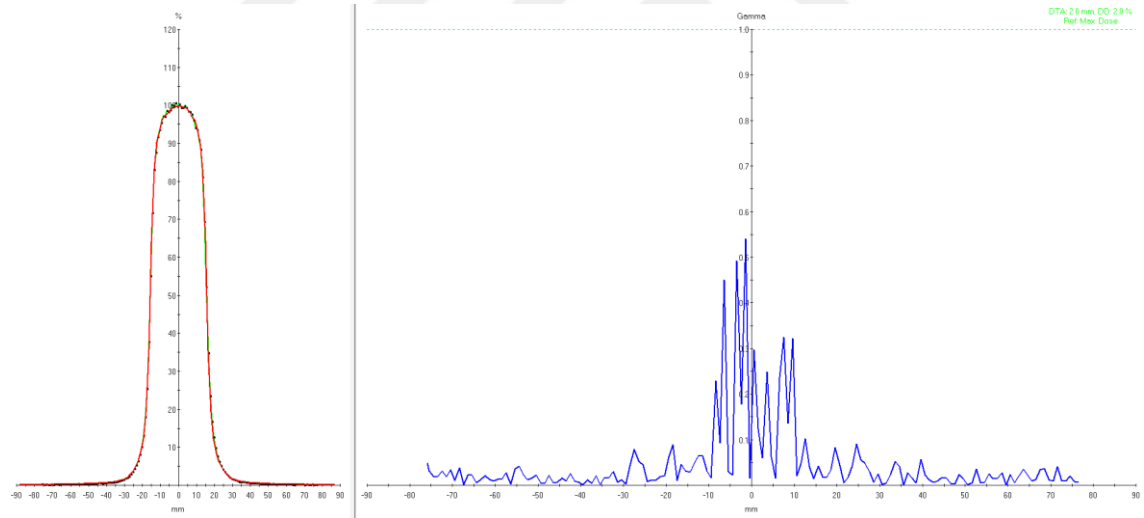
Şekil 4-47: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 4 cm x 4 cm jaw ve 2 cm x 2 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen crossline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu



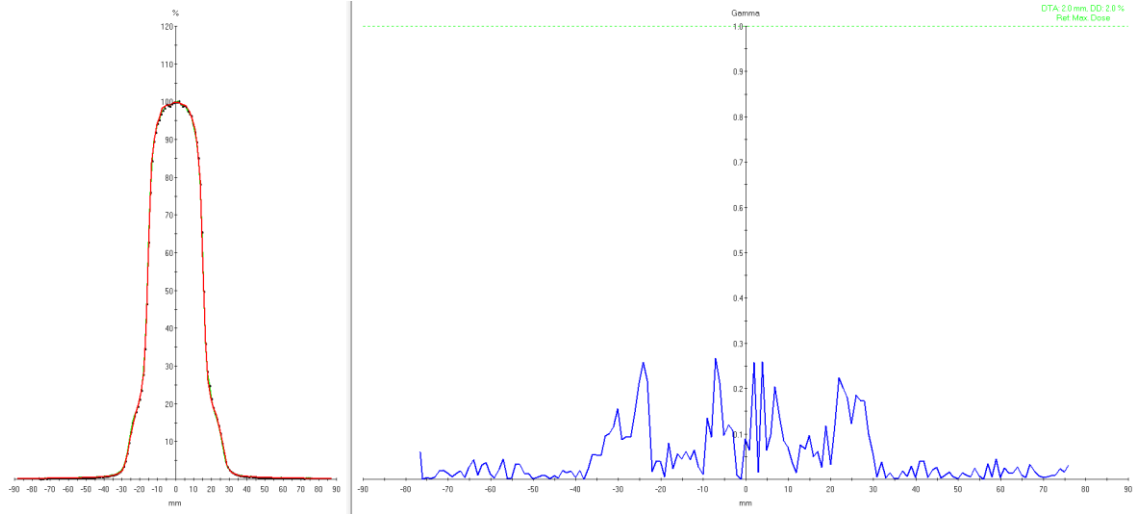
Şekil 4-48: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 4 cm x 4 cm jaw ve 2 cm x 2 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen inline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu



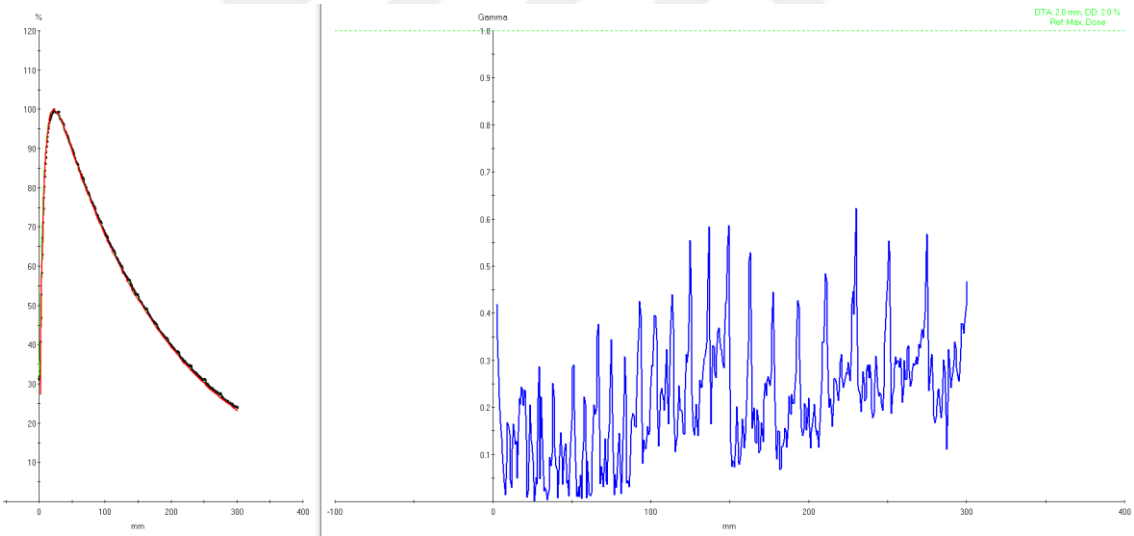
Şekil 4-49: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 5 cm x 5 cm jaw ve 3 cm x 3 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen yüzde derin doz dağılımlarının %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu



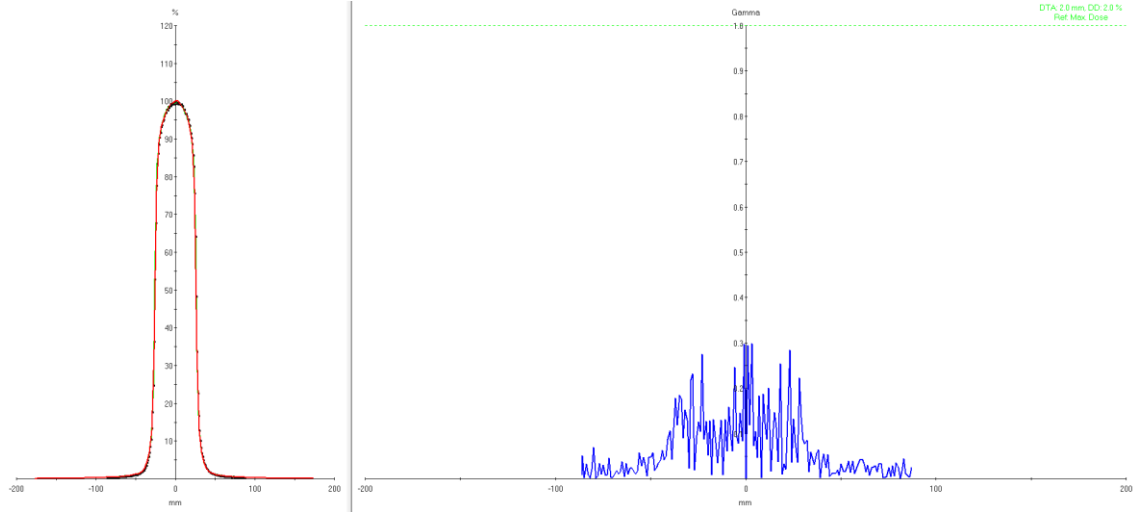
Şekil 4-50: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 5 cm x 5 cm jaw ve 3 cm x 3 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen crossline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu



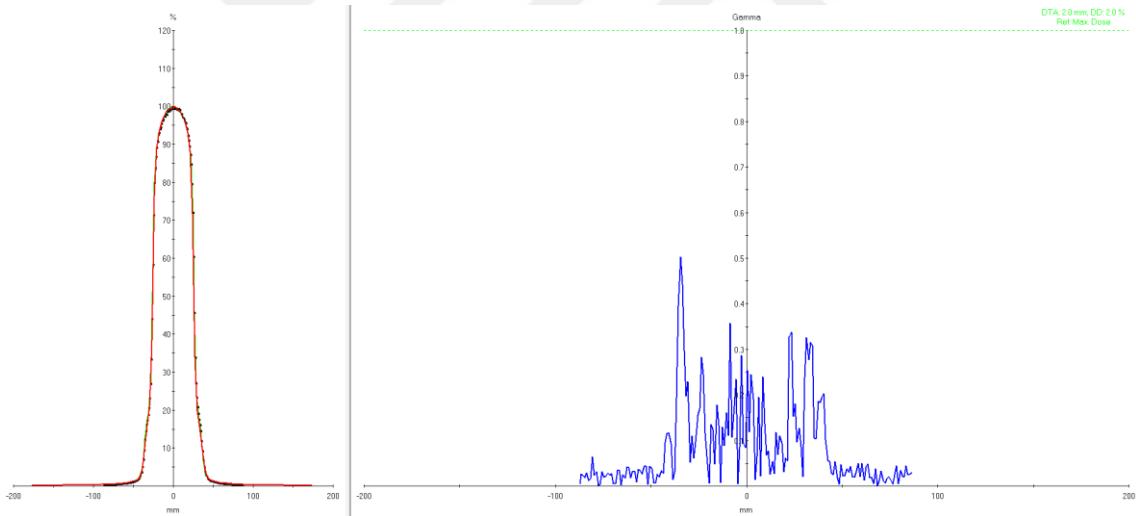
Şekil 4-51: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 5 cm x 5 cm jaw ve 3 cm x 3 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen inline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu



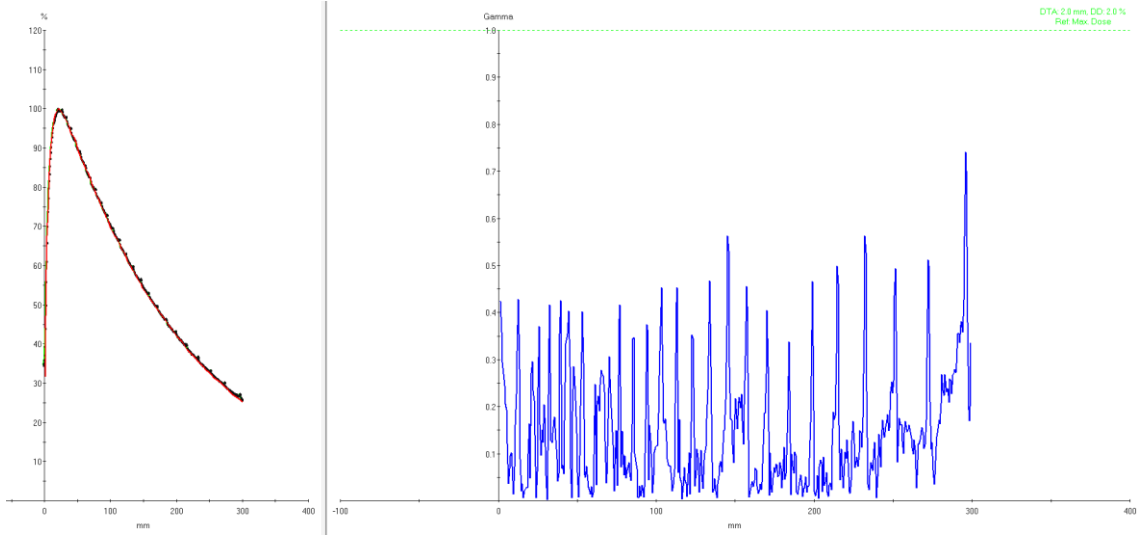
Şekil 4-52: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 7 cm x 7 cm jaw ve 5 cm x 5 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen yüzde derin doz dağılımlarının %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu



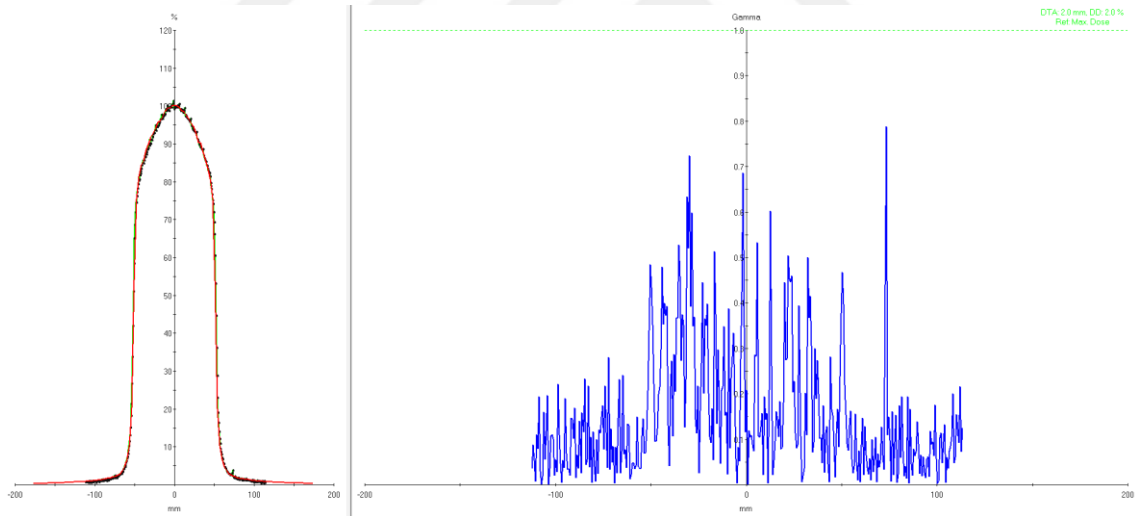
Şekil 4-53: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 7 cm x 7 cm jaw ve 5 cm x 5 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen crossline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu



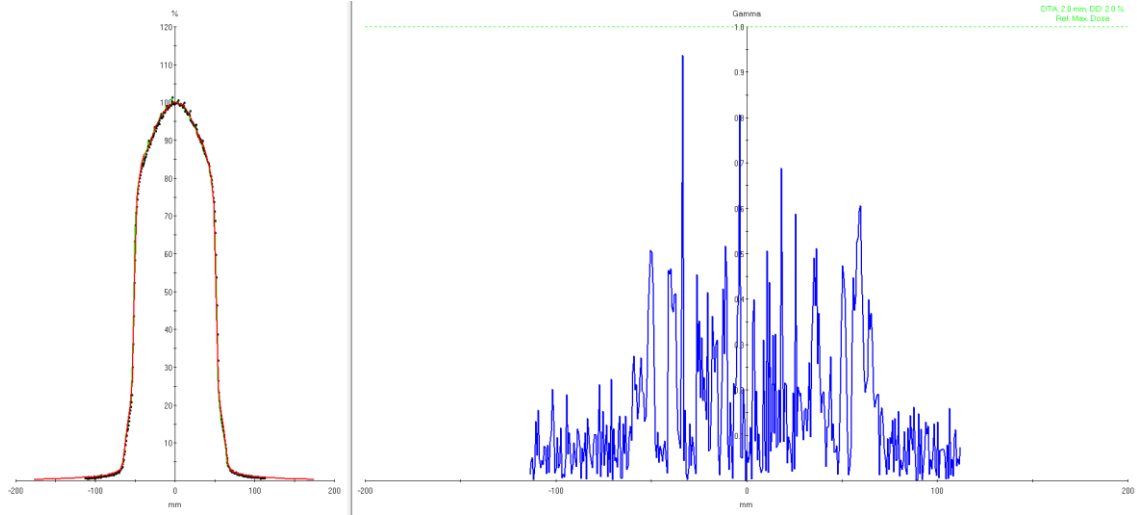
Şekil 4-54: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 7 cm x 7 cm jaw ve 5 cm x 5 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen inline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu



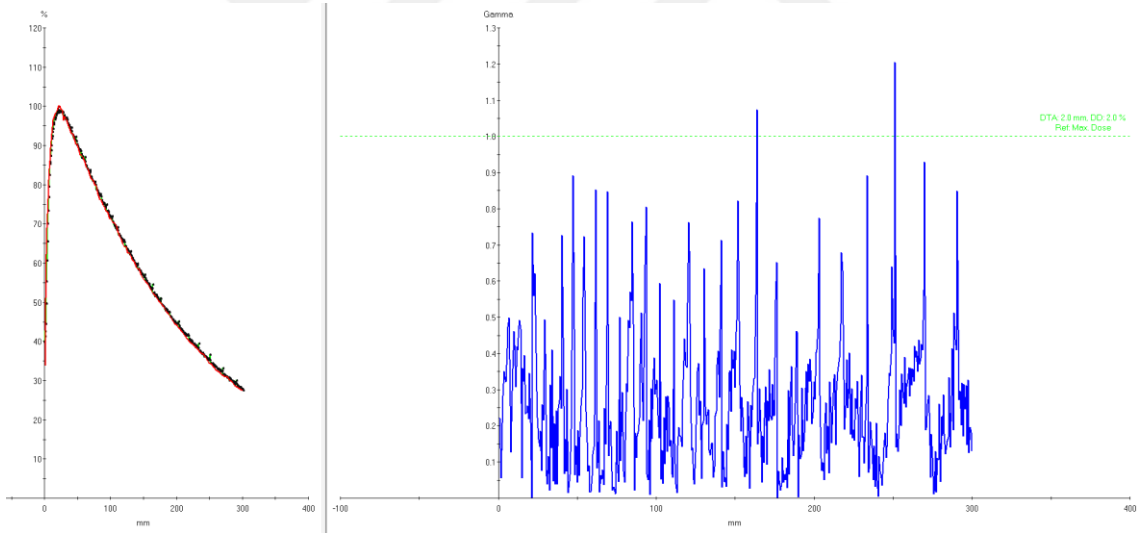
Şekil 4-55: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 12 cm x 12 cm jaw ve 10 cm x 10 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen yüzde derin doz dağılımlarının %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu



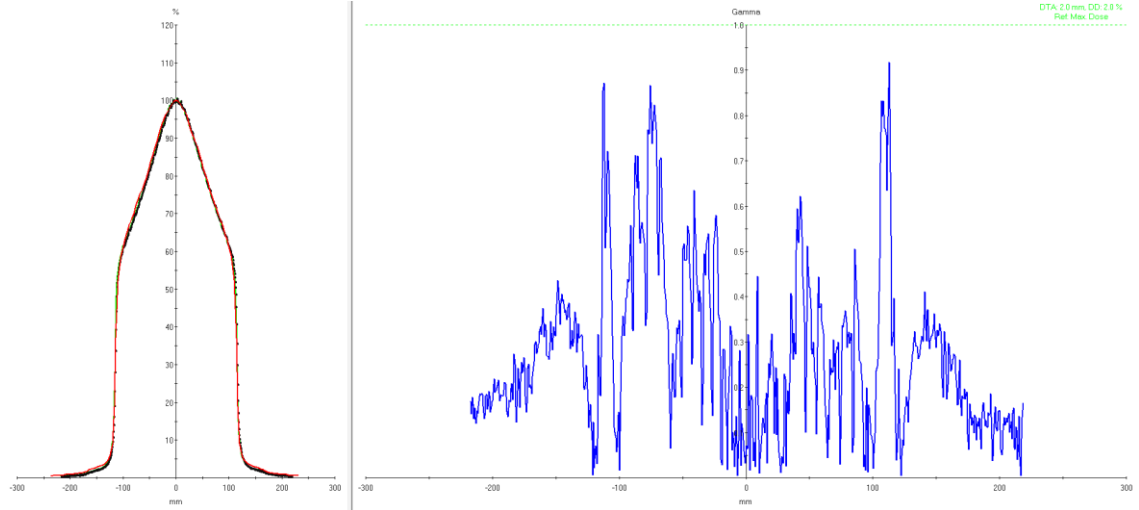
Şekil 4-56: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 12 cm x 12 cm jaw ve 10 cm x 10 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen crossline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu



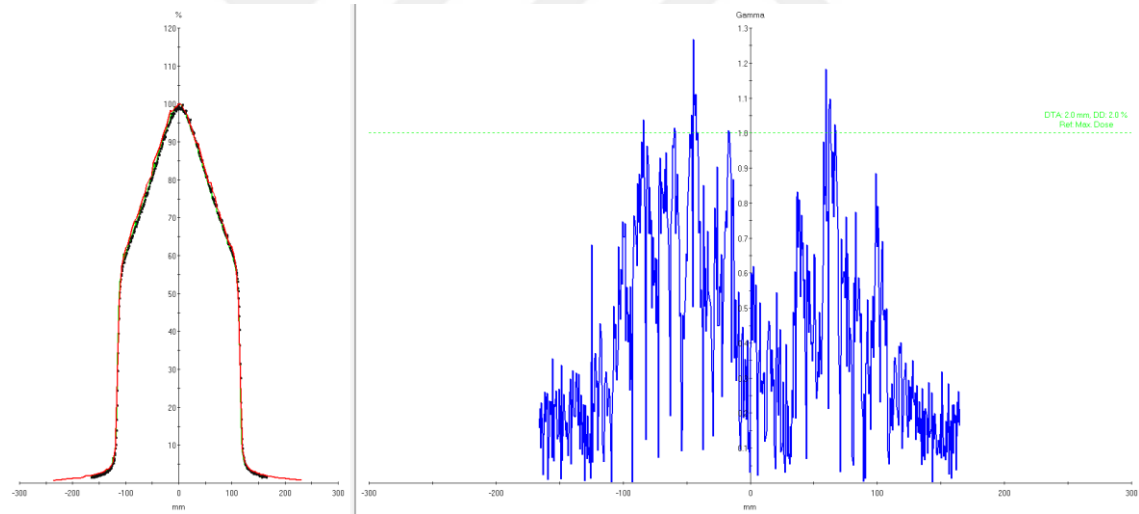
Şekil 4-57: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 12 cm x 12 cm jaw ve 10 cm x 10 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen inline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu



Şekil 4-58: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 32 cm x 22 cm jaw ve 22 cm x 22 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen yüzde derin doz dağılımlarının %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu



Şekil 4-59: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 32 cm x 22 cm jaw ve 22 cm x 22 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen crossline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu



Şekil 4-60: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 32 cm x 22 cm jaw ve 22 cm x 22 cm MLC genişliğindeki alanın su fantomu ölçümü ve EGSnrc hesabından elde edilen inline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu

4.2. Çeyrek cm Genişliğindeki Liflerde ve Karşılıklı Lifler Arasında Merkezi Inline Ekseninde Oluşan Sızıntının Film Dozimetri ile Kontrolü

İyon odası ile su fantomunda yapılan ölçümlerde merkezi 0,25 cm genişliğindeki liflerin karşılıklı olarak tam kapanmadıkları ve 0,05 cm aralık kaldıkları görüldü.

Yapılan EGSnrc modelinde 0,50 cm genişliğindeki liflerin karşılıklı tam kapanması su fantomu ölçümleriyle tamamen uyumluyken, 0,25 cm genişliğindeki lifler ancak modelde 0,05 cm aralık bırakılarak modellenilebildi.

Bu durumu 10 MV foton demetlerinde, 5x5 cm² Jaw ve 3x3 cm² MLC içeren alanda, model ve ölçümlerle aynı şartlar olan 100 cm SSD ve 5 cm derinlik kullanılarak RW3 katı su fantomunda 400 MU için ölçüm alındı ve film datası Excel programında uygun şekilde dönüştürülerek EGSnrc modeliyle karşılaştırıldı.

Film incelemesine ait sayısal sonuçlar Tablo 4-13 ve Tablo 4-14’de, gama analizi sonuçları Şekil 4-61 ve Şekil 4-62’de verilmiştir.

Ayrıca, sızıntıyı görmek için yapılan, 10 MV foton demetlerinin kullanıldığı ve liflerin tamamen kapalı olduğu 20x20 cm² açık alan ışınlamasına ait görseller Şekil 4-63 ve Şekil 4-64’te verilmiştir.

4.2.1. 10 MV Foton Demetleri Kullanılarak Oluşturulan 5x5 cm² Jaw ve 3x3 cm² MLC Alanının Film Dozimetri ile Kontrolünün Sayısal Sonuçları

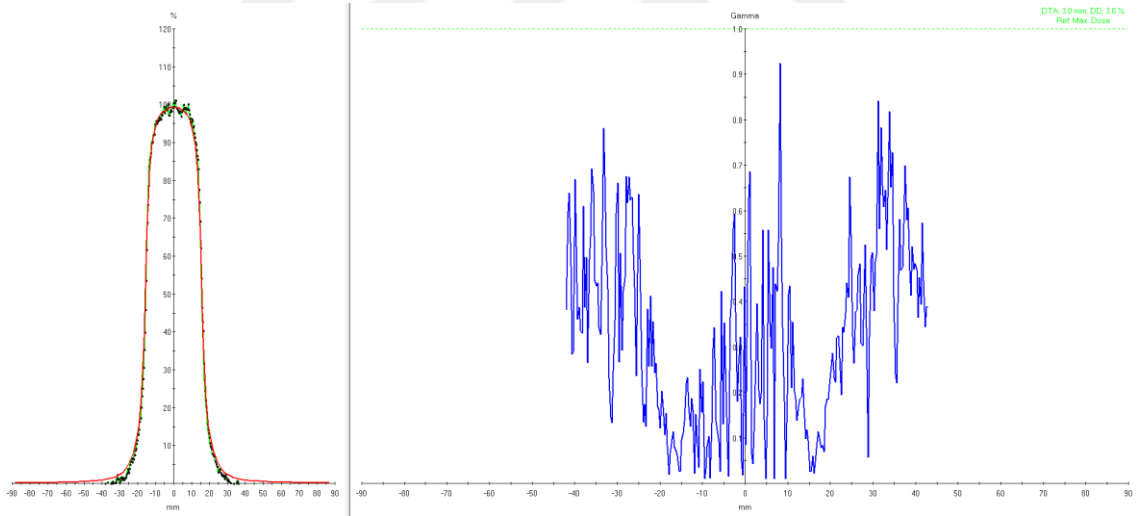
Tablo 4-13: 10 MV foton demetleri kullanılarak hazırlanmış, 5 cm x 5 cm jaw ve 3 cm x 3 cm MLC genişliğindeki EGSnrc modeline ait crossline profilinin film dozimetrisi ile kontrolü

JAW X (cm)	JAW Y (cm)	MLC X (cm)	MLC Y (cm)	Yöntem	Alan Boyutu (cm)	Sol Penumbra (mm)	Sağ Penumbra (mm)	Dmaks (%)	Dmin (%)	Flatness (%)	Simetri (%)
5	5	3	3	Ölçüm	3,142	4,11	4,22	101,22	89,35	5,94	3,46
				Model	3,171	4,79	4,80	100,00	86,87	6,56	0,21
				Fark (%)	0,92	16,54	13,74	-1,21	-2,77	10,40	-94,93

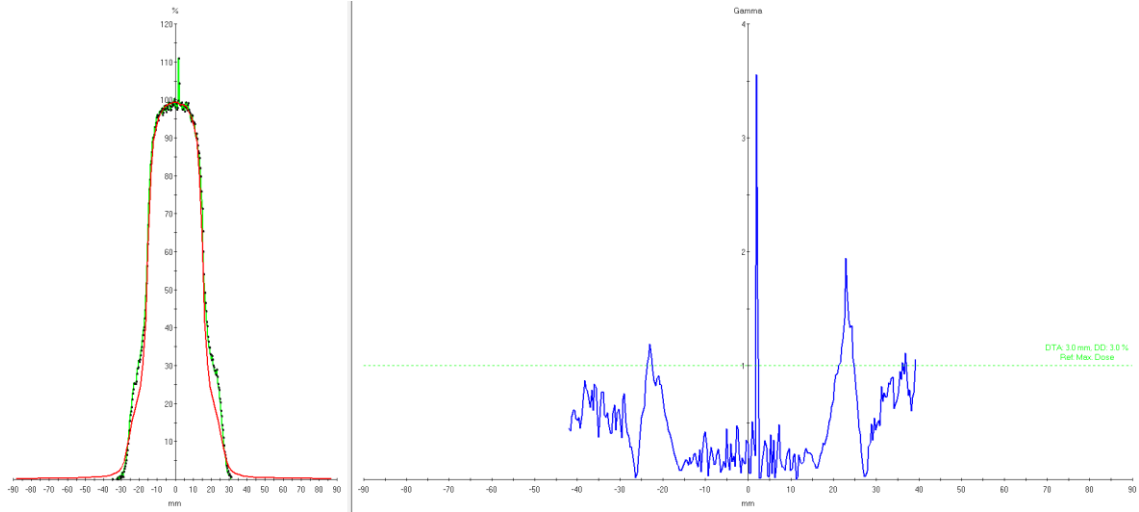
Tablo 4-14: 10 MV foton demetleri kullanılarak hazırlanmış, 5 cm x 5 cm jaw ve 3 cm x 3 cm MLC genişliğindeki EGSnrc modeline ait inline profilinin film dozimetrisi ile kontrolü

JAW X (cm)	JAW Y (cm)	MLC X (cm)	MLC Y (cm)	Yöntem	Alan Boyutu (cm)	Sol Penumbra (mm)	Sağ Penumbra (mm)	Dmaks (%)	Dmin (%)	Flatness (%)	Simetri (%)
5	5	3	3	Ölçüm	3,253	10,15	10,65	112,91	87,74	12,59	12,77
				Model	3,184	8,04	8,08	100,00	85,52	7,24	0,21
				Fark (%)	-2,12	-20,79	-24,13	-11,43	-2,53	-42,49	-98,36

4.2.2. 10 MV Foton Demetleri Kullanılarak Oluşturulan 5x5 cm² Jaw ve 3x3 cm² MLC Alanının Film Dozimetri ile Kontrolünün Gama Analizi Sonuçları

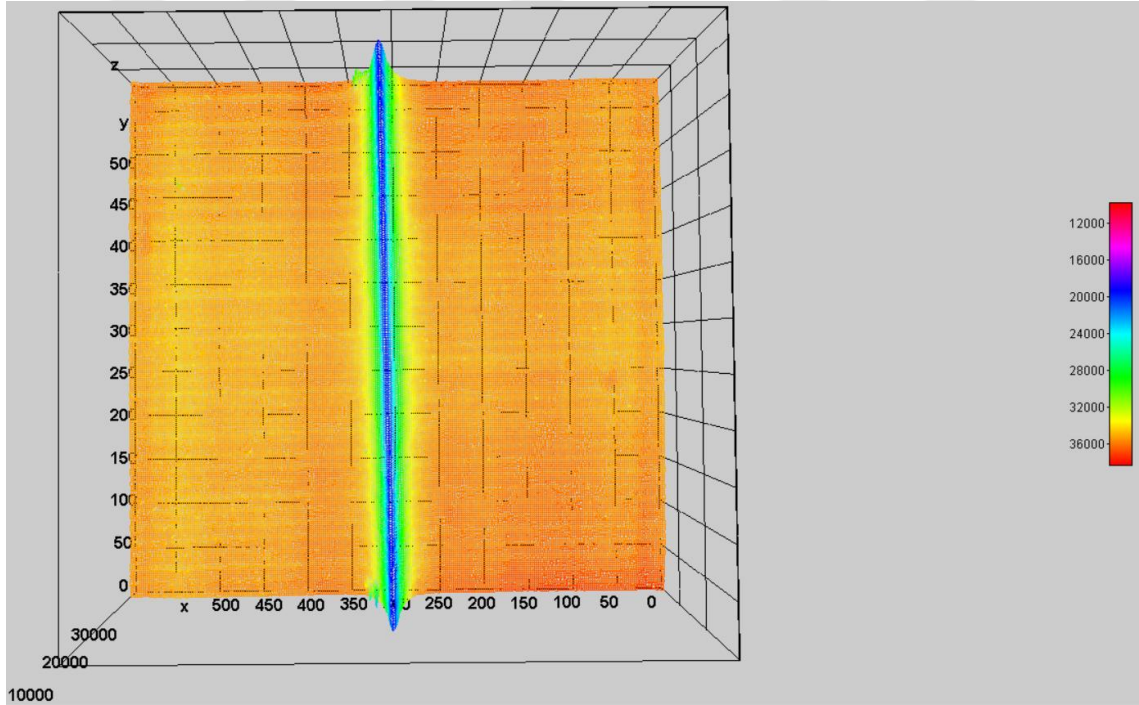


Şekil 4-61: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 5 cm x 5 cm jaw ve 3 cm x 3 cm MLC genişliğindeki alanın film ve EGSnrc hesabından elde edilen crossline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu

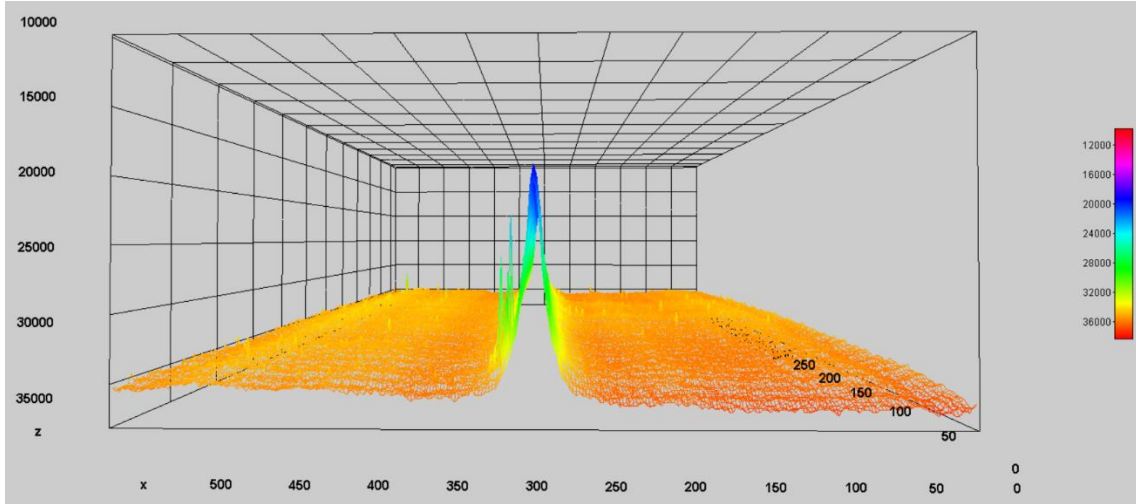


Şekil 4-62: 10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan ve 5 cm x 5 cm jaw ve 3 cm x 3 cm MLC genişliğindeki alanın film ve EGSnrc hesabından elde edilen inline profillerinin %2 DD ve 2 mm DTA kriterleriyle yapılan gama analizinin sonucu

4.2.3. 10 MV Foton Demetleri Kullanılarak Oluşturulan ve Liflerin Tamamen Kapalı Olduğu 20x20 cm² Jaw Alanının Film Dozimetri ile Kontrolü



Şekil 4-63: 10 MV foton demetleri kullanılarak MLC'lerin tamamen kapalı olduğu 20 cm x 20 cm jaw açıklığında yapılan film dozimetri kontrolü (dikey bakış)



Şekil 4-64: 10 MV foton demetleri kullanılarak MLC'lerin tamamen kapalı olduğu 20 cm x 20 cm jaw açıklığında yapılan film dozimetrisi kontrolü (inline bakışı)

4.3. 10 MV ve 10 MV FFF Foton Demetleri Kullanılarak EGSnrc Sisteminde Hazırlanan ve Varian Eclipse Tedavi Planlama Sisteminde AAA ve AXB Algoritmaları Kullanılarak Modellenen Tedavi Planlarının Karşılaştırılması

10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan serviks planlarına ait gama analizi karşılaştırmalarının sonuçları Tablo 4-15’de, sonuçların grafiksel analizleri Şekil 4-65’de verilmiştir.

10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan serviks planlarına ait yapı bazlı DVH karşılaştırmaları Şekil 4-66, Şekil 4-67, Şekil 4-68, Şekil 4-69, Şekil 4-70, Şekil 4-71, Şekil 4-72 ve Şekil 4-73’de verilmiştir.

10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan serviks planlarına ait gama analizi karşılaştırmalarının sonuçları Tablo 4-16’da, sonuçların grafiksel analizleri Şekil 4-74’de verilmiştir.

10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan serviks planlarına ait yapı bazlı DVH karşılaştırmaları Şekil 4-75, Şekil 4-76, Şekil 4-77, Şekil 4-78, Şekil 4-79, Şekil 4-80, Şekil 4-81 ve Şekil 4-82’de verilmiştir.

10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan akciğer planlarına ait gama analizi karşılaştırmalarının sonuçları Tablo 4-17’de, sonuçların grafiksel analizleri Şekil 4-83’de verilmiştir.

10 MV foton demetleri kullanılarak oluşturulan akciğer planlarına ait yapı bazlı DVH karşılaştırmaları Şekil 4-84, Şekil 4-85, Şekil 4-86, Şekil 4-87, Şekil 4-88 ve Şekil 4-89'da verilmiştir.

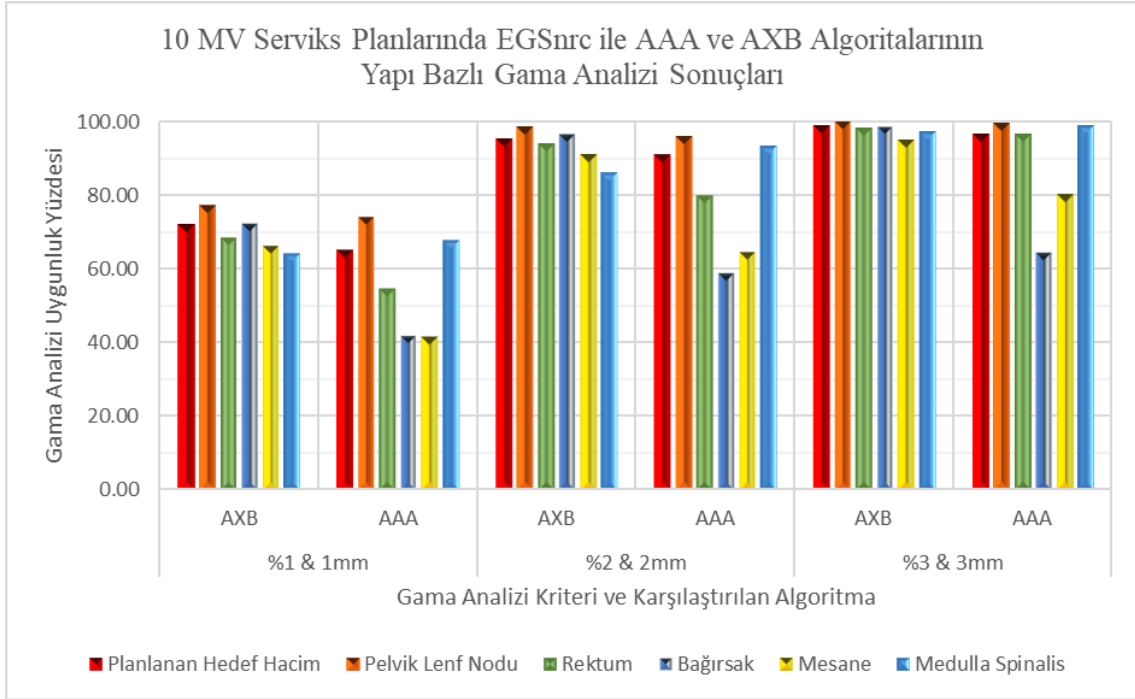
10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan akciğer planlarına ait gama analizi karşılaştırmalarının sonuçları Tablo 4-18'de, sonuçların grafiksel analizleri Şekil 4-90'da verilmiştir.

10 MV FFF foton demetleri kullanılarak oluşturulan akciğer planlarına ait yapı bazlı DVH karşılaştırmaları Şekil 4-91, Şekil 4-92, Şekil 4-93, Şekil 4-94, Şekil 4-95 ve Şekil 4-96'da verilmiştir.

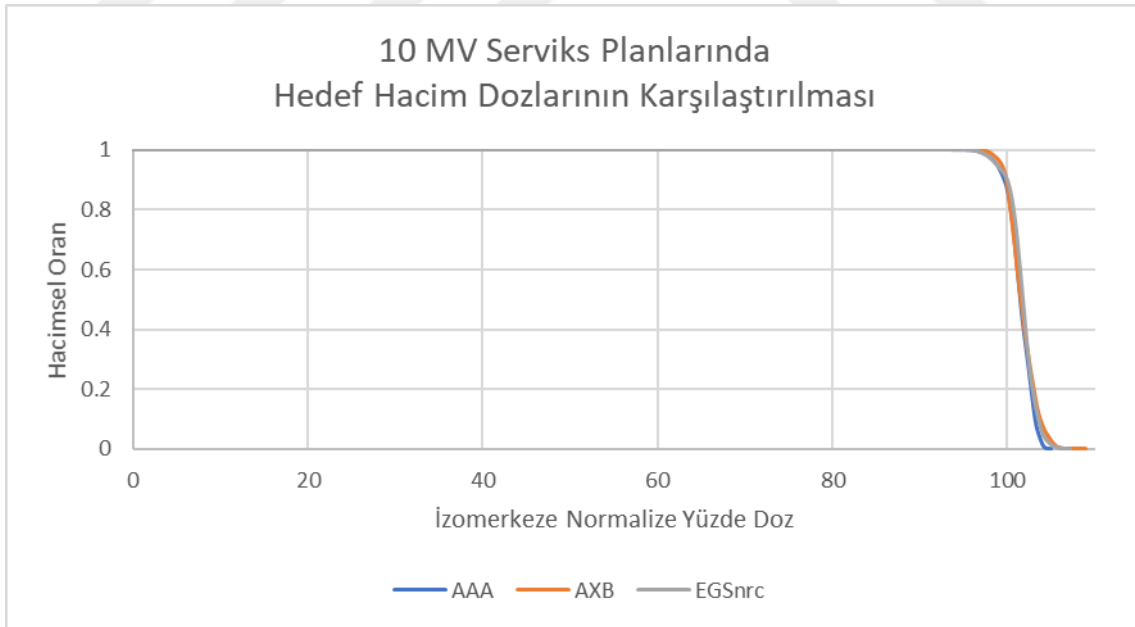
4.3.1. 10 MV Foton Demetleri Kullanılarak Hazırlanan Serviks Tedavi Planının İncelenmesi

Tablo 4-15: 10 MV foton demetleri kullanılarak hazırlanan serviks planlarına ait EGSnrc ile AAA ve AXB algoritmaları arasındaki gama analizi sonuçları

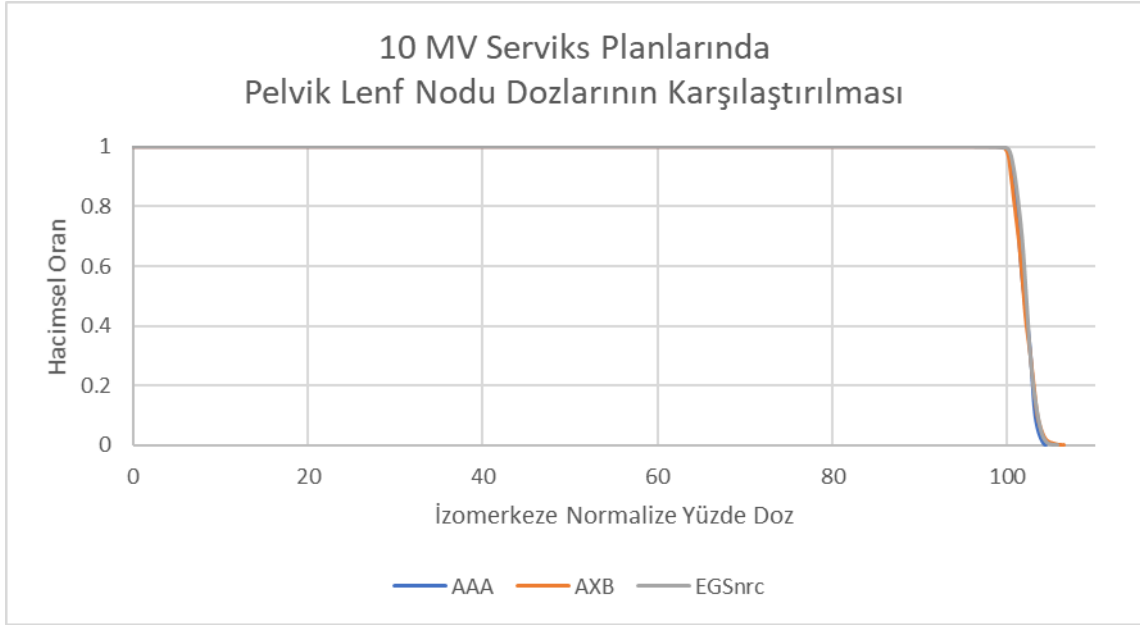
Yapı	%1 & 1mm		%2 & 2mm		%3 & 3mm	
	AXB	AAA	AXB	AAA	AXB	AAA
Planlanan Hedef Hacim	72,03	65,25	95,47	91,25	98,92	96,68
Pelvik Lenf Nodu	77,4	74,18	98,67	96,07	99,99	99,73
Rektum	68,61	54,92	94,16	80,13	98,27	96,76
Bağırsak	72,56	42,13	96,7	59,13	98,78	64,79
Mesane	66,28	41,62	91,07	64,66	95,24	80,46
Medulla Spinalis	64,43	67,85	86,34	93,36	97,45	98,94



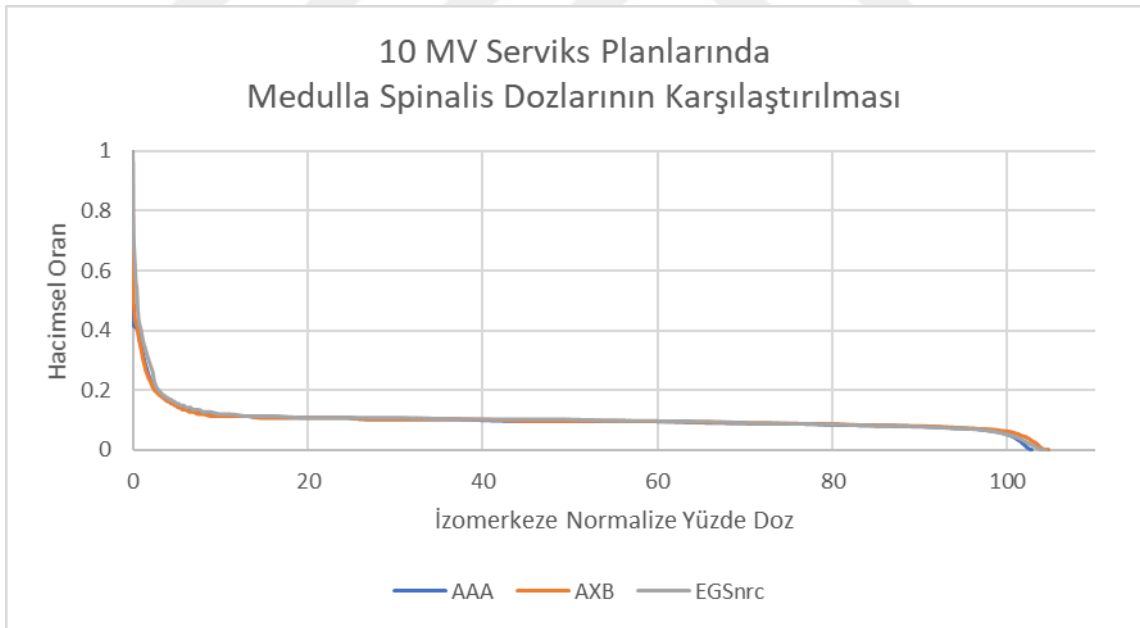
Şekil 4-65: 10 MV foton demetleri kullanılarak hazırlanan serviks planlarına ait EGSnrc ile AAA ve AXB algoritmaları arasındaki gama analizi sonuçlarının grafiksel gösterimi



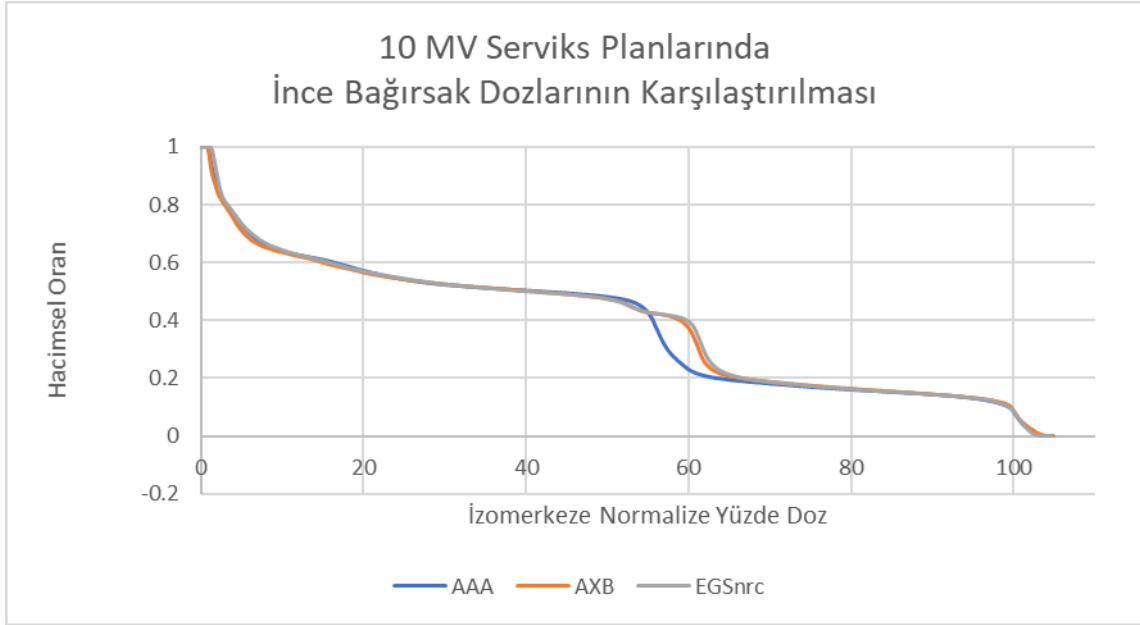
Şekil 4-66: 10 MV foton demetleri kullanılarak EGSnrc, AAA ve AXB algoritmalarıyla oluşturulan serviks planlarına ait hedef hacim dozlarının DVH grafikleri



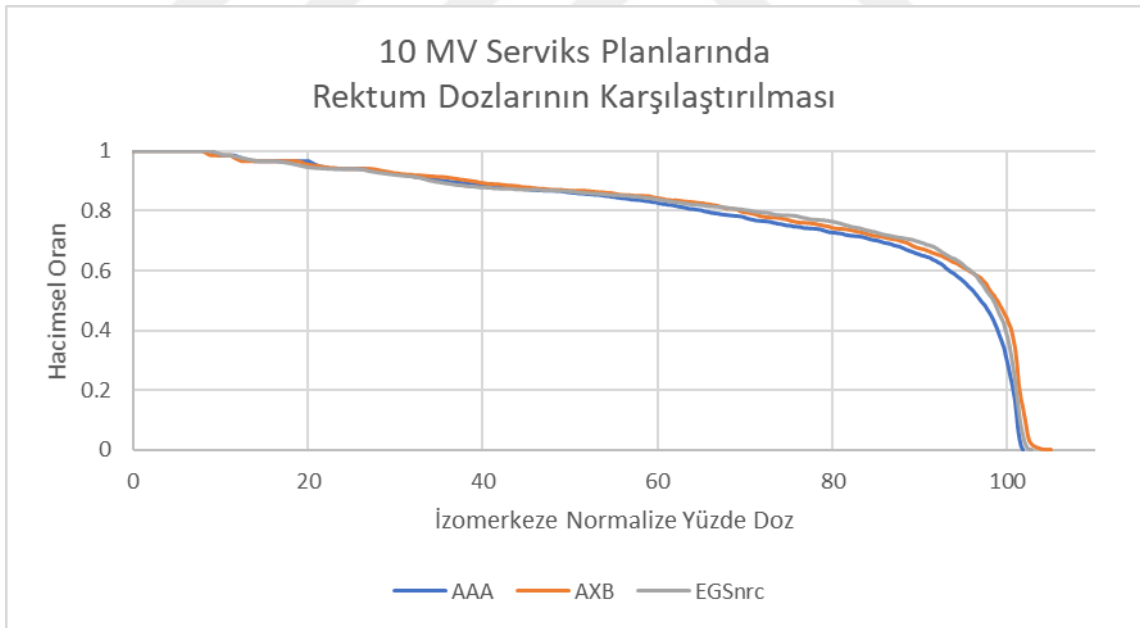
Şekil 4-67: 10 MV foton demetleri kullanılarak EGSnrc, AAA ve AXB algoritmalarıyla oluşturulan serviks planlarına ait pelvik lenf nodu dozlarının DVH grafikleri



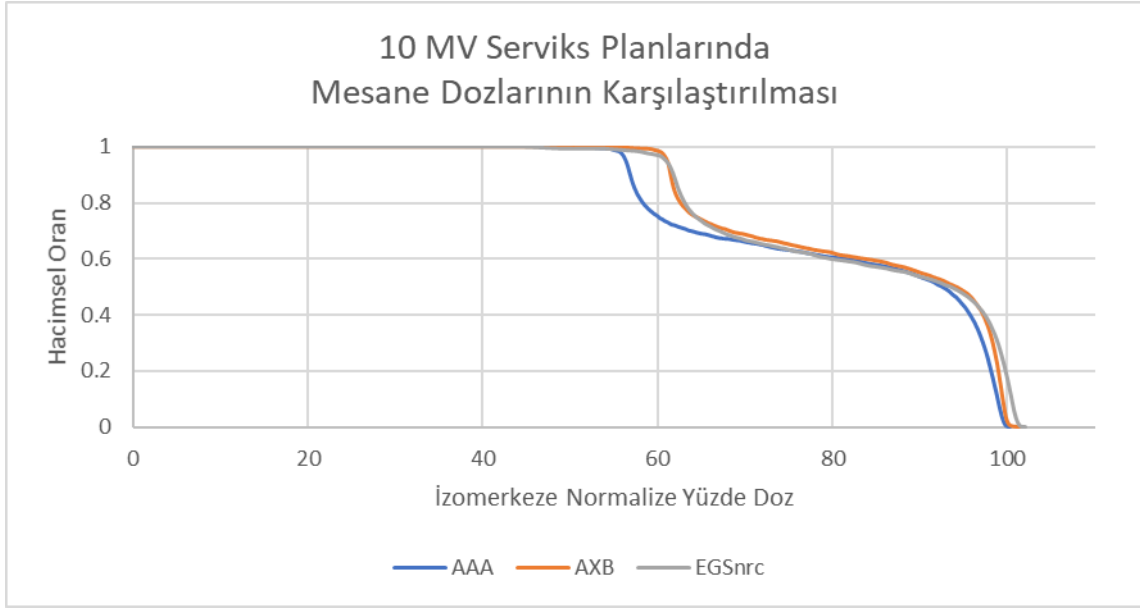
Şekil 4-68: 10 MV foton demetleri kullanılarak EGSnrc, AAA ve AXB algoritmalarıyla oluşturulan serviks planlarına ait medulla spinalis dozlarının DVH grafikleri



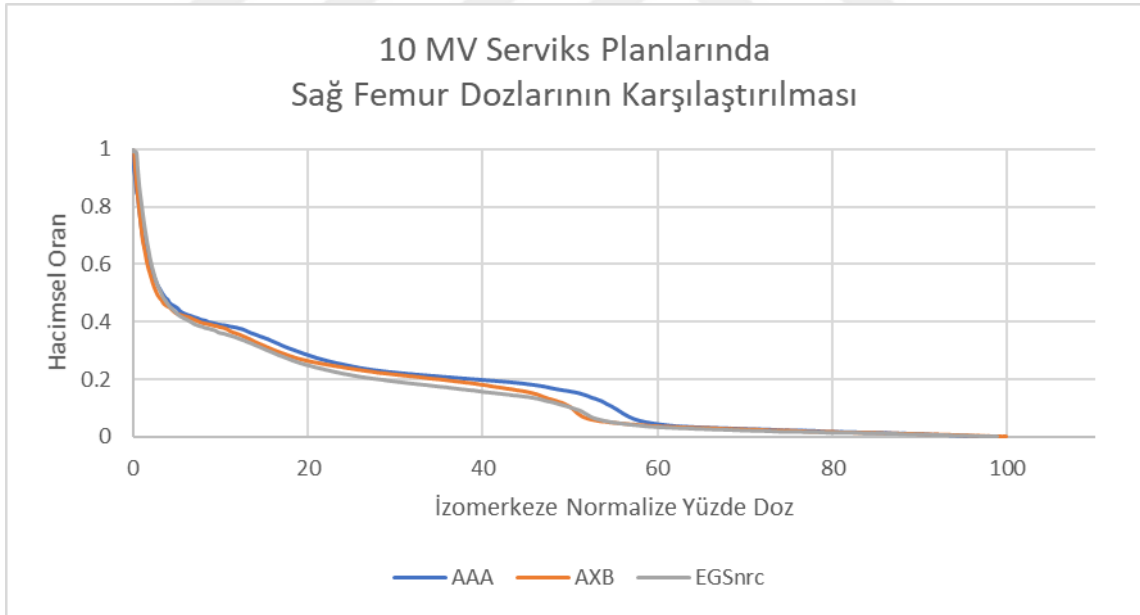
Şekil 4-69: 10 MV foton demetleri kullanılarak EGSnrc, AAA ve AXB algoritmalarıyla oluşturulan serviks planlarına ait bağırsak dozlarının DVH grafikleri



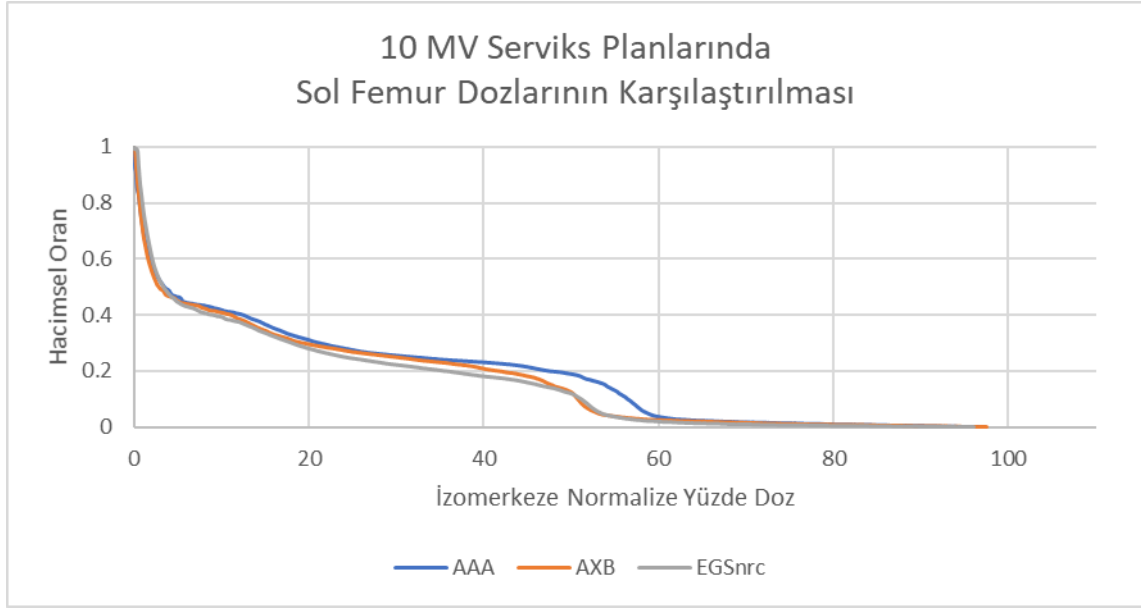
Şekil 4-70: 10 MV foton demetleri kullanılarak EGSnrc, AAA ve AXB algoritmalarıyla oluşturulan serviks planlarına ait rektum dozlarının DVH grafikleri



Şekil 4-71: 10 MV foton demetleri kullanılarak EGSnrc, AAA ve AXB algoritmalarıyla oluşturulan serviks planlarına ait mesane dozlarının DVH grafikleri



Şekil 4-72: 10 MV foton demetleri kullanılarak EGSnrc, AAA ve AXB algoritmalarıyla oluşturulan serviks planlarına ait sağ femur dozlarının DVH grafikleri

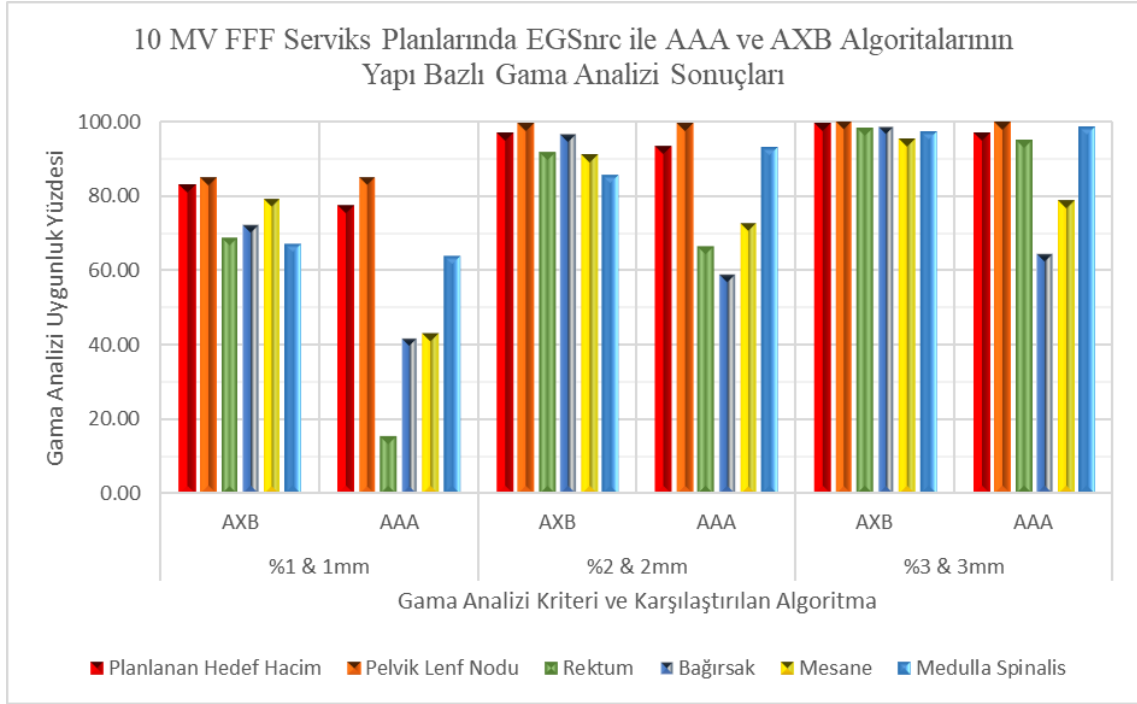


Şekil 4-73: 10 MV foton demetleri kullanılarak EGSnrc, AAA ve AXB algoritmalarıyla oluşturulan serviks planlarına ait sol femur dozlarının DVH grafikleri

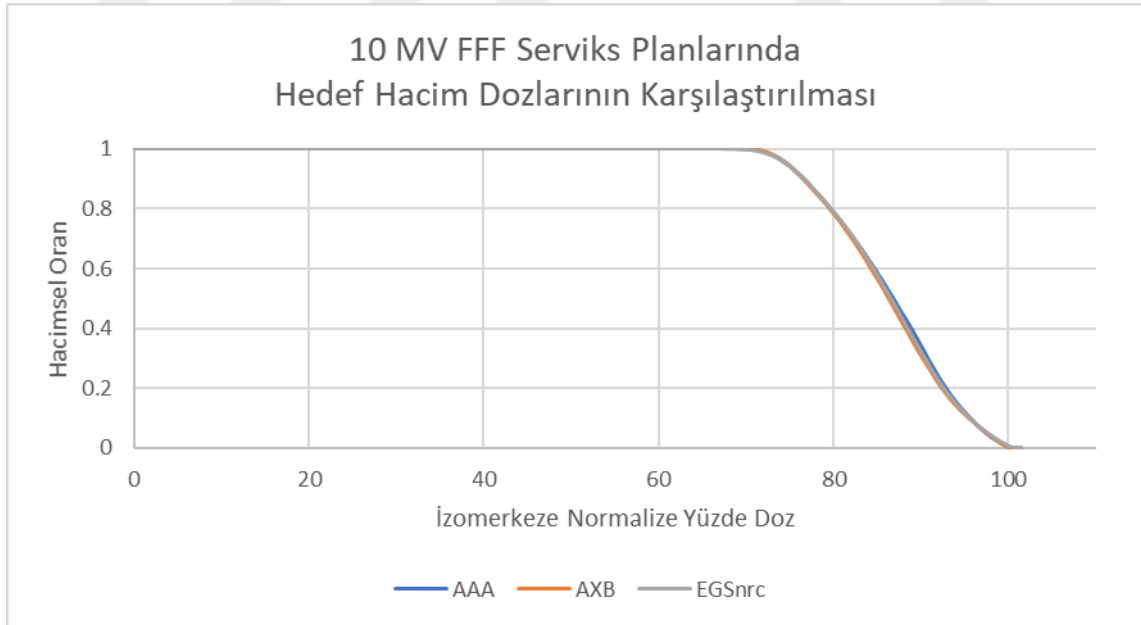
4.3.2. 10 MV FFF Foton Demetleri Kullanılarak Hazırlanan Serviks Tedavi Planının İncelenmesi

Tablo 4-16: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak hazırlanan serviks planlarına ait EGSnrc ile AAA ve AXB algoritmaları arasındaki gama analizi sonuçları

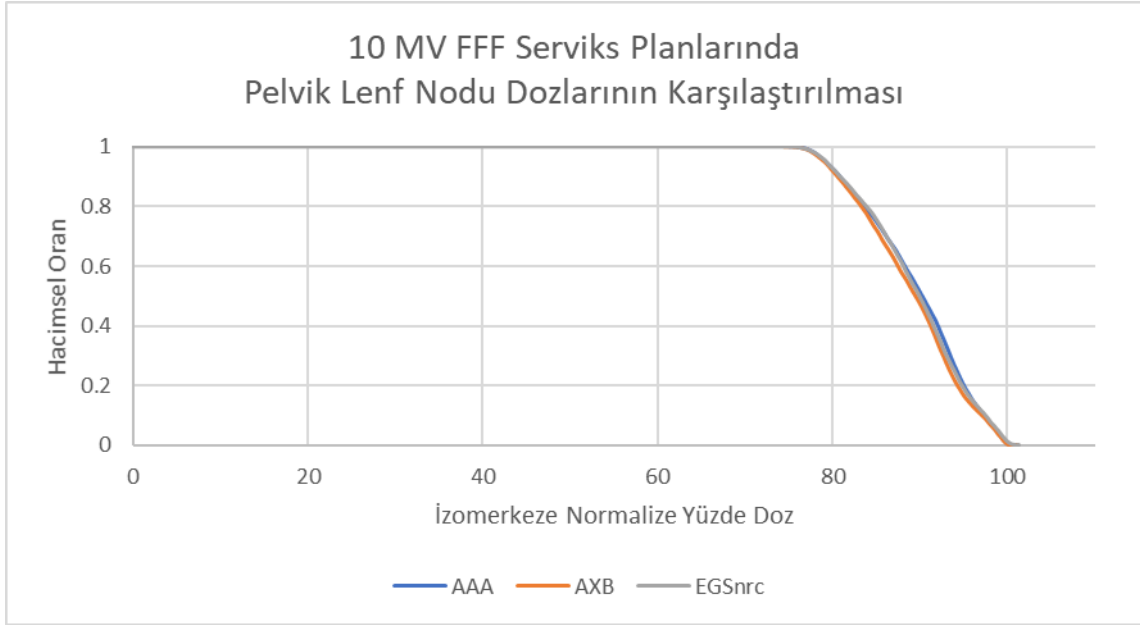
Yapı	%1 & 1mm		%2 & 2mm		%3 & 3mm	
	AXB	AAA	AXB	AAA	AXB	AAA
Planlanan Hedef Hacim	82,95	77,68	97,23	93,68	99,62	97,04
Pelvik Lenf Nodu	85,05	85,08	99,71	99,73	100,00	99,99
Rektum	68,87	15,69	92,07	66,49	98,5	95,28
Bağırsak	71,35	35,14	95,98	56,45	99,11	62,15
Mesane	79,16	43,18	91,34	72,95	95,52	78,94
Medulla Spinalis	67,4	64,2	85,67	93,39	97,34	98,9



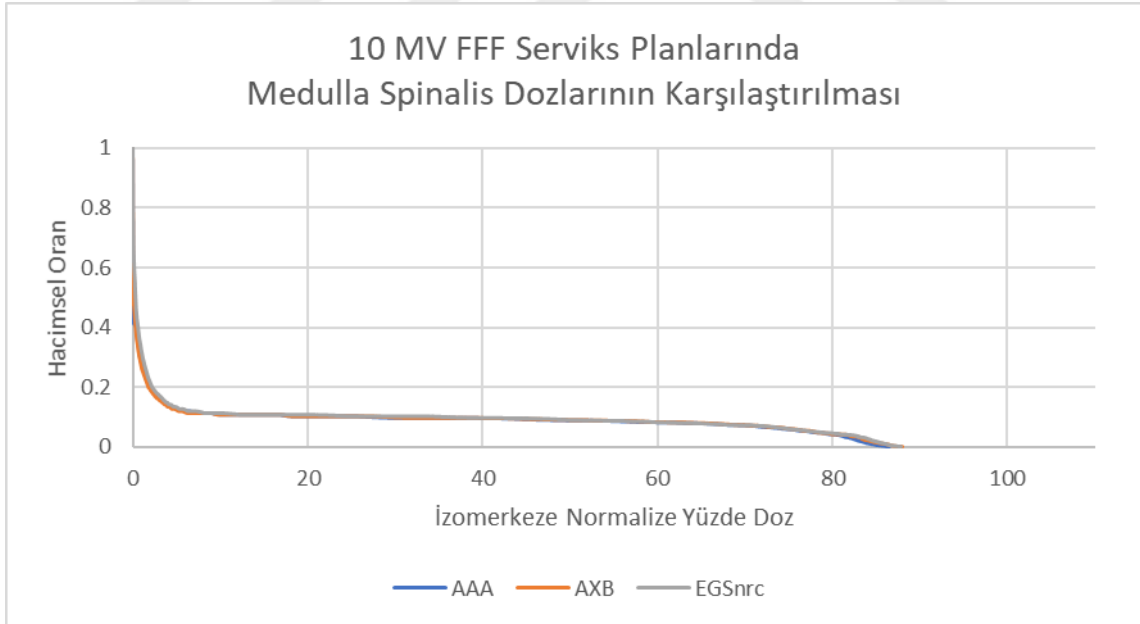
Şekil 4-74: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak hazırlanan serviks planlarına ait EGSnrc ile AAA ve AXB algoritmaları arasındaki gama analizi sonuçlarının grafiksel gösterimi



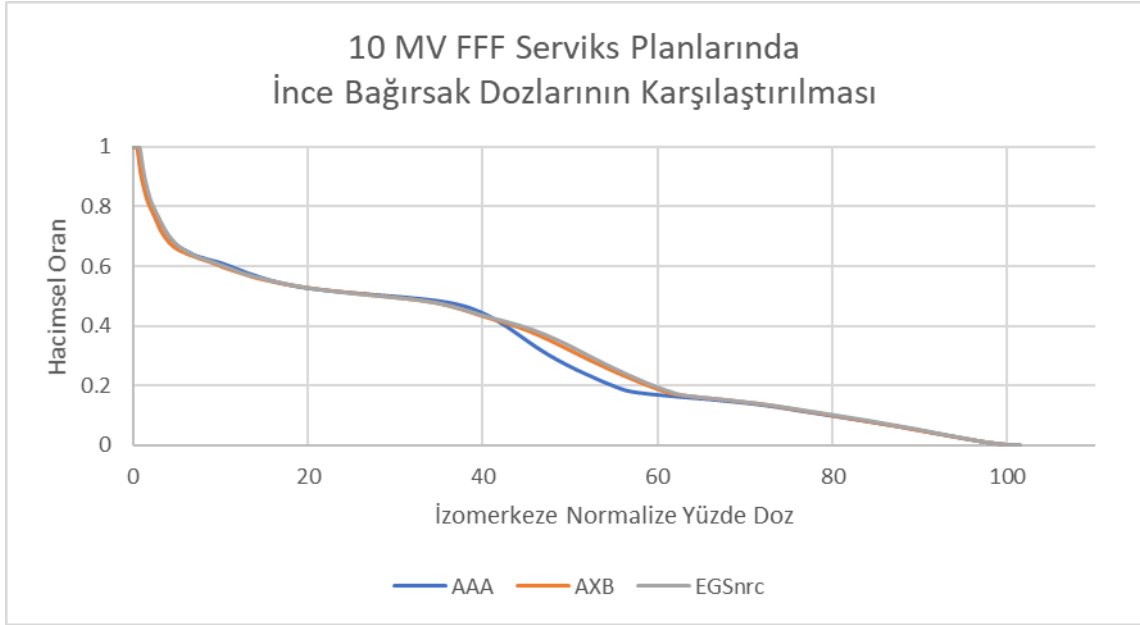
Şekil 4-75: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak EGSnrc, AAA ve AXB algoritmalarıyla oluşturulan serviks planlarına ait hedef hacim dozlarının DVH grafikleri



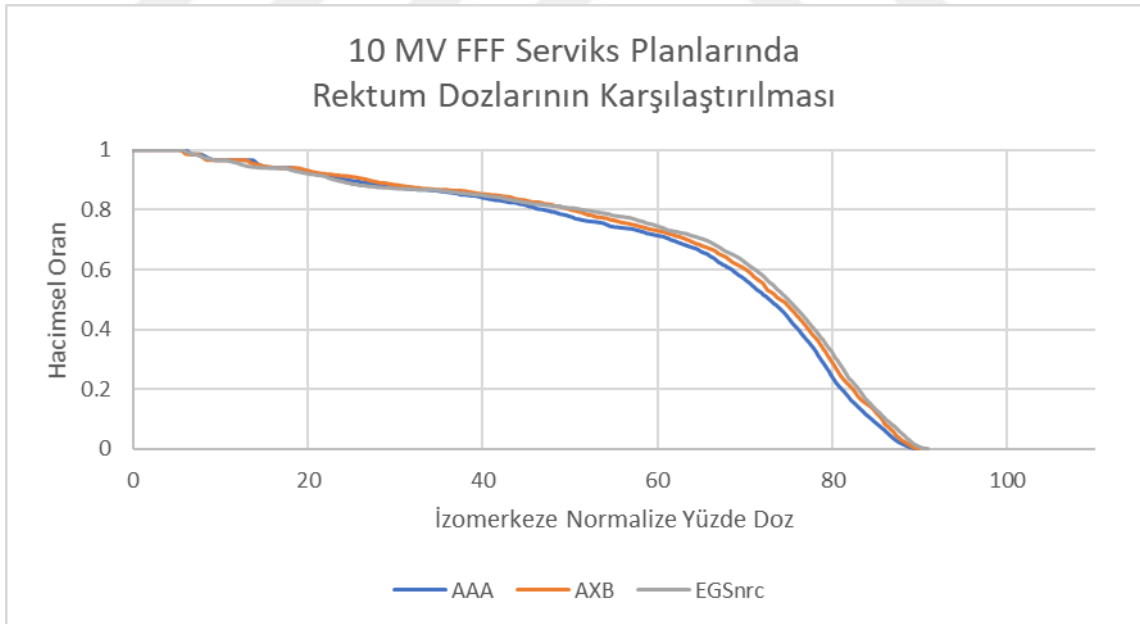
Şekil 4-76: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak EGSnrc, AAA ve AXB algoritmalarıyla oluşturulan serviks planlarına ait pelvik lenf nodu dozlarının DVH grafikleri



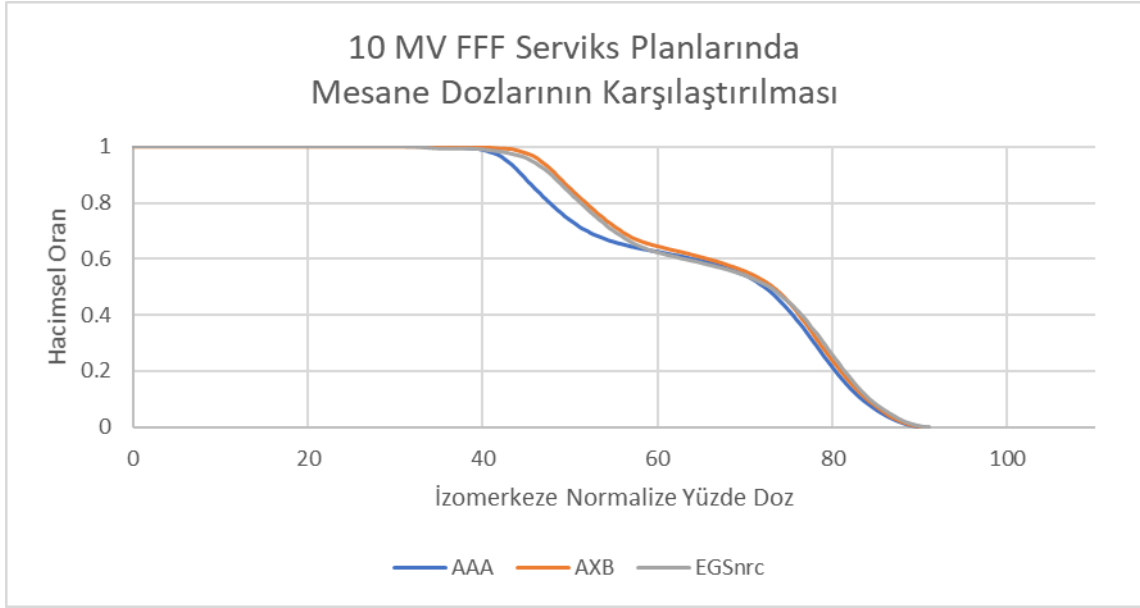
Şekil 4-77: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak EGSnrc, AAA ve AXB algoritmalarıyla oluşturulan serviks planlarına ait medulla spinalis dozlarının DVH grafikleri



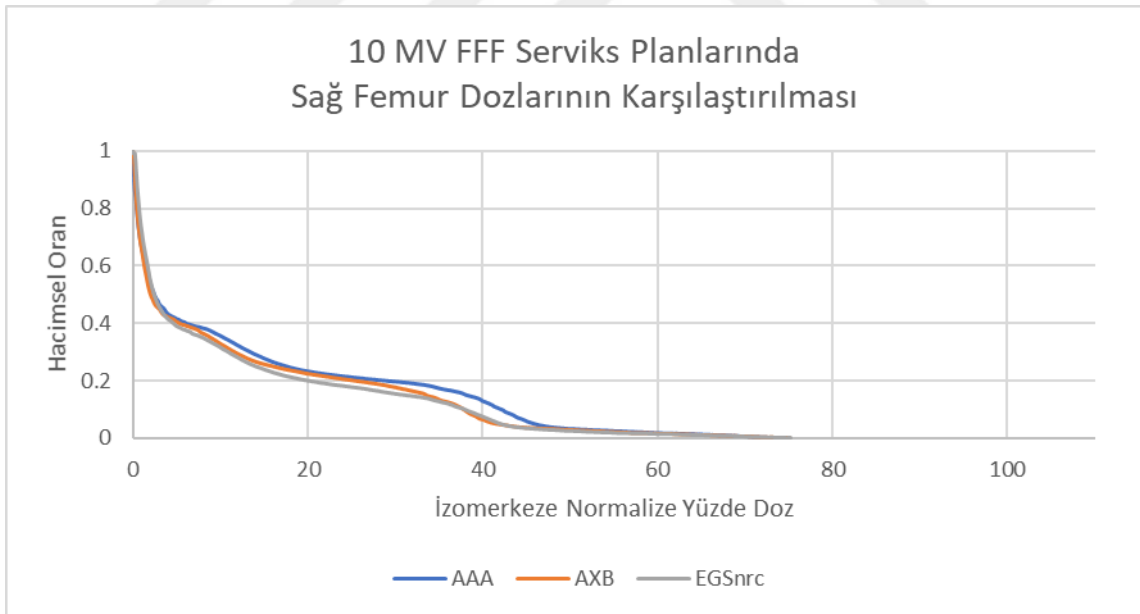
Şekil 4-78: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak EGSnrc, AAA ve AXB algoritmalarıyla oluşturulan serviks planlarına ait bağırsak dozlarının DVH grafikleri



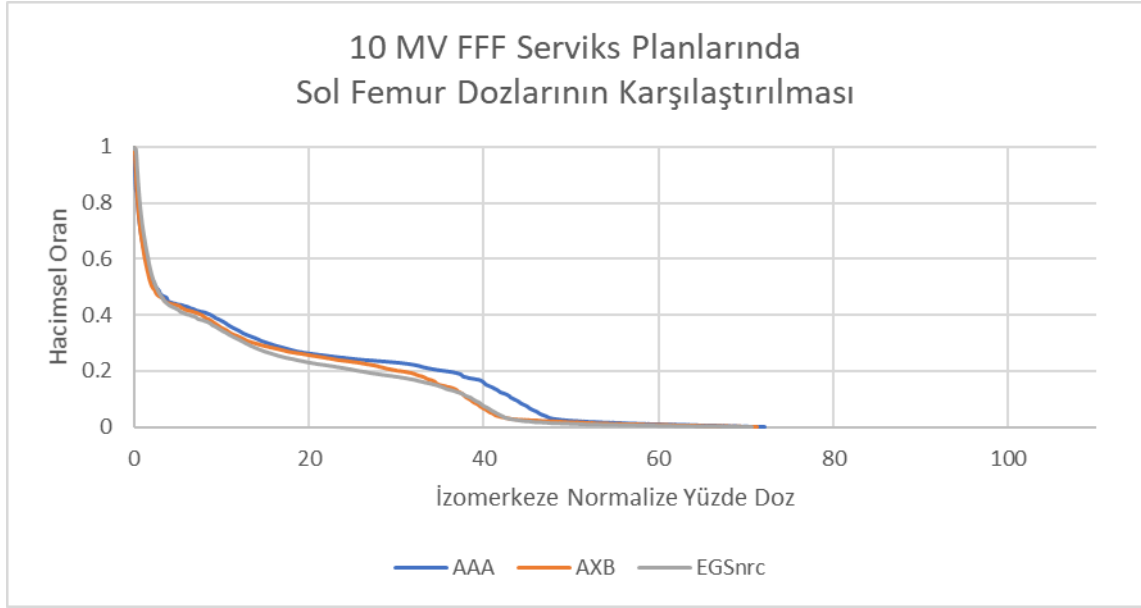
Şekil 4-79: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak EGSnrc, AAA ve AXB algoritmalarıyla oluşturulan serviks planlarına ait rektum dozlarının DVH grafikleri



Şekil 4-80: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak EGSnrc, AAA ve AXB algoritmalarıyla oluşturulan serviks planlarına ait mesane dozlarının DVH grafikleri



Şekil 4-81: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak EGSnrc, AAA ve AXB algoritmalarıyla oluşturulan serviks planlarına ait sağ femur dozlarının DVH grafikleri

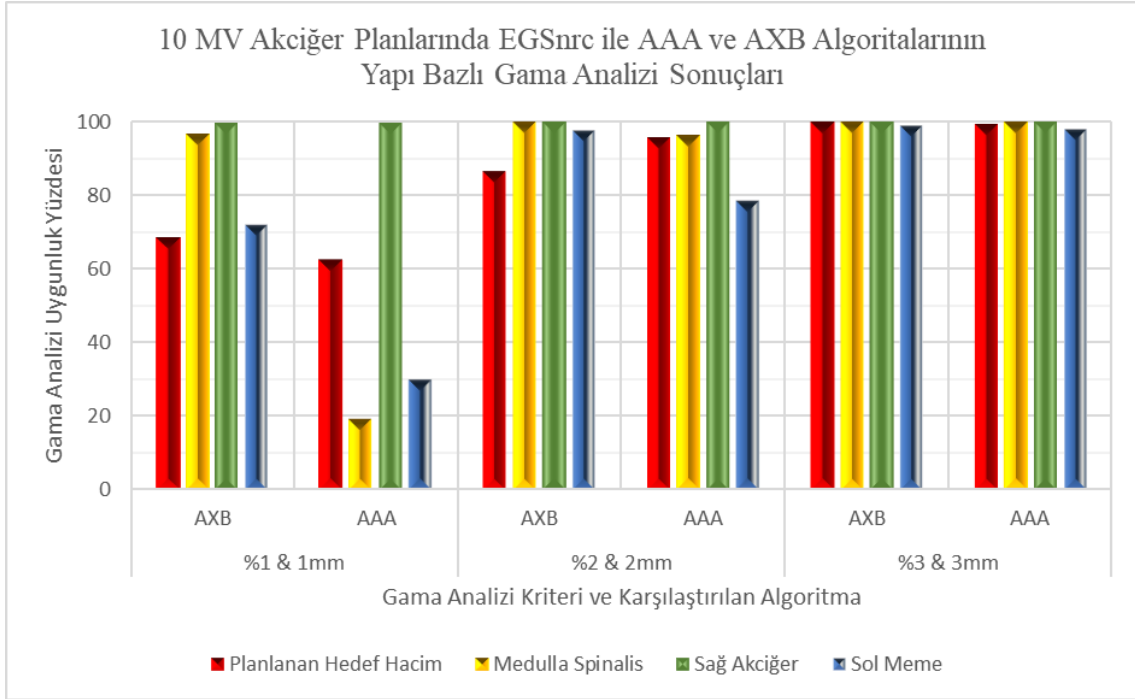


Şekil 4-82: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak EGSnrc, AAA ve AXB algoritmalarıyla oluşturulan serviks planlarına ait sol femur dozlarının DVH grafikleri

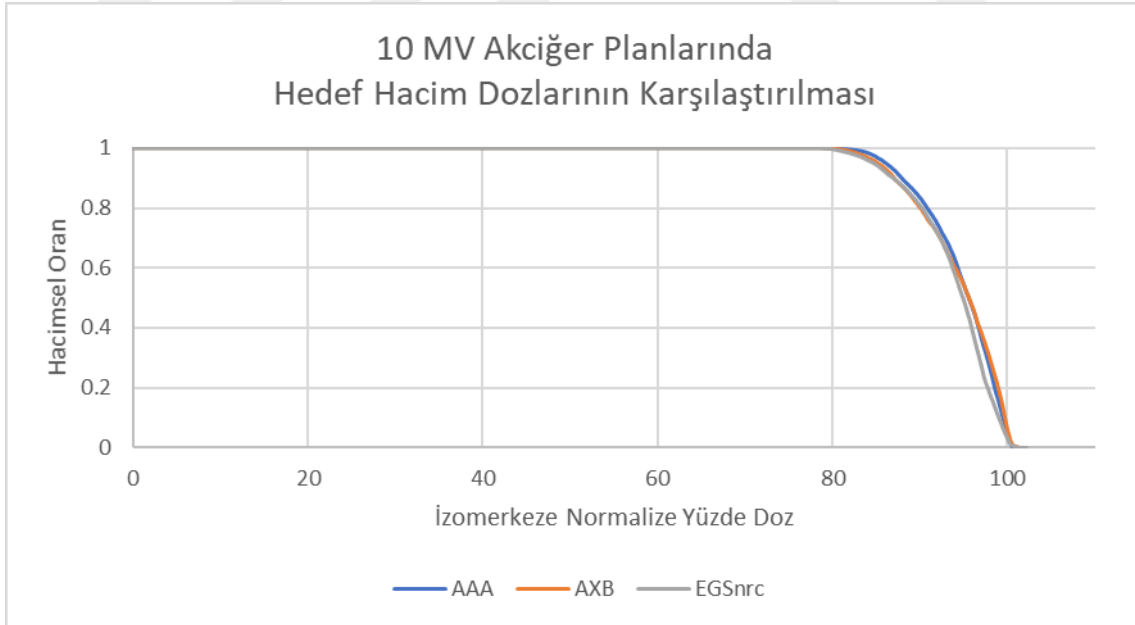
4.3.3. 10 MV Foton Demetleri Kullanılarak Hazırlanan Akciğer Tedavi Planının İncelenmesi

Tablo 4-17: 10 MV foton demetleri kullanılarak hazırlanan sol akciğer planlarına ait EGSnrc ile AAA ve AXB algoritmaları arasındaki gama analizi sonuçları

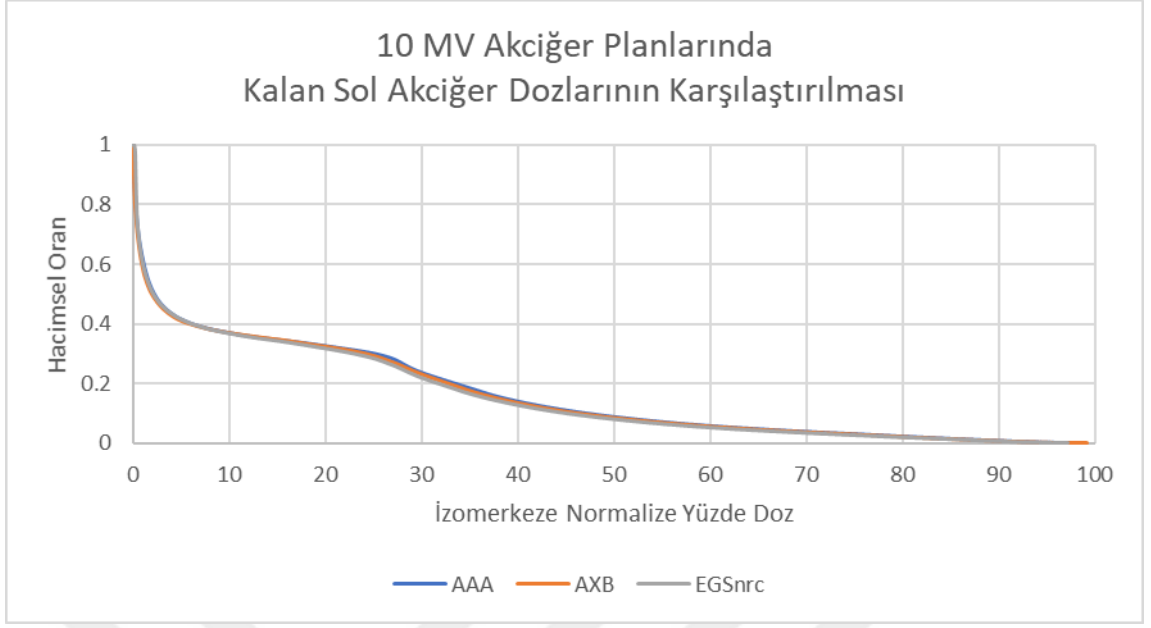
Yapı	%1 & 1mm		%2 & 2mm		%3 & 3mm	
	AXB	AAA	AXB	AAA	AXB	AAA
Planlanan Hedef Hacim	68,38	62,74	86,76	95,85	100	99,51
Medulla Spinalis	96,74	19,35	100	96,3	100	100
Sağ Akciğer	99,59	99,6	100	100	100	100
Sol Meme	72,33	30,36	97,6	78,62	99,08	98,15



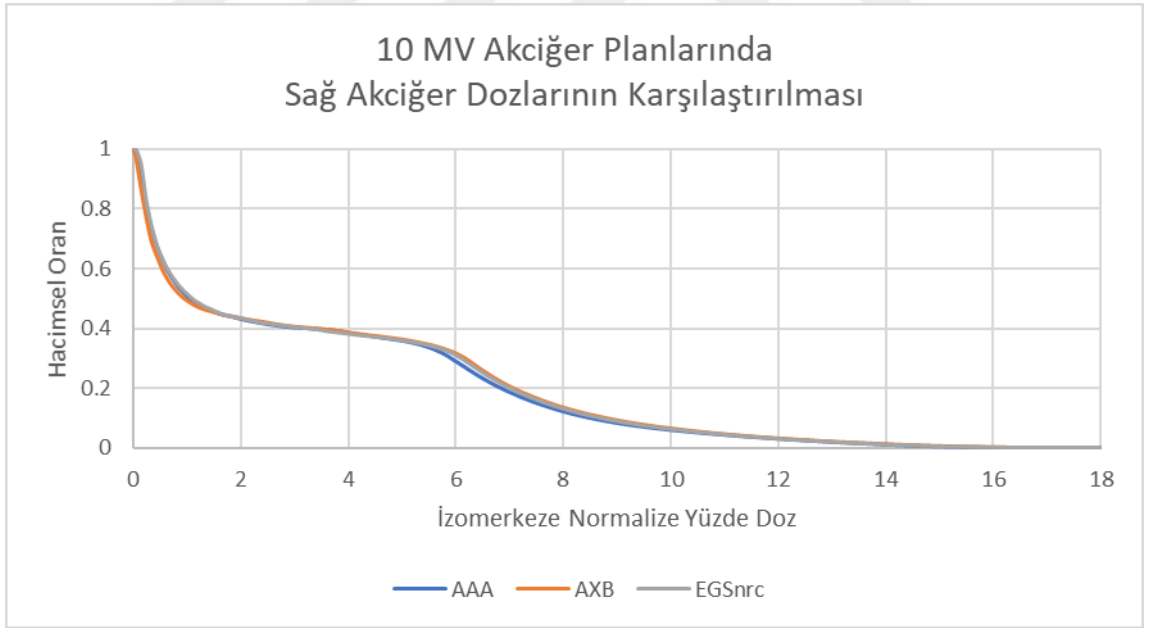
Şekil 4-83: 10 MV foton demetleri kullanılarak hazırlanan sol akciğer planlarına ait EGSnrc ile AAA ve AXB algoritmaları arasındaki gama analizi sonuçlarının grafiksel gösterimi



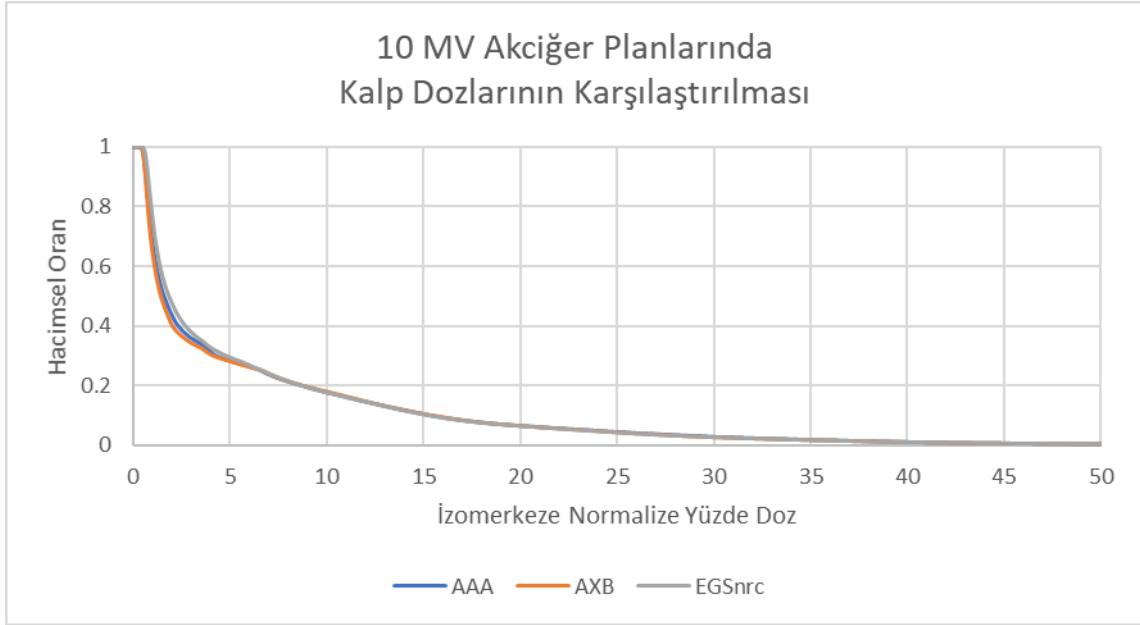
Şekil 4-84: 10 MV foton demetleri kullanılarak EGSnrc, AAA ve AXB algoritmalarıyla oluşturulan sol akciğer planlarına ait hedef hacim dozlarının DVH grafikleri



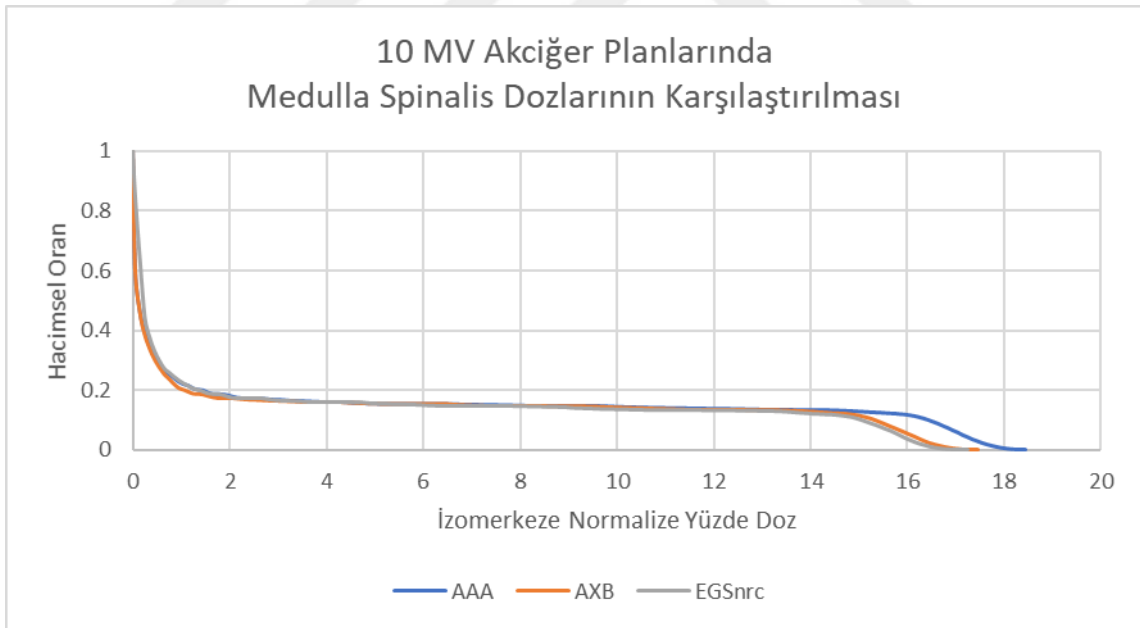
Şekil 4-85: 10 MV foton demetleri kullanılarak EGSnrc, AAA ve AXB algoritmalarıyla oluşturulan sol akciğer planlarına ait kalan sol akciğer dozlarının DVH grafikleri



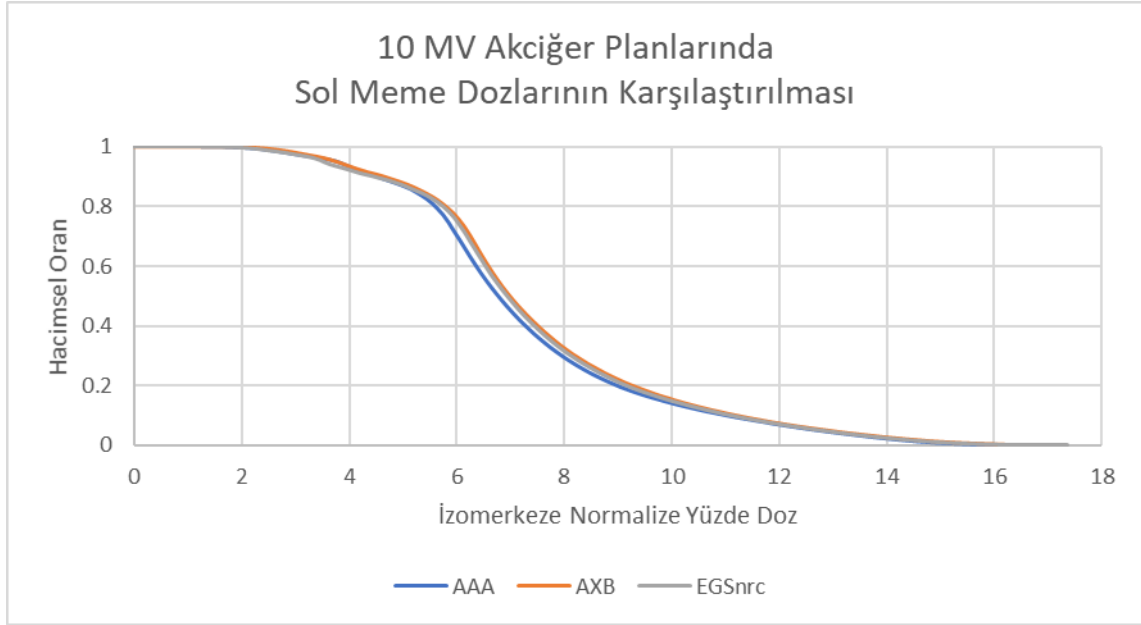
Şekil 4-86: 10 MV foton demetleri kullanılarak EGSnrc, AAA ve AXB algoritmalarıyla oluşturulan sol akciğer planlarına ait sağ akciğer dozlarının DVH grafikleri



Şekil 4-87: 10 MV foton demetleri kullanılarak EGSnrc, AAA ve AXB algoritmalarıyla oluşturulan sol akciğer planlarına ait kalp dozlarının DVH grafikleri



Şekil 4-88: 10 MV foton demetleri kullanılarak EGSnrc, AAA ve AXB algoritmalarıyla oluşturulan sol akciğer planlarına ait medulla spinalis dozlarının DVH grafikleri

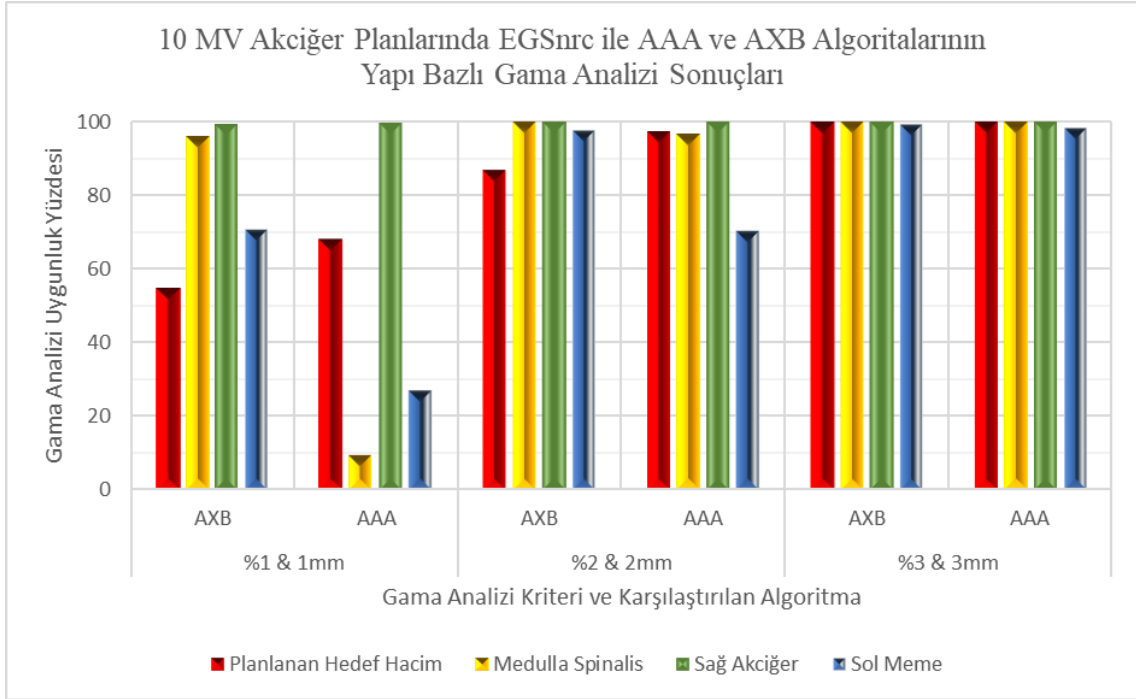


Şekil 4-89: 10 MV foton demetleri kullanılarak EGSnrc, AAA ve AXB algoritmalarıyla oluşturulan sol akciğer planlarına ait sol meme dozlarının DVH grafikleri

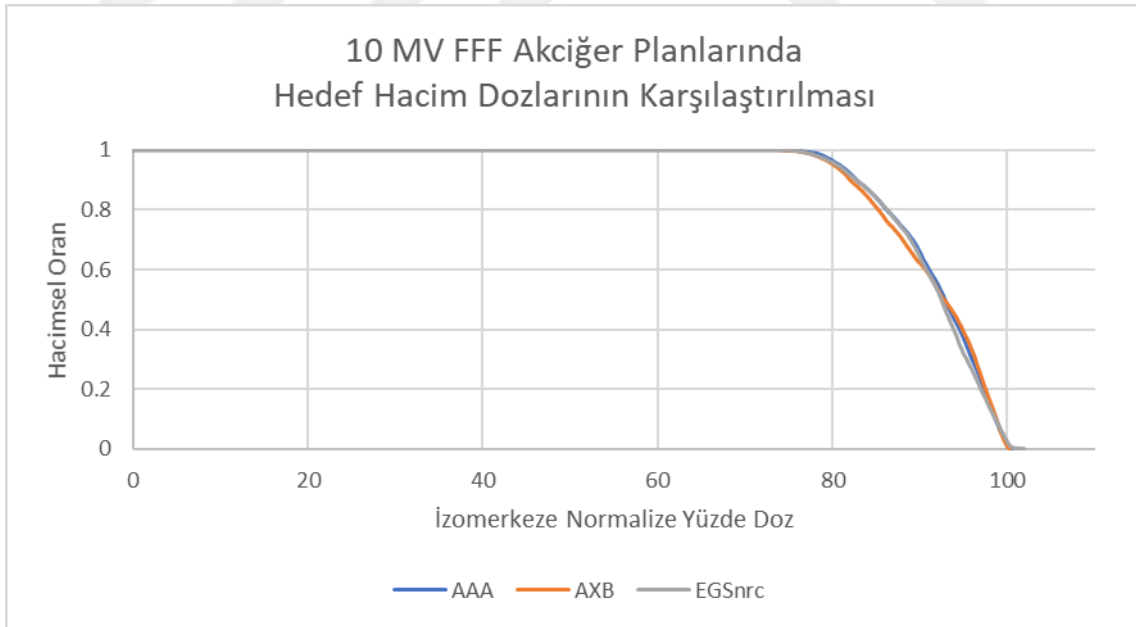
4.3.4. 10 MV FFF Foton Demetleri Kullanılarak Hazırlanan Akciğer Tedavi Planının İncelenmesi

Tablo 4-18: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak hazırlanan sol akciğer planlarına ait EGSnrc ile AAA ve AXB algoritmaları arasındaki gama analizi sonuçları

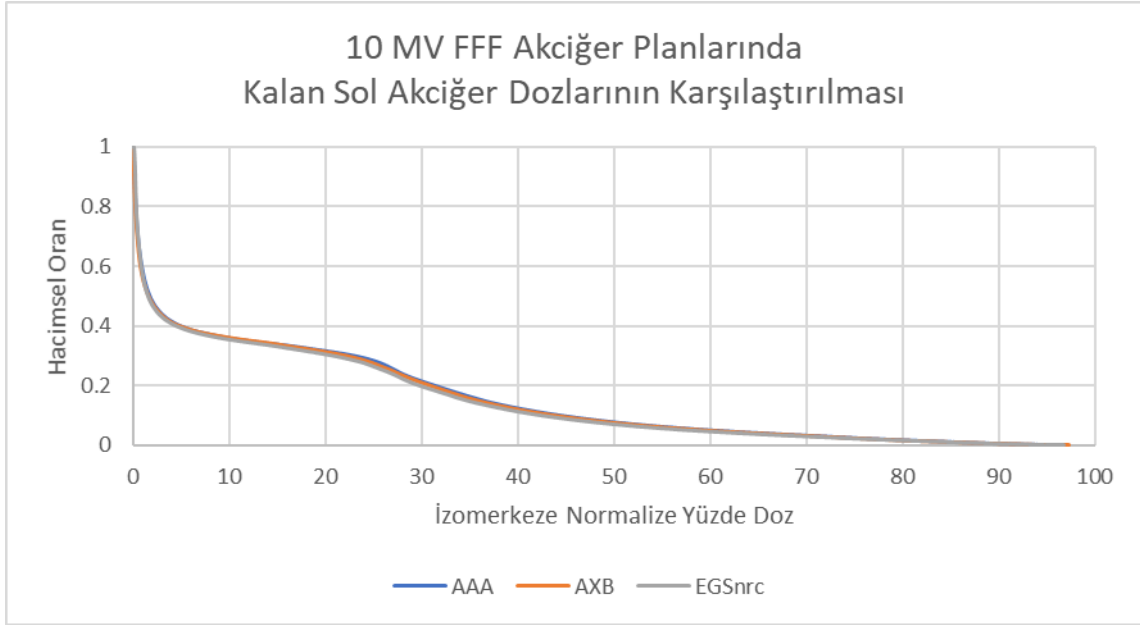
Yapı	%1 & 1mm		%2 & 2mm		%3 & 3mm	
	AXB	AAA	AXB	AAA	AXB	AAA
Planlanan Hedef Hacim	54,67	68,32	86,93	97,29	100	100
Medulla Spinalis	96,02	9,55	100	96,91	100	100
Sağ Akciğer	99,38	99,67	100	100	100	100
Sol Meme	71,03	27,41	97,92	70,62	99,48	98,39



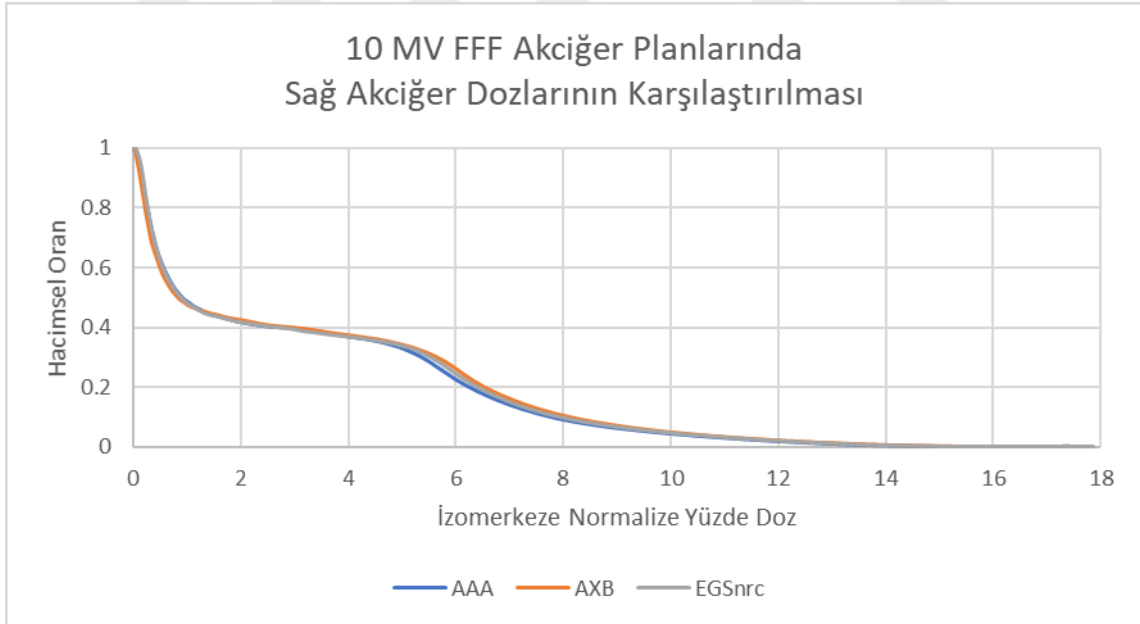
Şekil 4-90: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak hazırlanan sol akciğer planlarına ait EGSnrc ile AAA ve AXB algoritmaları arasındaki gama analizi sonuçlarının grafiksel gösterimi



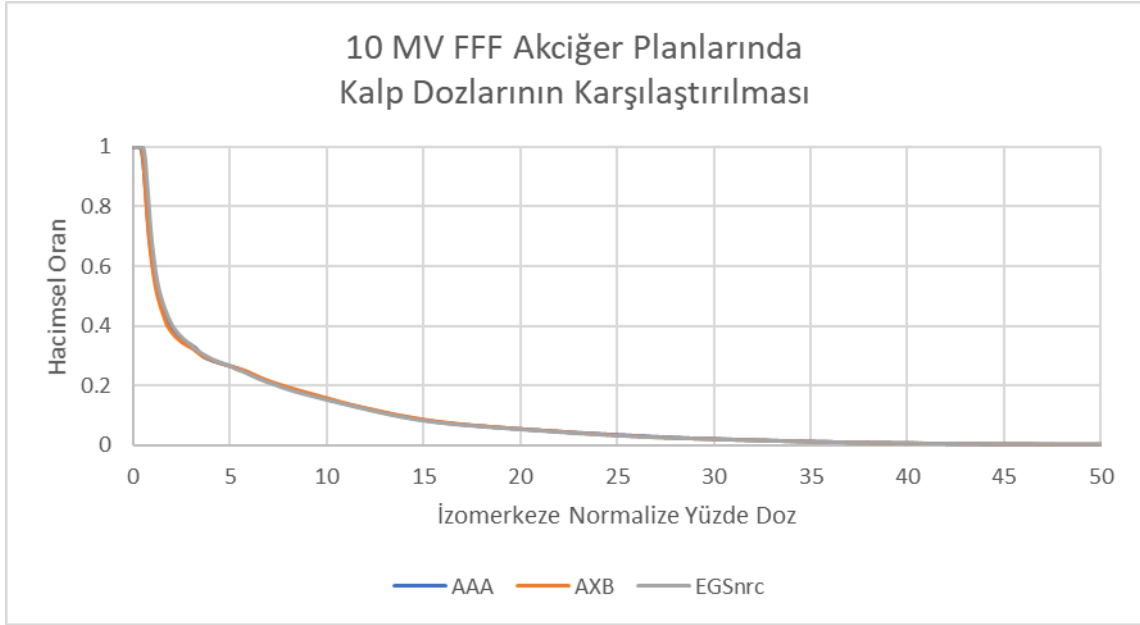
Şekil 4-91: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak EGSnrc, AAA ve AXB algoritmalarıyla oluşturulan sol akciğer planlarına ait hedef hacim dozlarının DVH grafikleri



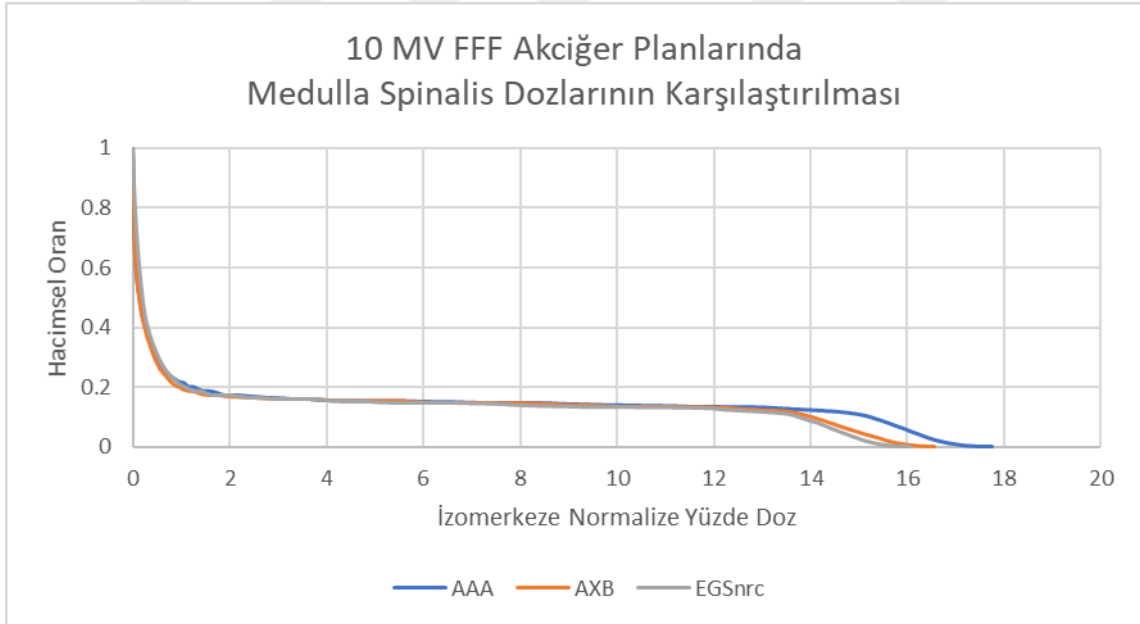
Şekil 4-92: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak EGSnrc, AAA ve AXB algoritmalarıyla oluşturulan sol akciğer planlarına ait kalan sol akciğer dozlarının DVH grafikleri



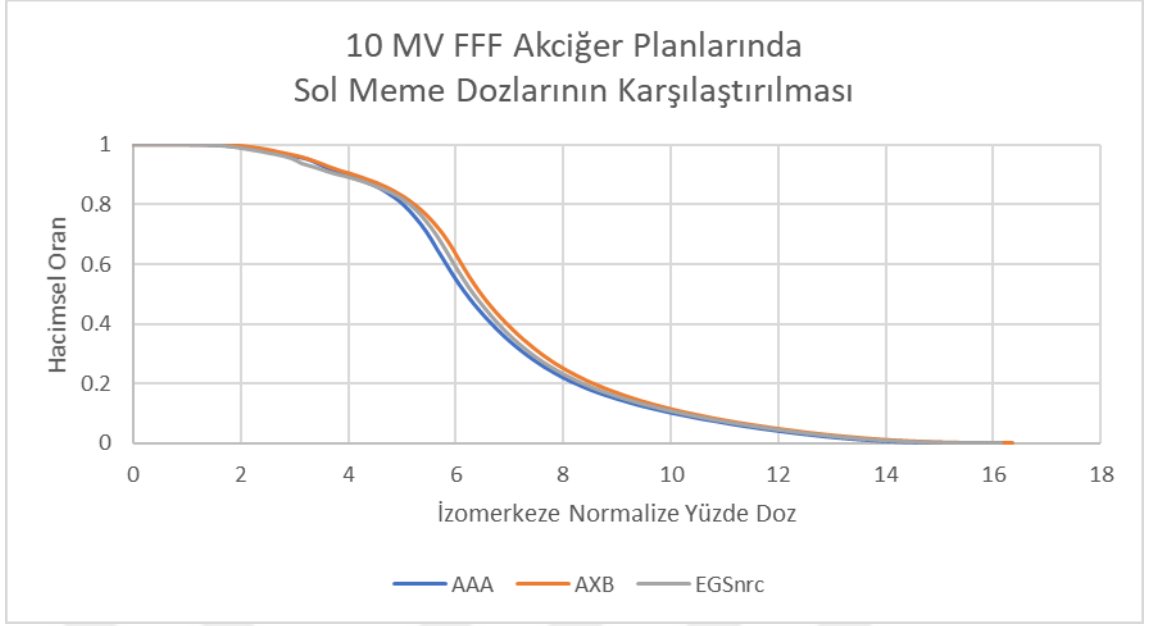
Şekil 4-93: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak EGSnrc, AAA ve AXB algoritmalarıyla oluşturulan sol akciğer planlarına ait sağ akciğer dozlarının DVH grafikleri



Şekil 4-94: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak EGSnrc, AAA ve AXB algoritmalarıyla oluşturulan sol akciğer planlarına ait kalp dozlarının DVH grafikleri



Şekil 4-95: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak EGSnrc, AAA ve AXB algoritmalarıyla oluşturulan sol akciğer planlarına ait medulla spinalis dozlarının DVH grafikleri



Şekil 4-96: 10 MV FFF foton demetleri kullanılarak EGSnrc, AAA ve AXB algoritmalarıyla oluşturulan sol akciğer planlarına ait sol meme dozlarının DVH grafikleri

5. TARTIŞMA

Yapılan çalışmalar kanser hastalarının yaklaşık %50'sinin radyoterapi alması gerektiğini belirtmektedir ve kanserin radyasyonla tedavisi günümüzde modern medikal lineer hızlandırıcılar kullanılarak yapılmaktadır (35). Çeşitli enerji seviyelerinde foton ve elektron uygulayabilen bu cihazlar yardımıyla radyasyonun hassasiyetle kontrol edilmesi ve kanserli kişinin başarıyla tedavi edilebilmesi mümkün hale gelmiştir.

Medikal lineer hızlandırıcıların sahip olduğu özellikler ve uygulama hassasiyeti kadar, cihazın verilerini kullanarak istenilen özel durumlar için doz dağılımını hesaplayan algoritmaların başarısı da önemlidir. Hartford ve ark. (36) planlama işleminin optimizasyon ve doz hesaplaması için heterojenite düzeltmesini mutlaka başarıyla yapması gerektiğini belirtmektedir.

Ticari olarak Superposition/Convolution, Pencil Beam, AAA, AXB, Elekta Monte Carlo gibi algoritmalar mevcuttur. Ticari olarak mevcut olan planlama sistemlerinin yanı sıra Monte Carlo kodlarını kullanarak modellemeler yapılmaktadır.

Bu çalışmada, Monte Carlo metodunu kullanarak günümüzün en gelişmiş ve tercih edilen medikal lineer hızlandırıcılardan biri olan TrueBeam STx cihazını modelleyerek, alternatif tedavi planlama yöntemini oluşturmayı amaçladık. Oluşturduğumuz planlama yönteminin doğruluğunu su fantomu ölçümleri ve Eclipse tedavi planlama sistemi algoritmaları karşısında inceledik.

Hem jaw hem de MLC içeren alanların karşılaştırmaları PDD ile inline ve crossline profilleri için ayrı ayrı incelendi. İnceleme parametreleri PDD için R50 (mm), D50 (%), D100 (%), D200 (%) ve QI olarak; Profiller için Alan Boyutu (cm), Sol Penumbra (mm), Sağ Penumbra (mm), Dmaks (%), Dmin (%), Flatness (%) ve Simetri (%) olarak belirlendi. Burada flatness ve simetri sadece istatistiksel amaçla değerlendirilmiş olup, zaman içerisinde ve cihazlar arası fazlaca değişen parametreler olduğundan, herhangi bir düzeltme için referans alınmamıştır. Karşılaştırmalarda pozitif değer, modelin ölçüm karşısında daha yüksek değer göstermesini işaret etmektedir.

Çalışmamızda, hazırlanan modeller ile su fantomu ölçümleri farklı alan boyutlarında hem sadece jaw hem de jaw ve MLC birlikte kullanılarak hazırlanan statik alanlar ölçülerek test edilen sonuçlar değerlendirildiğinde;

10 MV foton demetleri için sadece jaw içeren $2 \times 2 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ve $30 \times 30 \text{ cm}^2$ genişliğindeki alanların PDD karşılaştırmalarında R50, D50, D100, D200, QI için oluşan fark %1'in altında bulunmuştur.

10 MV foton demetleri için sadece jaw içeren $2 \times 2 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ve $30 \times 30 \text{ cm}^2$ genişliğindeki alanların 10 cm derinliğindeki crossline profil ve inline profil karşılaştırmalarında alan boyutu, sol penumbra ve sağ penumbra için oluşan fark 2 mm'nin altında bulunmuştur.

10 MV foton demetleri için sadece jaw içeren $2 \times 2 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ve $30 \times 30 \text{ cm}^2$ genişliğindeki alanların 10 cm derinliğindeki crossline profil ve inline profil karşılaştırmalarında Dmaks ve Dmin için oluşan fark 2 mm'nin altında bulunmuştur.

10 MV FFF foton demetleri için sadece jaw içeren $2 \times 2 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ve $30 \times 30 \text{ cm}^2$ genişliğindeki alanların PDD karşılaştırmalarında R50, D50, D100, D200, QI için oluşan fark %1'in altında bulunmuştur.

10 MV FFF foton demetleri için sadece jaw içeren $2 \times 2 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ve $30 \times 30 \text{ cm}^2$ genişliğindeki alanların 10 cm derinliğindeki crossline profil ve inline profil karşılaştırmalarında alan boyutu, sol penumbra ve sağ penumbra için oluşan fark 2 mm'nin altında bulunmuştur.

10 MV FFF foton demetleri için sadece jaw içeren $2 \times 2 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ve $30 \times 30 \text{ cm}^2$ genişliğindeki alanların 10 cm derinliğindeki crossline profil ve inline profil karşılaştırmalarında Dmaks ve Dmin için oluşan fark 2 mm'nin altında bulunmuştur.

10 MV foton demetleri için $1 \times 1 \text{ cm}^2$ jaw ve $1 \times 1 \text{ cm}^2$ MLC, $2 \times 2 \text{ cm}^2$ jaw ve $1 \times 1 \text{ cm}^2$ MLC, $4 \times 4 \text{ cm}^2$ jaw ve $2 \times 2 \text{ cm}^2$ MLC, $5 \times 5 \text{ cm}^2$ jaw ve $3 \times 3 \text{ cm}^2$ MLC, $7 \times 7 \text{ cm}^2$ jaw ve $5 \times 5 \text{ cm}^2$ MLC, $12 \times 12 \text{ cm}^2$ jaw ve $10 \times 10 \text{ cm}^2$ MLC, $32 \times 22 \text{ cm}^2$ jaw ve $22 \times 22 \text{ cm}^2$ MLC genişliğindeki alanların PDD karşılaştırmalarında R50, D50, D100, D200, QI için oluşan fark %1'in altında bulunmuştur.

10 MV foton demetleri için $1 \times 1 \text{ cm}^2$ jaw ve $1 \times 1 \text{ cm}^2$ MLC, $2 \times 2 \text{ cm}^2$ jaw ve $1 \times 1 \text{ cm}^2$ MLC, $4 \times 4 \text{ cm}^2$ jaw ve $2 \times 2 \text{ cm}^2$ MLC, $5 \times 5 \text{ cm}^2$ jaw ve $3 \times 3 \text{ cm}^2$ MLC, $7 \times 7 \text{ cm}^2$ jaw ve $5 \times 5 \text{ cm}^2$ MLC, $12 \times 12 \text{ cm}^2$ jaw ve $10 \times 10 \text{ cm}^2$ MLC, $32 \times 22 \text{ cm}^2$ jaw ve $22 \times 22 \text{ cm}^2$ MLC genişliğindeki alanların 5 cm derinliğindeki crossline profil ve inline profil karşılaştırmalarında alan boyutu, sol penumbra ve sağ penumbra için oluşan fark 2 mm'nin altında bulunmuştur.

10 MV foton demetleri için $1 \times 1 \text{ cm}^2$ jaw ve $1 \times 1 \text{ cm}^2$ MLC, $2 \times 2 \text{ cm}^2$ jaw ve $1 \times 1 \text{ cm}^2$ MLC, $4 \times 4 \text{ cm}^2$ jaw ve $2 \times 2 \text{ cm}^2$ MLC, $5 \times 5 \text{ cm}^2$ jaw ve $3 \times 3 \text{ cm}^2$ MLC, $7 \times 7 \text{ cm}^2$ jaw

ve 5x5 cm² MLC, 12x12 cm² jaw ve 10x10 cm² MLC, 32x22 cm² jaw ve 22x22 cm² MLC genişliğindeki alanların 5 cm derinliğindeki crossline profil ve inline profil karşılaştırmalarında Dmaks ve Dmin için oluşan fark 2 mm'nin altında bulunmuştur.

10 MV FFF foton demetleri için 1x1 cm² jaw ve 1x1 cm² MLC, 2x2 cm² jaw ve 1x1 cm² MLC, 4x4 cm² jaw ve 2x2 cm² MLC, 5x5 cm² jaw ve 3x3 cm² MLC, 7x7 cm² jaw ve 5x5 cm² MLC, 12x12 cm² jaw ve 10x10 cm² MLC, 32x22 cm² jaw ve 22x22 cm² MLC genişliğindeki alanların PDD karşılaştırmalarında R50, D50, D100, D200, QI için oluşan fark %1'in altında bulunmuştur.

10 MV FFF foton demetleri için 1x1 cm² jaw ve 1x1 cm² MLC, 2x2 cm² jaw ve 1x1 cm² MLC, 4x4 cm² jaw ve 2x2 cm² MLC, 5x5 cm² jaw ve 3x3 cm² MLC, 7x7 cm² jaw ve 5x5 cm² MLC, 12x12 cm² jaw ve 10x10 cm² MLC, 32x22 cm² jaw ve 22x22 cm² MLC genişliğindeki alanların 5 cm derinliğindeki crossline profil ve inline profil karşılaştırmalarında alan boyutu, sol penumbra ve sağ penumbra için oluşan fark 2 mm'nin altında bulunmuştur.

10 MV FFF foton demetleri için 1x1 cm² jaw ve 1x1 cm² MLC, 2x2 cm² jaw ve 1x1 cm² MLC, 4x4 cm² jaw ve 2x2 cm² MLC, 5x5 cm² jaw ve 3x3 cm² MLC, 7x7 cm² jaw ve 5x5 cm² MLC, 12x12 cm² jaw ve 10x10 cm² MLC, 32x22 cm² jaw ve 22x22 cm² MLC genişliğindeki alanların 5 cm derinliğindeki crossline profil ve inline profil karşılaştırmalarında Dmaks ve Dmin için oluşan fark 2 mm'nin altında bulunmuştur.

Tüm yüzde derin doz ve profil karşılaştırmaları ayrıca %2 DD ve 2 mm DTA kriterleri kullanılarak gama analizi yöntemiyle incelendi ve elektrometre okumalarındaki anlık atım ya da flatness ayarı dışında tam uyum gözlemlendi.

Çalışmamızda, merkezdeki 0,25 cm genişliğindeki liflerin 0,50 mm açık kaldığı görülmüştür. Bu açıklığı vermeden, inline profilin liflerin kapalı ancak jawların açık olduğu kısmın modellenmesi mümkün olmamıştır. Bu açıklığın fiziksel olarak ispatı, Şekil 4-63 ve Şekil 4-64'de görsel olarak ortaya konmuştur. Benzer bir açıklık yanlarda yer alan yarım cm genişliğindeki lifler için verilmemiştir. Film görüntüsünde ve geniş alan inline profillerinde görünen bu açıklık, açı diverjansına bağlı olarak, modelde ayrıca açıklık bırakmayı gerektirmeden oluşturulmuştur.

Bergman ve ark. (37) tarafından sadece jaw kullanılarak hazırlanan 2x2, 3x3, 5x5, 10x10, 20x20 ve 40x40 cm² boyutlarındaki alanlar 3 (crossline) x 5 (inline) x 5 (derinlik) cm³ boyutlarındaki sanal su fantomunda hesaplamış ve su fantomunda alınan açık alan ölçümleriyle karşılaştırılmıştır. Derin doz karşılaştırmalarında Dmaks öncesi

(build up bölgesi) hesaba katılmamış, Dmaks sonrası %2 uyum aranmıştır. Buradaki karşılaştırmalarda MLC liflerinin jawdan önde olduğu modeller bulunmamaktadır.

Rodrigues ve ark. (38) faz uzay dosyalarını kullanarak yaptıkları TrueBeam elektron demetleri simülasyonlarında 3x3, 4x4, 5x5, 6x6, 10x10, 15x15, 20x20 ve 25x25 cm² alanlar kullanmış; ölçüm ve model karşılaştırmasında derin doz için R100 ve R50 değerlerini incelemiş; karşılaştırma kriterleri olarak %2 DD ve 1 mm DTA almıştır.

Gate ve ark. (39) %80-%20 arasında tanımlanan penumbra bölgesindeki uyumun 2 mm içerisinde olması gerektiğini belirtmektedir. Aynı çalışmada tedavi planlaması doz dağılımları Monte Carlo simülasyonları ile %3 DD ve 3 mm DTA kriterleri kullanılarak karşılaştırılmıştır.

Eksternal foton ve elektron ışınlarının kullanım standartlarını içeren ICRU 42^{ICRU42} raporunda belirtilen ve genel kabul gören standartlara göre doz dağılımları arasındaki uyum %2 DD ve 2 mm DTA içerisinde olmalıdır.

Usmani ve ark. (40) EGSnrc kullanarak yaptıkları 6, 10 ve 15 MV foton demetleri Monte Carlo modellemesinde ölçüm ile uyumun PDD için %1,3, profiller için %2,5 içinde olduğunu göstermektedir.

Heath ve ark. (41) Millenium MLC içeren EGSnrc modellerinde MLC sızıntısının kritik organlar açısından risk oluşturabileceğini söylemekte ve penumbra uyumunun 1 mm içerisinde olması gerektiğini belirtmektedir.

Çalışmamızda sadece jaw ve jaw ile MLC içeren alanların tamamında PDD karşılaştırmaları Dmaks ötesinde genellikle %1, en fazla %2 uyumun içerisinde. Çalışmamızda yer alan tüm inline ve crossline profil karşılaştırmalarında, penumbralar arasında genellikle 1, en fazla 2 mm'den az bir fark bulunmaktadır. %2 DD ve 2 mm DTA kriterlerine sahip gama analizlerinde bu yüksek uyum oranları açıkça görülmektedir. Bu değerler, diğer çalışmalar ile uyumludur ve modeli doğrulamaktadır.

Doğrulan TrueBeam STx modeli kullanılarak, Eclipse tedavi planlama algoritmalarının başarısı incelendi. Bu amaçla, insan vücudunun bir benzeri olan cansız rando fantomun CT görüntüsü üzerinde, farklı doku yoğunluklarına sahip 1 serviks ve 1 sol akciğer hedeflerine, Eclipse tedavi planlama sistemini kullanılarak TrueBeam STx cihazı için tedavi planları hazırlandı. Planlar hem 10 MV hem de 10 MV FFF foton demetleri için ayrı ayrı olacak şekilde hem AAA hem de AXB algoritmaları kullanılarak oluşturuldu. Serviks planları 4, akciğer planları 10 statik alandan oluşan 3D konformal planları olarak yapıldı. Burada planların kaliteli olması değil, algoritmalar

arasındaki farkların gözlemlenmesi amaçlandı. Tüm planlar TrueBeam STx Monte Carlo simülasyonu kullanılarak EGSnrc sisteminde modellendi ve MATLAB içerisinde çalıştırılan CERR programı yardımıyla tedavi planlama sistemi karşısında organ bazlı 3 boyutlu gama analizi ve DVH karşılaştırma yöntemleri kullanılarak incelendi.

10 MV foton demetleri için AAA algoritması kullanılarak hazırlanan Serviks planının Monte Carlo simülasyonu ile yapılan yapı bazlı 3 boyutlu gama analizi sonuçları Planlanan Hedef Hacim özelinde %1 DD ve 1 mm DTA için %65,25, %3 DD ve 3 mm DTA için %96,68; Pelvik Lenf Nodu özelinde %1 DD ve 1 mm DTA için %74,18, %3 DD ve 3 mm DTA için %99,73; Rektum özelinde %1 DD ve 1 mm DTA için %54,92, %3 DD ve 3 mm DTA için %96,76; Bağırsak özelinde %1 DD ve 1 mm DTA için %42,13, %3 DD ve 3 mm DTA için %64,79; Mesane özelinde %1 DD ve 1 mm DTA için %41,62, %3 DD ve 3 mm DTA için %80,46 ve Medulla Spinalis özelinde %1 DD ve 1 mm DTA için %67,85, %3 DD ve 3 mm DTA için %98,94 olarak hesaplandı.

10 MV foton demetleri için AXB algoritması kullanılarak hazırlanan Serviks planının Monte Carlo simülasyonu ile yapılan yapı bazlı 3 boyutlu gama analizi sonuçları Planlanan Hedef Hacim özelinde %1 DD ve 1 mm DTA için %72,03, %3 DD ve 3 mm DTA için %98,92; Pelvik Lenf Nodu özelinde %1 DD ve 1 mm DTA için %77,40, %3 DD ve 3 mm DTA için %99,99; Rektum özelinde %1 DD ve 1 mm DTA için %68,61, %3 DD ve 3 mm DTA için %98,27; Bağırsak özelinde %1 DD ve 1 mm DTA için %72,56, %3 DD ve 3 mm DTA için %98,78; Mesane özelinde %1 DD ve 1 mm DTA için %66,28, %3 DD ve 3 mm DTA için %95,24 ve Medulla Spinalis özelinde %1 DD ve 1 mm DTA için %64,43, %3 DD ve 3 mm DTA için %97,45 olarak hesaplandı.

10 MV FFF foton demetleri için AAA algoritması kullanılarak hazırlanan Serviks planının Monte Carlo simülasyonu ile yapılan yapı bazlı 3 boyutlu gama analizi sonuçları Planlanan Hedef Hacim özelinde %1 DD ve 1 mm DTA için %77,68, %3 DD ve 3 mm DTA için %97,04; Pelvik Lenf Nodu özelinde %1 DD ve 1 mm DTA için %85,08, %3 DD ve 3 mm DTA için %99,99; Rektum özelinde %1 DD ve 1 mm DTA için %15,69, %3 DD ve 3 mm DTA için %95,28; Bağırsak özelinde %1 DD ve 1 mm DTA için %35,14, %3 DD ve 3 mm DTA için %62,15; Mesane özelinde %1 DD ve 1 mm DTA için %43,18, %3 DD ve 3 mm DTA için %78,94 ve Medulla Spinalis

özelinde %1 DD ve 1 mm DTA için %64,20, %3 DD ve 3 mm DTA için %98,90 olarak hesaplandı.

10 MV FFF foton demetleri için AXB algoritması kullanılarak hazırlanan Serviks planının Monte Carlo simülasyonu ile yapılan yapı bazlı 3 boyutlu gama analizi sonuçları Planlanan Hedef Hacim özelinde %1 DD ve 1 mm DTA için %82,95, %3 DD ve 3 mm DTA için %99,62; Pelvik Lenf Nodu özelinde %1 DD ve 1 mm DTA için %85,05, %3 DD ve 3 mm DTA için %100; Rektum özelinde %1 DD ve 1 mm DTA için %68,87, %3 DD ve 3 mm DTA için %98,50; Bağırsak özelinde %1 DD ve 1 mm DTA için %71,35, %3 DD ve 3 mm DTA için %99,11; Mesane özelinde %1 DD ve 1 mm DTA için %79,16, %3 DD ve 3 mm DTA için %95,52 ve Medulla Spinalis özelinde %1 DD ve 1 mm DTA için %67,40, %3 DD ve 3 mm DTA için %97,34 olarak hesaplandı.

10 MV foton demetleri için AAA algoritması kullanılarak hazırlanan Akciğer planının Monte Carlo simülasyonu ile yapılan yapı bazlı 3 boyutlu gama analizi sonuçları Planlanan Hedef Hacim özelinde %1 DD ve 1 mm DTA için %62,74, %3 DD ve 3 mm DTA için %99,51; Medulla Spinalis özelinde %1 DD ve 1 mm DTA için %19,35, %3 DD ve 3 mm DTA için %100; Sağ Akciğer özelinde %1 DD ve 1 mm DTA için %99,60, %3 DD ve 3 mm DTA için %100 ve Sol Meme özelinde %1 DD ve 1 mm DTA için %30,36, %3 DD ve 3 mm DTA için %98,15 olarak hesaplandı.

10 MV foton demetleri için AXB algoritması kullanılarak hazırlanan Akciğer planının Monte Carlo simülasyonu ile yapılan yapı bazlı 3 boyutlu gama analizi sonuçları Planlanan Hedef Hacim özelinde %1 DD ve 1 mm DTA için %68,38, %3 DD ve 3 mm DTA için %100; Medulla Spinalis özelinde %1 DD ve 1 mm DTA için %96,74, %3 DD ve 3 mm DTA için %100; Sağ Akciğer özelinde %1 DD ve 1 mm DTA için %99,59, %3 DD ve 3 mm DTA için %100 ve Sol Meme özelinde %1 DD ve 1 mm DTA için %72,33, %3 DD ve 3 mm DTA için %99,08 olarak hesaplandı.

10 MV FFF foton demetleri için AAA algoritması kullanılarak hazırlanan Akciğer planının Monte Carlo simülasyonu ile yapılan yapı bazlı 3 boyutlu gama analizi sonuçları Planlanan Hedef Hacim özelinde %1 DD ve 1 mm DTA için %68,32, %3 DD ve 3 mm DTA için %100; Medulla Spinalis özelinde %1 DD ve 1 mm DTA için %9,55, %3 DD ve 3 mm DTA için %100; Sağ Akciğer özelinde %1 DD ve 1 mm DTA için %99,67, %3 DD ve 3 mm DTA için %100 ve Sol Meme özelinde %1 DD ve 1 mm DTA için %27,41, %3 DD ve 3 mm DTA için %98,39 olarak hesaplandı.

10 MV FFF foton demetleri için AXB algoritması kullanılarak hazırlanan Akciğer planının Monte Carlo simülasyonu ile yapılan yapı bazlı 3 boyutlu gama analizi sonuçları Planlanan Hedef Hacim özelinde %1 DD ve 1 mm DTA için %54,67, %3 DD ve 3 mm DTA için %100; Medulla Spinalis özelinde %1 DD ve 1 mm DTA için %96,02, %3 DD ve 3 mm DTA için %100; Sağ Akciğer özelinde %1 DD ve 1 mm DTA için %99,38, %3 DD ve 3 mm DTA için %100 ve Sol Meme özelinde %1 DD ve 1 mm DTA için %71,03, %3 DD ve 3 mm DTA için %99,48 olarak hesaplandı.

AAA algoritmasının ölçüm ve Monte Carlo simülasyonlarıyla olan uyumunun özellikle heterojen ortamlarda AXB algoritmasına nazaran daha düşük olduğunu gösteren birçok çalışma mevcuttur.

Çakır (46) yaptığı çalışmada, AAA algoritmanın doku hava geçişlerinde AXB algoritması kadar başarılı olmadığını film dozimetrisi yöntemiyle göstermekte; bu uyumsuzluğun azalan hesaplama çözünürlüğüyle birlikte azaldığını belirtmektedir.

Padmanaban ve ark. (42) yaptıkları çalışmada AAA ve AXB algoritmalarını lokal ileri özefagus kanserlerinde karşılaştırmış ve tümör ile akciğer dokusunun birbirlerine değdiği yerlerde AXB algoritmasının geliştirdikleri tümör kontrol olasılığı yöntemiyle daha uyumlu değerler hesapladığını, AAA algoritmasının yüksek okuma yaptığını göstermektedir.

Kroon ve ark. (43) yaptıkları çalışmada akciğer hastalarının VMAT planlarını AAA ve AXB algoritmaları ile hazırlayıp daha önce yayınlanmış olan sonuçlar ile karşılaştırmış, AXB algoritmasının daha uyumlu olduğunu göstermiştir. Çalışmada AAA algoritmasının hedef üzerindeki düşük dozların normalden fazla gösterdiği belirtilmektedir.

Kang ve ark. (44) 6 MV FFF enerjili foton demetleri için hava boşluğu içeren bir fantomda yaptıkları çalışmada, AXB algoritmasının hava fantom geçiş noktalarında AAA algoritmasına göre daha başarılı olduğunu göstermektedir. Bu çalışmada %2 DD ve 2 mm DTA ile %3 DD ve 3 mm DTA gama analizi kriterleri kullanılmıştır.

Bu çalışmaların aksine, AAA ve AXB algoritmaları arasında anlamlı bir fark olmadığını gösteren çalışmalar da literatürde mevcuttur.

Guebert ve ark. (45) sağ meme hastalarında yaptıkları karşılaştırmalarda AAA ve AXB algoritmaları arasında hedef ve kritik organ dozları açısından anlamlı bir fark olmadığını göstermektedir. Bu çalışmada sadece yüzeye yakın bölgelerde (ilk 5 mm) AXB algoritmasının Monte Carlo hesaplarıyla daha uyumlu olduğu belirtilmektedir.

Kamaleldin ve ark. (46) yaptıkları nazofarenks çalışmalarında AAA ve AXB algoritmaları arasında sadece toplam MU ve hesaplama süresi açısından fark bulduklarını, hedef ve riskli organlar açısından anlamlı bir fark görmediklerini belirtmektedir.

Zulfani ve ark. (47) akciğer üzerinde yaptıkları IMRT ve VMAT planlarında AAA ile AXB algoritmaları arasında hedef ve kritik organ dozları açısından %1 fark bulduklarını ve bu farkın anlamlı olmadığını belirtmektedirler.

Bunlarla birlikte, literatürde yer alan bir çalışmada, kullanılan algoritmaların versiyonlarının sonucu anlamlı olarak etkileyebildiğine de dikkat çekilmektedir.

Soh ve ark. (48) yaptıkları fantom çalışmasında 13.6 versiyonuna sahip olan AAA ve AXB algoritmaları arasındaki uyumun, 10.0 ve 10.0.28 versiyonlarına sahip olan algoritmalarla göre anlamlı derecede daha yüksek olduğunu göstermektedir.

Çalışmamızın özgünlüğü, AAA ve AXB algoritmalarının (versiyon 13.0.26) sıfırdan oluşturduğumuz ve su fantomu üzerinde çok çeşitli alanlarda test ettiğimiz Monte Carlo modeli karşısında, hedef ve kritik organ bazlı olarak değerlendiriliyor olmasıdır.

Çalışmamızda bulduğumuz sonuçlar, AAA algoritmasının hassas değerlendirme ve nokta doz okumalarında, özellikle ilgili yapının hedefin dışında ve heterojen ortamlarda yer alması durumunda, Monte Carlo hesaplarıyla AXB algoritmasına nazaran daha uyumsuz olduğunu göstermektedir.

Bununla birlikte, %3 DD ve 3 mm DTA kriterlerinin gama analizinde kullanılmasının, plan analizinde oldukça yanıltıcı olabileceği de çalışmamızda ortaya konmuştur. AAA algoritmasının heterojen uyumsuzluğu özellikle hedef dışında kalan bölgelerde, hassas hesap altında belirgin hale gelmektedir ve bu ancak %1 DD ve 1 mm DTA kriterlerinde görünür duruma gelmektedir.

Örneğin, 10 MV foton demetleri ile hazırlanan akciğer vakasında, AAA algoritması ile Monte Carlo hesabı arasındaki medulla spinalis doz uyumu %3 DD ve 3 mm DTA için %100 iken, %1 DD ve 1 mm DTA için %19,35'e düşmektedir. Aynı durumda %1 DD ve 1 mm DTA için AXB algoritması ile Monte Carlo modeli arasındaki uyum ise %96,74'tür. Bu durum, AAA algoritmasının heterojen ortamlardaki riskli yapıların nokta dozunu doğru hesaplamayabildiğini göstermektedir.

Benzer bir şekilde, 10 MV FFF foton demetleriyle hazırlanan akciğer vakasında, ile Monte Carlo hesabı ile AAA algoritması arasındaki sol meme doz uyumu, %1 DD

ve 1 mm DTA için %27,41'te kalırken, aynı kriterlerde AXB ile olan uyum %71,03 olmaktadır.

İçi hava barındıran bir organ olan bağırsak dozları incelendiğinde de AAA algoritmasının dezavantajı görülmektedir. 10 MV foton demetleri kullanılarak hazırlanan serviks planında bağırsak dozları için uyum %1 DD ve 1 mm DTA kriterlerinde Monte Carlo ile AAA algoritması arasında %42,13 iken AXB ile %72,56 olarak hesaplanmaktadır.

10 MV FFF foton demetleri ile hazırlanan serviks planı incelendiğinde, aradaki farkın daha az olmasıyla birlikte, hedef alanı içerisinde de AXB algoritmasının Monte Carlo hesabıyla daha uyumlu olduğu görülmektedir. %1 DD ve 1 mm DTA kriterleri için Monte Carlo hesabı ile AAA arasındaki uyum %77,68 olurken AXB ile arasındaki uyum %82,95 olarak görülmektedir.

Bu çalışmanın sonucunda hazırladığımız modelin ve tedavi planlama yönteminin yüksek doğrulukla çalıştığı görülmüştür. Geleceğe yönelik bazı çalışmalar planlanmaktadır.

Bu çalışmadan yola çıkarak IMRT, VMAT ve SRS/SBRT üzerinde AAA ve AXB algoritmalarını incelemeye devam edecek, algoritmaların zayıf ve güçlü yönlerini CT görüntüsü içerisinde 3 boyutlu olarak ortaya koymaya çalışacağız. Nihai amacımız, TrueBeam ve Eclipse kullanıcılarına daha hassas ve güvenilir tedavi planları hazırlamalarına yardımcı olabilecek verilere ulaşmaktır.

KAYNAKLAR

1. Anderson M. A. William Morgan and X-rays. *Cambridge University Press* 1945; **17**: 219-221.
2. Gilman D. C. *The New International Encyclopedia*. New York: Dodd, Mead & Co.; 1903.
3. Röntgen W. C. On a New Kind of Rays. *Nature* 1896; **53**: 274-276.
4. Pusey W. M. A. Roentgen-Rays in the Treatment of Skin Diseases and for the Removal of Hair. *J Cutan Genitourin Dis* 1900; **18**: 302-315.
5. Bell A. G., Sowers Z. T. Radium and Cancer. *Nature* 1903; **68**: 320.
6. Metropolis N., Rosenbluth A. W., Rosenbluth M. N., Teller A. H., Teller E. Equation of State Calculations by Fast Computing Machines. *J. Chem. Phys.* 1953; **21**: 1087.
7. Duggan J. L., Yegge J. L., Ford K. Rutherford Scattering with a Low-Energy Cockroft-Walton Accelerator. *J.B.A. England* 1967; **35**: 765.
8. Van de Graaff Generator, Encyclopedia Britannica [online].....
<https://www.britannica.com/technology/Van-de-Graaff-generator>
9. The Ising Model, Stanford [online]
www.stanford.edu/~jeffjar/statmech2/intro4.html
10. Cyclotron, Encyclopedia Britannica [online]
<https://www.britannica.com/technology/cyclotron>
11. Betatron, Encyclopedia Britannica [online]
<https://www.britannica.com/technology/betatron>
12. Lidbjörk P. *Microtrons*, Uppsala: CERN; 1994.
13. Klystron, Encyclopedia Britannica [online]
<https://www.britannica.com/technology/klystron>
14. Magnetron, Radar Tutorial [online]
www.radartutorial.eu/08.transmitters/Magnetron.en.html
15. Podgorsak E. B. *Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2005.
16. Mould, R. F. *Medical Physics Handbooks*. Bristol: CRC Press; 1981.
17. Schlegel W, editor. *New Technologies in Radiation Oncology*. Münih: Springer; 2006.

18. Sievinen J., Ulmer W., Kaissl W. *AAA Photon Dose Calculation Model in Eclipse*. CA: Varian; 2008.
19. Failla G. A., Wareing T., Archambault Y., Thompson S. *Acuros XB Advanced Dose Calculation for the Eclipse Treatment Planning System*. CA: Varian Medical Systems; 2010.
20. Verhaegen F., Seuntjens J. Monte Carlo Modelling of External Radiotherapy Photon Beams. *Phys. Med. Biol.* 2003; **48**: 107-164.
21. Nederlandse Commissie Voor Stralingsdosimetrie: Code of Practice for the Quality Assurance and Control for Intensity Modulated Radiotherapy (internette) 2013, Haziran.
22. *TrueBeam Technical Specifications*. CA: Varian Medical Systems; 2018.
23. Sharma D. S., Dongre P. M., Mhatre V., Heigrujam M. Physical and Dosimetric Characteristic of High-Definition Multileaf Collimator (HDMLC) for SRS and IMRT. *J Appl Clin Med Phys* 2011; **12**: 142-159.
24. *Eclipse Feature Sheet*. CA: Varian Medical Systems; 2018.
25. *3D Scanner technical specifications*. FL: Sun Nuclear Corporation; 2018.
26. *Detectors, Including Codes of Practice*. Freiburg: PTW; 2017.
27. *Gafchromic Dosimetry Media, Type EBT-3*. NJ: Gafchromic, 2017.
28. Waqlen A. Effect of Irradiation on the Structural and Physical Properties of Binary Eutectic Alloys Using Rapidly Solidified from Melt. *Journal of Nano and Material Sciences* 2017; **6(1)**: 39-53.
29. *Epson Scanner v750 technical specifications*. CA: Epson; 2017.
30. Bailey D. W., Spaans J. D., Kumaraswamy L. K., Podgorsak M. B. The MapCheck Measurement Uncertainty Function and its Effect on Planar Dose Pass Rates. *J Appl Clin Med Phys* 2016; **17**: 165-173.
31. Kawrakow I., Mainegra-Hing E., Rogers D. W. O., Tessier F., Walters B. R. B. The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport. *NRCC Report PIRS-701*. Ottawa: NRCC; 2019.
32. MATLAB [online] <https://www.mathworks.com>
33. CERR [online] <https://github.com/cerr/CERR>
34. Borges C., Zarza-Moreno M., Heath E., Teixeira N., Vaz P. Monte Carlo Modelling and Simulation of the High Definition (HD120) Micro MLC and

- Validation Against Measurements for a 6 MV Beam. *Med Phys* 2012; **39**: 415-423.
35. Dirgayussa G. E., Yani S., Rhani M. F., Haryanto F. Commissioning of a Varian Clinac iX 6 MV Photon Beam Using Monte Carlo Simulation. American Institute of Physics 2015; **1677**: 1-4.
 36. Hartford A. C., Palisca M. G., Eichler T. J., Beyer D. C., Devineni V. R., Ibbott G. S. ve ark. American Society for Therapeutic Radiology and Oncology (ASTRO) And American College Of Radiology (ACR) Practice Guidelines for Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT). *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.* 2009; **73**: 9-14.
 37. Bergman A. M., Gete E., Duzenli C., Teke T. Monte Carlo Modeling of HD120 Multileaf Collimator on Varian TrueBeam Linear Accelerator for Verification of 6X and 6X FFF VMAT SABR Treatment Plans. *J Appl Clin Med Phys* 2014; **15**: 148-163.
 38. Rodrigues A., Sawkey D., Yin F., Wu Q. A Monte Carlo Simulation Framework for Electron Beam Dose Calculations Using Varian Phase Space Files for TrueBeam Linacs. *Med Phys* 2015; **42**: 2389-2403.
 39. Gete E., Duzenli C., Milette M., Mestrovic A., Hyde D., Bergman A. M. ve ark. A Monte Carlo Approach to Validation of FFF VMAT Treatment Plans for the TrueBeam Linac. *Med Phys* 2013; **40**: 1-13.
 40. Usmani M. N., Takegawa H., Takashina M., Numasaki H., Suga M., Aneta Y. ve ark. Development and Reproducibility Evaluation of a Monte Carlo-based Standard LINAC Model for Quality Assurance of Multi-Institutional Clinical Trials. *J Radiat Res* 2014; **55**: 1131-1140.
 41. Heath E., Seuntjens. Development and Validation of a BEAMnrc Component Module for Accurate Monte Carlo Modelling of the Varian Dynamic Millennium Multileaf Collimator. *Phys. Med. Biol.* 2003; **48**: 4045-4063.
 42. Padmanaban S., Warren S., Walsh A., Patridge M., Hawkins M. A. Comparison of Acuros (AXB) and Anisotropic Analytical Algorithm (AAA) for Dose Calculation in Treatment of Oesophageal Cancer: Effects on Modelling Tumour Control Probability. *Radiat Oncol* 2014; **9**: 1-6
 43. Kroon P. S., Hol S., Essers M. Dosimetric Accuracy and Clinical Quality of Acuros XB and AAA Dose Calculation Algorithm for Stereotactic and

- Conventional Lung Volumetric Modulated Arc Therapy Plans. *Radiat Oncol* 2013; **8**: 1-8
44. Kang S. W., Chung J. B., Lee J. W., Kim M. J., Kim Y. L., Kim J. S. ve ark. Dosimetric Accuracy of the Acuros XB and Anisotropic Analytical Algorithm Near Interface of the Different Density Media for the Small Fields of a 6-MV Flattening-Filter-Free Beam. *Int J Radiat Res* 2017; **15**: 157-165.
 45. Guebert A., Conroy L., Weppeler S., Alghamdi M., Conway J., Harper L. ve ark. Clinical Implementation of AXB and AAA for breast: Plan Quality and Subvolume Analysis. *J Appl Clin Med Phys* 2018; **19**: 1-8.
 46. Kamaleldin M., Elsherbini N. A., Elsemey W. M. AAA and AXB Algorithms for the Treatment of Nasopharyngeal Carcinoma Using IMRT and RapidArc Techniques. *Med Dosim* 2017; **43**: 224-229.
 47. Zulfani R., Fadli M., Pawiro S. A. The Performance of the AAA and Acurox XB Algorithms in the Case of Lung Cancer. *IOP Conference Series* 2018; **432**: 1-6.
 48. Soh R. C. X., Tay G. H., Lew W. S., Lee J. C. L. A Depth Dose Study Between AAA and AXB Algorithm Against Monte Carlo Simulation Using AIP CT of A 4D Dataset from A Moving Phantom. *Reports of Practical Oncology and Radiotherapy* 2018; **23**: 413-424.

İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

MİKRO YAPRAKLI KOLİMATÖR SİSTEMLERİNİN DÜZLEŞTİRİCİ FİLTRELİ VE FİLTRESİZ 10 MV FOTON DEMETLERİ İÇİN MONTE CARLO METODUYLA İNCELENMESİ

ORIJİNALLIK RAPORU

% 4	% 1	% 1	% 3
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	Submitted to Istanbul Medipol Üniversitesi Öğrenci Ödevi	% 2
2	polen.itu.edu.tr İnternet Kaynağı	% 1
3	IFMBE Proceedings, 2009. Yayın	<% 1
4	Submitted to Istanbul University Öğrenci Ödevi	<% 1
5	T Yamamoto. "An integrated Monte Carlo dosimetric verification system for radiotherapy treatment planning", Physics in Medicine and Biology, 04/07/2007 Yayın	<% 1
6	Submitted to University of Liverpool Öğrenci Ödevi	<% 1

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Derya	Soyadı	Yücel
Doğ.Yeri	Kadıköy	Doğ.Tar.	23.05.1986
Email	derya.yucel@gmail.com	Uyruğu	T.C.

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
Doktora	İstanbul Ünv. Sağ. Blm. Enst. Sağlık Fiziği	2019
Yük.Lis.	İstanbul Ünv. Sağ. Blm. Enst. Tıbbi Radyofizik Uzm.	2011
Lisans	Uludağ Ünv. Fen-Edb. Fak. Fizik	2009
Lise	Haydarpaşa And. Lisesi	2004

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1.	Sağlık Fizikçisi	Liv Hospital Radiation Med. Cent.	2016-
2.	Sağlık Fizikçisi	Liv Hospital Ulus / MNT Sağ. Hiz.	2012-2016
3.	Sağlık Fizikçisi	İstanbul Ünv. Onk. Enst.	2010-2012

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS/ÜDS Puanı	(Diğer) Puanı
İngilizce	Çok iyi	Çok iyi	Çok iyi	85	
Almanca	Orta	Orta	Orta		Öİİ / B1

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
LES Puanı			
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
EGSnrc	İyi
Matlab	İyi
Office	İyi

Yayınları/Tebliğleri Sertifikaları/Ödülleri

Özel İlgi Alanları (Hobileri): Teknoloji, Kültür

