



T.C.
İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**TRUEBEAM 2.0 STx CİHAZINDA CİHAZ KABULÜ SIRASINDA
TEDAVİ PLANLAMA SİSTEMİNE GİRİLEN
PARAMETRELERİN TEDAVİ PLAN KALİTESİNE ETKİSİ**

EMRE ŞANLI

SAĞLIK FİZİĞİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Doç. Dr. HİLAL ACAR DEMİR

İSTANBUL – 2017

İTHAF



Aileme ithaf ediyorum

TEŞEKKÜR

Bilgi ve birikimini bizlere aktaran, tezimin hazırlanması sırasında yapmış olduğu tüm katkılardan dolayı danışmanım Sayın Doç. Dr. Hilal ACAR DEMİR' e,

Yüksek lisans eğitimim süresinde her türlü yardım ve desteğini bizlerden esirgemeyen Sayın Prof. Dr. Hale Başak ÖZKÖK' e,

Medikal Fizik eğitimi süresince bizlere her konuda destek veren, bilgi ve tecrübelerini bizlerle paylaşan ve tez çalışmamda büyük emeği geçen Medikal Fizik Uzmanı Nadir KÜÇÜK' e,

Yüksek lisans eğitimi süresince tecrübeleriyle bizlere yardımcı olan, sorularımıza güler yüzle cevap veren Medikal Fizik Uzmanı Mine DOYURAN, Esra KÜÇÜKMORKOÇ 'a,

Bilgilerini bizlerle paylaşan ve eğitimimize katkıda bulunan Uzman Dr. Rashad RZAZADE ve Uzman Dr. Doğu CANOĞLU 'na,

Eğitimimde katkıda bulunan ve birlikte çalışma yaptığım Öğr. Gör. Mustafa ÇAĞLAR' a,

Yüksek lisans öğrencisi arkadaşlarım Memet Sıddık CEBE, Hanieh MABHOUTI, Gülcihan CÖDEL, Pelin PAÇACI, Esra LALEŞAHİN, Sevtap YILDIRIM ve Dursun EŞİTMEZ' e,

Medipol Üniversite Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü çalışanlarına,

Ve hayatım boyunca her türlü kararında bana destek olan aileme sonsuz teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

	Safa No
TEZ ONAY FORMU	i
BEYAN	ii
İTHAF	iii
TEŞEKKÜR	iv
KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ	viii
TABLolar LİSTESİ	ix
ŞEKİLLER LİSTESİ	xi
RESİMLER LİSTESİ	xv
1. ÖZET	1
2. ABSTRACT	2
3. GİRİŞ VE AMAÇ	3
4. GENEL BİLGİLER	5
4.1. Tedavi planlama sistemleri (TPS)	5
4.1.1. Tps 'de doz hesaplama doğruluğunu etkileyen faktörler	6
4.2. Doz hesaplama algoritmaları.....	6
4.2.1. Model tabanlı algoritmalar	7
4.2.2. Doğrudan monte carlo tabanlı algoritmalar.....	7
4.3. Radyoterapi'de küçük alan problemi	7
4.4.2. AAA ve Acuros XB doz hesaplama algoritmalarının Eclipse TPS içerisinde uygulanması.....	10
4.4.2.1. Eclipse 'de foton demetlerinin yapılandırılması	10
4.4.3. Foton demet kaynak modeli	14
4.4.3.1. Foton demetlerinin klinik modellemesi.....	15
4.4.4. Anizotropik Analitik Algoritması (AAA)	20

4.4.5. Acuros XB doz hesaplama algoritması	22
4.5. Çok Yapraklı Kolimatörlerin (MLC) Modellenmesi	24
4.5.1. Çok yapraklı kolimatör (MLC)	24
4.5.1.1. Çok yapraklı kolimatörlerin fiziksel özellikleri	25
4.5.1.2. Eclipse TPS içerisinde kolimasyon aletlerinin modellenmesi.....	29
4.6. VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy).....	31
5. GEREÇ VE YÖNTEM	32
5.1. Araç ve gereçler.....	32
5.1.1. Varian TrueBeam STx 2.0 lineer hızlandırıcı	33
5.1.2. Eclipse™ tedavi planlama sistemi.....	34
5.1.3. Philips Gemini TF TOF 16 bilgisayarlı tomografi cihazı	34
5.1.4. PTW Pinpoint 31014 iyon odası dedektör	35
5.1.5. PTW Semiflex 31010 iyon odası.....	35
5.1.6. PTW MicroDiamond 60019 dedektör	36
5.1.7. PTW Farmer 30013 iyon odası	36
5.1.8. Sun Nuclear 3D Scanner™ su fantomu.....	37
5.1.9. Gafkromik EBT3 film	37
5.1.10. IBA Dose1 elektrometre.....	38
5.1.11. EPSON Expression 11000 XL tarayıcı	38
5.1.12. SNC Dosimetry™ yazılımı	38
5.1.13. SNC Patient™ yazılımı	39
5.2. Yöntem	39
5.2.1. Eclipse TPS içerisinde sanal cihaz yapılandırılmasının gerçekleştirilmesi... 40	
5.2.1.1. Foton demet ölçümleri.....	39
5.2.1.2. Demet modellemesi ve doz hesaplama algoritmalarının yapılandırılması 40	
5.2.2. Görüntülerin elde edilmesi	41

5.2.3. Eclipse tedavi planlama sisteminde planların hazırlanması	41
5.2.3.1. Kolimatör çene tanımlı statik alanlar için planların yapılması.....	42
5.2.2.2. MLC tanımlı statik alanlar için planların yapılması.....	42
5.2.3.3. Volumetrik yaklaşımlı ark planların yapılması	43
5.2.4. Işınlama öncesinde gerçekleştirilen mekanik ve dozimetrik kontroller	44
5.2.5. Işınlanacak EBT3 Gafkromik filmlerin hazırlanması	44
5.2.6. Eclipse TPS 'de oluşturulmuş planların ışınlanması	47
5.2.6.1 Statik alanlar için yapılan planların ışınlanması.....	46
5.2.6.2. RapidArc planların ışınlanması	46
5.2.7. Işınlanan filmlerin değerlendirilmesi	47
6. BULGULAR	48
6.1. Film kalibrasyon eğrisinin elde edilmesi.....	49
6.2. Statik alan ışınlamalarından elde edilen bulgular.....	50
6.3. Dinamik alan ışınlamalarından elde edilen bulgular	61
7. TARTIŞMA	73
8. SONUÇ	87
9. KAYNAKLAR	89
10. ETİK KURUL ONAYI	96
11. ÖZGEÇMİŞ	99

KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ

AAA	: Analytical Anisotropic Algorithm
AXB	: AcurosXB
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
SP	: Spot Boyutu
DLG	: Dosimetric Leaf Gap
LT	: Leaf Transmission
MU	: Monitor Unit
DVO	: Doz Volume Optimization
FFF	: Flattening Filter Free
MLC	: Multileaf Collimator
OF	: Output Faktör
GTV	: Gross Tumor Volume
HDMLC	: High Definition Multileaf Collimator
ICRU	: International Commission on Radiation Units
LBTE	: Linear Boltzmann Transport Equation
MC	: Monte Carlo Algorithm
OCR	: Off Center Ratio
PDD	: Percentage Depth Dose
PET	: Positron Emission Tomography
PTV	: Planning Target Volume
RAT	: Ray - Tracing Algorithm
RTOG	: Radiation Therapy Oncology Group
SAD	: Source to axis distance
SBRT	: Stereotactick Body Radiation Therapy
SRS	: Stereotactic Radiosurgery
VMAT	: Volumetric Modulated Arc Therapy
IMRT	: Intensity Modulated Radiation Therapy

TABLolar LİSTESİ

Sayfa No

- Tablo 4.4.2.1.** Varian tarafından Eclipse TPS içerisinde kullanılan AAA ve Acuros XB algoritmaları için varsayılan olarak kullanılmasını önermekte olduğu efektif spot boyutu parametreleri. 14
- Tablo 6.1.** Kolimatör çene ve MLC tanımlı çeşitli açık radyasyon alanları için EBT3 Film ve Pinpoint ile elde edilmiş output faktör ölçümleri ve sonuçlar arasındaki yüzde fark..... 49
- Tablo 6.2.1.** Farklı spot boyutu parametreleriyle yapılandırılan (DLG ve LT parametreleri değerleri sırasıyla 0,038 cm ve %1,07 olarak sabit kalmak koşuluyla) AAA ve Acuros XB algoritmalarının, analizi yapılan kolimatör tanımlı statik kare alan boyutları için TPS 'de hesaplanan ve EBT3 film ile ölçümlenen iki farklı eksendeki (crossline ve inline eksen) dozimetrik alan boyutları tablosu..... 50
- Tablo 6.2.2.** Farklı spot boyutu parametreleriyle yapılandırılan (DLG ve LT parametreleri sabit) AAA ve Acuros XB algoritmalarının, analizi yapılan kolimatör tanımlı statik kare alan boyutları için TPS 'nde hesaplanan ve EBT3 film ile ölçümlenen +X (crossline) eksen üzerindeki dozimetrik penumbra boyutları ve farkları..... 50
- Tablo 6.2.3.** Farklı spot boyutu parametreleriyle yapılandırılan (DLG ve LT parametreleri sabit) AAA ve Acuros XB algoritmalarının, analizi yapılan kolimatör tanımlı statik kare alan boyutları için TPS 'nde hesaplanan ve EBT3 film ile ölçümlenen +X (crossline) eksen üzerindeki dozimetrik penumbra farkları..... 51
- Tablo 6.2.4.** Farklı spot boyutu parametreleriyle yapılandırılan (DLG ve LT parametreleri sabit) AAA ve Acuros XB algoritmalarının analizi yapılan MLC tanımlı statik kare alan boyutları için (Kolimatör çeneler sabit, (8x8) cm²) TPS 'de hesaplanan ve EBT3 film ile ölçümlenen ilgili eksendeki (crossline ve inline eksen) dozimetrik alan boyutları. 54
- Tablo 6.2.5.** Farklı spot boyutu parametreleriyle yapılandırılan (DLG ve LT parametreleri sabit) AAA ve Acuros XB algoritmalarının analizi yapılan MLC

tanımlı (Kolimatör çeneler sabit, (8×8) cm²) kare alan boyutları için TPS 'nde hesaplanan ve EBT3 film ile ölçümlenen +X yönündeki dozimetrik penumbra boyutları ve farkları..... 54

Tablo 6.2.6. Farklı spot boyutu parametreleriyle yapılandırılan (DLG ve LT parametreleri sabit) AAA ve Acuros XB algoritmalarının analizi yapılan MLC tanımlı (Kolimatör çeneler sabit, (8×8) cm² kare alan boyutları için TPS 'nde hesaplanan ve EBT3 film ile ölçümlenen +X yönündeki dozimetrik penumbra farkları..... 55

Tablo 6.2.7. Farklı spot boyutu parametre değerleri ile yapılandırılan (DLG ve LT parametreleri sabit) AAA ve Acuros XB algoritmalarının, analizi yapılan kolimatör çene tanımlı ve MLC tanımlı (kolimatör çene boyutları sabit, (8×8) cm²) kare alan boyutları için TPS 'nde hesaplanan ve EBT3 film ile ölçümlenen output faktör değerleri..... 58

Tablo 6.2.8. Spot boyutu parametresi sabit kalmak üzere (AAA için spot boyutu=0,0 ; Axuros XB için spot boyutu=1,1) DLG ve LT parametrelerinin rutinde kullanılan değerlerinin yarısı ve iki katı (DLG/2, DLGx2) üzerinden yapılandırılan AAA ve Acuros XB algoritmalarıyla hesaplatılan MLC tanımlı (kolimatör çene boyutları sabit, 8×8 cm²) kare alan boyutları için output faktörleri..... 58

Tablo 6.3.1. DLG ve LT parametreleri sabit kalmak üzere farklı spot boyutu parametreleri ile yapılandırılan AAA ve Acuros XB algoritmaları ile hesaplatılan planların, bu planlar üzerinden ışınlanmış Gafkromik EBT3 filmler ile gerçekleştirilen gamma indeks analiz karşılaştırma sonuçları..... 61

Tablo 6.3.2. Spot boyut ve LT parametreleri sabit olmak üzere, farklı değerlerdeki DLG parametreleri ile yapılandırılan AAA ve Acuros XB algoritmaları ile hesaplatılan planların, bu planlar üzerinden ışınlanmış Gafkromik EBT3 filmler ile gerçekleştirilen gamma indeks analiz karşılaştırma sonuçları..... 62

Tablo 6.3.3. Spot boyut ve DLG parametreleri sabit olmak üzere, farklı değerlerdeki LT parametreleri ile yapılandırılan AAA ve Acuros XB algoritmaları ile hesaplatılan planların, bu planlar üzerinden ışınlanmış Gafkromik EBT3 filmler ile gerçekleştirilen gamma indeks analiz sonuçları..... 62

ŞEKİLLER LİSTESİ

	Sayfa No
Şekil 4.3.1. Birincil demet kaynağının engellenmesinin gösterimi	9
Şekil 4.4.2.1.1. Jaffray ve ark yapmış oldukları çalışmada, Varian Clinac 2100c [#1 ve #2] cihazları üzerinde farklı foton enerjileri için farklı zamanlarda gerçekleştirilen ölçümlerde gözlemlenen fokal spotlar. Kontur çizgileri maksimumun ölçüm değerinin %10, %30, %50, %70 ve %90 'ına karşılık gelmektedir.	12
Şekil 4.4.2.1.2. Kaynak boyutunun geometrik penumbra ile ilişkisi.....	13
Şekil 4.4.3.1.1. Tedavi Cihazı Bileşenleri, Geniş ışın demeti bölümleri.....	15
Şekil 4.4.3.1.2. 6 MV Foton Spektrumunun Bir Örneği.....	17
Şekil 4.4.3.1.3. 6 MV bir foton demetinin merkezi eksene olan mesafesinin bir fonksiyonu olan ortalama enerjinin bir örneği.	18
Şekil 4.4.3.1.4. Bir 18 MV Işın Demetinin Yoğunluk Profili.....	18
Şekil 4.4.3.1.5. Bir 10 MV Düzleştirici Filtresiz Işın Demetinin Yoğunluk Profiline Örneği.....	19
Şekil 4.4.3.1.6. Elektron Kontaminasyon Eğrisinin Bir Örneği	20
Şekil 4.5.1.1.1. Yuvarlak lif sonlu Varian lineer hızlandırıcılarına ait MLC yaprak tasarımının şematik gösterimi [39].....	26
Şekil 4.5.1.1.2. Elekta, Varian ve Siemens lineer hızlandırıcılarına ait MLC yaprak uçları tasarımlarının gösterimi.	27
Şekil 4.5.1.1.3. 6 MV demet enerjisinde (10x10) cm ² alan boyutunda şekillendirilmiş 3 farklı firmaya ait MLC 'lerin penumbra karşılaştırması.....	27
Şekil 4.5.1.1.4. Elekta, Siemens ve Varian cihazlarına ait MLC 'lerinin girinti ve çıkıntı tasarımlarının şekilsel gösterimi.	28
Şekil 4.5.1.1.5. MLC yaprakları üzerinde farklı sızıntı yollarının gösterimi.	28
Şekil 4.5.1.1.6. MLC yapraklar arası sızıntının ve toplam MLC geçirgenliğinin MLC 'ler tamamen kapalı olduğunda dozimetrik film üzerinde ölçülen doz profili	28
Şekil 4.5.1.2.1. Yuvarlanmış Yaprak Sonu Geçirgenliği.....	30

Şekil 4.5.1.2.2. Girinti ve çıkıntı dizaynı.....	30
Şekil 4.6.1. VMAT Her bir gantry açısında diverjan ışın izleri, yaprak pozisyonları ve segment ağırlığının şematik gösterimi.	31
Şekil 5.2.7.1. Işınlanmış bir planın SNC Patient Software’ de değerlendirilmesi; sol üst bölümde bu plan için ışınlanmış filmde elde edilen izodoz eğrileri, sağ üst bölümde aynı planın Tedavi Planlama Sisteminde filmin bulunduğu kesit için alınmış izodoz eğrileri, sol alt bölümde bu izodoz eğrilerinin izomerkezlerine göre çakıştırılması ve sağ alt bölümde ise bu izodoz eğrilerinin grafiksel uyumu gösterilmiştir.	47
Şekil 6.1.1. Truebeam STx 2.0 cihazında 6 MV FFF foton enerjisi için oluşturulan film kalibrasyon eğrisi.....	49
Şekil 6.2.1. Analiz edilen alan boyutları için, farklı spot boyutu parametreleri tarafından yapılandırılan AAA algoritmasıyla hesaplatılan ve EBT3 film ile ölçümlenen kolimatör çene tanımlı statik açık ışın alanlarının +x (crossline) eksenindeki profil eğrileri.	52
Şekil 6.2.2. Analiz edilen alan boyutları için, farklı spot boyutu parametreleri tarafından yapılandırılan Acuros XB (AXB) algoritmasıyla hesaplatılan ve EBT3 film ile ölçümlenen kolimatör çene tanımlı statik açık ışın alanlarının +x (crossline) eksenindeki profil eğrileri.	53
Şekil 6.2.3. Analiz edilen alan boyutları için, farklı spot boyutu parametreleri tarafından yapılandırılan AAA algoritması ile hesaplatılan ve EBT3 film ile ölçümlenen MLC tanımlı (Kolimatör çeneler sabit, $(8 \times 8) \text{ cm}^2$) statik açık ışın alanlarının +x ve +y eksenlerindeki profil eğrileri.....	56
Şekil 6.2.4. Analiz edilen alan boyutları için, farklı spot boyutu parametreleri tarafından yapılandırılan Acuros XB (AXB) algoritmasıyla hesaplatılan ve EBT3 film ile ölçümlenen MLC tanımlı (Kolimatör çeneler sabit, $(8 \times 8) \text{ cm}^2$) statik açık ışın alanlarının inline ve crossline eksenlerindeki profil eğrileri.....	57
Şekil 6.2.5. Farklı spot boyutu parametreleriyle yapılandırılmış AAA ve Acuros XB algoritmalarıyla kolimatör tanımlı (a ve b) ve MLC tanımlı (c ve d) açık kare alanlar	

için hesaplanan output faktör ile aynı koşullarda ışınlanan EBT3 filmlerden elde edilen output faktörler arasındaki yüzdesel farkın şekilsel gösterimi.....	59
Şekil 6.2.6. TPS içerisinde cihaza ait MLC 'lerin modellenmesinde kullanılan DLG ve LT parametrelerinin farklı boyutlardaki statik MLC tanımlı açık radyasyon alanları için AAA ve Acuros XB algoritmaları ile hesaplanan ve EBT3 film ile ölçümlenen output faktörler arasındaki yüzdesel farkların şekilsel gösterimi.....	60
Şekil 6.3.1. DLG ve LT parametreleri sabit kalmak üzere farklı spot boyutu parametreleri ile yapılandırılan AAA doz hesaplama algoritması ile hesaplatılan RapidArc planlarına ve ışınlanan EBT3 filmlere ait doz dağılımları.	63
Şekil 6.3.2. DLG ve LT parametreleri sabit kalmak üzere farklı spot boyutu parametreleri ile yapılandırılan Acuros XB doz hesaplama algoritması ile hesaplatılan RapidArc planlarına ve ışınlanan EBT3 filmlere ait doz dağılımları. ...	64
Şekil 6.3.3. Spot boyutu ve LT parametreleri sabit kalmak üzere, farklı DLG parametreleri ile yapılandırılan AAA doz hesaplama algoritması ile hesaplatılan RapidArc planlarına ve ışınlanan EBT3 filmlere ait doz dağılımları.	65
Şekil 6.3.4. Spot boyutu ve LT parametreleri sabit kalmak üzere, farklı DLG parametreleri ile yapılandırılan Acuros XB doz hesaplama algoritması ile hesaplatılan RapidArc planlarına ve ışınlanan EBT3 filmlere ait doz dağılımları. ...	66
Şekil 6.3.5. Spot boyutu ve DLG parametreleri sabit kalmak üzere, farklı LT parametreleri ile yapılandırılan AAA doz hesaplama algoritması ile hesaplatılan RapidArc planlarına ve ışınlanan EBT3 filmlere ait doz dağılımları.	67
Şekil 6.3.6. Spot boyutu ve DLG parametreleri sabit kalmak üzere, farklı LT parametreleri ile yapılandırılan Acuros XB doz hesaplama algoritması ile hesaplatılan RapidArc planlarına ve ışınlanan EBT3 filmlere ait doz dağılımları. ...	68
Şekil 6.3.7. AAA_J1_D0,8 Crossline Profil grafikleri	69
Şekil 6.3.8. AAA_J2_D0,8 Crossline Profil grafikleri	69
Şekil 6.3.9. AAA_J2_D1,3 Crossline Profil grafikleri	69
Şekil 6.3.10. AAA_J2_D1,8 Crossline Profil grafikleri	69
Şekil 6.3.11. AAA_J3_D0,8 Crossline Profil grafikleri	70

Şekil 6.3.12. AAA_J3_D1,3 Crossline Profil grafikleri	70
Şekil 6.3.13. AAA_J3_D1,8 Crossline Profil grafikleri	70
Şekil 6.3.14. AXB_J1_D0,8 crossline profil eğrileri.....	71
Şekil 6.3.15. AXB_J2_D0,8 crossline profil eğrileri.....	71
Şekil 6.3.16. AXB_J2_D1,3 crossline profil eğrileri.....	71
Şekil 6.3.17. AXB_J2_D1,8 crossline profil eğrileri.....	71
Şekil 6.3.18. AXB_J3_D0,8 crossline profil eğrileri.....	72
Şekil 6.3.19. AXB_J3_D1,3 crossline profil eğrileri.....	72
Şekil 6.3.20. AXB_J3_D1,8 crossline profil eğrileri.....	72

RESİMLER LİSTESİ

	Sayfa No
Resim 4.5.1.1. Çok Yapraklı Kolimatör, Varian Millenium 120 MLC.....	25
Resim 5.1.1.1. Varian Truebeam STx 2.0 lineer hızlandırıcı	33
Resim 5.2.5.1. Gafkromik EBT3 film	45
Resim 5.2.5.1. Üç kenarı mukavvadan yapılmış çerçeve ile kapatılan EPSON EXPRESSION 11000 XL tarayıcı	46



1. ÖZET

TRUEBEAM 2.0 STx CİHAZINDA CİHAZ KABULÜ SIRASINDA TEDAVİ PLANLAMA SİSTEMİNE GİRİLEN PARAMETRELERİN TEDAVİ PLAN KALİTESİNE ETKİSİ

Radyoterapi tedavi sürecinde kullanılan Tedavi Planlama Sistemleri (TPS) uygulanan tedavilerin doğruluk ve kalitesi üzerinde doğrudan etkiye sahiptirler. Radyoterapi tedavilerinde doz hesaplamasında kullanılan doz hesaplama algoritmaları, kullanmakta oldukları cihaz modellemesi, radyasyon taşıma modellemesi ve doz hesaplaması modülü gibi sahip oldukları temel farklılıklar dolayısıyla farklı klinik koşullar için farklı sonuçlar verebilmekte ve tedavi doğruluğuna etkide bulunabilmektedirler. Bu çalışmanın amacı, Eclipse TPS içerisinde TrueBeam STx 2.0 tedavi cihazı kabulü sırasında tanımlanan cihaz yapılandırma parametrelerinin doz hesaplama doğruluğuna olası katkı ve etkilerinin, oluşturulan tedavi planları ve doğrulama ölçümlerinin karşılaştırılması üzerinden incelenmesidir. Çalışmada Eclipse TPS içerisinde kullanıcının tanımlaması gereken “efektif spot boyutu (SP), dozimetrik yaprak aralığı (DLG) ve yaprak geçirgenliği (LT) parametrelerinin, kolimatör çene yada çok yapraklı kolimatörler (MLC) tarafından sınırlandırılmış durağan alanlar ve hacimsel ayarlamalı ark terapi (VMAT) tedavi tekniği ile gerçekleştirilmiş tedavi planlamaları için AAA ve Acuros XB algoritmaları tarafından hesaplatılan dozlar üzerine etkileri araştırılmıştır. Durağan alan tedavi planları için TPS ‘de sanal bir su eşdeğeri fantom üzerinde doz hesaplaması yapılmıştır. VMAT planları için bir adet hastaya ait beyin bölgesindeki farklı boyutlarda konturlanan sanal hedef hacimler üzerine optimizasyon yapıldıktan sonra doz hesaplama işlemleri gerçekleştirilmiştir. Plan doğrulama ölçümleriyle 2 boyutlu doz dağılımı ve mutlak doz karşılaştırmaları yapılmıştır.

Anahtar sözcükler: TPS, VMAT, Eclipse, spot boyutu, dozimetrik yaprak aralığı, yaprak geçirgenliği.

2. ABSTRACT

THE EFFECTS OF TREATMENT PLANNING SYSTEM CONFIGURATION PARAMETERS DEFINED DURING TO TRUEBEAM 2.0 STx COMMISSIONING ON TREATMENT PLAN QUALITY

Treatment Planning Systems (TPS) used in the radiotherapy treatment process have a big importance on the accuracy and quality of implemented treatment. Dose calculation algorithms which is employed to calculate dose in radiotherapy treatment have fundamental differences as treatment devices modelling, radiation transport modelling and dose calculation modelling which are underlied the algorithm, therefore these differences may arise different results in different clinical condition. Purpose of the this study is to investigate probable effect of treatment machine configuration parameters defined at commissioning process on the dose calculation accuracy. In this study, Eclipse Algorithms AAA and Acuros XB were configured by different values of configuration parameters “Effective Spot Size (SP), Dosimetric Leaf Gap (DLG) and Leaf Transmission (LT).” Then Dose calculation performed with the dose calculation algorithms via these parameters for created plans with different techniques (static jaw defined, static Multi Leaf Collimator (MLC) defined and Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT) technique). For static plans doses calculated on a virtual water phantom created in Eclipse TPS. For VMAT plans, three virtual spherical target volumes consist of different diameter were contoured on a Computed Tomography (CT) image belonging to a patient’s cranium. Dose calculation were performed after optimisation process on these target volumes. After all, absolute dose and 2D dose distribution comparisons are performed between result of the dose calculation and verification measurements.

Keywords: TPS, VMAT, Eclipse, Spot size, dosimetric leaf gap, leaf Ttransmission.

3. GİRİŞ VE AMAÇ

Bilgisayarlı tedavi planlama sistemleri (TPS) eksternal demet radyoterapisinde (RT) demet şekillendirilmesi, demet enerjileri, alan boyutları, akı modeli ve akı düzenleyicileri kullanılarak tümör hacmi içerisinde en uygun doz dağılımını oluşturmak ve sağlıklı dokuların mümkün olan en az doza maruz kalmalarını sağlamak amacıyla kullanılmaktadır.

TPS içerisindeki bir cihazın modellenmesi için gerçekleştirilen cihaz kabul testleri genel olarak; demet verilerinin elde edilmesi, cihaz modelleme ve doğrulama aşamalarından oluşmaktadır. Kabul testi aşamalarında gerçekleştirilecek yanlışlıklar tedavi doz hesaplama doğruluğuna doğrudan etki edebilirler. Bu nedenle tüm bu süreç içerisinde olası hatalardan kaçınmak ve muhtemel belirsizlikleri en aza indirmek amacıyla çeşitli kurum ve çalışma grupları tarafından, TPS kabul testleri değerlendirmesi ve kalite kontrolü gibi başlıklar altında yayınlanmış, konuya ilişkin sorunlara değinerek önerilerde bulunan rapor ve makaleler bulunmaktadır [1-6]. AAPM:MPPG5a [7] içerisinde ölçüm düzeneği kurulum çeşitliliği ve demet veri toplanmasına ilişkin ölçüm belirsizlikleri konusunda bilgi sahibi olması gerektiği belirtmekte ve örneğin tarama hızı, dedektör boyutu, gürültü, veri işleme, dedektör oryantasyonu ve çok sayıda diğer faktörlerin ölçüm sonuçlarını önemli oranda değiştirebileceğini vurgulanmaktadır.

TPS içerisinde, medikal lineer hızlandırıcılar tarafından üretilen radyasyonun klinik koşullara uygun olarak, doğru bir şekilde modellenmesi için dozimetrik yöntemler ile elde edilen ışın demet verileri ve cihazına özel bazı yapılandırma parametreleri, cihaz kabul testleri sırasında TPS içerisindeki demet yapılandırma bölümüne girilerek doz hesaplama algoritmalarının yapılandırma işlemi gerçekleştirilir. Eclipse™ TPS (Varian Medikal Sistemleri, Palo Alto, ABD) bünyesinde bulunan foton doz hesaplama algoritmaları AAA ve Acuros XB, bir ortam içerisinde doz hesaplaması için gerekli fiziksel parametreleri belirlenmesini sağlayan aynı çoklu kaynak modelini kullanmakta ve TPS 'ne girilen aynı verileri kendilerine göre yapılandırmaktadırlar [8].

Eclipse TPS için cihaz kabul testleri sürecinde Beam Configuration bölümü içerisinde birincil foton kaynağının modellenmesi için gerekli olan etkin spot boyutu parametresinin girilmesi gerekmektedir. Fokal spot boyutu parametresi, bir lineer hızlandırıcının kafasında bulunan, noktasal olmayan bremsstrahlung hedefin boyutunu tanımlamaktadır. Fokal spot boyutu parametreleri, özellikle çok küçük alanlar için mutlak doz hesaplamalarında ve bütün alan boyutları için hesaplanan demet profillerinin penumbra bölgesi üzerinde önemli etkiye sahiptirler. Hedef fokal spot boyutu parametreleri otomatik olarak optimize edilmemektedirler. Bunun yerine bu parametreler başlıbaşına her tedavi cihazının karakteristikleri temel alınarak ölçümler ve hesaplamalar eşleştirip, en iyi uyumu sağlayan parametre değerini bulunmasıyla manuel olarak ayarlanabilirler. Eclipse TPS 'de Varian lineer hızlandırıcılarında AAA ve Acuros XB algoritmaları için spot boyutu parametresi değerlerinin sırasıyla 0 mm ve 1 mm olarak girilmesini önerilmektedir [8].

Çok yapraklı kolimatörler (MLC) tarafından şekillendirilmiş alanların kullanıldığı tedavilerde, Varian MLC 'lerin yaprak uçlarından kaynaklanan radyasyon sızıntısı ve MLC 'lerin yaprak içi ve yaprak aralarından kaynaklanan radyasyon sızıntısı cihaz kabul testleri sırasında TPS içerisinde tanımlanan parametreler üzerinden modellenmektedir. Bu parametreler sırasıyla Dozimetrik Yaprak Aralığı (DLG) ve Yaprak Geçirgenliği (LT) parametreleridir.

Bu tez çalışmasının amacı Varian TrueBeam STx 2.0 (Varian Medical Systems, Palo Alto, ABD) tedavi cihazının kabul testleri sırasında modelleme parametreleri üzerinden farklı şekilde modellenmesinin hesaplanan doz üzerinde meydana getirdiği dozimetrik farklılıkların değerlendirilmesidir.

4. GENEL BİLGİLER

4.1. Tedavi Planlama Sistemleri (TPS)

Radyoterapi (RT) tedavi planlamasında esas amaç hasta içerisindeki hedef hacimde en uygun doz dağılımının çevredeki sağlıklı dokulara en az zarar verilerek elde edilmesidir. Bu amaç doğrultusunda RT planlamasında tipik olarak, demet kaliteleri, alan boyutları, pozisyon oryantasyonları ve alanlar arasındaki göreceli ağırlıklar düzenlenmektedir. Tüm tedavi planlama süreci, demet verilerinin elde edilmesi ve bilgisayarlı TPS içerisine girilmesinden, hasta verileri elde edilerek tedavi planının oluşturulması ve tedavi plan verilerinin tedavi cihazına iletilmesine kadar birçok adımı kapsamaktadır [9].

Bilgisayar tabanlı tedavi planlama sistemleri ilk olarak 1955 yılında kavramsallaştı. Bilgisayarlı tabanlı TPS 'lerinin planı yapan kişilere, demet modifikasyonlarının öngörülen doz dağılımı üzerindeki etkisini doğrudan görme imkânı tanınması, daha geniş ölçekte tedavi parametrelerinin daha basit olarak denenebilmesi neticesinde daha iyi ve kaliteli planların yapılabilmesine imkân sağladı. RT için asıl atılım 1970 'li yıllarda Bilgisayarlı Tomografi (BT) tarayıcısının tanıtılmasıyla oldu. BT, bir hastanın 3-boyutlu, detaylı anatomik bilgisinin elde edilebilmesini mümkün kıldı. Yıllar içerisinde BT tarayıcıları sayesinde hastaya ait 3 boyutlu doz dağılımı görünümü elde edilebilmesiyle, BT cihazları tedavi planlama sürecinde rutin olarak kullanılmaya başlandı. MR, PET gibi diğer yeni görüntüleme yöntemleri, bir lezyonun derecesini ve anatomik detaylarını daha doğru belirlenmesine yardımcı olmaktadır. Son dönemde farklı görüntüleme yöntemleriyle elde edilen görüntüler, özel amaçlı olarak tasarlanmış görüntü çakıştırma algoritmalarıyla CT kordinat sistemine çakıştırılarak tedavi planlama sisteminde kullanılabilir [10].

4.1.1. TPS 'de doz hesaplama doğruluğunu etkileyen faktörler

Doz hesaplama doğruluğu tedavi planlama sisteminin üç ayrı özelliğinden etkilenmektedir;

i. Lineer hızlandırıcının radyasyon verimi için, geniş aralıktaki cihaz tipleri ve bireysel cihazlar arasındaki değişimleri için başarıyla türetilbilme yeteneği olan doğru bir kaynak modeli

ii. Fantom içerisindeki radyasyon taşınmasını modelleme (ve soğurulan doza dönüştürme) yeteneğine sahip doğru bir fantom saçılma modeli ya da doz depolama modülü

iii. Geniş bir koşul aralığında gerçek demet veri ölçümlerini ve doğrulama ölçümlerini türetmeyi amaçlayan kaynak model parametrelerinin optimize edilmesi ya da yapılandırılması için gerekli olan bir süreç [11].

4.2. Doz hesaplama algoritmaları

Doz hesaplama algoritmaları 1950 'li yıllardan beri parçacık/nükleer fizik ve bilgisayar bilimlerindeki gelişmelere bağlı olarak hızlı bir gelişim gösterdi. Tüm bu gelişmeler parçacık ve ortam etkileşimlerinin bulunduğu fiziksel süreçlerin anlaşılmasını, simüle edilmesini ve kısa bir zaman periyodu içerisinde karmaşık bir sistem için doz hesaplaması yapılabilmesini mümkün kıldı. Doz hesaplama algoritmaları üç farklı temel grup başlığı altında toplanmaktadır. Bunlar sırasıyla; Düzeltme Tabanlı Algoritmalar, Model Tabanlı Algoritmalar ve Doğrudan Monte Carlo Tabanlı Algoritmalar olarak isimlendirilmektedirler.

4.2.1. Model tabanlı algoritmalar

Bir model tabanlı algoritma doz dağılımını gerçek radyasyon taşınmasını simüle eden bir fiziksel model ile hesaplamaktadır. Bir noktaya giriş yapan birincil foton enerji akısını ve birincil foton etkileşiminden sonraki enerji dağılımını modelleyebilme yeteneği sayesinde, etkileşim bölgesinin uzağındaki saçılan foton ve elektronların taşınmasını simüle edebilmektedir [9]. Hesaplama enerji depolama varsayımları için Pencil Kernel ve Point Kernel olarak iki yöntem kullanan farklı algoritmalar vardır.

4.2.2. Doğrudan monte carlo tabanlı algoritmalar

Doğrudan Monte Carlo (MC) tekniği maddenin başından sonuna milyonlarca sayıda parçacık ve fotonların taşınmasını simüle eden bir bilgisayar programından oluşmaktadır. MC tekniği foton ya da yüklü parçacıkların etkileşimlerinin herbirinin ayrı olarak dağılım ihtimalini belirlemek için temel fizik yasalarını kullanmaktadır. Daha fazla sayıda simüle edilen parçacıklar (hikâyeler), dağılımın tahmin doğruluğunu artırmaktadır. Fakat simüle edilen parçacıkların sayısı artırıldığında, hesaplama zamanı engelleyici biçimde uzun hale gelmektedir. Doz dağılımı, hasta BT görüntüsündeki voksellerin içerisindeki materyal bilgisine dayanarak enerji depolanması artıran iyonlaşma olaylarının hesabının tutulmasıyla hesaplanmaktadır. Yeterli hassasiyete sahip bir RT tedavi planlaması için hikâye sayısının bir kaç yüz milyon ile bir milyar arasında olması gerektiği belirtilmektedir. Aşırı miktarda hesaplama zamanı gerektirmesine rağmen Monte Carlo, bir hasta içerisindeki doz dağılımının hesaplanmasında kullanılacak en doğru yöntem olarak kabul görmektedir [9].

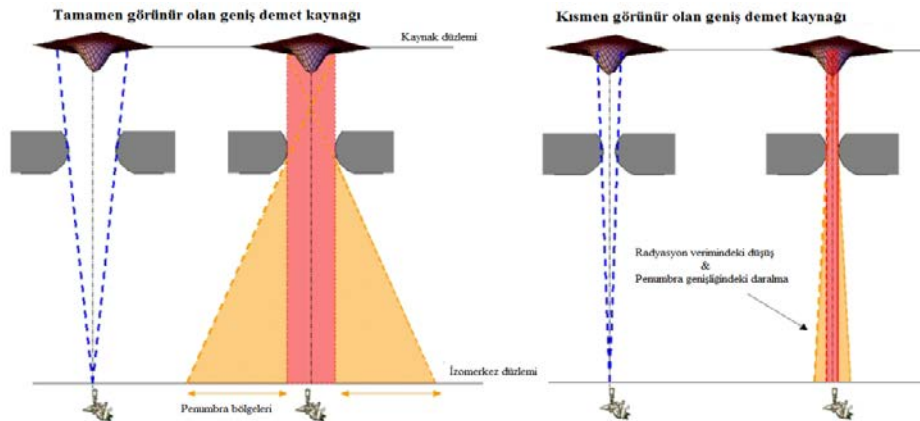
4.3. Radyoterapi’de küçük alan problemi

Bir alan boyutunun küçük olarak nitelendirilebilmesi için alan boyutunun $(4 \times 4) \text{ cm}^2$ 'den küçük olması, fokal kaynağın kısmi olarak engellenmesi ve alan merkezinde lateral elektron dengesizliği koşullarının bulunuyor olması gerekmektedir [12].

Bir TPS 'de küçük tedavi alanları için doz hesaplama doğruluğu açısından iki temel sorununun varlığından söz edilebilir. Bu sorunları sırasıyla; bir TPS içerisindeki doz hesaplama algoritmalarının yapılandırılması için gereken dozimetrik verilerin elde edilmesi sırasında karşılaşılan problemler ve küçük radyasyon alanlarının TPS içerisinde modellenmesi sırasında karşılaşılan problemler başlıkları altında değerlendirmek mümkündür. Dozimetrik ölçümler açısından karşılaşılan problemler çerçevesinden bakıldığında, küçük alanlarda gerçekleştirilecek ölçümler için kullanılan her dedektörün aynı doğrulukta sonuç vermediği görülmektedir. Geçmişte küçük alanlar için gerçekleştirilen dozimetrik ölçümlerde farklı enstitüler ve kullanılan dedektörler arasında %14 'e kadar varan belirsizlikler ortaya çıktığı bildirilmiştir [14]. IAEA TRS-398 (15) ve AAPM TG-51(16) gibi dozimetri protokolleri genellikle (10×10) cm^2 referans alan boyutu için rehberlik sunmaktadır. Bu alan boyutu için elde edilmiş olan durdurma gücü oranı, pertürbasyon düzeltmesi, akı ve gradient düzeltmeleri gibi çoğu referans koşul parametreleri küçük alanlar için uygulanabilir değildir [13]. Hâlihazırda Uluslararası Atom Enerjisi Ajansı (IAEA) küçük alan dozimetresinin getirdiği sıkıntıları gidermeyi amaçlayan uluslararası bir yaklaşım temeli sunmuştur [17]. Aynı amaçla AAPM küçük alanlarda göreceli dozimetri hakkında bir task grup (TG-155) [18] çalışmasını sağlamak için çalışmalarını sürdürmekte olduğu bilinmektedir. 2010 yılında IPEM Küçük Alan MV Foton Dozimetrisi [19] başlığı altında küçük alan dozimetrisinde karşılaşılan sorunlar hakkında o güne kadar yayınlanmış olan bazı çalışmaları derleyen bir araştırma çalışması yayımlanmıştır. Ayrıca bazı dedektör üreticileri küçük alan dozimetrisine dair öneriler içeren klavuzlar sunmaktadırlar [12]. Dedektör sistemlerinin küçük alanlar için uygun olması ve küçük alanlarda doğru doz ölçüm sonuçlarını verebilmesi için dedektörün özellikleri incelenmeli; dedektör boyutu, yoğunluk-hacim etkisi, enerji-alan boyutu-doz hızı bağımlılığı, sinyal-gürültü oranı, diyot kullanımına özel (örneğin zırlı ya da zırhsız diyot) etkiler, doz stabilitesi, KeV enerji bağımlılığı gibi özelliklere dikkat edilerek, ölçülecek parametrelere uygun dedektör seçimi yapılmalı, ayrıca dedektörün konumlandırılması özel hassasiyet gösterilmelidir. Tedavi planlarında kullanılacak küçük alan verileri, teknik ve dozimetrik olarak doğru aktarılıp, cihaz modellemesi iyi bir şekilde yapıldığı takdirde küçük alanlarda doz hesaplama doğruluğu açısından dozimetrik sorunlar

aşılmış olup, doz hesaplama doğruluğu kullanılacak doz hesaplama algoritmasının yeteneğine kalmış olur [20]. Bazı yayınlar [19,21] içerisinde küçük alanlarda dedektör düzeltme faktörünün lineer hızlandırıcılar arasındaki hedef fokal spot farklılıklarına dabağımlılık gösterebileceği bildirilmektedir.

Küçük alanların modellenmesinde karşılaşılan problemler açısından bakıldığında iki ana prolemin varlığından söz edilebilir. Bunlardan ilk olanı; sınırlı boyuta sahip, noktasal olmayan foton kaynağının kolimasyon sistemi (kolimatör çene ya da MLC) tarafından kısmi olarak engellenmesi nedeniyle ölçüm ya da hesaplama noktasından bakıldığında tamamıyla görünür olmamasından ileri gelmektedir. Birincil foton kaynağının kısmi olarak engellenmesi durumu izomerkeze ulaşan birincil fotonların sayısında azalmaya neden olmaktadır. Daha büyük fokal spot boyutları söz konusu olduğunda bu azalma orantısız olarak artış gösterebilmektedir (Şekil 4.3.1.) [19]. Küçük alanların modellenmesindeki ikinci temel sorun; hesaplama noktasındaki elektronik dengenin bulunmamasıdır. Demet boyutunun ikincil elektronların maksimum menzili ile karşılaştırıldığında daha küçük kalması durumunda lateral yüklü parçacık dengesizliği meydana gelmektedir [19]. Demet enerjisi arttığında ikincil elektronların menzili artmaktadır. Bu nedenle yüksek enerjilerde bu etki daha önemli hale gelmektedir. Bu etkinin bir sonucu olarak hesaplanan ve verilen doz açısından, ışınlanan ortamın bileşimi ve yoğunluğuna güçlü bir bağımlılık meydana gelmektedir [22].



Şekil 4.3.1. Birincil demet kaynağının engellenmesinin gösterimi [19]

4.4.2. AAA ve Acuros XB doz hesaplama algoritmalarının Eclipse TPS içerisinde uygulanması

AAA ve Acuros XB doz hesaplama algoritmalarının her biri, yapılandırma modülü ve doz hesaplama modülü olmak üzere yapısal olarak iki ayrı bölümden oluşmaktadırlar.

4.4.2.1. Eclipse 'de foton demetlerinin yapılandırılması

TPS içerisinde kullanılan tedavi cihazının modellenmesi için foton demet kaynak modelinin yapılandırılması sırasında tedavi cihaz kafasında üretilen radyasyonun Monte Carlo simülasyonları gerçekleştirilir. Kaynak model yapılandırma programına girilen veriler, her biri kullanıcı tarafından tanımlanan ya da cihaz parametre kütüphanesinden okunan bir dizi özel demet ölçüm dataları ve parametre değerlerinden oluşmaktadır. Ölçümler vasıtasıyla elde edilen demet veri dosyaları kaynak model yapılandırması için Eclipse içerisine import edilebilmekte ya da cihaz firması tarafından hazır olarak sunulan demet verileri kullanılabilir. Tedavi cihazına ait model parametreleri, her bir tedavi demeti için kaynak model yapılandırma programı tarafından klinik gerçekliğe adapte edilirler. Bu parametreler tedavi cihazı ve enerjisine özel, akı ve enerji spektrumunu belirleyen bir faz uzayını tanımlamaktadırlar [23].

Yapılandırma modülünün amacı lineer hızlandırıcının faz uzayının karakterize edilmesidir. Yapılandırma modülünde çoklu kaynak modeli içerisine dahil olan her bir kaynak (birincil foton kaynağı, ikincil foton kaynağı, elektron kontaminasyon kaynağı), temel ölçüm ve hesaplama verileri arasındaki en iyi uyumun sağlanması amacıyla, belirli sayıdaki parametreler ve düzeltme eğrilerinin optimize edilmesi vasıtasıyla modellenmektedir [24]. Yapılandırma algoritması foton enerji spektrumu, ortalama yarıçapsal enerji, saçılma kernelleri gibi ihtiyaç duyulan fiziksel parametreleri belirlemekte ve geniş demetin alt bölümlerini tekli sınırlı boyutta beamletler halinde sağlamaktadır [25].

Eclipse algoritmaları için küçük ve geniş alan ölçümlerini içeren tek bir demet verisinin, bütün alanlar için doğru sonuçlar üretmesi beklenir. Küçük ve geniş alanların hesaplaması için ayrı modeller üretilmesine gereksinim yoktur [23].

a) AAA ve Acuros XB yapılandırma parametreleri

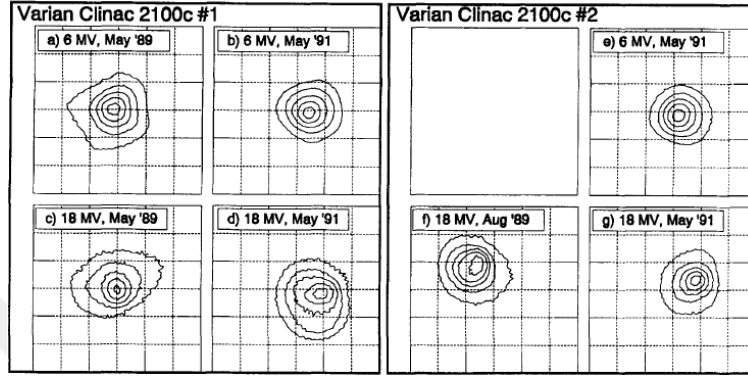
AAA ve Acuros XB algoritmaları için Eclipse TPS Beam Configuration bölümünde aşağıdaki parametrelerin tanımlanmasını gerektirmektedir [23].

- Referans alan boyutundaki [*mm*] mutlak doz; Bu alan boyutunda output faktör 1 'dir.
- Mutlak doz kalibrasyon derinliği [*mm*]; 6 MV, 10 MV ve 15 MV için 50 *mm*, 18 MV ve 20 MV için 100 *mm* olması önerilmektedir.
- Mutlak doz kalibrasyon kaynak-fantom mesafesi (SSD) [*mm*].
- Kalibrasyon derinliğindeki referans doz [Gy]; Kalibrasyon derinliğinde, referans alan boyutundaki referans nokta için sudaki soğurulan doz.
- Kalibrasyon derinliğindeki referans MU [MU]; Kalibrasyon için referans doza karşılık gelen MU değeri.
- Tedavi cihazının tipi; AAA ve Acuros XB çeşitli tedavi cihaz tiplerini desteklemektedir.
- X ve Y eksenleri için efektif hedef spot boyutu parametreleri [*mm*]

b) Hedef fokal spot boyutu ve Eclipse içerisinde spot boyutu parametrelerin ayarlanması

Medikal lineer hızlandırıcılarda foton enerjileri elde edebilmek için doğrusal olarak hızlandırılan elektronlar yüksek atom numaralı (genellikle Tungsten $Z=74$) hedef materyaline yönlendirilerek hedef üzerine çarptırılmaktadır. Hedef materyali içerisinde gerçekleşen elektron madde etkileşimleri sonucunda, tedavi için kullanılması amaçlanan, yüksek enerjili bremsstrahlung foton demetlerinin elde edildiği, hedef materyali alt düzleminde bulunduğu varsayılan bölge nokta birincil foton kaynağı olarak adlandırılmaktadır. Noktasal olmayan, sınırlı bir boyuta sahip

olan birincil foton kaynağı, iki boyutlu düzlem üzerinde gaussian dağılımı (normal dağılım) karakteristiği göstermektedir. Efektif spot boyutu olarak adlandırılan birincil foton kaynağının boyutu, gaussian dağılım grafiğinin genişliği (sigması) tepe olarak tanımlanmaktadır.

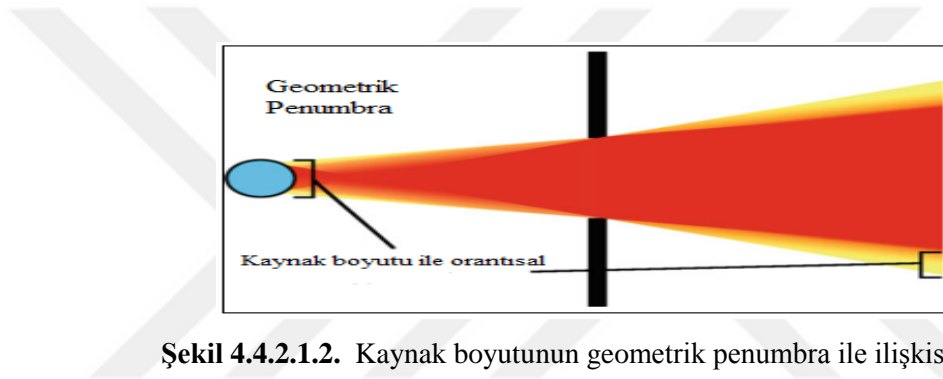


Şekil 4.4.2.1.1. Jaffray ve ark yapmış oldukları çalışmada [26], Varian Clinac 2100c [#1 ve #2] cihazları üzerinde farklı foton enerjileri için farklı zamanlarda gerçekleştirilen ölçümlerde gözlemlenen fokal spotlar. Kontur çizgileri maksimumun ölçüm değerinin %10, %30, %50, %70 ve %90 'ına karşılık gelmektedir.

Hedef materyali üzerine çarpan elektronların enerjisi ve akı dağılımına bağlı olarak efektif spot boyutu, farklı lineer hızlandırıcılarda, farklı şekil ve boyutlara sahip olabilmektedir. Ayrıca zaman içerisinde bir lineer hızlandırıcının hedef materyali içerisinde gerçekleşebilecek atomik düzeydeki değişiklikler aynı lineer hızlandırıcının fokal spot şeklinin bir süre sonra farklılaşmasına neden olabilmektedir (Şekil 4.4.2.1.1.) [26].

Çoklu kaynak modellemesi kullanılan TPS 'lerinde birincil foton kaynağının boyutu enerji akısının modellenmesi için çok önemli bir parametredir. Eclipse 'de foton demetlerinin yapılandırılması sırasında birincil foton kaynağının sınırlı boyutunun fiziksel etkilerinin modellenmesi için x ve y eksenlerindeki efektif hedef spot boyutu parametrelerinin tanımlanması gereklidir. Bu parametreler özellikle x ve y yönündeki penumbra genişlemesini modellemektedir. Bu modelleme, birincil foton enerji akısına Gaussian yumuşatma işlemi uygulanarak gerçekleştirilir [19].

X ve Y eksenlerindeki efektif hedef spot boyutu parametreleri otomatik olarak optimize edilememektedir. Bunun yerine, bu parametreler her tedavi cihazının karakteristikleri ayrı ayrı temel alınarak, manuel olarak ayarlanması tavsiye edilmektedir. Bu parametreler çok küçük alan boyutlarında ($\leq(1 \times 1) \text{ cm}^2$) birincil foton kaynağının demet şekillendiricileri tarafından (kollimatör çene ya da MLC gibi) kısmi olarak bloklanması nedeniyle mutlak doz hesaplamaları üzerinde ve bütün alan boyutları için geometrik penumbranın şekli üzerinde önemli bir etkiye sahip olduğu belirtilmektedir [19] (Şekil 4.4.2.1.2.). Bu nedenle, spot boyut parametreleri ölçüm ve hesaplamaların bu gibi koşullarda karşılaştırılarak ayarlanabilir [23].



Şekil 4.4.2.1.2. Kaynak boyutunun geometrik penumbra ile ilişkisi [36].

Bremsstrahlung hedefin sınırlı boyutuna ek olarak demet sınırlandırma araçları, modellemesi yapılan tüm bu etkilere ayrıca katkıda bulunabilir. Örneğin, yuvarlak uçlu MLC yaprakları eliptik efektif hedef spot boyutu kullanılarak modellenebilir. MLC tanımlı yada Jaw tanımlı alanlar için efektif hedef spot boyutunun farklı değerleri gerekli olabilmektedir. Her durumda, spot size parametresinin ince ayarları ölçümler ve hesaplamaların karşılaştırılması temel alınarak gerçekleştirilebilir [23].

Eclipse demet yapılandırma içerisinde efektif spot boyutu parametrelerinin değiştirilmesi sonucunda yapılandırma için tekrar hesaplatma gereksinimi duyulmaktadır. Varian AAA ve Acuros XB algoritmalarının için varsayılan olarak Tablo 4.4.2.1. 'de sunulan efektif spot size parametrelerinin kullanılmasını önermektedir.

Tablo 4.4.2.1. Varian tarafından Eclipse TPS içerisinde kullanılan AAA ve Acuros XB algoritmaları için varsayılan olarak kullanılmasını önermekte olduğu efektif spot boyutu parametreleri [23].

Algoritma/ Tedavi Ünitesi	Spot Boyutu (Y-ekseni) [mm]	Spot Boyutu (Y-ekseni) [mm]
AAA/ Varian tedavi ünitesi	0.0	0.0
	1.0 (alanda MLC varsa)	0.0 (alanda MLC varsa)
AAAcuros XB/ Varian tedavi ünitesi	1.0	1.0
	1.5 (alanda MLC varsa)	0.0 (alanda MLC varsa)
AAA/ Elekta Beam Modulator	2.5	0.0
Acuros XB/ Elekta Beam Modulator	2.5	0.0
AAA/ Diğer Elekta tedavi üniteleri	0.0	0.0
	1.0 (alanda MLC varsa)	0.0 (alanda MLC varsa)
Acuros XB/ Diğer Elekta tedavi üniteleri	1.0	1.0
	1.5 (alanda MLC varsa)	0.0 (alanda MLC varsa)
AAA/ Siemens tedavi üniteleri	2.0	2.0
Acuros XB/ Siemens tedavi üniteleri	2.5	2.5

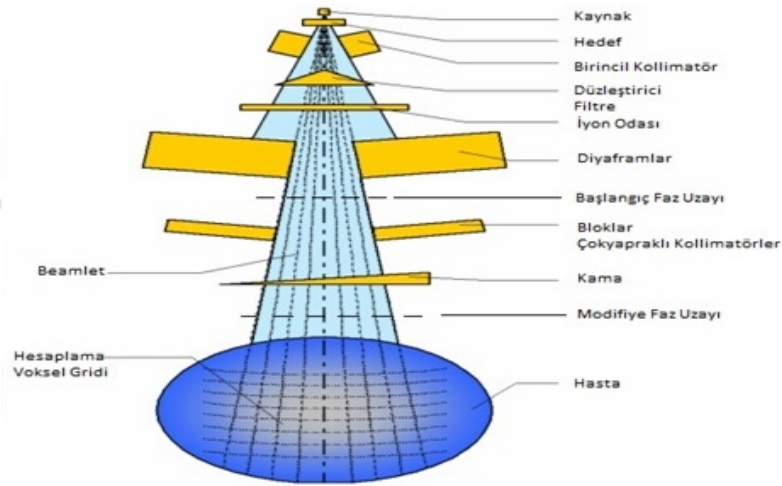
4.4.3. Foton demet kaynak modeli

Eclipse 'de AAA ve AcurosXB foton doz hesaplama algoritmaları lineer hızlandırıcı tarafından üretilen radyasyonu, öncesinde cihaz kafası özelinde monte carlo simülasyon yöntemleri ile elde edilmiş sonuçların kullanıldığı foton kaynak modeli ile modellemektedir. AAA ve AcurosXB algoritmaları aynı veri girdileri kullanılarak yapılandırılmış aynı foton demet kaynak modeli'ni kullanmaktadırlar. Bu kullanımda tek farklılık AcurosXB, daha önceden AAA için oluşturulmuş bir kaynak modeli kullanabilmesi için yeniden yapılandırılmaya ihtiyaç duymaktadır [27, 28, 29].

4.4.3.1. Foton demetlerinin klinik modellemesi

Foton demet kaynak modeli oluşturan parametreler, Şekil 4.4.3.1.1. 'de görülen başlangıç faz uzayı ve modifiye faz uzayı özelinde şekillenmiş yapılara göre modifiye edilir. Foton demet kaynak modelinde klinik ışın demeti aşağıda belirtilen ana bileşenler tarafından oluşturulmaktadır. Bunlar sırasıyla; birincil foton kaynağı, ikincil foton kaynağı, elektron kontaminasyon kaynağı ve eğer kullanılmaktaysa katı kama'dan saçılan foton kaynağı. Bu kaynaklar, kaynak model yapılandırmasında türetilen belirli sayıda parametreler tarafından karakterize edilirler.

Geniş klinik ışın sınırlı boyuttaki beamletlere (β) bölünmektedir (Şekil 4.4.3.1.1.). Beamlet boyutu hesaplama grid boyutunun bir fonksiyonudur. Ek olarak, Foton ve elektron bileşenlerinin her biri farklı beamlet yoğunluklarına sahiptir [27].



Şekil 4.4.3.1.1. Tedavi Cihazı Bileşenleri, Geniş ışın demeti bölümleri [27]

A) Birincil foton kaynağı

Foton demet kaynak modelinde birincil kaynak, AAA algoritması için hedef düzleminde bulunan noktasal bir kaynaktır. Acuros XB algoritması için birincil foton kaynağının noktasal olmayan bir boyuta sahip olduğu varsayılmaktadır. Bu kaynak, tedavi cihaz kafası ile etkileşime girmeksizin, hedefte oluşan bremsstrahlung

fotonlarını modeller. Birincil kaynağın sınırlı boyutunun getirdiği fiziksel etkiler, efektif spot boyutu parametresi tarafından modellenir. Demet merkezi ekseninde, hedeften sonrasının başlangıcındaki foton spektrumu, BEAMnrc Monte Carlo kod sistemi [30] ile gerçekçi hedef materyali ve kalınlığı kullanılarak simüle edilmiştir. Düzleştirici filtredeki demet sertleşmesi, düzleştirici filtre materyalinin yarıçapına bağlı olarak değişen miktarı ile başlangıç spektrumun zayıflaması tarafından modellenir. Geniş demetin her fanline'ı için olan ayrı enerji spektrumu, ortalama enerji eğrisinden türetilir (Şekil 4.4.3.1.3.). Düzensiz olmayan foton enerji akısı yarıçapa bağlı olarak değişen yoğunluk profil eğrisi tarafından modellenir (Şekil 4.4.3.1.4.) [27].

a) Birincil kaynağın modellenmesi

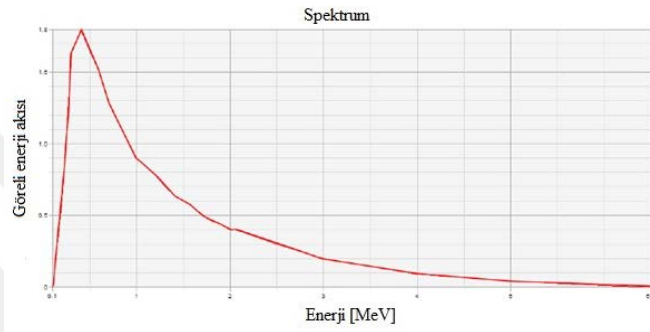
i. Faz uzayı modeli

Işın demeti fizik temelli parametreler kullanılarak modellenmektedir. Bu parametreler tedavi ışın demetinin içerdiği parçacıkların faz uzayının bir tanımlamasını vermektedir. Fizik tabanlı parametreleri temel alan faz uzayı modeli, ölçüm koşullarından farklı durumlarda dozun doğru biçimde hesaplanmasını mümkün kılmaktadır. Model sadece tedavi cihaz kafasının yapısı hakkında minimal düzeyde teknik bilgiye gereksinim duyar. Bu model parametreleri farklı bir cihaza kolay ve çabuk uyum sağlayabilmektedir.

Durağan bir gantri açısıyla, kolimatör çeneler ve muhtemel durağan ya da dinamik ÇYK'ler tarafından modüle edilmiş özel bir ışın demeti için, kaynak modeli doz hesaplama algoritmasına gönderilmek üzere bir faz uzayı oluşturur. Birincil kaynağın faz uzayı iki boyutlu enerji akı gridi ve bir iki boyutlu spektrum gridinden oluşmaktadır. Birincil kaynak haricindeki faz uzayı üç boyutlu enerji akı gridi (-ki bu kaynağa olan mesafe ile değişen iki boyutlu bir enerji akı grididir) ve tek bir spektrumdan meydana gelmektedir. Bir ark alanı için, kaynak modeli belirli bir sayıda durağan ışın faz uzaylarının hesaplamasını yapmaktadır [27].

ii. Foton enerji spektrumu

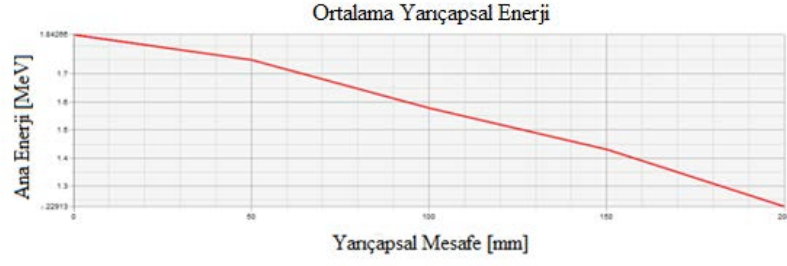
Doz hesaplama algoritmaları foton ışın demetleri için, demetteki birincil fotonların enerji spektrumu hakkında bilgiye gereksinim duyar. Başlangıç foton spektrumu, genel bir cihaz için, hedefe çarpan elektronlar vasıtasıyla oluşan bremsstrahlung fotonların spektrumunun Monte Carlo simülasyonlarından belirlenir. Şekil 4.4.3.1.2. 6MV ışın demeti için bir başlangıç foton spektrumunun bir örneğini göstermektedir [27].



Şekil 4.4.3.1.2. 6 MV Foton Spektrumunun Bir Örneği.

iii. Ortalama enerji

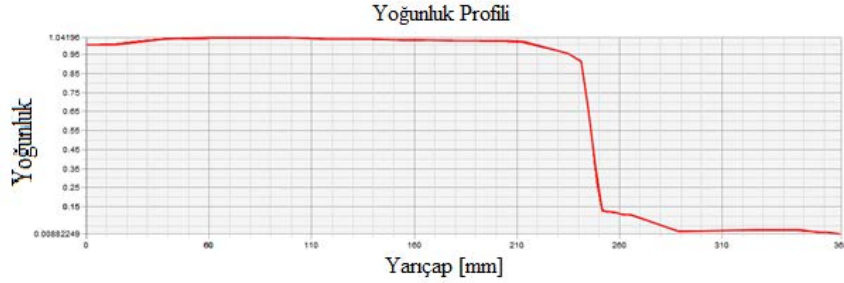
Enerji spektrumunu etkileyen, kaynak modeli tarafından kullanılan bir diğer önemli parametre, merkezi eksenden yarıçapın bir fonksiyonu olan ortalama enerji parametresidir. Bir 6 MV demet için ortalama yarıçapsal enerjiye bir örnek şekil 6'te gösterilmektedir. Bu eğri, kaynak modeli tarafından foton spektrumu üzerinde düzleştirici filtrenin demet sertleştirme etkisini belirlemek için kullanılır. Ortalama enerji eğrisi ve kullanıcıya özgü düzleştirici filtre temel alınarak, kaynak modeli ışın demetinin enerji spektrumunu, merkezi eksenden yarıçap mesafesinin bir fonksiyonu olarak belirlemektedir. Düzleştirici filtresiz ışın demetleri için, ortalama yarıçapsal enerji eğrisi başlangıçtaki bremsstrahlung spektrumunun eksen dışarısını modeller [27].



Şekil 4.4.3.1.3. 6 MV bir foton demetinin merkezi eksene olan mesafesinin bir fonksiyonu olan ortalama enerjinin bir örneği.

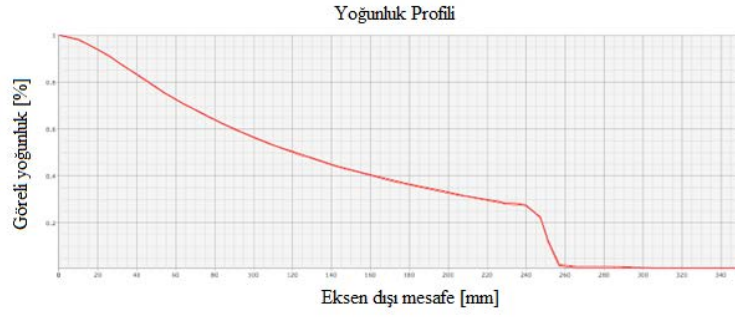
iv. Yoğunluk profili

Foton demetinin yoğunluğu tedavi alan kenarına doğru hafifçe değişim gösterir. Değişim gösteren foton akısı yoğunluk profili eğrisi olarak adlandırılan yardımcı parametre vasıtasıyla modellenir. Yoğunluk profili, merkezi eksenden yarıçapsal mesafenin bir fonksiyonu olarak foton enerji akısı (foton sayısı \times fotonların enerjisi) olarak hesaplanır [27]. Şekil 4.4.3.1.4. bir 18 MV ışın demeti için yoğunluk profilinin bir örneğini göstermektedir.



Şekil 4.4.3.1.4. Bir 18 MV Işın Demetinin Yoğunluk Profili

Şekil 4.4.3.1.5. Bir 10 MV düzleştirici filtresiz ışın demeti için yoğunluk profilinin bir örneğini göstermektedir.



Şekil 4.4.3.1.5. Bir 10 MV Düzleştirici Filtresiz Işın Demetinin Yoğunluk Profiline Örneği

B) İkincil foton kaynağı

İkincil kaynak düzleştirici filtre düzleminin altında bulunan, Gaussian düzlemi şekline sahip sanal bir kaynaktır. İkincil kaynak hızlandırıcı kafasında hedef haricindeki düzleştirici filtreden, birincil kolimatörden ve ikincil kolimatörlerden kaynaklı etkileşimlerin sonucunda ek olarak üretilen fotonları modeller [24,27].

a) İkincil kaynağın modellenmesi

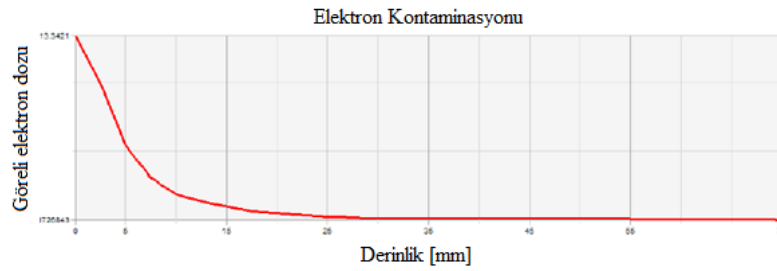
İkincil kaynak Gaussian yoğunluk dağılımına sahiptir. İkincil kaynak, beamline üzerinde hastaya daha yakında bulunduğu için, enerji ve akı dağılımı birincil kaynaktan daha geniştir. Ayrıca ikincil kaynağın sınırlı boyutu sebebiyle enerji akısı, akı kenarı yakınlarında bulanıklaşır [27].

C) Elektron kontaminasyon kaynağı

Elektron kontaminasyon kaynağı, tedavi ünitesinin kafasında ve havada Compton etkileşimleri ile oluşan elektronları modeller [28]. Elektron kontaminasyon bileşeni, birincil ve ekstra-fokal foton bileşenlerinin hesaba katmadığı build-up bölgesindeki depolanan dozu tanımlar. Elektron kontaminasyonu ayrıca elektron etkileşimleri tarafından oluşan fotonların kontaminasyonunu da modellemek için kullanılır. Elektron kontaminasyonu, belirli bir derinlikteki toplam elektron kontaminasyon doz miktarını tanımlayan derinlik bağımlı bir eğri ile modellenir [27].

a) Elektron kontaminasyon modellemesi

Elektron kontaminasyonu farklı derinliklerdeki yanal olarak bütünleşmiş elektron kontaminasyonu dozu olarak tanımlanan bir derinlik bağımlı eğri ile modellenir (Şekil 4.4.3.1.6.). Elektron kontaminasyon kaynağı, bir dizi tek enerjili elektron derin dozlarının derinlik bağımlı eğriye uyumlandırılması ile belirlenmektedir. AcurosXB doz hesaplama algoritması kontaminasyon elektronları için ek olarak, bir enerji spektrumuna gereksinim duymaktadır.



Şekil 4.4.3.1.6. Elektron Kontaminasyon Eğrisinin Bir Örneği

4.4.4. Anizotropik Analitik Algoritması (AAA)

Anizotropik Analitik Algoritması (AAA) Eclipse tedavi planlama sistemi (Varian Medikal Sistemleri, ABD) içerisinde kullanılmakta olan, 3 boyutlu pencil-beam convolution-superposition tekniği temelli, analitik bir foton doz hesaplama algoritmasıdır. AAA foton ışınlarının doz dağılımının hesaplanması, özellikle heterojen ortamlardaki doz hesaplama doğruluğunun geliştirilmesi için Single Pencil Beam (SPB) algoritmasının yerini alması amacıyla geliştirilmiştir [31,32]. Matematiksel biçimdeki konvolüsyon operatörlerinin çoğunluğu hesaplama zamanını önemli oranda azaltan analitik ifadelerle dönüştürülebilmektedir. Bu nedenle algoritmanın ismine 'analitik' özelliği eklenmiştir [25].

Orjinalinde Dr. Waldemir ULMER ve Dr. Wolfgang KAISRL tarafından geliştirilmiş olan AAA, "A Triple Gaussian Pencil Beam Model for Photon Beam Treatment Planning (1995)" [33] yayını ile sonuçlanan uzun bir tarihe sahiptir [31]. AAA algoritması, ULMER ve arkadaşları tarafından yapılmış çalışmanın devamı

niteliğinde, Varian Medikal Sistemlerinin araştırma grubu tarafından geliştirilmiştir [24].

AAA içerisinde, birincil fotonlar, saçılmış ekstra-fokal fotonlar ve ışın düzenleyici cihazlardan saçılan elektronlardan kaynaklı katkıları ayrı ayrı dikkate alınarak, Monte Carlo simülasyon yöntemleri ile ayrı ayrı hesaplatılmış kernel modellemesi kullanılır [27,31]. AAA tüm etkileşim bölgesinin üç boyutlu komşuluğundaki doku heterojenitelerini foton saçılma kernellerini kullanarak, çoklu yanal doğrultularda anizotropik olarak hesaba katmaktadır. AAA lateral ortam ölçeğinde değişken yoğunluklar ile yanal enerji taşınmasını hesaba katmak için altı bağımsız eksponansiyel soğrulma fonksiyonu uygulamaktadır. Algoritma içerisinde analitik konvolüsyonun kullanılması, hesaplama için gereken zamanın büyük oranda azalmasına imkan sağlamaktadır. Final doz dağılımı, foton ve elektron konvolüsyonları ile hesaplanan dozun süperpozisyonu ile elde edilir [27,32].

Hacimsel doz dağılım hesaplaması için klinik demet küçük demetçiklere (beamlet) bölümlenmiştir. Hasta vücut hacmi bu beamlet 'ler boyunca, seçilen hesaplama gridi (minimum 1 *mm*) tarafından belirlenen üç boyutlu hesaplama voksellerinin bir matrisine bölünür. Bu grid geometrisi demet fan çizgileri ile kordinat sistemine hizalı biçimde iraksak yapıdadır. ortalama elektron yoğunluğu ile ilişkili her bir hesaplama vokseli kullanıcı tanımlı kalibrasyon eğrisine göre hasta BT görüntüsünden hesaplanır. Klinik demet iki boyutlu akı dağılımına tekabül etmektedir. Final doz dağılımı her beamlet için birincil ve ikincil fotonlar vekontaminasyon elektronları tarafından depolanan dozun bir süperpozisyonu olarak hesaplanır. Hesaplamanın ilk bölümünde hasta yüzeyinin su eşdeğeri bir ortam olduğu varsayılır. Ayrı bir heterojenite düzeltme adımı olmamasına rağmen, heterojenite düzeltmesi yalnızca süperpozisyon fazında gerçekleştirilir [24].

Foton doz hesaplamasında, enerji depolama kernelleri doku heterojenitelerini, farklı dar demetlerin lateral enerji ölçeklenmesini modellemek için altı tane bağımsız eksponansiyel soğurma fonksiyonunu temel alan oldukça karmaşık anizotropik yaklaşımla hesaba katmaktadır [25].

4.4.5. Acuros XB doz hesaplama algoritması

Eclipse TPS (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) içerisinde doz hesaplama algoritması olarak kullanımda olan Acuros XB ileri doz hesaplama algoritması, eksternal foton ışın tedavi planlamasının doğruluk ve hız ihtiyacını karşılamak amacıyla geliştirilmiştir. Acuros XB hasta doz hesaplamalarında heterojenitelerin etkilerini doğrudan hesaba katarak Lineer Boltzmann taşıma denklemini (LBTD) çözmek için özel bir teknik kullanır. Acuros XB tedavi planlamasında klinik lineer hızlandırıcıların 4MV - 25MV arasındaki bütün enerji skalasındaki x ışınları için, gelişmiş hesaplama hızı ve istatistiksel gürültü içermemesi yönüyle, radyoterapide altın standart olarak kabul gören Monte-Carlo metodları ile karşılaştırılabilir bir doğruluk sağlamaktadır [34].

Acuros XB lineer Boltzmann taşıma denkleminin (LBTD) açık çözümünü temel almaktadır. LBTD 'nin açık çözümü, doz hesaplanmasında Monte Carlo ve düzeltme tabanlı algoritmaların genel olarak kullanıldığı medikal fizik alanında nispeten yeni bir uygulamadır. LBTD, radyasyon parçacıklarının madde içerisinde seyahat ettiği sırada, madde ile olan etkileşimlerinden meydana gelen makroskobik davranışlarını tanımlamaktadır. LBTD 'nin açık çözüm yöntemlerinde hatalar sistematiktir ve uzay, açı ve enerjideki çözüm değişkenlerinin ayrıştırılmasından sonuçlanmaktadır [35].

Doku heterojeniteleri için genel olarak yoğunluk tabanlı düzeltme uygulanan konvolüsyon/süperpozisyon algoritmalarından ayrı olarak, Acuros XB sadece ortamın yoğunluğu değil, parçacıkların içerisinden taşıdığı her bir materyalin kimyasal bileşim bilgisine ihtiyaç duymaktadır. Bu nedenle doz hesaplaması için, Acuros XB görüntülenen hastanın materyal haritasına sahip olmalıdır. Hasta BT görüntüsünün içerisinde bulunan herhangi bir vokseldeki HU değeri BT kalibrasyon eğrisi kullanılarak kütle yoğunluğuna dönüştürülür. Bu eğri kullanıcı tarafından kendi özel BT tarayıcıları için yapılandırılabilir. Bir vokseldeki kütle yoğunluğu bilindiğinde, Varian sistem veritabanı içerisinde tutulan veri tablosundan materyal bilgisi belirlenmektedir [34].

Acuros XB içerisinde sudaki doz (D_W) ve ortamdaki doz (D_M) olmak üzere iki farklı doz raporlama seçeneği mevcuttur. D_M hesaplanırken, enerji bağımlı yanıt fonksiyonu her vokseldeki materyal özelliklerini temel alır. D_W hesaplanırken enerji bağımlı doz yanıt fonksiyonu su temellidir. Acuros XB hesaplama grid voksel boyutu 1 ile 3 *mm* aralığında seçilebilmektedir [34]. Ayrıca Acuros XB hesaplamalarında, 500 keV altındaki elektron ve 1 keV altındaki foton enerjileri için uzaysal bir eşik kullanır. Bir parçacık eşik enerjinin altına düştüğünde bütün enerjisinin ilgili olduğu doz grid vokselde depolandığı varsayılır [35].

Acuros XB 'nin uygulanması foton demet kaynak modeli ve radyasyon taşıma modeli olmak üzere iki ana bölümden oluşmaktadır.

Foton demet kaynak modeli; Acuros XB ve AAA algoritmaları aynı foton demet kaynak modeli kullanmaktadır.

AAA ve Acuros XB algoritmaları için aynı çoklu kaynak model verileri kullanılmasına rağmen, AAA algoritması için birincil kaynak, hedef düzlemi üzerinde noktasal bir kaynak olarak modellenirken, Acuros XB için birincil kaynak, hedef düzlemi üzerinde kullanıcı tanımlı dairesel ya da eliptik bir şekle sahip olarak modellenmektedir. Bu nedenle, birincil kaynağın modellenmesinde kullanılan efektif spot boyutu parametresinin belirlenmesinde, Varian AAA ve Acuros XB algoritmaları için sırasıyla 0.0 *mm* ve 1.0 *mm* parametre değerlerinin kullanılmasını önermektedir. Ayrıca algoritmaların yapılandırma sürecindeki optimizasyonunun son işleminde, iki algoritma için farklı parametrelere önderlik eden, elektron kontaminasyonu ve ikincil kayaktan gelen katkıların depolanması açısından ince farklılıklar mevcuttur [35].

Radyasyon taşıma modeli; Acuros XB hesaplamaları aşağıdaki aşamalardan oluşmaktadır:

- 1. adım:** Hasta içerisine kaynak model akısının taşınması
- 2. adım:** Hasta içerisinde saçılmış foton akısının hesaplanması
- 3. adım:** Hasta içerisinde elektron akısının hesaplanması
- 4. adım:** Doz hesaplaması

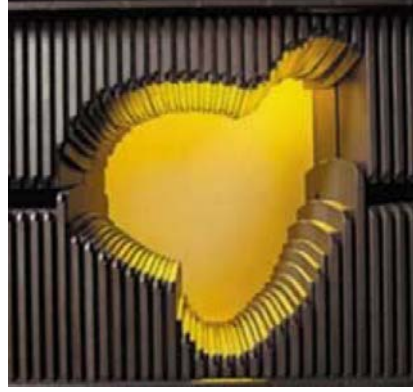
1 ve 3. adımlar hastanın her bir vokselindeki elektron akısını hesaplamak için kullanılır. Enerji bağımlı elektron akısı çözülür çözülmez, doz hesaplaması 4. adımda gerçekleştirilir. 1. adım her bir alan oryantasyonu için tekrar edilirken, 2, 3 ve 4. adımlar alan oryantasyonu hangi sayıda olursa olsun yalnızca bir defa gerçekleştirilir [12]. Dolayısıyla Acuros XB hesaplamaları alan sayısına en az düzeyde duyarlıdır. Öyleki büyük sayıda alan oryantasyonu içeren VMAT planları neredeyse tek alan hesaplamaları kadar hızlıdır [34].

4.5. Çok yapraklı kolimatörlerin (MLC) modellenmesi

Kolimasyon sistemlerinin dizayn karakteristikleri (özellikle MLC 'ler olmak üzere) farklı üreticiler tarafından tasarlanan linaklar üzerinde farklılık göstermektedir. Bu nedenle TPS tarafından tedavi için oluşturulacak akı modellemesinin gerçekleştirilebilmesi için tedavi cihazına ait kolimasyon karakteristiklerinin modellenmesine gereksinim duyulmaktadır.

4.5.1. Çok yapraklı kolimatör (MLC)

Radyasyon demetinin şekillendirilmesi, sağlıklı dokuların ve kritik yapıların maruz kalacağı dozu en aza indirmek için önemli bir yoldur [37]. Modern radyoterapi uygulamalarında Çok Yapraklı Kolimatörler (MLC), konvansiyonel tedavilerde demet şekillendirmesi için kullanılan kurşun ve CerrobendTM blokların yerini alarak yaygın olarak kullanılır hale gelmişlerdir.

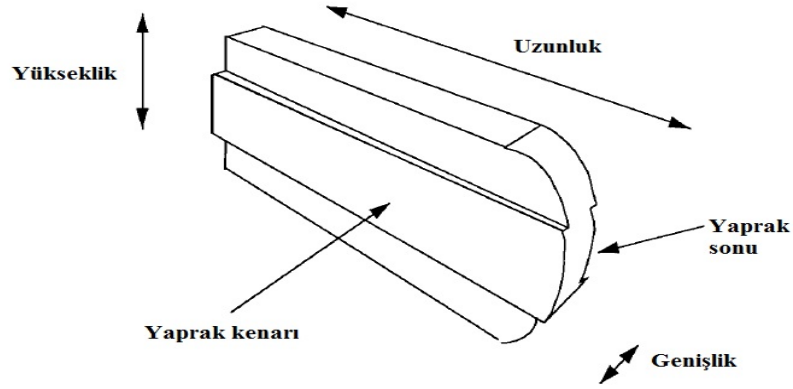


Resim 4.5.1.1. Çok Yapraklı Kolimatör, Varian Millenium 120 MLC

4.5.1.1. Çok yapraklı kolimatörlerin fiziksel özellikleri

MLC'ler tipik olarak toplamda 40 ile 120 sayıları arasında değişiklik gösteren karşılıklı dizilmiş yapraklardan oluşmaktadır (Resim 4.5.1.1.). Yaprakların boyutları üreticiye ve MLC modeline bağlı olarak 0.25 cm 'den 1 cm 'ye kadar değişen kalınlıklarda olabilmektedirler (Şekil 4.5.1.1.1.). Farklı firmalar tarafından üretilen MLC 'ler cihaz kafasında farklı yapılandırmalara ve farklı dizaynlara sahiptirler. Bu farklılıklar cihazlar arasında sızıntı ve penumbra gibi dozimetrik özellikler açısından da farklılıklara neden olmaktadır.

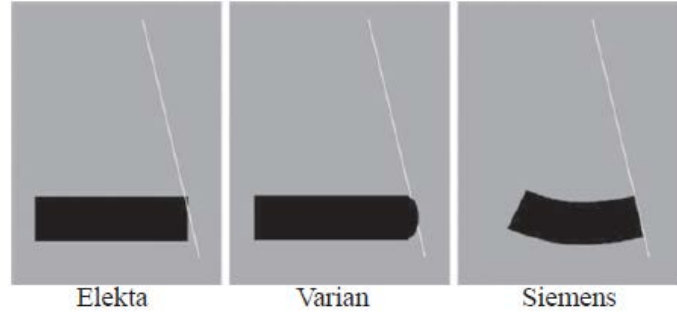
Yüksek atom numaralı tungsten alaşımı bileşimine sahip, her biri birbirinden bağımsız elektronik olarak, hassas biçimde kontrol edilen motorlar vasıtasıyla hareket ettirilen yaprakları sayesinde MLC 'ler, radyasyon demetini engelleyerek, radyasyon demet akısının istenilen biçimde şekillendirilmesine imkan sağlamaktadırlar [38]. Emniyetli ve güvenilir pozisyon kontrolünün sağlanması için yaprak pozisyonları gerçek zamanlı olarak tespit edilebilmelidir. Bunun için genellikle lineer encoder 'lar ve video optik sistemler kullanılmaktadır. Her yaprak hassas hareket yeteneğine sahip küçük bir motor tarafından hareket ettirilmektedir. Yaprakların hızları dizaynlarına bağlı olarak 0.2 mm/sn 'den 50mm/sn değerleri arasında değişkenlik göstermektedir [39].



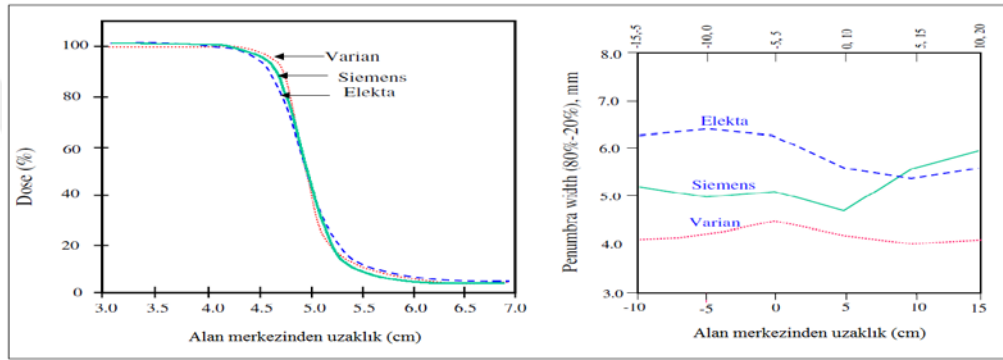
Şekil 4.5.1.1.1. Yuvarlak lif sonlu Varian lineer hızlandırıcılarına ait MLC yaprak tasarımının şematik gösterimi [39].

a) Fokuslama özellikleri

Dozimetrik olarak %20 ve %80 izodoz çizgisi arasındaki mesafe biçiminde tanımlanan penumbra bölgesi, ışın demetinin diverjansı sebebiyle kolimatör kenarlarına bağımlılık gösterir. MLC 'lerin radyasyon demetinin ışın diverjansına göre dizayn edilmesine fokuslama adı verilmektedir (Şekil 4.5.1.1.2.). MLC 'ler fokuslama özellikleri açısından paralel, tek fokuslu ve çift fokuslu olarak gruplanır [35]. Tek fokuslu liflerin uçları yuvarlaktır. Çift fokuslu liflerin huzme diverjansına uygun olarak dizayn edilmiş uçları vardır. Çift fokuslu yapraklar radyasyon kaynağı merkezli çembersel bir hat üzere hareket ederek mümkün olduğunca küçük penumbra elde edilebilmektedir. Demet diverjansına uygun biçimde düz şekilli dizayn edilmiş olan çift fokuslu Siemens MLC, daha geniş penumbra bölgesine sebep olması beklenen tek fokuslu yuvarlatılmış yaprak uçlarına sahip Varian MLC 'ler ile karşılaştırıldığında büyük avantaja sahip olmadığı görülmektedir (Şekil 4.5.1.1.2.). Varian MLC 'lerinin hastaya daha yakın pozisyonda olması sahip olduğu dezavantajı telafi etmektedir. Sahip olduğu MLC geometrisi sayesinde Varian penumbra genişliği Siemens 'inkinden daha küçüktür [40].



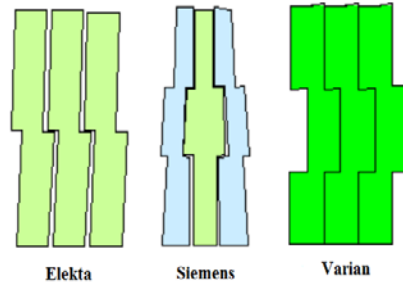
Şekil 4.5.1.1.2. Elekta, Varian ve Siemens lineer hızlandırıcılarına ait MLC yaprak uçları tasarımlarının gösterimi.



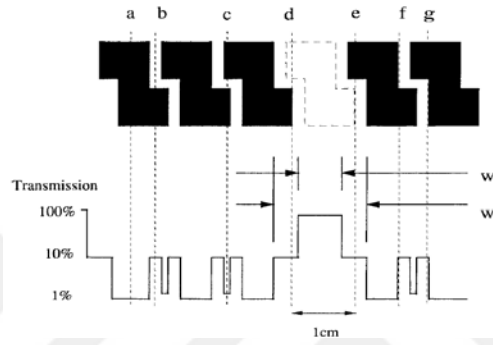
Şekil 4.5.1.1.3. 6 MV demet enerjisinde $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alan boyutunda şekillendirilmiş 3 farklı firmaya ait MLC 'lerin penumbra karşılaştırması [55].

b) Radyasyon geçirgenliği

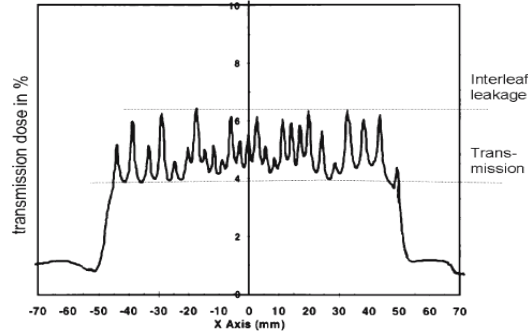
MLC yaprakları arasındaki sürtünmeden kaçınmak için yapraklar arasında yaklaşık 0.1 mm aralık bulunmaktadır. Bu aralık nedeniyle radyasyon sızıntısı oluşmaktadır. Yapraklar arasındaki sızıntıyı (interleaf leakage) azaltmak amacıyla, üreticiler girinti çıkıntı (tongue and groove) dizaynı kullanmaktadırlar (Şekil 4.5.1.1.4.). Yapraklar arası sızıntı bahsi geçen bu dizayn yapısı sebebiyle tamamen önlenememektedir [41].



Şekil 4.5.1.1.4. Elekta, Siemens ve Varian cihazlarına ait MLC 'lerinin girinti ve çıkıntı dizaynlarının şekilsel gösterimi.



Şekil 4.5.1.1.5 MLC yaprakları üzerinde farklı sızıntı yollarının gösterimi [39].



Şekil 4.5.1.1.6. MLC yapraklar arası sızıntının ve toplam MLC geçirgenliğinin MLC 'ler tamamen kapalı olduğunda dozimetrik film üzerinde ölçülen doz profili [41].

Yüksek enerjili X- ışınları kolime edildiğinde, kolimatör çeneleri ve MLC yaprakları içerisinde her zaman bir miktar radyasyon geçmektedir (Şekil 4.5.1.1.6.). tungsten materyali radyasyon geçirgenliğini %1 'in altına düşürmek için için 8-10 cm aralığında kalınlığa ihtiyaç duyulmaktadır [41].

4.5.1.2. Eclipse TPS içerisinde kolimasyon aletlerinin modellenmesi

Eclipse TPS 'nde MLC 'lerin kullanıldığı tüm alanlar için final doz hesaplamaları öngörülen foton akısına dayanmaktadır. Yaprak geçirgenliği (LT), dozimetrik yaprak aralığı (DLG) ve girinti-çıkıntı (tongue and groove) modellemesini kapsayan özellikler, MLC içeren (örneğin statik MLC alanları, IMRT alanları ve tüm ark alanları gibi) tüm alanlar için bütün akı teslim modelleme algoritmalarında (Dose Volume Optimizer (DVO) ve Progressive Resolution Algorithm (PGO) gibi) dikkate alınarak, son akı hesaplamasında kullanılmaktadır [23].

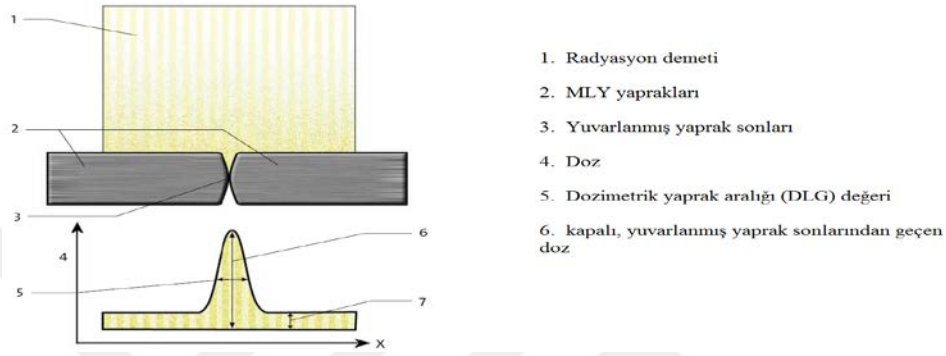
a) Yaprak geçirgenliği (Leaf Transmission, LT)

Eclipse içerisinde RT Administration bölümünde MLC yapraklarından, yaprak içi ve yapraklar arası geçirgenlik etkileriyle sızan tüm radyasyon miktarı, belirli bir tedavi cihazı ve bu tedavi cihazının kullanılabilir bütün enerjileri için leaf transmission parametresi olarak girilecek değer üzerinden yapılandırılabilir. Yapılandırılan geçirgenlik faktörü, yaprak hareket hesaplayıcılarının (Leaf Motion Calculator, LMC) içerisindeki akı hesaplamalarını ve statik MLC, dinamik MLC ve ark alanları için final akı hesaplamalarını içeren bütün akı hesaplamalarında kullanılmaktadır. Ayrıca blok materyalleri ve fiziksel kolimatör çeneler için geçirgenlik faktörü "0" olarak tanımlanır [23].

b) Dozimetrik yaprak aralığı (Dozimetrik Leaf Gap, DLG)

MLC yapraklarının yuvarlanmış şekli sebebiyle, karşılıklı yaprak çiftleri tamamen kapalı konumda olsa bile, yapraklar arasından bir miktar radyasyon geçmektedir. Bu olgu yuvarlanmış yaprak sonu geçirgenliği olarak adlandırılmaktadır [16]. Akı teslimat algoritmaları yuvarlanmış yaprak sonu geçirgenliğini gap (DLG) yapılandırma parametresi vasıtasıyla modellemektedir. Algoritmalar yaprak uçlarını keskin biçimde (yuvarlanmış şeklin aksine) modellemekte, ancak gerçek akı hesaplamasında yuvarlanmış yaprak ucu geçirgenliğini, yaprak pozisyonlarına kaydırma uygulayarak dikkate almaktadır.

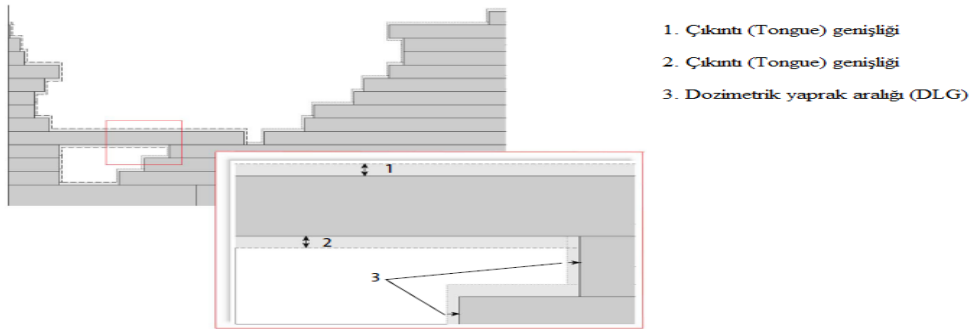
Yaprak uçlarının her biri DLG parametre değerinin yarısı kadar geri çekilerek kaydırılmaktadır. Öyle ki, tamamen kapalı yaprak çiftleri arasındaki aralık DLG parametre değerine eşittir. DLG parametresi MLC aletine ve tedavi cihazının enerji spektrumuna bağlıdır. Dozimetrik yaprak aralığı penumbra bölgesine doğrudan etkide bulunur. DLG parametresi tedavi cihazı ve enerjisi için Eclipse içerisindeki RT Administration bölümünde tanımlanabilmektedir.



Şekil 4.5.1.2.1. Yuvarlanmış Yaprak Sonu Geçirgenliği

c) MLC girinti-çıkıntı (Tongue and Groove) Modellemesi

Bir alan içerisinde bulunan yaprak çıkıntısı (tongue) üzerine düşen radyasyonun bir miktarını engellemektedir (Şekil 4.5.1.2.2.). Bu engelleme miktarı çıkıntı ve yaprak genişliği arasındaki oran ile orantısaldır. Ayrıca girinti (groove) akıyı modifiye etmektedir, ancak bu etki nispeten daha küçüktür. Girinti etkisi algoritmalar içerisinde modellenmez. Tüm bu etkiler girinti ve çıkıntı etkisi olarak adlandırılırlar.



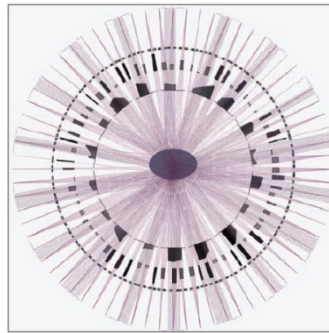
Şekil 4.5.1.2.2. Girinti ve çıkıntı tasarımı

Girinti ve çıkıntı etkisi akı teslimat algoritmalarında, gerçek çıkıntı genişliğinden biraz daha küçük bir yaklaşık genişleme parametresiyle, yaprak izdüşümlerinin yaprak yönüne dik doğrultuda genişletilerek modellenmektedir. Bu parametre kullanıcı tarafından yapılandırılabilir olmayıp, MLC model ve algoritma sürümüne bağlıdır.

4.6. VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy)

Ark terapisinin ilk formu olan IMAT (Intensity Modulated Arc Therapy) 1995'te Yu tarafından tanıtıldı. IMAT iyi bir doz dağılımı elde edebilmek için çoklu arkların birleştirilmesine ihtiyaç duyuyordu. Yeni geliştirilen VMAT tekniği ile kompleks vakalar hariç hedef hacmin tamamı için bir veya iki ark yeterli hale geldi. VMAT temel olarak doz hızı değişimine olanak sağlayan IMAT tekniği olarak bilinir. Farklı isimler altında birçok VMAT sistemi (RapidArc, Varian; SmartArc, Philips ve Elekta VMAT, Elekta) vardır [42]. VMAT gantrinin bir veya daha fazla arklar halinde dönerken radyasyonun sürekli olarak uygulanması yöntemidir. Bu yöntemin uygulanması sırasında MLC şekli, doz hızı, gantri dönüş hızı ve MLC oryantasyonu gibi birçok parametrede değişiklik olur [43];

Bu yöntemin kökeni IMAT olmasına rağmen VMAT, doz hızı, gantri dönüş hızı ve MLC oryantasyonu gibi parametrelerin değişkenliğini yöntemde dahil etmiştir (Şekil 4.6.1.). Bu sayede çoklu ark ve alan kullanma ihtiyacı azalmaktadır [43].



Şekil 4.6.1. VMAT Her bir gantry açısında diverjan ışın izleri, yaprak pozisyonları ve segment ağırlığının şematik gösterimi.

5. GEREÇ VE YÖNTEM

5.1. Araç ve gereçler

Bu çalışma, İstanbul Medipol Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsünde yapılmış olup, Medipol Mega Üniversite Hastanesi 'nde bulunan aşağıdaki araç ve gereçler kullanılmıştır.

- Varian Truebeam STx 2.0 Lineer Hızlandırıcı
- Eclipse TPS
- Philips Gemini TF TOF 16 Bilgisayarlı Tomografi Cihazı
- PTW Pinpoint 30014 iyon odası dedektör
- PTW 31010 Semiflex iyon odası dedektör
- PTW 60019 microDiamond dedektör
- PTW Farmer 30013 iyon odası dedektör
- Sun Nuclear 3D Scanner Su fantomu
- Gafchromic EBT3 Film
- IBA Dose1 Elektrometre
- EPSON Expression 11000 XL Scanner
- SNC Patient™ Yazılım
- SNC Dosimetry™ Yazılım

5.1.1. Varian TrueBeam STx 2.0 lineer hızlandırıcı

İstanbul Medipol Üniversitesi Hastanesi 'nde kullanılmakta olan Varian TrueBeam 2.0 STx lineer hızlandırıcı cihazı (Resim 5.1.1.1.) 6, 10 ve 15 Megavolt (MV) düzleştirici filtreli, 6 ve 10 MV düzleştirici filtresiz (FFF) foton demetlerine ve ayrıca 6, 9, 12, 15, 18 ve 22 Megaelektronvolt (MeV) elektron demetlerine sahiptir. TrueBeam cihazı FFF enerji modunda kullanılabilen ilk ticari lineer hızlandırıcı olma özelliğine sahiptir.. FFF enerji modları ile ulaşılabilir en yüksek doz hızları 6 MV (FFF) için 1400 MU/dk, 10 MV (FFF) için 2400 MU/dk dır. Böylece FFF demetlerinin kullanımı beam on zamanını ve toplam tedavi ışınlama sürecini büyük ölçüde azaltabilmektedir. FFF demetlerinin tedavi planlamasında kullanımı dikkate değer

diğer özellikler; sahip olduğu daha yumuşak enerji spektrumu (PDD) ve düzeltirici filtrenin bulunmamasına bağlı olarak alan dışında düzeltirici filtreden kaynaklı saçılma ve radyasyon sızıntılarının önemli miktarda azalmasıdır [44].



Resim 5.1.1.1. Varian Truebeam STx 2.0 lineer hızlandırıcı

Çalışmada kullanılan TrueBeam STx 2.0 cihazı ayrıca yüksek çözünürlüklü çok yapraklı kolimatör (HDMLC) donanımına sahiptir. HDMLC en içteki 32 çift yaprağın her biri izomerkeze göre 2.5 mm genişliğinde ve dıştaki 28 çift yaprağın her biri izomerkeze göre 5.0 mm genişliğindedir. HDMLC 'nin çözünürlüğü Varian cihazlarında kullanılan bir önceki MLC modeli olan (izomerkezde en iç yapraklar 5.0 mm, dış yapraklar 10.0 mm genişliğine sahip) Millennium 120 MLC ile karşılaştırıldığında, büyük oranda artmıştır. Bir önceki MLC modelinde bulunan Girinti-Çıkıntı ve yuvarlak lif uçları yapıları güncel versiyon HDMLC 'de de kullanılmaktadır. HDMLC 'de yuvarlak yaprak uçlarının yarıçapı 16 cm 'dir. HDMLC 'nin kullanıldığı tedavilerde düzensiz şekilli alanlarda 40 cm genişlik ve 22 cm uzunlukta alanlar üretilebilir. TrueBeam STx 2.0 tedavi cihazı ile dinamik ve konformal ark, statik ve dinamik IMRT tedavi teknikleri gerçekleştirilebilmektedir [32].

5.1.2. Eclipse™ tedavi planlama sistemi

Eclipse™ Tedavi Planlama Sistemi (VarianMedicalSystems, Palo Alto, CA) 3 boyutlu görüntüleme, tümör ve diğer anatomik yapıların belirlenmesi, tedavi alanlarının belirlenmesi, doz hesaplaması ve plan değerlendirmesi için dizayn edilmiş yazılımsal bir sistemdir. Eclipse içerisinde tedavi planlaması sürecindeki tüm bu aşamalar için özelleşmiş, örneğin; konturlama, demet planlama, plan değerlendirme vs. gibi alt uygulama bölümleri mevcuttur.

Eclipse TPS bünyesinde eksternal ışın demeti tedavisi olarak filtreli ve filtresiz foton demetleri, elektron ve proton demetlerinin kullanımı desteklenmektedir. Eclipse harici foton tedavi teknikleri arasında 3-B konformal RT, yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT), hacimsel ayarlamalı ark terapi (VMAT) gibi modern tedavi tekniklerinin uygulanmasına imkan sağlamaktadır. Eclipse içerisinde BT, MRG ve PET gibi herhangi bir DICOM dosya formatına uyumlu görüntü seti ile hastanın 3-boyutlu modelleri oluşturulabilmektedir. Çalışmada kullanılan Eclipse™ Tedavi Planlama Sistemi versiyon 13. (Varian Medikal Sistemleri, Palo Alto CA.) içerisinde foton demetleri için AAA ve AcurosXB algoritmaları, ayrıca elektron tedavi demetleri için eMC algoritması kullanılmaktadır [23].

5.1.3. Philips Gemini TF TOF 16 bilgisayarlı tomografi cihazı

Gemini TF PET/BT (Philips Medical Systems DMC GmbH, Hamburg, Almanya) cihazı yüksek performanslı, time-of-flight (TOF) kapasiteli, 3 boyutlu (3B) PET tarayıcısı ile 16 kesitli Brilliance bilgisayarlı tomografi (BT) cihazıdır. Cihazın 190 cm PET/BT tarama aralığı ve 4,7 mm'lik transverse uzaysal çözünürlüğü (1 cm) vardır. PET tarayıcısının detektörde üniform ışık yayılımı sağlayabilmesi için $4 \times 4 \times 22$ mm boyutlarında LYSO (Lutetium-yttrium oxyorthosilicate) kristali kullanır. Bu detektörün yüksek ışık verimi, hızlı zamanlama özellikleri ve yüksek durdurma gücü sayesinde yüksek hassasiyetli tarama, yüksek sayma oranı ve yüksek uzaysal, enerji ve zamansal çözünürlük elde edilmiştir. PET tarayıcısının yüksek çözünürlüğü her bir anilasyon olayı sırasında karşılaşılan fotonlar için doğru bir TOF ölçümüne imkân verir [45].

5.1.4. PTW Pinpoint 31014 iyon odası dedektör

PTW Pinpoint 31014 nominal duyarlı hacmi $0,015 \text{ cm}^3$ olan su geçirmez bir yapıya sahip silindirik bir iyon odasıdır. Dedektörün hassas hacminin yarıçapı 1 mm ve uzunluğu 5 mm 'dir. Merkezi elektrodu alüminyumdur ve çapı 0.3 mm 'dir. Duvar materyali akrilik koruyucu kaplı grafit materyalinden oluşmaktadır. Nominal enerji aralığı ^{60}Co enerjisinden 50 MV foton enerjisine kadardır. Yüksek uzaysal çözünürlüğü sayesinde hızlı doz değişimlerinin olduğu doz taramaları için uygundur. Pinpoint iyon odaları özellikle linak radyasyon alanlarının karakterize edilmesi için motorize bir su fantomu içerisinde gerçekleştirilen görelî demet profil ölçümleri için dizayn edilmiştir. Pinpoint iyon odaları Farmer tipi iyon odaları ile karşılıklı olarak kalibre edildiğinde derin doz ve mutlak doz ölçümleri için de kullanılabilir [46].

5.1.5. PTW Semiflex 31010 iyon odası

$0,125 \text{ cm}^3$ PTW Semiflex 31010 iyon odası (PTW GmbH, Freiburg, Almanya) genellikle motorize su fantomlarında doz dağılımı ölçümlerini gerçekleştirebilmek için tasarlanmış bir dozimetredir. Nominal faydalı enerji aralığı fotonlar için $140 \text{ kV}-50\text{MV}$ ve elektronlar için $6 \text{ MeV}-50 \text{ MeV}$ 'dir. Duvar materyali üzerinde koruyucu akrilik kaplama bulunan grafitten yapılmıştır. Guard ring ölçüm hacmine göre dizayn edilmiştir. Havada alınan ölçümler için akrilikten yapılmış build-up cap mevcuttur. Su veya hava kerma absorbe doz kalibrasyonu için kalibrasyon sertifikasına sahiptir. Her bir ölçüm için hava yoğunluğu düzeltmesi gerekmektedir. Silindirik hacimde olan bu iyon odasının iç çapı $5,5 \text{ mm}$ 'dir. Bu iyon odası su fantomu ölçümlerinde ideal bir dozimetredir. Ölçüm hacminin neredeyse küresel olması iyon odasının flat açısal bağımlılığını $\pm 160^\circ$ 'nin üzerine çıkarır. Su fantomunun her üç ekseninde de üniform uzaysal çözünürlüğe sahiptir. Nominal 400V ve maksimum $\pm 500 \text{ V}$ çalışma aralığı vardır [47].

5.1.6. PTW MicroDiamond 60019 dedektör

Sentetik tek kristal diamond dedektör PTW microDiamond 60019 (mD) (PTW GmbH, Freiburg, Almanya) minimal doz hızı ve puls başına doz bağımlılığı, ayrıca uzaysal çözünürlüğünün iyi olması nedeniyle küçük alan dozimetrisi için uygun bir dedektördür. Microdiamond dedektör aktif çapı 2.2 mm ve inceliği 1 μm (bunun sonucunda duyarlı hacmi 0.004 mm^3) olan disk şekilli yüzeye sahip olarak 7 mm çapında PMMA housing su geçirmez muhafaza içerisinde bulunmaktadır. Fiziksel yapısı gereği biaz voltaj uygulanmaz. Nominal dedektör yanıtı 1 nC/Gy 'dir.

5.1.7. PTW Farmer 30013 iyon odası

0,6 cm^3 PTW Farmer 30013 iyon odası (PTW GmbH, Freiburg, Almanya) su veya katı malzeme ile yapılan ölçümlerde absolut foton ve elektron dozimetrisi için tasarlanmış su geçirmez bir iyon odasıdır. Nominal foton enerji Aralığı 30 kV-50 MV ve elektron enerji Aralığı 10 MeV-45 MeV'dir. Sağlam bir yapıya sahip olan bu iyon odasının grafit duvar materyalinin üzerinde koruma amaçlı akrilik kaplama mevcuttur ve elektrodu alüminyumdan yapılmıştır. Guard ring ölçüm hacmine göre dizayn edilmiştir. 1 m uzunluğunda kablosu ve değişik konnektör çeşitleri mevcuttur. Her bir iyon odası için su veya hava kerma absorbe doz kalibrasyonu için kalibrasyon sertifikasına sahiptir. Her bir ölçüm için hava yoğunluğu düzeltmesi gerekmektedir. Nominal 400V ve maksimum ± 500 V çalışma aralığı vardır [48].

5.1.8. Sun Nuclear 3D Scanner™ su fantomu

Sun Nuclear 3D Scanner™ (Sun Nuclear Corp., Melbourne, FL, ABD) su fantomu yüksek enerjili radyasyon dozimetrisinde kullanılmak amacıyla tasarlanmıştır. Silindirik bir tasarıma sahip olan SNC 3D Scanner su fantomu tek bir tarama barına sahiptir. Bu barın hareketi sayesinde istenilen eksenlerde tarama yapılabilmektedir. Su fantomunun kurulum başlangıcında sistem tarafından sunulan kurulum testleri sayesinde tank seviyelendirmesi, su yüzeyinin bulunması, eşmerkezin bulunması, açı sapma ayarlamaları otomatik olarak gerçekleştirilebilmektedir. Su fantomu sürekli ve adım adım tarama yeteneğine

sahiptir. Su fantomu üzerinde elektrometre mevcuttur. Üretici tarafından tarama hassasiyetinin 0.1 mm olduğu belirtilmektedir. Su fantomu 65 cm tarama çapına sahip olarak, oldukça geniş alanlarda da tarama imkanı sağlamaktadır. Sürekli ve adım adım olmak üzere iki farklı tarama moduna sahip olan su fantomu 1 mm tarama hassasiyetine sahip olduğu bildirilmektedir [54].

5.1.9. Gafkromik EBT3 film

Gafkromik EBT3 (Ashland Inc., Wayne, NJ, ABD) radyokromik dozimetre filmi ortalama 27µm kalınlığı, aktif bileşeni, marker boyası, stabilizörü olan tek bir aktif tabaka ve filme düşük enerji bağımlılığı kazandıran diğer katkı maddelerinden oluşur. Sarı marker boya UV/ışık hassasiyetini düşürür ve RGB film tarayıcı ile birlikte kullanılır. Multikanal dozimetrelerin tüm avantajlarına sahiptir. Aktif tabaka 120µm'lik iki geçirgen polyester alt tabaka arasında yer alır ve bu simetrik yapı filmin hangi yüzünün tarayıcı yönünde olması gerektiği ile ilgili ihtiyacı ortadan kaldırır. Polyester alt tabaka bir flatbed tarayıcıdaki cam pencere ile film yüzeyi arasında bir boşluk oluşturan mikroskobik silika parçacıklarına sahip özel bir yüzey davranışına sahiptir. Boşluk görünür ışığın dalga boyunun yaklaşık 10 katı olduğu sürece flatbed tarayıcılarla elde edilen görüntülerde Newton'un Yüzükleri girişim şablonları önlenmiş olur [49].

5.1.10. IBA Dose1 elektrometre

IBA Dose1 (IBA, GmBH, Scanditronix Wellhofer, Almanya) absorbe doz ölçümleri için geliştirilen tek kanallı, yüksek doğruluklu taşınabilir bir elektrometredir. Bu elektrometre geniş dinamik aralıkta yüksek çözünürlüğe sahiptir ve absorbe doz ölçümlerinde iyon odaları, yarı iletken detektörler ve elmas çubuklar ile birlikte kullanılabilir [50].

Doz, doz hızı, ortalama doz hızı, yük, akım ve monitör ünit başına düşen doz miktarı değerleri Dose 1 ile ölçülür ve anlık olarak ekrana yansıtılır. Yaklaşık 40 detektörün fiziksel ve geometrik parametrelerini de içeren spesifik veri setlerini sensör hafızasında depolayabilir [50].

5.1.11. EPSON Expression 11000 XL tarayıcı

Epson Expression 11000XL (Seiko Epson Corporation, Nagano, Japonya) grafik sanatları uygulamalarını gerçekleştirmek üzere tasarlanmış yüksek çözünürlüklü bir A3 tarayıcıdır. Keskin ve doğru tarama yapabilmesi amacıyla Expression 11000XL modeli 3.8 DMax ve 48 bit renkli optik yoğunluğa sahiptir. Ayrıca bu modelde 2400x4800 dpi yüksek çözünürlük ve ultra hassas Micro Step Drive teknolojisi kullanılmaktadır. Epson scan'de toz taneciklerini önleme ve görüntülerdeki renk geçişlerinin yumuşatılması için nokta giderme gibi özellikler bulunur [51].

5.1.12. SNC Dosimetry™ yazılımı

SNC dosimetry (Sun Nuclear Corp., Melbourne, FL, ABD) yazılımı Sun nuclear 3D scanner su fantomunu opere etmek için kullanılmaktadır. Elde edilen bütün tarama verileri yazılım bünyesinde bir veritabanında saklanabilmektedir. Bu sayede elde edilen tarama verileri gerektiğinde kullanıcılar arasında paylaşılabilir. Tarama işlemi gerçekleştirildikten sonra elde edilen verilerin ekran üzerinde analizleri yapılabilmektedir [52].

5.1.13. SNC Patient™ yazılımı

SNC patient™ yazılımı (Sun Nuclear Corp., Melbourne, FL, ABD) QA platformları için kullanılmak üzere geliştirilmiş olan bir yazılım programıdır. SNC Patient yazılımı ile ölçülen ve planlanan doz noktalarının karşılaştırılması yapılabilmektedir. Kullanıcılar DTA ya da Gamma analizlerini kullanarak göreceli yada mutlak dozları karşılaştırması yapabilmektedirler. Ayrıca SNC Patient yazılımı ile dozimetrik film kalibrasyonu ve film dozimetrik ölçüm okuma ve karşılaştırmaları yapılabilmektedir [53].

5.2. Yöntem

5.2.1.Eclipse TPS içerisinde sanal cihaz yapılandırılmasının gerçekleştirilmesi

Çalışmanın ilk aşamasında klinikte bulunan Eclipse TPS içerisinde 120 yaprak HDMLC donanımlı TrueBeam STx 2.0 tedavi cihazı için sanal tedavi cihazı oluşturuldu. Yalnızca 6MV (FFF) foton demet enerjisi için Eclipse TPS içerisine girilmesi gereken verileri elde etmek için kabul testi ölçümleri gerçekleştirilerek, sanal tedavi cihazı içerisinde yalnızca 6 MV (FFF) enerji modu için foton doz hesaplama algoritmalarına (AAA ve Acuros XB) yapılandırma işlemi gerçekleştirildi.

5.2.1.1.Foton demet ölçümleri

Gerçekleştirilen tüm ölçümler (%DD, profiller, output faktörleri) üretici firma tarafından AAA ve Acuros XB algoritmaları için Eclipse klavuzunda zorunlu tutulan ve önerilen talimara göre elde edildi. Tüm ölçümler TrueBeam STx lineer hızlandırıcının 6 MV (FFF) enerji modunda Sun Nuclear 3D ScannerTM su fantomuyla, SSD = 100 cm'de, foton enerjisi 6 MV (FFF) ve doz hızı 1400 MU/dk seçilerek, kolimatör çene tanımlı açık alan boyutları için (tüm MLC 'ler geriye çekilmiş vaziyette) gerçekleştirildi. Demet profil, %DD ve Output Faktör ölçümleri için özellikle küçük alan ölçümlerinde hassasiyeti artırmak amacıyla PTW microDiamond 60019 dedektör kullanıldı. Ölçümler gerçekleştirilmeden önce kolimatör çene pozisyonu ışıklı alana göre kalibre edildi. Elde edilen demet verilerinin toplanması ve işlenmesi sürecinde SNC DosimetryTM yazılımından yararlanıldı.

Yüzde derin doz ölçümleri yukarıda sözü edilen koşullarda 16 farklı kolimatör tanımlı açık alan boyutlarının her biri için (1×1), (2×2) , (3×3), (4×4), (6×6), (8×8), (10×10), (12×12), (15×15), (17×17), (20×20), (22×22), (25×25), (30×30), (35×35) ve (40×40) cm² merkezi eksen boyunca yüzeyden 30 cm derinliğe kadar 5 farklı derinlikte elde edildi. Demet doz profil ölçümleri aynı alan boyutları için cihaz dönüş eksenine paralel biçimde 5 farklı derinlikte (1,3, 5, 10, 20 ve 30 cm) gerçekleştirilmişlerdir. Diyagonal profil ölçümleri en büyük açık alan

boyutu $(40 \times 40) \text{ cm}^2$ için 1,3, 5, 10, 20 ve 30 cm derinlikler için elde edildi. Elde edilen tüm profil ölçümleri için SNC Dosimetry™ yazılımı içerisinde merkezi eksene normalizasyon ve yumuşatma işlemleri uygulandı. Özellikle küçük alan noyutlarında ölçüm hassasiyeti artırmak için $(20 \times 20) \text{ cm}^2$ alan boyutuna kadar alınan ölçümler için PTW microDiamond 60019 dedektör, $(22 \times 22) \text{ cm}^2$ 'nin üzerindeki alan boyutları için alınan ölçümler $0,125 \text{ cm}^3$ PTW Semiflex 31010 silindirik iyon odası ile gerçekleştirilmiştir. MicroDiamond dedektör ile alınan ölçümlerde referans dedektör kullanılmazken, semiflex iyon odası ile alınan ölçümlerde bir diğer $0,125 \text{ cm}^3$ PTW Semiflex 31010 silindirik iyon odası referans dedektör olarak kullanılmıştır. MicroDiamond dedektör ölçümlerinde dedektörün doğası gereği biaz voltaj uygulanmamış olup, semiflex iyon odası ölçümlerinde biaz voltaj +300V olarak uygulanmıştır. Ayrıca hiçbir dedektör için herhangi bir koşulda düzeltme faktörü kullanılmamıştır.

Görelî saçılma faktörleri (Output faktörü) tablosu en küçük alan boyutunun $(1 \times 1) \text{ cm}^2$ en büyük alan boyutuna $(40 \times 40) \text{ cm}^2$ kadar değişen aralıkların bir matrisi düzeninde SSD = 100 cm, 10 cm derinlikte 100 MU ışınlama karşılığında elde edilen okuma değerleri, $(10 \times 10) \text{ cm}^2$ alan boyutu için "1" değerine normalize edilerek oluşturulmuştur.

5.2.1.2. Demet modellemesi ve doz hesaplama algoritmalarının yapılandırılması

AAA ve Acuros XB (sürüm 13.0.26) doz hesaplama algoritmaları için ayrı ayrı olmak üzere demet verilerinin hesaplanması amacıyla, ölçümleri gerçekleştirilen derin doz eğrileri (en küçük alan boyutu $(2 \times 2) \text{ cm}^2$), crossline profiller (en küçük alan boyutu $(2 \times 2) \text{ cm}^2$), diyagonal profiller (alan boyutu $(40 \times 40) \text{ cm}^2$) ve output faktörleri (en küçük alan boyutu $(2 \times 2) \text{ cm}^2$) verileri Eclipse TPS içerisine yüklendi. Eclipse foton demetlerinin hesaplatılma sürecinde YDD eğrileri ve profiller için en küçük alan boyutu olarak $(2 \times 2) \text{ cm}^2$ alan boyutuna kadar elde edilen verilerin hesaplatılmasına izin vermektedir. Ayrıca Eclipse $(1 \times 1) \text{ cm}^2$ 'e kadar olan alan boyutları için output faktörlerin yüklenerek hesaplatılmasına müsaade etmektedir ancak küçük alan belirsizliğinin getirdiği olumsuzlukları en aza indirmek amacıyla çalışmada yüklenen en küçük output faktör değeri $(2 \times 2) \text{ cm}^2$

olarak belirlendi. Algoritmaların yapılandırılması sürecinde farklı spot size parametre değerlerinin uygulanmasının etkilerinin değerlendirilmesi amacıyla, ilgili parametre değeri için değerlendirme verilerinin elde edilmesinin ardından belirlenen farklı bir spot size parametre değeri (x ve y eksenlerinde, tanımlanan farklı fokal spot boyutu parametreleri; (0,0), (1,0), (1,1),(1.5,0), (1.5,1), (1.5,1.5), (2,1), (2,1.5) olmak üzere AAA ve Acuros XB algoritmalarının her biri için değiştirilip tanımlanarak, algoritmaların yapılandırması için hesaplama işlemi tekrarlandı. Eclipse demet yapılandırma bölümünde fokal spot boyutu parametresinin değiştirilmesi sonucunda algoritma yapılandırma hesaplamasının tekrardan gerçekleştirilmesine gereksinim duyulmaktadır.

5.2.2. Görüntülerin elde edilmesi

Görüntü alma işlemi için Philips Gemini TF TOF Bilgisayarlı Tomografi (BT) cihazı kullanıldı. Üst üste dizili 16 adet 1 cm 'lik RW3 katı su fantomları için (6 cm derinlikte merkezi eksen üzerinde önceden kesilmiş EBT3 film yerleştirilmiş şekilde) 1 mm kesit aralıkları ile BT görüntüleri elde edildi.

5.2.3. Eclipse tedavi planlama sisteminde planların hazırlanması

Cihaz modelleme parametrelerinin, değişken pozisyonlara sahip, hareketli MLC, gantri ve değişken doz hızlarına sahip volumetrik ark yaklaşımli tedavi planların doğruluğu üzerine etkisinin araştırılmasına temel oluşturmak amacıyla 120 yaprak HDMLC donanımlı TrueBeam 2.0 STx tedavi cihazı için kolimatör çene ve MLC tanımlı statik alanlar için planlar oluşturuldu. Sonrasında volumetrik ark yaklaşımli tedavi planlarının araştırılması amacıyla RapirArc planları oluşturuldu. Doz hesaplama algoritmalarının yapılandırma sürecinde seçilen farklı spot size parametreleri için tekrardan yapılandırma hesaplaması gerçekleştirilerek, ilgili yapılandırma parametresinin plan doğruluğuna etkisinin değerlendirilmesi için daha önce doz hesabı yapıp değerlendirilmiş tüm planlar her yeni spot boyutu parametresi tanımlandıktan sonra tekrar hesaplatıldı. Üzerinde hesaplama gerçekleştirilen hedef spot boyutu parametreleri sırasıyla (mm cinsinden (x, y) eksenlerinde tanımlı olarak) AAA algoritması için (0,0), (1,0), (1,1), (1.5,1), (2,1) ve Acuros XB algoritması için

(0,0), (1,1), (1.5,0), (1.5,1), (2,1.5) değerleri seçildi. Yine aynı şekilde, MLC 'lerin kullanıldığı planlarda, MLC modelleme parametreleri DLG ve LT parametrelerinin farklı değerlerinin plan doğruluğu üzerine etkisini araştırmak amacıyla oluşturulmuş planlar değiştirilen modelleme parametresi için yeniden hesaplatıldı. Klinikte bulunan TrueBeam 2.0 STx cihazı için tedavi planlama hesaplamalarında kullanılan, TPS içerisinde tanımlanmış DLG ve LT parametrelere değerleri sırasıyla DLG= 0.380 cm ve LT= % 1.07 'dir. MLC kullanılan tedavi alanları için etkisi incelenen DLG ve LT parametre değerleri, klinikte benimsenmiş olan değerler üzerinden sırasıyla; DLG/2, DLG, 2×DLG ve LT/2, LT, 2×LT parametrelerinin rakamsal değer karşılıkları olarak belirlenmiştir.

5.2.3.1. Kolimatör çene tanımlı statik alanlar için planların yapılması

Eclipse TPS içerisinde su materyali eşdeğeri, Hounsfield değeri "0" 'a eşit, (30×30) cm² boyutunda homojen bir sanal su fantomu oluşturuldu. Oluşturulan bu sanal su fantomunun üst yüzeyinin orta noktası gantri "0 derecede merkezi eksene hizalı olacak şekilde, SSD= 95 cm'de sabit SSD tekniğiyle, 6 MV (FFF) foton enerji modunda 1400 MU/dk doz hızı seçili, tüm MLC 'ler tamamen geri çekili pozisyonda, kolimatör çene boyutları; (0.6×0.6), (1×1), (2×2), (3×3), (4×4) ve (10×10) cm² olarak ayarlanarak her alan boyutu için ayrı bir tedavi planı oluşturuldu. Sözü edilen tüm alan boyutlarında oluşturulan planlar için 200 MU üzerinden doz hesaplamaları yapıldı.

5.2.2.2. MLC tanımlı statik alanlar için planların yapılması

Daha önce kolimatör çene tanımlı statik alanların planlamasında kullanılan sanal su fantomu üzerine aynı setup koşullarında, 6 MV (FFF) foton enerji modunda 1400 MU/dk doz hızı seçili, kolimatör çeneler MLC'lerin gerisinde konumlanmış şekilde ve boyutları sabit (8×8) cm², (0.5×0.5), (1×1), (2×2), (3×3) ve (4×4) cm² boyutlarında simetrik MLC tanımlı statik alanlar için planlar oluşturuldu. Sözü edilen tüm alan boyutlarında oluşturulan planlar için 200 MU üzerinden doz hesaplamaları yapıldı. Oluşturulmuş her plan için QA planı oluşturuldu.

5.2.3.3. Volumetrik yaklaşımlı ark planların yapılması

TPS 'ndeki doz hesaplama algoritmalarının daha çok, küçük, modülasyonlu VMAT tedavilerindeki doğruluğunu deneysel olarak değerlendirmek amacıyla Eclipse TPS içerisinde VMAT yaklaşımlı tedavi planları oluşturuldu. Bunun için öncelikle stereotaktik yaklaşımlı olarak (1 mm kesit aralığı ile elde edilmiş) bir adet hasta BT görüntüsü üzerinde, hastanın beyin verteks bölgesine 0,8, 1,3 ve 1,8 cm olmak üzere 4 farklı çaptaki sanal hedef hacimler (PTV) çizildi. Tedavi masası yapısı planlamaya dahil edildi ancak belirsizliği aza indirmek amacıyla ışınların masadan doğrudan girmemesi için gantri açıları 250° 'den 110c 'ye, 45° 'lik kolimatör açısına sahip 1 ark alanı oluşturuldu. Kolimatör çene boyutları her boyuttaki hedef hacim için sabit olmak üzere (3×3) cm² olarak belirlendi. 6 FFF foton enerji modu ile 1400 MU/dk doz hızı seçildi. Reçetelendirilen doz 1 fraksiyonluk bir tedavi için fraksiyon başına 300 cGy, toplamda 300 cGy olarak belirlendi. Varian Eclipse RapidArc (VMAT) Progressive Volume Optimizer (PRO sürüm 13.0.26) optimizasyon algoritması kullanılarak doz optimizasyon işlemi gerçekleştirildi. Optimizasyon işlemi takiben doz hesaplama algoritmaları AAA (sürüm 13.0.26) ve Acuros XB (sürüm 13.0.26) ile hesaplama grid boyutu 1 mm seçili olarak doz hesaplamaları gerçekleştirildi. Hesaplamalar sonrasında planlar reçetelendirilen dozun tamamı PTV hacminin %95 'ini kapsayacak şekilde normalize edildi. RapidArc planları için önceden BT görüntüsü elde edilmiş 16 adet 1 cm kalınlıkta RW3 katı su fantomları üzerine, izometkez RW3 fantomların yüzeyden 6 cm derinlikte, fantomların orta noktasında olacak şekilde QA planları oluşturuldu. Her bir QA planı için sonrasında verifikasyon işleminde karşılaştırmalarda kullanılmak üzere, ilgili doz hesaplama algoritması ve yapılandırma parametre değeri seçilerek doz hesaplaması gerçekleştirildi.

5.2.4. Işınlama öncesinde gerçekleştirilen mekanik ve dozimetrik kontroller

Statik kolimatör çene, MLC tanımlı statik alanlar ve ayrıca RapidArc planları için verifikasyon ışınlamaları öncesinde tedavi cihazının mekanik ve dozimetrik kontrolleri yapılmıştır. Truebeam STx 2.0 cihazı için gerçekleştirilen kontrollerde gantri açısı göstergesi kontrolü, kolimatör açısı göstergesi kontrolü, kolimatör eksen dönuşü ile çapraz tel sabitliğı kontrolü, eşmerkez kontrolü, lazer kontrolü, optik mesafe göstergesi gantri açısı bağımlılığı kontrolü, masanın longitudinal ve lateral hareketinin kontrolü, masanın düşey hareketi ile kolimatör ekseninin paralelliğinin kontrolü, masanın dönüş hareketi ile kolimatör ekseninin paralelliğinin kontrolü, alan boyutları göstergesi kontrolü, ışık-ışın alanı uyumu kontrolü, asimetrik kolimatör kontrolü ve çapraz tel eksenini ile radyasyon alanı eksenini uygunluğu kontrolü gerçekleştirildi ve yapılan bu kontroller sonucunda elde edilen değerlerin limitler içinde olduğı görüldü.

Dozimetrik ölçümler kapsamında Truebeam STx 2.0 cihazında cihazın ürettiğı radyasyon verimi kontrol edildi. Cihaz 100 cm SSD ve (10×10) cm² alan boyutlarında maksimum doz derinliğinde (6 MV (FFF) foton enerjisi için $d_{maks}=1,3$ cm) 1 MU = 1 cGy olacak şekilde, su eşdeğeri katı fantom içerisinde 10 cm derinliğe yerleştirilmiş 0.6 cc PTW Farmer 30013 iyon odası dedektör eşliğinde kalibre edildi. Kalibrasyon işlemşeri TRS 398 [15] 'de belirtilen talimatlara uygun olarak gerçekleştirildi.

5.2.5. Işınlanacak EBT3 gafkromik filmlerin hazırlanması

Film kabilrasyonu için (5×5) cm² boyutunda Gafchromic EBT3 filmler kullanıldı. Film kalibrasyonu gerçekleştirilen mutlak doz ölçümleri için verilen herbir MU değeri için ışınlanmak üzere 3 adet film ayrıldı. Ayrıca film kalibrasyon eğrisi oluşturulurken kullanılmak üzere bir adet background filmi kesildi. Filmlerin kesilmesi esnasında filmlerin kutu içeriğinde bulunan klavuzda belirtilen uyarı ve öneriler dikkate alındı. Bu önerilerden yola çıkılarak filmlerin oryantasyonu ve tarama yönüne dikkat etmek açısından, kesilen her bir film üzerine film için gereken tarama yönünü belirten işaretler koyuldu (Resim 5.2.5.1.) Eclipse TPS 'de herbir

plan için, kalibrasyon oluşturulurken uygulanan prosedürler tekrarlanarak, 3 ışınlama yapılabilecek kadar film kesildi. Film boyutları ilgili plan doz dağılımları incelenerek, gereksinim duyulan dozimetrik verileri (örneğin; %80-%20 penumbra bölgesi gibi) içerecek kadar büyüklükte kesildi.



Resim 5.2.5.1. Gafkromik EBT3 film

Film kalibrasyonu için ışınlama işlemine başlamadan önce, kalibrasyonda kullanılacak filmlerin ışınlanacağı aynı setup şartlarında ve cihaz tarafından verilecek MU 'değerine karşılık gelecek mutlak doz ölçümleri gerçekleştirildi. Mutlak doz ölçümleri TrueBeam STx 2.0 cihazında 10 cm derinlikte (10×10) cm^2 alan boyutu ve SSD=100 cm olacak şekilde TRS-398 [15] 'de belirtilen kriterler göz önünde bulundurularak, su eşdeğeri katı fantom ve 0.6 cc PTW Farmer 30013 iyon odası kullanılarak, 14 farklı MU değeri (5 MU, 25 MU, 50 MU, 75 MU, 100 MU, 150 MU, 200 MU, 250 MU, 300 MU, 400 MU, 500 MU, 700 MU, 900 MU, 1100 MU) için gerçekleştirildi. Elde edilen mutlak doz değerleri daha sonra film kalibrasyonunda kullanılmak üzere bir dosyaya kaydedildi.

Hazırlanan filmler kalibrasyon işlemi için gerçekleştirilen mutlak doz ölçümleri ile aynı koşullarda, su eşdeğeri katı fantom içerisinde cihaz merkezi eksenini film yüzeyinin ortasına gelecek şekilde yerleştirildi ve bu ölçümlerde uygulanan 14 farklı MU değeri için TrueBeam STx 2.0 cihazında ayrı ayrı ışınlandı. Işınlanan filmler 24 saat boyunca karanlık ve oda sıcaklığındaki bir ortamda muhafaza edildikten sonra EPSON EXPRESSION 11000 XL tarayıcıda taranıp her bir film için birer .tif uzantılı dosya oluşturuldu. Filmin oryantasyonundan kaynaklanan lateral response artefaktını önlemek için her bir filmin tarayıcının merkezinde bulunmasına önem verildi. Ayrıca tarayıcının ampülünden yansıyan ışığın film cevabında oluşturacağı belirsizliği engellemek için tarama alanının kenarları mukavvadan yapılan bir

çerçeve ile kapatıldı (Resim 5.2.5.1.). Film tarama işlemi bittikten sonra SNC Patient Software kullanılarak Truebeam STx 2.0 cihazı için kalibrasyon eğrisi elde edildi. Kalibrasyon eğrisi oluşturulurken her bir filme denk gelen doz değeri, ışınlandığı MU miktarının kalibrasyon işlemi için gerçekleştirilen mutlak doz ölçümlerindeki mutlak doz karşılığı (cGy cinsinden) tanınmlandı. Background filmleri için doz değeri 0 cGy olarak belirlendi.



Resim 5.2.5.1. Üç kenarı mukavvadan yapılmış çerçeve ile kapatılan EPSON EXPRESSION 11000 XL tarayıcı

5.2.6. Eclipse TPS 'de oluşturulmuş planların ışınlanması

5.2.6.1 Statik alanlar için yapılan planların ışınlanması

Statik kolimatör çene ve MLC tanımlı alanlar için oluşturulan planların ışınlanması için hazırlanan her bir film aynı koşullarda; su eş değeri katı su fantomu içerisine cihaz merkezi eksenine ortalanarak, 5 cm derinlik ve SSD = 95 cm olacak şekilde yerleştirildi. Işınlamalar oluşturulmuş QA planları üzerinden gerçekleştirildi. Filmler yerleştirilirken sonuçların değerlendirilmesinde öneme sahip olduğundan, kolimatör yönleri ve film üzerine konulan işaret arasındaki tutarlılığa dikkat edildi.

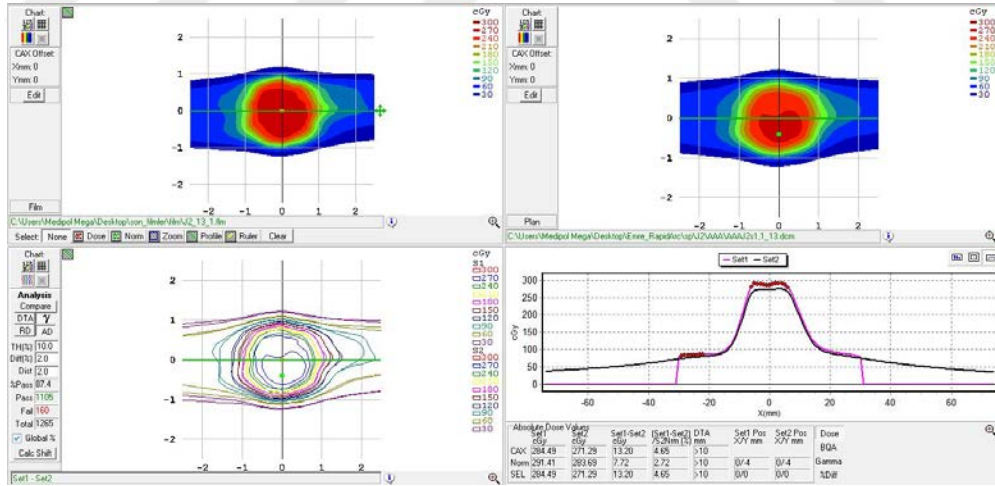
5.2.6.2. RapidArc planların ışınlanması

Oluşturulan QA planları ışınlanırken TrueBeam STx 2.0 cihazında daha önce BT görüntüsü elde edildiği şekilde 16 adet RW3 katı su fantomları tedavi masasına yerleştirildi. Her bir planın ışınlanmasında, öncesinde hazırlanmış olan Gafkromik EBT3 film, fantom içerisine 6 cm derinlikte olacak şekilde yerleştirildi. SSD ve

izomerkez kontrolleri gerçekleştirildikten sonra QA planları üzerinden ışınlama işlemleri gerçekleştirildi.

5.2.7. Işınlanan filmlerin değerlendirilmesi

TrueBeam STx cihazında yapılan ışınlamalar sonrasında ışınlanan filmler karanlık ve oda sıcaklığında bir ortamda 24 saat süre bekletildi. Daha sonra filmler kalibrasyon koşullarına uygun olarak kapatılan EPSON EXPRESSION 11000 XL tarayıcı ile tarandı. Taranan filmler “.tif” dosya uzantılı olarak kaydedildi. Oluşturulan bu dosyalar SNC Patient yazılımı içerisinde filmler için oluşturulmuş kalibrasyon eğrisi kullanılarak “.flm” uzantılı dosyalara dönüştürüldü. Sonrasında her bir plan için filmin fantom içerisinde bulunduğu kesite ait doz dağılım veri dosyaları Eclipse TPS içerisinde “.dcm” dosya uzantılı olarak export edildi. SNC Patient yazılımı içerisinde plan değerlendirme bölümünde ışınlanan filmlere ait doz verileri ile TPS ‘den elde edilen ilgili planlara ait dozimetrik veriler karşılaştırıp değerlendirildi (Şekil 5.2.7.1.).



Şekil 5.2.7.1. Işınlanmış bir planın SNC Patient Software’ de değerlendirilmesi; sol üst bölümde bu plan için ışınlanmış filminden elde edilen izodoz eğrileri, sağ üst bölümde aynı planın Tedavi Planlama Sisteminde filmin bulunduğu kesit için alınmış izodoz eğrileri, sol alt bölümde bu izodoz eğrilerinin izomerkezlerine göre çakıştırılması ve sağ alt bölümde ise bu izodoz eğrilerinin grafiksel uyumu gösterilmiştir.

6. BULGULAR

Verifikasyon işlemleri öncesinde referans koşullarda (6 MV FFF foton enerjisi için (10×10) cm^2 alan boyutu, 100 cm SSD, 10 cm derinlikte) RW3 katı su fantomu içerisinde 0,6 cc PTW Farmer 30013 iyon odası linak radyasyon verim ölçümleri gerçekleştirildi. Radyasyon verimi $\% \pm 1$ değer aralığı içerisinde bulundu.

Gafkromik EBT3 dozimetrik filmler ile gerçekleştirilen output ölçüm verilerinin tutarlılıklarının değerlendirilmesi amacıyla benzer koşullarda (alan boyutları; (1×1) , (2×2) , (3×3) , (4×4) , (6×6) ve (10×10) cm^2 , 95 cm SSD ve 5 cm derinlikte) 0,015 cm^3 PTW Pinpoint 31014 iyon odası dedektör ile output ölçümleri gerçekleştirildi. Elde edilen ölçümler (10×10) cm^2 alan boyutu için elde edilen ölçüm verisine normalize edildiğinde, kolimatör çene tanımlı (3×3) , (4×4) ve (6×6) cm^2 alan boyutları için iki dozimetri arasındaki fark $\% \pm 1$ değer aralığı içerisinde bulundu. Tablo 6.1. 'de Çeşitli boyutlardaki kolimatör çene ve MLC tanımlı radyasyon alanlarında Gafkromik EBT3 film ve Pinpoint iyon odası ile elde edilmiş radyasyon output faktör ölçümleri görülmektedir. Kolimatör çene tanımlı alanlar için tüm MLC 'ler tamamen geri çekili vaziyette konumlandırıldı. Tüm MLC tanımlı alan boyutları için kolimatör çeneler MLC 'lerin gerisinde (8×8) cm^2 sabit olacak şekilde konumlandırıldı.

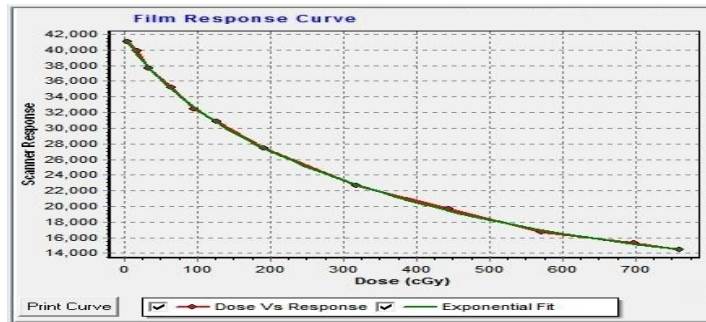
Tablo 6.1. Kolimatör çene ve MLC tanımlı çeşitli açık radyasyon alanları için EBT3 Film ve Pinpoint ile elde edilmiş output faktör ölçümleri ve sonuçlar arasındaki yüzde fark.

Alan Boyutu (cm ²)	EBT3 Film	Pinpoint	%Fark
J(0.6x0.6)	0.613	0.526	-14.2
J(1x1)	0.749	0.741	-1.1
J(2x2)	0.857	0.862	0.6
J(3x3)	0.894	0.898	0.4
J(4x4)	0.918	0.920	0.2
J(6x6)	0.954	0.955	0.1
M(0.5x0.5)	0.645	0.499	-22.7
M(1x1)	0.766	0.751	-1.2
M(2x2)	0.865	0.871	0.7
M(3x3)	0.909	0.912	0.3
M(4x4)	0.930	0.932	0.2

Not: "J" kolimatör çene tanımlı alanları, "M" ise MLC tanımlı alanları ifade etmektedir.

6.1. Film kalibrasyon eğrisinin elde edilmesi

Oluşturulan statik alan ve RapidArc planların mutlak doz verifikasyonu için Gafkromik EBT3 film kullanılmıştır. Filmlerin değerlendirilmesi için ilk olarak TrueBeam STx 2.0 cihazında 6 MV FFF enerji modu için kalibrasyon eğrisi oluşturulmuştur. Şekil 6.1.1 'de elde edilen kalibrasyon eğrisi görülmektedir.



Şekil 6.1.1. Truebeam STx 2.0 cihazında 6 MV FFF foton enerjisi için oluşturulan film kalibrasyon eğrisi.

6.2. Statik alan ışınlamalarından elde edilen bulgular

Tablo 6.2.1. Farklı spot boyutu parametreleriyle yapılandırılan (DLG ve LT parametreleri değerleri sırasıyla 0,038 cm ve %1,07 olarak sabit kalmak koşuluyla) AAA ve Acuros XB algoritmalarının, analizi yapılan kolimatör tanımlı statik kare alan boyutları için TPS 'de hesaplanan ve EBT3 film ile ölçümlenen iki farklı eksendeki (crossline ve inline eksen) dozimetrik alan boyutları tablosu. (Cr); Crossline eksen, (In);Inline eksen.

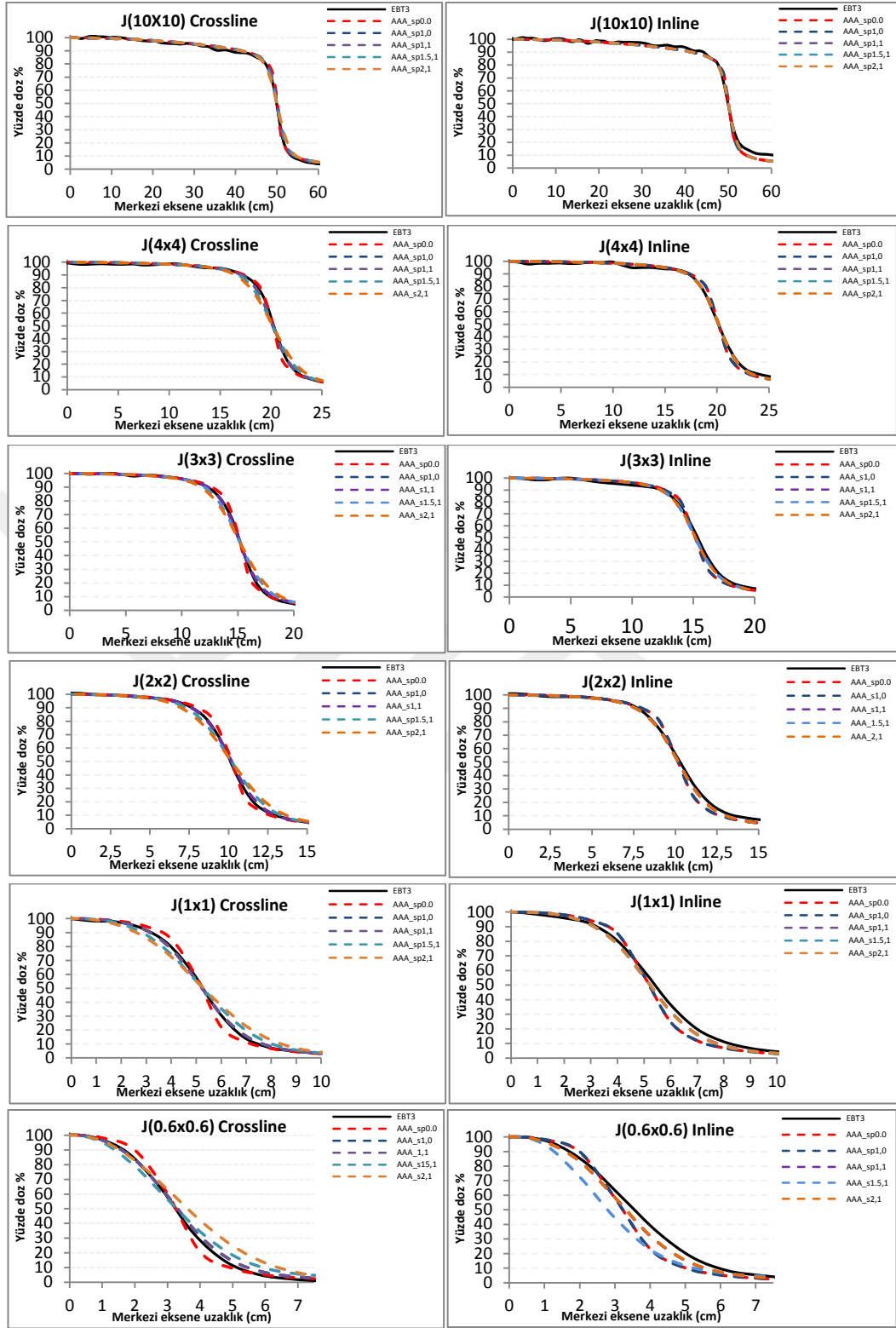
Algoritma_sp(x,y) [mm]	10x10 (Cr)*	10x10 (In)**	4x4 (Cr)	4x4 (In)	3x3 (Cr)	3x3 (In)	2x2 (Cr)	2x2 (In)	1x1 (Cr)	1x1 (In)	0.6x0.6 (Cr)	0.6x0.6 (In)
Dozimetrik Alan Boyutu (%50 izodoz) [mm]												
AAA_(0,0)	99.9	99.8	40.0	40.0	30.1	30.0	20.1	20.1	10.1	10.1	6.1	6.2
AAA_(1,0)	99.8	99.8	40.0	40.0	30.1	30.0	20.1	20.1	10.2	10.1	6.3	6.2
AAA_(1,1)	99.8	99.8	40.0	40.0	30.1	30.1	20.1	20.1	10.2	10.2	6.3	6.4
AAA_(1.5,1)	99.7	99.8	40.1	40.0	30.1	30.1	20.1	20.1	10.2	10.2	6.3	6.4
AAA_(2,1)	99.7	99.8	40.1	40.0	30.1	30.1	20.1	20.1	10.3	10.2	6.9	6.4
AXB_(0,0)	99.8	99.8	40.1	40.1	30.1	30.1	20.1	20.1	10.2	10.2	6.1	6.1
AXB_(1,1)	99.8	99.8	40.1	40.1	30.1	30.1	20.1	20.1	10.1	10.1	6.2	6.2
AXB_(1.5,0)	99.7	99.8	40.1	40.1	30.1	30.1	20.1	20.1	10.2	10.1	6.5	6.2
AXB_(1.5,1)	99.7	99.8	40.1	40.1	30.1	30.1	20.1	20.1	10.2	10.1	6.5	6.3
AXB_(2,1.5)	99.7	99.8	40.1	40.1	30.1	30.1	20.2	20.1	10.3	10.2	7.1	6.6
Ölçüm (EBT3)	98.8	100.4	40.2	39.9	29.6	30.6	19.9	20.3	10.1	10.5	6.1	6.9

Tablo 6.2.2. Farklı spot boyutu parametreleriyle yapılandırılan (DLG ve LT parametreleri sabit) AAA ve Acuros XB algoritmalarının, analizi yapılan kolimatör tanımlı statik kare alan boyutları için TPS 'nde hesaplanan ve EBT3 film ile ölçümlenen +x (crossline) eksen üzerindeki dozimetrik penumbra boyutları ve farkları.

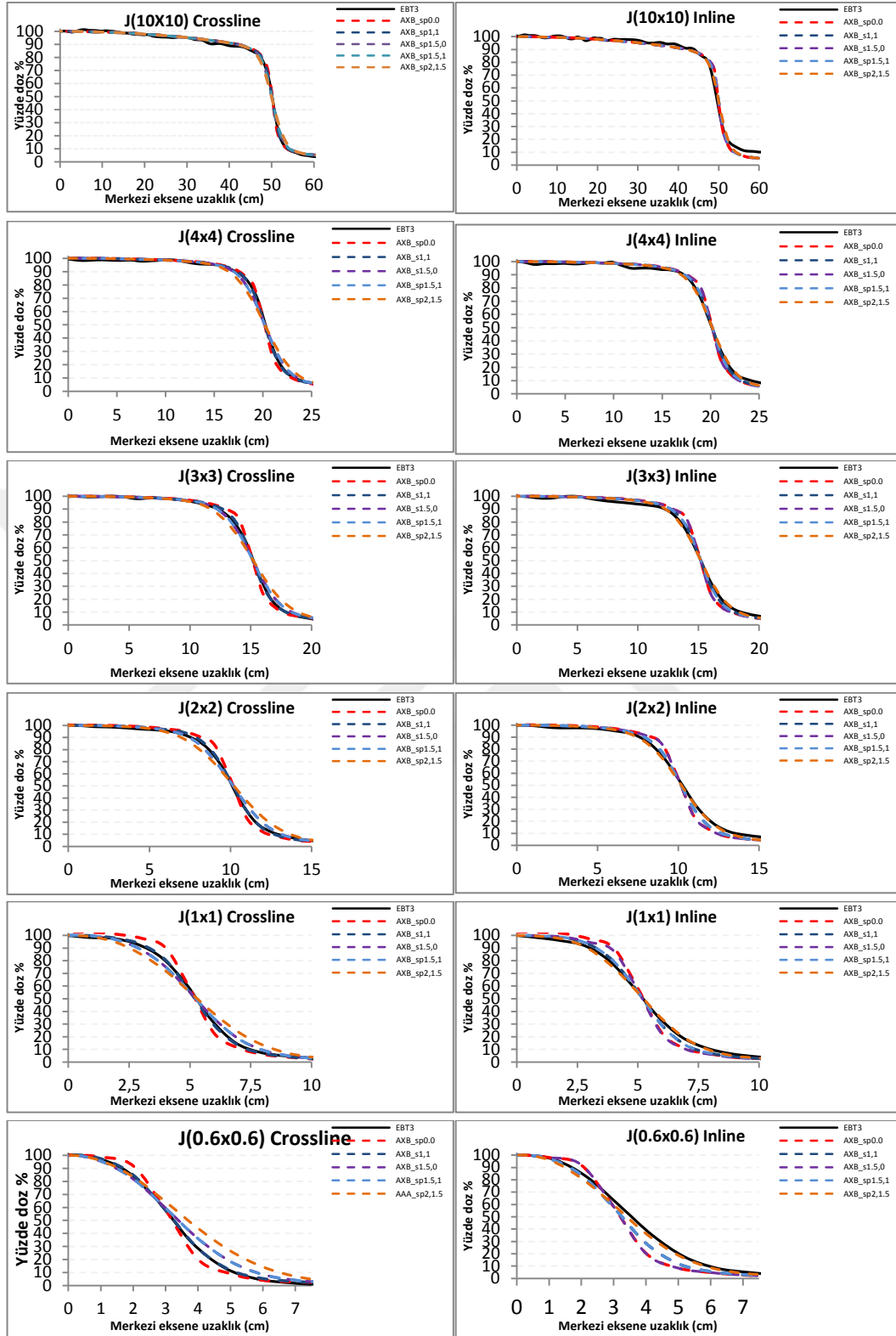
Algoritma_sp(x,y) Boyutu [mm]	10x10 (Cr)*	10x10 (In)**	4x4 (Cr)	4x4 (In)	3x3 (Cr)	3x3 (In)	2x2 (Cr)	2x2 (In)	1x1 (Cr)	1x1 (In)	0.6x0.6 (Cr)	0.6x0.6 (In)
Penumbra (%20-%80 izodoz) [mm]												
AAA_(0,0)	3.7	3.9	2.5	2.7	2.4	2.5	2.2	2.4	2.0	2.1	1.7	1.9
AAA_(1,0)	4.5	3.9	3.4	2.7	3.3	2.5	3.2	2.4	2.8	2.1	2.5	1.9
AAA_(1,1)	4.5	4.6	3.5	3.5	3.3	3.4	3.2	3.2	2.8	2.9	2.5	2.5
AAA_(1.5,1)	5.1	4.6	4.0	3.5	3.9	3.4	3.7	3.2	3.3	2.9	2.9	2.5
AAA_(2,1)	5.6	4.5	4.5	3.5	4.4	3.4	4.2	3.2	3.8	2.9	3.2	2.6
AXB_(0,0)	3.8	3.7	2.5	2.5	2.3	2.2	1.9	2.1	1.9	1.9	1.6	1.6
AXB_(1,1)	4.2	4.4	3.2	3.2	3.0	3.0	2.9	2.8	2.5	2.6	2.3	2.3
AXB_(1.5,0)	5.0	3.7	3.9	2.5	3.7	2.3	3.5	2.1	3.2	1.9	2.8	1.6
AXB_(1.5,1)	5.0	4.3	3.9	3.2	3.7	3.0	3.5	2.8	3.2	2.5	2.8	2.3
AXB_(2,1.5)	5.9	5.1	4.7	3.9	4.5	3.7	4.3	2.1	3.9	3.2	3.3	2.8
Ölçüm (EBT3)	4.3	5.0	3.2	3.6	3.0	3.4	2.8	3.4	2.6	2.9	2.3	2.7

Tablo 6.2.3. Farklı spot boyutu parametreleriyle yapılandırılan (DLG ve LT parametreleri sabit) AAA ve Acuros XB algoritmalarının, analizi yapılan kolimatör tanımlı statik kare alan boyutları için TPS 'nde hesaplanan ve EBT3 film ile ölçümlenen +x (crossline) eksen üzerindeki dozimetrik penumbra farkları.

Algoritma sp(x,y) [mm]	10x10	10x10	4x4	4x4	3x3	3x3	2x2	2x2	1x1	1x1	0.6x0.6	0.6x0.6	Ortalama Fark		
	(Cr)*	(In)**	(Cr)	(In)	(Cr)	(In)	(Cr)	(In)	(Cr)	(In)	(Cr)	(In)	(Cr)	(In)	(Top)
Penumbra Farkı [mm] TPS- Ölçüm													(Cr)	(In)	(Top)
AAA (0,0)	-0,6	-1,1	-0,7	-0,9	-0,6	-0,9	-0,6	-1	-0,6	-0,8	-0,6	-0,8	-0,62	-0,92	-0,77
AAA (1,0)	0,2	-1,1	0,2	-0,9	0,3	-0,9	0,4	-1	0,2	-0,8	0,2	-0,8	0,25	-0,92	-0,335
AAA (1,1)	0,2	-0,4	0,3	-0,1	0,3	0	0,4	-0,2	0,2	0	0,2	-0,2	0,27	-0,15	0,06
AAA (1,5,1)	0,8	-0,4	0,8	-0,1	0,9	0	0,9	-0,2	0,7	0	0,6	-0,2	0,78	-0,15	0,315
AAA (2,1)	1,3	-0,5	1,3	-0,1	1,4	0	1,4	-0,2	1,2	0	0,9	-0,1	1,25	-0,15	0,55
AXB (0,0)	-0,5	-1,3	-0,7	-1,1	-0,7	-1,2	-0,9	-1,3	-0,7	-1	-0,7	-1,1	-0,70	-1,17	-0,935
AXB (1,1)	-0,1	-0,6	0	-0,4	0	-0,4	0,1	-0,6	-0,1	-0,3	0,0	-0,4	-0,02	-0,45	-0,235
AXB (1,5,0)	0,7	-1,3	0,7	-1,1	0,7	-1,1	0,7	-1,3	0,6	-1	0,5	-1,1	0,65	-1,15	-0,25
AXB (1,5,1)	1,6	0,1	1,5	0,3	1,5	0,3	1,5	-1,3	1,3	0,3	1,0	0,1	1,40	-0,03	0,685
AXB (2,1,5)	1,6	0,1	1,5	0,3	1,5	0,3	1,5	-1,3	1,3	0,3	1,0	0,1	1,40	-0,03	0,685



Şekil 6.2.1. Analiz edilen alan boyutları için, farklı spot boyutu parametreleri tarafından yapılandırılan AAA algoritmasıyla hesaplatılan ve EBT3 film ile ölçümlenen kolimatör çene tanımlı statik açık ışın alanlarının +X (crossline) eksenindeki profil eğrileri.



Şekil 6.2.2. Analiz edilen alan boyutları için, farklı spot boyutu parametreleri tarafından yapılandırılan Acuros XB (AXB) algoritmasıyla hesaplatılan ve EBT3 film ile ölçümlenen kolimatör çene tanımlı statik açık ışın alanlarının +x (crossline) eksenindeki profil eğrileri.

Tablo 6.2.4. Farklı spot boyutu parametreleriyle yapılandırılan (DLG ve LT parametreleri sabit) AAA ve Acuros XB algoritmalarının analizi yapılan MLC tanımlı statik kare alan boyutları için (Kolimatör çeneler sabit, $(8 \times 8) \text{ cm}^2$) TPS 'de hesaplanan ve EBT3 film ile ölçümlenen ilgili eksendeki (crossline ve inline eksen) dozimetrik alan boyutları.

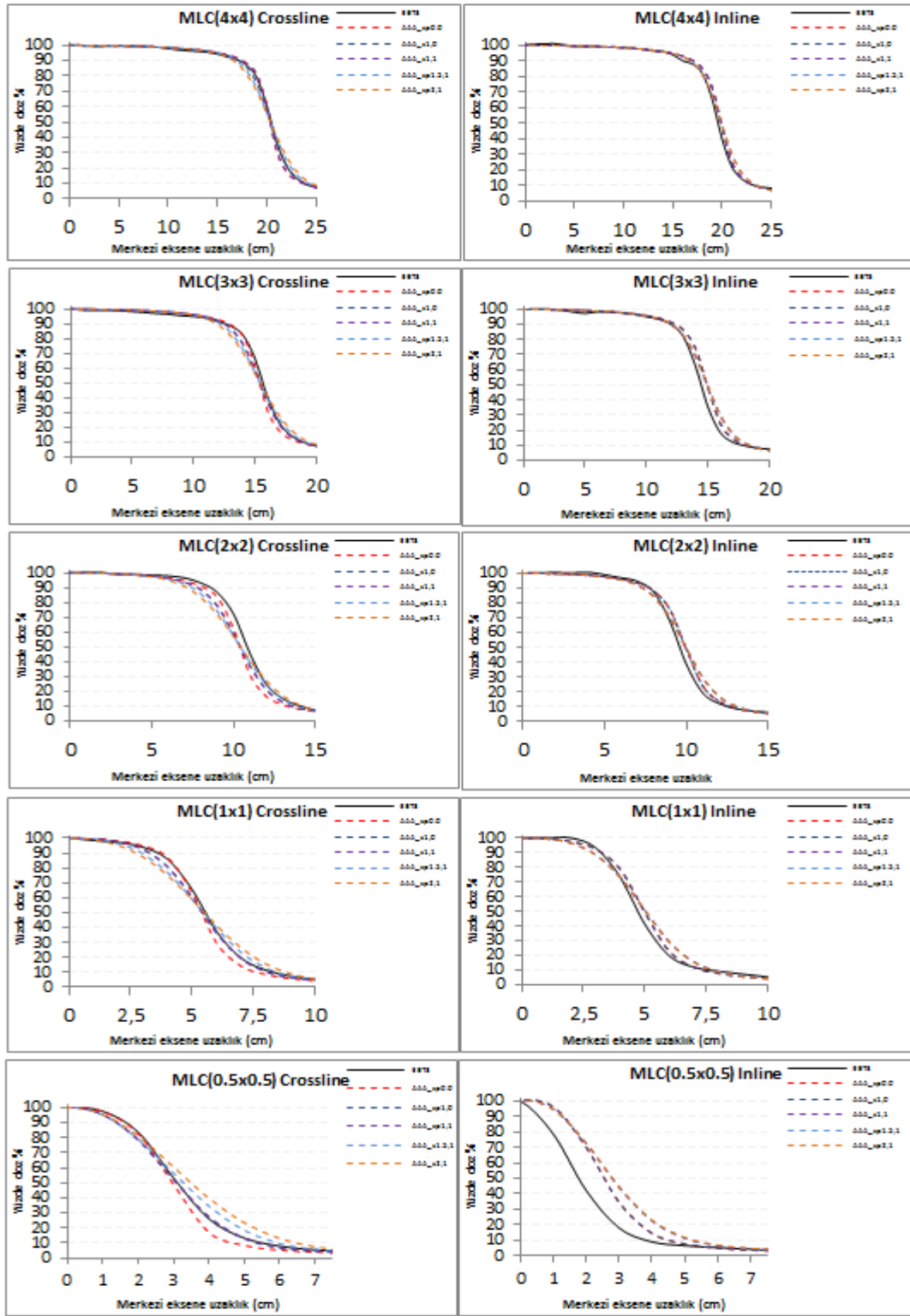
Algoritma_sp(x,y) [mm]	4x4 (Cr)*	4x4 (In)**	3x3 (Cr)	3x3 (In)	2x2 (Cr)	2x2 (In)	1x1 (Cr)	1x1 (In)	0.5x0.5 (Cr)	0.5x0.5 (Cr)
Dozimetrik Alan Boyutu (%50 izodoz) [mm]										
AAA_(0,0)	40,5	39,3	30,5	29,3	20,5	19,4	10,5	9,4	5,6	4,6
AAA_(1,0)	40,5	39,3	30,5	29,3	20,5	19,4	10,6	9,5	5,9	4,6
AAA_(1,1)	40,5	39,3	30,5	29,4	20,5	19,4	10,6	9,6	5,9	5,1
AAA_(1.5,1)	40,5	39,4	30,5	29,4	20,5	19,4	10,7	9,5	6,3	5,1
AAA_(2,1)	40,5	39,4	30,5	29,4	20,6	19,4	10,8	9,5	6,7	5,1
AXB_(0,0)	40,5	39,3	30,5	29,3	20,5	19,3	10,5	9,3	5,4	4,5
AXB_(1,1)	40,5	39,4	30,5	29,4	20,5	19,4	10,6	9,4	5,7	4,8
AXB_(1.5,0)	40,5	39,3	30,6	29,3	20,5	19,3	10,6	9,3	6,1	4,5
AXB_(1.5,1)	40,5	39,4	30,6	29,4	20,5	19,4	10,6	9,4	5,2	4,8
AXB_(2,1.5)	40,6	39,4	30,6	29,4	20,5	19,4	10,7	9,5	6,9	5,5
Ölçüm (EBT3)	40,7	39,4	30,6	29,3	20,7	19,5	10,9	9,6	5,9	4,8

Tablo 6.2.5. Farklı spot boyutu parametreleriyle yapılandırılan (DLG ve LT parametreleri sabit) AAA ve Acuros XB algoritmalarının analizi yapılan MLC tanımlı (Kolimatör çeneler sabit, $(8 \times 8) \text{ cm}^2$) kare alan boyutları için TPS 'nde hesaplanan ve EBT3 film ile ölçümlenen +X yönündeki dozimetrik penumbra boyutları ve farkları.

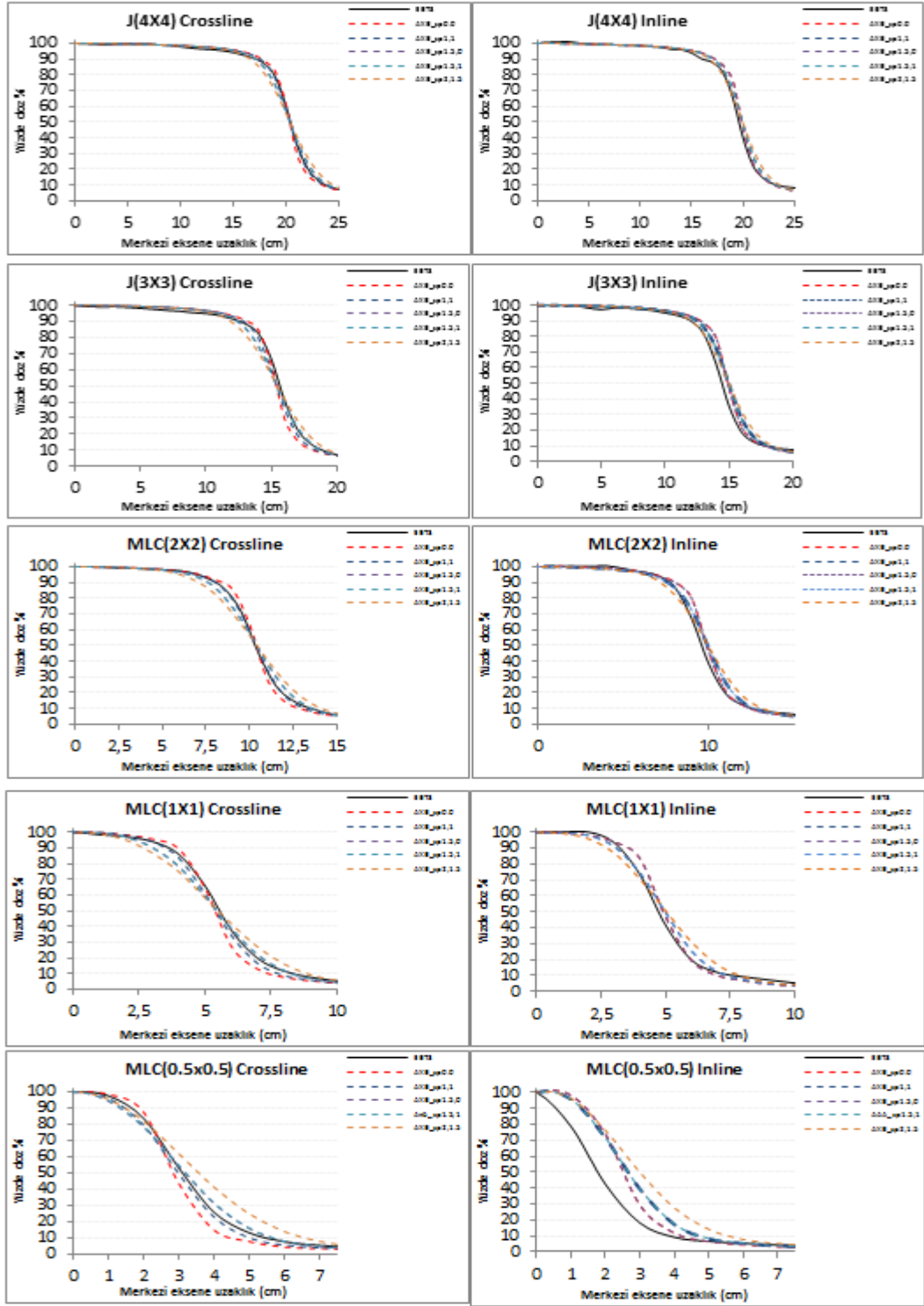
Algoritma_sp(x,y) [mm]	4x4 (Cr)*	4x4 (In)**	3x3 (Cr)	3x3 (In)	2x2 (Cr)	2x2 (In)	1x1 (Cr)	1x1 (In)	0.5x0.5 (Cr)	0.5x0.5 (Cr)
Penumbra (%20-%80 izodoz) [mm]										
AAA_(0,0)	2,7	3,0	2,6	2,9	2,5	2,7	2,3	2,3	1,8	2,1
AAA_(1,0)	3,6	2,9	3,5	2,9	3,3	2,7	2,9	2,3	2,5	2,1
AAA_(1,1)	2,8	3,0	3,5	3,6	3,3	3,4	2,9	3,1	2,5	2,5
AAA_(1.5,1)	4,2	3,7	4,1	3,6	3,9	3,4	3,5	3,0	2,9	2,5
AAA_(2,1)	4,7	3,7	4,5	3,6	4,4	3,4	3,9	3,0	3,2	2,6
AXB_(0,0)	2,6	2,7	2,4	2,2	2,3	2,0	2,2	1,8	1,6	1,7
AXB_(1,1)	3,2	3,3	2,9	3,1	2,9	3,0	2,6	2,7	2,2	2,2
AXB_(1.5,0)	4,0	2,7	3,8	2,3	3,7	2,0	3,3	1,8	2,8	1,7
AXB_(1.5,1)	4,0	3,3	3,8	3,1	3,7	3,0	3,3	2,7	2,8	2,2
AXB_(2,1.5)	4,7	3,9	4,6	3,7	4,4	3,6	4,0	3,3	3,3	2,7
Ölçüm (EBT3)	3,2	3,1	3,1	2,8	3,0	2,6	2,6	2,3	2,3	2,0

Tablo 6.2.6. Farklı spot boyutu parametreleriyle yapılandırılan (DLG ve LT parametreleri sabit) AAA ve Acuros XB algoritmalarının analizi yapılan MLC tanımlı (Kolimatör çeneler sabit, $(8 \times 8) \text{ cm}^2$ kare alan boyutları için TPS 'nde hesaplanan ve EBT3 film ile ölçümlenen +X yönündeki dozimetrik penumbra farkları.

Algoritma_ sp(x,y) [mm]	4x4 (Cr)*	4x4 (In)**	3x3 (Cr)	3x3 (In)	2x2 (Cr)	2x2 (In)	1x1 (Cr)	1x1 (In)	0.5x0.5 (Cr)	0.5x0.5 (Cr)	Ortalama Fark		
Penumbra Farkı [mm] TPS- Ölçüm											Cr.	In.	Top.
AAA_(0,0)	0,5	0,1	0,5	-0,1	0,5	-0,1	0,3	0,0	0,5	-0,1	0,46	-0,04	0,21
AAA_(1,0)	-0,4	0,2	-0,4	-0,1	-0,3	-0,1	-0,3	0,0	-0,2	-0,1	-0,32	-0,02	-0,17
AAA_(1,1)	0,4	0,1	-0,4	-0,8	-0,3	-0,8	-0,3	-0,8	-0,2	-0,5	-0,16	-0,56	-0,36
AAA_(1,5,1)	-1,0	-0,6	-1,0	-0,8	-0,9	-0,8	-0,9	-0,7	-0,6	-0,5	-0,88	-0,68	-0,78
AAA_(2,1)	-1,5	-0,6	-1,4	-0,8	-1,4	-0,8	-1,3	-0,7	-0,9	-0,6	-1,3	-0,7	-1
AXB_(0,0)	0,6	0,4	0,7	0,6	0,7	0,6	0,4	0,5	0,7	0,3	0,62	0,48	0,55
AXB_(1,1)	0,0	-0,2	0,2	-0,3	0,1	-0,4	0,0	-0,4	0,1	-0,2	0,08	-0,3	-0,11
AXB_(1,5,0)	-0,8	0,4	-0,7	0,5	-0,7	0,6	-0,7	0,5	-0,5	0,3	-0,68	0,46	-0,11
AXB_(1,5,1)	-0,8	-0,2	-0,7	-0,3	-0,7	-0,4	-0,7	-0,4	-0,5	-0,2	-0,68	-0,3	-0,49
AXB_(2,1,5)	-1,5	-0,8	-1,5	-0,9	-1,4	-1,0	-1,4	-1,0	-1,0	-0,7	-1,36	-0,88	-1,12



Şekil 6.2.3. Analiz edilen alan boyutları için, farklı spot boyutu parametreleri tarafından yapılandırılan AAA algoritması ile hesaplatılan ve EBT3 film ile ölçümlenen MLC tanımlı (Kolimatör çeneler sabit, $(8 \times 8) \text{ cm}^2$) statik açık ışın alanlarının +x ve +y eksenlerindeki profil eğrileri.



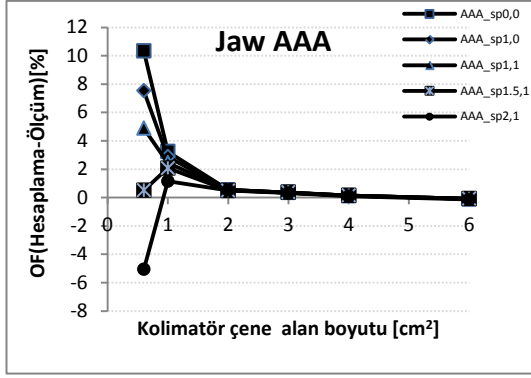
Şekil 6.2.4. Analiz edilen alan boyutları için, farklı spot boyutu parametreleri tarafından yapılandırılan Acuros XB (AXB) algoritmasıyla hesaplatılan ve EBT3 film ile ölçümlenen MLC tanımlı (Kolimatör çeneler sabit, $(8 \times 8) \text{ cm}^2$) statik açık ışın alanlarının inline ve crossline eksenlerindeki profil eğrileri.

Tablo 6.2.7. Farklı spot boyutu parametre değerleri ile yapılandırılan (DLG ve LT parametreleri sabit) AAA ve Acuros XB algoritmalarının, analizi yapılan kolimatör çene tanımlı ve MLC tanımlı (kolimatör çene boyutları sabit, $(8 \times 8) \text{ cm}^2$) kare alan boyutları için TPS 'nde hesaplanan ve EBT3 film ile ölçümlenen output faktör değerleri.

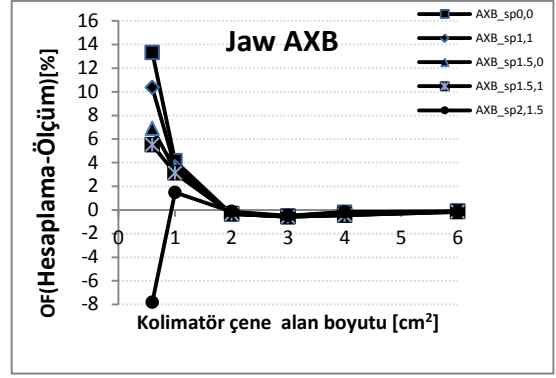
Algoritma_ sp(x,y) [mm] DLG=0,038 cm LT= %1.07	Alan Boyutu (cm^2)											
	MLC Tanımlı Alanlar					Kolimatör Çene Tanımlı Alanlar						
	M0.5J8	M1J8	M2J8	M3J8	M4J8	J0.6	J1	J2	J3	J4	J6	J10
AAA_(0,0)	0,627	0,784	0,877	0,911	0,931	0,676	0,773	0,862	0,897	0,919	0,953	1,0
AAA_(1,0)	0,598	0,779	0,877	0,911	0,931	0,659	0,771	0,862	0,897	0,919	0,953	1,0
AAA_(1,1)	0,551	0,775	0,877	0,911	0,931	0,643	0,767	0,862	0,897	0,919	0,953	1,0
AAA_(1,5,1)	0,520	0,774	0,876	0,911	0,931	0,616	0,765	0,861	0,897	0,919	0,953	1,0
AAA_(2,1)	0,486	0,768	0,876	0,911	0,931	0,582	0,758	0,861	0,897	0,919	0,953	1,0
AXB_(0,0)	0,640	0,801	0,878	0,909	0,928	0,695	0,780	0,854	0,889	0,916	0,953	1,0
AXB_(1,1)	0,618	0,797	0,878	0,909	0,928	0,676	0,776	0,854	0,889	0,914	0,952	1,0
AXB_(1,5,0)	0,607	0,794	0,878	0,909	0,928	0,655	0,774	0,854	0,889	0,914	0,953	1,0
AXB_(1,5,1)	0,578	0,793	0,878	0,909	0,928	0,647	0,772	0,854	0,889	0,914	0,952	1,0
AXB_(2,1,5)	0,463	0,779	0,879	0,909	0,929	0,565	0,760	0,856	0,890	0,916	0,952	1,0
Film (EBT3)	0,645	0,760	0,865	0,909	0,930	0,613	0,749	0,857	0,894	0,918	0,954	1,0

Tablo 6.2.8. Spot boyutu parametresi sabit kalmak üzere (AAA için spot boyutu (0,0) ; Axuros XB için spot boyutu (1,1)) DLG ve LT parametrelerinin rutinde kullanılan değerlerinin yarısı ve iki katı (DLG/2, DLGx2) üzerinden yapılandırılan AAA ve Acuros XB algoritmalarıyla hesaplatılan MLC tanımlı (kolimatör çene boyutları sabit, $(8 \times 8) \text{ cm}^2$) kare alan boyutları için output faktörleri.

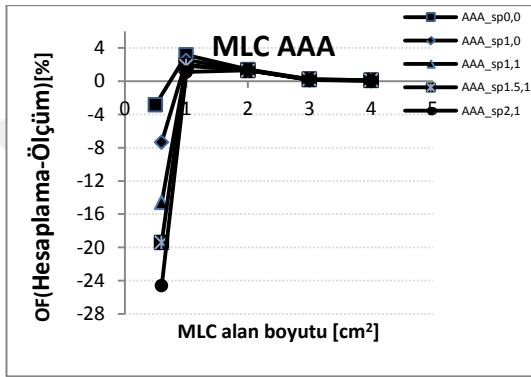
	M0.5J8	M1J8	M2J8	M3J8	M4J8
AAA_sp(0,0) DLG/2	0,622	0,784	0,877	0,911	0,931
AAA_sp(0,0) DLGx2	0,635	0,785	0,877	0,911	0,931
AAA_sp(0,0) LT/2	0,625	0,784	0,877	0,911	0,931
AAA_sp(0,0) LTx2	0,628	0,784	0,877	0,911	0,931
AXB_sp(1,1) DLG/2	0,612	0,794	0,877	0,908	0,928
AXB_sp(1,1) DLGx2	0,626	0,796	0,878	0,908	0,928
AXB_sp(1,1) LT/2	0,616	0,794	0,877	0,908	0,928
AXB_sp(1,1) LTx2	0,618	0,795	0,878	0,908	0,928



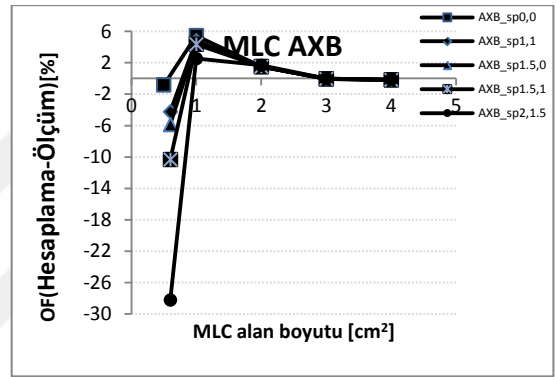
(a)



(b)

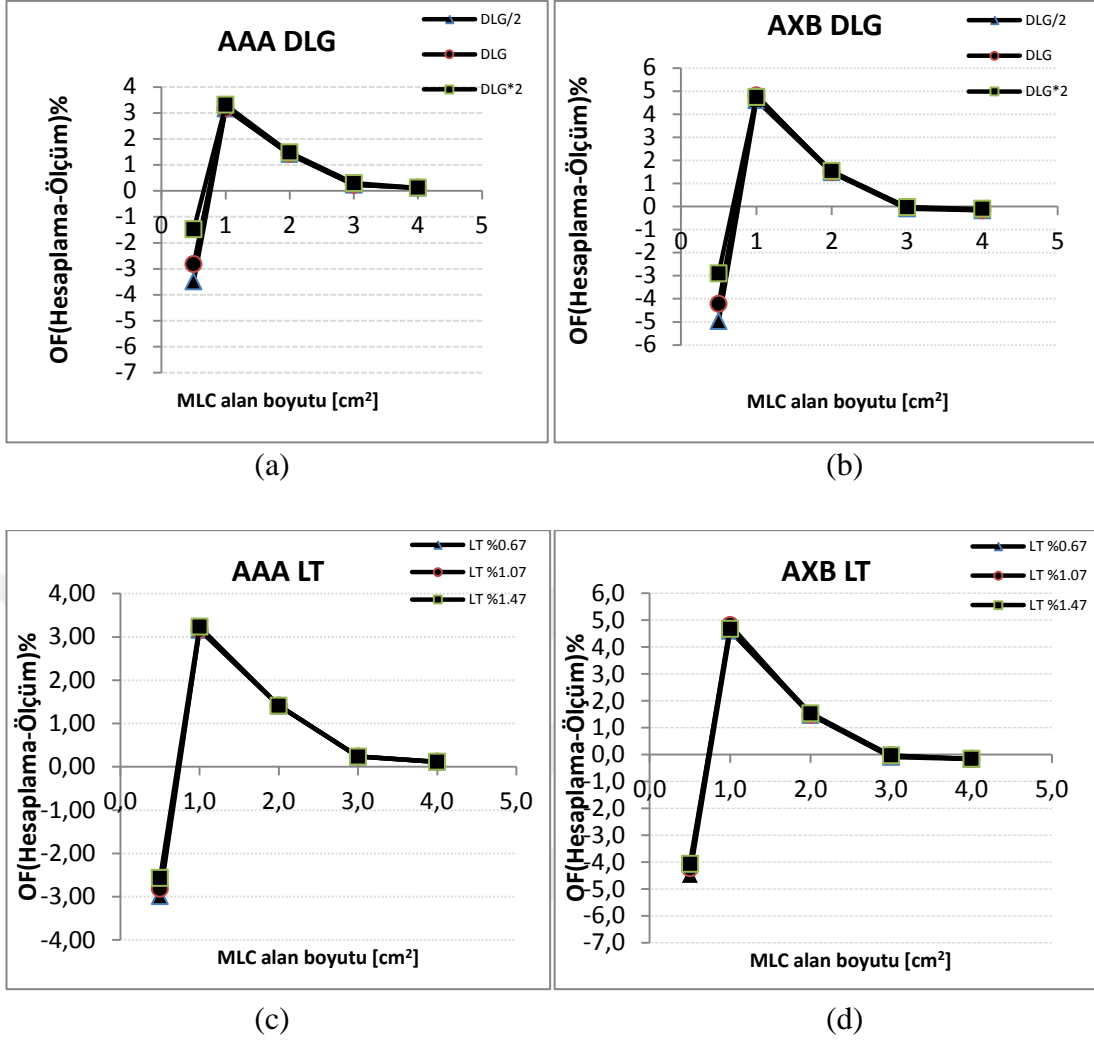


(c)



(d)

Şekil 6.2.5. Farklı spot boyutu parametreleriyle yapılandırılmış AAA ve Acuros XB algoritmalarıyla kolimatör tanımlı (a ve b) ve MLC tanımlı (c ve d) açık kare alanlar için hesaplanan output faktör ile aynı koşullarda ışınlanan EBT3 filmlerden elde edilen output faktörler arasındaki yüzdesel farkın şekilsel gösterimi.



Şekil 6.2.6. TPS içerisinde cihaza ait MLC 'lerin modellenmesinde kullanılan DLG ve LT parametrelerinin farklı boyutlardaki statik MLC tanımlı açık radyasyon alanları için AAA ve Acuros XB algoritmaları ile hesaplanan ve EBT3 film ile ölçümlenen output faktörler arasındaki yüzdesel farkların şekilsel gösterimi. Şekillerde belirtilen hesaplamalarda spot boyut parametre değerleri sabit kalmak üzere; Şekil 7 (a) ve (b) sırasıyla AAA ve Acuros XB algoritmaları ile hesaplanarak, LT parametresi sabit (%1,07), DLG parametresi değişken (DLG/2,DLG ve DLG*2 sırasıyla 0.019, 0.038, 0,076 cm olmak üzere) Şekil 7 (c) ve (d) sırasıyla AAA ve Acuros XB algoritmaları ile hesaplanarak, DLG parametresi sabit (0.038 cm), LT parametresi değişken (LT=%0,67, LT=%1,07 ve LT=%1.47 olmak üzere).

6.3. Dinamik Alan Işınlamalarından Elde Edilen Bulgular

Çalışmada çeşitli boyutlardaki hedef hacimlere ait RapidArc tedavi planları, farklı yapılandırma parametreleriyle yapılandırılan AAA ve Acuros XB algoritmalarıyla tekrardan hesaplatılarak elde edilen doz dağılımlarının, aynı koşullarda ışınlanan EBT3 filmler ile gamma indeks analizi [9] kullanılarak karşılaştırılması gerçekleştirilmiştir. Tablo 6.3.1. Tablo 6.3.2. ve Tablo 6.3.3. 'da hesaplatılan RapidArc planları ve EBT3 film ışınlamalarına ait gamma index analizi karşılaştırmaları gösterilmektedir. Planların analizden geçme standardı %2 mutlak doz, 2 mm DTA olarak belirlendi. Tablolarda "J()" ifadesi MLC 'ler arkasında sabit olarak konumlanmış kolimatör çene boyutunu ve "D" ifadesi hedef hacmin çap büyüklüğünü (cm olarak) göstermektedir.

Tablo 6.3.1. DLG ve LT parametreleri sabit kalmak üzere farklı spot boyutu parametreleri ile yapılandırılan AAA ve Acuros XB algoritmaları ile hesaplatılan planların, bu planlar üzerinden ışınlanmış Gafkromik EBT3 filmler ile gerçekleştirilen gamma indeks analiz karşılaştırma sonuçları.

Algoritma_ sp(x,y) [mm]	Jaw Alan Boyutu (cm ²)									G.Ort
	J(3x3)				J(2x2)				J(1x1)	
	PTV Çap Boyutu (cm)									
	D1.8	D1.3	D0.8	Ort.	D1.8	D1.3	D0.8	Ort.	D0.8	
AAA_sp(0,0)	95,5	95,1	94,8	95,1	93,8	92,9	90,4	92,3	92,6	93,5
AAA_sp(1,0)	94,2	93,6	93,3	93,7	89,7	88,5	83,8	87,3	90,7	90,5
AAA_sp(1,1)	91,8	91,5	88,2	90,5	87,6	87,4	78,5	84,5	89,8	87,8
AAA_sp(1.5,1)	91,6	91,3	84,2	89,0	85,3	85,0	75,7	82,0	88,0	85,8
AAA_sp(2,1)	90,5	90,2	79,2	86,6	83,3	82,8	71,7	79,2	84,5	83,1
AXB_sp(0,0)	98,3	99,3	98,5	98,7	99,6	99,0	99,9	99,5	99,3	99,1
AXB_sp(1,1)	98,0	98,9	98,4	98,4	99,7	99,3	100,0	99,6	99,5	99,1
AXB_sp(1.5,0)	96,1	99,1	97,9	97,7	99,1	98,4	99,8	99,1	98,1	98,3
AXB_sp(1.5,1)	95,2	98,4	97,9	97,1	98,9	98,4	99,4	98,9	98,5	98,1
AXB_sp(2,1.5)	90,4	96,7	95,3	94,1	94,8	94,7	87,1	92,2	92,6	93,0

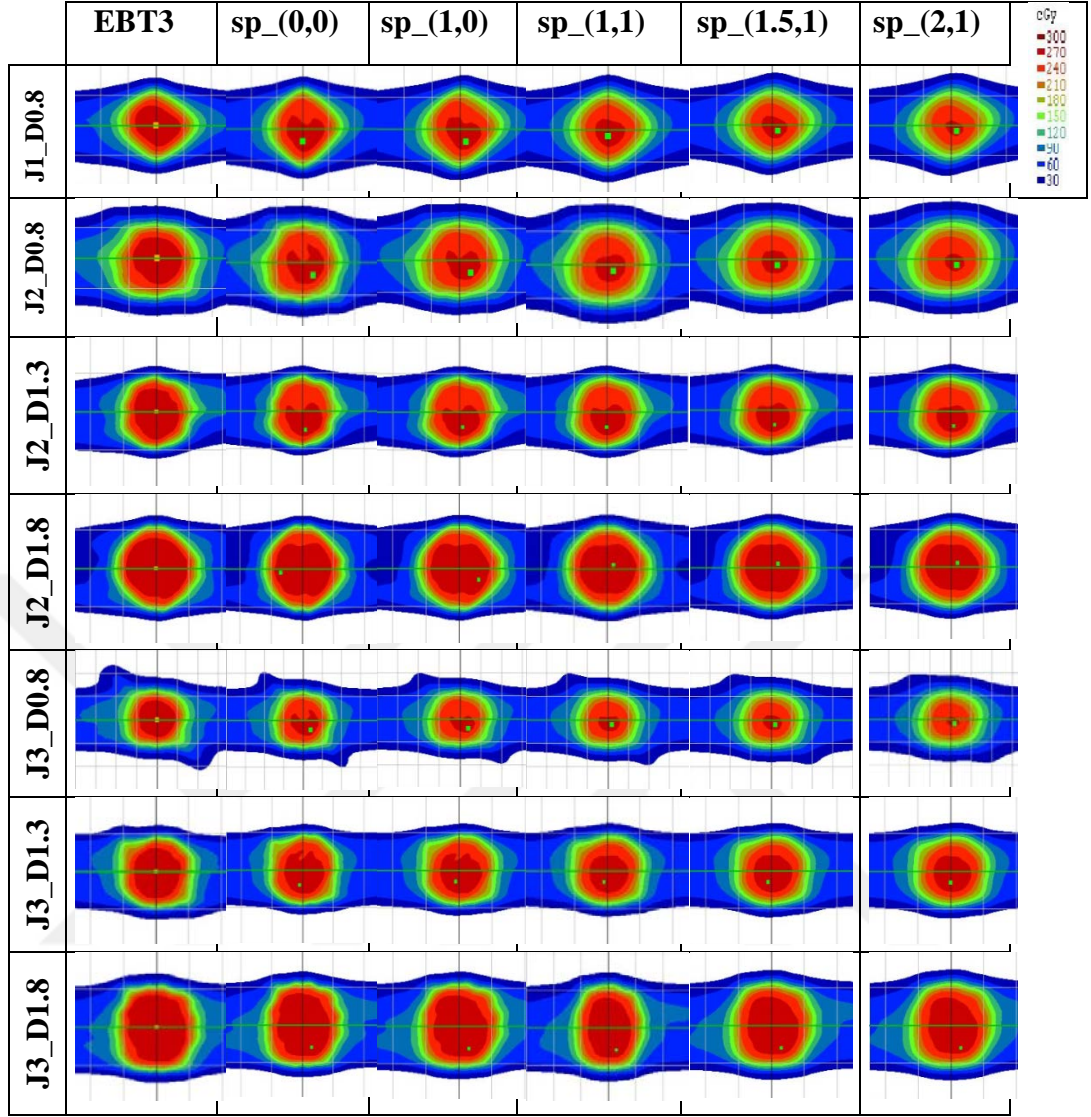
Tablo 6.3.2. Spot boyut ve LT parametreleri sabit olmak üzere, farklı değerlerdeki DLG parametreleri ile yapılandırılan AAA ve Acuros XB algoritmaları ile hesaplatılan planların, bu planlar üzerinden ışınlanmış Gafkromik EBT3 filmler ile gerçekleştirilen gamma indeks analiz karşılaştırma sonuçları.

Algoritma_ sp(x,y)_DLG	Jaw Alan Boyutu (cm ²)									G.Ort
	J(3x3)				J(2x2)				J(1x1)	
	PTV Çap Boyutu (cm)									
	D1.8	D1.3	D0.8	Ort.	D1.8	D1.3	D0.8	Ort.	D0.8	
AAA_sp(0,0)_DLG/2	92,7	92,0	91,4	91,1	85,1	95,0	84,3	88,1	95,7	90,8
AAA_sp(0,0)_DLG	95,5	95,1	94,8	95,1	93,8	92,9	90,4	92,3	92,6	93,5
AAA_sp(0,0)_DLGx2	97,7	96,9	98,1	97,8	94,5	100,0	100,0	98,1	100,0	98,1
AXB_sp(1,1)_DLG/2	93,1	97,7	95,7	96,2	100,0	100,0	98,4	99,4	99,9	97,8
AXB_sp(1,1)_DLG	98,0	98,9	98,4	98,4	99,7	99,3	100,0	99,6	99,5	99,1
AXB_sp(1,1)_DLGx2	97,7	99,6	98,8	97,7	100,0	96,6	98,9	98,5	99,0	98,6

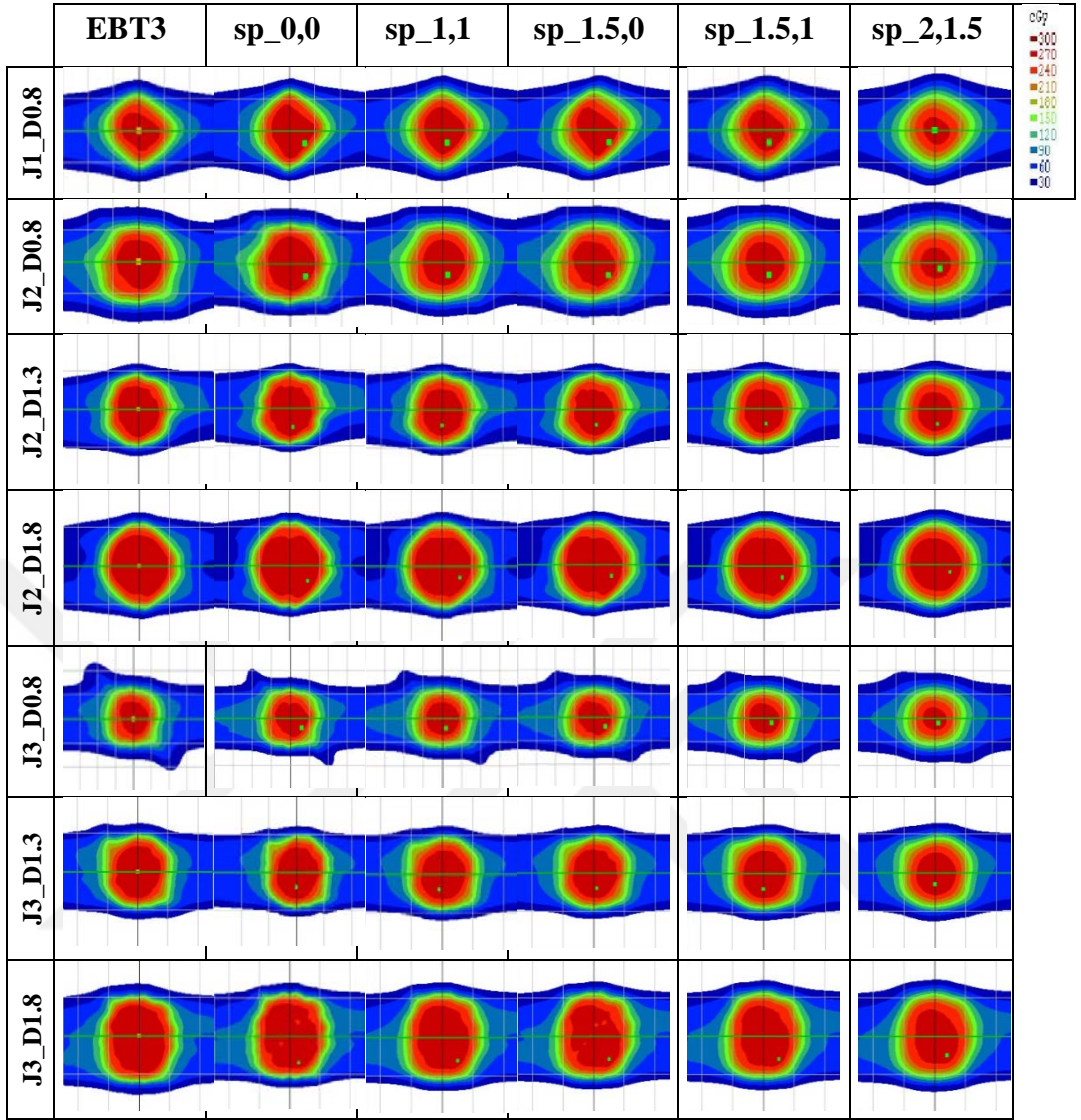
Tablo 6.3.3. Spot boyut ve DLG parametreleri sabit olmak üzere, farklı değerlerdeki LT parametreleri ile yapılandırılan AAA ve Acuros XB algoritmaları ile hesaplatılan planların, bu planlar üzerinden ışınlanmış Gafkromik EBT3 filmler ile gerçekleştirilen gamma indeks analiz sonuçları.

Algoritma_ sp(x,y)_LT	Jaw Alan Boyutu (cm ²)									G.Ort
	J(3x3)				J(2x2)				J(1x1)	
	PTV Çap Boyutu (cm)									
	D1.8	D1.3	D0.8	Ort.	D1.8	D1.3	D0.8	Ort.	D0.8	
AAA_LT%0.67	92,7	92,0	91,4	91,1	85,1	95,0	84,3	88,1	95,7	90,8
AAA_LT%1.07	95,5	95,1	94,8	95,1	93,8	92,9	90,4	92,3	92,6	93,5
AAA_LT%1.47	97,7	96,9	98,1	97,8	94,5	100,0	100,0	98,1	100,0	98,1
AXB_LT%0.67	93,1	97,7	95,7	96,2	100,0	100,0	98,4	99,4	99,9	97,8
AXB_LT%1.07	98,0	98,9	98,4	98,4	99,7	99,3	100,0	99,6	99,5	99,1
AXB_LT%1.47	97,7	99,6	98,8	97,7	100,0	96,6	98,9	98,5	99,0	98,6

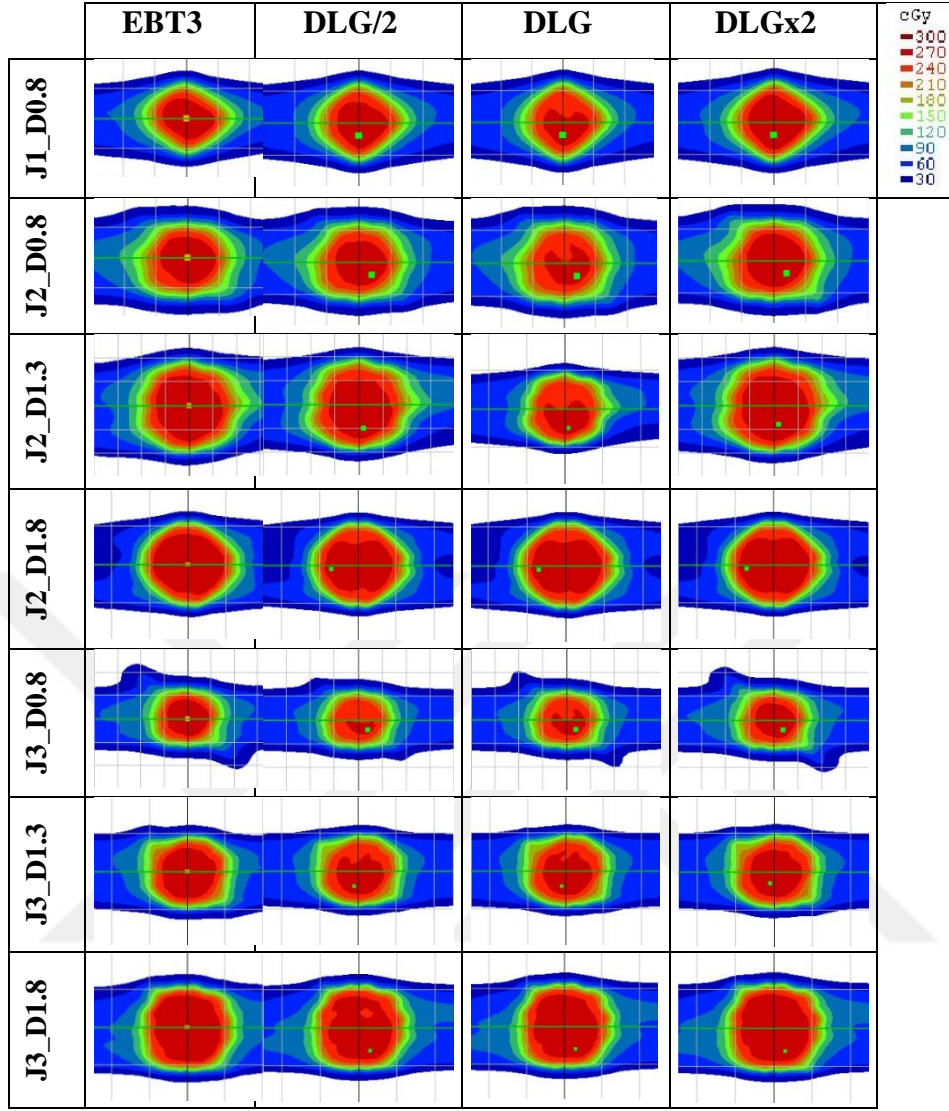
Şekil 6.3.1. Şekil 6.3.2. ve Şekil 6.3.3. 'de gamma indeks analizi karşılaştırması yapılan hesaplatılmış RapidArc planları ve EBT3 filmlerine ait doz dağılımları renklendirilmiş izodoz eğri haritaları ile gösterilmektedir. Şekiller üzerinde "J)" ifadesi MLC 'ler arkasında sabit olarak konumlanmış kolimatör çene boyutunu ve "D" ifadesi hedef hacmin çap büyüklüğünü (cm olarak) göstermektedir.



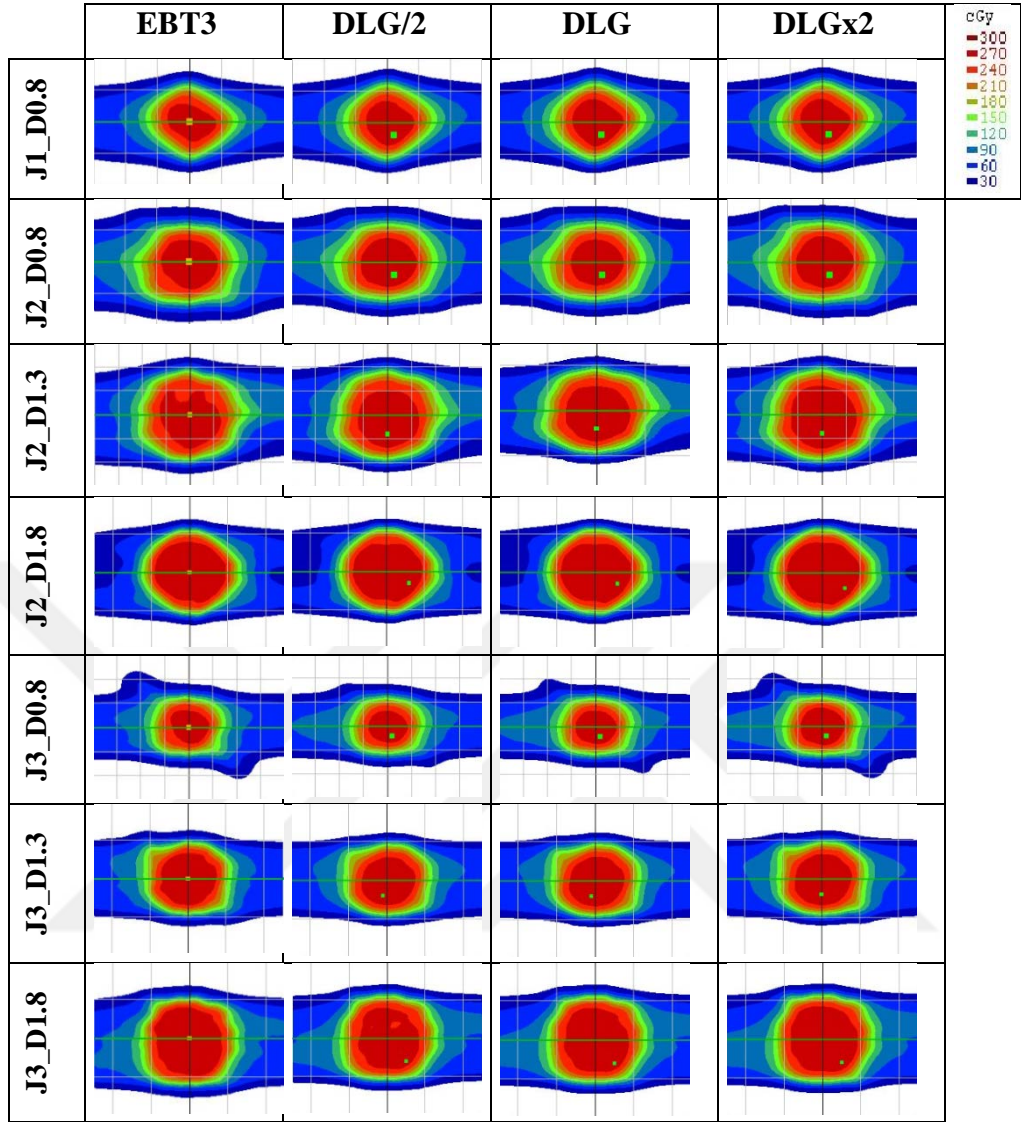
Şekil 6.3.1. DLG ve LT parametreleri sabit kalmak üzere farklı spot boyutu parametreleri ile yapılandırılan AAA doz hesaplama algoritması ile hesaplatılan RapidArc planlarına ve ışınlanan EBT3 filmlere ait doz dağılımları.



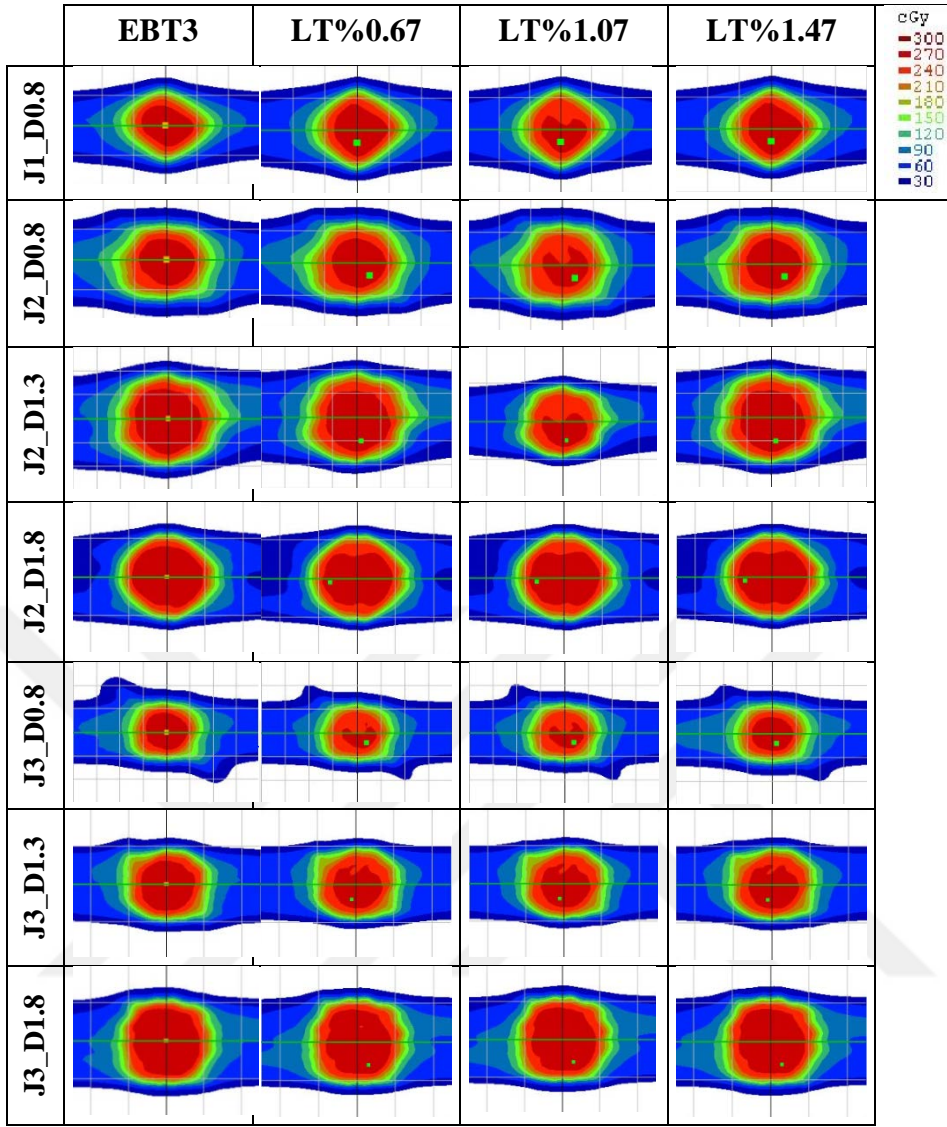
Şekil 6.3.2. DLG ve LT parametreleri sabit kalmak üzere farklı spot boyutu parametreleri ile yapılandırılan Acuros XB doz hesaplama algoritması ile hesaplatılan RapidArc planlarına ve ışınlanan EBT3 filmlere ait doz dağılımları.



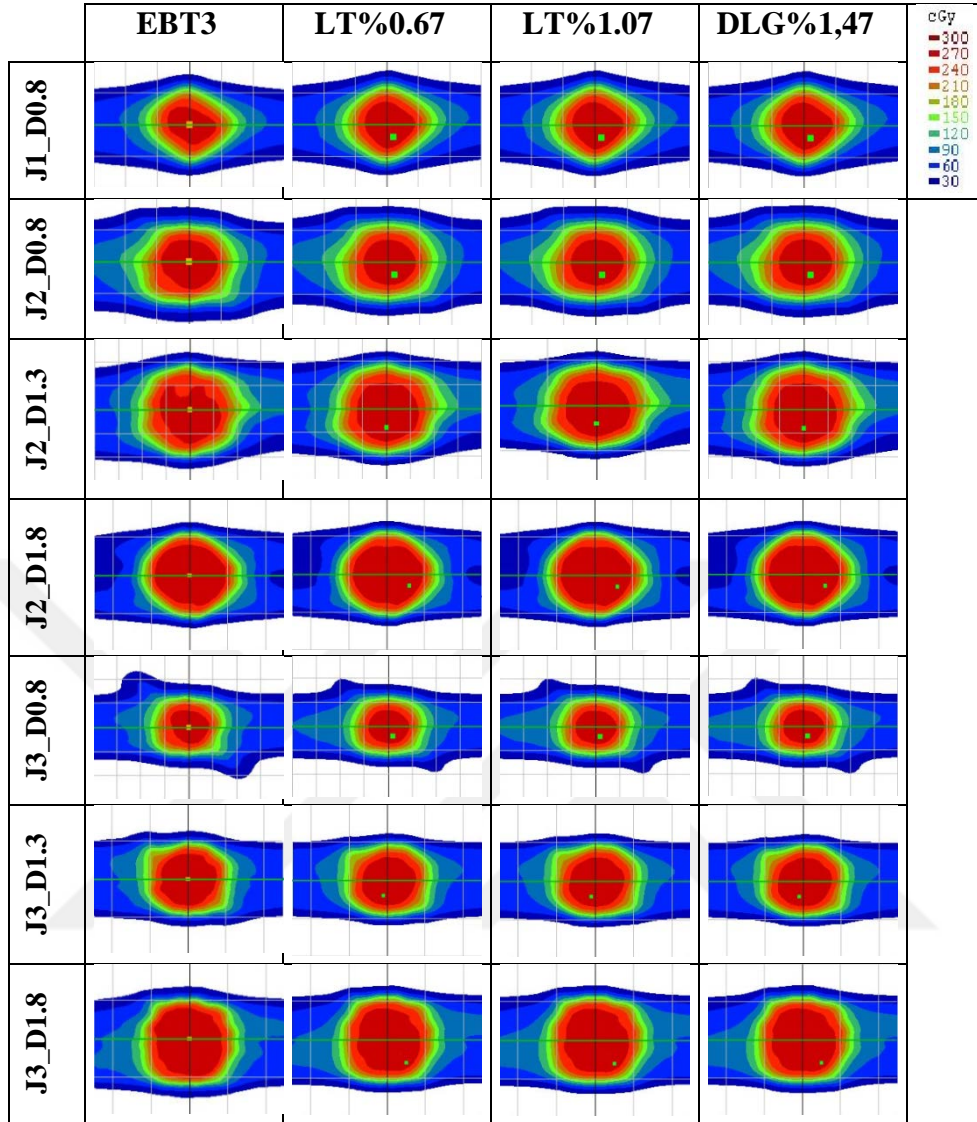
Şekil 6.3.3. Spot boyutu ve LT parametreleri sabit kalmak üzere, farklı DLG parametreleri ile yapılandırılan AAA doz hesaplama algoritması ile hesaplatılan RapidArc planlarına ve ışınlanan EBT3 filmlere ait doz dağılımları.



Şekil 6.3.4. Spot boyutu ve LT parametreleri sabit kalmak üzere, farklı DLG parametreleri ile yapılandırılan Acuros XB doz hesaplama algoritması ile hesaplatılan RapidArc planlarına ve ışınlanan EBT3 filmlere ait doz dağılımları.

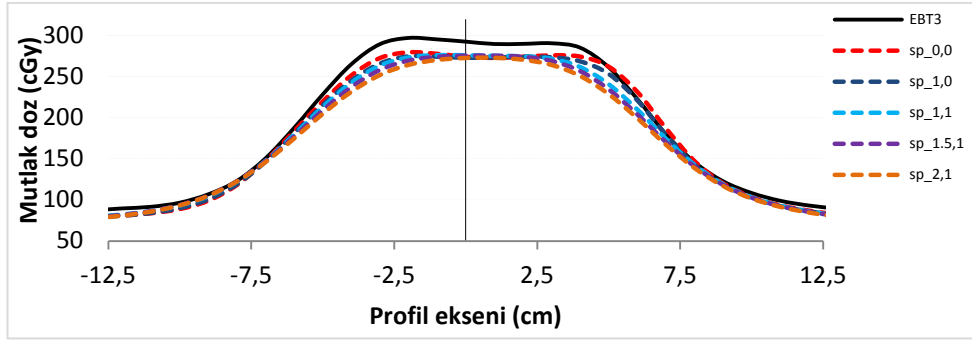


Şekil 6.3.5. Spot boyutu ve DLG parametreleri sabit kalmak üzere, farklı LT parametreleri ile yapılandırılan AAA doz hesaplama algoritması ile hesaplatılan RapidArc planlarına ve ışılanan EBT3 filmlere ait doz dağılımları.

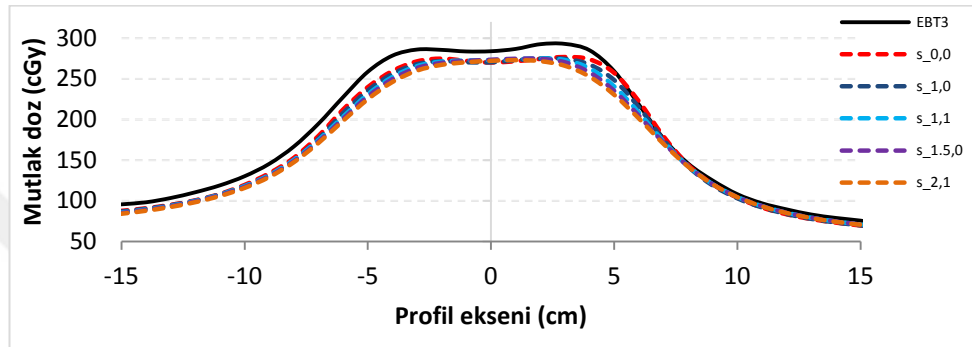


Şekil 6.3.6. Spot boyutu ve DLG parametreleri sabit kalmak üzere, farklı LT parametreleri ile yapılandırılan Acuros XB doz hesaplama algoritması ile hesaplatılan RapidArc planlarına ve ışınlanan EBT3 filmlere ait doz dağılımları.

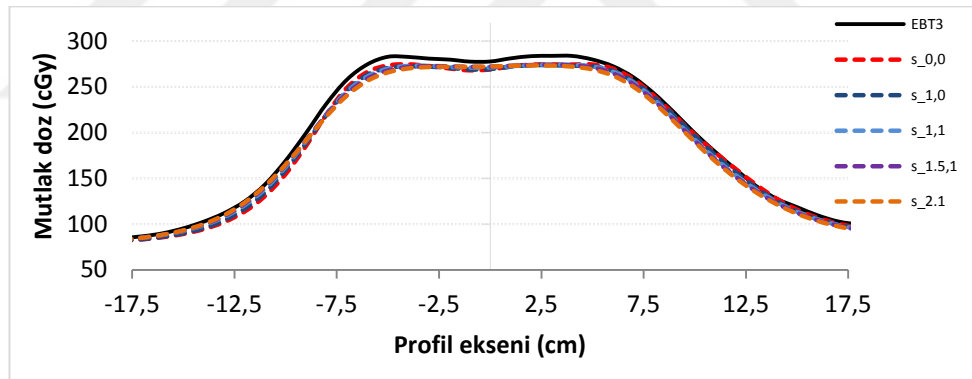
Aşağıdaki Şekil 6.3.7 ‘den şekil 6.3.13’ e kadar olan şekiller farklı spot boyutu parametreleri ile yapılandırılmış AAA doz hesaplama algoritmasıyla, Şekil 6.3.14.’ten Şekil 6.3.20. ‘ye kadar olan şekiller ise Acuros XB ile hesaplatılan RapidArc planlarının ve aynı tedavi planları üzerinden ışınlanan EBT3 filmlerin doz dağılımlarının crosline eksenindeki “Gantri dönüş eksenine paralel eksen (-x, +x)” profil karşılaştırmalarını göstermektedir. Burada “J” ifadesi planlama esnasında sabit açık kare alana sahip olarak konumlanmış kolimatör çenelerin boyutunu (cm^2), “D” ifadesi ise ışınlanan hedef hacmin çapını (cm) temsil etmektedir.



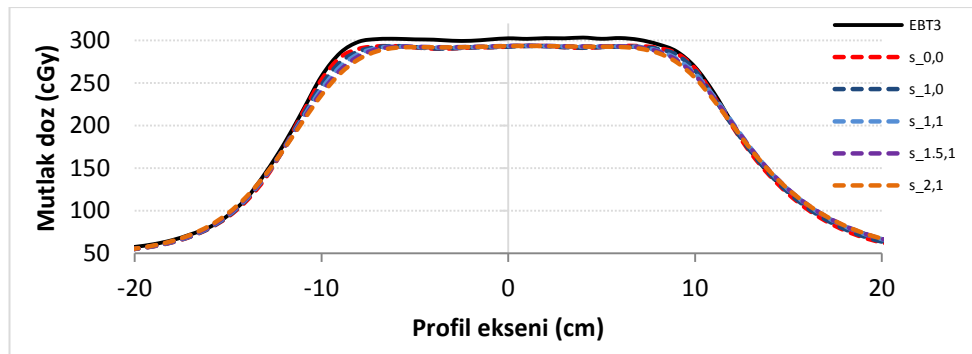
Şekil 6.3.7. AAA_J1_D0,8 Crossline Profil grafikleri



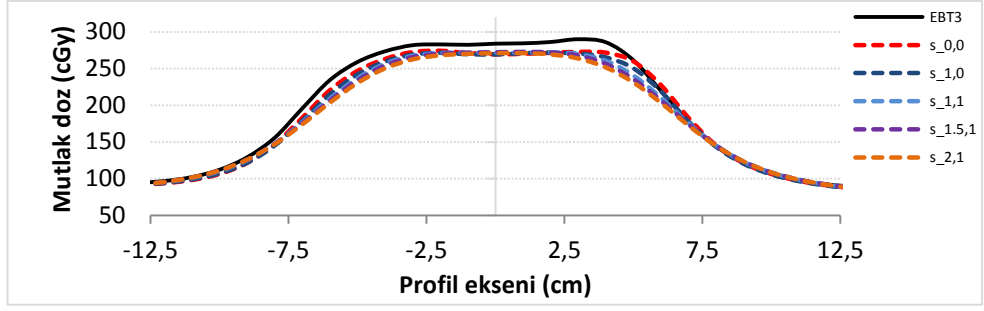
Şekil 6.3.8. AAA_J2_D0,8 Crossline Profil grafikleri



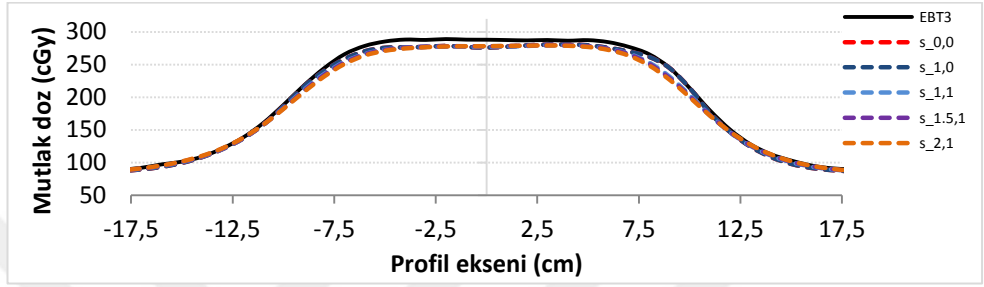
Şekil 6.3.9. AAA_J2_D1,3 Crossline Profil grafikleri



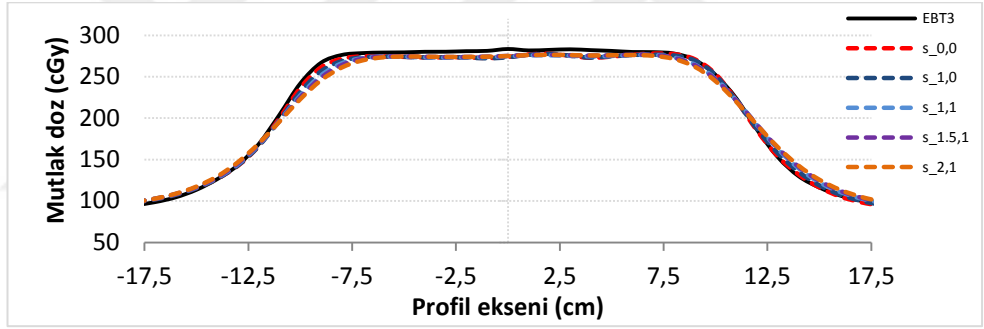
Şekil 6.3.10. AAA_J2_D1,8 Crossline Profil grafikleri



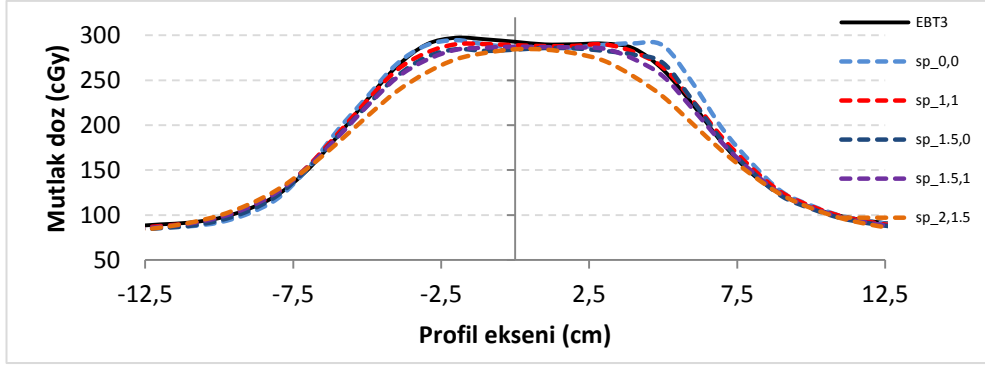
Şekil 6.3.11. AAA_J3_D0,8 Crossline Profil grafikleri



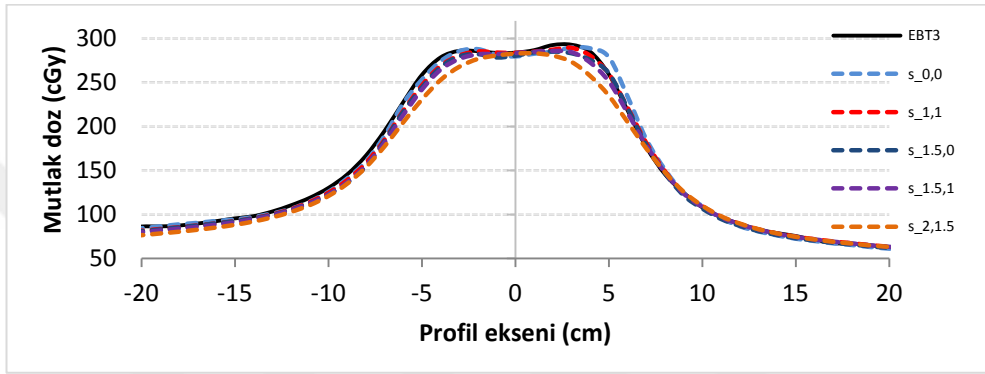
Şekil 6.3.12. AAA_J3_D1,3 Crossline Profil grafikleri



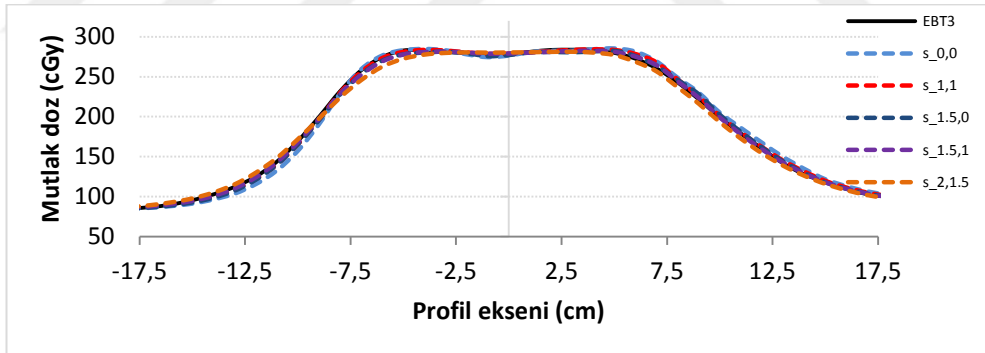
Şekil 6.3.13. AAA_J3_D1,8 Crossline Profil grafikleri



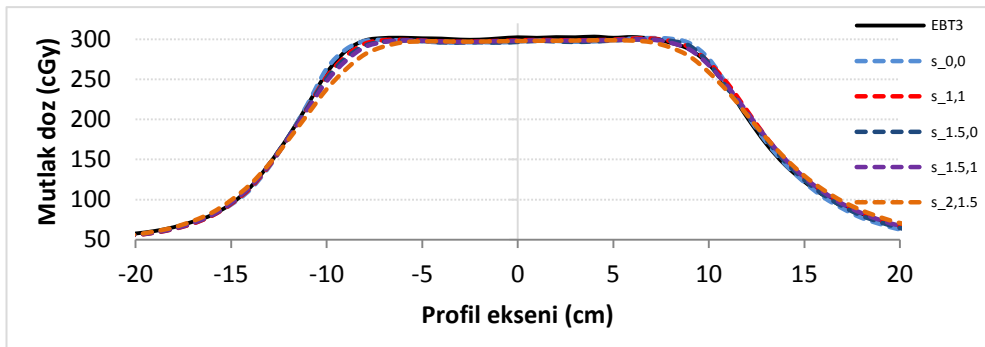
Şekil 6.3.14. AXB_J1_D0,8 crossline profil eğrileri



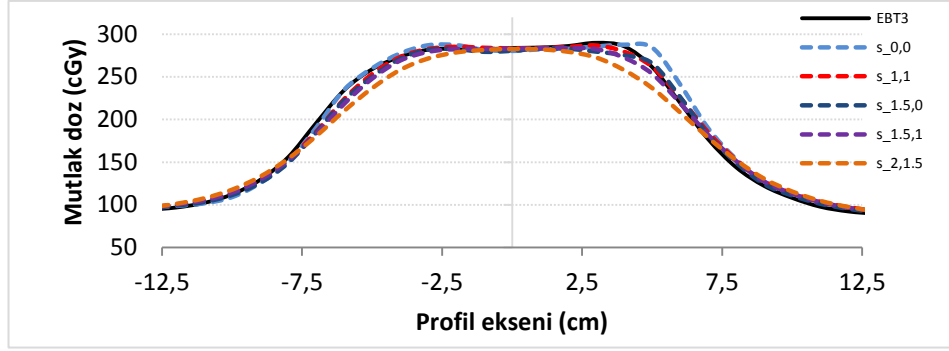
Şekil 6.3.15. AXB_J2_D0,8 crossline profil eğrileri



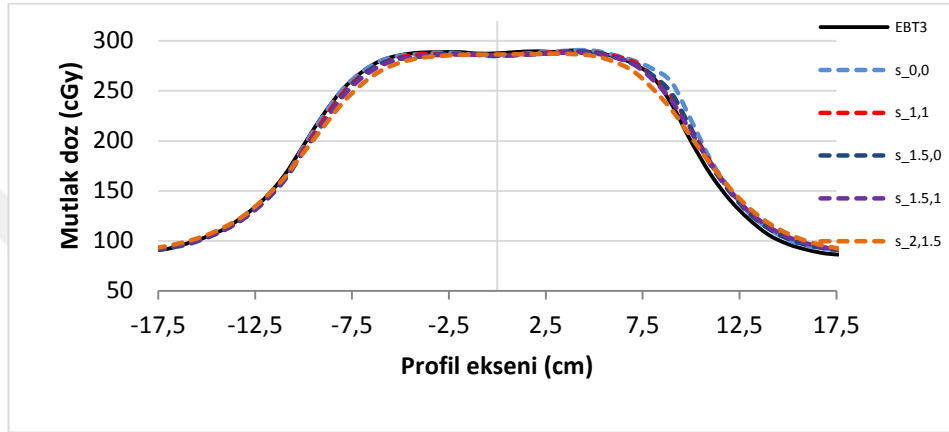
Şekil 6.3.16. AXB_J2_D1,3 crossline profil eğrileri



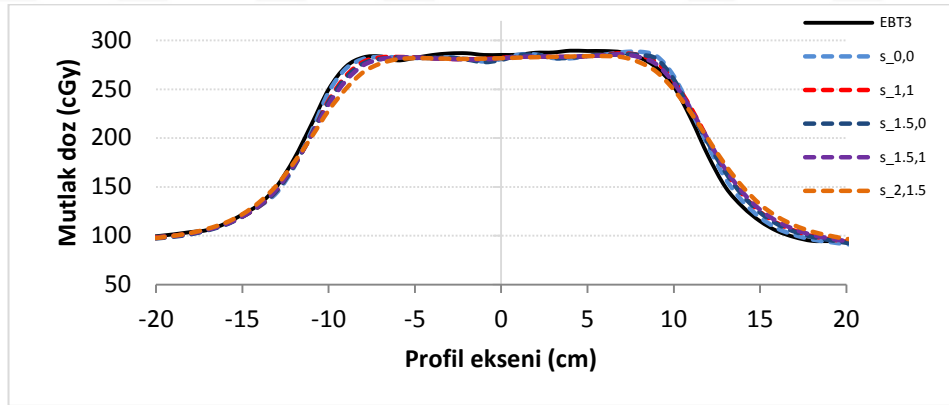
Şekil 6.3.17. AXB_J2_D1,8 crossline profil eğrileri



Şekil 6.3.18. AXB_J3_D0.8 crossline profil eğrileri



Şekil 6.3.19. AXB_J3_D1.3 crossline profil eğrileri



Şekil 6.3.20. AXB_J3_D1.8 crossline profil eğrileri

7. TARTIŞMA

Eclipse TPS içerisinde foton doz hesaplamaları için kullanılan model tabanlı AAA ve Acuros XB doz hesaplama algoritmaları temelde aynı foton kaynak modellemesini kullanarak cihaz kafasından hasta yüzeyine kadar meydana gelen radyasyon etkileşimlerinin modellenmesini bu kaynak modellemesi üzerinden gerçekleştirmektedirler. Birincil foton kaynağı foton kaynak modellemesinin bir parçasıdır. Eclipse içerisinde birincil foton kaynağı fiziksel olarak modellenmemektedir. Birincil foton kaynağı, kullanıcı tarafından Eclipse demet yapılandırma bölümünde tanımlanan efektif spot boyut parametresi üzerinden basileştirilmiş yaklaşımlar kullanılarak, AAA için noktasal, Acuros XB algoritması için noktasal olmayan bir boyuta sahip foton kaynağı olarak modellenmektedir. Kullanıcı tarafından tanımlanan SP parametresi x ve y eksenleri için 2 boyutlu olarak tanımlanmaktadır. Ancak fiziksel olarak bremsstrahlung fotonların oluştuğu birincil noktasal olmayan eliptik bir şekle sahiptir. Aynı zamanda hedef materyali 3 boyutlu bir yapıya sahip olduğundan, hızlandırılmış elektronlarla hedef materyali arasındaki etkileşimler sonucu oluşan fotonlar hedef materyal kalınlığı boyunca meydana gelmektedir. Dolayısıyla fiziksel olarak birincil foton kaynağının kaynak materyalinin alt düzleminde 2 boyutlu bir yapıya sahip değildir. Birincil foton kaynak şekil ve boyutunun hesaplanan doz üzerine olan belirsizlik etkilerinin temelinde birincil kaynağın modellenmesinde karşılaşılan bu farklılıklar yatmaktadır.

Birincil foton kaynak boyutunun özellikle küçük alanlar üzerinde önemli etkiye sahip olduğu iyi bilinen bir olgudur [19]. Küçük alanların klinik kullanımının yaygınlaşmasıyla, doz hesaplama algoritmalarının küçük alanlardaki doz hesaplama doğrulukları başlı başına bir tartışma konusu haline gelmiştir. Bu noktada birincil foton kaynağının doğru biçimde modellenebilmesi için spot boyutu parametresinin en uygun değerinde tanımlanması, özellikle küçük alanların kullanıldığı (özellikle SBRT gibi yüksek doğruluk ve hassasiyet gerektiren) tedavilerde doz hesaplama doğruluğu açısından büyük önem taşımaktadır.

Dozimetrik yaprak aralığı (*DLG*) ve yaprak geçirgenliği parametreleri (*LT*) Eclipse içerisinde kullanıcı tarafından tanımlanması gereken diğer parametreler arasındadır. TPS içerisinde cihaza ait MLC donanımının modellenmesi bu parametreler üzerinden gerçekleştirilmektedir. Varian firmasının üretmekte olduğu cihazlara ait MLC donanımları 120 yaprak Millenium MLC ve 120 yaprak HD MLC ortada ve kenarlarda farklı kalınlıklarda MLC yaprakları içermektedir. Dozimetrik yaprak aralığı ve yaprak geçirgenliği parametrelerinin değerleri çeşitli ölçümler ile belirlenerek tedavi sistemine tek bir parametre değeri üzerinden girilmektedir.

Bu çalışmada Eclipse TPS bünyesinde bulunan AAA ve Acuros XB (sürüm: 13.0.22) algoritmaları için TrueBeam STx 2.0 tedavi cihazının Eclipse TPS 'ne kurulumu sırasında tanımlanan yapılandırma parametrelerinin (*SP*, *DLG* ve *LT*) farklı değerlerde tanımlanmasının tedavi planlarında hesaplanan doz üzerindeki olası etkilerinin araştırılması amaçlanmıştır. Bu amaca yönelik olarak çalışma, küçük statik alanlar ve çok sayıda küçük statik alanların toplamından oluşan "Hacimsel Ayarlamalı Ark Terapi" tedavi tekniği (VMAT) ile oluşturulan tedavi planlarının incelenmesi olmak üzere iki ana başlık altında toplanmıştır.

Lineer hızlandırıcı kafasında bulunan hedef üzerine çarpan hızlandırılmış elektronlar ile hedef materyalinin etkileşimleri sonucu oluşan bremsstrahlung fotonların oluştuğu birincil foton kaynağının boyutu fokal spot boyutu olarak adlandırılmaktadır. Noktasal olmayan fokal spot boyutu genellikle hedef materyalinden çıkan bremsstrahlung foton akı dağılımının yarı maksimumdaki tam genişliği (FWHM) tarafından tanımlanır. Hedef fokal spot boyutunun belirlenmesine yönelik doğrudan ölçüm yöntemleri, monte carlo simülasyonları ve ölçüm-hesaplama uyumu için deneme yanılma yöntemi gibi teknikler beliri sayıda araştırmacılar tarafından uygulanmıştır. Bu doğrudan ölçüm teknikleri içerisinde en çok uygulanan yöntem fokal spot boyutunun bir spot kamera kullanılarak tespit edilmesi temeline dayanmaktadır. Jaffray ve ark. yapmış oldukları çalışmada [26], arasında 0.13 mm yarı genişliğine sahip kolimatör bloklardan oluşan bir spot kamera kullanarak, 2 yıllık süreçte farklı merkezlere ait 9 ayrı lineer hızlandırıcının (2 adet Varian 2100c, 1 adet Varian 600c, Siemens KD-2, 2 adet Therac-25, 2 adet Therac-6 ve 1 adet

Therac-20) fokal spotlarını incelemiştir. Spot kameraya kaynak bölgesini tamamen görece şekilde her bir açıda adım adım dönme hareketi verilerek, bir diyot dedektör vasıtasıyla fokal kaynak yoğunluk profilleri elde edilmiştir. Kaynak şekli bu profillerin CT yeniden yapılandırma algoritmaları kullanılarak yeniden yapılandırılmasıyla elde edilmiştir. Bu çalışmanın sonucunda; farklı dizaynlara sahip lineer hızlandırıcıların arasında kaynak spotunun boyutu ve şekli büyük oranda (yarı maksimumda tam genişlik (*FWHM*) olarak 0.5 ve 3.4 mm aralığında değişen) farklılıklar göstermiştir. Aynı tasarıma sahip linaklar için fokal spotlar çok benzerlik gösterdiği bildirilmektedir. Ayrıca Bazı linakların spot boyutu ve pozisyonları, cihazların hızlandırıcı potansiyelleriyle, zamanla ve gantri rotasyonu ile değişebildiği belirtilmiştir. Örneğin aynı çalışmada Varian 2100c cihazı için 6 MV enerji modunda iki yıllık süreçte gerçekleştirilen ölçümlerde fokal spot boyutu değişim olmaksızın 1.4 ile 1.2 aralığında (*FWHM*) bulunurken, aynı cihaza ait 18 MV enerji modunda aynı tarihler arasında gerçekleştirilen ölçümlerde fokal spot boyutu değişim göstererek sırasıyla 1.3 ile 1.0 mm aralığında ve 1.6 ile 1.3 mm aralığında olduğu tespit edilmiştir. Ayrıca Varian Clinac 2100c cihazında 6 ve 18 MV enerji modlarına ait ölçümlenen fokal spotlarda yaklaşık olarak 0.8 mm kayma tespit edilmiştir. Bu tür kaymaların izomerkezdeki tedavi alanında 2 mm 'ye kadar kaymaya sebep olabileceği belirtilmektedir. Genellikle görelî alan kenarı ölçümlerinin ışıklı alanla hizalanması yalnızca tek bir enerji için yapılmaktadır. Fokal spot pozisyonundaki bu tür kaymaların çok küçük tedavi alanlarının kullanıldığı stereotaktik radyocerrahi uygulamaları hakkında endişe uyandırdığı belirtilmektedir. IAEA 430 numaralı raporunda [4] küçük alanların kullanıldığı tedavilerde radyasyon alan kenarı hassasiyetinin 2 mm 'den az ve doz hesaplama doğruluğunun %2 'den az farklılıkta olması gerektiği belirtilmektedir.

Fogliata ve ark. tarafından 2011 yılında yayınlanan çalışmada [29], Eclipse TPS içerisindeki iki farklı foton doz hesaplama algoritmasının (AAA ve Acuros XB, versiyonlar sırasıyla 10.0.28 ve 11.0.03 olmak üzere) 4 farklı *SP* parametresiyle (x ve y eksenlerinde tanımlı (0,0), (0.5,0.5), (1,1), (2,2) mm değerleri) 120 yaprak Millenium MLC donanımlı Varian Clinac 2100iX tedavi cihazı için yapılandırılmaları üzerinden kolimatör tanımlı küçük alanlardaki ve stereotaktik

RapidArc tedavilerindeki doz hesaplama doğruluklarının ölçümler doğrultusunda amaçlanmıştır. Statik alanların incelenmesinde; bir su fantomu içerisinde PTW Diamond dedektör (duyarlı alanı 4 mm^2 , inceliği 0.4 mm) kullanılarak, 0.8, 1, 2, 3 cm^2 boyutlarındaki k.çeme tanımlı kare alan boyutları için PDD, doz profil ve output faktör ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Gerçekleştirilen ölçümlerden elde edilen sonuçlar ve Eclipse TPS içerisinde modellenen sanal su fantomu ($HU = 0$) üzerinde, ölçüm şartlarında (1 mm hesaplama grid boyutu seçili olarak) gerçekleştirilen doz hesaplamalarından elde edilen sonuçlar arasında karşılaştırmalar yapılmıştır. Profil karşılaştırmaları incelendiğinde, spot boyutunun artan değerleriyle, çok küçük alan boyutlarında (özellikle, $(1 \times 1) \text{ cm}^2$ 'den küçük alan boyutlarında) dozimetrik alan kenarı olarak ta adlandırılan, dozun %50 'ye düştüğü mesafede (FWHM) genişleme gözlemlenmiştir. Diamond dedektör ile profil ölçümlerinden elde edilen dozimetrik alan genişlemesi açısından ölçümlerle en iyi uyumu sağlayan *SP* parametre değerleri AAA için (0.5,0.5) ve (1,1) , Acuros XB için (1,1) olduğu belirtilmiştir. Hesaplamalar ve ölçümler arasındaki maksimum output farklılıkları değerlendirildiğinde; AAA için (0.5,0.5) ve (1,1) parametre değerleri için hesaplanan farkları sırasıyla %0.7 ve %2.8 olarak bulunmuştur. Acuros XB algoritması (0.5,0.5) ya da (1,1) değerleriyle yapılandırıldığında ise maksimum doz farkı %1.7 ($1 \times 1 \text{ cm}^2$ 'den büyük alanlarda %0.2) olarak bulunmuştur. İki algoritma için de, tanımlanan *SP* değerleri artırıldığında, hesaplanan output fark değerinde azalma görülmüştür. Penumbra farklılıkları açısından spot boyutları özelinde toplam farklılıklar incelendiğinde; en az farklılık AAA için 0.36 mm ile sp(1,1), Acuros XB için -0.08 mm ile (1,1) parametre değerleri olduğu tespit edilmiştir.

Yapmış olduğumuz tez çalışmasında k.çene tanımlı statik alanlar için gerçekleştirilen hesaplamalar ve EBT3 film ışınlamalarından elde edilen sonuçlar incelendiğinde, Tablo 6.2.1. 'de görüldüğü üzere; $(2 \times 2) \text{ cm}^2$ 'den daha küçük alan boyutlarında, spot boyut parametresi artırıldıkça birincil kaynağın kolimasyon sistemi tarafından kısmi olarak engellenmesinden dolayı, output azalmasına bağlı olarak, AAA ve Acuros XB algoritmalarıyla hesaplanan doz profili maksimuma normalize edildiğinde dozimetrik alan kenarında (FWHM) artış gözlemlenmektedir. Bu gibi durumlarda dozimetrik alan kenarında hesaplama sonucunda öngörülen

dozun olduğundan fazla hesaplanması söz konusu olacaktır. Özellikle çok küçük alanlarda (1×1) cm^2 ve daha küçük boyutlarda) baskın olarak gözlemlenen bu etki göz önünde bulundurulduğunda; AAA algoritması için tanımlanan spot boyut parametrelerinin en uygun değerlerinin (0,0) ve (1,0) olduğu görülmektedir. Benzer şekilde Acuros XB algoritması için bu açıdan bakıldığında en uygun *SP* parametre değerinin (1,1) olduğu görülmektedir. Kolimatör çene tanımlı alanlarda penumbra bölgeleri ve dozimetrik alan boyutu açısından Fogliata ve ark. (2011) çalışması ile karşılaştırıldığında benzer sonuçlar elde edildiği gözlemlenmiştir.

Tablo 6.2.2. 'de belirtilen veriler incelendiğinde k.çene tanımlı alanlar üzerinde *SP* parametrelerinin artan değerleri için ilgili alan boyutlarına ait penumbra genişliklerinde de artış gözlenmektedir. Bu durum modellenen birincil foton kaynak boyutunun artmasına bağlı olarak, ışın demet geometrisinde meydana gelen değişiklikten ileri gelmektedir. Birincil kaynak boyutu alan boyutuna bağlı olmaksızın bütün ışın alanlarının penumbraları üzerine etkide bulunmaktadır. Sözü edilen dozimetrik alan genişlemesi ve penumbra genişliğindeki artış olayı Şekil 6.2.1. ve Şekil 6.2.2. 'de açıkça görülebilmektedir. Toplam ortalama değerlerine bakıldığında; ölçüm değerlerinden en az farklılığa sahip olan *SP* parametreleri AAA ve Acuros XB algoritmalarının ikisi için de sırasıyla 0.06 mm ve -0.23 mm farklılıklarla (1,1) olduğu görülmüştür. Eksenler özelinde toplam penumbra genişliği farklılıkları incelendiğinde ise; AAA için *crossline* ekseninde en iyi uyum sağlayan *SP* parametresi 0.25 mm farkla (1,0), *inline* ekseninde -0.15 mm farkla (1,1), (1.5,1) ve (2.0,1.0) olduğu görülmüştür. Aynı biçimde Acuros XB için *crossline* ekseninde en iyi uyum sağlayan *SP* parametresi -0.02 mm farkla (1,1), *inline* ekseninde bakıldığında ise -0.03 mm farkla (1.5,1) olduğu görülmüştür. Varian Truebeam tedavi cihazlarında *inline* eksenine üzerine hareket eden k.çeneler hedef materyaline daha yakın olarak konumlandırılmıştır. Bu nedenle *inline* eksenindeki penumbra genişlikleri görece olarak daha fazla olmaktadır. *Inline* ekseninde penumbrada artışa sebep olan spot size boyutunun artan değerlerinin ölçümler ile daha iyi uyum sağlaması bu şekilde açıklanabilir.

MLC tanımlı (MLC 'lerin gerisinde k.çeneler $(8 \times 8) \text{ cm}^2$), alan boyutları $(0.5 \times 0.5) \text{ cm}^2$ 'den $(4 \times 4) \text{ cm}^2$ 'ye değişen statik radyasyon alanları için 5 ayrı *SP* parametresi kullanılarak yapılandırılan (DLG ve LT parametreleri sabit, sırasıyla; 0.038 cm ve 0.017 olmak üzere) AAA ve Acuros XB algoritmalarıyla doz hesaplaması gerçekleştirilerek elde edilen sonuçlar Tablo 6.2.4. 'te incelendiğinde; k.çene tanımlı alanlarda görülene benzer şekilde, doz profil eğrisinin %50 'ye düştüğü mesafe olarak tanımlanan dozimetrik alan kenarının, $(2 \times 2) \text{ cm}^2$ 'den küçük alan boyutlarında hesaplatılan MLC tanımlı statik radyasyon alanlarında da artan spot boyutu ile birlikte genişlediği görülmektedir. Yine k.çene tanımlı alanlara benzer şekilde, Tablo 6.2.5. 'te görüleceği üzere, MLC tanımlı alanlarda da artan spot boyut parametre değerleriyle birlikte hesaplatılan planlardan elde edilen penumbra genişliklerinde alan boyutundan bağımsız olarak artış gözlemlenmektedir. Tablo 6.2.6. 'da hesaplanan ve ölçümlenen penumbralar arasındaki farklara bakılacak olursa, toplam ortalama farklar incelendiğinde; en az farkın sağlandığı *SP* parametreleri AAA için -0.02 mm farkla (1,0), Acuros XB için -0.11 mm farkla (1,1) ve (1.5,0) olduğu görülmüştür. Eksenler özelinde toplam penumbra genişliği farklılıkları incelendiğinde ise; AAA için *crossline* ekseninde en iyi uyum sağlayan *SP* parametresi -0.16 mm farkla (1,1), *inline* ekseninde -0.02 mm farkla (1,0) olduğu görülmüştür. Aynı biçimde Acuros XB için *crossline* ekseninde en iyi uyum sağlayan *SP* parametresi -0.3 mm farkla (1,1) ve (1.5,1) *inline* ekseninde bakıldığında ise -0.11 mm farkla (1,1) ve (1.5,0) olduğu görülmüştür. MLC tanımlı alanalarda *crossline* eksenindeki dozimetrik alan boyutu tanımlanan DLG parametresinden etkilenmesi beklenmektedir. MLC tanımlı alanlarda *inline* eksenindeki ölçümlenen dozimetrik alan genişliğindeki azalma MLC 'lerin girinti ve çıkıntı tasarımından ileri geldiği düşünülmektedir. Alan boyutu küçüldükçe bu etkinin baskın hale geldiği görülmektedir. MLC donanımının girinti ve çıkıntı tasarımı TPS içerisinde kullanıcıdan bağımsız olarak modellenmektedir. Bu noktada iki algoritmanında küçük alanlar için MLC girinti çıkıntı modellemesinin geliştirilmesi gerektiği düşünülmektedir.

Torsti ve ark. çalışmalarında [56], Varian Clinac serisi tedavi cihazlarının 6 MV foton enerji moduyla bir su fantomu içerisinde 0.125 cc PTW semiflex iyon odası ile %DD, Doz profil ve output faktör ölçümleri gerçekleştirilerek, hesaplanan

doz ve ölçümlerin uyumluluğu açısından en iyi SP parametresinin tespit değerlendirilmesi yapılmıştır. Bu değerlendirmenin sonunda, k.çene sınırlı alanlarda penumbra bölgesinde (aynı zamanda $(5 \times 5) \text{ cm}^2$ 'den büyük MLC tanımlı alanlardaki mutlak dozlarda) en iyi uyum sağlandığı SP parametre değeri AAA için (0,0), Acuros XB için (1,1) olduğu tespit edilmiştir. Eğer MLC tanımlı alanlarda penumbra ve output faktör uyumluluğunun sağlanması amaçlanıyorsa en iyi SP parametre değerinin AAA için (1,0) ve Acuros XB için (1.5,1) olduğu sonucuna varılmıştır.

Fogliata ve ark. 'nın (2016 tarihli) çalışmasında [55] k.çene tanımlı kare alanlar (0.6, 0.8, 1, 2, 3, 4, 5 cm^2 alan boyutlarında) ve (k.çeneler MLC'lerin gerisinde 4×4 yada $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alan boyutlarında sabit olmak üzere) MLC tanımlı kare alanlar (0.5, 1, 1.5, 2, 2.5, 3, 3.5, 4 cm^2 alan boyutlarında) için AAA ve Acuros XB algoritmalarının (versiyonlar 13.6.15) cihaz yapılandırma parametreleri üzeririnden (SP ve ayrıca MLC 'li alanlarda ek olarak DLG ve LT parametreleri için) doz hesaplama doğruluğunun değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Çalışmada Eclipse TPS içerisinde AAA ve Acuros XB algoritmaları için 3'er farklı SP parametresiyle (AAA için (0,0), (1,0), (1,1)), Acuros XB (0,0), (1.5,0), (1,1)) 120 yaprak HD-MLC donanımlı TrueBeam STx tedavi cihazı için gerçekleştirilen yapılandırma işlemleri sonrasında gerçekleştirilen doz hesaplamaları ve ölçümler arasında output faktör fark karşılaştırmaları yapılmıştır. Ayrıca aynı karşılaştırmalar MLC tanımlı alanlar için farklı DLG ve LT parametrelerinin tanımlanan yeni değerleri üzerinden gerçekleştirilerek, bu parametrelerin hesaplama doğruluğuna olan katkılarının incelenmesi amaçlanmıştır. Eclipse TPS içerisinde oluşturulan sanal su eşdeğeri fantom ($HU = 0$) üzerine tedavi cihazına ait 6MV, 6MV (FFF) ve 10MV (FFF) enerji modlarında, k.çene ve MLC tanımlı alanların her biri için, gantri '0' derece, sabit SSD tekniği ile $SSD = 90 \text{ cm}$ 'de tedavi planları oluşturularak araştırılan parametreler üzerinden yapılandırılan AAA ve Acuros XB algoritmaları için ayrı ayrı doz hesaplamaları (hesaplama grid boyutu 1 mm seçili olarak) gerçekleştirilmiştir. Hesaplama sonuçları ile karşılaştırmak amacıyla oluşturulan planlar üzerinden aynı setup koşullarında, su fantomu içerisinde, bir adet PTW microDiamond (duyarlı çap 2.2 mm incelik 1 μm duyarlı hacim 0.004 mm^3) dedektör kullanılarak, her bir alan boyutu için 10 cm derinlikte nokta doz ölçümleri gerçekleştirilmiştir. MicroDiamond

dedektör ile $(0.5 \times 0.5) \text{ cm}^2$ ve $(1 \times 1) \text{ cm}^2$ alan boyutu için gerçekleştirilen ölçümlerde sırasıyla 0.94 ve 0.99 olmak üzere, küçük alanlarda hacim etkisi için düzeltme faktörü kullanılmıştır. Seçilen tüm enerji ve spot boyut parametrelerinde, $(2 \times 2) \text{ cm}^2$ ve daha büyük alan boyutlarında iki algoritmayla da hesaplanan ve ölçümlenen dozlar %0.5 fark aralığı içerisinde bulunmuştur. Çalışmada $(2 \times 2) \text{ cm}^2$ 'den k.çene tanımlı alanlarda dozun olduğundan yüksek hesaplanma eğiliminde olduğu belirtilmektedir. K. Çene tanımlı alanlarda $(1 \times 1) \text{ cm}^2$ alan boyutuyla, iki algoritma ile hesaplanan doz, spot boyutu (0,0) ile yapılandırılmış AAA için 6MV (FFF) enerji modunda %2, spot boyutu (1,1) Acuros XB için 6MV (FFF) enerji modunda %4.9 fazla değerde hesaplandığı görülmüştür. Bu farklılık $(0.6 \times 0.6) \text{ cm}^2$ alan boyutu incelendiğinde, algoritmalar için sırasıyla %20.3 ve %25.8 olduğu belirtilmiştir. Çalışmada k.çene tanımlı küçük alanlarda hesaplanan dozda azalmaya neden olan SP parametrelerinin daha büyük değerlerinin kullanılmasının önerilebileceği belirtilmektedir. MLC tanımlı alanlarda (k.çeneler $(4 \times 4) \text{ cm}^2$ sabit) $(2 \times 2) \text{ cm}^2$ ve daha büyük alan boyutları için AAA ve Acuros XB için ortaya çıkan ortalama farklılıklar sırasıyla %-0.4 ve % 0.0 olarak bulunduğu belirtilmektedir. $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ alan boyutunda AAA ve Acuros XB için spot boyutları (1.0,0.0) ve (1.5,0.0) olmak üzere, ortaya çıkan ortalama fark sırasıyla %-16.1 ve %-12.0 olarak bulunmuştur. K.çene tanımlı alanlarda olduğunun aksine, MLC tanımlı alanlarda doz daha az hesaplanma eğiliminde olduğu görülmüştür. Bu nedenle MLC tanımlı küçük alanlarda hesaplanan dozda azalmaya neden olan daha küçük değerlerdeki SP ve daha büyük değerlerdeki DLG parametrelerinin kullanımının uygun olacağı belirtilmiştir. Ayrıca radyasyon enerjisinin ve filtreli (FFF) foton demetlerinin kullanılıp kullanılmamasının çalışmada raporlanan sonuçlar üzerinde farklılık yaratan bir etkisinin bulunmadığı bildirilmektedir.

Yapmış olduğumuz tez çalışmasında, Şekil 6.2.5. (a) ve (b) 'de şekilsel olarak görülebileceği üzere, k.çene tanımlı alanlarda $(2 \times 2) \text{ cm}^2$ ve daha büyük alan boyutlarında farklı SP parametresileriyle yapılandırılan AAA ve Acuros XB algoritmaları ile gerçekleştirilen hesaplama ve EBT3 film ölçümlerinden elde edilen sonuçlar arasındaki ortalama farklar sırasıyla %0.21 ve %-0.33 (maksimum ve minimum farklar AAA için %0.53 ile %-0.1, Acuros XB için % -0.16 ile % -0.53)

olarak bulunmuştur. K.çene tanımlı, $(2 \times 2) \text{ cm}^2$ ‘den daha küçük alan boyutlarında algoritmalar output faktörü olduğundan daha fazla hesaplama eğilimindedirler. Üreticinin kolimatör tanımlı alanlar için girilmesini önerdiği *SP* parametreleri için bakıldığında AAA için (0,0), Acuros XB için (1,1) olmak üzere; $(1 \times 1) \text{ cm}^2$ alan boyutunda AAA için output farkı %3.20, Acuros XB için output farkı %4.13 bulunmuştur. Aynı şekilde $(0.6 \times 0.6) \text{ cm}^2$ için bakıldığında, AAA için output farkı %10.27, Acuros XB için output farkı %13.37 olarak hesaplanan değerler fazla olduğu görülmektedir. Artan *SP* parametre değeri ile algoritmalar tarafından hesaplanan dozlar azalma gözlemlenmektedir. Çok küçük k.çene tanımlı alan boyutlarında dozun olduğundan fazla değere sahip olarak hesaplanmasından dolayı, bu alan boyutlarında firma tarafından önerilen spot boyut parametresinden daha büyük değere sahip spot boyut parametrelerinin kullanımı önerilebilir. Örneğin; AAA algoritmasında spot boyut parametresi için önerilen (0,0) değer yerine (1.5,1) değeri kullanıldığı takdirde $1 \times 1 \text{ cm}^2$ alan boyutu için hesaplama farklılığı %3.20 ‘den %2.13 ‘e, $(0.6 \times 0.6) \text{ cm}^2$ alan boyutu için hesaplama farklılığı %10.27 ‘ten %0.48 ‘e düşmektedir. Aynı şekilde Acuros XB algoritmasında *SP* parametresi için önerilen (1,1) değeri yerine (1.5,1) değeri kullanılırsa $(1 \times 1) \text{ cm}^2$ alan boyutu için hesaplama farklılığı %4.13 ‘ten %3.07 ‘ye, $(0.6 \times 0.6) \text{ cm}^2$ alan boyutu için hesaplama farklılığı %13.37 ‘den %5.54 ‘e düştüğü görülmektedir. Bu noktada elde edilen sonuçların Fogliata ve ark. ‘nın 2016 tarihli çalışmasında [55] elde edilen sonuçlar ile benzer karakteristikte olduğu görülmektedir. Çalışmamızda yine benzer şekilde küçük k.çene tanımlı alanlarda AAA algoritmasının daha iyi doz tahmininde bulunduğu görülmektedir.

Şekil 6.2.5. (c) ve (d) ‘de MLC tanımlı alanlar (k.çene boyutları MLC ‘lerin gerisinde $(8 \times 8) \text{ cm}^2$ olarak sabit olmak üzere) farklı *SP* parametreleri ile yapılandırılmış iki farklı algoritma ile hesaplatılan (DLG ve LT parametreleri sırasıyla 0.038 cm ve %1.07 olarak sabit kalmak üzere) ve *EBT3* film ile ölçümlenen output değerleri arasındaki alan boyutlarına bağlı olarak değişen yüzdesel farklılıklar şekilsel olarak sunulmaktadır. MLC tanımlı $(2 \times 2) \text{ cm}^2$ ve daha büyük k.çene tanımlı alan boyutlarında, AAA ve Acuros XB algoritması ile gerçekleştirilen hesaplamalar ile ölçümler arasındaki ortalama farklar sırasıyla %0.55 ve %0.44 (maksimum ve

minimum farklar AAA için %1.38 ile %0.1, Acuros XB için %1.61 ile %-0.21) bulunmuştur. Yapmış olduğumuz tez çalışmasında üretici firmanın MLC tanımlı alanlar için girilmesini önerdiği *SP* parametreleri için bakıldığında (AAA için (1,0), Acuros XB için (1.5,0) olmak üzere) $(1 \times 1) \text{ cm}^2$ alan boyutunda AAA için output farkı %1.73, Acuros XB için output farkı %3.69 bulunmuştur. Aynı şekilde $(0.5 \times 0.5) \text{ cm}^2$ için bakıldığında, AAA için output farkı %-7.33, Acuros XB için output farkı %-5.87 olarak bulunmuştur. MLC tanımlı $(1 \times 1) \text{ cm}^2$ 'den küçük alanlarda artan spot boyut parametre değerleriyle birlikte hesaplanan dozda azalma görülmektedir. Artan alan boyutuyla birlikte olduğundan az hesaplanan dozda doğrusal olmayan bir artış söz konusudur. $(1 \times 1) \text{ cm}^2$ alan boyutunda doz olduğundan fazla hesaplanmakta olduğu görülmektedir. Bu noktada elde edilen sonuçlar fogliata ve ark. 'nın (2016 tarihli) çalışmalarında incelenen k.çeneler MLC 'lerin gerisinde sabit olarak $(10 \times 10) \text{ cm}^2$ 'de bulunduğu MLC tanımlı alanlar için elde etmiş oldukları sonuçlarla benzer nitelikler taşıdığı görülmektedir. Aynı çalışmada k.çeneler sabit olarak $(4 \times 4) \text{ cm}^2$ 'ye ayarlandığında doz hesaplamaları arasındaki fark alan boyutu azaldıkça lineer bir artış gösterdiği görülmektedir. Küçük alanlarda MLC 'ler ile gerisinde bulunan k.çeneler arasındaki mesafenin hesaplanan doz üzerinde etkisi güncel bir tartışma konusudur. Çalışmamızda elde ettiğimiz bulgulara dayanarak $(1 \times 1) \text{ cm}^2$ alan boyutlu (k.çeneler $(8 \times 8) \text{ cm}^2$ olmak üzere) MLC tanımlı alanlarda firma tarafından önerilen *SP* parametlerinden daha büyük değere sahip *SP* parametrelerinin kullanılması önerilebilir. Örneğin; AAA algoritmasında *SP* parametresi için önerilen (1.0,0.0) değer yerine (2.0,1.0) değeri kullanıldığında, $(1 \times 1) \text{ cm}^2$ alan boyutu için hesaplama farklılığı %1.73 'ten %0.31 'e düşmektedir. Aynı şekilde Acuros XB için spot boyutu (2,1.5) değerinde tanımlandığında farklılık %3.69 'dan %1.5 'e düşmektedir. $(0.5 \times 0.5) \text{ cm}^2$ alan boyutlu (k.çeneler $(8 \times 8) \text{ cm}^2$ olmak üzere) MLC tanımlı alanlarda firma tarafından önerilen *SP* parametrelerinden daha küçük değere sahip *SP* parametrelerinin kullanılması önerilebilir. Örneğin; $(0.5 \times 0.5) \text{ cm}^2$ alan boyutunda AAA algoritmasında *SP* parametresi için önerilen (1,0) değer yerine (0,0) değeri kullanıldığında hesaplama farklılığı %-7.33 'den %-2.82 'ye düşmektedir. Aynı şekilde Acuros XB algoritmasında *SP* parametresi için önerilen (1.5,0) değer yerine (0,0) değeri kullanıldığı takdirde hesaplama farklılığı %-5.87 'den %-0.83 'e düşmektedir.

Şekil 6.2.6 'da *DLG* ve *LT* parametrelerinin statik MLC tanımlı alanlarda hesaplanan doz üzerine etkisi şekilsel olarak görülebilmektedir. Beklenildiği üzere çok küçük alanlarda daha büyük *DLG* ve *LT* parametre değerleri için doz değeri daha fazla hesaplanmaktadır. Dozun olması gerektiğinden az hesaplandığı çok küçük alanlarda *DLG* parametresinin artan değerlerinin hesaplanan output faktör uyumu açısından daha iyi sonuçlar verdiği görülmüştür. AAA *SP* parametresi (0,0) ile ve Acuros XB (1,1) *SP* parametresi ile yapılandırılarak $(0.5 \times 0.5) \text{ cm}^2$ alan boyutu için bakıldığında $DLG/2$ ve $DLG*2$ değerleri için hesaplanan ve ölçümlenen doz arasındaki output farkları AAA için, %-3.49 ile % -1.48 ve AXB için %-4.97 ile %-2.90 bulunmuştur. Aynı şekilde $LT(\%0.64)$ ve $LT(\%1.46)$ değerleri için AAA 'de farklar %-2.99 ile %-2.57, Acuros XB 'de ise %-4.48 ile %-4.06 bulunmuştur. Örneğin *SP* parametresi AAA ve Acuros XB algoritmaları için sırasıyla (0,0) ve (1,1) tanımlanarak, $LT\%1.07$ klinik rutinde kullanılan değerde, *DLG* iki katı değerine tanımlandığında MLC tanımlı $(0.5 \times 0.5) \text{ cm}^2$ alan boyutunda hesaplama farkları AAA ve Acuros XB için sırasıyla %-2.82 'den %-1.48 'e (%1.34 iyileşme), Acuros XB için %-4.23 'ten %-2.90 'a, %1.33 oranında iyileşme görülmüştür. Aynı işlemler $DLG=0.038 \text{ cm}$ sabit kalmak suretiyle değişken *LT* parametreleri üzerinden incelendiğinde *LT* parametresi klinikte kullanılan değer iki katına tanımlandığında, $(0.5 \times 0.5) \text{ cm}^2$ alan boyutunda hesaplama farklarında AAA için %-2,82 'den %-2.57 'ye düşüş gözlemlenmektedir. %-4,23 'ten %-4.06 'ya düşüş gözlemlenmektedir. Ayrıca $(0.5 \times 0.5) \text{ cm}^2$ 'ten daha büyük alan boyutunda aynı işlemler uygulandığında farklı *DLG* ve *LT* parametreleri açısından hesaplama farklarında dikkate değer bir değişiklik tespit edilmemiştir. Genel olarak bakıldığında ise *LT* parametre değerlerinin küçük statik alanlar üzerinde önemli bir değişikliğe neden olmadığı düşünülmektedir.

Fogliata ve ark. 2011 yılında yapmış oldukları çalışmada, stereotaktik RapidArc planlarının incelenmesinde; Boyutları 0.3 cm^3 'ten 7 cm^3 'e değişen hedef hacimler üzerine 4 farklı RapidArc test planı için (k.çene boyutları (3×3) , (2×2) , (1×1) , $H(1 \times 1) \text{ cm}^2$) (sonuncu alan yüksek modülasyon örneklemi üretmek için iki defa optimizasyon işleminden geçirilmiş) optimizasyon işlemleri gerçekleştirildikten

sonra 4 farklı SP parametre değeri ile yapılandırılmış AAA ve Acuros XB algoritmalarıyla ayrı ayrı doz hesaplamaları gerçekleştirilmiştir. Oluşturulan tedavi planları üzerinden ışınlamalar gerçekleştirilerek, PTW Octavius fantomuyla nokta doz ve EPID ile 2 boyutlu portal doz dağılım sonuçları arasındaki farklılıklar karşılaştırılmıştır. 2 boyutlu doz dağılım karşılaştırmalarında gamma indeks uyumluluk testi %3 doz farkı ve 2 mm mesafe uyumu üzerinden gerçekleştirilmiştir. Hesaplatılan ve ölçülen nokta dozlar arasında (3×3), (2×2), (1×1), H(1×1) cm² kolimatör boyutları için sırasıyla değerlendirildiğinde; AAA için %-0.1, 0.3, 6.7 ve -1.2 farklılık görülmüştür. Aynı şekilde Acuros XB için değerlendirildiğinde %0.0, -0.2, 5.5 ve -3.4 farklılık gözlemlenmiştir. 2 Boyutlu Gamma Uyum İndeks analizi incelendiğinde (3x3) ve (2x2) cm² k.çene boyutlarında gerçekleştirilen planlarda %95 değerinin üzerinde uyum sağlanırken, (1x1) cm² k.çene ile gerçekleştirilen planlarda uyum değeri %80 civarında bulunmuştur. Genel olarak ışın alanı küçüldükçe hesaplama ve ölçümler arasındaki farklarda artış gözlemlenmektedir.

Tez Çalışmamızın ikinci amacı olarak yapılandırma parametrelerinin dinamik MLC 'lerin kullanıldığı *RapidArc* tedavilerindeki doz hesaplama doğruluğu üzerine olan etkisi araştırıldı. Tablo 6.3.1 'de *DLG* ve *LT* parametreleri sabit kalmak üzere farklı *SP* parametreleri ile yapılandırılan AAA ve Acuros XB algoritmaları ile hesaplatılan plan sonuçlarının, bu planlar üzerinden ışınlanmış *Gafkromik EBT3* filmlerden elde edilen ölçüm sonuçları ile gerçekleştirilen mutlak doz gamma indeks analiz karşılaştırma bulgularına yer verilmiştir. 2 mm *DTA* ve %2 *gamma* kriterlerine göre yapılan karşılaştırmalar sonucunda, kolimatör çene boyutu sabit (3×3) cm² olan 1.8 mm, 1.3 mm ve 0.8 mm çapındaki beyin lezyonları için gerçekleştirilen planlamalarda, AAA için en iyi uyum sağlayan spot boyut parametresi ortalama %95.1±0.4 ile (0,0) parametre değeri olduğu görülmüştür. Acuros XB için bakıldığında ise ortalama %98.7±0.6 ile yine (0,0) parametre değeri olduğu görülmüştür. K.çene boyutu sabit 2×2 cm² olan 1.8 mm, 1.3 mm ve 0.8 mm çapındaki planlar için hesaplama sonuçları karşılaştırıldığında; AAA için en iyi uyum sağlayan *SP* parametresi %92.3±1.9 ile (0,0) parametre değeri olduğu görülmüştür. Acuros XB için bakıldığında ise ortalama %99.6±0.4 ile (1,1) olduğu

görülmüştür. K.çene (1×1) cm^2 boyutunda sabit olmak üzere 0.8 mm çapındaki lezyon üzerine yapılan planlarda; AAA için en iyi uyum sağlayan spot boyut parametresi %92.6 ile (0,0), Axuros XB için bakıldığında ise %99.5 ile (1,1) olduğu görülmüştür. Tüm plan sonuçlarının toplamından elde edilen genel ortalamalara bakıldığında AAA için en iyi uyum sağlayan *SP* parametresi $93.5 \pm 2,9$ ile (0,0) parametre değeri Axuros XB için bakıldığında ise %99.1 ile (0,0) ve (1,1) parametre değerleri olduğu görülmüştür. Şekil 6.3.1 ve Şekil 6.3.2 'da farklı *SP* parametre değerlerinin AAA ve Acuros XB algoritmalarıyla hesaplanan doz dağılımı üzerine olan etkisi, hesaplanan planlara ve ışınlanmış *EBT* filmler 'e ait izodoz kontur çizgileri eşliğinde karşılaştırmalı olarak sunulmaktadır. Ayrıca, Şekil 6.3.7 ile Şekil 6.3.12 arasındaki şekillerde farklı *SP* değerlerinin doz dağılımı üzerine olan etkisi – x,+y ekseninde profil eğrileriyle karşılaştırmalı olarak sunulmaktadır. Genel olarak bakıldığında küçük boyutlu AXB algoritmasının küçük alanlarda doz hesaplama doğruluğunun daha iyi olduğu görülmektedir. Ayrıca Fogliata ve ark. 'nın 2011 tarihli çalışmalarında elde edilen bulguların aksine RapidArc planları genelinde AAA algoritması tüm alan boyutlarında dozu az hesaplama eğiliminde olduğu görülmüştür.

RapidArc planları üzerinden *SP* parametreleri sabit kalmak üzere AAA ve Acuros XB algoritmaları için sırasıyla (0,0) ve (1,1) tanımlanarak farklı *DLG* ve *LT* parametrelerinin etkilerinin incelenmesi için oluşturulan planlar ve bu planların üzerinden ışınlanan *EBT3* filmler arasında *Gamma indeks* analizi karşılaştırmaları yapıldı. Tablo 6.3.2. ve Tablo 6.3.3. 'te bu karşılaştırmaların sonuçları sunulmaktadır. AAA ile hesaplatılan *RapidArc* planlarının dozu beklenilenden az hesaplaması dolayısıyla klinik rutinde kullanılan *DLG* parametresinin iki katı tanımlandığında hesaplanan dozda artış gözlemlendi ve bu nedenle *DLGx2* parametre değeri tanımlandığında *gamma indeks* analizi genel ortalama sonucunun AAA için %93.5 'ten %98 'e yükseldiği görülmüştür. Acuros XB algoritması ile hesaplatılan *RapidArc* planlarında AAA 'de olduğunun aksine dozu beklenilenden az hesaplama durumu görülmemiştir. *DLG* parametresi için klinik rutinde kullanılan değer yarı ve iki katı tanımlandığında hesaplama ile ölçüm arasındaki uyumun genel ortalamaya bakıldığında sırasıyla %99.1 'den %97 ve 98.6 'ya düştüğü görülmektedir. Acuros

XB algoritması için önceden ölçümlenerek tanımlanan ve klinik rutin uygulamalarda kullanılan *DLG* parametre değeri “0.038 cm” ‘nin en uygun parametre değeri olduğu sonucuna varılmıştır. Aynı işlemler *LT* parametre değerleri için uygulandığında, *RapidArc* uygulamalarında dozu olduğundan az hesaplama eğiliminde olan AAA algoritması için *LT* parametresi %0.67 olarak tanımlandığında hesaplanılan ile ölçümlenen doz dağılımı arasındaki gamma indeks analiz sonucu genel ortalama baz alındığında %93.5’ten %90’a düşmekte, *LT* parametresi 1.47 olarak tanımlandığında ise %93.5 ‘ten % 98.1 ‘e çıkmaktadır. AAA açısından bakıldığında *LT* parametre değerinin seçimi konusunda elde edilen uyum sonuçlarının yanıltıcı olabileceği düşünülmektedir. Acuros XB için *LT* parametresi üzerinden gerçekleştirilen karşılaştırmalara bakıldığında, *LT* parametresi %0.67 olarak tanımlandığında gamma indeks analizine göre uyum sonucu genel ortalama itibariyle %99.1 ‘den %97.8 ‘e, *LT* parametresi %1.47 olarak tanımlandığında ise %99.1 ‘den %98.6 ‘ya düştüğü görülmektedir. Bu durum Acuros XB algoritmasında en iyi uyumu sağlayan onucun ölçümlenerek klinik rutin içerisinde uygulanan değer olan %1.07 değerinin olduğunu göstermektedir. Şekil 6.3.3. ve Şekil 6.3.4. ‘te farklı *DLG* parametrelerinin ve ayrıca Şekil 6.3.5. ve Şekil 6.3.6 ‘da farklı *LT* parametrelerinin hesaplanan doz dağılımı üzerine olan etkisi, hesaplanan planlara ve ışınlanmış *EBT3* filmler ‘e ait izodoz kontur çizgileri eşliğinde karşılaştırmalı olarak sunulmaktadır.

AAA ve Acuros XB algoritmaları foton dememet kaynak modeli dışında, doz hesaplama modülleri açısından tamamen farklı yapıdadırlar. Bu farklılık özellikle bir ortam içerisindeki elektron taşınmasının modellenmesinde ortaya çıkmaktadır. Elektron taşınmasındaki farklılıklar özellikle heterojen ortam geçişlerinde ve küçük alanlarda oluşan ikincil parçacık dengesizliği sonucundan ileri gelmektedir. Yapmış olduğumuz tez çalışmasında incelenen parametreler cihaz kafasından hasya yüzeyine kadar olan radyasyon etkileşimlerinin modellenmesi üzerinde etkisi bulunduğundan, hasta içerisindeki doku heterojenitelerinden kaynaklanabilecek hesaplama farklılıklarına yer verilmemiştir.

8. SONUÇ

Teknolojinin sunduğu imkanlarla birlikte radyoterapide SRS/SBRT gibi yüksek hassasiyet gerektiren tedavi uygulamalarının kullanımı yaygınlaşmaktadır. Tedavi uygulamalarının en doğru biçimde gerçekleştirilebilmesi için teknolojik olarak cihazlarda ulaşılan mekanik hassasiyetin yanında Tedavi Planlama Sistemleri içerisinde hesaplatılan dozun en yüksek seviyede doğrulukta olması gerekmektedir.

Bu çalışmada Eclipse TPS bünyesinde bulunan model tabanlı AAA ve Acuros XB doz hesaplama algoritmalarının, spot boyutu, dozimetrik yaprak aralığı ve yaprak geçirgenliği cihaz modelleme parametreleri üzerinden statik ve dinamik RapidArc tedavi uygulamalarındaki doz hesaplama doğrulukları incelenmiş, kullanıcı tarafından belirlenen parametrelerin tedavi hesaplama doğruluğu üzerine olası etkileri araştırılarak, klinikte kullanılan TrueBeam STx 2.0 tedavi cihazı için en uygun parametre değerinin bulunması amaçlanmıştır.

Elde edilen bulgular incelendiğinde özellikle spot boyutu ve dozimetrik yaprak aralığı parametrelerinin $2 \times 2 \text{ cm}^2$ 'den küçük alan boyutlarında hesaplanan doz üzerinde büyük etkilerinin olduğu görülmüştür. Daha büyük alanlar söz konusu olduğunda sözü edilen parametrelerin hesaplanan doz üzerinde çok fazla etkisi olmadığı tespit edilmiştir. Doz hesaplama doğruluğu açısından en uygun parametrenin bulunması açısından statik ve dinamik kolimasyon sistemlerinin kullanıldığı tedaviler arasında farklı sonuçlar ortaya çıktığı görülmüştür. Eclipse içerisinde tanımlanan yapılandırma parametreleri tüm tedaviler için geçerli olmaktadır. Statik alanlar için en uygun olan parametre değeri, RapidArc tedavileri için bazı durumlarda daha az doğrulukta sonuçlara neden olabilmektedir. RapidArc tedavi tekniği bir çok statik radyasyon alanının birleşiminden meydana geldiği için, statik alanlarda karşılaşılan büyük farklılıklar RapidArc uygulamalarında tolere edilebilmektedir.

Eclipse 'nin tanımlanmasını önerdiği spot boyut parametreleri incelendiğinde genel olarak uygulanabilir olduğu görülmüştür. Ancak Eclipse TPS 'nin farklı kolimasyon ve tedavi teknikleri özelinde değişken ve çoklu spot boyut parametreleri tarafından yapılandırılabilmesi yönünden geliştirilmeye ihtiyaç duyduğu düşünülmektedir.



9. KAYNAKLAR

1. Glide-Hurst C., Bellon M., Foster R., et al. "Commissioning of the Varian TrueBeam linear accelerator: a multi-institutional study," *Med. Phys.*;40(3):031719.(2013).
2. Das I.J., Cheng C.W., Watts R.J., et al. Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: Report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM. *Med. Phys.*;35(9):4186–215.(2008).
3. Fraass B., Doppke K., Hunt M. et al. American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 53: Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning. *Med.Phys.*;25(10):1773–829.(1998).
4. International Atomic Energy Agency. Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer. TRS 430. Vienna: International Atomic Energy Agency; (2004).
5. Starkschall G., Steadham R.E., Popple R.A., Ahmad S., Rosen I.I. "Beam-commissioning methodology for a three-dimensional convolution/superposition photon dose algorithm," *J. Appl. Clin. Med Phys.*;1(1):8–27.(2000).
6. Langen K.M., Papanikolaou N., Balot J. et al. QA for helical tomotherapy: Report of AAPM Task Group 148. *Med. Phys.*; 37(9):4817–53.(2010).
7. AAPM Medical Physics Practice Guideline 5.a.: Commissioning and QA of Treatment Planning Dose Calculations — Megavoltage Photon and Electron Beams, *J. Appl. Clin. Med. Phys.*, v.17, N.1, (2016).

8. Eclipse Algorithms Reference Guide. Varian Medical Systems, Inc., Palo Alto. (2010).
9. Khan F.M., Gibbons J.P. "The Physics of Radiation Therapy," Edition 5. (2014).
10. Korhonen L. "Methods for Dose Calculation and Beam Characterization in External Photon Beam Radiotherapy," Doctoral Dissertation, (2009).
11. Torsti T., Korhonen L., Petäjä V. "Using Varian Photon Beam Source Model for Dose Calculation of Small Fields," Varian Medical Systems Finland Oy, (2013)
12. PTW Small Field Dosimetry Application Guide.
http://www.ptw.de/small_field_dosimetry.html
13. Das I.J., Morales J. And Francescon P. "What have we learnt Small Field Dosimetry: What Have We Learnt?" AIP Conference Proceedings 1747, 060001. (2016).
14. Das I.J., Downes M.B., Kassae A., Tochner Z. "Choice of radiation detector in dosimetry of stereotactic radiosurgery-radiotherapy," J. Radiosurg. 3, 177-185. (2000).
15. International Atomic Energy Agency. IAEA Report No. 398, Report No. Technical Reports Series No. 398. (2000).
16. Almond P.R., Biggs P.J., Coursey B.M., Hanson W.F., Huq M.S., Nath R., Rogers D.W.O., "AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams," Med. Phys. 26, 1847-1870. (1999).

17. Alfonso P., Andreo P., Capote R., Huq M.S., Kilby W., Kjall P., Mackie T.R., Palmans H., Rosser K., Seuntjens J., Ullrich W., Vatnitsky S., "A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields," *Med. Phys.* 35, 5179-5186. (2008).
18. Das I.J., Francescon P., Ahnesjö A., Aspradakis M.M., Cheng C.W., Ding G.X., Fenwick J., Ibbott G.S., Oldham M., Huq M.S., Reft C.S., Sauer O.A. Small fields and non-equilibrium condition photon beam dosimetry: AAPM Task Group Report 155. *Med. Phys.* (in review).
19. IPEM Report 103: Small Field MV Photon Dosimetry, Institute of Physics and Engineering in Medicine Fairmount House, 230 Tadcaster Road, York, UK, (2010).
20. Güngör S., Ceylan C. "TPS Algoritmalarının Küçük Alan İçin Geçerliliği," *MedfizOnline E-Dergi*, Sayı: 4, Ağustos – Eylül, (2016).
21. Das I.J. "Small fields: Nonequilibrium radiation dosimetry," *Med. Phys.* 35, 206. (2008).
22. Dutreix J., Dutreix A., and M. Tubiana, "Electronic equilibrium and transition stages," *Phys. Med. Biol.* 10, 177–190. (1965).
23. Eclipse Photon and Electron Algorithms Reference Guide. December (2015).
24. Van Esch A., Tillikainen L., Pyykkonen J., et al. "Testing of the analytical anisotropic algorithm for photon dose calculation," *Med. Phys.* Nov;33(11):4130-48. (2006).

25. Fogliata A., Giorgia Nicolini G., Vanetti E., Clivio A. and Cozzi L. "Dosimetric validation of the anisotropic analytical algorithm for photon dose calculation: fundamental characterization in water," *Phys. Med. Biol.*;51(6):1421-38. (2006).
26. Jaffray D. A., Battista J. J., Fenster A. and Munro P. "X-ray sources of medical linear accelerators: Focal and extra-focal radiation," *Med. Phys.* 20, 1417. (1993)
27. Eclipse Algorithms Reference Guide, Varian Medical Systems, Inc., Palo Alto. (2010).
28. Tillikainen L., Siljamaäki S., Helminen H., Alakuijala J. and Pyry J., "Determination of parameters for a multiple-source model of megavoltage photon beams using optimization methods," *Phys. Med. Biol.* 52, 1441–1467. (2007).
29. Fogliata A., Nicolini N., Clivio A., Vanetti E. and Cozzi L. "Accuracy of Acuros XB and AAA dose calculation for small fields with reference to RapidArc® stereotactic treatments," *Med. Phys.* 38, 6228. (2011).
30. Rogers D. W. O., Walters B., and Kawrakow I., BEAMnrc users manual, National Research Council of Canada Technical Report No. 509 (A). (2006).
31. Sievinen J., Ulmer W., Kaissl W. "AAA Photon Dose Calculation Model in Eclipse," Palo Alto (CA): Varian Medical Systems. (2005).
32. Tillikainen et al. "A 3D pencil-beam based superposition algorithm for photon dose calculation in heterogenous media," *Phys. Med. Biol.* 53 3821-3839. (2008).

33. Ulmer W., Harder D. "A Triple Gaussian Pencil Beam Model for Photon Beam Treatment Planning," 2. Med. Phys. 5. 25-30. (1995).
34. Failla G.A., Wareing T., Archambault Y., Thomson S. "Accuros XB advanced dose calculation for eclipse treatment planning system," Palo Alto (CA): Varian Medical Systems. (2010).
35. Fogliata A., Nicolini G., Clivio, A. et al. "Dosimetric validation of the Acuros XB advanced dose calculation algorithm: Fundamental characterization in water," Phys. Med. Biol. 56: 1879–904. (2011).
36. Chang D.S., Lasley F.D., Das I.J., Mendonca M.S., Dynlacht J.R. "Basic Radiotherapy Physics and Biology," Edition 1., Springer International Publishing, (2014).
37. Jeraj M., Robar V. "Multileaf collimator in radiotherapy," Radiol. Oncol.; 38(3): 235-40.(2004).
38. Takahashi S. "Conformation radiotherapy-rotation techniques as applied to radiography and radiotherapy of cancer," Acta. Radiol. Suppl. 242: 1–142. (1965).
39. Boyer A., Biggs P., Galvin J., Klein E., LoSasso T., et al. for the Radiation Therapy Committee. Report of Task Group No. 50. Basic applications of multileaf collimators. AAPM Report No.72.(2001).
40. Galvin J.M. "The Multileaf Collimator - A Complete Guide," Med. Phys. 26. 1092-3, (1999).
41. Schlegel W.C., Bortfeld T. And Grosu A.L. "New technologies in radiation oncology," Springer-Verlag Berlin Heidelberg. (2006).

42. Teoh M., Clark C.H., Wood K., Whitaker S., Nisbet A. “Volumetric modulated arc therapy: A review of current literature and clinical use in practice,” Br. J. Radiol. 84(1007):967-96. (2011).
43. Webb S., “VMAT: its role in radiotherapy,” medicalphysicsweb review Winter (2009).
44. Kielar K.N., Mok E., Hsu A., Wang L., Luxton G. “Verification of dosimetric accuracy on the TrueBeam STx: rounded leaf effect of the high definition MLC,” Med. Phys. 39, 6360. (2012).
45. Surti S., Kuhn A., Werner M.E., Perkins A.E., Kolthammer J., Karp J.S. “Performance of Philips Gemini TF PET/CT scanner with special consideration for its time-of-flight imaging capabilities,” J. Nucl. Med.;48(3):471–80. (2007).
46. PTW Ionizing Radiation Detectors Catalog 2006/2007. PTW Freiburg, (2006).
47. http://www.ptw.de/semiflex_chambers0.html. Erişim tarihi: 01.06.17
48. http://www.ptw.de/waterproof_farmer_chamber0.html Erişim tarihi: 01.06.17
49. Casanova B.V., Pasquino M., Russo G. et al. “Dosimetric characterization and use of GAFCHROMIC EBT3 film for IMRT dose verification,” J. Appl. Clin. Med. Phys.;14(2):4111. (2013).
50. https://www.iba-dosimetry.com/media/1370/rt-br-e-dose1_rev1_0211.pdf
Erişim tarihi: 01.06.17
51. <https://www.epson.com.tr/products/scanners/business-scanners/expression-11000xl> Erişim tarihi: 01.06.17

52. <https://www.sunnuclear.com/solutions/dosimetry/3dscanner> Erişim tarihi [18.06.17](#)
53. <https://www.sunnuclear.com/documents/datasheets/mapcheck.pdf>
Erişim Tarihi: 18.06.2017
54. <https://www.sunnuclear.com/solutions/dosimetry/3dscanner>
Erişim tarihi 18.06.17
55. Fogliata A., Lobefalo F., Reggiori G. et al. "Evaluation of the dose calculation accuracy for small fields defined by jaw or MLC for AAA and Acuros XB algorithms," Med. Phys.; 43, 5685. (2016).
56. Torsti T, Korhonen L, Petäjä V. Using Varian Photon Beam Source Model for Dose Calculation of Small Fields. Clinical Perspectives. 20 p. (2013).

10. ETİK KURUL ONAYI



T.C.
İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanlığı

E-İmzalıdır

Sayı : 10840098-604.01.01-E.12532
Konu : Etik Kurulu Kararı

31/05/2017

Sayın Emre ŞANLI

Üniversitemiz Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kuruluna yapmış olduğunuz "TrueBeam 2.0 STx Cihazında Cihaz Kabulü Sırasında Tedavi Planlama Sistemine Girilen Parametrelerin Tedavi Plan Kalitesine Etkisi" isimli başvurunuz incelenmiş olup etik kurulu kararı ekte sunulmuştur.

Bilgilerinize rica ederim.

Prof. Dr. Hanefi ÖZBEK
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar
Etik Kurulu Başkanı

Ek:
-Karar Formu (2 sayfa)

Bu belge 5070 sayılı e-İmza Kanununa göre Prof. Dr. Hanefi ÖZBEK tarafından 31.05.2017 tarihinde e-imzalanmıştır. Evrağımızı <https://ebys.medipol.edu.tr/e-imza> linkinden 5459056CXD kodu ile doğrulayabilirsiniz.

İstanbul Medipol Üniversitesi
Kavacak Mah. Ekinçiler Cad.No:19 Kavacak Kavşağı 34810
Beykoz/İSTANBUL

Tel: 444 85 44
İnternet: www.medipol.edu.tr
Ayrıntılı Bilgi İçin : bilgi@medipol.edu.tr

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR
ETİK KURULU KARAR FORMU

BAŞVURU BİLGİLERİ	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	TrueBeam 2.0 STx Cihazında Cihaz Kabulü Sırasında Tedavi Planlama Sistemine Girilen Parametrelerin Tedavi Plan Kalitesine Etkisi			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Emre ŞANLI			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Sağlık Fiziği Yüksek Lisans Öğrencisi			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	İstanbul			
	DESTEKLEYİCİ	-			
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/>	ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>	ULUSAL <input checked="" type="checkbox"/>	ULUSLARARASI <input type="checkbox"/>

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR
ETİK KURULU KARAR FORMU

Değerlendirilen Belgeler	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili		
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ/PLANI	24.05.2017		Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	24.05.2017		Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>	
Karar Bilgileri	Karar No: 199	Tarih: 31/05/2017				
	Yukarıda bilgileri verilen Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve araştırmanın etik ve bilimsel yönden uygun olduğuna "oybirliği" ile karar verilmiştir.					

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU	
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI	Prof. Dr. Hanefi ÖZBEK

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile ilişki		Katılım *		İmza
Prof. Dr. Şeref DEMİRAYAK	Eczacılık	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Hanefi ÖZBEK	Farmakoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. Sibel DOĞAN	Psiko-onkoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. Devrim TARAKCI	Ergoterapi	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. İlkur KESKİN	Histoloji ve Embriyoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. Mehmet Hikmet ÜÇİŞİK	Biyoteknoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	

* :Toplantıda Bulunma

11. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

ADI	EMRE	SOYADI	ŞANLI
-----	------	--------	-------

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Doktora/Uzmanlık		
Yüksek Lisans		
Lisans	Gaziantep Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Fizik Mühendisliği Bölümü	2013
Lise	Bayrapmaşa Hüseyin Bürge Lisesi	2006

İş Deneyimi(Sondan geçmişe doğru sıralayın)

Görevi	Kurum	Süre (Yıl-Yıl)
Medikal Fizik Stajı	Medipol Mega Üniversite Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü / İstanbul	2015-2017
Zorunlu Yaz Stajı	Bosch & Siemens Ev aletleri / Tekirdağ	2010-2010

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama	Konuşma	Yazma	KPDS Puanı	YDS Puanı
İngilizce	iyi	iyi	iyi		56

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
ALES Puanı	74.0	64.11	52.78

Bilgisayar Bilgisi

Microsoft Office Programları	İyi
C++	Orta
JAVA	Orta