



T.C.

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**STEREOTAKTİK RADYOCERRAHİ İŞINLAMALARDA
İNHOMOJENİTENİN DOZ DAĞILIMINA
ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI**

GÜLCİHAN CÖDEL

SAĞLIK FİZİĞİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN


Doç. Dr. HİLAL ACAR DEMİR



İSTANBUL-2019

TEZ ONAYI FORMU

Kurum : İstanbul Medipol Üniversitesi
Programın seviyesi : Yüksek Lisans (X) Doktora ()
Anabilim Dalı : Sağlık Fiziği
Öğrenci : Gülcihan CÖDEL
Tez Başlığı : Stereotaktik Radyocerrahi Işınlamalarda İnhomojenitenin Doz Dağılımına Etkisinin Araştırılması
Sınav Yeri : Medipol Mega Hastaneler Kompleksi
Sınav Tarihi : 11.01.2019

Tez tarafımızdan okunmuş, kapsam ve nitelik yönünden Yüksek Lisans/Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Danışman	Kurumu	İmza
Doç. Dr. Hilal Acar Demir	İstanbul Medipol Üniversitesi	

Sınav Jüri Üyeleri	Kurumu	İmza
Prof. Dr. Emre Merdan Fayda	İstinye Üniversitesi	
Doç. Dr. Dilek Ünal	İstanbul Medipol Üniversitesi	

Yukarıdaki jüri kararıyla kabul edilen bu Yüksek Lisans/Doktora tezi, Enstitü Yönetim Kurulu'nun 17./01/2019 tarih ve 2019.../03... - 01... sayılı kararı ile şekil yönünden Tez Yazım Kılavuzuna uygun olduğu onaylanmıştır.

Prof. Dr. Nesrin EMEKLİ
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü



BEYAN

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

Gülcihan CÖDEL





Aileme ithaf ediyorum

TEŞEKKÜR

Tez çalışmamda planlamasında, araştırılmasında, yürütülmesinde ve oluşumunda ilgi ve desteğini esirgemeyen, engin bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım, yönlendirme ve bilgilendirmeleriyle çalışmamı bilimsel temeller ışığında şekillendiren, destek ve sabrını esirgemeyen tez danışmanım Sayın Doç. Dr. Hilal ACAR DEMİR' e,

Yüksek lisans eğitimim süresinde ve mesleğimin gelişiminde katkıda bulunan maddi, manevi destekleri ile kendimi iyi hissettiren Prof. Dr. Emre Merdan FAYDA' ya

Her daim desteğini yanımda hissettiğim, mesleki bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan Medikal Fizik Uzmanı Derya YÜCEL' e

Medikal Fizik eğitimi süresince bizlere her konuda destek veren, bilgi ve tecrübelerini bizlerle paylaşan Sayın Prof. Dr. Hale Başak ÖZKÖK ve Medikal Fizik Uzmanı Nadir KÜÇÜK' e

Medipol Üniversitesi Medikal Fizik Uzmanları Erhan DIŞÇI, Mine DOYURAN, Pelin PAÇACI, Esra LALEŞAHİN' e

Medikal Fizik Uzmanları Mehmet Sıddık CEBE Hanieh MABHOUTI, Emre ŞANLI, Sevtap YILDIRIM ve Dursun EŞİTMEZ' e,

Medipol Üniversite Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü çalışanlarına,

Her zaman ve her koşulda bana sahip çıkan, canımdan çok sevdiğim aileme canı gönülden teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAY FORMU.....	i
BEYAN.....	ii
İTHAF.....	iii
TEŞEKKÜR.....	iv
TABLOLAR LİSTESİ.....	x
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	xii
RESİMLER LİSTESİ.....	xiv
1. ÖZET.....	1
2. ABSTRACT.....	2
3. GİRİŞ VE AMAÇ.....	3
4. GENEL BİLGİLER.....	5
4.1. Küçük Alan Dozimetresi.....	5
4.1.1. Yüklü Parçacık Dengesi.....	5
4.1.2. Radyasyon Kaynağı Boyutunun Etkileri.....	7
4.1.3. Detektör Bileşimi.....	8
4.1.4. Enerji Bağımlılığı.....	9
4.2. Detektör Boyutu.....	13
4.2.1. Hacim Ortalaması.....	13
4.3. Alan Pertürbasyonu: Bragg-Gray Kavite.....	15
4.3.1. Sinyal Gürültü Oranı.....	17
4.4. Çalışmada Kullanılan Doz Hesaplama Algoritmaları.....	18
4.4.1. AAA (Analytical Anisotropic Algorithm)	18
4.3.2. Acuros XB Doz Hesaplama Algoritması.....	19
4.5. Gamma Analizi.....	20
4.5.1. DTA & DD.....	20

4.5.2. Matematiksel Formülasyonu.....	21
4.5.3. Yerel Ve Küresel Referans Dozlar.....	22
5. GEREÇ VE YÖNTEM.....	23
5.1. Araç ve Gereçler.....	23
5.1.1 Varian TrueBeam STx 2.0 Lineer Hızlandırıcı.....	23
5.1.2. Philips Gemini TF TOF 16 Bilgisayarlı Tomografi Cihazı.....	24
5.1.3. Eclipse TPS.....	24
5.1.4. EBT3 Gafkromik Film.....	25
5.1.5. EPSON Expression 11000 XL Scanner.....	26
5.1.6. SNC Patient™ Software.....	26
5.1.7. Ev Yapımı Fantomlar.....	26
5.1.7.1. PTW RW3 Katı Su Fantomu.....	26
5.1.7.2. Blok Mantar.....	27
5.1.7.3. Kemik Fantom.....	28
5.2. YÖNTEM.....	29
5.2.1. Görüntülerin Elde Edilmesi.....	29
5.2.2. Eclipse Tedavi Planlama Sisteminde Planların Hazırlanması.....	30
5.2.3. Işınlanacak Gafkromik EBT3 Filmlerin Kalibrasyonu Ve Hazırlanması.....	33
5.2.4. Tedavi Planlarının Uygulanması.....	35
5.2.5. Işınlanan Filmlerin Değerlendirilmesi.....	36
6. BULGULAR.....	38
6.1. Homojen Profil Işınlamalarında Elde Edilen Bulgular.....	38
6.2. Homojen PDD Işınlamalarında Elde Edilen Bulgular.....	39
6.3. İnhomojen PDD Işınlamalarında Elde Edilen Bulgular.....	39
7. TARTIŞMA.....	73
8. SONUÇ.....	79

9. KAYNAKLAR.....	80
10. ÖZGEÇMİŞ.....	87



KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ

AAA: Analytical Anisotropic Algorithm

AXB: Acuros XB

AAPM: American Association of Physicists in Medicine

ACR: American College of Radiology

BT: Bilgisayarlı Tomografi

DTA: Distance to Agreement

FFF: Flattening Filter Free

Gy: Gray

HDMLC: High Definition Multileaf Collimator

IMRT: Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi

İAEA: Uluslararası Atom Enerji Ajansı

IPEM: Institute of Physics and Engineering in Medicine

LEE: Lateral elektronik denge

LBTE: Lineer Boltzmann Taşıma Eşitliği

LİNAC: Lineer Hızlandırıcı

MC: Monte Carlo

MLC: Multileaf Collimator

MU: Monitor Unit

PDD: Yüzde Derin Doz

SBRT: Stereotactic Body Radiation Therapy

SRS: Stereotactic Radiosurgery

SRT: Stereotactic Radiotherapy

SSD: Source to skin distance

TPS: Tedavi planlama sistemi

TPR: Doku Fantom Oranı

VMAT: Volumetrik Ark Terapisi



TABLolar LİSTESİ

Sayfa No

- Tablo 6.1.1.** Homojen Doku, Kemik ve Akciğer fantomlarında Profil dmax da ölçülen ve hesaplanan absolute doz sonuçları ve birbirleri arasındaki yüzde farkları (EBT3 Ölçülen ve AXB ve AAA algortimalarında hesaplanan ölçüm sonuçları).....40
- Tablo 6.1.2.** Homojen Doku, Kemik ve Akciğer fantomlarında Profil dmax da ölçülen ve hesaplanan absolute doz ile gamma analiz sonuçları (EBT3 Ölçülen ve AXB ve AAA algortimalarında hesaplanan ölçüm sonuçları).....41
- Tablo 6.1.3.** Homojen Doku, Kemik ve Akciğer fantomlarında Profil 5 cm derinlik de ölçülen ve hesaplanan absolute doz sonuçları ve birbirleri arasındaki yüzde farkları (EBT3 Ölçülen ve AXB ve AAA algortimalarında hesaplanan ölçüm sonuçları).....42
- Tablo 6.1.4.** Homojen Doku, Kemik ve Akciğer fantomlarında Profil 5cm derinlikte ölçülen ve hesaplanan absolute doz ile gamma analiz sonuçları (EBT3 Ölçülen ve AXB ve AAA algortimalarında hesaplanan ölçüm sonuçları).....43
- Tablo 6.2.1.** Homojen Doku, Kemik ve Akciğer fantomlarında PDD için ölçülen ve hesaplanan absolute doz sonuçları ve birbirleri arasındaki yüzde farkları (EBT3 Ölçülen ve AXB ve AAA algortimalarında hesaplanan ölçüm sonuçları).....44
- Tablo 6.2.2.** Homojen Doku, Kemik ve Akciğer fantomlarında PDD' de ölçülen ve hesaplanan absolute doz ile gamma analiz sonuçları (EBT3 Ölçülen ve AXB ve AAA algortimalarında hesaplanan ölçüm sonuçları).....45
- Tablo 6.3.1.** İnhomojen AKCİĞER-KEMİK-AKCİĞER-DOKU fantomda, PDD için ölçülen ve hesaplanan absolute doz sonuçları ve birbirleri arasındaki yüzde farkları (EBT3 Ölçülen ve AXB ve AAA algortimalarında hesaplanan ölçüm sonuçları).....46
- Tablo 6.3.2.** İnhomojen PDD, AKCİĞER-KEMİK-AKCİĞER-DOKU fantomlarında ölçülen ve hesaplanan absolute doz ile gamma analiz sonuçları (EBT3 Ölçülen ve AXB ve AAA algortimalarında hesaplanan ölçüm sonuçları).....47

Tablo 6.3.3. İnhomojen DOKU-AKCİĞER-DOKU fantomda, PDD için ölçülen ve hesaplanan absolute doz sonuçları ve birbirleri arasındaki yüzde farkları (EBT3 Ölçülen ve AXB ve AAA algoritmalarında hesaplanan ölçüm sonuçları).....	48
Tablo 6.3.4. İnhomojen PDD, DOKU-AKCİĞER-DOKU fantomlarında ölçülen ve hesaplanan absolute doz ile gamma analiz sonuçları (EBT3 Ölçülen ve AXB ve AAA algoritmalarında hesaplanan ölçüm sonuçları).....	49
Tablo 6.3.5. İnhomojen DOKU-KEMİK-DOKU fantomda, PDD için ölçülen ve hesaplanan absolute doz sonuçları ve birbirleri arasındaki yüzde farkları (EBT3 Ölçülen ve AXB ve AAA algoritmalarında hesaplanan ölçüm sonuçları).....	50
Tablo 6.3.6. İnhomojen PDD, DOKU-KEMİK-DOKU fantomlarında ölçülen ve hesaplanan absolute doz ile gamma analiz sonuçları (EBT3 Ölçülen ve AXB ve AAA algoritmalarında hesaplanan ölçüm sonuçları).....	51

ŞEKİLLER LİSTESİ

Sayfa No

- Şekil 4.1.1.1.** Küçük alanlar için lateral yüklü parçacık dengeyi göstermektedir.....6
- Şekil 4.1.1.2.** Kerma toplam doz oranları ^{60}Co için SSD 80cm ve X-ray için SSD 100 cm de dar ışın yarıçapına karşı 5 cm derinlikte su fantomunda merkezi ekseninde alınan değerler.....7
- Şekil 4.1.2.1.** Küçük alanlarda kaynak tıkanıklığı etkisinin gösterimi.....8
- Şekil 4.1.4.1.** Radyocerrahi ve IMRT için kolimatör açıklığı **a)** 10x10 ile referans alan **b)** $\varnothing=1.05$ cm cone **c)** $\varnothing=0.3$ cm cone **d)** 10x10 referans alandaki MLC **e)** on axis 2x2 cm² düzensiz segmentteki CAX **f)** off-axis düzensiz segmentteki off CAX.....10
- Şekil 4.1.4.2.** Siemens Mevatron Primus'un MLC'si **(a)** ve **(b)** Elekta SL-18 lineer hızlandırıcının **(c)** ve **(d)** Radyocerrahi uygulayıcıları ile üretilen 6 MV alanı için fantom yüzeyinin konumunda, havada hesaplanmış foton akıcılığı. Üst panel, her durumda integral akıcılığa için normalize edilmiş relatif akıcılığa, karşılık gelmektedir. Foton spektrumları ortalama enerji her durumda gösterilir.....11
- Şekil 4.1.4.3.** **a)** primer **b)** saçılan **c)** toplam elektron spektrumu, ve **d)** 6 MV gelen ışın demetine göre merkezi ekseninde 5 cm derinlikte beş farklı kare alandan (0.5 x 0.5 cm², 1.0 x 1.0 cm², 2 x 2 cm², 4 x 4 cm², 10 x 10 cm²) foton spektrumları.....12
- Şekil 4.5.2.1.** DTA ve %DD ölçütlerinin gamma analizine etkisi.....21
- Şekil 6.1.1.** Aynı tür fantomların (Kemik, Akciğer ve Doku), farklı alan boyutlarında AXB ve AAA ile hesaplatılan, EBT3 film ile ölçülen d_{max} da +x profil eksenindeki profil eğrileri.....56
- Şekil 6.1.2.** Aynı tür fantomların (Kemik, Akciğer ve Doku), farklı alan boyutlarında AXB ve AAA ile hesaplatılan, EBT3 film ile ölçülen 5 cm derinlikte alınan mutlak doz(cGy) de +x profil eksenindeki profil eğrileri.....61

Şekil 6.1.3. Aynı tür fantomların (Kemik, Akciğer ve Doku), farklı alan boyutlarında AXB ve AAA ile hesaplatılan, EBT3 film ile ölçülen PDD Mutlak doz (cGy) grafik eğrileri.....	68
Şekil 6.1.4. Farklı tür fantomlar ile oluşturulan (AKCİĞER-KEMİK-AKCİĞER-DOKU), farklı alan boyutlarında AXB ve AAA ile hesaplatılan, EBT3 film ile ölçülen PDD Mutlak Doz (cGy) grafik eğrileri.....	68
Şekil 6.1.5. Farklı tür fantomlar ile oluşturulan (DOKU-AKCİĞER-DOKU), farklı alan boyutlarında AXB ve AAA ile hesaplatılan, EBT3 film ile ölçülen PDD Mutlak doz (cGy) grafik eğrileri.....	70
Şekil 6.1.6. Farklı tür fantomlar ile oluşturulan (DOKU-KEMİK-DOKU), farklı alan boyutlarında AXB ve AAA ile hesaplatılan, EBT3 film ile ölçülen PDD Mutlak Doz (cGy) grafik eğrileri.....	72

RESİMLER LİSTESİ

	Sayfa No
Resim 5.1.1.1. Varian Truebeam STx 2.0 lineer hızlandırıcı.....	24
Resim 5.1.7.1.1. PTW RW3 Katı Su Fantomu.....	27
Resim 5.1.7.2.1. Blok Mantar.....	28
Resim 5.1.7.3.1. Kemik Fantom.....	29
Resim 5.2.1.1. Heterojen Fantomlar a) Akciğer-Kemik-Akciğer b) Doku-Kemik-Doku c) Doku-Akciğer-Doku.....	30
Resim 5.2.2.1. Kemik fantom, TPS'e yüklenen CT dataları.....	30
Resim 5.2.2.2. Akciğer fantomu (Blok mantar), TPS'e yüklenen CT dataları.....	31
Resim 5.2.2.3. Doku fantom (RW3 fantom), TPS'e yüklenen BT dataları.....	31
Resim 5.2.2.4. Akciğer fantom (Blok mantar)-Kemik fantom-Akciğer fantom (Blok mantar)-Doku fantom TPS'e yüklenen BT dataları.....	31
Resim 5.2.2.5. Doku fantom-Akciğer fantom (Blok mantar)-Doku fantom TPS'e yüklenen BT dataları.....	32
Resim 5.2.2.6. Doku fantom-Kemik fantom-Doku fantom TPS'e yüklenen BT dataları.....	32
Resim 5.2.2.7. a,b,c resimlerinde gösterilen alan boyutlarında TPS planları.....	32
Resim 5.2.3.1. Gafkromik EBT3 film.....	33
Resim 5.2.3.2. EPSON EXPRESSION 11000 XL tarayıcı.....	34
Resim 5.2.4.1. Profil ölçümleri için hazırlanmış kemik fantom setup'ı.....	35
Resim 5.2.4.2. figür de gösterilen a) doku-akciğer-doku b) doku-kemik-doku c) akciğer-kemik-akciğer-doku heterojen fantomlarının PDD ölçümleri için hazırlanan setup'ları.....	36
Resim 5.2.5.1. Işınlanan filmlerin taranması.....	37

1. ÖZET

STEREOTAKTİK RADYOCERRAHİ İŞINLAMALARDA İNHOMOJENİTENİN DOZ DAĞILIMINA ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI

Bu çalışmada, Eclipse tedavi planlama sisteminde (TPS) (Varian, Palo Alto, the USA) kullanılan AcurosXB (AXB) ve Analytical Anisotropic Algorithm (AAA) algoritmalarının küçük alanlar için hesaplama doğruluğu ev yapımı homojen ve heterojen fantomlarda için Gafkromik EBT3 film kullanılarak araştırıldı. Eclipse TPS'de gantri, kolimatör açıları 0°'de 6 FFF, 6 MV, 10 FFF, 10 MV, 15 MV enerjilerinde 1x1, 2x2 ve 3x3 cm² alanlarda AAA ve AXB algoritmaları kullanarak planlar oluşturuldu ve Truebeam STx lineer hızlandırıcı cihazında ışınlamalar yapıldı. Homojen fantom için yüzde derin doz (PDD) ve profil ölçümleri, heterojen fantom için ise PDD ölçümleri yapıldı. PDD ölçümlerinde, Gafkromik EBT3 filmler, merkezi eksene paralel olacak şekilde, dik yerleştirilen slab fantomların tam ortasına konuldu. Profil ölçümlerinde, Gafkromik EBT3 filmler, d_{maks} ve 5 cm derinliklerinde, merkezi eksene dik olacak şekilde, slab fantomların arasına yerleştirildi. Homojen fantomlarda alınan PDD ve profil ölçümleri, AAA ve AXB algoritmalarının hesaplamaları ile karşılaştırıldığında, ortalama doz değerleri arasındaki fark $\pm\%4$ içerisinde bulundu. Heterojen fantomlarda alınan PDD ölçümlerinde ise her iki algoritma ile yapılan karşılaştırmalarda en büyük fark AAA algoritmasında, 15 MV'de, 1x1 cm² alanda, akciğer-kemik-akciğer-doku heterojen fantomunda %8 olarak gözlemlendi. AXB algoritması hesaplaması ile ölçümler arasındaki en büyük fark 10 MV ve 15 MV'de, 1x1 cm² alanda, doku-akciğer-doku fantomunda %5 olarak görülmüştür. Stereotaktik radyocerrahi (SRS) tedavilerinde kullanılan küçük alanların Eclipse TPS hesap algoritmaları olan AXB ve AAA için dozimetrik doğruluğu bu çalışma ile yapılmış ve sonuç olarak, homojen ve heterojen alanların doz hesabının AXB algoritması tarafından daha doğru hesaplandığı gözlemlenmiştir.

Anahtar sözcükler: Fantom, Küçük alan, PDD, Profil, TPS.

2. ABSRACT

EVALUATION OF THE EFFECT OF HETEROGENEITY OVER DOSE DISTRIBUTION ON STEREOTACTIC RADIOSURGERY

In this study, the accuracy of two commonly used algorithms, AcurosXB (AXB) and Analytical Anisotropic Algorithm (AAA) in Eclipse treatment planning system (TPS) (Varian, Palo Alto, the USA), were evaluated in small field sizes using various homogeneous and heterogenous phantoms via Gafchromic EBT3 film dosimetry (Ashland, NJ, the USA). All radiation fields had 0° gantry, collimator and couch angle. Field sizes were 1x1, 2x2 and 3x3 cm² for the photon energies of 6 MV, 6 FFF flattening filter free (FFF), 10 MV, 10 FFF and 15 MV. Each plan was radiated using TrueBeam STx linear accelerator (Varian, Palo Alto, the USA) on a proper phantom set. Percent depth doses (PDD) were assessed on all phantom sets but dose profiles were examined only on the heterogenous phantoms. Dosimetry films were placed between the phantom slabs orthogonal to the central axis on PDD measurements as well as perpendicular on Profile measurements which were taken at d_{max} and 5 cm depths. In homogenous phantoms, both PDD and Profile mean results were found within $\pm 4\%$ when compared to AXB and AAA calculations. Among heterogenous phantoms, the biggest difference between measurements and calculations against AAA algorithm was observed in lung-bone-lung-tissue phantom set with 8% on 1x1 cm² field size and 15 MV energy meanwhile 5% against AXB algorithm in tissue-lung-tissue phantom set for 1x1 cm² field size on both 10 and 15 MV photon energies. We analyzed AXB and AAA algorithms for the accuracy of the calculations in small fields which are commonly used in Stereotactic Radiosurgery (SRS) treatments. As a result, we found that AXB algorithm calculates in small fields more successfully than AAA for any phantom version.

Key words: Small field, TPS, Phantom, PDD, Profile

3. GİRİŞ VE AMAÇ

Küçük foton alanları, küçük tümör hacimlerine kısa zamanda yüksek doz uygulanması esasına dayalı olan stereotaktik radyocerrahi (SRS) tedavilerinde sıklıkla kullanılmaktadır. SRS'in kliniklerde kullanımı, lineer hızlandırıcılara (LINAC) küçük kalınlıklı MLC (Multileaf Collimator)'lerin eklenmesi, tedavi öncesinde ve/veya esnasında görüntü alınmasına olanak veren görüntü rehberliğinde radyoterapinin (IGRT) etkisi ile yaygınlaşmıştır. SRS, sıklıkla yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT) ve volumetrik ark terapisi (VMAT) ile uygulanmaktadır. SRS tedavilerinin yaygınlaşması ile küçük alanların doz ölçümünde sorunların ortaya çıktığı gözlemlenmiştir. Bu sorunları en aza indirebilmek için LINAC'larda yapılan küçük alan ölçümlerinin tüm yönleriyle doğru karakterize edilmesi gerektiği literatürde vurgulanmıştır. Lineer hızlandırıcıların doz ölçümleri doğru yapılamaz ise tedavi planlama bilgisayarında (TPS) doğru karakterize edilmez ve böylece hastaya verilen radyasyon dozu doğru hesaplanamaz. Küçük alan parametrelerinin belirlenmesindeki temel sorunlar ise;

- Alanı belirleyen kolimatörlerin, kaynağın parsiyel bloklanmasına neden olması
- Alan boyutunun lateral elektronik dengeyi sağlayacak kadar büyük olmaması
- Dedektör boyutunun yeteri kadar küçük olmaması ve akıyı önemli ölçüde perturbe etmesidir.

Bu sorunların çözümü için Institute of Physics and Engineering in Medicine (IPEM), American Association of Physicists in Medicine (AAPM) ve Uluslararası Atom Enerji Ajansı (IAEA) küçük alan dozimetresi ve ölçüm dedektörlerin nasıl olması gerektiği ile ilgili protokoller yayınlamıştır.

Das ve arkadaşları (2000) yaptığı çalışmada 2 cm den az çapa sahip radyocerrahi foton alanları için farklı detektör ile yapılan output faktörü ölçümlerindeki farklılıkların %12'ye kadar çıktığını bildirmişlerdir. Derreumaux ve arkadaşları ise (2008) yaptıkları çalışmada devreye alma esnasındaki ölçümlerinde

uygunsuz detektör kullanımının 152 hastanın 145'inde eksik tedavi ile sonuçlandığını belirtmişlerdir.

İnsan vücudu heterojen bir yapıya sahiptir fakat doku yoğunluğunun büyük bir kısmı suya eşdeğerdir. Bu nedenle LINAC'ların devreye alma ölçümleri su fantomu üzerinde yapılır. Heterojen ortamlardaki doz hesapları TPS'lerde bulunan farklı algoritmalarda farklı yöntemler kullanılarak hesaplanır. Farklı yoğunluktaki organların varlığından dolayı foton demetlerinin davranışlarında, yapılan ölçümler ile TPS'lerdeki algoritmalarından alınan sonuçlar arasında farklar bulunmaktadır. Küçük alanların kullanıldığı bir tedavi seçeneğinde farklı yoğunluklara sahip organların da tedavi alanında bulunması doz hesaplama algoritmalarındaki belirsizliği artırır.

Bu tezin amacı, Eclipse tedavi planlama bilgisayarının doz dağılım hesabının heterojenite varlığında küçük alanlardaki doğruluğunun araştırılmasıdır. Bu çalışmada, Truebeam STx 2.0 Unit LINAC cihazında alınan ölçümler, Eclipse tedavi planlama sistemindeki farklı algoritmalarından (Analytical Anisotropic Algorithm (AAA) ve AcurosXB (AXB) alınan sonuçlarla karşılaştırılmıştır. Ölçümlerde farklı yoğunluklarda hazırlanmış heterojen fantom düzenekleri, EBT3 Gafkromik film kullanılarak inhomojenitenin küçük alanlarda doz dağılımına etkisi araştırılmıştır.

4. GENEL BİLGİLER

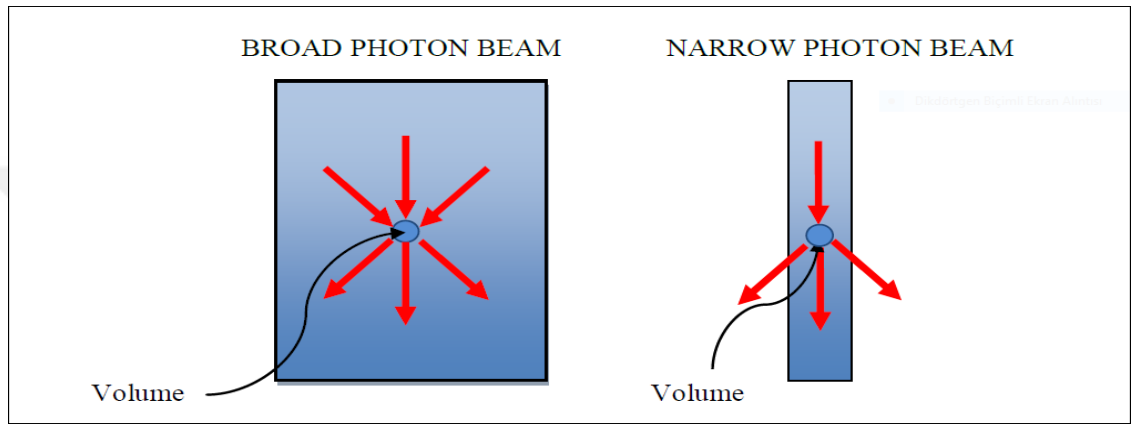
4.1. Küçük Alan Dozimetresi

Küçük alan, merkezi eksenini doğrultusunda bir noktadaki doz ile ilişkilendirilen yüklü parçacıkların lateral erişim mesafesinden daha küçük alanlar olarak tanımlanmaktadır, (1). Overlap olan penumbra ve merkezi ekseninde output'un azalmasından dolayı konvansiyonel olarak doz profillerinin %50'sinde tanımlanan alan boyutu artık geçerliliğini yitirmektedir. Bu nedenle, alan boyutları lateral yüklü parçacık dengesi için gereken mesafeden küçükse, demet modelleme ve doz ölçümlerine dikkat etmek gerekmektedir. Alan boyutları azaldıkça output faktörü ölçümünde belirsizlik artar. Çünkü ölçümde kullanılan detektörün hacmi alan boyutu ile aynı ya da daha büyük olmaya başlar, (2). Çok küçük alanlar için ise output faktör ölçümlerine dikkatli yaklaşım gerekmektedir ve küçük alanların output faktörü ölçümü dozimetrik alan boyutu ölçümüyle beraber yapılmalı ve dedektör tam olarak doğru hizalanmalıdır, (3).

4.1.1. Yüklü Parçacık Dengesi

Foton demetinin meydana getirdiği doz depolanması iki aşamada oluşur. Birinci aşama, primer fotonun enerjisini ikincil yüklü parçacıklara (elektron ve pozitronlar) transfer ettiği kısımdır. İkinci aşama ise oluşan ikincil parçacıkların enerjisini depoladığı kısımdır. Meydana gelen ikincil parçacıkların enerjilerine bağlı olarak gidebileceği belirli bir mesafe vardır. Bu mesafe primer foton etkileşimlerinden aldıkları enerji ile ilişkilidir. Bu nedenle doz, primer fotonun ilk etkileşim yaptığı yerden daha uzağa taşınır ve orada depolanır. Geniş foton demetleri için yüklü parçacık dengesi merkezi ekseninde oluşur. Yüklü parçacık dengesi, alan içinden çıkan ikincil elektronların sayısının ve enerjisinin alan kenarından ve dışından gelen elektronlarıki ile eşit olduğu zaman meydana gelir. Buna aynı zamanda elektronik denge de denir. Dar foton alanlarında ya da yüksek enerjilerde lateral yüklü parçacık dengesizliği oluşur. Eğer alan üretilen ikincil elektronların

maksimum erişim mesafesinden daha küçükse yüklü parçacık dengesi bozulur (şekil 4.1.1.1). Bunun sebebi demet ekseninden lateral olarak dışarı saçılan ikincil elektronların içeriye girenle dengelenememesidir. Alan küçüldükçe alan dışına saçılan elektronların sayısı fazla olur. Özellikle, yüksek enerjilerde küçük alanlarda lateral elektron dengesizliği daha çabuk görülmeye başlanır. Çünkü ikincil elektronların ne kadar mesafe gideceğini primer fotonun elektronlara transfer ettiği enerji belirler.



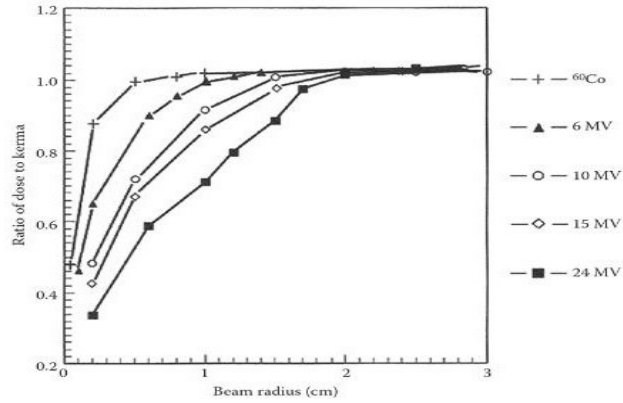
Şekil 4.1.1.1. Küçük alanlar için lateral yüklü parçacık dengesi göstermektedir.

Demet kalite indeksi ($TPR_{20,10}$) ile lateral elektronik denge (LEE) için gerekli olan minimum yarıçap denklem ile verilmiştir. Bu formülün yüksek Z materyaller varlığında ve 15 MV'den yüksek enerjilerde kullanılması önerilmektedir.

$$r_{LEE} [g/cm^2] = 5.973 \{TPR_{20,10}\} - 2.688 \quad (7.1)$$

Li ve arkadaşları r_{Lee} 'nin su için demet kalitesinin bir fonksiyonunu hesaplamasını göstermişlerdir. Şekil 4.1.1.2 de, toplam dozun kermaya oranının demetin yarıçapıyla değiştiğini Li ve arkadaşları tarafından grafikte gösterilmiştir, (9).

6 MV ($TPR_{20,10} = 0,670$) ve 10 MV ($TPR_{20,10} = 0,732$) için minimum yarıçap 1,3 (g/cm^2) ve 1,7 (g/cm^2)'dir.



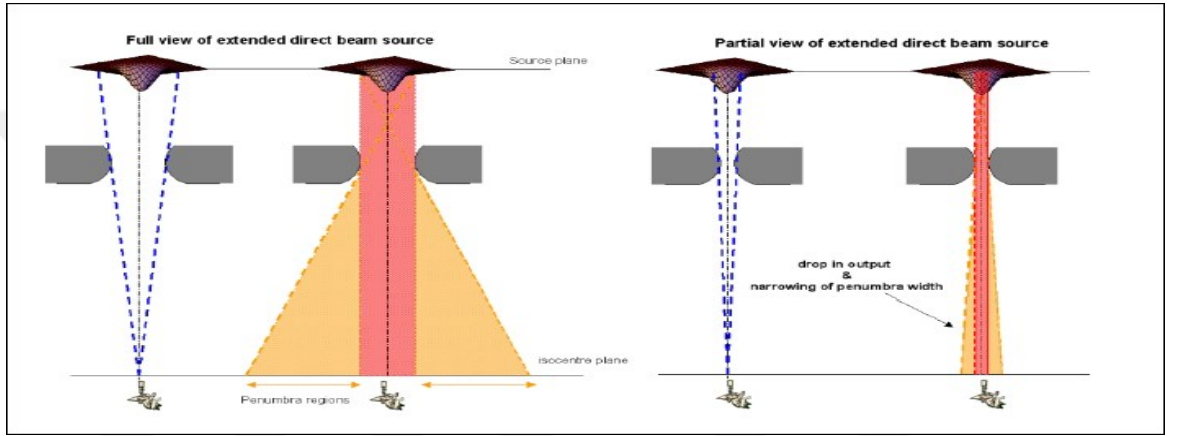
Şekil 4.1.1.2. Kerma toplam doz oranları ⁶⁰Co için SSD 80cm ve X-ray için SSD 100 cm de dar ışın yarıçapına karşı 5 cm derinlikte su fantomunda merkezi ekseninde alınan değerler.

4.1.2. Radyasyon Kaynağı Boyutunun Etkileri

Lineer hızlandırıcılardan üretilen X-ışını foton akısı iki şekilde oluşur. Birincisi; fokal spottan (target veya radyasyon kaynağı) meydana gelen direk radyasyon (X-ışını targete çarptığında foton üretilir). İkincisi ise; ganrtı içerisindeki farklı parametrelerden (birincil kolimatörler, düzleştirme filtresi ve ikincil kolimatörler) saçılan radyasyondur. Jaffray ise yaptığı bir araştırmada 6 MV ışının outputunun geniş ışınlar için ekstra fokal radyasyonun yaklaşık % 8'inin esas olarak düzleştirici filtreden kaynaklandığını belirtmiştir, (4). Fokal spot (target) veya demet kaynağı targetten çıkan brems foton akı dağılımının % 50'ye düştüğü alanın tüm kalınlığıdır, bu da Gauss dağılımı olarak gösterilir (Şekil 4.1.2.1). Fokal spotun boyutu ve şekli target üzerinden gelen elektron demetinin profil şekline de bağlıdır, (5). Ölçüm noktasında görülen düzleştirici filtrenin miktarı kolimasyonun miktarını belirler. Alan boyutu küçüldükçe düzleştirici filtre etkisi azalır böylece indirekt demet kaynağının ana komponenti belli olur. Ekstra fokal radyasyon kalınlığının katkısı küçük alanlarda ölçülen veya hesaplanan dozda daha az önemli hale gelir. Ölçüm noktasından bakıldığında kolimatör boyutu daha da küçültülürse targette oluşan foton, kolimatör tarafından engellenir. Bu yüzden fokal spottan gelen dedektör ya da hesap noktasına ulaşan primer foton sayısı azalır. Direk kaynağın bloklanması daha yüksek kolimatör alanlarında da büyük fokal spot boyutları için oluşur, bu yüzden kaynak küçük alanlar için beam modellemede önemli bir

parametredir, (6). Varian iX cihazında 6 MV ışın için direk kaynak engellenmesi özellikle küçük alanlarda 8 mm den sonraki alan boyutlarında etkilidir, (7).

Direk foton kaynağı tedavi planlama sistemi için önemli bir parametre olsa da kaynağın boyutunun ölçümle bulunması önerilmez. Foton kaynağı boyutunun doğrudan belirlenmesi için özel ekipman ve sofistike matematiksel analiz gerektirir, (8).



Şekil 4.1.2.1. Küçük alanlarda kaynak tıkanıklığı etkisinin gösterimi

4.1.3. Detektör Bileşimi

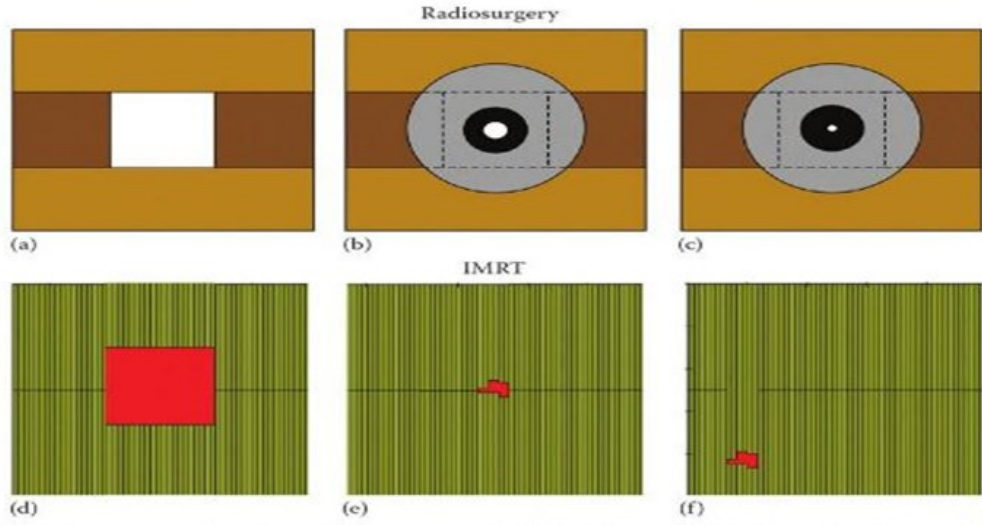
Fantomda aynı ölçüm noktasında aynı dedektörle geniş alanda (lateral elektronik dengenin olduğu durumlarda) yapılan ölçümle küçük alanlarda (lateral dengenin olmadığı durumlarda) yapılan ölçüm aynı sonucu üretmez, farklı cevap verir. Alan küçüldükçe içeri giren radyasyonla dışarı çıkan radyasyon miktarı eşit olmaz, bu da küçük alanlarda lateral elektronik dengenin olmadığını gösterir, (10).

Literatürde, $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ bir küçük alan ve $10 \times 10 \text{ cm}^2$ lik bir referans alan da hacmi 1 veya 3 mm^2 çapında iyon odası, diod ve diamond dedektör ölçüm yapıldığında sonuçlarda önemli farklar olduğu gösterilmiştir, (11). MC (Monte Carlo) simülasyonu kullanılarak küçük alanın detektör etkisini inceleyen çalışmaların sonucunda farkların üç nedenden kaynaklandığı bulunmuştur. Bu nedenlerin ilki; detektörün duyarlı hacmi ile su arasındaki yoğunluk farkıdır. İkincisi; dedektörün

duyarlı hacmindeki doz hacim ortalama etkisinin getirdiği farktır. Üçüncüsü ise; farklı atomik numarasının meydana getirdiği etkidir, (10,12,13).

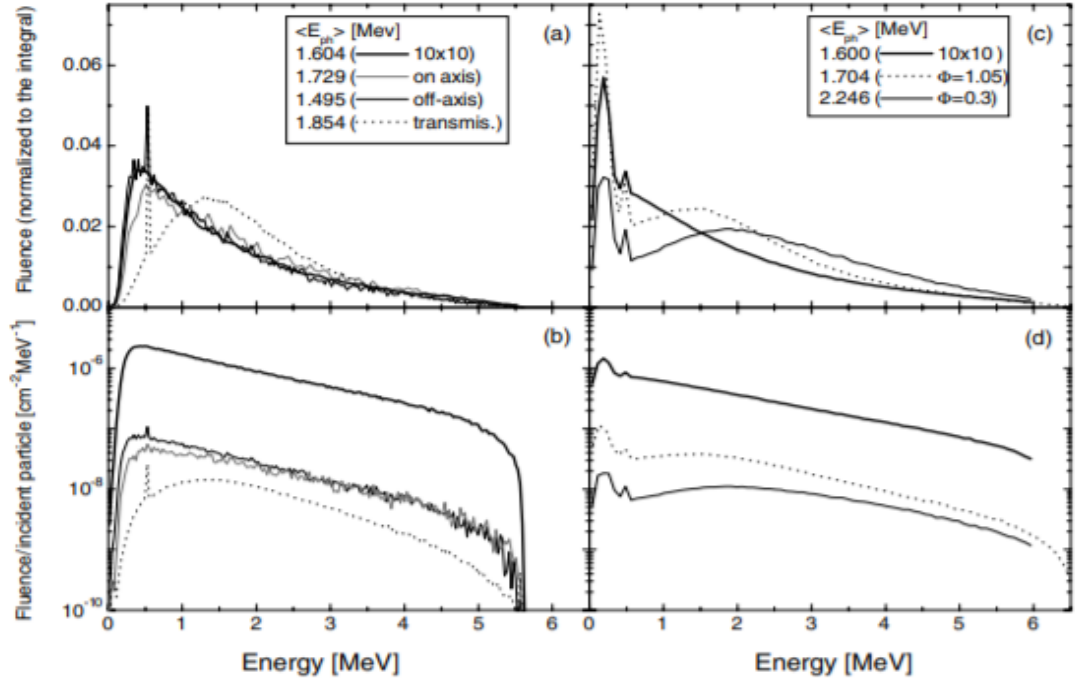
4.1.4. Enerji Bağımlılığı

Yüksek derecede kolime edilmiş küçük foton alanlarının enerji spektrumları geniş alanların enerji spektrumlarından farklıdır. Kolimatörler primer foton demetinde demet sertleşmesi (küçük enerjili fotonlardan arındırılmış demet) yapar yani spektrumu yüksek enerjilere doğru çekerler. Aynı zamanda ikincil fotonların build-up'ını da kaydırır ve kolimatör sisteminde çift oluşum olma miktarı artar, bu nedenle spektrumun düşük enerjili komponenti azalmış olur. Diğer yandan eğer primer elektronların gidebileceği maksimum uzaklık, ışın demetinin yarıçapından daha küçükse merkezi eksendeki elektron enerji spektrumu bu düşük enerjili elektronlardan kurtulur çünkü alan bu elektronların maksimum erişim mesafesinden daha küçüktür. Böylece elektron spektrumundaki ortalama enerji lateral elektronik denge eksikliğinden dolayı artar. Bu durumda radyasyonun cevabı da iyonizasyon okuma olarak sadece dar demetin geniş demete oranı, output faktörü (OF), olarak verilemez yani OF enerji spektrumunda meydana gelen değişiklikleri hesaba katmadan kullanılamaz. Kolimatör sisteminin demet spektrumuna etkisini 6MV demetler için Sanchez-Doplado ve arkadaşları Siemens'in Primus cihazında radyocerrahi aplikatörü ve MLC ekipmanlarını kullanarak MC simülasyonu ile hesaplamışlardır. Dar, yuvarlak veya düzensiz şekilli demetleri, on-axis ve off-axis alanlarını simüle etmişler. Aynı zamanda da geniş IMRT demetlerini referans $10 \times 10 \text{cm}^2$ alan iyon odasıyla, Şekil 4.2.4.1 göstermişlerdir, (15).



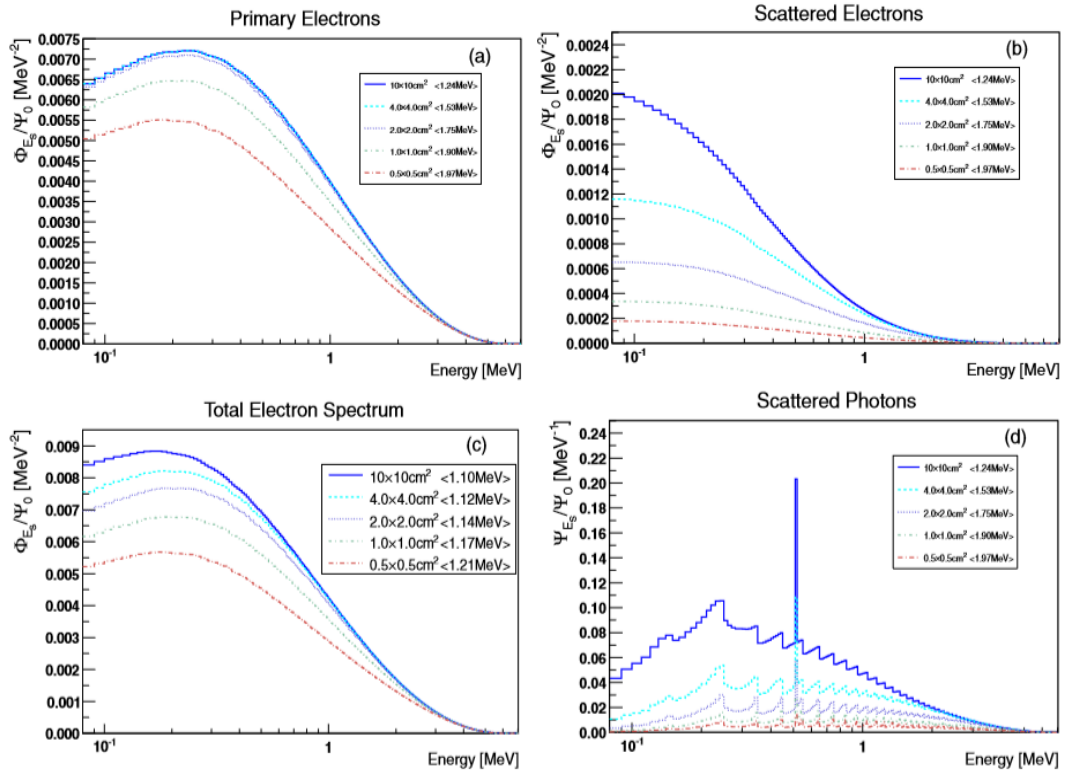
Şekil 4.1.4.1. Radyocerrahi ve IMRT için kolimatör açıklığı **a)** 10x10 ile referans alan **b)** $\varnothing=1.05$ cm cone **c)** $\varnothing=0.3$ cm cone **d)** 10x10 referans alandaki MLC **e)** on axis 2x2 cm² düzensiz segmentteki CAX **f)** off-axis düzensiz segmentteki off CAX

Şekil 4.1.4.1 radyocerrahi koniler ve MLC ile şekillendirilen küçük alanlar için MC simülasyonu ile hesaplanan değerleri Şekil 4.1.4.2 ise 6 MV demetleri için fantom yüzeyindeki enerji spektrumundaki değişikliği göstermektedir. Burada relatif akının tüm akıya oranı şeklinde bir normalizasyon yapılmıştır. 10 x 10 cm² alana göre, dar düzensiz ya da dairesel alanlarda büyük bir spektral farklar görülmüştür, özellikle küçük alan spektrumları yüksek enerjilere kaymış, çift oluşumla birlikte ortalama enerji biraz azalmasına rağmen spektrum yüksek enerjilere doğru kaymıştır. Demet sertleşmesinin etkisinin çift oluşumla oluşan düşük enerjinin etkisinden daha önemli olduğunu küçük alanlarda yüksek enerjiye doğru kayan spektrumdan görmüşlerdir, (15).



Şekil 4.1.4.2. Siemens Mevatron Primus'un MLC'si (a) ve (b) Elekta SL-18 lineer hızlandırıcının (c) ve (d) Radyocerrahi uygulayıcıları ile üretilen 6 MV alanı için fantom yüzeyinin konumunda, havada hesaplanmış foton akıcılığı. Üst panel, her durumda integral akıcılığa için normalize edilmiş relatif akıcılığa, karşılık gelmektedir. Foton spektrumları ortalama enerji her durumda gösterilir.

Suda foton akısı dağılımının ortalama enerjisi azalan alan boyutu ile birlikte artmaktadır. Bunun nedeni de alan boyutu azaldıkça foton saçılmasında meydana gelen azalmadan dolayıdır. Şekil 4.1.4.3 de Eklund & Ahnesjö Pencil kernelle akısının 5 kare alan için integre ederek buldukları demet spektrumu görülmektedir, (16).



Şekil 4.1.4.3. a) primer b) saçılan c) toplam elektron spektrumu, ve d) 6 MV gelen ışın demetine göre merkezi ekseninde 5 cm derinlikte beş farklı kare alandan ($0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$, $1.0 \times 1.0 \text{ cm}^2$, $2 \times 2 \text{ cm}^2$, $4 \times 4 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$) foton spektrumları.

6 MV demet için parçacıkları primer elektronlar, saçılan elektronlar, toplam elektron spektrumu ve saçılan fotonlar şeklinde ayırarak merkezi ekseninde 5 cm derinlikteki spektrumu hesaplamışlar. Saçılan fotonların içerisinde brems fotonları ve anihilasyon (elektron ve pozitronun bir araya gelip foton oluşturma) ve elektron iyonizasyonları ile meydana gelen primer ve saçılmış fotonlar ayrı ayrı simüle edilmiştir. Su fantomunda ölçüm noktasındaki toplam elektron akısı alan boyutu ve derinlikle değişmektedir. Bu da detektördeki okumayı absorbe doza dönüştürmede kullanılan kütle durdurma gücü hesabını etkiler, (15).

Bragg Gray'in geçerli olduğu küçük duyarlı hacimler için enerji cevabında durdurma gücü oranı baskındır, büyük hacimler için ise cevap kütle enerji absorpsiyon oranı ve fotonun detektörün duyarlı hacmindeki etkileşimleri meydana gelen dozda önemlidir. Wu ve arkadaşları da sudan havaya geçişteki ortalama sınırlandırılmış durdurma gücü oranını 6, 10 ve 15 MV foton demetleri için 10×10

cm² alandan 0.5 x 0.5 cm² alana kadar olan elektron enerji spektrumunu 8 cm derinlikte MC simülasyon ile hesaplamışlardır, (15). Buna göre, geniş ve dar ışın değerleri oranı, $((L/\rho)_{w,a})_{10 \times 10} / ((L/\rho)_{w,a})_{5 \times 5}$), 6, 10 ve 15 MV de sırasıyla 0.997, 0.991 ve 0.990 dır. Sanchez-Doblado ve arkadaşları da iyon odasında enerji bağımlılığı olduğu için 6 MV demet için ölçülen iyonizasyonun alan boyutu değiştiğinde doza oranının % 0.5 oranında değiştiğini bulmuşlardır, (29). Silikon diyetler gibi katı hal detektörleri içinse alan boyutu ve derinlik ile meydana gelen değişim hem kütle enerji absorpsiyon oranının değişimi hem de sudan silikona geçerken ki stopping power oranının değişimi olarak gerçekleşmekte ve değeri % 1.1 olmaktadır, (17).

4.2. Detektör Boyutu

4.2.1. Hacim Ortalaması

Cross-doz demet profillerinin penumbra kalınlığı ölçümünde, sonlu büyüklükte bir dedektör kullandığında (ölçülen alandan daha büyük dedektör kullanılması) penumbradaki doz gradienti bölgesinde detektörün önemli ölçüde hacim ortalama etkisi meydana getirmesi sonucunda ölçüm değerlerinde değişim meydana gelmektedir, (18, 26). Hacim ortalaması etkisi penumbrayı daha geniş göstermektedir. Bu etkinin farklı detektör tipleriyle değişimi ilişkilendirilmiştir. Penumbra silikon diodlar ve diamond dedektörler gibi küçük hacimli katı hal dozimetrelerle ölçüldüğünde daha doğru sonuçlar vermektedir, (19).

Matematiksel olarak profil ölçümünün sonlu büyüklükte bir dedektörle ölçülmesi ölçüm sisteminin kerneli $K(x)$ üzerinden konvolüsyondur.

$$D_m(x) = \int_{-\infty}^{+\infty} D(m)K(m - x)dm$$

Bu formül de

$D(m)$ bir ışık demetinin gerçek profilini temsil eder

$D_m(x)$ ölçülen profili

Dekonvolüsyon yaparak sonlu büyüklükteki dedektörlerin kernelleri bulunup denklem çözümlerse uzaysal cevap bulunmuş olur. Bu yöntemle iyon odasından veya diğer dedektörlerden elde edilen okumalarla çapraz demet profillerinin gerçek penumbrasını elde etmek mümkündür. Deneysel yaklaşımda ise farklı boyutlara sahip dedektörlerle cross demet profilleri ölçülüp bu ölçümler sıfır dedektör boyutuna doğru ekstrapole edildiğinde gerçek penumbra elde edilmiş olur, (20, 21). Ancak konvansiyonel dedektörlerle (iyon odaları ve diodlar) bu ölçümler yapılırken bazı ek zorluklar meydana gelir. Bu yüzden de farklı boyutta dedektörlerin kullanımı gerekir. Ayrıca eğer bu dedektörlerin kompozisyonu doku eşdeğeri değilse bunları sistemin kernel cevabını ölçmekte kullanmak zordur. İdeal koşullarda, sistemin doz depolamasını gerçek anlamda vermesi yani stopping power kullanmamak için kullanılan dedektörün doku eşdeğeri olması gerekir. Daha ileri deneysel tekniklerde jel dozimetri veya MC metodlarıyla dedektörlerin etkileri küçük alan ölçümlerinde incelenebilir. Pappas ve arkadaşları polimer jel kullanarak 6 MV 5 mm yarıçaplı stereotaktik demetin profilini ışınlamışlar ve manyetik rezonans kullanarak dozu okumuşlardır. Dedektörün kompozisyonunun su eşdeğeri olmasının demet profil ölçümlerinde büyük bir etki meydana getirdiğini göstermişler. Diğer çalışmalarda da lineer hızlandırıcılarda 5 mm alan boyutu için 1 mm karelik aktif hacmi olan dedektörler kullanmanın ihmal edilebilir bir hacim ortalaması etkisi meydana getirdiği gösterilmiştir, (13, 22).

Özellikle küçük alanların output faktörünü ölçerken dedektör boyutu önemlidir. Eğer doz dedektör boyutu boyunca uniform ise ölçüm ancak bu durumda anlamlıdır. Ancak çok küçük demetler için bütün alan neredeyse penumbra olabilir ve böylece küçük aktif hacme sahip olduğu düşünülen dedektörler bile buradaki nonuniform dozu ölçmek için büyük kalabilirler bu yüzden dedektörler her durumda hacim ortalaması yapmış olur ve dedektörler output faktörünü olduğundan daha küçük gösterirler. Bu da output doğru ölçülmediğinden (gerçek output'un dan daha küçük doz ölçüldüğünden) dolayı hastada aşırı doza neden olur. Dedektörün ölçtüğünü düzeltmek özellikle standart dışı koşullarda yani büyük alanlar dışında çok kolay değildir. Çünkü kullanılan dedektörlerin cevabı alan boyutuyla beraber oldukça değişiklik gösterir,(1,12). Alfonso ve arkadaşları yeni bir referans dozimetre önermişler ve dedektörün cevabının alan boyutuyla varyasyonunu bir

faktörle $k = \frac{f_{clin}, f_{msr}}{Q_{clin}, Q_{msr}}$ düzeltileceğini belirtmişler, (1). Bazen de daha küçük aktif hacime sahip dedektörlerde uygun olmadığını, özellikle output belirlenmesinde MC hesaplamalar gibi düzeltme faktörleri silikon diyotlarda kullanılması ve küçük boyutlarda intermediate boyutlardaki diotlarda ise bu düzeltme faktörlerinin kullanıldığı söylenilmiştir, (23,24). Her zaman büyük küçük boyutlu dedektörlerin aktif hacmi küçük olan dedektörlerin en uygunu değilse, bu output faktörlerinin küçük alanda ölçmek, MC hesaplama kullanılarak belirli bir aktif haciminden daha küçük belirli bir değerinden de daha büyük olanlar için bir düzeltme faktörü kullanılmalıdır. Tavsiye edilen diğer alternatif de dedektör output düzeltme faktörleri yani volume averaging etkiyi dikkate alan her linak modeline ve alan boyutuda spesifiktir, (1).

4.3. Alan Pertürbasyonu: Bragg-Gray Kavite

Konvansiyonel dozimetrede, dedektörün cevabından hesaplanan absorbe doz, uygun bir kavite teorisine dayanır. Bragg-Gray, Spencer Attix ve Burlin gibi kavite teorileri geleneksel olarak gaz dolu iyon odalarına uygulanır. Bu teorilere göre dedektör hacmindeki gazın kütlesi o kadar çok küçüktür ki primer radyasyon akısını önemli derecede perturbe etmez. Ortamdaki absorbe doz ise iyon odası kavitesindeki iyonizasyondan hesaplanır. Diğer yandan katı hal dedektördeki materyalin kütlesi genellikle büyük olduğundan bu tür teoriler dikkatle uygulanmalıdır. Örneğin silikon 2 mm aktif yarıçapa sahip silikon diyot için kalınlığı 0.006 mm duyarlı hacim compton elektronlar için artık küçük değildir. Havanın yoğunluğu ile silikonun yoğunluğu arasındaki fark önemli derecededir. Havanın yoğunluğu $\rho=0.01205\text{g/cm}^3$, silikonun yoğunluğu $\rho=2.329\text{g/cm}^3$ olduğu için elektronların mesafesi havada 4 mm iken silikonda 2 mm dir. Bu nedenlerden dolayı küçük alanda kavite teorisine ters düşen iki sorun ortaya çıktığı gözlenmektedir ki, bunlardan biri akı ikincisi de ikincil elektronlardır, (30).

Megavoltaj foton demetleri düşük enerjili bir Z li ortama çarptığında compton saçılmasından dolayı 1 Mev'in altındaki radyasyonlarda compton saçılması baskındır. Bu saçılma bileşeni, özellikle de diyot dedektör için hem alan boyutu

hemde derinlik arttıkça doz cevabını etkilemeye başlar. Diyot okumasının absorbe doz dönüşümü genel kavite teorisiyle yapılır. Kavite teorilerinde foton dedektörü bütün elektron akı oluşumunun kaynağı olan büyük kaviteymiş gibi düşünülür. Küçük pertürbe etmeyen Bragg-Gray kavite teorisinde ise bütün elektron akısı kavitenin dışarısında meydana gelmiştir, (27). Burlin genel bir kavite teorisi ortaya atmıştır. Buna göre ortalama elektron akısı kavitede ki foton etkileşiminden oluşan ortalama elektron akısını büyük hacimli kavite materyalinde meydana gelen elektron akı dengesine oranlayarak karakterize etmektedir. Karakterizasyon büyük kavitede meydana gelen elektron akısındaki dengenin ortalama elektron akısı cinsinden foton etkileşimi (1-d) olarak gösterilmiştir. Burlin teorisine göre referans derinlikteki, referans alan r_{ref} boyutundaki diyot dedektörün cevabı alan boyutu r ile z_{ref} derinliğine göre değişimi aşağıdaki denklem ile gösterilmiştir.

$$\frac{D(r, z_{ref})}{D(r_{ref}, z_{ref})} = \frac{M(r, z_{ref})}{M(r_{ref}, z_{ref})} k_{detr_{ref}}^r k_{p_{ref}}^r \quad \text{Denklem 4}$$

Bu formülde iki okumanın birbirlerine oranı ve sinyal düzeltme faktörü vardır.

$M(r, z_{ref})/M(r_{ref}, z_{ref})$ göreceli bir faktör elde edilmiş $k_{detr_{ref}}^r$, bu sinyal düzeltme faktöründe büyük ve küçük kavite etkileri de dikkate alınarak hesaplanmıştır.

$$k_{detr_{ref}}^r = \left[d \left(\frac{S_{\Delta}}{\rho} \right)_{det}^{mod} + (1 - d) \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{det}^{mod} \right]_{r_{ref}} \quad \text{Denklem 5}$$

Geniş kavite yaklaşımında, yani bütün elektron akısı dedektör kavitesinde meydana geldiğinde, geniş kavite parametresi $d=0$ dır. Ancak küçük kavite durumunda, yani bütün elektron akısı kavitenin dışından meydana geldiği düşünüldüğünde ise $d=1$ dir. Fakat büyük ve küçük değilse d nin değeri detektörün kavitesinde meydana gelen elektron akısıyla kaviteye giren elektron akısının toplamından bulunabilir. Yani Burlin, biri büyük diğeri küçük kavite olarak iki teori

önermektedir. Büyük kavite yaklaşımında bütün elektron akısı dedektör kavitesinde meydana gelecek şekilde ortaya çıkmıştır. Bütün parametrelerde $d=0$ olduğunda küçük kavite durumunda geçerlidir. $d=1$ durumunda ise bütün elektron akısı Bragg-Gray kavite teorisini bozmayacak şekilde kavitenin dışarısından geldiğini söylemiştir. Yani $d=0$ alındığında büyük kaviteye $d=1$ alındığında küçük kaviteye geçiliyor.

Dedektör bileşimine göre hem kütle durdurma oranları hem de kütle enerji absorpsiyon katsayılarının değerleri enerji ve alan boyutuyla değişmektedir (silikondan suya, sudan havaya geçerken farklıdır), (16, 17). Ancak silikon için kütle enerji absorpsiyon katsayısı oranı düşük enerjilerde 8 kat kadar $\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{det}^{mod}$ artar. Bu nedenle, dedektörün sinyali artan alan boyutuyla ve artan düşük enerjili fotonlarla artar. Sonuç olarak kütle enerji katsayısı büyük alanlara göre azalır. Bu etki denklem 4 deki parametre, $k_{p_{ref}}^r$ dedektörün pertürbasyon faktörünün alan boyutları için r ve r_{ref} için olan pertürbasyon faktörleri, ile dikkate alınır. Kavitenin varlığından dolayı akıda önemli pertürbasyon dolayısıyla da akıda değişime neden olur. Ayrıca hacim ortalaması meydana gelir. Solid-state dedektörler için dedektör boyutu küçük olduğundan bu oran $k_{p_{ref}}^r$ bir olarak kabul edilir, (30).

4.3.1. Sinyal Gürültü Oranı

Küçük dengesiz alanların dozimetresinde küçük dedektörlere ihtiyaç vardır. Ancak bir yandan da yüksek gürültü oranı geniş referans alana göre relatif doz ölçümünde büyük referans alanlarda önemsiz iken küçük alanlarda önemli hale gelir. Yüksek Z 'e sahip dedektör materyallerin kullanılması yüksek dedektör sinyali meydana getirir (silikon kullanmak bize yüksek sinyal avantajı sağlar). Yüksek Z ise yüksek rezolusyonlu ölçüm sonucuna etki eder bundan dolayı dedektörün duyarlı hacminin lateral elektronik dengenin oluşmadığı çok küçük alanla, ışınlanması, duyarlı hacimde meydana gelen absorbe dozun ortam yoğunluğuna bağlı olmasını getirir, (17). Bunun için de düzeltme faktörü kullanılması gerekmektedir.

4.4. Çalışmada Kullanılan Doz Hesaplama Algoritmaları

4.4.1. AAA (Analytical Anisotropic Algorithm)

AAA, Varian'ın (Palo Alto, CA, ABD) tedavi planlama sistemi (Varian Medikal Sistemleri, ABD) olan Eclipse içerisinde ışını karakterize etmekte kullanılan ve Monte Carlo (MC) metoduna dayanan üç boyutlu bir Pencil beam convolution-superposition algoritmasıdır. Monte Carlo metodunun kullanım amacı temel fiziksel değişkenleri belirlemektir. AAA doz hesaplama modeli, primer fotonlar ve ekstra-fokal fotonlardan saçılan ayrı modellenmeye sahip bir 3D Pencil beam convolution superposition algoritmasıdır, (32,33,34).

AAA doz hesaplama modeli, konfigürasyon algoritması ve gerçek doz hesaplama algoritması olmak üzere iki ana bileşenden oluşur. Konfigürasyon algoritması foton ve elektronların klinik demetlerde bulunan ve su eşdeğeri ortamında temel saçılma özelliklerinin doz ve enerji spektrumunu karakterize etmek için kullanılan temel fiziksel parametreleri belirlemek için kullanılır. Doz hesaplama algoritmasındaki parametrelerin bazıları yüksek doğrulukta su eşdeğeri fantomda derin doz ve lateral doz profillerinin basit ölçümleriyle elde edilse de tüm parametrelerin deneysel yollarla elde edilmesi pratikte mümkün değildir.

AAA temel fiziksel ifadelerin fonksiyonel biçimlerini anlamlı derecede doz hesaplamasında gerekli hesaplama zamanı azaltarak analitik konvolüsyonu, etkinleştirir. Klinikteki ışın demetlerinde bulunan foton ve elektronların atenuasyonlarda I , enerjiyi depolayan yoğunluk fonksiyonları ile modellenmiştir. Saçılan kernellerdeki K doz birikme karakteristikleri Gauss fonksiyonlarını oluşturmaktadır. AAA doku heterojenitesini etkileşim bölgesinde üç boyutta anizotropik şekilde hesaba katar. AAA hesaplama algoritması radyolojik ölçeklemesi ve birbirinden bağımsız dört lateral yönde ortalama heterojen etkisini açıklamak için Gauss işlevini kullanır, (31).

AAA doz hesaplaması modeli, yapılandırma ve doz hesaplama algoritmaları üzerine kuruludur, (32,33,34,35).

4.3.2. Acuros XB Doz Hesaplama Algoritması

Acuros XB (AXB) algoritması Lineer Boltzmann Taşıma Eşitliği (LBTE) çözümüne dayanmaktadır. LBTE radyasyon parçacıklarının madde ile etkileşimi ve aldığı yol üzerindeki radyasyon parçacıklarının makroskopik davranışlarını açıklar. LBTE çözüm ışınlanmış bir hacim içinde dozun 'kesin' tanımını vermektedir.

AXB algoritması, 4 MV-25 MV arasındaki bütün enerji skalasındaki X-ışınları için daha hızlı ve daha doğru doz hesabı yapılması amacıyla tasarlanmıştır. Hesaplama grid voksel büyüklüğü 1-3 mm arasındadır. Eksternal radyoterapide, akciğer, hava, kemik ve implant gibi doku ve materyallerin inhomojenitesi, özellikle küçük veya düzensiz alanların varlığında, doz dağılımını olumsuz yönde etkiler. AXB algoritması heterojen dokuların doz dağılımına etkilerini doğrudan hesaplayabilir hale gelmiştir.

AXB uygulaması iki ana bölümden oluşmaktadır. Birincisi; foton beam kaynak modeli, ikincisi ise; radyasyon taşıma modeli.

Foton beam kaynak modeli: AXB ve AAA algoritmaları foton demet kaynak modelini kullanmaktadır. AAA ve AXB algoritmaları için aynı çoklu kaynak model verileri kullanılmasına rağmen, AAA algoritması için birincil kaynak, hedef düzlemi üzerinde noktasal bir kaynak olarak modellenirken, AXB için birincil kaynak, hedef düzlemi üzerinde tanımlı dairesel ya da eliptik bir şekil olarak modellenmektedir. Bu nedenle, birincil kaynağın modellenmesinde kullanılan efektif spot boyutu parametrelerini belirlemede Varian AAA ve AXB algoritmalarının için sırasıyla 0.0 mm ve 1.0 mm parametre değerlerinin kullanılmasını önermektedir. Varian AAA ve AXB algoritmaların yapılandırma sürecindeki optimizasyonunun son işleminde, farklı parametrelere önderlik eden, elektron kontaminasyonu ve ikincil kaynaktan gelen katkıların depolanması açısından ince farklılıklar mevcuttur.

Radyasyon taşıma modeli: AXB hesaplamaları aşağıdaki adımlardan oluşmaktadır:

1. Adım: Birincil foton kaynağı, ikincil foton kaynağı ve elektron kontaminasyon kaynağını hasta üzerinde tanımlamak,
2. Adım: Hasta üzerinde saçılan foton akısını tanımlamak,

3. Adım: Hasta üzerinde elektron akısını tanımlamak,
4. Adım: Dozu hesaplamak (Ortam dozu, sudaki doz)

1 ve 3. adımlar hastada her bir vokselindeki elektron akısını hesaplamak için kullanılır. Enerji bağımlı elektron akısı çözülür çözülmez, doz hesaplaması 4. adımda gerçekleştirilir. 1. adım herbir alan oryantasyonu için tekrar edilir. 2, 3 ve 4. adımlar alan oryantasyonu hangi sayıda olursa olsun yalnızca bir defa gerçekleştirilir. AXB hesaplamaları alan sayısına en az düzeyde duyarlıdır. Büyük sayıda alan oryantasyonu içeren VMAT planları neredeyse tek alan hesaplamaları kadar hızlıdır, (36).

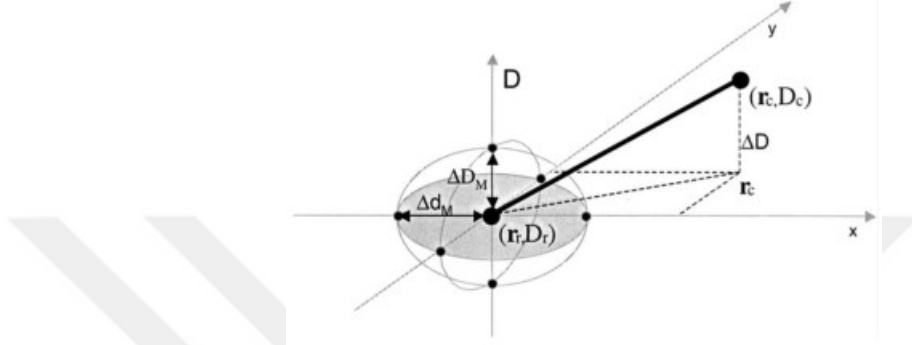
4.5. Gamma Analizi

4.5.1. DTA & DD

Van Dyk ve ark. 1993 yılında doz değişimlerini az ve çok (low and high dose gradients) olarak iki gruba ayırma ve her birine ayrı bir kabul kriteri uygulama yöntemini hayata geçirdi. Bu fikir, kusurlu hizalanmadan dolayı, yüksek doz değişimli bölgelerdeki doz farklılıklarının düşük doz değişimli bölgelere nazaran aşırı derecede fazla olabileceği temeline dayanmaktadır. Ancak, çeşitli derecelerde doz değişimleri içeren günümüz IMRT tedavi planları için bu yöntem çok yetersiz kalmaktadır. Kabule uzaklık (distance to agreement) (DTA) ve yüzde doz değişiminin (percent dose difference) (DD) eşzamanlı olarak uygulanımı, Van Dyk ve ark. tarafından geliştirilen yöntemin eksiklerini kapatmaktadır. Bu parametreler doz dağılımlarını, sırasıyla, yanlış yerleştirme ve aralarındaki fark açısından değerlendirmekte kullanılır. DTA, referans noktasındaki doz ile onunla karşılaştırılan doz dağılımında aynı miktarda doza karşılık gelen nokta arasındaki en kısa uzaklıktır. DTA, böylece, iki dağılımın yerleşiminin ne kadar iyi olduğunun bir belirteçidir. DD, iki doz dağılımının yerleşiminin kusursuz olduğu düşünülerek, dozlar arasındaki yüzde fark olarak belirlenir. Gerçekte, doz farkları iki doz dağılımı arasındaki yanlış yerleştirmeden ileri geldiğinden, iki parametrenin birlikte kullanılması mecburidir. DD ve DTA için bir kabul ölçütü oluşturularak, karşılaştırmanın kabul edilebilirliği değerlendirilir, (37).

4.5.2. Matematiksel Formülasyonu

Gamma analizi yöntemi, Low ve ark. tarafından iki doz dağılımını karşılaştırmak için tasarlanmıştır. Şekil 4.5.2.1’de iki boyutlu doz dağılımının gamma analizi değerlendirilmesinin şematik resmi görülmektedir.



Şekil 4.5.2.1. DTA ve %DD ölçütlerinin gamma analizine etkisi

$D_r(r)$: referans bilgi için

$D_c(r)$: değerlendirme için

Kabul kriterleri ΔD_M ve kabüle uzaklık Δd_M ile gösterilir.

$$\Delta r = | r_r - r_c | \quad 1$$

referans ve kıyaslanan noktalar arasındaki mesafe ve,

$$\Delta D = D_c(r_c) - D_r(r_r) \quad 2$$

r_r noktasında oluşan D_r referans dozuna göre r_c noktasındaki doz farkı ise, D dozu alan

r_r referans noktası için, bu kabul kriterini oluşturan yüzey bir elipstir ve

$$l = \sqrt{\frac{\Delta r^2}{\Delta d_M^2} + \frac{\Delta D^2}{\Delta D_M^2}} \quad 3$$

şeklinde ifade edilir.

r_r noktasındaki referans dozla karşılaştırılan dağılım için, eliptik kabul yüzeyinde en azından bir tane (r_c, D_c) noktası olmalıdır:

$$r_r(r_c D_c) = \sqrt{\frac{\Delta r^2}{\Delta d_M^2} + \frac{\Delta D^2}{\Delta D_M^2}} \leq 1 \quad 4$$

Uygunluğun sayısal ölçütü, referans noktadan en az sapma gösteren nokta tarafından belirlenir. Örneğin, burada minimaldir. Minimal değer referans noktanın $\gamma(r_r)$ kalite indeksi olarak değerlendirilir. Böylece, geçer-kalır kriterleri şu şekilde ifade edilebilir:

$\gamma(r_r) \leq 1$, belirlenen kriterler içerisindedir,

$\gamma(r_r) > 1$, belirlenen kriterler içerisinde değildir, (38, 39).

4.5.3. Yerel Ve Küresel Referans Dozlar

Gamma indeks analizindeki değişkenlerden biri, karşılaştırılan noktalar arasındaki yüzde (%) doz farkıdır. Yüzde doz farkı bir referans noktasının baz alınmasıyla görel olarak izah edilir. Referans noktası her bir karşılaştırma noktası için yerel doz noktası veya küresel bir referans noktası olarak seçilebilir. Referans noktasının seçimi özellikle düşük doz bölgelerinde büyük farklar yaratabilir. Küresel referans noktasının kullanımında, düşük doz bölgelerinde yer alan bazı tutarsızlıkların olması olasıdır. Bu seçim, gamma analizi sonuçlarını ciddi bir şekilde arttırmakla beraber, düşük doz bölgelerindeki bazı tutarsızlıkların gözden kaçmasına ve kritik organlardaki dozların yanlış değerlendirilmesine sebep olabilir (37, 38, 39, 40).

5. GEREÇ VE YÖNTEM

5.1. Araç ve Gereçler

Bu çalışma, Medipol Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsünde yapılmış olup, Medipol Mega Üniversite Hastanesi' nde bulunan aşağıdaki cihazlar kullanılmıştır.

- Varian TrueBeam STx 2.0 Lineer Hızlandırıcı
- Philips Gemini TF TOF 16 Bilgisayarlı Tomografi Cihazı
- Eclipse TPS
- EBT3 Gafkromik Film
- EPSON Expression 11000 XL Scanner
- SNC Patient™ Software
- Ev Yapımı Fantomlar

5.1.1 Varian TrueBeam STx 2.0 Lineer Hızlandırıcı

Medipol Üniversitesi Hastanesinde bulunan Varian Truebeam STx lineer hızlandırıcı (Resim 5.1.1) düzleştirici filtreye sahip 6 MV, 10MV ve 15MV foton demetlerine, düzleştirici filtresiz (FFF) 6 MV ve 10 MV foton demetlerine ve 6, 9, 12, 15 ve 18 MeV elektron demetlerine sahiptir.

Varian TrueBeam STx 2.0 lineer hızlandırıcısı FFF modda çalıştırılabilen ilk filtreli cihazdır. TrueBeam STx 2.0 lineer hızlandırıcıda ulaşılabilen maksimum doz hızları 6MV FFF foton demetleri için 1400 MU/dk ve 10MV FFF foton demetleri için 2400MU/dk'dır.

Truebeam STx cihazında 120 yapraklı High Definition Multileaf Collimator (HDMLC) izomerkezde 2.5 mm genişliğe sahip 32 çift tungsten, dış tarafta ise 5mm genişliğinde 28 çift yaprak bulunmaktadır, (41).



Resim 5.1.1.1. Varian Truebeam STx 2.0 lineer hızlandırıcı

5.1.2. Philips Gemini TF TOF 16 Bilgisayarlı Tomografi Cihazı

Gemini TF PET/BT (Philips Medical Systems) 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 transvers uzaysal çözünürlüğü (1cm) mevcuttur. PET tarayıcısının dedektörde üniform ışık yayılımı sağlayabilmesi için 4 x 4 x 22 mm boyutlarında LYSO (Lutetiumyttrium oxyorthosilicate) kristali kullanılmıştır. Bu dedektörün yüksek ışık verimi ve durdurma gücü sayesinde hassasiyetli tarama, sayma oranı ve yüksek uzaysal, enerji ve zamansal çözünürlük elde edilmiştir, (42).

5.1.3. Eclipse TPS

Eclipse™ Tedavi Planlama Sistemi (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) 3 boyutlu görüntüleme, tümör ve diğer anatomik yapıların belirlenmesi, tedavi alanlarının belirlenmesi, plan değerlendirmesi ve doz hesaplaması için dizayn edilmiş yazılımsal bir sistemdir. Eclipse iş akışını kolay entegre ve hatasız gerçekleştirmek için ARIA onkoloji bilgi sistemine dahil etmiştir.

Eclipse tedavi planlama sisteminde VMAT (RapidArc), IMRT, SRS ve SBRT planları ve brakiterapi uygulamaları bulunmaktadır.

Foton tedavilerinde AAA ve Acuros® XB doz hesaplama algoritmalarını kullanır, (43). Çalışmada kullanılan Eclipse™ Tedavi Planlama Sistemi versiyon 13. (Varian Medikal Sistemleri, Palo Alto CA.) içerisinde foton demetleri için AAA ve AcurosXB algoritmaları kullanılmıştır.

5.1.4. EBT3 Gafkromik Film

The American Association of Physicists in Medicine (AAPM) TG-55 çalışmasında radyokromik etki, radyasyon soğuran bir malzemenin kimyasal veya fiziksel bir işleme tabi tutulmadan renklenmesi olarak tanımlanmaktadır, (44). Gafkromik EBT3 nin yapısı simetriktir, 30 mikron aktif tabakanın her iki yüzeyinde de 125 mikron polyester tabaka ile kaplıdır, bu yapısından dolayı hangi yönün tarayıcıya yerleştirilmesindeki yön belirsizliğini ortadan kaldırmaktadır, (48).

Flatbed RGB dozimetrik tarayıcılar gibi Epson Expression 10000XL filmleri kırmızı (R), yeşil (G) ve mavi (B) kanallara ayırıp dijitalleştirerek kullanmamızı sağlar. Radyokromik filmlerde dozimetrik verinin daha çok kırmızı kanal kullanılarak elde edilmesinin nedeni ışınlanmış bir film tarandığında kırmızı ışığa karşılık gelen dalga boylarında filmin daha çok soğurma yapmasıdır. Diğer kanallarda da kalibrasyon ve kullanım mümkündür ancak kırmızı kanalda dozimetrenin radyasyona cevabı daha fazla olduğu için daha hassas ölçüm yapılabilir, (48).

Kırmızı kanalda 1-800 cGy, yeşil kanalda 800 > 4000 cGy doz aralığında radyasyonda doğrusala yakın cevap veren Gafkromik EBT nesil dozimetreler ayrıca uzaysal çözünürlüğü en yüksek dozimetrelerdir. Yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT) ve volumetrik yoğunluk ayarlı radyoterapi (VMAT) gibi keskin doz gradyenti yaratabilen tedavi modalitelerinde ve özellikle Stereotaktik radyocerrahi / Vücut radyoterapisi (SRS/SBRT) gibi küçük alan boyutlarında yüksek fraksiyon dozları ile verilen tedavilerin kalite kontrollerinde uzaysal çözünürlüğü daha fazla önem taşımaktadır, (48).

5.1.5. EPSON Expression 11000 XL Scanner

Epson Expression 11000XL grafik sanatları üzerine uygulamalarını gerçekleştirmek üzere tasarlanmış yüksek çözünürlüklü bir A3 tarayıcıdır. Doğru tarama yapabilmesi amacıyla Expression 11000XL modeli 3.8 DMax ve 48 bit renkli optik yoğunluğa sahiptir. Bu modelde 2400x4800 dpi yüksek çözünürlük ve ultra hassas Micro Step Drive teknolojisi kullanılmaktadır. Epson scanner'de toz taneciklerini önleme ve görüntülerdeki renk geçişlerinin yumuşatılması için nokta giderme özelliğine de sahiptir, (49).

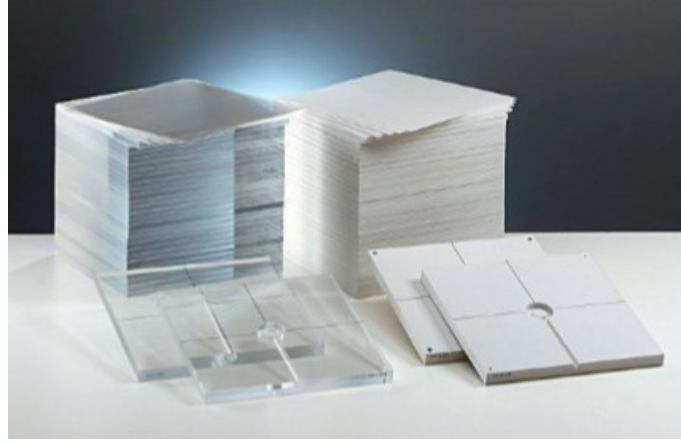
5.1.6. SNC Patient™ Software

SNC Patient yazılımı ölçülen doz noktalarını planlanan doz noktalarını karşılaştırmak için kullanılan bir yazılımdır. DTA veya Gamma Analizini kullanarak rölatif veya absolute karşılaştırmaları gerçekleştirir. Ölçülen dozlarda geçme kriterlerine uymayan noktalar sistemde yüksek dozlar için kırmızı ve düşük dozlar için mavi ile gösterilmektedir, (50).

5.1.7. Ev Yapımı Fantomlar

5.1.7.1. PTW RW3 Katı Su Fantomu

RW3 (PTW, Freiburg, Almanya) su eşdeğeri beyaz polisitrenden üretilen, %2 TiO içeren, $1,045 \text{ g/cm}^3$ madde ve $3,43 \times 10^{23} \text{ e/cm}^3$ elektron yoğunluğuna sahip, yüksek enerjili foton ve elektronların dozimetrisinde kullanılan bir katı-su fantomudur (Resim 5.1.7.1.1).



Resim 5.1.7.1.1. PTW RW3 Katı Su Fantomu

Yüzey alanları 30 x 30 cm² olacak şekilde 1, 2, 5 ve 10 mm kalınlığında çeşitleri bulunur. RW3 maddesinin (Goettingen White Water) kalınlık hassasiyeti $\pm 0,1$ mm'dir. RW3 fantom ile kalibrasyon ve derin doz ölçümlerini yapmak mümkündür. Bütün PTW iyon odaları ve ayrıca FeS ampülleri RW3 ile kullanılabilir. Fotonlarda Co⁶⁰ enerjisinden 25 MV enerjisine ve elektronlarda 4 ile 25 MeV enerjileri arasında güvenle kullanılabilir.

Geri saçılmayı sağlamak için, tabakalar radyasyon dedektörünün altına konurlar. Geri saçılma için kullanılan fantom plakalarının 1 tabaka 1 mm kalınlığında olacak şekilde her biri 2 mm kalınlığında 2 tabaka; 1 tabaka 5 mm kalınlığında ve her biri 10 mm kalınlığında 29 tabaka halinde ticari çeşitleri bulunur, (51).

5.1.7.2. Blok Mantar

Mantar meşesi ağacının (Quercus Suber) en dış kabuğundan elde edilir. %45 yağ ve reçine asitleri, %20 çözünebilir asitler, %27 odunsu maddeler, %7 tanen, pigment, ve mineral tuzlardan oluşmaktadır. Toplam mantar hacminin %50-58'i hava ile dolu hücre boşluklarından oluşur. Uçları kapalı olan hücre çeperlerinin suberin maddesi ile kaplı olması suyu emmesini engellemektedir (Şişe mantarı olarak kullanılmasının sebebi budur). Suberinin karmaşık bir kimyasal yapıya sahip olması mantarın biyolojik bozunmasını zorlaştırır.

Ağaçtan soyulan mantar tabakaları temiz ve pürüzsüz olması için suda kaynatılır ve birkaç gün süreyle stabilize edildikten sonra kalite seçimi yapılır. Sonra mantar tapa elde etmek üzere enine kesilir. İnsan vücudundaki akciğer organına en yakın yoğunluğa sahip olan materyaldir. Tez ölçümünde kullanılan akciğer dokusu yoğunluğuna en yakın olan blok mantar kullanılmıştır (Resim.5.1.7.2.1), (52).



Resim 5.1.7.2.1. Blok Mantar

5.1.7.3. Kemik Fantom

Smooth-Cast® 385, çok sert ve dayanıklı, mineral dolgulu üretan döküm reçinesidir. (Reçine: sonsuz polimerleşmeyle elde edilen, büyük moleküllü yapay maddedir). A ve B kısımları uygun oranda karıştırıldığında (1A: 5B ağırlık), Smooth-Cast® 385 oda sıcaklığında neredeyse hiç çekmeden sertleşir. Bu katı üretan döküm reçinesinin yüksek sıkıştırma ve eğilmede çekme dayanımı vardır. Tam kür dökümleri sert, işlenebilir ve boyanabilir. Specific gravity: 1.60 gr/cc specific volume: 17.3 cu. İn. /lb (Resim 5.1.7.3.1). İnsan vücudundaki kemik yoğunluğunun mass density si 1.5 insan vücuduna en yakın olan yoğunluğa sahip olan materyaldir, (53).

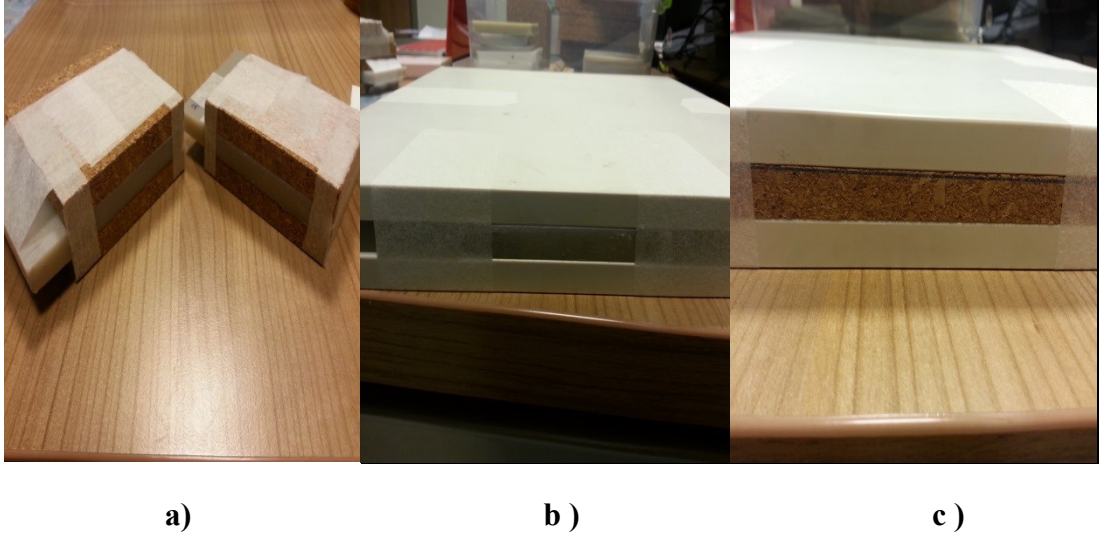


Resim 5.1.7.3.1. Kemik Fantom

5.2. YÖNTEM

5.2.1. Görüntülerin Elde Edilmesi

Görüntü alma işlemi kliniğimizde bulunan Philips Gemini TF TOF 16 Bilgisayarlı Tomografi (BT) cihazı kullanıldı. Profil ve PDD ölçümleri için homojen ve heterojen fantomlar hazırlanarak (Resim 5.2.1.1) 6 farklı BT taraması yapıldı. Homojen fantom ölçümü için; doku, akciğer ve kemik fantomu, heterojen fantom ölçümünde; akciğer-kemik-akciğer, doku-akciğer-doku, doku-kemik-doku fantomların 1mm'lik kesitsel görüntülerin BT'si tarandı.



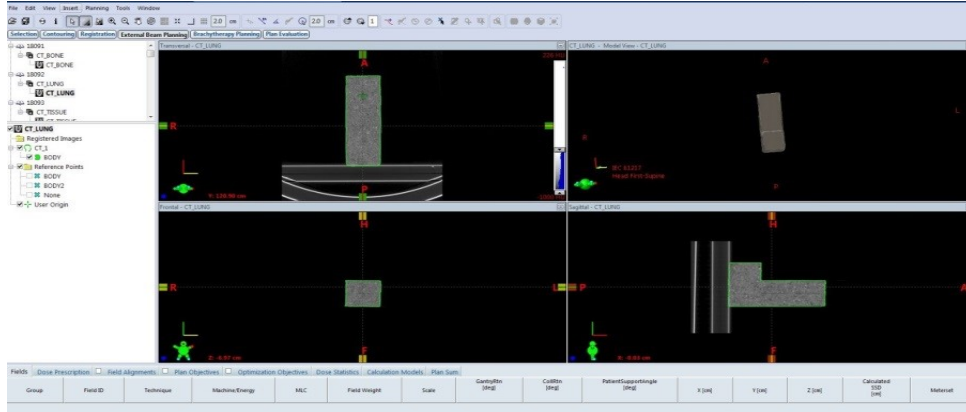
Resim 5.2.1.1. Heterojen Fantomlar a) Akciğer-Kemik-Akciğer b) Doku-Kemik-Doku c) Doku-Akciğer-Doku

5.2.2. Eclipse Tedavi Planlama Sisteminde Planların Hazırlanması

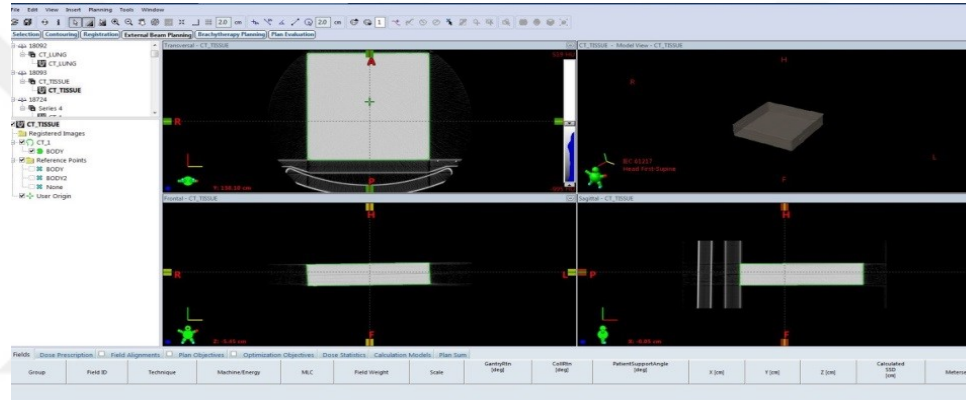
BT tarama işlemlerinden elde edilen görüntüler Eclipse tedavi sistemine aktarıldı (Resim 5.2.2.1, Resim 5.2.2.2, Resim 5.2.2.3, Resim 5.2.2.4, Resim 5.2.2.5, Resim 5.2.2.1.6). Konturlama işlemi tamamlandıktan sonra tedavi planlarının hazırlanması işlemine geçildi. Planlarda 6 FFF, 6 MV, 10 FFF, 10 MV ve 15 MV foton enerjileri kullanıldı. Her enerji için 1x1, 2x2 ve 3x3 cm² alan boyutlarında gantri ve kolimatör 0°'de, SSD 100 cm de, doz 400 cGy (Resim 2 de gösterildiği gibi) olarak belirlendi. 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.



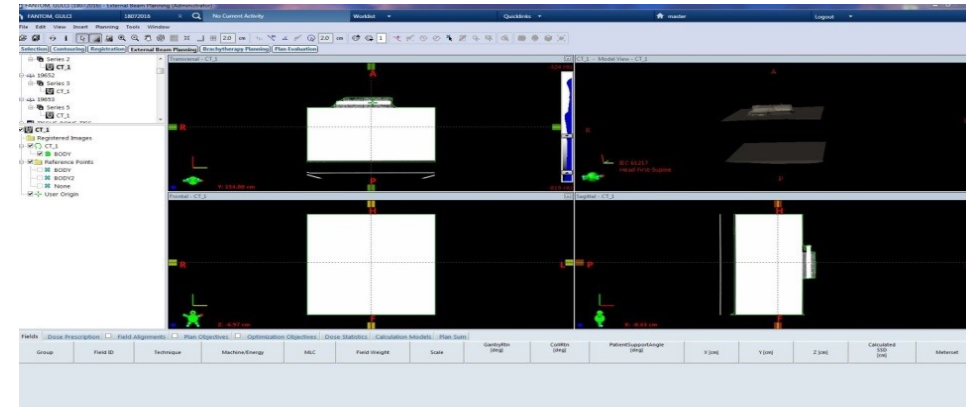
Resim 5.2.2.1. Kemik fantom, TPS'e yüklenen CT dataları



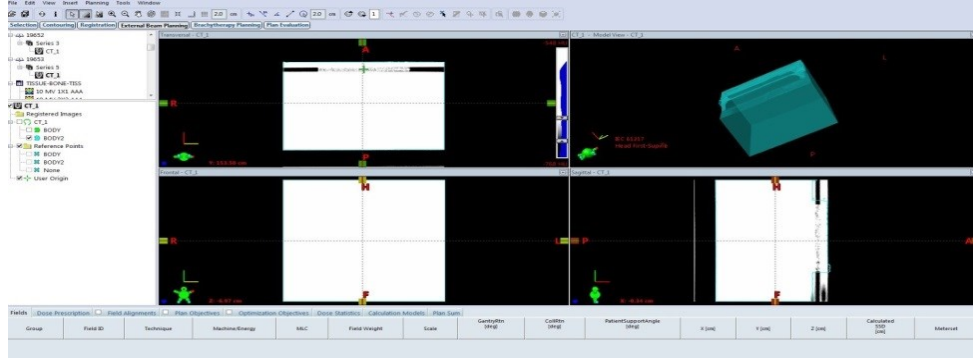
Resim 5.2.2.2. Akciğer fantomu (Blok mantar), TPS'e yüklenen CT dataları



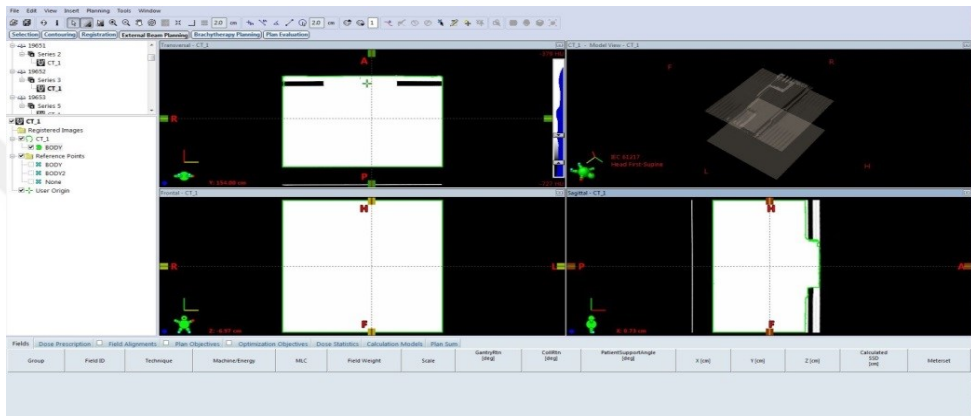
Resim 5.2.2.3. Doku fantom (RW3 fantom), TPS'e yüklenen BT dataları



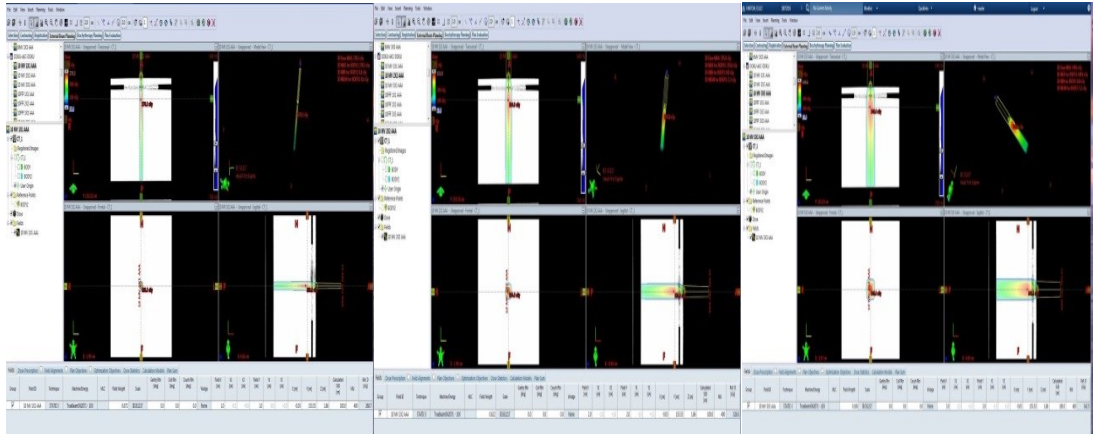
Resim 5.2.2.4. Akciğer fantom(Blok mantar)-Kemik fantom-Akciğer fantom (Blok mantar)-Doku fantom TPS'e yüklenen BT dataları



Resim 5.2.2.5. Doku fantom-Akciğer fantom(Blok mantar)-Doku fantom TPS'e yüklenen BT dataları



Resim 5.2.2.6. Doku fantom-Kemik fantom-Doku fantom TPS'e yüklenen BT dataları



a) 1x1cm²

b) 2x2 cm²

c) 3x3 cm²

Resim 5.2.2.7. a,b,c resimlerinde gösterilen alan boyutlarında TPS planları

5.2.3. Işınlanacak Gafkromik EBT3 Filmlerin Kalibrasyonu Ve Hazırlanması

Film kalibrasyonu için $5 \times 5 \text{ cm}^2$ alan boyutunda Gafkromik EBT3 filmler kullanıldı. Film kalibrasyonu gerçekleştirilen mutlak doz ölçümleri için verilen her bir 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 kılavuzda 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 5.2.3.1.) Eclipse TPS'de her bir plan için, kalibrasyon oluşturulurken uygulanan prosedürler tekrarlanarak, 3 ışınlama yapılabilecek kadar film kesildi.



Resim 5.2.3.1. Gafkromik EBT3 film

Truebeam STx lineer hızlandırıcısının da 6 FFF, 6 MV, 10 FFF, 10 MV ve 15 MV enerjilerinde 10 cm derinlikte $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alanda ve SSD=100 cm olacak şekilde TRS-398' deki kriterler göz önünde bulundurularak 14 farklı MU değeri (2 MU, 5 MU, 10 MU, 25 MU, 50 MU, 75 MU, 100 MU, 150 MU, 200 MU, 300 MU, 500 MU, 650 MU, 800 MU, 1000 MU) için gerçekleştirildi.

Hazırlanan filmler kalibrasyon işlemi için gerçekleştirilen mutlak doz ölçümleri ile aynı koşullarda ve bu ölçümlerde uygulanan 14 farklı MU değeri için Truebeam STx lineer hızlandırıcı cihazında ışınlandı. Işınlanan filmler 24 saat boyunca karanlık bir ortamda bekletildikten sonra EPSON EXPRESSION 11000 XL tarayıcıda taranıp her bir film için birer “.tif” uzantılı dosya oluşturuldu. Film tarama işlemi gerçekleştirilirken daha önce işaretlenen film tarama yönü ile tarayıcının tarama yönünün paralel doğrultuda olması sağlandı. Filmin oryantasyonundan kaynaklanan lateral response artifaktını önlemek için her bir filmin tarayıcının

merkezinde bulunmasına önem verildi, (Resim 5.2.3.2). Film tarama işlemi bittikten sonra SNC Patient Software kullanılarak Truebeam STx ve cihazı için film kalibrasyon eğrileri oluşturuldu. Kalibrasyon eğrileri oluşturulurken her bir filme denk gelen doz değeri, ışınlandığı MU miktarının kalibrasyon işlemi için gerçekleştirilen mutlak doz ölçümlerindeki mutlak doz karşılığı (cGy cinsinden) olarak belirlendi. Background filmleri için doz değeri 0 cGy olarak belirlendi.



Resim 5.2.3.2. EPSON EXPRESSION 11000 XL tarayıcı

Homojen ve heterojen profil ve PDD ölçümleri için Gafkromik EBT3 boyutları profil ölçümleri için $1 \times 1 \text{ cm}^2$ alan için $3 \times 3 \text{ cm}^2$, $2 \times 2 \text{ cm}^2$ alan için $4 \times 4 \text{ cm}^2$, $3 \times 3 \text{ cm}^2$ alan için $5 \times 5 \text{ cm}^2$, PDD ölçümleri için $1 \times 1 \text{ cm}^2$ alan için $3 \times 15 \text{ cm}^2$, $2 \times 2 \text{ cm}^2$ alan için $4 \times 15 \text{ cm}^2$, $3 \times 3 \text{ cm}^2$ alan için $5 \times 15 \text{ cm}^2$ Gafchromic EBT3 film boyutları kullanıldı. Eclipse TPS de her bir plan için, kalibrasyon eğrisi 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.

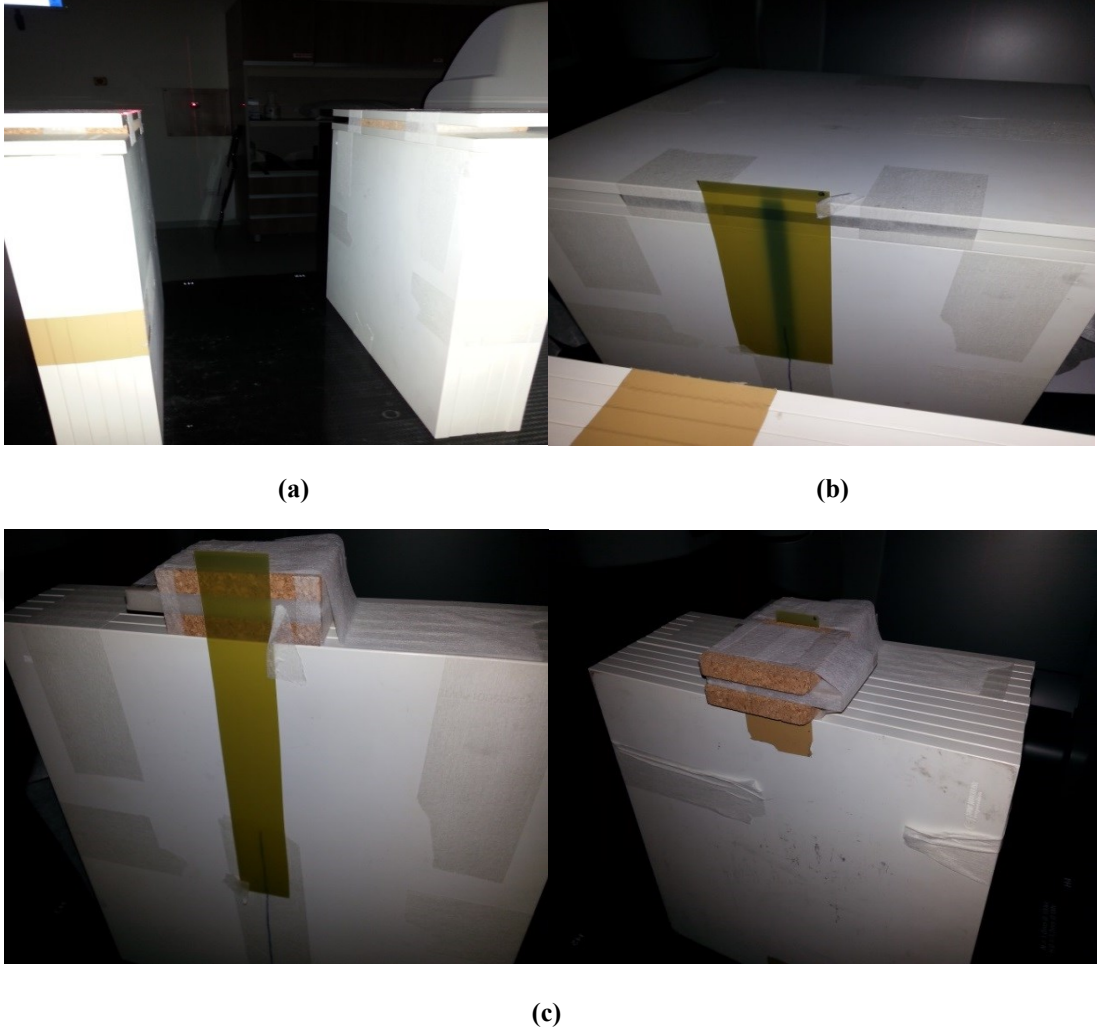
5.2.4. Tedavi Planlarının Uygulanması

Truebeam STx lineer hızlandırıcısında ölçüm alınacak fantomlar sırası ile tedavi masasına yerleştirildi. Profil ölçümlerinde, SSD 100 cm de Gafkromik EBT3 filmler, d_{maks} ve 5 cm derinliklerinde, merkezi eksene dik olacak şekilde, slab fantomların arasına yerleştirilerek her plan için 3 ölçüm alındı.

Homojen ve heterojen fantomlarda alınan PDD ölçümleri, SSD 100 cm de Gafkromik EBT3 filmler, merkezi aksa paralel olacak şekilde, dik yerleştirilen slab fantomların tam ortasına konularak her plan için 3 ölçüm alındı.



Resim. 5.2.4.1. Profil ölçümleri için hazırlanmış kemik fantom setup'ı

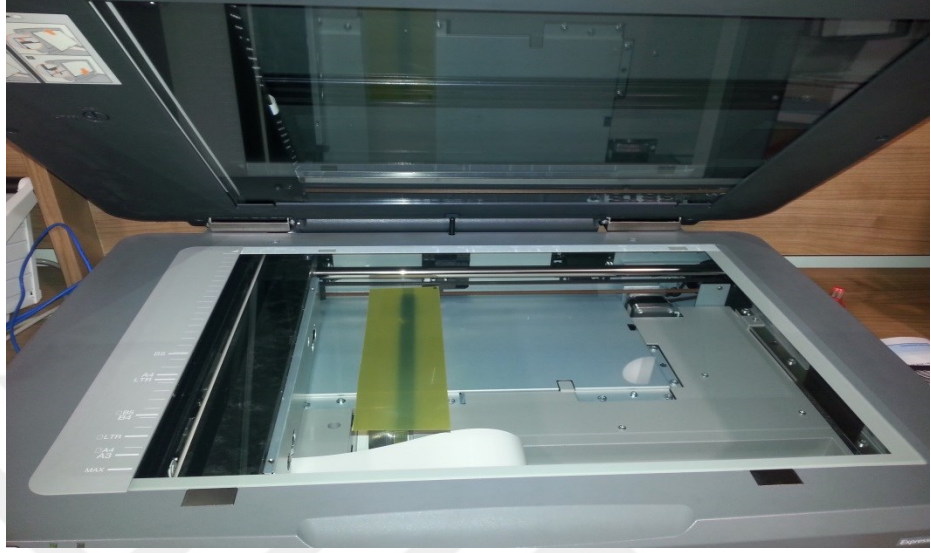


Resim. 5.2.4.2. Figür de gösterilen **a)** doku-akciğer-doku **b)** doku-kemik-doku **c)** akciğer-kemik-akciğer-doku heterojen fantomlarının PDD ölçümleri için hazırlanan setup'ları

5.2.5. Işınlanan Filmlerin Değerlendirilmesi

Truebeam STx cihazında yapılan ışınlamalar sonrasında ışınlanan filmler karanlık bir ortamda 24 saat bekletildi. Filmler tarayıcıda film kalibrasyonunda uygulanan prosedürler takip edilerek tarandı (Resim.5.2.5.1). Film tarama işleminden sonra her bir film için “.tif” uzantılı bir dosya oluşturuldu. Oluşturulan bu dosyalar SNC Patient Software kullanılarak “.flm” uzantılı dosyalara dönüştürüldü. Daha sonra Eclipse sistemdeki her bir plan için filmin yerleştirildiği kesitlerin doz dağılım verileri alındı. SNC Patient Software’de plan değerlendirme bölümünde planlanan ve ölçülen dozlar gamma indekslerine göre karşılaştırıldı. Plan değerlendirme kriterleri $DTA=3$ mm ve $DD= \%3$ olarak belirlendi. SNC Patient Software herbir

Gafchromic® EBT3 ve TPS'den alınan AXB ve AAA algoritmaları kullanılarak hesaplanan kesitlerin excel dosyaları alınarak, Microsoft 2017 excell worksheet programı kullanılarak grafikleri çizildi.



Resim.5.2.5.1. Işınlanan filmlerin taranması

6. BULGULAR

Tüm tedavi planları, Trubeam STx 2.0 cihazında PDD ve Profil ölçümleri 6 FFF, 6 MV, 10 FFF, 10 MV VE 15 MV foton enerjileri kullanılarak gantri ve kolimatör 0° de SSD=100 cm de 1x1, 2x2, 3x3 cm² alan boyutlarında homojen fantomlar (kemik, akciğer ve doku) ve heterojen fantomlarda (akciğer-kemik-akciğer-doku, doku-akciğer-doku, doku-kemik-doku) Gafkromik EBT3 film ile ölçülmüş absolute nokta doz (cGy) değerlerinin Eclipse tedavi planlama sisteminde bulunan iki farklı doz hesaplama algoritmayla hesaplanmış absolute doz değerleri karşılaştırılmıştır. Ayrıca, film ölçümleri ve TPS hesaplamaları arasındaki genel uyum, gamma analizi ile absolute doz karşılaştırma yöntemi kullanılarak incelenmiştir

6.1. Homojen Profil Işınlamalarında Elde Edilen Bulgular

Profil d_{max} ve 5 cm derinliklerinde AXB ve AAA algoritmaları kullanılarak hesaplatılan doz dağılımları aynı koşullarda ışınlanan Gafkromik EBT3 filmlerin ölçüm sonuçları ile elde edilen değerleri arasındaki gamma indeks analizi kullanılarak hesaplanmış farkları Tablo 6.1.2, Tablo 6.1.4 de gösterilmiştir.

Profil d_{max} da alınan absolute nokta doz profil (cGy) ölçümünde hesaplanan ve ölçülen değerler arasındaki max fark EBT3- AXB için \pm % 3 ve EBT3- AAA için ise \pm % 4 bulunmuş ve sonuçlar Tablo 6.1.1 de gösterilmiştir.

5 cm derinliğinde yapılan absolute nokta doz (cGy) profil ölçümlerinde hesaplanan ve ölçülen değerleri arasındaki max fark EBT3- AXB için \pm % 3 ve EBT3- AAA için ise \pm % 4 bulunmuş ve sonuçlar Tablo 6.1.3 de gösterilmiştir.

6.2. Homojen PDD Işınlamalarında Elde Edilen Bulgular

Akciğer, kemik ve doku fantomlarında ayrı ayrı alınan PDD ölçümleri AXB ve AAA algoritmaları kullanılarak hesaplatılan doz dağılımları aynı koşullarda ışınlanan Gafkromik EBT3 filmlerin ölçüm sonuçları ile elde edilen değerleri arasındaki gamma indeks analizi kullanılarak hesaplanmış farkları Tablo 6.2.2’de gösterilmiştir.

Homojen fantomlarda alınan PDD hesaplanan ve ölçülen absolute doz değerleri arasındaki maksimum fark EBT3- AXB arasında $\pm \% 4$, EBT3- AAA arasında $\pm \% 4,4$ olarak bulunmuştur ve sonuçlar Tablo 6.2.1 gösterilmiştir.

6.3. İnhomojen PDD Işınlamalarında Elde Edilen Bulgular

PDD ölçümleri akciğer-kemik-akciğer-doku, doku-akciğer-doku, doku-kemik-doku fantomlarında PDD ölçümleri tek alan statik planlamalarında AXB ve AAA algoritmalarıyla hesaplatılarak elde edilen nokta doz (cGy) dağılımlarının aynı koşullarda ışınlanan EBT3 filmler ile gamma indeks analizi kullanılarak karşılaştırılması aşağıdaki Tablo 6.3.2, Tablo 6.3.4, Tablo 6.3.6 da gösterilmiştir

Ölçülen nokta doz (cGy), ortalama doz değerlerindeki hesaplanan ve ölçülen doz değerleri akciğer-kemik-akciğer-doku fantomlarında alınan PDD ölçümlerinde nokta doz (cGy) EBT3 - AXB arasında maksimum sapma $\pm \% 4$, EBT3- AAA arasında $\pm \% 8$ fark bulunmuştur. Aşağıdaki Tablo 6.3.1’de gösterilmiştir.

Doku-akciğer-doku fantomlarında alınan PDD ölçümlerinde nokta doz (cGy) EBT3- AXB arasındaki maksimum sapma $\pm \% 5$, EBT3- AAA arasındaki $\pm \% 6.4$ fark bulunmuştur. Aşağıdaki Tablo 6.3.3’ de gösterilmiştir.

Doku-kemik-doku fantomlarında alınan PDD ölçümlerinde nokta doz (cGy) EBT3- AXB arasındaki $\pm \% 3,5$, EBT3- AAA arasındaki $\pm \% 5,3$ fark bulunmuştur. Aşağıdaki Tablo 6.3.5’da gösterilmiştir.

Tablo 6.1.1. Homojen Doku, Kemik ve Akciğer fantomlarında Profil dmax da ölçülen ve hesaplanan absolute doz sonuçları ve birbirleri arasındaki yüzde farkları (EBT3 Ölçülen ve AXB ve AAA algoritmalarında hesaplanan ölçüm sonuçları)

HOMOJEN PROFİL ÖLÇÜM SONUÇLARI							
ENERJİ	FANTOMLAR	Alan (cm ²)	dmax (cGy)			% Fark	
			EBT3	ACUROS XB	AAA	EBT3-ACUROS XB	EBT3- AAA
6 FFF	DOKU	1x1	322	330	317	2,4	1,5
		2x2	362	363	360	0,3	0,5
		3x3	373	377	370	1,1	0,8
	KEMİK	1x1	327	333	320	1,9	2,1
		2x2	369	367	368	0,5	0,2
		3x3	376	379	374	0,8	0,5
	AKCİĞER	1x1	245	248	236	1,3	3,8
		2x2	286	290	284	1,4	0,7
		3x3	368	373	359	1,4	2,5
ENERJİ	FANTOMLAR	Alan (cm ²)	dmax (cGy)			% Fark	
			EBT3	ACUROS XB	AAA	EBT3-ACUROS XB	EBT3- AAA
6 MV	DOKU	1x1	304	310	300	2,1	3
		2x2	340	342	336	0,6	1,1
		3x3	401	396	394	1,2	1,7
	KEMİK	1x1	303	313	310	2,1	2,3
		2x2	353	359	340	1,2	2,5
		3x3	368	372	375	1,2	1,9
	AKCİĞER	1x1	205	207	210	1	2,4
		2x2	278	281	284	1,1	2,2
		3x3	251	254	247	1,2	1,6
ENERJİ	FANTOMLAR	Alan (cm ²)	dmax (cGy)			% Fark	
			EBT3	ACUROS XB	AAA	EBT3-ACUROS XB	EBT3- AAA
10 FFF	DOKU	1x1	300	295	291	1,6	2
		2x2	346	347	341	0,3	1,4
		3x3	373	376	380	0,8	1,5
	KEMİK	1x1	347	344	333	0,8	3,5
		2x2	391	396	378	1,3	3,4
		3x3	407	405	401	0,4	1,4
	AKCİĞER	1x1	184	186	181	0,2	1
		2x2	240	243	247	0,1	0,6
		3x3	295	295	294	0	0,1
ENERJİ	FANTOMLAR	Alan (cm ²)	dmax (cGy)			% Fark	
			EBT3	ACUROS XB	AAA	EBT3-ACUROS XB	EBT3- AAA
10 MV	DOKU	1x1	255	265	263	1,8	2
		2x2	354	349	362	1,4	2,3
		3x3	374	377	371	0,8	0,8
	KEMİK	1x1	325	321	317	1,2	2,5
		2x2	369	373	364	1,1	1,3
		3x3	389	386	383	0,7	1,5
	AKCİĞER	1x1	178	174	171	2,2	4
		2x2	232	230	228	0,8	1,7
		3x3	259	255	252	1,5	2,7
ENERJİ	FANTOMLAR	Alan (cm ²)	dmax (cGy)			% Fark	
			EBT3	ACUROS XB	AAA	EBT3-ACUROS XB	EBT3- AAA
15 MV	DOKU	1x1	274	281	284	2,1	2,6
		2x2	307	310	300	1	1,3
		3x3	336	334	333	0,5	0,5
	KEMİK	1x1	312	317	300	1,6	4
		2x2	337	342	348	1,5	3,2
		3x3	405	403	400	0,4	1
	AKCİĞER	1x1	146	148	143	1,4	2
		2x2	210	212	208	1	0,9
		3x3	248	250	245	0,8	1,2

Tablo 6.1.2. Homojen Doku, Kemik ve Akciğer fantomlarında Profil dmax da ölçülen ve hesaplanan absolute doz ile gamma analiz sonuçları (EBT3 Ölçülen ve AXB ve AAA algoritmalarında hesaplanan ölçüm sonuçları)

HOMOJEN PROFİL Dmax ÖLÇÜMLERİN ORTALAMA GAMMA İNDEKS SONUÇLARI				
ENERJİ	FANTOMLAR	Alan (cm ²)	Ortalama Gamma %	
			EBT3-ACUROS XB	EBT3- AAA
6 FFF	DOKU	1x1	100	98.5
		2x2	99	98.8
		3x3	99.4	99.6
	KEMİK	1x1	98	96.4
		2x2	97.9	99.8
		3x3	98.4	99.4
	AKCİĞER	1x1	99	96.4
		2x2	98.3	98.9
		3x3	99.5	97.8
6 MV	DOKU	1x1	97.5	96.1
		2x2	98.8	98.2
		3x3	98	97.6
	KEMİK	1x1	97	97.6
		2x2	98.5	96.4
		3x3	98.8	98.4
	AKCİĞER	1x1	98.9	97.4
		2x2	99	97.9
		3x3	98.5	98.2
10 FFF	DOKU	1x1	98.5	96.8
		2x2	99.4	98.5
		3x3	99.7	98.3
	KEMİK	1x1	99.7	96.4
		2x2	98.6	96.7
		3x3	99.4	98
	AKCİĞER	1x1	99.6	99.1
		2x2	99.8	98.2
		3x3	100	100
10 MV	DOKU	1x1	97	97.2
		2x2	98.4	98.1
		3x3	99.5	99.5
	KEMİK	1x1	98.5	97.8
		2x2	99	99
		3x3	99.8	98.3
	AKCİĞER	1x1	98.2	96
		2x2	99.4	98.5
		3x3	98.5	97.9
15 MV	DOKU	1x1	98	96.4
		2x2	98.9	98.9
		3x3	99.5	99.5
	KEMİK	1x1	98.5	96.2
		2x2	98.5	97.3
		3x3	99	98.7
	AKCİĞER	1x1	98.4	97.8
		2x2	98.9	99
		3x3	99.5	98.8

Tablo 6.1.3. Homojen Doku, Kemik ve Akciğer fantomlarında Profil 5 cm derinlikde ölçülen ve hesaplanan absolute doz sonuçları ve birbirleri arasındaki yüzde farkları (EBT3 Ölçülen ve AXB ve AAA algoritmalarında hesaplanan ölçüm sonuçları)

HOMOJEN PROFİL ÖLÇÜM SONUÇLARI							
ENERJİ	FANTOMLAR	Alan (cm ²)	5cm derinlik (cGy)			% Fark	
			EBT3	ACUROS XB	AAA	EBT3-ACUROS XB	EBT3- AAA
6 FFF	DOKU	1x1	298	300	289	0,7	2,1
		2x2	330	332	327	0,7	0,9
		3x3	359	360	356	0,3	0,8
	KEMİK	1x1	253	251	263	0,8	3,8
		2x2	295	303	286	2,7	3,1
		3x3	304	309	300	1,7	1,3
	AKCİĞER	1x1	210	216	202	3	3,9
		2x2	276	277	270	0,4	2,2
		3x3	318	322	313	1,3	1,5
ENERJİ	FANTOMLAR	Alan (cm ²)	5cm derinlik (cGy)			% Fark	
			EBT3	ACUROS XB	AAA	EBT3-ACUROS XB	EBT3- AAA
6 MV	DOKU	1x1	233	234	228	0,4	1,6
		2x2	270	271	268	0,6	0,7
		3x3	282	283	279	0,4	1
	KEMİK	1x1	271	276	279	1,9	2,9
		2x2	293	296	288	1,1	1,7
		3x3	282	283	279	0,1	1
	AKCİĞER	1x1	190	196	182	3,1	3,9
		2x2	255	260	250	1,9	2
		3x3	304	308	300	1,6	1,6
ENERJİ	FANTOMLAR	Alan (cm ²)	5cm derinlik (cGy)			% Fark	
			EBT3	ACUROS XB	AAA	EBT3-ACUROS XB	EBT3- AAA
10 FFF	DOKU	1x1	280	277	276	1	1,5
		2x2	324	325	323	0,3	0,3
		3x3	338	338	339	0	0,1
	KEMİK	1x1	288	292	284	1,3	1,4
		2x2	325	330	320	1,5	1,5
		3x3	345	343	342	0,5	0,7
	AKCİĞER	1x1	185	188	192	1,6	3,7
		2x2	252	256	260	1,6	3,1
		3x3	282	284	286	0,8	1,3
ENERJİ	FANTOMLAR	Alan (cm ²)	5cm derinlik (cGy)			% Fark	
			EBT3	ACUROS XB	AAA	EBT3-ACUROS XB	EBT3- AAA
10 MV	DOKU	1x1	266	262	258	1,5	2,1
		2x2	318	316	315	0,6	0,9
		3x3	345	347	342	0,6	0,8
	KEMİK	1x1	270	277	263	2,6	2,6
		2x2	324	327	320	1	1,25
		3x3	342	345	338	0,9	1,1
	AKCİĞER	1x1	146	150	153	3,3	4
		2x2	211	215	217	1,9	2,8
		3x3	291	294	287	1,1	1,3
ENERJİ	FANTOMLAR	Alan (cm ²)	5cm derinlik (cGy)			% Fark	
			EBT3	ACUROS XB	AAA	EBT3-ACUROS XB	EBT3- AAA
15 MV	DOKU	1x1	240	243	246	1,3	1,5
		2x2	290	293	296	2,3	2,5
		3x3	324	326	322	0,2	0,2
	KEMİK	1x1	306	310	295	3,3	4
		2x2	308	309	300	0,4	2,9
		3x3	323	326	310	1	0,9
	AKCİĞER	1x1	140	138	136	1,4	2
		2x2	216	214	213	0,9	1,1
		3x3	257	260	253	1,2	1,5

Tablo 6.1.4. Homojen Doku, Kemik ve Akciğer fantomlarında Profil 5cm derinlikte ölçülen ve hesaplanan absolute doz ile gamma analiz sonuçları (EBT3 Ölçülen ve AXB ve AAA algoritmalarında hesaplanan ölçüm sonuçları)

HOMOJEN PROFİL 5 cm derinlik ÖLÇÜMLERİN ORTALAMA GAMMA İNDEKS SONUÇLARI				
ENERJİ	FANTOMLAR	Alan (cm ²)	Ortalama Gamma %	
			EBT3-ACUROS XB	EBT3- AAA
6 FFF	DOKU	1x1	99	97
		2x2	99	99
		3x3	100	99.4
	KEMİK	1x1	99.6	96.1
		2x2	97.4	96.7
		3x3	98.3	98.5
	AKCİĞER	1x1	96.9	96.9
		2x2	99	98
		3x3	98.5	98.7
6 MV	DOKU	1x1	100	98
		2x2	100	99.8
		3x3	99	99.1
	KEMİK	1x1	98	97.7
		2x2	98.8	98.4
		3x3	100	99.4
	AKCİĞER	1x1	97.1	96.5
		2x2	98	97.8
		3x3	98.6	98.6
10 FFF	DOKU	1x1	99.1	98.4
		2x2	100	100
		3x3	100	100
	KEMİK	1x1	98.9	98.5
		2x2	98.4	98.4
		3x3	99.8	99.1
	AKCİĞER	1x1	98.6	96.2
		2x2	98.6	96.8
		3x3	99.2	98.7
10 MV	DOKU	1x1	98.7	96.5
		2x2	100	99.6
		3x3	100	99.3
	KEMİK	1x1	97	97
		2x2	98.5	98
		3x3	99.1	98.8
	AKCİĞER	1x1	97	96.5
		2x2	98.2	97.5
		3x3	98.4	98.1
15 MV	DOKU	1x1	97.4	97.2
		2x2	97.4	97.2
		3x3	100	100
	KEMİK	1x1	99	98.1
		2x2	99.5	99.5
		3x3	98.7	99
	AKCİĞER	1x1	98.3	97.9
		2x2	99.5	98.9
		3x3	98.6	98.2

Tablo 6.2.1. Homojen Doku, Kemik ve Akciğer fantomlarında PDD için ölçülen ve hesaplanan absolute doz sonuçları ve birbirleri arasındaki yüzde farkları (EBT3 Ölçülen ve AXB ve AAA algoritmalarında hesaplanan ölçüm sonuçları)

HOMOJEN PDD ÖLÇÜM SONUÇLARI							
ENERJİ	FANTOMLAR	Alan (cm ²)	Dmax (cGy)			% Fark	
			EBT3	ACUROS XB	AAA	EBT3-ACUROS XB	EBT3- AAA
6 FFF	Doku	1x1	348	337	334	2,8	3,2
		2x2	359	361	354	0,6	1,4
		3x3	382	371	369	2,9	3,4
	KEMİK	1x1	370	367	380	0,8	2,7
		2x2	392	386	378	1,5	3,7
		3x3	405	396	392	2,2	3,3
	AKCİĞER	1x1	224	229	226	1,4	2,5
		2x2	304	295	292	3	4
		3x3	320	313	308	2,2	3,8
ENERJİ	FANTOMLAR	Alan(cm ²)	EBT3	ACUROS XB	AAA	EBT3-ACUROS XB	EBT3- AAA
6 MV	Doku	1x1	334	328	326	1,8	2,3
		2x2	365	363	355	0,5	2,8
		3x3	373	370	367	0,8	1,6
	KEMİK	1x1	354	360	352	1,7	0,5
		2x2	382	382	376	0	1,5
		3x3	400	394	393	1,5	1,7
	AKCİĞER	1x1	182	179	184	3,5	3,8
		2x2	272	267	264	3	3,2
		3x3	307	303	299	2,5	2,6
ENERJİ	FANTOMLAR	Alan(cm ²)	EBT3	ACUROS XB	AAA	EBT3-ACUROS XB	EBT3- AAA
10 FFF	Doku	1x1	345	337	332	2,3	3,9
		2x2	372	365	362	1,9	2,7
		3x3	383	375	370	2,1	3,5
	KEMİK	1x1	399	392	382	1,7	4,4
		2x2	404	393	391	2,7	3,3
		3x3	408	404	400	0,9	2
	AKCİĞER	1x1	191	188	186	3,8	4
		2x2	255	248	247	2,8	3,2
		3x3	295	290	286	1,7	3,1
ENERJİ	FANTOMLAR	Alan(cm ²)	EBT3	ACUROS XB	AAA	EBT3-ACUROS XB	EBT3- AAA
10 MV	Doku	1x1	317	313	304	1,2	3,4
		2x2	356	348	343	2,2	2,4
		3x3	365	358	356	1,9	2,5
	KEMİK	1x1	345	335	330	4	4
		2x2	390	380	376	2,6	3,7
		3x3	400	393	390	1,7	2,5
	AKCİĞER	1x1	155	150	148	3,6	4
		2x2	228	222	215	3,8	4
		3x3	249	251	252	0,8	1,2
ENERJİ	FANTOMLAR	Alan(cm ²)	EBT3	ACUROS XB	AAA	EBT3-ACUROS XB	EBT3- AAA
15 MV	Doku	1x1	306	307	304	0,4	0,6
		2x2	369	370	373	0,3	1,1
		3x3	404	401	397	0,7	1,7
	KEMİK	1x1	349	343	338	1,7	3,2
		2x2	382	379	378	0,7	1
		3x3	398	400	396	0,5	0,5
	AKCİĞER	1x1	165	164	162	3,6	3,8
		2x2	235	230	227	2,1	3
		3x3	284	281	279	1	1,7

Tablo 6.2.2. Homojen Doku, Kemik ve Akciğer fantomlarında PDD' de ölçülen ve hesaplanan absolute doz ile gamma analiz sonuçları (EBT3 Ölçülen ve AXB ve AAA algoritmalarında hesaplanan ölçüm sonuçları)

HOMOJEN PDD ÖLÇÜM ORTALAMA GAMMA İNDEKS SONUÇLARI				
ENERJİ	FANTOMLAR	Alan (cm ²)	Ortalama Gamma %	
			EBT3-ACUROS XB	EBT3- AAA
6 FFF	DOKU	1x1	97.2	96
		2x2	99.5	98.6
		3x3	97	97.4
	KEMİK	1x1	99.2	97.8
		2x2	98.8	96.2
		3x3	98	97.5
	AKCİĞER	1x1	98.6	97.9
		2x2	97.1	95.8
		3x3	98	96.8
6 MV	DOKU	1x1	98.5	97.8
		2x2	99.5	97.1
		3x3	99.4	98.2
	KEMİK	1x1	98.9	99.8
		2x2	100	98.7
		3x3	98.7	98.6
	AKCİĞER	1x1	98.5	99
		2x2	98	98
		3x3	98.6	97.5
10 FFF	DOKU	1x1	97.4	96.3
		2x2	98.5	97.8
		3x3	98	96.8
	KEMİK	1x1	98.9	95.2
		2x2	97.9	96.4
		3x3	99.8	98.5
	AKCİĞER	1x1	98.2	97.6
		2x2	97.5	96.5
		3x3	98.8	97
10 MV	DOKU	1x1	98.5	96.5
		2x2	98.1	98.6
		3x3	98.5	98.1
	KEMİK	1x1	97	95.9
		2x2	97.6	96.8
		3x3	98.4	97.6
	AKCİĞER	1x1	96.5	95.6
		2x2	96.7	95.9
		3x3	99.6	99
15 MV	DOKU	1x1	100	100
		2x2	100	99
		3x3	99.5	98.6
	KEMİK	1x1	98.5	97
		2x2	99.5	98.7
		3x3	99.8	99.4
	AKCİĞER	1x1	100	98.4
		2x2	98	97.6
		3x3	98.7	98.5

Tablo 6.3.1. İnhomojen AKCİĞER-KEMİK-AKCİĞER-DOKU fantomda, PDD için ölçülen ve hesaplanan absolute doz sonuçları ve birbirleri arasındaki yüzde farkları (EBT3 Ölçülen ve AXB ve AAA algoritmalarında hesaplanan ölçüm sonuçları)

İNHOMOJEN PDD ÖLÇÜM SONUÇLARI							
AKCİĞER - KEMİK - AKCİĞER- DOKU						% Fark	
Enerji	Alan (cm ²)	Max Doz Değerleri (cGy)				EBT3-ACUROS XB	EBT3- AAA
6 FFF	1X1	EBT3	281	215	253	3	5,6
		ACUROS XB	288	220	243		
		AAA	295	228	238		
	2X2	EBT3	382	300	338	2,6	4
		ACUROS XB	376	315	333		
		AAA	370	319	328		
	3X3	EBT3	373	315	360	1,7	2,7
		ACUROS XB	376	319	344		
		AAA	378	330	349		
AKCİĞER - KEMİK - AKCİĞER- DOKU						% Fark	
Enerji	Alan (cm ²)	Max Doz Değerleri (cGy)				EBT3-ACUROS XB	EBT3- AAA
6 MV	1X1	EBT3	326	231	270	2,6	5,8
		ACUROS XB	313	225	267		
		AAA	305	218	256		
	2X2	EBT3	372	297	331	2,4	5,6
		ACUROS XB	365	315	331		
		AAA	355	313	310		
	3X3	EBT3	380	315	335	1,5	2,4
		ACUROS XB	380	324	341		
		AAA	360	318	331		
AKCİĞER - KEMİK - AKCİĞER- DOKU						% Fark	
Enerji	Alan (cm ²)	Max Doz Değerleri (cGy)				EBT3-ACUROS XB	EBT3- AAA
10 FFF	1X1	EBT3	329	240	296	2	2,2
		ACUROS XB	329	252	300		
		AAA	329	260	297		
	2X2	EBT3	359	309	362	1	4
		ACUROS XB	359	317	349		
		AAA	359	330	349		
	3X3	EBT3	375	354	371	1,7	1,3
		ACUROS XB	363	354	364		
		AAA	370	356	364		
AKCİĞER - KEMİK - AKCİĞER- DOKU						% Fark	
Enerji	Alan (cm ²)	Max Doz Değerleri (cGy)				EBT3-ACUROS XB	EBT3- AAA
10 MV	1X1	EBT3	303	203	282	4	4,4
		ACUROS XB	303	216	274		
		AAA	303	240	273		
	2X2	EBT3	335	277	329	3,4	3,5
		ACUROS XB	335	292	300		
		AAA	342	300	330		
	3X3	EBT3	344	309	350	2,9	2,6
		ACUROS XB	344	320	345		
		AAA	344	330	345		
AKCİĞER - KEMİK - AKCİĞER- DOKU						% Fark	
Enerji	Alan (cm ²)	Max Doz Değerleri (cGy)				EBT3-ACUROS XB	EBT3- AAA
15 MV	1X1	EBT3	292	195	256	3,8	8
		ACUROS XB	305	210	280		
		AAA	278	225	256		
	2X2	EBT3	358	320	360	3,9	7,5
		ACUROS XB	358	294	349		
		AAA	332	297	327		
	3X3	EBT3	341	322	362	3,5	6,3
		ACUROS XB	327	322	340		
		AAA	320	314	329		

Tablo 6.3.2. İnhomojen PDD, AKCİĞER-KEMİK-AKCİĞER-DOKU fantomlarında ölçülen ve hesaplanan absolute doz ile gamma analiz sonuçları (EBT3 Ölçülen ve AXB ve AAA algoritmalarında hesaplanan ölçüm sonuçları)

İNHOMOJEN PDD ÖLÇÜM ORTALAMA GAMMA İNDEKS % SONUÇLARI				
AKCİĞER - KEMİK - AKCİĞER- DOKU				
Enerji	Alan (cm ²)		EBT3-ACUROS XB	EBT3- AAA
6 FFF	1X1	EBT3	97.2	94.7
		ACUROS XB		
		AAA		
	2X2	EBT3	97.5	96.3
		ACUROS XB		
		AAA		
	3X3	EBT3	98	97.6
		ACUROS XB		
		AAA		
6 MV	1X1	EBT3	97.6	96
		ACUROS XB		
		AAA		
	2X2	EBT3	98.7	97.2
		ACUROS XB		
		AAA		
	3X3	EBT3	98.7	97.2
		ACUROS XB		
		AAA		
10 FFF	1X1	EBT3	98.3	97.8
		ACUROS XB		
		AAA		
	2X2	EBT3	98.7	96.2
		ACUROS XB		
		AAA		
	3X3	EBT3	98.2	98.5
		ACUROS XB		
		AAA		
10 MV	1X1	EBT3	97.6	95.6
		ACUROS XB		
		AAA		
	2X2	EBT3	95.2	96.8
		ACUROS XB		
		AAA		
	3X3	EBT3	97.2	97.4
		ACUROS XB		
		AAA		
15 MV	1X1	EBT3	96.5	95
		ACUROS XB		
		AAA		
	2X2	EBT3	96.2	94.5
		ACUROS XB		
		AAA		
	3X3	EBT3	96.7	96
		ACUROS XB		
		AAA		

Tablo 6.3.3. İnhomojen DOKU-AKCIĞER-DOKU fantomda, PDD için ölçülen ve hesaplanan absolute doz sonuçları ve birbirleri arasındaki yüzde farkları (EBT3 Ölçülen ve AXB ve AAA algoritmalarında hesaplanan ölçüm sonuçları)

İNHOMOJEN PDD ÖLÇÜM SONUÇLARI							
DOKU- AKCIĞER – DOKU							
Enerji	Alan (cm ²)	Max Doz Değerleri (cGy)				% Fark	
		EBT3	ACUROS XB	AAA	EBT3-ACUROS XB	EBT3- AAA	
6 FFF	1X1	EBT3	319	264	304	3,9	4,6
		ACUROS XB	298	274	307		
		AAA	283	269	295		
	2X2	EBT3	341	323	336	1,2	4,3
		ACUROS XB	334	327	337		
		AAA	309	318	337		
	3X3	EBT3	342	324	331	3,6	5,9
		ACUROS XB	342	339	353		
		AAA	317	339	353		
DOKU- AKCIĞER – DOKU							
Enerji	Alan (cm ²)	Max Doz Değerleri (cGy)				% Fark	
		EBT3	ACUROS XB	AAA	EBT3-ACUROS XB	EBT3- AAA	
6 MV	1X1	EBT3	300	250	300	4,7	4,6
		ACUROS XB	280	264	305		
		AAA	260	251	290		
	2X2	EBT3	332	312	337	2,4	3,5
		ACUROS XB	316	318	338		
		AAA	305	313	332		
	3X3	EBT3	320	300	316	2,3	4
		ACUROS XB	330	327	328		
		AAA	320	335	325		
DOKU- AKCIĞER – DOKU							
Enerji	Alan (cm ²)	Max Doz Değerleri (cGy)				% Fark	
		EBT3	ACUROS XB	AAA	EBT3-ACUROS XB	EBT3- AAA	
10 FFF	1X1	EBT3	273	230	288	2,9	6
		ACUROS XB	255	245	294		
		AAA	245	231	291		
	2X2	EBT3	303	274	343	1	5,9
		ACUROS XB	297	274	349		
		AAA	271	285	349		
	3X3	EBT3	363	366	401	0,8	5,3
		ACUROS XB	363	366	403		
		AAA	342	345	385		
DOKU- AKCIĞER – DOKU							
Enerji	Alan (cm ²)	Max Doz Değerleri (cGy)				% Fark	
		EBT3	ACUROS XB	AAA	EBT3-ACUROS XB	EBT3- AAA	
10 MV	1X1	EBT3	230	196	280	5	6,2
		ACUROS XB	212	211	280		
		AAA	195	196	266		
	2X2	EBT3	276	251	317	4	5
		ACUROS XB	256	263	317		
		AAA	238	251	317		
	3X3	EBT3	270	286	332	0,7	3,9
		ACUROS XB	270	292	342		
		AAA	248	286	332		
DOKU- AKCIĞER – DOKU							
Enerji	Alan (cm ²)	Max Doz Değerleri (cGy)				% Fark	
		EBT3	ACUROS XB	AAA	EBT3-ACUROS XB	EBT3- AAA	
15 MV	1X1	EBT3	214	165	229	5	6,4
		ACUROS XB	230	181	251		
		AAA	200	191	233		
	2X2	EBT3	244	230	317	4	5
		ACUROS XB	244	230	317		
		AAA	202	230	317		
	3X3	EBT3	234	246	304	2,5	3
		ACUROS XB	234	246	304		
		AAA	200	218	309		

Tablo 6.3.4. İnhomojen PDD, DOKU-AKCIĞER-DOKU fantomlarında ölçülen ve hesaplanan absolute doz ile gamma analiz sonuçları (EBT3 Ölçülen ve AXB ve AAA algoritmalarında hesaplanan ölçüm sonuçları)

İNHOMOJEN PDD ÖLÇÜM ORTALAMA GAMMA İNDEKS % SONUÇLARI				
DOKU- AKCIĞER – DOKU				
Enerji	Alan (cm ²)		EBT3-ACUROS XB	EBT3- AAA
6 FFF	1X1	EBT3	96	95.6
		ACUROS XB		
		AAA		
	2X2	EBT3	98.6	96
		ACUROS XB		
		AAA		
	3X3	EBT3	94.5	95
		ACUROS XB		
		AAA		
6 MV	1X1	EBT3	94.5	95.2
		ACUROS XB		
		AAA		
	2X2	EBT3	97.6	96.8
		ACUROS XB		
		AAA		
	3X3	EBT3	98	96.1
		ACUROS XB		
		AAA		
10 FFF	1X1	EBT3	97	94.2
		ACUROS XB		
		AAA		
	2X2	EBT3	99	94
		ACUROS XB		
		AAA		
	3X3	EBT3	100	95.5
		ACUROS XB		
		AAA		
10 MV	1X1	EBT3	95	94
		ACUROS XB		
		AAA		
	2X2	EBT3	94.2	95.2
		ACUROS XB		
		AAA		
	3X3	EBT3	100	95.8
		ACUROS XB		
		AAA		
15 MV	1X1	EBT3	95.1	94
		ACUROS XB		
		AAA		
	2X2	EBT3	95.8	94.8
		ACUROS XB		
		AAA		
	3X3	EBT3	97.6	97.4
		ACUROS XB		
		AAA		

Tablo 6.3.5. İnhomojen DOKU-KEMİK-DOKU fantomda, PDD için ölçülen ve hesaplanan absolute doz sonuçları ve birbirleri arasındaki yüzde farkları (EBT3 Ölçülen ve AXB ve AAA algoritmalarında hesaplanan ölçüm sonuçları)

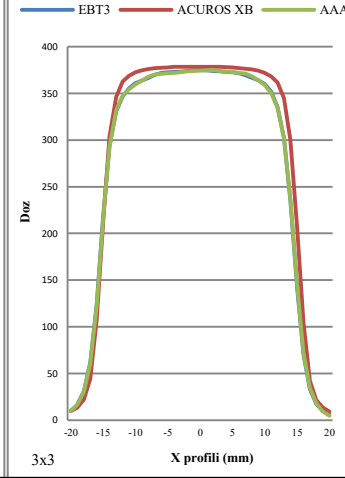
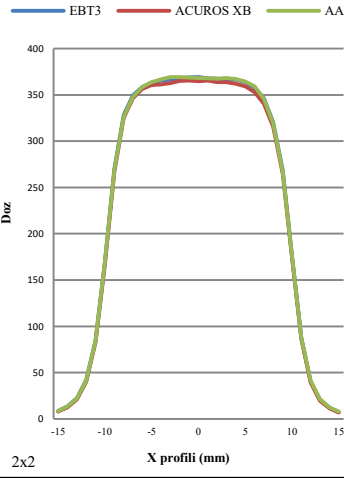
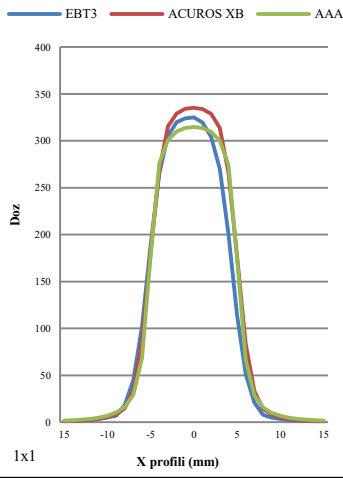
İNHOMOJEN PDD ÖLÇÜM SONUÇLARI							
DOKU- KEMİK- DOKU						% Fark	
Enerji	Alan (cm ²)	Max Doz Değerleri (cGy)				EBT3-ACUROS XB	EBT3- AAA
6 FFF	1X1	EBT3	397	359	342	2,5	3,1
		ACUROS XB	388	350	333		
		AAA	376	363	333		
	2X2	EBT3	362	320	300	2	4,3
		ACUROS XB	347	304	290		
		AAA	347	320	300		
	3X3	EBT3	397	368	367	3,1	1,86
		ACUROS XB	397	349	353		
		AAA	390	371	356		
DOKU- KEMİK- DOKU						% Fark	
Enerji	Alan (cm ²)	Max Doz Değerleri (cGy)				EBT3-ACUROS XB	EBT3- AAA
6 MV	1X1	EBT3	355	315	294	0,6	0,8
		ACUROS XB	355	315	300		
		AAA	350	315	294		
	2X2	EBT3	361	344	328	0,5	1,2
		ACUROS XB	368	344	328		
		AAA	360	355	328		
	3X3	EBT3	380	361	348	0,4	2,5
		ACUROS XB	380	361	348		
		AAA	367	396	348		
DOKU- KEMİK- DOKU						% Fark	
Enerji	Alan (cm ²)	Max Doz Değerleri (cGy)				EBT3-ACUROS XB	EBT3- AAA
10 FFF	1X1	EBT3	346	338	309	0,8	2,6
		ACUROS XB	335	330	309		
		AAA	335	322	311		
	2X2	EBT3	405	400	385	3	4
		ACUROS XB	378	384	370		
		AAA	378	383	370		
	3X3	EBT3	405	380	368	0,6	0,8
		ACUROS XB	398	380	368		
		AAA	395	388	368		
DOKU- KEMİK- DOKU						% Fark	
Enerji	Alan (cm ²)	Max Doz Değerleri (cGy)				EBT3-ACUROS XB	EBT3- AAA
10 MV	1X1	EBT3	317	304	285	1,6	5
		ACUROS XB	324	304	293		
		AAA	315	256	293		
	2X2	EBT3	371	349	351	0,9	1,3
		ACUROS XB	367	349	351		
		AAA	359	355	357		
	3X3	EBT3	367	359	351	0,5	1,3
		ACUROS XB	367	359	355		
		AAA	363	360	360		
DOKU- KEMİK- DOKU						% Fark	
Enerji	Alan (cm ²)	Max Doz Değerleri (cGy)				EBT3-ACUROS XB	EBT3- AAA
15 MV	1X1	EBT3	320	280	269	3,5	5,3
		ACUROS XB	320	280	275		
		AAA	305	250	279		
	2X2	EBT3	380	354	335	1,9	2,6
		ACUROS XB	365	360	335		
		AAA	356	350	335		
	3X3	EBT3	370	362	356	0,4	1,2
		ACUROS XB	366	362	356		
		AAA	357	362	356		

Tablo 6.3.6. İnhomojen PDD, DOKU-KEMİK-DOKU fantomlarında ölçülen ve hesaplanan absolute doz ile gamma analiz sonuçları (EBT3 Ölçülen ve AXB ve AAA algoritmalarında hesaplanan ölçüm sonuçları)

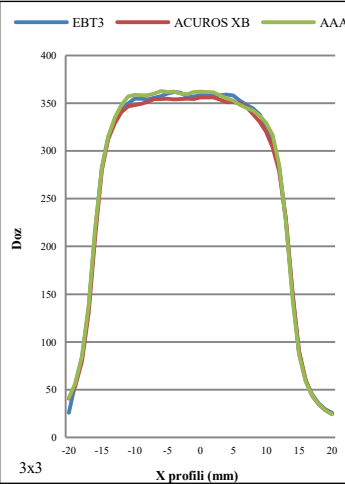
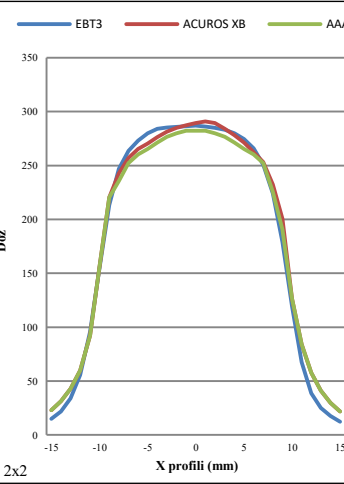
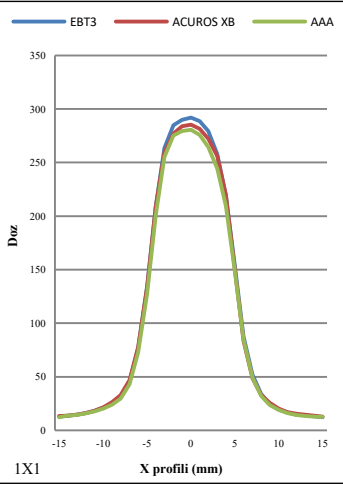
İNHOMOJEN PDD ÖLÇÜM ORTALAMA GAMMA İNDEKS % SONUÇLARI				
DOKU- KEMİK- DOKU				
Enerji	Alan (cm ²)		EBT3-ACUROS XB	EBT3- AAA
6 FFF	1X1	EBT3	97.6	97.5
		ACUROS XB		
		AAA		
	2X2	EBT3	98.2	95.7
		ACUROS XB		
		AAA		
	3X3	EBT3	97.5	98.5
		ACUROS XB		
		AAA		
6 MV	1X1	EBT3	99.6	99.5
		ACUROS XB		
		AAA		
	2X2	EBT3	9.8	98.7
		ACUROS XB		
		AAA		
	3X3	EBT3	100	97.8
		ACUROS XB		
		AAA		
10 FFF	1X1	EBT3	99.4	97.5
		ACUROS XB		
		AAA		
	2X2	EBT3	96.7	96.2
		ACUROS XB		
		AAA		
	3X3	EBT3	99.6	99
		ACUROS XB		
		AAA		
10 MV	1X1	EBT3	98.4	95
		ACUROS XB		
		AAA		
	2X2	EBT3	99	98.6
		ACUROS XB		
		AAA		
	3X3	EBT3	99.5	98.6
		ACUROS XB		
		AAA		
15 MV	1X1	EBT3	99.2	96.5
		ACUROS XB		
		AAA		
	2X2	EBT3	98.2	97.5
		ACUROS XB		
		AAA		
	3X3	EBT3	99.6	98.8
		ACUROS XB		
		AAA		

PROFİLLER dmax

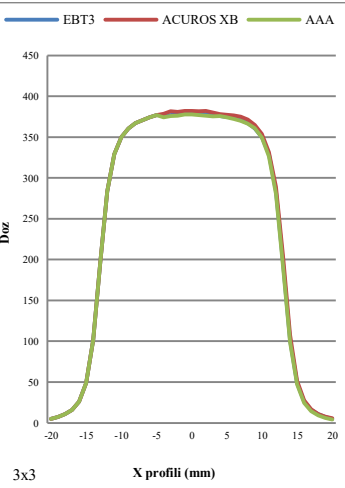
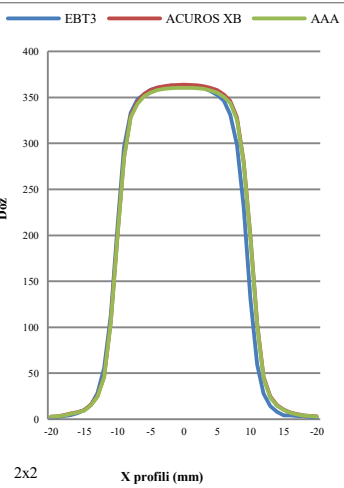
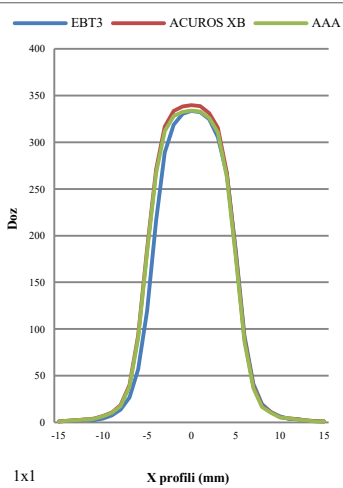
6 FFF KEMİK



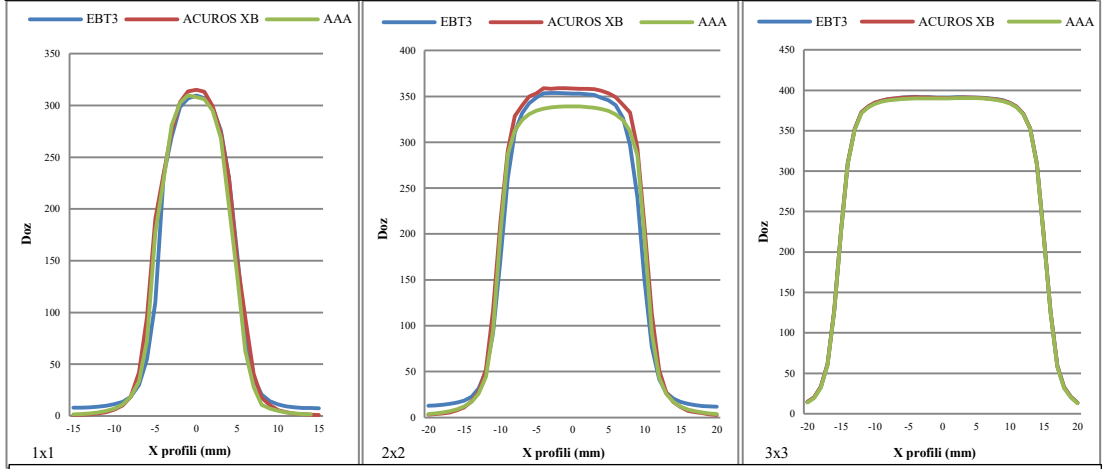
6 FFF AKIĞER



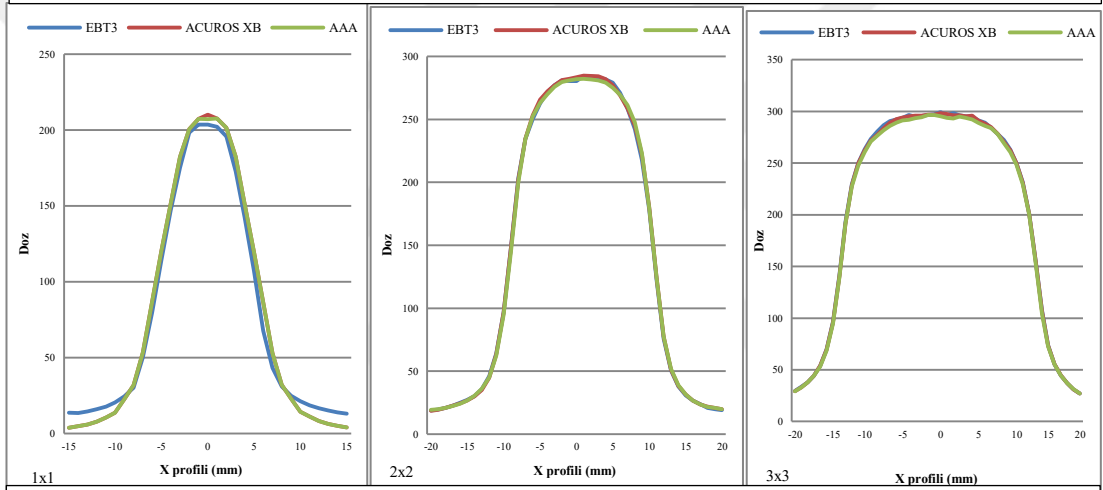
6 FFF DOKU



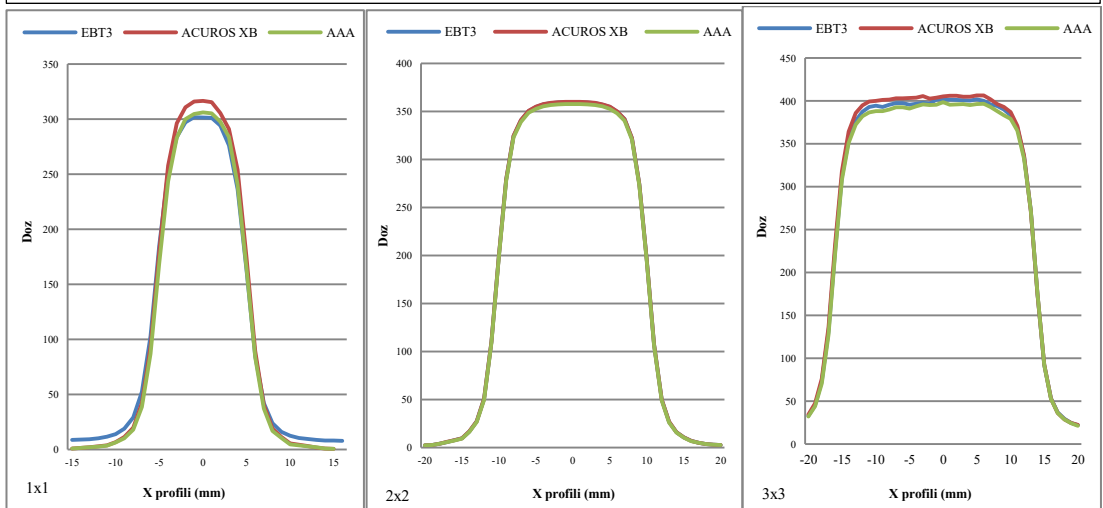
6 MV KEMİK



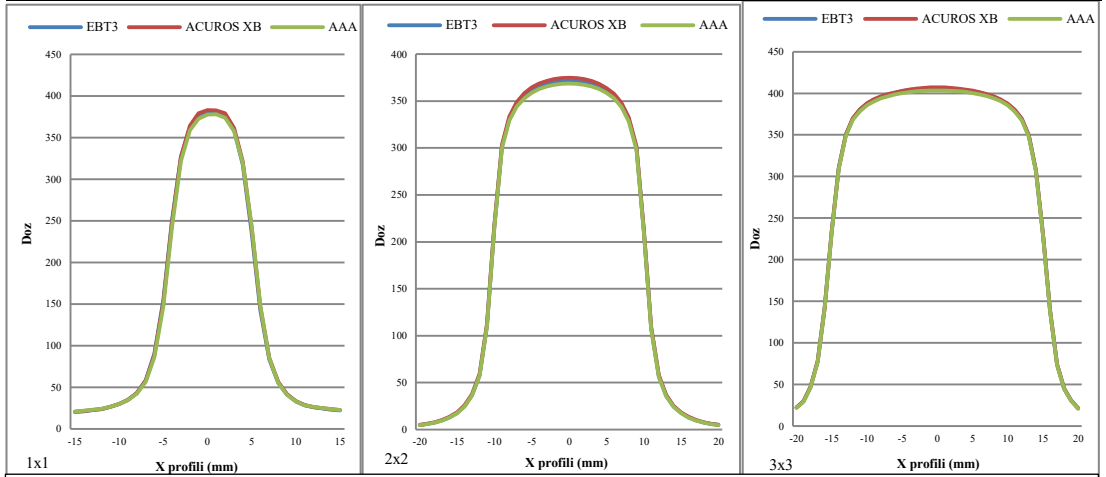
6MV AKCIĞER



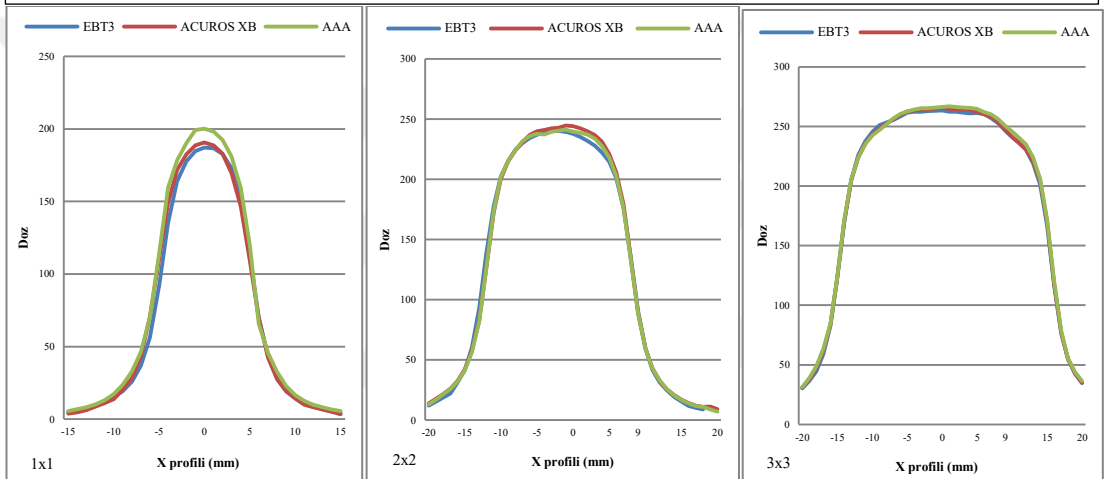
6MV DOKU



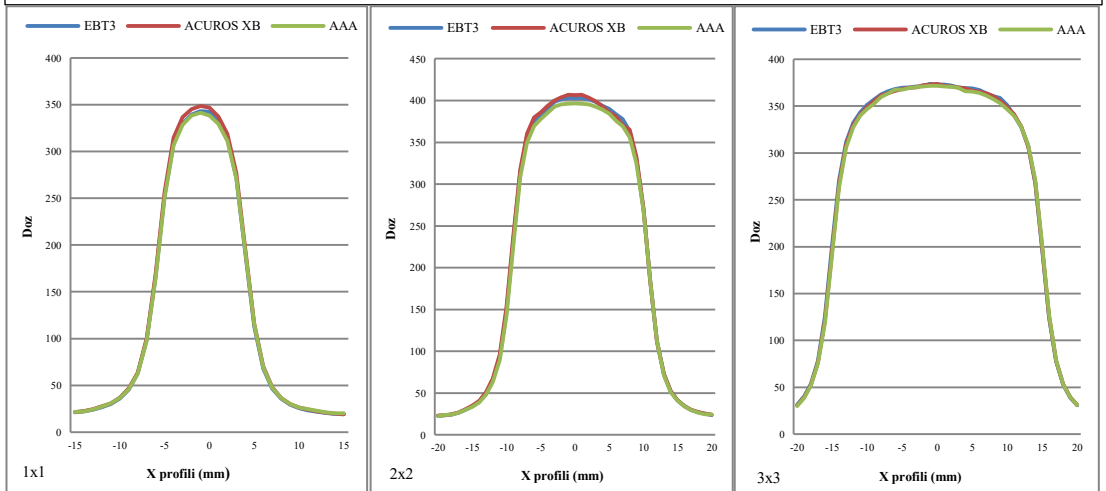
10 FFF KEMİK



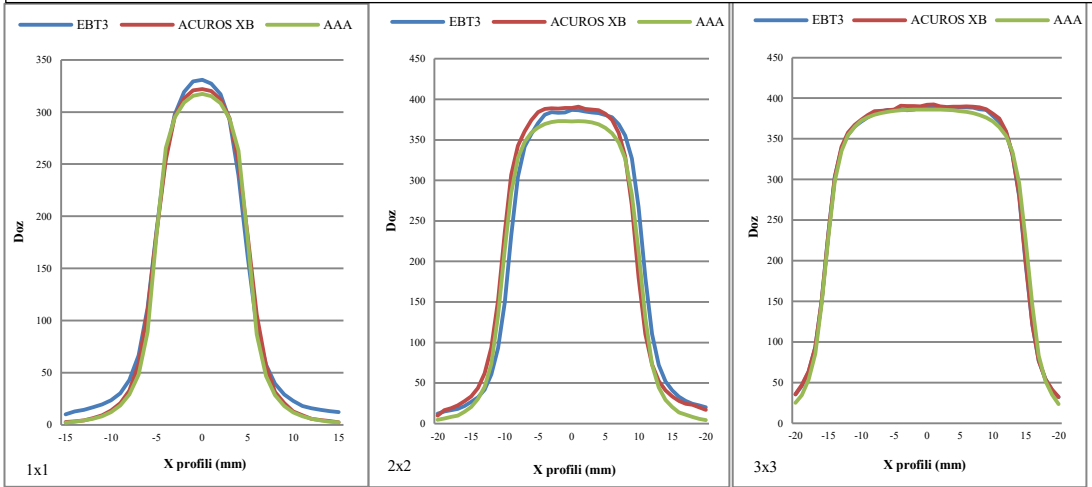
10 FFF AKCİĞER



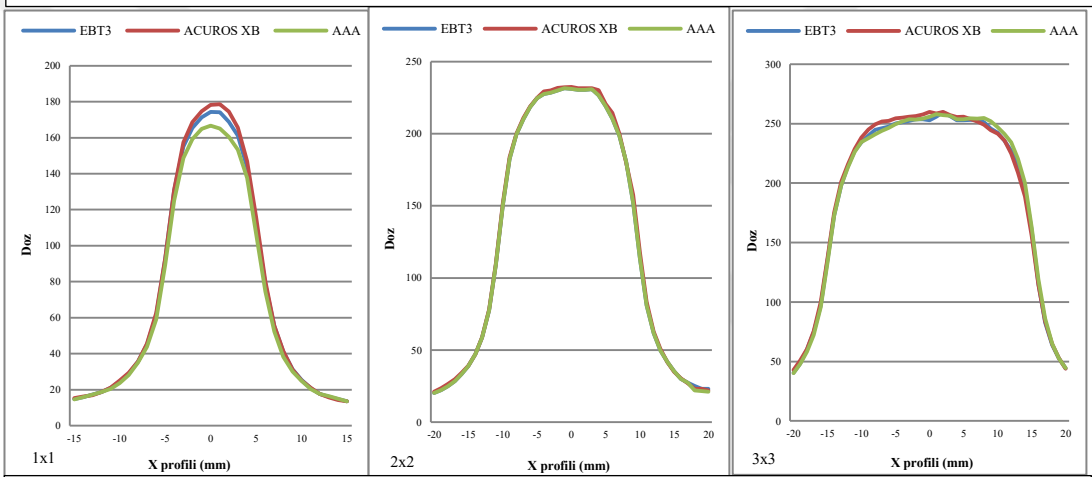
10 FFF DOKU



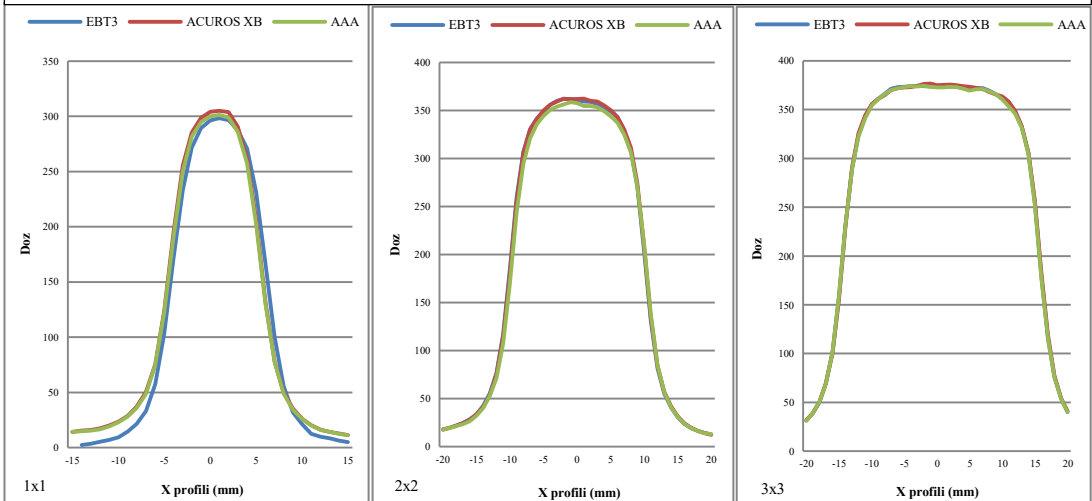
10 MV KEMİK

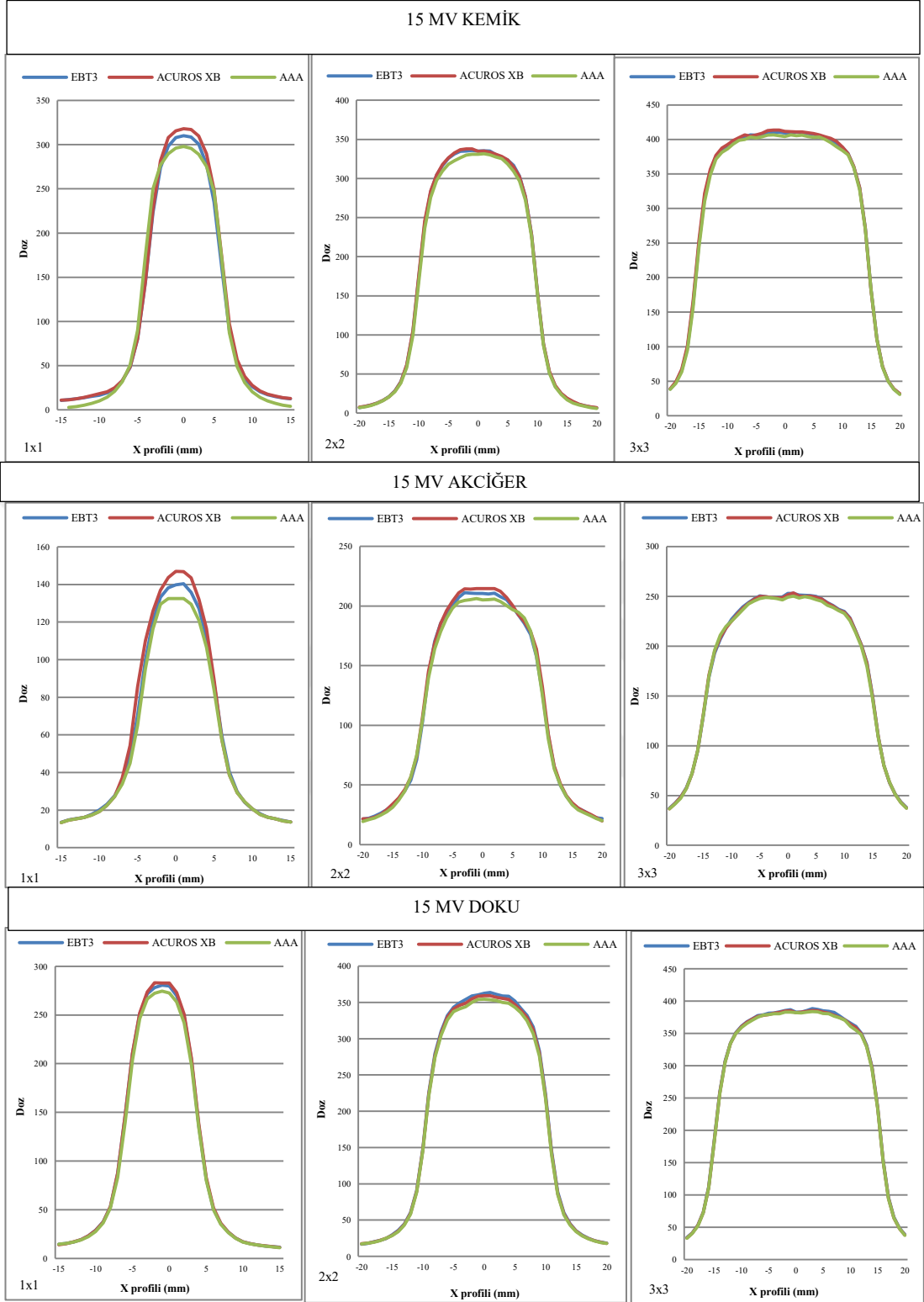


10 MV AKCİĞER



10 MV DOKU

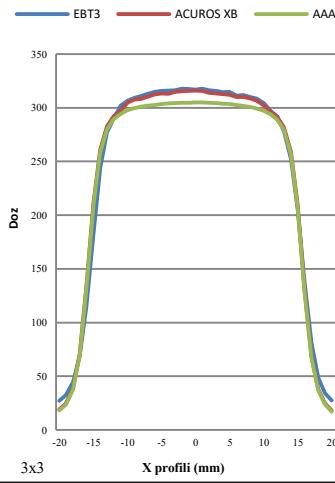
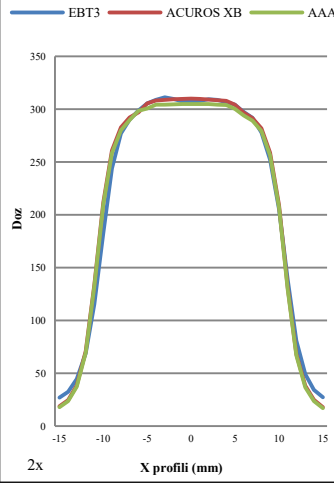
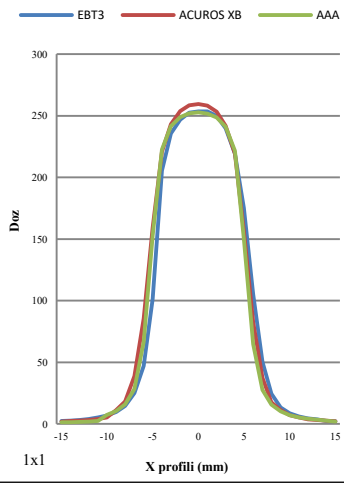




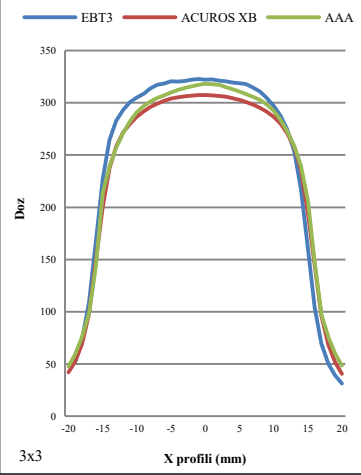
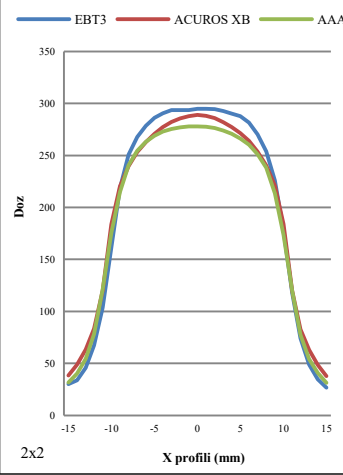
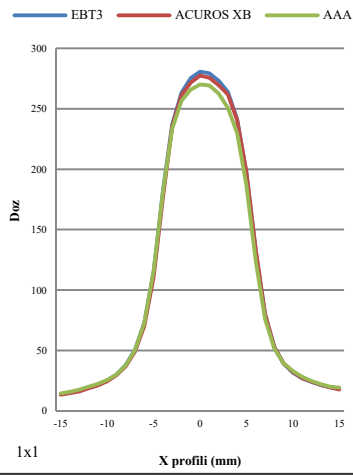
Şekil 6.1.1. Aynı tür fantomların (Kemik, Akciğer ve Doku), farklı alan boyutlarında AXB ve AAA ile hesaplatılan, EBT3 film ile ölçülen d_{max} da +x profil eksenindeki profil eğrileri

PROFİLLER 5 cm derinlik

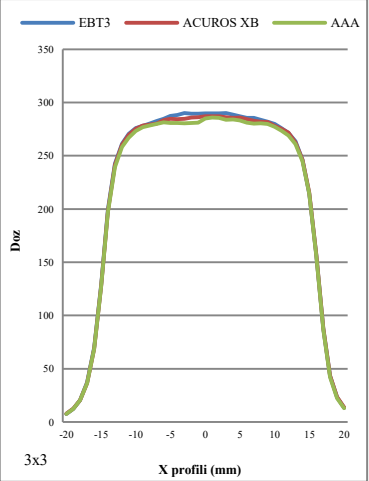
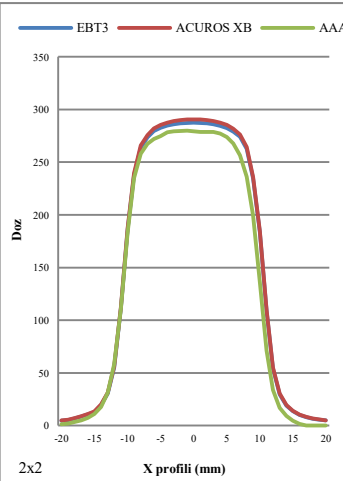
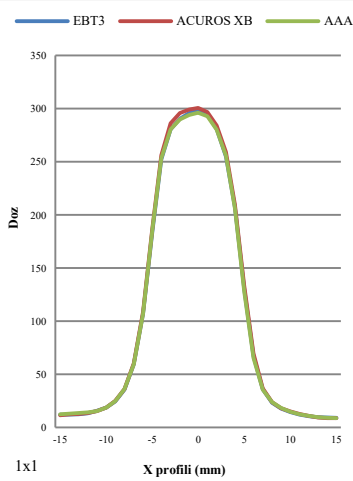
6FFF KEMİK



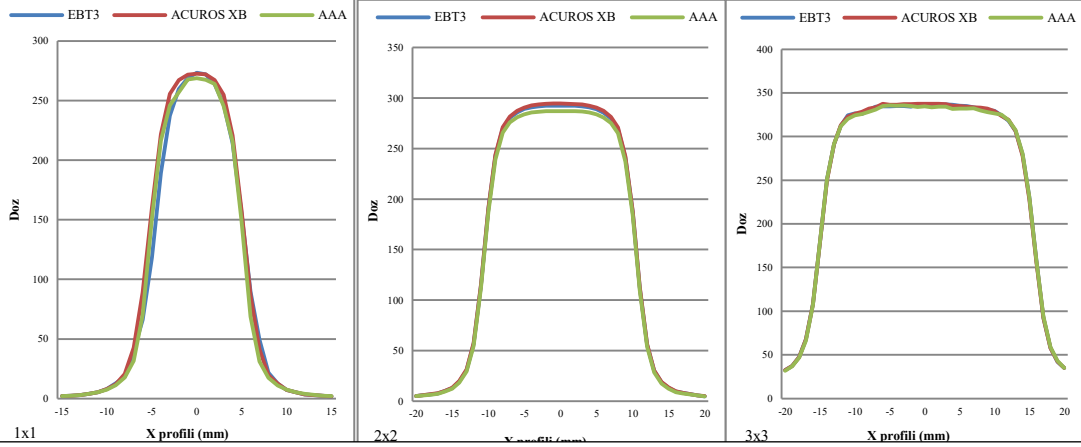
6 FFF AKCİĞER



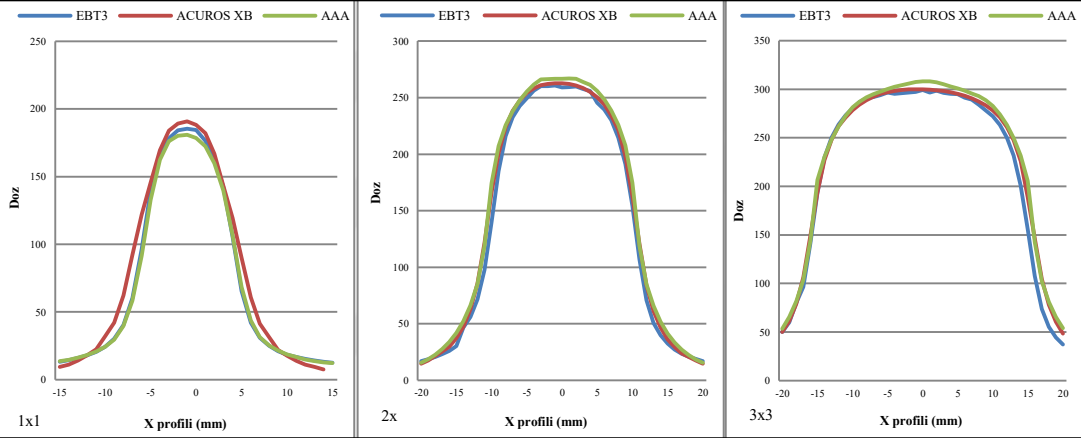
6FFF DOKU



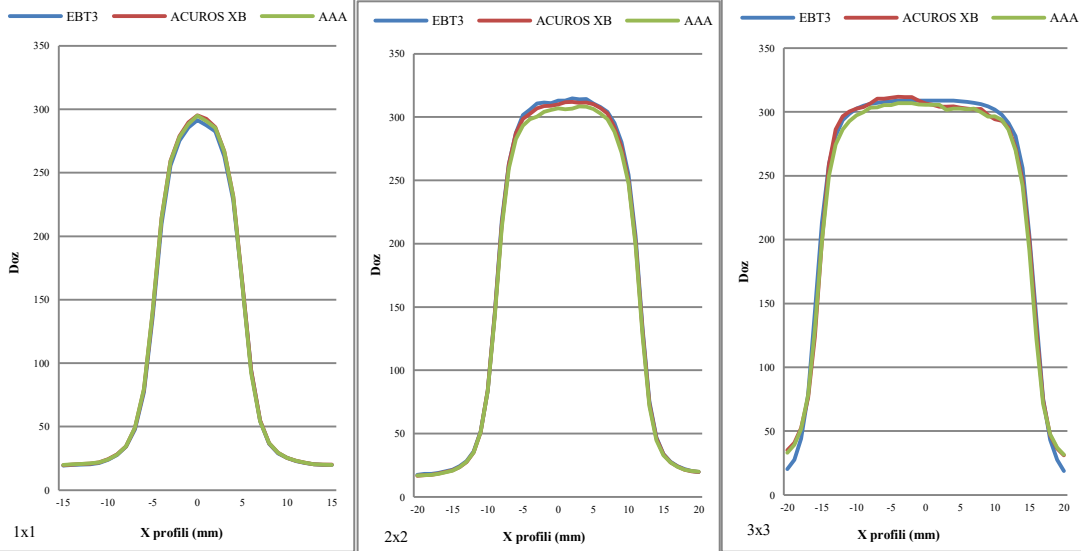
6 MV KEMİK



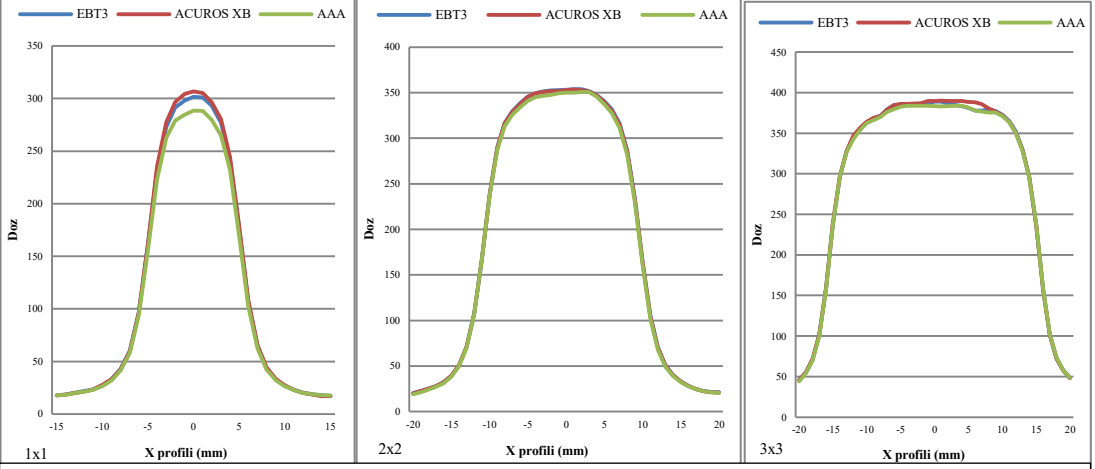
6 MV AKCİĞER



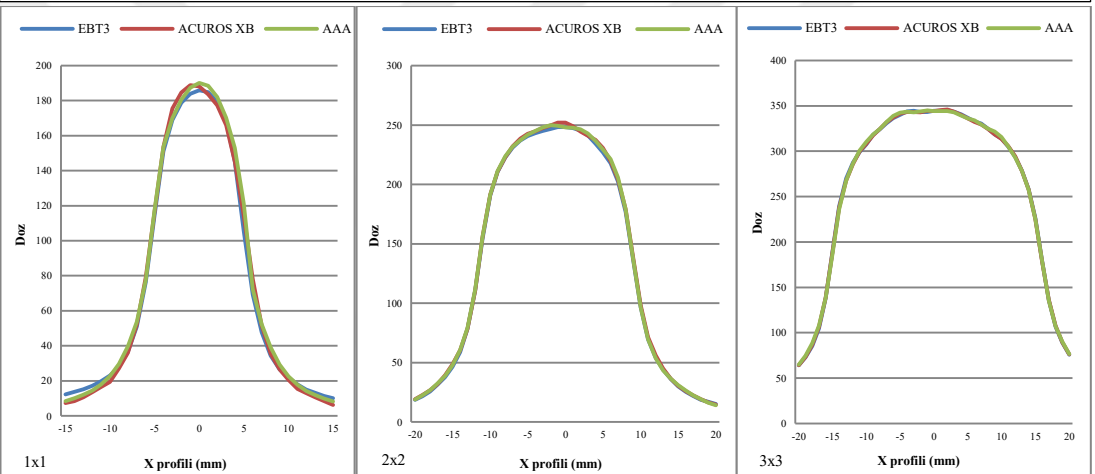
6MV DOKU



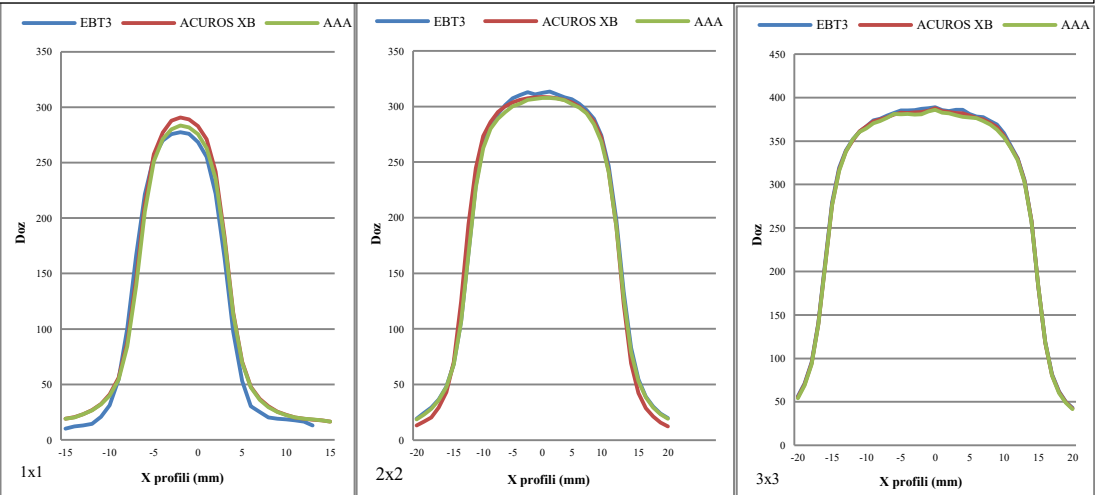
10 FFF KEMİK



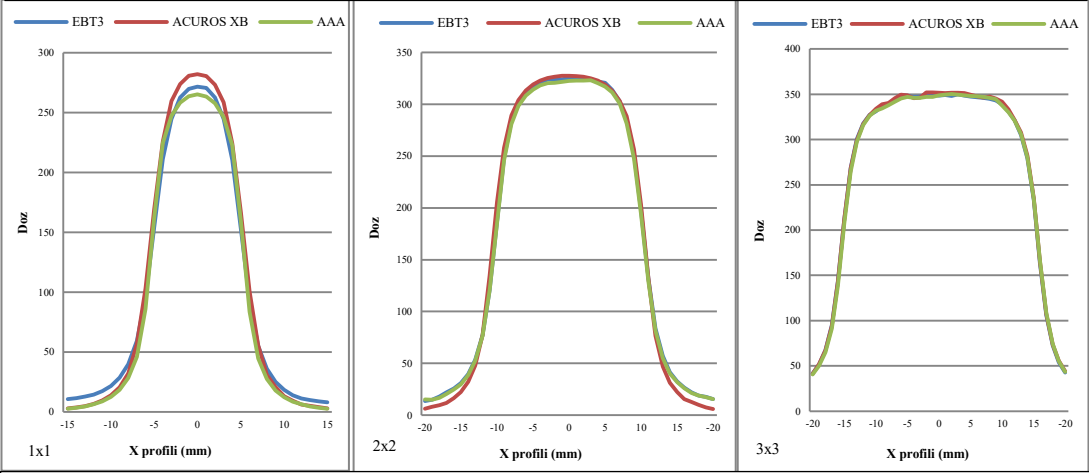
10 FFF AKCİĞER



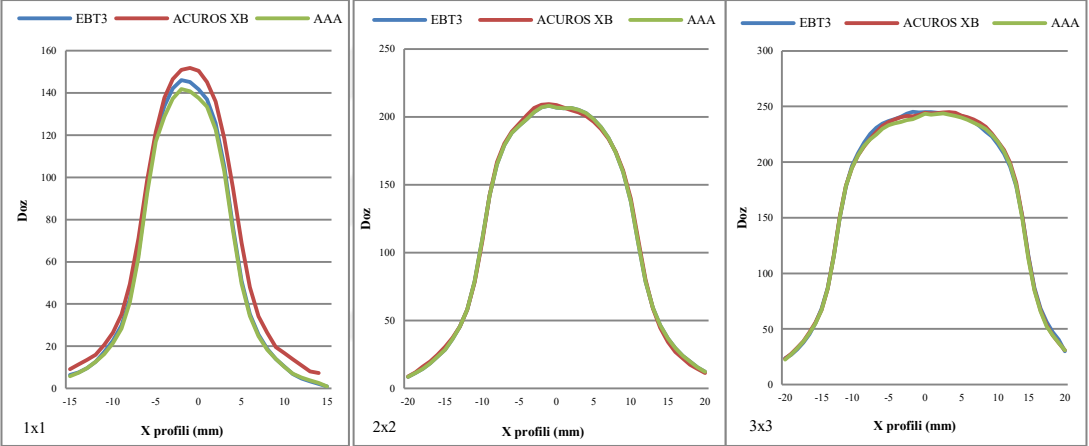
10 FFF DOKU



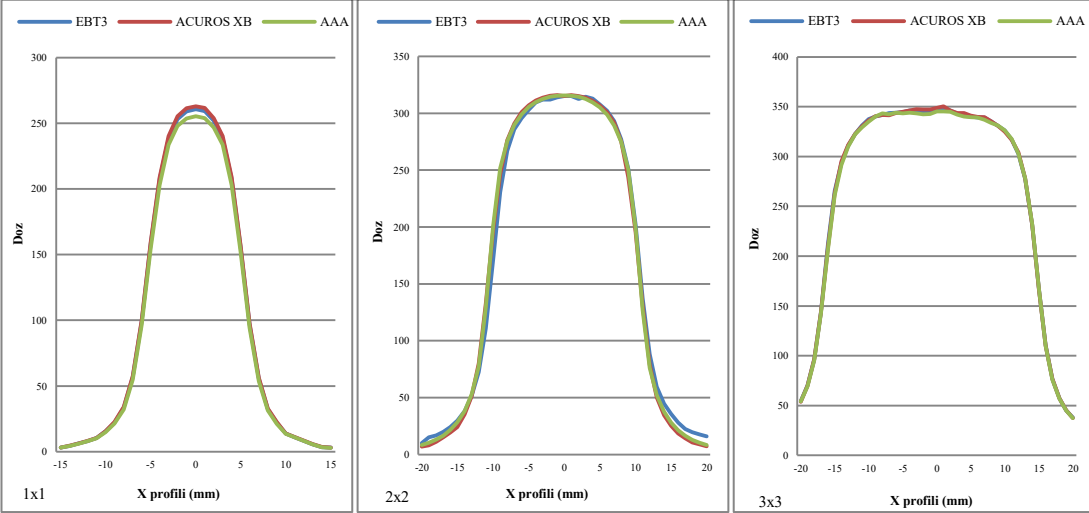
10 MV KEMİK

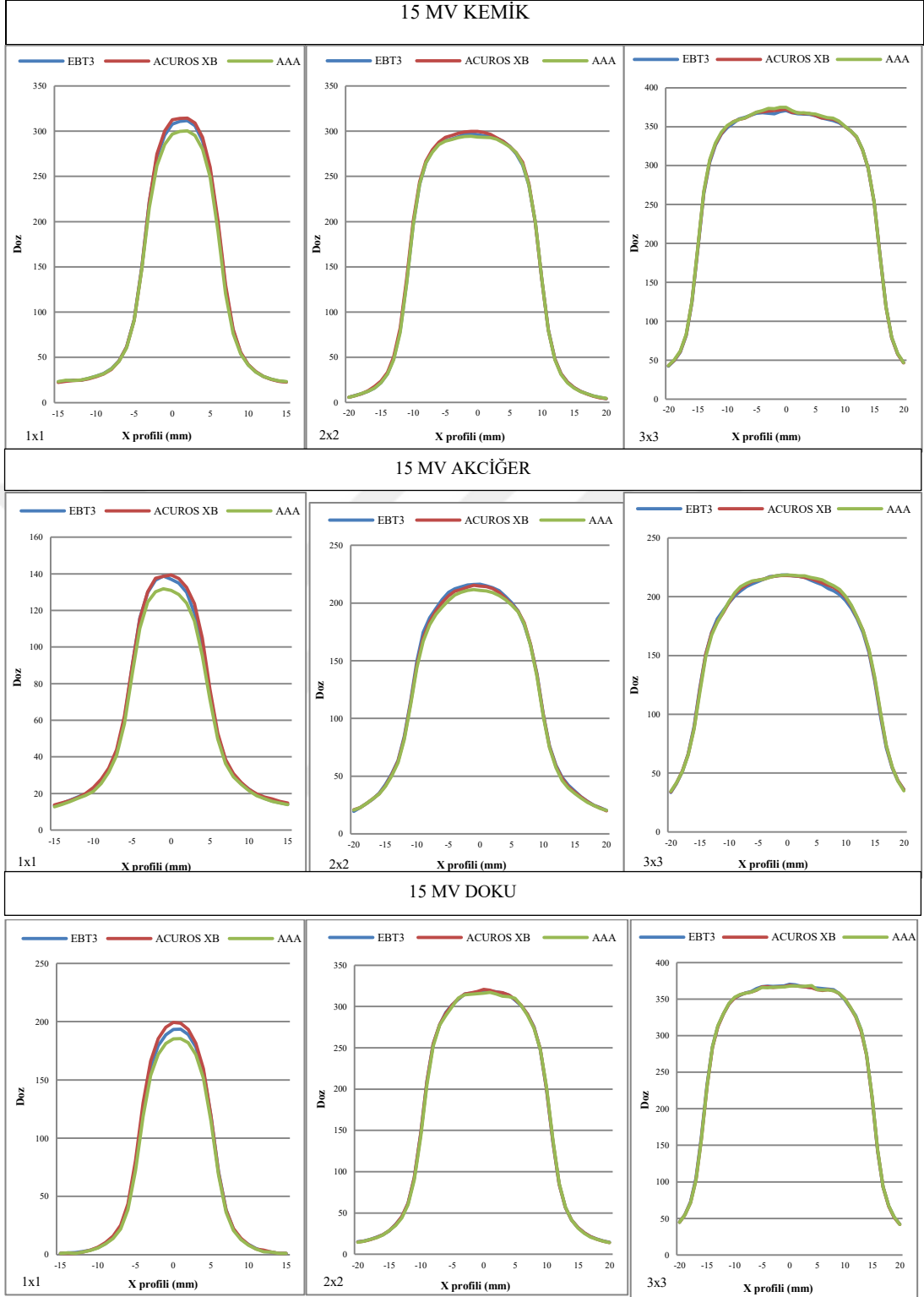


10 MV AKCİĞER



10 MV DOKU

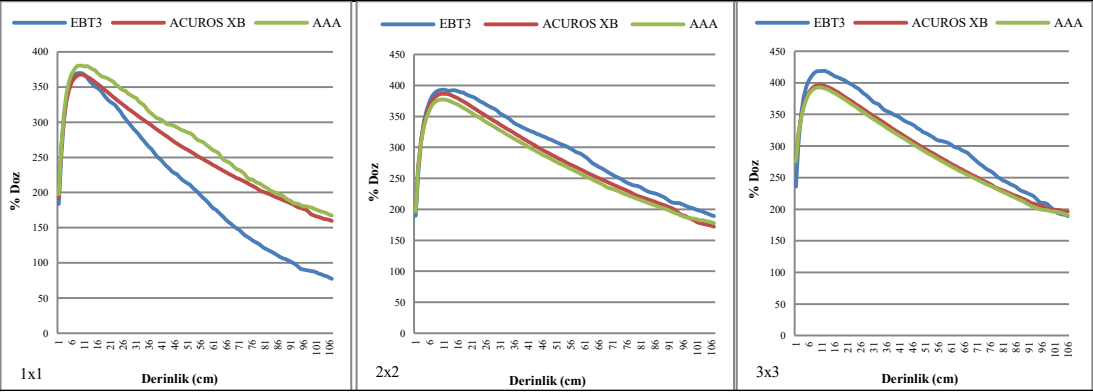




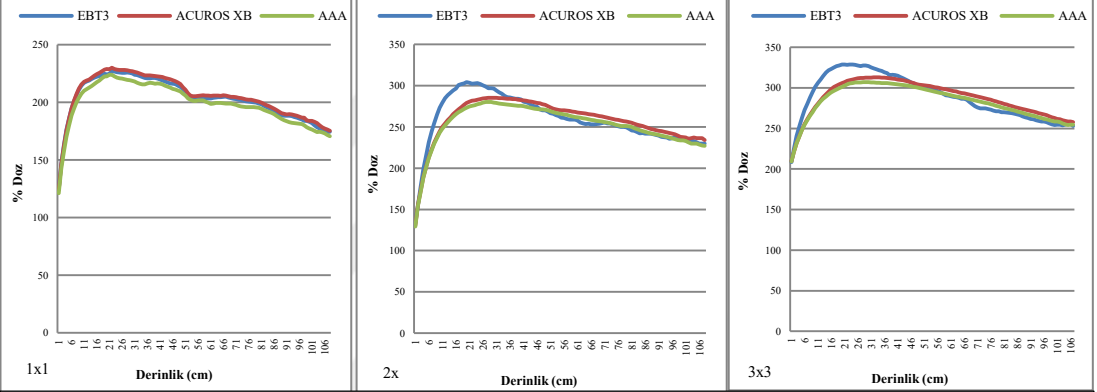
Şekil 6.1.2. Aynı tür fantomların(Kemik, Akciğer ve Doku), farklı alan boyutlarında AXB ve AAA ile hesaplatılan, EBT3 film ile ölçülen 5 cm derinlikte alınan mutlak doz(cGy) de +x profil eksenindeki profil eğrileri

HOMOJEN PDD

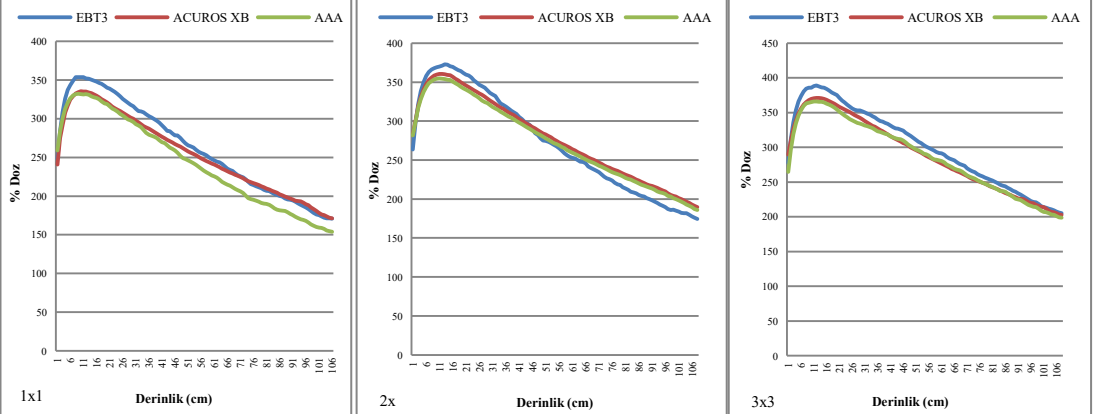
6FFF Kemik



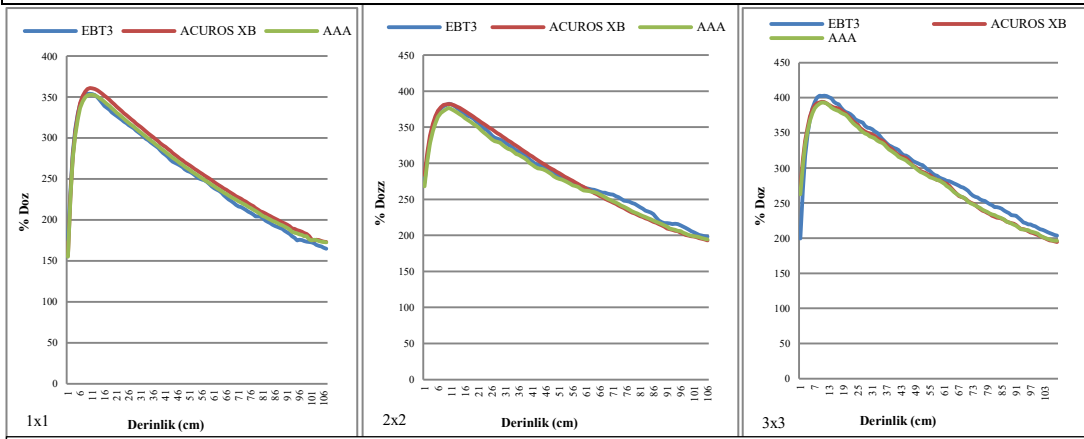
6 FFF AKCİĞER



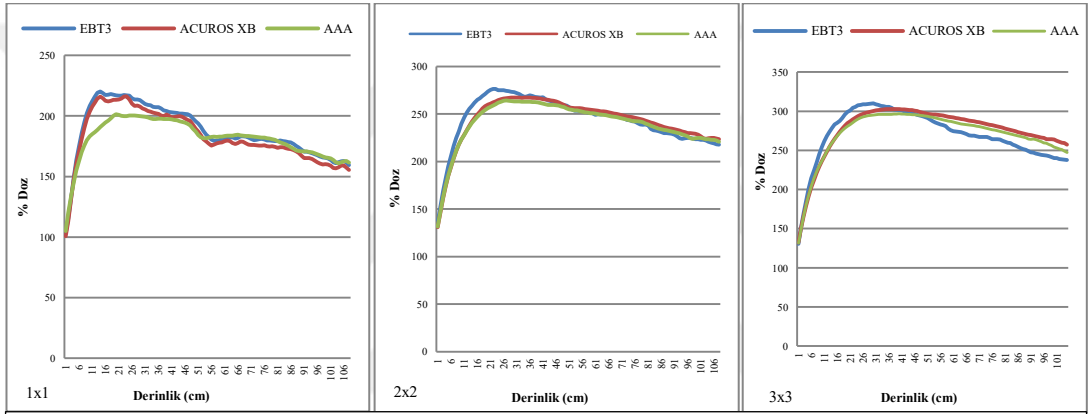
6 FFF DOKU



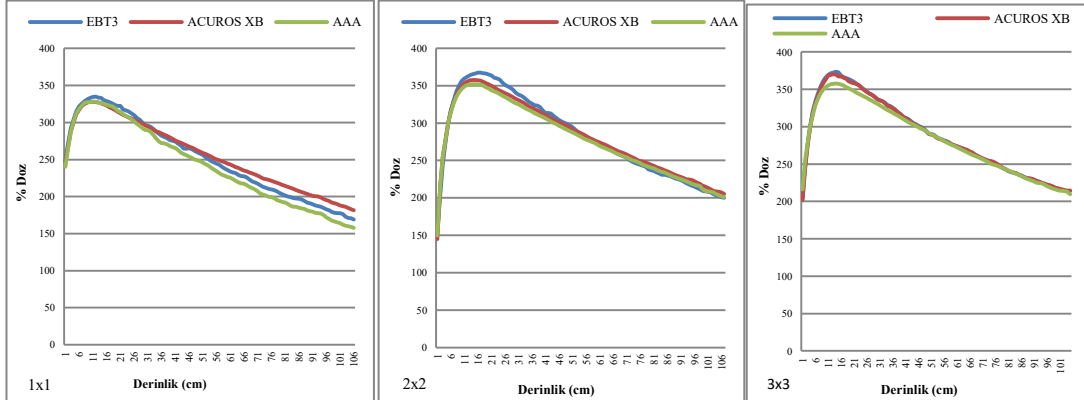
6 MV KEMİK

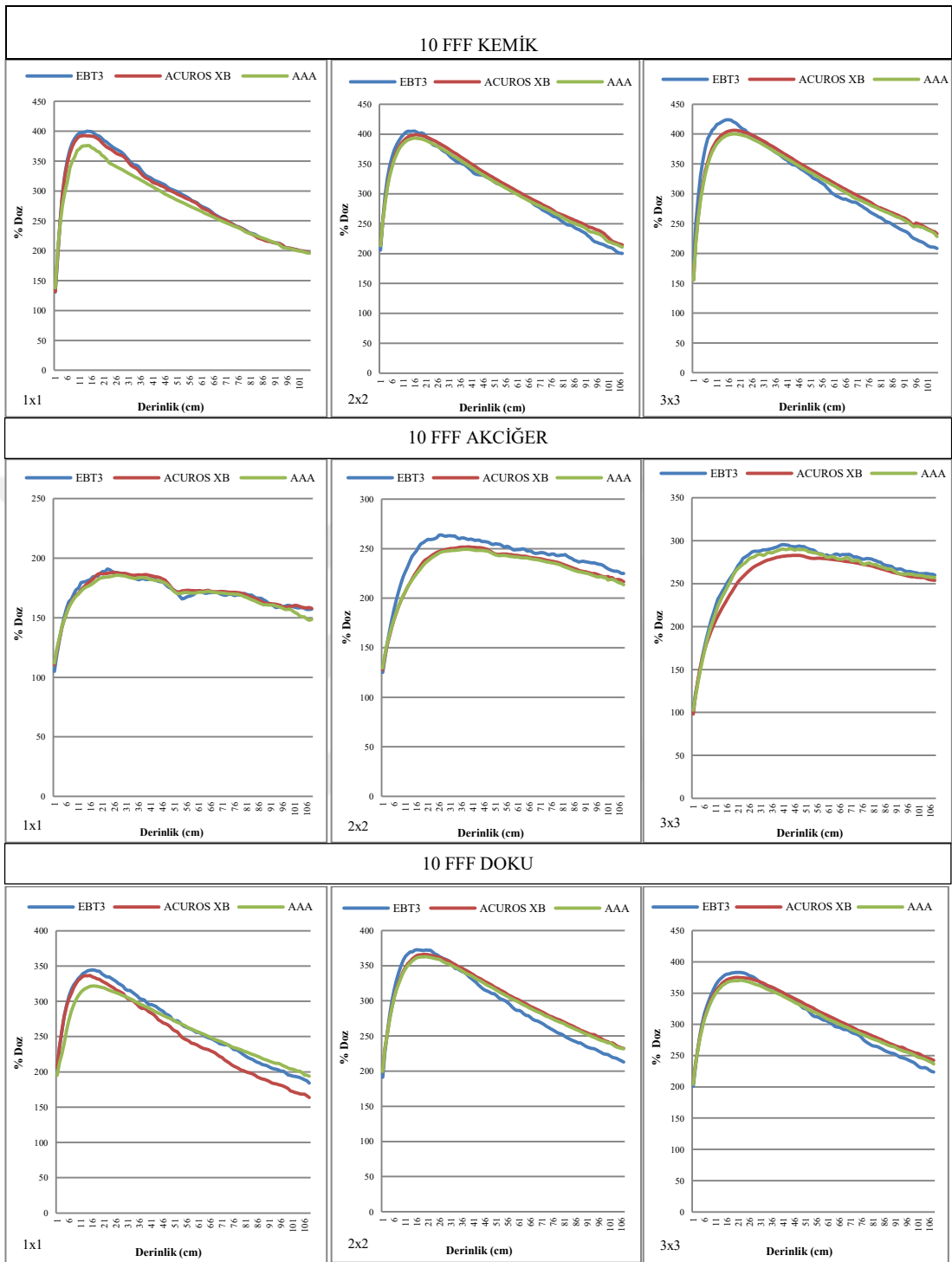


6 MV AKCIĞER

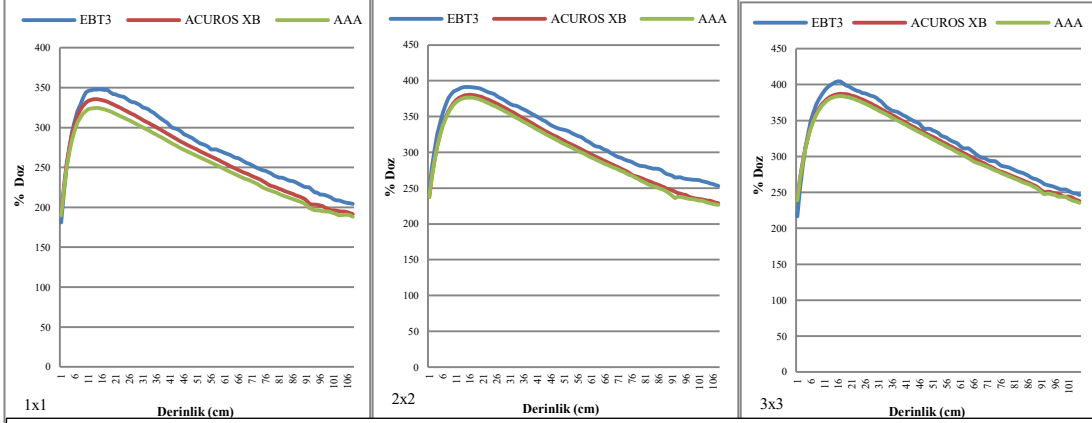


6 MV DOKU

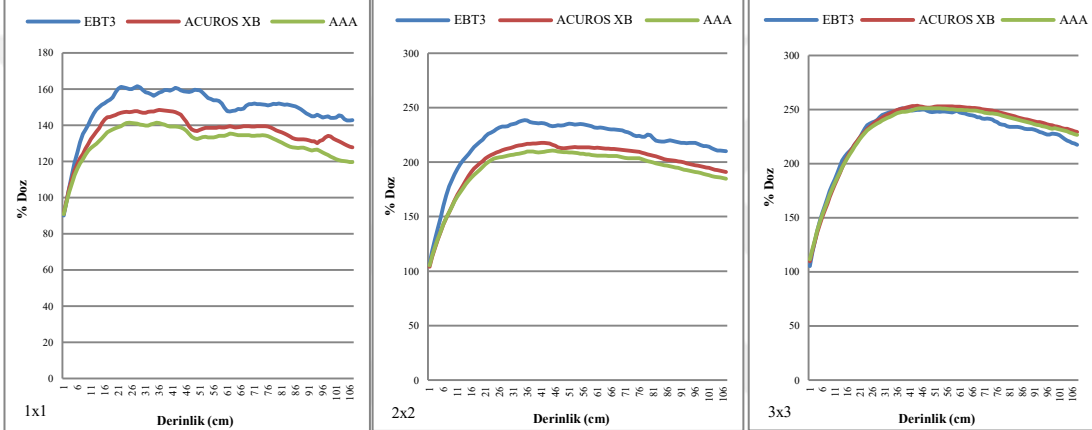




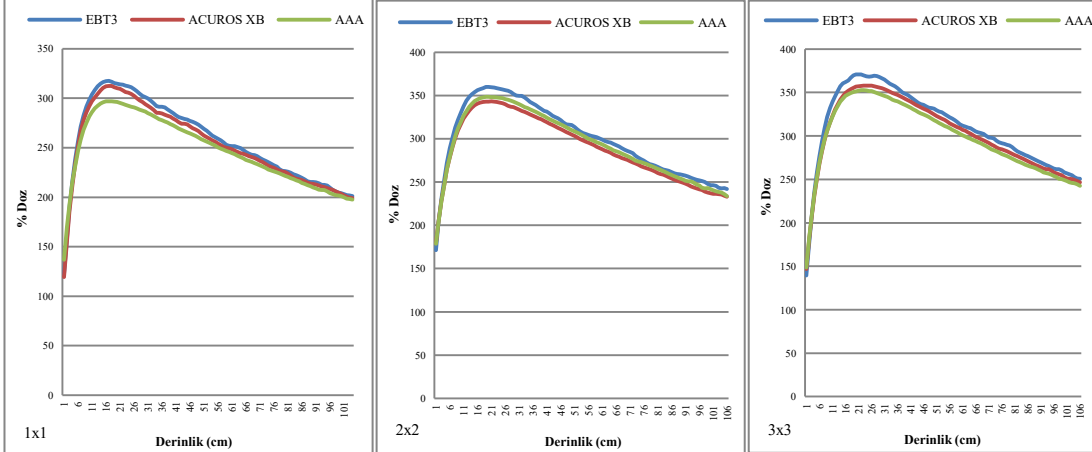
10 MV KEMİK

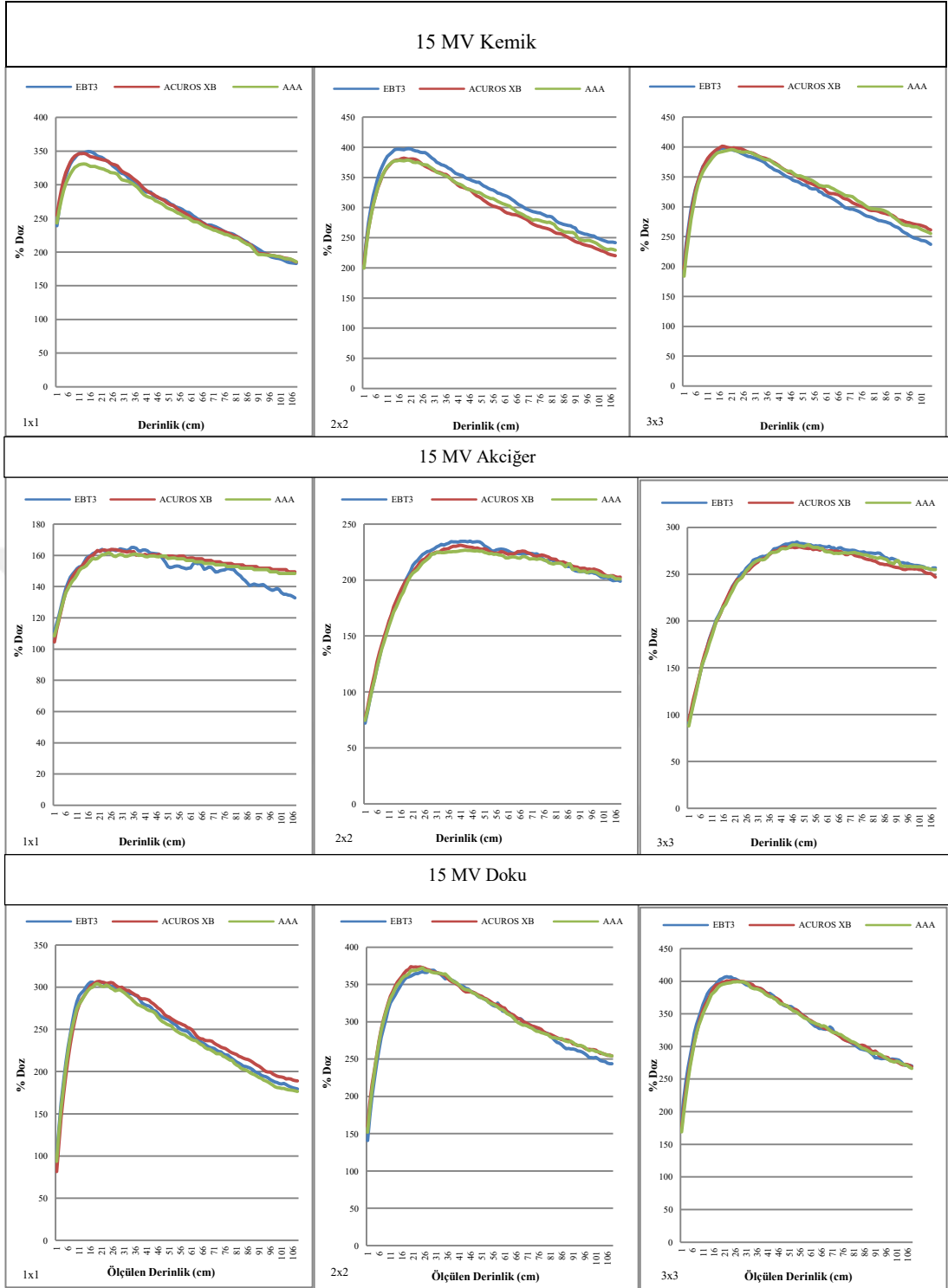


10 MV AKCİĞER



10 MV DOKU

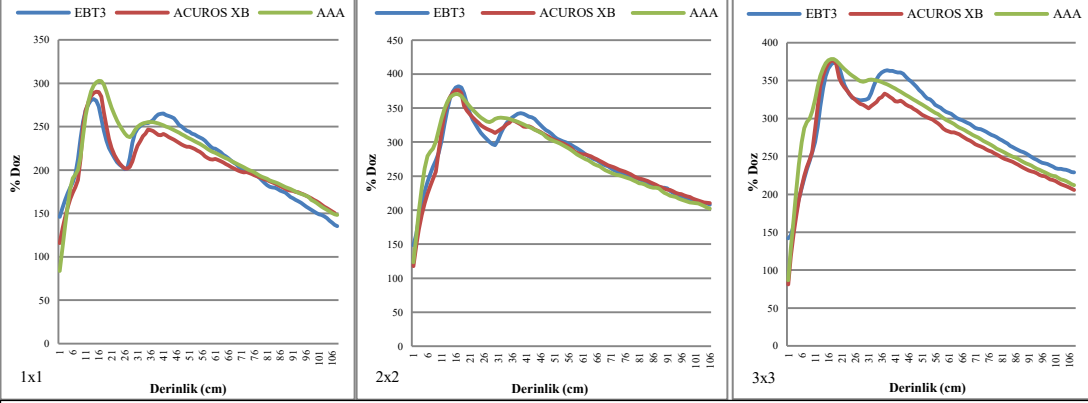




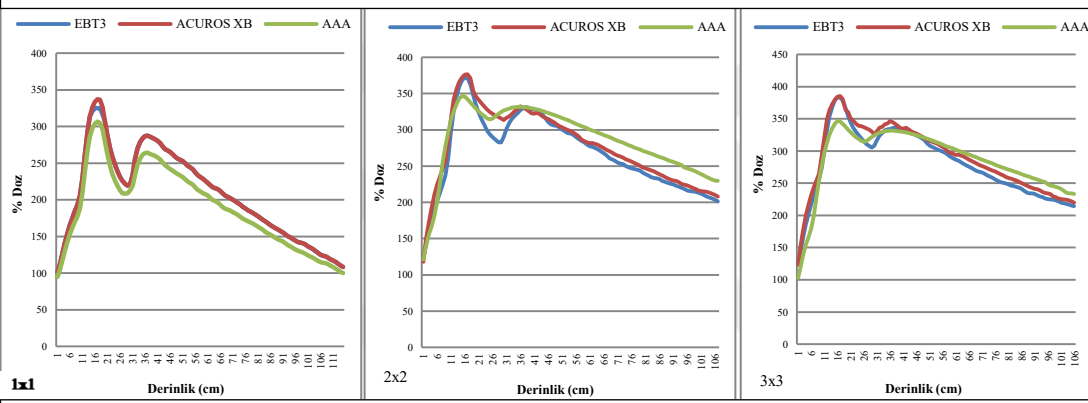
Şekil 6.1.3. Aynı tür fantomların(Kemik, Akciğer ve Doku), farklı alan boyutlarında AXB ve AAA ile hesaplatılan, EBT3 film ile ölçülen PDD Mutlak doz (cGy) grafik eğrileri

AKCİĞER-KEMİK-AKCİĞER

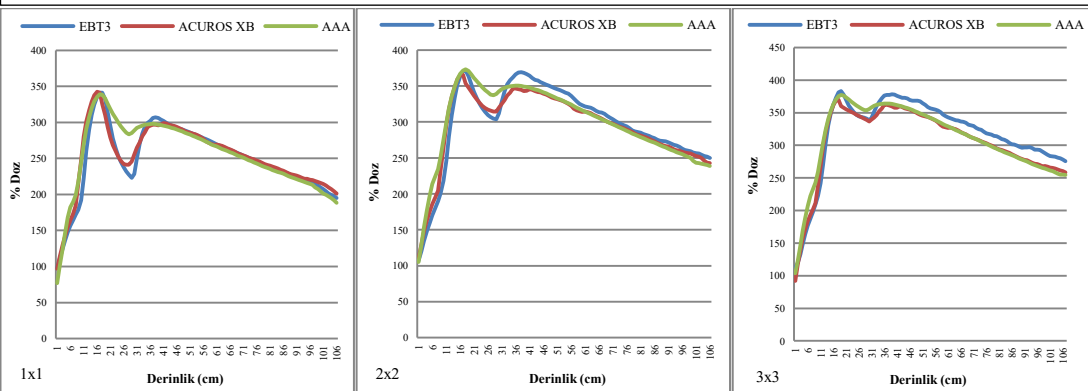
6 FFF

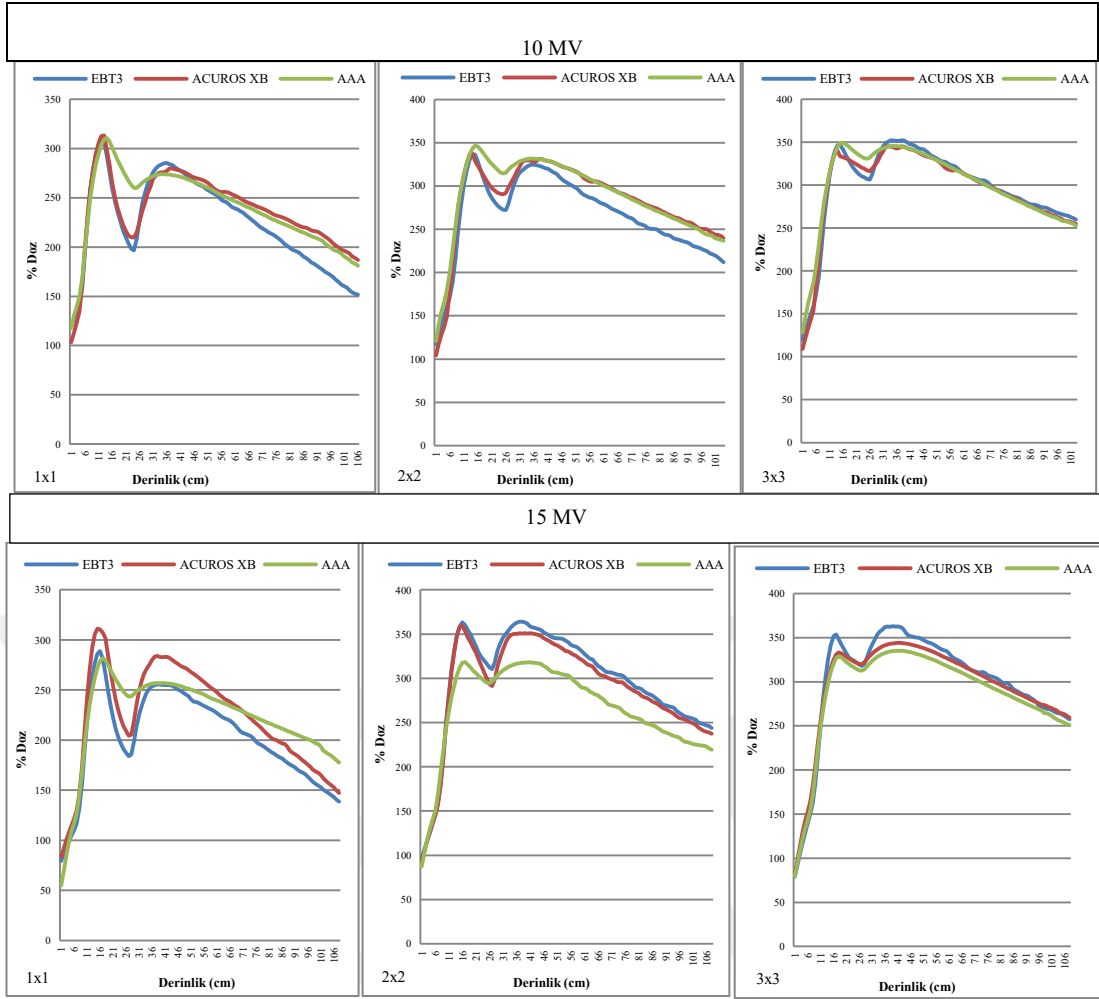


6 MV



10 FFF

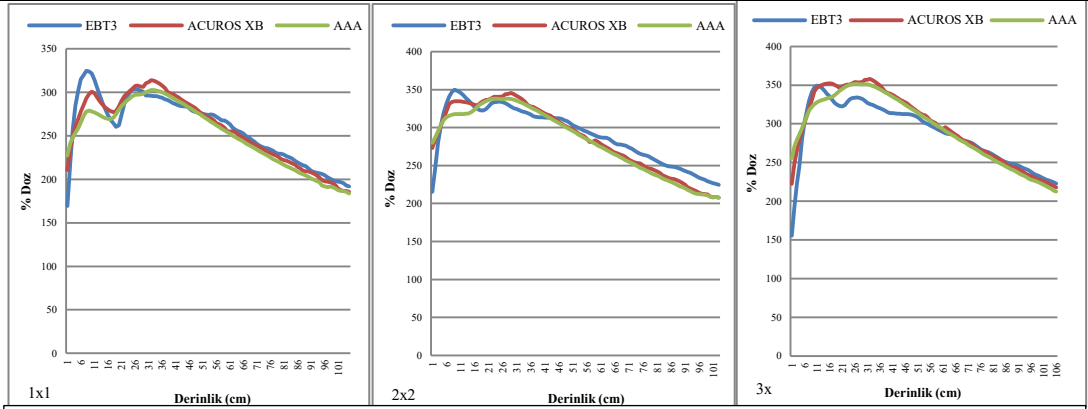




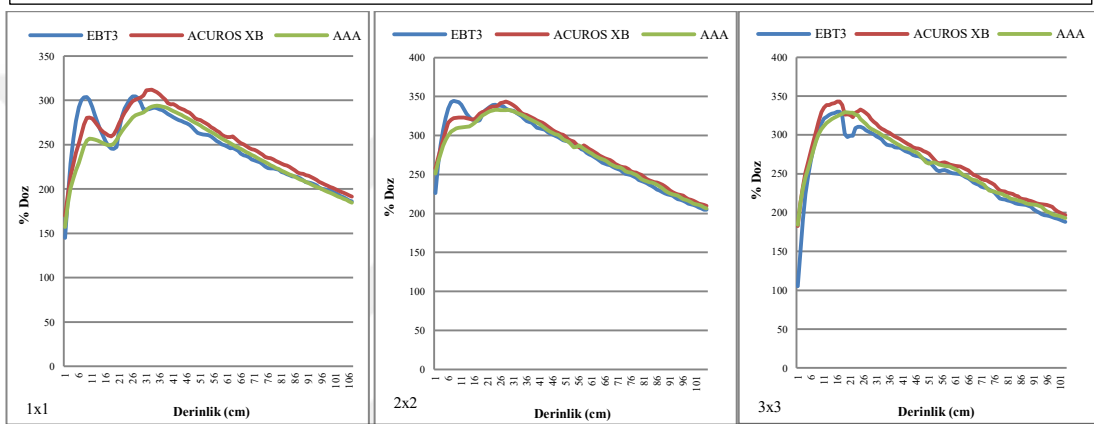
Şekil 6.1.4. Farklı tür fantomlar ile oluşturulan (AKCİĞER-KEMİK-AKCİĞER-DOKU), farklı alan boyutlarında AXB ve AAA ile hesaplatılan, EBT3 film ile ölçülen PDD Mutlak Doz (cGy) grafik eğrileri

DOKU- AKCIĞER – DOKU

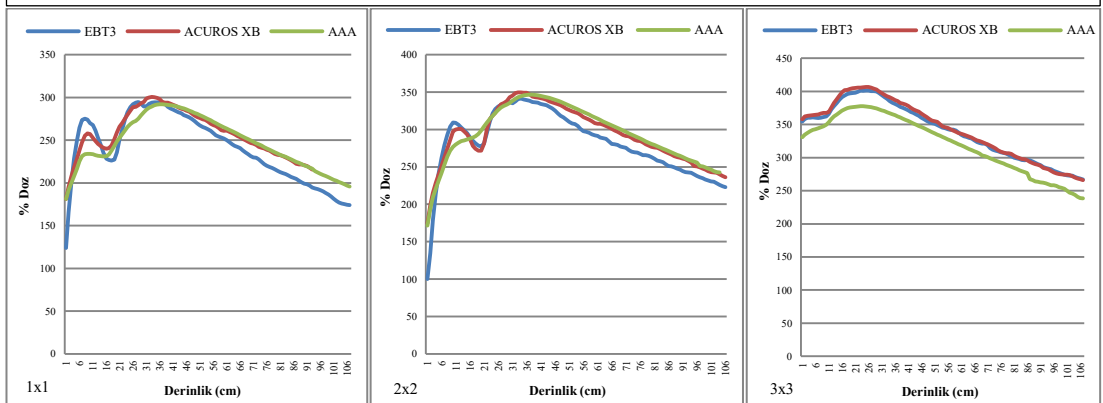
6 FFF

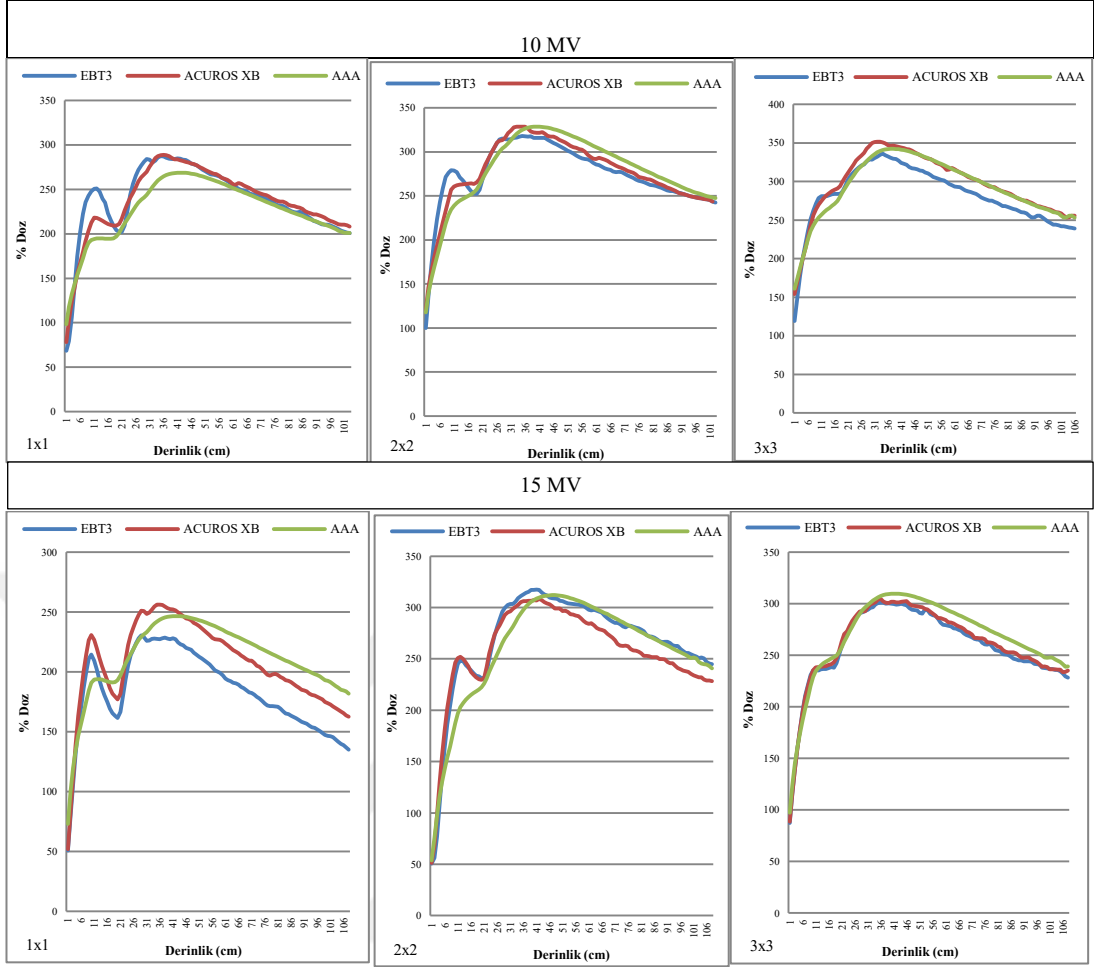


6 MV



10 FFF

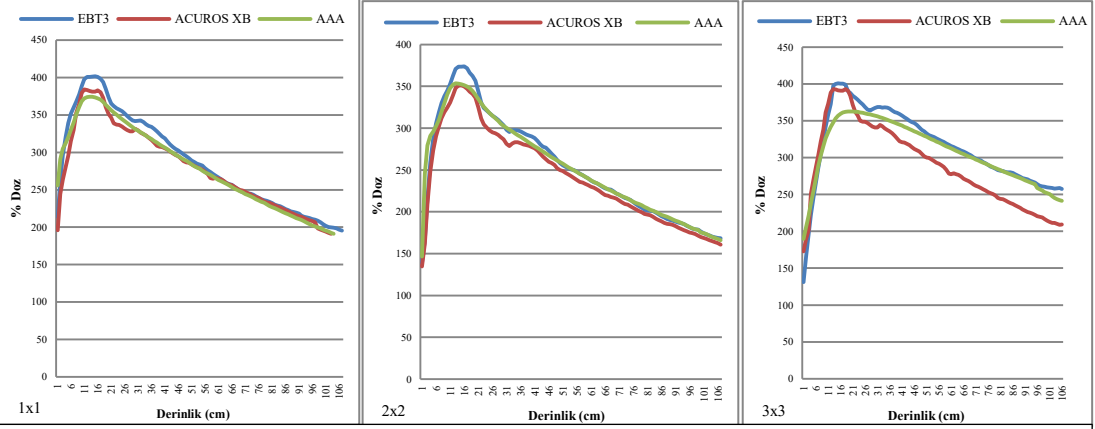




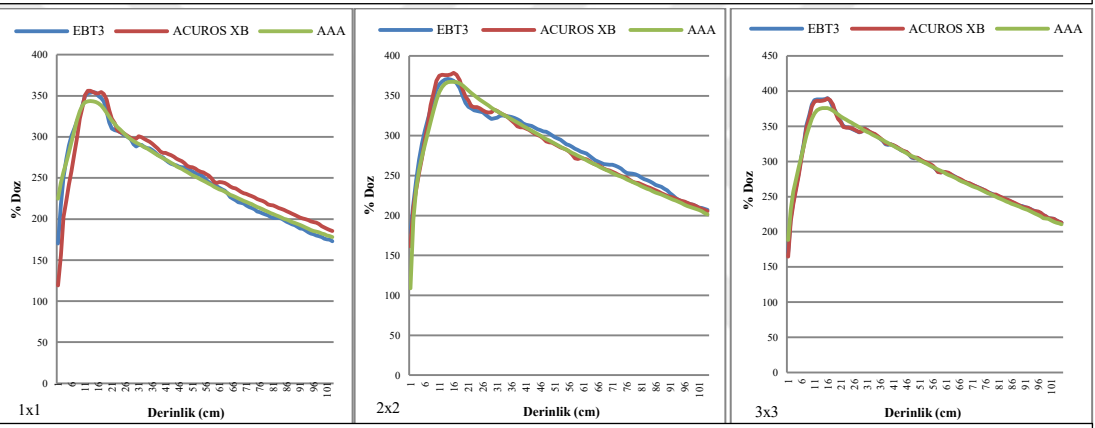
Şekil 6.1.5. Farklı tür fantomlar ile oluşturulan (DOKU-AKÇİĞER-DOKU), farklı alan boyutlarında AXB ve AAA ile hesaplatılan, EBT3 film ile ölçülen PDD Mutlak doz (cGy) grafik eğrileri

DOKU- KEMİK- DOKU

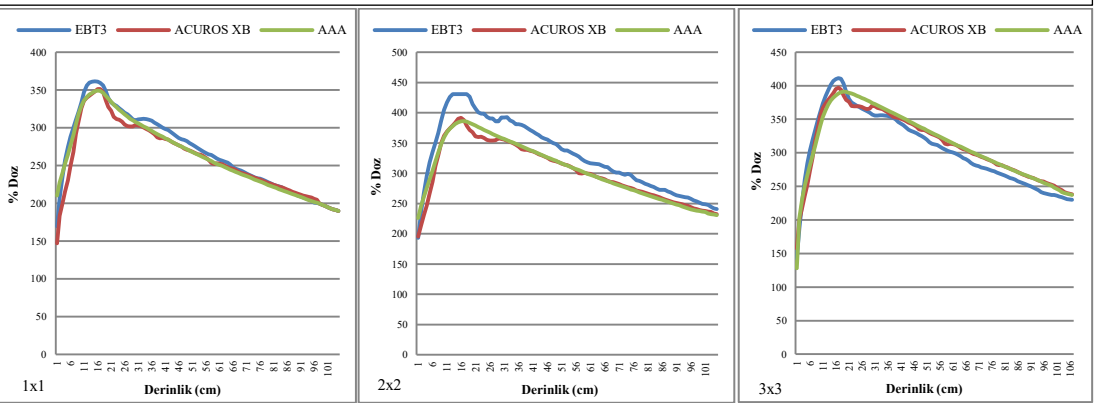
6FFF

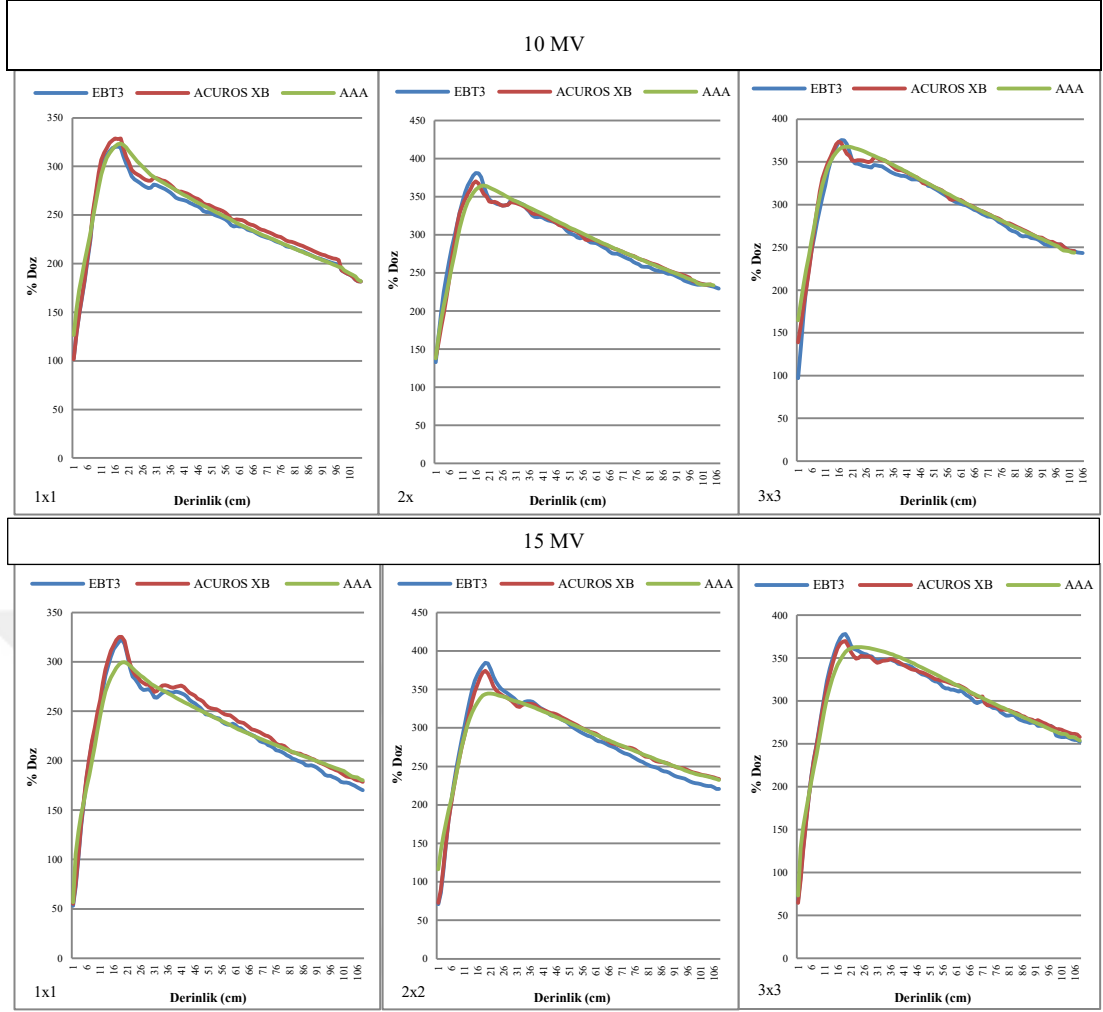


6 MV



10 FFF





Şekil 6.1.6. Farklı tür fantomlar ile oluşturulan (DOKU-KEMİK-DOKU), farklı alan boyutlarında AXB ve AAA ile hesaplatılan, EBT3 film ile ölçülen PDD Mutlak Doz (cGy) grafik eğrileri

7. TARTIŞMA

SRS, boyutları küçük ve doku komşulukları açısından cerrahi olarak risk taşıyan hedeflerin radyasyon ile ablatif tedavisinde kullanılabilen, gelişmiş bir radyoterapi tekniğidir.

SRS tedavisinde kullanılan alanların boyutlarındaki küçüklüğe bağlı olarak, dozimetrik belirsizlikler artmaktadır. Buna ilaveten, tedavi alanında bulunan dokulardaki heterojenlik de doz hesaplarının başarısını olumsuz yönde etkilemektedir. Bu belirsizlikleri en aza indirmek ve tedavi planlamasının gerçek doz dağılımıyla uyumunu arttırabilmek için, alan ve heterojenlik açısından çeşitli düzenlerde detaylı ölçümlerin yapılması gerekmektedir.

Bu çalışmada, Eclipse TPS’de kullanılan AXB ve AAA algoritmalarının küçük alanlar üzerindeki hesaplama doğruluğu homojen ve heterojen fantomlar kullanılarak, Gafkromik EBT3 film yardımıyla, incelendi.

Çalışmamızda 3 farklı homojen fantom kullanıldı. Birinci fantom doku eşdeğeri olan RW3 katı su fantomu, ikinci fantom akciğeri simüle etmek için tasarlanan blok mantar fantomu ve üçüncüsü kemik dokusunu modellemek için smooth- Cast® 385 maddesinden oluşturulan yüksek yoğunluklu fantomdur. Fantomların tamamı 0,5 ve 1 cm kalınlıklarında slab şeklinde tasarlanmıştır.

Homojen ortam için olan ölçümler bu fantom çeşitlerinin hepsinde ayrı ayrı, heterojen ortamlar için olan ölçümler ise yukarıdan akciğer-kemik-akciğer-doku, doku-akciğer-doku ve doku-kemik-doku olacak şekilde gerçekleştirildi.

Çalışmamızda, homojen ve heterojen fantom varyasyonlarının BT taraması ile görüntüleri elde edildi ve bu görüntüler Eclipse TPS’ye aktarıldı. Eclipse TPS’de, 6 FFF, 6 MV, 10 FFF, 10 MV ve 15 MV foton enerjileri ve 1x1, 2x2 ve 3x3 cm² alan boyutları için, gantri ve kolimatör açıları 0°, SSD 100 cm ve doz 400 cGy olacak şekilde, doz hesaplama gridi 1 mm seçilerek, statik planlar hazırlandı. Hazırlanan planlar AAA ve AXB algoritmaları ile ayrı ayrı hesaplandı ve tamamı Truebeam STx lineer hızlandırıcı cihazında ışınlandı.

Homojen fantom ölçümlerinde PDD ve profilleri incelenirken, heterojen fantom ölçümlerinde yalnızca PDD incelendi. PDD ölçümlerinde, Gafkromik EBT3 filmler, merkezi aksa paralel olacak şekilde, dik yerleştirilen slab fantomların tam ortasına konuldu. Profil ölçümlerinde, Gafkromik EBT3 filmler, d_{maks} ve 5 cm derinliklerinde, merkezi eksene dik olacak şekilde, slab fantomların arasına yerleştirildi. Ayrıca oluşturulan kalibrasyon eğrisi yardımıyla, Gafkromik EBT3 filmlerde absolute doz okuması yapıldı.

Homojen fantomlarda alınan PDD ve profil ölçümleri, planlama verileriyle karşılaştırılmıştır. AAA ve AXB algoritmalarının hesaplamaları ile EBT3 filminden elde edilen absolute nokta doz ölçümleri karşılaştırıldığında, ortalama doz değerleri arasındaki fark $\pm\%4$ içerisinde olup, değerler Tablo 6.1.1, Tablo 6.1.3 ve Tablo 6.2.1'de verilmiştir. d_{max} ve 5 cm derinliğinde alınan profil ölçümlerinin sonuçlarına göre doku, kemik ve akciğer fantomları için en büyük fark, AAA algoritmasında, 15 MV'de, $1 \times 1 \text{ cm}^2$ alanda kemik fantomda ve 10 MV'de $1 \times 1 \text{ cm}^2$ alanda akciğer fantomlarında $\%4$ olarak gözlemlenmiştir. PDD ölçümünde ise en büyük fark, kemik fantomda 10 FFF'de $1 \times 1 \text{ cm}^2$ alanda $\% 4.4$ olarak gözlemlenmiştir.

Heterojen fantomlarda alınan PDD ölçümlerinde d_{max} derinliğindeki absolute nokta doz değerleri, AAA ve AXB algoritmaları ile hesaplanmış doz değerleri ile karşılaştırıldı. Ölçümlerde normalizasyon yapılmadı. Her iki algoritma ile yapılan karşılaştırmalardaki değerler Tablo 6.3.1, Tablo 6.3.3 ve Tablo 6.3.5'de verilmiştir. Karşılaştırmalarda en büyük fark, AAA algoritmasında, 15 MV'de, $1 \times 1 \text{ cm}^2$ alanda, akciğer–kemik–akciğer–doku heterojen fantomunda $\%8$ olarak gözlemlenmiştir. AXB algoritması hesaplaması ile ölçümler arasındaki en büyük fark 10 MV ve 15 MV'de, $1 \times 1 \text{ cm}^2$ alanda, doku–akciğer–doku fantomunda $\%5$ olarak görülmüştür.

Bütün enerjilerde, alan boyutu ve yoğunluk azaldıkça, düşük yoğunluk bölgelerindeki dozlarda belirgin düşüşler gözlemlenmiştir. Alan arttıkça doz düşüşündeki hız azalmıştır. Bu sonucun nedeni, küçük alan ölçümlerinde, yoğunluk farkının ikincil elektron oluşumu ve absorpsiyonda meydana getirdiği değişikliklerdir.

Ayrıca, film ölçümleri ve TPS hesaplamaları arasındaki genel uyum, gama index analizi ile absolute doz karşılaştırma yöntemi kullanılarak incelenmiştir. Hesap

ve ölçüm değerleri arasındaki geçme kriteri %3 DD ve 3 mm DTA için %95 ve üstü olarak belirlenmiştir.

Yapılan gama analizlerinde, en düşük uyum hem homojen hem de heterojen fantomlar için 1x1 cm² alan boyutu ve 15 MV foton enerjisinde görülmüştür.

Homojen fantomlarda yapılan gama analizi incelemelerinde en düşük uyumlar;

- i. RW3 fantomu için, d_{max} derinliğindeki profil ölçümlerinde AAA algoritması için %96, AXB algoritması için %97; 5 cm derinliğindeki profil ölçümlerinde ise AAA algoritması için %96.5, AXB algoritması için %97.4; PDD karşılaştırmalarında AAA algoritması için %96, AXB algoritması için %97 bulunmuştur.
- ii. Akciğer fantomu için, d_{max} derinliğindeki profil ölçümlerinde AAA algoritması için %96, AXB algoritması için %98; 5 cm derinliğindeki profil ölçümlerinde ise AAA algoritması için %96.2, AXB algoritması için %97; PDD karşılaştırmalarında AAA algoritması için %95.6, AXB algoritması için %96.5 bulunmuştur.
- iii. Kemik fantomu için, d_{max} derinliğindeki profil ölçümlerinde AAA algoritması için %96.2, AXB algoritması için %97; 5 cm derinliğindeki profil ölçümlerinde ise AAA algoritması için %96, AXB algoritması için %97; PDD karşılaştırmalarında AAA algoritması için %96.2, AXB algoritması için %97 bulunmuştur.

Detaylı sonuçlar Tablo 6.1.2, Tablo 6.1.4 ve Tablo 6.2.2’de verilmiştir.

Heterojen fantomlarda yapılan PDD gama analizi incelemelerinde en düşük uyumlar;

- i. Akciğer-kemik-akciğer-doku fantomunda AAA algoritması için %95, AXB algoritması için %96 bulunmuştur.
- ii. Doku-akciğer-doku fantomunda AAA algoritması için %94, AXB algoritması için %94 bulunmuştur.

- iii. Doku-kemik-doku fantomunda AAA algoritması için %95, AXB algoritması için %96,7 bulunmuştur.

Detaylı sonuçlar Tablo 6.3.2, Tablo 6.3.4 ve Tablo 6.3.6'da verilmiştir.

Stathakis ve et al (54) tarafından yapılan çalışmada Varian NovalisTX cihazında homojen ve heterojen ortamlarda tek alan işinlamalarının AXB, MC, CCCS ve AAA doz hesaplama algoritmaları karşılaştırılmıştır. MC doz hesaplama algoritması için EGSnrc\BEAMnrc and EGSnrc\DOSXYZnrc verileri kullanılarak 6 MV enerji de alan 100 SSD de ve (1x1, 2x2, 3x3, 4x4, 6x6, 8x8 ve 10x10 cm²) alan boyutlarında simüle edilmiştir. TPS'de simülasyonlar ve hesaplamalar için akciğer hava ve kemik fantomlar kullanılmıştır. Homojen fantomda açık alan testleri, MC ile tüm doz hesaplama algoritmaları arasında uyum göstermiştir. Heterojen fantomlarda AXB ve CCCS doz hesaplama algoritmaların akciğer ve kemik arasında \pm %2 sapma, AAA doz hesaplama algoritmasında yaklaşık \pm % 5 olduğunu, heterojen fantomların ara yüzeylerinde yoğunluk farklılıklarından dolayı tüm hesaplama algoritmaları karşılaştırıldığında, AAA ile MC arasında büyük farklılıklar olduğunu, MC ile AXB' yi karşılaştırdıklarında ise, CCCS ve AAA'ya göre daha iyi sonuç verdiği gözlemlenmiştir. TPS'de AXB nin AAA göre daha iyi sonuçlar verdiği yaptıkları çalışmada belirtilmiştir. Bu tez çalışmasında kullanılan heterojen fantomlarda alınan ölçüm sonuçlarında akciğer-kemik-akciğer-doku fantom düzeneğinde 15 MV'de 1x1 cm² alanda \pm % 8 AAA doz hesaplama algoritmasında doku-akciğer-doku fantom düzeneğinde 15 MV'de 1x1 cm², \pm % 4 AXB doz hesaplama algoritmasında görülmüştür. Tez çalışmamızdaki yapmış olduğumuz ölçümler ile bu sonuçlar benzerlik göstermiştir.

Emma ve et al (55) yaptıkları çalışmada akciğer tümörlerinde SBRT de doz hesaplama algoritmaları AAA ve AXB ile MC yöntemiyle hesaplanan hedef doz dağılımlarındaki farklılıklar araştırılmıştır. Akciğer kanseri SBRT'si için yirmi konvansiyonel 3D plan seçilmiştir. AAA, AXB ve MC doz hesaplama algoritmaları kullanılarak gerçekleştirilmiştir. AAA, AXB ve MC'ya kıyasla PTV dozunu sistematik olarak fazla hesapladığını ve hesaplanan dozlar arasındaki farklar sırası ile AXB, AAA ve MC \pm % 8, \pm % 10 ve \pm % 5 olarak bulunmuştur. Tez çalışmamızda

AAA doz hesaplama algoritması ile AXB algoritmasından daha fazla hesaplandığı gözlemlenmiş ve bu sonuçlar literatürle uyumludur.

Jones ve et al. (56) tarafından yapılan çalışmada küçük alanların heterojen alanlar üzerindeki etkisi araştırılmıştır. 6, 15 ve 24 MV ışınları EGSnrc Monte Carlo kodunu kullanılarak modellenmiş ve nokta kaynak ışınları 0.5, 1.0, 3.0, 5.0 ve 10 cm² dairesel alan boyutlarında SSD 100 cm de bir su fantomunda simüle edilmiştir. Fantomda 3 ila 6 cm arasında 3 cm kalınlığında homojen olmayan farklı bir yoğunluklu madde akciğer dokusunun içerisine dahil edilmiştir. Derin doz eğrileri ve profiller homojen olmama durumunda ışın boyutu ve yoğunluk ile karşılaştırılmıştır. MC simülasyonları, küçük alanlar için, yanal elektronik dengesizlik nedeniyle düşük yoğunluklu ortam varlığında belirgin bir doz azalması olduğunu belirlemiştir. Yoğunluk ve alan boyutu arttıkça doz düşüşünün daha az belirgin olduğunu gözlemlenmiştir. Tez çalışmamızda bulunan heterojen fantomda ölçüm sonuçları arasındaki farklar ile karşılaştırıldığında alanlar büyüdükçe hesaplatılan algoritmaya bağlı olarak nokta doz değerlerinin azaldığı literatürle uyumlu olarak gözlemlenmiştir.

Verma et al. (57) yaptıkları çalışmada The Dynamic Thorax Phantom (CIRS model 008A) içerisinde akciğer dokusuna eşdeğer olmayan heterojen bir tümör yerleştirilerek 4 farklı doz hesaplama algoritmasının doğruluğu Gafkromik film ile karşılaştırılmıştır. CIRS toraks fantomunda akciğerin orta kısmına, racemosa ağaç parçası kullanarak silindirik homojen olmayan yapıyı yerleştirip bu yapının üç farklı yüzeyine Gafkromik film konulmuştur. CIRS toraks fantomu, konvolüsyon (CON), süperpozisyon (SP), hızlı SP (FSP) ve X-ışını voksel Monte Carlo (XVMC) algoritmaları kullanılarak 6 MV enerjide 2x2, 3x3, 4x4, 5x5 ve 8x8 cm² alanlarda planlar oluşturulmuştur. XVMC algoritması Gafkromik film ölçüm sonuçları ile karşılaştırıldığında 3x3 cm² alan dışındaki tüm alan boyutlarında maksimum fark \pm % 2.2 bulunmuştur. SP algoritmasında ise akciğerin merkezinde \pm % 5.7, ahşap homojensizliğinde ise 2x2 cm'lik alanda \pm % 6'ya kadar fark gözlemlenmiştir. CON dışında, proksimalden tümörün merkezi yüzeyine kadar olan dozda artış ve 2x2 ile 4x4 cm² alan boyutu için merkezden yüzeye kadar doz hatası olduğunu belirtmiştir. Filmde ölçülen yüzde derin dozun 2x2 ile 3x3 cm² alan büyüklükleri arasında

değişiklikte $\pm \% 8$ sapma bulunduğunu, ancak ardışık alan boyutları için $3 \times 3 \text{ cm}^2$ den daha büyük alanlarda bu farkın daha az olduğunu belirtmiştir. Dört algoritmadan XVMC ölçülen verilerle tutarlı sonuç bulunmuştur. Tez çalışmamızda kullanılan heterojen fantomda Gafkromik film ölçüm dataları karşılaştırıldığında Eclipse TPS'de AXB algoritmasının $\pm \% 4,7$ maksimum sapma, AAA ise $\pm \% 8$ sapma gözlemlenerek literatürle uyumlu bulunmuştur.

Rose ve et al (58) yaptıkları çalışmada yumuşak doku fantomu ve akciğer fantomu kullanarak yüzde derin doz (PDD) araştırılmıştır. PDD eğrileri deneysel olarak LiF: Mg, Ti (TLD-100) termolüminesan dedektör kullanılarak ve Eclipse tedavi planlama sistemi algoritmalarının Batho, modifiye Batho (M-Batho veya BMod), TAR eşdeğeri (E-TAR veya EQTAR), AAA, algoritmalarında 15MV enerjide ve 1×1 , 2×2 , 5×5 ve $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alan boyutlarında elde edilmiştir. Monte Carlo simülasyonları, EGSnrc'nin DOSRZnrc kullanıcı kodu kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Deney sonuçlarının, ışınlanan tüm alan boyutları için Monte Carlo simülasyonları ile uyumlu olduğunu ortaya konmuştur. Monte Carlo hesaplama algoritması ile diğer algoritmalar karşılaştırıldığında, en iyi PDD eğrileri AAA algoritmasında elde edilmiştir. Bununla birlikte, AAA algoritması 1×1 ve $2 \times 2 \text{ cm}^2$ alan boyutları için akciğerdeki PDD değerlerini doğru olarak tahmin edemeyeceği belirtilmiştir. AAA algoritması ile hesaplanan 1×1 ve $2 \times 2 \text{ cm}^2$ alan boyutları için yumuşak doku / akciğer arayüzüne yakın yerde, akciğerde yaklaşık $\% 40$ ve $\% 20$ 'lik bir doz aşımı gözlemlenmiş ve Monte Carlo sonuçları ile Batho, modifiye Batho ve TAR eşdeğeri algoritmalar için akciğer bölgesinde $1 \times 1 \text{ cm}^2$ alan için $\% 100$ farklı bulunduğunu kanıtlamıştır. Bu çalışmada, küçük alan ve heterojenite içeren durumlarda Eclipse tedavi planlama sisteminin heterojen düzeltme algoritmaları E-TAR, Batho, M-Batho ve AAA kullanırken dikkat edilmesi gerektiğini belirtmişlerdir. Yaptığımız çalışma literatürle karşılaştırıldığında heterojen fantom ile alınan PDD ölçümleri AAA algoritmasının hesapladığı veriler ile kıyaslandığında $\pm \% 8,5$ kadar fark bulunmuştur. Bu sonuçlar literatürle uyumludur.

8. SONUÇ

Küçük foton alanları, küçük tümör hacimlerine kısa zamanda yüksek doz uygulanması esasına dayalı olan SRS tedavilerinde sıklıkla kullanılmaktadır. SRS tedavilerinin doğru bir şekilde planlanması, tedavi planlama sistemine girilen dozimetrik parametrelerin doğru olarak ölçülmesine bağlıdır. Tedavi planlama sisteminde elde edilen doz dağılımlarının kalite kontrolü için uygun ölçüm cihazlarının seçilmesi gerekmektedir. Yapılan çalışmalara ve tez çalışmamızdaki sonuçlarımıza bakıldığında küçük foton alanlarında özellikle heterojen ortamlarda hesaplama algoritmalarının seçimi büyük farklılıklara yol açabilmektedir. Çalışmamızda, TPS de kullanılan AXB ve AAA hesaplama algoritmalarının küçük alanlar için homojen ve heterojen ortamlardaki doz dağılımlarının doğruluğu Gafkromik EBT3 film kullanılarak araştırılmıştır. Sonuç olarak, AXB algoritmasının Sterotaktik Radyocerrahi tedavilerinde hem homojen hem de heterojen ortamda AAA algoritmasından daha doğru sonuçlar verdiği görülmüştür.

9. KAYNAKLAR

1. Alfonso R, Andreo P, Capote R, Saiful Huq M, Kilby W, Kjäll P, et al. A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields. *Med Phys.* 2008;35(11):5179-86.
2. Das IJ, Ding GX, Ahnesjö A. Small fields Nonequilibrium radiation dosimetry. [Med Phys.](#) 2008 Jan;35(1):206-15.
3. Cranmer-Sargison G1, Charles PH, Trapp JV, Thwaites DI. A methodological approach to reporting corrected small field relative. *Radiother Oncol.* 2013 Dec;109(3):350-5.
4. Jaffray DA, Battista JJ, Fenster A, Munro P. X-ray sources of medical linear accelerators: focal and extra-focal radiation. *Med Phys.* 1993 Sep-Oct;20(5):1417-27.
5. Wang LL, Leszczynski K. Estimation of the focal spot size and shape for a medical linear accelerator by Monte Carlo simulation. *Med Phys.* 2007 Feb;34(2):485-8.
6. Treuer H, Boesecke R, Schlegel W, Hartmann GH, Muller RP, Sturm V. The source-density function: determination from measured lateral dose distributions and use for convolution dosimetry. *Physics in Medicine & Biology*, 1999 Volume 38, Number 12.
7. Charles PH, Cranmer-Sargison G, Thwaites DI, Crowe SB, Kairn T, Knight RT, et al. A practical and theoretical definition of very small field size for radiotherapy output factor measurements. *Med Phys.* 2014 Apr;41(4):041707.
8. Caprile P, Hartmann GH. Development and validation of a beam model applicable to small fields. *Phys. Med. Biol.* 54 (2009) 3257–326.
9. Li XA, Soubra M, Szanto J, Gerig LH. Lateral electron equilibrium and electron contamination in measurements of head-scatter factors using miniphantoms and brass caps. *Med Phys.* 1995 Jul;22(7):1167-70.

10. Bouchard H, Seuntjens J, Carrier JF, Kawrakow I. Ionization chamber gradient effects in nonstandard beam configurations. *Med Phys*. 2009 Oct;36(10):4654-63.
11. Sánchez-Doblado F, Hartmann GH, Pena J, Roselló JV, Russiello G, Gonzalez-Castaño DM. A new method for output factor determination in MLC shaped narrow beams. *Phys Med*. 2007 Jun;23(2):58-66. Epub 2007 May 2.
12. Ding GX, Ding F. Beam characteristics and stopping-power ratios of small radiosurgery photon beams. *Phys Med Biol*. 2012 Sep 7;57(17):5509-21.
13. Scott AJ, Kumar S, Nahum AE, Fenwick JD. Characterizing the influence of detector density on dosimeter response in non-equilibrium small photon fields. *Phys Med Biol*. 2012 Jul 21;57(14):4461-76.
14. Fenwick JD, Kumar S, Scott AJ, Nahum AE. Using cavity theory to describe the dependence on detector density of dosimeter response in non-equilibrium small fields. *Phys Med Biol*. 2013 May 7;58(9):2901-23.
15. Wu A, Zwicker RD, Kalend AM, Zheng Z. Comments on dose measurements for a narrow beam in radiosurgery. *Med Phys*. 1993 May-Jun;20(3):777-9.
16. Eklund K, Ahnesjö A. Fast modelling of spectra and stopping-power ratios using differentiated fluence pencil kernels. *Phys Med Biol*. 2008 Aug 21;53(16):4231-47.
17. Scott AJ, Nahum AE, Fenwick JD. Using a Monte Carlo model to predict dosimetric properties of small radiotherapy photon fields. *Med Phys*. 2008 Oct;35(10):4671-84.
18. García-Vicente F, Delgado JM, Peraza C. Experimental determination of the convolution kernel for the study of the spatial response of a detector. *Med Phys*. 1998 Feb;25(2):202-7.

19. Beddar AS, Mason DJ, O'Brien PF. Absorbed dose perturbation caused by diodes for small field photon dosimetry. *Med Phys*. 1994 Jul;21(7):1075-9.
20. Dawson DJ, Harper JM, Akinradewo AC. Analysis of physical parameters associated with the measurement of high-energy x-ray penumbra. *Med Phys*. 1984 Jul-Aug;11(4):491-7.
21. Dawson DJ, Schroeder NJ, Hoya JD. Penumbra measurements in water for high-energy x rays. *Med Phys*. 1986 Jan-Feb;13(1):101-4.
22. Cranmer-Sargison G, Weston S, Evans JA, Sidhu NP, Thwaites DI. Monte Carlo modelling of diode detectors for small field MV photon dosimetry: detector model simplification and the sensitivity of correction factors to source parameterization. *Phys Med Biol*. 2012 Aug 21;57(16):5141-53.
23. Bassinet C, Huet C, Derreumaux S, Brunet G, Chéa M, Baumann M, Lacornerie T, et al. Small fields output factors measurements and correction factors determination for several detectors for a CyberKnife® and linear accelerators equipped with microMLC and circular cones. *Med Phys*. 2013 Jul;40(7):071725.
24. Benmakhlouf H, Sempau J, Andreo P. Output correction factors for nine small field detectors in 6 MV radiation therapy photon beams: a PENELOPE Monte Carlo study. *Med Phys*. 2014 Apr;41(4):041711.
25. Pappas E, Maris TG, Zacharopoulou F, and Papadakis A. Small SRS photon field profile dosimetry performed using a PinPoint air ion chamber, a diamond detector, a novel silicon-diode array (DOSI), and polymer gel dosimetry. Analysis and intercomparison. *Radiation therapy physics*, 22 September 2008 1.2977829.
26. Johns HE, Darby EK. The Distribution of Radiation near The Geometrical Edge of an X-RAY Beam, March 1950 VOL. XXIII, No. 267.

27. Yin Z, Hugtenburg RP, Beddoe AH. Response corrections for solid-state detectors in megavoltage photon dosimetry. *Phys Med Biol.* 2004 Aug 21;49(16):3691-702.
28. Lanchun L. Dose calculation algorithms in external beam photon radiation therapy. *International Journal of Cancer Therapy and Oncology* Published Online November 22, 2013.
29. Sánchez-Doblado F, Hartmann GH, Pena J, Roselló JV, Russiello G, Gonzalez-Castano DM. A new method for output factor determination in MLC shaped narrow beams. *Phys Med.* 2007 Jun;23(2):58-66.
30. Beddar S, Beaulieu L, Scintillation Dosimetry. *Small Field and Radiosurgery Dosimetry*, p.113-2016.
31. Sievinen J, Ulmer W, Kaissl W. AAA photon dose calculation model in Eclipse. Palo Alto Varian Med Syst. 2005;Varian doc:1–23.
32. Faiz MK. *The Physics Of Radiation Therapy, The, 4th Edition.* Lippincott Williams & Wilkins Company, USA, 2010.
33. Gagne M, Zavgorodni, S. Evaluation Of The Analytical Anisotropic Algorithm In An Extreme Water-Lung Interface Phantom Using Monte Carlo Dose Calculations. *Journal Of Applied Clinical Medical Physics.* 2007, Volume 8, Number 1, Winter 2007.
34. E. Nilsson. Evaluation Of The Analytical Anisotropic Algorithm (AAA) In Lung Tumours For 6 MV Photon Energy. Master Of Science Thesis In Radiation Physics, Department Of Radiation Phycis, Göteborg University, January 2009.
35. A. Josefsson. Evaluation Of The Anisotropic Analytical Algorithm (AAA) For 6 MV Photon Energy. Master Degree Thesis In Radiation Physics, Department Of Radiation Phycis, Göteborg University, January 2008.

36. PTW Small Field Dosimetry Application Guide. http://www.ptw.de/small_field_dosimetry.html, Erişim Tarihi 07 Mayıs 2018.
37. S. Cilla, L. Grimaldi, G. D’Onofrio, P. Viola, M. Craus, L. Azario, A.Morganti, A. Piermattei. Portal Dose Measurements By A 2D Array. *Physica Medica* 2007; 23: 25-32.
38. E. Spezi, A. L. Angellini, F. Romani, A. Ferri. Characterization Of A 2D Ion Chamber Array For The Verification Of Radiotherapy Treatments. *Phys. Med. Biol.* 2005; 50: 3361-3373.
39. D. A. Low, W. B. Harms, S. Mutic, J. A. Purdy. A Technique For The Quantitative Evaluation Of Dose Distributions. *Med. Phys.* 1998; 25. 656-661.
40. T. Depuydt, A. V. Esch, D. P. Huyskens. A Quantitative Evaluation Of IMRT Dose Distributions: Refinement And Clinical Assessment Of The Gamma Evaluation. *Radiotherapy And Oncology* 2002; 62: 309-319.
41. Kielar KN, 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.* 2012;39(10):6360–71.
42. <https://www.varian.com/oncology/products/software/treatmentplanning/eclipse> Erişim tarihi: 04.05.2018.
43. <https://www.varian.com/oncology/products/software/treatment-planning/eclipse-treatment-planning-system> Erişim Tarihi 04.05.2018.
44. Niroomand RA, Blackwell CB, Coursey MB, Gall KP, Galvin JM, William L et al. Radiochromic film dosimetry: Recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55, 28 October 1998, S0094-2405-98:00211-9.

45. Casanova Borca V, Pasquino M, Russo G, Grosso P, Cante D, Sciacero P, et al. Dosimetric characterization and use of GAFCHROMIC EBT3 film for IMRT dose verification. *J Appl Clin Med Phys*. 2013;14(2):4111.
46. Massillon G, Sou-Tung CT, Ivan M, Maria FC. Energy Dependence of the New Gafchromic EBT3 Film: Dose Response Curves for 50 kV, 6 and 15 MV X-Ray Beams. , *International Journal of Medical Physics, Clinical Engineering and Radiation Oncology*, 2012; 1: 60-65.
47. Battum LJ, Hoffmans D, Piersma H, Heukelom S. Accurate dosimetry with Gafchromic™ EBT film of a 6 MV photon beam in water: What level is achievable? *Medical Physics*, 2008;35(2):704-16.
48. Girard F, Bouchard H, Lacroix F. Reference dosimetry using radiochromic film. *Journal of applied Clinical medical physics*, 2013;8;(6):3994.
49. <https://www.epson.com.tr/products/scanners/business-scanners/epsonexpression-11000xl#manuals> Erişim tarihi: 04.04.2018.
50. <https://www.sunnuclear.com/solutions/patientqa/mapcheck> Erişim Tarihi: 05.03.2018.
51. <http://www.meditel.com.tr/urunler/radyoterapi-diger-urunler/radyoterapi/ptw/fantom> Erişim Tarihi: 05.05.2018.
52. <http://duplas.com.tr/mantar-nedir> Erişim Tarihi: 05.03.2017.
53. https://www.smooth-on.com/tb/files/Smooth-Cast_385.pdf
Erişim Tarihi: 05.05.2017.
54. Sotirios S, Carlos E, Luis Vazquez Quino, Pamela M, Oscar C, et al. Accuracy of the Small Field Dosimetry Using the Acuros XB Dose Calculation Algorithm within and beyond Heterogeneous Media for 6 MV Photon Beams *International Journal of Medical Physics, Clinical Engineering and Radiation Oncology*, 2012; 1: 78-87.

55. Hedin E, Roumiana C, Anna B. Implementation of Acuros XB in Treatment Planning of SBRT of Lung Cancer. *Ann Radiat Ther Oncol* 2017;1(1):1009.
56. Das IJ, Downes MB, Kassae A, Tochner Z. Choice of Radiation Detector in Dosimetry of Stereotactic Radiosurgery–Radiotherapy December 2000, Volume 3, Issue 4, pp 177–186.
57. Verma TR, Painuly NK, Mishra SP, Singh N, Bhatt M, Jamal N, et al. Evaluation of dose calculation accuracy of various algorithms in lung equivalent inhomogeneity: Comparison of calculated data with Gafchromic film measured results. *J Can Res Ther* 2017;13:1007-14.
58. Rosa LAR, Cardoso SC, Campos LT, Alves VGL, Batista DVS, Facure A. Percentage depth dose evaluation in heterogeneous media using thermoluminescent dosimetry. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*. 2010; 11(1): 117-127.

10. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

ADI	Gülcihan	SOYADI	CÖDEL
------------	----------	---------------	-------

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Doktora/Uzmanlık		
Yüksek Lisans		
Lisans	Kahramanmaraş Sütçü İmam Üniversitesi Fen-Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümü	2010
Lise	Yab. Dil. Ağr. Atatürk Lisesi	2006

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1.Stajer Medikal Fizikçi	Liv Hospital Radiation Medicine Centre Ltd /GE	2018- Aktif
2. Radyoterapi Teknikeri	Liv Hospital Radiation Medicine Centre Ltd /GE	2017-2018
3.Medikal Fizik Stajı	Medipol Mega Üniversite Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü / İstanbul	2015-2017

4.Radyoterapi Teknikeri	Liv Hospital ULUS / İstanbul	2012-2015
5. Zorunlu Staj	Acıbadem Maslak /Kozyatağı Hastaneleri / İstanbul	2010-2012
5. Yaz Stajı	Kahramanmaraş Devlet Hastanesi Radyoloji Bölümü / Kahramanmaraş	2009-2ay

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*
İyi	İyi	iyi	

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
ALES Puanı	71,34	68,65	59,62
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
Windows, Mac OS	İyi
MS Office (Word, Excel, PowerPoint)	İyi
Apple iWork	İyi

