



T.C.

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**KÜÇÜK ALANLARIN DOZİMETRİK
PARAMETRELERİNİN GAFKROMİK FİLM İLE
ÖLÇÜLMESİ**

GÜL TAŞKIN

SAĞLIK FİZİĞİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Doç.Dr. HİLAL ACAR DEMİR

İSTANBUL-2020

İTHAF

Aileme ithaf ediyorum...



TEŞEKKÜR

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

Yüksek lisans eğitimin süresinde her türlü yardım ve desteğini bizlerden esirgemeyen Sayın Doç. Dr. Dilek ÜNAL'a, Sayın Uzm. Dr. Mehmet Faik ÇETİNDAG ve Dr. Öğr. Üyesi Ömer YAZICI'ya,

Yüksek lisans eğitimi süresince tecrübeleriyle bizlere yardımcı olan, sorularımıza güler yüze cevap veren, desteklerini esirgemeyen Medikal Fizik Uzmanı Erhan DİŐÇİ, Mine DOYURAN ZUBAROĞLU, Esra SERİN, Pelin ÇETİN, Gülhan ÇAVDAR ve Yaprak Erözmen'e

Yüksek lisans öğrencisi arkadaşlarım, Ayşenur UĞUZ, Volkan COŐKUN, Ebru DEMİR ve Gökhan POYRAZ'a,

Başta Yasin CEYLAN, Mert Süheyl BAĞCI, Kübra KARAKOÇ ve Yiğit Can KOÇLUSOY olmak üzere tüm Medipol Üniversite Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü çalışanlarına,

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

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

TEZ ONAY FORMU	i
BEYAN	ii
İTHAF	iii
TEŞEKKÜR	iv
KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ	vii
TABLolar LİSTESİ	viii
ŞEKİLLER LİSTESİ	xii
RESİMLER LİSTESİ	xxi
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 Kaybı	6
4.1.2. Hacim Ortalaması Etkisi	7
4.1.3. Fokal Spot Boyutunun Etkisi	10
4.1.4. Radyasyon Kaynağı Boyutunun Etkisi	11
4.2. Tedavi Planlama Sistemleri (TPS).....	12
4.3. Doz Hesaplama Algoritmaları.....	14
4.3.1. Model Tabanlı Algoritmalar	14
4.3.2. Doğrudan Monte Carlo Tabanlı Algoritmalar.....	15
4.3.3. Anizotropik Analitik Algoritması (AAA).....	16
4.3.4. Acuros XB Doz Hesaplama Algoritması	17
4.4. Film Dozimetrisi	18
4.5. Gamma Analizi	19
5. MATERYAL VE METOT	21
5.1. Araç ve Gereçler	21
5.1.1.Philips Brilliance Big Bore Bilgisayarlı Tomografi Cihazı.....	22
5.1.2. Varian TrueBeam STx 2.0 Linear Hızlandırıcı.....	22
5.1.3. Eclipse™ Tedavi Planlama Sistemi	24

5.1.4. GafChromic™ EBT3 Film Dozimetre.....	24
5.1.5. EPSON Expression 1100 XL Scanner	25
5.1.6. PTW RW3 Katı Su Fantomu	26
5.1.7. PTW 30013 Farmer İyon Odası	27
5.1.8. IBA DOSE-1 Elektrometre	27
5.1.9. SNC Patient™ Software	28
5.2. YÖNTEM.....	28
5.2.1.Katı Su Fantomlarının Bilgisayarlı Tomografide Görüntülerinin Elde Edilmesi.....	29
5.2.2. Eclipse Tedavi Planlama Sisteminde Planların Oluşturulması.....	29
5.2.3. Işınlama Öncesi Yapılan Dozimetrik ve Mekanik Kontroller.....	31
5.2.4.Gafkromik EBT3 Filmlerinin Kalibrasyon ve Işınlamak İçin Hazırlanması.....	32
5.2.5. Film Kalibrasyon Eğrilerinin Oluşturulması.....	33
5.2.5.Eclipse Tedavi Planlama Sisteminde Hazırlanan Planların Uygulanması.....	35
5.2.6. Işınlanan Plan Filmlerinin Değerlendirilmesi	37
6. BULGULAR.....	38
6.1. PDD Işınlamalarında ve Hesaplamalarında Elde Edilen Bulgular....	38
6.1.1. 6MV PDD Bulguları	38
6.1.2. 6FFF PDD Bulguları.....	42
6.1.3. 10 MV PDD Bulguları	45
6.1.4. 10FFF PDD Bulguları.....	49
6.2. Profil Işınlamalarında ve Hesaplamalarında Elde Edilen Bulgular.....	52
6.2.1. 6MV dmax (1,5cm) derinlik için elde edilen bulgular	52
6.2.2. 6MV 5 cm derinlik için elde edilen bulgular.....	56
6.2.3. 6MV 10 cm derinlik için elde edilen bulgular.....	60
6.2.4. 6FFF dmax (1,4 cm) derinlik için elde edilen bulgular	63
6.2.5. 6FFF 5 cm derinlik için elde edilen bulgular	67
6.2.6. 6FFF 10 cm derinlik için elde edilen bulgular	70
6.2.7. 10MV dmax (2.5 cm) derinlik için elde edilen bulgular.....	74
6.2.8. 10MV 5 cm derinlik için elde edilen bulgular	77
6.2.9. 10MV 10 cm derinlik için elde edilen bulgular	81
6.2.10. 10FFF dmax (2.4 cm) derinlik için elde edilen bulgular.....	84

6.2.11. 10FFF 5 cm derinlik için elde edilen bulgular	88
6.2.12 . 10FFF 10 cm derinlik için elde edilen bulgular	91
6.3. Output Işınlamalarında ve Hesaplamalarında Elde Edilen Bulgular.....	95
6.3.1. 6MV output ölçüm sonuçları	95
6.3.2. 6FFF output ölçüm sonuçları	96
6.3.3. 10MV output ölçüm sonuçları	99
6.3.4. 10FFF output ölçüm sonuçları	100
7. TARTIŞMA	102
8. SONUÇ.....	109
9. KAYNAKLAR	110
10. ETİK KURULU ONAYI.....	116
11. ÖZGEÇMİŞ.....	120

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

IAEA: Uluslararası Atom Enerji Ajansı

IPEM: Institute of Physics and Engineering in Medicine

LEE: Lateral elektronik denge

LBTE: Lineer Boltzmann Taşıma Eşitliği

LINAC: 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 6.1.1.1. 6 MV enerji, EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan PDD rölâtif doz gamma analizleri.....	41
Tablo 6.1.2.1. 6FFF enerji, EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan PDD rölâtif doz gamma analizleri.....	45
Tablo 6.1.3.1. 10MV enerji, EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan PDD rölâtif doz gamma analizleri.....	48
Tablo 6.1.4.1. 10FFF enerji, EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan PDD rölâtif doz gamma analizleri.....	52
Tablo 6.2.1.1. 6MV enerji dmax' ta ölçülen EBT3 film, AAA, AXB Dm ve AXB Dw algoritmalarında hesaplatılan profil rölâtif doz gamma analizleri.....	56
Tablo 6.2.2.1. 6MV enerji 5 cm de ölçülen EBT3 film, AAA, AXB Dm ve AXB Dw algoritmalarında hesaplatılan profil rölâtif doz gamma analizleri.....	59
Tablo 6.2.3.1. 6MV enerji 10 cm de ölçülen EBT3 film, AAA, AXB Dm ve AXB Dw algoritmalarında hesaplatılan profil rölâtif doz gamma analizleri.....	63
Tablo 6.2.4.1. 6FFF enerji dmax derinliğinde ölçülen EBT3 film, AAA, AXB Dm ve AXB Dw algoritmalarında hesaplatılan profil rölâtif doz gamma analizleri.....	66
Tablo 6.2.5.1. 6FFF enerji 5 cm derinlikte ölçülen EBT3 film, AAA, AXB Dm ve AXB Dw algoritmalarında hesaplatılan profil rölâtif doz gamma analizleri.....	70
Tablo 6.2.6.1. 6FFF enerji 10 cm derinlikte ölçülen EBT3 film, AAA, AXB Dm ve AXB Dw algoritmalarında hesaplatılan profil rölâtif doz gamma analizleri.....	73
Tablo 2.7.1. 10MV enerji dmax' ta ölçülen EBT3 film, AAA, AXB Dm ve AXB Dw algoritmalarında hesaplatılan profil rölâtif doz gamma analizleri.....	77
Tablo 6.2..8.1. 10MV enerji 5 cm de ölçülen EBT3 film, AAA, AXB Dm ve AXB Dw algoritmalarında hesaplatılan profil rölâtif doz gamma analizleri.....	80

Tablo 6.2.9.1. 10MV enerji 10 cm de ölçülen EBT3 film, AAA, AXB Dm ve AXB Dw algoritmalarında hesaplatılan profil rölatif doz gamma analizleri.....	84
Tablo 6.2.10.1. 10FFF enerji dmax' ta ölçülen EBT3 film, AAA, AXB Dm ve AXB Dw algoritmalarında hesaplatılan profil rölatif doz gamma analizleri.....	87
Tablo 6.2.11.1. 10FFF enerji 5 cm de ölçülen EBT3 film, AAA, AXB Dm ve AXB Dw algoritmalarında hesaplatılan profil rölatif doz gamma analizleri.....	91
Tablo 6.2.12.1. 10FFF enerji 10 cm derinlikte ölçülen EBT3 film, AAA, AXB Dm ve AXB Dw algoritmalarında hesaplatılan profil rölatif doz gama analizleri.....	94
Tablo 6.3.1.1. 6 MV için EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm ve AXB Dw algoritmalarında hesaplatılan doz verim ölçüm verileri ve yüzdeler farkları.....	95
Tablo 6.3.1.2. 6 MV için EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm ve AXB Dw algoritmalarında hesaplatılan doz verim değerlerini 10x10 cm ² alan boyutuna normalize edilerek elde edilen doz verim faktörü değerleri	95
Tablo 6.3.2.1. 6FFF için EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm ve AXB Dw algoritmalarında hesaplatılan doz verim ölçüm verileri ve yüzdeler farkları.....	96
Tablo 6.3.2.2. 6FFF için EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm ve AXB Dw algoritmalarında hesaplatılan doz verim değerlerini 10x10 cm ² alan boyutuna normalize edilerek elde edilen doz verim faktörü değerleri.....	97
Tablo 6.3.3.1. 10MV için EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm ve AXB Dw algoritmalarında hesaplatılan doz verim ölçüm verileri ve yüzdeler farkları.....	98
Tablo 6.3.3.2. 10MV için EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm ve AXB Dw algoritmalarında hesaplatılan doz verim değerlerini 10x10 cm ² alan boyutuna normalize edilerek elde edilen doz verim faktörü değerleri.....	98
Tablo 6.3.4.1. 10FFF için EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm ve AXB Dw algoritmalarında hesaplatılan doz verim ölçüm verileri ve yüzdeler farkları.....	99
Tablo 6.3.4.2. 10FFF için EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm ve AXB Dw algoritmalarında hesaplatılan doz verim değerlerini 10x10 cm ² alan boyutuna normalize edilerek elde edilen doz verim faktörü değerleri.....	100

ŞEKİLLER LİSTESİ

Sayfa No

- Şekil 4.1.1.1.** Yüksek enerjili foton ışınlarının merkezi ekseninde 5 cm derinlikte su içinde Monte Carlo simülasyonu ile hesaplanan havadan suya geçiş grafiği.....7
- Şekil 4.1.2.1.** Küçük alanlarda hacim etkisiyle, penumbranın büyük ölçülüp dozun alan kenarına doğru azalışı.....9
- Şekil.4.1.3.1.** Jaffray ve ark yaptıkları fokal spot çalışması.....10
- Şekil 4.1.4.1.** Küçük alan boyutlarında kaynak oklüzyonunun etkisinin görsel gösterimi.....11
- Şekil 4.1.4.2.** Fokal spot büyüklüğünün saçılma faktörleri üzerindeki etkisi.....12
- Şekil 4.5.1.** Gama analizi yönteminin geometrik gösterimi.....20
- Şekil 5.1.4.1.** Gafkromik EBT3 film yapısı.....25
- Şekil 6.1.1.1.** 6MV 0.6 x 0.6 cm² alan boyutunda, EBT3 film ile ölçülen, AAA,AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan PDD grafikleri.....38
- Şekil 6.1.1.2.** 6MV 1x1 cm² alan boyutunda, EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan PDD grafikleri.....39
- Şekil 6.1.1.3.** 6MV 2x2 cm² alan boyutunda, EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan PDD grafikleri.....39
- Şekil 6.1.1.4.** 6MV 3x3 cm² alan boyutunda, EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan PDD grafikleri.....40
- Şekil 6.1.1.5.** 6MV 5x5 cm² alan boyutunda, EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan PDD grafikleri.....40
- Şekil 6.1.1.6.** 6MV 10x10 cm² alan boyutunda, EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan PDD grafikleri.....41

Şekil 6.1.2.1. 6FFF 0.6 x 0.6 cm ² alan boyutunda, EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan PDD grafikleri.....	42
Şekil 6.1.2.2. 6FFF 1x1 cm ² alan boyutunda, EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan PDD grafikleri.....	42
Şekil 6.1.2.3. 6FFF 2x2 cm ² alan boyutunda, EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan PDD grafikleri.....	43
Şekil 6.1.2.4. 6FFF 3x3 cm ² alan boyutunda, EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan PDD grafikleri.....	43
Şekil 6.1.2.5 . 6FFF 5 x 5 cm ² alan boyutunda, EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan PDD grafikleri.....	44
Şekil 6.1.2.6. 6FFF 10x10 cm ² alan boyutunda, EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan PDD grafikleri.....	44
Şekil 6.1.3.1. 10MV 0.6 x 0.6 cm ² alan boyutunda, EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan PDD grafikleri.....	45
Şekil 6.1.3.2. 10MV 1x1cm ² alan boyutunda, EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan PDD grafikleri.....	46
Şekil 6.1.3.3. 10MV 2x2 alan boyutunda, EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan PDD grafikleri.....	46
Şekil 6.1.3.4. 10MV 3x3 cm ² alan boyutunda, EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan PDD grafikleri.....	47
Şekil 6.1.3.5. 10MV 5x5 cm ² alan boyutunda, EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan PDD grafikleri.....	47
Şekil 6.1.3.6. 10MV 10x10 cm ² alan boyutunda, EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan PDD grafikleri.....	48
Şekil 6.1.4.1. 10FFF 0.6 x 0.6 cm ² alan boyutunda, EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan PDD grafikleri.....	49

Şekil 6.1.4.2. 10FFF 1x1 cm ² alan boyutunda, EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan PDD grafikleri.....	49
Şekil 6.1.4.3. 10FFF 2x2 cm ² alan boyutunda, EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan PDD grafikleri.....	50
Şekil 6.1.4.4. 10FFF 3x3 cm ² alan boyutunda, EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan PDD grafikleri.....	50
Şekil 6.1.4.5. 10FFF 5 x5 cm ² alan boyutunda, EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan PDD grafikleri.....	51
Şekil 6.1.4.6. 10FFF 10 x 10 cm ² alan boyutunda, EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan PDD grafikleri.....	51
Şekil 6.2.1.1. 6MV dmax derinliğinde 0.6x0.6 cm ² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri....	52
Şekil 6.2.1.2. 6MV dmax derinliğinde 1x1 cm ² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....	53
Şekil 6.2.1.3. 6MV dmax derinliğinde 2x2 cm ² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....	53
Şekil 6.2.1.4. 6MV dmax derinliğinde 3x3 cm ² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....	54
Şekil 6.2.1.5. 6MV dmax derinliğinde 5x5 cm ² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....	54
Şekil 6.2.1.6. 6MV dmax derinliğinde 10x10 cm ² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....	55
Şekil 6.2.2.1. 6MV 5 cm derinliğinde 0.6x0.6 cm ² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....	56
Şekil 6.2.2.2. 6MV 5 cm derinliğinde 1x1 cm ² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen, AAA,AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....	56

- Şekil 6.2.2.3.** 6MV 5 cm derinliğinde 2x2 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri....57
- Şekil 6.2.2.4.** 6MV 5 cm derinliğinde 3x3 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....57
- Şekil 6.2.2.5.** 6MV 5 cm derinliğinde 5x5 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....58
- Şekil 6.2.2.6.** 6MV 5 cm derinliğinde 10x10 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....58
- Şekil 6.2.3.1.** 6MV 10 cm derinliğinde 0.6x0.6 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....59
- Şekil 6.2.3.2.** 6MV 10 cm derinliğinde 1x1 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....60
- Şekil 6.2.3.3.** 6MV 10 cm derinliğinde 2x2 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....60
- Şekil 6.2.3.4.** 6MV 10 cm derinliğinde 3x3 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA,AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....61
- Şekil 6.2.3.5.** 6MV 10 cm derinliğinde 5x5 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....61
- Şekil 6.2.3.6.** 6MV 10 cm derinliğinde 10x10 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....62
- Şekil 6.2.4.1.** 6FFF dmax derinliğinde 0.6x0.6 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....63
- Şekil 6.2.4.2.** 6FFF dmax derinliğinde 1x1 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA,AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....64
- Şekil 6.2.4.3.** 6FFF dmax derinliğinde 2x2 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....64

Şekil 6.2.4.4. 6FFF dmax derinliğinde 3x3 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....65

Şekil 6.2.4.5. 6FFF dmax derinliğinde 5x5 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....65

Şekil 6.2.4.6. 6FFF dmax derinliğinde 10x10 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....66

Şekil 6.2.5.1. 6FFF 5 cm derinliğinde 0.6x0.6 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....67

Şekil 6.2.5.2. 6FFF 5 cm derinliğinde 1x1 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....67

Şekil 6.2.5.3. 6FFF 5 cm derinliğinde 2x2 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....68

Şekil 6.2.5.4. 6FFF 5 cm derinliğinde 3x3 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....68

Şekil 6.2.5.5. 6FFF 5 cm derinliğinde 5x5 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....69

Şekil 6.2.5.6. 6FFF 5 cm derinliğinde 10x10 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....69

Şekil 6.2.6.1. 6FFF 10 cm derinliğinde 0.6x0.6 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....70

Şekil 6.2.6.2. 6FFF 10 cm derinliğinde 1x1 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....71

Şekil 6.2.6.3. 6FFF 10 cm derinliğinde 2x2 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....71

Şekil 6.2.6.4. 6FFF 10 cm derinliğinde 3x3 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....72

Şekil 6.2.6.5. 6FFF 10 cm derinliğinde $5 \times 5 \text{ cm}^2$ alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....72

Şekil 6.2.6.6. 6FFF 10 cm derinliğinde $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....73

Şekil 6.2.7.1. 10MV dmax derinliğinde $0.6 \times 0.6 \text{ cm}^2$ alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....74

Şekil 6.2.7.2. 10MV dmax derinliğinde $1 \times 1 \text{ cm}^2$ alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....74

Şekil 6.2.7.3. 10MV dmax derinliğinde $2 \times 2 \text{ cm}^2$ alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....75

Şekil 6.2.7.4. 10MV dmax derinliğinde $3 \times 3 \text{ cm}^2$ alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....75

Şekil 6.2.7.5. 10MV dmax derinliğinde $5 \times 5 \text{ cm}^2$ alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....76

Şekil 6.2.7.6. 10MV dmax derinliğinde $10 \times 10 \text{ cm}^2$ alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....76

Şekil 6.2.8.1 10MV 5 cm derinliğinde $0.6 \times 0.6 \text{ cm}^2$ alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....77

Şekil 6.2.8.2. 10MV 5 cm derinliğinde $1 \times 1 \text{ cm}^2$ alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....78

Şekil 6.2.8.3. 10MV 5 cm derinliğinde $2 \times 2 \text{ cm}^2$ alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....78

Şekil 6.2.8.4. 10MV 5 cm derinliğinde $3 \times 3 \text{ cm}^2$ alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....79

Şekil 6.2.8.5. 10MV 5 cm derinliğinde $5 \times 5 \text{ cm}^2$ alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....79

- Şekil 6.2.8.6.** 10MV 5 cm derinliğinde 10x10 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....80
- Şekil 6.2.9.1.** 10MV 10cm derinliğinde 0.6x0.6 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA,AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....81
- Şekil 6.2.9.2.** 10MV 10 cm derinliğinde 1x1 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....81
- Şekil 6.2.9.3.**10MV 10 cm derinliğinde 2x2 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA,AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....82
- Şekil 6.2.9.4.**10MV 10 cm derinliğinde 3x3 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....82
- Şekil 6.2.9.5.**10MV 10 cm derinliğinde 5x5 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....83
- Şekil 6.2.9.6.** 10MV 10 cm derinliğinde 10x10 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....83
- Şekil 6.2.10.1.**10FFF dmax derinliğinde 0.6x0.6 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....84
- Şekil 6.2.10.2.**10FFF dmax derinliğinde 1x1 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....85
- Şekil 6.2.10.3.**10FFF dmax derinliğinde 2x2 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....85
- Şekil 6.2.10.4.** 10FFF dmax derinliğinde 3x3 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....86
- Şekil 6.2.10.5.** 10FFF dmax derinliğinde 5x5 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....86
- Şekil 6.2.10.6.** 10FFF dmax derinliğinde 10x10 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....87

Şekil 6.2.11.1	10FFF 5 cm derinliğinde 0.6x0.6 cm ² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....	88
Şekil 6.2.11.2.	10FFF 5cm derinliğinde 1x1 cm ² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA,AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....	88
Şekil 6.2.11.3.	10FFF 5 cm derinliğinde 2x2 cm ² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....	89
Şekil 6.2.11.4.	10FFF 5 cm derinliğinde 3x3 cm ² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....	89
Şekil 6.2.11.5.	10FFF 5 cm derinliğinde 5x5 cm ² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA,AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....	90
Şekil 6.2.11.6.	10FFF 5 cm derinliğinde 10x10 cm ² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA,AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....	90
Şekil 6.2.12.1.	10FFF 10 cm derinliğinde 0.6x0.6 cm ² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profileğrileri.....	91
Şekil 6.2.12.2.	10FFF 10 cm derinliğinde 1x1 cm ² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....	92
Şekil 6.2.12.3.	10FFF 10 cm derinliğinde 2x2 cm ² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....	92
Şekil 6.2.12.4.	10FFF 10 cm derinliğinde 3x3 cm ² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....	93
Şekil 6.2.12.5.	10FFF 10 cm derinliğinde 5x5 cm ² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....	93
Şekil 6.2.12.6.	10FFF 10 cm derinliğinde 10x10 cm ² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri.....	94
Şekil 6.3.1.1.	6 MV normalize edilmiş doz verimi grafiği.....	96
Şekil 6.3.2.1.	6FFF normalize edilmiş doz verimi grafiği.....	97

Şekil 6.3.3.1. 10MV normalize edilmiş doz verimi grafiği.....99

Şekil 6.3.4.1. 10FFF normalize edilmiş doz verimi grafiği.....100



RESİMLER LİSTESİ

Sayfa No

Resim 5.1.2.1. Varian Truebeam STx 2.0 lineer hızlandırıcı.....	24
Resim5.1.5.1. EPSON Expression 1100 XL Scanner.....	26
Resim 5.1.6.1. RW3 katı su fantomu.....	27
Resim 5.1.7.1. PTW 30013 Farmer İyon Odası.....	27
Resim 5.1.8.1. Çalışmada kullanılan IBA Dose-1 Elektrometre.....	28
Resim5.2.2.1. Profil ve output planları için TPS' e yüklenen BT dataları...30	
Resim5.2.2.2. PDD planları için TPS' e yüklenen BT dataları.....	30
Resim5.2.2.3. Profil için TPS'de hazırlanan plan.....	30
Resim5.2.2.4. Yüzde derin doz için TPS' de hazırlanan plan.....	31
Resim5.2.2.5. Output için TPS' de hazırlanan plan.....	31
Resim 5.2.5.1. 6MV film kalibrasyon eğrisi.....	34
Resim 5.2.5.2. 6FFF film kalibrasyon eğrisi.....	34
Resim 5.2.5.3 10MV film kalibrasyon eğrisi.....	35
Resim 5.2.4.4. 10FFF film kalibrasyon eğrisi.....	35
Resim5.2.5.1. PDD ölçümü için hazırlanan setup.....	36
Resim5.2.5.2. Profil ölçümü için hazırlanan setup.....	36
Resim5.2.5.3. Output ölçümü için hazırlanan setup.....	37

1.ÖZET

KÜÇÜK ALANLARIN DOZİMETRİK PARAMETRELERİNİN GAFKROMİK FİLM İLE ÖLÇÜLMESİ

Küçük alan dozimetrisinde kullanılan hesaplama algoritmaları doğru tedavi planlaması için oldukça önemlidir. Tez çalışmamızda tedavi planlama sistemlerinde Analytical Anisotropic Algorithm (AAA), AcurosXB Dm ve AcurosXB Dw hesaplama algoritmaları kullanılarak 6MV, 6FFF, 10MV, 10FFF enerjilerinde, 0.6x0.6, 1x1, 2x2, 3x3, 5x5, ve 10x10 cm² alan boyutlarında, gantri ve kolimatör açıları 0° , SSS 100 cm olacak şekilde planlar oluşturuldu. Oluşturulan planlar Truebeam STx 2.0 lineer hızlandırıcısında RW3 katı su fantomları ile EBT3 gafkromik filmler kullanılarak ışınlamalar yapıldı. Profil ışınlamaları, herbir enerji için dmax, 5 cm ve 10 cm olmak üzere üç farklı derinlikte yapıldı. Ölçüm ve hesaplamalar sonucunda yapılan rölatif doz gamma analizleri incelendiğinde, profil sonuçlarımızda en düşük uyum 10 cm derinlikte 10FFF enerjisinde 0.6x0.6 cm² alan boyutunda AAA algoritmasında %93.9, yüzde derin doz (PDD) sonuçlarımızda 10FFF enerjisinde 0.6x0.6 cm² alan boyutunda AAA algoritmasında % 93 olarak bulunmuştur. Output ölçümlerinde ise alan merkezinde nokta doz okumaları yapıлып algoritmalarla yüzdelerik farkları hesaplanmış olup, en yüksek fark 6MV foton enerjisinde 0.6x0.6 cm² alan boyutunda AAA algoritmasında %10.69 olarak bulunmuştur. Algoritmalar arasında en büyük fark, profil sonuçlarımızda dmax derinliğinde 10MV enerjide 1x1 cm² alan boyutunda %1.5, yüzde derin doz sonuçlarımızda 10FFF enerjide 5x5 cm² alan boyutunda %2 ve output absolute doz ölçüm sonuçlarımız da ise 6MV enerjide 0.6x0.6 cm² alan boyutunda %10.7 bulunmuştur. Yapılan analizler sonucunda doz profil, yüzde derin doz ve output verileri bize radyasyon alanı küçüldükçe doz hesaplama algoritmasının alınan ölçümlerle uyumunun düştüğünü göstermektedir. Çalışmamızda Eclipse TPS algoritmaları arasında en doğru sonuçları AXB Dw göstermiş olup, AAA algoritması AXB algoritmasına göre düşük uyumlar vermiştir.

Anahtar sözcükler: EBT3, Küçük alan dozimetrisi, output , PDD, ,profil,

2.ABSTRACT

MEASUREMENT OF DOSIMETRIC PARAMETERS OF SMALL FIELDS WITH GAFCHROMIC FILM

Calculation algorithms used in small field dosimetry are very important for adequate treatment planning. In the present study, planes with gantry and collimator angles of 0° to obtain 100 cm of SSS on 0.6x0.6, 1x1, 2x2, 3x3, 5x5, and 10x10 cm² fields at energy levels of 6MV, 6FFF, 10MV, and 10FFF by using AAA, AXB Dw and AXB Dm dose calculation algorithms. Irradiation was performed on the planes with Truebeam Stx 2.0 linear accelerator by using RW3 solid water phantoms and EBT3 gafchromic films. Profile irradiations were performed at three different depths for each energy including dmax, 5 cm and 10 cm. Review of relative dose gamma analyses performed as a result of measurements and calculations revealed that the lowest compliance at 10 cm depth and 10 FFV energy on a field of 0.6x0.6 cm² was 93.9%, and 93% on a field of 0.6x0.6 cm² at 10FFF energy in deep dose results. The spot dose readings were performed on the field center in output measurements, and percentage differences were calculated by algorithms; the highest difference was found 10.69% by AAA algorithm at 6MV photon energy on the field of 0.6x0.6 cm². The largest difference between the algorithms was 1.5% on the field of 1x1 cm² at dmax depth and 10MV energy in profile results, 2% on the field of 5x5 cm² at 10FFF energy in deep dose percentage results, and 10.7% on the field of 0.6x0.6 cm² at 6MV energy in output absolute dose measurements. The analyses performed revealed that dose profile, deep dose percentage, and output data show lower compliance with measurements taken in dose calculation algorithm by decrease of radiation area. The most accurate results were shown by AXB Dw among Eclipse TPS algorithms, and AAA algorithm provided lower compliance according to AXB algorithm.

Key Words: EBT3, output, PDD, profile, Small field dosimetry,

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Radyoterapi uygulamalarının hayatımıza girmesiyle başlıca amaçlanan, reçete edilen dozu hedef hacime maksimum verip, çevresindeki sağlıklı doku ve organları korumaktır. Bu amaca yönelik olarak tedavi cihazlarının gelişimi ile beraber yoğunluk ve hacimsel ayarlı radyoterapi hayatımıza girdi ve bu bize stereotaktik radyoterapi uygulamamıza olanak sağladı. Stereotaktik radyocerrahinin (SRS), günümüzde sıklıkla kullanılması ile küçük alanların dozimetrik ölçümü ve kontrollerinde ortaya çıkan belirsizlikler önem kazanmıştır. Belirsizlikleri en aza indirmek için lineer hızlandırıcılarda (Linac) yapılan küçük alan ölçümleri, tüm parameterleri ile beraber doğru karakterize edilmeli ve uygun dozimetrik ekipmanlar kullanılmalıdır.

Tedavi planlama sistemlerinin (TPS) doz hesaplama doğruluğu, TPS' e yüklenen dozimetrik parametrelerin doğruluğu ile ilişkilidir. Bu parametreler ise farklı dozimetrik ekipmanlarla yapılan ölçümler sonucunda elde edilmektedir. Elde edilen ölçüm sonuçları cihazın planlama sistemine aktarılır ve dolayısıyla lineer hızlandırıcıda alınan ölçümlerde kullanılan dozimetrik aletin ölçüm hassasiyeti ve doğruluğu tedavinin doğruluğunu etkilemektedir.

Doğru ve hızlı doz hesaplaması, radyoterapi tedavi planlamasında önemli bir rol oynamaktadır. TPS' lerde doz hesabı farklı algoritmalarla farklı yöntemlerle yapılır. Küçük alanların kullanıldığı tedavi planlarında, doz hesaplama algoritmalarının verdiği yanıt, yapılan ölçümlerin verdiği sonuçlarla farklılık göstermektedir. Bu nedenle tedavi planlamalarında doğru doz hesaplama algoritmasını kullanmak çok önemlidir. Truebeam STx 2.0 cihazında AAA, AXB Dw ve AXB Dm doz hesaplamama algoritmaları stereotaktik tedavi planlarında kullanılmaktadır. Kullanılan doz hesaplama algoritmaları ve yapılan ölçümler arasındaki uyum radyasyon alanı küçüldükçe bozulmaktadır.

Çalışmamızda Eclipse tedavi planlama sisteminde, küçük alanlarda, yüzde derin doz, profil ve output parametreleri için planlar hazırlanıp, AAA, AXB Dw ve AXB Dm algoritmaları ile doz hesaplamaları yapılmıştır. Yapılan planların Truebeam STx 2.0 cihazında EBT3 gafkromik film ile katı su fantomları yardımıyla ölçümleri yapılmıştır. Tez çalışmamızda küçük alanlarda, yapılan film ölçümleri ile doz hesaplama algoritmaları arasındaki uyum ve algoritmalar arası farklılıkların değerlendirilmesi amaçlanmıştır.



2. GENEL BİLGİLER

4.1. Küçük Alan Dozimetresi

Stereotaktik radyocerrahi (SRS), stereotaktik vücut radyoterapi (SBRT) ve yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) gibi tedavi tekniklerinde, tanımlanan dozu hedef hacime çok hassas bir şekilde verebilmek ve yakın çevredeki sağlıklı dokuları daha iyi bir şekilde koruyabilmek için küçük radyasyon alanları kullanılmaktadır (1).

Alan boyutlarının, $3 \times 3 \text{ cm}^2$ ve ya daha küçük olması halinde ise doz ölçüm ve hesaplamalarında dikkat gerekmektedir (2). Küçük radyasyon alanlarının fiziği büyük radyasyon alanlarından oldukça farklıdır (3). Ölçümlerin doğruluğu kullanılan radyasyon dedektörlerine duyarlıdır. Küçük alan fiziğindeki dozimetrik zorluk, yüklü parçacık dengesinin olmaması, kısmi kaynak tıkanıklığı, doz ortalaması alma etkileri ve dedektörün geometrik olarak yanlış yerleştirilmesi gibi sorunlar içermektedir (4).

Eksternal foton alanının küçük alan olarak nitelendirilebilmesi için aşağıdaki üç koşuldan birini mutlaka tam olarak sağlaması gerekmektedir.

- Foton ekseninde lateral yüklü parçacık dengesinin olmaması
- Kolimatör tarafından, primer foton kaynağının kısmi olarak bloklanması
- Detektör hacmini, alan boyutu ile karşılaştırıldığında alan boyutuna eşit veya daha büyük olması.

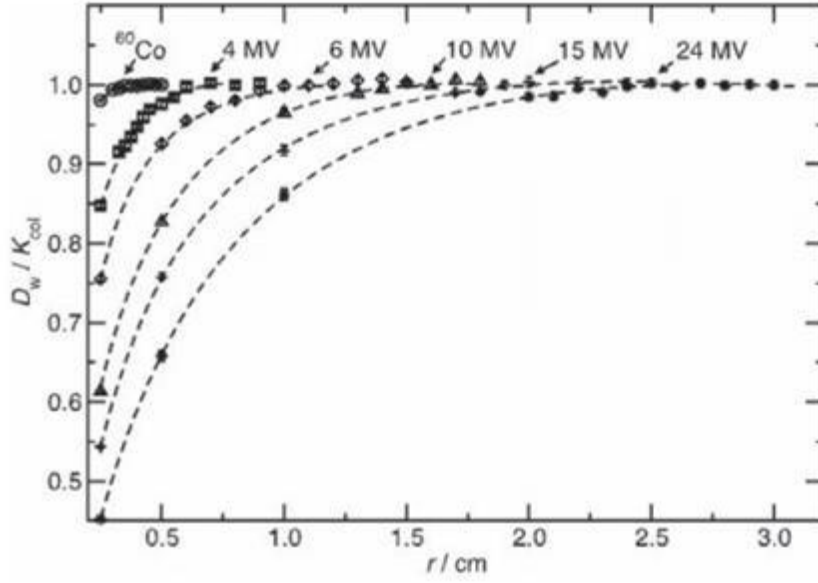
Sıralanan ilk iki madde ışınla ilgili olup üçüncü madde ise dedektörle ilgilidir. Koşulların üçü de alan, penumbra ve detektör hacmi arasında çakışmaya sebep olur (5).

4.1.1. Yüklü Parçacık Dengesi Kaybı

Foton demetlerinin oluşturduğu doz depolanması iki adımda gerçekleşmektedir. Öncelikli olarak, primer fotonun enerjisini ikincil yüklü parçacıklara (pozitron ve elektronlar) aktarılır. İkinci aşama ise oluşan ikincil parçacıkların enerjilerini 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 (6). Belirli bir alan içinden ayrılan elektronların sayısı ve enerjisinin alan kenarından veya dışından gelen elektronlara eşit olması ile yüklü parçacık dengesi meydana gelir

Foton demetlerinde, lateral elektron aralığı alanın boyutundan daha büyük olduğunda, foton ışınının merkezi ekseninde lateral yüklü parçacık dengesizliği (LCPE) meydana gelir (7). Enerji arttıkça elektronların menzilli lateral olarak artar ve dedektörün aktif hacmine iletilen doz, aynı elektronların yarattığı doza eşit olmaz (8).

Lateral yüklü parçacık dengesizliği (LCPE) olduğu durumda, alan merkezinde sudaki absorbe edilen dozun ve çarpışma kermasının eşit olduğu dairesel foton alanının minimum yarıçapı r_{LCPE} olarak adlandırılır. Bir alanın küçük olup olmadığını belirlemek için pratik bir parametredir. Li ve arkadaşları toplam dozun kermaya oranının, demetin yarıçapıyla değişimini grafik olarak göstermişlerdir Şekil 4.1.1.1. (6).



Şekil 4.1.1.1. Yüksek enerjili foton ışınlarının merkezi ekseninde 5 cm derinlikte su içinde Monte Carlo simülasyonu ile hesaplanan havadan suya geçiş grafiği. Yüksek enerjili X-ışınları için 100 cm SSD ve Co-60 için 80 cm SSD alınmıştır

Alan boyutu ve minimum detektör boyutu arasındaki ilişkiyi oluşturmak için r_{LCPE} önemli bir parametredir. Fotonun enerjisine bağlıdır ve ışın kalite faktörü $TPR_{20,10}$ ' a bağlı olarak aşağıdaki gibi ifade edilir (5).

$$r_{LCPE} = 8,369 \times TPR_{20,10} (10) - 4,382$$

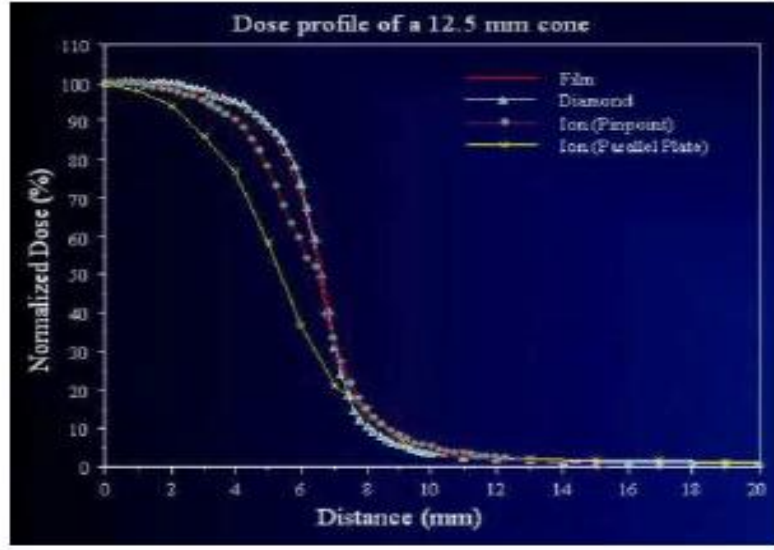
4.1.2. Hacim Ortalaması Etkisi

Dar kolime edilmiş radyasyon alanlarında, standart dozimetrik parametrelerin doğru ve hatasız ölçümü, dedektör hacmi ve alan boyutuna bağlıdır. Küçük alanlar gibi yüksek gradientli doz bölgelerinde, doz değeri dozimetrenin aktif hacmi üzerinde önemli oranda değişir (9).

Hacmi büyük olan dedektörler kavitenin etkisiyle iyonizasyondan doza dönüştürmede ortamdaki parçacıkların akısını pertürbe eder. Bilinen bir dedektör için uygun pertürbasyon faktörünün kullanımı önerilmektedir (10).

Alan boyutları küçüldükçe foton ve elektronların enerji spektrumları, küçülen alan boyutu ve artan ortalama demet enerjisiyle de değişmektedir. Kullanılan dedektör boyutu radyasyon alan boyutundan büyük olması durumunda, dedektörün ortalama hacminde ölçülen dozda bir düşüş meydana gelir ve demetin merkezi ekseninde gözlemlenen sinyalde düşüş görülür. Bu sinyal dedeksiyon hacmi boyunca olan absorbe doz homojenitesinden etkilenmektedir. Bu etkiye hacim ortalama etkisi denilmektedir. Düşük enerjili Compton saçılmalarına duyarlı olabilecek özellikte dedektör seçimi oldukça önemlidir. Doz ölçümlerinde radyasyon alanı boyutunun kullanılan dedektör boyutundan küçük olur ise etkileşimler sonucunda oluşan elektronları dedektör toplamamaz ve hassas bir ölçüm gerçekleştirilmiş olmaz. Dolayısıyla büyük alanlar için kullanılan dedektörler boyutu sebebiyle küçük alanlar için uygun değildir. Küçük alanlarda pertürbasyon etkileri büyük alanlara göre dedektör boyutundan kaynaklanan farklılaşmaya sebep olmaktadır ve dedektörlerin boyutlarından dolayı küçük hacimli dozimetreler tercih edilmektedir.

Demet profilleri penumbra genişliği ölçümlerinde, sonlu büyüklükte bir dedektör kullandığında penumbradaki doz gradienti bölgesinde dedektörün önemli ölçüde hacim ortalama etkisi meydana getirmesi sonucu ölçüm değerlerinde değişim meydana gelmektedir (11). Bu etki ile penumbra bölgesi daha geniş gözlenmektedir. Hacim ortalaması etkisinin farklı dedektör tipleriyle değişimi araştırılmıştır ve penumbra bölgesinde diamond dedektörler, silikon diodlar gibi küçük hacimli katı hal dedektörleri ile ölçümler yapıldığında daha doğru sonuçlar elde edilmiştir (12).



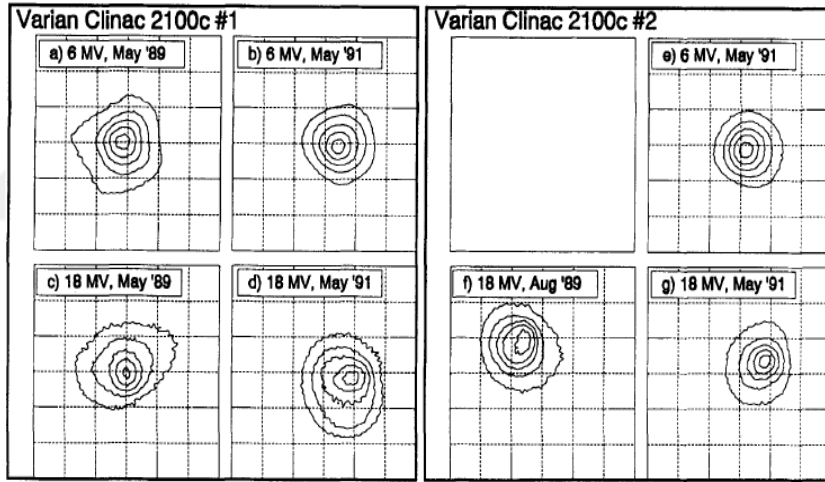
Şekil 4.1.2.1. Küçük alanlarda hacim etkisiyle, penumbranın büyük ölçülüp dozun alan kenarına doğru azalışı (13).

Küçük alan dozimetrisinde output faktör ölçümleri yapılırken dedektör boyutu oldukça önemlidir. Doz eğer dedektör boyutunca uniform ise ölçüm bu durumda anlamlıdır. Çok küçük demetlerde ise bütün alan penumbra olabilir ve küçük aktif hacimli olduğu düşünülen dedektörler buradaki nonuniform dozu ölçebilmek için büyük olabilirler ve bu sebepten dolayı da dedektörler hacim ortalaması yapar ve output faktörünü daha küçük gösterir. Ölçülen output değeri doğru olmadığından dolayı hastada daha büyük dozlara sebep olur (14).

Hacim ortalaması etkisi ile birlikte, bir detektörün varlığına bağlı olarak yüklü parçacık akısının bozulması ve dolayısıyla Bragg-Gri boşluk teorisi koşullarından sapma da gerçekleşmektedir. Lateral yüklü parçacık dengesizliğinin oluşmadığı ve büyük doz gradientlerinin varlığında, akı pertürbasyonu büyük olmakta ve modellenmesi zorlaşmaktadır. Dedektörün hacim ortalamasından dolayı düzeltme kendi içerisinde büyük belirsizlikler meydana getirmektedir. Eğer r_{LCPE} kullanılan dedektör hacminin dış kenarından büyük ise küçük alan meydana gelir. Bu durumu devre dışı bırakmak için alan boyutu ile dedektörün hacim boyutu arasında $r_{LCPE} + \frac{1}{2}$ (detektörün dış hacim boyutu) ilişkisi sağlanmalıdır (5)

4.1.3. Fokal Spot Boyutunun Etkisi

Hızlandırılmış elektron demeti, linak portalının içindeki tungsten hedefine çarptığında, belirli bir sonlu boyuta sahip bir foton demeti üretir. Elektronların tungstene çarptığı noktaya fokal spot (odak noktası) denir ve boyut ve şekil olarak değişebilir (15). Odak noktalarının 6MV modunda farklı linaklar için genişlik 1.5-4 mm arasında değiştiği gösterilmiştir ve genel Gauss şekli en az 2 yıl boyunca önemli ölçüde değişmemektedir. Odak noktasının şekli, aşağıda Şekil 4'te gösterildiği gibi lineer hızlandırıcı ve ayarlarına bağlı olarak değişebilir (16).

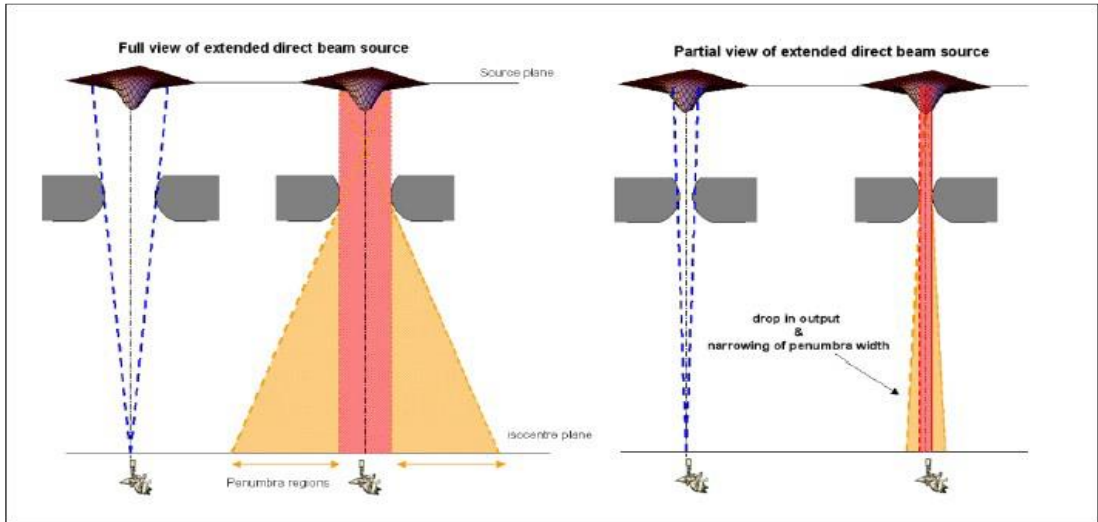


Şekil 4.1.3.1. Jaffray ve ark yaptıkları çalışmada Varian Clinac 2100c [#1 ve #2] cihazlarında farklı zamanlarda farklı foton enerjileri için yapılan ölçümlerde gözlemlenen fokal spotlar. Kontur çizgileri maksimum% 10, % 30, % 50, % 70 ve % 90' a karşılık gelir. Izgaradaki her küçük kare 1mmx1mm'dir. gösterildiği gibi, farklı enerji modlarının odak noktası üzerinde etkisi vardır.

Yukarıdaki şekilde gösterildiği gibi, farklı enerji modlarının odak noktası üzerinde etkisi vardır. Odak noktasının şekli ve boyutu, çok küçük ışınlar için bir makinenin output' unu etkileyebilir. Sonuç olarak, bir alan boyutu fokal spot boyutuna yaklaşacak kadar küçülür ise, hassas doğruluk elde etmek çok zor olabilir.

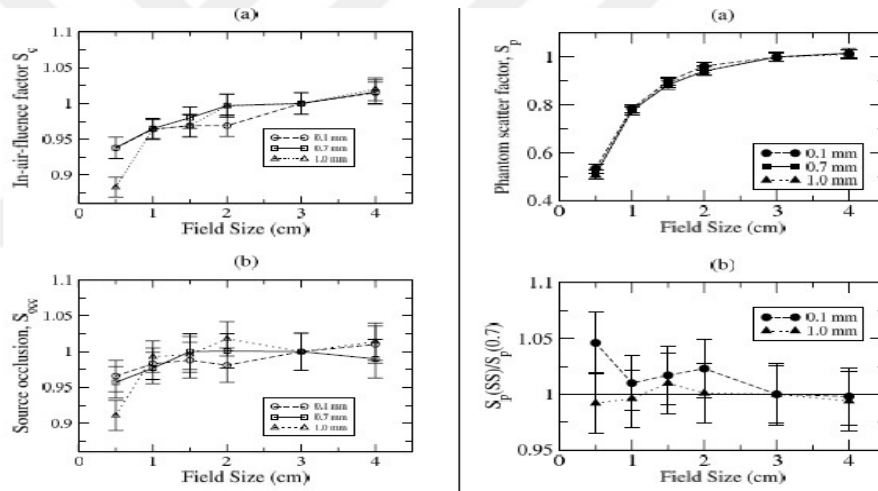
4.1.4. Radyasyon Kaynağı Boyutunun Etkisi

Küçük foton alanlarında karşılaşılan problemlerden bir diğeri ise noktasal olmayan ve sınırlı boyuttaki foton kaynağının ölçüm noktasından bakıldığında, tamamen görünür olmamasından kaynaklanır (17). Bu durumda output, dedektörün görüş alanından tamamen görülebileceği alanlara göre daha küçük olacaktır (18). Alan büyüklüğü terimi, kaynaktan belirli bir mesafede, ışın demetinin yönüne dik düzlemde % 50 izodoz eğrisinin yakaladığı mesafe olarak tanımlanan dozimetrik alan boyutunu ifade eder (19). Bu linear hızlandırıcının başındaki ışık lokalizörü tarafından yansıtılan alan olan geometrik alan büyüklüğü ile karıştırılmamalıdır (20). Bir alanın profilindeki % 50 izodoz seviyeleri arasındaki mesafe, alan büyüklüğü. Penumbra bölgesi ise alanın her iki tarafında % 80 ve % 20 izodoz seviyeleri arasındadır. Kaynağın bir tarafından çıkan foton ışınları diğer taraftaki kolimatörün kenarına geçebilir, bu durum alanın doz profilinin bulaştırarak kare (veya dikdörtgen) olmaz. Kaynağın tamamı alan merkezinden görülememesi halinde geometrik penumbra alan kesitinin her iki tarafına da yayılır böylelikle penumbraların çakışmasına neden olur ve tedavi planında önemli bir tutarsızlığa sebep olabilir. Bu, kaynak oklüzyonu olarak bilinir ve aşağıdaki Şekil4.1.4.1' de görselleştirilmiştir (21).



Şekil 4.1.4.1. Küçük alan boyutlarında kaynak oklüzyonunun etkisinin görsel gösterimi

Kaynak oklüzyonunun etkisi fokal spot büyüklüğüne de bağlıdır. Scott ve ark. Monte Carlo hesaplamaları ile odak noktası büyüklüğünü 0.1'den 1.0 mm'ye çıkarmanın, 0.5 cm'lik bir alan için merkezi eksen kermada % 6'lık bir azalmayla sonuçlandığını göstermiştir (22). Şekil 4.1.4.2' de, fantom ve havadaki saçılma faktörlerinin yanı sıra, tıkanıklığın kendisi için output faktörlerinin odak noktası boyutuna göre nasıl değiştiğini göstermektedir. Bu output faktörleri temel olarak belirli ölçüm koşullarının referans koşullara oranıdır. Şekilde en büyük odak noktası boyutu olan 1 mm için, faktörlerin düşmesinin en belirgin olduğu görülebilir. Sağ alttaki şekil, en küçük alanlardaki değişimi vurgulamak için 0.7 mm odak noktası boyutuna normalize edilmiş fantom saçılma faktörlerini gösterir (22).



Şekil 4.1.4.2. Fokal spot büyüklüğünün saçılma faktörleri üzerindeki etkisi

4.2. Tedavi Planlama Sistemleri (TPS)

Eksternal radyoterapide, bilgisayarlı tedavi planlama sistemleri, tümör kontrolünü en yüksek oranda sağlamak ve normal doku hasarını en aza indirmek amacıyla ışın geometrilerini ve doz dağılımlarını oluşturmak için kullanılır.

Tedavi Planlama Sistemi (TPS) yoğunluk ayarlı radyoterapi, üç boyutlu konformal radyoterapi ve brakiterapi gibi tedavi tekniklerinde planlama yapabilen ve belirli bir program altında çalışan yazılımdan meydana gelen sistemdir. Bu sistem ile bilgisayar ortamında, farklı cilt kaynak mesafesi (SSD), farklı enerjilerde elektron veya foton demetleri oluşturmak ve oluşturulan demetleri farklı tedavi teknikleri ile hastaya uygulayıp ışınlanan alandaki doz dağılımlarının sonucunu görmek mümkündür (23).

TPS'de doz hesaplamaları yapabilmek için, lineer hızlandırıcıya ait parametrelerin, planlama sistemine tek tek girilmelidir. Bu parametreler; lineer hızlandırıcıya ait demet enerjileri, enerjilerin derin doz yüzdesi (%DD), doz verimi, doku-hava oranı (TAR), saçılma-hava oranı (SAR), doku-maksimum oranı (TMR), kolimatör saçılma faktörü (Sc) ve fantom saçılma faktörü (Sp) gibi dozimetrik parametrelerdir. TPS'ler, doz hesaplama algoritmalarıyla hastaların tedavisinde kullanılacak foton ya da elektron enerjisi, alan büyüklüğü, derinlik ve kullanılan aksesuarlara (bolus, kama filtre, blok tepsisi, koruma bloğu, vb.) ait parametrelerle doz hesabı yapmaktadır. Bu hesaplamalar ile radyasyonun hedef hacimdeki doz dağılımı, çevre doku ve organlar ile tümörün alacağı doz oranları bilinmektedir (24).

Cihazlara ait dozimetrik parametreler, TPS'ye kurulum aşamasında yüklenir ve düzenli aralıklarla kontrolleri sağlanmaktadır. Hastaya ait bilgisayarlı tomografi (BT) kesitleri, radyografik görüntü gibi veriler kaynaklarından alınarak, planlama sistemine girilir ve hastada tedaviye alınacak bölgedeki kritik organları sınırları BT görüntülerinden kesit kesit çizilerek asıl tedavi edilecek hedef hacim uzman doktor tarafından belirlenir. Ardından uygun özelliklere sahip foton veya elektron demetleri oluşturularak hedef hacim üzerine gönderilir. Yazılım ile sisteme girilen bütün verilerle birlikte hesaplamalar gerçekleştirilip, doz dağılımları oluşturulur.

4.3. Doz Hesaplama Algoritmaları

Doz hesaplama algoritmaları 1950' li yıllardan itibaren bilgisayar bilimindeki ve parçacık fiziğindeki yeniliklerle büyük bir gelişim katetmiştir. Algoritmalar, dozun hedef hacme verilmesinde önemli bir rol oynamaktadır. Algoritmaların doku içerisinde bir noktadaki dozu hesaplayabilmesi için inhomejen dokudaki primer radyasyonun etkileşimlerinin ve ardından oluşacak saçılan elektronların soğrulmasını doğru bir şekilde tahmin edilmesi hatta idealde etkileşim yolunu bilmesi gerekir (25). Klinik kullanımdan önce, farklı homojen olmayan koşullar için ölçümlere karşı doz hesaplama algoritmasının doğruluğunun doğrulanması gerekir. İdeal doz hesaplama algoritmaları, düşük belirsizliği olan tedavi planlarını değerlendirmeye yardımcı olmak için hastadaki gerçek doz dağılımını mükemmel bir şekilde yansıtmalıdır. Uluslararası Radyasyon Üniteleri ve Ölçümleri Komisyonu (ICRU) tavsiyelerine göre, verilen dozun %5' in altında hata içermesi gerektiğini bildirir (26). Ayrıca, doz hesaplama adımı için gereken doğruluk % 2-3 arasında olmalıdır.

TPS' lerde doz dağılımını hesaplamak için kullanılan algoritmaları Düzeltme Tabanlı Algoritmalar, Model Tabanlı Algoritmalar, Doğrudan Monte Carlo Tabanlı Algoritmalar olmak üzere üç grup altında toplayabiliriz.

4.3.1. Model Tabanlı Algoritmalar

Model tabanlı algoritmalar radyasyon taşınmasını simüle eden fiziksel bir model ve ölçülen verileri kullanarak doz dağılımını hesaplar. Birincil foton etkileşimi sonrasında enerji dağılımı ve bir noktadaki primer foton enerji akışını modelleyebilir ve böylelikle etkileşim bölgesinden uzakta gerçekleşen elektron ve fotonların taşınmasını simüle edebilir. Enerji varsayımları için iki farklı yöntem olan Pencil Kernel ve Point Kernel algoritma vardır.

Pencil kernel algoritmasında monoenerjik demetlerden Monte Carlo ile çoklu enerjili demet elde edilir. Kerneller, ilk etkileşiminden gelen primer enerji katkısını depolarlar. Kernellerin uzaysal dağılımında değişmez olduğu yani demet yolu boyunca depolanan enerjinin eşit olduğu kabul edilir. Diverjans ile lateral saçılım etkisi hesaba katılmaz ve saçılan elektronların takibi yapılmaz.

Point kernel algoritmasında ise fotonun ilk etkileşim noktasındaki enerjisi, Pencil Kernel'e göre rezolüsyonu daha iyi olan point kernellerde depolanır. Lineer azalım, lateral saçılma ve heterojenite katkısını içerir. Demet diverjansı hesaba katılır. Enerji spektrumu yani çoklu enerjili demet etkileşimi kullanılır. İnhomojenite düzeltmesi hem primer hem de sekonder etkileşimler için uygulanır. Extra fokal kaynaklar (kolimatör, FF) modellenir. Primer foton dozu, kafadan saçılan foton doz ve elektron kontaminasyon katkısı ayrı ayrı hesaplanır. Çoklu enerjili demet olduğundan her bir enerji akısı ve point kernel için hesap yapıldığında hesaplama süresi uzar. Collapsed Cone, Convolution-Superposition, AAA (Analytical Anisotropic Algorithm) ve Numerical Boltzman Denklemi algoritmaları bu gruptadır (27).

4.3.2. Doğrudan Monte Carlo Tabanlı Algoritmalar

Monte Carlo (MC) analitik çözümü mümkün veya pratik olmayan fiziksel, matematiksel problemlere, tekrarlanan rastgele örneklemeler ile sayısal çözümler oluşturan bir hesaplama tekniğidir (28). Radyasyonun ortamlarda taşınması gibi problemleri çözmeye oldukça başarılı bir tekniktir. MC fiziksel işlemleri iki temel adımda simüle eder. İlk olarak radyasyon demetinin gantri kafasının içerisindeki kolimatör sistemi de dahil ilerleyişi, ikinci olarak ise, radyasyon demetinin gantri kafasından başlayarak ortamdaki ilerleyişi ve ortam içindeki doz dağılımıdır.

Teknolojideki yenilikler ile birlikte MC yöntemi daha yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. Bu yöntem en doğru doz hesaplama algoritması olarak bilinir fakat uzun hesaplama süresi klinik için oldukça dezavantajlıdır (29).

MC algoritmasının doğruluğundan yararlanabilmek ve uzun süresinden kaçınmak için ışın farklı algoritmalar kullanılmaya başlanmıştır. Bu algoritmaların başında AAA (Analytical Anisotropic Algorithm) gelmektedir ve benzer şekilde Acuros XB (AXB) de MC gibi bütün fiziksel basamakları simüle etmeye çalışır. MC yönteminden farklı olarak AXB, ışın parçacıklarının simülasyon basamaklarını bir bir genellemek yerine Boltzmann taşıma denklemlerini kullanır. Bu denklemler numerik metodları kullanarak çözülür ve böylelikle MC'dan hızlı hesaplama yapabilir. (30).

4.3.3. Anizotropik Analitik Algoritması (AAA)

Anizotropik Analitik Algoritması (AAA) ilk olarak Dr. Waldermar Ulmer ve Dr. Wolfgang tarafından geliştirilmiş ve Gauss foton çekirdeği modellemesinin 1995'te yayımlanmasına kadar uzanan bir tarihi vardır. AAA, Dr Waldermar ve arkadaşları tarafından yapılmış olan çalışmanın devamı niteliğinde, Helsinki Varian Medikal Sistemlerinin araştırma grubu geliştirilmiştir (31). AAA Varian'ın (Palo Alto, CA, ABD) tedavi planlama sistemi olan Eclipse (Varian Medikal Sistemleri, ABD) içinde kullanılan, ışınların fiziksel parametrelerini modellemek ve ışınları nitelendirilebilmek için Monte Carlo (MC) yöntemlerini uygulayan üç boyutlu kalem demet evrişimi convolution-superposition tekniği temelli doz algoritmasıdır. MC ile belirlenmiş temel fiziksel parametreler, AAA doz hesaplama modelinin, yapılandırma aşamasında ölçülüp ışın verilerine göre kullanıcılara aktarılır (32). AAA, eksternal ışın tedavisinde özellikle heterojen olan ortamlardaki doz dağılımlarının ve saçılan doz hesaplama doğruluğu için geliştirilmiştir. Matematiksel biçimdeki konvolüsyon operatörlerinin bir çoğu hesaplama süresini önemli miktarda azaltan analitik ifadelerle dönüştürülebilmektedir. Bu sebeple algoritmanın ismine 'analitik' özelliği eklenmiştir (34). AAA, yapılandırma algoritması ve gerçek doz hesaplama algoritması olmak üzere iki tip modülden oluşmaktadır.

Yapılandırma algoritması ile foton ve elektronların, klinik demetlerde su eşdeğeri ortamda birincil fotonlar, ekstra fokal fotonlar ve elektron kontaminasyonunu içeren

çoklu kaynak modeli parametrelerini belirlenir ve doz hesaplama algoritması ile bunları hesaba katarak doğru doz aktarımını yapar (34).

4.3.4. Acuros XB Doz Hesaplama Algoritması

Radyasyon tedavisinin terapötik faydasını en üst düzeye çıkarmak için, dokulara tahmini dozların doğru bir şekilde verilmesi oldukça önemlidir. İnsan vücudu, farklı özelliklere sahip çeşitli doku ve boşluklardan oluşur. Pencil Beam (PBC) algoritması gibi önceki nesil doz hesaplama algoritmaları, bu doku homojenliklerinin dozlarını eksik şekilde hesaplamışlardır. Analitik anizotropik algoritma (AAA) ve evrişim / süperpozisyon algoritması gibi klinik uygulamalarda en yaygın olarak kullanılan mevcut nesil doz hesaplama algoritmaları, elektron dengesizliğinin bulunduğu yerlerde dozdaki değişikliklerin orta düzeyde tahmin edilmesini sağlar (35).

Tedavi planlama sistemlerinin doğruluk ve hız ihtiyacını karşılamak amacıyla Acuros XB (AXB) algoritması geliştirilmiştir. AXB Lineer Boltzmann Taşıma Denklemi (LBTE) çözümüne dayanmaktadır. AXB algoritması MC gibi fiziksel bütün aşamaları simüle etmeye çalışır ve bunu LBTE kullanarak çözümler. AXB, LBTE'nin uzay, açı ve enerji değişkenlerini doğrudan ağlara ayırır ve bir madde içindeki elektronların ve saçılmış fotonların enerji akıcılık varyasyonunu hesaplar. Spesifik olarak AXB malzemedeki radyasyonun fiziksel etkileşimini açıkça modeller ve radyasyon taşıma problemini sayısal olarak çözer (36).

AXB, hem partikül tipine hem de enerjiye göre değişen bir uyarlamalı açılal kareleme düzeni kullanır. Daha yüksek enerjili parçacıklar daha uzun ortalama serbest yollara sahiptir ve bu nedenle her parçacık tipi için, parçacık enerjisinin bir fonksiyonu olarak açılal kareleme sırası arttırılır.

Doğrusal süreksiz sonlu eleman uzamsal farklılaşması için, hesaplama hacmi alanı, malzeme özelliklerinin her hesaplama elemanı için sabit olduğu varsayıldığı değişken

boyutlu kartezyen elemanlara bölünür. Bu yaklaşım, integral miktarlar için üçüncü dereceden bir kesinliktir ve hesaplama alanındaki her noktada titizlikle tanımlanmış bir çözüm sunar (37).

AXB doz algoritması iki farklı seçenekte doz opsiyonuna dayanmaktadır. Bunlar; sudaki doz (dose water: Dw) ve ortamdaki doz (dose medium: Dm) dur. Ortamdaki dozun hesaplanması durumunda enerjiye bağımlı yanıt fonksiyonu kullanılan materyalin cinsine bağlıdır. Sudaki doz için ise suyu esas alarak enerji bağımlı yanıt fonksiyonu hesaplama yapar.

AXB ile homojen su ve heterojen ortamın varlığını varsayarak, fantom deneylerinde radyasyon terapisinde kullanılan doğru doz hesaplaması için altın standart olarak kabul edilen Monte Carlo yöntemlerine benzer bir doğruluk elde edebilmektedir (38).

4.4. Film Dozimetrisi

Film dozimetrisi , yüksek uzaysal çözünürlüğü, doku eşdeğeri yakınlığı ve kolay kullanımı nedeniyle modern radyoterapide dozimetri için mükemmel bir araç haline gelmiştir (39). İyonlaştırıcı radyasyonla bilinen dozlarla ışınlanması ile filmde dozun etkisiyle zamana bağlı olarak kararma meydana gelir. Bu kararma verilen radyasyon dozu ile artmaktadır. Günümüzde en çok kullanılan çeşiti ise radyokromik filmlerdir. Aktif monomerleri, görünen ışık fotonlarından polimerizasyonuna uğramadığı için görünür ışığa duyarlı değildir. Radyokromik filmler geniş enerji ve doz aralığında kullanılmaya elverişlidir.

Yüksek uzaysal çözünürlüğe sahip olmaları, yüksek doz gradyentine sahip bölge ve görelî doz ölçümlerinde kullanmaya olanak sağlamaktadır. Radyografik

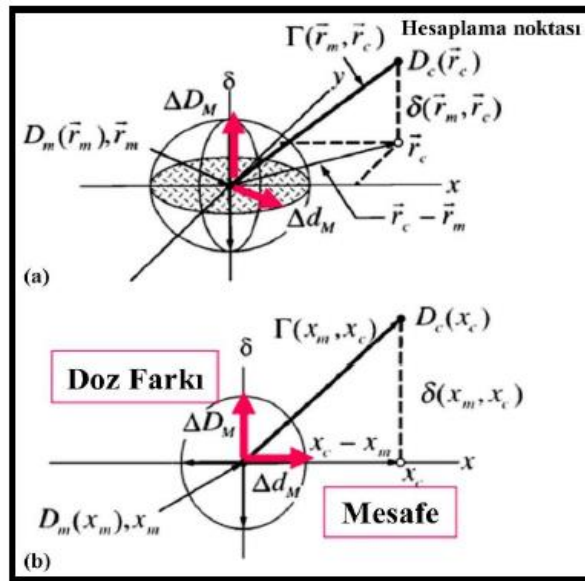
filmlerde olduğu gibi karanlık oda, film kaseti gibi işlemlere ihtiyaç duyulmaz ve ayrıca doz hızı bağımsızlığı da bir avantajıdır. Kolaylıkla antropomorfik fantomların arasına yerleştirilerek iki boyutta doz dağılımını verirler (40).

Radyoterapi dozimetrisinde ise en genel kullanımda olanı Gafkromik film olarak bilinen radyokromik filmlerdir. Yapısal olarak yaklaşık doku eşdeğeri ve ince iki polyester tabaka arasında renksiz , radyasyona duyarlı löko-boya tabakasından meydana gelmektedir. Gafkromik filmlerde polimerizasyon ile renk değişimi oluşur ve ışınlamanın ardından 100 µs içinde başlar. Polimerizasyon arttıkça monomerler arası mesafe çoğalır ve 1 saniyenin ardından polimerizasyon biter yerini optik yoğunluktaki logaritmik artış alır. Işınlamanın hemen ardından filmdeki renk değişimi bitmemiş olur ve azalan bir hızla devam eder. Filmin radyasyona maruz kalmasının ardından 24 saat içerisinde emilim %16 lık bir farkla artabildiği gözlemlenmiştir (41). Bu sebepten dolayı üretici firma film taramaları için 24 saat bekletilmesi gerektiğini, aksi takdirde 2-3 dakikalık gecikmelerde dahi okunan değerlerde % 3 ün üzerinde hatalar oluşturabilir.

Film dozimetrelerde tarama sırasında dikkat edilmesi gereken bir diğer unsur ise lateral etkidir. Menegotti ve arkadaşları yaptıkları çalışmada filmin pozisyonunu tarama yönüne dik yönde değiştirip tarattıklarında, okudukları değerlerin de değişmiş olduğunu gözlemlenmişlerdir ve lateral kenarlara doğru gittikçe okunan değerlerin %12' ye kadar değişim gösterdiğini bulmuşlardır. Lateral etkiden dolayı, ışınlamadan önce filmler işaretlenmeli ve tarama yönünü aynı yapılmalıdır (42).

4.5. Gamma Analizi

Tarihsel olarak ilk Low ve ark tarafından kullanılan gama analizi, iki boyutta doz dağılımlarının karşılaştırılmasına olanak sağlamaktadır. İki boyutta nicel ölçümler gerçekleştirebilmek için film ve polimer jel gibi çok boyutlu dozimetrelere ihtiyaç vardır. Ölçülen dozu referans olarak belirleyip, yüzde doz değişimi (DD) ve mesafe uyumuna (DTA) bağlı parametreler ile hesaplama yapan bir metottur. Belirtilen bu parametreler ile akı haritalarını yanlış yerleştirme ve aralarındaki fark açısından karşılaştırmada kullanılır. Bu metotla TPS' den aktarılan akı haritası (fluence map) referans alınarak yapılan ölçüm sonucu ile karşılaştırma prensibine dayanmaktadır. DTA referans noktadaki doz ve karşılaştırma yapılan doza karşılık gelen en kısa nokta arasındaki mesafedir. Böylelikle DTA ile iki dağılımın yerleşimlerinin nasıl olduğunu belirlenir. DD ile ise doz dağılımlarının yerleşiminin kusursuza yakın olduğu düşünülerek, dozların yüzde farkı saptanır. İki parametrenin birlikte kullanılması zorunludur. DTA ve DD ikisi birlikte kabul ölçütü olup doz karşılaştırmalarının kabul edilebilirliği değerlendirilir. (43)



Şekil 4.5.1. Gama analizi yönteminin geometrik gösterimi

Yukarıdaki Şekil 4.5.1' deki elips formülünden:

$$1 = \sqrt{\{[r^2(r_m, r) / \Delta d_M^2] + [\delta^2(r_m, r) / \Delta D_M^2]\}}$$

Bu eşitlikte;

$$r(r_m, r) = |r - r_m| ; \delta(r_m, r) = D(r) - D_m(r_m)$$

ise r_m noktasındaki doz farkını ifade eder. $D_c(r_c)$ 'nin herhangi bir noktada elipsin yüzeyini kesmesi halinde hesaplanan değer r_m noktasında kabul değerini geçmiştir olur.

$$\Gamma(r_m, r_c) = \sqrt{\{[r^2(r_m, r) / \Delta d_M^2] + [\delta^2(r_m, r) / \Delta D_M^2]\}}$$

$$r(r_m, r) = |r - r_m| ; \delta(r_m, r_c) = D_c(r_c) - D_m(r_m) :$$

Yukarıda verilen eşitlik ölçülen ve hesaplanan doz değerleri arasındaki farkı ifade eder. Verilen iki nokta arasındaki doz farklılığını ve iki doz haritası arasındaki uzaklık bulunmaktadır. Hesaplanan değer; gama değeri ≤ 1 ise analizi geçer, gama değeri ≥ 1 ise analizi geçemez. Bu değerlendirmeler tek bir nokta için tanımlanmaktadır. Yapılan analizlerde bütün noktalarda bu analiz uygulanmakta ve analizi geçen değer %95'ten büyük olması halinde hesaplanan ve ölçülen doz haritası birbirine uyumlu kabul edilmektedir. Gama analiz değerlendirme analizinde birçok klinik ve araştırmacı ± 3 mm DTA ve ± 3 DD farkını standart olarak almış olmakla birlikte klinikler kendi değerlendirme kriterlerinin limitini oluşturabilirler. (44)

5. MATERYAL VE METOT

5.1. Araç ve Gereçler

Bu çalışma için aşağıda belirtilen araç ve gereçler kullanılmıştır.

- Philips Brilliance Big Bore Bilgisayarlı Tomografi Cihazı
- Varian TrueBeam STx 2.0 Lineer Hızlandırıcı
- Eclipse™ tedavi planlama sistemi
- GafChromic™ EBT3 Film Dozimetre
- EPSON Expression 1100 XL Scanner
- PTW RW3 Katı Su Fantomu
- PTW 30013 Farmer İyon Odası
- DOSE-1 Elektrometre
- SNC Patient™ Software.

5.1.1. Philips Brilliance Big Bore Bilgisayarlı Tomografi Cihazı

Big Bore Brilliance Bilgisayarlı Tomografi Cihazı ile planlama öncesi hastanın anatomik yapısının üç boyutlu görüntülemesi yapılır. 256 kesitten oluşan görüntü elde edilmesinin yanı sıra detaylı ve kısa sürede çekim yapma imkanı sağlar. Brilliance Bore CT cihazı üç ana unsurdan meydana gelir. Bu ana unsurlar; gantri, kullanım istasyonu ve hasta masasıdır. Tarama işlemini kullanım istasyonunda sağlar ve elde edilen görüntüleri TPS' ye aktarılmak üzere DICOM' a gönderilir. Gantri ise X-ışını tüpünün hasta etrafında dönmesini sağlayıp, immobilizasyon ekipmanları ile tedavi pozisyonunun taraması sağlanır. Gantri iç çapı 85 cm olup 60 cm tarama alanına sahiptir. Ayrıca cihaz solunum sistemi hareketine bağlı olarak tümör lokalizasyon değişimini de saptayabilmektedir (45).

5.1.2. Varian TrueBeam STx 2.0 Lineer Hızlandırıcı

Varian Truebeam STx 2.0 lineer hızlandırıcı (Resim 5.1.1.) , düzleştirici filtreli (FF) 6, 10, 15 MegaVolt (MV) , düzleştirici filtresiz (FFF) 6 ve 10 MV FFF foton enerjilerine aynı zamanda 6, 9, 12, 15 18 MeV elektron enerjilerine sahiptir. Bu cihaz FFF modda çalıştırılabilen ilk cihaz olma özelliğini taşımaktadır. Truebeam STx 2.0 cihazında en yüksek ulaşılan doz hızı ise 6 MV FFF foton demetleri için 1400 MU/dk, 10 MV FFF için ise 2400 MU/dk dır ve bu sayede beam on süresini ve toplam tedavi ışınlama zamanını oldukça kısaltmaktadır. FFF demetlerinin önemli olan bir diğer özelliği ise daha yumuşak enerji spektrumu ile beraber filtrenin olmamasından kaynaklanan sızıntı ve saçılma radyasyonunun önemli miktarda düşmesidir. Truebeam STx lineer hızlandırısı 120 yapraklı yüksek çözünürlüklü (High Definition Multileaf Collimator) donanımı sunar ve HDMLC özelliği sayesinde tümör kontrolü daha iyi, sağlam doku koruması ise daha başarılı şekilde yapılır. İzomerkezde 2.5 mm genişliğinde 32 çift tungsten, dış kısmında ise 5 mm genişlikte 28 çift yaprak vardır. Bir önceki versiyonunda olduğu gibi multileaf collimatorler (MLC) yuvarlak lif uçları ve çıktı girinti güncel versiyonda da aynı şekilde bulunmaktadır. Cihazın alan boyutları minimum $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ ve maksimum alan boyutu ise $40 \times 22 \text{ cm}^2$ dir.

Truebeam STx 2.0 cihazının sunduğu bir diğer özellik ise hastanın tedavi doğruluğunun sağlanması için kullanabileceğimiz KiloVolt (KV), Cone Beam Computed Tomografi (CBCT) ve ayrıca MV donanımları ile hasta görüntülerini alıp doğru pozisyon ve organ hareketleri tespit edilmektedir. Cihazın kullanıcıya sunduğu tedavi teknikleri ise dinamik ve konformal ark, statik ve dinamik IMRT' dir.

Tüm vücut ve yarı beden ışınlamaları için uygundur.Cihazın sahip olduğu tedavi masası altı yönde bağımsız olarak hareket etmeye imkan sağlar ve bu özelliğiyle beraber CBCT çekimi ile izocenter için düzeltmeler aynı zamanda tümör lökolizasyonu için gerekli kaydırmalar yapılır ve bu kaydırmalar otomatik olarak kaydedilir. (46)



Resim 5.1.2.1. Varian Truebeam STx 2.0 lineer hızlandırıcı

5.1.3. Eclipse™ Tedavi Planlama Sistemi

Eclipse™ Tedavi Planlama Sistemi (TPS), üç boyutta görüntüleme, tümörün ve anatomik yapıların belirlenmesi, verilen dozun hesaplaması ile plan değerlendirilmesi amacıyla dizayn edilmiştir. Yazılımsal sistem olan Eclipse içerisinde tüm aşamalar için özelleşmiş ve plan değerlendirme, kontrolama gibi gibi alt uygulama aşamaları da mevcuttur. Eclipse TPS içerisinde filtreli, filtresiz foton demetleri, elektron demetleri ve proton demetlerinin kullanımı mevcuttur ve desteklemektedir. Ve aynı zamanda 3B konformal radyoterapinin yanında IMRT ve VMAT gibi günümüz modern ışınlama tekniklerinin kullanılmasına da imkan sağlamaktadır.

Eclipse tedavi planlama sisteminde BT,PET ve MRG gibi DICOM formatına uyumlu olarak üç boyutlu modelleri oluşturabilmektedir. Bu çalışmada kullanılan Eclipse™ TPS versiyon 13. (Varian Medikal Sistemleri, Palo Alto CA.) içerisinde foton demetleri kullanımı için AAA ve AcurosXB algortimaları ve elektron demetleri için ise eMC algoritması kullanılmaktadır (47).

5.1.4. GafChromic™ EBT3 Film Dozimetre

Gafkromik EBT3 filmler EBT ve EBT2 çeşitlerinin en gelişmiş versiyonudur. EBT3 filmlerinin yapısı simetrik olup ortası 28 mikron ve her iki tarafında 125 mikron polyeester katman ile kaplıdır. Bu sayede yönün tarayıcıdaki belirsizliğinden kaynaklanan problem ortadan kalkmış oldu. Dozimetrik tarayıcılar ile filmler analiz edilirken kırmızı, yeşil , mavi kanallara ayrılıp kullanmamızı sağlar. Tarayıcıda kırmızı kanal analizi kullanılmasının en büyük sebebi radyasyona maruz kalmış film tarandığı zaman, kırmızı ışığın dalga boyunda daha fazla soğurma yapmasıdır. Gafkromik film dozimetreler uzaysal çözünürlüğü en iyi olan dozimetrelerdir, suya dayanıklıdır ve 0.2 ile 10 Gy arasında doz cevabı mükemmeldir. Keskin doz gradiyenti olan VMAT ve IMRT gibi tedavi teknikleri için de oldukça uygun dozimetrelerdir (48).



Şekil 5.1.4.1. Gafkromik EBT3 film yapısı

5.1.5. EPSON Expression 11000 XL Scanner

Epson Expression 11000XL tarayıcının, çıkış amacı grafik sanatları uygulamalarını gerçekleştirmektir . Yüksek çözünürlükte ve hızda bir A3 tarayıcıdır.

Expression 11000XL versiyonu 3.8 DMax ile 48 bit renkli yüksek optik yoğunluğa sahiptir. 2400 x 4800 dpi çözünürlük ile yüksek hasasiyetli Micro Step

Drive ultra hassas modern teknolojisini kullanmaktadır. Epson scannerda toz tanelerini engelleme ve görüntüdeki geçişlerin yumuşatılması için nokta giderme özelliği mevcuttur. Tarayıcı 12800dpi x 12800dpi maksimum tarama çözünürlüğü ve renk derinliği ise 48 bit color'dır. Epson tarayıcı dozimetrik ölçümler için kullanılan tüm filmlerin taranması için uygundur (49).

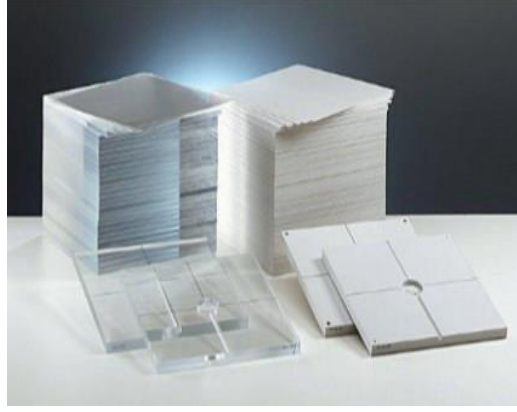


Resim5.1.5.1. EPSON Expression 1100 XL Scanner

5.1.6. PTW RW3 Katı Su Fantomu

PTW RW3 katı su fantomu (PTW, Freiburg, Germany), radyasyon tedavisi dozimetrisinde kullanılır. Beyaz polyester materyalden yapılan fantomlar, içeriğinde %2 TiO ve fiziksel yoğunluğu 1.045 g/ cm³ tür. Elektron yoğunluğu olarak ise 3.43x10²³ e/cm³ (su: 3.343x10²³ e/cm³) tür. PTW RW3 katı su fantomu Co-60' dan 20 MV foton enerji aralığında ve 4 MeV ile 25 MeV arasında elektron enerjisi aralığında ölçümlere uygun olarak tasarlanmıştır.

Boyutları 30 x 30 cm² ve 1, 2, 5 , ve 10 mm olarak çeşitli kalınlıklarda levhalardan oluşur. RW3 fantom kullanıcıya derin doz ölçümleri ve kalibrasyon için ölçüm yapabilme olanağı sağlamaktadır. Katı su fantomlarının çeşitli iyon odaları için farklı dizaynları sayesinde iyon odalarının yerleştirilebileceği yuvaları bulunmaktadır (50).



Resim 5.1.6.1. RW3 katı su fantomu

5.1.7. PTW 30013 Farmer İyon Odası

PTW farmer tipi iyon odası (PTW GmbH, Freiburg, Almanya), absolute doz ölçümleri için kullanılan standart iyon odasıdır (Resim 5.1.7.1). Hacmi 0.6 cm^3 olmakla birlikte su geçirmez yapıya sahiptir ve bu sayede su fantomu ölçümlerinde de rahatlıkla tercih edilebilir. Kullanılabilir foton demeti enerji aralığı 30 kV – 50 MV ve elektron demeti enerji aralığı 10 MeV – 45 MeV olarak tavsiye edilir. Farmer tipi iyon odasının grafit duvar malzemesinin üzerinde akrilik malzeme mevcuttur. Akrilik malzeme koruma amaçlıdır. Kullanılan elektrot alüminyum materyalinden yapılmıştır. İyon odası, su veya hava kerma tabanlı kalibrasyon sertifikasına sahiptir. Ölçümler için hava yoğunluğu düzeltilmesi gereklidir (51).



Resim 5.1.7.1. PTW 30013 Farmer İyon Odası

5.1.8. IBA DOSE-1 Elektrometre

IBA Dose-1 (IBA, GmbH, Scanditronix Wellhofer, Almanya) yapılan absorbe doz ölçümleri için yüksek doğruluklu, tek kanallı oldukça iyi sonuçlar veren taşınabilir elektrometredir (Resim5.1.8.1). Bu elektrometreler yarı iletken dedektörler, iyon odaları ve elmas dedektörler gibi yaklaşık kırk dedektör için parametreleri depolayabilmektedir. Anlık olarak dose hızı, akım ve yük miktarları ekrana gelir. Dose-1 elektrometreler geniş dinamik aralığa ve yüksek çözünürlüğe sahiptir (52).



Resim 5.1.8.1. Çalışmada kullanılan IBA Dose-1 Elektrometre

5.1.9. SNC Patient™ Software

SNC Patient™ yazılımı planlanan ve ölçülen doz karşılaştırması yapmamıza olanak sağlayan bir program olma özelliğine sahiptir. Bu yazılım QA platformları için özelleştirilmiş ve geliştirilmiştir. Kullanıcılar Gamma analizlerini yapabilir, rölatif ve absolute olarak doz karşılaştırması sağlanabilir. Snc yazılımı aynı zamanda kullanıcıya film kalibrasyonu ve filmi dozimetrik olarak okuma, karşılaştırma olanağı sunar (53).

5.2. YÖNTEM

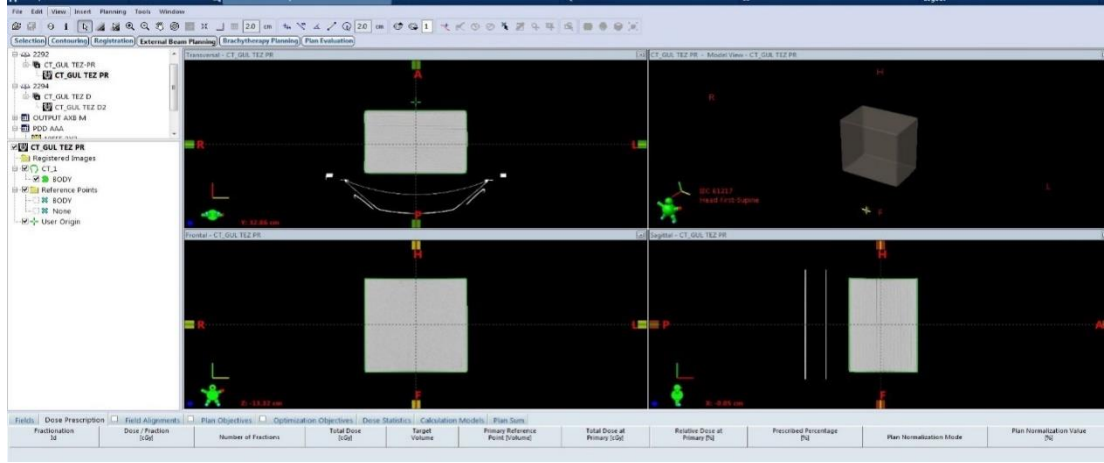
5.2.1. Katı Su Fantomlarının Bilgisayarlı Tomografide Görüntülerinin Elde Edilmesi

Görüntü alma işlemi için Medipol Üniversite Hastanesinde bulunan Philips Brilliance Big Bore Bilgisayarlı Tomografi (BT) cihazı kullanıldı. RW3 katı-su fantomlarının PDD, profil ve out-put ölçümleri için BT taramaları yapıldı. Tarama işlemi 1mm' lik kesit aralığı alınarak yapılmıştır.

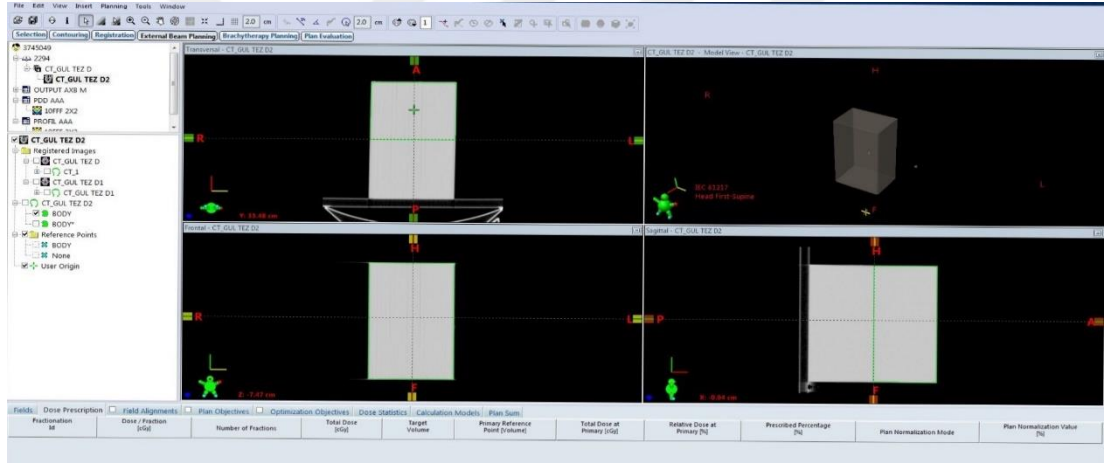
5.2.2. Eclipse Tedavi Planlama Sisteminde Planların Oluşturulması

Tarama işlemi yapıldıktan sonra elde edilen veriler Eclipse tedavi planlama sistemine aktarıldı. (Resim5.2.2.1, Resim5.2.2.2, Resim5.2.2.3, Resim5.2.2.4, Resim5.2.2.5.) Aktarılan görüntüler üzerine planlamaya geçildi. Hazırlanan planlarda 6FFF, 6MV, 10FFF, 10MV foton enerjileri kullanıldı.

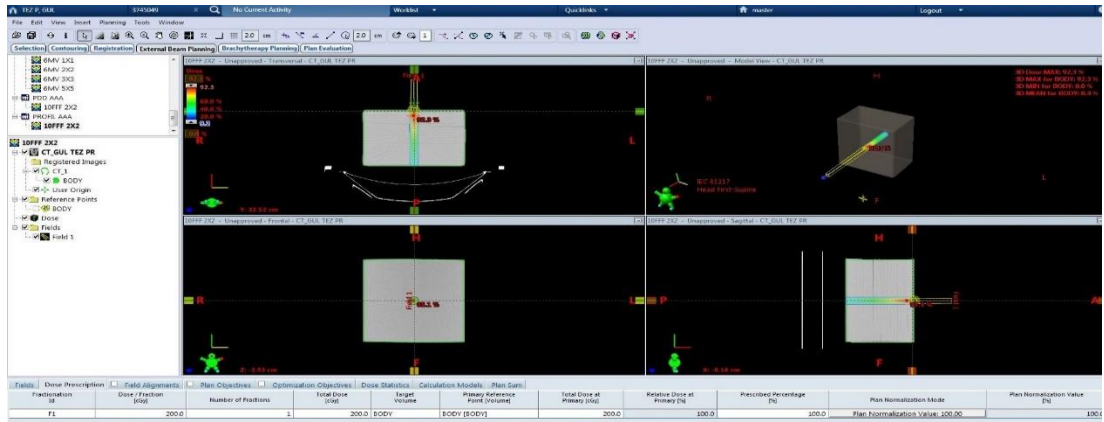
Her bir enerji için SSD 100 cm , gantri ve kolimatör açısı 0° olarak belirlenip, PDD ve profil için 200 cGy, out-put ölçümleri için 100 cGy doz olarak planlar hazırlandı. Bütün kullanılan enerjiler için 0,6x0,6, 1x1, 2x2, 3x3, 5x5, 10x10 alanlarda planlar yapıldı. Doz hesaplama işlemi AAA (13.0.26), Acuros XB (13.0.26) D_w ve Acuros XB (13.0.26) D_m algoritmaları uygulanarak yapıldı ve grid boyutu 1mm seçili olarak gerçekleştirildi.



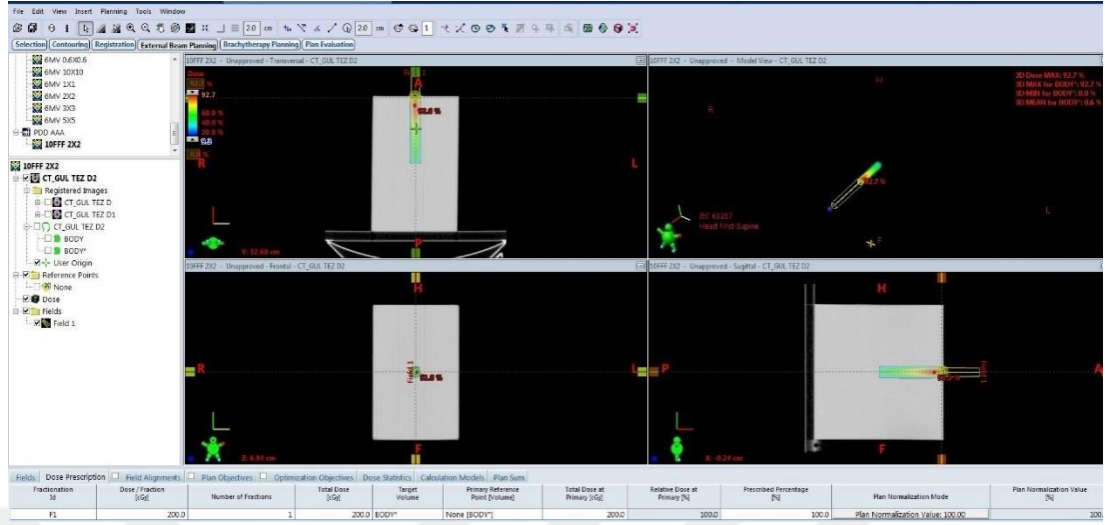
Resim5.2.2.1. Profil ve output planları için TPS' e yüklenen BT dataları



Resim5.2.2.2. PDD planları için TPS' e yüklenen BT dataları



Resim5.2.2.3. Profil için TPS'de hazırlanan plan



Resim5.2.2.4. Yüzde derin doz için TPS’ de hazırlanan plan



Resim5.2.2.5. Output için TPS’ de hazırlanan plan

5.2.3. Işınlama Öncesi Yapılan Dozimetrik ve Mekanik Kontroller

Varian Truebeam STx 2.0 cihazında ışınlama öncesinde ilk olarak mekanik kontroller gerçekleştirilmiştir. Yapılan testlerde eşmerkez kontrolü, gantri açısı göstergesi, kolimatör aç göstergesi, kolimatör dönüşü ekseninde çapraz kıl sabitliği kontrolü gerçekleştirildi.

Daha sonra masanın düşey ekseninde kolimatör ekseninin paralelliliği, lazer kontrolü, alan boyutu kontrolü, asimetric kolimatör kontrolü, dozimetrik ve geometrik alan boyutu kontrolü , masanın lateral ve vertikal hareketi kontrolü tek gerçekleştirildi. Yapılan testler sonucunda bütün ölçümlerde değerler limitler içerisinde olduğu gözlemlendi.

Mekanik ölçümlerin ardından dozimetrik ölçümlere başlandı. PTW RW3 katı su fantomunda 6FFF, 6MV, 10FFF, 10MV foton enerji değerleri için 10 cm derinlikte, 10 x 10 cm² referans alanda ve 100 cm SSD'de output ölçümleri alındı. Ölçümlerde bütün enerjilerin maksimum doz derinliğinde (6FFF d_{max} = 1,4 cm, 6MV d_{max} = 1,5 cm , 10FFF d_{max} = 2,4 cm, 10MV d_{max} = 2,5 cm) 1cGy = 1 MU eşitliğinin kontrolü sağlandı. Yapılan ölçümlerde silindirik PTW 30013 Farmer tipi iyon odası ve Dose-1 Elektrometre kullandı. Geri saçılmadan dolayı iyon odasının altına 10 cm derinliğinde katı su fantomlarından yerleştirildi ve IAEA TRS-398 protokolünün uyarıları dikkate alınarak gerçekleştirildi.

5.2.4.Gafkromik EBT3 Filmlerinin Kalibrasyon ve Işınlamak İçin Hazırlanması

Öncelikle film kalibrasyonu için EBT3 filmler mekanik strese neden olmaması amacıyla 5x5 cm² büyüklüğünde ve eldiven kullanılarak, giyotin ile dikkatlice kesilmiş olup filmlerin kutusunun içerisinde bulunan ifade edilen uyarılara dikkat edimiştir. Kalibrasyonda kullanılmak üzere her bir MU değerine karşılık ışınlanmak üzere üçer tane film kesilmiştir ve kalibrasyon eğirisi için bir adet background filmi kesilmiştir. Film üreticilerinin önerilerini dikkate alarak tarama yönünü belirtmek için işaretler koyulmuştur. Hazırlanan her bir plan için, prosedürler uygulanarak üçer adet ışınlamaya yetecek sayıda film kesildi.

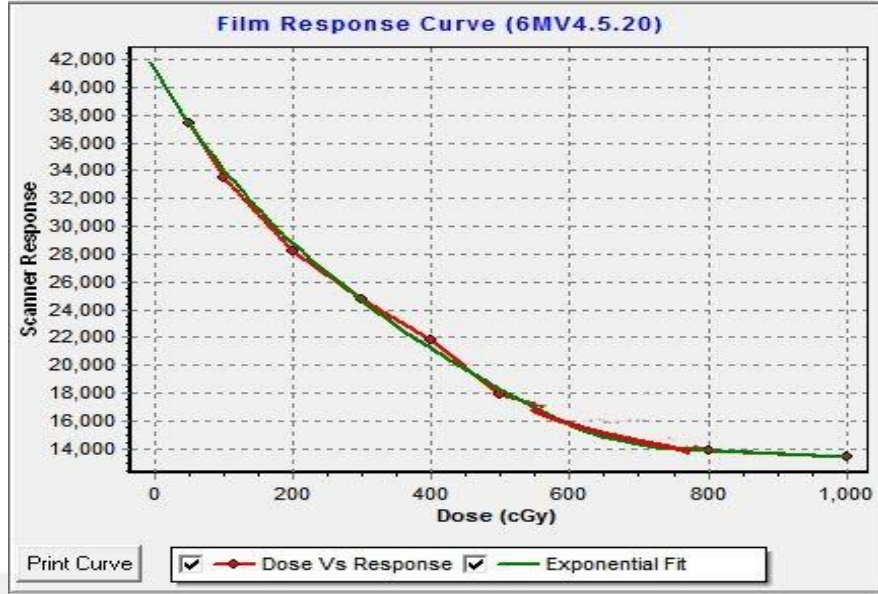
Filmlerin boyutları gerekli görülen dozimetrik verileri (penumbra bölgesi %80-20 vb) verecek şekilde, profil ve output ölçümleri için 0.6x0.6 cm² alan için 2x2 cm² , 1x1 cm² alan için 3x3 cm² , 2x2 cm² alan için 4x4 cm² , 3x3 cm² alan için 5x5 cm² , 5x5 cm² alan için 8x8 cm² , 10x10 alan için ise 15x15 cm² 'lik filmler kesilmiştir. Gerekli PDD ölçümleri için ise kesilen boyutlar, 0.6x0.6 cm² alan için 2x15 cm² , 1x1 cm² alan için 3x15 cm² , 2x2 cm² alan için 4x15 cm² , 3x3 cm² alan için 5x15 cm² , 5x5 cm² alan için 8x8 cm² , 10x10 cm² alan için 15x15 cm² 'dir.

5.2.5. Film Kalibrasyon Eğrilerinin Oluşturulması

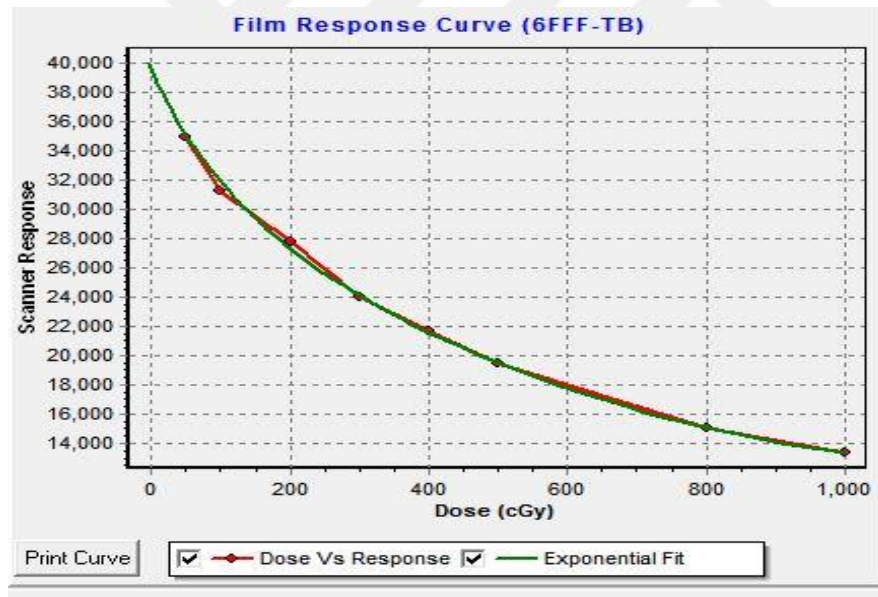
Film kalibrasyon ölçümleri Truebeam STx cihazında, PTW RW3 katı su fantomları kullanılarak yapıldı. Ölçümler 100 cm SSD mesafesinde açılan alan merkezinde 5x5 cm² gafkromik EBT3 filmler, 6FFF foton enerjisinde 1.4 cm, 6MV foton enerjisinde 1.5 cm, 10FFF foton enerjisinde 2.4 cm ve 10MV enerjisinde de 2.5 cm derinliklerine yerleştirilerek yapıldı. Her bir enerji için filmler 9 farklı MU değerinde; (0, 50, 100, 200, 300, 400, 500, 800, 1000) yapılmıştır. Önerildiği gibi filmlerin hiçbir aşamasında çıplak elle filmlere temas olmamıştır ve eldiven kullanılmıştır (54). Işınlama sonrasında filmlerde oluşacak polimerizasyon olayını da göz önünde bulundurarak, optik yoğunluğun doyuma ulaşması ve doğru sonuçlar almak için tercihen 24 saat bekletilmiştir.

Işınlama işleminin ardından, karanlık ve oda sıcaklığında 24 saat bekletildikten sonra EPSON11000 XL tarayıcı kullanılarak 48 bit derinlik ve 75 dpi çözünürlükte, her film tek tek taranmış ve 'tif' uzantılı dosyalara çevirilmiştir. Tarama esnasında daha önceden işaretlenen yöne dikkat edilmiş ve filmlerin aynı yönde taranması sağlanmıştır böylelikle lateral response artefaktı engellenmiştir.

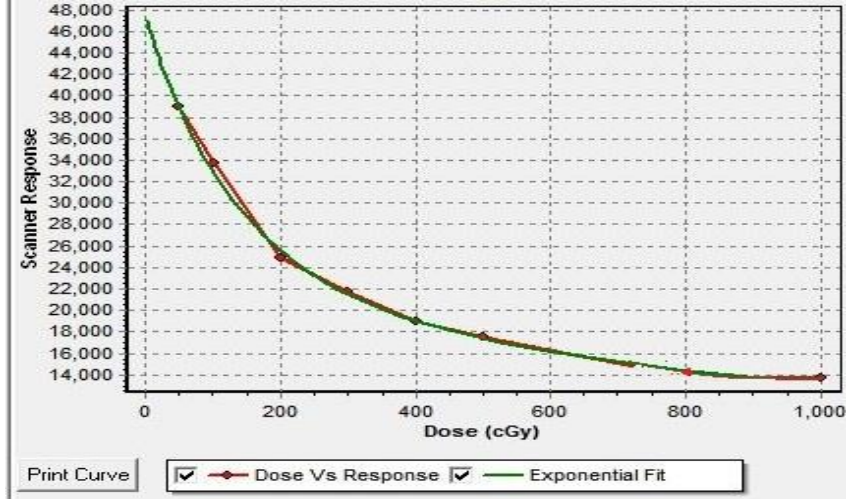
Tarama işlemi yapılan filmler SNC PatientTM yazılımı kullanılarak Truebeam Stx cihazı için dört farklı foton enerjisinde kalibrasyon eğrileri oluşturulmuştur. (Resim 5.2.5.1. , Resim 5.2.5.2. , Resim 5.2.5.3. , Resim 5.2.5.4.).



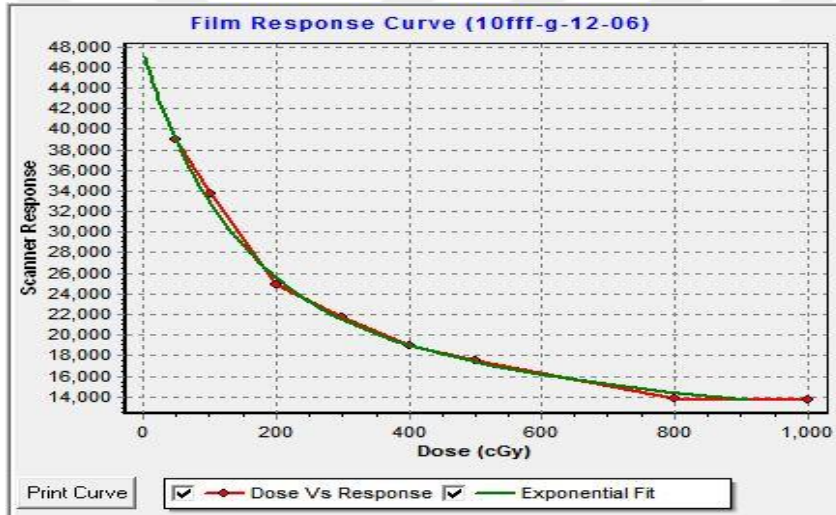
Resim 5.2.5.1. 6MV film kalibrasyon eğrisi



Resim 5.2.5.2. 6FFF film kalibrasyon eğrisi



Resim 5.2.5.3 10MV film kalibrasyon eğrisi



Resim 5.2.4.4. 10FFF film kalibrasyon eğrisi

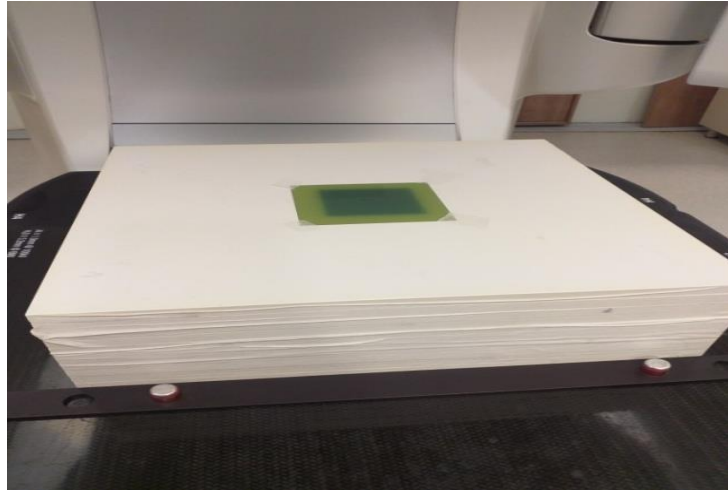
5.2.5.Eclipse Tedavi Planlama Sisteminde Hazırlanan Planların Uygulanması

Truebeam STx 2.0 cihazında ölçüm alınacak fantomlar tedavi masasına yerleştirildi.. Çalışmada kullanılan her enerji ve alan boyutunda PDD ölçümleri için SSD 100 cm, gantri ve kolimatör açıları 0° olacak şekilde, EBT3 filmler merkezi aksa paralel ve fantomaların arasında tam ortaya yerleştirilip, 200 MU verilerek ölçümler alındı. (Resim5.2.5.1.)

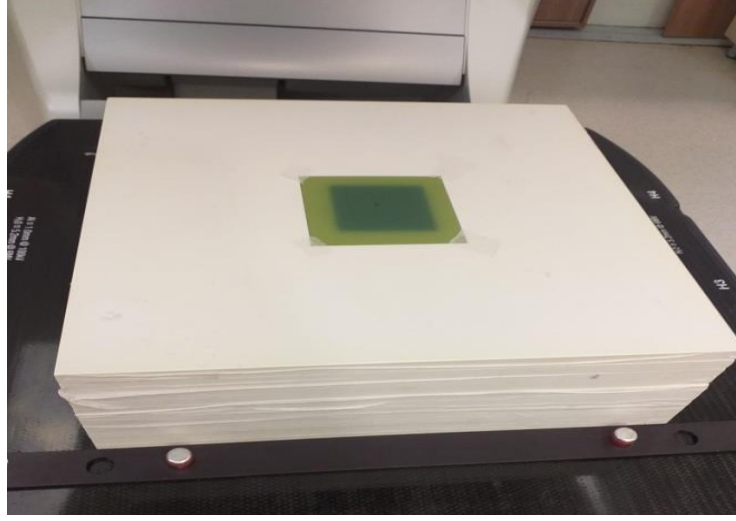
Çalışmada kullanılan her enerji ve alan boyutunda, profil ölçümlerinde SSD 100 cm, gantri ve kolimatör açısı 0° olacak şekilde EBT3 filmler, d_{max} , $d = 5$ cm ve $d = 10$ cm derinliklerinde, merkezi eksene dik olacak şekilde yerleştirilip 200 MU verilerek ölçümler alındı. Çalışmada kullanılan her enerji ve alan boyutunda, output ölçümleri için ise EBT3 filmler, SSD 100 cm, gantri ve kolimatör açısı 0° olacak şekilde, $d=10$ cm derinlikte, merkezi eksene dik olarak yerleştirilip 100MU verilerek ölçümler alındı.(Resim5.2.5.2. Resim5.2.5.3.).



Resim5.2.5.1. PDD ölçümü için hazırlanan setup



Resim5.2.5.2. Profil ölçümü için hazırlanan setup



Resim5.2.5.3. output ölçümü için hazırlanan setup

5.2.6.İşinlanan Plan Filmlerinin Değerlendirilmesi

İşinlanan filmler, 24 saat karanlık ortamda ve oda sıcaklığında bekletildikten sonra EPSON11000 XL tarayıcısı ile tarama işlemi yapıldı. Tarama işleminin ardından bütün filmler '.tif' uzantılı dosyalara çevirildi ve daha sonra SNC Patient yazılımı ile '.flm' uzantılı dosyalara dönüştürüldü. Eclipse Tedavi Planlama sistemindeki planların dataları çekilip işinlanan filmler ile SNC Patient yazılımında plan değerlendirme bölümünde doz dağılımlarına bakılıp, karşılaştırmaları gamma indekslerine göre yapıldı. Plan değerlendirme kriterleri $DTA = \pm 3\text{mm}$, $DD = \pm 3\%$ olarak belirlendi. SNC Patient Software ile TPS' den alınan AAA, AXB Dw, AXB Dm algortimaları ile ayrı ayrı hesaplanan her bir plan için Gafchromic® EBT3 ile karşılaştırmalar yapıldı.

Output ölçümleri için ise merkezde okunan doz değeri, $10 \times 10 \text{ cm}^2$ referans alanda okunan doz değerine normalize edilerek doz verim faktörleri hesaplanmıştır ve bulunan bütün ölçümlerin sonuçları Microsoft Excel Worksheet programı aracılığıyla grafiğe dönüştürülmüştür.

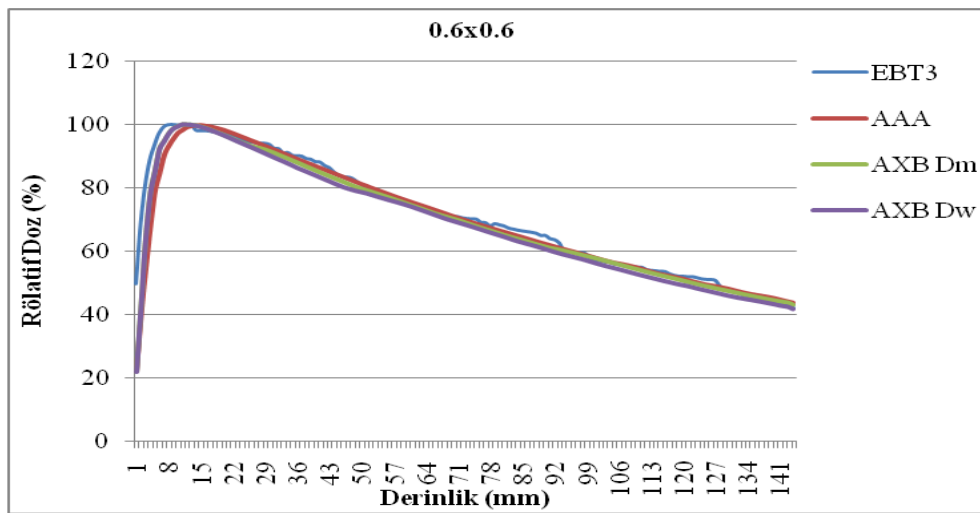
6. BULGULAR

TPS' de hazırlanan tüm planlar Truebeam STx 2.0 cihazında PDD, profil ve output ölçümleri 6MV, 6FFF 10MV, 10FFF foton enerjilerinde, 0.6x0.6, 1x1, 2x2, 3x3, 5x5, 10x10 cm² alan boyutlarında, kolimatör ve gantri açıları 0° ' de, SSD=100 cm de, RW3 katı su fantomlarında Gafkromik EBT3 film ile ölçülmüş, Eclipse tedavi sisteminde AAA, AXB Dm ve AXB Dw algoritmaları ile hesaplanmıştır. PDD ve profil için film ölçümleri ile TPS hesaplamaları arasındaki genel uyum gamma analizi ile incelenmiştir. Output için, merkezde okunan absolute doz değerleri arasında yüzdelik farklar bulunmuş ve 10x10 cm² referans alana normalize ederek doz verim faktörleri hesaplanmıştır.

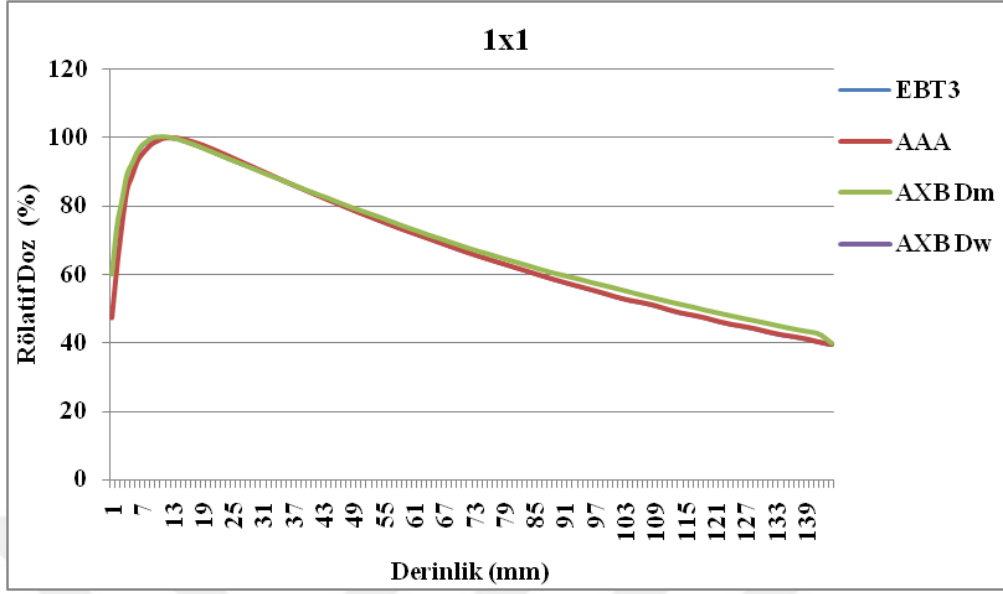
6.1. PDD Işınlamalarında ve Hesaplamalarında Elde Edilen Bulgular

6.1.1. 6MV PDD Bulguları

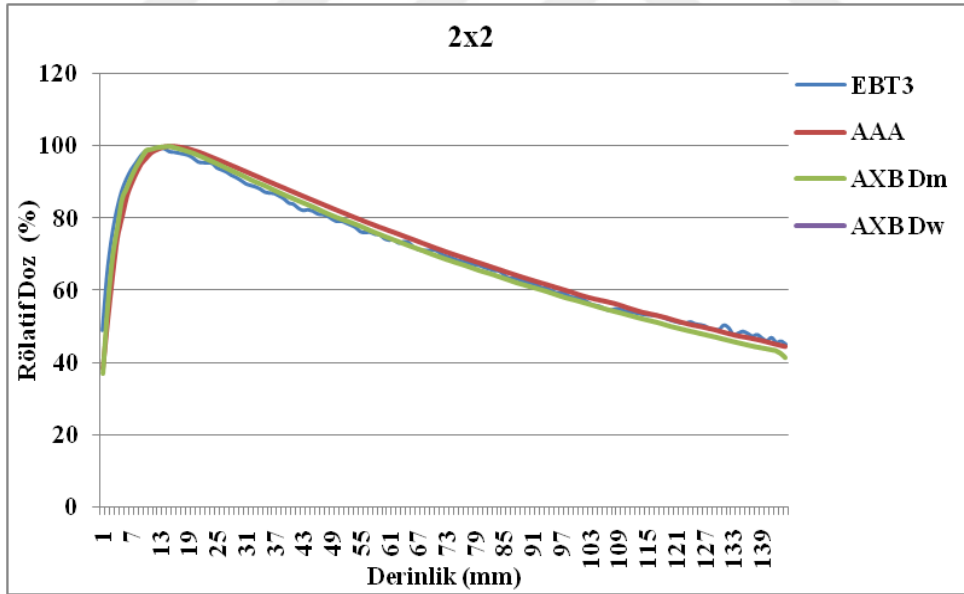
6MV foton enerjisi için 0.6x0.6, 1x1, 2x2, 3x3, 5x5, 10x10 cm² alan boyutlarında, EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan yüzde derin doz verilerine ait grafikler aşağıda sıralanmıştır.



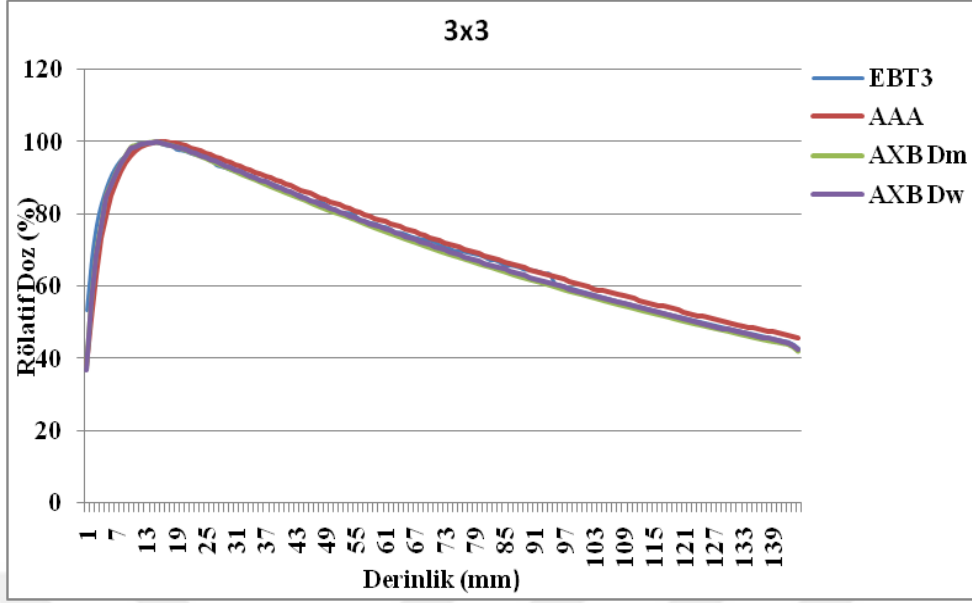
Şekil 6.1.1.1. 6MV 0.6 x 0.6 cm² alan boyutunda, EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan PDD grafikleri



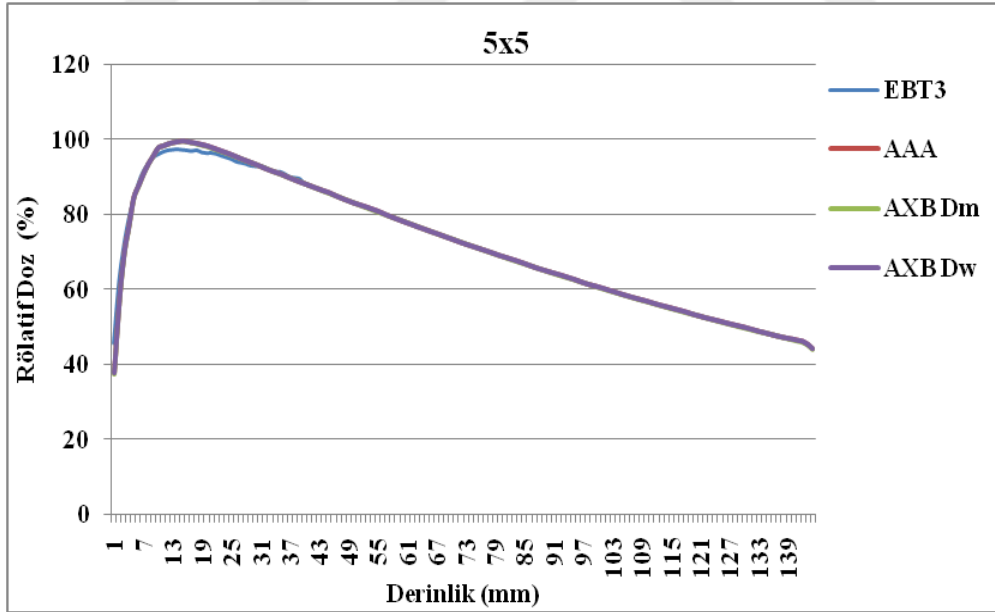
Şekil 6.1.1.2. 6MV 1 x 1 cm² alan boyutunda, EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan PDD grafikleri



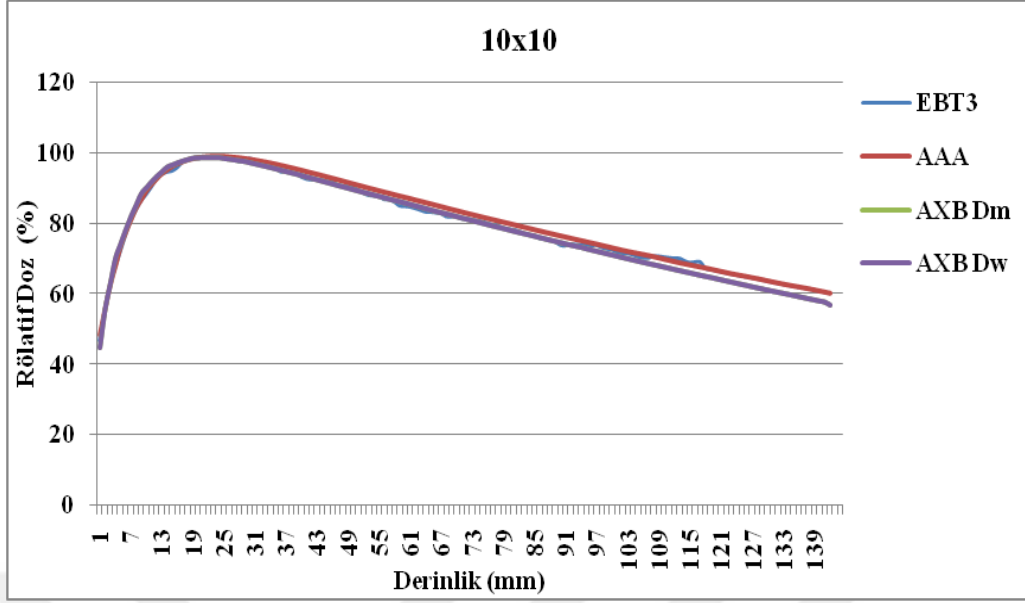
Şekil 6.1.1.3. 6MV 2 x 2 cm² alan boyutunda, EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan PDD grafikleri



Şekil 6.1.1.4. 6MV 3 x 3 cm² alan boyutunda, EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan PDD grafikleri



Şekil 6.1.1.5. 6MV 5 x 5 cm² alan boyutunda, EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan PDD grafikleri



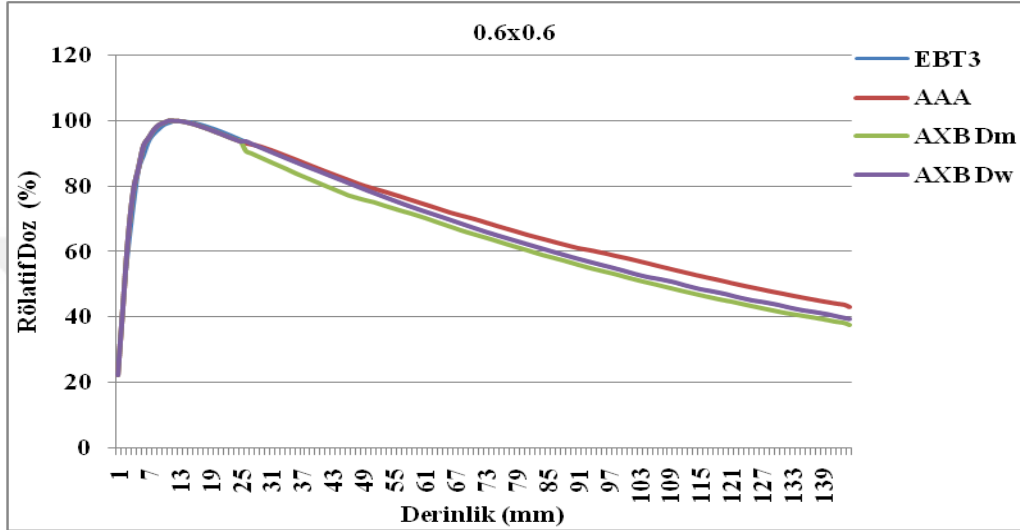
Şekil 6.1.1.6. 6MV 10 x 10 cm² alan boyutunda, EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan PDD grafikleri

Tablo 6.1.1.1. 6 MV enerji, EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan PDD rölatif doz gamma analizleri

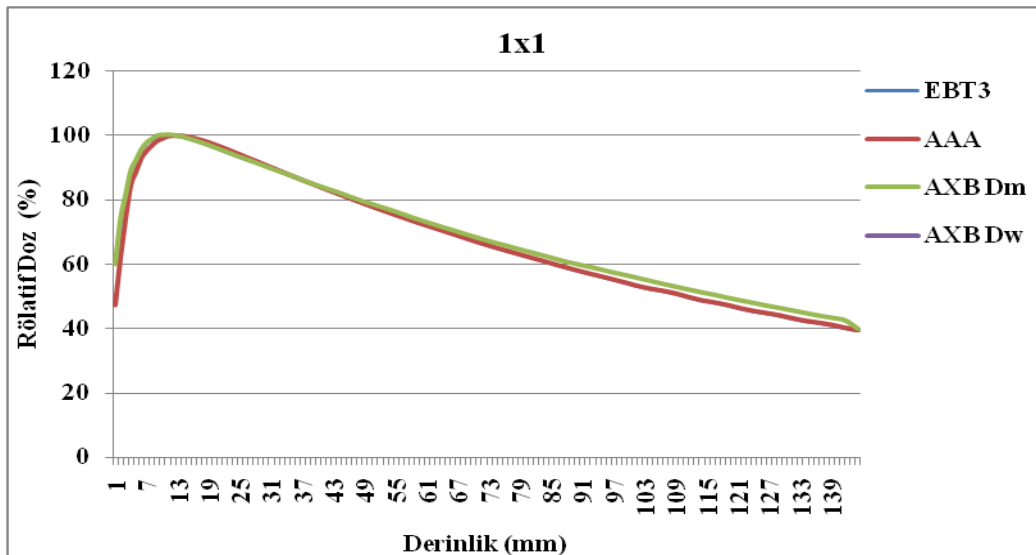
Alan Boyutu (cm ²)	Ortalama Gamma İndeks Sonuçları %		
	EBT3 - AAA	EBT3 – AXB Dw	EBT3 – AXB Dm
0.6 x 0.6	96.1	96.8	96.7
1 x 1	96.3	96.5	96.4
2 x 2	98.6	98.4	98.4
3 x 3	98.1	98.2	98.6
5 x 5	99	99.3	99.5
10 x 10	99.5	99.6	99.8

6.1.2.6FFF PDD Bulguları

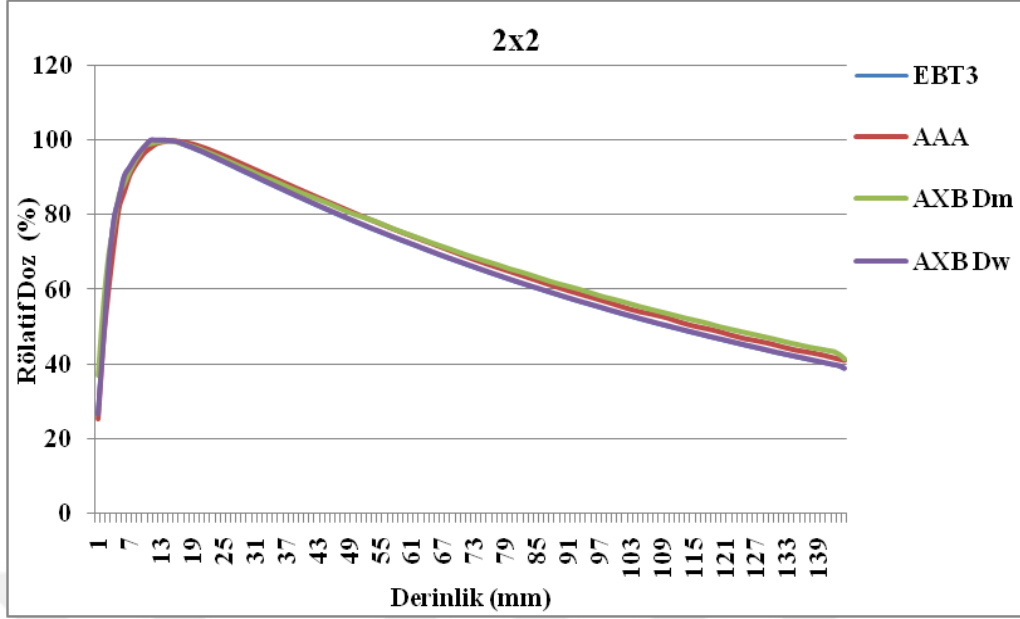
6FFF foton enerjisi için 0.6x0.6, 1x1, 2x2, 3x3, 5x5, 10x10 cm² alan boyutlarında, EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan yüzde derin doz verilerine ait grafikler aşağıda sıralanmıştır.



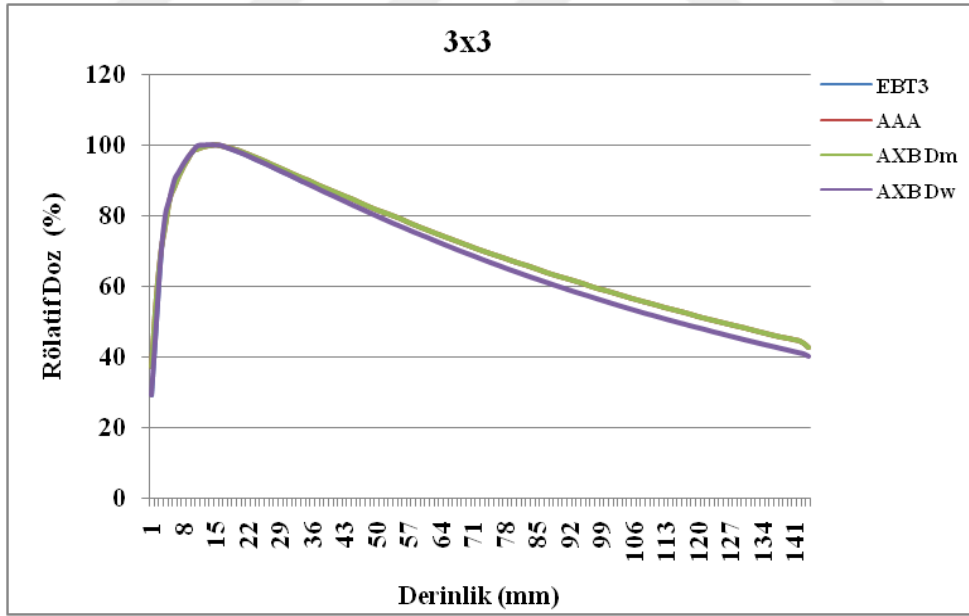
Şekil 6.1.2.1. 6FFF 0.6 x 0.6 cm² alan boyutunda, EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan PDD grafikleri



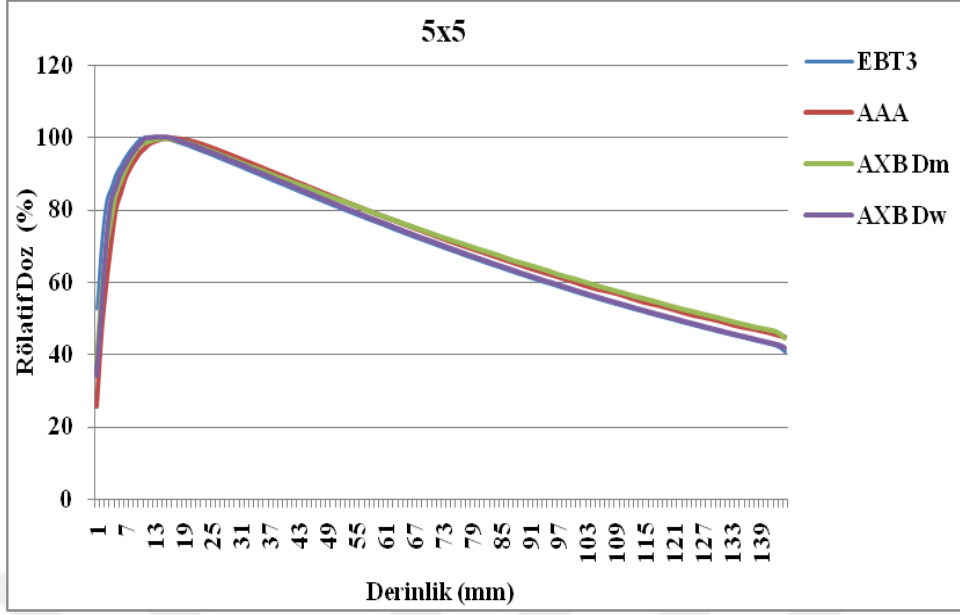
Şekil 6.1.2.2. 6FFF 1 x 1 cm² alan boyutunda, EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan PDD grafikleri



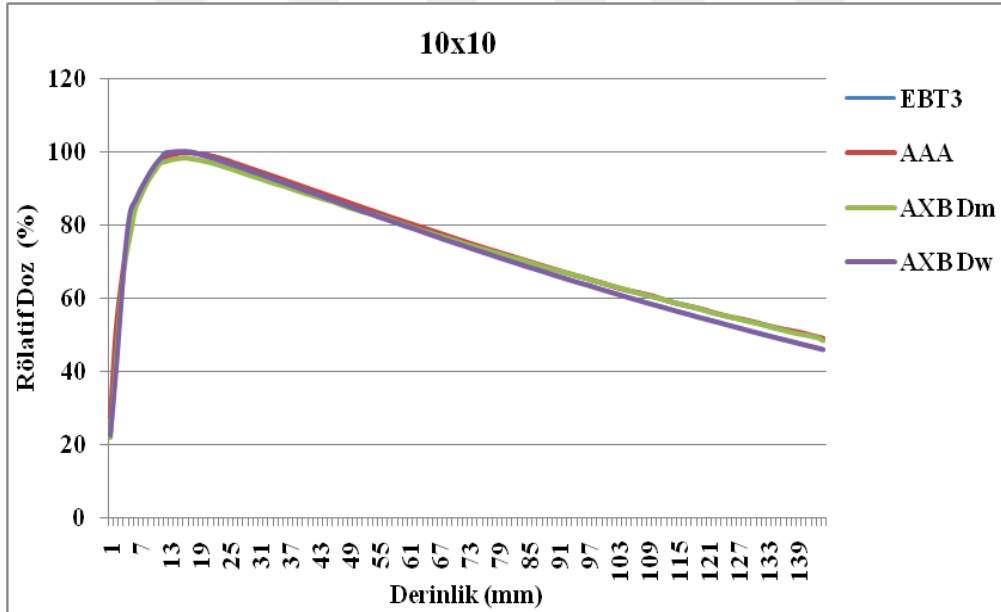
Şekil 6.1.2.3. 6FFF 2 x 2 cm² alan boyutunda, EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan PDD grafikleri



Şekil 6.1.2.4. 6FFF 3 x 3 cm² alan boyutunda, EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan PDD grafikleri



Şekil 6.1.2.5 . 6FFF 5 x 5 cm² alan boyutunda, EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan PDD grafikleri



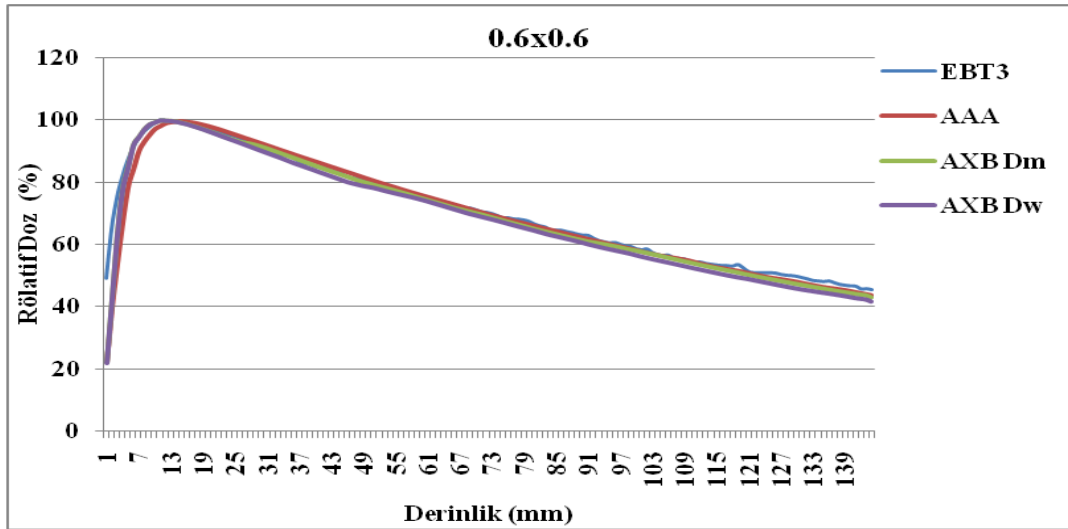
Şekil 6.1.2.6. 6FFF 10 x 10 cm² alan boyutunda, EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan PDD grafikleri

Tablo 6.1.2.1. 6FFF enerji, EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan PDD rölatif doz gamma analizleri

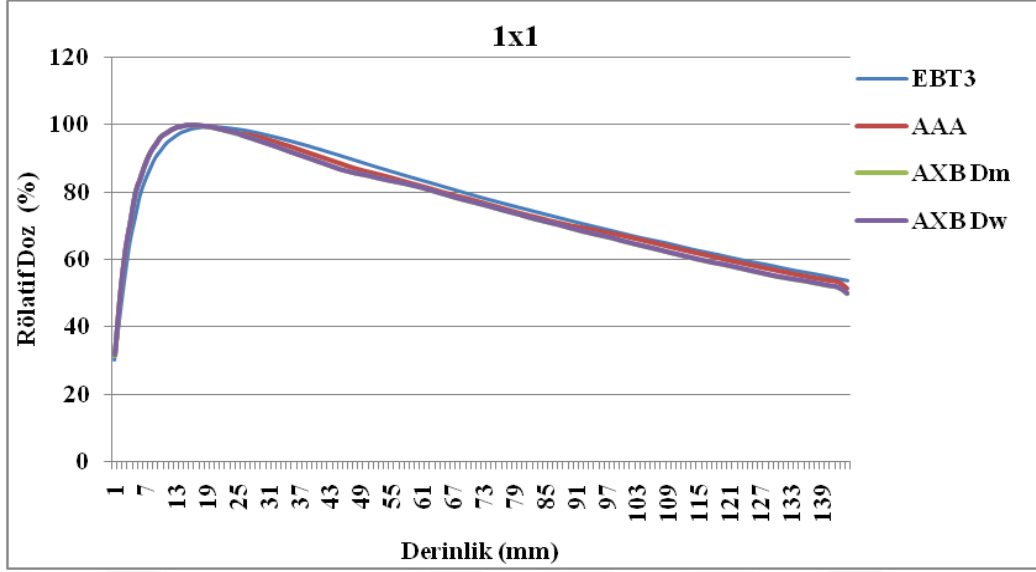
Ortalama Gamma İndeks Sonuçları %			
Alan Boyutu (cm ²)	EBT3 - AAA	EBT3 – AXB Dw	EBT3 – AXB Dm
0.6 x 0.6	97.2	97.8	97.6
1 x 1	98.3	98.6	98.5
2 x 2	97.6	97.6	97.5
3 x 3	98.3	98.2	98.2
5 x 5	99.1	99.6	99.6
10 x 10	99.3	99.8	99.7

6.1.2. 10 MV PDD Bulguları

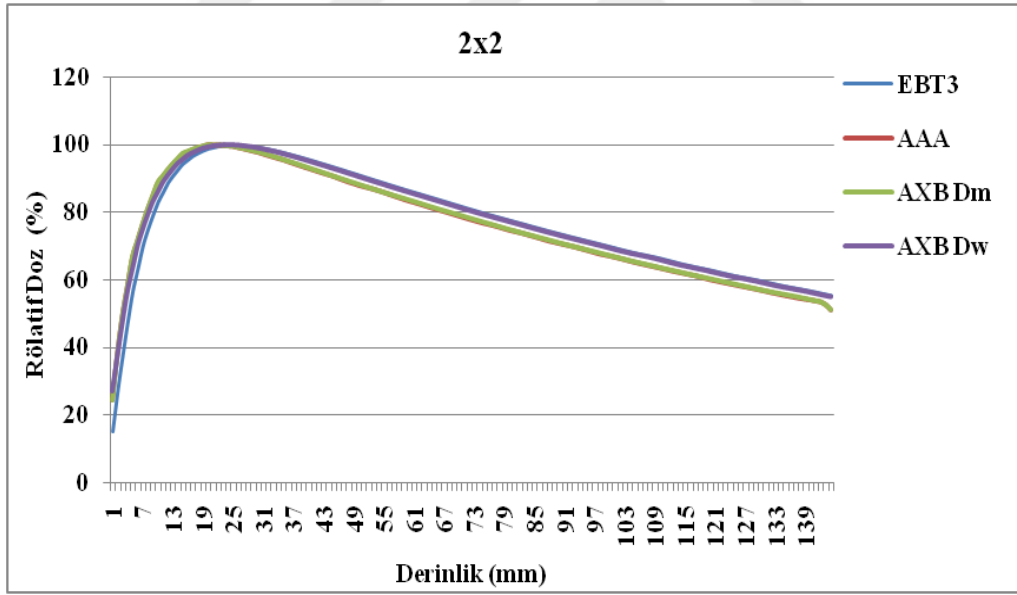
10MV foton enerjisi için 0.6x0.6, 1x1, 2x2, 3x3, 5x5, 10x10 cm² alan boyutlarında, EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan yüzde derin doz verilerine ait grafikler aşağıda sıralanmıştır.



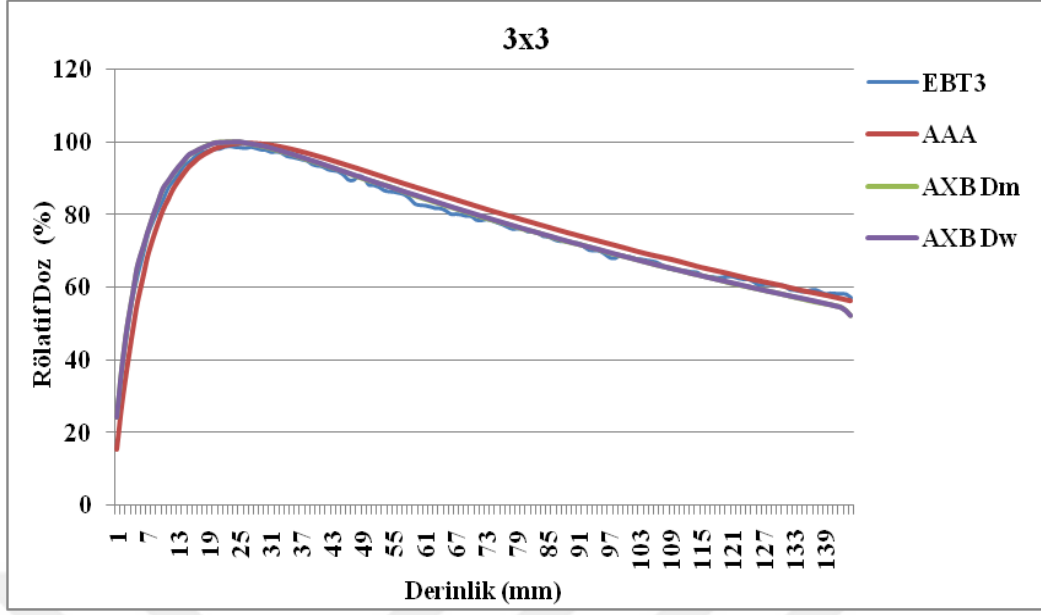
Şekil 6.1.3.1. 10MV 0.6 x 0.6 cm² alan boyutunda, EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan PDD grafikleri



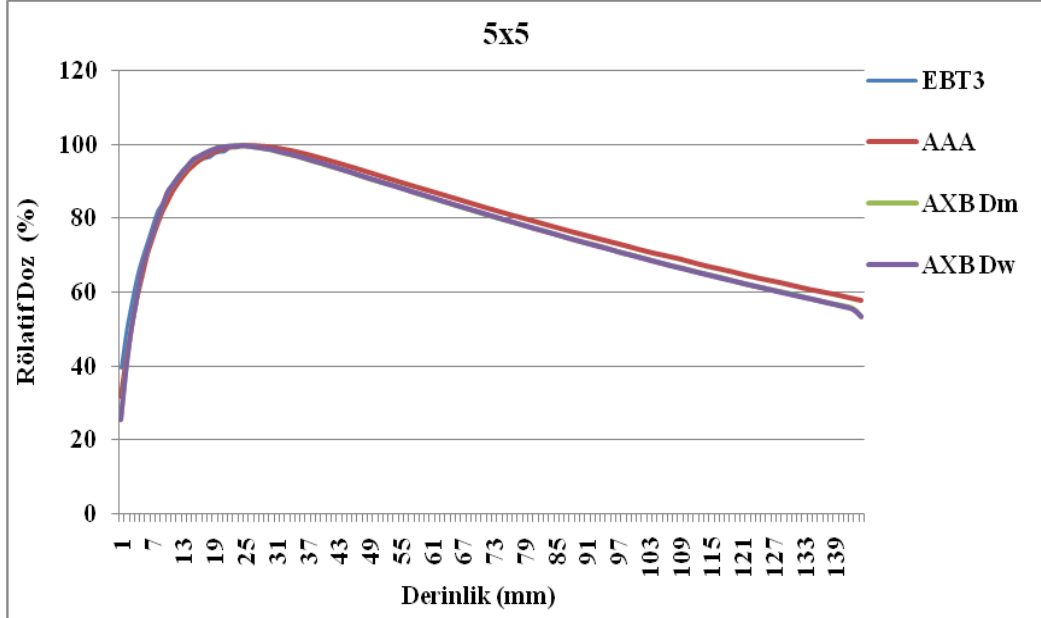
Şekil 6.1.3.2. 10MV 1 x 1cm² alan boyutunda, EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan PDD grafikleri



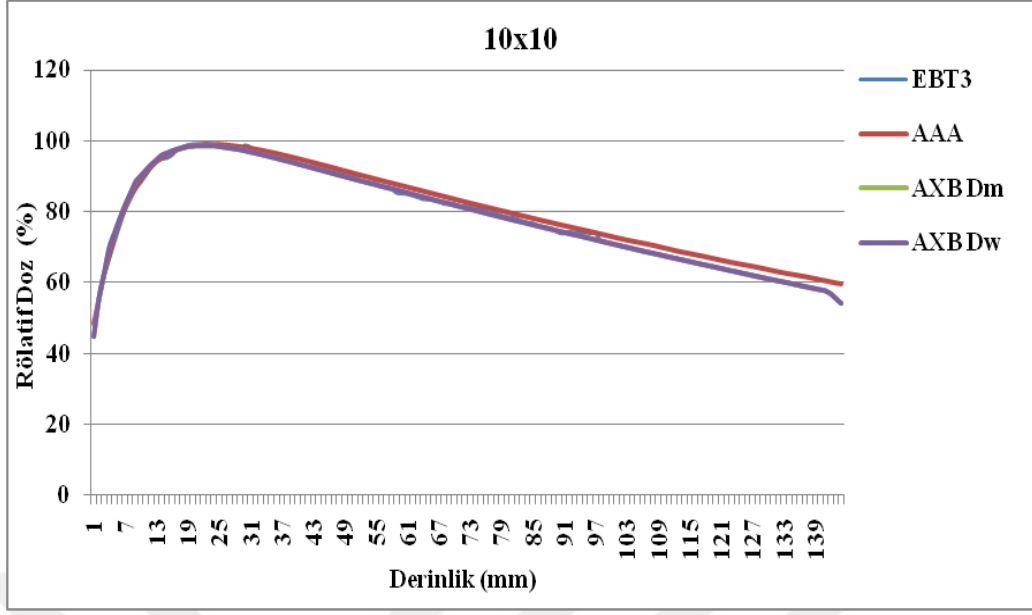
Şekil 6.1.3.3. 10MV 2 x 2 alan boyutunda, EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan PDD grafikleri



Şekil 6.1.3.4. 10MV 3 x 3 cm² alan boyutunda, EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan PDD grafikleri



Şekil 6.1.3.5. 10MV 5 x 5 cm² alan boyutunda, EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan PDD grafikleri



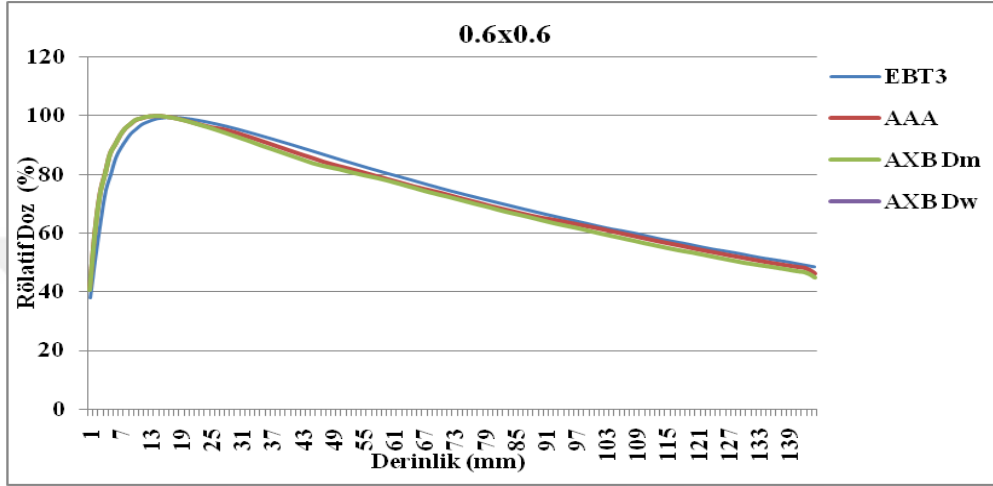
Şekil 6.1.3.6. 10MV 10 x 10 cm² alan boyutunda, EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan PDD grafikleri

Tablo 6.1.3.1. 10MV enerji, EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan PDD rölatif doz gamma analizleri

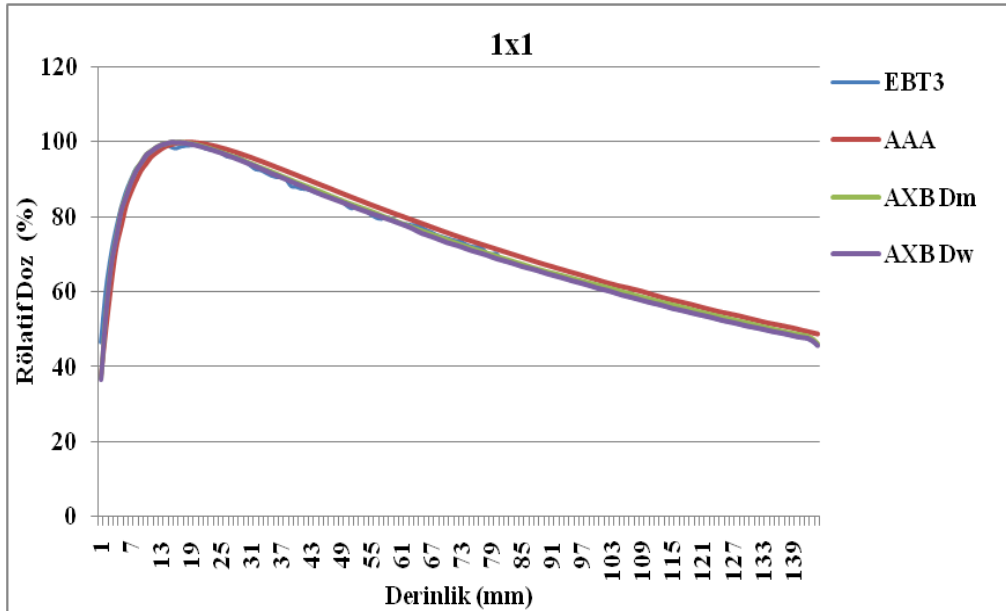
Ortalama Gamma İndeks Sonuçları %			
Alan Boyutu (cm ²)	EBT3 - AAA	EBT3 – AXB Dw	EBT3 –AXB Dm
0.6 x 06	94.3	94.4	95.8
1 x 1	96.1	98.7	98.9
2 x 2	97.2	97.4	97.8
3 x 3	98.5	98.6	98.9
5 x 5	99.2	99.1	99
10 x 10	99.6	99.5	99.4

6.1.3. 10FFF PDD Bulguları

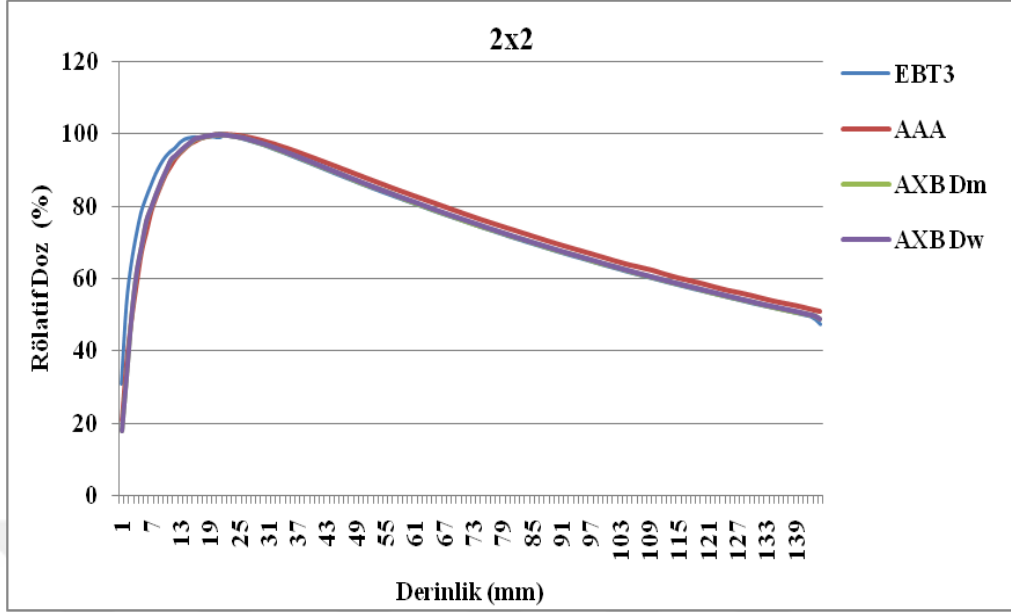
10FFF foton enerjisi için 0.6x0.6, 1x1, 2x2, 3x3, 5x5, 10x10 cm² alan boyutlarında, EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan yüzde derin doz verilerine ait grafikler aşağıda sıralanmıştır.



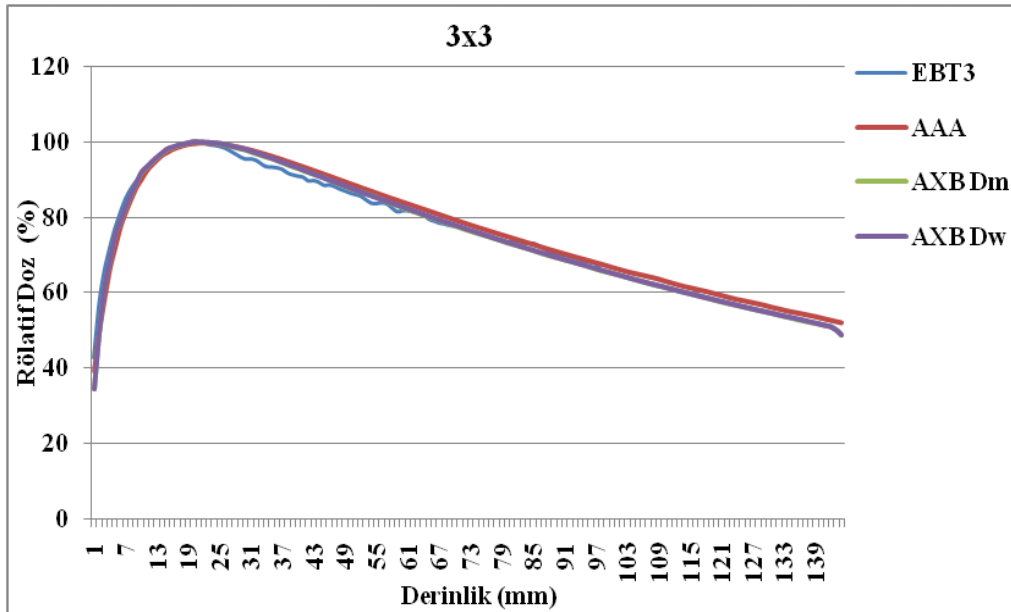
Şekil 6.1.4.1. 10FFF 0.6 x 0.6 cm² alan boyutunda, EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan PDD grafikleri



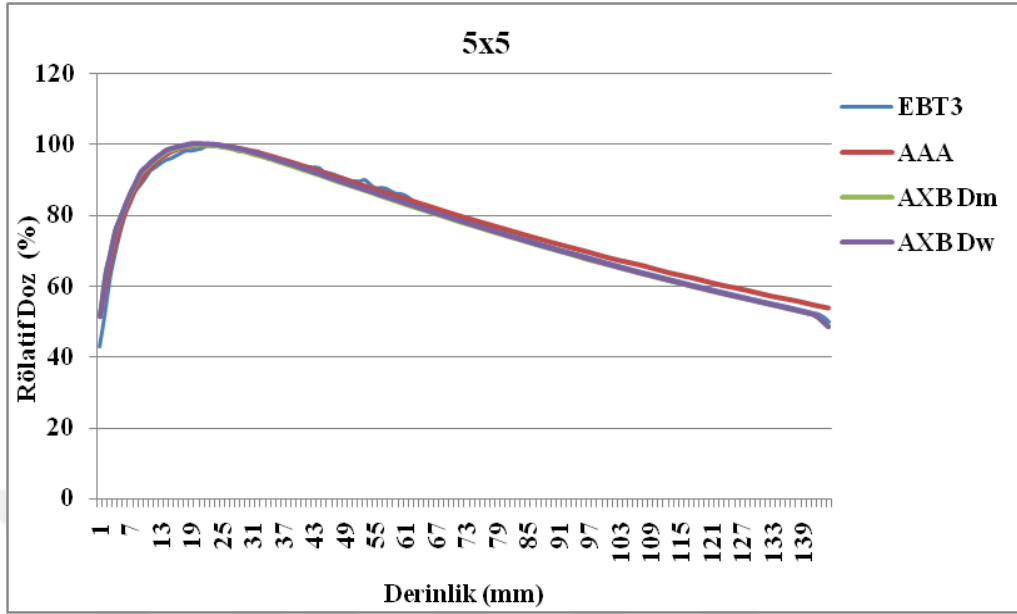
Şekil 6.1.4.2. 10FFF 1 x 1 cm² alan boyutunda, EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan PDD grafikleri



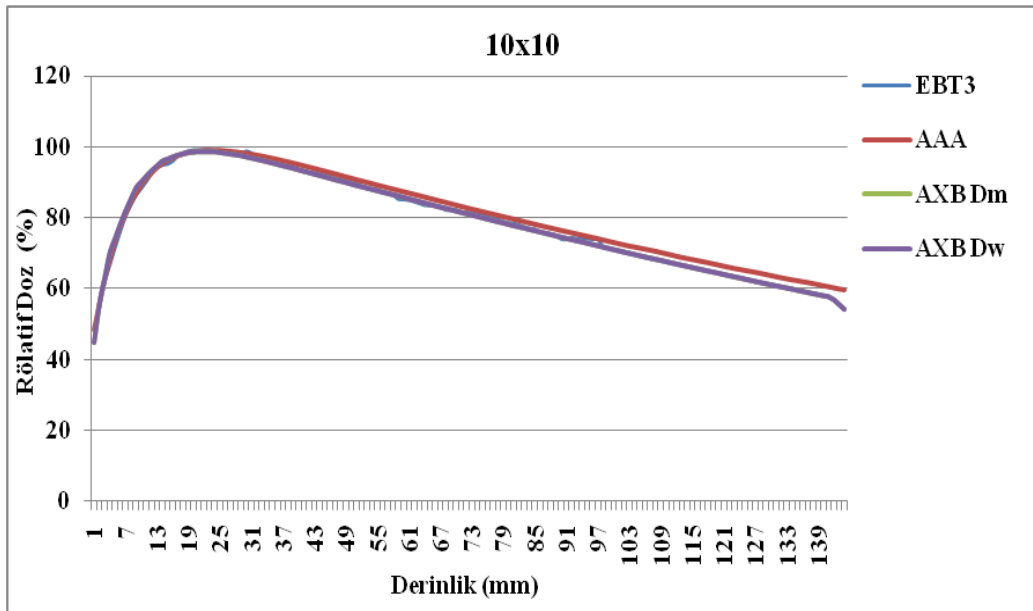
Şekil 6.1.4.3. 10FFF 2 x 2 cm² alan boyutunda, EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan PDD grafikleri



Şekil 6.1.4.4. 10FFF 3 x 3 cm² alan boyutunda, EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan PDD grafikleri



Şekil 6.1.4.5. 10FFF 5 x 5 cm² alan boyutunda, EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan PDD grafikleri



Şekil 6.1.4.6. 10FFF 10 x 10 cm² alan boyutunda, EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan PDD grafikleri

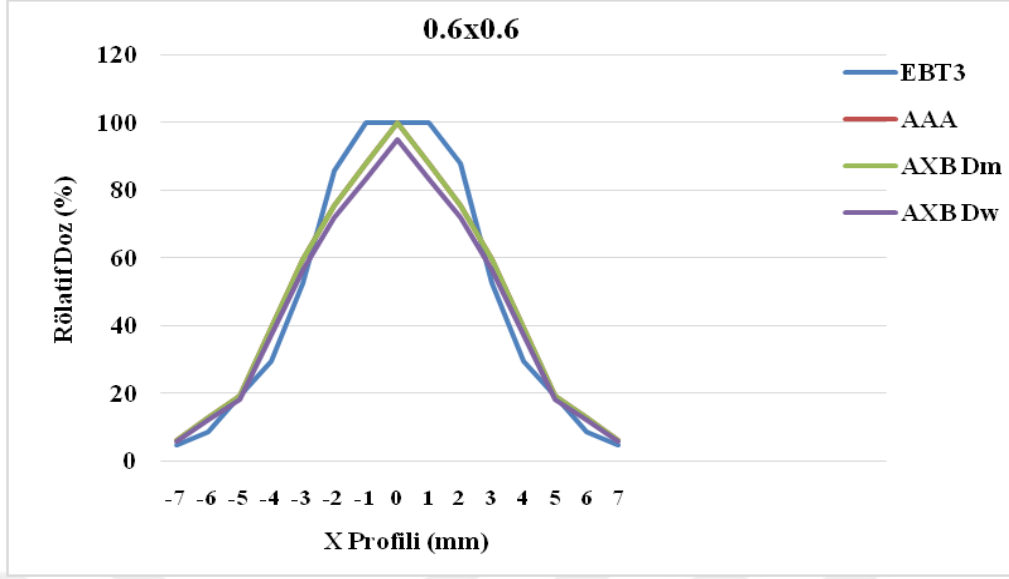
Tablo 6.1.4.1. 10FFF enerji, EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan PDD rölatif doz gamma analizleri

Alan Boyutu (cm ²)	Ortalama Gamma İndeks Sonuçları %		
	EBT3 - AAA	EBT3 – AXB Dw	EBT3 –AXB Dm
0.6 x 0.6	93	93.4	93.1
1 x 1	96.8	97.8	98.6
2 x 2	96.3	97.1	97.3
3 x 3	99.1	99.5	99.4
5 x 5	96.4	98.5	98.5
10 x 10	99.8	99.7	99.5

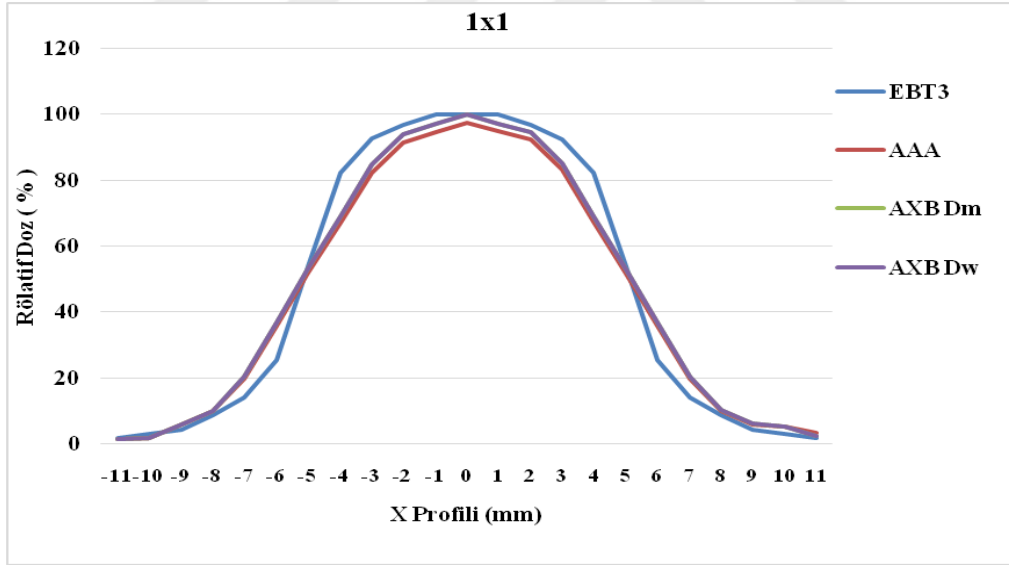
6.2. Profil Işınlamalarında ve Hesaplamalarında Elde Edilen Bulgular

6.2.1. 6MV dmax (1,5cm) derinlik için elde edilen bulgular

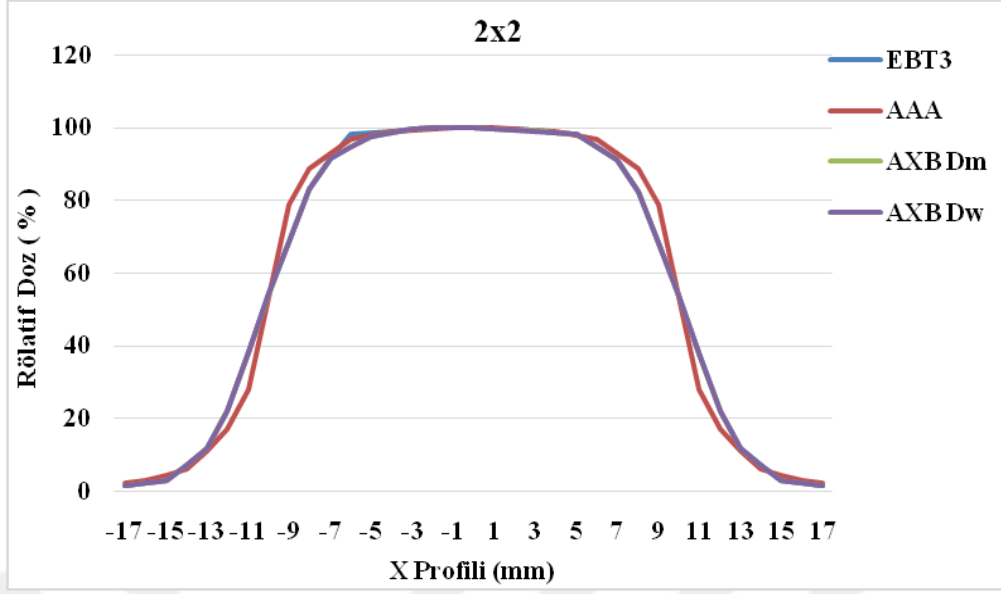
6MV foton enerjisi için dmax derinliğinde 0.6x0.6, 1x1, 2x2, 3x3, 5x5, 10x10 cm² alan boyutlarında, EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrilerine ait grafikler aşağıda sıralanmıştır.



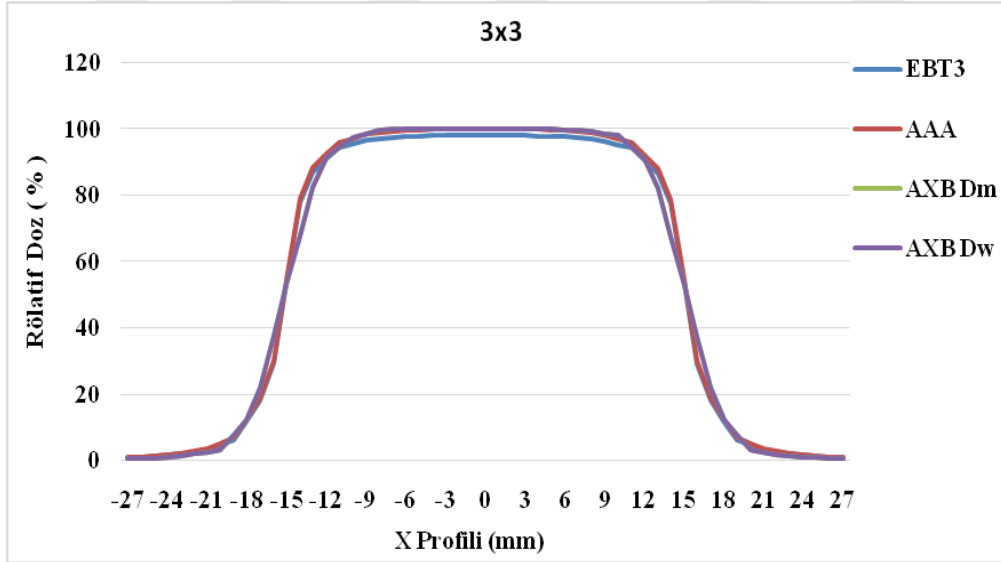
Şekil 6.2.1.1. 6MV dmax derinliğinde 0.6x0.6 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri



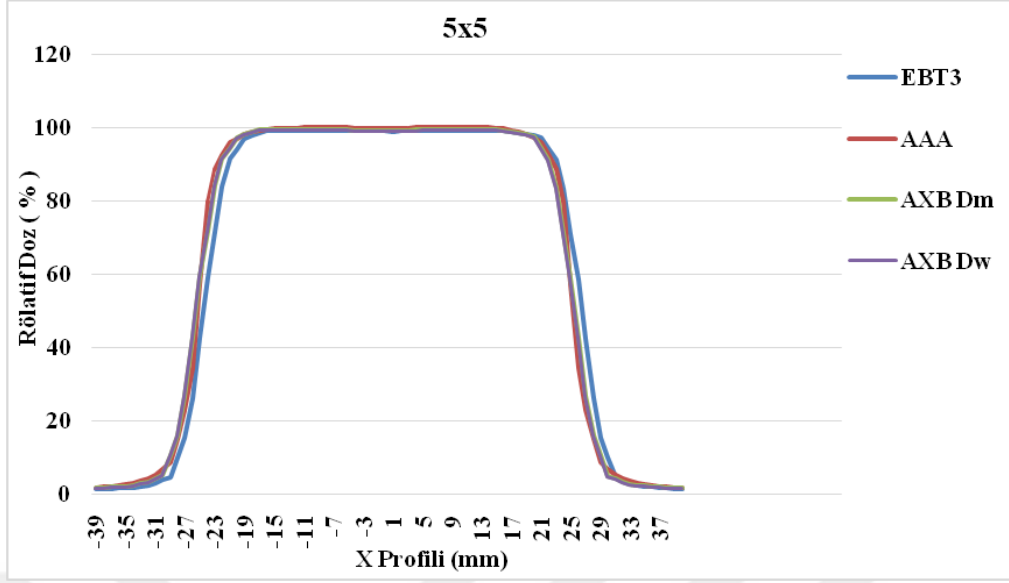
Şekil 6.2.1.2. 6MV dmax derinliğinde 1x1 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri



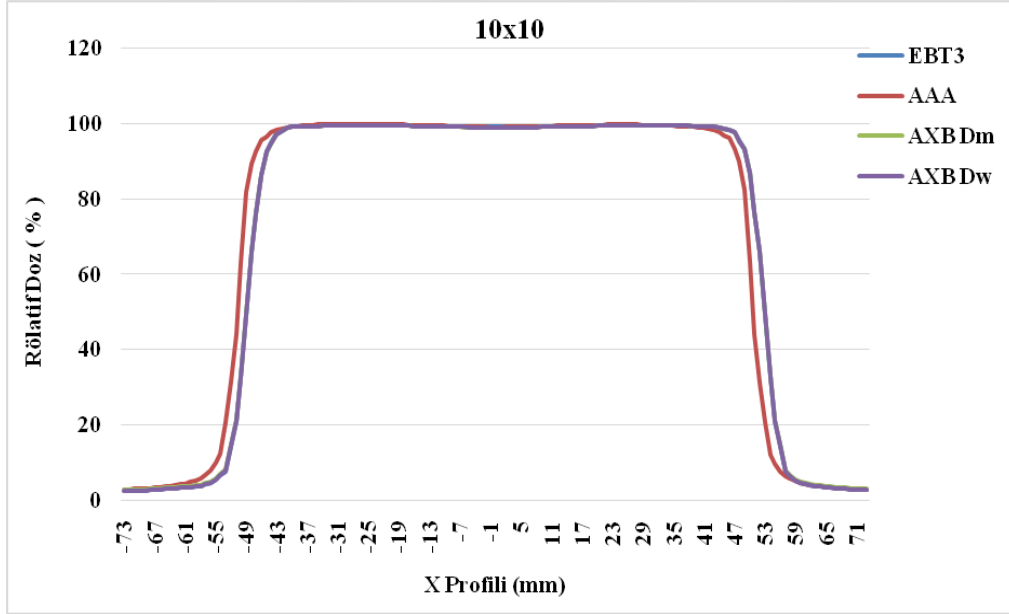
Şekil 6.2.1.3. 6MV dmax derinliğinde 2x2 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri



Şekil 6.2.1.4. 6MV dmax derinliğinde 3x3 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri



Şekil 6.2.1.5. 6MV dmax derinliğinde 5x5 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri



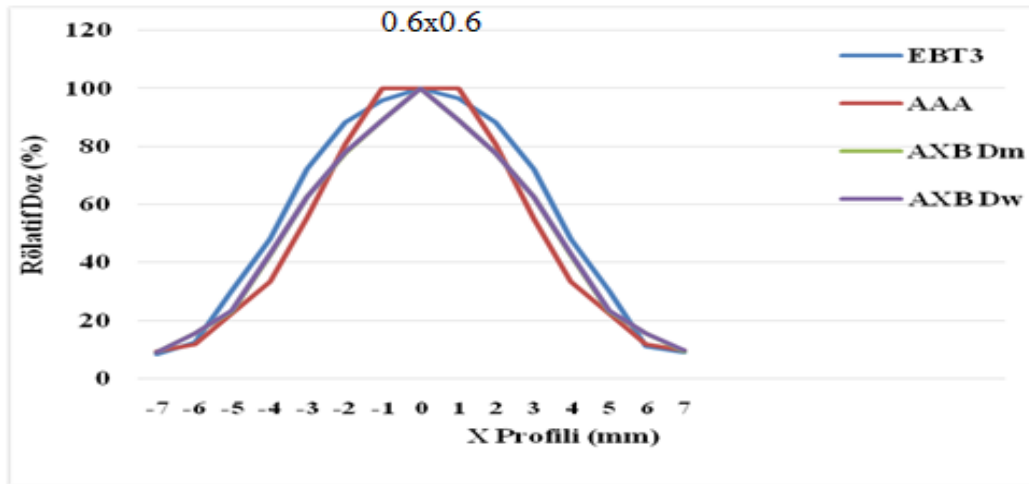
Şekil 6.2.1.6. 6MV dmax derinliğinde 10x10 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri

Tablo 6.2.1.1. 6MV enerji dmax' ta ölçülen EBT3 film, AAA, AXB Dm ve AXB Dw algoritmalarında hesaplatılan profil rölatif doz gamma analizleri

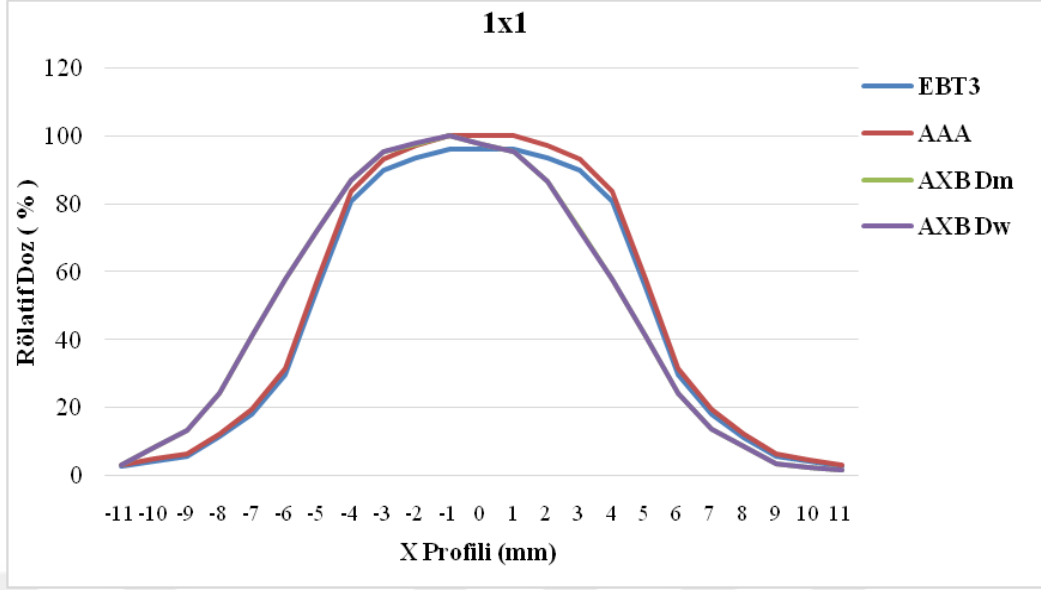
Alan Boyutu (cm ²)	Ortalama Gamma İndeks Sonuçları %		
	EBT3 - AAA	EBT3 – AXB Dw	EBT3 – AXB Dm
0,6 x 0,6	96.4	96.5	96.5
1 x 1	100	100	100
2 x 2	99.8	99.9	99.9
3 x 3	98.8	99.3	99.3
5 x 5	99.3	99.3	99.5
10 x 10	99.7	99.4	99.6

6.2.2. 6MV 5 cm derinlik için elde edilen bulgular

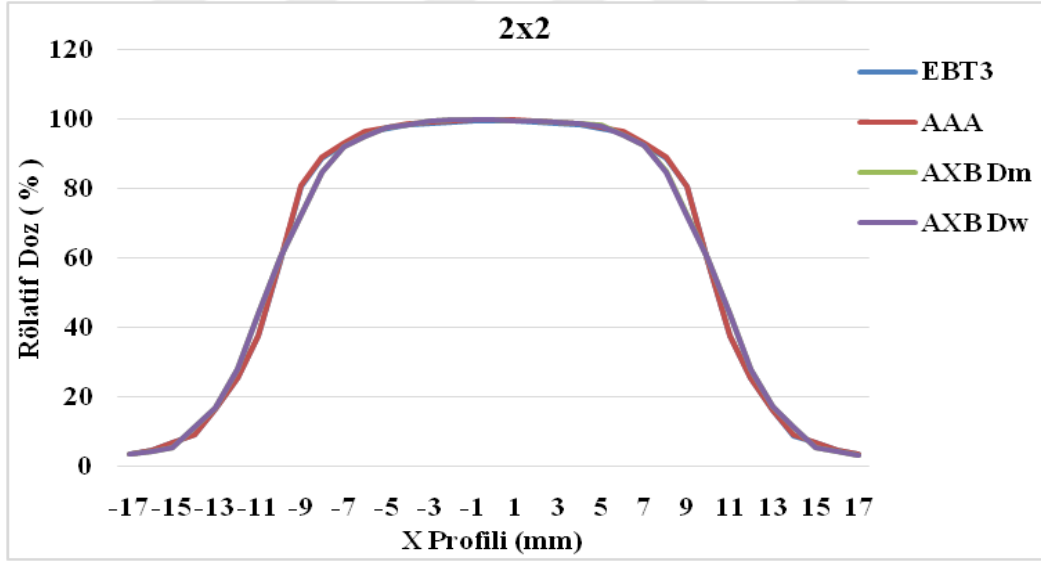
6MV foton enerjisi için 5 cm derinliğinde 0.6x0.6, 1x1, 2x2, 3x3, 5x5, 10x10 cm² alan boyutlarında, EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrilerine ait grafikler aşağıda sıralanmıştır.



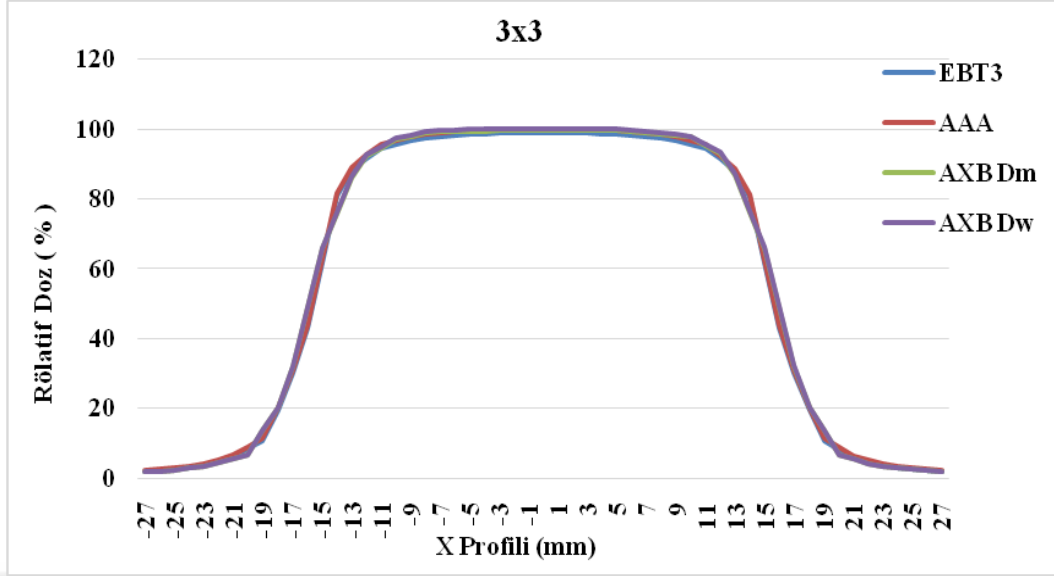
Şekil 6.2.2.1. 6MV 5 cm derinliğinde 0.6x0.6 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri



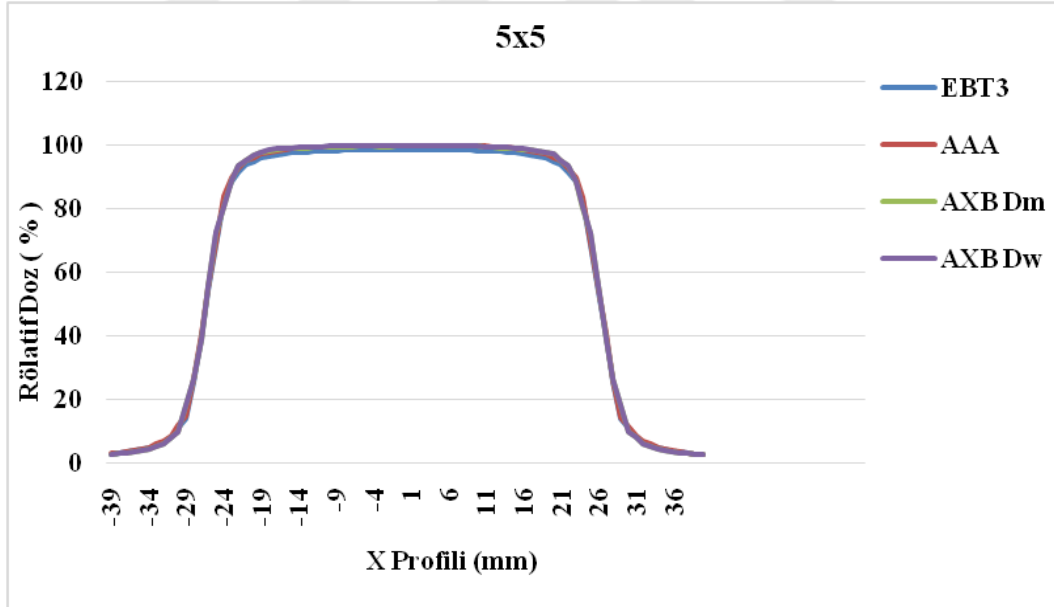
Şekil 6.2.2.2. 6MV 5 cm derinliğinde 1x1 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri



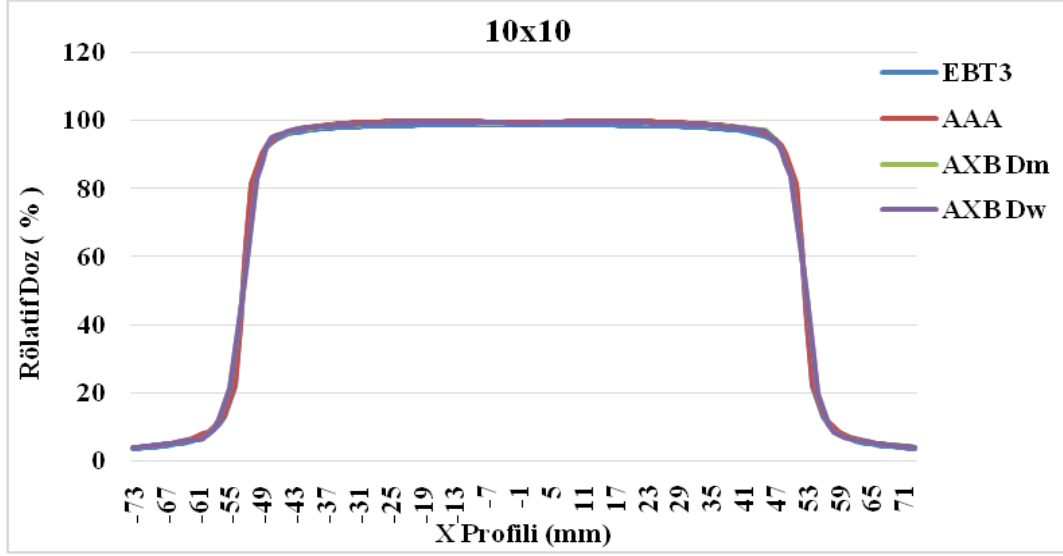
Şekil 6.2.2.3. 6MV 5 cm derinliğinde 2x2 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri



Şekil 6.2.2.4. 6MV 5 cm derinliğinde 3x3 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri



Şekil 6.2.2.5. 6MV 5 cm derinliğinde 5x5 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri



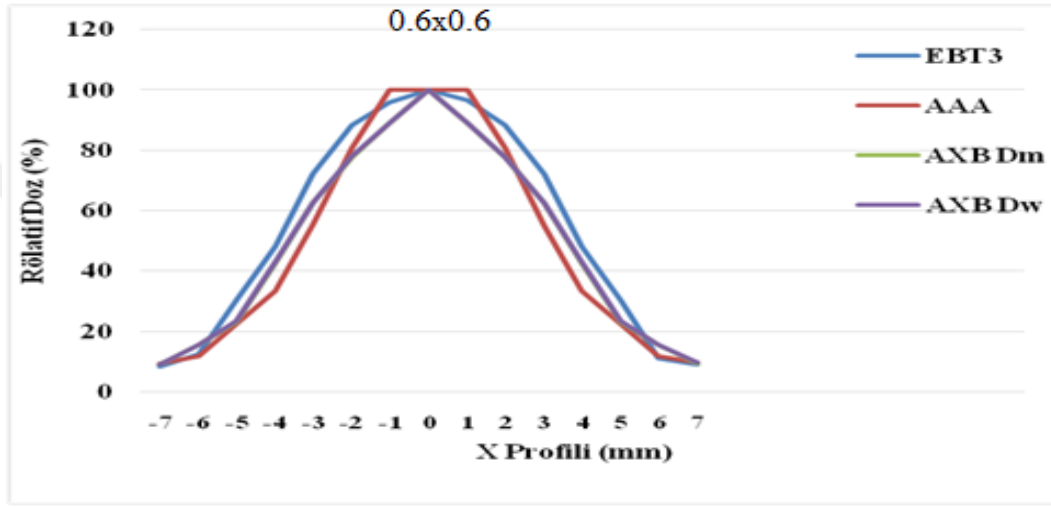
Şekil 6.2.2.6 6MV 5 cm derinliğinde 10x10 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri

Tablo 6.2.2.1. 6MV enerji 5 cm de ölçülen EBT3 film, AAA, AXB Dm ve AXB Dw algoritmalarında hesaplatılan profil rölative doz gamma analizleri

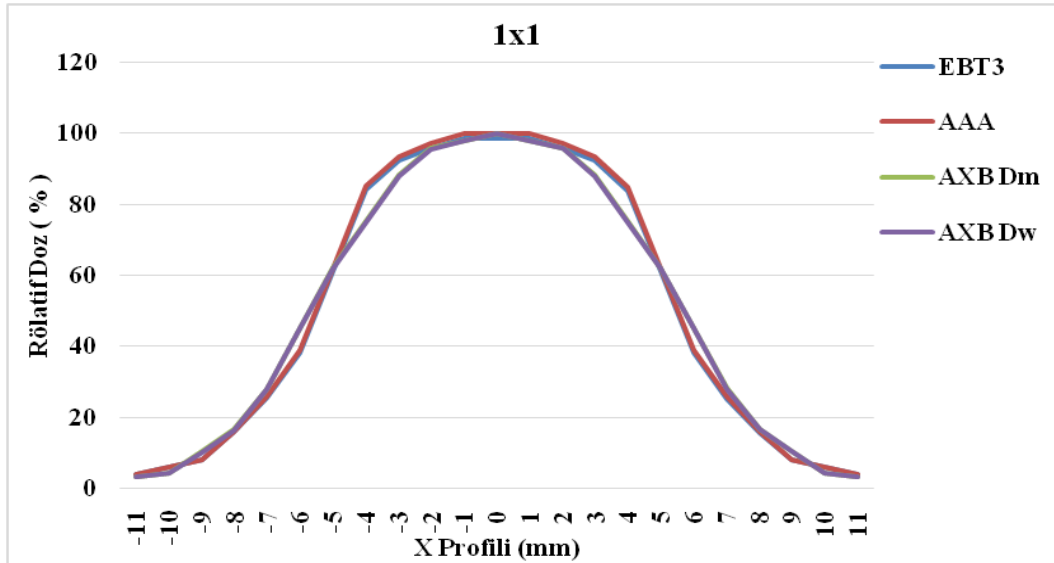
Ortalama Gamma İndeks Sonuçları %			
Alan Boyutu (cm ²)	EBT3 - AAA	EBT3 – AXB Dw	EBT3 – AXB Dm
0.6 x 0.6	98.2	98.3	98
1 x 1	99.6	99.9	99.5
2 x 2	99.1	100	100
3 x 3	99.4	99.2	99.5
5 x 5	98.2	98.4	98.4
10 x 10	99.7	99.9	99.8

6.2.3. 6MV 10 cm derinlik için elde edilen bulgular

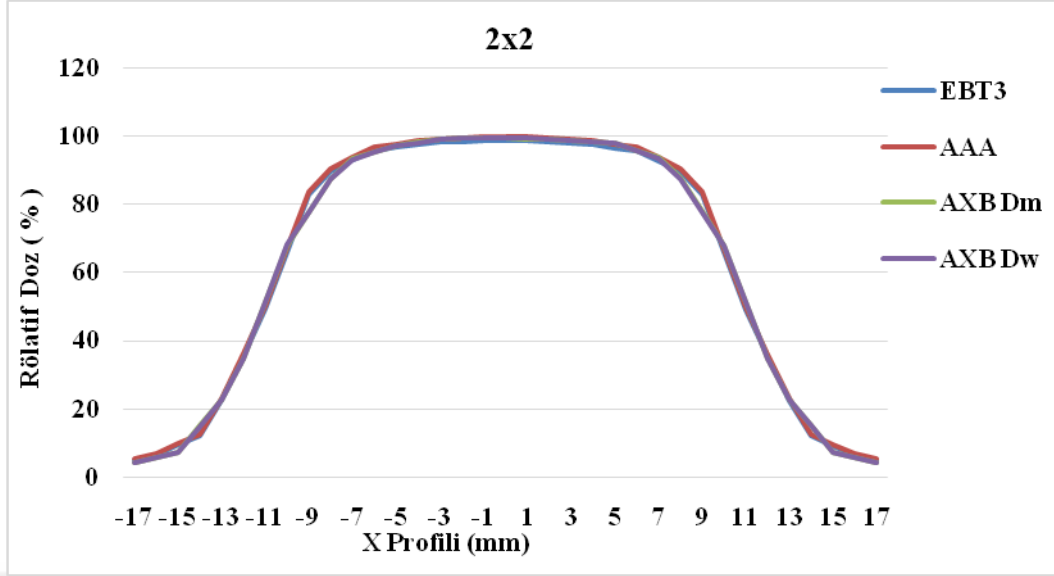
6MV foton enerjisi için 10 cm derinliğinde 0.6x0.6, 1x1, 2x2, 3x3, 5x5, 10x10 cm² alan boyutlarında, EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrilerine ait grafikler aşağıda sıralanmıştır.



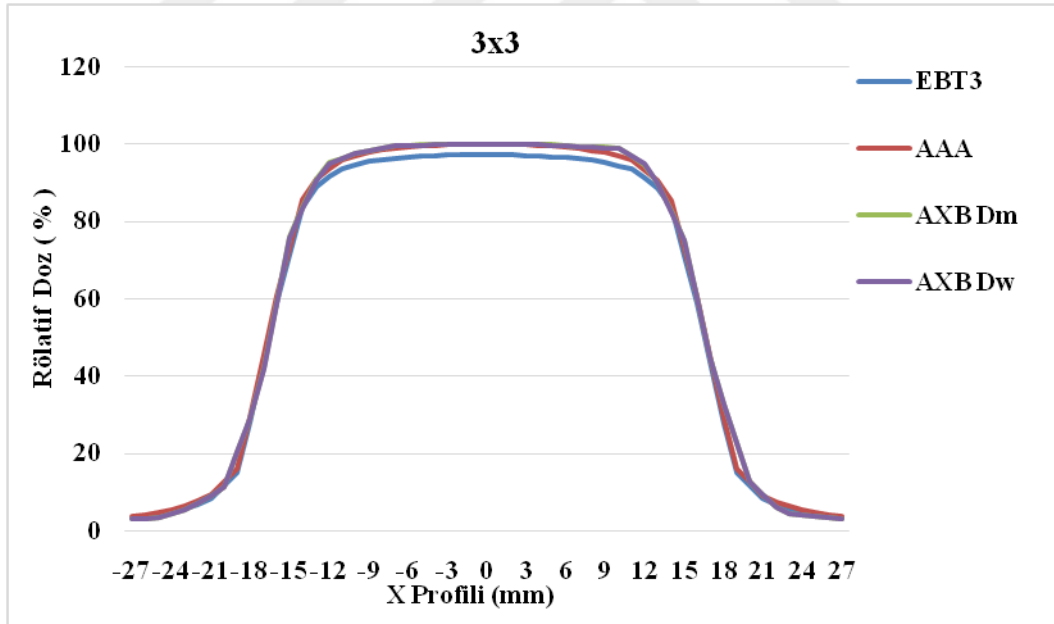
Şekil 6.2.3.1. 6MV 10 cm derinliğinde 0.6x0.6 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri



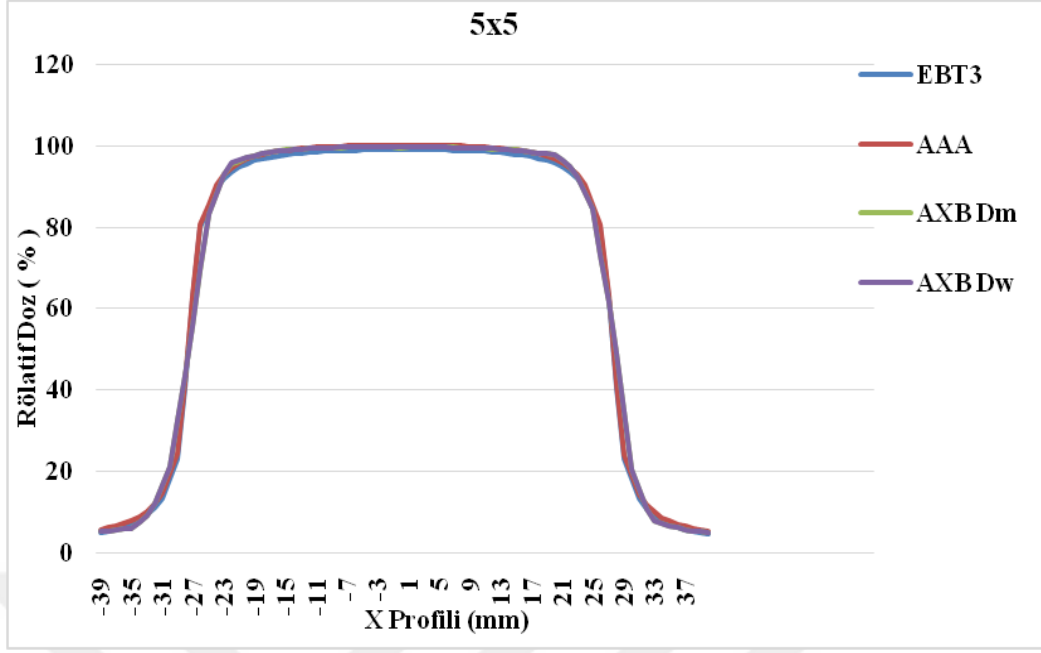
Şekil 6.2.3.2. 6MV 10 cm derinliğinde 1x1 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri



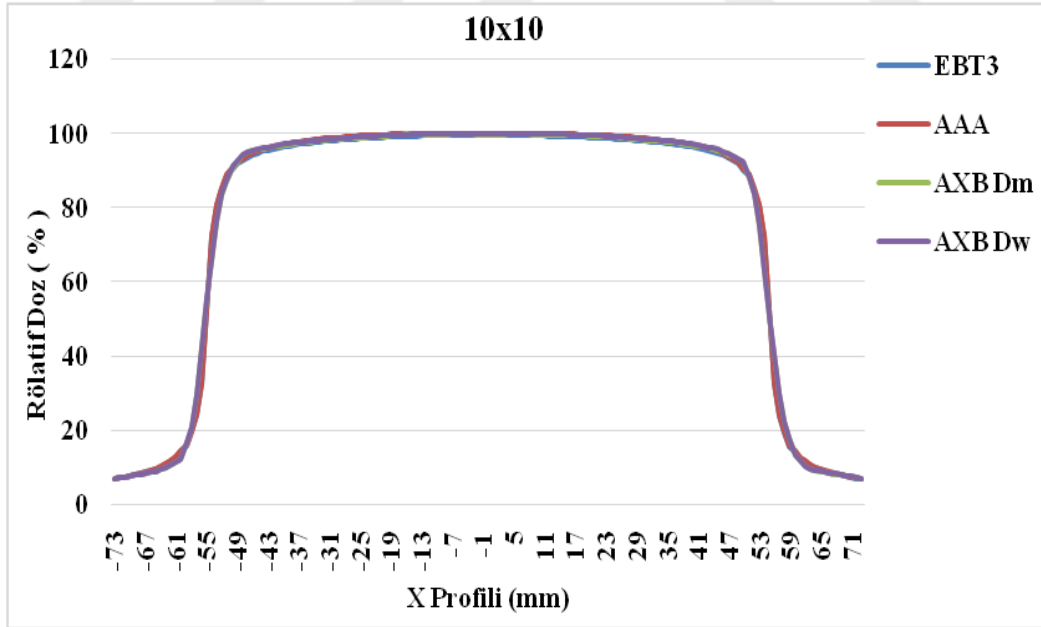
Şekil 6.2.3.3. 6MV 10 cm derinliğinde 2x2 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri



Şekil 6.2.3.4. 6MV 10 cm derinliğinde 3x3 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri



Şekil 6.2.3.5. 6MV 10 cm derinliğinde 5x5 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri



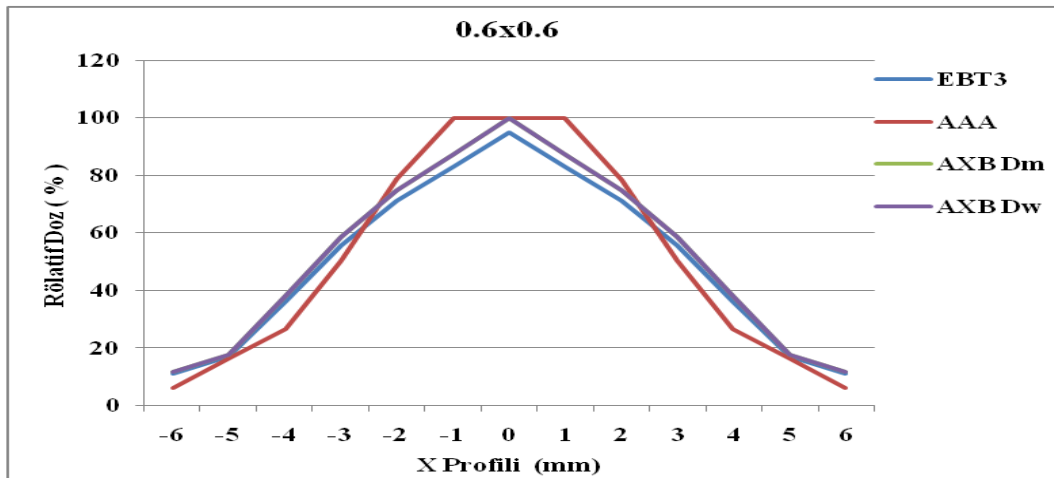
Şekil 6.2.3.6. 6MV 10 cm derinliğinde 10x10 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri

Tablo 6.2.3.1. 6MV enerji 10 cm de ölçülen EBT3 film, AAA, AXB Dm ve AXB Dw algoritmalarında hesaplatılan profil rölatif doz gamma analizleri

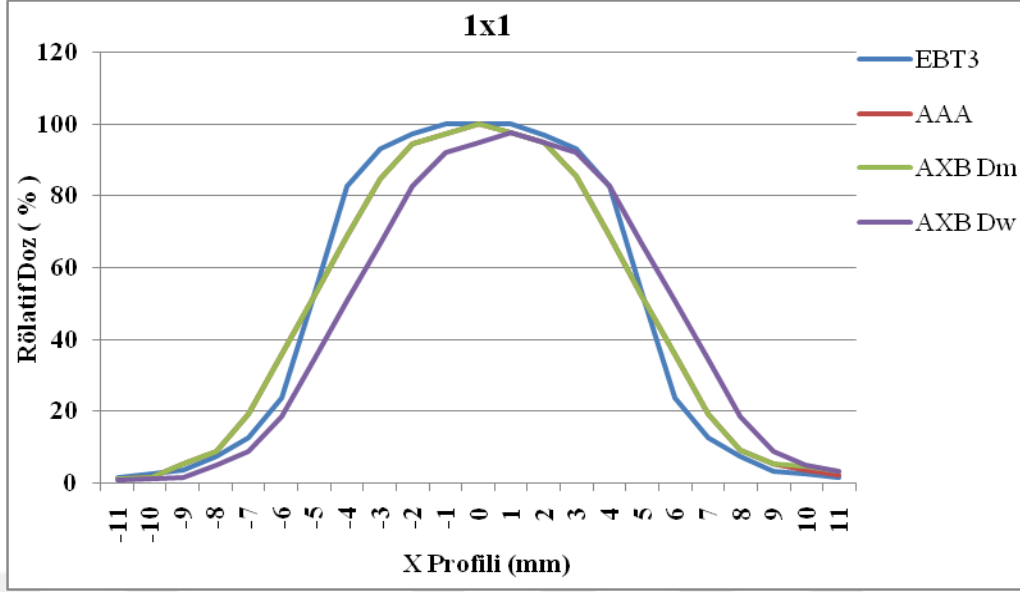
Ortalama Gamma İndeks Sonuçları %			
Alan Boyutu (cm ²)	EBT3 - AAA	EBT3 – AXB Dw	EBT3 – AXB Dm
0.6 x 0.6	95.5	95.8	95.6
1 x 1	99.6	99.8	99.8
2 x 2	99.3	99.1	99.1
3 x 3	99.8	100	100
5 x 5	99.1	99.3	99.3
10 x 10	99	100	100

6.2.4. 6FFF dmax (1,4 cm) derinlik için elde edilen bulgular

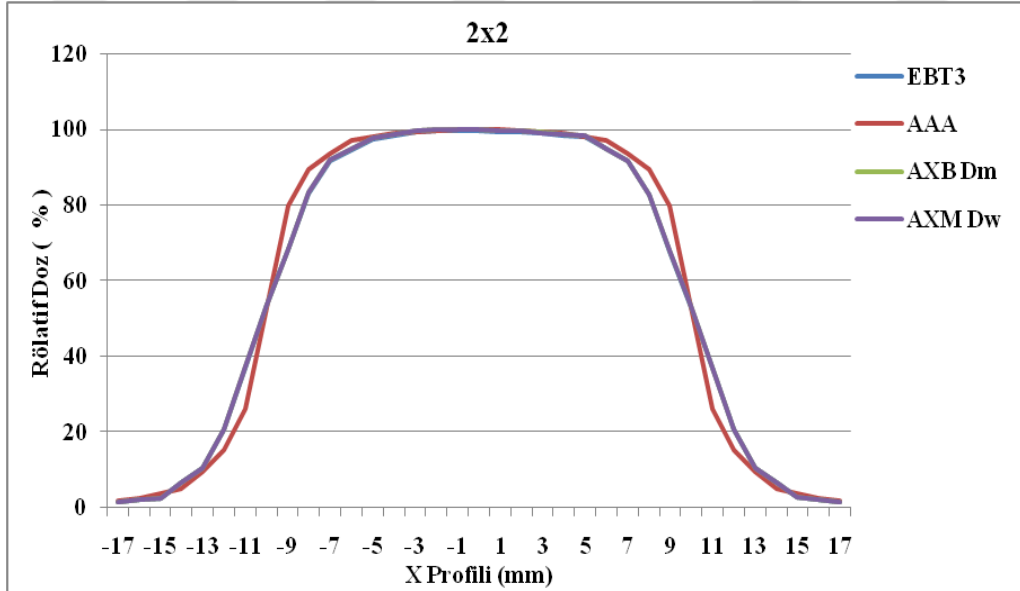
6FFF foton enerjisi için dmax derinliğinde, 0.6x0.6, 1x1, 2x2, 3x3, 5x5, 10x10 cm² alan boyutlarında, EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrilerine ait grafikler aşağıda sıralanmıştır.



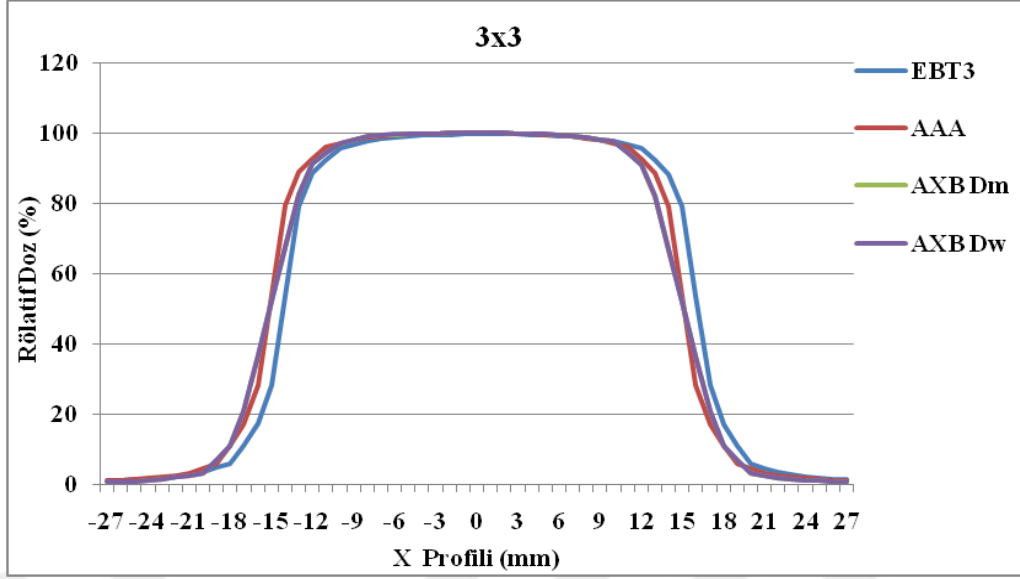
Şekil 6.2.4.1. 6FFF dmax derinliğinde 0.6x0.6 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri



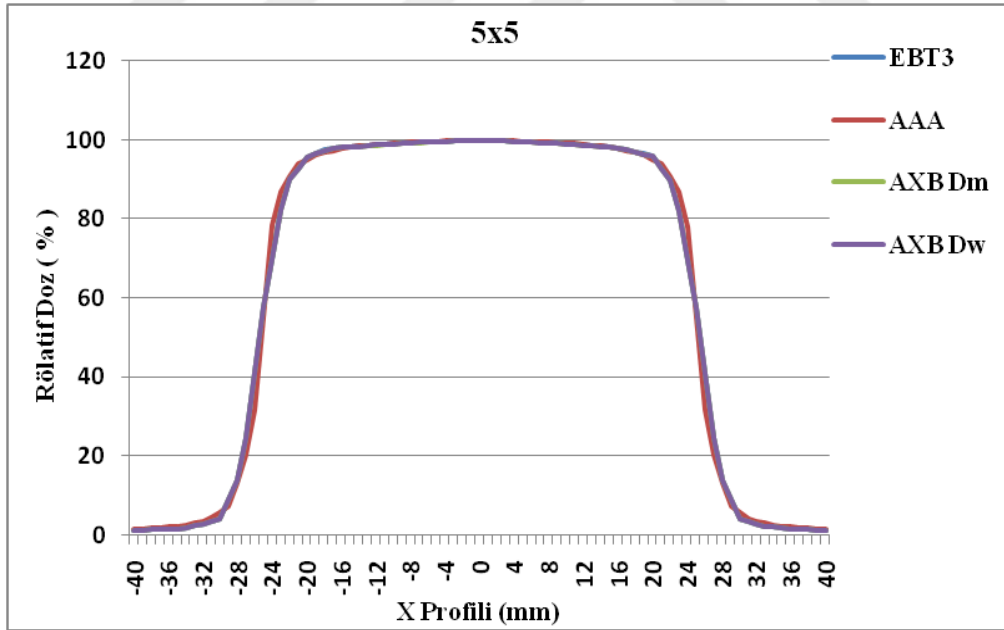
Şekil 6.2.4.2. 6FFF dmax derinliğinde 1x1 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri



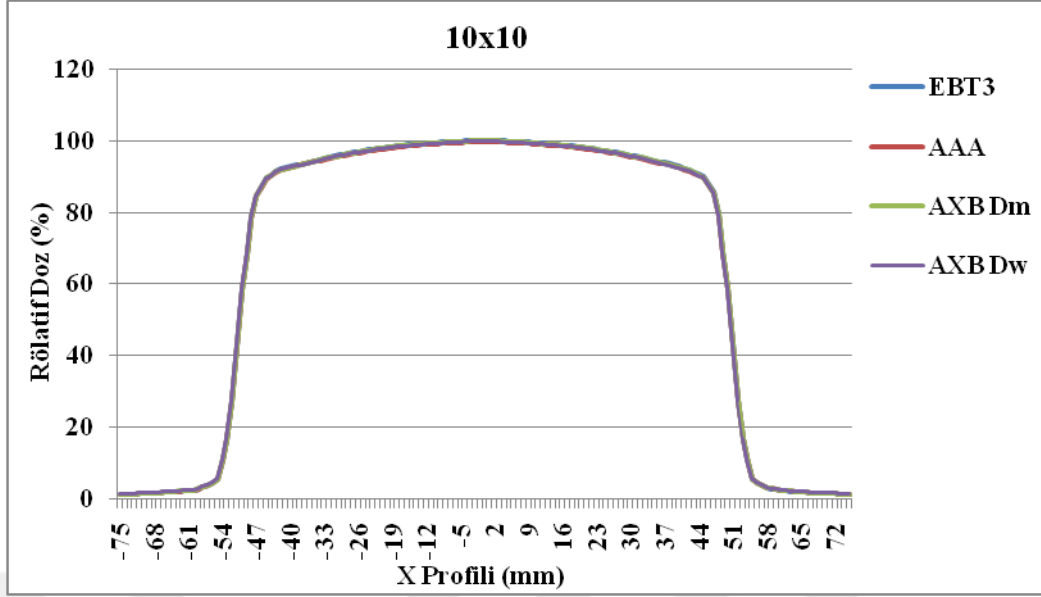
Şekil 6.2.4.3. 6FFF dmax derinliğinde 2x2 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri



Şekil 6.2.4.4. 6FFF dmax derinliğinde 3x3 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri



Şekil 6.2.4.5. 6FFF dmax derinliğinde 5x5 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri



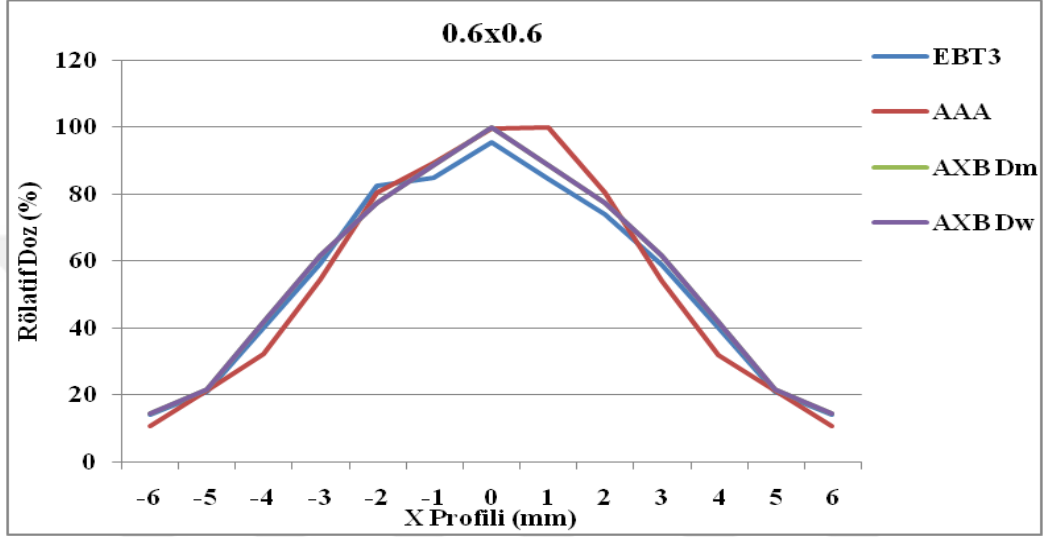
Şekil 6.2.4.6. 6FFF dmax derinliğinde 10x10 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri

Tablo 6.2.4.1. 6FFF enerji dmax derinliğinde ölçülen EBT3 film, AAA, AXB Dm ve AXB Dw algoritmalarında hesaplatılan profil rölatif doz gamma analizleri

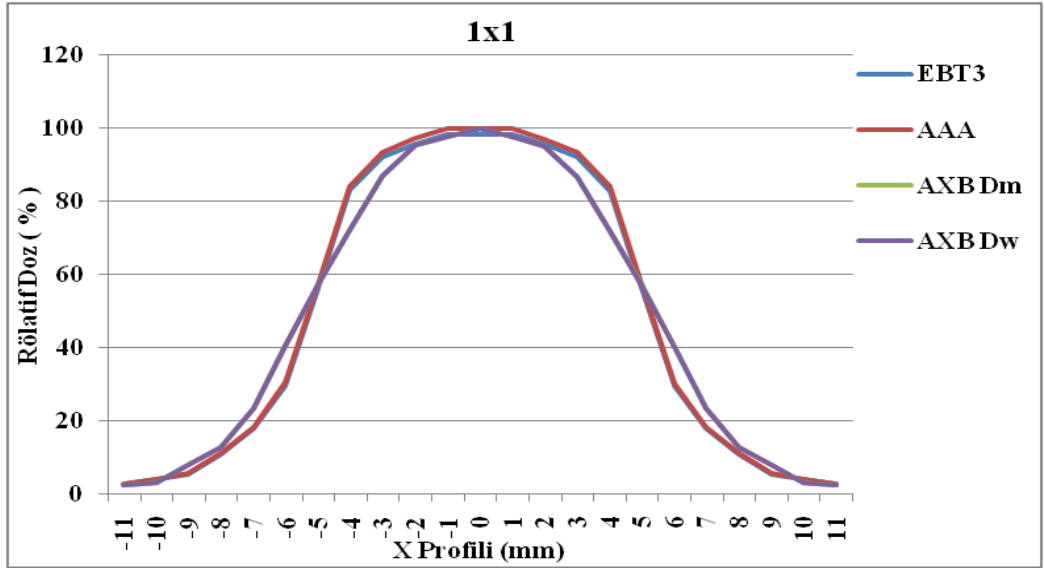
Ortalama Gamma İndeks Sonuçları %			
Alan Boyutu (cm ²)	EBT3 - AAA	EBT3 - AXB Dw	EBT3 - AXB Dm
0.6 x 0.6	98	98.2	98.2
1 x 1	99.1	99.4	99
2 x 2	99.6	99.7	99.8
3 x 3	99.7	99.8	99.8
5 x 5	97.1	97.3	97.2
10 x 10	99	99.2	99.4

6.2.5. 6FFF 5 cm derinlik için elde edilen bulgular

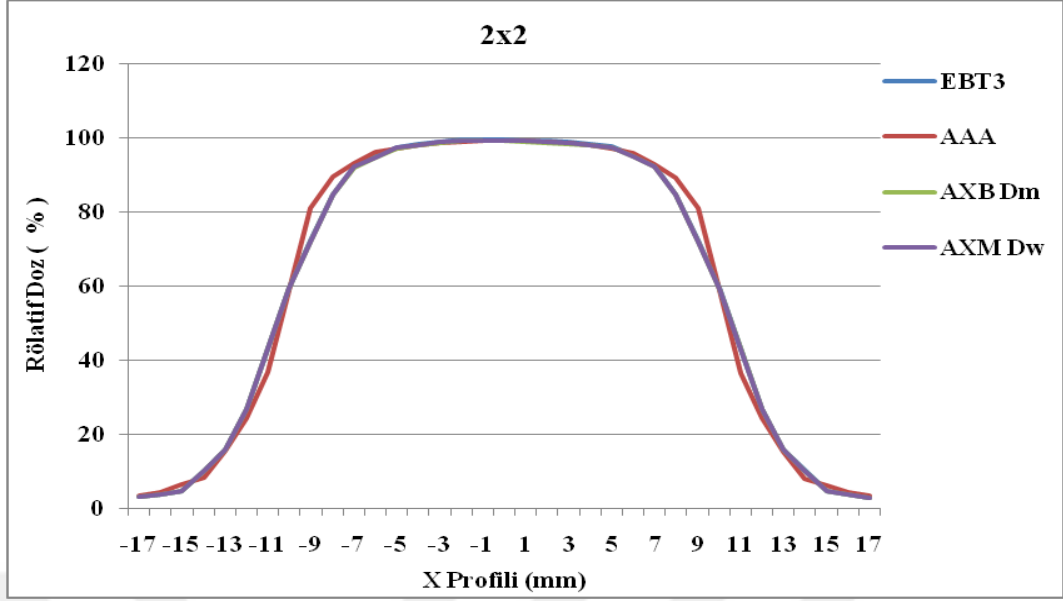
6FFF foton enerjisi için 5 cm derinliğinde 0.6x0.6, 1x1, 2x2, 3x3, 5x5, 10x10 cm² alan boyutlarında, EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrilerine ait grafikler aşağıda sıralanmıştır



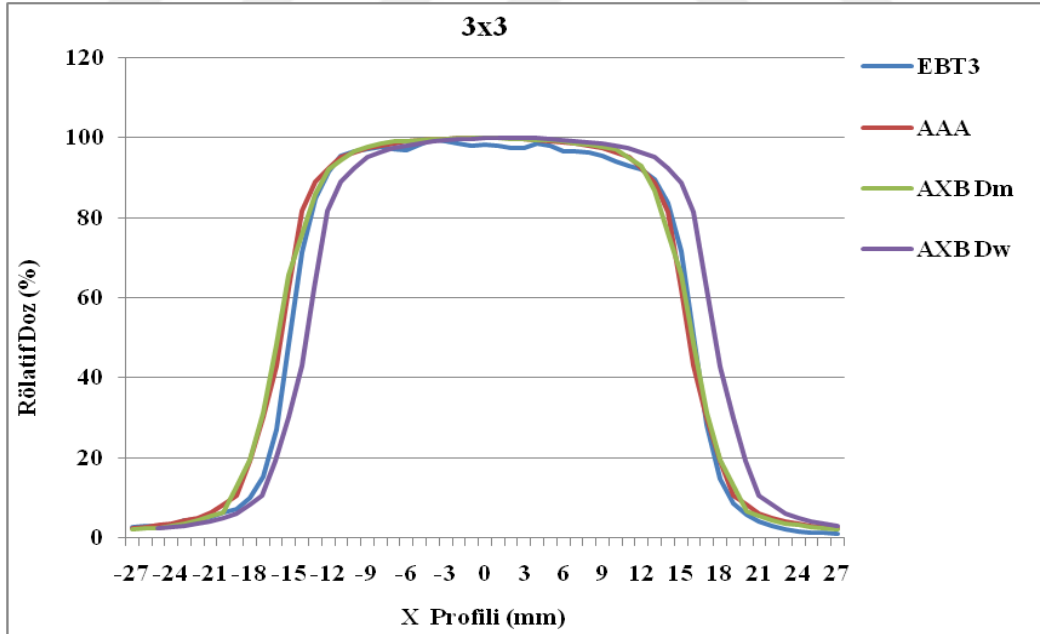
Şekil 6.2.5.1. 6FFF 5 cm derinliğinde 0.6x0.6 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri



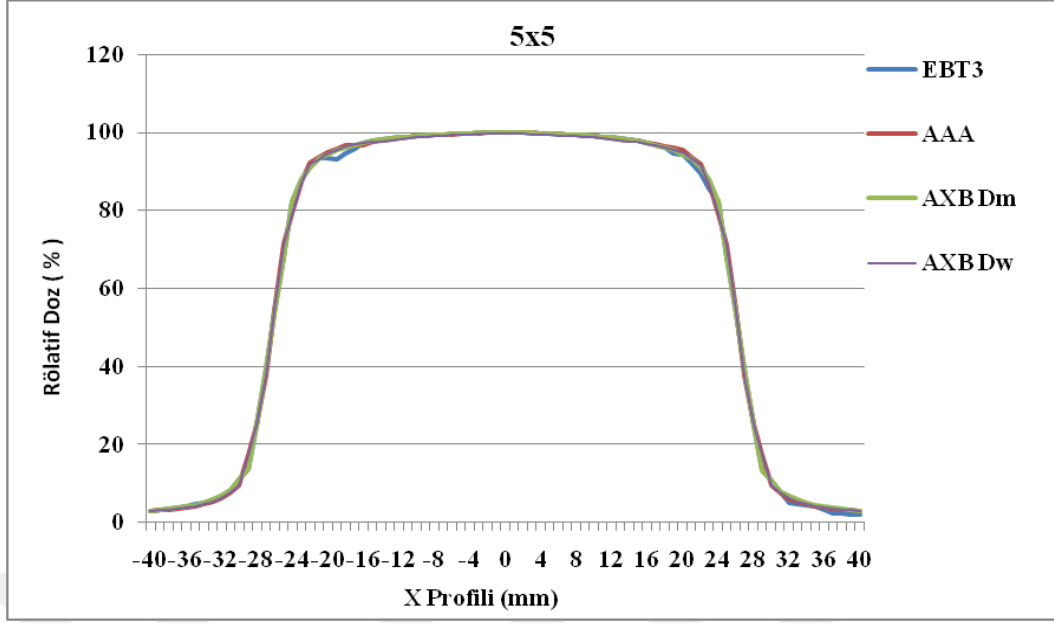
Şekil 6.2.5.2. 6FFF 5 cm derinliğinde 1x1 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri



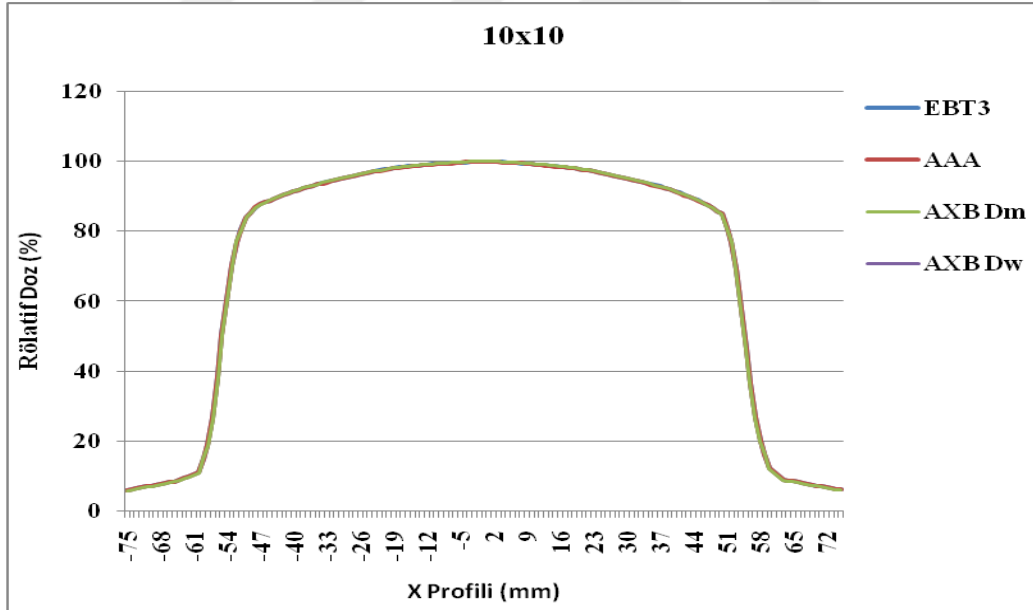
Şekil 6.2.5.3. 6FFF 5 cm derinliğinde 2x2 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri



Şekil 6.2.5.4. 6FFF 5 cm derinliğinde 3x3 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri



Şekil 6.2.5.5. 6FFF 5 cm derinliğinde 5x5 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri



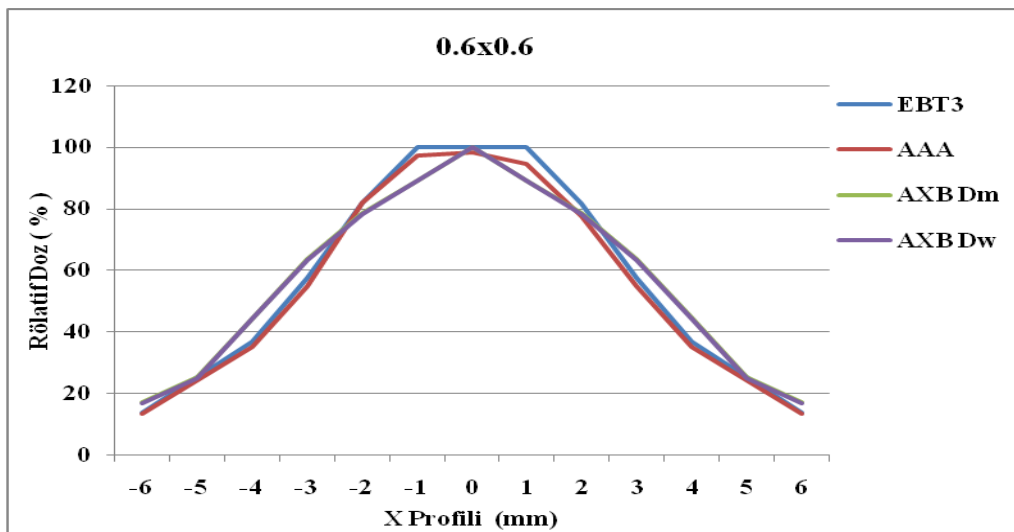
Şekil 6.2.5.6. 6FFF 5 cm derinliğinde 10x10 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri

Tablo 6.2.5.1. 6FFF enerji 5 cm derinlikte ölçülen EBT3 film, AAA, AXB Dm ve AXB Dw algoritmalarında hesaplatılan profil rölatif doz gamma analizleri

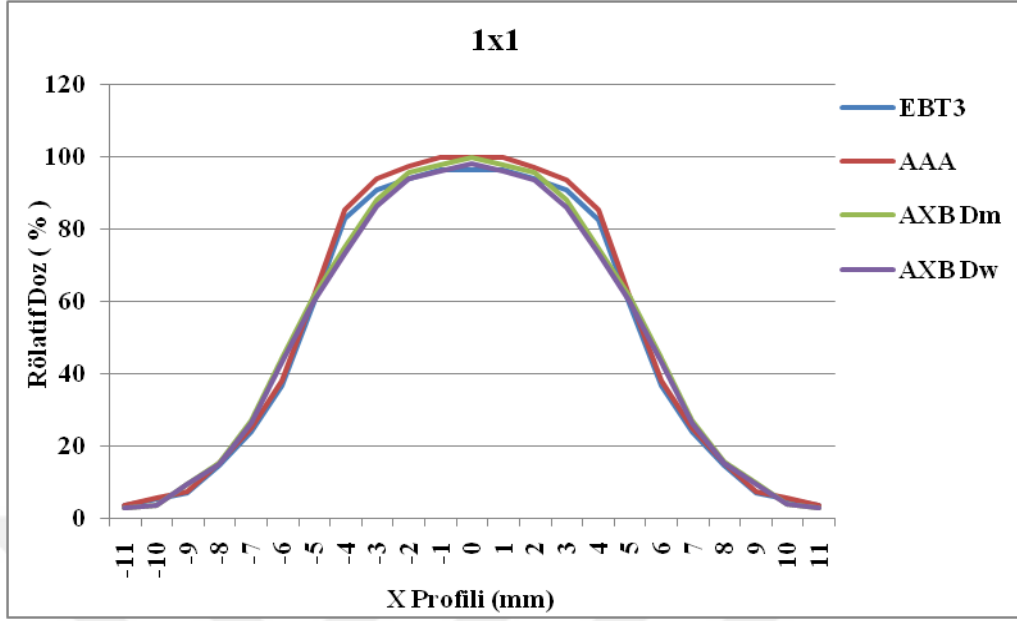
Ortalama Gamma İndeks Sonuçları %			
Alan Boyutu (cm ²)	EBT3 - AAA	EBT3 – AXB Dw	EBT3 – AXB Dm
0,6 x 0,6	98	98.1	98
1 x 1	99.2	99.2	99.2
2 x 2	99.3	99.4	99.5
3 x 3	98.4	98.2	98.3
5 x 5	99.9	99.5	99.5
10 x 10	99.7	99.5	99.6

6.2.6. 6FFF 10 cm derinlik için elde edilen bulgular

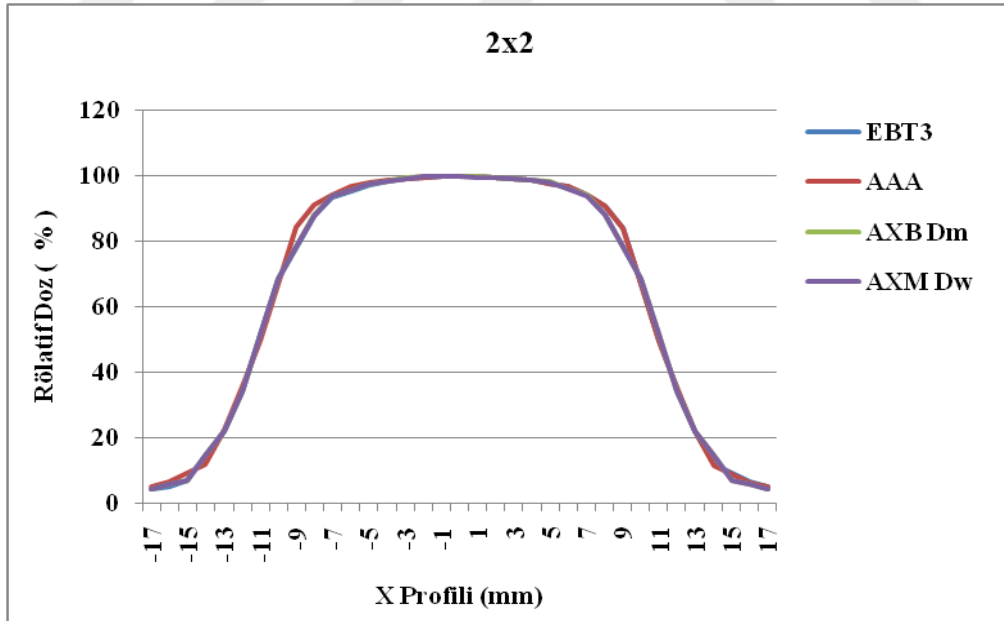
6FFF foton enerjisi için 10 cm derinliğinde 0.6x0.6, 1x1, 2x2, 3x3, 5x5, 10x10 cm² alan boyutlarında, EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrilerine ait grafikler aşağıda sıralanmıştır



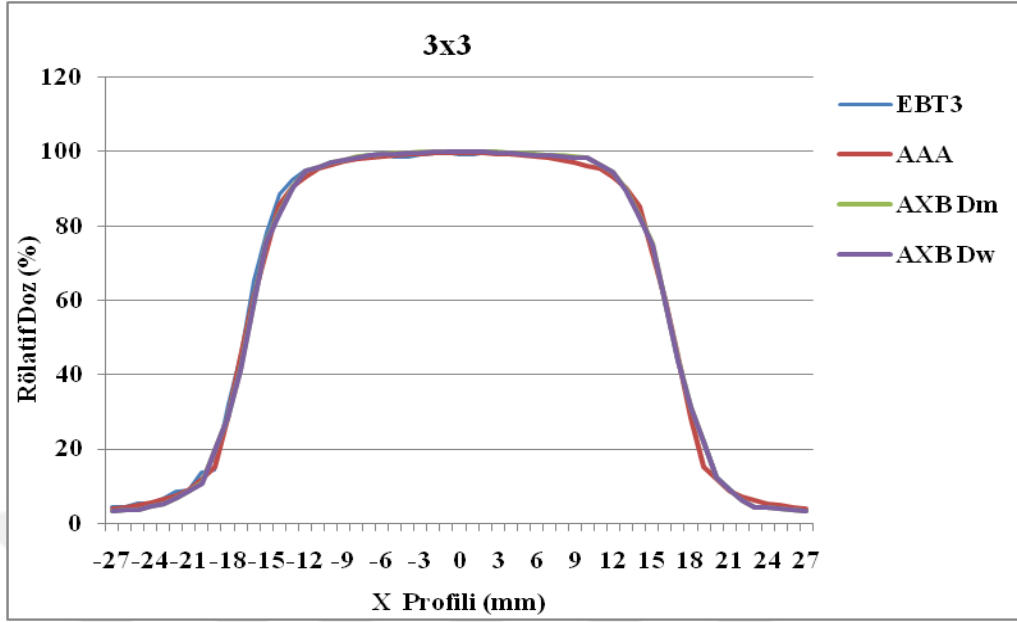
Şekil 6.2.6.1. 6FFF 10 cm derinliğinde 0.6x0.6 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri



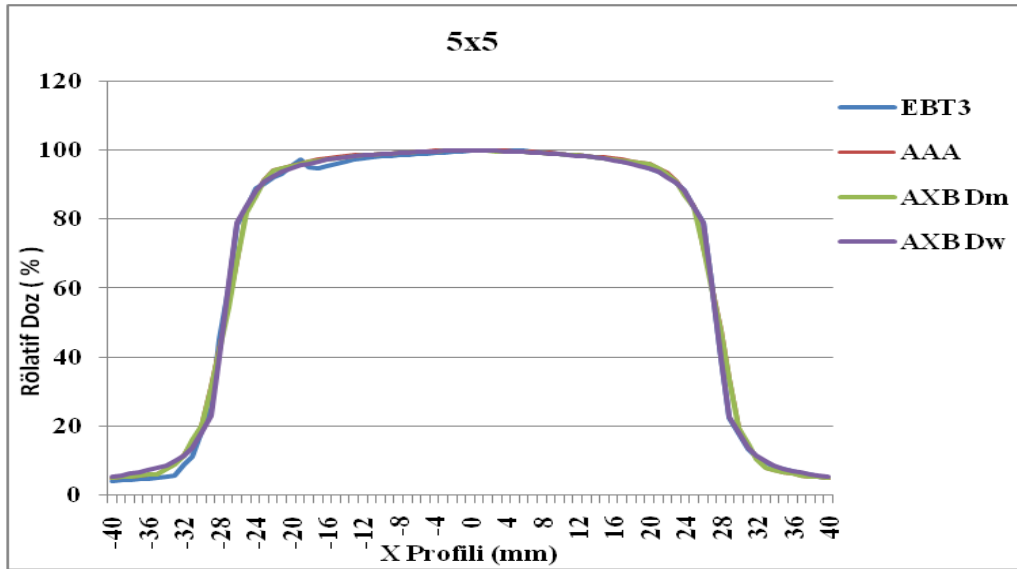
Şekil 6.2.6.2. 6FFF 10 cm derinliğinde 1x1 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri



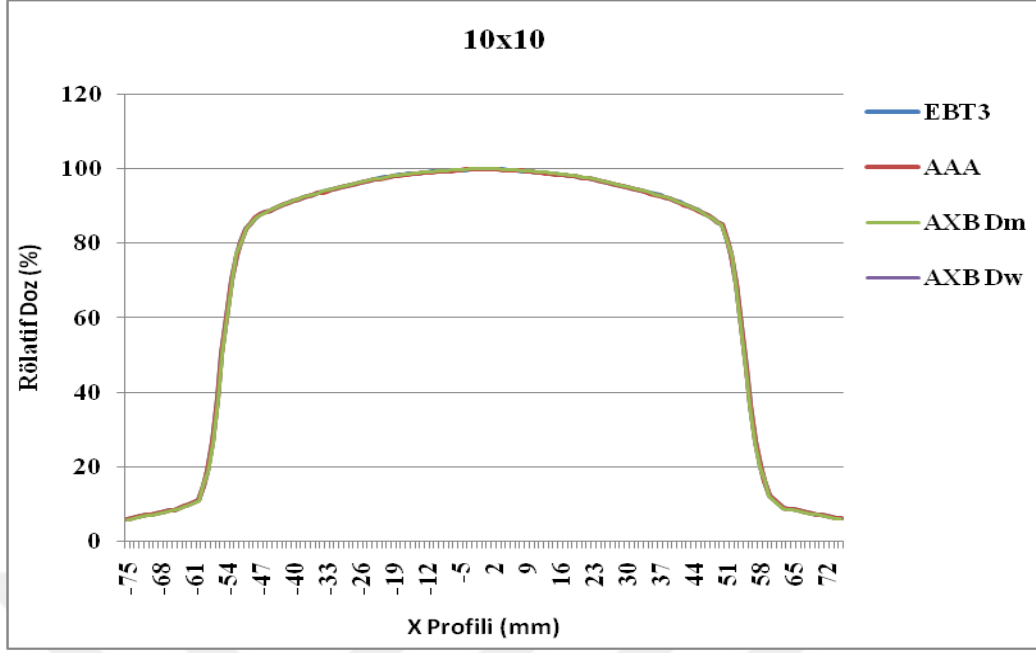
Şekil 6.2.6.3. 6FFF 10 cm derinliğinde 2x2 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri



Şekil 6.2.6.4. 6FFF 10 cm derinliğinde 3x3 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri



Şekil 6.2.6.5. 6FFF 10 cm derinliğinde 5x5 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri



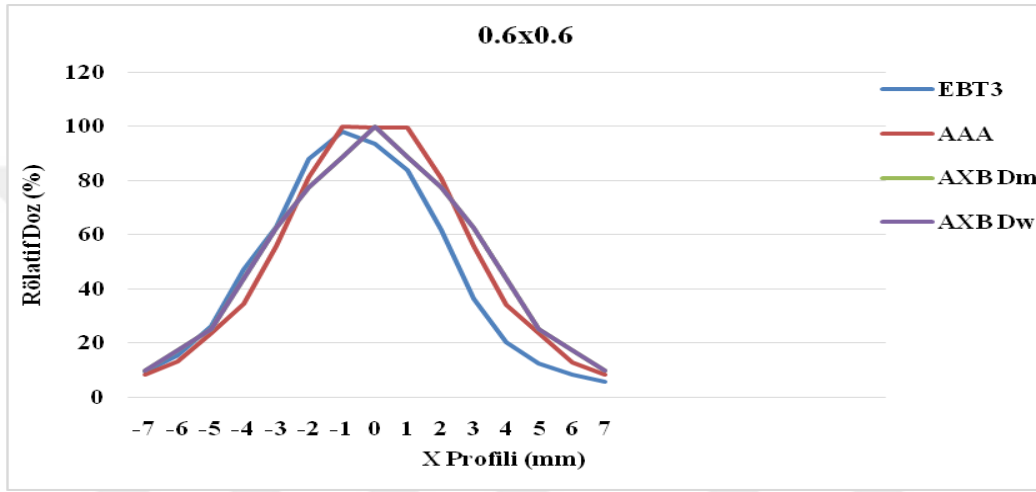
Şekil 6.2.6.6. 6FFF 10 cm derinliğinde 10x10 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri

Tablo 6.2.6.1. 6FFF enerji 10 cm derinlikte ölçülen EBT3 film, AAA, AXB Dm ve AXB Dw algoritmalarında hesaplatılan profil rölatif doz gamma analizleri

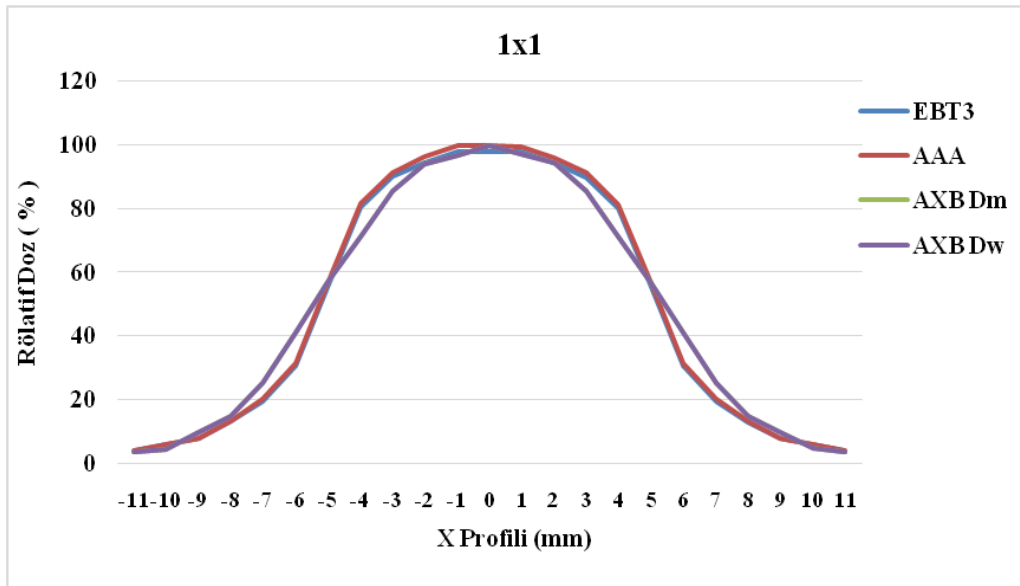
Ortalama Gamma İndeks Sonuçları %			
Alan Boyutu (cm²)	EBT3 - AAA	EBT3 – AXB Dw	EBT3 – AXB Dm
0,6 x 0,6	96.6	95.3	95.4
1 x 1	98.4	98.6	98.6
2 x 2	98.8	98.8	98.7
3 x 3	97.8	97.4	97.9
5 x 5	98	98.2	98.3
10 x 10	99.6	99.4	99.7

6.2.7. 10MV dmax (2.5 cm) derinlik için elde edilen bulgular

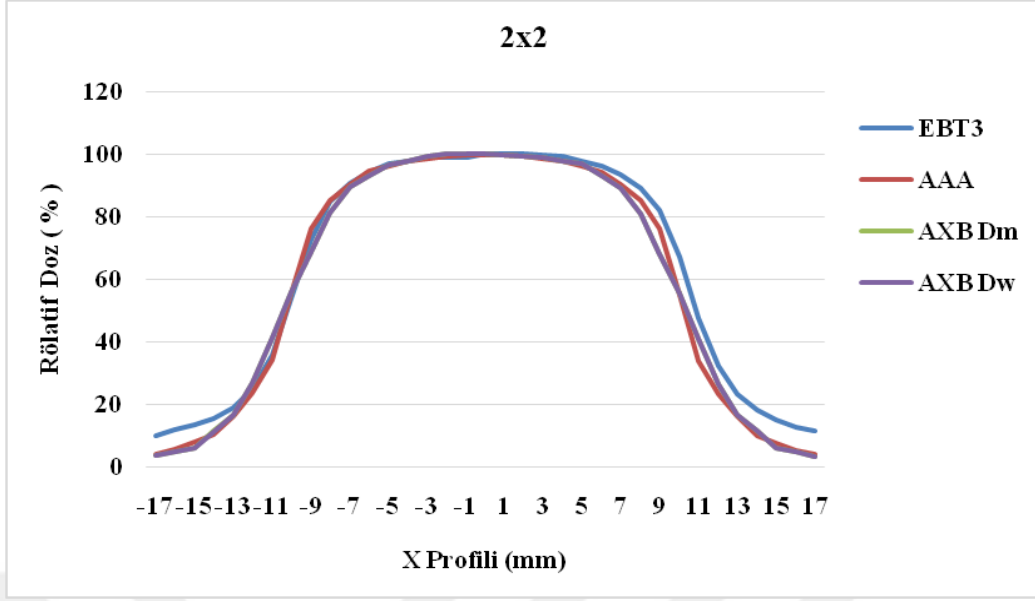
10MV foton enerjisi için dmax derinliğinde 0.6x0.6, 1x1, 2x2, 3x3, 5x5, 10x10 cm² alan boyutlarında, EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrilerine ait grafikler aşağıda sıralanmıştır



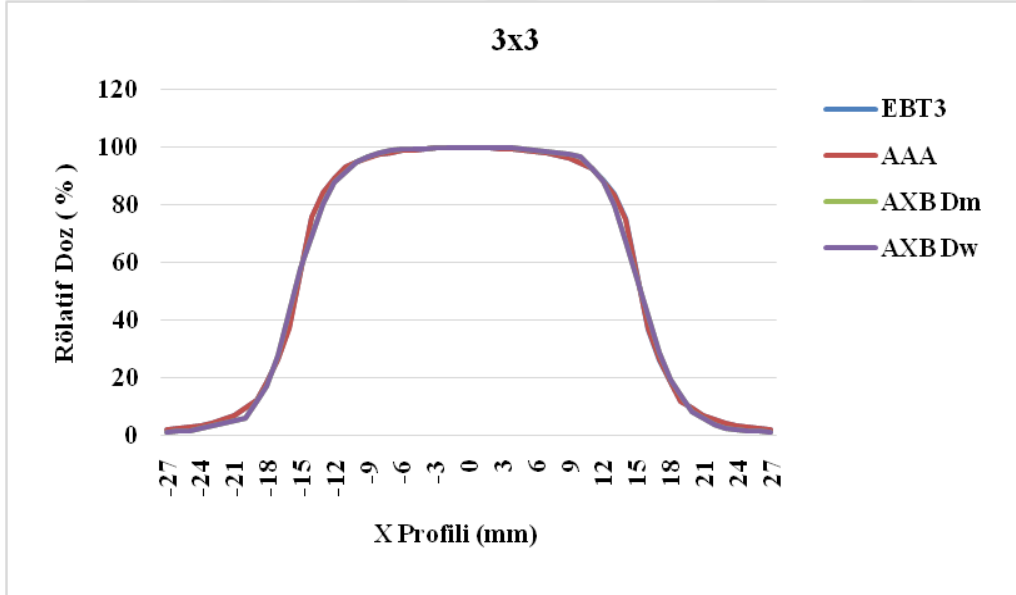
Şekil 6.2.7.1. 10MV dmax derinliğinde 0.6x0.6 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri



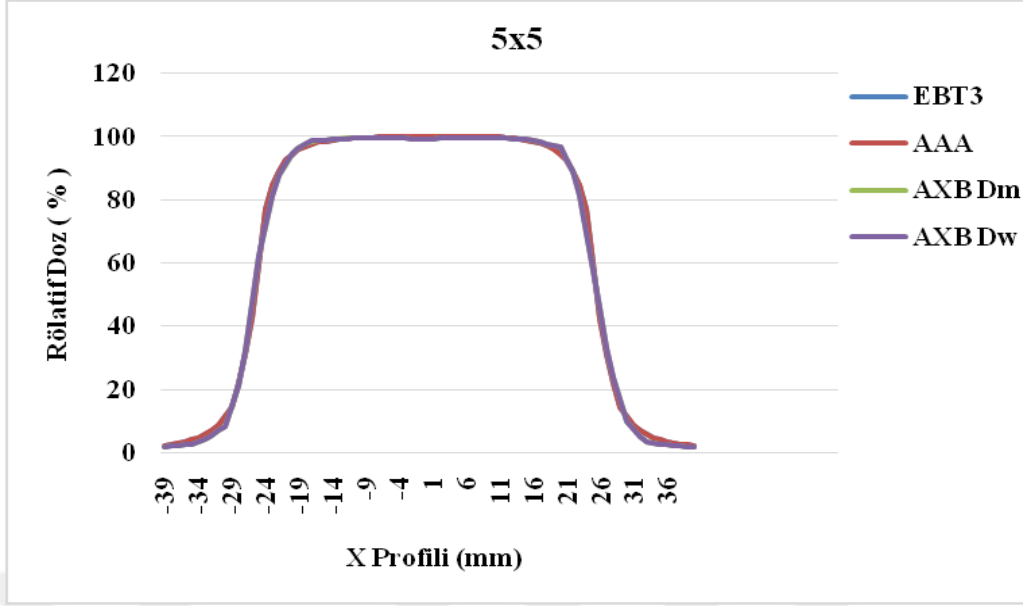
Şekil 6.2.7.2. 10MV dmax derinliğinde 1x1 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri



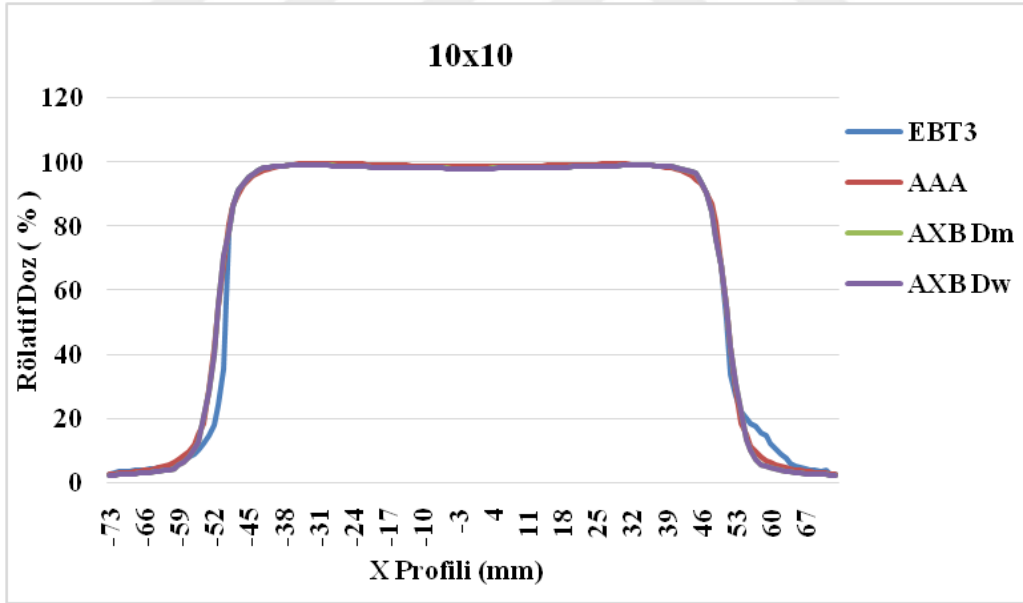
Şekil 6.2.7.3. 10MV dmax derinliğinde 2x2 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri



Şekil 6.2.7.4. 10MV dmax derinliğinde 3x3 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri



Şekil 6.2.7.5. 10MV dmax derinliğinde 5x5 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri



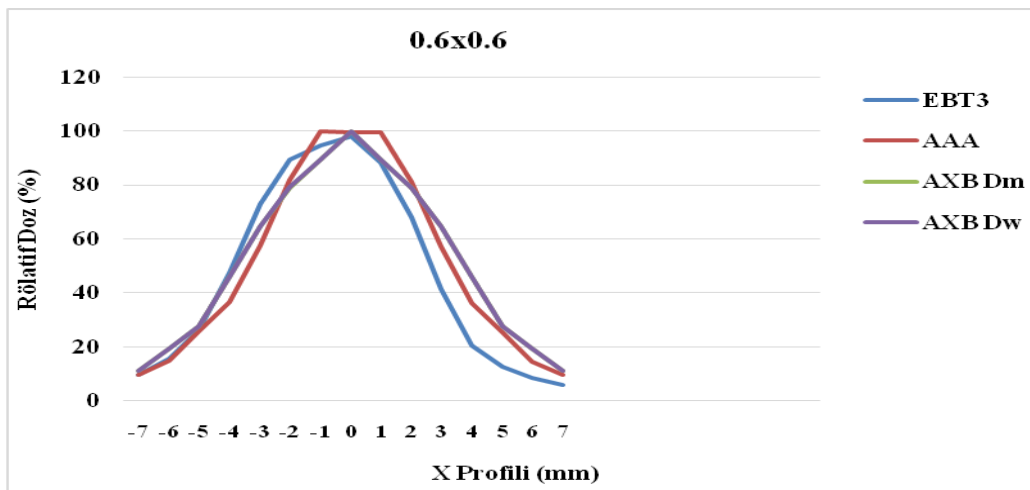
Şekil 6.2.7.6. 10MV dmax derinliğinde 10x10 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri

Tablo 2.7.1. 10MV enerji dmax' ta ölçülen EBT3 film, AAA, AXB Dm ve AXB Dw algoritmalarında hesaplatılan profil rölatif doz gamma analizleri

Ortalama Gamma İndeks Sonuçları %			
Alan Boyutu (cm ²)	EBT3 - AAA	EBT3 – AXB Dw	EBT3 – AXB Dm
0.6 x 0.6	95.2	95.6	95.6
1 x 1	97	98.5	98.5
2 x 2	99.2	99.6	99.6
3 x 3	99.6	99.6	99.7
5 x 5	98.8	98.9	98.7
10 x 10	99.6	99.7	99.7

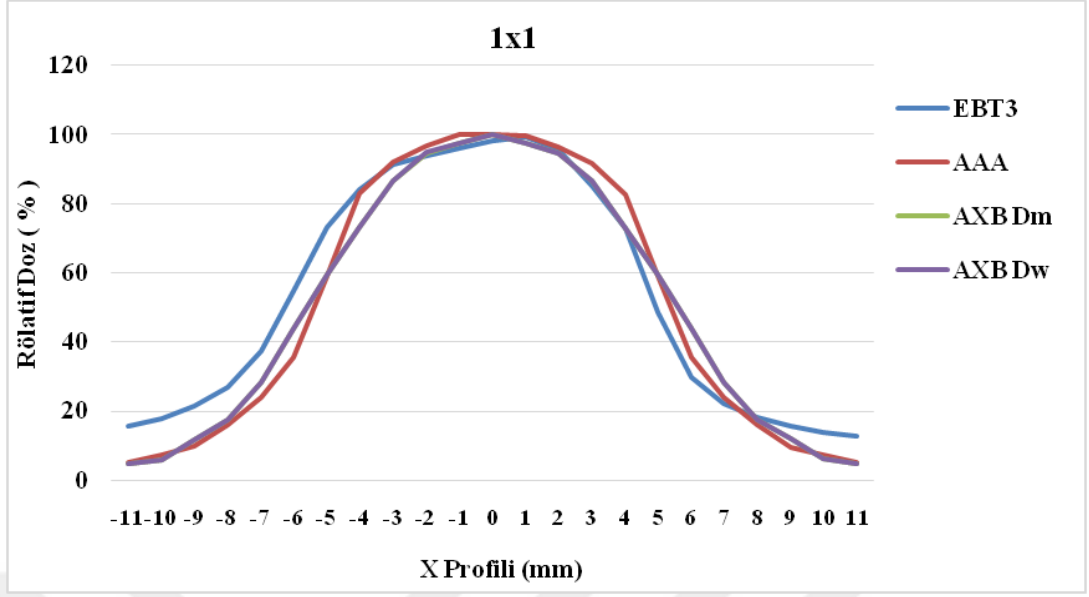
6.2.8. 10MV 5 cm derinlik için elde edilen bulgular

10MV foton enerjisi için 5 cm derinliğinde 0.6x0.6, 1x1, 2x2, 3x3, 5x5, 10x10 cm² alan boyutlarında, EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrilerine ait grafikler aşağıda sıralanmıştır

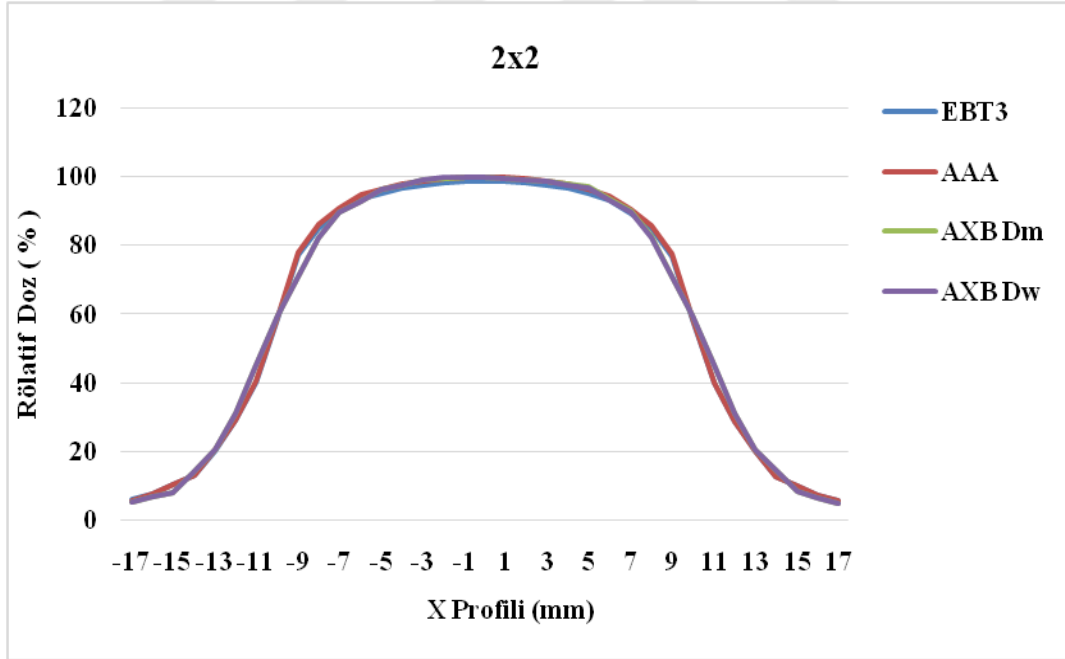


Şekil 6.2.8.1 10MV 5 cm derinliğinde 0.6x0.6 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA,

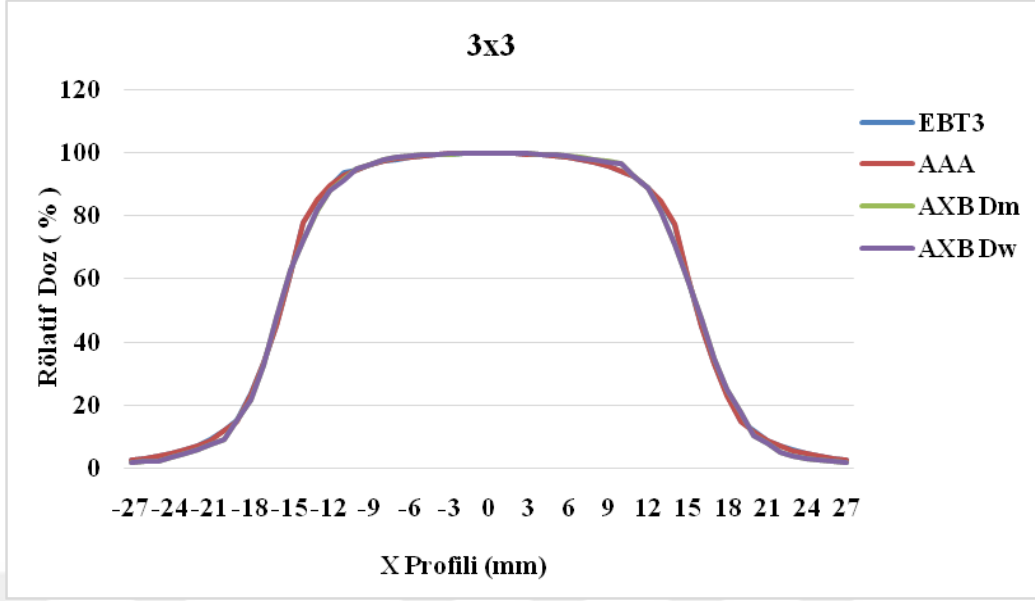
AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri



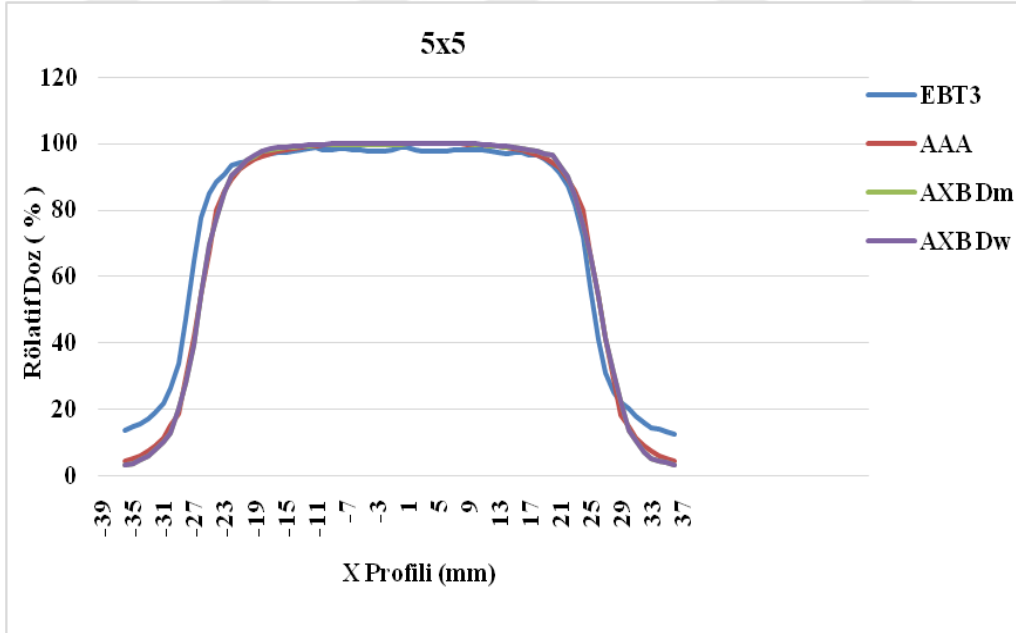
Şekil 6.2.8.2. 10MV 5 cm derinliğinde 1x1 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri



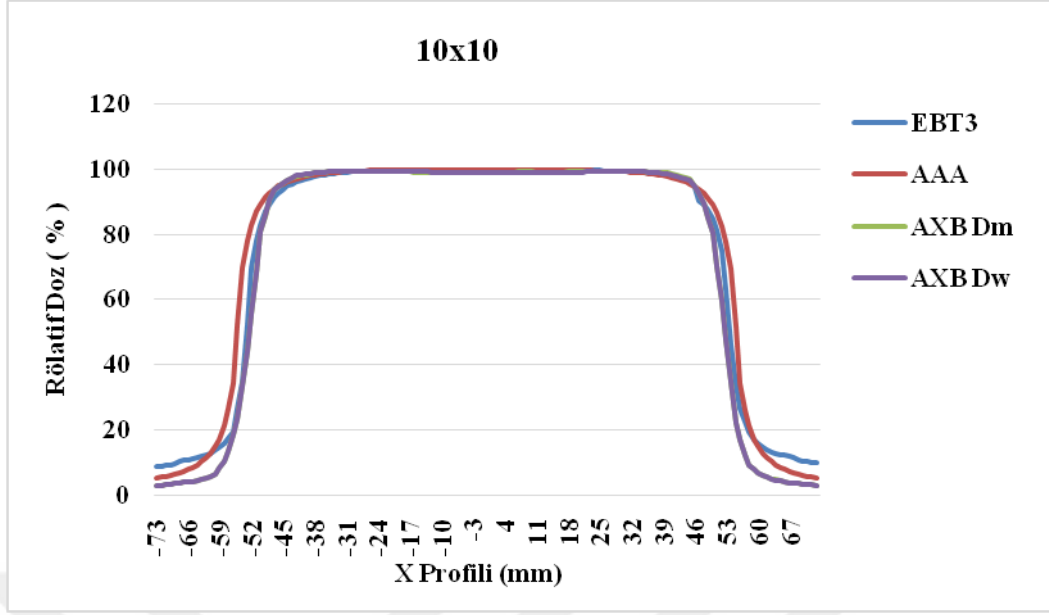
Şekil 6.2.8.3. 10MV 5 cm derinliğinde 2x2 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri



Şekil 6.2.8.4. 10MV 5 cm derinliğinde 3x3 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri



Şekil 6.2.8.5. 10MV 5 cm derinliğinde 5x5 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri



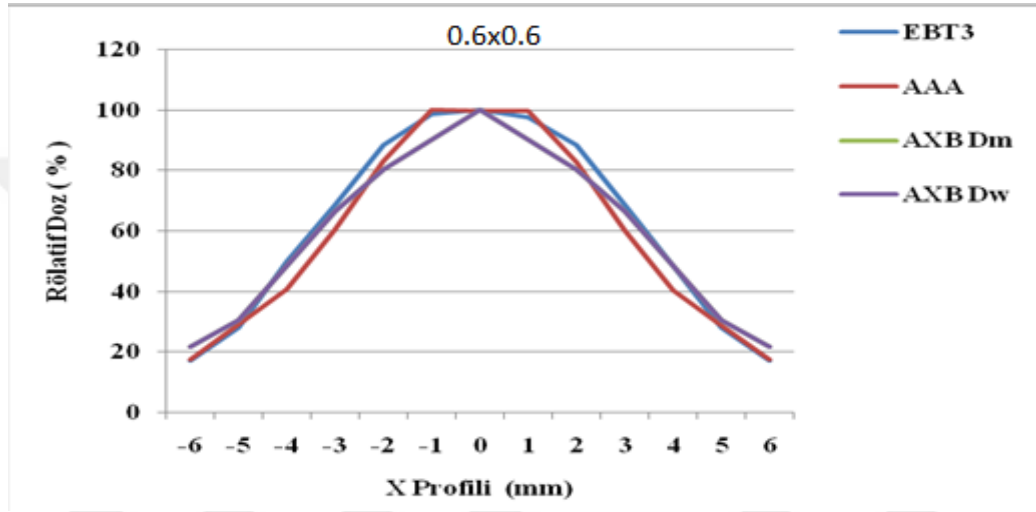
Şekil 6.2.8.6. 10MV 5 cm derinliğinde 10x10 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri

Tablo 6.2..8.1. 10MV enerji 5 cm de ölçülen EBT3 film, AAA, AXB Dm ve AXB Dw algoritmalarında hesaplatılan profil rölatif doz gmama analizleri

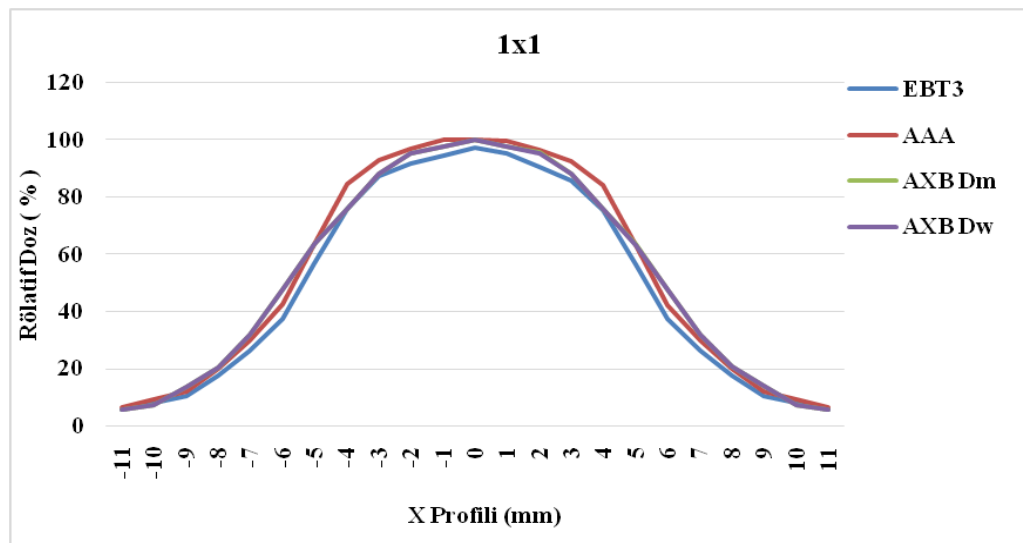
Ortalama Gamma İndeks Sonuçları %			
Alan Boyutu (cm ²)	EBT3 - AAA	EBT3 – AXB Dw	EBT3 – AXB Dm
0,6 x 0,6	98.3	98.5	98.5
1 x 1	96.3	96.4	96.4
2 x 2	96.6	96.6	96.8
3 x 3	99.8	99.7	99.2
5 x 5	97.7	97.8	97.4
10 x 10	99.2	99.4	99.4

6.2.9. 10MV 10 cm derinlik için elde edilen bulgular

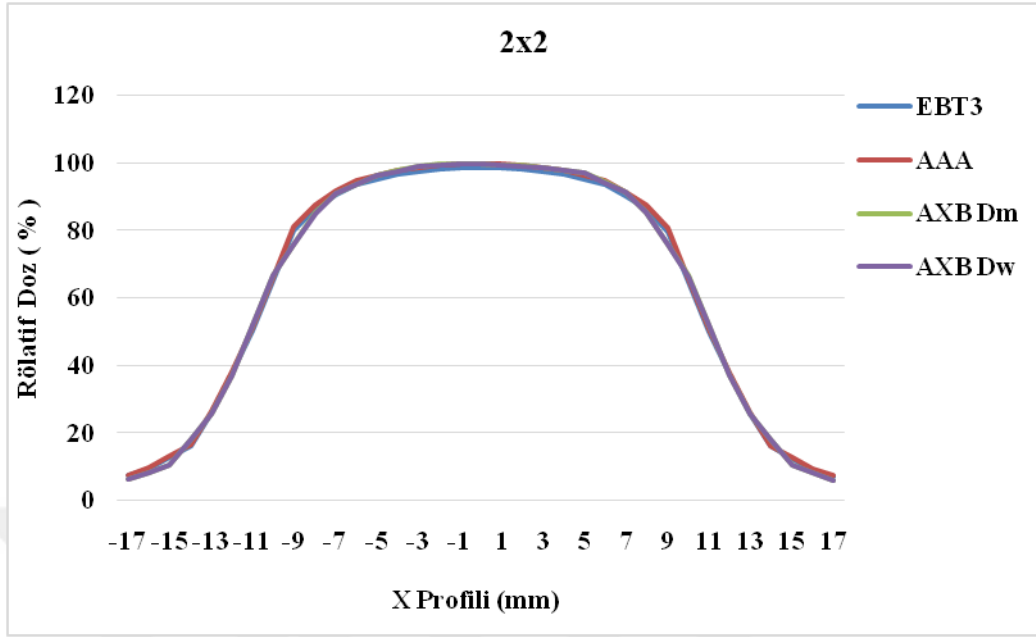
10MV foton enerjisi için 10 cm derinliğinde 0.6x0.6, 1x1, 2x2, 3x3, 5x5, 10x10 cm² alan boyutlarında, EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrilerine ait grafikler aşağıda sıralanmıştır.



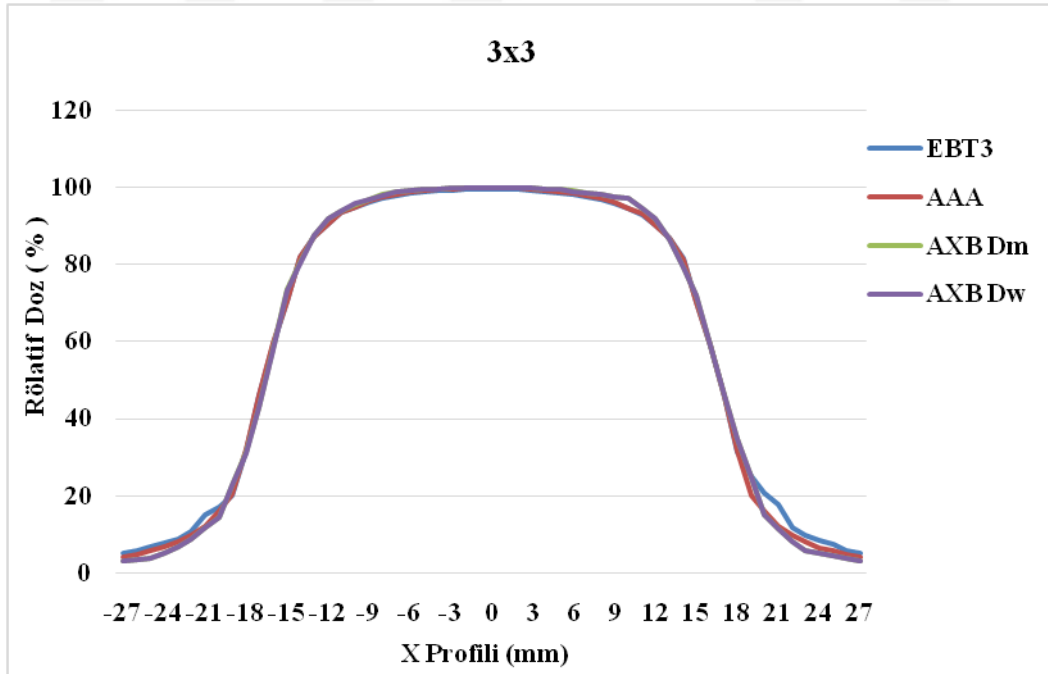
Şekil 6.2.9.1. 10MV 10 cm derinliğinde 0.6x0.6 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri



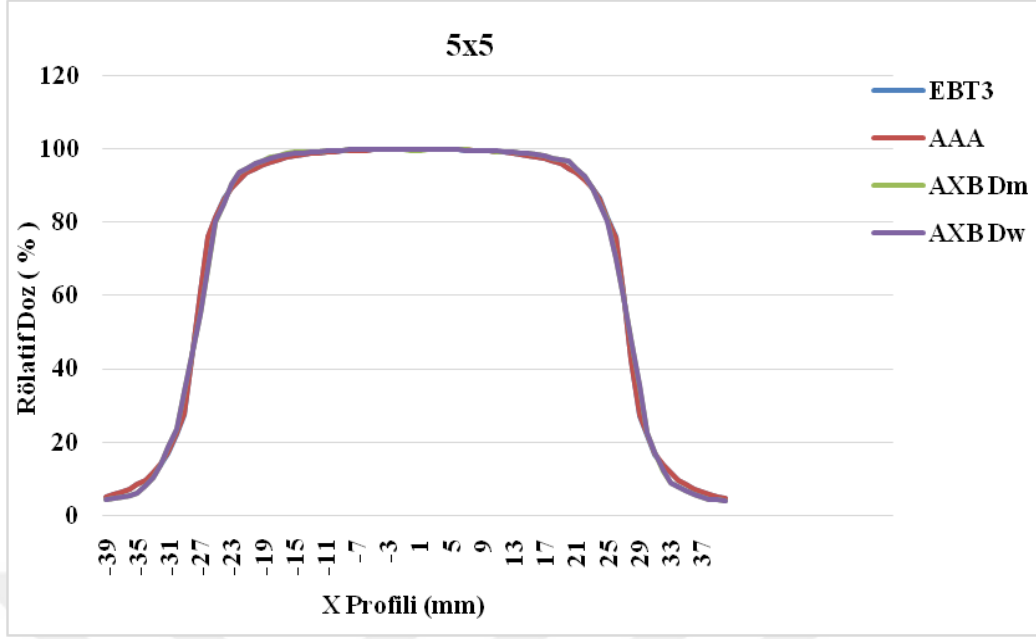
Şekil 6.2.9.2. 10MV 10 cm derinliğinde 1x1 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri



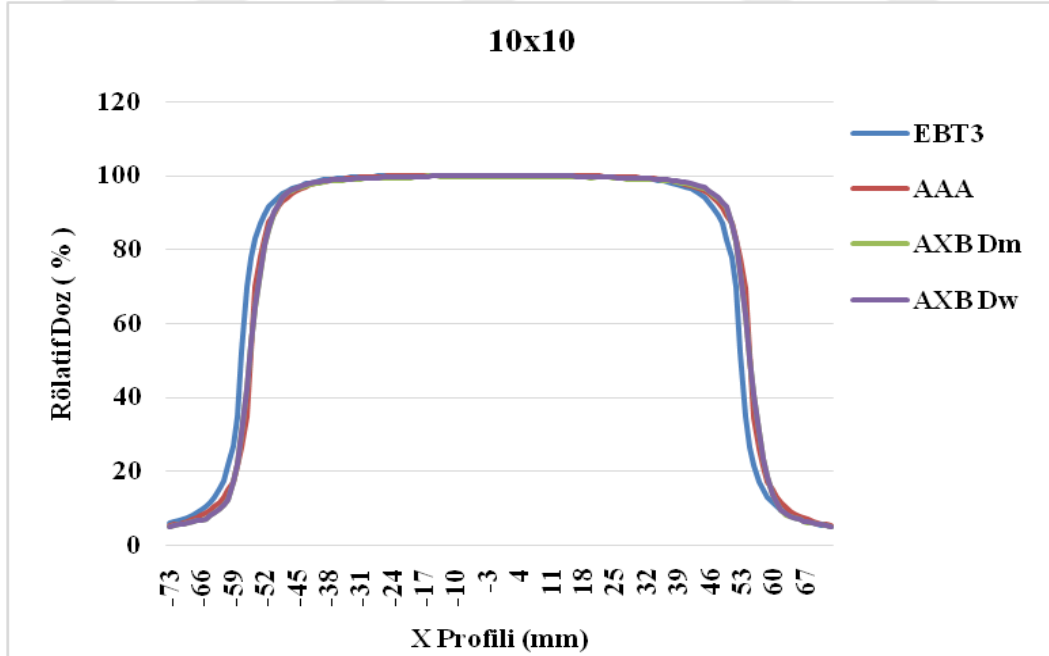
Şekil 6.2.9.3. 10MV 10 cm derinliğinde 2x2 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri



Şekil 6.2.9.4. 10MV 10 cm derinliğinde 3x3 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri



Şekil 6.2.9.5. 10MV 10 cm derinliğinde 5x5 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri



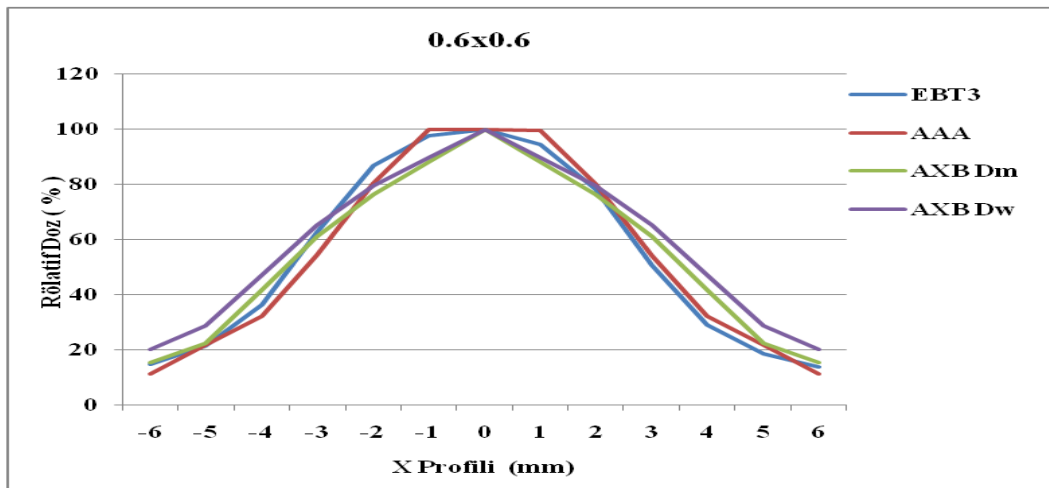
Şekil 6.2.9.6. 10MV 10 cm derinliğinde 10x10 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri

Tablo 6.2.9.1. 10MV enerji 10 cm de ölçülen EBT3 film, AAA, AXB Dm ve AXB Dw algoritmalarında hesaplatılan profil rölatif doz gamma analizleri

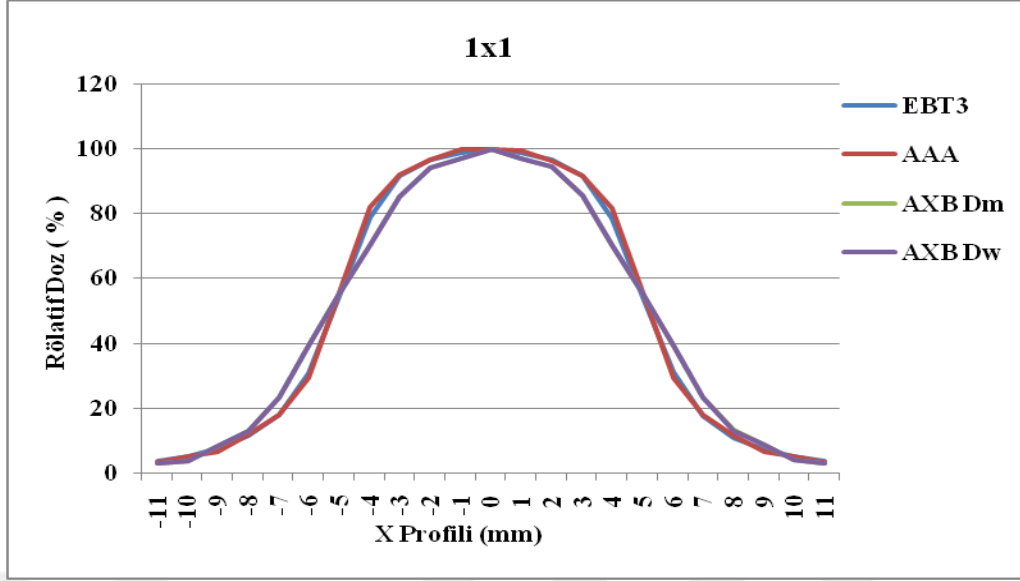
Ortalama Gamma İndeks Sonuçları %			
Alan Boyutu (cm ²)	EBT3 - AAA	EBT3 – AXB Dw	EBT3 – AXB Dm
0.6 x 0.6	95.1	95.6	95.7
1 x 1	96.4	94.4	95.1
2 x 2	99	99	98.8
3 x 3	99.6	99.6	99.5
5 x 5	95.8	95.6	95.9
10 x 10	98.6	98.4	98.3

6.2.10.10FFF dmax (2.4 cm) derinlik için elde edilen bulgular

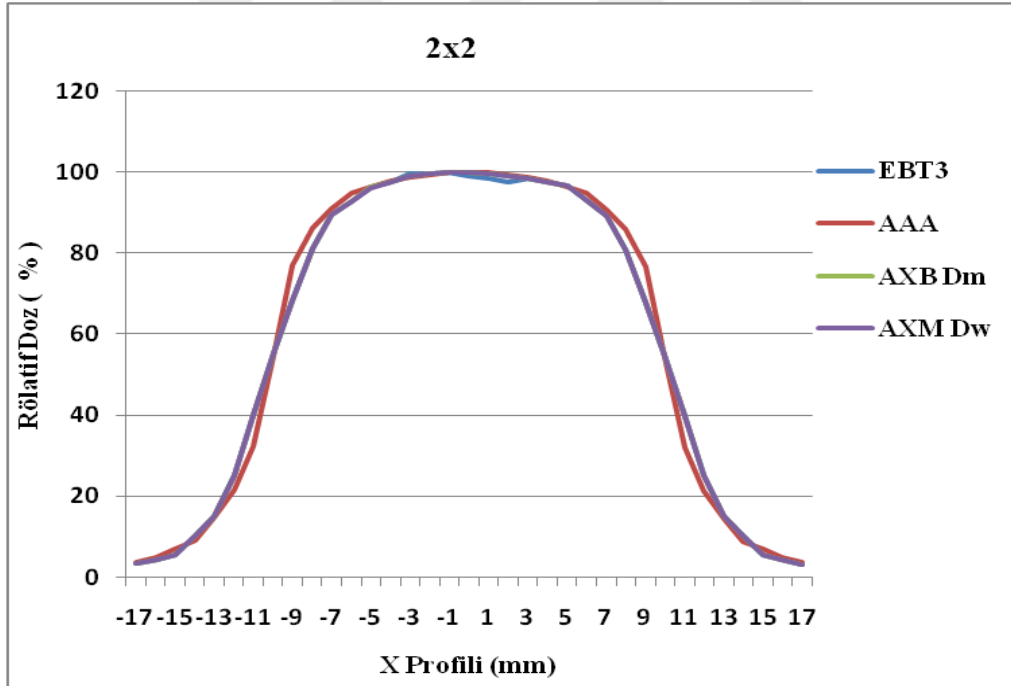
10FFF foton enerjisi için dmax derinliğinde 0.6x0.6, 1x1, 2x2, 3x3, 5x5, 10x10 cm² alan boyutlarında, EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrilerine ait grafikler aşağıda sıralanmıştır.



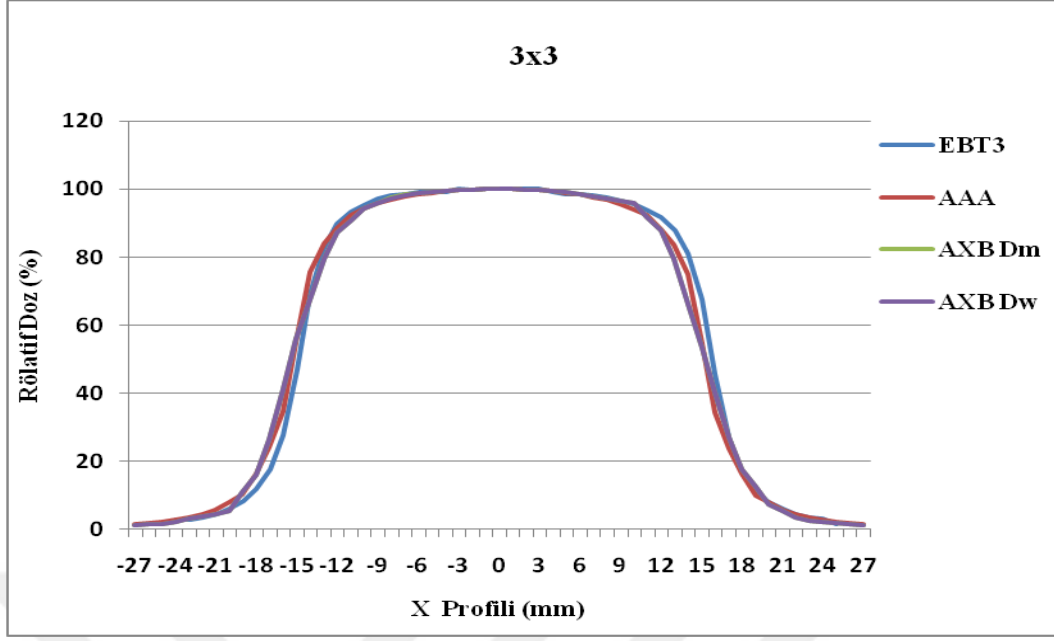
Şekil 6.2.10.1. 10FFF dmax derinliğinde 0.6x0.6 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri



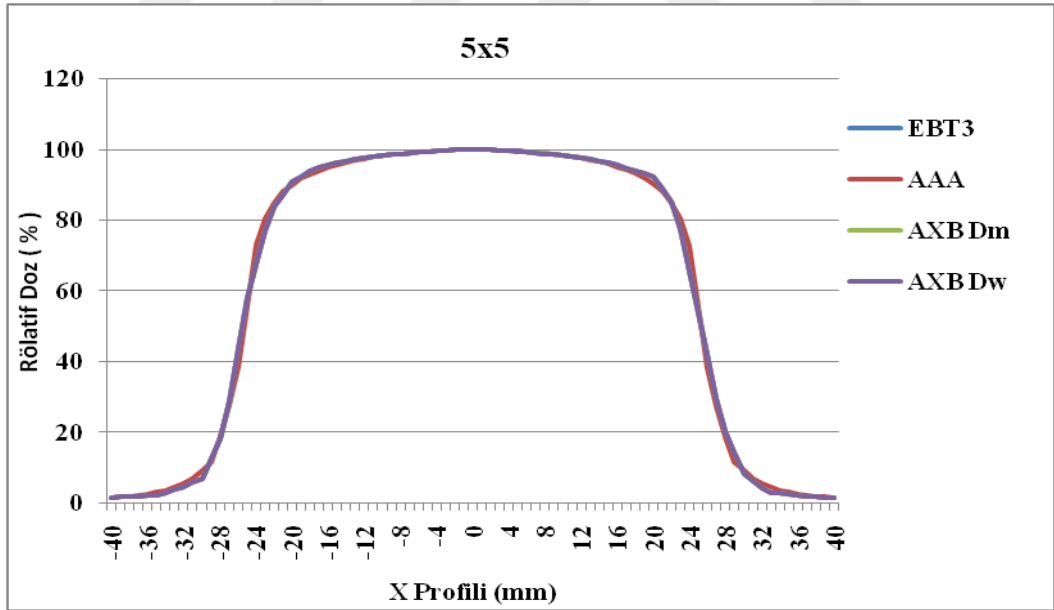
Şekil 6.2.10.2. 10FFF dmax derinliğinde 1x1 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri



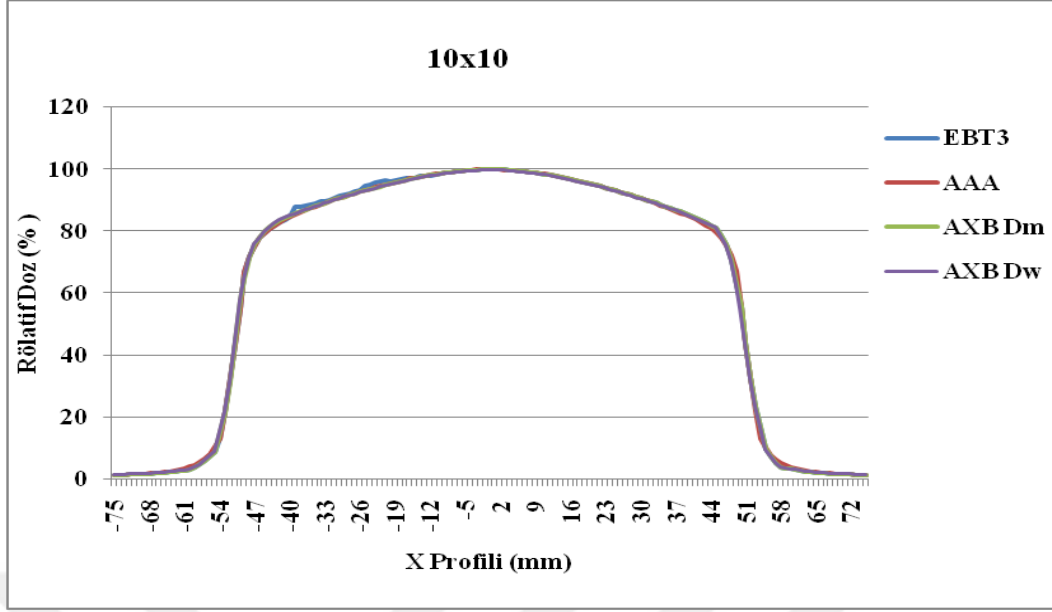
Şekil 6.2.10.3. 10FFF dmax derinliğinde 2x2 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri



Şekil 6.2.10.4. 10FFF dmax derinliğinde 3x3 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri



Şekil 6.2.10.5. 10FFF dmax derinliğinde 5x5 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri



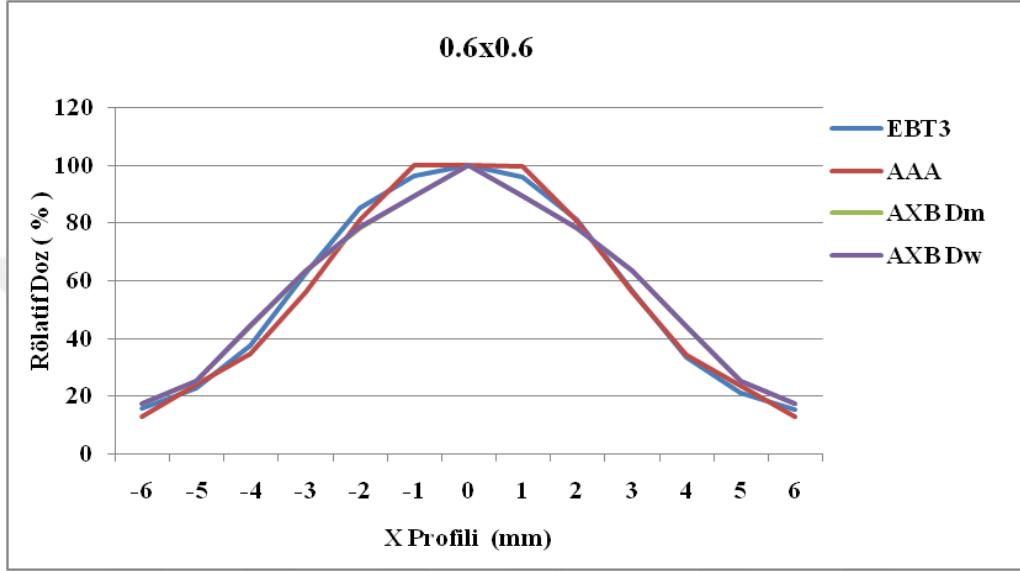
Şekil 6.2.10.6. 10FFF dmax derinliğinde 10x10 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri

Tablo 6.2.10.1. 10FFF enerji dmax' ta ölçülen EBT3 film, AAA, AXB Dm ve AXB Dw algoritmalarında hesaplatılan profil rölatif doz gamma analizleri

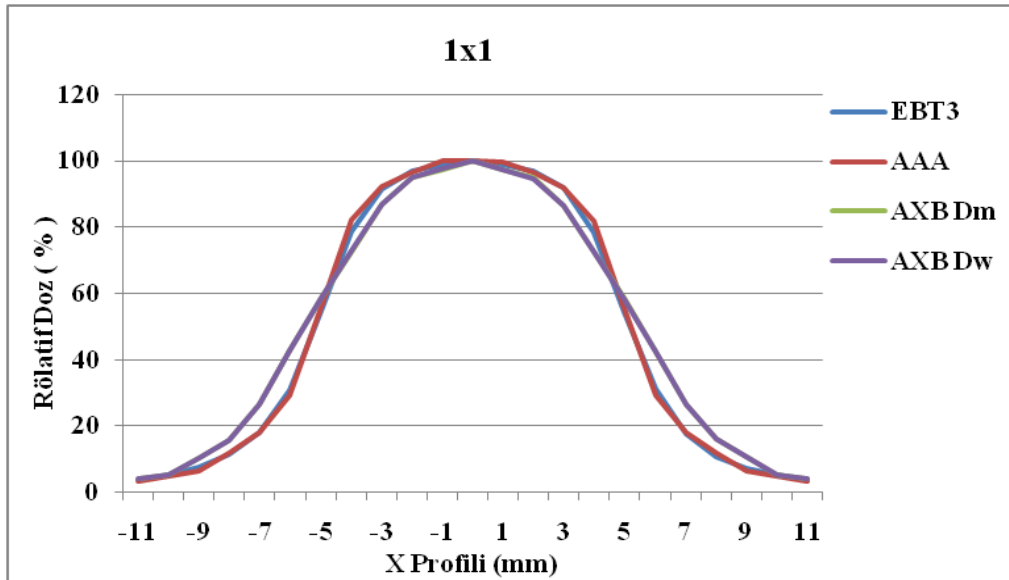
Ortalama Gamma İndeks Sonuçları %			
Alan Boyutu (cm ²)	EBT3 - AAA	EBT3 – AXB Dw	EBT3 – AXB Dm
0,6 x 0,6	95.3	95.9	95.8
1 x 1	99.2	99.3	99.3
2 x 2	99.8	99.7	99.8
3 x 3	99.7	98.9	98.5
5 x 5	100	100	100
10 x 10	99.6	99.1	99.2

6.2.11.10FFF 5 cm derinlik için elde edilen bulgular

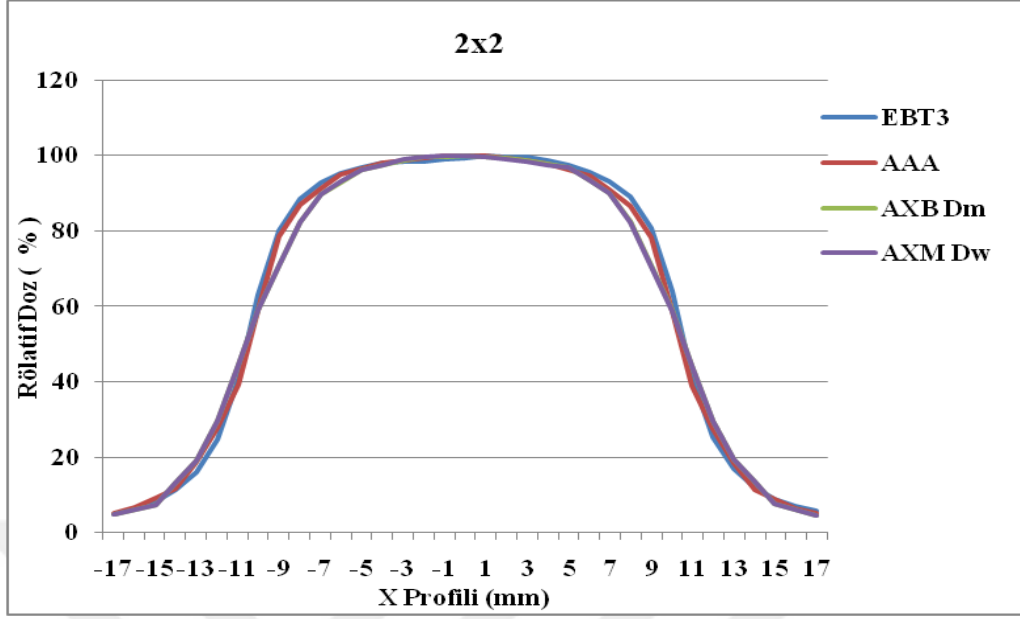
10FFF foton enerjisi için 5cm derinliğinde 0.6x0.6, 1x1, 2x2, 3x3, 5x5, 10x10 cm² alan boyutlarında, EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrilerine ait grafikler aşağıda sıralanmıştır.



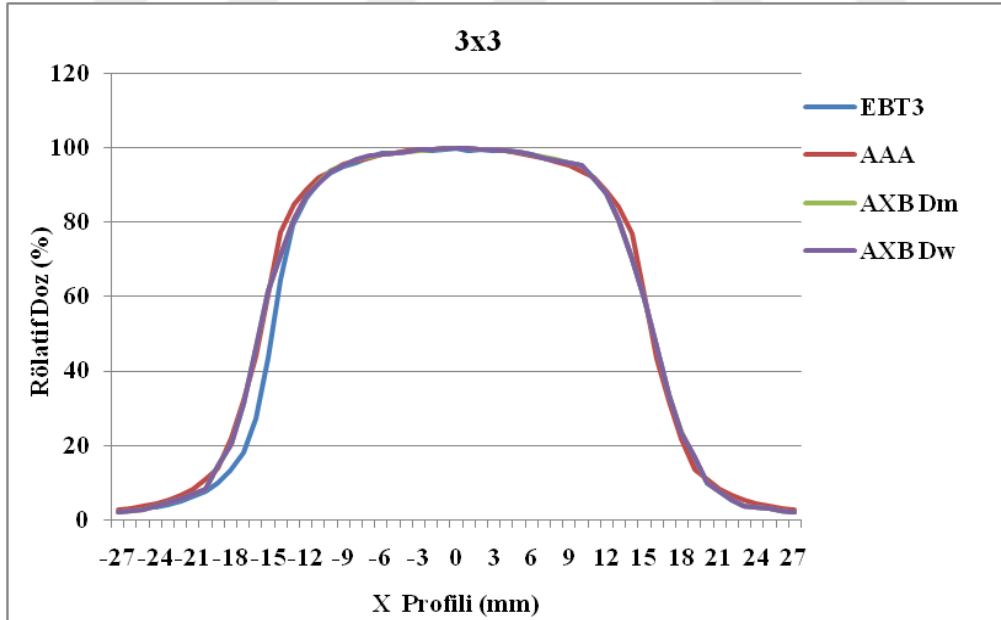
Şekil 6.2.11.1 10FFF 5 cm derinliğinde 0.6x0.6 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA,AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri



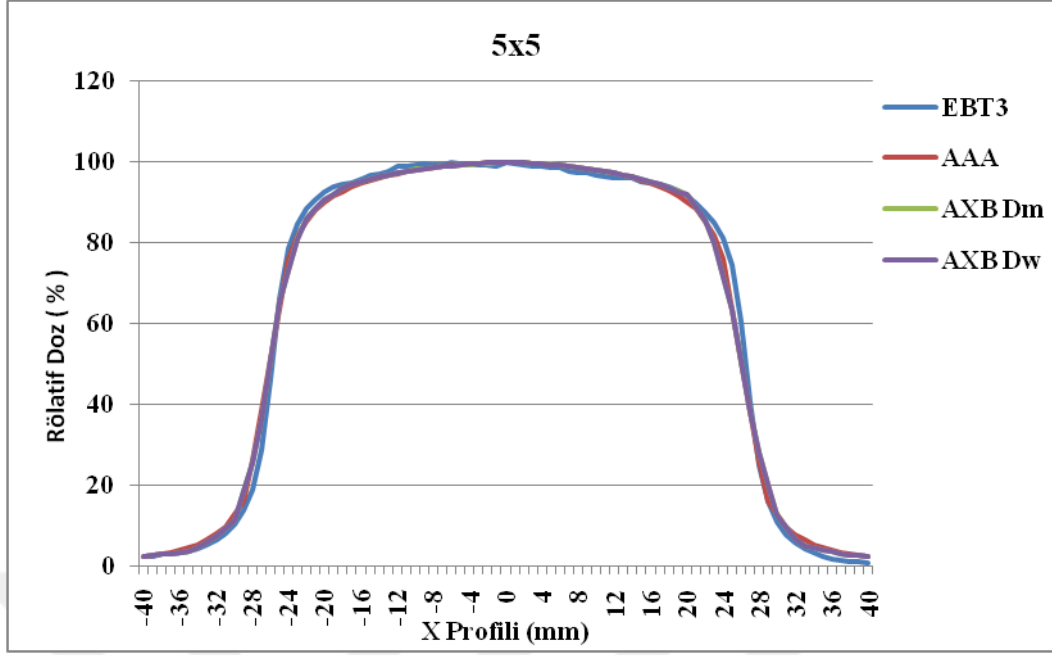
Şekil 6.2.11.2. 10FFF 5 cm derinliğinde 1x1 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri



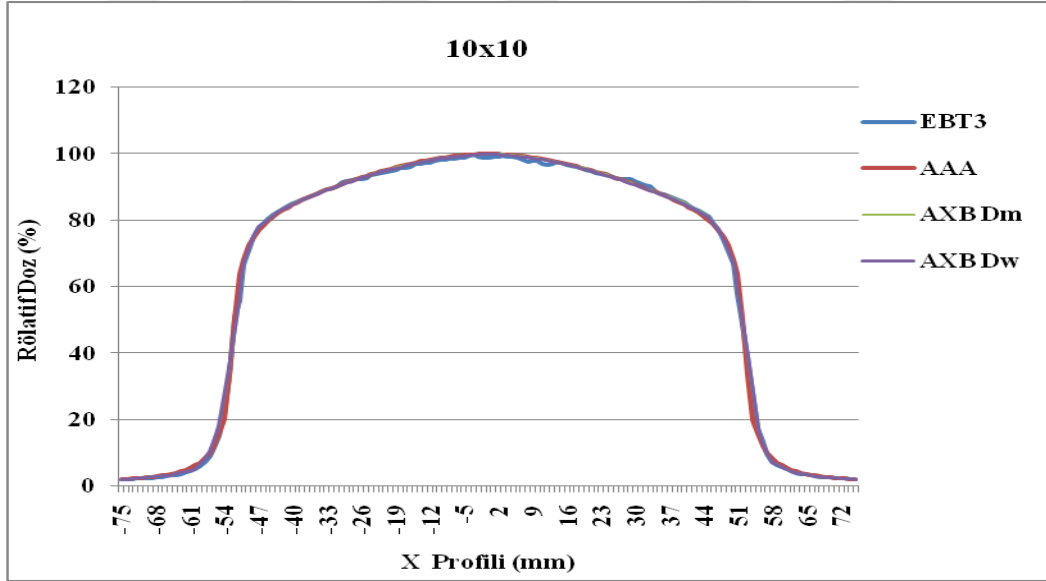
Şekil 6.2.11.3. 10FFF 5 cm derinliğinde 2x2 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri



Şekil 6.2.11.4. 10FFF 5 cm derinliğinde 3x3 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri



Şekil 6.2.11.5. 10FFF 5 cm derinliğinde 5x5 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri



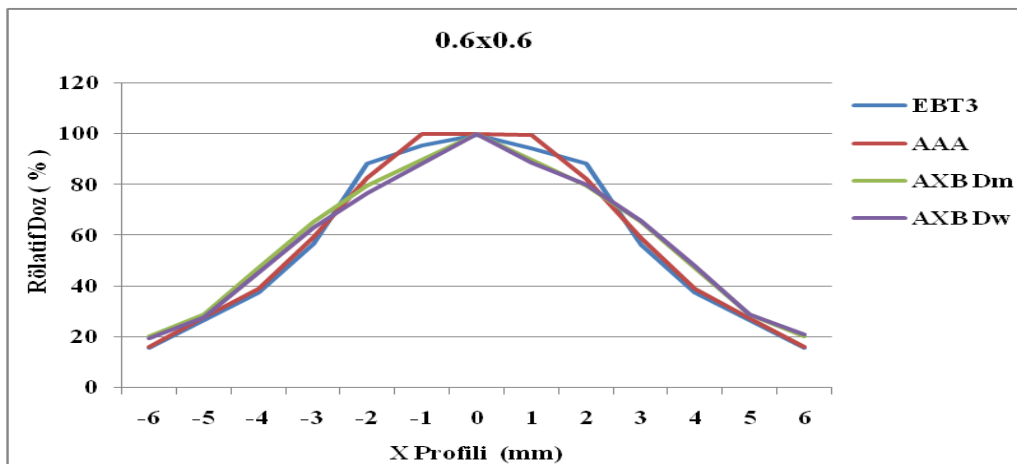
Şekil 6.2.11.6. 10FFF 5 cm derinliğinde 10x10 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri

Tablo 6.2.11.1. 10FFF enerji 5 cm de ölçülen EBT3 film, AAA, AXB Dm ve AXB Dw algoritmalarında hesaplatılan profil rölatif doz gamma analizleri

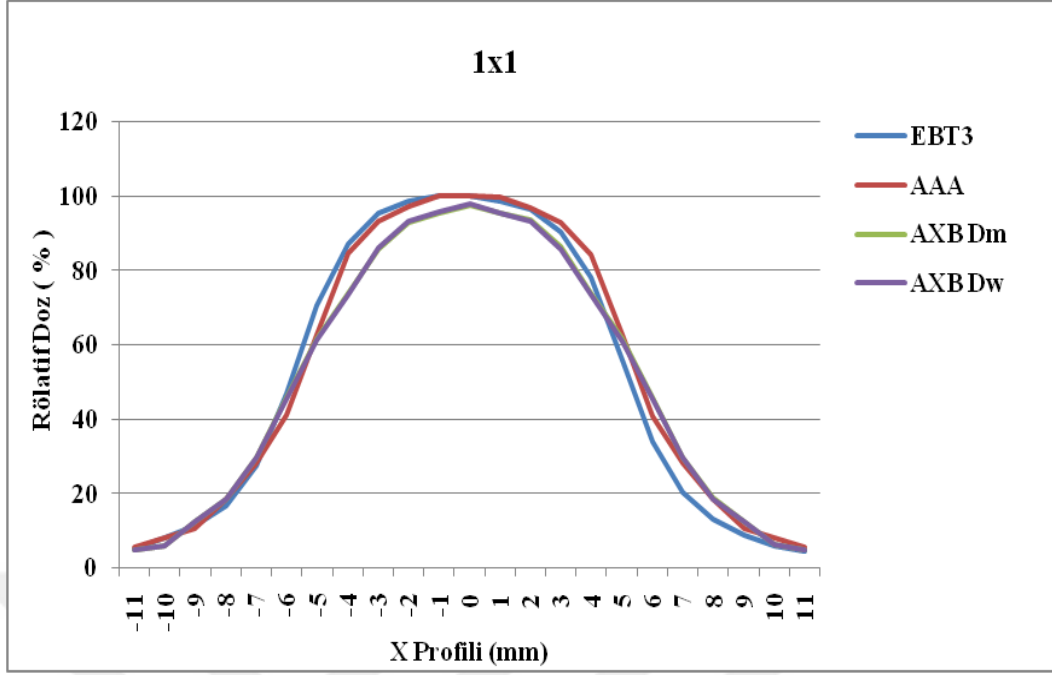
Ortalama Ganma İndeks Sonuçları %			
Alan Boyutu (cm ²)	EBT3 - AAA	EBT3 – AXB Dw	EBT3 – AXB Dm
0.6 x 0.6	99.3	99.2	99.5
1 x 1	100	99.9	99.9
2 x 2	100	100	100
3 x 3	99.8	99.8	99.6
5 x 5	99.7	99.5	99.5
10 x 10	99.6	99.6	99.5

6.2.12 . 10FFF 10 cm derinlik için elde edilen bulgular

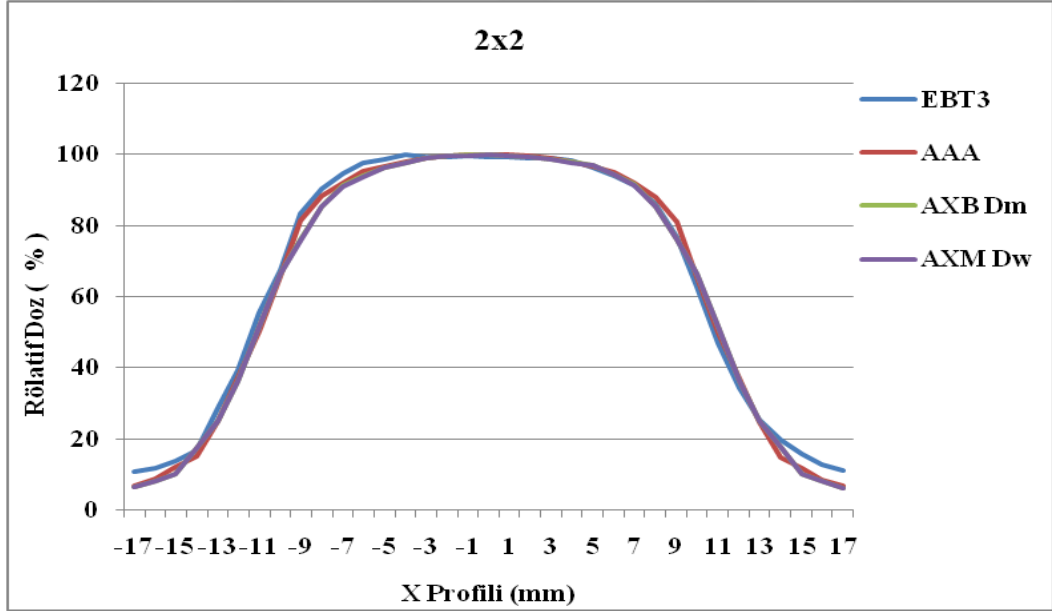
10FFF foton enerjisi için 10 cm derinliğinde 0.6x0.6, 1x1, 2x2, 3x3, 5x5, 10x10 cm² alan boyutlarında, EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrilerine ait grafikler aşağıda sıralanmıştır.



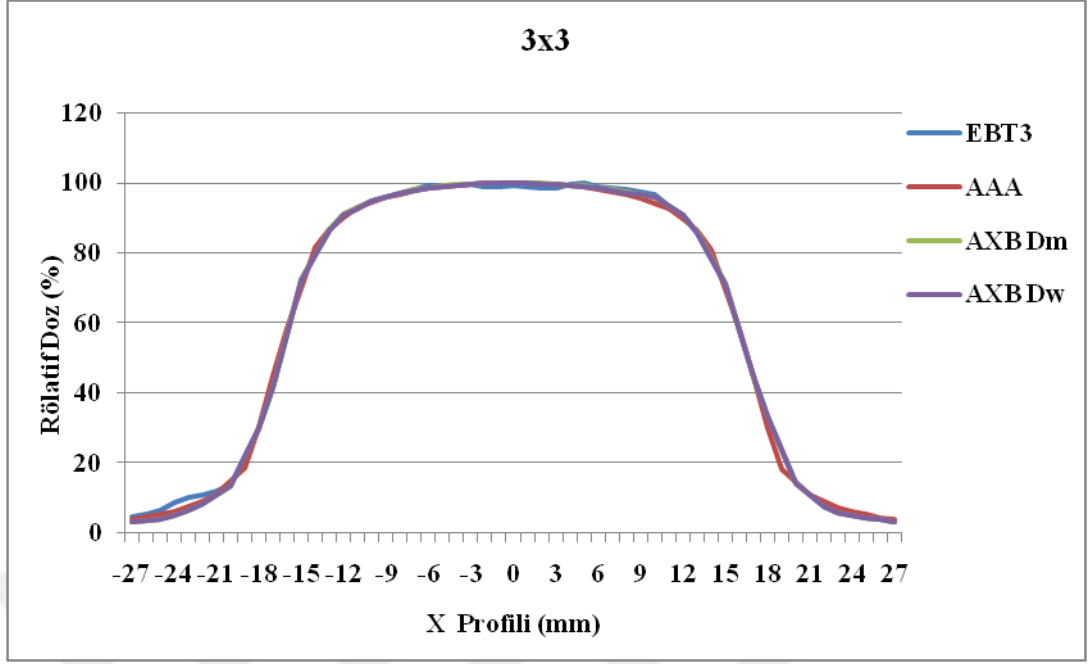
Şekil 6.2.12.1. 10FFF 10 cm derinliğinde 0.6x0.6 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri



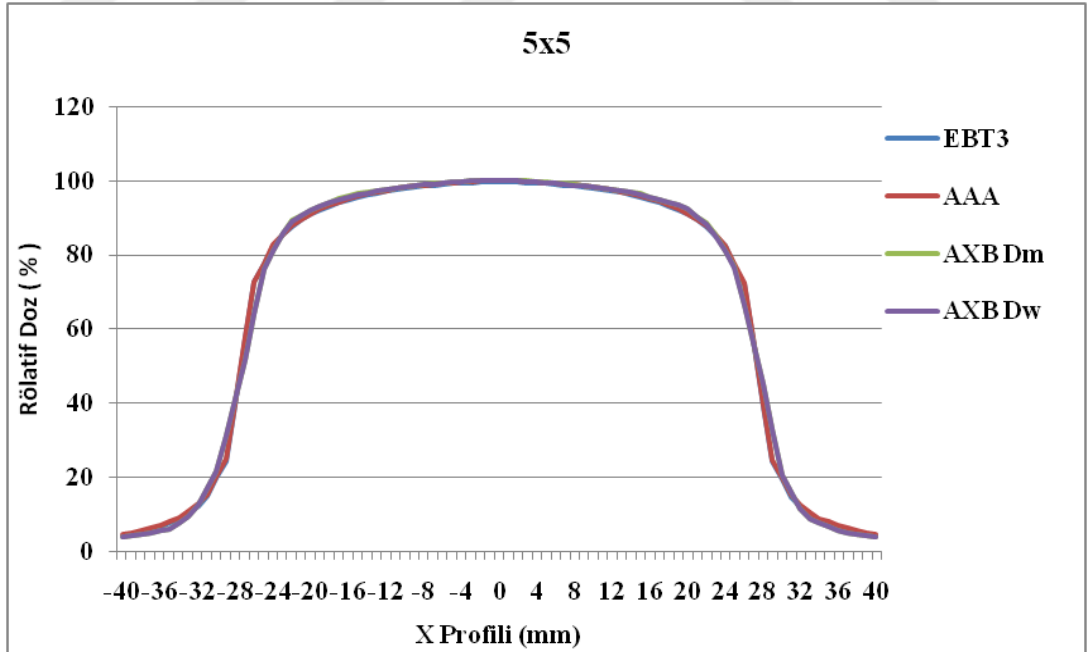
Şekil 6.2.12.2. 10FFF 10 cm derinliğinde 1x1 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri



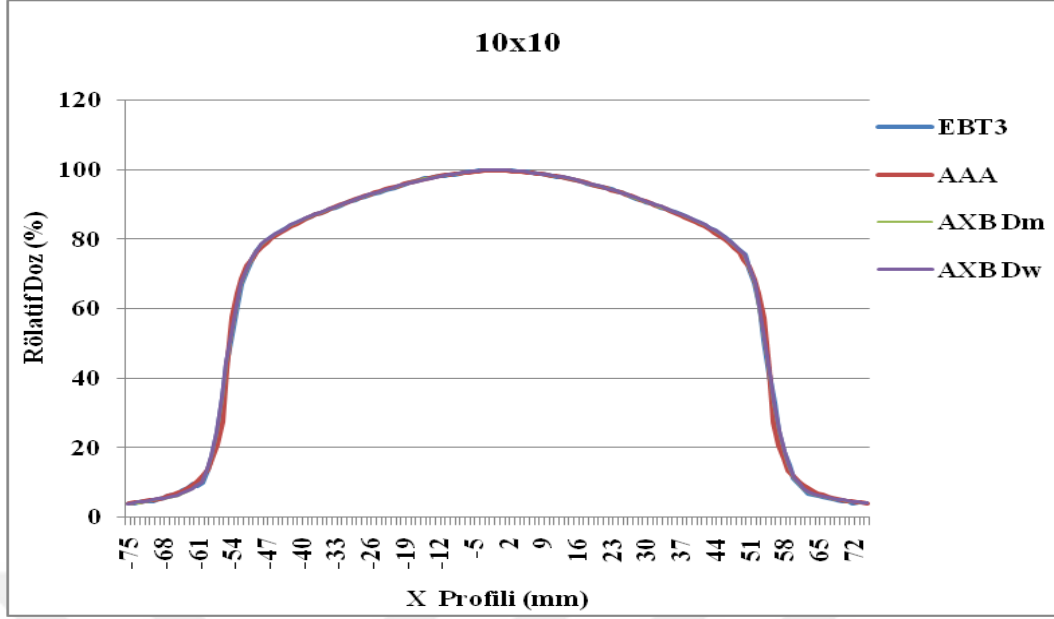
Şekil 6.2.12.3. 10FFF 10 cm derinliğinde 2x2 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri



Şekil 6.2.12.4. 10FFF 10 cm derinliğinde 3x3 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri



Şekil 6.2.12.5. 10FFF 10 cm derinliğinde 5x5 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri



Şekil 6.2.12.6. 10FFF 10 cm derinliğinde 10x10 cm² alan boyutunda EBT3 film ile ölçülen AAA, AXB Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılan profil eğrileri

Tablo 6.2.12.1. 10FFF enerji 10 cm derinlikte ölçülen EBT3 film, AAA, AXB Dm ve AXB Dw algoritmalarında hesaplatılan profil rölatif doz gama analizleri

Ortalama Gamma İndeks Sonuçları %			
Alan Boyutu (cm²)	EBT3 - AAA	EBT3 – AXB Dw	EBT3 – Dm
0.6 x 0.6	94.7	93.9	93.9
1 x 1	100	100	100
2 x 2	99.6	99.4	99.6
3 x 3	98.3	98.6	98.5
5 x 5	98.4	98.2	98.3
10 x 10	99.3	99.5	99.6

6.3. Output Işınlamalarında ve Hesaplamalarında Elde Edilen Bulgular

6.3.1. 6MV output ölçüm sonuçları

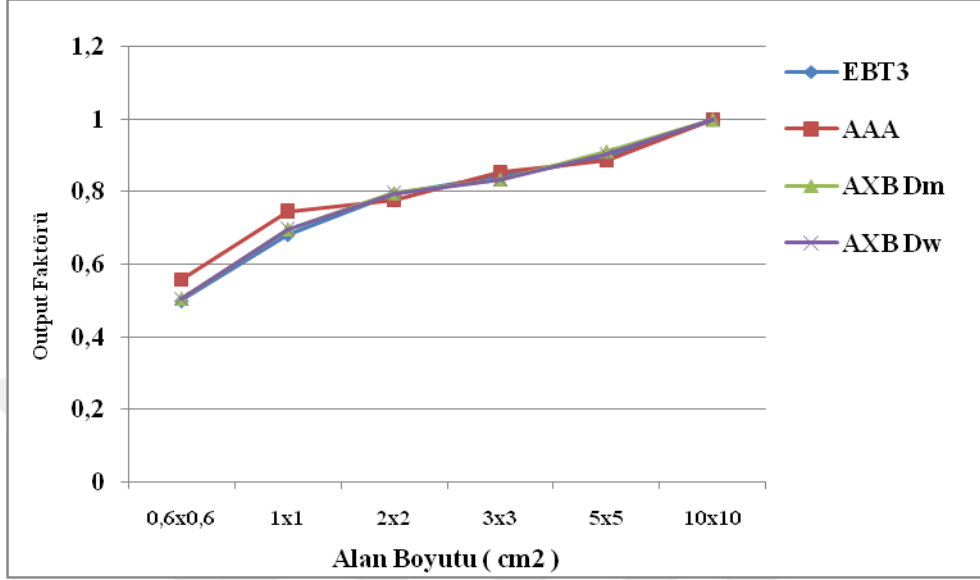
Tablo 6.3.1.1. 6 MV için EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm ve AXB Dw algoritmalarında hesaplatılan doz verim ölçüm verileri ve yüzdelik farkları

Alan Boyutu (cm ²)	EBT3	AAA	AXB Dm	AXB Dw	% Fark		
					EBT3 - AAA	EBT3 – AXB Dm	EBT3 - AXB Dw
0.6 x0.6	33.32	37.31	32.74	33.53	10.69	1.77	0.62
1 x 1	45.5	49.98	45.18	46.28	8.96	0.7	1.68
2 x 2	53	52.03	51.64	52.84	1.86	2.63	0.3
3 x 3	56.21	57.21	54.1	55.42	1.74	3.9	1.42
5 x 5	59.69	59.41	59.09	59.94	0.47	1.01	0.41
10 x 10	66.73	66.93	64.79	66.32	0.29	2.99	0.61

Tablo 6.3.1.2. 6 MV için EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm ve AXB Dw algoritmalarında hesaplatılan doz verim değerlerini 10x10 cm² alan boyutuna normalize edilerek elde edilen doz verim faktörü değerleri

Alan Boyutu (cm ²)	EBT3	AAA	AXB Dm	AXB Dw
0.6 x0.6	0.4993	0.5574	0.5053	0.5055
1 x 1	0.6818	0.7467	0.6973	0.6978
2 x 2	0.7942	0.7773	0.797	0.7967
3 x 3	0.8423	0.8547	0.835	0.8356
5 x 5	0.8945	0.8876	0.912	0.9037

10 x 10	1	1	1	1
---------	---	---	---	---



Şekil 6.3.1.1. 6 MV normalize edilmiş doz verimi grafiği

6.3.2. 6FFF output ölçüm sonuçları

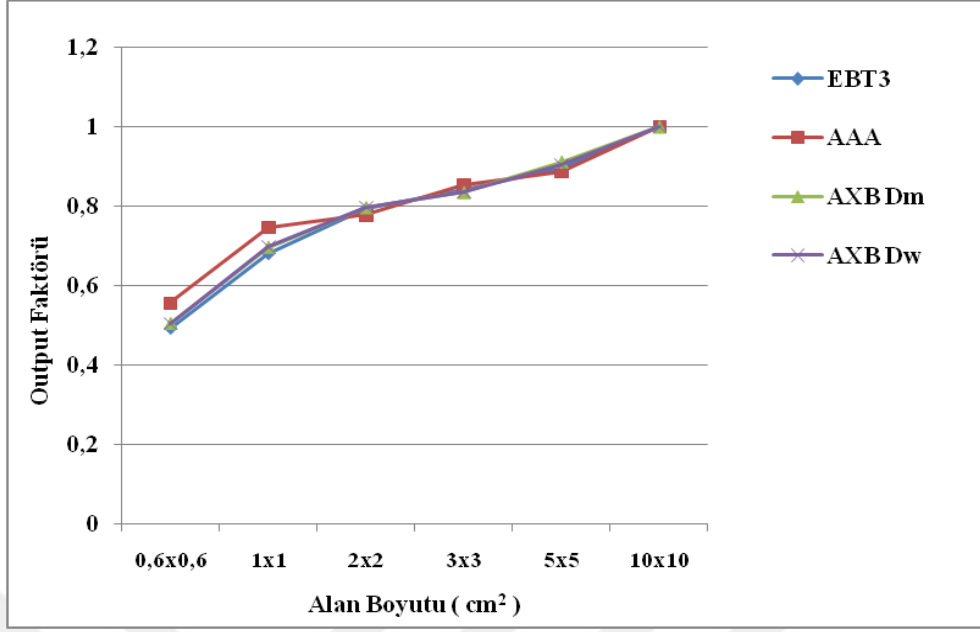
Tablo 6.3.2.1. 6FFF için EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm ve AXB Dw algoritmalarında hesaplatılan doz verim ölçüm verileri ve yüzdelik farkları

Alan Boyutu (cm ²)	EBT3	AAA	AXB Dm	AXB Dw	% Fark		
					EBT3 -AAA	EBT3 - AXB Dm	EBT3 - AXB Dw
0.6 x0.6	33.77	34.46	33.11	32.31	2	1.99	4.51
1 x 1	43.98	44.53	44.72	43.65	1.23	1.65	0.75
2 x 2	50.04	50.71	50.27	49.12	1.32	0.45	1.87
3 x 3	52.06	53.66	52.82	51.69	2.98	1.43	0.71

5 x 5	56.37	57.45	56.7	55.42	1.89	0.58	1.71
10 x 10	62.43	63.59	63.03	61.6	1.82	0.95	1.34

Tablo 6.3.2.2. 6FFF için EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm ve AXB Dw algoritmalarında hesaplatılan doz verim değerlerini 10x10 cm² alan boyutuna normalize edilerek elde edilen doz verim faktörü değerleri

Alan Boyutu (cm²)	EBT3	AAA	AXB Dm	AXB Dw
0.6 x0.6	0.54	0.54	0.52	0.52
1 x 1	0.7	0.7	0.7	0.71
2 x 2	0.8	0.79	0.78	0.79
3 x 3	0.83	0.84	0.83	0.83
5 x 5	0.9	0.9	0.89	0.89
10 x 10	1	1	1	1



Şekil 6.3.2.1. 6FFF normalize edilmiş doz verimi grafiği

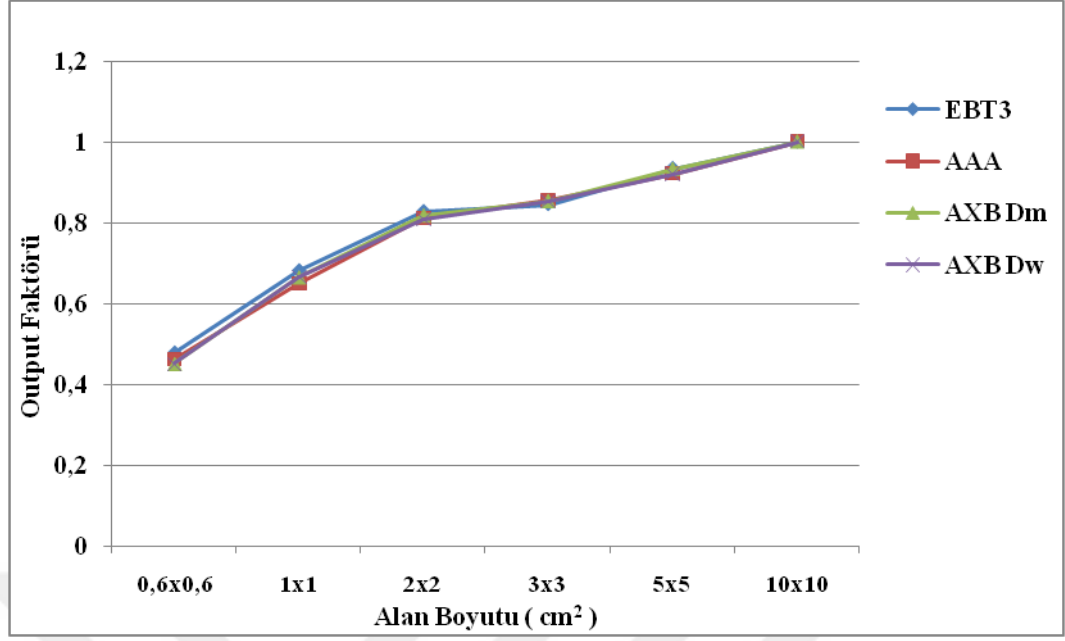
6.3.3. 10MV output ölçüm sonuçları

Tablo 6.3.3.1. 10MV için EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm ve AXB Dw algoritmalarında hesaplatılan doz verim ölçüm verileri ve yüzdelerik farkları

Tablo 6.3.3.2. 10MV için EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm ve AXB Dw algoritmalarında hesaplatılan doz verim değerlerini 10x10 cm² alan boyutuna normalize edilerek elde edilen doz verim faktörü değerleri

Alan Boyutu (cm ²)	EBT3	AAA	AXB Dm	AXB Dw	% Fark		
					EBT3 - AAA	EBT3 - AXB Dm	EBT3 - AXB Dw
0,6 x0,6	35.23	34.25	32,56	33,35	2.86	8.2	5,63
1 x 1	50,12	48.03	47.94	49.09	4.35	4.55	2.09
2 x 2	60.84	60.01	58.94	59.62	1.38	3,22	2.04
3 x 3	62.12	63.29	61.52	62.92	1.84	0.97	1.27
5 x 5	68.62	68.08	67.17	67.86	0.79	2.15	1.11
10 x 10	73.42	73.94	72.05	73.75	0.7	1.9	0.44

Alan Boyutu (cm ²)	EBT3	AAA	AXB Dm	AXB Dw
0,6 x0,6	0.4798	0.4632	0.4519	0.4522
1 x 1	0.6826	0.6495	0.6653	0.6656
2 x 2	0.8286	0.8116	0.818	0.8084
3 x 3	0.846	0.8559	0.8538	0.8531
5 x 5	0.9346	0.9207	0.9322	0.9201
10 x 10	1	1	1	1



Şekil 6.3.3.1. 10MV normalize edilmiş doz verimi grafiği

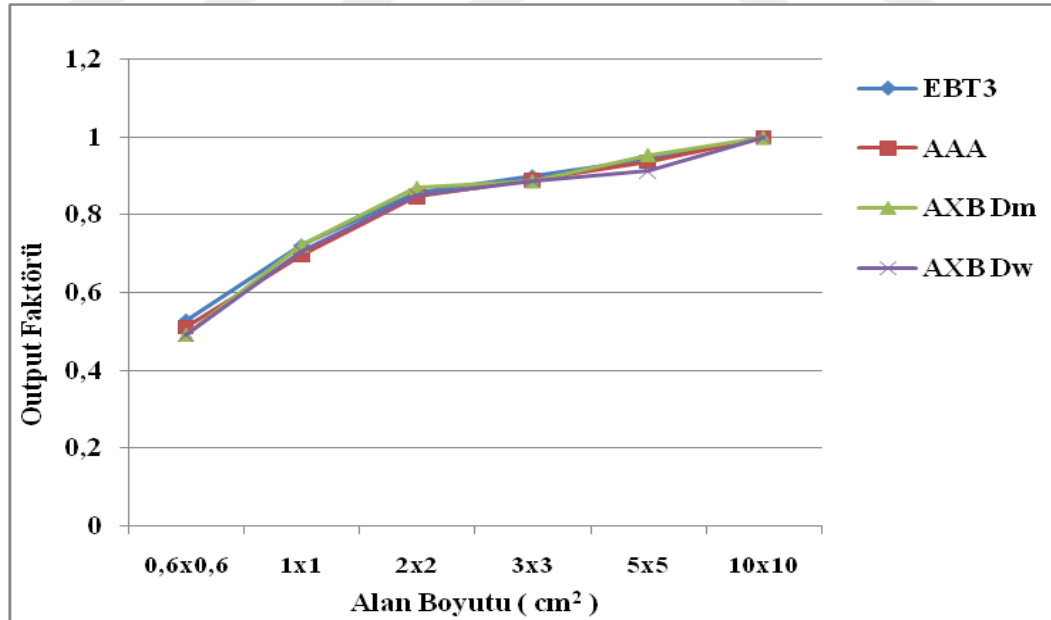
6.3.4. 10FFF output ölçüm sonuçları

Tablo 6.3.4.1. 10FFF için EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm ve AXB Dw algoritmalarında hesaplatılan doz verim ölçüm verileri ve yüzdelik farkları

Alan Boyutu (cm ²)	EBT3	AAA	AXB Dm	AXB Dw	% Fark		
					EBT3 - AAA	EBT3 - AXB Dm	EBT3 - AXB Dw
0,6 x0,6	37.14	36.27	33.91	34.73	2.39	9.52	6.93
1 x 1	50.77	49.42	49.81	49.94	2.73	1.92	1.66
2 x 2	60.43	60.09	60.09	60.13	0.56	0.56	0.49
3 x 3	63.35	63.30	61.29	62.76	0.07	3.36	0.94
5 x 5	66.45	66.49	65.96	64.46	0.06	0.74	3.08
10 x 10	70.42	70.96	69.05	70.63	0.76	1.98	0.29

Tablo 6.3.4.2. 10FFF için EBT3 film ile ölçülen, AAA, AXB Dm ve AXB Dw algoritmalarında hesaplatılan doz verim değerlerini 10x10 cm² alan boyutuna normalize edilerek elde edilen doz verim faktörü değerleri

Alan Boyutu (cm ²)	EBT3	AAA	AXB Dm	AXB Dw
0.6 x 0.6	0.5274	0.5111	0.491	0.4917
1 x 1	0.7209	0.6964	0.7213	0.707
2 x 2	0.8581	0.8468	0.8702	0.8513
3 x 3	0.8996	0.892	0.8876	0.8885
5 x 5	0.9436	0.937	0.9552	0.9126
10 x 10	1	1	1	1



Şekil 6.3.4.1. 10FFF normalize edilmiş doz verimi grafiği

7. TARTIŞMA

Yapılan çalışma ile farklı hesaplama algoritmalarının, küçük alanlar üzerindeki doğruluğu analiz edilmiştir. Bu çalışma Medipol Üniversitesi hastanesinde Truebeam STx 2.0 cihazında, Eclipse tedavi planlama sisteminde AAA, AXM Dm, AXB Dw algoritmaları ile hesaplatılıp EBT3 film yardımıyla karşılaştırılıp analizleri yapılmıştır.

Çalışmamızda film ölçümlerinde RW3 katı su fantomları kullanıldı. RW3 katı su fantomlarının 1mm'lik kesit aralığında BT taramaları yapıldı ve Eclipse TPS'ye görüntüler aktarıldı. Eclipse TPS'de 6MV, 6FFF, 10MV, 10FFF enerjileri için 0.6x0.6, 1x1, 2x2, 3x3, 5x5 ve 10x10 cm² alan boyutlarında planlar hazırlandı. Planlar ganti ve kolimatör açıları 0°, SSD 100 cm olacak şekilde yapıldı. Profil ölçümleri için dmax, 5 cm ve 10 cm derinliğinde, fantomlar merkezi eksene dik olacak şekilde aralarına EBT3 filmler yerleştirildi. Output ölçümleri için ise EBT3 filmler, d=10 cm derinlikte, merkezi eksene dik olacak şekilde fantomların arasına yerleştirildi. Yüzde derin doz için ise fantomlar merkezi eksene paralel şekilde yerleştirilip aralarına filmler yerleştirildi. Profil ve yüzde derin doz ölçümleri için 200 cGy, output ölçümleri için 100 cGy doz olacak şekilde hesaplama gridi ise 1mm seçilerek statik planlar üç farklı algorithmada hazırlandı. Hazırlanan planlar daha sonra Truebeam STx cihazında ışınladı ve filmler EPSON Expression 11000 XL Scanner da taratılıp SNC Patient™ Software yazılımı kullanılarak hesaplanan planlar ile karşılaştırıldı.

EBT3 film ölçümleri ve hesaplamaları arasındaki genel uyum gamma index analizi rölatif doz değerlendirmesi ile incelenmiştir. Gamma index analizinde geçme kriteri olarak % ± 3 DD ve ± 3 mm DTA için ise %95 ve üstü olarak belirlenmiştir.

Yüzde derin doz ile profil sonuçlarının yapılan gamma analizleri incelemelerinde en düşük uyumlar;

- Yüzde derin doz ölçümlerinde, 6MV, 6FFF, 10MV, 10FFF foton enerjileri için en düşük uyumlar sırasıyla, 0.6x0.6 cm² alan boyutunda AAA algoritmasında %96.1, %97.5, %94.3 ve % 93 olarak bulunmuştur.
- Profil ölçümleri için, dmax derinliğinde 6MV, 6FFF, 10MV, 10FFF foton enerjileri için en düşük uyumlar sırasıyla, 0.6x0.6 cm² alan boyutunda AAA algoritmasında %96.4, %98, %95.2 ve %95.3 olarak bulunmuştur. 5 cm derinliğindeki ölçümlerde, 6MV için 0.6x0.6 cm² alanda AXB Dm algoritmasında %98, 6FFF için 0.6x0.6 cm² alanda AAA algoritmasında %98, 10 MV ve 10FFF için AXB Dw algoritmasında sırasıyla %96.3, %99.2 olarak bulunmuştur. 10 cm derinliğinde 6MV, 6FFF, 10MV enerjilerinde 0.6x0.6 cm² alan boyutunda, AAA algortimasında sırasıyla %95.5, %95.3, %95.1 ve 10FFF 0.6x0.6 cm² alan boyutunda %93.9 olarak bulunmuştur.

AAA, AXB Dw ve AXB Dm algoritmalarının karşılaştırmaları sonucunda en büyük farklar;

- Yüzde derin doz için, 6MV foton enerjisi için 0.6x0.6 cm² alan boyutunda %0.7, 6FFF için 0.6x0.6 cm² alan boyutunda %0.6 , 10MV için 1x1 cm² alan boyutunda %1.6 ve 10FFF için 5x5 cm² alan boyutunda %2 olarak bulunmuştur.
- Profil ölçümlerinde, dmax' ta 6MV foton enerjisi için 3x3 cm² alan boyutunda %0.5, 6FFF için 1x1 cm² alan boyutunda %0.4, 10MV enerjisi için 1x1 cm² alan boyutunda %1.5, 10FFF için 3x3 cm² alan boyutunda %1.2 olarak bulunmuştur. 5 cm derinliğindeki profil ölçümlerimde 6MV için 2x2 cm² alan boyutunda %0.9, 6FFF için 5x5 cm² alan boyutunda %0.4, 10MV için 3x3 cm² alan boyutunda % 0.6, 10FFF için 0.6x0.6 cm² alan boyutunda %0.2 olarak bulunmuştur.

10 cm derinliğindeki profil ölçümlerinde 6MV için 10x10 cm² alan boyutunda %1, 6FFF için 0.6x0.6 cm² alan boyutunda %1.3, 10MV için 0.6x0.6 cm² alan boyutunda %1, 10FFF için 0.6x0.6 cm² alan boyutunda %0.8 olarak bulunmuştur.

Analizlerde profil ölçümü için en düşük uyum, 10FFF enerjisi 0.6x0.6 cm² alan boyutunda AAA algoritmasında %93.9 , AAA, AXB Dw ve AXB Dm hesaplamalarını karşılaştırdığımızda ise en büyük fark 10 MV enerjisi, 1x1 cm² alan boyutunda %1.5 olarak bulunmuştur. Yüzde derin doz için en düşük uyum, 10FFF enerjisi 0.6x0.6 cm² alan boyutu AAA algoritmasında %93, AAA , AXB Dw ve AXB Dm algoritmalarını karşılaştırdığımızda ise en büyük fark 10FFF enerjide 5x5 cm² alan boyutunda %2 olarak bulunmuştur. Profil ve yüzde derin doz ölçümlerinde elde edilen sonuçlardan, ışınlanan alanın boyutu küçüldükçe film ölçümleri ile algoritmaların gamma analizi uyumlarının da düştüğü gözlemlenmiştir. AXB Dw doz algoritması suyu esas alarak enerji bağımlı yanıt fonksiyonlu hesaplama yapar ve EBT3 gafkromik filmlerin de su eşdeğeri yoğunlukta olduğu bilinmektedir. Bu sebeple AXB Dw ve film ölçümleri arasında yüksek uyumluluk beklenmektedir. Çalışmamızda AXB Dw hesaplama algoritması ve EBT3 film sonuçları arasında yüksek uyumluluk gözlemlenmiştir.

Yapılan output ölçümlerinde alan merkezlerinde absolute nokta doz okumaları gerçekleştirilip, planlama verileriyle karşılaştırılmış ve yüzdelik farkları hesaplanmıştır. Output ölçümlerinde en yüksek farklar;

- 6MV foton enerjisinde 0.6x0.6 cm² alan boyutunda AAA algoritmasında %10.69, 6FFF için 0.6x0.6 cm² alan boyutunda AXB Dw, %4.51, 10MV için 1x1 cm² alan boyutunda AXB Dm algoritmasında %8.2, 10FFF için 0.6x0.6 cm² alan boyutunda AXB Dm algoritmasında %9.52 olarak bulunmuştur.

AAA, AXB Dw ve AXB Dm algoritmalarının output ölçümleri için karşılaştırmaları sonucunda bulunan en yüksek farklar;

- 6MV foton enerjisi için 0.6x0.6 cm² alan boyutunda %10.7, 6FFF için 0.6x0.6 cm² alan boyutunda %2.52, 10MV için 0.6x0.6 cm² alan boyutunda %5.34, 10FFF için 0.6x0.6 cm² alan boyutunda %7.13' lük farklar saptanmıştır.

Hazırlanan planlar ve output ölçüm verilerinin karşılaştırılması sonucunda, ölçüm alınan bütün enerjilerde radyasyon alanı küçüldükçe film ve algoritma sonuçları arasında farkların büyüdüğü gözlemlenmiştir. AAA, AXB Dw ve AXB Dm algoritmalarının hesaplamaları ile analiz edilen EBT3 film absolute nokta doz ölçümleri karşılaştırıldığında, okunan absolute doz değerleri arasındaki en büyük fark 6MV enerjide 0.6x0.6 cm² alan boyutunda AAA algoritmasında %10.69, AAA, AXB Dw ve AXB Dm hesaplamaları karşılaştırdığımızda en büyük fark 6MV enerjisinde 0.6x0.6 cm² alan boyutunda %10.7 olarak bulunmuştur. Elde ettiğimiz verilerde TPS algoritmalarında hesaplanan küçük alan doz verim faktörleri, EBT3 film sonuçlarından ortalama olarak daha yüksek olduğu gözlemlenmiştir. Bu farklar alanın boyutu küçüldükçe artmıştır.

Hoffmann ve ark. (55) yaptıkları çalışmada AXB algoritmasının homojen ve heterojen ortamlarda doğruluğunu test etmekte. Doz verim faktörleri, derin doz eğrileri ve profil ölçümleri için elmas dedektör kullanarak suda ölçüm alınmıştır. 6MV ve 15MV foton enerjisinde Acuros XB (Eclipse sürüm 10.0, Varian Medical Systems, CA, ABD), algoritmasını mevcut standart algoritma olan AAA ile hesaplamalarının karşılaştırması yapıldı. Output faktörleri için 5 cm derinlik 100 cm SSD de (1x1 cm² ile 40x40 cm² alan boyutları arasında) farklı alanlarda ölçümler alınmış ve çalışmada 4x4 cm² lik alan boyutunun altında maksimum sapmalar olmuştur. Maksimum sapma 15 MV enerjisinde 1x1 cm² alan boyutunda %2.1 bulunmuştur. Tez çalışmamızda maksimum sapma 3x3 cm² alan boyutunun altında başlamaktadır.

En yüksek sapma oranı 6MV foton enerjisinde 0.6x0.6 cm² lik alan boyutunda %10.7 olarak bulunmuştur. Çalışmamızda bulunan bu fark ile alan boyutu azaldıkça doz verim faktörünün ölçüm ve hesaplanan değer arasında artış eğiliminde olduğunu göstermiş olduk.

Hoffmann ve ark. çalışmalarında 6MV ve 15MV enerji 10x10 cm² alan boyutunda yüzde derin doz ölçümlerinde AXB algoritması için sırasıyla sapma miktarı %0.2 ve %0.3 olarak bulmuşlardır. AAA algoritmasında ise iki enerji içinde ortalama %0.2 olarak bulmuşlardır. Hesaplanan ve ölçülen profillerin karşılaştırılmasında ise 6MV ve 15MV olmak üzere her iki enerjide maksimum sapmanın %2 olduğu gözlemlenmiştir. Bu sapmalar 6 MV foton için 15 MV fotondan çok daha belirgin olup, ölçümlere AAA algoritması AXB algoritmasına benzer fakat daha az belirgin sapmalar gösterdiği belirtilmiştir. Tez çalışmamızda ise yüzde derin doz ölçümlerinde en yüksek sapma miktarı, 6MV enerji 10x10 cm² alan boyutunda AXB Dw %0.4, AXB Dm da hesaplattığımızda ise %0.2 ve AAA algoritmasında da %0.5 olarak bulunmuştur. Çalışmamızda hesaplanan ve ölçülen profillerin karşılaştırılmasında en yüksek sapma 6MV enerjisinde AXB Dw algoritmasında %2.7, 6FFF enerjisinde AXB Dw %4.7, 10 MV enerjisinde AAA algoritmasında %4.9, 10FFF enerjisinde AXM Dw algoritmasında %6.1 olarak bulunmuştur. Yapılan çalışma ile tez çalışmamızın sonuçlarını karşılaştırdığımızda yüzde derin doz ve profil verilerinde uyum olduğu gözlenmektedir.

Stathakis ve ark. (56) yaptıkları çalışmada MC, AAA, AXB ve CCCS hesaplama algoritmalarının, tek alan ışınlamalarının homojen ve inhomojen ortamlarda, yüzde derin doz ve doz profillerinin karşılaştırmalarını amaçlamışlardır. Varian NovalisTX cihazında 6MV foton enerjisinde farklı alan boyutlarında (1x1, 2x2, 3x3, 4x4, 6x6, 8x8 ve 10x10 cm²) 100 cm SSD' de MC doz algoritması için EGSnrc\BEAMnrc and EGSnrc\DOSXYZnrc verileri kullanılarak simüle edilmiştir. TPS' te hesaplamalar için su fantomunda akciğer, kemik ve hava fantomlar kullanmışlardır. Profil ve yüzde derin doz ölçümleri homojen su ortamında Monte Carlo ile karşılaştırılmıştır ve tüm doz hesaplama algoritmaları homojen ortamda iyi bir uyum vermişlerdir.

Çalışmamızda ölçüm alınan ve hesaplanan bütün enerjilerde, 2x2 cm² alan boyutu ve üzerinde yüksek uyumluluk gözlenmiştir. Tez çalışmamız, yapılan çalışma ile uyumluluk göstermektedir.

Chetty ve ark. (57) tarafından yapılan çalışmada DPM Monte Carlo kodunun doğruluğunu, küçük alan boyutlarında (2x2 , 3x3 ve 10x10 cm²) homojen ve inhomojen (su/ akciğer/ su) ortamlarda 6 ve 15MV foton enerjisini kullanarak test etmektedir. Yüzde derin doz ve profil ölçümleri homojen bir su fantomunda 90 cm SSD' de, profiler için 6MV foton enerjisini 1.5 cm (dmax) derinlik, 15MV foton enerjisini 3 cm derinlikte ölçümleri alınmış DPM Monte Carlo kodu hesaplamaları karşılaştırmaları yapılmıştır. Ölçümler ve hesaplamaların karşılaştırılması sonucunda, homojen fantom çalışmasının yüzde derin doz ölçümlerinde $\pm\% 1$, doz profil ölçümlerinde de $\pm\% 1$ içerisinde olduğunu belirtmişleridir. Bu çalışma ile DPM Monte Carlo kodunun, lateral elektron dengesizlik etkilerinin doğru foton ışını doz hesaplamalarını doğru bir şekilde yapabildiğini belirtmişlerdir. Yapmış olduğumuz tez çalışmasında 2x2 cm² ve üzeri alan boyutlarında ölçüm ve hesaplama algoritmalarının karşılaştırılmasında 6MV foton enerjisinde yüzde derin dozda %2, dmax profil ölçümlerinde %1 içerisinde olduğunu bulduk. Tez çalışmamızda homojen fantomlar ile aldığımız ölçümler ve algoritma hesaplamalarının sonuçları literatür ile uyumlu sonuçlar vermiştir.

Han ve ark. (36) yaptıkları çalışmada AXB doz hesaplama algoritmasını Monte Carlo (MC), AAA, CCC yöntemleriyle ile karşılaştırmalarını amaçlamıştır. Yaptıkları çalışmada sanal su fantomu ve inhomojen olarak yumuşak doku, akciğer ve kemik için üç farklı materyalden oluşan fantomlar kullanılmıştır. 6MV ve 18MV enerjide tüm hesaplamalar için SSD 100 cm olarak belirlendi. Yüzde derin doz ve profiler, 6MV 1.5 cm (dmax) , 18MV 3.5cm (dmax) ve her iki enerjide de 10 cm ve 20 cm de karşılaştırmalar yapılmıştır.Yapılan hesaplamalar sonucunda AXB hesaplamalarının MC'ye hem AAA hem de CCC'den daha yakın olduğu bulunmuştur.Homojen yüzde derin doz ölçümlerinde 6MV enerjide tüm algoritmalar için uyum %1.5, 18MV için hesaplanan yüzde derin doz verileri ise %2.5 olarak bulunmuştur. Profil ölçümlerindeki değlendirmeler ise 6 ve 18MV enerjide dmax, 5 ve 10 cm derinliklerinde alan boyutunda %2 nin içerisinde uyum bulunmuştur. Çalışmamızdaki bulduğumuz algoritmalar arası uyum, bütün enerjilerde yüzde derin doz ölçümlerinde %2, profil ölçümlerinde %1.5 içerisinde bulunmuştur. Tez çalışmamız yapılan çalışma ile benzer sonuçlar vermiştir.

Fogliata ve ark. (59) tarafından yapılan çalışmada anizotropik analitik algoritma (AAA) ve Acuros XB algoritmalarının jaw veya MLC tarafından tanımlanan küçük alanlar için MU hesaplama doğruluğunu, output ölçümleri ile değerlendirmektedir. Çalışmada output ölçümleri, Varian Truebeam STx cihazında 6MV, 6FFF ve 10FFF enerjilerinde PTW microdiamond dedektörü kullanılarak elde edilmiştir. Ölçümler 90 cm SSD, 10 cm derinlikte jaw ölçüm alanları 0.6x0.6, 0.8x0.8, 1x1, 2x2, 3x3, 4x4, 5x5 ve 10x10 cm² de yapılmıştır. AAA ve AXB algoritmaları için aynı alanlarda sanal su fantomunda 1 mm grid buyutu seçilerek konfigürasyon parametreleri oluşturulmuş, hesaplanan ve ölçülen dozlar arasındaki farklar analiz edilmiştir. Yapılan analizler sonucunda sadece jaw ile tanımlanan 2x2 cm² ve altındaki alan boyutlarında AXB ve AAA algoritmaları ölçülen dozdan fazla doz tahmini yapar. Yapmış olduğumuz tez çalışmasında output ölçüm ve algoritma hesaplamaları sonucunda algoritmaların alan boyutu küçüldükçe dozun özellikle AAA algoritmasında fazla tahmin edildiği gözlemlenmiştir ve çalışmamızda literatürle uyumlu sonuçlar elde ettik.



8. SONUÇ

Modern radyoterapi ile beraber stereotaktik radyocerrahi tedavi tekniğinin kullanılmasıyla küçük alan dozimetrisi oldukça yaygınlaşmıştır. Kullanılan küçük alanların dozimetrisi geniş alanlara göre farklılık ve belirsizlik içerir. Ölçülen parametrelerin doğruluğu tedavi doğruluğunu da etkilemektedir. Dolayısıyla küçük radyasyon alanlarında doğru dedektör seçimi oldukça önemlidir. Doğru dedektör seçimi ile daha doğru sonuçlar elde edilir ve bu sebeple çalışmamızda üstün uzaysal çözünürlüğü, doku eş değeri yakınlığı, ihmal edilebilir bir hacim etkisi olduğundan dolayı gafkromik EBT3 filmi kullanılmıştır. Yapılan çalışmalara ve tez çalışmamızda bulmuş olduğumuz sonuçlar göz önüne alındığında alan boyutu küçüldükçe ölçüm ve algoritmalar arası uyum bozulmaktadır. Tez çalışmamızda TPS' de kullanılan AAA, AXB DW ve AXB Dm doz hesaplama algoritmaları ile homojen ortamlardaki doz doğruluğunu EBT3 gafkromik film kullanarak araştırması yapılmıştır. Çalışmamız bize EBT3 gafkromik film ile en uyumlu doz hesaplama algoritmasının AXB Dw olduğunu göstermiştir. Hesaplama algoritmaları arasında AAA algoritması daha düşük uyumlar vermiştir.

9. KAYNAKLAR

1. P. Alfonso, P. Andreo, R. Capote, M.S. Huq, W. Kilby, P. Kjall, T.R. Mackie, H. Palmans, K. Rosser, J. Seuntjens, W. Ullrich, S. Vatnitsky, "A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields," *Med Phys* 35, 5179-5186 (2008)
2. Scott AJ, Nahum AE, Fenwick JD. Using a Monte Carlo model to predict dosimetric properties of small radiotherapy photon fields. *Med Phys*. 2008;35:4671–84.
3. Nahum AE. Perturbation effects in dosimetry: Part I. Kilovoltage x-rays and electrons. *Phys Med Biol*. 1996;41:1531–80)
4. Sharpe MB, Jaffray DA, Battista JJ, Munro P. Extrafocal radiation: A unified approach to the prediction of beam penumbra and output factors for megavoltage x-ray beams. *Med Phys*. 1995;22:2065–74.
5. Technical Reports Series No. 483 Dosimetry of Small Static Fields Used in External Beam Radiotherapy. 2017; 978-92-0-105916-1); 211
6. 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.
7. Andreo P, Benmakhlouf H. Improved reference and relative dosimetry of small radiation therapy photon beams. Stockholm: Strålsäkerhetsmyndigheten; 2014.)
8. Mesbahi A. The effect of electronic disequilibrium on the received dose by lung in small fields with photon beams: Measurements and Monte Carlo study. *Iran J Radiat Res*. 2008;6:71–7.)

9. BOUCHARD, H. and SEUNTJENS, J. 2004 Ionization chamber-based reference dosimetry of intensity modulated radiation beams. *Medical Physics*, 31 (9): 2454–2465)
10. . Bouchard and Seuntjens 2004, IPEM 2010
11. 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.
12. 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.)
13. Das, I. Small-Field Dosimetry. Presentation at the 2011 AAPM annual meeting in Vancouver, BC.)
14. 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.)
15. Wang, L. L., & Leszczynski, K. (2007). Estimation of the focal spot size and shape for a medical linear accelerator by Monte Carlo simulation. *Medical physics*, 34, 485.
16. Jaffray, D. A., Battista, J. J., Fenster, A., & Munro, P. (1993). X-ray sources of medical linear accelerators: Focal and extra-focal radiation. *Medical physics*,20, 1417.
17. IPEM Report 103: Small Field MV Photon Dosimetry, Institute of Physics and Engineering in Medicine Fairmount House, 230 Tadcaster Road, York,UK, (2010).
18. X. R. Zhu, J. J. Allen, J. Shi, and W. E. Simon, “ Total scatter factors and tissue maximum ratios for small radiosurgery fields: Comparison of diode detectors, a parallel-plate ion chamber, and radiographic film,” *Med. Phys*. 10.1118/1.598915 27, 472– 477 (2000).

19. Khan, F. M. (2009). *The physics of radiation therapy*. Lippincott Williams & Wilkins
20. Ahnesjö, A. (1989). Collapsed cone convolution of radiant energy for photon dose calculation in heterogeneous media. *Medical physics*, 16, 577
21. Aspradakis MM, Byrne JP, Palmans H, et al. (2010) IPEM Report Number 103: small field MV photon dosimetry. Institute of Physics and Engineering in Medicine
22. Scott, A. J., Nahum, A. E., & Fenwick, J. D. (2009). Monte Carlo modeling of small photon fields: Quantifying the impact of focal spot size on source occlusion and output factors, and exploring miniphantom design for small-field measurements. *Medical physics*, 36, 3132.
23. Korhonen L. "Methods for Dose Calculation and Beam Characterization in External Photon Beam Radiotherapy," Doctoral Dissertation, (2009).
24. Torsti T., Korhonen L., Petäjä V. "Using Varian Photon Beam Source Model for Dose Calculation of Small Fields," Varian Medical Systems Finland Oy, (2013)
25. Papanikolaou N, Battista JJ, Bouer AL, et al. Tissue inhomogeneity corrections for megavoltage photon beams. AAPM Report No. 85. Report of Task Group No 65 of the Radiation Therapy Committee of the American Association of Physicists in Medicine. Madison, WI: Medical Physics; 2004.
26. ICRU. Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of X or gamma rays in radiotherapy procedures. Int Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD, 1976: Report No 24.
27. Medikal Fizik Dergisi Ağustos – Eylül 2016 Sayı: 4, Sayfa 31
28. Andreo, P., "Monte Carlo techniques in medical radiation physics," *Phys. Med. Biol.*, 36(7):861-920, 1991.

29. Chetty, I., Curran, B., Cygler, J., DeMarco J., Faddegon B., Liu H., et al. 2007. Guidance report on clinical implementation of the Monte Carlo method in external beam radiation therapy treatment planning: Report of the AAPM Task Group No. 105. *Med Phys*, 34: 4818-4853
30. Uwe, O., Scholz, C. : Dose calculation algorithms.)
31. Van Esch A., Tillikainen L., Pyykkonen J., et al. “Testing of the analytical anisotropic algorithm for photon dose calculation,” *Med. Phys.* Nov;33(11):4130-48. (2006).
32. Anders Josefsson (2008). Evaluation of the anisotropic analytic algorithm for 6 MV photon energy. Master Degree Thesis in Radiation Physics
33. Fogliata A., Nicolini N., Clivio A., Vanetti E. and Cozzi L. “Accuracy of Acuros XB and AAA dose calculation for small fields with reference to RapidArc® stereotactic treatments,” *Med. Phys.* 38, 6228. (2011).
34. Sievinen J., Ulmer W., Kaissl W. “AAA Photon Dose Calculation Model in Eclipse,” Palo Alto (CA): Varian Medical Systems. (2005).
35. Papanikolaou N, Battista JJ, Bouer AL, et al. Tissue inhomogeneity corrections for megavoltage photon beams. AAPM Report No. 85. Report of Task Group No 65 of the Radiation Therapy Committee of the American Association of Physicists in Medicine. Madison, WI: Medical Physics; 2004.
36. Han T, Mikell JK, Salehpour M, Mourtada F. Dosimetric comparison of Acuros XB deterministic radiation transport method with Monte Carlo and model-based convolution methods in heterogeneous media. *Med Phys.* 2011;38(5):2651–64.
37. Eclipse Algorithms Reference Guide (Varian medical system, Palo Alto, CA, 2010

38. Bush K, Gagne IM, Zavgorodni S, Ansbacher W, Beckham W. Dosimetric validation of Acuros XB with Monte Carlo methods for photon dose calculations. *Med Phys*. 2011;38(4):2208–21.
39. S. Saur, J. Frengen GafChromic EBT film dosimetry with flatbed CCD scanner: a novel background correction method and full dose uncertainty analysis *Med Phys*, 35 (2008), pp. 3094-3101, 10.1118/1.2938522
40. Shimohigashi Y, Araki F, Maruyama M, Nakaguchi Y, Kuwahara S, Nagasue N, et al. Evaluation of a single-scan protocol for radiochromic film dosimetry. *Journal of applied clinical medical physics*. 2015;16(2):412-24.
41. American Association of Physicists in Medicine (AAPM) TG -55
42. Menegotti L, Delana A, Martignano A. Radiochromic film dosimetry with flatbed scanners: a fast and accurate method for dose calibration and uniformity correction with single film exposure. 2008 *Medical physics* 38
Menegotti L, Delana A, Martignano A. Radiochromic film dosimetry with flatbed scanners: a fast and accurate method for dose calibration and uniformity correction with single film exposure. 2008 *Medical physics* 38
43. Low, D. A., Harms, W. B., Mutic, S., & Purdy, J. A. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Medical physics*, 25(5), 656-661;(1998).
44. Low, D. A., & Dempsey, J. F. Evaluation of the gamma dose distribution comparison method. *Medical physics*, 30(9), 2455-2464; (2003).
45. Surti S, Khun A, Werner ME, Perkins AE, Kolthammer J, Karp JS. Performance of Philips Gemini TF PET/CT scanner with special consideration for its time-of-flight imaging capabilities. *J Nucl Med*.48(3):471-80; 2007.

46. Kielar KN, Mok E, Hsu A, Wang L, Luxton G. Verification of dosimetric accuracy on the TrueBeam STx: rounded leaf effect of the high definitionMLC. Med Phys. 2012;39(10):6360–71.
47. Eclipse Photon and Electron Algorithms Reference Guide. December (2015).
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/expression-11000xl#details> Erişim Tarihi: 18.07.2020
50. <http://www.meditel.com.tr/urunler/radyoterapi-diger-urunler/radyoterapi-ptw/fantom> Erişim Tarihi: 18.07.2020
51. http://www.ptw.de/waterproof_farmer_chamber0.html Erişim Tarihi: 18.07.2020
52. <https://www.iba-dosimetry.com/product/dose-1/> Erişim Tarihi: 18.07.2020
53. <https://www.sunnuclear.com/solutions/patientqa/srsmatchcheck#> Erişim Tarihi: 18.07.2020
54. Lewis, D., Micke, A. Ve diğerleri An efficient protocol for radiochromic film dosimetry combining calibration and measurement in a single scan (2012).
55. Hoffmann, L., Jørgensen, M.-B. K., Muren, L. P., & Petersen, J. B. B. (2011). Clinical validation of the Acuros XB photon dose calculation algorithm, a grid-based Boltzmann equation solver. Acta Oncologica, 51(3), 376–385. doi:10.3109/0284186x.2011.629209

56. Sotirios S, Carlos E, Luis Vazquez Quino, Pamela M, Oscar C, et al. Accuracy of the Small Field Dosimetry Using the Acuros XB DoseCalculation 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.
57. Chetty, I. J., Charland, P. M., Tyagi, N., McShan, D. L., Fraass, B. A., & Bielajew, A. F. (2003). Photon beam relative dose validation of the DPMMonte Carlo code in lung-equivalent media. Medical Physics, 30(4), 563–573. doi:10.1118/1.1555671
58. Fogliata, A., Lobefalo, F., Reggiori, G., Stravato, A., Tomatis, S., Scorsetti, M., & Cozzi, L. (2016). Evaluation of the dose calculation accuracy for small fields defined by jaw or MLC for AAA and AcurosXB algorithms. Medical Physics, 43(10), 5685–5694. doi:10.1118/1.4963219

10. ETİK KURULU ONAYI



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

E-İmzalıdır

Sayı : 10840098-604.01.01-E.53513
Konu : Etik Kurulu Kararı

30/09/2019

Sayın Gül TAŞKIN

Üniversitemiz Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kuruluna yapmış olduğunuz "Küçük alanların dozimetrik parametrelerinin gafkromik film ile ölçülmesi" isimli başvurunuz incelenmiş olup etik kurulu kararı ekte sunulmuştur.

Bilgilerinize rica ederim.

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

Ek:
-Karar Formu (2 sayfa)

Bu belge 5070 sayılı e-İmza Kanununa göre Prof. Dr. Hanefi ÖZBEK tarafından 30.09.2019 tarihinde e-İmzalanmıştır.
Evrakınızı <https://cbys.medipol.edu.tr/e-imza> linkinden 4DFE774BX2 kodu ile doğrulayabilirsiniz.

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR
ETİK KURULU KARAR FORMU

BAŞVURU BİLGİLERİ	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Küçük alanların dozimetrik parametrelerinin gafkromik film ile ölçülmesi			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Gül TAŞKIN			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Sağlık Fiziği Tezli Yüksek Lisans Öğrencisi			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	İstanbul			
	DESTEKLEYİCİ	-			
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/>	ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>	ULUSAL <input checked="" type="checkbox"/>	ULUSLARARASI <input type="checkbox"/>

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR
ETİK KURULU KARAR FORMU

Değerlendirilen Belgeler	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili		
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ/PLANI				Türkçe <input type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>
BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU				Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
Karar Bilgileri	Karar No: 700		Tarih: 25/09/2019			
	Yukarıda bilgileri verilen Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın gereke, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve araştırmanın etik ve bilimsel yönden uygun olduğuna "oybirliği" ile karar verilmiştir.					

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI Prof. Dr. Hanefi ÖZBEK

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile İlişki		Katılım *		İmza
Prof. Dr. Şeref DEMİRAYAK	Eczacılık	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Hanefi ÖZBEK	Farmakoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Mete ÜNGÖR	Endodonti	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. İknur KESKİN	Histoloji ve Embriyoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Dr. Öğr. Üyesi Sibel DOĞAN	Psiko-onkoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Dr. Öğr. Üyesi Mehmet Hikmet UÇIŞIK	Biyoteknoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Dr. Öğr. Üyesi Devrim TARAKCI	Fizyoterapi ve Rehabilitasyon	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	

* Toplantıda Bulunma

11. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı Soyadı :	Gül TAŞKIN
--------------	------------

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Okullar	Mezunuiyet Yılı
Yüksek Lisans	Medipol Üniversitesi-Sağlık Fiziği Bölümü	2020- Halen
Lisans	İstanbul Üniversitesi- Fen Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümü	2018
Lise	Asım Ülker Çok Programlı Lisesi-Sayısal Bölümü	2011

İş Deneyimi

Görevi	Kurum	Süre
Medikal Fizik Stajı	Medipol Mega Üniversite Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü	2018-Halen
Fizik Öğretmenliği	Ateabey Eğitim Kurumları	2016-2018

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
Ales Puanı			

Yabancı Diller	Okuduğunu Anlama	Konuşma	Yazma	KPDS Puanı	YDS Puanı
İngilizce	İyi	Orta	Orta		

Bilgisayar Bilgisi

Microsoft office programları	İyi
SPSS	Orta
C++	Orta