



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ACIBADEM ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**FARKLI HESAP ALGORİTMALARI İLE
HESAPLANAN TEDAVİ PLANLARINDA YÜZEY
DOZU VE ALAN DIŞI DOZ DEĞERLERİNİN
RADYOKROMİK FİLM ÖLÇÜMLERİ İLE
KARŞILAŞTIRILMASI**

İbrahim KAPTAN
YÜKSEK LİSANS TEZİ

RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI
SAĞLIK FİZİĞİ YÜKSEK LİSANS PROGRAMI

DANIŞMAN
Prof.Dr. Meltem SERİN

İSTANBUL-2016



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ACIBADEM ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**FARKLI HESAP ALGORİTMALARI İLE
HESAPLANAN TEDAVİ PLANLARINDA YÜZEY
DOZU VE ALAN DIŞI DOZ DEĞERLERİNİN
RADYOKROMİK FİLM ÖLÇÜMLERİ İLE
KARŞILAŞTIRILMASI.**

İbrahim KAPTAN

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI
SAĞLIK FİZİĞİ YÜKSEK LİSANS PROGRAMI**

DANIŞMAN

Prof.Dr. Meltem SERİN

İSTANBUL-2016

TEZ ONAYI

Kurum :Acıbadem Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Programın seviyesi :Yüksek Lisans (X) Doktora ()

Anabilim Dalı : Radyasyon Onkolojisi

Tez Sahibi : İbrahim KAPTAN

TEZ BAŞLIĞI : Farklı Hesap Algoritmaları ile Hesaplanan Tedavi Planlarında Yüzey Dozu ve Alan Dışı Doz Değerlerinin Radyokromik Film Ölçümleri ile Karşılaştırılması

Sınav Yeri :

Sınav Tarihi :

Tez tarafımızdan okunmuş, kapsam ve kalite yönünden Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

Danışman (Unvan, Adı, Soyadı)

Kurumu

İmza

Prof.. Dr. Meltem SERİN

Acıbadem Üniversitesi

Sınav Jüri Üyeleri (Unvan, Adı, Soyadı)

Yukarıdaki jüri kararı Enstitü yönetim Kurulu'nun/...../..... tarih ve sayılı kararı ile onaylanmıştır.

Prof. Dr. Mert ÜLGEN

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

BEYAN

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

İbrahim KAPTAN

İTHAF

Çalışmamı biricik eşime ve beni bugünlere getiren canım aileme ithaf ediyorum.



TEŞEKKÜR

Tezimin hazırlanması sırasında engin bilgisini, deneyimini ve desteğini benden esirgemeyen çok sevgili hocam Sayın Prof. Dr. Meltem Serin'e ve sabırla beni dinleyip tezim konusunda bana yol gösteren değerli hocalarım Sayın Yücel Akdeniz'e, Sayın Emine Burçin İspir'e ve Sayın Yrd. Doç. Dr. Gamze Uğurluer'e;

Staj dönemimde ve Yüksek lisans eğitimimin ilk yılında tüm bilgi ve tecrübeleriyle bana katkıda bulunan hocalarım Sayın Prof. Dr. Enis Özyar'a, Sayın Bülent Yapıcı'ya, Sayın Görkem Güngör'e, Sayın Gökhan Aydın'a ve Doç. Dr. Banu Atalar'a;

Tezimin ölçümlerini almamda tüm yoğunluklarına rağmen bana sağladıkları önemli imkanlardan dolayı Acıbadem Adana Hastanesi Radyoterapi Bölümündeki tüm tekniker arkadaşlarıma;

Film QA. Pro yazılımı ile ilgili yardımlarını benden esirgemeyen Sayın Reşat Aydın'a;

Doğduğum günden itibaren bana inanan sevgileriyle beni bu günlere getiren canım aileme ve benimle bir hayatı paylaşıp manevi desteğiyle bana güç veren bitanecik eşim Nimet Kaptan'a,

Tüm içtenliğimle çok teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

BEYAN	I
İTHAF.....	II
TEŞEKKÜR.....	III
KISALTMALAR LİSTESİ	VI
ŞEKİLLER DİZİNİ	VIII
SAYFA	VIII
TABLolar DİZİNİ	XIV
SAYFA	XIV
ÖZET	1
SUMMARY	2
1. GİRİŞ	4
2. GENEL BİLGİLER	6
2.1. ÜÇ BOYUTLU KONFORMAL RADYOTERAPİ	6
2.1.1. Demet Şekillendirme Sistemleri	6
2.2. YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİ VE TARİHSEL GELİŞİMİ	8
2.2.1. Statik Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi.....	8
2.2.2. Dinamik Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi.....	9
2.3. ARK TABANLI YART	9
2.3.1. Tomoterapi	10
2.3.2. Volumetrik Ark Terapi	10
2.4. YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİDE PLANLAMA	11
2.4.1. İleri Planlama	11
2.4.2. Ters Planlama	12
2.5. DOZ HESAPLAMA ALGORİTMALARI	12
2.5.1. Kalem Demet Evrişimi Algoritması(KDEA)	15
2.5.2. Analitik Anisotropik Algoritma(AAA)	15
2.5.3. Acuros XB(AXB)Doz Hesaplama Algoritması	17
2.6. HAVA DOLU İYON ODALARI	20
2.7. RADYOKROMİK FİLM DOZİMETRİSİ	22
2.8. ELEKTRONİK PORTAL GÖRÜNTÜLEME(EPG)	23
2.9. GAMA(r) ANALİZİ	25
3. GEREÇ VE YÖNTEM	28
3.1. ARAÇ VE GEREÇLER	28
3.1.1. Varian Trilogy Tx Lineer Hızlandırıcı	28
3.1.2. Siemens Somatom DefinitionTomografi Cihazı	29
3.1.3. Varian Eclipse™ Version 11 Tedavi Planlama Sistemi	30
3.1.4. PTW RW3 Katı Su Fantomu	31

3.1.5. PTW YART Verifikasyonu Baş Boyun Fantomu	32
3.1.6. PTW 30013 Farmer İyon Odası.....	33
3.1.7. PTW 34001 Roos İyon Odası.....	33
3.1.8. PTW 31010 SemiFlex İyon Odası	34
3.1.9. PTW Unidos ^{weblin} e Elektrometre.....	35
3.1.10. ASHLAND Marka Radyokromik Film	36
3.1.11. Epson Perfection V700 Tarayıcı.....	37
3.1.12. FilmQA Pro. Versiyon 3.0.....	38
3.2. YÖNTEM	39
3.2.1. Alan Dışı Doz Ölçümleri İçin Gerekli Tedavi Planlarının Yapılması	40
3.2.2. Yüzey Dozu Ölçümleri İçin Gerekli Tedavi Planlarının Yapılması	46
3.2.3. Radyokromik Film Kalibrasyonu	50
3.2.4. Alan Dışı Doz Ölçümleri İçin Radyokromik Filmlerin Işınlanması	54
3.2.5. Yüzey Dozu Ölçümleri İçin Radyokromik Filmlerin Işınlanması.....	56
3.2.6. Alan Dışı ve Yüzey Dozu Ölçümlerinin Analizi.....	57
4. BULGULAR	60
4.1. ALAN DIŞI DOZ DEĞERLENDİRMESİNDEN ELDE EDİLEN SONUÇLAR	60
4.1.1. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi Planlarının Alan Dışı Doz Değerlendirmesinden Elde Edilen Sonuçlar	60
4.1.2. Volumetrik Ark Terapi Planlarının Alan Dışı Doz Değerlendirmesinden Elde Edilen Sonuçlar	83
4.1.3. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Planlarının Alan Dışı Doz Değerlendirmesinden Elde Edilen Sonuçlar	85
TABLO 22: YART PLANLARININ ALAN DIŞI DOZ DEĞERLENDİRMESİ İSTATİSTİKSEL ANALİZ TABLOSU.....	87
4.2. YÜZEY DOZU DEĞERLENDİRMESİNDEN ELDE EDİLEN SONUÇLAR	87
4.2.1. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi Planlarının Yüzey Dozu Değerlendirmesinden Elde Edilen Sonuçlar	87
4.2.2. Volumetrik Ark Tedavi Planlarının Yüzey Dozu Değerlendirmesinden Elde Edilen Sonuçlar	90
4.2.3. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Planlarının Yüzey Dozu Değerlendirmesinden Elde Edilen Sonuçlar	92
5.TARTIŞMA VE SONUÇ	95
KAYNAKLAR.....	98

KISALTMALAR LİSTESİ

3BKRT : Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi

YART : Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi

VMAT : Volumetrik Ark Terapi

IMRT : Intensity Modulated Radiotherapy

3DCRT: Three Dimensional Conformal Radiotherapy

TPS : Tedavi Planlama Sistemi

AXB : Acuros XB

AAA : Anizotropik Analitik Algoritma

KDEA : Kalem Demet Evrişim Algoritması

ÇYK : Çok Yapraklı Kolimatör

SYART : Statik Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi

DYART : Dinamik Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi

KYM : Kaynak Yüzey Mesafesi

YDD : Yüzde Derin Doz

DHO : Doku Hava Oranı

DFO : Doku Fantom Oranı

DMO : Doku Maksimum Oranı

MC : Monte Carlo

BTD : Boltzmann Taşınma Denklemi

KD : Kalem Demet

BFB : Başlangıç Faz Boşluğu

MFB : Modifiye Faz Boşluğu

LBTD : Lineer Boltzmann Taşınma Denklemleri

BT : Bilgisayarlı Tomografi

HU : Hounsfield Unit

EPG : Elektronik Portal Görüntüleme

MV : Megavoltaj

UM : Uyum Mesafesi

IAEA : Uluslar arası Atom Enerji Kurumu

KMM : Kaynak Merkez Mesafesi

TF : Total Faktör

MU : Monitor Unit

ŞEKİLLER DİZİNİ

	Sayfa
Şekil 2.1 : Varian Milenyum tipi ÇYK sistemi	7
Şekil 2.2 : SYART tekniğinde yoğunluk ayarlanması	9
Şekil 2.3 : DYART tekniğinde doz modülasyonu	9
Şekil 2.4 : Tomoterapi prensibi	10
Şekil 2.5: İleri ve Ters Planlama Örnekleme	11
Şekil 2.6 : Doz hesap algoritmalarının zamanla gelişimi	13
Şekil 2.7 : BFB ve MFB seviyesi tanımlaması ve lineer hızlandırıcı şeması	16
Şekil 2.8 : Kütle yoğunluğu dönüşümü	19
Şekil 2.9 : Hava Dolu İyon Odasının Şematik Gösterimi	21
Şekil 2.10: Hava Dolu İyon Odalarının Voltaj Yanıt Eğrisi	21
Şekil 2.11: Video Tabanlı EPG sisteminin Şematik gösterimi	24
Şekil 2.12: EPG sisteminin çalışma prensibi ve yapısı	25
Şekil 2.13: Gama Analizinin Şematik Gösterimi	26
Şekil 2.14: Referans ve Değerlendirilen Doz Dağılımı	26
Şekil 2.15: Gama değerinin hesaplanması	27
Şekil 3.1 : Varian Trilogy Tx Cihazı	29
Şekil 3.2 : Siemens Somatom Definition Bilgisayarlı Tomografi Cihazı	30
Şekil 3.3 : Varian EclipseTM TPS örnek görüntüsü	31
Şekil 3.4 : PTW RW3 Katı Su Fantomu	32
Şekil 3.5 : PTW YART Baş Boyun Fantomu	32
Şekil 3.6 : PTW 30013 Farmer İyon Odası	33
Şekil 3.7 : PTW 34001 Roos İyon Odası	34
Şekil 3.8 : PTW 31010 Semiflex İyon Odası	35
Şekil 3.9 : PTW UnidosWeblne Elektrometre	35
Şekil 3.10: Radyokromik Filmin Şematik Gösterimi	36

Şekil 3.11: EBT3'ün ışınlanmadan önce ve sonra absorpsiyon spektrumu	37
Şekil 3.12: Epson Perfection V700 Tarayıcı.	38
Şekil 3.13: FilmQA Pro. Yazılımı.	39
Şekil 3.14: Alan dışı doz ölçümü katı-su fantom düzeneği	41
Şekil 3.15: 5x5 cm ² ve dmax=1,5 cm derinlikte 3BKRT planı	42
Şekil 3.16: 10x10 cm ² Alan Boyutunda 3BKRT Planı	43
Şekil 3.17: 20x20 cm ² Alan Boyutunda 3BKRT Planı	44
Şekil 3.18: Alan Dışı Doz Değerlendirmesi için VMAT Planı	45
Şekil 3.19: Alan Dışı Doz Değerlendirmesi için YART Planı	46
Şekil 3.20: Yüzey dozu ölçümü için kullanılan PTW Baş Boyun Fantomu	46
Şekil 3.21: Yüzey Dozu İçin Yapılan 3BKRT Planı	47
Şekil 3.22: Yüzey Dozu İçin Yapılan VMAT Planı	48
Şekil 3.23: Yüzey Dozu İçin Yapılan YART Planı	49
Şekil 3.24: Tasarlanan Planların DICOM dosyası olarak Çıkarımı.	50
Şekil 3.25: Film Kalibrasyon Düzeneği	52
Şekil 3.26: Kalibrasyon Filmlerinin Tarayıcı Konumlandırılması	53
Şekil 3.27: Radyokromik Film Kalibrasyon Eğrisi	54
Şekil 3.28: Kalibrasyon filmleri için tanımlanan mutlak doz değerleri	54
Şekil 3.29: 5x5 ve 10x10 cm ² alan boyutunda Radyokromik Filmin konumlandırılması	55
Şekil 3.30: 20x20 cm ² alan boyutunda Radyokromik Filmin konumlandırılması	56
Şekil 3.31: YART ve VMAT planları için Radyokromik Filmlerin konumlandırılması	56
Şekil 3.32: Yüzey dozu için Radyokromik Filmlerin konumlandırılması	57

Şekil 3.33: Tutarlılık Haritası Düzgün Olan Radyokromik Film

Örneği. 58

Şekil 3.34: Film QA Pro. Yazılımı Üzerinde YART ve VMAT Yüzey Dozu

Analizi 60

Şekil 4.1a: 5x5 cm², 1.5cm Derinlikte AAA'in Hesapladığı Alan Dışı Doz

Grafiği 61

Şekil 4.1b: 5x5 cm², 1.5cm Derinlikte AXB'in Hesapladığı Alan Dışı Doz

Grafiği 62

Şekil 4.1c: 5x5 cm², 1.5cm Derinlikte KDEA'nın Hesapladığı Alan Dışı Doz

Grafiği 62

Şekil 4.2a: 5x5 cm², 5cm Derinlikte AAA'in Hesapladığı Alan Dışı Doz

Grafiği 63

Şekil 4.2b: 5x5 cm², 5cm Derinlikte AXB'in Hesapladığı Alan Dışı Doz

Grafiği 64

Şekil 4.2c: 5x5 cm², 5cm Derinlikte KDEA'nın Hesapladığı Alan Dışı Doz

Grafiği 64

Şekil 4.3a: 5x5 cm², 10 cm Derinlikte AAA'in Hesapladığı Alan Dışı Doz

Grafiği 65

Şekil 4.3b: 5x5 cm², 10 cm Derinlikte AXB'nin Hesapladığı Alan Dışı Doz

Grafiği 66

Şekil 4.3c: 5x5 cm², 10 cm Derinlikte KDEA'nın Hesapladığı Alan Dışı Doz

Grafiği 66

Şekil 4.4a: 10x10 cm², 1,5 cm Derinlikte AAA'nın Hesapladığı Alan Dışı Doz

Grafiği 68

Şekil 4.4b: 10x10 cm², 1,5 cm Derinlikte AXB'nin Hesapladığı Alan Dışı Doz

Grafiği 69

Şekil 4.4c: 10x10 cm ² , 1,5 cm Derinlikte KDEA'nın Hesapladığı Alan Dışı Doz Grafiği	69
Şekil 4.5a: 10x10 cm ² , 5 cm Derinlikte AAA'nın Hesapladığı Alan Dışı Doz Grafiği	70
Şekil 4.5b: 10x10 cm ² , 5 cm Derinlikte AXB'nin Hesapladığı Alan Dışı Doz Grafiği	70
Şekil 4.5c: 10x10 cm ² , 5 cm Derinlikte KDEA'nın Hesapladığı Alan Dışı Doz Grafiği	71
Şekil 4.6a: 10x10 cm ² , 10 cm Derinlikte AAA'nın Hesapladığı Alan Dışı Doz Grafiği	72
Şekil 4.6b: 10x10 cm ² , 10 cm Derinlikte AXB'nin Hesapladığı Alan Dışı Doz Grafiği	73
Şekil 4.6c: 10x10 cm ² , 10 cm Derinlikte KDEA'nın Hesapladığı Alan Dışı Doz Grafiği	73
Şekil 4.7a: 20x20 cm ² , 1,5 cm Derinlikte AAA'nın Hesapladığı Alan Dışı Doz Grafiği	75
Şekil 4.7b: 20x20 cm ² , 1,5 cm Derinlikte AXB'nin Hesapladığı Alan Dışı Doz Grafiği	76
Şekil 4.7c: 20x20 cm ² , 1,5 cm Derinlikte KDEA'nın Hesapladığı Alan Dışı Doz Grafiği	76
Şekil 4.8a: 20x20 cm ² , 5 cm Derinlikte AAA'nın Hesapladığı Alan Dışı Doz Grafiği	77
Şekil 4.8b: 20x20 cm ² , 5 cm Derinlikte AXB'nin Hesapladığı Alan Dışı Doz Grafiği	78
Şekil 4.8c: 20x20 cm ² , 5 cm Derinlikte KDEA'nın Hesapladığı Alan Dışı Doz Grafiği	78

Şekil 4.9a: 20x20 cm ² , 10 cm Derinlikte AAA'nın Hesapladığı Alan Dışı Doz Grafiği	79
Şekil 4.9b: 20x20 cm ² , 10 cm Derinlikte AXB'nin Hesapladığı Alan Dışı Doz Grafiği	80
Şekil 4.9c: 20x20 cm ² , 10 cm Derinlikte KDEA'nın Hesapladığı Alan Dışı Doz Grafiği	80
Şekil 4.10: AAA Hesap Algoritmasının Alan Boyutu ve Derinliğe Bağlı Değişimi	82
Şekil 4.11: AXB Hesap Algoritmasının Alan Boyutu ve Derinliğe Bağlı Değişimi	83
Şekil 4.12: KDEA Hesap Algoritmasının Alan Boyutu ve Derinliğe Bağlı Değişimi	83
Şekil 4.13: VMAT-AAA Hesap Algoritmasının Tüm Plan ve Alan Dışı Doz Değerlendirmesi	85
Şekil 4.14: VMAT-AXB Hesap Algoritmasının Tüm Plan ve Alan Dışı Doz Değerlendirmesi	85
Şekil 4.15: YART-AAA Hesap Algoritmasının Tüm Plan ve Alan Dışı Doz Değerlendirmesi	86
Şekil 4.16: YART-AXB Hesap Algoritmasının Tüm Plan ve Alan Dışı Doz Değerlendirmesi	87
Şekil 4.17: YART-KDEA Hesap Algoritmasının Tüm Plan ve Alan Dışı Doz Değerlendirmesi	87
Şekil 4.18a: AAA Hesap Algoritmasının Yüzey Dozu Değerlendirme Grafiği	89
Şekil 4.18b: AXB Hesap Algoritmasının Yüzey Dozu Değerlendirme Grafiği	89
Şekil 4.18c: KDEA Hesap Algoritmasının Yüzey Dozu Değerlendirme Grafiği	90
Şekil 4.19a: AAA ile Hesaplanan VMAT Planının Yüzey Dozu Değerlendirme Grafiği	91
Şekil 4.19b: AXB ile Hesaplanan VMAT Planının Yüzey Dozu Değerlendirme Grafiği	92

Şekil 4.20a: AAA ile Hesaplanan YART Planının Yüzey Dozu Değerlendirme Grafiği	93
Şekil 4.20b: AXB ile Hesaplanan YART Planının Yüzey Dozu Değerlendirme Grafiği	94
Şekil 4.20c: KDEA ile Hesaplanan YART Planının Yüzey Dozu Değerlendirme Grafiği	94



TABLÖLAR DİZİNİ

	Sayfa
Tablo 1: Radyokromik Filmin polyester ve aktif tabakasının kütle yüzdesi ve efektif atom numarası	37
Tablo 2: Düzeltme Faktörü Hesap Tablosu	51
Tablo 3: Kalibrasyon Filmleri Mutlak Doz Değerleri	53
Tablo 4: 5x5 cm ² Alan Boyutunda 1,5 cm Derinlikte Doz ve % Hata Tablosu	63
Tablo 5: 5x5 cm ² Alan Boyutunda 5 cm Derinlikte Doz ve % Hata Tablosu	65
Tablo 6: 5x5 cm ² Alan Boyutunda 10 cm Derinlikte Doz ve % Hata Tablosu	67
Tablo 7: 5x5 cm ² Alan Boyutunda Derinliğe Göre Alan Dışı Doz Değerlendirme Tablosu	67
Tablo 8: 5x5 cm ² alan boyutu istatistiksel analiz tablosu	68
Tablo 9: 10x10 cm ² Alan Boyutunda 1,5 cm Derinlikte Doz ve % Hata Tablosu	70
Tablo 10: 10x10 cm ² Alan Boyutunda 5 cm Derinlikte Doz ve % Hata Tablosu	72
Tablo 11: 10x10 cm ² Alan Boyutunda 10 cm Derinlikte Doz ve % Hata Tablosu	74
Tablo 12: 10x10 cm ² Alan Boyutunda Derinliğe Göre Alan Dışı Doz Değerlendirme Tablosu	74
Tablo 13: 10x10 cm ² Alan Boyutunda İstatistiksel Analiz Tablosu	75
Tablo 14: 20x20 cm ² Alan Boyutunda 1,5 cm Derinlikte Doz Farkı ve % Hata Tablosu	77
Tablo 15: 20x20 cm ² Alan Boyutunda 5 cm Derinlikte Doz Farkı ve % Hata Tablosu	79
Tablo 16: 20x20 cm ² Alan Boyutunda 10 cm Derinlikte Doz Farkı ve % Hata Tablosu	81
Tablo 17: 20x20 cm ² Alan Boyutunda Derinliğe Göre Alan Dışı Doz Değerlendirme Tablosu	81

Tablo 18: 20x20 cm ² Alan Boyutunda İstatistiksel Analiz Tablosu	82
Tablo 19: AAA ve AXB algoritmalarının VMAT Alan Dışı Doz Değerlendirmesi	85
Tablo 20: VMAT Alan Dışı Doz Değerlendirmesi İstatistiksel Analiz Tablosu	86
Tablo 21: AAA, AXB ve KDEA algoritmalarının YART Alan Dışı Doz Değerlendirmesi	88
Tablo 22: YART Planlarının Alan Dışı Doz Değerlendirmesi İstatistiksel Analiz Tablosu	88
Tablo 23: 3BKRT Planlarında Hesap Algoritmalarının Absorbe Doz ve % Fark Değerleri	90
Tablo 24: 3BKRT Planlarının Yüzey Dozu İstatistiksel Analiz Tablosu	91
Tablo 25: VMAT Planlarında Hesap Algoritmalarının Absorbe Doz ve % Fark Değerleri	92
Tablo 26: VMAT Yüzey Dozu İstatistiksel Analiz Tablosu	93
Tablo 27: YART Planlarında Hesap Algoritmalarının Absorbe Doz ve % Fark Değerleri	95
Tablo 28: YART Yüzey Dozu İstatistiksel Analiz Tablosu	95
Tablo 29: 3BKRT Alan Dışı Doz Değerlendirme Sonuç Tablosu	97
Tablo 30: YART ve VMAT Alan Dışı Doz Değerlendirme Sonuç Tablosu	98



ÖZET

Radyoterapide alan dışı dozların ve yüzey dozunun doğru modellenmesi klinik değerlendirme açısından büyük önem taşımaktadır. Bu nedenle, tedavi planlama sisteminde (TPS) bulunan hesap algoritmalarının alan dışındaki ve yüzeydeki doz dağılımını iyi modellemesi gerekmektedir. Bu çalışmada Eclipse TPS’de bulunan Analitik Anizotropik Algoritma (AAA), Acuros XB (AXB) ve Kalem Demet Evrişim Algoritmasının (KDEA) yapmış olduğu alan dışı doz ve yüzey dozu hesaplamaları, radyokromik film ölçümleri ile karşılaştırılarak algoritmaların güvenilirliğinin kontrol edilmesi amaçlanmıştır.

Çalışmada, alan dışı doz değerlendirmesi ve yüzey dozu değerlendirmesi için TPS üzerinde üç boyutlu konformal radyoterapi (3BKRT), yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) ve volumetrik ark terapi (VMAT) tedavi planları hazırlanmıştır. 3BKRT planları $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ve $20 \times 20 \text{ cm}^2$ alan boyutlarında 1.5 cm, 5 cm ve 10 cm derinlikte ayrı ayrı tasarlanmıştır. Tasarlanan tüm tedavi planları Eclipse TPS’de bulunan hesap algoritmalarının her biri ile ayrı ayrı hesaplatılmıştır. Yüzey dozu ve alan dışı doz değerlendirmesi için ayrı ayrı tasarlanan ve hesaplatılan tedavi planlarının ilgili kesitlerindeki iki boyutlu doz dağılımları, radyokromik filmler ile karşılaştırmak amacıyla tek tek dışarıya aktarılmıştır. Planların dışarıya aktarılan iki boyutlu doz dağılımları ile Varian Trilogy Tx cihazında ışınlanmış olan radyokromik filmler, Film QA. Pro. yazılımı aracılığıyla karşılaştırılarak değerlendirilmiştir.

3BKRT’nin alan dışı doz değerlendirmesinde hesap algoritmalarının, alan boyutu ve derinlik arttıkça, alan dışı dozu daha iyi modelleyebildiği görülmüştür. 3BKRT, YART ve VMAT tedavi tekniklerinin hepsinde, hesap algoritmaları alan dışı dozu olduğundan düşük hesaplamaktadır. Yüzey dozu değerlendirmesinde de benzer sonuçlar elde edilmiştir. Üç tedavi tekniğinde de TPS hesap algoritmaları, yüzey dozunu ve alan dışı dozu olduğundan düşük hesaplamışlardır. TPS hesap algoritmaları arasında yüzey dozunu ve alan dışı dozu gerçeğe en yakın modelleyen algoritma, AAA hesap algoritmasıdır. Ancak AAA ve AXB hesap algoritmasının arasındaki fark çok küçüktür.

Anahtar Kelimeler : Radyoterapi, Alan dışı doz, Yüzey dozu, Radyokromik Film, Hesap Algoritması.

SUMMARY

Accurate modeling of the peripheral doses and surface doses have great importance for the clinical results in radiation therapy. Therefore, peripheral dose and surface dose distribution must be modeled accurately by calculation algorithms in the treatment planning system (TPS). The aim of this study to compare Analytic Anisotropic Algorithm (AAA), Acuros XB (AXB) and Pencil Beam Convolution Algorithm (PBC) with Radiochromic Film measurements and check the authenticity of the calculation algorithms.

In this study, three dimensional conformal radiotherapy (3DCRT), intensity modulated radiotherapy (IMRT) and volumetric arc therapy (VMAT) plans were created on the TPS for the estimation of peripheral and surface dose. 3DCRT plans were created in three different field sizes ($5 \times 5 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $20 \times 20 \text{ cm}^2$) and depths (1.5 cm, 5 cm, 10 cm). Each treatment plans, created on the Eclipse TPS, were calculated by the different calculation algorithms. Two dimensional dose distribution of the plans that created for estimation of peripheral and surface dose, were exported. After these dose distributions exported, they had been compared with Radiochromic Films which were irradiated by Varian Trilogy Tx linear accelerator. The comparisons have been made via Film QA. Pro. software.

In the estimation of 3DCRT's peripheral dose, it was observed that calculation algorithms could model better unless increasing field sizes and depths. Peripheral dose was underestimated by the calculation algorithms in the each of 3DCRT, IMRT and VMAT plans. However, AAA calculation algorithm calculated peripheral dose better than the other calculation algorithms in these three treatment techniques. The results were similar in the surface dose estimation. Each of Eclipse TPS calculation algorithms underestimated surface dose in all 3DCRT, IMRT and VMAT plans. Although all calculation algorithms underestimated the surface dose, AAA was the closest calculation algorithm to the Radiochromic Film but there was a little difference between AAA and AXB calculation algorithms.

Key Words : Radiotherapy, Peripheral Dose, Surface Dose, Radiochromic Film, Calculation Algorithms.



1. GİRİŞ

Radyasyon, enerjinin parçacık veya dalga şeklinde ortamda taşınmasıdır. İyonize radyasyon ise, atomun yapısından elektron kopararak yapısının bozulmasına neden olan radyasyon türüdür. Radyoterapi, iyonize radyasyonun bu özelliğini kullanarak kanseri tedavi eden bir yöntemdir. Radyoterapinin temel amacı kanserli dokuya maksimum dozu verilirken, sağlıklı dokunun minimum dozu almasını sağlamaktır. Gelişen teknoloji ile birlikte üç boyutlu konformal radyoterapi (3BKRT), yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) ve volumetrik ark terapi (VMAT) gibi birçok tedavi tekniği ortaya çıkmıştır.

Her tedavi tekniğinin uygulanmadan önce bir planlama süreci vardır. Tedavi planlama sisteminde (TPS) yapılan plan ile hedef hacmin ve çevre dokuların aldığı doz, planlama sisteminde bulunan çeşitli hesap algoritmaları ile hesaplanarak incelenir. Bu nedenle radyasyon alanına yakın bölgelerde bulunan gonadlar, lensler gibi tolerans dozu düşük kritik organlar için hesap algoritmalarının alan dışı dozu doğru hesaplaması klinik açıdan önem taşımaktadır (62). Literatürde yer alan çalışmalara göre alan dışı doz, tedavi ünitesinde bulunan çok yapraklı kolimatörlerdeki (ÇYK) sızıntı, ikincil kolimatör ile bloklar gibi ışın şekillendiricilerden kaynaklanan saçılma ve hasta merkezli iç saçılma olmak üzere 3 ana sebepten kaynaklanmaktadır (62,69). Bu sebeple, günümüzde kullanılan tedavi tekniklerinde gerek ÇYK'lardan gelen sızıntı radyasyonu gerekse hastanın iç yapısından kaynaklanan saçılmalar, alan dışı dozu arttırmaktadırlar (72). Ancak TPS'nde bulunan hesap algoritmaları radyasyon alanı içindeki bölgede doz dağılımını çok doğru bir şekilde hesaplayabiliyorken, ÇYK'lardan kaynaklanan sızıntı, hastanın iç saçılması ve ikincil kolimatörden gelen saçılmaları öngöremediğinden, alan dışında kalan bölgelerdeki doz dağılımı için aynı durum söz konusu değildir (68). Alan dışı dozlar cihaz tasarımına, hastadan hastaya farklılık gösteren iç saçılma gibi değişken kaynaklara sahip olması sebebiyle değişkenlik gösteren dozlardır. Bu nedenle, tedavi alanı dışında kalan kritik organ dozlarının net olarak bilinmesi alan dışı dozların doğru hesaplanmasına bağlıdır.

Doz hesaplama algoritmalarının alan dışı doz hesaplamasının kalitesindeki bu belirsizlik yüzey dozu hesaplaması için de geçerlidir. Doz hesaplama algoritmalarının yüzeyel bölgedeki elektron dengesizliğine bağlı olarak, yüzey dozunun genellikle doğru hesaplamadıkları bilinmektedir (63). Radyoterapide kullanılan

foton enerjileri için yüzey bölgesindeki doz dağılımı genellikle ışın spektrumuna, alan boyutuna, geliş açısına ve elektron kontaminasyonuna bağlı olarak değişmektedir (2). Yüksek enerjili foton enerjilerinin cilt koruyucu avantajına rağmen cilt toksisitesini arttırması ve hedef hacmin yüzeyel bölgede bulunduğu durumlar göz önüne alındığında, yüzey dozunun doğru modellenmesinin klinik açıdan ne kadar önemli olduğu ortaya çıkmaktadır (64).

Bu tez çalışmasında, yüzey dozu ve alan dışı dozların hesaplanması konusunda TPS’de bulunan Anizotropik Analitik Algoritma (AAA), Acuros XB (AXB) ve Kalem Demet Evrişim Algoritması (KDEA)’nın ölçümlerle karşılaştırılarak güvenilirliğinin kontrol edilmesi amaçlanmaktadır.



2.GENEL BİLGİLER

2.1. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi

1990'lı yılların başından itibaren, bilgisayar teknolojisi ve görüntüleme tekniklerindeki gelişmelerle birlikte, radyoterapi tekniklerinde de devrim sayılabilecek gelişmeler yaşanmıştır. Bu gelişmelerin en başında üç boyutlu konformal radyoterapi gelir. 3BKRT, üç boyutlu anatomik verileri temel alan bir tedavi şeklidir. Doz dağılımları tümör dokusuna maksimum dozu, çevresinde bulunan normal dokuya ise mümkün olan minimum dozu verecek şekilde ayarlanır. Konformal doz dağılımı kavramı, maksimum tümör kontrol olasılığı ve minimum normal doku komplikasyon olasılığı gibi klinik konularıda içine alacak şekilde genişletmiştir. Böylece 3BKRT tekniği, klinik açıdan elde edilmek istenen hem fiziksel hem de biyolojik sonuçları kapsar.

3BKRT'nin konvansiyonel radyoterapiden en önemli farkı, üç boyutlu anatomik verilere ve doz dağılımını klinik hedeflere göre optimize edebilen bir tedavi planlama sistemine (TPS) sahip olmasıdır. Anatomik veriler, birleştirildiğinde üç boyutlu anatomiye oluşturan, aralıklı enine kesitlerden elde edilir. 3BKRT'de planlayıcının tercihinine bağlı olarak çeşitli açılarda birçok sabit ışın seçilebilir. Bu ışınlar, önceleri serrobend bloklar ile şekillendirilmiş daha sonraları ise çok yapraklı kolimatörler(ÇYK) aracılığıyla elle şekillendirilmişlerdir. Işın gözünden bakış yardımıyla normal dokular mümkün olan maksimum boyutta korunabilirler. Bunun yanı sıra doz homojenitesi, planlayıcının kendisi tarafından belirlenen ağırlıklar, kamalar çeşitli sayılarda ve yönlerde ışınlar ile de sağlanır. İsmine rağmen 3BKRT, rastgele üç boyutlu bir şekli, yüksek sayıda ışınlar kullanılmadığı veya hedef basit bir şekil olmadığı sürece yeterince iyi bir sarım sağlayamaz (5).

2.1.1. Demet Şekillendirme Sistemleri

Radyoterapinin amacı, kanserli dokuya verilmek istenen dozu tamamıyla verirken, sağlıklı dokunun ise gereksiz olarak doz almasından kaçınmaktır. Bu nedenle hastaya özel alan şekillendirmek çok önemlidir. 3BKRT'de alan şekillendirmek için serrobend alaşım bloklar ve çok yapraklı kolimatörler(ÇYK) kullanılır. Koruma blokları çoğunlukla kurşundan yapılmaktadır(6). Bir bloğun klinik olarak kabul edilebilir olması için birincil ışının sadece %5'ini geçiriyor olması gerekmektedir(6).

2.1.1.1 Serrobend Alaşım Bloklar

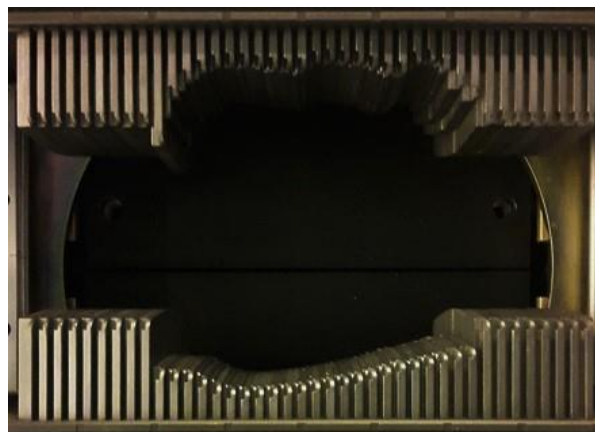
Alan şekillendirmek için birçok sistem kullanılmasına rağmen, genel olarak radyoterapide en çok kullanılan sistem Powers ve ark. tarafından tanıtılan sistemdir. Bu sistem düşük erime noktasına sahip, Lipowitz metal olarak adlandırılan alaşımdır. Bu metalin marka adı ise serrobenddir(6).

Serrobend, 20°C’de 9,4 g/cm³ yoğunluğa sahiptir ve %50 bizmut, %26,7 kurşun, %13,3 kalay ve %10 kadmiyum içerir(6). Serrobend blokların en büyük avantajı 70°C gibi düşük sıcaklıkta erimesidir. Bu nedenle kolayca eritilip şekillendirilebilirler. İdeal olarak bloklar, konik biçimde şekillendirilmelidir. Böylece, bloğun kenar kısımları ışının geometrik diverjansını takip edecektir. Konik dökülmediği takdirde ışın diverjansını takip etmeyeceğinden blok kenarında ani doz düşüşü olmayacaktır(6).

2.1.1.2 Çok Yapraklı Kolimatör

Konvansiyonel kolimatör ağızları, dik açılı tedavi alanlarını şekillendirmek için kullanılabilir ancak, tedavi hacimleri genellikle dik açılı değil düzensiz şekillidirler. Bundan dolayı da ek şekillendirme sistemi gerekmektedir. Bu konudaki diğer bir seçenek de çok yapraklı kolimatörlerdir.

ÇYK, radyasyon ışınının bazı kısımlarını engelleyen, hareket edebilen yapraklara sahiptir. Klasik ÇYK’lar 40 ile 120 çift arasında değişen yapraklardan oluşur. Şekil 2.1’de Varian Milenyum tipi ÇYK sistemi gösterilmiştir.



Şekil 2.1: Varian Milenyum Tipi ÇYK Sistemi

Tek bir yaprağın genişliği 1 cm yada daha azdır. Yapraklar tungsten alaşımdan yapılmıştır ve kalınlıkları lineer hızlandırıcının tipine bağlı olarak 6 ile 7,5 cm

arasındadır. Bu kalınlık, yaprakların birincil x-ışını geçirgenliğinin %2'den daha az olmasını sağlar. Yapraklar arasındaki geçirgenlik ise genellikle %3'den azdır(4).

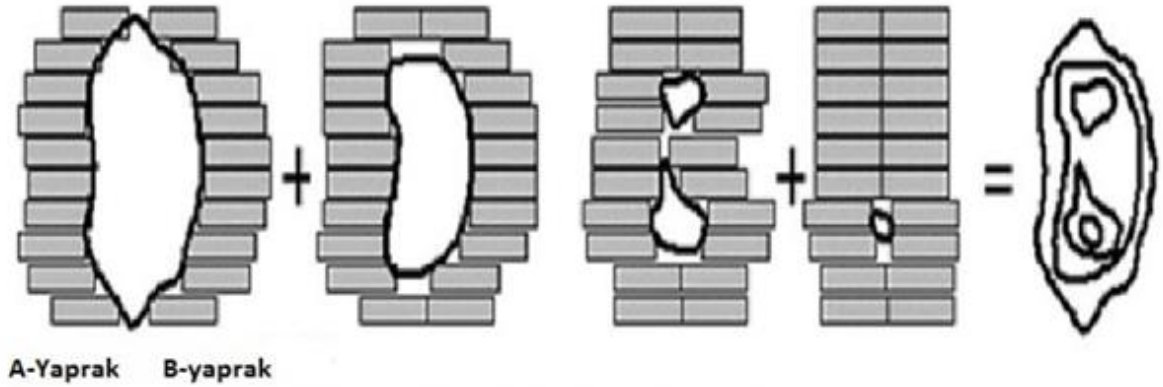
2.2 Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi ve Tarihsel Gelişimi

Yüzyıldan beri fizikçiler ve onkologlar, tümörlü dokuya istenen radyasyonu verebilmek için çeşitli yollar geliştirmeye çalışmışlardır. İlk olarak 1960'larda, tedavi ışınlarının yoğunluğunun uzaysal doz dağılımını değiştirmek için metalik ışın şekillendiriciler kullanıldı. Bunun en etkileyici yanı tümöre daha iyi bir doz sarımı sağlamasıydı. 2 boyutlu radyoterapi tedavilerinde yaygın olarak bloklar, kamalar ve ışın kompansatörleri kullanıldı. 90'ların ortasına kadar üç boyutlu doz uygunluğunu sağlamak için yoğunluk ayarlı ışınları uygulamanın bir yolu yoktu (9). Daha sonra ise bilgisayar kontrollü tamamen motorize ÇYK'ler ile lineer hızlandırıcılar geliştirildi. Bunun yanı sıra, üç boyutlu tedavi planlama sistemi ile doz optimizasyonu için ters planlama algoritmaları geliştirildi. O zamandan beri YART tabanlı ikili çok yapraklı yoğunluk ayarlı kolimatör(MIMiC), statik ÇYK, dinamik ÇYK ve volumetrik ark terapi(VMAT) içeren lineer hızlandırıcılar geliştirildi (9).

Dozimetrik olarak YART, komşu normal dokuları korurken planlanan dozu hedef hacime hassasiyetle verebilme yeteneğine sahiptir. Bunu, ışın demetinin verildiği her pozisyon için akı profillerini ayarlayarak yapmaktadır. Akı profillerini ayarlamak için genellikle ters planlama kullanılır ve bu planlamada hedef hacim ile kritik organların dozları planlayıcı tarafından belirlenir.

2.2.1. Statik Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi

Statik yoğunluk ayarlı radyoterapi (SYART) tekniği ilk kez 1994'te Bortfeld ve ark. tarafından önerilmiştir. Bu teknikte her bir alan standart demet şiddetine sahip küçük alt alanlara bölünür. Alt alanlar ÇYK ile şekillendirilir (10). Alt alanlar seri bir şekilde sırasıyla ÇYK'lar ile şekillendirilerek ışınlanır. Alanlar arasındaki geçiş sırasında ışınlama yapılmaz. Diğer bir deyişle bu ışınlama tekniğine “dur ve ışınl” denir. Alt alanların tamamının ışınlanmasıyla birlikte yoğunluk ayarı yapılmış demet elde edilmiş olur (4). Şekil 2.2'de bu demetin elde edilişi gösterilmektedir (30).

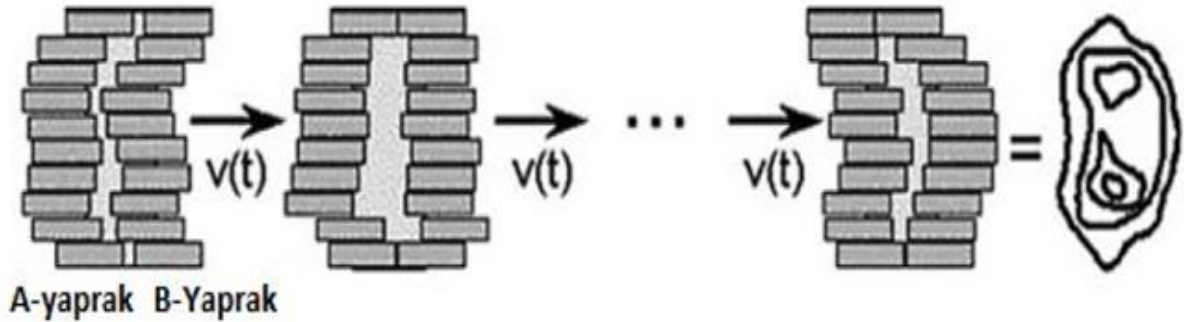


Şekil 2.2 : SYART tekniğinde yoğunluk ayarlaması (8).

Bu metodun avantajı mühendislik ve güvenlik açısından uygulama kolaylığıdır. Olası bir dezavantajı ise alan geçişleri ve ışını kapatıp açmaktaki zaman kaybıdır.

2.2.2 Dinamik Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi

Dinamik yoğunluk ayarlı radyoterapi(DYART) tekniğinde, sabit bir açıda ışınlama sırasında ÇYK hareketleriyle doz modülasyonu sağlanır. ÇYK'ların hareketi sırasında ışınlama durmaz radyasyon verilmeye devam edilir. Her bir yaprağın hızı, planlamada yapılan optimizasyona bağlı olarak zamanın fonksiyonu olarak değişir. DYART'ın temel prensibi şekil 2.3'te gösterilmiştir(30).



Şekil 2.3 : DYART tekniğinde doz modülasyonu (8).

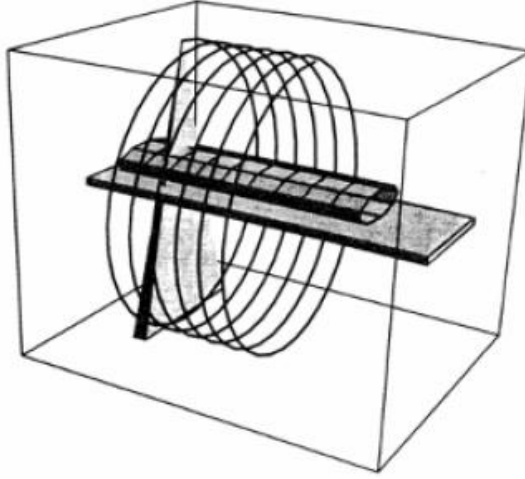
2.3 Ark Tabanlı YART

Ark tabanlı YART, YART ile kıyaslandığında, düşük hedef dozlarını ve kısa radyasyon sürelerini kullanarak keskin doz sarımı imkanı sunar. Gantry hızının, doz hızının ve ÇYK tanımlı alan şekillerinin ışınlama sırasında değişmesinden dolayı

YART'tan daha kompleks bir metottur(11). Küresel yada silindirik hedef hacimler söz konusu olduğunda konformal ark ile iyi bir sarım sağlayabilmek mümkündür ancak, hedef hacim silindir yapıda olmadığı durumlarda ark tabanlı YART ile doz yoğunluğu ayarlanabilir. Konformal ark tekniğide sadece gantry hareketi söz konusudur. Alan ve doz hızı sabittir.

2.3.1 Tomoterapi

Tomoterapi, hastaların tomografi çekilmesine benzer bir Şekilde, ışınların yoğunluklarını ayarlayarak kesit kesit tedavi edildiği bir YART tekniğidir. Hasta boylamsal ekseninde hareket halindeyken gantri hasta etrafında dönerek özel kolimatör dizaynıyla ışınların doz yoğunluğunu ayarlamaktadır(4).



Şekil 2.4 : Tomoterapi prensibi

2.3.2 Volumetrik Ark Terapi

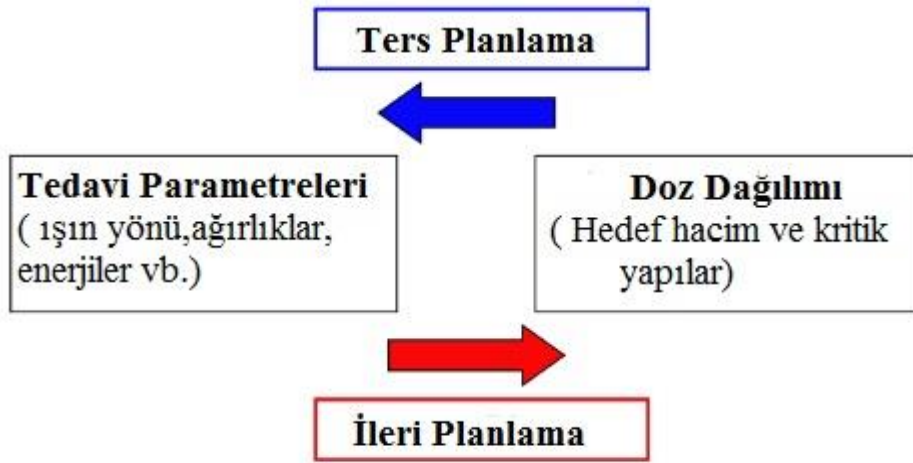
Volumetrik ark terapi(VMAT), sürekli olarak radyasyon verilirken gantrinin devamlı olarak hastanın etrafında dönüŐ hareketi yaptığı tedavi tekniğidir. Gantry ve doz hızı deėiŐkendir. Gantry rotasyonu sırasında tedavi alanının Şekli, YK yapraklarının pozisyonu ve değişen hızlarına bağlı olarak dinamik olarak değişir. 360°'ye kadar olan tek bir rotasyon bir ark olarak tanımlanır ve tedavi için kullanılan ark sayısı isteğe bağlıdır(12). YART ile karşılaştırıldığında, tedavi srelerindeki kısalma ve eş zamanlı olarak birim zamanda verilen dozdaki azalma VMAT'ın potansiyel avantajlarıdır(13).

VMAT teknolojisinin bu avantajlarına rağmen, VMAT için tedavi planlaması YART'den çok daha zordur. Çünkü VMAT optimizasyonunun hesaba katması gereken

parametre sayısı daha fazladır. YART'den farklı olarak hesaba katılması gereken açı dizisi çok daha fazladır(14).

2.4. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapide Planlama

YART'de doz yoğunluğunu ayarlamak ve planlayıcının isteğine uygun doz dağılımını elde etmek için iki tip planlama tekniği bulunmaktadır. Bunlar, ileri planlama ve ters planlama teknikleridir. Bu iki teknik basitçe birbirinin tersi olarak tanımlanabilir (17).



Şekil 2.5: İleri ve Ters Planlama Örnekleme.(17)

2.4.1. İleri Planlama

İleri planlama tekniği, doz yoğunluğunun ve istenen doz dağılımının planlayıcı tarafından ayarlandığı temel bir planlama tekniğidir. Bu teknikte ışın pozisyonu, kullanılacak kama, alan ağırlıkları gibi parametreler planlayıcı tarafından karar verilerek seçilir ve uygulanır. Bu yüzden ileri planlama sistemi deneme yanılma temeline dayanan bir tekniktir. SYART planlamasında bu teknik kullanılmaktadır. SYART planlarında doz homojenitesini sağlamak ve sıcak noktaları düşürmek amacıyla alt alanların ÇYK pozisyonları planlayıcı tarafından belirlenir.

İleri planlama tekniği optimizasyon algoritmasına gerek duymaz. Basit planlamalar için kullanılan bir tekniktir. Karmaşık ve hassas yapıların iç içe olduğu, ileri seviyede doz yoğunluk ayarı gerektiren planlarda ise ters planlama kullanılmaktadır.

2.4.2 Ters Planlama

Ters planlamada, ileri planlamada olduğu gibi nasıl bir doz dağılımı elde edildiği denenip görülmez aksine istenilen doz dağılımı ilk aşamada sisteme tanımlanır. Tanımlama, kritik ve hedef organ dozlarının optimizasyon algoritmasına girilmesiyle gerçekleşir. Planlayıcının istediği doz dağılımına bağlı olarak optimizasyon algoritması doz yoğunluğunu hesaplar. Uygulamada, plan ne kadar çok ayarlanabilir parametreye sahip olursa o kadar az esneklik derecesine sahip olacaktır (16). Çok fazla yapının hesaba katılması gereken planlarda, planlayıcının istediği doz dağılımını elde etmek için optimizasyon algoritması çok fazla yapının doz sınırlamalarını hesaba katacağından, hem esnekliği azalır hemde optimum bir plan elde etme süresi uzar. Ancak bunun aksine, az sayıda yapının söz konusu olduğu planlarda optimizasyon süresi kısadır.

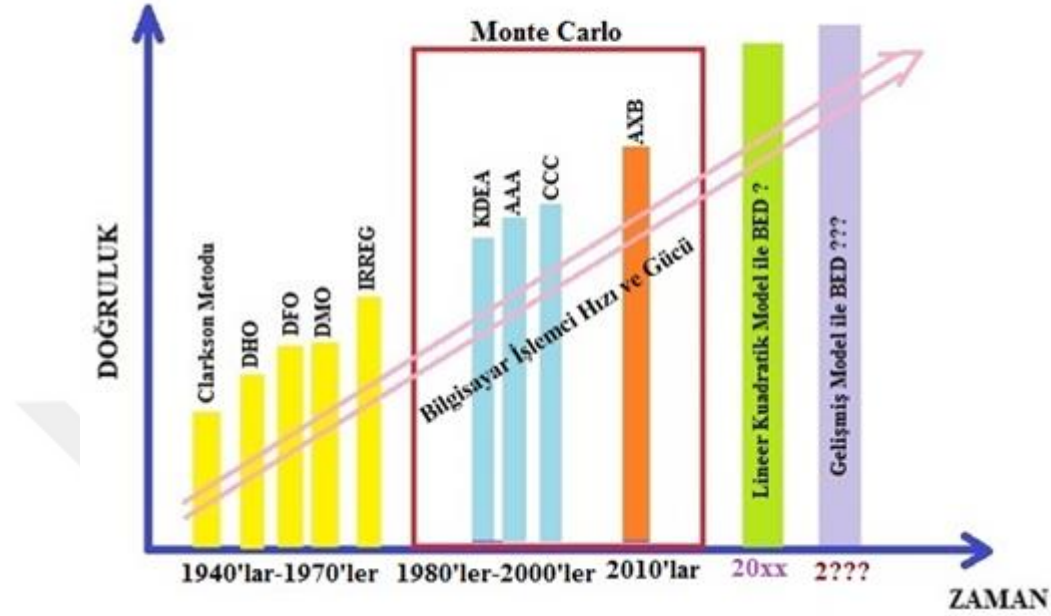
Optimizasyon algoritması YART’de doz yoğunluğunu planlayıcının seçtiği açılardan ÇYK hareketlerini ve hareket hızlarını hesaplayarak ayarlarken, VMAT’de buna ek olarak gantri hızını da hesaba katarak ayarlar. Bu hesaplar TPS’de tanımlı olan hesap algoritmaları ile hesaplanır ve plan doz dağılımına ve doz-hacim histogramına bakılarak değerlendirilir.

2.5. Doz Hesaplama Algoritmaları

Rasyasyon dozu, maddenin veya dokunun birim kütle başına absorbe ettiği toplam iyonize radyasyon enerjisi olarak tanımlanır (18). Bundan dolayı doz hesabı, ortamın herhangi bir noktasında, ortam ile radyasyon ışın parçacıkları arasındaki çeşitli fiziksel etkileşimlere bağlı olarak, parçacıkların ortam içerisinden geçebilmesini veya geçememesini hesaplar. İlgili herhangi bir noktada birincil ışın parçacıklarının etkileşimlerinden, saçılmalarından ve birincil olmayan ışın parçacıklarının sızıntısından doza bir katkı gelir. İyi bir doz hesaplama algoritması, sadece fiziksel etkileşimleri hesaba katan değil, aynı zamanda klinikte uygulanabilecek kadar hızlı hesaplayan algoritmadır. Bundan dolayı, doğruluk ve hız doz hesap algoritmasının iki anahtar faktörüdür.

Radyoterapide doz hesaplama algoritmaları, 1950’lerden beri hızlı bir şekilde gelişmiştir. Bu hızlı gelişim parçacık/nükleer fizikteki ve bilgisayar bilimindeki gelişmelere dayandırılmaktadır. Resim 2.6’da doz hesaplama algoritmalarının zaman içerisindeki gelişimi gösterilmiştir. Doz hesap algoritmalarının gelişim tarihinden beri

hesap algoritmaları üç ana grup altında toplanır. Bunlar düzeltme tabanlı, model tabanlı ve monte carlo tabanlı algoritmalarıdır.



Resim 2.6: Doz hesaplama algoritmalarının zamanla gelişimi (18)

Düzeltilme tabanlı algoritma, dozu belirli bir kaynak yüzey mesafesinde(KYM-SSD) farklı alan boyutları için, yüzde derin doz(YDD-PDD) gibi suda yapılan temel ölçümlere göre ekstrapole veya interpolate eden deneysel bir doz hesaplama tipidir. Bu algoritmaya doku-hava oranı(DHO-TAR), doku-fantom oranı(DFO-TPR) ve doku maksimum oranı(DMO-TMR) gibi kavramlar getirilmesiyle,algoritma homojen ortamlar için daha başarılı bir hale gelmiştir. Hala, çoğunlukla manuel doz hesaplamada veya ikinci bir kontrol yöntemi olarak kliniklerde kullanılan Clarkson tekniği ve IRREG, düzeltme tabanlı algoritmanın tipik örnekleridir(18). Düzeltme tabanlı algoritma, su gibi homojen ortamlar için daha doğru sonuç vermektedir. İnsan vücudu gibi heterojen sistemler için ise eşdeğer demet yol uzunluğu uygulanarak heterojenite etkisi bir parça düzeltilebilir ancak doğruluğu yeterli değildir. Bunun nedeni de ışın ortam içerisinden geçerken lateral saçılmanın hesaba katılamamasıdır (18).

Model tabanlı algoritma ilk olarak fizik prensiplerinden başlar.Bu fiziksel süreçler ortamla bir noktada ışın parçacık etkileşimi, enerji salınımı ve birincil etkileşim yerinden saçılan veya depolanan enerjidir.Süreçler sırasında ikincil elektron ve fotonlar açığa çıkabilir (18). Bu fiziksel aşamalar evrişim denklemi ile basitleştirilir. Evrişim denklemi

bu basitleştirmeyi lineer hızlandırıcıdan ortaya çıkan fotonların birincil enerji akısı ile gerçekleştirir. Birincil fotonların belirlenmiş enerji akısı, enerji absorpsiyonunun ve ortam içerisinde taşınmasının ilerleyen hesaplamalarında data olarak kullanılır. İlk olarak, birincil fotonların soğurulmasıyla birim kütlede açığa çıkan toplam enerji(TERMA) açıklanır ve değerlendirilir. Daha sonra, ikincil elektron ve fotonlar aracılığıyla bu enerjinin taşınması doz kernelleri tarafından hesaba katılır (19). Doz kernelleri, elektronların ve fotonların saçılmasından kaynaklanan katkı olarak tanımlanır ve metod evrişim algoritması olarak adlandırılır(18). Bahsedilen üç öge birincil foton akısı TERMA ve doz kernelleri, hem homojen hem de heterojen ortamlarda doz hesaplaması için çeşitli formlarda kullanılmaktadır. Eğer ortamın heterojenitesini tanımlamak için yol uzunluğu radyolojik yol uzunluğu ile yer değiştirirse metod evrişim-süperpozisyon olarak adlandırılır. Evrişim kernellerinin detayları farklı ticari TPS'nin kalem demet evrişimi(KDE), analitik anizotropik algoritma (AAA) gibi farklı alt algoritmalarla ortaya çıkmaktadır.

Monte Carlo (MC) algoritması yeni bir teknik değildir, ancak diğer doz hesaplama algoritmalarının doğruluğunu kontrol etmek için bir kıyaslama olarak kullanılmaktadır. MC gerçek fiziksel işlemleri iki ana adımda simule eder. Bunlardan ilki, radyasyon demetinin hızlandırıcının kolimatör sistemini de içeren gantri kafası içerisindeki ilerleyişi; ikincisi ise, ışın parçacıklarının gantrinin kafasından ortam içerisine olan ilerleyişi ve ortam içerisindeki doz dağılımıdır. Ayrıca doğruluk, esas olarak meydana gelen olayların sayısı ile belirlenir ve bu statik belirsizlik, meydana gelen fiziksel olayların köküne bağlı olarak ters kare yasasıyla orantılıdır. Bu sebepten dolayı MC doz hesaplama hızı yavaştır ve süreç çok zaman alıcıdır. Bilgisayar sistemlerinin işlemci gücünün hızlı gelişimi, MC doz hesaplama hızını büyük ölçüde arttırmıştır, ancak fotonlar için MC doz hesaplaması hala çok yavaş ve klinikte kullanımı mümkün değildir (18). MC algoritmasının doğruluğunun avantajından yararlanmak ve yavaş hızından kaçınmak için ışın parçacıklarının hasta vücudunda taşınması basitleştirilerek farklı algoritmalar tasarlanmıştır. Bunların başında da AAA algoritması gelir.

MC algoritmasına benzer olarak Acuros XB (AXB) de bütün fiziksel aşamaları simule etmeye çalışır. Ancak AXB, ışın parçacıklarının simulasyon aşamalarını bir bir genellemek yerine bütün fiziksel aşamaları tanımlamak için Boltzmann taşınma denklemlerini(BTD) kullanır. Bu denklemler bilgisayar dünyasında numerik metodları kullanarak çözülür ve bundan dolayı da MC'dan hatta AAA'den bile daha hızlıdır.

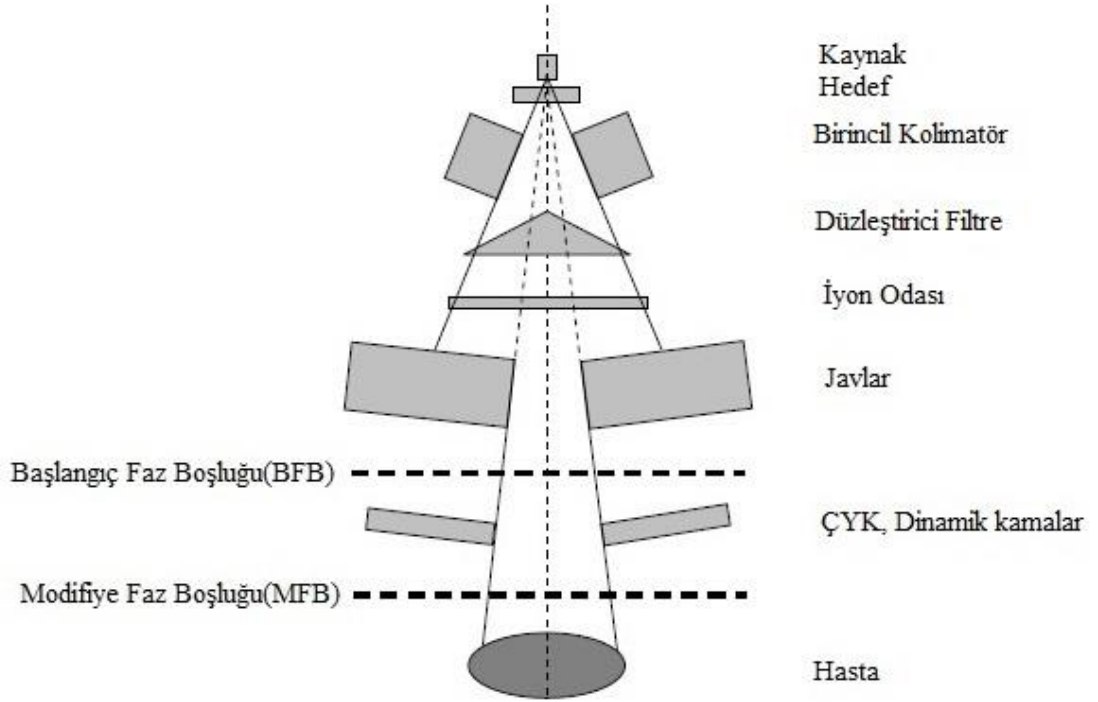
2.5.1. Kalem Demet Evrişimi Algoritması(KDEA)

KDEA, Eclipse TPS'in 8.0.05 versiyonundan beri uygulanmaktadır ve demet yapılandırmasının bir parçası olarak deneysel ölçüm datalarını kullanmaktadır(28). Kalem demet tekniklerinde enerji yayılımı ya da bir noktadaki doz kerneli kalem tipinde ışın veya doz dağılımı elde etmek için bir hat boyunca toplanır(27). Kalem demeti(KD) hastanın yüzeyi üzerinde bütünleştirilerek birincil yoğunluktaki değişimleri hesaplanır ve KD şeklini derinlik ve doku yoğunluğu ile değiştirilerek doz dağılımı oluşturulur. KD, evrişim tekniğini kullanarak son derece küçük demetler etrafında doz dağılımını hesaplar. Evrişim, polienerjili kalem demetler ve düzlemsel foton enerji akı dağılımı arasında yapılır. KDEA, lateral saçılma etkilerini dikkate almamaktadır(27). KDEA, MC simülasyonu ve ölçümlerle karşılaştırıldığında doku inhomojeniteleri, lateral elektronik dengesizlik ve elektron kontaminasyonunun doğruluğunda sınırlamaları vardır(29). Örneğin, ışın değerlendirmesi için kullanılan çoğu iyon odasının dizaynlarından kaynaklı olarak yüzeyde fazla doz okuması bu sınırlamalardan bir tanesidir(28).

2.5.2. Analitik Anisotropik Algoritma(AAA)

AAA, kliniksel ışınları nitelendirmek ve gerekli temel fiziksel parametreleri modellemek için MC metodlarını kullanan, üç boyutlu kalem demet evrişimi/süperpozisyonu algoritmasıdır. Bu MC'da belirlenmiş temel fiziksel parametreler, AAA yapılandırması sırasında ölçülen ışın datalarına göre kullanıcılara uyarlanır (20).

Klinik ışın, lineer hızlandırıcıda javların aşağısında faz boşluğu olarak tanımlanır. Faz boşluğu, başlangıç faz boşluğu(BFB) ve modifiye faz boşluğu(MFB) olarak ikiye ayrılır. Bloklar, ÇYK ve kamalar gibi ışın şekillendirici aksesuarlar ışın akısını ve enerji spektrumunu şekillendirirler. BFB'deki ışın şekillendirici aksesuarların etkisi MFB için de hesaplanır. MFB, hasta vücuduna giriş seviyesindeki ışını tanımlar. BFB ve MFB'nin şematik gösterimi şekil 2.7'de gösterilmiştir.



Şekil 2.7: BFB ve MFB seviyesi tanımlaması ve lineer hızlandırıcı şeması (20).

AAA, yapılandırma modülü ve doz hesaplama modülü olmak üzere iki tip modülden oluşur. Yapılandırma modülü, klinik ışının faz boşluğunu tanımlamak için kullanılır. Faz boşluğu tanımlaması birincil foton kaynağı, ekstra fokal foton kaynağı ve elektron kontaminasyon kaynağını içeren klinik ışını çoklu kaynak modeli tanımlamasıyla yapılır.

Birincil foton kaynağı, hedef ile elektron demetlerinin etkileşiminden meydana gelen bremsstrahlung fotonlarını modellemektedir. Birincil foton kaynağı, üç temel fizik parametresi ile modellenir. Bunlar: MC ile önceden hesaplanmış olan zayıflatılmamış ilk foton spektrumları, düzleştirici filtreden kaynaklanan ışın sertleşmesini hesaba katmak için ortalama radyal enerji ve düzleştirici filtrenin aşağısında tedavi alanına geçiş sırasında foton akısı çeşitliliğini hesaba katan radyal yoğunluk profilidir (20).

Ekstra fokal foton kaynağı (ikinci kaynak), düzleştirici filtre, birincil kolimatör ve javlardan saçılan fotonları modellemektedir. Bu kaynak, eşmerkeze birincil foton kaynağından daha yakındır.

Elektron kontaminasyon kaynağı, lineer hızlandırıcının kafasında ve havadaki Compton etkileşiminden kaynaklanan elektronları modellemektedir.

Doz hesaplama modülü foton enerji spektrumu, ortalama radyal enerji ve saçılma kernelleri gibi temel fiziksel parametrelere dayanmaktadır. Bütün temel fiziksel parametreler su eşdeğeri ortam için önceden tanımlanır ve bu parametrelerin hesaplanması sırasında hastanın gerçek yoğunluğuna göre ölçeklenir. Foton hesaplaması için MC metodları ile monoenerjitik kalem demet kerneller dizisi tasarlanır. Hesaplamanın ilk kısmında, hasta sanki su eşdeğeri bir ortammış gibi hesap yapılır. İlk olarak, her ışın demeti için önceden hesaplanan monoenerjitik kernellerden polienerjitik kalem demet kernelleri tasarlanır. Sonraki aşamada, hesaplama modeli enerji birikimini derinlik ve derinliğe dik olarak lateral bileşen boyunca ayırır. Heterojen ortamların hesaplanması için elektron yoğunluğuna bağlı olarak bir düzeltme yapılır. Saçılma kernelleri, ağırlıklı olarak üç Gaussian fonksiyonunun toplamından oluşturulur. Üçlü Gaussian kernellerinin temel özelliği, hata fonksiyonlarının toplamı olarak ifade edilebilmesidir ve bu evrişimi analitik olarak yapmasına izin verir (20,21).

Son doz dağılımı, bütün demetlerden elde edilen birincil fotonlar, ikincil fotonlar ve kontaminasyon elektronları tarafından birikmiş dozun süperpozisyonu olarak hesaplanır (21).

2.5.3. Acuros XB(AXB)Doz Hesaplama Algoritması

Radyasyon terapisinde MC doz hesaplamak için altın standart olarak kabul edilir. MC doz hesaplamaları genellikle karmaşık bilgisayar sistemleri ve çok zaman alan hesaplama süreleri gerektirdiğinden yoğun klinikler için tercih edilmez. Bundan dolayı gelişen teknoloji ve bilgisayar gücüyle birlikte kliniklerde daha hızlı MC tabanlı doz hesaplama algoritmaları kullanmak mümkün olmuştur (22). Bunun günümüzdeki en son örneği AXB hesap algoritmasıdır ve Eclipse TPS’de (Varian Medical System,Palo Alto,USA) uygulanmaktadır.

AXB de MC algoritmasına benzer şekilde, bütün fiziksel aşamaları simule etmeye çalışır ve bunu yaparken de Lineer Boltzmann taşınma denklemlerini(LBTD) kullanır (18). LBTD radyasyon parçacıklarının makroskopik davranışlarını tanımlar(23).LBTD’inin açık çözümlerine ulaşmak için genellikle iki genel yaklaşım söz konusudur. Bunlardan ilki, en çok bilinen adıyla MC metodlarıdır ve bu denklemlerin çözümünü dolaylı olarak çözer. Diğer yöntem ise LBTD’i doğrudan nümerik metodlarla çözer. AXB gibi hem MC hem de LBTD çözüm metodları yakınsaktırlar. Bir diğer ifadeyle, her iki yaklaşım da yeterli düzeltme ile aynı LBTD çözümü üzerinde

birleşecektir. Pratikte ne MC ne de LBTD çözüm metodları kesindir ve her iki metod da küçük hatalar yapar. MC metodunda hatalar, rastgele ve sonlu sayıda parçacıkların ortamla olan etkileşimlerini simule etmesinin sonucu olarak ortaya çıkmaktadır. LBTD metodunda ise hatalar, birincil olarak sistematik ve uzay, açı ve enerjideki değişkenlerin ayrıştırılmasının sonucundan kaynaklıdır (25).

2.5.3.1. Acuros XB Kaynak Modeli

AXB, varolan AAA kaynak modelini daha da geliştirmiştir ve bu model 4 ana bileşen içermektedir. Bunlar:

- *Birincil Kaynak*: Hedef düzlemine yerleştirilmiş hedefte ortaya çıkan Bremmstrahlung fotonlarını modelleyen dairesel yada eliptik kaynaktır.
- *Ekstra Fokal Kaynak*: Lineer hızlandırıcının kafa kısmındaki etkileşimlerin sonucu olarak meydana gelen fotonları modelleyen düzleştirici filtrenin alt kısmına yerleştirilmiş Gaussian düzlem kaynağıdır.
- *Elektron Kontaminasyonu*: Birincil ve ekstra fokal kaynak tarafından hesaplanmayan, *build up* bölgesinde biriken dozu temsil etmektedir.
- *Kamadan Saçılan Fotonlar*: Gerçekte var olan kalın kamalardan saçılan fotonları temsil etmektedir.

2.5.3.2 Acuros XB Doz Hesaplaması

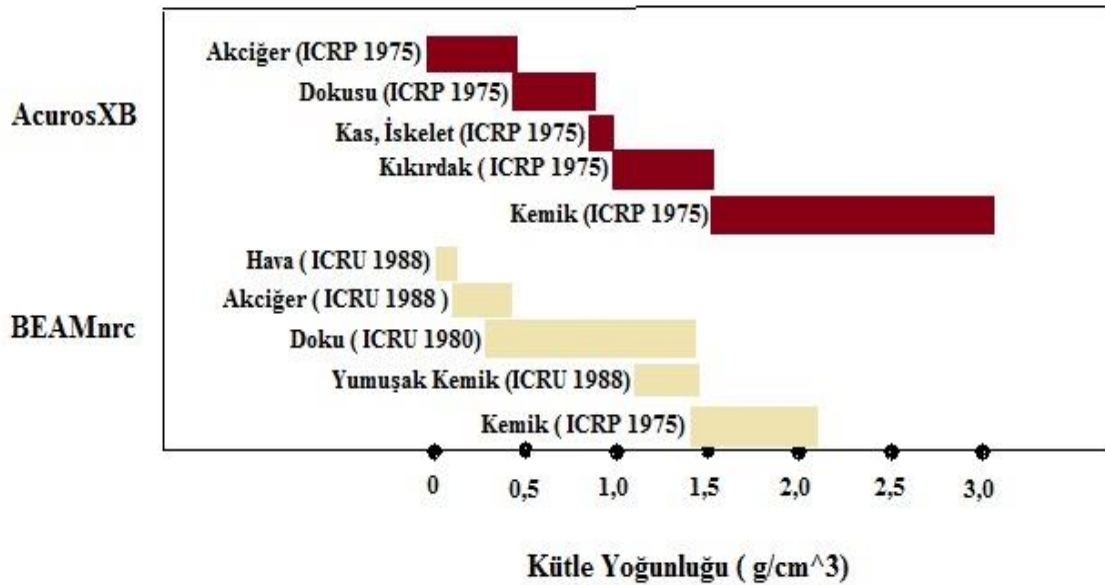
AXB doz hesaplamasında radyasyonun hasta içerisinde taşınması ve hesaplanması 4 adımda gerçekleşmektedir. Bunlar:

1. Kaynak model akısının hastanın içine doğru taşınması
2. Saçılmış foton akısının hesaplanması
3. Saçılmış elektron akısının hesaplanması
4. Doz hesaplaması

1.adımdan 3. adıma geçiş ile birlikte hastanın her vokselinde elektron akısı hesaplanır. Enerji bağımlı elektron akısı çözümlenince, 4. adımda istenilen doz miktarı hesaplanır.

1.adımda, radyasyonun kaynaktan çıkışından itibaren hastaya ulaşana kadar olan foton ve elektron akı dağılımı hesaplanır. 2. ve 3. adımda, AXB uzay, açı ve enerjiyi ayrıştırarak LBTD ile tekrarlamalı olarak çözümlemektedir. 4.adımda ise, hesaplanmak istenen vokseldeki dozu, o vokseldeki enerji bağımlı elektron akısını, enerji bağımlı akı-doza cevabı fonksiyonunu kullanarak elde eder(25). AXB’de hesaplama seçeneği olarak hem ortamdaki doz(D_m) hem de sudaki doz(D_w) kullanılabilir (26). D_m hesaplandığında, enerji bağımlı doz cevap fonksiyonu, vokseldeki materyal özelliklerini; D_w hesaplandığında ise, fonksiyon su ortamını temel almaktadır.

Göreceli elektron yoğunluğunu kullanan AAA hesap algoritmasının aksine, AXB hesaplama metodu, her vokselin enine kesitinde makroskobik etkileşim değerlendirmesinde kütle yoğunluğuna ve atomik bileşimine ihtiyaç duyar. AXB hesap algoritmasında, Eclipse yazılım paketiyle birlikte tanımlanan dönüşüm tablosu kullanılarak Bilgisayarlı Tomografi(BT) *Hounsfield Unit(HU)* değerlerinin kütle yoğunluğuna dönüştürülmesi gerçekleştirilmiştir. AXB’de kullanılan kütle yoğunluğu dönüşümü şekil 2.8’de gösterilmiştir (26).



Şekil 2.8: Kütle yoğunluğu dönüşümü (26).

Böylelikle, AXB doz hesaplamak için gerekli olan materyal haritasını çıkarmış olur. Genellikle heterojenitelerin ele alındığı durumlarda suda hesaplanan doz kernellerine yoğunluk tabanlı düzeltme uygulanırken, evrişim/süperpozisyon algoritmalarının aksine, AXB’de radyasyonun madde ile etkileşimleri

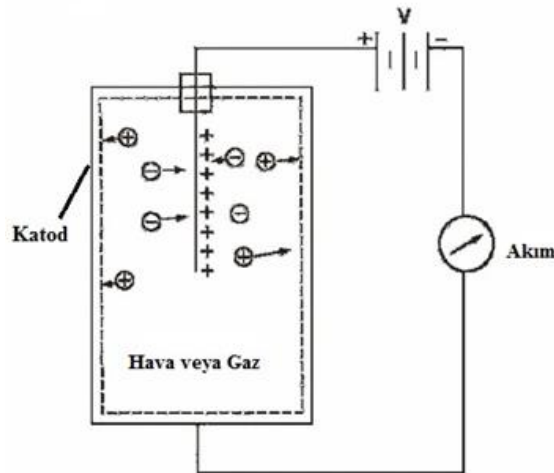
modellenir(26).AXB'nin materyal kütüphanesi 5 biyolojik materyal(akciğer, yağ doku, kas, kıkırdak ve kemik) ve 16 biyolojik olmayan materyal (çelik, titanyum vb.)içermektedir(25).

Literatürde yer alan birçok çalışmada, doz hesaplama algoritmalarının doğruluğunu değerlendirmek ve test etmek için en iyi yaklaşımın ölçümler alıp, alınan ölçümlerin sonuçlarını homojen ve heterojen ortamlar için hesaplanmış doz ile karşılaştırmak olduğu kanısına varılmıştır. Birçok çalışma sonucunda doğruluk sıralaması şu şekildedir; MC Algoritması > AXB > AAA > KDEA > Düzeltme Tabanlı Algoritmalar (18).

2.6. Hava Dolu İyon Odaları

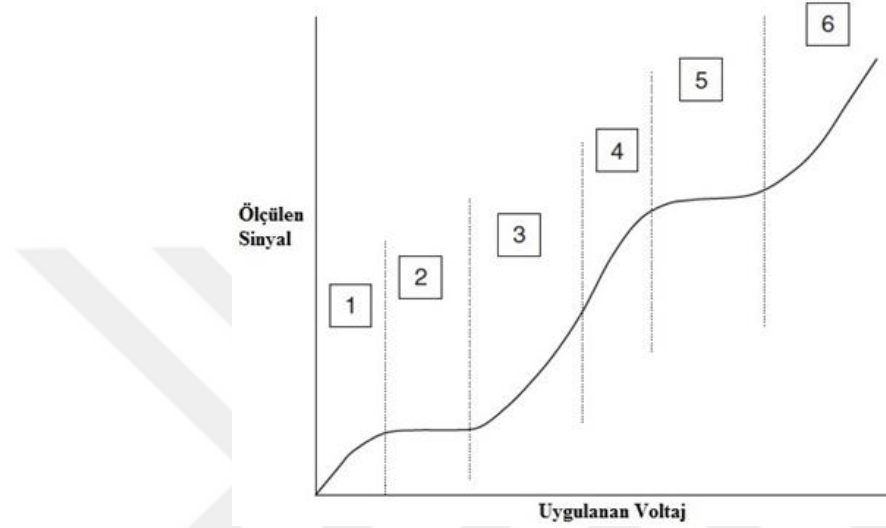
İyon odaları, en basit tanımıyla içerisi gaz dolu dedektörlerdir. Özellikle ışınlama(poz) hızını ölçmek amacıyla kullanılmaktadırlar. Radyoterapide en çok doz ölçmek amacıyla kullanılırlar.İyon odalarında katot olarak kullanılan iletken konteynırın içi genellikle hava ile doludur. Bu gaz (hava) hacmi elektriksel olarak iletken konteynırın içinde izole edilmiş halde bulunmaktadır. Merkezinde bulunan elektrot ise anottur.

Hava dolu iyon odalarının çalışma prensibi, iyonize radyasyonun gaz moleküllerini iyonize etmesi temeline dayanmaktadır. Anot ve katot arasına uygulanan voltaj ile birlikte iyon çiftleri akım veya yük olarak toplanmaktadır. Ölçülen yük veya akım uygulanan voltaj, radyasyonun enerjisi ve gaz basıncı ile orantılıdır. Şekil 2.9'da hava dolu iyon odalarının şematik olarak gösterilmektedir (31).



Şekil 2.9 : Hava Dolu İyon Odasının Şematik Gösterimi (31).

İyonize radyasyonun hava ortamının içerisinde geçmesi gaz moleküllerinin iyonlaşmasına neden olur. İki elektrot arasına voltaj uygulanmasıyla negatif elektronlar anoda, pozitif iyonlar katoda doğru hareket edeceklerdir. Böylelikle, bir akım meydana gelecek ve elektrometrede ölçülebilecektir. Bütün hava dolu iyon odaları anot ile katot arasına uygulanan voltaja bağlı olarak farklı karakteristik ortaya koymaktadır. Bu karakteristik eğrisi şekil 2.10’da gösterilmektedir.



Şekil 2.10: Hava Dolu iyon odalarının voltaj yanıt eğrisi. 1.Rekombinasyon Bölgesi, 2.İyonizasyon Bölgesi, 3. Orantısal Bölge, 4. Sınırlı Orantısal Bölge, 5. Geiger-Müller Bölgesi, 6. Devamlı Deşarj Bölgesi (32).

Düşük voltajlarda, iyon çiftleri elektroda ulaşmak için yeterince ivmelenemediğinden, elektroda ulaşmadan yeniden birleşerek orijinal molekül haline dönmektedirler. Bu bölge rekombinasyon bölgesidir (Şekil 2.10-1.Bölge). Uygulanan voltaj kademeli olarak yükseltildiğinde iyonizasyon bölgesiyle karşılaşılır (Şekil 2.10-2.Bölge). Bu bölgede ölçülen akım, uygulanan voltaj aralığında neredeyse aynı kalır ve verilen radyasyon ile sadece birincil iyon çiftleri oluşturulur. Uygulanan voltaj bu bölgede 50-300 V civarındadır ve iyon odalarının kalibrasyonu bu bölgede yapılmaktadır (32). Uygulanan voltaj daha fazla yükseltildiğinde, elektronlar ve pozitif iyonlar elektroda doğru ivmelenmeleri sırasında yüksek enerji ve hız kazanırlar; bunun sonucunda da ikincil bir iyonizasyona sebep olurlar. İkincil iyonizasyon ölçülen akım değerini yükseltecektir. Bu bölgede, toplam ölçülen akım birincil ve ikincil iyonizasyondan kaynaklanan iyonizasyon sayısına eşittir ve akım uygulanan voltaja bağlı olarak ilk iyon çiftleri ile birlikte orantılı bir şekilde artacaktır. Bundan dolayı da bu bölge orantılı bölge olarak tanımlanır (Şekil 2.10 - 3.Bölge).

Voltaj daha da fazla yükseltildiğinde akım, özdeş olma eğiliminde olan farklı tiplerdeki radyasyonlar tarafından üretilir. Bu bölge de sınırlı orantısal bölge olarak adlandırılır (Şekil 2.10 - 4. Bölge).Sınırlı orantısal bölge voltajına ek olarak voltaj yükseltirilse, kaç tane iyon çifti olursa olsun, akım bütün radyasyon tiplerinde aynı olacaktır. Bu bölge Geiger-Müller bölgesi olarak tanımlanır (Şekil 2.10 - 5.Bölge). Uygulanan voltaj Geiger bölgesini aşacak şekilde yükseltildiğinde, tek bir iyonlaştırıcı olay tekrarlayan deşarj serisi üretir. Bu bölgeye devamlı deşarj bölgesi denir çünkü, hava bu yüksek gerilim altında radyasyon olmasa bile iyonize edilebilir. Bu bölgede bir dedektörün çalıştırılması dedektörün hasar görmesine sebep olabilir (Şekil 2.10 - 6.Bölge).

2.7. Radyokromik Film Dozimetrisi

X-ışınlarının keşfinden sonra, fotoğraf filmleri iyonize radyasyonun tespit edilmesinde kullanılmaya başlanmış ve yaygınlaşmıştır. Fotoğraf filmi, gümüş bromür tanelerinden oluşan emisyonun, jelatin matris ve onu destekleyen selüloz asetat film içinde süspansiyon halinde tutulmasıyla oluşur. İyonize radyasyonun etkisi görünür ışığın etkisine benzer ve bazı tanecikler iyonize radyasyonun gümüş bromür emisyon elektronlarıyla etkileşmesi sonucu uyarılır. Uyarılan taneciklerin emisyon içinde bıraktıkları iz ile görüntü elde edilmiş olur. Banyo sürecinin ardından, uyarılmış tanecikler metalik gümüşe dönüştürülür. Temel olarak iyonlaştırıcı radyasyona maruz kalan film, dozun etkisiyle piksellerinde meydana gelen değişim sonucu zamanla kararır. Bu kararın radyasyon dozu ile doğru orantılıdır. Bu yüzden filmin bir takım işlemlerden geçirilmesi ile maruz kalınan doz tespit edilebilir. Film dozimetri içerisinde en çok kullanılan filmler radyografik ve radyokromik filmlerdir.

Radyokromik filmler, yaygın olarak hastaya özel doz verifikasyonu için kullanılmaktadır. Filmler hassas sürekli ortam ve yüksek uzaysal çözünürlüğe sahiptirler. İyon odalarının aksine, herhangi bir volumetrik etkileri olmadığı gibi radyasyona karşı yön bağımlılıkları da yoktur (34). Hangi yönden radyasyona maruz kalırlarsa kalsınlar radyasyona verdikleri yanıt aynıdır. Bundan dolayı da herhangi bir pozisyonda, herhangi bir fantomda ışınlanabilirler ve ışın akısına minimum pertürbasyonu oluştururlar. Bunun yanı sıra, görünür ışığa neredeyse duyarsızdırlar.Bu nedenle de karanlık ortamda saklanmaları zorunluluğu yoktur (34). Ancak yine defilmelerin kuru ve karanlık ortamda saklamaları önerilmektedir(34).

Radyokromik filmler, radyoterapi dozimetresinde kullanılan filmlerin bir türüdür ve en yaygın olarak kullanılanı Gafkromik filmlerdir. Gafkromik filmler, yaklaşık doku eşdeğeri bir yapıya (%9 hidrojen, %60.6 karbon, %11.2 azot ve %19.2 oksijen) sahiptir. Radyasyona maruz kaldığında polimerleşen özel bir boya ile kaplıdır. Bu polimerler ışığı soğurur ve filmde geçen ışık dansitometre ile ölçülebilir. Gafkromik filmlerin renklerinin zamanla değiştiği bilinmektedir. Bu nedenle üretici firmalar, sağlıklı kalibrasyon yapmak ve doğru okumalar elde etmek için, filmlerin ışınlanmadan belirli bir süre sonra analiz edilmesini tavsiye etmektedirler. M.Mathot ve arkadaşları, film ışınlama ve tarama arasında en az 2 saatlik bir zaman aralığı bulunması gerektiğini ve bu nedenle, kendi çalışmalarında ışınlama-tarama arasında 15 saatlik bir zaman dilimi bıraktıklarını açıklamışlardır (34).

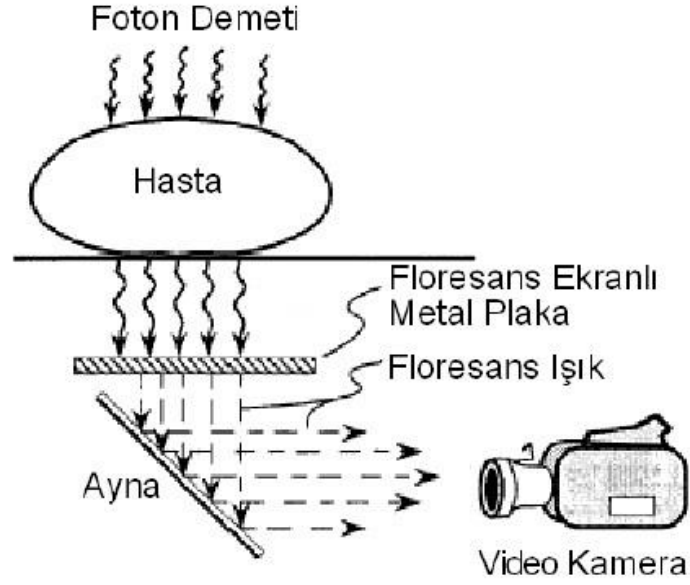
Radyokromik film, taneciksiz olduğu için yüksek çözünürlüğe sahiptir ve dozun keskin değişim gösterdiği bölgelerde dozimetrik amaçlı kullanılabilir. Yüksek uzaysal çözünürlük, geniş ışın aralığında zayıf enerji bağımlılığı ve doku eş değerine yakın olması nedeniyle radyokromik filmler, yüksek doz gradyentli radyasyon alanlarında doz ölçümü için kullanışlıdır. Ayrıca rölatif olarak görünür ışığa duyarsız olduklarından kullanım kolaylığı sağlamaktadırlar.

2.8. Elektronik Portal Görüntüleme(EPG)

Radyoterapide her bir hastanın tek tek bütün tedavilerinde pozisyonunun doğruluğu son derece önemlidir. Tedavi kalitesinin verilen dozun doğruluğu kadar pozisyon doğruluğu da belirlemektedir. Pozisyon doğruluğu, hastanın bilgisayarlı tedavi planının hazırlandığı tomografi görüntülerindeki veya simülasyonundaki pozisyonu ile tedavi sırasındaki pozisyonu arasındaki doğruluğu ifade etmektedir. Hastanın tomografi veya simülasyondaki pozisyonunun karşılaştırılması, günümüzde bu amaçla geliştirilen EPG cihazları ile yapılmaktadır. Daha önceleri portal verifikasyonlar ve pozisyon doğruluğu port film ile yapılmaktaydı ancak, port film zaman alıcı ve emek isteyen bir kontrol tekniği idi (38).

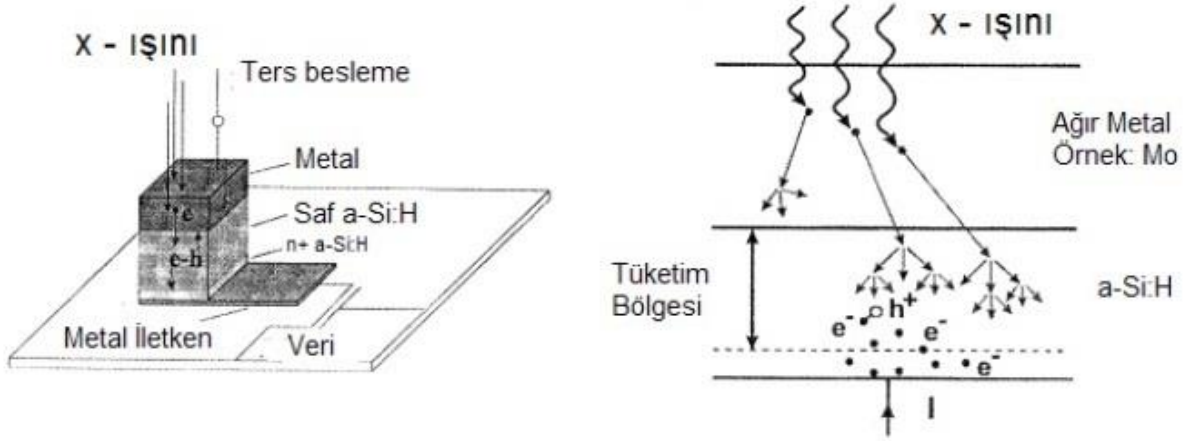
EPG'nin modern çağı, 1980'lerin ilk yıllarında Norman Baily'nin megavoltaj(MV) görüntülerini elde etmek için floroskopik sistemin kullanılmasını tanıtmayla başladı. Böylece, floroskopik sistemle birlikte video tabanlı ilk EPG sistemi

geliştirildi. Hastadan geçen radyasyon demetleri metal flüoresan ekrana çarpmaktadır. Oluşan flüoresan ışık ayna yardımı ile videoya yönlendirilerek görüntüleme yapılmaktadır. Şekil 2.11’de video tabanlı EPG sistemi şematik olarak gösterilmektedir.



Şekil 2.11: Video tabanlı EPG sistemi şematik gösterimi (40)

Yeni jenerasyon EPG cihazları amorf silikon tabanlı sistemlerdir. X-ışınları molibden gibi ağır metalle etkileşime girerek enerjik serbest elektronlar meydana getirir ve bu elektronlar hidrojenize edilmiş amorf silikon tabakaya doğru fırlatılır. Tabaka içerisindeki enerjik elektronlar saçılma olayları sonucunda e^- ve h^+ çiftleri oluşturmaktadırlar. Tüketim bölgesindeki bu elektron ve hidrojen çiftleri, elektrik alan uygulanması sonucu ayrılmakta ve bu sayede yük toplanmaktadır. Toplanan bu yükler işlenerek görüntü haline getirilmektedir (Şekil 2.12).

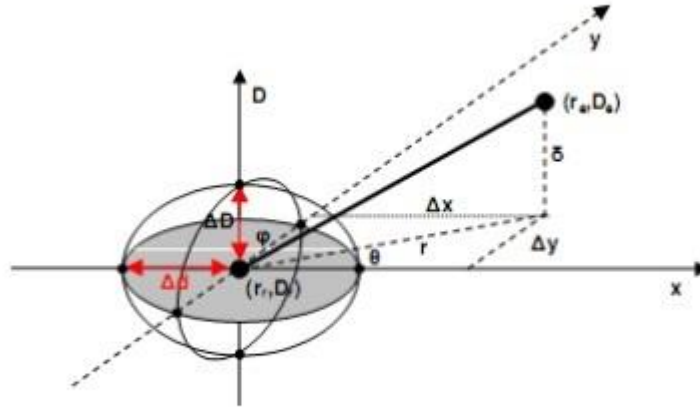


Şekil 2.12: EPG sisteminin çalışma prensibi ve yapısı (40)

EPG, hasta pozisyon doğruluğunun sağlanmasının yanı sıra dozimetrik bir sistem olarak da kullanılmaktadır. Aynı zamanda tedaviden önce hastaya özgü tedavi planının kalite kontrolü için de kullanılabilmektedir. EPG ile birlikte radyasyon demetlerinin iki boyutlu doz haritaları elde edilebilmekte ve elde edilen doz haritaları bilgisayar programları aracılığıyla TPS'den elde edilen doz haritalarıyla karşılaştırılabilmektedir. Bu karşılaştırılma gama analizi ile yapılmaktadır.

2.9. Gama(γ) Analizi

Radyoterapide TPS'de hesaplanan doz akısı ile ölçülen doz akısının aynı olması çok önemlidir. Fizikçiler bu doğruluğun kontrolü için çeşitli yöntemler geliştirmişlerdir. Gama analizi de ölçülen doz ile hesaplanan dozun karşılaştırıldığı özel bir modellemedir. Gama analizi yöntemi, TPS'den gelen akı haritasını referans olarak alıp cihazda elde edilen gerçek doz haritası ile karşılaştırma prensibine dayanır. Bu yöntem Van Dyk'ın çalışmalarının Low ve arkadaşları tarafından geliştirilmesi ile bugünkü halini almıştır. Van Dyk doz dağılımını düşük ve yüksek doz gradyenli iki bölgeye ayırmıştır. Her iki bölgeninde kendine özgü kabul kriterleri vardır. Ancak, yüksek gradyenli bölgelerde küçük uzaysal hatalar büyük doz farklılıklarına sebep olacağından dozların doğrudan karşılaştırılması göreceli olarak önemini yitirmektedir. Bu nedenle yüksek doz gradyeninin olduğu doz bölgelerde uyum mesafesi(UM) kavramı kullanılmaktadır. UM, referans doz dağılımındaki veri noktası ile cihazda elde edilen gerçek doz haritasındaki bu nokta ile aynı dozu veren noktanın arasındaki mesafe olarak tanımlanmıştır(42, 43). Şekil 2.13'de gama analizi şematik olarak gösterilmiştir (40).



Şekil 2.13: Gama Analizinin Şematik Gösterimi (40).

Karşılaştırma için iki parametre tanımlanmıştır. Bunlar, doz farkı (ΔD) ve uyum mesafesi (Δd)'dir. Gama analizi bu parametrelerle hesaplanır ve karşılaştırılır. Karşılaştırmada iki doz dağılımının görüntüleri karşılaştırılır. Bunlardan ilki referans noktası (r noktası), ikincisi ise değerlendirme noktasıdır (e noktası) (Şekil 2.14).

r		

e		

Şekil 2.14: Referans ve Değerlendirilen Doz Dağılımı (40)

Referans ve değerlendirilen noktalar arasındaki mesafe (1) nolu eşitlikteki gibi hesaplanmaktadır.

$$r(r_e, r_r) = \sqrt{\Delta x_{(e-r)}^2 + \Delta y_{(e-r)}^2} \quad (1)$$

r_e noktasında doz D_e , r_r noktasında doz D_r olmak üzere yüzde doz farkı (2) nolu eşitlikte görüldüğü gibi hesaplanmaktadır.

$$\delta(r_e, r_r) = \frac{|D_e(r_e) - D_r(r_r)|}{D_r(r_r)} \cdot 100\% \quad (2)$$

Değerlendirilen noktanın uyum mesafesi ve doz farkı parametrelerini sağlayıp sağlayamadığı, referans noktanın çevresine bir elipsoid çizilerek belirlenmektedir. Şekil 2.13’de görüldüğü üzere bu elipsoidin çapı, doz ve mesafe boyutlarından oluşan bir uzaydadır. Eğer değerlendirilen nokta bu elipsoidin içerisinde ise parametreler sağlanmış, dışında ise sağlanmamıştır. Γ değeri (3) nolu denklemde görüldüğü gibi hesaplanmaktadır. $\Gamma < 1$ ise bu nokta elipsoidin içindedir ve parametreler sağlanmıştır.

$$\Gamma(\vec{r}_e, \vec{r}_r) = \sqrt{\frac{r^2(\vec{r}_e, \vec{r}_r)}{\Delta d^2}} + \frac{\delta^2(\vec{r}_e, \vec{r}_r)}{\Delta D^2} \quad (3)$$

Γ değeri sadece bir kabul ölçütü değildir. Aynı zamanda mesafe uyum parametresini içerisinde bulunduran ve hesaplama bölgesinin belirlendiği nümerik bir kalite göstergesidir.

Hesaplanan Doz Dağılımı	Ölçülen Doz Dağılımı	Gama Değerleri
$\mathbf{r}$	Γ	γ

Şekil 2.15: γ değerinin hesaplanması(40)

Radyoterapide standart olarak 3% doz farkı ve 3 mm uyum mesafesi kullanılmaktadır. Hesaplanan doz dağılımındaki referans nokta, ölçülen doz dağılımında UM içerisindeki her nokta ile karşılaştırılır. Şekil 2.15’de referans nokta diğer noktalarla karşılaştırılmıştır. Bütün diğer noktalar için γ değeri hesaplanmıştır ve (4) nolu eşitlikte gösterilmektedir.

$$\gamma(\vec{r}_r) = \min\{\gamma(\vec{r}_e, \vec{r}_r)\} \forall \{\vec{r}_e\} \quad (4)$$

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Araç ve Gereçler

Bu tez çalışmasında aşağıda belirtilen araç ve gereçler kullanılmıştır.

1. Varian Trilogy Tx Lineer Hızlandırıcı
2. Siemens Somatom Definition Bilgisayarlı Tomografi Cihazı
3. Varian EclipseTM Versiyon 11 Tedavi Planlama Sistemi
4. PTW RW3 Katı Su Fantomu
5. PTW YART Verifikasyonu Baş Boyun Fantomu
6. PTW 30013 Farmer İyon Odası
7. PTW 34001 Roos İyon Odası
8. PTW 31010 SemiFlex İyon Odası
9. PTW Unidos^{weblne} Elektrometre
10. Ashland Marka Radyokromik Film
11. Epson Perfection V700 Tarayıcı
12. FilmQA Pro. Versiyon 3.0 yazılımı

3.1.1. Varian Trilogy Tx Lineer Hızlandırıcı

Çalışmada kullanılan Varian marka Trilogy Tx cihazı, 6 ve 18 MV foton enerjisine ve 4,6,9,12,15 ve 18 MeV elektron enerjisine sahip bir lineer hızlandırıcıdır. 120 adet milenyum ÇYK'e sahip bir kolimatör sisteminin yanı sıra, eşmerkezdeki 20 cm boyunca yaprak kalınlığı 0,5 cm ve bunun dışındakilerde yaprak kalınlığı 1 cm'dir (44). Bu ÇYK sistemi sayesinde koruma bloklarına ihtiyaç duymadan alana şekil verebilmekte ve daha iyi bir koruma sağlamaktadır (Şekil 3.1). KYM 100 cm iken en küçük alan boyutu 0,5 x 0,5 cm², en büyük alan boyutu ise 40 x 40 cm²'dir. Kafa kısmında bulunan birincil kolimatörlerin kalınlığı 92 mm'dir. Dikdörtgen alanların oluşmasını sağlayan X ve Y diaframlarının kalınlığı ise 78 mm'dir. Kolimatörlerin radyasyon geçirgenliği % 0,5'ten düşüktür.

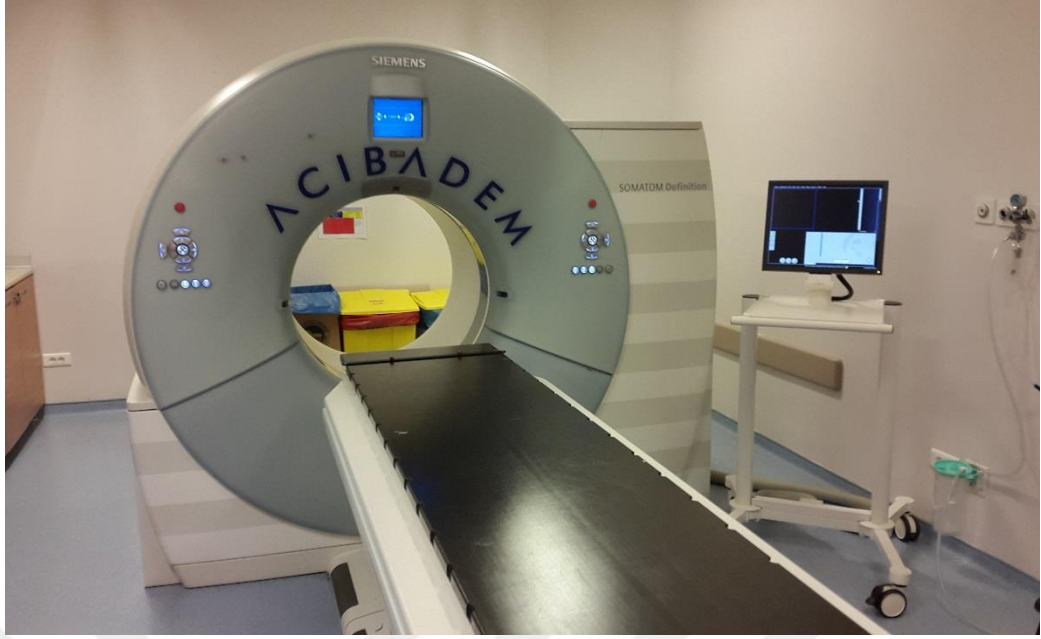
Cihaz, MV portal (EPG, elektronik portal görüntüleme) ve kV görüntüleme özelliğinin yanı sıra, konik ışın BT (Cone Beam Computed Tomography, CBCT) yöntemlerine de sahiptir. Cihaz bu ek görüntüleme özellikleriyle tedavi pozisyonunun belirlenmesi aşamasındaki hataları minimuma indirmektedir. Trilogy Tx cihazı ile 3BKRT, YART ve VMAT planları uygulanabilmektedir.



Şekil 3.1: Varian Trilogy Tx Cihazı

3.1.2. Siemens Somatom Definition Tomografi Cihazı

Çalışmada kullanılan BT görüntülerini elde etmek için Siemens marka Somatom Definition model BT cihazı kullanılmıştır (Şekil 3.2). Yüksek hızının vermiş olduğu avantajla hastayı daha az radyasyona maruz bırakarak görüntüler elde edilir. Cihazda, aralarında 90° bulunan iki x-ışını kaynağı ve tam karşılarında iki adet dedektör bulunmaktadır. Tarama sırasında kaynaklar ve dedektörler eş zamanlı olarak hareket etmektedirler. Bu sayede standart tedavilere göre %30 enerji tasarrufu sağlamaktadır.



Şekil 3.2: Siemens Somatom Definition Bilgisayarlı Tomografi Cihazı

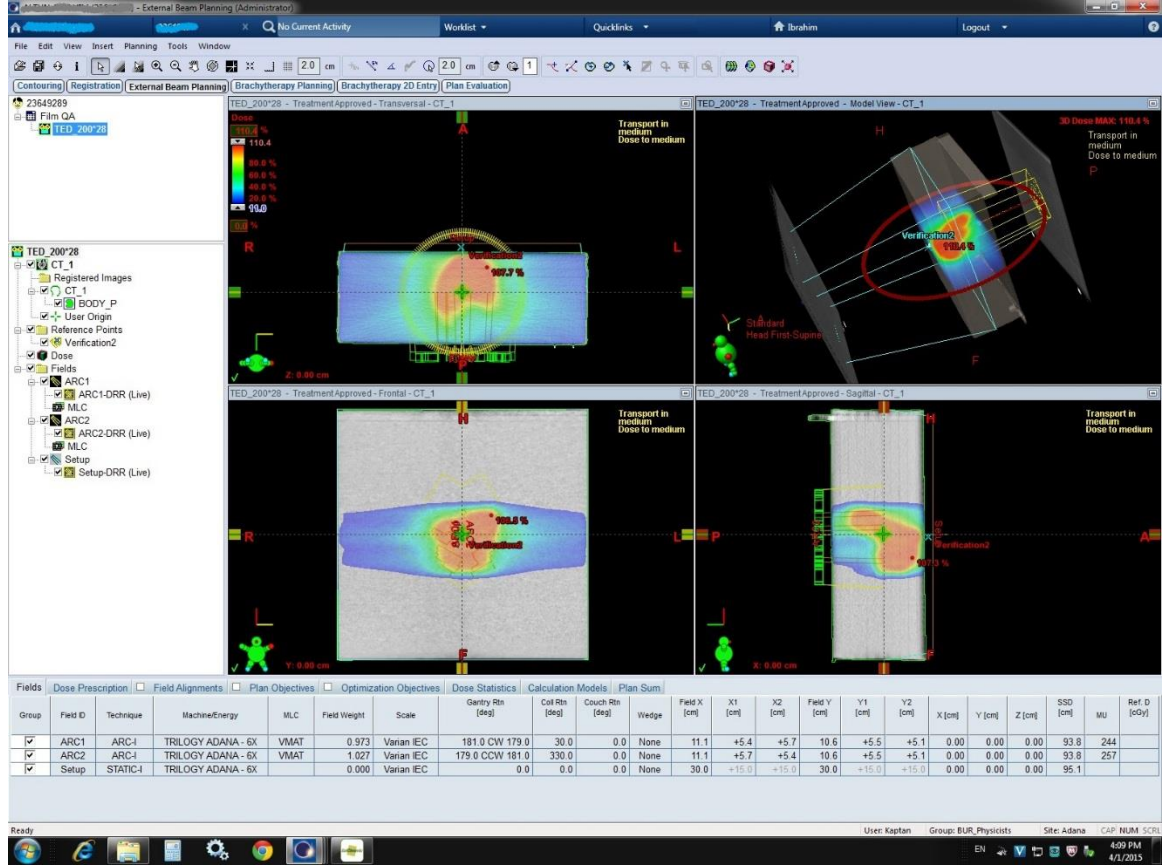
Cihaz, 78 cm gantri açıklığı ve 200 cm tarama mesafesine sahiptir. Saniyede 83 mm tarama hızına sahip olan bir BT cihazıdır. En fazla 220 kg taşıyabilmekte ve cihazın tedavi masası, radyoterapi immobilizasyon aparatlarının kullanımına imkan vermektedir. Sagittal, koronel ve transvers lazer çizgileri ile birlikte kullanılabilmesiyle bu cihaz radyoterapi simülatörü olarak kullanılabilmeye imkan sağlamaktadır (45).

3.1.3. Varian Eclipse™ Version 11 Tedavi Planlama Sistemi

Eclipse™ TPS, kötü huylu veya iyi huylu hastalığa sahip hastaların radyoterapi tedavilerini planlamakta kullanılır (Şekil 3.3). Bir onkolojist tarafından radyoterapiye uygun olarak değerlendirilen hastalar için radyasyon dozimetrisi alanında eğitimli tıbbi uzmanlar tarafından kullanılmaktadır. Eclipse™ yazılımı foton, elektron ve proton ışınlarını kullanarak eksternal tedaviler ile birlikte brakiterapi gibi internal tedavilerin de planlanması amacı ile kullanılabilmektedir. Birçok işlevi bulunan menüleri ile dozimetrist, medikal fizikçi ve doktorların hastalar için en uygun tedavi planlarını etkin olarak oluşturmalarına, seçmelerine ve kontrol edebilmelerine imkan sağlamaktadır. BT, MRG ve PET gibi DICOM uyumlu görüntüleme teknikleriyle hastanın üç boyutlu modellemesi yapılabilmektedir.

Eclipse™ sisteminde, fotonlar için AAA, PBC ve AXB hesap algoritmaları; elektronlar için ise Elektron Monte Carlo (EMC), Generalized Gaussian Pencil Beam

(GGPB) gibi hesap algoritmaları kullanılabilir. Optimizasyon özelliğine ve algoritmalarına sahip olması nedeniyle de VMAT ve YART planları yapılabilir ve hesaplanabilir (46).



Şekil 3.3: Varian Eclipse™ TPS örnek görüntüsü

3.1.4. PTW RW3 Katı Su Fantomu

Yüksen enerjili foton ve elektron dozimetrisinde su, standart referans materyaldir ve dozimetride ilk veya temel olarak kullanılmalıdır (47). Ancak rutin kontroller gibi birçok uygulamada katı su eşdeğeri fantom materyali ile çalışmak daha uygundur. PTW marka RW3 katı su fantomu beyaz polyesterden üretilmiştir (Şekil 3.4). Ayrıca 30 cm x 30 cm ve 40 cm x 40 cm boyutlarında, 1,2,5,10 mm kalınlıklarında yapılmıştır. RW3'ün kütle yoğunluğu 1.045 g/cm^3 ve elektron yoğunluğu ise $3,43 \times 10^{23} \text{ e/cm}^3$ tür.

Dozimetride materyal eşdeğerinin anlamı, foton ve elektronların absorpsiyonu ve saçılması açısından iki materyalin aynı karakteristiğe sahip olmasıdır.



Şekil 3.4: PTW RW3 Katı Su Fantomu

3.1.5. PTW YART Verifikasyonu Baş Boyun Fantomu

YART baş boyun fantomu 20 cm çapındadır ve 1 cm kalınlığında su eşdeğeri silindirik RW3 tabakalardan meydana gelmektedir (Şekil 3.5). 20 cm çapındaki silindir, kraniyal yönde sıfıra azalan bir kapak ile sabitlenmektedir. Filmler silindirin etrafında bulunan iki akrilik çubuk ile plakalar arasında sabitlenebilmektedir. 0.125 cm^3 ya da 0.3 cm^3 semiflex iyon odası merkez eksen boyunca yerleştirilebilir ve iyon odası dataları alınabilir. Ayrıca, fantomun silindirik şekli sayesinde bir insanın baş ve boynu simule edilebilmektedir. Bununla birlikte, kullanıcının stereotaktik tedavi planlarını verifiye etmesine imkan sağlamaktadır (48).



Şekil 3.5: PTW YART Baş Boyun Fantomu.

3.1.6. PTW 30013 Farmer İyon Odası

PTW 30013 farmer iyon odası (Şekil 3.6), mutlak doz ölçümünde kullanılan standart bir iyon odasıdır. Nominal hassas hacmi $0,6 \text{ cm}^3$ 'tür ve su geçirmez tasarıma sahiptir. Bu özelliğinden dolayı da su fantomunda ölçüm alınabilmektedir. Kararlılığı yılda %0,5'ten daha küçüktür. İyon odasının nominal voltajı 400 V, maksimal voltajı ise $\pm 500 \text{ V}$ 'dir (48).

Polarite etkisi yılda %0,5'ten daha küçüktür. Ayrıca, hassas hacmin duvarı 0,335 mm PMMA ($1,19 \text{ g/cm}^3$) ve 0,09 mm grafitir ($1,85 \text{ g/cm}^3$). Dedektörün hassas hacminin yarıçapı 3.05 mm ve uzunluğu ise 23 mm'dir. Merkezi elektrot alüminyumdur. Foton enerjilerinde 30 kV ile 50 MV aralığında ölçüm alınabileceği tavsiye edilirken, elektron enerjilerinde ise 10 MeV ile 45 MeV aralığındaki büyüklükleri ölçmede kullanılması tavsiye edilmektedir (49).



Şekil 3.6: PTW 30013 Farmer İyon Odası

3.1.7. PTW 34001 Roos İyon Odası

PTW 34001 Roos iyon odası (Şekil 3.7), yüksek enerjili elektronların mutlak doz ölçümü için katı ve su fantomlarla kullanılabilir hassas paralel düzlem iyon odasıdır. Ayrıca, hassas elektron dozimetrisi için referans iyon odası olarak kullanılmaktadır ve bu Uluslararası Atom Enerji Kurumu (IAEA) tarafından önerilmektedir (49).

İyon odası düşük elektron enerjilerinde bile herhangi bir pertürbasyona sebep olmayan 4 mm genişliğinde koruma halkasına sahiptir ve hassas hacmi $0,35 \text{ cm}^3$ 'tür. Polarite etkisi ihmal edilebilir düzeydedir (10 MeV 'de $< \%0,5$). Bu özelliklerine ek olarak

su geçirmez yapısı ile de mutlak doz ölçümü ve derin doz ölçümü için su fantomunda rahatlıkla kullanılabilir. Roos iyon odasının akrilik giriş penceresinin kalınlığı 1 mm'dir ve nominal kullanışlı enerji aralığı 2 MeV ile 45 MeV'dir.



Şekil 3.7: PTW 34001 Roos İyon Odası

3.1.8. PTW 31010 SemiFlex İyon Odası

SemiFlex iyon odası, yüksek enerjili foton ve elektron radyasyonu ölçümlerinde kullanılmak üzere dizayn edilmiş bir iyon odasıdır(Şekil 3.8). Doz ölçümlerinde havada yada fantom materyalinde ölçüm alınabileceği gibi, su geçirmezlik özelliğinden dolayı su fantomunda da ölçüm almak amacıyla kullanılabilir. Nominal kullanışlı enerji aralığı fotonlarda 140 kV ile 50 MV, elektronlarda ise 10 MeV ile 50 MeV'dir. Hassas hacimleri $0,125 \text{ cm}^3$ ve $0,3 \text{ cm}^3$ olmak üzere iki tipi bulunmaktadır. Bu tez çalışmasında, üç boyutlu doz ölçümü için ideal olan $0,125 \text{ cm}^3$ hassas hacime sahip semiflex iyon odası kullanılmıştır (48).

Semiflex iyon odasının yön bağımlılığı minimumdur ve makul uzaysal çözünürlükler için küçük alan ile kesin doz ölçümleri için hassas geniş alanlar arasında bir uyum sağlamıştır (51).



Şekil 3.8: PTW 31010 SemiFlex İyon Odası

3.1.9. PTW Unidos^{weblne} Elektrometre

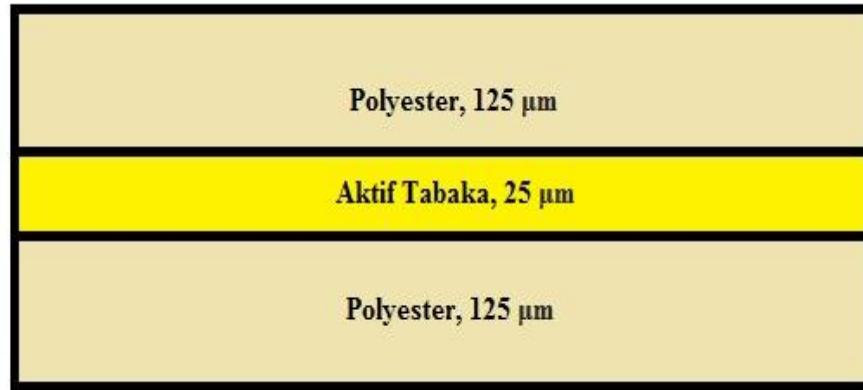
PTW Unidos^{weblne} radyasyon tedavisi, tanısal radyoloji ve sağlık fiziği için yüksek kaliteli referans sınıfı bir dozimetredir (Şekil 3.9). Mikroişlemci kontrollü bu elektrometre, radyoterapide doz ve doz hızı ölçmek için kullanılmaktadır. İyon odalarına ve katı hal dedektörlerine bağlanılarak ölçüm alınabilmektedir. Kapsamlı bir istatistik ve veri kaydı fonksiyonu uygulandığından kalibrasyon değerlerini ve 100'e kadar ölçüm değerlerini kütüphanesinde barındırabilmektedir.



Şekil 3.9: PTW Unidos^{weblne} Elektrometre

3.1.10. ASHLAND Marka Radyokromik Film

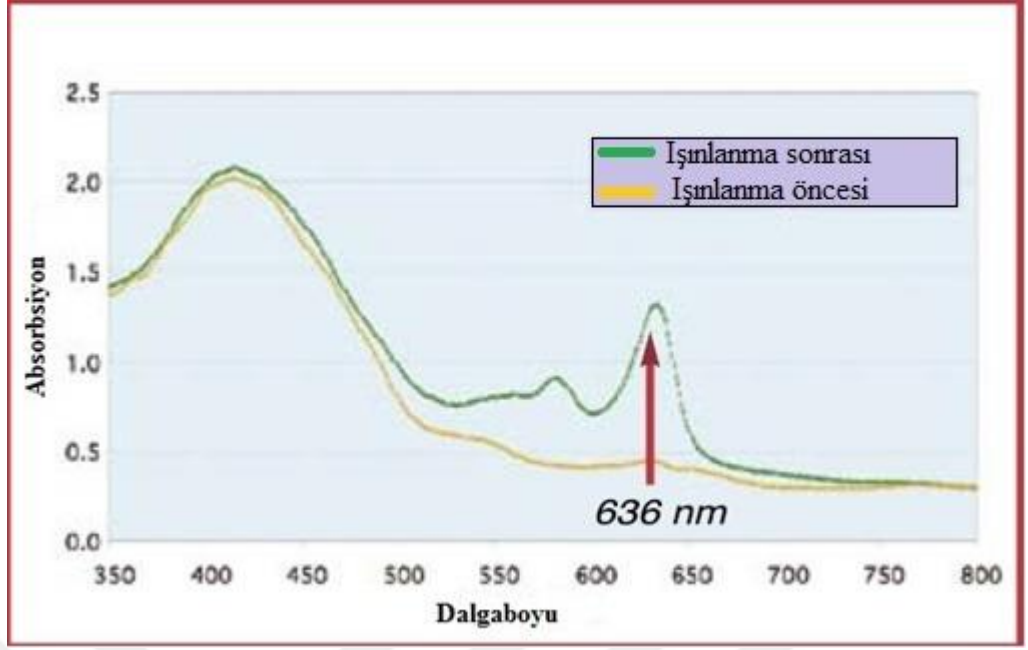
Gafkromik EBT filmler arasında en gelişmiş ve en son ürün Radyokromik Filmdir. Gafkromik EBT2 filmin bir gelişmiş türü olan EBT3 film, EBT2 ile yakından ilişkilidir. Her iki film de aynı aktif sıvı kullanılarak, aynı şekilde kaplanmışlardır (52). Radyokromik Film modeli simetrik bir modeldir ve 25µm aktif tabakanın her iki tarafını 125 µm kalınlığında iki polyester tabaka kaplamaktadır(Şekil 3.10)(53).



Şekil 3.10: Radyokromik Filmin Şematik Gösterimi (53).

Polyester tabakalar, mikroskobik silika parçacıklarıyla işlenmiş yüzeylere sahiptir. Bunun nedeni, tarama sırasında meydana gelebilecek Newton halkalarının oluşmasını engellemektir (53). Radyokromik Filmin yüzeyindeki silika parçacıkları, film ve tarayıcı arasındaki geniş boşluğu koruyarak Newton halkalarını elemine etmektedir. Tabakadaki silika miktarı %1'den çok daha azdır (52).

Polyester yüzey, filmi suya karşı dayanıklı, son derece sağlam bir ürün haline getirmektedir. Radyokromik Filmin aktif bileşeninin absorpsiyon spektrumu 636 nm'de doruğa ulaşırken, kırmızı kanal ile yapılan ölçümlerde hassasiyet maksimuma ulaşmaktadır (Şekil 3.11)(55).



Şekil 3.11: EBT3'ün ışınlanmadan önce ve sonra absorpsiyon spektrumu (55).

Filmin aktif ve polyester malzemesinin her element için kütle yüzdesi ve efektif atom numarası, McCullough ve Holmes tarafından kullanılan formül ile hesaplanmış ve tablo 1'de gösterilmiştir(53).

TABLO 1: Radyokromik Filmin Polyester ve Aktif Tabakasının Kütle Yüzdesi ve Efektif Atom Numarası											
	H	Li	C	N	O	Na	S	Cl	Br	Zeff	Yoğunluk (g/cm ³)
Aktif Tabaka	9,7	0,9	58,4	0,1	28,4	0,4	0,2	1,1	0,8	9,38	1,2
Polyester	4	...	63	...	33	...	...	...	...	6,64	1,35

3.1.11. Epson Perfection V700 Tarayıcı

Epson Perfection V700 tarayıcı, düz(flatbed) bir tarayıcı türüdür (Şekil 3.12). 48 bit renk derinliğine ve 216 mm x 297 mm(yatay-dikey) tarama alanına sahiptir. Tarayıcıda ışık kaynağı olarak soğuk katot floresan lamba kullanılmaktadır. Çiftli lens sistemi sayesinde 6400 çözünürlük ve 4.1 dmax optik yoğunluğa kadar fotoğraf ve filmleri tarayabilmektedir. Epson çiftli lens sistemleri, bilinen film formatlarının tümünün hassas işlerini yapabilmektedir (56).

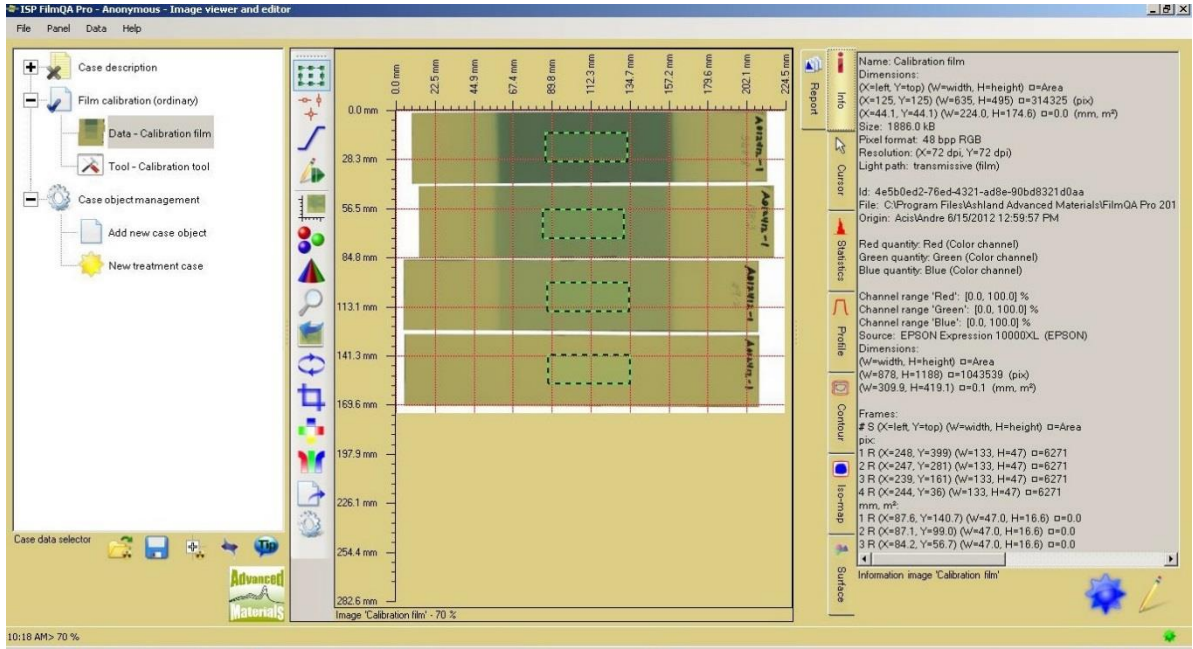


Şekil 3.12: Epson Perfection V700 Tarayıcı (56).

3.1.12. FilmQA Pro. Versiyon 3.0

Film QA Pro. YART kalite kontrol aşamalarını basitleştirmek ve kolaylık sağlamak amacıyla dizayn edilmiş nicel bir analiz programıdır(Şekil 3.13). Program, ışınlanmış filmlerin tarandıktan sonra bilgisayar ortamında açılarak optimize edilmiş doz haritasını hesaplamaya imkan sağlamaktadır (57). Hesaplama, üç renk kanaldan (kırmızı, yeşil, mavi) türetilen kalibrasyon datalarını içeren, tarayıcı bağımlı bir fonksiyona dayanmaktadır. Üç renk kanal Gafkromik EBT2, EBT3 filmlerin kullanılmasıyla üretilmektedir.

FilmQA Pro. Gafkromik film dozimetrisini tamamlayan bir programdır. Optimize edilmiş doz haritaları, Gafkromik filmler kullanıldığında filmdeki sarı boyanın absorpsiyonunu ölçmeyi ve mavi kanal kullanılarak yapılan kalınlık düzeltmelerini içermektedirler. Tüm bunlara ek olarak program, ışınlanmış filmde hesaplanan doz haritası ile hastaya özel tedavi planının doz haritasının karşılaştırılması ve makine bazlı kalite kontrol uygulamaları gibi birçok özelliğe sahiptir(57).



Şekil 3.13: FilmQA Pro. Yazılımı(57).

3.2. YÖNTEM

Bu tez çalışmasında, Eclipse TPS'in doz hesaplama algoritmaları olan KDEA, AAA ve AXB ile hesaplanan YART, VMAT ve 3BKRT planlarının periferel doz ve yüzey dozu değerleri, film dozimetrisi ile karşılaştırılarak değerlendirilmiştir. Üç algoritmanın da yüzey dozu ve periferel dozu modellemesi, radyokromik filminin modellemesi ile karşılaştırılmıştır. Çalışmada kullanılan radyokromik filmler Gafchromic® EBT3 marka filmlerdir.

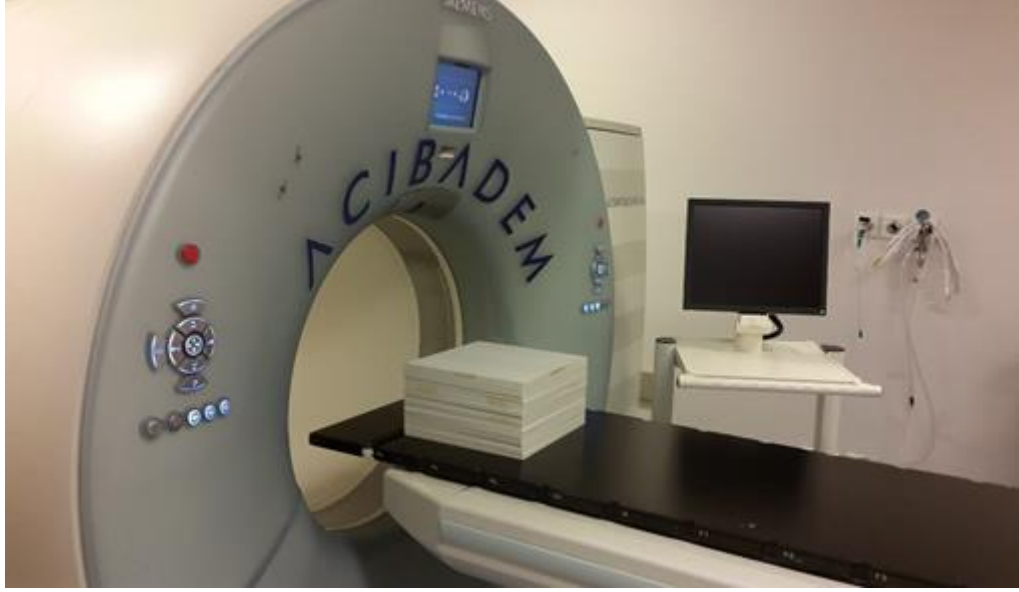
TPS üzerinde periferel doz için YART, 3BKRT ve VMAT plan teknikleri ile planlar oluşturulmuştur. Oluşturulan planlar, su eş değeri katı su fantomlarından oluşturulmuş fantom set'e taşınarak KDEA, AAA ve AXB hesap algoritmaları ile ayrı ayrı hesaplanmıştır. Diğer yandan oluşturulan planlar, TPS üzerinde oluşturulmuş fantom set kullanılarak, planlanan derinlikteki doz dağılımı ile karşılaştırılmak amacıyla, belirlenen derinliğe radyokromik film yerleştirilerek lineer hızlandırıcıda ışınlanmıştır. Böylelikle, belirlenen derinlikte radyokromik film üzerinde elde edilen iki boyutlu doz dağılımı ile TPS üzerinde oluşturulan farklı algoritmalarla hesaplanmış planların aynı derinlikteki iki boyutlu doz dağılımı Film QA Pro. yazılımı aracılığıyla karşılaştırılarak, her üç tedavi şeklinde, her üç algoritmanın periferel doz modellemesinin radyokromik filmin modellemesi ile uyumluluğu incelenmiştir.

Yüzey dozu için ise 3BKRT, VMAT ve YART planları BT'si çekilen PTW YART verifikasyonu baş boyun fantomuna aktararak AAA, KDEA ve AXB için ayrı ayrı hesaplanmıştır. Oluşturulan bu planlar, belirlenen keside EBT3 film yerleştirilerek lineer hızlandırıcıda ışınlanmıştır. Radyokromik Film üzerinde elde edilen iki boyutlu doz dağılımı ile planlarda belirlenen kesitteki iki boyutlu doz dağılımı, yüzey dozu için her üç hesap algortiması ile kıyaslanmıştır. Kıyaslama, Film QA Pro. yazılımı ile gerçekleştirilmiş ve algoritmaların yüzey dozunu modellemesi ile EBT3 filmin modellemesinin ne derece uyumlu olduğu değerlendirilmiştir. Yapılan değerlendirmeden elde edilen sonuçların istatistiksel analizi yapılarak, elde edilen sonuçların anlamlı olup olmadıklarına kanaat getirilmiştir. Verilerin istatistiksel analizinde IBM SPSS Statistics Versiyon 20.0 paket programı kullanılmış ve verilerdeki sayısal ölçümler ortalama ve standart sapma olarak özetlenmiştir. Tekrarlı ölçümler analizi kullanılmış ve farklılık belirlemek için Bonferroni düzeltmesi yapılmış bağımlı gruplarda t testi kullanılmıştır. Tüm testlerde istatistiksel önem düzeyi 0,05 olarak alınmıştır.

Planların lineer hızlandırıcıdan ışınlanmasından önce, cihazın mekanik ve dozimetrik kontrolleri yapılmıştır. Mekanik kontroller kapsamında izomerkezin gantri, kolimatör ve masa dönüşünün lazerle uyumu incelenmiştir. Mekanik ve sayısal olarak uyumluluğuna bakılmış ve bütün değerlerin tolerans limitleri dahilinde olmasına dikkat edilmiştir. Dozimetrik ölçümler kapsamında ise cihazın ürettiği radyasyonun verimi kontrol edilmiştir. Lineer hızlandırıcı SSD=100cm ve 10x10 cm²'lik alan boyutlarında maksimum doz derinliğinde (d_{maks}) 1 MU=1 cGy olacak şekilde kalibre edilmiştir.

3.2.1. Alan Dışı Doz Ölçümleri İçin Gerekli Tedavi Planlarının Yapılması

Alan dışı doz ölçümleri için öncelikle gerekli olan fantom düzeneği oluşturulmuştur. Bu düzenek için 30x30 boyutlarında 16 adet katı-su fantomu kullanılmıştır. Şekil 3.14'te gösterilen fantom düzeneği oluşturularak 1 mm aralıklarla BT görüntüleri çekilmiştir.



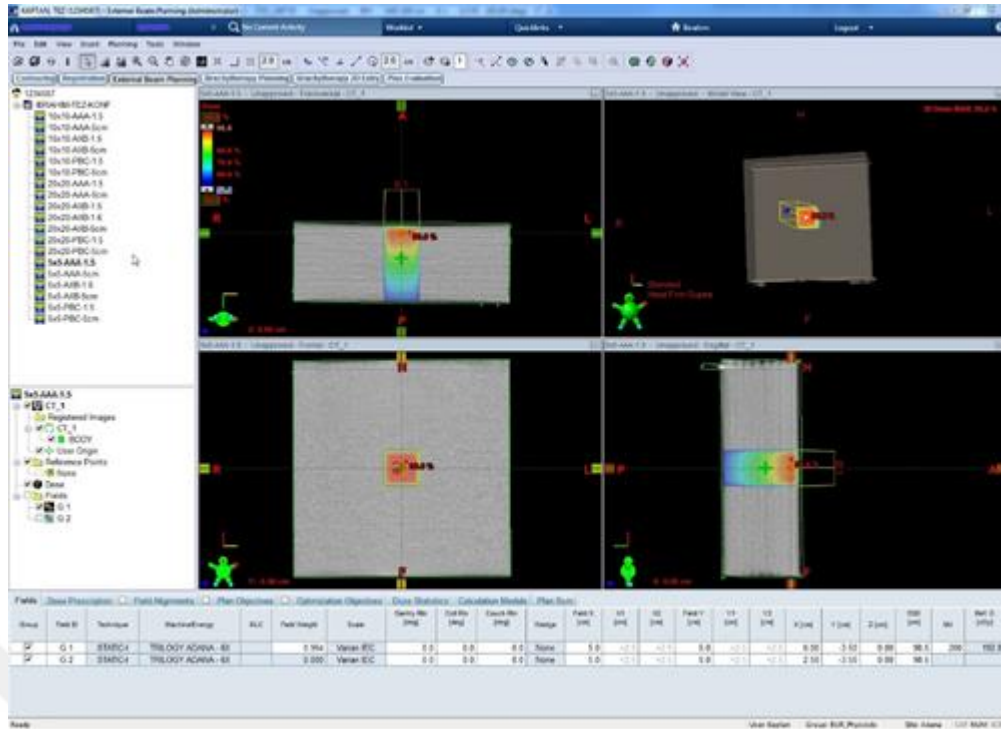
Şekil 3.14: Alan dışı doz ölçümü katı-su fantom düzeneği

Görüntüleri çekilen BT kesitleri, DICOM aracılığıyla Eclipse tedavi planlama sistemine aktarılmıştır. Aktarılan fantomun BT görüntüleri üzerine 6 MV foton enerjisinde 3BKRT, YART ve VMAT planları yapılmıştır.

3.2.1.1. Alan Dışı Doz Ölçümü için Üç Boyutlu Konformal Planların Yapılması

3BKRT planları, alan dışı dozun konformal planlarda alana ve derinliğe bağlı olarak nasıl değiştiğini analiz etmek amacıyla 6 MV foton enerjisinde 5x5, 10x10, 20x20 cm² olmak üzere üç farklı alan boyutunda ve dmax(1,5cm), 5 cm ve 10 cm olmak üzere üç farklı derinlikte yapılmıştır. Hazırlanan her derinlik ve alan boyutundaki planlar, Eclipse TPS’de hesap algoritmaları olan KDEA, AAA ve AXB ile ayrı ayrı hesaplanmıştır.

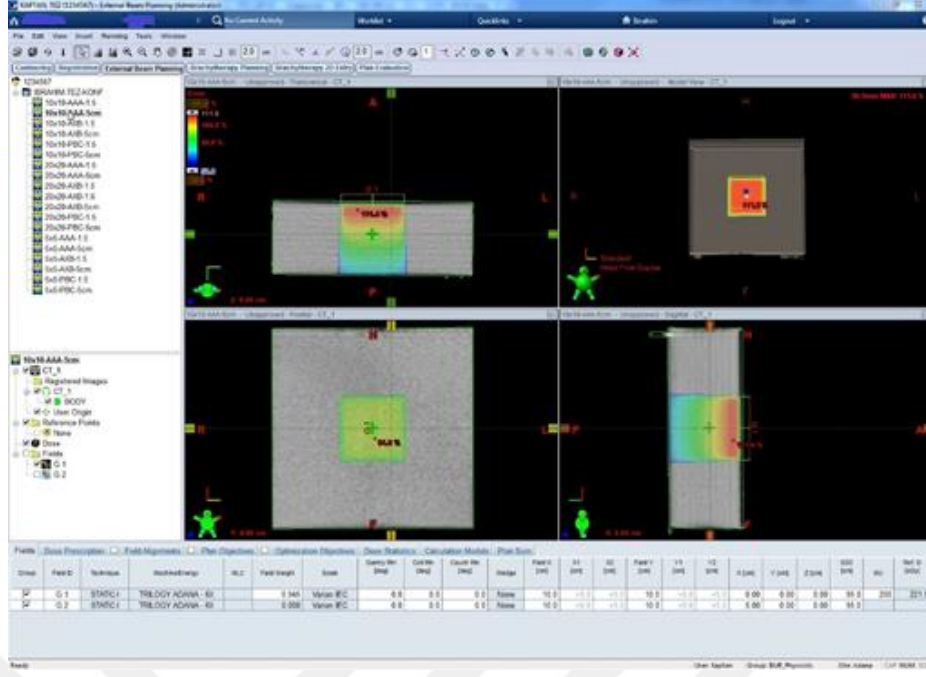
5x5 cm² alan boyutu, fantom düzeneğinin merkezinde dmax=1,5 cm için kaynak yüzey mesafesi(KYM)=98,5 cm olacak şekilde ayarlanmıştır (Şekil 3.15).



Şekil 3.15: 5x5 cm² ve dmax=1,5 cm derinlikte 3BKRT planı

Şekil 3.15'te gösterilen plan KDEA, AAA ve AXB hesap algoritmaları ile ayrı ayrı hesaplanmıştır. Benzer şekilde, aynı alan boyutunda 5 cm ve 10 cm derinlikte planlar yapılmış ve kaynak yüzey mesafeleri 95cm ve 90cm olarak ayarlanarak aynı hesap algoritmalarıyla ayrı ayrı hesaplanmıştır.

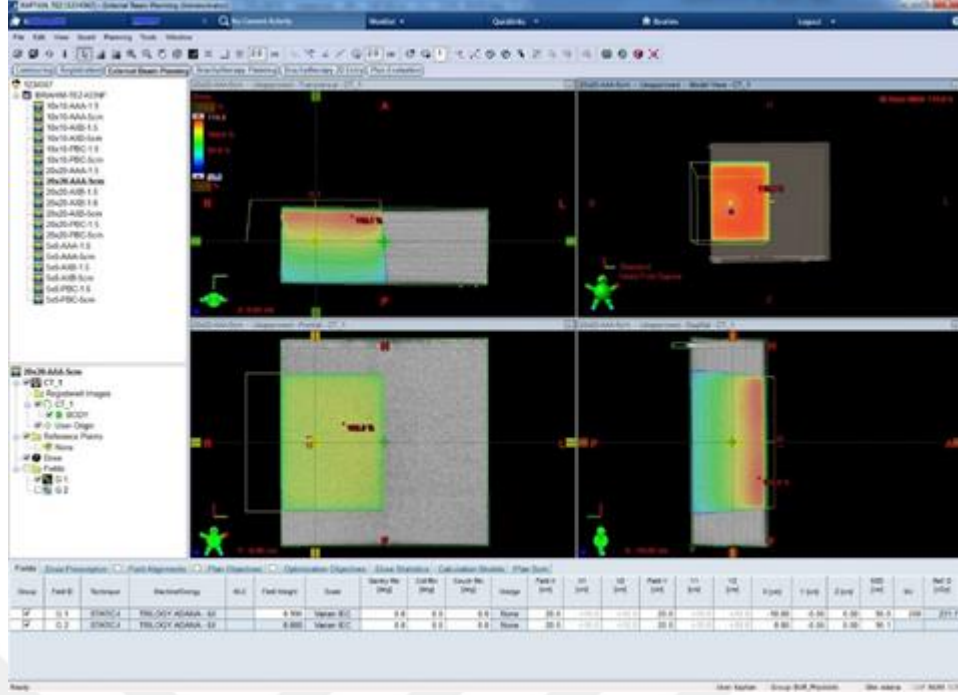
10x10 cm² alan boyutundaki 3BKRT planları da 5x5 cm² alan boyutundaki planlarda olduğu gibi alan fantom düzeneğinin merkezine konumlandırılmıştır (Şekil 3.16).



Şekil 3.16: 10x10 cm² Alan Boyutunda 3BKRT Planı

Merkeze konumlandırılan 10x10 cm² alan boyutundaki konformal planlar derinlikleri 1,5cm, 5cm ve 10cm olarak ayarlanıp, kaynak yüzey mesafeleri sırasıyla 98,5cm, 95cm ve 90cm olacak şekilde yapılmıştır. 5x5 alan boyutundaki planlarda olduğu gibi, bu planlar da Eclipse TPS’de bulunan üç farklı hesap algoritmasıyla ayrı ayrı hesaplanmışlardır.

20x20 cm² alan boyutunda olan konformal planlar, 5x5 ve 10x10 alan boyutundaki konformal planlardan farklı olarak, fantom düzeneğinin merkezine konumlandırılmamıştır. Fantom düzeneğinin merkezine konumlandırıldığı takdirde fantom genişliği 30x30 cm² olacağından, alan dışı dozun değişimini analiz etmek için alan kenarından fantom kenarına 5 cm’lik bir mesafe kalmaktadır. Bu nedenle, 20x20 cm² alan boyutunda, alan dışı dozu diğer planlarda olduğu gibi 5 cm’den daha geniş bir mesafede analiz etmek amacıyla, 20x20 alan fantom düzeneğinin merkezinden 5 cm sağa konumlandırılmıştır. Bu sayede, alan dışı dozu analiz etmek için 15 cm’lik bir genişlik elde edilmiştir (Şekil 3.17).

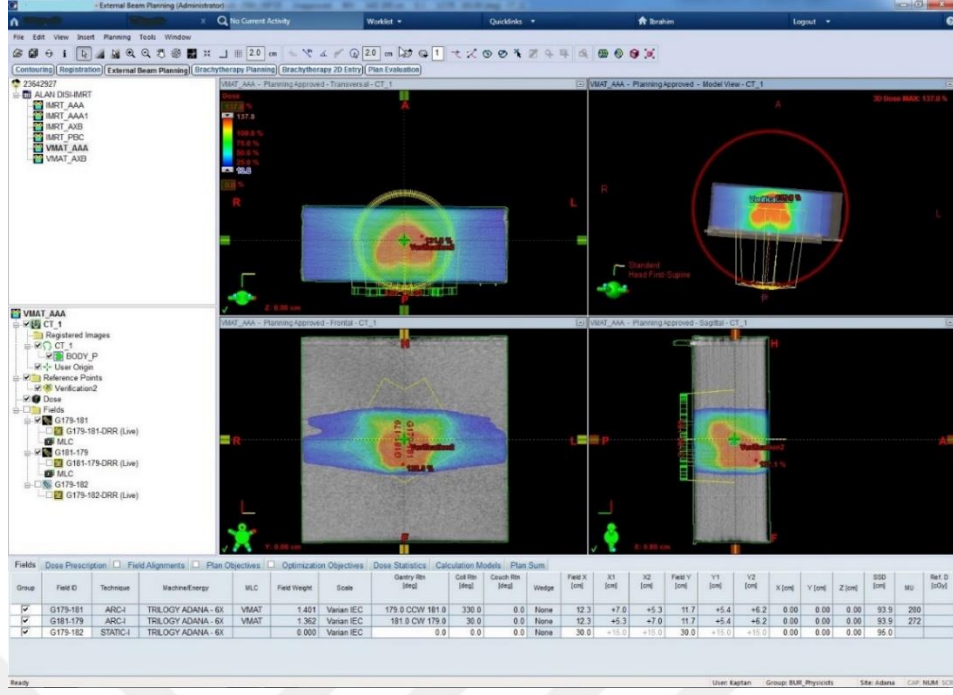


Şekil 3.17: 20x20 cm² Alan Boyutunda 3BKRT Planı

Merkezi konumlandırılması yapılan bu planlar, 5x5 ve 10x10 alan boyutlu planlarda olduğu gibi, kaynak yüzey mesafeleri 98,5cm, 95cm, ve 90cm olacak şekilde yapılmış; 1,5cm, 5cm ve 10 cm derinlikler için her üç hesap algoritmasında ayrı ayrı hesaplanmıştır.

3.2.1.2. Alan Dışı Doz Ölçümü için Volumetrik Ark Terapi Planlarının Yapılması

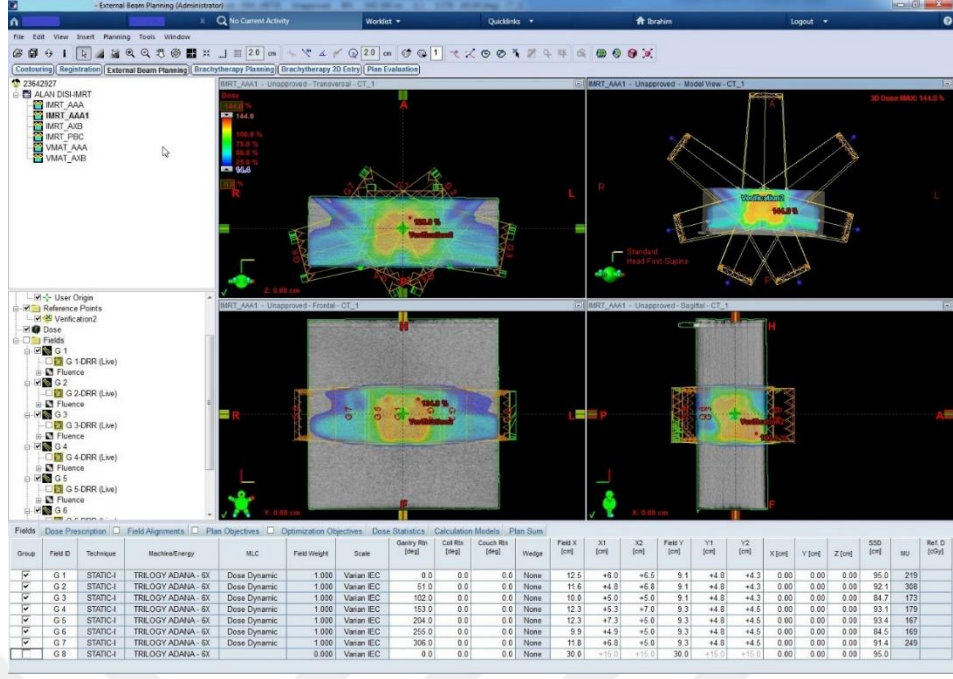
Alan dışı doz ölçümü için VMAT planlarında da 3BKRT planlarında kullanılmış olan fantom düzeneği kullanılmıştır. VMAT planı için, daha önceden tedavi planı hazırlanmış olan bir prostat hastasının tedavi planı kullanılarak, TPS üzerinde fantom düzeneğine aktarılmıştır. Hazırlanan VMAT planının merkezi fantom düzeneğinin tam ortasında, 5 cm derinlikte olacak şekilde ayarlanmış ve çift ark olarak tasarlanmıştır. Tasarlanan plan, Eclipse TPS'in hesap algoritmaları olan AAA ve AXB tarafından ayrı ayrı hesaplanmıştır (Şekil 3.18). Diğer planlardan farklı olarak, VMAT planları KDEA tarafından hesaplanmamıştır. KDEA, heterojenite düzeltmesini sadece ışın aksı yönünde yapabilmekte ancak lateral yönde ise yapamamaktadır. Bu yüzden VMAT planları Eclipse TPS'de KDEA tarafından hesaplanamamıştır (58).



Şekil 3.18: Alan Dışı Doz Değerlendirmesi için VMAT Planı

3.2.1.3. Alan Dışı Doz Ölçümü için Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Planlarının Yapılması

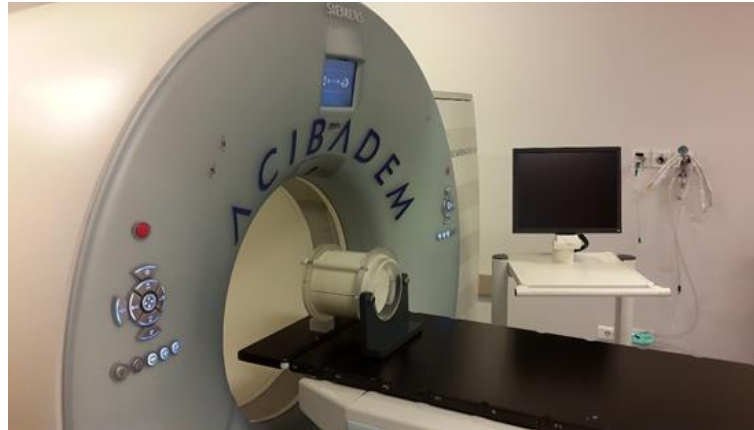
Alan dışı doz ölçümü için YART planlarında da konformal ve VMAT planlarında kullanılmış olan RW3 katı su fantomlarından oluşan fantom düzeneği kullanılmıştır. Değerlendirme açısından bir farklılık olmaması için VMAT planında kullanılan prostat hastasının planı YART planına çevirilmiştir. YART planı 0° , 51° , 102° , 153° , 204° , 255° ve 306° olmak üzere yedi alan olarak tasarlanmıştır (Şekil 3.19). YART planının merkezi, fantomun orta noktasında 5 cm derinlikte olacak şekilde ayarlanmıştır. Hazırlanan plan KDEA, AAA ve AXB hesap algoritmaları için ayrı ayrı hesaplatılmıştır.



Şekil 3.19: Alan Dışı Doz Değerlendirmesi için YART Planı

3.2.2. Yüzey Dozu Ölçümleri İçin Gerekli Tedavi Planlarının Yapılması

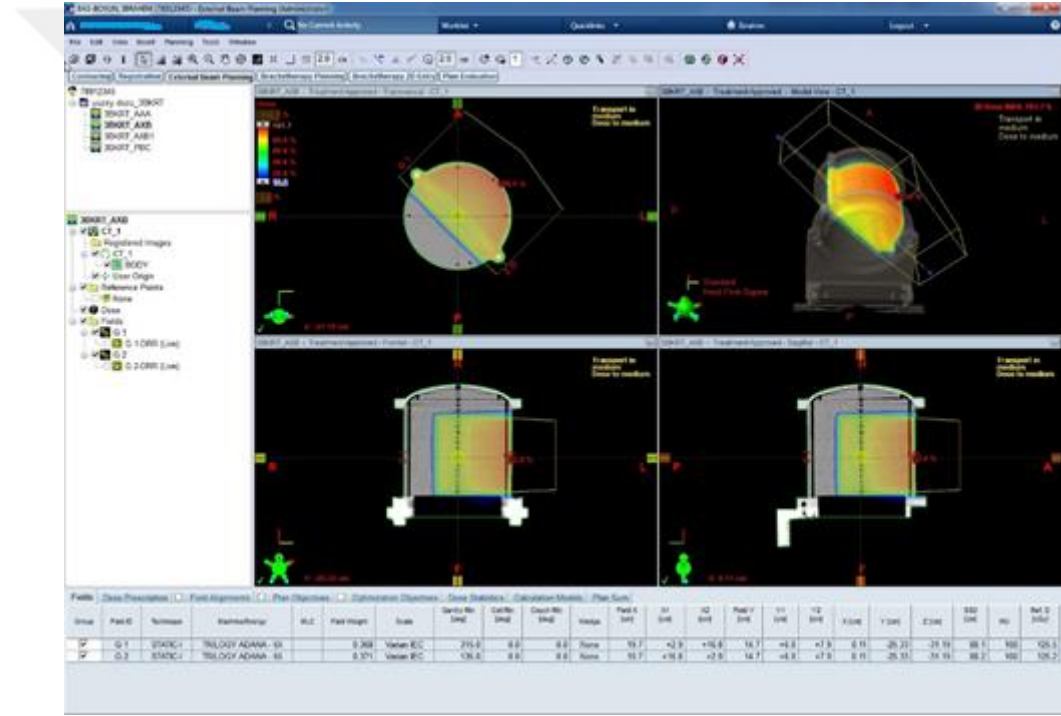
Yüzey dozu ölçümleri için PTW YART verifikasyonu baş boyun fantomu kullanılmıştır. İlk olarak, TPS üzerinde planların hazırlanması için fantomun 1mm aralıklarla BT görüntüleri çekilmiştir (Şekil 3.20).Fantomun yapısı gereği, TPS üzerinde Radyokromik Filmin yerleştirileceği kesidin belirsizliğini ortadan kaldırmak için ilk iki tabakasının orta noktasına işaretleyici(marker) yerleştirilmiştir. Görüntüleri çekilen baş boyun fantomunun BT kesitlerinin görüntüleri DICOM aracılığıyla Eclipse tedavi planlama sistemine aktarılmıştır. Aktarılan BT görüntüleri yüzey dozu ölçümleri için 3BKRT, YART ve VMAT planları yapılmıştır.



Şekil 3.20: Yüzey dozu ölçümü için kullanılan PTW Baş Boyun Fantomu

3.2.2.1.Yüzey Dozu Ölçümleri için Üç Boyutlu Konformal Tedavi Planlarının Yapılması

Yüzey dozu ölçümü için 3BKRT planı,gantri açıları 315° ve 135° olan karşılıklı iki konformal alan olacak şekilde tasarlanmıştır. Tanjansiyel iki alana sahip bu planın merkezi, fantomun orta noktasında longitudinal ekseninde ise yerleştirilen işaretleyicinin 8 cm gerisinde olacak şekilde ayarlanmıştır. İşaretleyicinin sebep olacağı artefaktan, TPS üzerinde hesaplanan doz dağılımının etkilenmemesi için planın merkezi, longitudinal ekseninde 8 cm geriye ayarlanmıştır (Şekil 3.21). 3BKRT planının her iki alanına doz değeri olarak manuel olarak 100 MU girilmiş ve hesap algoritmaları ile filmin karşılaştırılabilmesi için üç hesap algoritması tarafından ayrı ayrı hesaplatılmıştır.

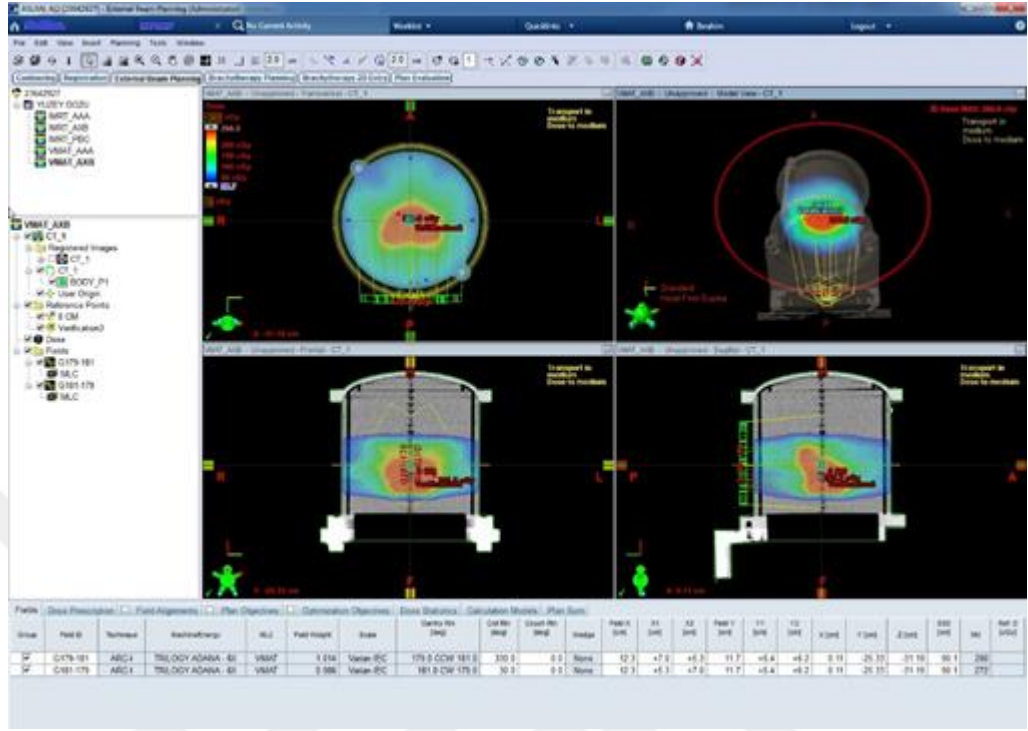


Şekil 3.21: Yüzey Dozu İçin Yapılan 3BKRT Planı

3.2.2.2. Yüzey Dozu Ölçümleri için Volumetrik Ark Tedavi Planlarının Yapılması

Yüzey dozu ölçümleri için VMAT planı olarak, alan dışı doz ölçümlerinde kullanılan prostat hastasının plan örneği kullanılmıştır. Bir prostat hastası için tasarlanmış bu plan, yüzey dozu ölçümü için BT görüntüleri çekilmiş olan PTW baş boyun fantomuna TPS üzerinde aktarılmıştır. Fantom üzerine aktarılan planın merkezi, 3BKRT planında olduğu gibi longitudinal ekseninde işaretleyicinin 8 cm gerisine ve fantomun ortasında olacak

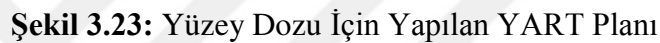
şekilde ayarlanmıştır. İki ark olarak tasarlanmış bu plan, TPS üzerinde AAA ve AXB algoritmalarıyla ayrı ayrı hesaplatılmıştır (Şekil 3.22).



Şekil 3.22: Yüzey Dozu İçin Yapılan VMAT Planı

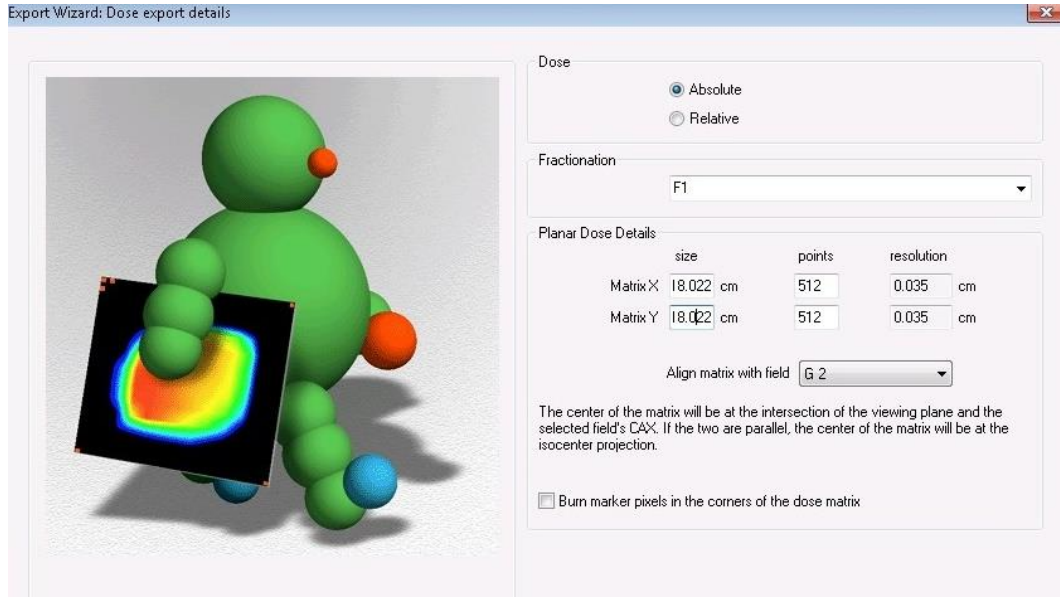
3.2.2.3. Yüzey Dozu Ölçümleri için Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Planlarının Yapılması

Yüzey dozu ölçümü için kullanılan VMAT planı, alan dışı doz ölçümünde yapıldığı üzere yedi alan YART planına uyarlanmıştır. YART planı, gantri açıları 0° , 51° , 102° , 153° , 204° , 255° ve 306° olacak şekilde yapılmıştır. Planın merkezi, VMAT ve 3BKRT planlarında olduğu gibi işaretleyicinin 8 cm gerisine fantomun merkezine yerleştirilmiştir. Tasarlanan YART planı, VMAT planındaki doz sınırlamaları değiştirilmeden optimize edilmiş ve AAA, KDEA ve AXB hesap algoritmaları ile ayrı ayrı hesaplanmıştır (Şekil 3.23).



Yüzey dozu ve alan dışı doz ölçümü için tasarlanmış ve her bir hesap algoritması ile ayrı ayrı hesaplatılmış olan kalite kontrol planları, Radyokromik Filmler ile Film QA. Pro. Yazılımı aracılığıyla kıyaslanıp analiz edilmişlerdir. Oluşturulan planların analiz edilebilmesi için tasarlanan planın karşılaştırılacak olan kesitin iki boyutlu DICOM dosyasının çıkarılması gerekir.

49



Şekil 3.24: Tasarlanan Planların DICOM Dosyası Olarak Çıkarımı

Yüzey dozu değerlendirilmesi için tasarlanan planların dicom dosyası olarak çıkarımında da aynı sayısal değerler kullanılmıştır. Ancak, yüzey dozu değerlendirilmesinde Radyokromik Film fantoma transvers olarak yerleştirildiğinden değerlendirme transvers kesitte yapılmıştır. Bu nedenle, yüzey dozu değerlendirilmesi için tasarlanan planlar, dicom dosyası olarak çıkarılmadan önce transvers kesit seçilir ve bu kesit dicom dosyası olarak klasöre çıkarılır.

3.2.3. Radyokromik Film Kalibrasyonu

Bu tez çalışmasında, alan dışı ve yüzey dozu için yapılan 3BKRT, YART ve VMAT planlarının analizleri, Ashland marka Gafkromik EBT3 radyokromik film kullanılarak yapılmıştır.

Ölçümlerde kullanılan cihazlar ve ortam şartları şöyledir:

Elektrometre: PTW Unidos Webline

İyon Odası: PTW 30013 farmer iyon odası

Ölçüm Ortamı: PTW RW3 katı su fantomu. Sıcaklık 22,8 °C ve basınç 1018 hPa

Tarayıcı: Epson Perfection V700 Photo Film Tarayıcı

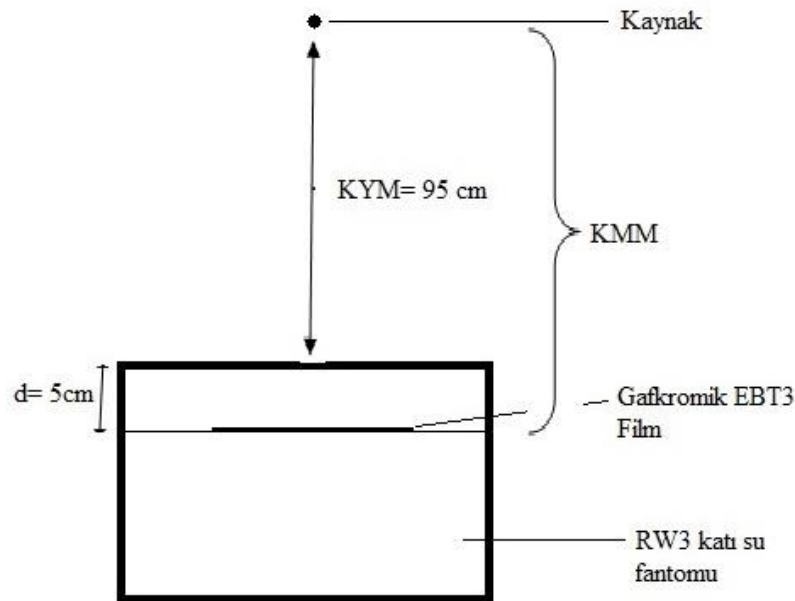
Lineer hızlandırıcı cihazında alan boyutu 10x10 cm² ayarlanmış ve iyon odası, katı fantomun 5 cm derinliğine yerleştirilmiştir. KMM=100 cm olarak ayarlanan ölçüm

düzenine hazırlanmıştır. Bu koşullarda lineer hızlandırıcı 100 MU değeri ile üç kez ışınlanmış ve okumalar, total faktör (TF), basınç ve sıcaklık düzeltmesi (C_{TP}) ve ortam düzeltmesi $h_{w,m}$ ile çarpılarak mutlak doz değeri hesaplanmıştır. Ortam düzeltme değerine TRS 398'den bakılmıştır. Elde edilen değer okumalar için 100 MU verilmesinden dolayı 100'e bölünerek düzeltme faktörü hesaplanmıştır (Tablo 2).

Verilen MU	Mutlak Doz 1 (cGy)	Mutlak Doz 2 (cGy)	Mutlak Doz 3 (cGy)	Ortalama Mutlak Doz (cGy)	Ortalama Mutlak Doz $\times C_{TP} \times h_{w,m}$	Düzeltilme Faktörü (cGy)/MU
100	93,56	93,62	93,50	93,56	94,83	0,9483

Tablo 2: Düzeltme Faktörü Hesap Tablosu

Kalibrasyon için 8x10 inç boyutlarında Radyokromik Film, 2x8 inç boyutlarında 5 eşit parçaya bölünmüştür. Literatürde, kesilen filmlerin ışınlanmadan önce mekanik stres diye adlandırılan kesilen kenarlarının bükülmesinin düzelmesi için bir gün bekletilmesi önerilmektedir (59). Bundan dolayı, kesilen filmler ışınlanmadan önce bir gün dinlendirilmiştir. Filmler ışınlanmak üzere fantoma yerleştirilmeden önce, tarayıcıda tarama yönünde bir hata yapmamak için işaretlenmiştir. Beş parçaya bölünen filmlerden biri hiç ışınlanmamış, kalan diğer dört film ise 10x10 cm² alan boyutunda, katı fantomun 5 cm derinliğinde KMM 100 cm iken 6 MV foton enerjisi ile sırasıyla 50, 100, 200, 300 MU verilerek ışınlanmıştır (Şekil 3.25).

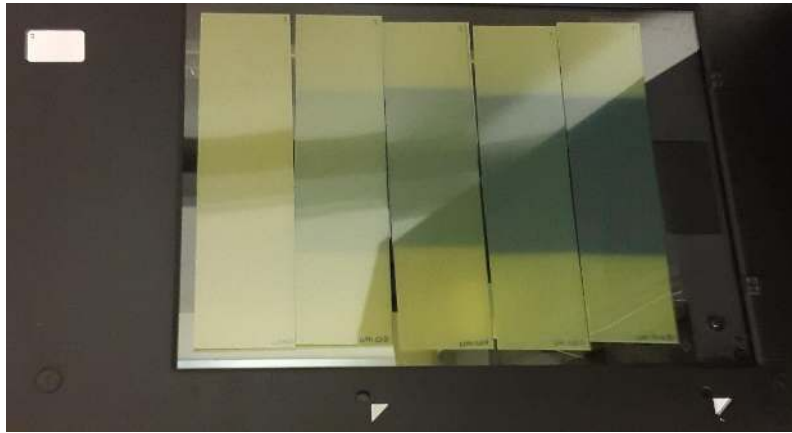


Şekil 3.25: Film Kalibrasyon Düzenine

Literatürde önerildiği şekilde (59) kesme, fantoma yerleştirme ve tarama aşamasında, filmlere kesinlikle çıplak elle temas edilmeyip eldiven kullanılmıştır. Filmlerin ışınlanması sonrası polimerizasyon başlar. Polimerizasyon arttıkça, büyüyen zincirin ucu ile monomerler arasındaki mesafe artar. 1 saniye içinde hızlı polimerizasyon sona erer ve yerini optik yoğunluktaki logaritmik artışa bırakır (52). Bundan dolayı literatürde, bu optik yoğunluk artışının doyuma ulaşması için filmlerin taranmak için ışınlandıktan sonra tercihen 24 saat beklenilmesi önerilmektedir (60). Bu nedenle filmler ışınlandıktan 24 saat sonra taranmıştır.

Tarayıcı, kalibrasyon filmlerinin taranmasından 30 dakika önce açılmış ve tarayıcının ayarları yapılmıştır. Tarayıcının modu profesyonel moda getirilmiş ve doküman tipi ve film tipi, film ve pozitif film olarak seçilmiştir. Film QA Pro. Programı çok kanallı bir analize imkan sağladığı için kırmızı (R), yeşil (G) ve mavi (B) kanallar için 8 bit hassasiyet yetersiz olacağından, her biri için 16 bit olmak üzere, 48 bit hassasiyet görüntü tipi olarak seçilmiştir. Çözünürlük, tavsiye edilen ideal çözünürlük olan 72 dpi olarak ayarlanmıştır. Dozimetrik bir analiz yapılacağından dolayı işlenmemiş veri gerekmektedir. Bu nedenle fotografik renk düzeltmeleri kapatılmıştır (52).

Kalibrasyon filmlerini tarayıcı üzerinde taramak için konumlandırılan bölgenin her seferinde aynı bölge olması çok önemlidir. Bu nedenle taramalar arası farklılıktan dolayı kalibrasyon filmleri tek seferde taranmıştır. Literatürde de kalibrasyon filmlerinin tek seferde taranması ve lateral artefaktan etkilenmemesi için kalibrasyon filmlerinin tarama yüzeyi boyunca merkezi ekseninde orta hatta konumlandırılması önerilmiştir (Şekil 3.26) (52).



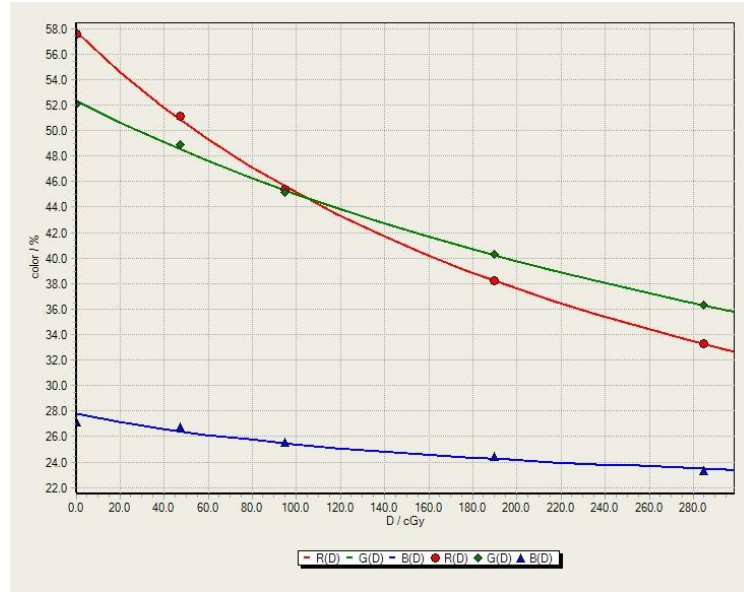
Şekil 3.26: Kalibrasyon Filmlerinin Tarayıcı Konumlandırılması

Tarayıcı, elektronik sistemin ısınması için kalibrasyon filmlerinin taranma işleminden 30 dk önce açılmıştır. Tarayıcının lanbasının ısınması ve gürültü faktörünün azalması için önce 3 kez önizleme taraması yapılmış, daha sonra filmler taranmıştır. Taranan filmlerin görüntüsü .tiff uzantılı olarak kaydedilmiştir. Kaydedilen görüntü Film QA. Pro. Programına aktarılmıştır. Programa aktarılan görüntüdeki 5 kalibrasyon filminin her birinin üzerine eşit boyutlarda ilgili bölge belirlenir. Her bir ilgili bölgeye, filme verilen MU değerine karşılık gelen mutlak doz değeri girilir(Şekil 3.26). Girilen mutlak doz değerleri tablo 3’te gösterilmiştir.

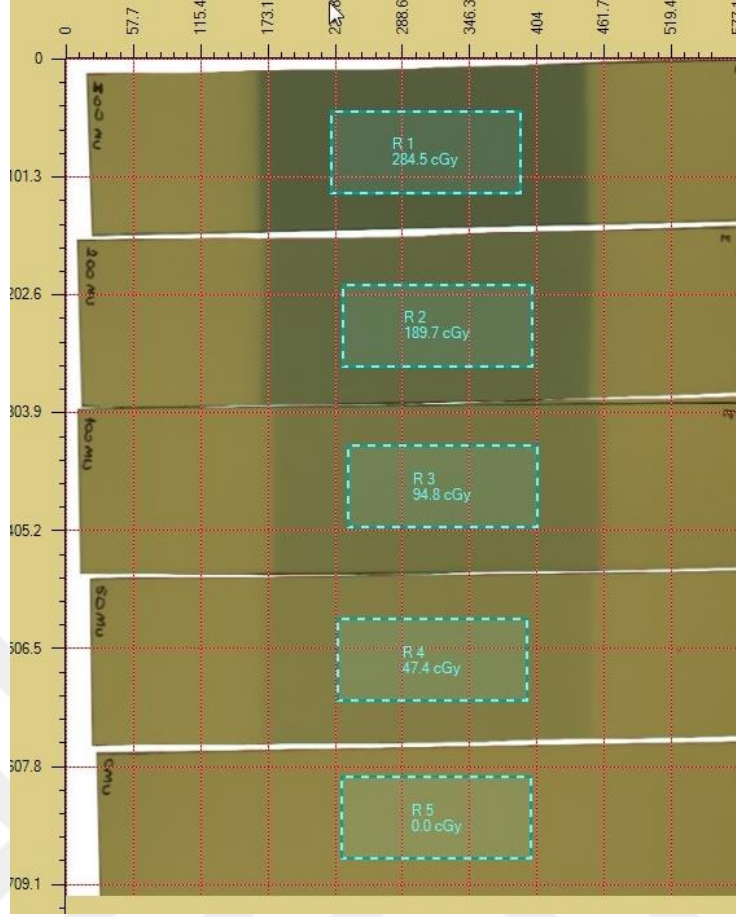
Verilen MU	Düzeltilme Faktörü(cGy/MU)	Hesaplanan Mutlak Doz (cGy)(MUxDF)
0	0,9483	0
50	0,9483	47,42
100	0,9483	94,83
200	0,9483	189,66
300	0,9483	284,49

Tablo 3: Kalibrasyon Filmleri Mutlak Doz Değerleri

Girilen mutlak doz değerlerine bağlı olarak, Film QA. Pro. Yazılımı üzerinde bir kalibrasyon eğrisi elde edilmiştir. Şekil 3.27 ve şekil 3.28’de girilen mutlak doz değerleri ve kalibrasyon eğrisi gösterilmiştir. Kalibrasyon fonksiyonu çoklu kanal olarak elde edilmiş ve bu tez çalışmasında yapılan bütün dozimetrik analizlerde kullanılmıştır.



Şekil 3.27: Radyokromik Film Kalibrasyon Eğrisi

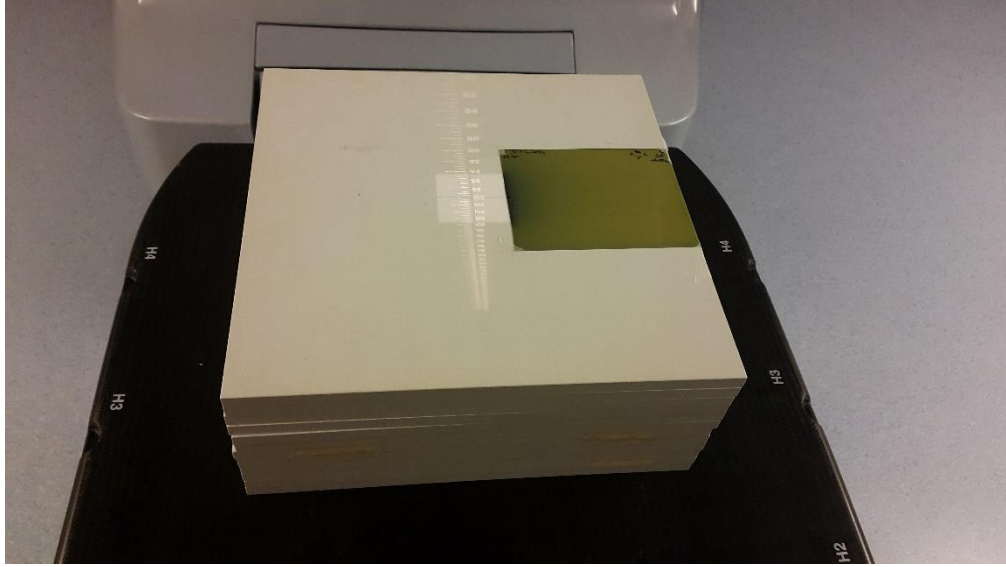


Şekil 3.28: Kalibrasyon filmleri için tanımlanan mutlak doz değerleri

3.2.4. Alan Dışı Doz Ölçümleri İçin Radyokromik Filmlerin Işınlanması

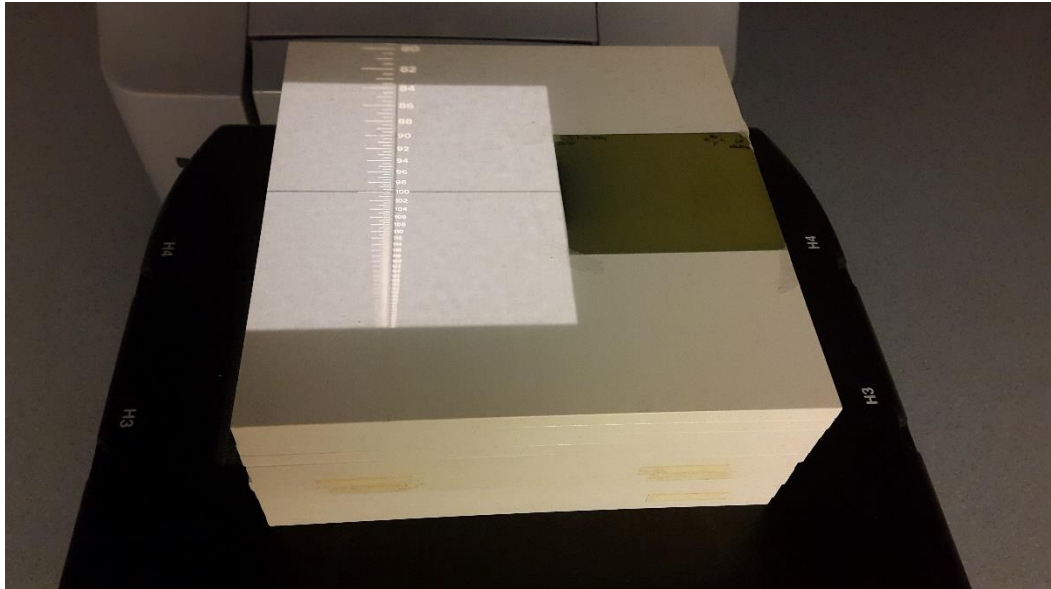
Alan dışı doz ölçümleri için hazırlanan planların gafkromik film ile kıyaslanması amacıyla TPS üzerinde oluşturulan fantom düzeneğinin birebir aynısı, PTW marka RW3 katı-su fantomlarıyla kurulmuştur. Kurulan düzenekte, ışınlanmak üzere 8x10 inç boyutlarında olan gafkromik filmler 4x5 inçlik dört eşit parçaya kesilmiştir. Kesilen filmler, mekanik streslerinin düzelmesi amacıyla 24 saat bekletildikten sonra ışınlanmıştır. 5x5, 10x10 ve 20x20 alan boyutlarının her birine 1,5cm, 5cm ve 10cm derinlikleri için toplamda 15 adet 4x5 inç boyutunda gafkromik film hazırlanmıştır.

İlk olarak, alan boyutu 5x5 cm² , KMM=100 cm olacak şekilde ayarlanmıştır. Radyokromik Film, alan kenarından fantom kenarına olacak şekilde alan dışında konumlandırılmıştır. Üzerine, derinliğine göre sırasıyla 1,5 cm, 5 cm ve 10 cm kalınlığında RW3 fantom yerleştirilip ışınlanmıştır(Şekil 3.29).



Şekil 3.29: 5x5 ve 10x10 cm² alan boyutunda Radyokromik Filmin konumlandırılması

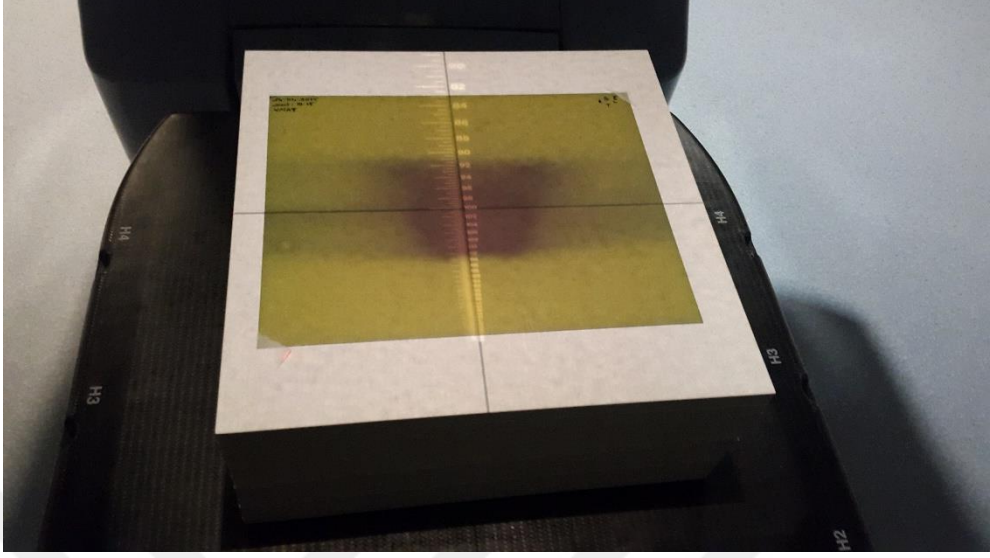
Aynı işlem 10x10 cm² alan boyutu için de yapılmıştır. Ancak 20x20 cm² alan boyutu için alan kenarından itibaren film konumlandırıldığında fantom kenarına kadar olan mesafe yetersiz olacağından düzeneğin üzerinde konumlandırıldığı tedavi masası 5 cm sağa kaydırılmıştır. Bu sayede, alan kenarından fantom kenarına kadar olan yeterli mesafe sağlanmıştır (Şekil 3.30).



Şekil 3.30: 20x20 cm² alan boyutunda Radyokromik Filmin konumlandırılması

VMAT ve YART planlarında ise 8x10 inç boyutlarında bütün bir Radyokromik Film kullanılmıştır. Film bütün halde fantom düzeneğinin ortasında konumlandırılmış ve

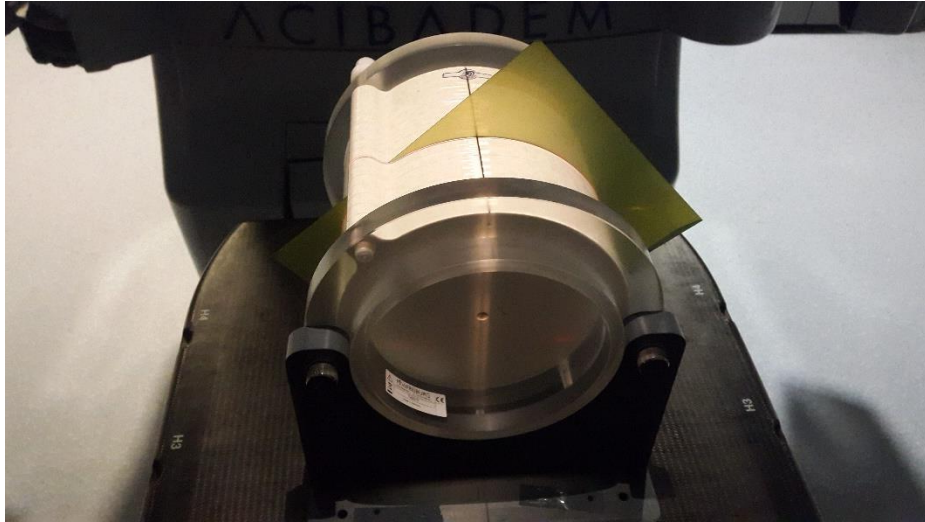
tasarlanan planın derinliği 5 cm olduğundan, üzerine 1 cm kalınlığında 5 adet RW3 fantom konulmuştur (şekil 3.31).



şekil 3.31:YART ve VMAT planları için Radyokromik Filmlerin Konumlandırılması

3.2.5. Yüzey Dozu lmleri için Radyokromik Filmlerin Işınlanması

Yüzey dozu ölçümleri için TPS üzerinde hazırlanan planlarda tasarlandığı üzere, filmler YART Baş-Boyun fantomunda ışınlanmıştır. 3BKRT, YART ve VMAT planlarının her birinin filmleri, fantomun BT çekilirken konulan işaretleyicinin 8 cm gerisinde bulunan kesite yerleştirilmiştir (şekil 3.32).

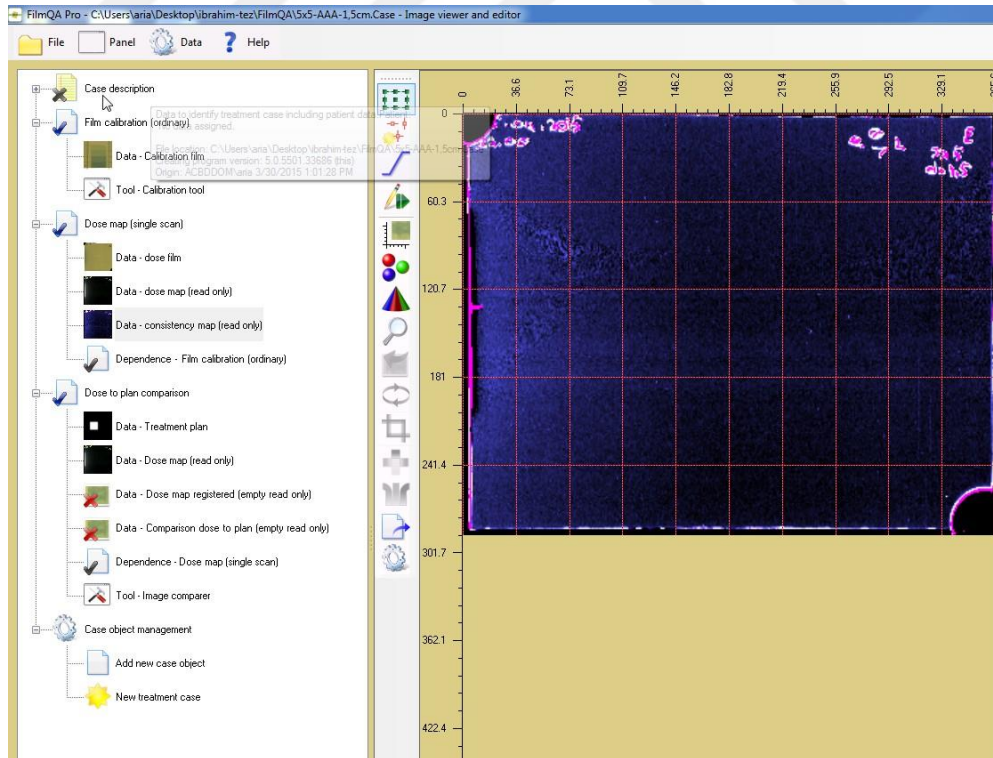


şekil 3.32: Yüzey dozu için Radyokromik Filmlerin konumlandırılması

Filmin bu kesite konumlandırılması ile birlikte tedavi masasının vertikal yüksekliği fantomun orta düzeyine kadar yükseltildi. Filmin yerleştirildiği kesit ile fantomun lateral ekseninin orta noktası, kolimatörün çapraz kılına göre oturtulmuş ve ışınlanmıştır.

3.2.6. Alan Dışı ve Yüzey Dozu Ölçümlerinin Analizi

Bu tez çalışmasında ölçümlerin analizi, Film QA Pro. yazılımı ile gerçekleştirilmiştir. Literatürde Radyokromik Filmlerde kutudan kutuya farklılığın % 0,2'den % 0,6'ya kadar bir hata gösterdiği belirtildiğinden (61), kalibrasyon yapılan filmler ile doz karşılaştırılması için ışınlanan filmlerin aynı kutudan olmasına özellikle dikkat edilmiştir. Yazılım gereği, ilk aşama olarak kalibrasyon dosyası tanımlanmıştır. Taranan kalibrasyon filmlerine mutlak doz değerleri tanımlanmış ve bunun sonucunda bir kalibrasyon eğrisi elde edilmiştir. Kalibrasyon eğrisinin elde edilmesinin ardından, alan dışı doz ölçümü, ışınlanan filmlerden analiz edilecek olan Radyokromik Film doz haritası olarak yazılıma tanıtılmıştır. Yazılıma tanıtılan filmin tutarlılık haritasının düzgün olmasına özen gösterilmiştir. Şekil 3.33'te tutarlılık haritası düzgün olan bir Radyokromik Filmin örneği gösterilmiştir.



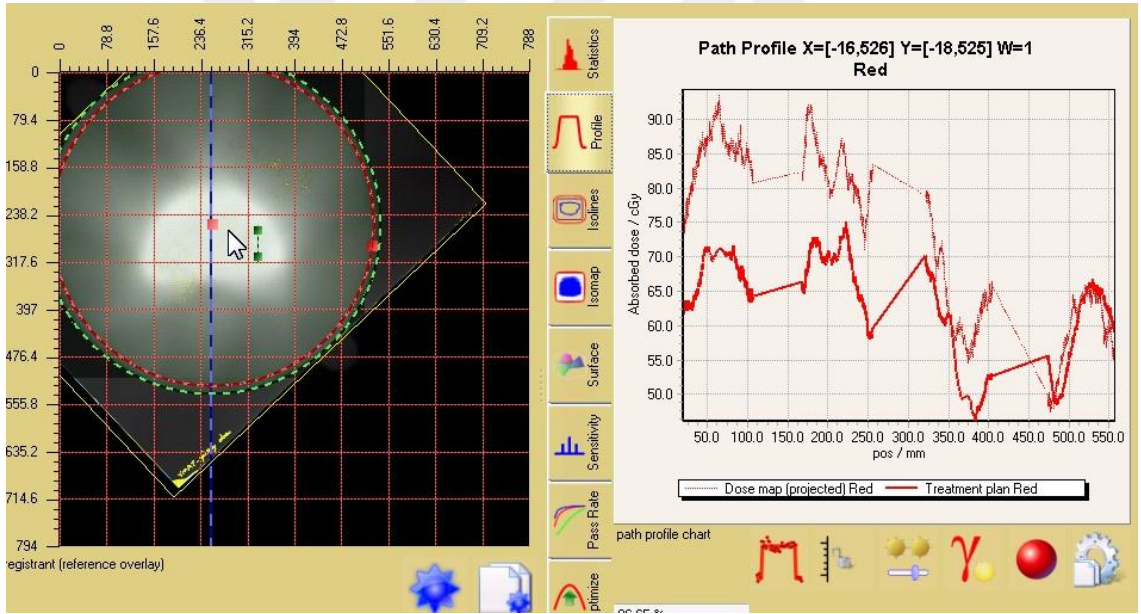
Şekil 3.33: Tutarlılık Haritası Düzgün Olan Radyokromik Film Örneği.

Doz haritası olarak filmin eklenmesi ile birlikte, yazılımda yer alan doz-plan karşılaştırma aracı kullanılarak, daha önceden dicom uzantılı dosyası çıkarılmış olan ilgili planın dicom dosyası yazılıma yüklenmiştir. Yazılımın bir özelliği olan bu karşılaştırma aracı sayesinde, taranan film ile planın ilgili kesitinin 2 boyutlu doz dağılımı olarak çıkarılmış dicom dosyası üst üste getirilerek karşılaştırılmıştır.

Alan dışı doz ölçümlerinin karşılaştırılmasında planlanan her alan ve derinlik için ayrı film ışınlanmıştır. Ayrı ayrı ışınlanan bu filmlerin her biri, ilgili olduğu alan boyutu ve derinliğinin planı ile kıyaslanmıştır. Derinliği ve alan boyutu aynı olan, ancak farklı hesap algoritmaları ile hesaplanmış olan planların dicom dosyaları, o alan boyutu ve derinlikte ışınlanmış olan film ile kıyaslanmıştır. Bütün değerlendirmeler yazılım üzerinde gama analizi ile yapılmıştır. Gama analizinde tolerans değeri %3, uyum mesafesi değeri 3 mm olarak girilmiştir. Bu değerlerden farklı olarak YART ve VMAT planları değerlendirmesinde bir eşik değeri belirlenmesine ihtiyaç duyulmuştur. YART ve VMAT planlarının alan dışı doz analizinin yapılabilmesi için yazılım üzerinde, alan dışındaki analiz bölgesinin belirlenmesi gerekmektedir. Taranan film ve plan üzerinde bunu anlamak mümkün olmayacağından, bu alan dışı için belirlenen aralık, yazılım üzerinde ayarlanır. Film QA. Pro. yazılımı üzerinde bütün bir plan analiz edildiğinde, maksimum doz eşiği %100, minimum doz eşiği %0 olarak ayarlanır. Alan dışı doz analizi için ise alan kenarından geçen %50'lik izodoz eğrisinin dışında kalan bölge değerlendirilmektedir. Bu sebeple, alan dışı doz analizinde YART ve VMAT planları için maksimum doz eşiği değeri %100, minimum doz eşiği değeri ise %50 belirlenmiştir. Böylelikle YART ve VMAT planları için alan dışı doz değerlendirmesi yapılmıştır.

Yüzey dozu ölçümleri için PTW YART baş boyun fantomu üzerinde planlanan kesitte YART, VMAT ve 3BKRT planları için birer adet Radyokromik Film ışınlaması yapılmıştır. TPS üzerinde tasarlanan ve hesap algoritmaları ile ayrı ayrı hesaplanan her plan, bu ışınlanan filmler ile karşılaştırılarak değerlendirilmiştir. Yazılım gereği, alan dışı doz değerlendirmesinde olduğu gibi ilk olarak kalibrasyon filmleri yazılıma tanıtılmış ve bir kalibrasyon eğrisi elde edilmiştir. Kalibrasyon eğrisinin elde edilmesinin ardından,değerlendirmesi yapılacak olan plana ait film yazılıma tanıtılarak doz haritası oluşturulmuştur. Yine, Epson Perfection V700 tarayıcı tarafından taranan filmin tutarlılık haritasının düzgün olmasına dikkat edilmiştir. Radyokromik Filmin doz haritası olarak yazılıma yüklenmesinin ardından, karşılaştırılacak tedavi planının dicom dosyası yazılıma yüklenerek, doz haritası ile TPS üzerinde elde edilen hesaplatılmış doz dağılımı

üst üste eşleştirilerek, gama analizi ile uyumlulukları değerlendirilmiştir. Bu değerlendirmede, yine alan dışı doz değerlendirmesinde olduğu gibi tolerans değeri %3, uyum mesafesi değeri 3 mm olarak belirlenmiştir. Film üzerindeki doz haritası ile TPS üzerinde hesaplanmış doz dağılımı, bu değerler çerçevesinde eşleştirilmiştir. 3BKRT planlarının yüzey dozu değerlendirmesinde yazılımın özelliği gereği, yüzeyden derine doğru bir hat çekilmiştir. Yazılım bu hat üzerinde hem filmin doz haritasının absorbe dozunu hem de planlamadaki doz dağılımının absorbe dozunu grafik üzerinde göstermektedir. Grafik değerleri Microsoft Excel yazılımına girilmiş ve bu yazılım ile Radyokromik Filmin yüzeyel dozu ile hesap algoritmasının hesapladığı yüzeyel doz arasındaki yüzde fark hesaplanmıştır. Ancak, YART planlarında fantomun çevresinde 7 farklı açıdan doz girişinin olması ve VMAT planlarında 360 dereceden doz girişinin olması nedeniyle, yüzey dozu değerlendirmesi dairesel bir hat üzerinden yapılmıştır. Bunun için, fantomun çapından 2 mm küçük çapta bir dairesel hat oluşturulmuş ve doz dağılımının merkezine konumlandırılmıştır(Şekil 3.34).



Şekil 3.34: Film QA Pro. Yazılımı Üzerinde YART ve VMAT Yüzey Dozu Analizi.

Böylece yüzeyden 2 mm derinde dairesel bir hat oluşturulmuştur. Film QA Pro. Yazılımı, bu dairesel hat üzerinde hem filmin absorbe dozunu hem de planlama üzerinde hesaplanmış absorbe dozunu grafiksel olarak gösterebilmektedir. Bu grafik değerleri excel'e aktarılarak, bu yazılım üzerinde yüzeydeki absorbe dozlar arasındaki yüzde fark hesaplanmıştır. Hesaplanan yüzde farklarının ortalamasının alınması ile de bir ortalama

yüzde fark değeri hesaplanmıştır. 3BKRT, YART ve VMAT planları ile Radyokromik Filmlerin yüzey dozu arasındaki % fark;

$$\Delta F = \frac{\text{Filmin Absorbe Dozu} - \text{Algoritmanın Absorbe dozu}}{\text{Filmin Absorbe Dozu}} \times 100 \quad (5)$$

formülü ile hesaplanmıştır. Hesaplanan ortalama %fark ise;

$$\Delta F(ort) = \sum (\Delta F) / n \quad (6)$$

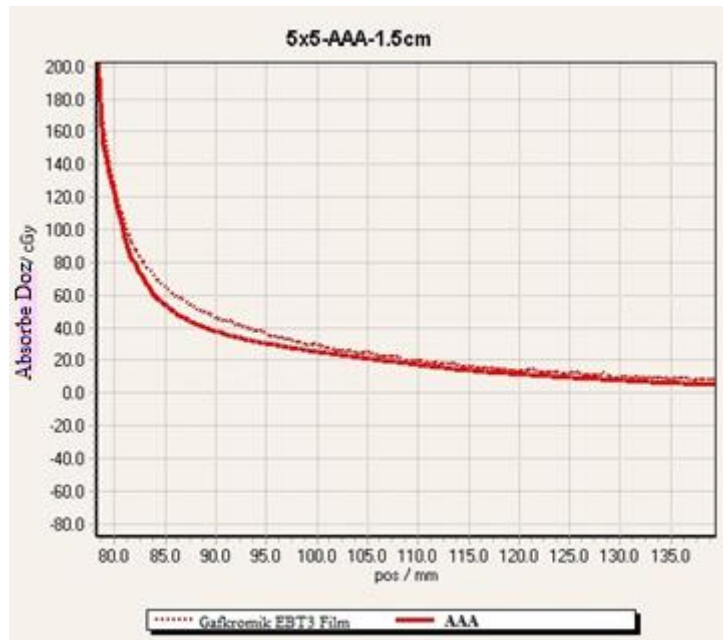
formülü ile hesaplanmıştır. Burada “n” aralarında % fark hesaplanan nokta sayısıdır.

4. BULGULAR

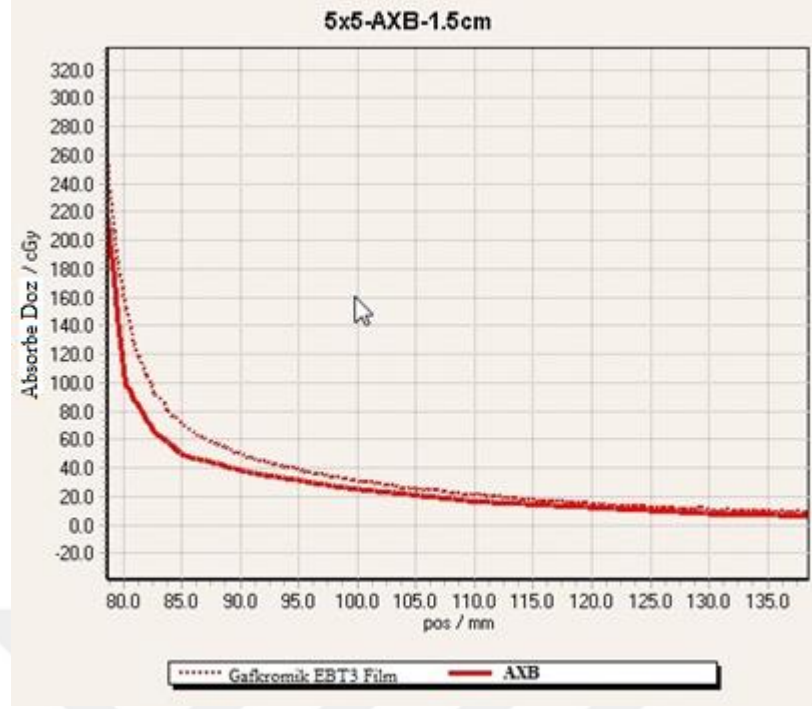
4.1. Alan Dışı Doz Değerlendirmesinden Elde Edilen Sonuçlar

4.1.1. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi Planlarının Alan Dışı Doz Değerlendirmesinden Elde Edilen Sonuçlar

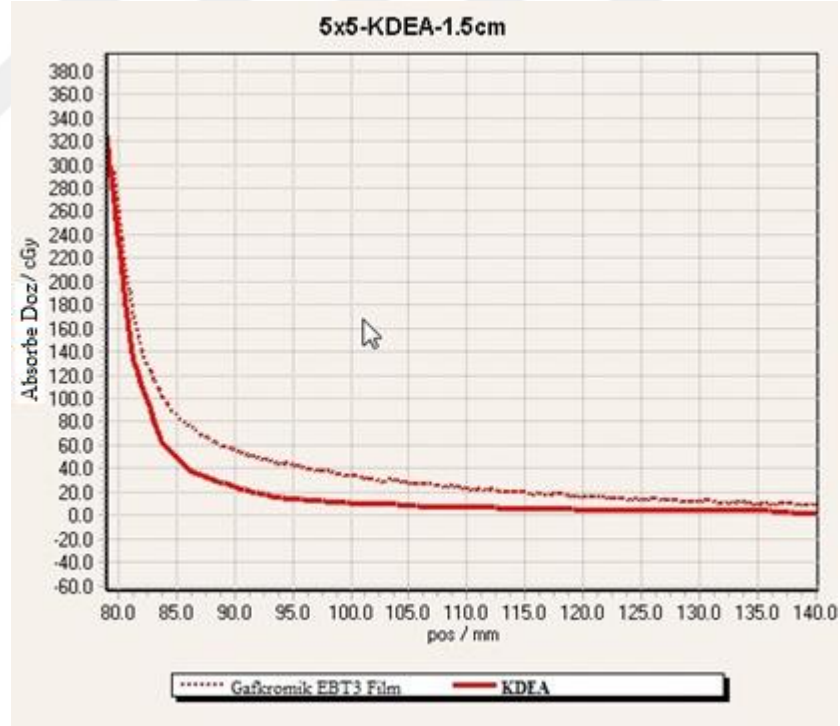
Her bir alan boyutu ve derinlik için hazırlanan ve üç ayrı hesap algoritması tarafından hesaplanıp verifiye edilmiş tedavi planları, Film QA. Pro. yazılımı üzerinde karşılaştırılmıştır. 5x5 cm² alan boyutu ve 1,5 cm derinlik için AAA, AXB ve KDEA ile hesaplanan planların analizi sonucu, algoritmaların her birinin, alan dışı dozu gerçekte olduğundan daha az hesapladığı görüşmüştür (Şekil 4.1a, Şekil 4.1b, Şekil 4.1c.).



Şekil 4.1a: 5x5 cm², 1.5cm Derinlikte AAA’in Hesapladığı Alan Dışı Doz Grafiği



Şekil 4.1b: 5x5 cm², 1.5cm Derinlikte AXB'in Hesapladığı Alan Dışı Doz Grafiği



Şekil 4.1c: 5x5 cm², 1.5cm Derinlikte KDEA'nın Hesapladığı Alan Dışı Doz Grafiği

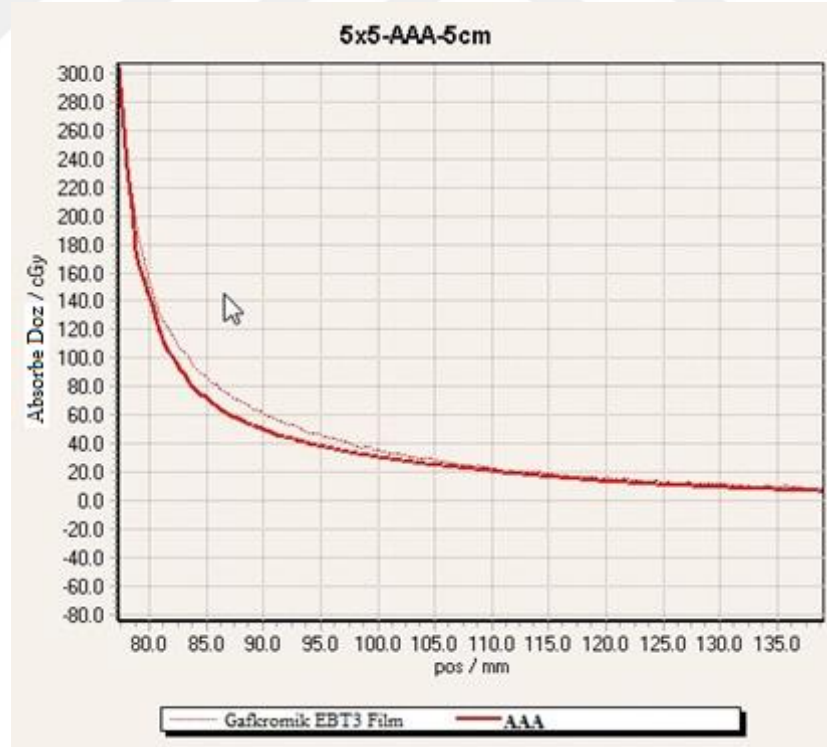
Her bir grafikte görüldüğü üzere, üç algoritma da alan dışı dozu gerçekte olduğundan daha az olarak hesaplamıştır. İlk bakışta grafiklerden de anlaşılabileceği gibi AAA, 5x5 cm² alan boyutu ve 1,5 cm derinlik için alan dışı dozu gerçeğe en yakın

hesaplayan algoritmadır. Bunu AXB ve KDEA hesap algoritmaları izlemiştir. Grafik değerlerinin Microsoft Excel yazılımına aktarılmasıyla hesap algoritmaları ile Radyokromik Film arasındaki ortalama doz değeri ve % farkı hesaplanmıştır (Tablo 4).

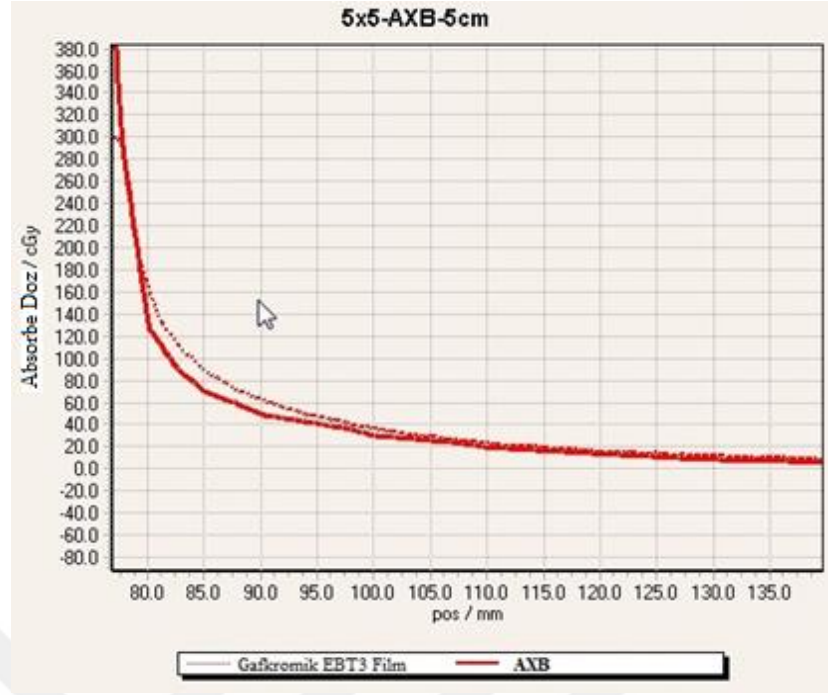
5x5		
	1,5cm	
	Ort. Abs. Doz Farkı (cGy)	Ort. % Fark
AAA	3,83	19,2
AXB	5,68	19,9
KDEA	17,1	64,8

Tablo 4: 5x5 cm² Alan Boyutunda 1,5 cm Derinlikte Doz Farkı ve % Hata Tablosu

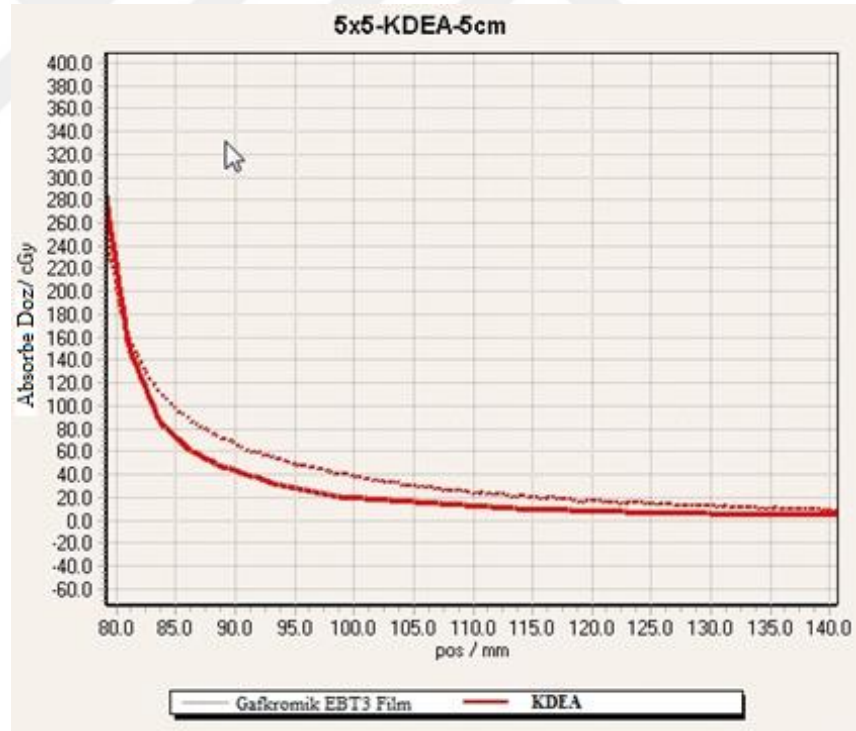
Tablo 4’te görüldüğü gibi, her hesap algoritması için ortalama doz farklılıkları çok büyük doz değerleri olmasa da ortalama % hata olarak ifade edildiğinde farklılıklar oldukça yüksektir. AAA hesap algoritması, alan dışı dozu gerçekte olduğundan(Radyokromik Filmten) ortalama %19,2 daha az hesaplarken, AXB %19,9 KDEA ise %64,8 daha az hesaplamıştır. Derinlik 5 cm olduğunda ise hesap algoritmaları ile Radyokromik Film arasındaki fark şekil 4.2a, 4.2b ve 4.2c’ de gösterilmiştir.



Şekil 4.2a: 5x5 cm², 5cm Derinlikte AAA’in Hesapladığı Alan Dışı Doz Grafiği



Şekil 4.2b: 5x5 cm², 5cm Derinlikte AXB'in Hesapladığı Alan Dışı Doz Grafiği



Şekil 4.2c: 5x5 cm², 5cm Derinlikte KDEA'nın Hesapladığı Alan Dışı Doz Grafiği

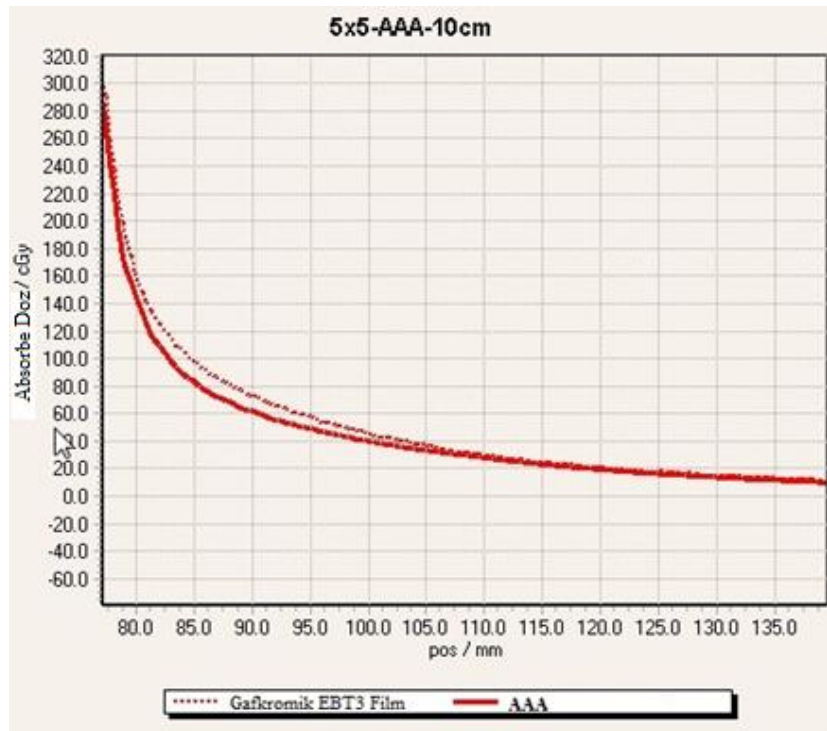
Grafiklerden de anlaşılacağı üzere, 5 cm derinlikte de hesap algoritmalarının her biri alan dışı dozu gerçekte olduğundan daha az hesaplamıştır. Grafiklere ayrı ayrı bakıldığında, yine gerçeğe en yakın hesaplayan algoritma, AAA hesap algoritmasıdır. AAA'yı AXB

ve KDEA hesap algoritması izlemektedir. Grafik değerleri üzerinden ortalama doz farkı ve ortalama %fark değeri hesaplanmış ve tablo 5’te gösterilmiştir.

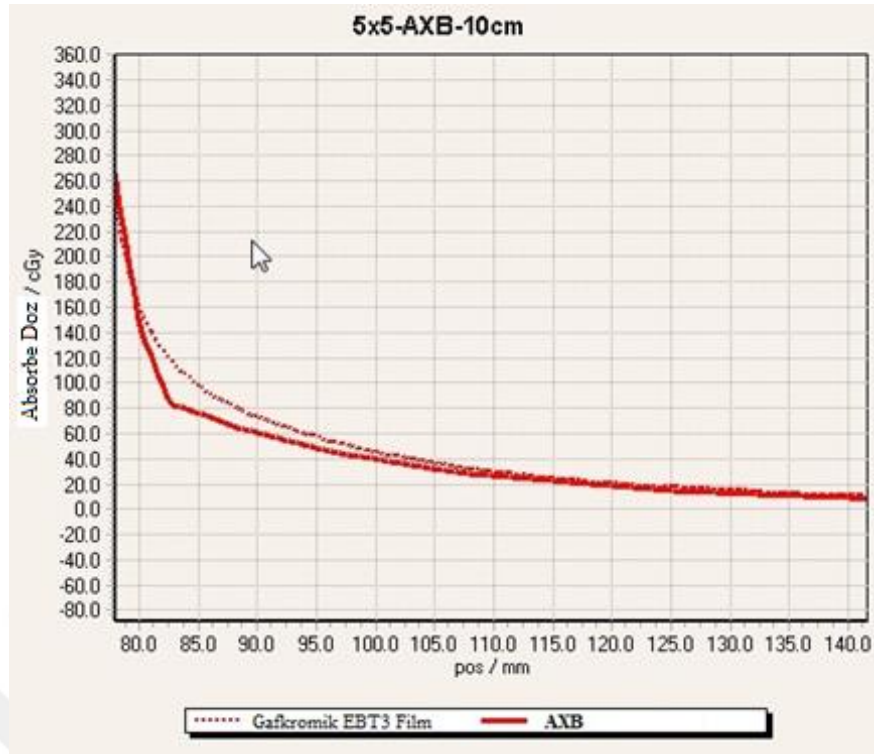
5x5		
	5cm	
	Ort. Abs. Doz Farkı(cGy)	Ort. % Fark
AAA	4,94	15,16
AXB	5,81	19,16
KDEA	13,17	45,09

Tablo 5: 5x5 cm² Alan Boyutunda 5 cm Derinlikte Doz Farkı ve % Hata Tablosu

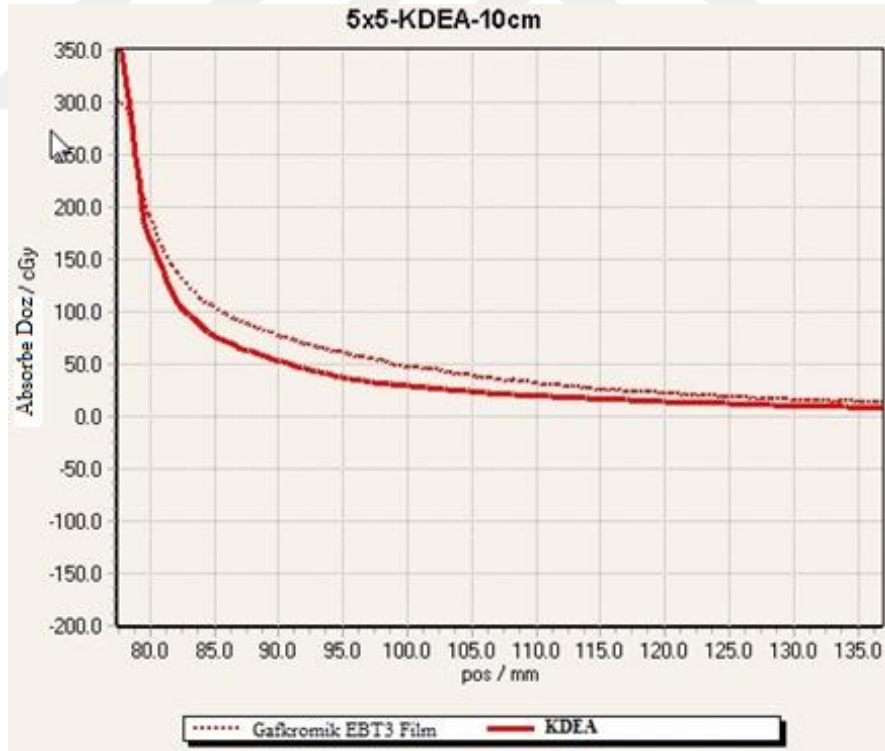
Hesaplanan değerlere bakıldığında, ortalama doz değerlerinin çok büyük doz değerleri olmadığı ve cGy mertebesinde çok küçük doz değerleri olduğu görülmektedir. Kesin doz değeri olarak en küçük fark 4,94 cGy ile AAA’dır. AAA’yı 5,81 cGy fark ile AXB izlemektedir. En yüksek doz farkı ise 13,17 cGy ile KDEA hesap algoritmasıdır. Yüzde fark olarak bakıldığında da AAA alan dışı dozu gerçekte olduğundan %15,16 daha az hesaplamıştır. Buna karşılık da AXB %19,16 ve KDEA ise %45,09 daha az hesaplamıştır. Derinlik 10 cm olduğunda ise algoritmalar ile Radyokromik Film arasındaki ilişki şekil 4.3a, 4.3b ve 4.3c’de gösterilmiştir.



Şekil 4.3a: 5x5 cm², 10 cm Derinlikte AAA’ın Hesapladığı Alan Dışı Doz Grafiği



Şekil 4.3b: 5x5 cm², 10 cm Derinlikte AXB'nin Hesapladığı Alan Dışı Doz Grafiği



Şekil 4.3c: 5x5 cm², 10 cm Derinlikte KDEA'nın Hesapladığı Alan Dışı Doz Grafiği

Grafikler tek tek incelendiğinde, hesap algoritmalarının 10 cm derinlikte de alan dışı doz radyokromik filme göre olduğundan daha az hesapladığı görülmektedir. Alan dışı

dozu gerçeğe en yakın olarak AAA'nın hesapladığı grafiklerden anlaşılmaktadır. Grafiklerinin sayısal değerlere dönüştürülmesiyle, algoritmaların Radyokromik Filme göre %farkı ve ortalama doz farkı sayısal olarak tablo 6'da belirtilmiştir.

5x5		
	10cm	
	Ort. Abs. Doz Farkı(cGy)	Ort. % Fark
AAA	5,15	10,11
AXB	5,84	14,06
KDEA	12,73	33,81

Tablo 6: 5x5 cm² Alan Boyutunda 10 cm Derinlikte Doz Farkı ve % Hata Tablosu

Hesaplanan sayısal değerlere bakıldığında, ortalama doz olarak farklar çok büyük doz değerleri değildir. AAA, alan dışı dozu filme göre olduğundan ortalama 5,15 cGy daha az hesaplamıştır. AXB hesap algoritmasına göre bu fark 5,84 cGy ve KDEA hesap algoritmasına göre ise 12,73 cGy'dir. Grafiklerin sayısal ifadesinin sonucunda AAA'nın alan dışı dozu gerçekte olduğundan %10,11 daha az hesapladığı görülmüştür. Buna karşılık AXB alan dışı dozu %14,06, KDEA ise %33,81 daha az hesaplamıştır.

5x5 cm² alan boyutu için genel olarak bakıldığında, ortalama kesin doz farkı derinlik arttıkça AAA ve AXB hesap algoritmasında artmasına rağmen ortalama % fark ise aksine azalmaktadır. Ancak, KDEA hesap algoritmasında hem ortalama kesin doz hem de ortalama % fark derinlik arttıkça artmaktadır. Bu tablo 7'ye bakıldığında açıkça görülebilmektedir.

	5x5					
	1,5cm		5cm		10cm	
	Ort. Abs. Doz Farkı(cGy)	Ort. % Fark	Ort. Abs. Doz Farkı(cGy)	Ort. % Fark	Ort. Abs. Doz Farkı(cGy)	Ort. % Fark
AAA	3,83	19,2	4,94	15,16	5,15	10,11
AXB	5,68	19,9	5,81	19,16	5,84	14,06
KDEA	17,1	64,8	13,17	45,09	12,73	33,81

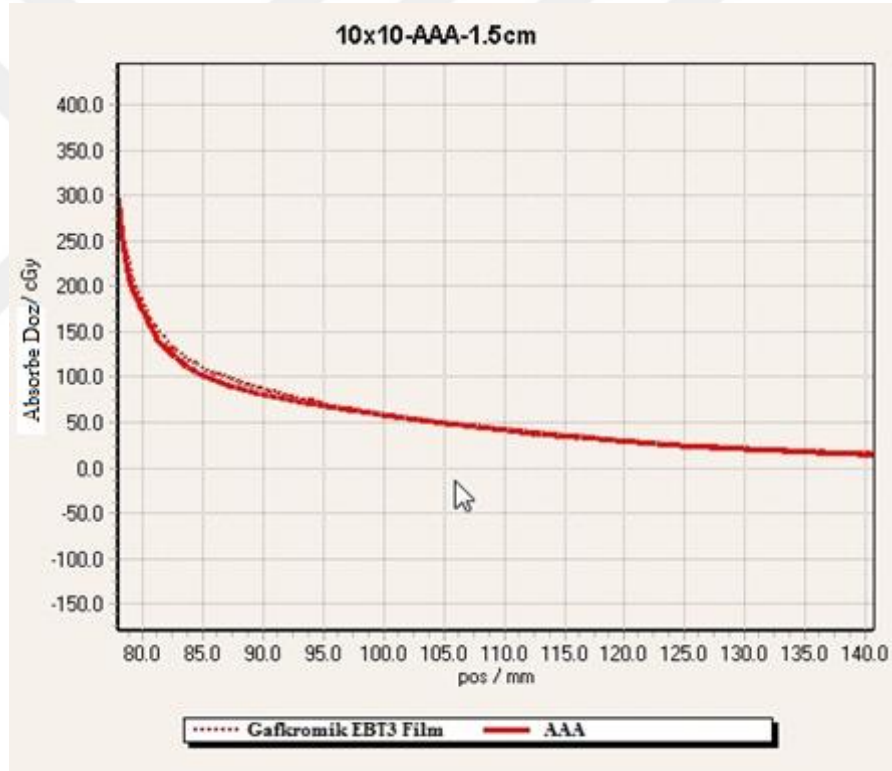
Tablo 7: 5x5 cm² Alan Boyutunda Derinliğe Göre Alan Dışı Doz Değerlendirme Tablosu

3BKRT planlarında 5x5 cm² alan boyutunun analizinden elde edilen veriler istatistiksel olarak analiz edildiğinde, p değeri p<0,001 olarak bulunmuştur. Bu sonuca göre, hesap algoritmaları ile Radyokromik Film arasındaki farkların anlamlı olduğu ortaya çıkmaktadır (Tablo 8).

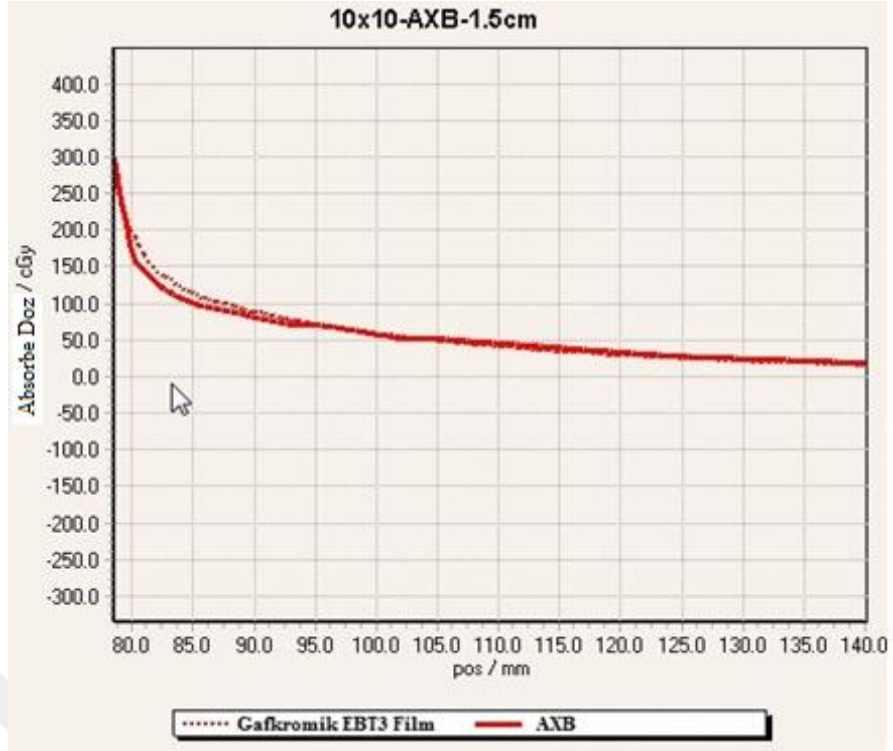
Gruplar	Derinlik	N	cGY				P*
			Film	AAA	AXB	KDEA	
5x5	1,5 cm	192	34.51±43.71	30.67±44.80	28.48±39.62	18.60±38.66	<0.001
	5 cm	192	37.59±40.66	32.60±37.00	33.35±41.25	25.78±39.50	<0.001
	10 cm	195	45.05±44.81	39.85±39.62	37.91±39.57	33.25±42.48	<0.001

Tablo 8 : 5x5 cm² alan boyutu istatistiksel analiz tablosu

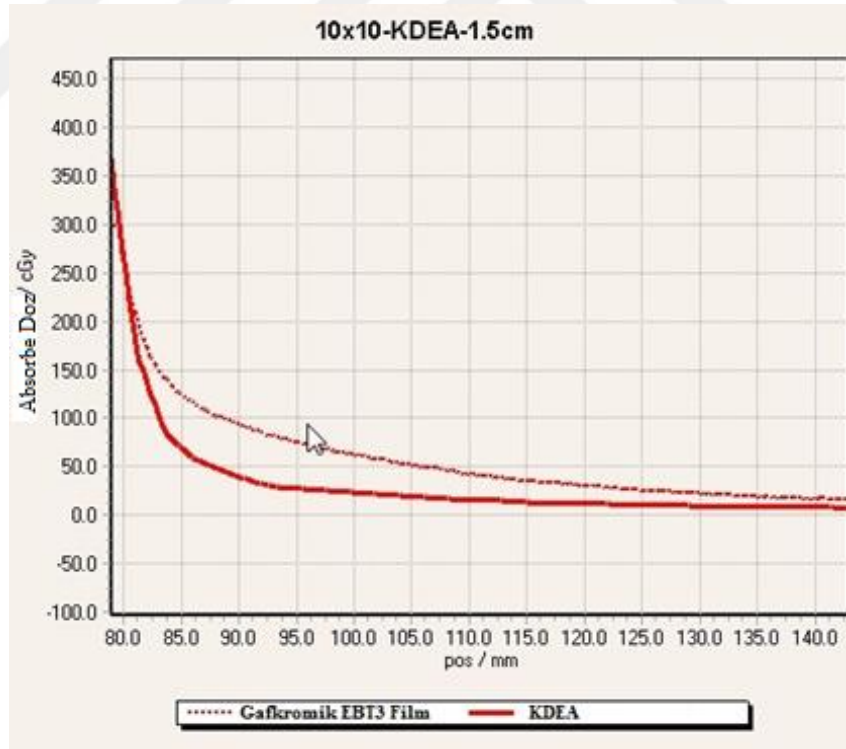
Alan boyutu 10x10 cm² ve derinlik 1,5 cm olduğunda da analizin sonucunda, hesap algoritmalarının Radyokromik Filme göre alan dışı dozu olduğundan daha az hesapladığı görülmüştür (Şekil 4.4a, 4.4b ve 4.4c).



Şekil 4.4a: 10x10 cm², 1,5 cm Derinlikte AAA'nın Hesapladığı Alan Dışı Doz Grafiği



Şekil 4.4b: 10x10 cm², 1,5 cm Derinlikte AXB'nin Hesapladığı Alan Dışı Doz Grafiği



Şekil 4.4c: 10x10 cm², 1,5 cm Derinlikte KDEA'nın Hesapladığı Alan Dışı Doz Grafiği

Grafiklerde de görüldüğü üzere 10x10 cm² alan boyutunda da 1,5 cm derinde alan dışı dozu gerçeğe en yakın hesaplayan algoritma AAA'dır. AAA'yı AXB ve KDEA hesap

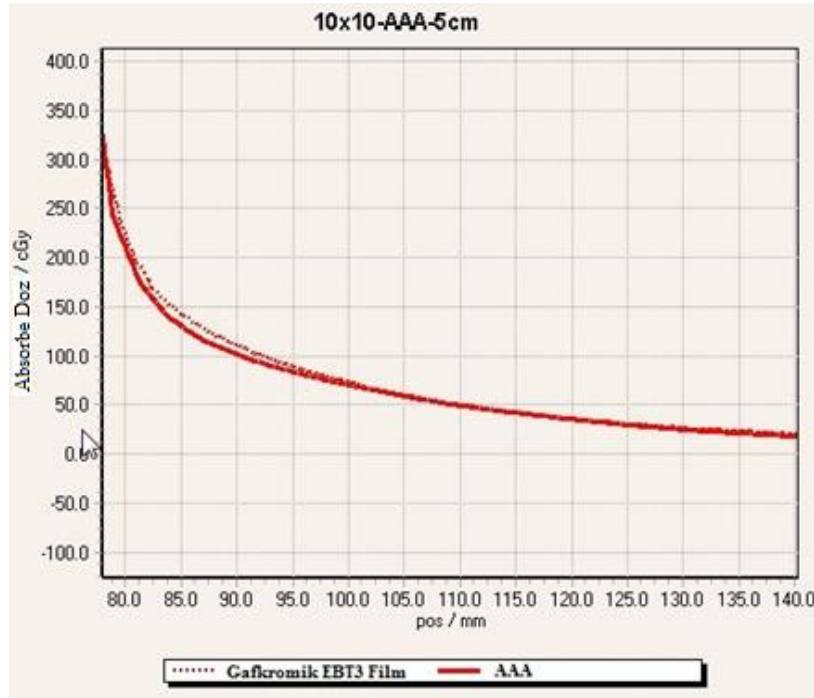
algoritması izlemektedir. Grafiklerin sayısal değerleri excel ortamına aktarılarak ortalama doz farkı ve % farkı hesaplanmıştır (tablo 9).

10x10		
	1,5cm	
	Ort. Abs. Doz Farkı (cGy)	Ort. % Fark
AAA	1,45	2,28
AXB	0,476	5,94
KDEA	26,96	56,72

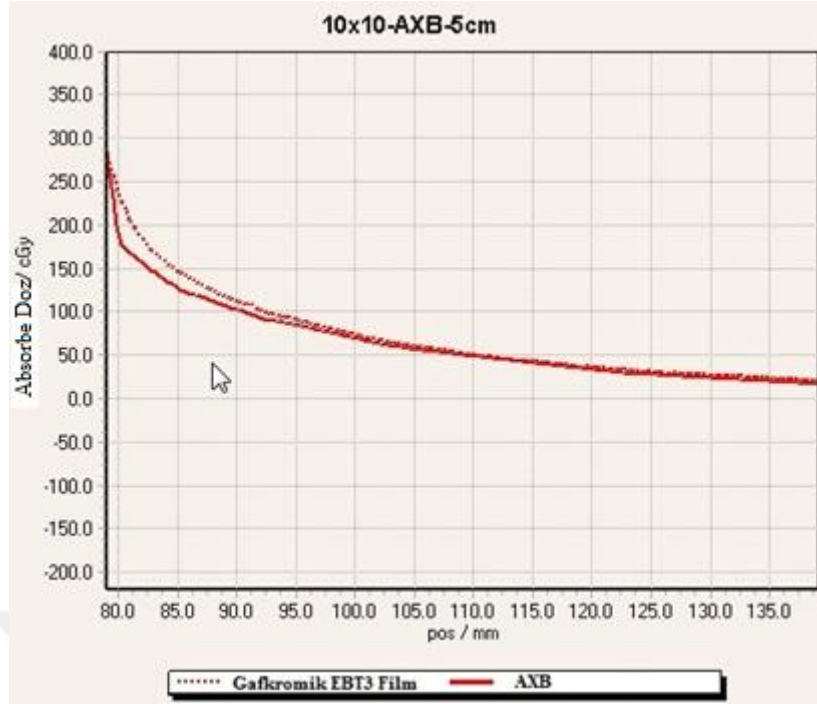
Tablo 9: 10x10 cm² Alan Boyutunda 1,5 cm Derinlikte Doz Farkı ve % Hata Tablosu

Yapılan hesaplamaların sonucunda tabloda da görüldüğü üzere, AXB hesap algoritması ortalama doz farkı olarak AAA den öndedir. Ancak ortalama yüzde farka bakıldığında, AAA alan dışı doz hesabında gerçeğe(filme) AXB'den daha yakındır. AAA, alan dışı dozu gerçekte olduğundan %2,28 daha az hesaplarken, AXB %5,94 daha hesaplamıştır. KDEA hesap algoritması ise 5x5 cm² alanda olduğu gibi %56,72 farkla AAA ve AXB'nin gerisinde kalmıştır.

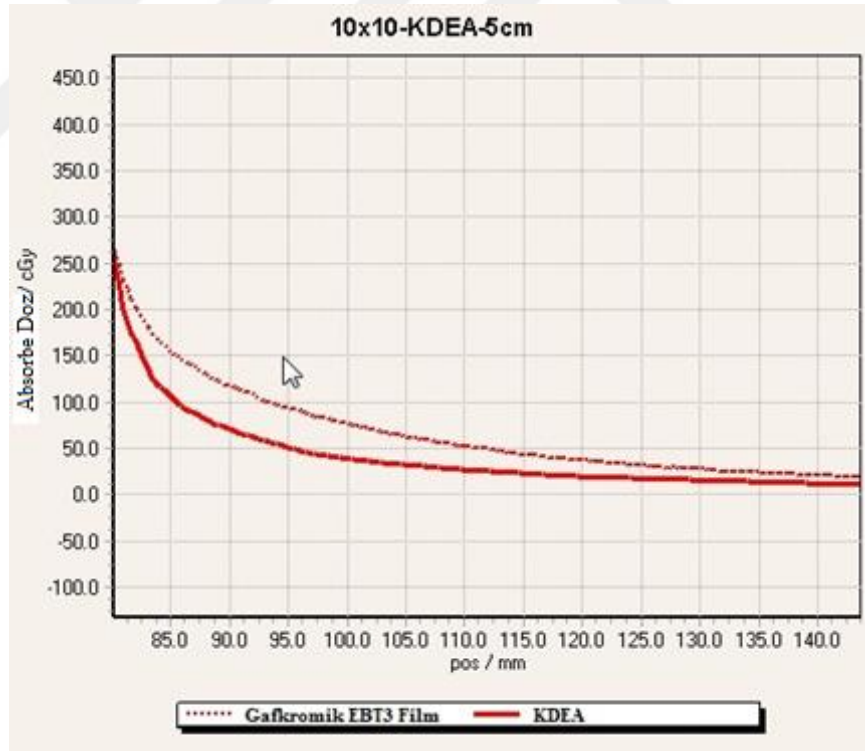
10x10 cm² alan boyutunda derinlik 5 cm olduğunda da her üç hesap algoritmasının da alan dışı dozu Radyokromik Filme göre daha az hesapladığı görülmüştür (Şekil 4.5a, 4.5b ve 4.5c).



Şekil 4.5a: 10x10 cm², 5 cm Derinlikte AAA'nın Hesapladığı Alan Dışı Doz Grafiği



Şekil 4.5b: 10x10 cm², 5 cm Derinlikte AXB'nin Hesapladığı Alan Dışı Doz Grafiği



Şekil 4.5c: 10x10 cm², 5 cm Derinlikte KDEA'nın Hesapladığı Alan Dışı Doz Grafiği

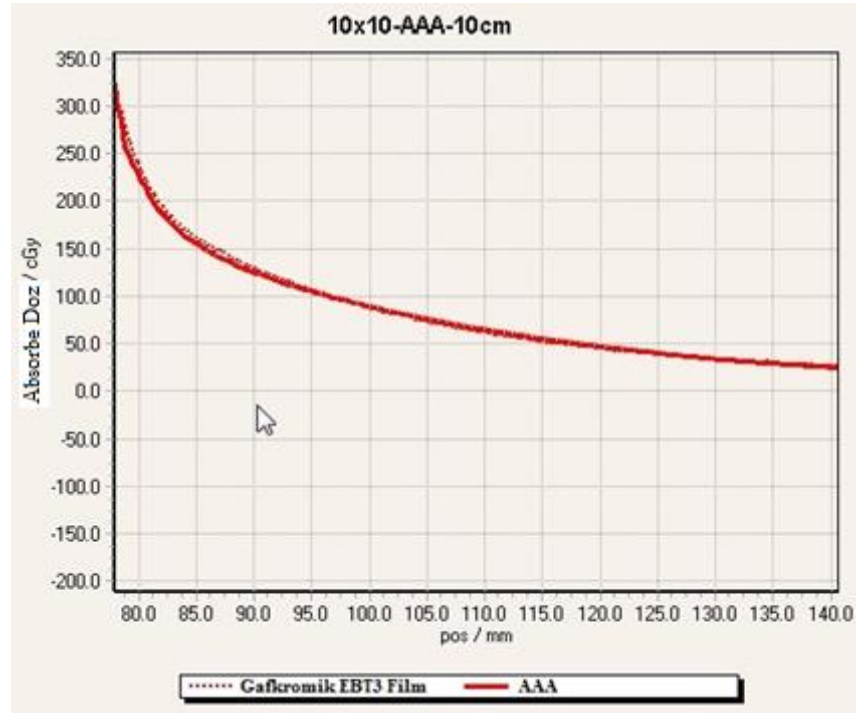
Grafikler incelendiğinde, AAA'nın alan dışı dozu olduğundan az ve bu üç hesap algoritması içerisinde ise gerçeğe en yakın hesaplayan algoritma olduğu açıkça görülmektedir. AAA'yı bu konuda ikinci olarak AXB hesap algoritması izlemektedir. En

son sırada ise KDEA hesap algoritması gelmektedir. Nitekim grafiğine bakıldığında da bu durum bariz olarak farkedilmektedir. Grafik değerlerinin sayısal değerleri üzerinden ortalama kesin doz değeri ve % farkı hesaplanmıştır (Tablo 10).

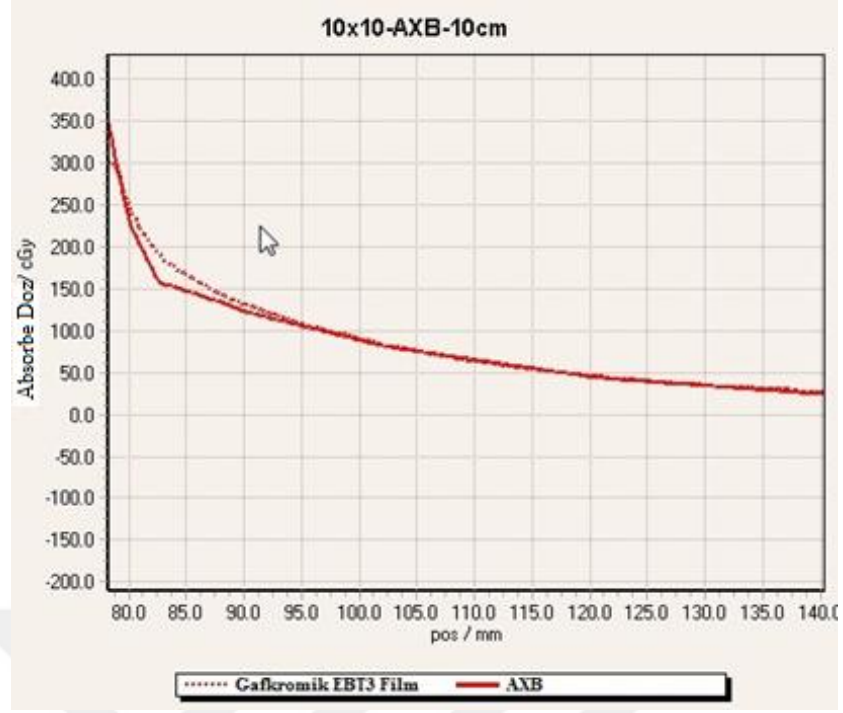
10x10		
	5cm	
	Ort. Abs. Doz Farkı(cGy)	Ort. % Fark
AAA	0,76	1,8
AXB	2,72	5,2
KDEA	24,98	42,36

Tablo 10: 10x10 cm² Alan Boyutunda 5 cm Derinlikte Doz Farkı ve % Hata Tablosu

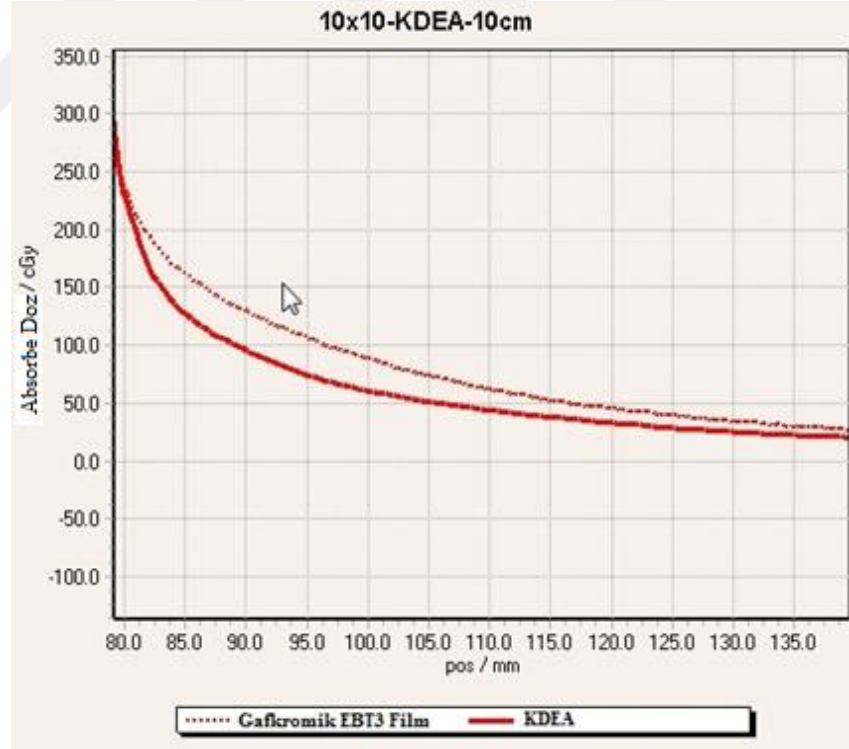
Sayısal değer olarak hesaplandığında da görüldüğü üzere, hem ortalama doz farkı olarak hem de yüzde fark olarak alan dışı dozu gerçeğe en yakın hesaplayan algoritma AAA'dır. AAA, ortalama doz farkını 0,76 cGy hesaplarken, buna karşılık AXB 2,72 cGy, KDEA ise 24,98 cGy hesaplamıştır. Buna ek olarak, AAA alan dışı dozu gerçekte olduğundan(filme göre) %1,8 daha az hesaplarken, AXB %5,2 KDEA %42,36 daha az hesaplamıştır. Derinlik 10 cm olduğunda hesap algoritmaları ile Radyokromik Film arasındaki farklar şekil 4.6a, 4.6b ve 4.6c'de görüldüğü gibidir.



Şekil 4.6a: 10x10 cm², 10 cm Derinlikte AAA'nın Hesapladığı Alan Dışı Doz Grafiği



Şekil 4.6b: 10x10 cm², 10 cm Derinlikte AXB'nin Hesapladığı Alan Dışı Doz Grafiği



Şekil 4.6c: 10x10 cm², 10 cm Derinlikte KDEA'nın Hesapladığı Alan Dışı Doz Grafiği

Grafikler incelendiğinde, alan dışı dozun gerçeğe en yakın AAA hesap algoritması tarafından hesaplandığı açıkça görülmektedir. AAA'yı AXB ve son olarakta KDEA hesap algoritması izlemektedir. Grafikler sayısal değer olarak ifade edilip ortalama %

farkı ve ortalama doz farkı olarak hesaplandığında ise algoritmaların alan dışı dozda birbirlerine karşı üstünlükleri ortaya çıkmaktadır (Tablo 11).

10x10		
	10cm	
	Ort. Abs. Doz Farkı(cGy)	Ort. % Fark
AAA	0,574	0,2
AXB	3,97	4,5
KDEA	18,06	26,13

Tablo 11: 10x10 cm² Alan Boyutunda 10 cm Derinlikte Doz Farkı ve % Hata Tablosu

Hesaplanan ortalama değerler dikkate alındığında da AAA'nın 0,574 cGy ile en az doz farkına sahip olduğu açıkça görülmektedir. Ayrıca, AXB'nin ortalama doz farkı 3,97 cGy, KDEA'nın ise 18,06 cGy olarak hesaplanmıştır. AAA hesap algoritmasının alan dışı dozu Radyokromik Filme göre ortalama %0,2 daha az hesaplamasına karşın, AXB ortalama %4,5, KDEA ise ortalama %26,13 daha az hesaplamıştır.

10x10 cm² alan boyutunda alan dışı doz genel olarak incelendiğinde, her üç hesap algoritmasının da alan dışı dozu, derinlik arttıkça gerçeğe daha yakın hesapladığı görülmektedir (Tablo 12).

	10x10					
	1,5cm		5cm		10cm	
	Ort. Abs. Doz Farkı(cGy)	Ort. % Fark	Ort. Abs. Doz Farkı(cGy)	Ort. % Fark	Ort. Abs. Doz Farkı(cGy)	Ort. % Fark
AAA	1,45	2,28	0,76	1,8	0,574	0,2
AXB	0,476	5,94	2,72	5,2	3,97	4,5
KDEA	26,96	56,72	24,98	42,36	18,06	26,13

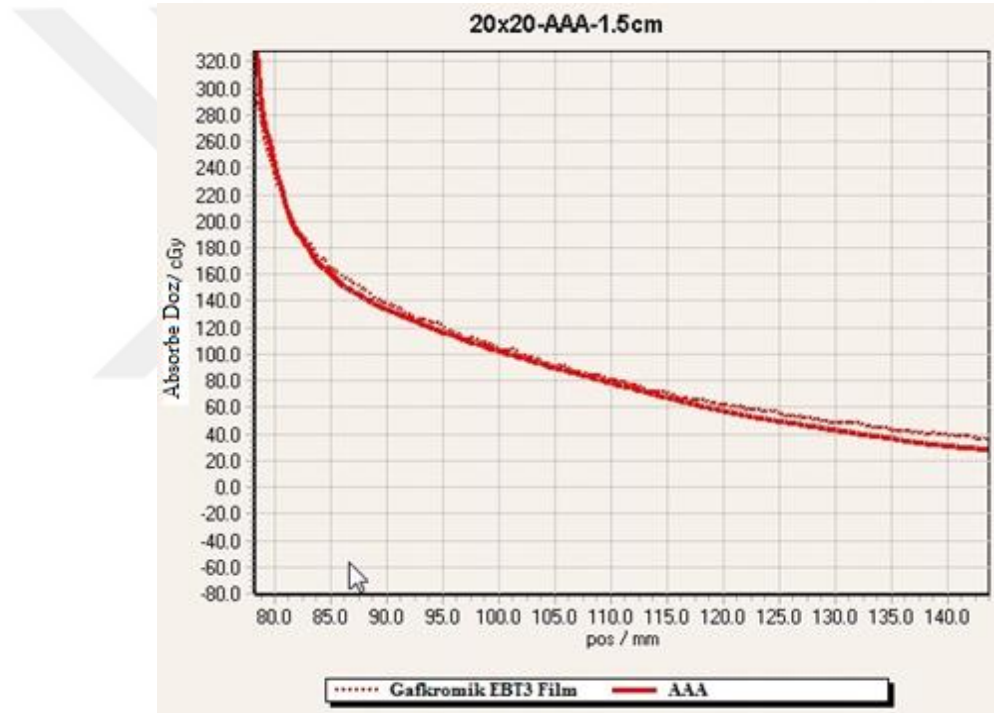
Tablo 12: 10x10 cm² Alan Boyutunda Derinliğe Göre Alan Dışı Doz Değerlendirme Tablosu

Her üç algoritmada 1,5 cm, 5 cm ve 10 cm derinliklerinin her birinde alan dışı dozu olduğundan az hesaplamışlardır. Ancak, ortalama % farklardan da açıkça görüldüğü üzere, her bir derinlikte alan dışı dozu gerçeğe en yakın hesaplayan algoritma AAA hesap algoritmasıdır. AAA hesap algoritmasını AXB hesap algoritması izlemektedir. KDEA hesap algoritmasının ise AAA ve AXB'nin gerisinde kaldığı görülmektedir. Bu verilerin istatistiksel olarak analiz edilmesinin sonucunda da hesap algoritmaları ile Radyokromik Film arasındaki farkların anlamlı olduğu ($p<0,001$) görülmektedir (Tablo 13).

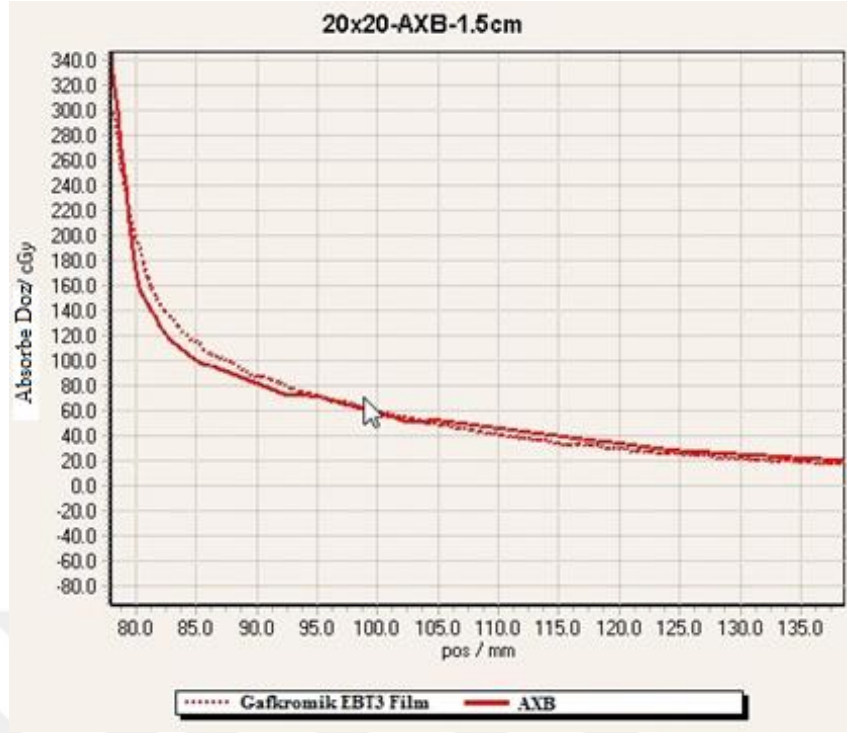
Gruplar	Derinlik	N	cGY				P*
			Film	AAA	AXB	KDEA	
10x10	1,5 cm	190	48.19±35.38	46.74±32.88	48.80±30.91	26.18±34.90	<0.001
	5 cm	190	60.74±45.01	57.38±41.40	55.49±40.44	40.25±41.40	<0.001
	10 cm	190	72.67±49.24	72.09±46.96	70.15±45.40	54.60±41.44	<0.001

Tablo 13: 10x10 cm² Alan Boyutunda İstatistiksel Analiz Tablosu

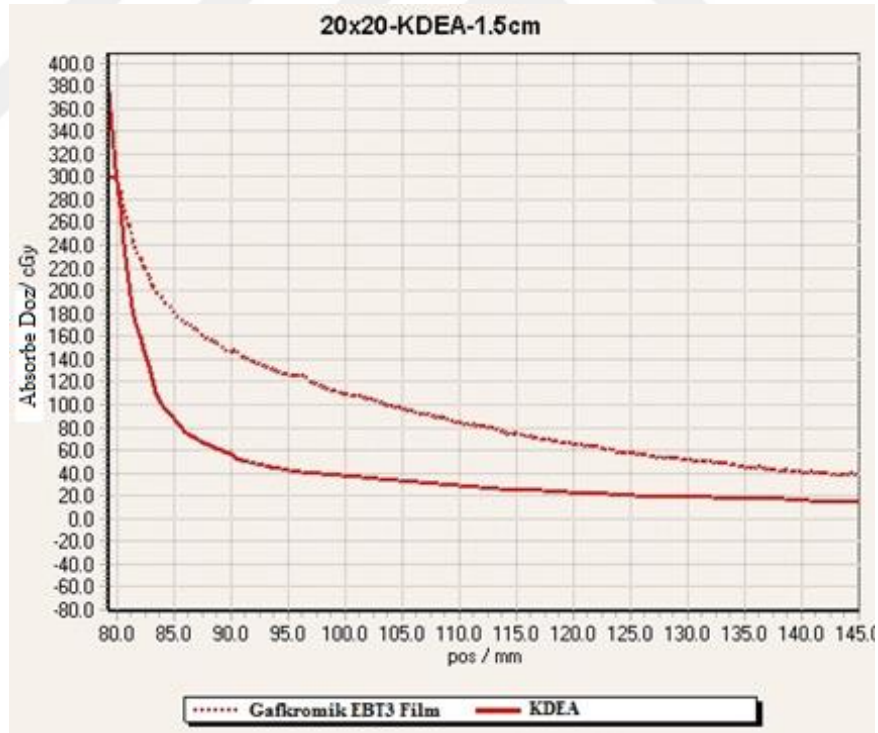
20x20 cm² alan boyutunda 1,5 cm derinlikte yapılan analizde de algoritmaların alan dışı dozu Radyokromik Filme göre olduğundan az hesapladığı görülmüştür (Şekil 4.7a, 4.7b, 4.7c).



Şekil 4.7a: 20x20 cm², 1,5 cm Derinlikte AAA'nın Hesapladığı Alan Dışı Doz Grafiği



Şekil 4.7b: 20x20 cm², 1,5 cm Derinlikte AXB'nin Hesapladığı Alan Dışı Doz Grafiği



Şekil 4.7c: 20x20 cm², 1,5 cm Derinlikte KDEA'nın Hesapladığı Alan Dışı Doz Grafiği

Analiz sonucu elde edilen grafikler incelendiğinde, algoritmaların alan dışı dozu Radyokromik Filme göre olduğundan daha az hesapladığı görülmektedir. Grafiklerden, alan dışı dozu gerçeğe en yakın hesaplayan algoritmanın AAA olduğu, bunu AXB hesap

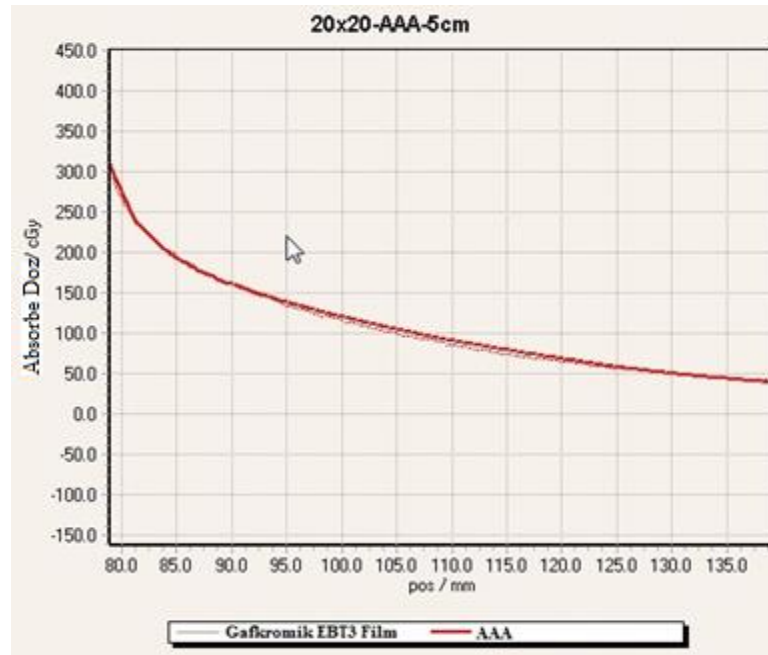
algoritmasının takip ettiği ve gerçek ile arasında en büyük fark olan algoritmanın KDEA olduğu, ilk bakışta anlaşılabilir. Grafikler üzerinden sayısal hesap yapıldığında da bu bilgi doğrulanmaktadır (Tablo 14).

20x20		
	1,5cm	
	Ort. Abs. Doz Farkı(cGy)	Ort. % Fark
AAA	0,11	2,04
AXB	3,82	5,67
KDEA	47,8	58,52

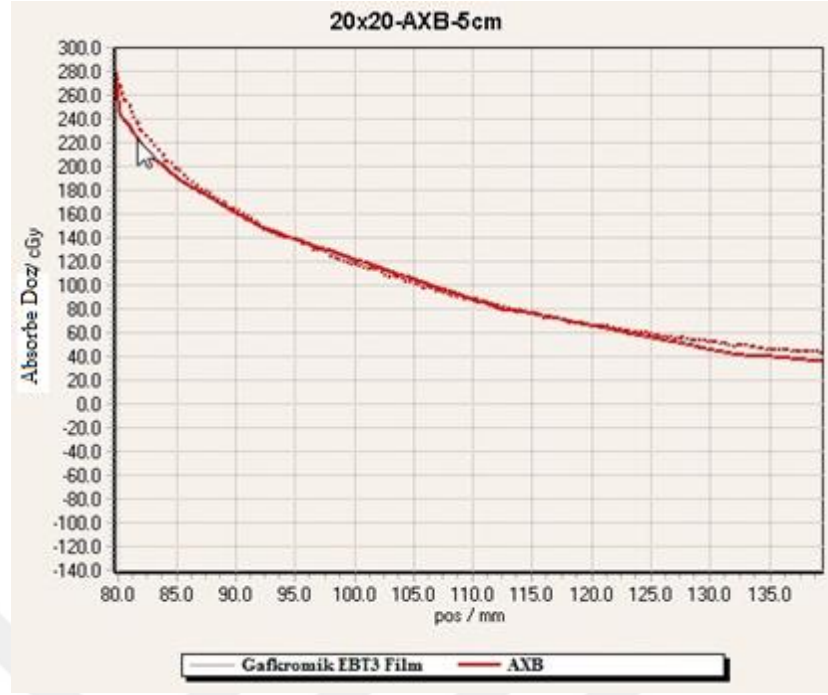
Tablo 14: 20x20 cm² Alan Boyutunda 1,5 cm Derinlikte Doz Farkı ve % Hata Tablosu

Yapılan sayısal hesaplamalar sonucunda, algoritmalar ile Radyokromik Film arasındaki ortalama doz farkları AAA için 0,11 cGy, AXB için 3,82 cGy ve KDEA için ise 47,8 cGy olarak bulunmuştur. Ortalama farklarına bakıldığında ise AAA hesap algoritmasının alan dışı dozu Radyokromik Filmden %2,04 daha az hesapladığı görülmüştür. Buna karşılık AXB hesap algoritması ortalama %5,67, KDEA ise ortalama %58,52 daha az hesaplayarak AAA'nın gerisinde kalmışlardır.

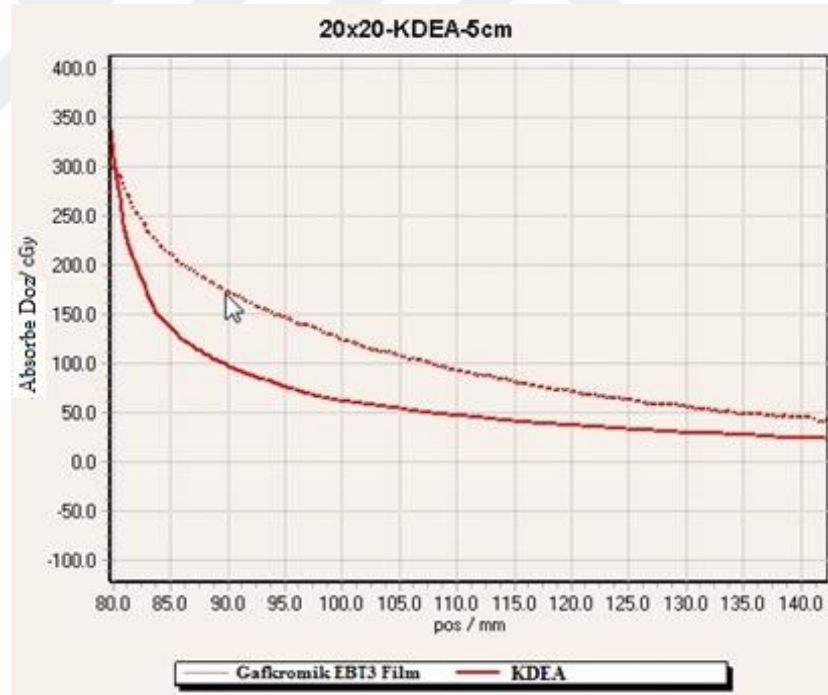
Derinlik 5 cm olduğunda Film QA. Pro. yazılımı üzerinde yapılan analiz sonucu elde edilen grafikler aşağıdaki gibidir.



Şekil 4.8a: 20x20 cm², 5 cm Derinlikte AAA'nın Hesapladığı Alan Dışı Doz Grafiği



Şekil 4.8b: 20x20 cm², 5 cm Derinlikte AXB'nin Hesapladığı Alan Dışı Doz Grafiği



Şekil 4.8c: 20x20 cm², 5 cm Derinlikte KDEA'nın Hesapladığı Alan Dışı Doz Grafiği

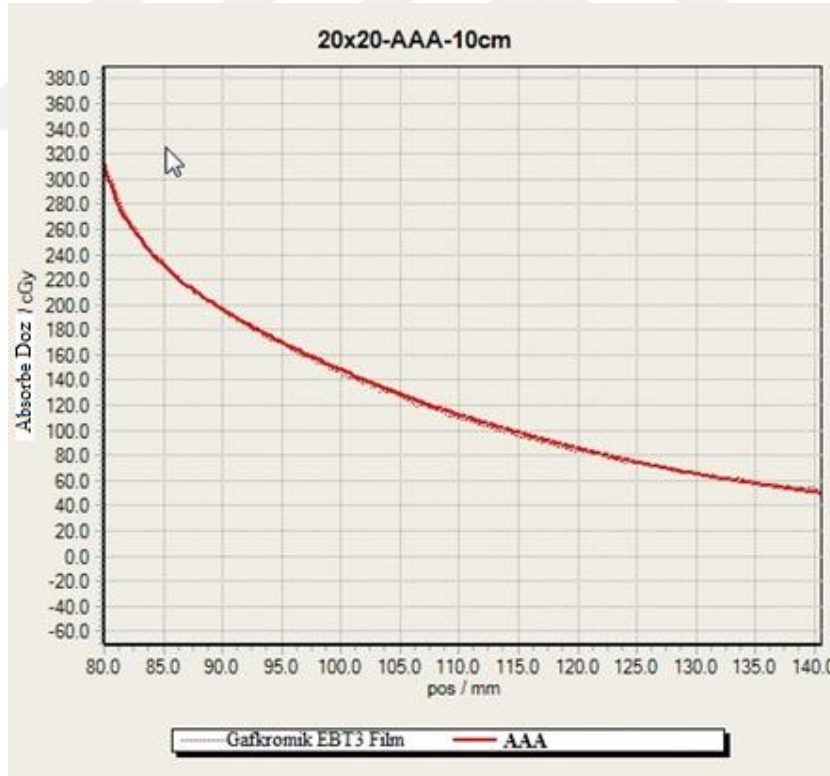
Analiz sonucu elde edilen grafikler incelendiğinde, AAA ve AXB hesap algoritmalarının alan dışı dozu Radyokromik Film ile neredeyse aynı hesapladığı görülmektedir. Bununla birlikte, alan kenarından laterale doğru uzaklaştıkça çok küçük farklılıklar olduğu gözlenmektedir. Bu farklılıklar tablo 15'te sayısal olarak ifade edilmiştir.

20x20		
	5cm	
	Ort. Abs. Doz Farkı(cGy)	Ort. % Fark
AAA	1,93	1,35
AXB	2,65	4,73
KDEA	39,65	42,98

Tablo 15:20x20 cm² Alan Boyutunda 5 cm Derinlikte Doz Farkı ve % Hata Tablosu

Grafikler üzerinden yapılan hesaplama sonucuna göre, ortalama doz farkı Radyokromik Filme en yakın olan 1,93 cGy fark ile AAA hesap algoritmasıdır. AAA, alan dışı dozu Radyokromik Filmden ortalama % 1,35 daha az hesaplamıştır. AAA'ya en yakın olan AXB hesap algoritması ise %4,73 daha az hesaplamıştır. Buna karşılık KDEA ise alan dışı dozu gerçekte olduğundan %42,98 daha az hesaplamıştır.

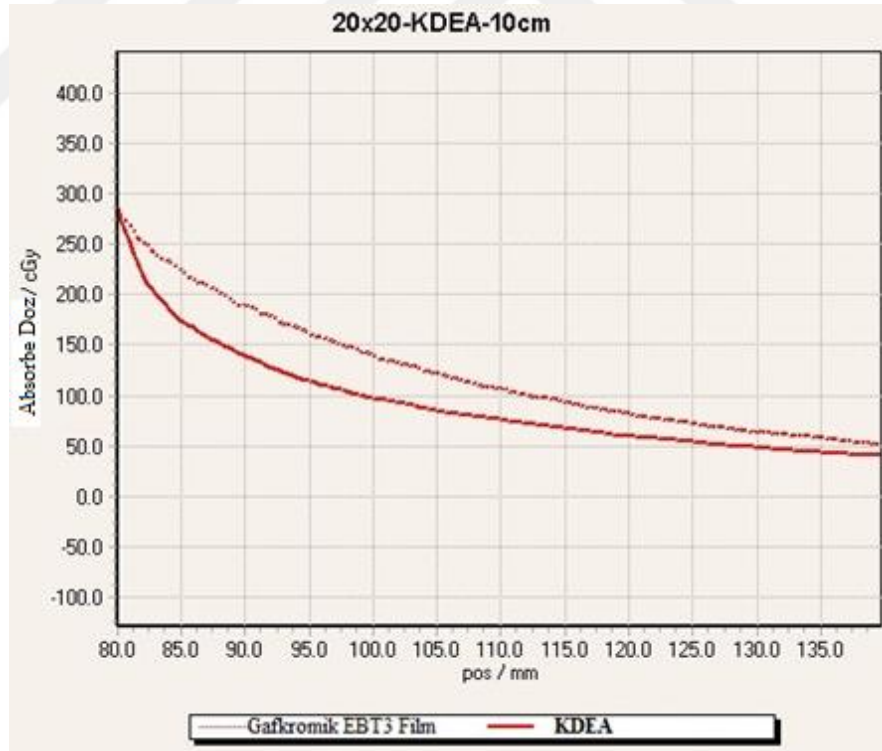
Derinlik 10 cm olduğunda ise algoritmaların hesapladığı alan dışı dozun Radyokromik Filme göre analiziŞekil 4.9a, 4.9b 4.9c'de gösterilmiştir.



Şekil 4.9a: 20x20 cm², 10 cm Derinlikte AAA'nın Hesapladığı Alan Dışı Doz Grafiği



Şekil 4.9b: 20x20 cm², 10 cm Derinlikte AXB'nin Hesapladığı Alan Dışı Doz Grafiği



Şekil 4.9c: 20x20 cm², 10 cm Derinlikte KDEA'nın Hesapladığı Alan Dışı Doz Grafiği

Grafiklerde de görüldüğü üzere, 10 cm derinlikte geniş alanda alan dışı dozu AAA hesap algoritması neredeyse bire bir aynı hesaplamıştır. Aralarındaki fark grafik üzerinde gözle

ayırt edilemeyecek kadar küçüktür. AXB hesap algoritması ise AAA'ya göre daha belirgin bir fark ile hesaplamıştır. Grafiklerin sayısal değerleri üzerinden hesap yapıldığında algoritmaların % farkları ortaya çıkmaktadır (Tablo 16).

20x20		
	10cm	
	Ort. Abs. Doz Farkı(cGy)	Ort. % Fark
AAA	0,12	0,1
AXB	1,75	2,12
KDEA	28,38	25,41

Tablo 16: 20x20 cm² Alan Boyutunda 10 cm Derinlikte Doz Farkı ve % Hata Tablosu

Grafikler üzerinden hesaplanan sayısal değerlerin sonucunda, AAA hesap algoritmasının alan dışı dozu, gerçekte olduğundan %0,1 daha az hesapladığı görülmüştür. Buna karşılık AXB hesap algoritması ise alan dışı dozu %2,12 daha az hesaplamıştır. KDEA, alan dışı doz hesaplamasında %25,41 ile bu üç hesap algoritması içerisinde en fazla fark ile alan dışı dozu hesaplayan algoritmadır. 20x20 cm² alan boyutunda yapılan alan dışı doz analizlerine genel olarak baktığımızda, derinlik arttıkça algoritmaların alan dışı dozu daha iyi hesaplayabildiği açıkça görülmektedir (Tablo 17).

	20x20					
	1,5cm		5cm		10cm	
	Ort. Abs. Doz Farkı(cGy)	Ort. % Fark	Ort. Abs. Doz Farkı(cGy)	Ort. % Fark	Ort. Abs. Doz Farkı(cGy)	Ort. % Fark
AAA	0,11	2,04	1,93	1,35	0,12	0,1
AXB	3,82	5,67	2,65	4,73	1,75	2,12
KDEA	47,8	58,52	39,65	42,98	28,38	25,41

Tablo 17: 20x20 cm² Alan Boyutunda Derinliğe Göre Alan Dışı Doz Değerlendirme Tablosu

Her bir hesap algoritması, alan dışı dozu derinlik arttıkça daha iyi hesaplayabilmektedir. Ancak, AAA'nın bu konudaki belirgin doğruluğu göze çarpmaktadır. Ayrıca 20x20 cm² alan boyutunda elde edilen dataların istatistiksel olarak analiz edilmesi sonucunda hesap algoritmaları ile Radyokromik Film arasındaki farkların anlamlı ($p < 0,001$) olduğu bulunmuştur (Tablo 18).

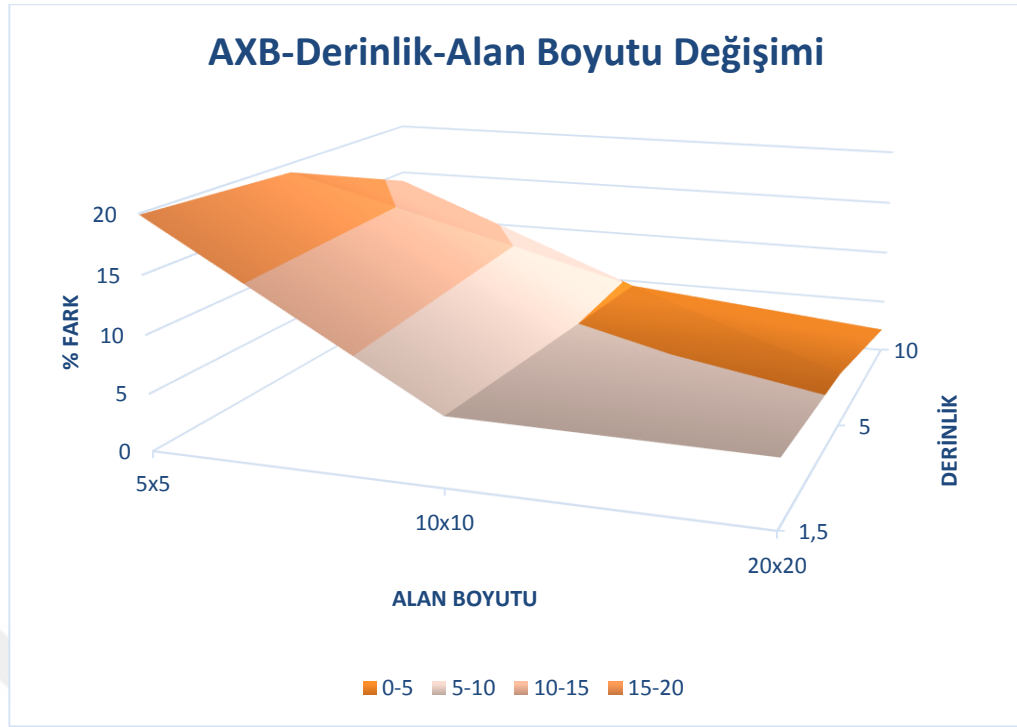
Gruplar	Derinlik	N	cGY				P*
			Film	AAA	AXB	KDEA	
20x20	1,5 cm	189	65.08±33.66	64.97±34.91	63.76±34.91	37.38±34.32	<0.001
	5 cm	190	90.15±51.40	92.07±52.19	93.70±55.79	59.58±47.62	<0.001
	10 cm	190	118.74±64.18	119.20±64.46	116.37±62.18	86.09±50.83	<0.001

Tablo 18: 20x20 cm² Alan Boyutunda İstatistiksel Analiz Tablosu

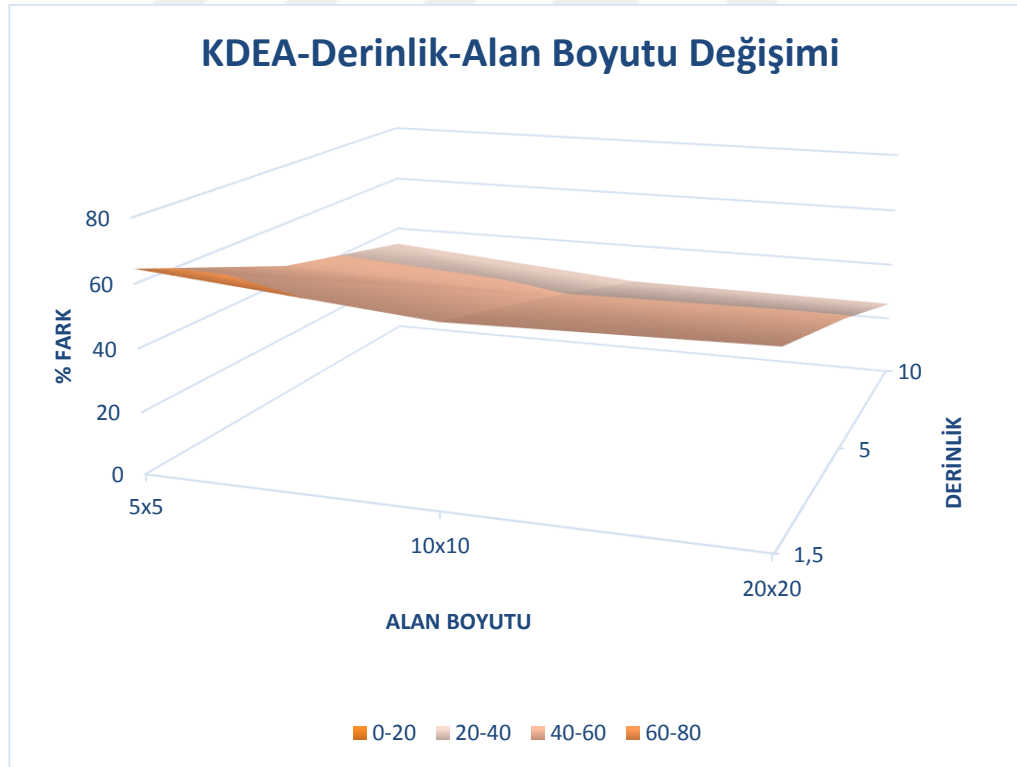
AAA,AXB ve KDEA, 3BKRT planlarında belirtilen alan boyutları ve derinliklerde, alan dışı doz değerlendirmesi sonucunda her alan boyutu ve derinlikte AAA hesap algoritması, AXB ve KDEA'ya göre üstün durumdadır. Genel olarak her hesap algoritması, alan boyutu ve derinlik arttıkça alan dışı dozu daha iyi hesaplamıştır. Algoritmaların alan dışı doz hesaplamalarındaki alan boyutu ve derinliğe bağlı değişim grafikleri şekil 4.10, 4.11 ve 4.12'de gösterilmiştir.



Şekil 4.10: AAA Hesap Algoritmasının Alan Boyutu ve Derinliğe Bağlı Değişimi



Şekil 4.11: AXB Hesap Algoritmasının Alan Boyutu ve Derinliğe Bağlı Değişimi



Şekil 4.12: KDEA Hesap Algoritmasının Alan Boyutu ve Derinliğe Bağlı Değişimi

Grafiklerde de görüldüğü üzere, AAA alan boyutu arttıkça % farkı keskin bir şekilde düşmektedir. Küçük alanlarda ve yüzeye yakın derinliklerde,AAA hesap

algoritmasının alan dışı dozu iyi modelleyemediği, buna karşın alan boyutu genişledikçe ve derinlik arttıkça alan dışı dozu çok iyi modelleyebildiği görülmektedir. Öyleki, konformal planlarda AAA, AXB ve KDEA hesap algoritmasından çok daha iyi olduğunu bu sayede kanıtlamıştır.

AXB hesap algoritması da alan boyutu arttıkça alan dışı dozu çok iyi modelleyebilmektedir. Şekil 4.11’de de bu belirgin olarak görülmektedir. AXB’nin, derinliğin artmasıyla da alan dışı dozu daha iyi modelleyebildiği görülmektedir. Ancak, AXB’de derinliğin artışıyla birlikteki %farklardaki düşüş, ilk başlarda AAA kadar belirgin değildir. Derinlik belirli bir seviyenin altına indikten sonra % farklardaki düşüş belirgin hale gelmektedir.

KDEA hesap algoritmasında ise AAA ve AXB’nin aksine alan boyutu arttıkça % farklarda keskin bir düşüş görülmemektedir. Ancak, derinliğin artışı ile birlikte, KDEA’nın % farklarında belirgin bir düşüş görülmektedir. Sonuç olarak, her üç grafik dikkate alındığında, AAA hesap algoritmasının 3BKRT planlarındaki alan dışı doz hesaplamalarında diğer iki hesap algoritmasına karşı belirgin bir şekilde önde olduğu görülmektedir.

Değerlendirmelerden elde edilen bu verilerin istatistiksel analizlerinin yapılması sonucunda da hesap algoritmaları arasında bulunan bu farkların anlamlı oldukları tespit edilmiştir.

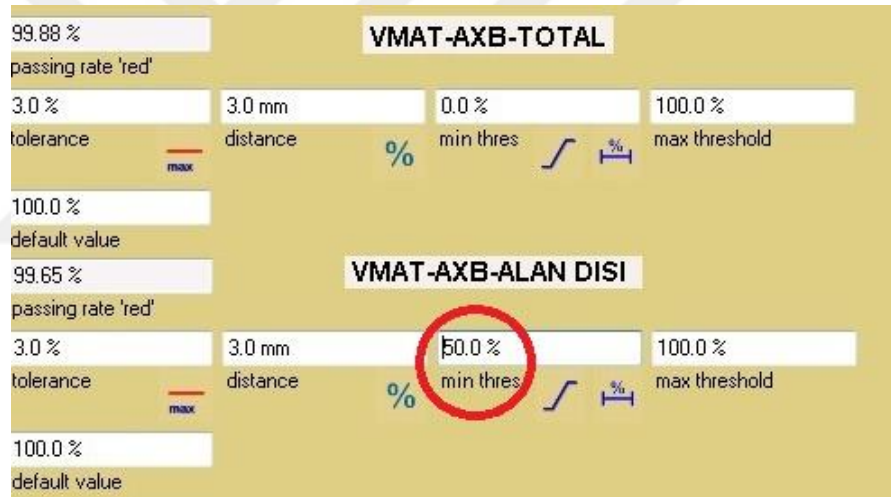
4.1.2. Volumetrik Ark Terapi Planlarının Alan Dışı Doz Değerlendirmesinden Elde Edilen Sonuçlar

VMAT planlarının alan dışı doz değerlendirilmesi öncesi, yazılım üzerinde uyum mesafesi 3mm, tolerans değeri %3 olacak şekilde ayarlanmış ve her algoritma için planlar ayrı ayrı önce total olarak, daha sonrada %50’lik izodozdan itibaren olacak şekilde alan dışı olarak değerlendirilmiştir. AAA hesap algoritması ile hesaplanan VMAT tedavi planının Film QA. Pro. yazılımı üzerinde yapılan total ve alan dışı doz haritasının değerlendirmesinin sonucuna göre, total plan Gakromik EBT3 film ile % 99,94 uyumlu iken alan dışı doz değerlendirmesinde %99,80 uyumludur (Şekil 4.13).



Şekil 4.13: VMAT-AAA Hesap Algoritmasının Tüm Plan ve Alan Dışı Doz Değerlendirmesi

AXB hesap algoritması ile hesaplanmış olan VMAT planının bir bütün olarak değerlendirilmesi sonucu, Radyokromik Film ile %99,88 uyumlu olduğu görülmüştür. Ancak, alan dışı değerlendirme yapıldığında ise alan dışı doz dağılımının Radyokromik Film ile %99,65 uyumlu olduğu görülmüştür (Şekil 4.14).



Şekil 4.14: VMAT-AXB Hesap Algoritmasının Tüm Plan ve Alan Dışı Doz Değerlendirmesi

Yapılan bu değerlendirmelerin sonucu, VMAT planlarının alan dışı doz değerlendirmesinde AAA hesap algoritması, küçük bir fark ile de olsa AXB hesap algoritmasından daha iyi olduğunu göstermiştir (Tablo 19).

	VMAT		
	Total Plan Uyumluluk Yüzdesi	Alan Dışı Doz Uyumluluk Yüzdesi	% Fark
AAA	99,94%	99,80%	0,14%
AXB	99,88%	99,65%	0,23%

Tablo 19: AAA ve AXB algoritmalarının VMAT Alan Dışı Doz Değerlendirmesi

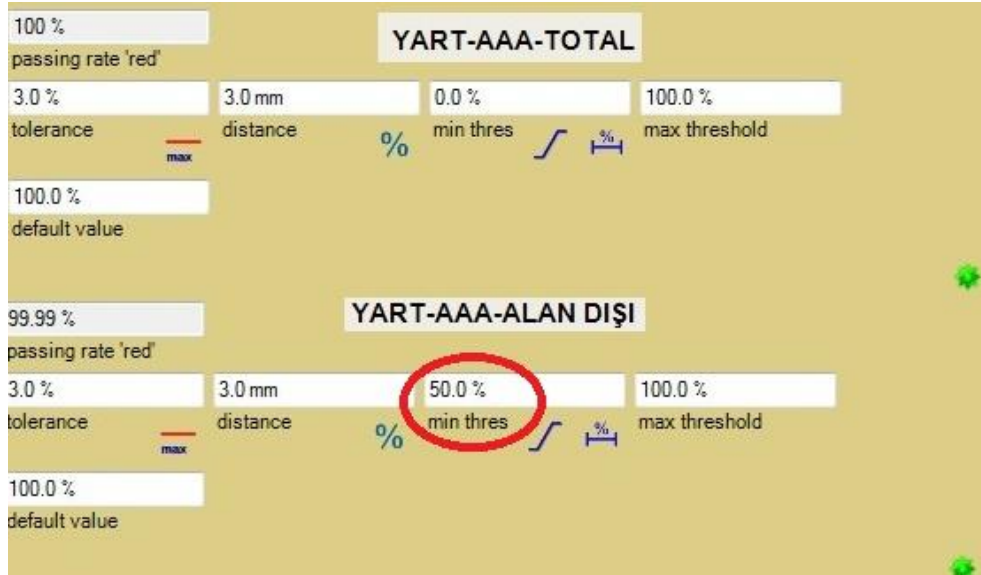
VMAT tedavi planlarında alan dışı doz değerlendirmesi istatistiksel olarak da analiz edildiğinde, hesap algoritmaları ile Radyokromik Film arasındaki farkın anlamlı ($p<0,001$) olduğu bulunmuştur (Tablo 20).

Gruplar	N	cGY			p*
		Film	AAA	AXB	
VMAT	105	145.78±39.10	136.90±38.25	131.22±36.70	<0.001

Tablo 20: VMAT Alan Dışı Doz Değerlendirmesi İstatistiksel Analiz Tablosu

4.1.3. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Planlarının Alan Dışı Doz Değerlendirmesinden Elde Edilen Sonuçlar

YART planlarının alan dışı dozları VMAT ile aynı prensipte değerlendirilmiştir. AAA, AXB ve KDEA ile ayrı ayrı hesaplanmış planlar, Radyokromik Film ile önce total olarak, sonra da minimum eşik değeri ayarlaması yapılarak alan dışı doz değerlendirilmesi yapılmıştır. Değerlendirme öncesi uyum mesafesi 3 mm, tolerans değeri ise %3 olarak ayarlanmıştır. AAA hesap algoritması ile hesaplanan YART planı total olarak Gafkromik EBT3 ile karşılaştırıldığında %100 uyumlu olduğu görülmüştür. Buna karşın minimum eşik değeri %50 olarak ayarlanıp analiz sadece alan dışına indirildiğinde uyum oranının %99,99 olduğu görülmüştür (Şekil 4.15).



Şekil 4.15: YART-AAA Hesap Algoritmasının Tüm Plan ve Alan Dışı Doz Değerlendirmesi

AXB' ye ait YART planının tamamı değerlendirildiğinde, Radyokromik Film ile uyumu %99,98'dir. Alan dışı analizinde ise bu değer %99,95'e düşmüştür (Şekil 4.16).



Şekil 4.16: YART-AXB Hesap Algoritmasının Tüm Plan ve Alan Dışı Doz Değerlendirmesi

KDEA'nın yapılan değerlendirilmesi sonucu, tüm plan uyumunun %99,9, alan dışı doz dağılımı uyumunun ise % 99,75 olduğu bulunmuştur (Şekil 4.17).



Şekil 4.17: YART-KDEA Hesap Algoritmasının Tüm Plan ve Alan Dışı Doz Değerlendirmesi

Yapılan analizlerin sonucunda, hesap algoritmaları içinde Radyokromik Filme en yakın sonucu veren hesap algoritmasının AAA olduğu gözlenmiştir. AAA'ya en yakın sonuç ise AXB algoritmasına aittir. Her iki hesap algoritmasının da sonucu birbirine oldukça yakındır. KDEA ise AAA ve AXB'nin oldukça gerisindedir (Tablo 21).

	YART		
	Total Plan Uyumluluk Yüzdesi	Alan Dışı Doz Uyumluluk Yüzdesi	% Fark
AAA	100,00%	99,99%	0,01%
AXB	99,98%	99,95%	0,03%
KDEA	99,90%	99,75%	0,15%

Tablo 21: AAA, AXB ve KDEA algoritmalarının YART Alan Dışı Doz Değerlendirmesi

YART tedavi planlarının analizi sonucu elde edilen verilerin istatistiksel olarak analiz edilmesi sonucu, algoritmalar ile film arasındaki farkların anlamlı olduğu görülmüştür (Tablo 22).

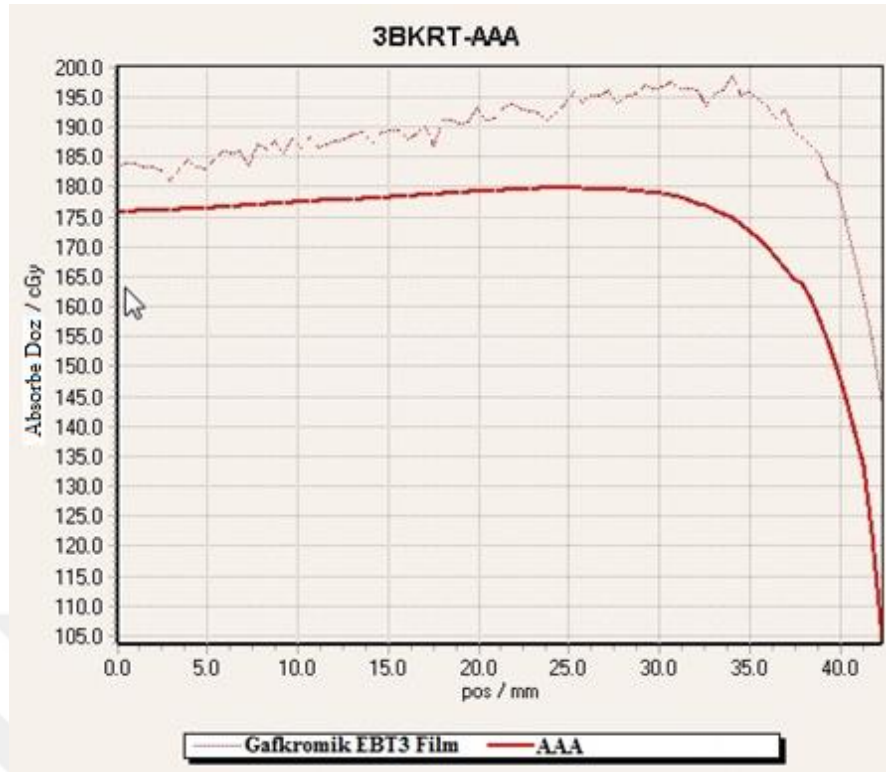
Gruplar	N	cGY				P*
		Film	AAA	AXB	KDEA	
YART	104	160.51±38.25	153.79±42.91	148.42±49.84	153.90±42.22	<0.001

Tablo 22: YART Planlarının Alan Dışı Doz Değerlendirmesi İstatistiksel Analiz Tablosu

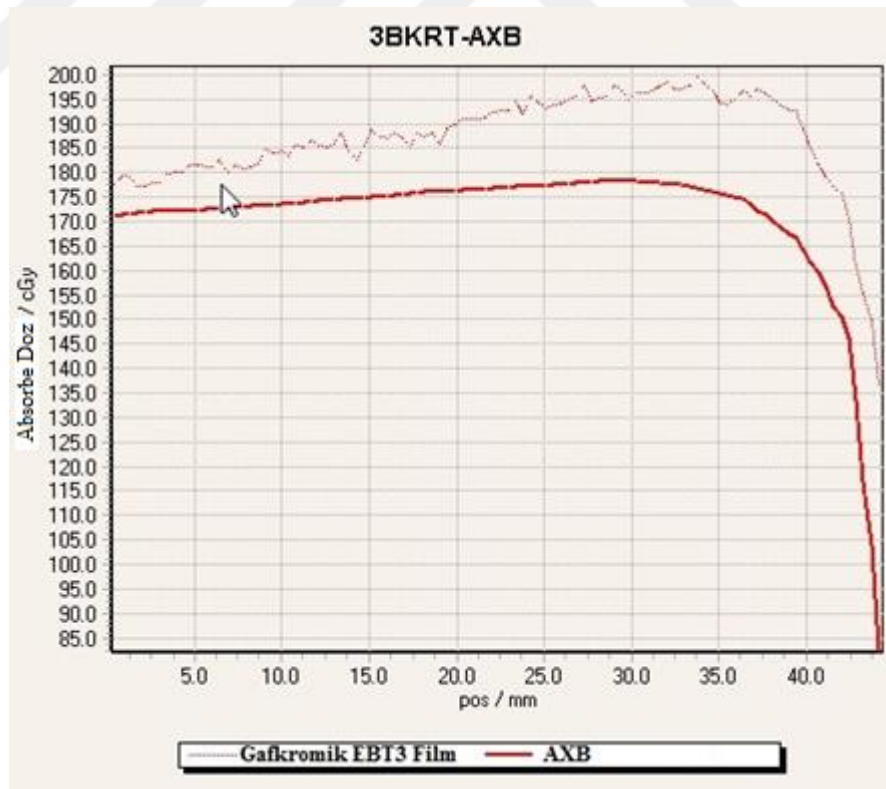
4.2. Yüzey Dozu Değerlendirmesinden Elde Edilen Sonuçlar

4.2.1. Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi Planlarının Yüzey Dozu Değerlendirmesinden Elde Edilen Sonuçlar

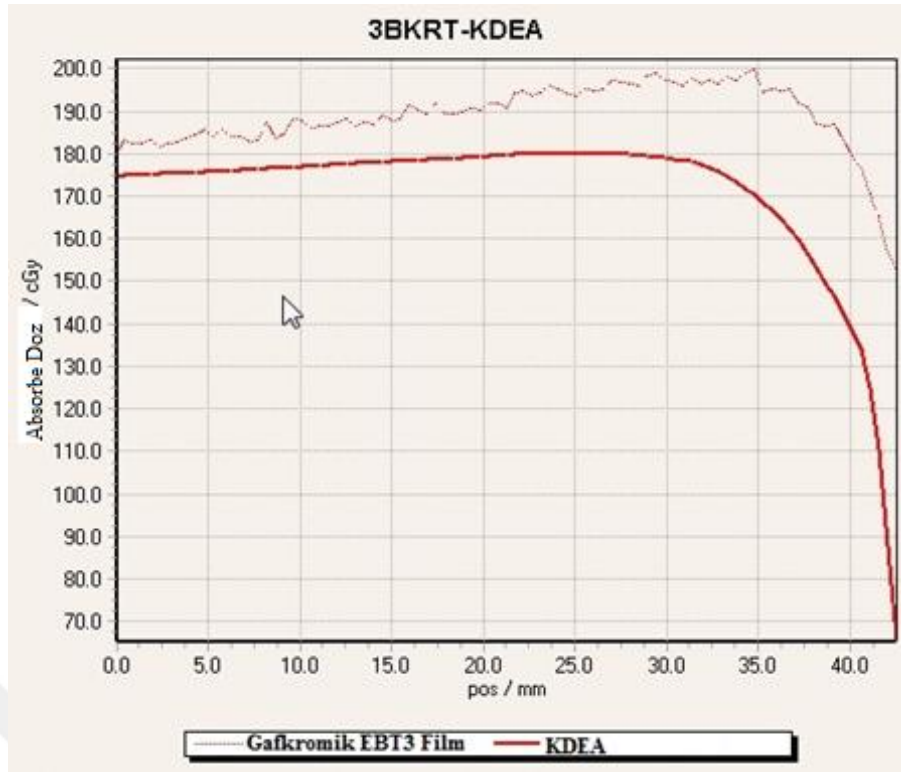
Karşılıklı iki tanjansiyel alan olarak tasarlanmış olan 3BKRT tedavi planı, üç hesap algoritması ile ayrı ayrı hesaplanmış ve Film QA. Pro. yazılımı üzerinde karşılaştırılmıştır. Karşılaştırma sonucunda üç hesap algoritmasının da Radyokromik Filme göre yüzey dozunu daha az hesapladığı görülmüştür (Şekil 4.18a, 4.18b, 4.18c).



Şekil 4.18a: AAA Hesap Algoritmasının Yüzey Dozu Değerlendirme Grafiği



Şekil 4.18b: AXB Hesap Algoritmasının Yüzey Dozu Değerlendirme Grafiği



Şekil 4.18c: KDEA Hesap Algoritmasının Yüzey Dozu Değerlendirme Grafiği

AAA, AXB ve KDEA hesap algoritmalarının her birinin, yüzey dozunu Radyokromik Filme göre daha az hesapladığı grafiklerden de açıkça görülmektedir. Ancak hangi algoritmanın yüzey dozunu gerçeğe en yakın hesapladığı grafikler üzerinden anlaşılamamaktadır. Bu yüzden grafik değerleri Excel yazılımı üzerine aktarılmış ve ortalama absorbe doz farkları ve ortalama % farkları hesaplanmıştır (Tablo 23).

	3BKRT	
	Ort. Abs. Doz Farkı(cGy)	Ort. % Fark
AAA	14,97	8,04
AXB	15,99	8,66
KDEA	18,1	9,79

Tablo 23: 3BKRT Planlarında Hesap Algoritmalarının Absorbe Doz ve % Fark Değerleri

3BKRT planlarında yapılan yüzey dozu değerlendirmesi sonucunda, yüzey dozunu Radyokromik Filme (gerçeğe) göre en iyi hesaplayan algoritmanın AAA olduğu görülmüştür. AAA hesap algoritması, yüzey dozunu EBT3 filminden ortalama %8,04 fark ile hesaplarken,AXB hesap algoritması %8,66 fark ile hesaplamıştır. KDEA ise bu iki hesap algoritmasına göre yüzey dozu hesabından biraz daha geride kalmıştır. KDEA,

yüzey dozunu gerçekte olduğundan %9,79 daha az hesaplamıştır. Ortalama absorbe doz olarak bakıldığında da AAA, yine AXB ve KDEA'nın önündedir. AAA yüzey dozunu filmde ortalama 14,97 cGy daha az hesaplarken, AXB 15,99 cGy daha az, KDEA 18,1 cGy daha az hesaplamıştır. Elde edilen verilerin istatistiksel analizi sonucu p değeri $p < 0,001$ olarak bulunmuştur. Bu sonuçtan da anlaşıldığı üzere, hesap algoritmaları ile Radyokromik Film arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlıdır (Tablo 24).

Gruplar	N	cGY				P*
		Film	AAA	AXB	KDEA	
3BKRT	88	188.29±8.65	173.32±12.84	170.84±15.38	171.85±15.64	<0.001

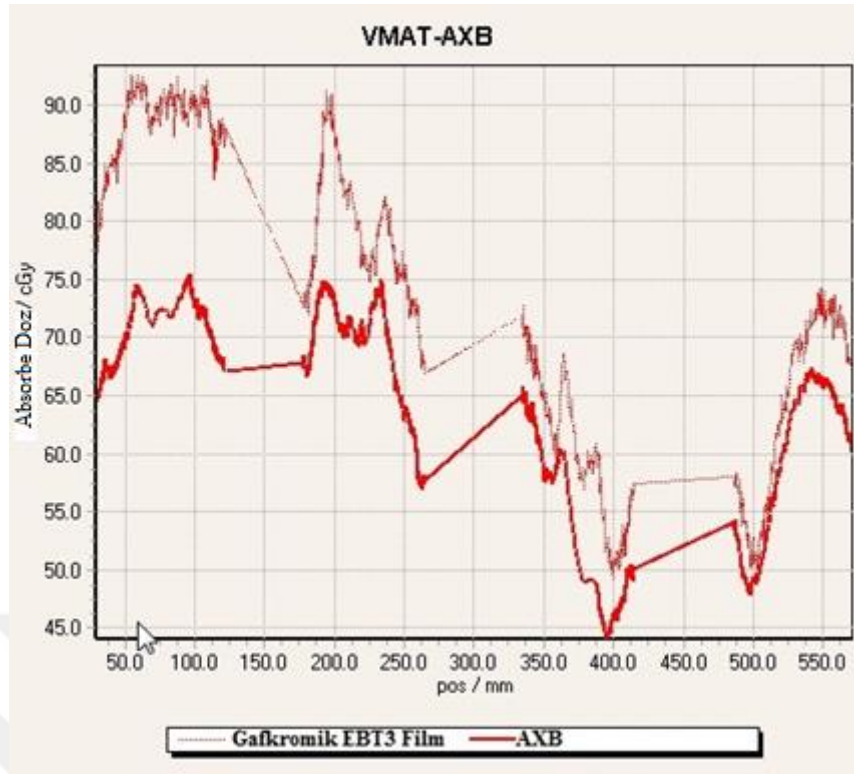
Tablo 24: 3BKRT Planlarının Yüzey Dozu İstatistiksel Analiz Tablosu

4.2.2. Volumetrik Ark Tedavi Planlarının Yüzey Dozu Değerlendirmesinden Elde Edilen Sonuçlar

Tasarlanan VMAT planı, üç hesap algoritmasının her biri ile ayrı ayrı hesaplanmış ve Film QA. Pro. yazılımı ile analiz edilmiştir. Yapılan analiz sonucunda şekil 4.19a ve 4.19b'de görülen grafikler elde edilmiştir.



Şekil 4.19a: AAA ile Hesaplanan VMAT Planının Yüzey Dozu Değerlendirme Grafiği



Şekil 4.19b: AXB ile Hesaplanan VMAT Planının Yüzey Dozu Değerlendirme Grafiği

Elde edilen grafiklerdende anlaşılağı üzere, AAA ve AXB hesap algoritmasının her biri, yüzey dozunu Radyokromik Filme göre olduğundan daha az hesaplamıştır. Grafiklerin sayısal değerleri üzerinden yapılan hesaplama sonucu ortalama absorbe doz farkı ve % farkı değerleri elde edilmiştir (Tablo 25).

	VMAT	
	Ort. Abs. Doz Farkı(cGy)	Ort. % Fark
AAA	9,19	10,18
AXB	9,97	12,92

Tablo 25: VMAT Planlarında Hesap Algoritmalarının Absorbe Doz ve % Fark Değerleri

Hesaplama sonucunda VMAT planlarında AAA yüzey dozunu Gafkromik filme göre ortalama %10,18 daha az hesaplarken, AXB ise %12,92 daha az hesaplamıştır. Ortalama absorbe doz farkı olarak kıyaslandığında da AAA, yüzey dozunu ortalama 9,19 cGy daha az hesaplarken, AXB ise 9,97 cGy daha az hesaplamıştır. Sonuç olarak, VMAT tedavi planlarında yüzey dozunu AAA hesap algoritmasının daha iyi ve gerçeğe daha yakın hesapladığı görülmüştür.

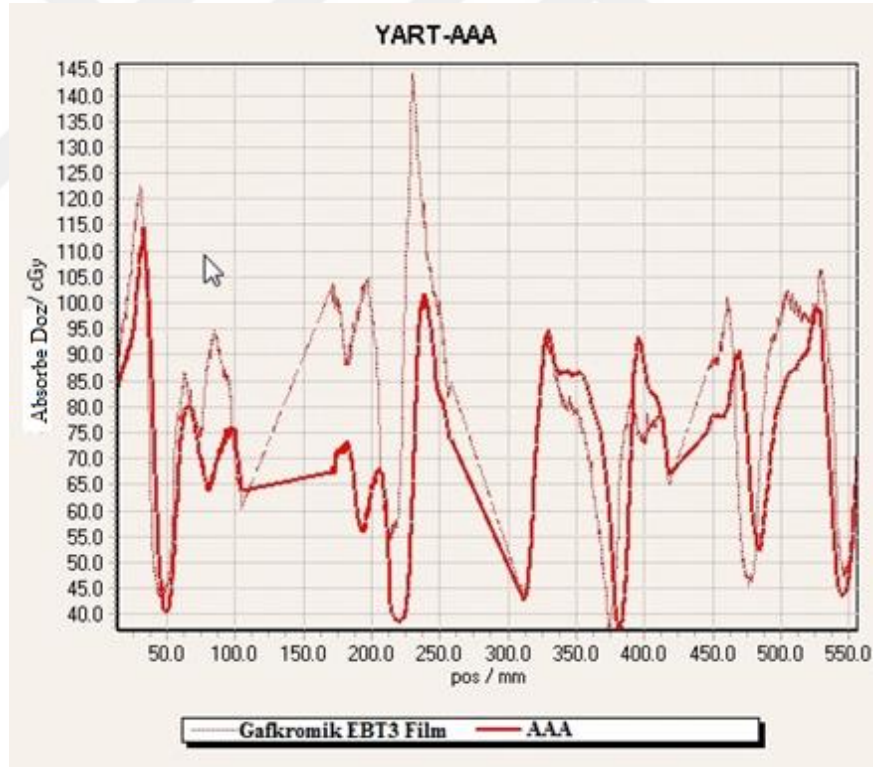
Ayrıca veriler istatistiksel olarak incelendiğinde de hesap algoritmaları ile film arasındaki farkların anlamlı ($p<0,001$) olduğu görülmektedir (Tablo 26).

Gruplar	N	cGY			P*
		Film	AAA	AXB	
VMAT	834	72.34±15.07	63.14±7.81	63.52±8.67	<0.001

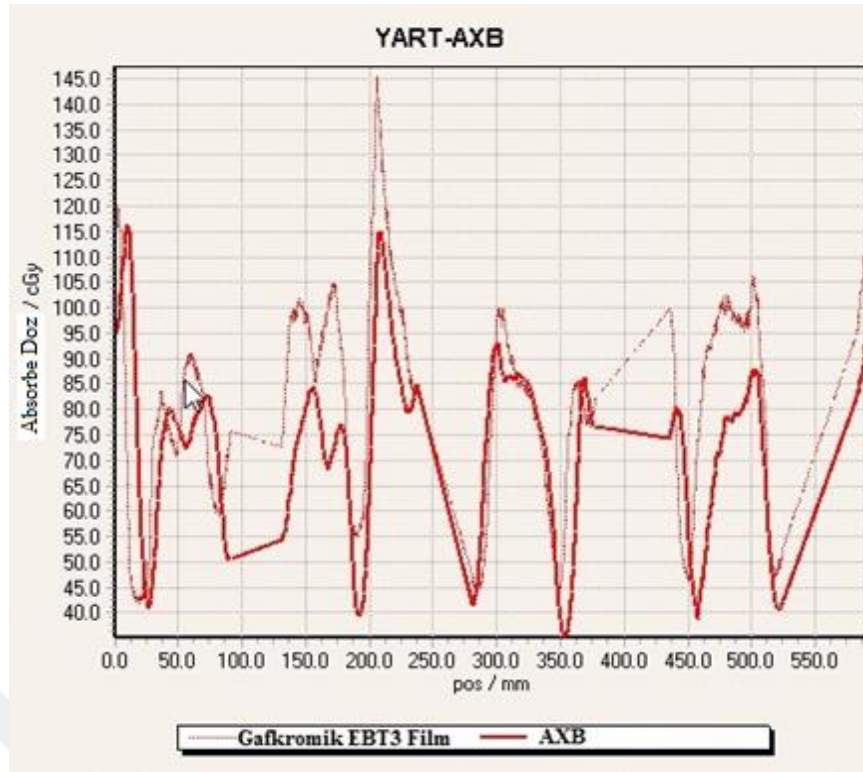
Tablo 26: VMAT Yüzey Dozu İstatistiksel Analiz Tablosu

4.2.3. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Planlarının Yüzey Dozu Değerlendirmesinden Elde Edilen Sonuçlar

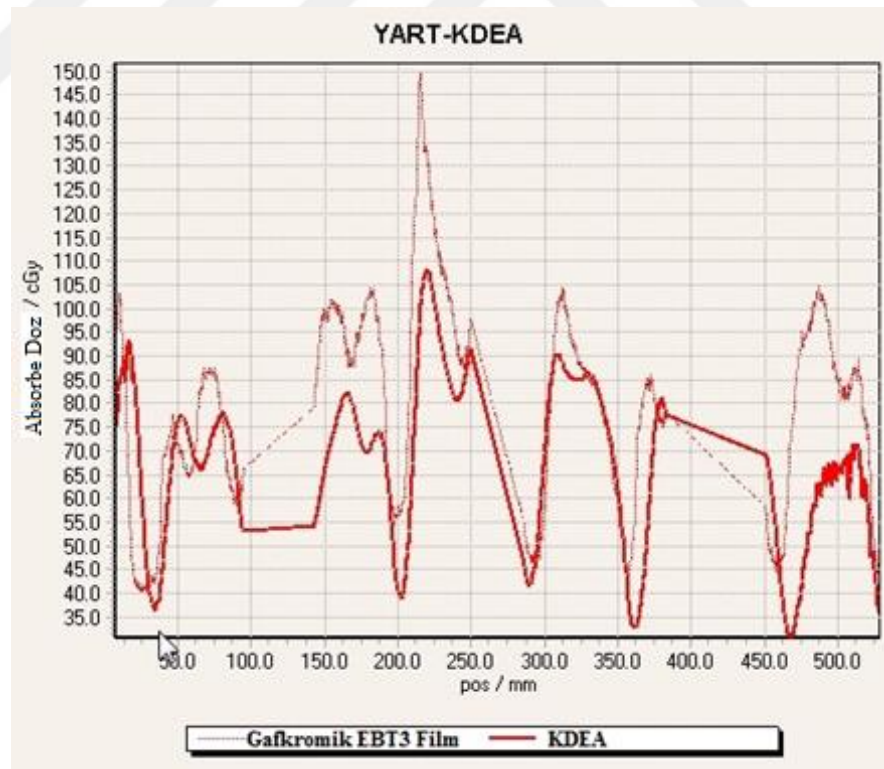
AAA, AXB ve KDEA hesap algoritmalarının her biri ile ayrı ayrı hesaplanan YART tedavi planları, Film QA. Pro. yazılımı ile değerlendirilmiştir. Değerlendirme sonucunda, her algoritma için ayrı ayrı grafikler elde edilmiştir. Elde edilen grafikler şekil 4.20a, 4.20b ve 4.20c’de gösterilmiştir.



Şekil 4.20a: AAA ile Hesaplanan YART Planının Yüzey Dozu Değerlendirme Grafiği



Şekil 4.20b: AXB ile Hesaplanan YART Planının Yüzey Dozu Değerlendirme Grafiği



Şekil 4.20c: KDEA ile Hesaplanan YART Planının Yüzey Dozu Değerlendirme Grafiği

Grafiklerden de kolayca anlaşılacağı üzere, hesap algoritmalarının her biri, yüzey dozunu Radyokromik Filme göre olduğundan daha az hesaplamıştır. Hesap algoritmaları yüzey dozunu grafiklerde yer yer olduğundan fazla hesaplıyor gibi gözükse de geneline bakıldığında ve sayısal olarak hesaplandığında, üç hesap algoritmasının da yüzey dozunu olduğundan daha az hesapladığı belirlenmiştir. Yapılan sayısal değerlendirmeler sonucu algoritmaların ortalama absorbe doz farklılıkları ve % fark değerleri tablo 27’de gösterilmiştir.

	YART	
	Ort. Abs. Doz Farkı(cGy)	Ort. % Fark
AAA	8,07	6,58
AXB	8,56	7,25
KDEA	11,93	11,88

Tablo 27: YART Planlarında Hesap Algoritmalarının Absorbe Doz ve % Fark Değerleri

YART tedavi planlarının analizi sonucu, AAA hesap algoritması yüzey dozunu gerçekte olduğundan % 6,58 daha az olarak hesaplamıştır. AAA’ya en yakın olarak AXB hesap algoritması, yüzey dozunu % 7,25 daha az hesaplamıştır. KDEA hesap algoritması ise %11,88 ile AXB ve AAA’nın gerisinde kalmıştır. Gerek ortalama absorbe doz farkı ile yapılan değerlendirmenin sonucunda, gerekse % fark ile yapılan değerlendirmelerin sonucunda, AAA hesap algoritmasının AXB ve KDEA algoritmasına göre yüzey dozunu gerçeğe daha yakın hesapladığı görülmüştür. Bunun yanı sıra verilerin istatistiksel analizi sonucunda da $p<0,001$ olarak bulunmuştur ki bu bize hesap algoritmaları ile film arasındaki farkların anlamlı olduğunu göstermektedir (Tablo 28).

Gruplar	N	cGY				P*
		Film	AAA	AXB	KDEA	
YART	953	81.11±21.08	73.61±16.92	72.77±17.95	70.16±17.59	<0.001

Tablo 28: YART Yüzey Dozu İstatistiksel Analiz Tablosu

5.TARTIŞMA ve SONUÇ

Çalışmamızda Eclipse TPS hesap algoritmaları, hem yüzey dozu bakımından hem de alan dışı doz bakımından ayrı ayrı değerlendirilmiştir. Yüzey dozu değerlendirmesinin sonucunda,3BKRT’de yüzey dozu Radyokromik Filme göre AAA hesap algoritması tarafından %8,04, AXB tarafından %8,66 ve KDEA tarafından %9,79 daha az hesaplandığı görülmüştür. Bizim çalışmamıza benzer olarak Vanessa Panettieri ve Pierre Barsoum’un 2008 yılında yaptığı çalışmanın sonucunda, AAA ve KDEA’nın her ikisinde yüzey dozunu olduğundan az hesapladığı belirtilmiştir (2). Aynı şekilde, Roumiana ve arkadaşlarının 2010 yılında yaptığı çalışmada da AAA ve KDEA’nın yüzey dozunu olduğundan daha az hesapladığı belirtilmiştir (63).

YART planlarında yapılan değerlendirmeler sonucunda, yüzey dozunu AAA’nın %6,58, AXB’nin %7,25, KDEA’nın ise %11,88 daha az hesapladığı görülmüştür. VMAT planlarında ise yüzey dozu AAA tarafından %10,18, AXB tarafından %12,92 daha az hesaplandığı görülmüştür. Sonuçlarımıza paralel olarak, Srivastava ve arkadaşlarının 2012 yılında yaptıkları çalışmada, yoğunluk modülasyonu yapılmış planlarda hesaplanan dozun ölçülen dozdan daha az olduğu belirtilmiştir (64). Literatürde yer alan çalışmalarda yüzey dozu ölçümleri yapılmış ve bunun sonucunda hesaplanan yüzey dozunun, ölçülen yüzey dozu ölçümlerinden daha az olduğu tespit edilmiştir. Ancak, çalışmamızda olduğu gibi birebir olarak hesap algoritmalarının % fark değerleri belirtilen bir çalışma literatürde bulunmamaktadır. Hounsell ve Wilkinson yaptıkları çalışma sonucunda, yüzey dozunun 3 ana kaynağı olduğunu belirtmişlerdir (64).Bu ana kaynaklar:

- Primer foton demeti
- Hastadan geri saçılan radyasyon
- Hasta dışındaki bölgede kontaminasyon radyasyonu’dur.

Çalışmamızda alan dışı doz değerlendirmesi 3BKRT, YART ve VMAT planları için ayrı ayrı ele alınmıştır. 3BKRT planları için alan dışı doz, 3 ayrı derinlik ve 3 ayrı alan boyutunda incelenmiş ve hesap algoritmalarının her biri için, bu 3 alan boyutu ve derinliklerde bir ortalama % fark hesaplanmıştır (Tablo 29).

3BKRT									
	5x5			10x10			20x20		
	1,5cm	5cm	10cm	1,5cm	5cm	10cm	1,5cm	5cm	10cm
	Ort. % Fark	Ort. % Fark	Ort. % Fark	Ort. % Fark	Ort. % Fark	Ort. % Fark	Ort. % Fark	Ort. % Fark	Ort. % Fark
AAA	19,2	15,16	10,11	2,28	1,8	0,2	2,04	1,35	0,1
AXB	19,9	19,16	14,06	5,94	5,2	4,5	5,67	4,73	2,12
KDEA	64,8	45,09	33,81	56,72	42,36	26,13	58,52	42,98	25,41

Tablo 29: 3BKRT Alan Dışı Doz Değerlendirme Sonuç Tablosu

Tablo 21’de görülebileceği üzere, konformal planlar için yapılan alan dışı doz değerlendirmesinin sonucuna göre, her üç hesap algoritması alan dışı dozu olduğundan daha az hesaplamıştır. Ancak % farklar incelendiğinde AAA hesap algoritmasının her derinlik ve alan boyutunda AXB ve KDEA algoritmasından daha iyi hesapladığı görülmüştür. Rebecca M. Howell ve arkadaşları 2010 yılında yaptıkları çalışmada, TPS hesap algoritmalarının periferik dozu olduğundan az hesapladıklarını belirtmişlerdir (68). Howell ve arkadaşları yaptıkları bu çalışmada, alan dışı dozu ortalama %40 ile %20 arasında değişen bir fark ile hesaplamışlardır. Ancak, 2012 yılında Jessie Y. Huang ve arkadaşları yaptıkları çalışma sonucunda, TPS tarafından hesaplanan periferik dozun, ölçülen dozdan ortalama %50 daha az olduğunu belirtmişlerdir (69). 2010 ve 2012 yılında yapılmış olan her iki çalışmada da TPS algoritmaları tam olarak belirtilmemiş ve genelleme yapılmıştır. Ancak Vanderbilt Üniversitesi’nde yapılan bir çalışmada, AAA hesap algoritmasının alan dışı dozu ölçülenden daha az hesapladığı özellikle belirtilmiştir (70). Ayrıca çalışmamızla uyumlu olarak 2011 yılında Frank Van Den Heuvel ve arkadaşları, yaptıkları çalışma sonucunda, konformal planlarda AAA ve KDEA’nın alan dışı dozu olduğundan daha az hesapladıklarını göstermişlerdir (71). Konformal tedavi planlarının sonuçları incelendiğinde, Eclipse TPS hesap algoritmalarının alan boyutu ve derinlik arttıkça alan dışı dozu daha az bir fark ile hesapladıkları görülmüştür. Bu sonuçla paralel olarak, 2006 yılında Balasuramian ve arkadaşları yaptıkları çalışma sonucunda alan dışı dozun, alan boyutu, derinlik ve enerjinin bir fonksiyonu olduğunu bulmuşlardır (65).

YART ve VMAT planlarının alan dışı doz değerlendirmesi sonucunda elde ettiğimiz sonuçlar konformal planlara göre daha düşüktür (Tablo 30).

YART			
	Total Plan Uyumluluk Yüzdesi	Alan Dışı Doz Uyumluluk Yüzdesi	% FARK
AAA	100,00%	99,99%	0,01%
AXB	99,98%	99,95%	0,03%
KDEA	99,90%	99,75%	0,15%
VMAT			
	Total Plan Uyumluluk Yüzdesi	Alan Dışı Doz Uyumluluk Yüzdesi	% FARK
AAA	99,94%	99,80%	0,14%
AXB	99,88%	99,65%	0,23%

Tablo 30: YART ve VMAT Alan Dışı Doz Değerlendirme Sonuç Tablosu

Tablo 22’de görüldüğü üzere, YART ve VMAT planlarında Eclipse TPS hesap algoritmalarının her biri, alan dışı dozu Radyokromik Filme göre çok minik bir fark ile daha az hesaplamışlardır. Sonuçlardan da açıkça görülebileceği üzere, bu üç hesap algoritması kendi arasında kıyaslandığında, hem YART hem de VMAT planlarında AAA hesap algoritması, AXB ve KDEA göre çok küçük bir farkla alan dışı dozu daha iyi hesaplamaktadır. Jessie Y. Huang ve arkadaşlarının 2012 yılında yapmış oldukları çalışmanın sonucunda, bizim çalışmamıza benzer olarak YART ve VMAT planlarında TPS’in hesapladığı alan dışı dozun, ölçülen alan dışı dozdan daha az olduğu belirtilmiştir (69). Yapılan değerlendirme sonucunda, VMAT ve YART planlarının % farkları hesaplandığında hepsinin farkının %1’den daha küçük değerler olduğu görülmüştür (Tablo 22). Bu sonuca paralel olarak Vanderbilt Üniversitesinin yapmış olduğu çalışmada, YART ve VMAT planlarında TPS tarafından hesaplanan alan dışı dozun %1-2’den daha az olduğu belirtilmiştir. Buna ek olarak 2011 yılında Frank Van Den Heuvel ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada da YART ve VMAT planlarında TPS’nin hesapladığı alan dışı dozun %1 kadar daha az olduğu gösterilmiştir. Literatürde yer alan kaynaklara göre alan dışı dozun 3 ana kaynağı olduğu ileri sürülmüştür. Bunlar:

- Tedavi ünitesinin kafa yapısından kaynaklanan radyasyon sızıntısı
- Sekonder kolimatörden kaynaklanan saçılmalar
- Hastaya bağlı olan iç saçılmalardır (62,66,67).

Bu sebeplerden dolayı literatürde alan dışı dozların tedavi ünitelerinin tasarımına bağlı olarak değişebileceği öne sürülmektedir (62).

KAYNAKLAR

1. Srivastava R.P., Puysleyr De A., Wagter De C. (2012). Skin dose assessment in intensity-modulated radiation fields with film dosimetry.
2. Vanessa Panetteri, Pierre Barsoum, Mathias Westermarck ve diğerkleri (2009). AAA and PBC calculation accuracy in the surface build-up region in tangential beam treatments. Phantom and breast case study with the monte carlo code PENELOPE.
3. Roumiana Chakarova, Magnus Gustafsson, Anna Back ve diğerkleri (2012). Superficial dose distribution in breast for tangential radiation treatment, monte carlo evalution of Eclipse algorithms in case of phantom and patient geometries.
4. Khan, F.M. (2003). The Physics of Radiation Therapy. Third Edition. Baltimore: Lippincott Williams and Wilkins.
5. Verhey, J.L., (2009). Comparison of three-dimensional conformal radiation therapy and intensity-modulated radiation therapy systems.
6. Khan, F.M. (2007). Treatment Planning in Radiation Oncology. Second Edition. Baltimore: Lippincott Williams and Wilkins.
7. Iftikhar, A., Wazir, M. Ve diğerkleri. (2010). Comparison of lead and cerrobend blocks for incident photon flux of 6 and 15 MV x-rays.
8. Jeraj, M., Robar, V., (2004). Multileaf collimator in radiotherapy. Department of radiotherapy, Institute of Oncologyi Ljubjana, Slovenia.
9. Cheung, K.Y., (2006). Intensity-modulated radiotherapy: advantages, limitations and future developments.
10. Acun, H., Kemikler, G., Çakır, A., ve diğerkleri. (2011). Statik IMRT (step and shoot) yöntemine göre oluşturulan IMRT planlarının dozimetrik doğrulanmasına segment sayısının etkisi.
11. Rowshanfarzad, P., Sabet, M., ve diğerkleri. (2012). Gantry angle determination durin arc IMRT: evaluation of a simple EPID-based technique and two commercial inclinometers.
12. Anniken D., (2013). Comparison of dose distributions resulting from IMRT and VMAT and assessment of MLC leaf positioning errors.
13. Palma, D., Vollans, E., James, K. Ve diğerkleri. (2008). Volumetric modulated arc therapy for delivery of prostate radiotherapy: Comparison with intensity-modulated radiotherapy and three-dimensional conformal radiotherapy.

14. Peng, F. (2013). Optimization methods for volumetric modulated arc therapy and radiation therapy under uncertainty.
15. Jeraj, R., Keall, P., (1999). Monte carlo- based inverse treatment planning.
16. Gunderson, L., Tepper, J.E., (2006). Clinical Radiation Oncology Second Edition.
17. McMahon, R.L., (2008). Planning and delivery of four-dimensional radiation therapy with multileaf collimators.
18. Lanchun, L. (2013). Dose calculation algorithms in external beam photon radiation therapy.
19. Uwe, O., Scholz, C. : Dose calculation algorithms.
20. Anders Josefsson (2008). Evaluation of the anisotropic analytic algorithm for 6 MV photon energy. Master Degree Thesis in Radiation Physics.
21. Esch, A.V., Tillikainen, L. Ve diğerleri. (2006). Testing of the analytic anisotropic algorithm for photon dose calculation. Medical Physics Vol. 33 No:11, November 2006.
22. Park, J.H., (2014). Acuros XB for dose calculations in external beam photon radiotherapy: mini review.
23. Rana, S., Rogers, K., Pokharel, S. Ve diğerleri. (2013). Acuros XB algorithm vs. anisotropic analytical algorithm: A dosimetric study using heterogeneous phantom and computed tomography (CT) data sets of esophageal cancer patients.
24. Fogliata, A., Nicolini, G. Ve diğerleri. (2011). Dosimetric evaluation of Acuros XB advanced dose calculation algorithm in heterogeneous media.
25. Failla, A.G., Wareing, T. ve diğerleri. Acuros XB advanced dose calculation for the eclipse treatment planning system.
26. Bush, K., Gagne, M., Zavgorodni, S. ve diğerleri. (2011). Dosimetric validation of acuros XB with monte carlo methods for photon dose calculations.
27. Buzdar, S.A., Afzal, M., Todd-pokropek, A. (2010). Comparison of pencil beam and collapsed cone algorithms, in radiotherapy treatment planning for 6 and 10 MV photon.
28. Vanessa Panetteri, Pierre Barsoum, Mathias Westermarck ve diğerleri (2009). AAA and PBC calculation accuracy in the surface build-up region in tangential beam treatments. Phantom and breast case study with the monte carlo code PENELOPE.

29. Yoo, S., Wu, Q., O'Daniel, J. Ve diğeri. (2012). Comparison of 3D conformal breast radiation treatment plans using the anisotropic analytical algorithm and pencil beam convolution algorithm.
30. Gülay Karagöz. (2013). Yoğunluk ayarlı radyoterapi tekniğinde yaprak hareketlerinin tekrarlanabilirliğinin DAVID in-vivo dozimetrik sistemi ile incelenmesi.
31. Gopal B. Saha. (2006). Physics and radiobiology of nuclear medicine-gas filled dedectors.
32. Jones and Bartlett Publishers, LCC. Small instrument-chapter 1: Gas filled dedectors.
33. Paul R. Steinmeyer. Ion chambers: Everything you have wanted to know.
34. Mathot, M., Sobczak, S., Hoornaert, M.T. (2014). Gafchoromic film dosimetry: four year experience using FilmQA Pro software and Epson flatbed scanners.
35. Lewis, D., Micke A., Yu, X., Chan, M.F. (2012). An efficient protocol for radiochoromic film dosimetry combining calibration and measurement in a single scan.
36. Sloban Devic. (2011). Radiochoromic film dosimetry: Past, present and future.
37. Mehmet Yüksel-Doktora Tezi (2013). Doğal ve katkılanmış bor minerallerinin dozimetre geliştirmek amacıyla termolüminesans (TL) yöntemi kullanılarak çalışılması.
38. Herman, M.G., Batter, J.M. ve diğeri-Task Group 58. (2001). Clinical use of electronic portal imaging: Report of AAPM radiation therapy comittee task group 58.
39. Wozniak, B., Ganowicz, M. Ve diğeri. (2005). A comparison of the dosimetric properties of the electronic portal imaging devices (EPIDs) LC250 and AS500.
40. Fazlı Yağız Yedekçi. (2013). Yoğunluk ayarlı radyoterapi (YART) tekniğinde in vivo dozimetri için elektronik portal görüntüleme sistemi (EPID) ve diyot dedektörlerin kullanılması.
41. Aydın Çakır, Hatice Bilge. (2013). Yoğunluk ayarlı radyoterapide kalite kontrol yöntemleri.
42. Low, D.A., Dempsey, J.F. (2003). Evaluation of the gamma dose distribution comparison method.
43. Low, D.A., Harms, W.B. ve diğeri. (1997). A technique for the quantitative evaluation of dose distributions.

44. Varian Medical System. Varian Trilogy Tx User Manual.
45. Siemens Medical. SOMATOM Definition environmental product declaration.
46. Varian Medical Systems. Eclipse treatment planning customer release note.
47. PTW-Freiburg. Instruction manual RW3 slab phantom T29672 and T40006.
48. PTW-Freiburg and PTW-New York (2015). Radiation Medicine QA Solutions.
49. PTW-Freiburg. PTW ionization radiation detectors catalog 2006/2007.
50. <http://www.meditel.com.tr/urunler/radyoterapi-diger-urunler/radyo-terapi/ptw>
51. <http://www.ptw.de/2246.html>
52. Lewis, D., Micke, A. Ve diğeri (2012). An efficient protocol for radiochromic film dosimetry combining calibration and measurement in a single scan.
53. Bekerat, H., Devic, S., DeBlois, F. Ve diğeri. (2014). Improving the energy response of external beam therapy (EBT) Gafchromic TM dosimetry films at low energies (≤ 100 keV).
54. Kevin Mackenzie Alexander (2014). Development of a novel readout system for radiochromic film dosimetry.
55. <http://www.ashland.com/Ashland/Static/Documents/ASI/Advanced%20Materials/gafchromic-ebt3.pdf>
56. <http://www.epson.com.tr/tr/tr/viewcon/corporatesite/products/mainunits/overview/1744>
57. FilmQA Pro. User Manual (2013).
58. Rana, S., Pokharel, S. (2013). Verification of dose calculation algorithms in a multilayer heterogeneous phantom using films.
59. Christopher G. Soares (2006). Radiochromic film dosimetry.
60. Butson, M.J., Peter, K.N. ve diğeri. (2003). Radiochromic film for medical radiation dosimetry.
61. Mizuno, H., Takahashi, Y. Ve diğeri. (2012). Homogeneity of gafchromic EBT2 film among different lot numbers.
62. Annamalai, G., Velayudham, R. (2009). Comparison of peripheral dose measurements using ionization chamber and MOSFET detector.
63. Chakarova, R., Gustasson, M. Ve diğeri. (2011). Superficial dose distribution in breast for tangential radiation treatment, Monte carlo evaluation of Eclipse algorithms in case of phantom and patient geometries.
64. Srivastava, R.P., Puyssseleyr, De A., Wagter, C.D. (2012). Skin dose assessment in unmodulated and intensity-modulated radiation fields with film dosimetry.

65. Balasubramanian, R., Sellakumar, P. Ve diğerleri. (2006). Measurement of peripheral dose for multileaf collimator based linear accelerator.
66. Wiezorek, T., Georg, D. Ve diğerleri. (2009). Experimental determination of peripheral photon dose components for different techniques and linear accelerators.
67. Mohsin, N.I., Zakaria, R.A., Wong, M.F. (2014). Peripheral dose measurement for 6 MV photon beam.
68. Howell, R.M., Scarboro, S.B. ve diğerleri. (2010). Accuracy of out of field dose calculations by a commercial treatment planning system.
69. Huang, J.Y., Followill, D.S. ve diğerleri. (2012). Accuracy and sources of error of out of field dose calculations by a commercial treatment planning system for intensity modulated radiation therapy treatments.
70. Vanderbilt University, Nashville, T.N. (2013). Investigation of IMRT out of field dose calculation accuracy for a commercial treatment planning system.
71. Van den Heuvel, F., Defraene, G. Ve diğerleri. (2011). Out of field contribution for IMRT and volumetric modulated arc therapy measured using gafchromic films and compared to calculations using a superposition/convolution based treatment planning system.
72. Klein E.E., Masarang B., Wood R., Mansur D. (2006). "Peripheral doses from pediatric IMRT."





