



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ACIBADEM ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİ PLANLARININ
PORTAL DOZİMETRİ İLE KALİTE KONTROLÜNDE
KULLANILAN PDIP VE GLAaS ALGORİTMALARININ
KARŞILAŞTIRILMASI**

ALPAY LEVENT
YÜKSEK LİSANS TEZİ

RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI
SAĞLIK FİZİĞİ YÜKSEK LİSANS PROGRAMI

DANIŞMAN
Yrd. Doç. Dr. Banu Atalar

İSTANBUL-2012



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ACIBADEM ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİ PLANLARININ
PORTAL DOZİMETRİ İLE KALİTE KONTROLÜNDE
KULLANILAN PDIP VE GLAaS ALGORİTMALARININ
KARŞILAŞTIRILMASI**

ALPAY LEVENT
YÜKSEK LİSANS TEZİ

RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM DALI
SAĞLIK FİZİĞİ YÜKSEK LİSANS PROGRAMI

DANIŞMAN
Yrd. Doç. Dr. Banu Atalar

İSTANBUL-2012

TEZ ONAYI

Kurum : Acıbadem Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Programın seviyesi : Yüksek Lisans (X) Doktora ()
Anabilim Dalı : Radyasyon Onkolojisi
Tez Sahibi : Alpay LEVENT
Tez Başlığı : Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Planlarının Portal Dozimetri ile Kalite Kontrolünde Kullanılan PDIP ve GLAaS Algoritmalarının Karşılaştırılması
Sınav Yeri : Acıbadem Maslak Hastanesi / İstanbul
Sınav Tarihi : 18.10.2012

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

Danışman (Unvan, Adı, Soyadı)	Kurumu	İmza
Yrd. Doç. Dr. Banu ATALAR	Acıbadem Üniversitesi	
Sınav Jüri Üyeleri (Unvan, Adı, Soyadı)		
Prof. Dr. Enis ÖZYAR	Acıbadem Üniversitesi	
Prof. Dr. Ercan KARAARSLAN	Acıbadem Üniversitesi	
Yrd. Doç. Dr. Banu ATALAR	Acıbadem Üniversitesi	

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

Prof. Dr. Enis ÖZYAR

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün aşamalarda 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.

Alpay LEVENT

TEŞEKKÜR

Tezimin hazırlanması sırasında yapmış olduğu değerli katkılardan dolayı danışmanım Sayın Yrd. Doç. Dr. Banu ATALAR'a,

Yüksek lisans eğitimim boyunca bilgi ve tecrübelerini bize aktaran, ilgi ve desteğini eksik etmeyen hocalarım Acıbadem Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü Sayın Prof. Dr. Enis ÖZYAR'a, Sayın Doç Dr. Hale Başak ÇAĞLAR'a, Sayın Gökhan AYDIN'a, Sayın Görkem GÜNGÖR'e, Sayın Bülent YAPICI'ya, Sayın Halil KÜÇÜCÜK'e ve Sayın Dr. Öznur ŞENKESEN'e,

Meslek hayatıma değerli tecrübeleri ve güzel yaklaşımıyla katkı sağlayan Sayın Namık YALÇIN'a,

Güzel çalışma ortamını sağlayan Eğitim Sorumlusu Sayın Uzm. Dr. Nalan ASLAN'a ve Ankara Numune Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Kliniğı çalışanlarına,

Tez çalışmam süresince manevi destekleriyle yanımda olan Sayın Mehmet Özgür TEMEL'e, Sayın Meltem YILMAZ'a ve Sayın Zehra YILDIRIM'a,

Teknik desteklerini esirgemeyen Varian Medical Systems'tan Sayın Tuğçe KICI'ya ve Varinak Onkoloji Sistemleri A.Ş. mühendislerine,

Her zaman yanımda olan canım aileme ve Sayın Nihan ÇELİK'e

Teşekkürlerimi sunarım...

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
TEZ ONAYI	ii
BEYAN.....	iii
TEŞEKKÜR.....	iv
İÇİNDEKİLER	v
KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ.....	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ	xi
RESİMLER LİSTESİ	xiii
TABLolar LİSTESİ.....	xiv
ÖZET	1
SUMMARY.....	2
1. GİRİŞ VE AMAÇ	3
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapinin Gelişimi	4
2.2. Çok Yapraklı Kolimatör	6
2.3. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Teknikleri	7
2.3.1. Sabit gantri yoğunluk ayarlı radyasyon terapisi (YART).....	7
2.3.1.1. Statik YART (sYART)	8
2.3.1.2. Dinamik YART (dYART).....	9
2.3.2. Yoğunluk ayarlı ark terapisi (YAAT).....	9
2.4. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Tedavisi Planlama.....	10
2.5. Optimizasyon Algoritmaları	11
2.6. Doz Hesaplama Algoritmaları.....	11
2.6.1. Anisotropic Analytical Algorithm (AAA)	12

2.6.1.1.	AAA'de doz hesaplama	12
2.6.1.2.	Hacimsel doz hesaplama	15
2.6.1.3.	Evrişim modelleri	15
2.6.1.4.	Foton doz hesaplaması	16
2.6.1.5.	Foton saçılma çekirdeklerinin lateral yoğunluk ölçeklemesi	18
2.6.1.6.	Foton saçılma çekirdekleri için heterojenlik geçmişi düzeltmesi ..	19
2.6.1.7.	Kontamine elektronlar.....	21
2.6.1.8.	Süperpozisyon.....	22
2.6.1.9.	Doza çevirme.....	22
2.7.	Elektronik Portal Görüntüleme (EPG)	22
2.8.	Portal Doz Hesaplama (PDH)	23
2.9.	Portal Dozimetre Algoritmaları	24
2.9.1.	Varian Portal Dosimetry yazılımının PDIP algoritması	24
2.9.1.1.	Yoğunluk profili ve MU faktörü düzeltmesi.....	26
2.9.1.2.	Fantom saçılma faktörü (FSF).....	27
2.9.1.3.	PDIP için yapılandırılmış demet verisinin hesaplanması	27
2.9.2.	Epidos Epiqa yazılımının GLAaS algoritması	29
2.9.2.1.	Algoritmanın tanımı	29
2.10.	Gama Analizi	32
3.	GEREÇ VE YÖNTEM	38
3.1.	Araç ve Gereçler	38
3.1.1.	Varian Trilogy lineer hızlandırıcı	38
3.1.2.	Varian aS1000 EPGC.....	39
3.1.3.	Varian (Aria 10) Eclipse tedavi planlama sistemi	44
3.1.4.	Varian Portal Dosimetry (sürüm 10) yazılımı	45
3.1.5.	Epidos Epiqa (sürüm 2.2.1) yazılımı	46

3.1.5.1. Hera – YART KK modülü.....	47
3.1.5.2. Artemis - RapidArc KK modülü	48
3.2. Yöntem.....	49
3.2.1. EPG sistemi kalibrasyonu	49
3.2.2. Yoğunluk ayarlı radyoterapi planlarının yapılması	50
3.2.2.1. Konturlama	50
3.2.2.2. Planlama ve Optimizasyon	51
3.2.2.3. Hesaplama	52
3.2.3. Portal dozimetri KK planlarının hazırlanması ve ölçülmesi	52
3.2.4. Portal Dosimetry ve Epiq yazılımlarında kullanılan parametreler..	53
4. BULGULAR.....	55
4.1. Portal Dozimetri KK'leri	55
4.1.1. YART planlarının KK'leri	61
4.1.2. YAAT planlarının KK'leri	63
4.1.3. Planlar arasında alt grup analizi.....	64
5. TARTIŞMA VE SONUÇ.....	71
KAYNAKLAR	75

KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ

3B-KRT: 3 Boyutlu Konformal Radyasyon Terapisi

AAA: Anisotropic Analytical Algorithm (Anizotropik Analitik Algoritma)

AAPM: The American Association of Physicists in Medicine

a-Si: Amorf Silikon

a-Si:H: Hidrojenlenmiş Amorf Silikon

BT: Bilgisayarlı Tomografi

cGy: Santi Gray

ÇYK: Çok Yapraklı Kolimatör

DICOM: Digital Imaging and Communications in Medicine

dKAT: Dinamik Konformal Ark Terapisi

D_{maks} : Maksimum Doz Derinliği

DRR: Dijital Olarak Rekonstrükte Edilmiş Radyografi (Digitally Reconstructed Radiograph)

DVH: Doz Volüm Histogramı

dYART: Dinamik Yoğunluk Ayarlı Radyasyon Terapisi

EPG: Elektronik Portal Görüntüleme

EPGC: Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı

FSF: Fantom Saçılma Faktörü

GES: Görüntü Edinme Sistemi

GTV: Gros Tümör Volümü

IAEA: International Atomic Energy Agency (Uluslararası Atom Enerjisi Kurumu)

ICRU: International Commission on Radiation Units and Measurements

İFT: İnce Film Transistör

KB: Kalibre Birim (Calibrated Unit)

KCM: Kaynak Cilt Mesafesi

KDM: Kaynak Dedetör Mesafesi

KEM: Kaynak Eksen Mesafesi

KK: Kalite Kontrol

KTV: Klinik Tümör Volümü

MC: Monte Carlo

MRG: Manyetik Rezonans Görüntüleme

MU: Monitor Unit

MV: Mega Volt

PBC: Pencil Beam Convolution (Kalem Demet Evrişimi)

PDH: Portal Doz Hesaplama

PDIP: Portal Dose Image Prediction

PET: Pozitron Emisyon Tomografisi

PTV: Planlanan Tümör Volümü

PV: Portal Vision

QUANTEC: Quantitative Analysis of Normal Tissue Effects in the Clinic (Klinikte Normal Doku Etkilerinin Nicel Analizi)

RAO: Risk Altındaki Organlar

sYART: Statik Yoğunluk Ayarlı Radyasyon Terapisi

TPS: Tedavi Planlama Sistemi

YAAT: Yoğunluk Ayarlı Ark Terapisi

YART: Yoğunluk Ayarlı Radyasyon Terapisi

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1.1: Tıbbi lineer hızlandırıcının genel yapısı [2]	5
Şekil 2.2.1: ÇYK yaprağı yapısı [7].....	7
Şekil 2.3.1.1.1: Statik YART’nde yoğunluğun ayarlanması [10].....	8
Şekil 2.3.1.2.1: Dinamik YART’nde yoğunluğun ayarlanması (a) Bir ÇYK yaprağının hareketi (b) ÇYK yaprağının hareketiyle oluşturulan yoğunluk profili.....	9
Şekil 2.10.1: Gama Analizi Prensibi [24]	33
Şekil 2.10.2: Doz farkı ve uyum mesafesi testleri için doz dağılımı değerlendirme kriterinin geometrik gösterimi (a) İki boyutlu gösterim (b) Bir boyutlu gösterim [25]	34
Şekil 2.10.3: Birleşik elipsel doz farkı ve uyum mesafesi testleri kullanılan doz dağılımı değerlendirme kriterinin geometrik gösterimi (a) İki boyutlu gösterim (b) Bir boyutlu gösterim [25].....	34
Şekil 2.10.4: Penumbra dağılımları modeli [25].....	37
Şekil 3.1.2.1: ExactArm’ın mekanik yapısı [19].....	40
Şekil 3.1.2.2: Elektronik portal görüntüleme sisteminin genel yapısı [19].....	41
Şekil 3.1.2.3: EPGC dedektörünün kesitsel yapısı [19].....	42
Şekil 3.1.2.4: Fotodiyotun mikroskopik görüntüsü [19].....	43
Şekil 3.1.3.1: Varian Eclipse TPS’nde RapidArc planlaması.....	44
Şekil 3.1.4.1: Varian Portal Dosimetry Yazılımı	46
Şekil 3.1.5.1.1: Hera - YART KK modülünde analiz [29]	47
Şekil 3.1.5.2.1: Artemis - RapidArc KK modülünde RapidArc yetkilendirme testi [29]	48
Şekil 3.2.2.1: Varian Eclipse TPS’nde örnek baş boyun YART planlaması	50
Şekil 3.2.2.2.1: Örnek hasta YAAT planlaması optimizasyon ekranı	51
Şekil 4.1.1: Tüm hasta planlarında Epiqa ve Portal Dosimetry KK değerlendirmelerinin yüzde dağılım grafiği.....	61
Şekil 4.1.1.1: Portal Dosimetry yazılımında YART planının gama analizinin Eclipse ve PV doz profilleri.....	62

Şekil 4.1.2.1: Epiqa yazılımında YAAT planı KK analizinin Eclipse hesaplanan ve ölçülen doz dağılımı profilleri.....	63
Şekil 4.1.3.1: Baş boyun hasta planlarında Epiqa ve Portal Dosimetry KK değerlendirmelerinin yüzde dağılım grafiği.....	64
Şekil 4.1.3.2: Baş boyun hasta planları dışındaki hasta planlarında Epiqa ve Portal Dosimetry KK değerlendirmelerinin yüzde dağılım grafiği	69

RESİMLER LİSTESİ

Resim 2.2.1: Çok yapraklı kolimatör sistemi (www.varian.com, Erişim tarihi: 11 Eylül 2012).....	6
Resim 3.1.1.1: Varian Trilogy lineer hızlandırıcı	39
Resim 3.1.2.1: Varian aS1000 EPGC	43

TABLolar LİSTESİ

Tablo 4.1.1: YART ve YAAT tedavilerine ait KK planlarının Epiqa ve Portal Dosimetry analiz sonuçları.....	55
Tablo 4.1.1.1: YART tedavilerine ait KK planlarının Epiqa ve Portal Dosimetry analiz sonuçları ortalama değerleri	62
Tablo 4.1.2.1: YAAT tedavilerine ait KK planlarının Epiqa ve Portal Dosimetry analiz sonuçları ortalama değerleri	64
Tablo 4.1.3.1: Baş boyun tedavilerinin KK planlarının Epiqa ve Portal Dosimetry analiz sonuçları.....	65
Tablo 4.1.3.2: Baş boyun tedavisi dışındaki tedavilere ait KK planlarının Epiqa ve Portal Dosimetry analiz sonuçları ortalama değerleri.....	70

ÖZET

Radyasyon tedavisinde istenilen dozu hedef hacme doğru şekilde aktarmak büyük önem taşımaktadır. Yoğunluk ayarlı radyasyon terapisi (YART) ve yoğunluk ayarlı ark terapisi (YAAT) gibi kompleks tedavilerde dozimetrik kalite kontrol gerekmektedir. Kalite kontrol, tedavi planlama sisteminde (TPS) modellenen doz dağılımının, ölçülen doz dağılımıyla benzerliği analiz edilerek yapılır. Portal dozimetri, elektronik portal görüntüleme cihazı (EPGC) ile yapılan bir kalite kontrol (KK) yöntemidir. Bu çalışmada Eclipse (sürüm 10) TPS ile yapılan YART ve YAAT tedavi planlarının portal dozimetri ile kalite kontrolünün, PDIP algoritmasını kullanan Varian Portal Dosimetry yazılımı ve GLAaS algoritmasını kullanan Epiqa yazılımıyla yapıp karşılaştırılması amaçlanmıştır. Ters planlama tekniğiyle yapılan 40 planın (baş-boyun, beyin, prostat) optimizasyon işleminden sonra Anizotropik Analitik Algoritma'yla (AAA) doz dağılımları hesaplanmış ve kalite kontrol planları yaratılmıştır. Planlar, Varian Trilogy lineer hızlandırıcı cihazına entegre aS1000 EPGC ile ölçülmüş ve doz dağılım görüntüleri elde edilmiştir. Daha sonra Portal Dosimetry ve Epiqa yazılımlarıyla 3mm mesafe uyumu ve %3 doz farkı kriterlerinde gama analizleri yapıp sırasıyla algoritmaları karşılaştırılmıştır. Yazılımlar arası farkların ortalama değerleri YART'nde %2,5, YAAT'nde %1,3 olarak bulunmuştur. Hesaplanan ve ölçülen doz dağılım görüntüleriyle yapılan gama analizleri sonucu, tüm planlarda (Epiqa $99,4 \pm 1,0$, Portal Dosimetry $97,6 \pm 2,4$, $p<0,001$) ve baş boyun planlarında (Epiqa $99,3 \pm 0,9$, Portal Dosimetry $98 \pm 2,0$, $p<0,001$) değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmüştür. Baş boyun planları, diğer planlarla karşılaştırıldığında Epiqa yazılımında ideale daha yakın sonuçlar verdiği görülmüştür. Tüm planlarda iki algoritmanın verdiği sonuçların ortalama değerleri arasındaki fark %2'dir. Kalite kontrol sonuçlarının geçerliliğine bakıldığında iki yöntem de yoğunluk ayarlı tedavi planlaması KK'nde kullanılabilir.

Anahtar Sözcükler: Gama analizi, GLAaS, PDIP, YAAT, YART

SUMMARY

Comparison of PDIP and GLAaS Algorithms Used in Quality Control With Portal Dosimetry of Intensity Modulated Radiotherapy Plans. In radiation treatment, delivering the desired dose to the target volume accurately has a great importance. In complex treatments such as intensity modulated radiation therapy (IMRT) and intensity modulated arc therapy (IMAT) dosimetric quality control (QC) is required. The quality control is done by analysing of similarity between dose distribution modelled in treatment planning system (TPS) and measured dose distribution. Portal dosimetry is a quality control technique done with electronic portal imaging device (EPID). In this study, we aimed to compare the QC of IMRT and IMAT treatment plans done in Eclipse (version 10) TPS with portal dosimetry performed by Varian Portal Dosimetry software using PDIP algorithm and Epiq software using GLAaS algorithm. Following the optimization process, dose distribution of 40 plans (head and neck, brain, prostate) done by inverse planning technique is calculated by Anisotropic Analytical Algorithm (AAA), and quality control plans are created. The plans are measured by aS1000 EPID integrated into Varian Trilogy linear accelerator and the dose distribution images are obtained. Subsequently gamma analysis is performed in the criteria of 3 mm distance to agreement and 3% dose difference with Portal Dosimetry and Epiq softwares, and the algorithms were compared. The mean values of differences between softwares were 2,5% in IMRT, 1,3% in IMAT. According to gamma analysis done with calculated and measured dose distribution images, softwares were statistically different for all plans (Epiq $99,4 \pm 1,0$, Portal Dosimetry $97,6 \pm 2,4$, $p < 0,001$) and head-and-neck plans (Epiq $99,3 \pm 0,9$, Portal Dosimetry $98 \pm 2,0$, $p < 0,001$). The results of Epiq were proximate to ideal when compared for all plans. In all plans the difference between mean values of both algorithms are 2%. Both techniques are acceptable for quality control of intensity modulated treatment planning.

Key Words: Gamma analysis, GLAaS, PDIP, IMRT, VMAT

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Radyoterapi, kanser tedavisinde iyonize radyasyonun kullanıldığı ve modern tedavi cihazları ile uygulanan bir tedavi yöntemidir. Kanser tedavisinin cerrahi ve kemoterapiyle beraber üç ana tedavi yönteminden biridir. X-ışınları, elektron, proton, nötron, pi-mezonlar, yüklü ağır iyonlar (C-12 ve Ne-20 gibi) ve radyoaktif kaynaklar (α , β , γ yayan kaynaklar) gibi iyonize radyasyon tipleri tedavi amaçlı kullanılır [1].

Radyoterapinin temel ilkesi, hedef hacme optimum dozu verirken sağlıklı organ ve dokuları korumaktır. Korunacak organların fazla doza maruz kalması veya hedefin planlanan dozu almaması istenmeyen sonuçlar oluşturabilir.

Eksternal radyoterapi tedavi planlama sisteminde (TPS) bulunan hesaplama algoritmaları ile hesaplanır ve gerçeği simüle etmesi beklenir. Simülasyonla gerçek doz dağılımının tutarlılığını kontrol etmek gerekir. Bu kontrolleri yapabilmek için film dozimetri, iki boyutlu düzlemsel dedektör seti ve portal dozimetri gibi sistemler kullanılır.

Bu çalışmada YART ve YAAT için kullanılan portal dozimetri kalite kontrol yazılımlarının algoritmaları PDIP (Portal Dosimetry yazılımı, Varian, Palo Alto, USA) ve GLAaS'ın (Epiqa yazılımı, Epidos, Bratislava, Slovakia) karşılaştırması ve tedavi tekniklerinin KK sonuçlarıyla ilişkisinin incelenmesi amaçlanmıştır.

Eclipse TPS'nde hazırlanan yoğunluk ayarlı tedavilerin KK planları EPGC ile ölçülmüştür. Ölçülen ve hesaplanan doz dağılım görüntüleri Portal Dosimetry ve Epiqa yazılımlarında gama analizi yapılarak değerlendirilmiştir. Farklı algoritmalara sahip iki yazılımın sonuçları birbiriyle karşılaştırılarak algoritmaların birbiriyle tutarlılığı incelenmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapinin Gelişimi

1895 yılında X-ışınlarının Röntgen tarafından bulunması ve bundan sadece aylar sonra meme kanserli bir hastanın tedavisi için kullanılmasıyla radyoterapi tarihi başlar [1]. X-ışını üretim teknolojisi ilk olarak yüksek foton ve elektron demeti enerjileri ile yoğunluklarına ve son dönemlerde de bilgisayarlaşma ile yoğunluk ayarlı demet aktarımına yönelmiştir. Radyoterapinin ilk 50 yılı boyunca teknolojik ilerleme görece olarak yavaş ve genellikle X-ışını tüpleri, van de Graaff jeneratörleri ve betatronlar üzerineydi.

1950'lerin başlarında Kanada'da H.E. Johns tarafından Co-60 teleterapi cihazının icadı, yüksek foton enerjilerine olan ihtiyacı karşılamada büyük bir ilerleme sağladı ve Kobalt cihazını yıllarca radyoterapide ön planda bulundurdu. Sonraki zamanlarda geliştirilen tıbbi lineer hızlandırıcılar (linak), gittikçe daha da artan gelişmişlikte beş jenerasyon geçirdi ve modern radyoterapide en yaygın kullanılan radyasyon kaynağı haline geldi. Yoğun ve verimli tasarımı ile linak, izosentrik montaj ve çok çeşitli enerjide elektron veya megavoltaj X-ışını tedavisi sağlamasıyla radyoterapide üstün çeşitlilik sunmuştur [2].

1960'ların sonlarında ilk bilgisayarlı tedavi planlama sistemleri geliştirildi. En iyi bilineni Roy Bentley ve Jo Milan tarafından tasarlanan iki boyutlu planlama yapabilen RAD8'dir. 1980'lerde 3 boyutlu planlama sistemleri araştırma merkezlerinde bulunuyordu ve ticari versiyonları mevcut hale geliyordu [3].

Başta konvansiyonel radyoterapi planlamaları yapılan lineer hızlandırıcılarda, daha sonra gelişen teknoloji sayesinde BT'nin kullanılmasıyla 3 boyutlu hasta görüntüleri elde edilip bu görüntü verileriyle 3 boyutlu-konformal radyoterapi (3B-KRT) planlamaları yapılmaya başlanmıştır [4]. BT ile alınan hasta görüntüleri aynı zamanda tedavi edilen bölgenin ışınlarla nasıl etkileşeceğini belirleyen elektron

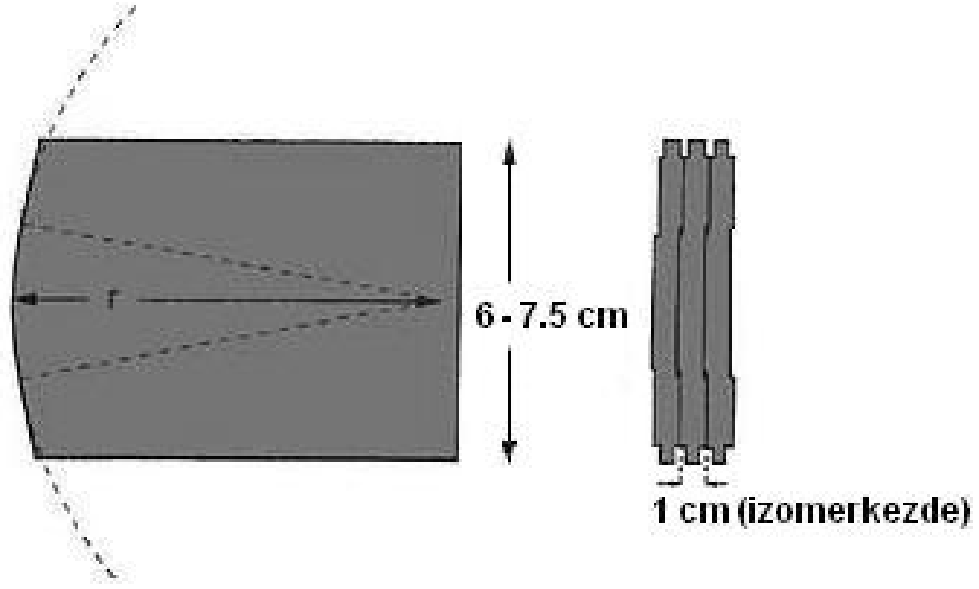
2.2. Çok Yapraklı Kolimatör

ÇYK, ayrı ayrı hareket edip düzensiz alanlar oluşturabilen ve ışınlama sırasındaki hareketi sayesinde foton akısını şekillendirebilen bir kolimatör sistemidir. Çok yapraklı yapıdadır. Genellikle 80 veya daha fazla sayıda yapraktan oluşur [6]. Yapraklar tungsten alaşımlı malzemeden üretilir. Yoğunluğu 17.0 ile 18.5 g/cm³ arasındadır. Işın doğrultusu boyunca kalınlığı 6 ile 7.5 cm arasında değişir. Yaprak geçirgenliği %2'nin, yapraklar arası geçirgenlik %3'ün altındadır.

Alan şekillendirmesinde serrobend alaşım bloklar gibi kullanılması dışında yoğunluk ayarlı tedavilerde foton akısının yoğunluğunu ayarlama da kullanılır [7].



Resim 2.2.1: Çok yapraklı kolimatör sistemi (www.varian.com, Erişim tarihi: 11 Eylül 2012)



Şekil 2.2.1: ÇYK yaprağı yapısı [7]

2.3. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Teknikleri

Yoğunluk ayarlı tedaviler, tedavi alanında akının heterojenliğinin sağlandığı, böylece hedef hacme istenilen doz verilirken sağlıklı yapıların korunabildiği tedavi teknikleridir [8]. Bu tekniklerde farklı hedeflere farklı fraksiyon dozları eşzamanlı olarak verilebilmektedir.

Aşağıdaki teknikler tıbbi lineer hızlandırıcılar ile uygulanabilen tekniklerdir.

2.3.1. Sabit gantri yoğunluk ayarlı radyasyon terapisi (YART)

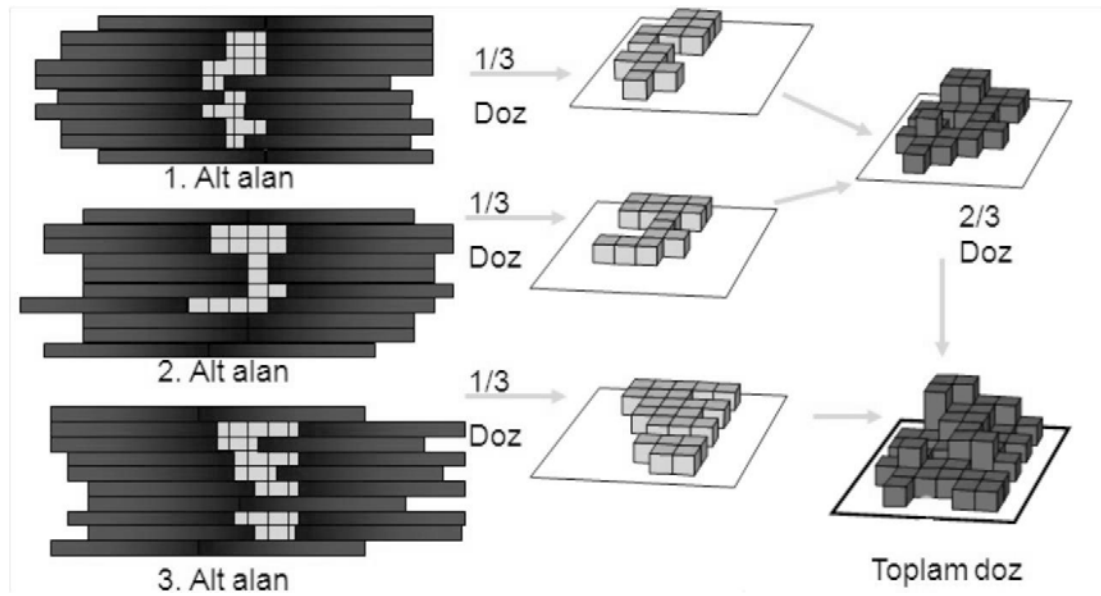
Doz ayarlaması sırasında gantri hareketinin olmadığı tedavi tekniğidir. Sabit demet girişleri ile tedavi yapılır. Önce optimizasyon ile hedefe verilmek istenilen ve sağlıklı dokulara verilmek istenmeyen dozlar ayarlanır. Algoritma ÇYK yapraklarının genişlik, hareket hızı gibi fiziksel parametrelerine göre demeti oluşturan demetçiklerin ağırlığını belirler. Daha sonra doz hesaplama algoritması doz

dağılımını hesaplar. Buna “ters planlama” denir. Sabit gantri YART, statik ve dinamik olmak üzere ikiye ayrılır [4].

2.3.1.1. Statik YART (sYART)

Bu yöntemde doz ayarı, her biri homojen akıya sahip birçok alanla sağlanır. Işınlama sırasında ÇYK’ler dinamik hareket etmezler. ÇYK’ler planlama sisteminde tanımlanmış alt alanlarda pozisyonlarını alır ve cihaz ışınlama yapar. Alt alanların toplamı, istenilen doz ayarının sağlandığı bir ana alanı oluşturur. Bu teknik “*step-and-shoot*” olarak da adlandırılır.

Şekil 2.3.1.1.1’de statik YART tekniğinde alt alanların toplanmasıyla elde edilen doz ayarlamasını göstermektedir. 3 alt alandan oluşan örnekte ÇYK’ler sırasıyla alanların şekillerini alır ve ışınlama gerçekleşir. Tüm alt alanların toplamı da toplam doz dağılımını vermektedir [9].

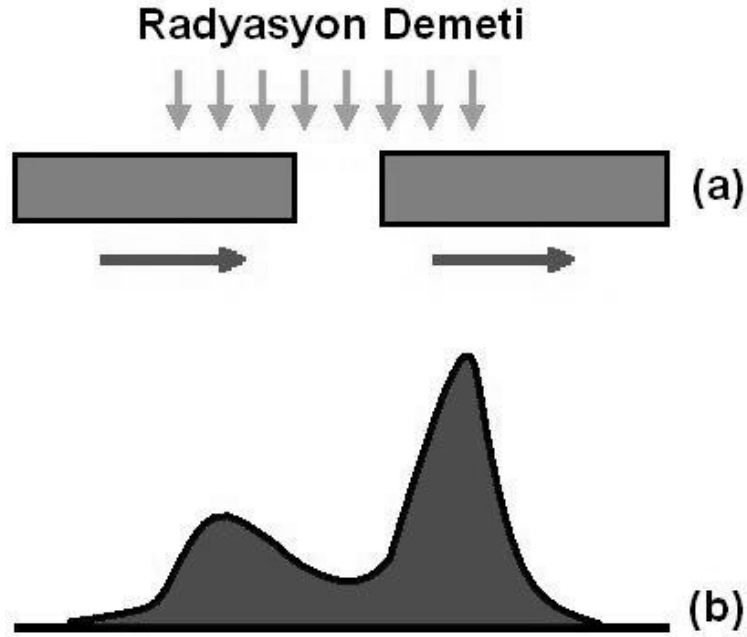


Şekil 2.3.1.1.1: Statik YART’nde yoğunluğun ayarlanması [10]

2.3.1.2. Dinamik YART (dYART)

Işınlama sırasında ÇYK'lerin dinamik olup doz ayarlaması sağladığı ancak gantrinin hareket etmediği tedavi tekniğidir. Her yaprak farklı hızlarda hareket edip yapraklar arası açıklığın değişkenliğini sağlayabilir. ÇYK'ler, alt alanların zamana bağlı integraline göre hareketlerini gerçekleştirirler. Bu teknik “*sliding window*” olarak da adlandırılır [11].

Şekil 2.3.1.2.1 (a)'da bir ÇYK yaprağı çiftinin radyasyon alanı boyunca değişken hız ve yaprak aralık açıklığıyla hareketi gösterilmiştir. Şekil 2.3.1.2.1 (b)'de ÇYK yaprağı çiftinin hareketi ile oluşturulan yoğunluk profili görülmektedir.



Şekil 2.3.1.2.1: Dinamik YART'nde yoğunluğun ayarlanması (a) Bir ÇYK yaprağının hareketi (b) ÇYK yaprağının hareketiyle oluşturulan yoğunluk profili

2.3.2. Yoğunluk ayarlı ark terapisi (YAAT)

Tıbbi lineer hızlandırıcı cihazı tarafından sağlanan doz modülasyonlu tedavi sırasında gantrinin sürekli açı değiştirdiği tedavi tekniğidir. Alan büyüklüğüne bağlı

olarak tedavi hacmi tek seferde bir veya birden fazla arkla ışınlanabilir. Doz hızı, demet şekli ve dönüş hızı olmak üzere 3 parametre ışınlama sırasında değişebilmektedir [12]. Yani doz hızı azalıp artmakta, gantri açısı değişirken değişim hızı da değişmekte ve ÇYK'ler bu değişen parametrelere bağlı olarak planlanan doz dağılımını sağlamak için değişken hızlarda hareket etmektedir [13]. Bu parametreler aşağıdaki gibidir [14]:

$$\Theta = \text{Gantri Açısı}$$

$$\Delta\theta/\Delta t = \text{Gantri Hızı}$$

$$\Delta\text{MU}/\Delta t = \text{Doz Hızı (RapidArc'ta maksimum doz hızı 600 MU/dk)}$$

RapidArc™, YART tedavilerine göre 2 - 8 kat daha hızlı tedavi sağlayan Varian Medical Systems (Palo Alto, CA, ABD) tarafından geliştirilmiş bir YAAT sistemidir [15].

2.4. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Tedavisi Planlama

Yoğunluk ayarlı tedavi planları iki şekilde oluşturulur. Birincisi ileri planlama olarak adlandırılan, kullanıcının ÇYK'ler ile alt alanları ve ağırlıklarını kendinin belirlediği, optimizasyon algoritması kullanılmayan bir yöntemdir. Basit, az alanlı planlamalar için kullanılır. Buna "alan içi alan tekniği" de denir.

İleri tedaviler ise ikinci yöntem olan ters planlama ile yapılır. Bu teknikte kullanıcının hedef ve kritik yapılar için tanımladığı doz değerlerine en yakın sonuca ulaşmaya çalışan optimizasyon algoritmaları kullanılır. Optimizasyonda ÇYK hareketleri, doz hızı (YAAT'nde) ve gantri hızı (YAAT'nde) gibi parametreler kullanılarak işlem yapılır. Doz volüm histogramından (DVH) takip edilen bu işlemde sonra daha gerçekçi doz hesaplaması için doz hesaplama algoritmaları ile hesaplama yapılır. YART planlaması yapılıyor ise hesaplama öncesi sYART veya dYART tekniklerinden biri tercih edilebilir [16].

2.5. Optimizasyon Algoritmaları

Çalışmada kullanılan Eclipse versiyon 10 TPS'nde YART planlarının optimizasyonu için Dose Volume Optimizer (DVO, Doz Volüm Optimize Edici) algoritması çalışır. DVO algoritması istenilen doz dağılımına gittikçe daha fazla yaklaşan tekrarlamalar yaparak uygun alan şekli ve yoğunluğunu belirler. Tekrarlama sayısının bir değerine kadar yeni çözüm üretimi devam eder. Grafikselsel olarak yeni çözüm üretilmediği görülebilir ve bu durumda tekrarlamalar durdurulup doz hesabına geçilebilir.

RapidArc YAAT tedavisi için Progressive Resolution Optimizer (PRO, İlerleyici Çözünürlük Optimize Edici) algoritması çalışır. PRO algoritmasında bir ark bir dizi kontrol noktasıyla modellenir [17]. Optimizasyon 18°'lik kısımlardan 2°'ye kadar hassaslaşır ve toplam 178 kontrol noktasıyla 4 fazda modelleme sağlanır [18]. Bu algorithmada ek olarak ortalama doz tanımlaması da bulunmaktadır. Bu tanımlama sayesinde parotis, mandibula ve oral kavite gibi aldığı ortalama doz değerine dikkat edilen yapıların korunmasında üstünlük sağlanır.

Multi-Resolution Dose Calculation (MRDC, Çok Çözünürlüklü Doz Hesaplama) algoritması DVO ve PRO algoritmalarında hızlı doz tahmini yapmak için çalışır. Böylece optimizasyon DVH ile son DVH arasında yakınlık sağlanır. MRDC algoritmasının yüksek hızı, optimizasyon algoritmalarının her tekrarda tam doz hesabı yapmasını sağlar [17].

2.6. Doz Hesaplama Algoritmaları

Çalışmada kullanılan Eclipse Tedavi Planlama Sistemi (TPS) foton enerjileri için iki hesaplama algoritması bulundurmaktadır. Bunlardan biri Pencil Beam Convolution (PBC) (Kalem Demet Evrişimi), diğeri Anisotropic Analytical Algorithm (AAA) (Anizotropik Analitik Algoritma)'dir. Bir YAAT planlama tekniği olan RapidArc sadece AAA algoritması ile çalışmaktadır [17]. Çalışmada YART ve YAAT tedavi planlarının hacimsel doz hesabı için AAA algoritması kullanılmıştır.

2.6.1. Anisotropic Analytical Algorithm (AAA)

AAA, birincil fotonlar, saçılan ekstra odaksal fotonlar ve demet sınırlama cihazlarından saçılan elektronların modellenmesi için Monte Carlo'dan türetilmiş bir 3 boyutlu kalem demet evrişim/süperpozisyon algoritmasıdır. Lateral doz bırakma karakteristikleri, 6 eksponansiyel eğriyle modellenir. AAA'deki temel fiziksel ifadelerin fonksiyonel şekilleri, hesaplama zamanını ciddi şekilde azaltan analitik evrişime olanak sağlar.

AAA aslen Dr. Waldermar Ulmer ve Dr. Wolfgang Kaissl tarafından tasarlanmıştır. Algoritmanın gelişimi, 1995'te üçlü-Gaussian foton çekirdeği modelinin yayınlanmasıyla sonuçlanmıştır. Eclipse TPS'nde kullanılmadan önce AAA yaklaşımı stereotaktik radyasyon terapisi planlamada uygulanmıştır. AAA'in Eclipse'te kullanılmasıyla algoritmanın araştırma ve geliştirmesi devam etmiştir.

AAA doz hesaplama algoritmasına tedavi ünitesi, doku heterojenitesi modelleme ve saçılan doz hesaplamasının doğruluğunun artırılması konularında çok önemli geliştirmeler yapılmıştır.

AAA, doku heterojenitesini anizotropik olarak etkileşme konumunun 3 boyuttaki komşuluğunda hesaba katar. Bunu çoklu lateral yönlerde foton saçılma çekirdeklerini kullanarak yapar. Son doz dağılımı, foton ve elektron evrişimleriyle hesaplanmış dozun süperpozisyonuyla sağlanır.

AAA algoritması BT görüntü verisini kullanırken ise, BT kalibrasyon eğrisinde tanımlı maksimum HU değerinden yüksek tüm değerleri maksimum elektron yoğunluk değerine sınırlar. AAA'de maksimum elektron yoğunluğu 15 değerindedir. 15 değerinden yüksek elektron yoğunlukları üst değer 15'e sınırlandırılır [17].

2.6.1.1. AAA'de doz hesaplama

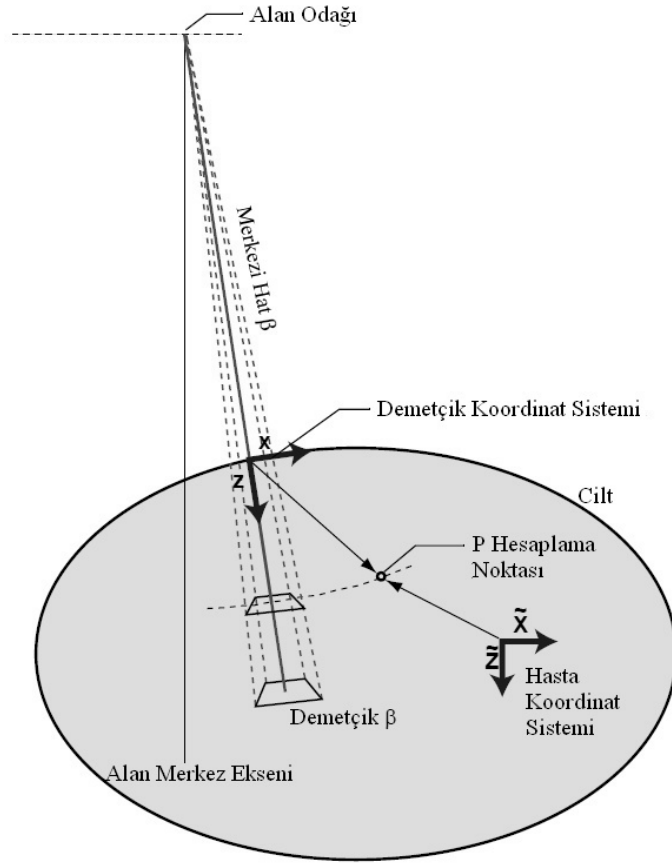
AAA'in klinik uygulaması, foton demet kaynağı modeli ve doz hesaplama algoritması olarak iki kısma ayrılır. Foton demet kaynağı modeli, gerçek doz

hesaplaması için gereken temel fiziksel parametreleri belirler. Doz hesaplama algoritması ise, temel fiziksel parametreleri kullanarak doz aktarımını hesaplar.

Hasta içinde aktarılan dozun modellenmesi için hasta saçılma modeli kullanılır. Hastaya tüm tedavi ışını girişi sınırlı boyutlu demetçiklere ayrılmıştır. Her biri, farklı monoenerjik saçılma çekirdekleri kullanılarak modellenir.

Saçılma çekirdekleri, farklı demet kalitelerindeki fantom saçılma etkilerini tanımlar. Suda monoenerjik kalem demetleri için saçılma çekirdeklerinin hesabında, EGSnrc Monte Carlo kodu kullanılmıştır. Polienerjik bir saçılma çekirdeği, monoenerjik saçılma çekirdeklerinin ağırlıklı toplamından elde edilir. 3 boyutlu doz hesaplama sırasında bu çekirdekler, BT görüntülerinden belirlenen gerçek hasta doku yoğunluklarına ayarlanır.

Şekil 2.6.1.1'de X-Z düzleminde tek β demetçiğe ait koordinatların geometrik tanımı vardır. Koordinatlar, hasta koordinat sistemi ve demetçik koordinat sistemi olmak üzere iki koordinat sisteminde tanımlanır. Derinlik koordinatı z, demetçik koordinat sisteminde merkezi hat ve cildin kesişim noktasından ölçülür.



Şekil 2.6.1.1: X-Z Düzleminde Hasta Koordinat Sistemi ve Demetçik Koordinat Sistemindeki Koordinatlar [17]

Klinik ana demet, sınırlı boyutta demetçiklere (β) ayrılır. Demetçiğin kenar uzunluğu, izomerkez düzlemindeki hesaplama ızgarasının çözünürlüğüne uyumludur.

Doz hesaplama, birincil fotonlar, ekstra odaksal fotonlar, fiziksel kama filtrelerden saçılmalar ve birincil fotonların kontaminasyonu ile elektronlar için demetçik kesitlerinin evrişimine bağlıdır. Doz, her demetçik (β) için tanımlı fiziksel parametrelerin kullanılmasıyla evriştirilir.

Demetçik evrişimlerinde kullanılan tüm derinliğe bağlı fonksiyonlar, demetçiğin merkezi hattı boyunca derinlik koordinatı z kullanılarak hesaplanır. Foton ve elektronlara bağlı lateral doz saçılmaları, demetçiğin merkezi hattına dik olarak

küresel kabukta tanımlanır. AAA, foton ve elektron saçılması sonucuyla olan dozun, lateral ve derinlik saçılması olan iki ana yönle hesaplanabileceğini farz eder. Şekil 2.6.1.1’de görüldüğü gibi, lateral hesaplama düzlemi küresel şekillidir. Kürenin merkezi, alan odağına yerleştirilmiştir. Küresel koordinat sistemlerinin kullanılması, ana demetin içinde kalem demetlerin birbirine daha benzer modellerini kullanmaya izin verir.

Hastadaki herhangi bir hesaplama noktasındaki doz ($\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z}$), son küresel süperpozisyonda ana demetteki her bir demetçiğin (β) toplamıyla elde edilir [17].

2.6.1.2. Hacimsel doz hesaplama

Hacimsel doz dağılımı hesaplaması için hasta gövde hacmi, seçili hesaplama ızgarasına dayalı 3 boyutlu hesaplama voksellerinin bir matrisine bölünür. Hesaplama vokseli ızgarasının geometrisi (koordinat sisteminin demet hatlarıyla hizalanması) farklıdır. Her hesaplama vokseli, kullanıcı tarafından belirlenen kalibrasyon eğrisine göre hasta BT görüntülerinden hesaplanan ortalama elektron yoğunluğuyla (ρ) ilişkilidir. AAA’de elektron yoğunluğu için izin verilen maksimum değer 15’tir. Bundan yüksek elektron yoğunlukları, maksimum değere sınırlanır [17].

2.6.1.3. Evrişim modelleri

3 boyutlu doz dağılımı, birincil foton kaynağı, ikincil foton kaynağı, kama filtre saçılma kaynağı ve kontamine elektron kaynağı için ayrı evrişimlerden hesaplanır. Evrişimler, klinik ana demeti oluşturan tüm sınırlı boyutlu demetçikler için uygulanır. Son doz dağılımı, her bir demetçik dağılımının basit bir süperpozisyonundan elde edilir [17].

2.6.1.4. Foton doz hesaplaması

Foton demeti zayıflaması, bir enerji bırakma yoğunluğu fonksiyonuyla ($I_{\beta}(z,\rho)$) modellenir. Foton saçılması, lateral enerji saçılmasını tanımlayan bir saçılma çekirdeğiyle ($K_{\beta}(x,y,z)$) modellenir. Her iki fonksiyon I_{β} ve K_{β} her bir demetçik (β) için tanımlanır. Birincil ve ekstra odaksal fotonlar, spektral bileşimleri ve odak noktasının boyutu ile konumu haricinde aynı yoldan hesaplanır.

AAA'de doz evrişimi, enerji cinsinden uygulanır. Doz tabanlı evrişimle karşılaştırıldığında enerji evrişimi, daha karmaşık heterojenlikteki evrişimlerde bile enerjinin daha doğru olarak korunmasını sağlar. Ölçekli su yaklaşımıyla enerji doza çevrilir.

Yeterli genişlikte homojen komşuluk içinde fotonlardan gelen herhangi bir demetçikten (β) kaynaklı doz dağılımı aşağıdaki formülle hesaplanır:

$$E_{ph,\beta}(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z}) = \phi_{\beta} \times I_{\beta}(z, \rho) \times K_{\beta}(X, Y, Z) \quad (2.1)$$

Evrişimde hesaplama noktası $(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z})$, demetçik koordinat sisteminin orijinine bağlı olarak (x,y,z) şeklinde gösterilir. Foton akısı ϕ_{β} , demetçinin (β) küçük kesit alanınca aynı kabul edilir.

Enerji bırakma fonksiyonu $I_{\beta}(z,\rho)$, z derinliğinde kalem demetin küre yüzeyince bırakılan enerjiyi ifade etmektedir.

$$I_{\beta}(z) = \iint h_{\beta}(t, v, z) dt dv \quad (2.2)$$

h_{β} : Monte Carlo simülasyonlarından türetilen poli-enerjik demet kalem çekirdeği

Enerji bırakma fonksiyonu $I_{\beta}(z, \rho)$, radyolojik ölçekleme kavramında kullanımı için doku heterojenliğinde dikkate alınır. P elektron yoğunluğu olmak üzere, radyolojik derinlik z' aşağıdaki şekilde tanımlanırsa:

$$z' = \int_0^z \frac{\rho(0,0,t)}{\rho_{su}} dt \quad (2.3)$$

Enerji bırakma fonksiyonu:

$$I_{\beta}(z, \rho) = I_{\beta}(z') \cdot \frac{\rho(0,0,z)}{\rho_{su}} \quad (2.4)$$

Fantom saçılma çekirdeği $K_{\beta}(x, y, z)$, aşağıdaki denklemdeki altı ekspanansiyel fonksiyonun ağırlıklı toplamından oluşur.

$$K_{\beta}(x, y, z) = \sum_{k=0}^5 c_k(z') \frac{1}{r} e^{-\mu_k r} \quad (2.5)$$

ve

$$r = \sqrt{x^2 + y^2} \quad (2.6)$$

Burada homojen bir fantom olduğu kabul edilmiştir. Lateral heterojenitelerden daha sonra bahsedilecektir.

$R=0$ 'da bir tekillik görülse de asıl integral iki boyutludur.

z' , kalem demetin saçılma özelliklerinde hesaplama noktası ve demetçik giriş noktası arasındaki heterojenite etkisini hesaba katmak için z yerine kullanılmıştır.

Ekspansiyonel çekirdekler, bozunma sabitleriyle (μ_k) gösterilir. Faktörler (c_k), ekspansiyonel çekirdekler için ağırlıkları tanımlar ve toplam çekirdek enerjisinin bütünlük normalizasyonunu sağlar. Polienerjik saçılma çekirdeğinin ($K_\beta(x, y, z)$) parametreleri ($c_k(z')$), temel fonksiyonların ($\frac{1}{r} e^{-\mu_k r}$) en az miktarda karelerinin kalem demet saçılma çekirdeklerinden türetilen Monte Carlo'ya uydurulmasıyla belirlenir. Sabitler (μ_k), $1/\mu_k$ şeklinde 1'den 100 mm'ye çeşitlenen eşit logaritmik aralıklardan seçilir [17].

2.6.1.5. Foton saçılma çekirdeklerinin lateral yoğunluk ölçeklemesi

Her bir demet kalemin yoğunluk ölçeklemesi, her konumda hesaplama noktası ve kalem demetin orijin noktası arasındaki ortalama yoğunlukla enerjinin ölçeklenmesiyle yapılır.

Uygulamada, aşağıdaki denklemin çekirdeğinin sınırlı sayıda (16) ışına bölünmesiyle yapılır. Bir konumdaki $K_\beta(x, y, z)$ soğurulan enerjinin dağılımı heterojenite dâhilinde şu şekilde hesaplanır:

$$K_\beta(x, y, z) = \frac{\rho(x, y, z)}{\rho_{su}} \sum_{k=0}^5 c_k(z') \frac{1}{r} e^{-\mu_k r_d(x, y, z)} \quad (2.7)$$

ve

$$r_d(x, y, \rho) = \int_R \frac{\rho(\vec{t})}{\rho_{su}} |d\vec{t}| \times \frac{z'}{z} \quad (2.8)$$

r_d : Çekirdek orijini $(0,0,z)$ ile (x,y,z) 'ye (x,y) 'den geçen ışın (R) boyunca radyolojik mesafe

$\frac{z'}{z}$: Farklılaşan koordinat sistemi için oran düzeltmesi

[17]

2.6.1.6. Foton saçılma çekirdekleri için heterojenlik geçmişi düzeltmesi

Önceki formüllerin kullanılması, levha gibi fantomların heterojenite sınırlarındaki saçılma durumlarında beklenmedik yaklaşımlarla sonuçlanır. Bu, bir boyutlu saçılma çekirdeği kullanarak enerji dağılımını derinlik yönünde hareket ettirmeyle engellenir. Bu, heterojenite sınırlarından sonraki saçılma durumlarının aşamalı değişimleriyle halledilir. Ancak bu dönüşüm dozun derinleşmesinin hareketiyle sonuçlanacağından poli-enerjik kalem demet çekirdeğine $(h_\beta(x, y, z))$ ters dönüşüm uygulanarak öncesinden kompanse edilir.

Bir boyutlu saçılma çekirdeği $k_z(z)$ aşağıdaki gibi tanımlanır:

$$k_z(z) = \sum_{i=1}^2 c_i \frac{1}{\mu_i} e^{-\mu_i z} \quad (2.9)$$

μ_i ve c_i parametreleri, optimizasyon yöntemleri kullanılarak belirlenir. Öyle ki önceden kompanse edilen kalem demet çekirdeği (h'_β) için hesaplanmış I_β fonksiyonunun doz yığılması yoktur.

Enerjinin $(E_{ph,\beta})$ tek boyutlu evrişimi şöyle tanımlanır:

$$E'_{ph,\beta}(x, y, z) = E_{ph,\beta}(x, y, z) \otimes k_z(z) \quad (2.10)$$

\otimes : Evrişim işlemcisi

Heterojenitelerin varlığında evrişim çekirdeği, yerel elektron yoğunluğuyla aşağıdaki gibi ölçeklendirilir:

$$k_z(z) = \frac{\rho(z)}{\rho_{su}} \sum_{i=1}^2 c_i \frac{1}{\mu_i} e^{-\mu_i z'} \quad (2.11)$$

$\rho(z)$: Yerel elektron yoğunluğu

z' : Çekirdek orijinininden radyolojik mesafe

$h_\beta(x, y, z)$ poli-enerjik kalem demet çekirdeğine olan ön kompanse edilmiş aşağıdaki gibidir:

$$h'_\beta(x, y, z) = h_\beta(x, y, z) \otimes \text{inv}(k_z(z)) \quad (2.12)$$

$\text{inv}(k_z(z))$: $k_z(z)$ 'den türetilen ters evrişim çekirdeği

Yukarıdaki formüller, foton doz hesaplamasında asıl $h_\beta(x, y, z)$ 'nin yerini alan $h'_\beta(x, y, z)$ değiştirilmiş kalem demetiyle sonuçlanır. Heterojenite geçmişi düzeltilmesi yöntemi tanımlanmış olur. Böylece heterojenitelerin yokluğunda bir etki göstermez [17].

2.6.1.7. Kontamine elektronlar

Birincil foton demeti, düzleştirici filtre, hizalayıcı çeneler ve havadan kaynaklanan elektronlar ile kontamine olur. Eğer demet ayarlayıcılar kullanılıyorsa, ayarlayıcılar açık demette çok elektron soğurabilir ama ayarlayıcı ikincil kontamine elektron kaynağı haline gelir. Genelde elektron kontaminasyonu fazlasıyla demet enerjisi ve alan boyutuna bağlıdır.

Kontamine elektronlardan dolayı herhangi bir demetçikten (β) kaynaklı doz dağılımı aşağıdaki formülle hesaplanır:

$$E_{\text{cont},\beta}(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z}) = \Phi_{\text{cont},\beta} \times I_{\text{cont},\beta} \quad (2.13)$$

Hesaplama noktası $(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z})$, demetçik koordinat sisteminde (x,y,z) olarak gösterilir. Elektron akısı $\Phi_{\text{cont},\beta}$ ve enerji bırakma fonksiyonu $I_{\text{cont},\beta}$, demetçinin (β) kesit alanınca aynı kabul edilir. Heterojeniteler dâhilinde enerji aktarım fonksiyonu, fotonlar için I_{β} fonksiyonuyla benzer bir şekilde ölçeklendirilir.

Kontamine elektronların akısı, Gaussian'ların çekirdeğinin ($K_{\text{fl},e}$) bir toplamıyla evrişen foton akısıyla tanımlanır.

$$K_{\text{fl},e}(x, y) = \sum_{k=0}^1 c_{\text{cont},k} \frac{1}{2\sigma_{\text{cont},k}^2} \exp\left[-\frac{x^2+y^2}{2\sigma_{\text{cont},k}^2}\right] \quad (2.14)$$

c_k parametreleri, $c_1 = 1 - c_0$ olduğu yerdeki iki Gaussian bileşeninin göreceli ağırlıklarını belirtmektedir.

Kontamine elektronlar için enerji bırakma yoğunluğu fonksiyonu, ölçülen veriden elde edilir ve z derinliğinin bir fonksiyonu olarak tablolştırılır [17].

2.6.1.8. Süperpozisyon

Hastadaki herhangi bir hesaplama noktasındaki soğurulan enerji $E(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z})$, (β işaretiyle gösterilen her bir demetçikten) birincil fotonlar, ekstra odaksal fotonlar ve kontamine elektronlardan gelen ayrı enerji dağılımlarının bir süperpozisyonundan elde edilir [17].

$$E(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z}) = \sum_{\beta} (E_{ph1,\beta}(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z}) + E_{ph2,\beta}(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z}) + E_{cont,\beta}(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z})) \quad (2.15)$$

2.6.1.9. Doza çevirme

Son basamak olarak, soğurulan enerji dağılımı doza çevrilir. Farklı heterojeniteler ölçekli su olarak modellenenebilir. Elektron yoğunlukları, enerjiyi kütle yoğunluğu yerine doza çevirmede kullanılır. Son doz aşağıdaki eşitlikteki gibi tanımlanır:

$$D(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z}) = cE(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z}) \cdot \frac{\rho_{su}}{\rho(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z})} \quad (2.16)$$

c , J/m^3 'ten Gy'e çevirme birimidir.

[17]

2.7. Elektronik Portal Görüntüleme (EPG)

Elektronik portal görüntüleme, amorf silikon bir dedektör olan elektronik portal görüntüleme cihazı (EPGC) kullanılarak foton ışınlamasıyla görüntü elde etmeye dayanır [19].

EPG'nin bir kullanım şekli, hastanın kemiksi anatomisi veya yerleştirilmiş işaretçilerden yararlanarak günlük hasta pozisyon kontrolü yapmaktır. Hastanın tedavide yatışı sırasında alınan görüntü planlama sisteminde yaratılan referans dijital olarak rekonstrükte edilmiş radyografi (DRR) görüntüsüyle karşılaştırılır ve pozisyon doğruluğu, fark varsa hasta pozisyonunda kaydırma yapmak suretiyle sağlanır.

EPG'nin bir diğer kullanımı tedavi öncesi kalite kontroldür. EPG dozimetrik veri elde edebilir. Yoğunluk ayarlı radyoterapi tedavilerinde çok yapraklı kolimatörler (ÇYK) ışınlama sırasında planlanan doz dağılımını sağlamak için hareket eder. YART tedavilerindeki bu harekete ek olarak YAAT tedavilerinde değişken doz hızı ve gantri hızı vardır. Bu değişkenlere bağlı elde edilen doz dağılımının doğruluğu, her bir planın tedavide uygulanmasından önce EPG ile portal dozimetri yapılarak kontrol edilir. Planlanan akının aktarılan akıyla doğruluğu portal doz hesaplamasıyla bakılır ve gama analizi yapan yazılımlarla incelenir [6].

2.8. Portal Doz Hesaplama (PDH)

Portal doz hesaplama, akı bulunduran alanların portal doz görüntülerinin hesaplanması için yoğunluk ayarlı radyoterapi planlamasının tedavi öncesi kalite kontrolünün bir parçası olarak kullanılır.

Tedavi öncesi kalite kontrol, tedavi planlama sistemi tarafından dinamik çok yapraklı kolimatör (DÇYK) hareketleriyle oluşturulan akının, portal görüntüleyiciye ışınlanan plandan elde edilen doz dağılımıyla doğruluğunu karşılaştırmak suretiyle yapılır.

Akı doğrudan ölçülemeyeceğinden amorf silikon bir dedektör olan portal görüntüleyiciye ihtiyaç vardır. Bu dedektörün cevabı foton enerjisine duyarlıdır. Böylece portal doz hesaplama, planlanan akının aktarılan akının ölçümüyle karşılaştırılmasını sağlar.

Portal doz hesaplama, yoğunluk ayarlı radyasyon terapisi dışında yoğunluk ayarlı ark terapisi ve dinamik konformal ark alanları için de kullanılabilir (dinamik konformal ark alanlarında doz yoğunluk ayarı olmasa da dinamik ÇYK vardır). Bu

alanlar için Eclipse Tedavi Planlama Sistemi planlanan akıyı alanın kontrol noktalarından her bir ara akıyı toplayarak hesaplar. Dinamik doz hızı, bu toplamada dikkate alınır ve kontrol noktaları arası toplanan akı için önem teşkil eder [17].

2.9. Portal Dozimetre Algoritmaları

2.9.1. Varian Portal Dosimetry yazılımının PDIP algoritması

PDIP algoritması, toplam akıya dayalı tahmin edilen görüntüyü konformal ark terapisi (KAT), yoğunluk ayarlı ark terapisi (YAAT) ve yoğunluk ayarlı radyasyon terapisi (YART) alanları için aynı yoldan hesaplar. PDIP algoritmasının yapılandırması, YART alanlarıyla yapılmalıdır. Bu yapılandırma bir kez yapılır ve ark alanları için de geçerli olur.

Portal doz hesaplama, portal görüntüleyicinin dedektör düzleminde, masa veya hasta önemszenmeyerek yapılır. PDIP, Kalibre Birim (KB) cinsinden bir görüntü üretir. Her zaman kaynak dedektör mesafesi (KDM) dikkate alınarak ölçüm alınır. Daha sonra görüntü çözünürlüğü kaynak eksen mesafesinde (KEM) gösterilir. Portal doz ölçümleri herhangi bir KDM’nde alınabilmesine rağmen en uygun doğruluk tek KDM’nde çalışırken elde edilir. Bu da dedektör kalibrasyonu için kullanılan mesafedir.

Kalibrasyon ölçümü ve yapılandırmanın, portal görüntüleyicinin izomerkeze olabildiğince yakın olduğu bir mesafede yapılması tavsiye edilir. ExactArm model portal görüntüleyici için tavsiye edilen değer KDM=100 cm ve R-Arm model portal görüntüleyici için KDM=105 cm’dir. En yakın KDM’nde yüksek doz hızlı modlarda dikkate alınabilecek doyma etkileri olabilir. Doymanın tam başlangıcı, yerel makine kalibrasyonuna bağlıdır ancak genel bir ilke olarak KDM=100 cm’de 400 MU/dk doz hızının aşılması tavsiye edilmez.

PDIP, portal doz görüntüsünü, akıyı Gaussian çekirdeklerle evriştirerek hesaplar.

$$p = f' \times k \left(\frac{KEM}{KDM} \right)^2 \frac{OF(f_{s_x}, f_{s_y})}{PSF(f_{s_x}, f_{s_y})} \quad (2.17)$$

P: CU cinsinden hesaplanan portal doz görüntüsü

f': Yoğunluk profili ve ölçeklenmiş detektör mesafesiyle düzeltilmiş giriş akısı

¥: Evrişim operatörü (işlemcisi)

k: Portal görüntüleyici doz kerneli

OF: Doz Verimi Faktörü (KEM'nde tanımlı ve 10x10 cm alana normalize edilmiş)

PSF: Fantom saçılma faktörü (KEM'nde tanımlı)

f_{s_x}: KEM'nde alan boyutu (FX-doğrultusunda)

f_{s_y}: KEM'nde alan boyutu (FY-doğrultusunda)

PDIP, Eclipse Demet Yapılandırması'nda (Eclipse Beam Configuration) yapılan PDIP yapılandırmasından ve Eksternal Demet Planlama'da (External Beam Planning) yaratılan verifikasyon planından gelen giriş verisini kullanır.

Aşağıdaki giriş verisi PDIP yapılandırmasından alınır;

- Seçilen enerji / mod (her alan için merkezi ekseninde ölçülen) için doz verimi faktörleri
- Seçilen enerji / mod için çekirdekler
- Akı eksen-dışı bağıllığını tanımlayan yoğunluk profili
- KEM (Demet yapılandırmasında kullanılan, yapılandırılan tedavi cihazının KEM değeri)

Aşağıdaki giriş verisi verifikasyon planından alınır;

- Gerçek akı ve eş ilgili MU faktörü
- Ölçüm sırasındaki portal görüntünün KDM değeri (En iyi sonuçlar izomerkeze yakın mesafede elde edilir)
- Kolimatör dönüşü (Gerçek kolimatör dönüşünden farklı olabilir)

2.9.1.1. Yoğunluk profili ve MU faktörü düzeltmesi

Radyasyon cihazının açık alan akı doz verimi, alan boyunca tipik olarak aynı değildir. PDIP, her bir pikselin değiştirilmesiyle açık demet akısının homojensizliğini aşağıdaki eşitlikteki gibi kompanse eder;

$$f'(x, y) = \frac{f(x,y)v(r_{x,y})}{MU_{faktör}OF_{maks}} \quad (2.18)$$

$f'(x,y)$: Düzeltilmiş gerçek akı

f : Planlama sisteminden gelen gerçek akı (Doz resmi)

x,y : Demetteki bir noktanın koordinatları

$V(r)$: Radyal olarak simetrik yoğunluk değeri

$r_{x,y}$: Demet ekseninden radyal mesafe

$MU_{faktör}$: Doz hesaplamasından MU faktörü (Akıyı ölçeklendirmek için kullanılır)

OF_{maks} : Optimal akının maksimum değeri (Akıyı ölçeklendirmek için kullanılır)

2.9.1.2. Fantom saçılma faktörü (FSF)

Fantom saçılma faktörü, yoğunluğun alan içinde 1.0 olarak tanımlandığı ve alan dışında 0.0'a eşit olduğu kare bir alan için düz yoğunluk görüntüsüyle hesaplanır. Sonra akı, çekirdekle evriştirilir. Merkez pikselin değeri fantom saçılma faktörü değeri olarak kullanılır. Bu hesaplama KEM'nde yaptırılır [17].

2.9.1.3. PDIP için yapılandırılmış demet verisinin hesaplanması

Yapılandırılmış demet verisi (çekirdek), Tikhonov düzenlileştirmesi ile ters evrişim yaparak PDIP modeli için hesaplanır. Özel bir test akısı, çekirdeklerin doğruluğundan emin olmak için kullanılır. Ölçümden türetilen çekirdek, radyal olarak simetriktir ve farklı genlik a_i ve boyutların σ_i Gaussian'larının bir toplamından oluşur.

$$k(r) = \sum_i a_i \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma_i} e^{-r^2/2\sigma_i^2} \quad (2.19)$$

r: Orijinden uzaklık

Çekirdek bileşenlerinin (Gaussian bileşenleri) sayısı, yapılandırmada 10'a ayarlanır.

Aşağıdaki giriş verisi, PDIP için çekirdeklerin hesaplanması için Demet Yapılandırması (Beam Configuration)'nda kullanılır;

- Seçilen enerji/mod için doz verimi faktörleri (Her alan boyutu için merkezi ekseninde ölçülen doz). (Seyrek bir noktalar ızgarası için doz verimi faktörleri

ölçülür ve Demet Yapılandırması (Beam Configuration) kalan değerlere ara değer hesabı yapar.)

- Akının eksen-dışı davranışını tanımlayan yoğunluk profili. (Yoğunluk profilinin biçimi, tek boyutlu bir dairesel simetrik eğridir. İzomerkezde ölçeklenen merkezdeki değer, 1.0 olmalıdır.)
- Test planı için gerçek akı ve ilgili MU faktörü
- Test planının portal görüntüleri
- Görüntü oluşturmak için kullanılan MU miktarı
- Kolimatör dönüşü
- KEM
- $KDM = KEM$ 'nde 100 KB'ye eş MU (Monitor Unit) değeri (genellikle 100 MU)

PDIP algoritması, kullanıcının tanımladığı bir mesafede elde edilmiş portal doz görüntüsünün ölçümünü gerektirir. KDM için bir düzeltme faktörü hesaplamak için, farklı bir KDM'nde ikinci bir portal doz görüntüsü alınması tavsiye edilir. İlk görüntü, tercihen portal doz elde etmek için varsayılan KDM'nde alınmalıdır (genelde $KDM=105cm$). Farklı bir KDM'nde alınan ikinci görüntü zorunlu değildir ama ölçümler çoklu KDM'lerinde yapılacağı zaman daha iyi çekirdek yapılandırmasına izin verir.

Genel bir ilke olarak, dikkatli hizalamadan sonra PDIP'nin bir gamma değerlendirmesi ve ölçümü, 4%, 4mm gamma analizi kriteri kullanıldığında portal görüntünün %99'dan fazla kabul kriteri içinde olması gerekmektedir [17].

2.9.2. Epidos Epiqa yazılımının GLAaS algoritması

GLAaS algoritması, portal görüntüleyici ile elde edilen ham görüntüleri maksimum doz derinliğinde (D_{maks}) doz matrislerine çevirir. Fantom kullanılmaz ve radyasyon alanına dedektör üzerinden doğrudan etki yapılmaz. Bu algoritma aslen YART'nin tedavi öncesi verifikasyonu için geliştirilmiş ve daha sonra RapidArc için de adapte edilmiştir [20].

2.9.2.1. Algoritmanın tanımı

Verilen demet için amorf silikon detektörün cevabı lineerdir.

$$D(Gy) = m * R + q \quad (2.20)$$

D: Doz

m: Eğim

R: Toplam PV okuması

q: Kesişim

YART ve RapidArc alanları tedavi süresince kesintisiz şekilde değişmektedir. GLAaS, zaman ve pozisyondaki bu değişimleri, farklı m ve q değerleri kullanarak ve primer ile sızan (ÇYK'den) radyasyonu diferansiye ederek piksel piksel hesaplar.

I' nci pikseldeki toplam doz d_i , tüm alan aktarımında;

$$\begin{aligned}
d_i &= d_{pr,i} + d_{tr,i} \\
&= \left(\sum_{s=1}^N m_{pr,s}(EwwF) \cdot r_{i,s} + q_{pr,s} \right) + \left(m_{tr} \cdot \left(R_i - \sum_{s=1}^N r_{i,s} \right) + q_{tr} \right)
\end{aligned}
\tag{2.21}$$

m: Eğim

q: Kesişim

EwwF (Equivalent window width Field): Eşdeğer alan pencere genişliği

r: Segment için primer radyasyona bağlı okuma

s: Segment/kontrol noktası

R: Toplam PV okuması

pr: Primer radyasyon

tr: Sızan radyasyon

N: Segment, kontrol noktası sayısı

Bir statik alan veya RapidArc'ta GLAaS için anahtar bileşenler ayıdır; tedavinin herhangi bir anında ÇYK şeklinin ve doz aktarımının bilinmesi. Bu bilgi tamamen tedavi planlama sistemlerinin DICOM-RT planlarında tutulur.

Ek olarak, RapidArc ışınlatma sırasında değişken doz hızına sahiptir. Detektör cevabı doz hızından bağımsızdır. Bu bakımdan, herhangi bir doz hızında elde edilmiş aynı kalibrasyon parametreleri tüm alan için kullanılabilir.

Parametre değerleri, GLAaS'ın yapılandırması sırasında aşağıdaki ampirik algoritmadan gelen eğimlerden analitik olarak hesaplanır [21].

$$OF(EwwF) = [c + d \cdot \ln(EwwF)]^{-1} \quad (2.22)$$

EwwF: Her segment için eşdeğer alan boyutu

$$m_{pr}(OF) = a \cdot OF + b \quad (2.23)$$

m_{pr} : Primer radyasyon için eğim değeri

OF: PV ile ölçülmüş doz verimi faktörü

Sızan radyasyon için ilişki;

$$m_{tr} = k \cdot m_{pr} \quad (2.24)$$

GLAaS yapılandırması bir takım ampirik parametrelerin tanımlanmasıyla yapılır: a, b, c, d, k, q_{pr} ve q_{tr} [22].

GLAaS, KDM=100 cm'de maksimum doz derinliğinde (d_{maks}) (6 MV için 1.5 cm ve 18 MV için 3 cm) PV kutusu üzerinde doz yığılması olmadan elde edilen görüntüleri çevirmek için yapılandırılmıştır.

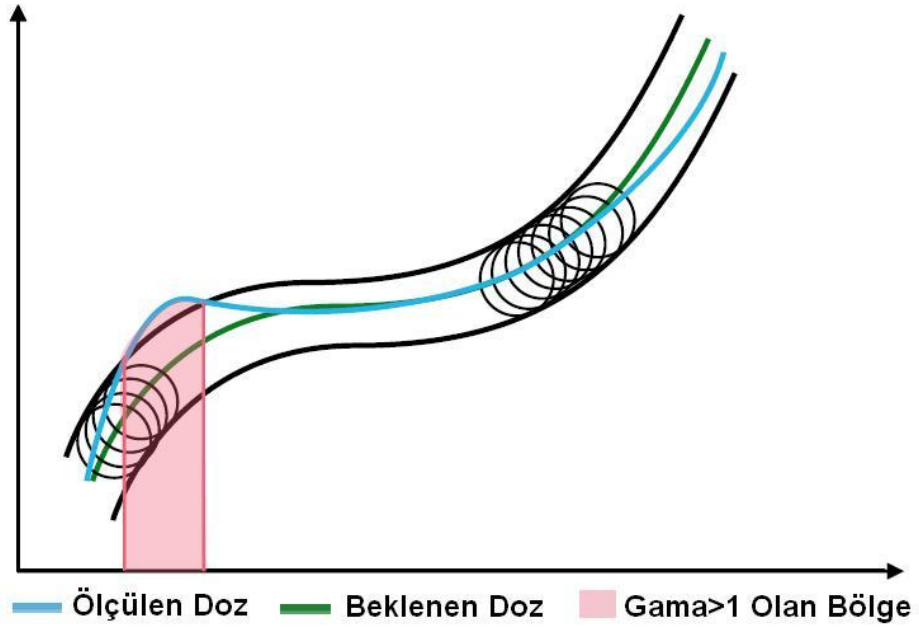
GLAaS algoritması ayrıca yüksek dozlu alanların kalite kontrolü için de test edilmiştir. Bu ayrı testin sebebi RapidArc'ın sabit gantrili YART planlarından farklı olarak tüm tedavi dozunu tek alanda vermesidir. Bu PV elektroniğinin, belli sayıda karede her piksel başına okumanın ortalaması ve okuma değerleri ile elde edilen karelerin sayısının kaydedilmesi şeklindeki işleyişi ile sağlanır [20].

2.10. Gama Analizi

Yoğunluk ayarlı radyoterapi uygulamaları, çok boyutlu doz dağılım uygulamaları ve karşılaştırma testlerine ihtiyaç duymaktadır. Nicel ölçümler sağlamak için radyokromik film ve polimerleşen jel gibi çok boyutlu dozimetreler geliştirilmiştir. Bunlar gibi çok boyutlu dozimetreleri kullanmanın zorluklarından biri analiz edilecek ve karşılaştırılacak ölçüm verisinin fazla olmasıdır. EPGC ile edinilen doz dağılımlarının gama analizi ile değerlendirmesi çok pratik ve başarılıdır.

Doz ölçümlerinin değerlendirmesi genellikle başka ölçümler veya hesaplanan doz dağılımıyla yapılır. Gama analizinde doz karşılaştırması referans ve değerlendirilen dağılımlar arasında yapılır. Referans dağılımın boyutlandırması, değerlendirilen dağılımdan küçük ya da onunla aynı olmalıdır [23].

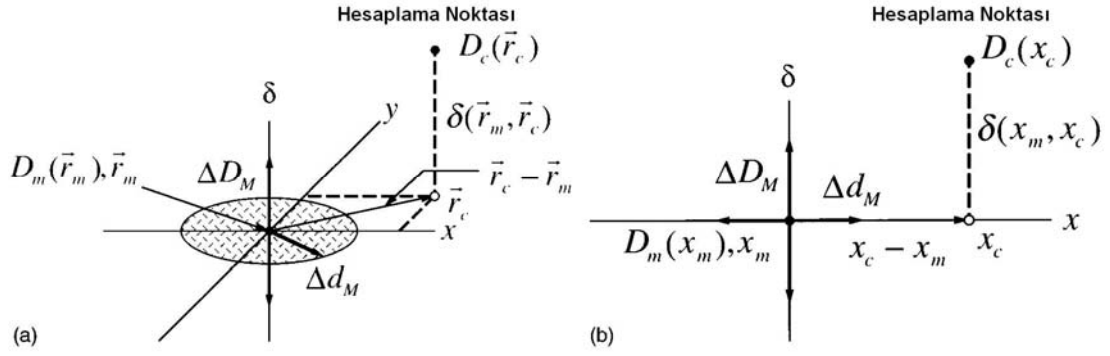
Gama analizi grafik olarak şekil 2.9.1'deki gibi gösterilebilir. Mavi çizgi ölçülen dozu, yeşil çizgi beklenen dozu göstermektedir. Beklenen doz üzerinde alınacak her bir noktanın etrafında bir birim yarıçaplı sanal bir çember olduğunu düşünelim. Uzaysal yönelimde bu 3mm, doz yöneliminde beklenen dozun maksimumunun %3'üdür. Bu iki değer yapılandırılabilir. Küresel doz referans değeri yerine (doz tolerans değeri %3 alınarak), yerel doz referans değeri kullanılması mümkündür (yine doz tolerans değeri %3 alınarak). Yerel değer, değerlendirmenin yapıldığı pilseldeki planlanan dozdur. Düşük dozlarda beklenen ve ölçülen değerler örtüşmeyebileceğinden dolayı yerel doz referansı için düşük bir eşik değeri ayarlamak gerekir. Bu, beklenen dozun yakın maksimum değerinin oranı olarak verilir.



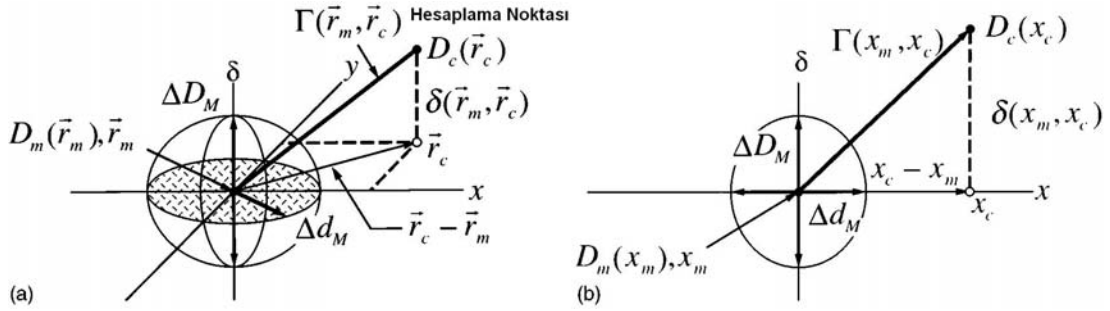
Şekil 2.10.1: Gama Analizi Prensipleri [24]

Tolerans çemberlerinin toplamı, beklenen doz etrafında bir tüp şeklini alır. Gama değeri, ölçülen dozun tüpün içinde olduğu bölgelerde 1'den küçük, dışında olduğu bölgelerde ise 1'den büyük olacak şekilde tanımlanır [24].

Bu yöntem ölçülen ve hesaplanan doz dağılımlarını karşılaştırmada kullanılır. Ölçülen referans ve hesaplanan ise karşılaştırılan olarak kabul edilmektedir. Doz farkı kriteri ΔD_M ve uyum mesafesi (distance to agreement, DTA) kriteri Δd_M parametreleri karşılaştırmada kullanılır. Klinik kalite kontrol uygulamalarımızda standart geçme kriteri $\Delta D_M = 3\%$ ve $\Delta d_M = 3 \text{ mm}$ 'dir.



Şekil 2.10.2: Doz farkı ve uyum mesafesi testleri için doz dağılımı değerlendirme kriterinin geometrik gösterimi (a) İki boyutlu gösterim (b) Bir boyutlu gösterim [25]



Şekil 2.10.3: Birleşik elipssel doz farkı ve uyum mesafesi testleri kullanılan doz dağılımı değerlendirme kriterinin geometrik gösterimi (a) İki boyutlu gösterim (b) Bir boyutlu gösterim [25]

Şekil 2.9.2 (a)'da iki boyutlu doz dağılımı değerlendirmeleri için bileşik analiz aracının şematik gösterimi vardır. Şekillerde değerlendirme tek ölçüm noktası için sunulmuştur. Eksenlerin ikisi (x ve y) ölçülen noktaya göre hesaplanan dağılımın uzaysal konumunu (\mathbf{r}_c) gösterir. Üçüncü eksen (δ) ölçülen $[D_m(\mathbf{r}_m)]$ ve hesaplanan $[D_c(\mathbf{r}_c)]$ dozlar arasındaki farkı gösterir. Uyum mesafesi kriteri (Δd_M , DTA), $\mathbf{r}_c - \mathbf{r}_m$ düzleminde Δd_M 'e eşit yarıçaplı bir disk ile gösterilmektedir. Eğer hesaplanan dağılım yüzeyi ($D_c(\mathbf{r}_c)$) diskle kesişirse, uyum mesafesi kabul kriterindedir ve hesaplanan dağılım o noktada uyum mesafesi testini geçer. Vertikal çizgi doz farkı

testini göstermektedir. Uzunluğu $2\Delta D_M$ 'dir. Eğer hesaplanan dağılım yüzeyi, $[|D_c(\mathbf{r}_c) - D_m(\mathbf{r}_m)| \leq \Delta D_M]$ çizgisini keserse, hesaplanan dağılım ölçüm noktasında doz farkı testini geçer. Şekil 2.9.2 (b), şekil 2.9.2 (a)'nın bir boyutlu benzetimini göstermektedir.

Şekil 2.9.3'de doz farkı ve uyum mesafesini aynı anda dikkate alan bir kabul kriterinin belirlenmesi için bir yöntem gösterilmiştir. Bir elips, kabul kriterini gösteren yüzey olarak seçilmiştir.

$$r(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}) = |\mathbf{r} - \mathbf{r}_m| \quad (2.25)$$

ve

$$\delta(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}) = D(\mathbf{r}) - D_m(\mathbf{r}_m) \quad (2.26)$$

olmak üzere, yüzeyi tanımlayan denklem aşağıdaki gibidir:

$$1 = \sqrt{\frac{r^2(\mathbf{r}_m, \mathbf{r})}{\Delta d_M^2} + \frac{\delta^2(\mathbf{r}_m, \mathbf{r})}{\Delta D_M^2}} \quad (2.27)$$

Eğer $D_c(\mathbf{r}_c)$ yüzeyinin herhangi bir kısmı eşitlik 2.27'de tanımlanan elipsle kesişirse, hesaplama \mathbf{r}_m 'de geçer.

Kabul kriterinin sadece δ eksenini boyunca ve $\mathbf{r}_c - \mathbf{r}_m$ düzleminde tanımlanmaması, hesaplanan ve ölçülen arasında geleneksel bileşik değerlendirmelerden daha genel bir karşılaştırmaya izin verir. Eşitlik 2.27'de sağdaki miktar, \mathbf{r}_m ölçüm noktası için $\mathbf{r}_c - \mathbf{r}_m$ değerlendirme düzlemindeki her bir noktada bir γ kalite indeksi tanımlamada kullanılabilir.

\mathbf{r}_m 'ye bağılı gama indeksi:

$$\gamma(\mathbf{r}_m) = \min\{\Gamma(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_c)\} \forall \{\mathbf{r}_c\} \quad (2.28)$$

$$\Gamma(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_c) = \sqrt{\frac{r^2(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_c)}{\Delta d_M^2} + \frac{\delta^2(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_c)}{\Delta D_M^2}} \quad (2.29)$$

Hesaplanan ve ölçülen dağılımlardaki doz değerlerinin farkı sırasıyla:

$$r(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_c) = |\mathbf{r}_c - \mathbf{r}_m| \quad (2.30)$$

ve

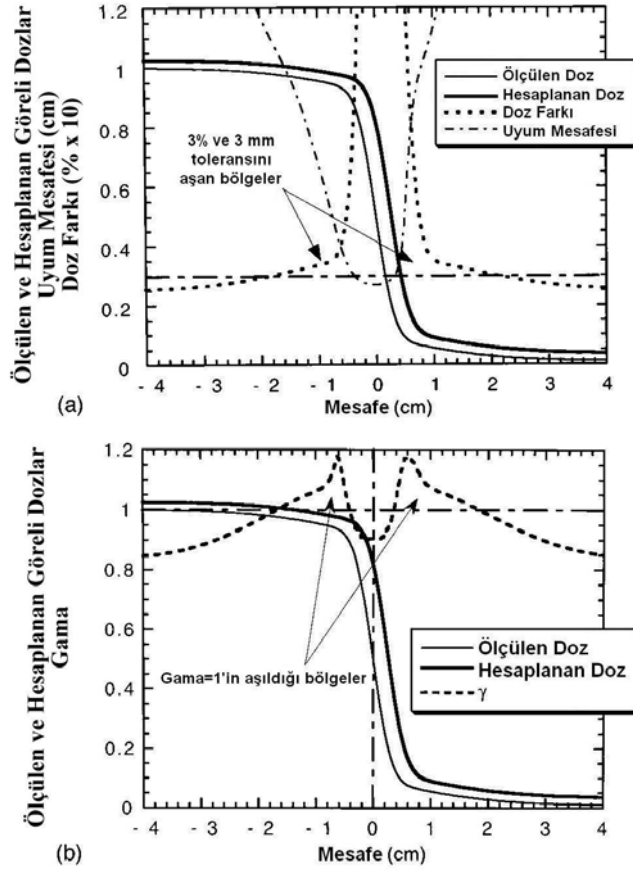
$$\delta(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_c) = D_c(\mathbf{r}_c) - D_m(\mathbf{r}_m) \quad (2.31)$$

Geçme-kalma kriterleri ise şu şekilde olur:

$\gamma(\mathbf{r}_m) \leq 1$, hesaplama kabul kriterindedir,

$\gamma(\mathbf{r}_m) > 1$, hesaplama kabul kriterinde değildir [26].

Bu yöntemin önemli bir özelliği, doz dağılım kalitesinin son değerlendirmesinde $\gamma(\mathbf{r}_m)$ 'in bir izo- γ dağılımında gösterilebilmesidir. $\gamma(\mathbf{r}_m)$ 'in büyük ama yaklaşık aynı olduğu bölgeler, çok belirgin uyuşmazlıkların bölgelerine bağılı olarak belli olur.



Şekil 2.10.4: Penumbra dağılımları modeli [25]

Gama analizi, uyum mesafesi ve doz farkı ile ilgili formüllerin uygulanmış grafiksel bir örneğini inceleyelim. Şekil 2.9.4'de hesaplanan ve ölçülen arasında 0.25 cm'lik uzaysal kaydırma ve 2.5%'lik doz farkının olduğu penumbra dağılımları modeli vardır. Şekil 2.9.4 (a)'da ölçülen doz, hesaplanan doz ve uyum mesafesi dağılımları grafiksel olarak bulunmaktadır. Şekil 2.9.4 (b)'de ise ölçülen doz, hesaplanan doz, doz farkı ve γ indeksi dağılımları vardır [25].

3. GEREÇ VE YÖNTEM

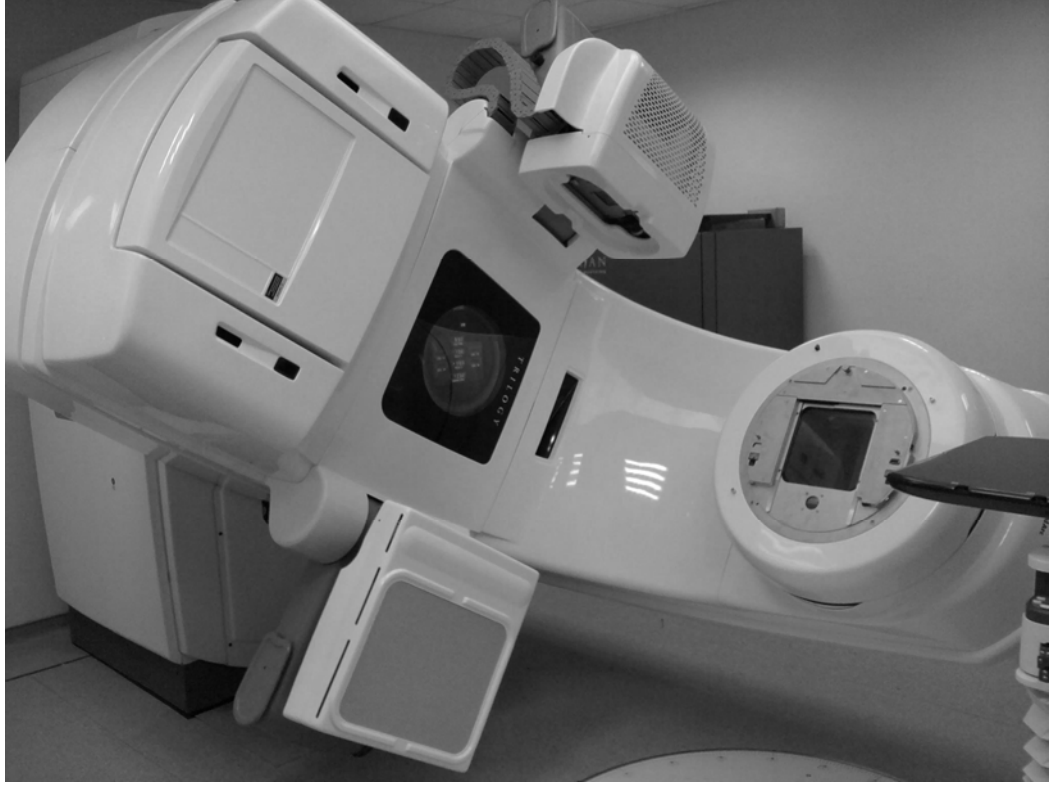
3.1. Araç ve Gereçler

Çalışmada kullanılan araç ve gereçler aşağıdaki gibidir:

1. Varian Trilogy Lineer Hızlandırıcı
2. Varian aS1000 EPGC
3. Varian (Aria 10) Eclipse Tedavi Planlama Sistemi
4. Varian Portal Dosimetry Yazılımı
5. Epidos Epiqa Yazılımı

3.1.1. Varian Trilogy lineer hızlandırıcı

Çalışmada, 6, 9, 12, 15, 18, 22 MeV elektron enerjilerine ve 6 ile 18 MV foton enerjilerine sahip Varian Medical Systems marka Trilogy lineer hızlandırıcı cihazı kullanılmıştır. Doz hızı 100 ile 1000 MU/dk arasındadır. Her biri bağımsız motorlar tarafından hareketi sağlanan toplam 120 adet olmak üzere 60 çift yapraktan oluşan Millenium MLC-120 model ÇYK'e sahiptir. KCM 100cm'de ortadaki 40 ÇYK 0.5 cm ve yanlardakiler 1 cm kalınlıkta izdüşümüne sahiptir. KCM 100 cm'de en büyük alan boyutu 40 cm x 40 cm'dir. Kaynağa mesafesi 50.90 cm'dir. 10°, 15°, 20°, 25°, 30°, 45°, 60°'lik dinamik kama filtrele ve 15°, 30°, 45°, 60°'lik fiziksel kama filtrele sahiptir. Doz dağılımı ve görüntülemeyi düşük seviyede etkileyen karbon fiber malzemedan üretilmiş tedavi masası vardır.



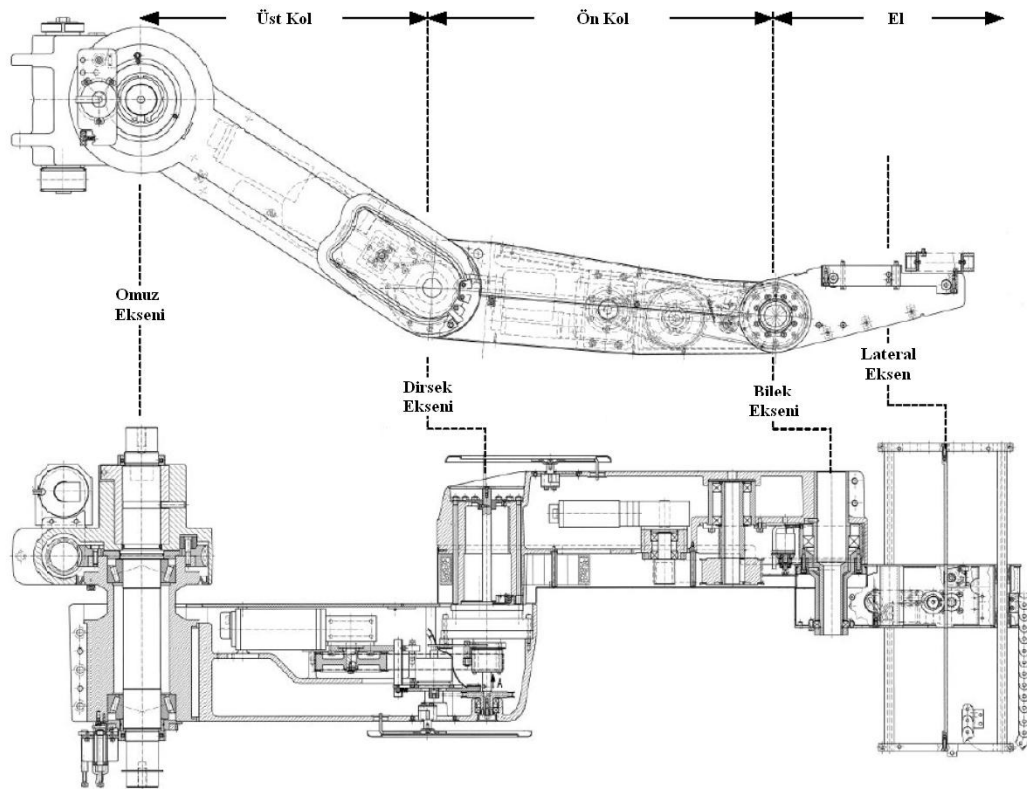
Resim 3.1.1.1: Varian Trilogy lineer hızlandırıcı

On Board Imager (OBI) ve Portal Vision (PV) görüntüleme sistemine sahip cihazda kV ve MV mertebelerindeki enerjilerde radyolojik görüntü alınabilmektedir. Ayrıca OBI sistemi gantri dönüş hareketi ile koni demet bilgisayarlı tomografi (*Cone Beam Computed Tomography, CBCT*) görüntüsü alabilmektedir. Bu sistemler sayesinde görüntü kılavuzluğunda radyoterapi yapılabilmektedir. Konformal ve YART tedavi planlamaları dışında RapidArc özelliği sayesinde YAAT planları da uygulanabilmektedir [27].

3.1.2. Varian aS1000 EPGC

Bu çalışmada kullanılan EPGC, Varian Medical Systems markasının Portal Vision aS1000 modelidir. aS1000, amorf silikon bir düz panel görüntüleyicidir.

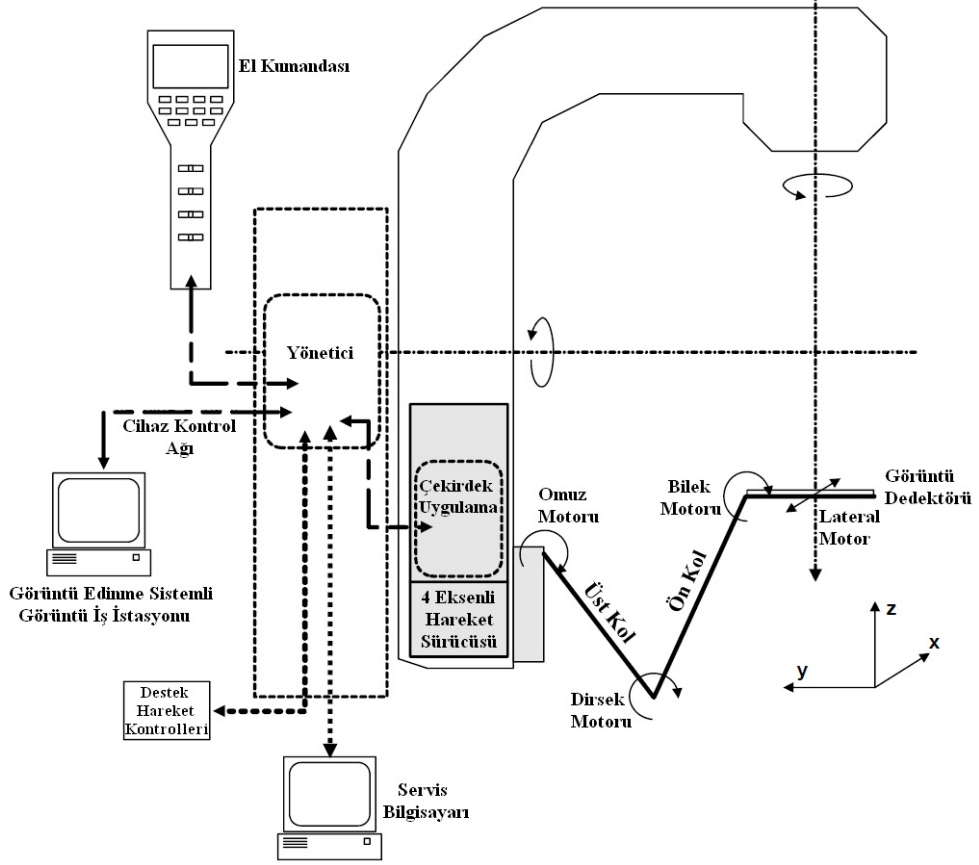
Varian Trilogy lineer hızlandırıcı cihazında bulunan robotik bir kol olan ExactArm'a yerleştirilmiştir. ExactArm, görüntü dedektör birimini (GDB) konumlandırmak için kullanılır. GDB'nin vertikalde izomerkezin 2,5 cm üstünden 82 cm altına kadar, lateralde ± 16 cm ve longitudinalde (vertikal konuma bağlı olarak) +24 cm/-20 cm hareket etmesini sağlar [28]. ExactArm, üst kol, ön kol ve el kısımlarından oluşur. Logitudinal ve vertikal hareketi sağlayan omuz, dirsek, bilek motorları ve lateral hareketi sağlayan lateral motor vardır.



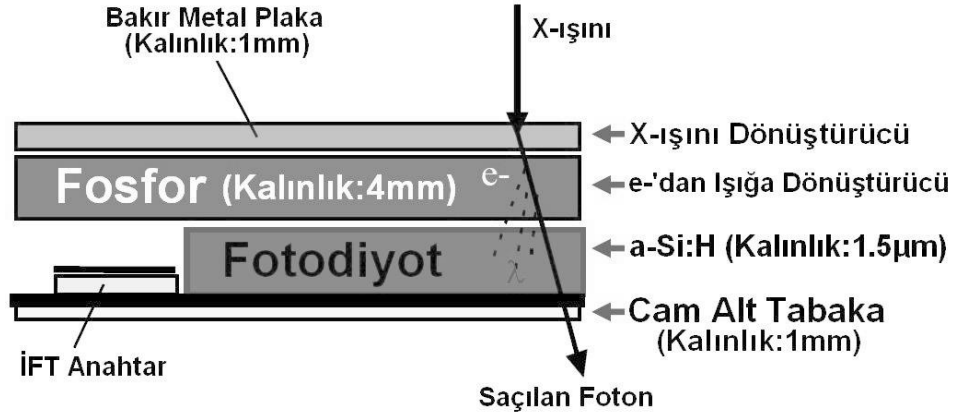
Şekil 3.1.2.1: ExactArm'ın mekanik yapısı [19]

Görüntüleyicinin aktif matriks olarak da adlandırılan duyarlı alanı 30 cm x 40 cm ölçülerindedir. Aktif matriks, her pikseli dedektör yüzeyinde 0.392 mm x 0.392 mm boyutlarında olan 1024 x 768 pikselden oluşur [20]. Görüntü edinme sistemi (GES) ile çalışır. Mevcut cihazda GES3 sistemi ve GDB20 aS1000 EPGC vardır.

Sistem 2 MHz hızında, 4 kanal okuma özelliğine sahiptir. 30 kare/saniye (Tam çözünürlükte 20 kare/saniyeye kadar) görüntü alma hızına sahiptir [19].

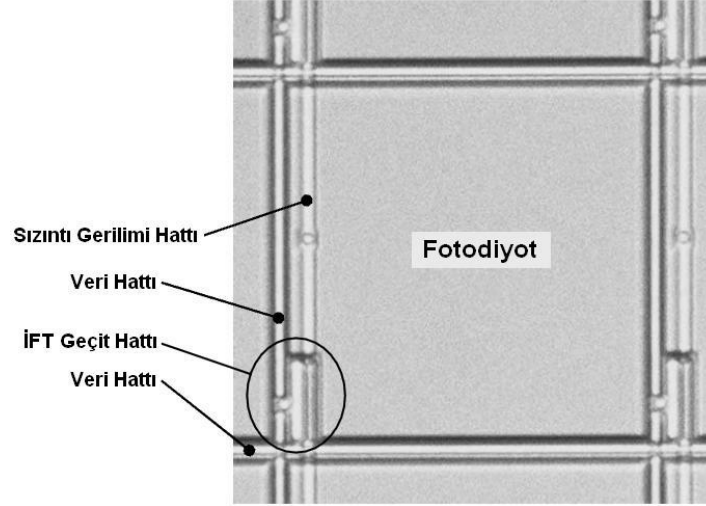


Şekil 3.1.2.2: Elektronik portal görüntüleme sisteminin genel yapısı [19]

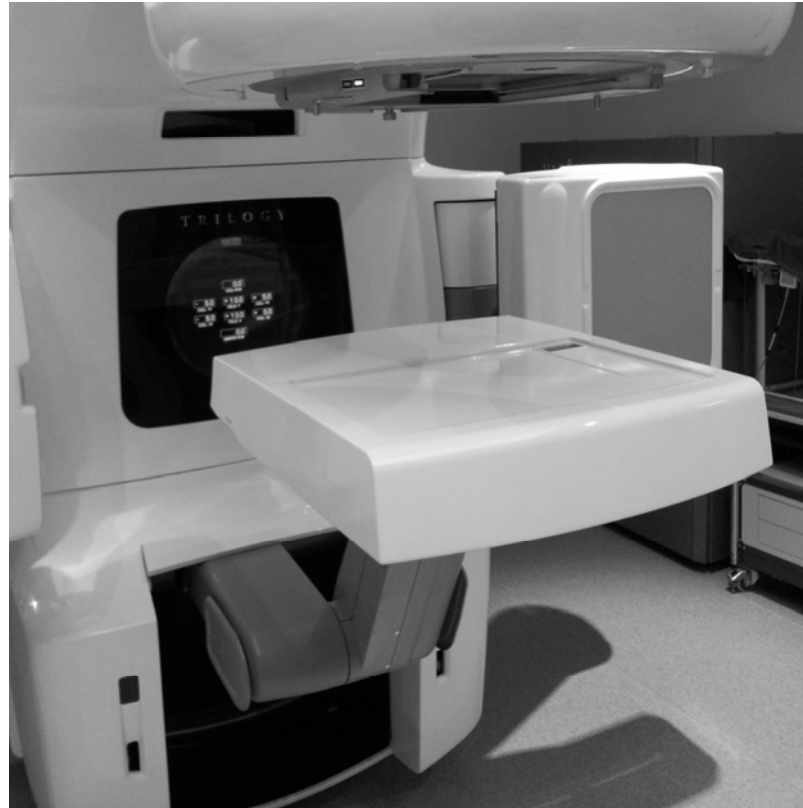


Şekil 3.1.2.3: EPGC dedektörünün kesitsel yapısı [19]

Varian aS1000 EPGC bazı bileşenlerden oluşmaktadır. Doz yığılması sağlamak ve saçılan radyasyonu soğurmak için üstte 1 mm kalınlığında bakır tabaka vardır. Bunun altında terbiyum katkılı gadolinyum oksisülfiten ($Gd_2O_2S:Tb$) yapılmış, gelen radyasyonu görünür fotona çeviren sintilasyon yapıcı fosfor ekran vardır. Sintilasyon, gelen radyasyon tarafından fosfor ekranda uyarılan elektronların eski haline dönerken görünür foton yaymasıyla gerçekleşir. 0.4 mm kalınlığındaki bu fosfor tabakasının altında, bu tabakadan gelen fotonları algılayan 1.5 mikrometre kalınlığında a-Si:H fotodiyot ve ince film transistör (IFT) anahtarlar vardır. Fosfordan gelen sinyal yük olarak piksel (fotodiyot) kapasitansında depolanır. En altta 1 mm kalınlığında cam alt tabaka bulunmaktadır. Bu yapıya ek olarak transistörden gelen yükü okuyup görüntü verisine çeviren elektronik aksam bulunmaktadır [28].



Şekil 3.1.2.4: Fotodiyotun mikroskopik görüntüsü [19]

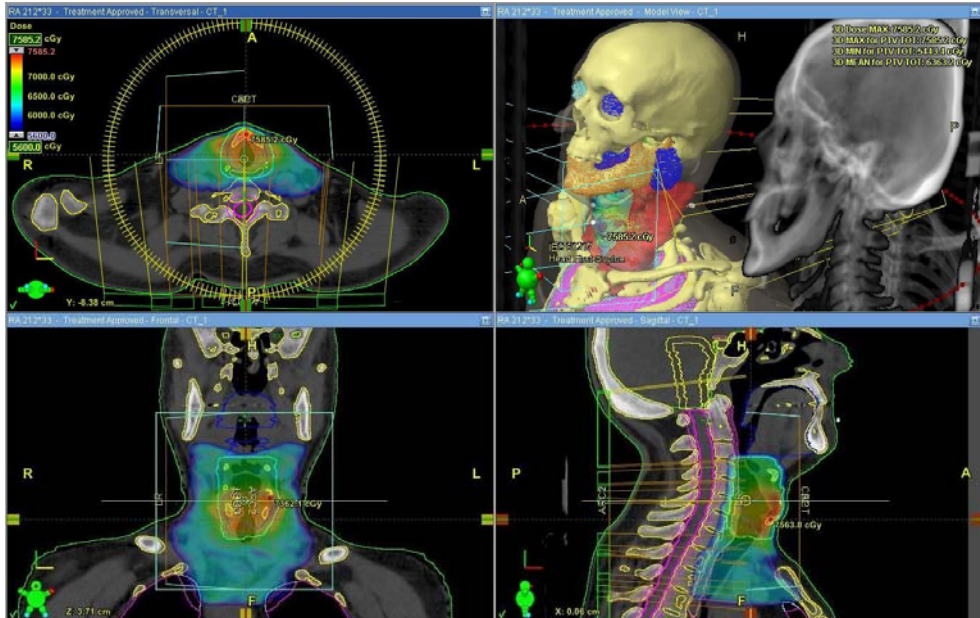


Resim 3.1.2.1: Varian aS1000 EPGC

Görüntüleyici, koruyucu plastik bir kapakla korunmaktadır. Koruyucu kapak ve metal plaka arasında bir hava boşluğu vardır. Koruyucu kapak, efektif okuma noktasının 3 cm üstünde bulunur. Aktif matriksteki doz yığılması 8 mm su derinliğine eşittir. Bu da, cihazın sahip olduğu foton enerjilerindeki (6 MV ve 18 MV) ışınlamalarda maksimum doza ulaşamayacağını göstermektedir [28]. Bu çalışmadaki portal dozimetri ışınlamaları 6 MV foton enerjisinde yapılmıştır.

3.1.3. Varian (Aria 10) Eclipse tedavi planlama sistemi

Varian sürüm 10 Eclipse TPS, Varian ve başka marka lineer hızlandırıcılar ile brakiterapi cihazları için kullanılan DICOM uyumlu bir planlama sistemidir. Bilgisayarlı tomografi (BT), manyetik rezonans görüntüleme (MRG) ve pozitron emisyon tomografisi (PET) görüntüleme yöntemleri kullanılarak hastanın 3 boyutlu modellemesi oluşturulabilmektedir.



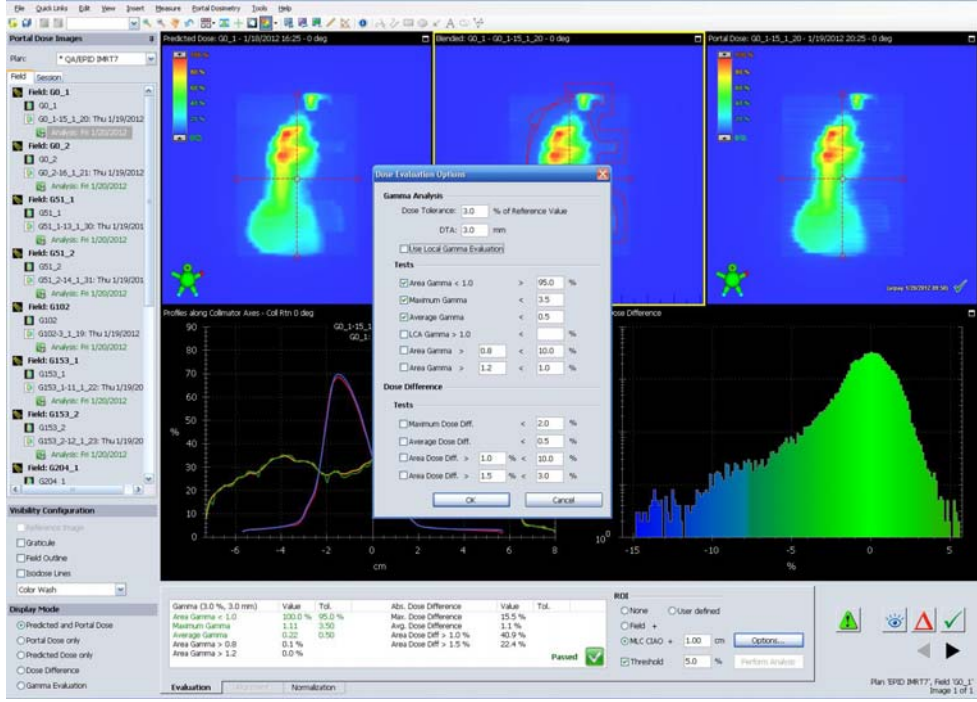
Şekil 3.1.3.1: Varian Eclipse TPS'nde RapidArc planlaması

Eksternal Demet Planlama (External Beam Planning) modülünde elektron ve fotonlar için planlama yapılabilmektedir. Fotonlar için Anisotropic Analytical Algorithm (AAA), Pencil Beam Convolution (PBC), Acuros External Beam (AcurosXB), konlu stereotaktik radyoterapi için Cone Dose Calculation (CDC) ve elektronlar için Electron Monte Carlo(EMC), Generalized Gaussian Pencil Beam (GGPB) gibi doz dağılımı hesaplama algoritmalarına sahiptir. Ayrıca yoğunluk ayarlı radyoterapide ters planlama sırasında kullanılan Multi-Resolution Dose Calculation (MRDC), Dose Volume Optimizer(DVO), Plan Geometry Optimization (PGO) ve Progressive Resolution Optimizer (PRO) gibi doz optimizasyon algoritmalarına sahiptir. Planlamalar kalite kontrol amaçlı fantoma ya da EPGC'na aktarılabilmektedir. EPGC ile yapılacak portal dozimetride Portal Dose Image Prediction (PDIP) algoritması kullanılır [17].

3.1.4. Varian Portal Dosimetry (sürüm 10) yazılımı

Varian Medical Systems tarafından geliştirilen Aria sisteminde çalışan Portal Dosimetry EPGC'larıyla kullanılan bir KK yazılımıdır. Önceki sürümlerde sadece YART alanlarının ön kalite kontrolü ve makine kalite kontrolünde kullanılabilen yazılıma, 10. sürümde YAAT alanlarının ön kalite kontrolünü yapabilme yeteneği de eklenmiştir.

Hesaplanan ve ölçülen portal doz görüntüleri dışında hesaplanan iki ayrı görüntü de karşılaştırılabilir. Doz farkı, gama analizi gibi değerlendirmelerin yapılmasının ardından Aria sisteminde dijital olarak onaylanmasına izin vermektedir [24].



Şekil 3.1.4.1: Varian Portal Dosimetry Yazılımı

3.1.5. Epiqa Epiqa (sürüm 2.2.1) yazılımı

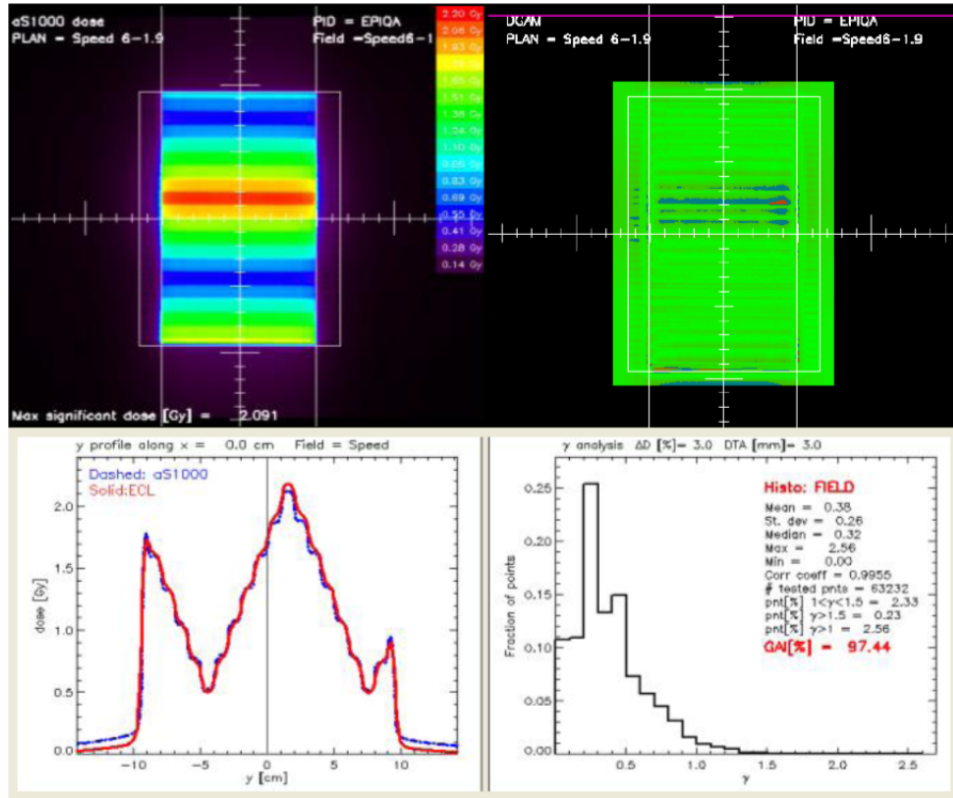
Epiqa, Epiqa markasıyla geliştirilmiş EPGC'leriyle kalite kontrol (KK) için kullanılan geniş kapsamlı bir yazılımdır. Çalışmada kullanılan sürüm 2.2.1'dir.

Okumaları ham EPGC görüntülerinden belirli bir derinlikteki soğurulan doza çeviren GLAaS isimli bir dönüştürme algoritmasını içerir. EPGC görüntüleri ya da tedavi planlama sistemi tarafından hesaplanıp dönüştürülen doz matrisleri, niceliksel olarak karşılaştırılabilir. Bu karşılaştırma doz farkı ve gama matrisleri üzerinden yapılır. Epiqa, sadece Eclipse TPS tarafından hesaplanan doz matrislerini destekler. YART ve RapidArc kalite kontrolleri için olduğu kadar Clinac kalite kontrol prosedürleri için de tasarlanmıştır. Epiqa yazılımı, YART KK'ü için Hera, RapidArc KK'ü için Artemis, cihaz KK'ü için Athena ve TPS KK'ü için Hermes olmak üzere 4 modülden oluşur [29]. Çalışmada Hera ve Artemis modülleri kullanılmıştır.

3.1.5.1. Hera – YART KK modülü

Hesaplanan ve ölçülen YART alanlarını karşılaştırmak için tasarlanmıştır. YART alanları hareketli pencere (sliding window) ya da statik (step-and-shoot) olabilir.

Portal Vision (PV) entegre görüntüleri ile suya doz dönüşümü kullanarak hesaplanan YART alanlarının karşılaştırılmasını sağlar. Referans doz matrisi, hasta planıyla aynı hesaplama algoritması kullanılarak herhangi bir derinlikte su fantomunda hesaplanır. Her bir alan, tedavideki gantri açısında ışınlanarak entegre görüntü edinilir. Yazılım, kullanıcının seçebileceği ilgili bölgeyi (region of interest, ROI) kullanarak doz farkı ve gama analizine izin verir [29].

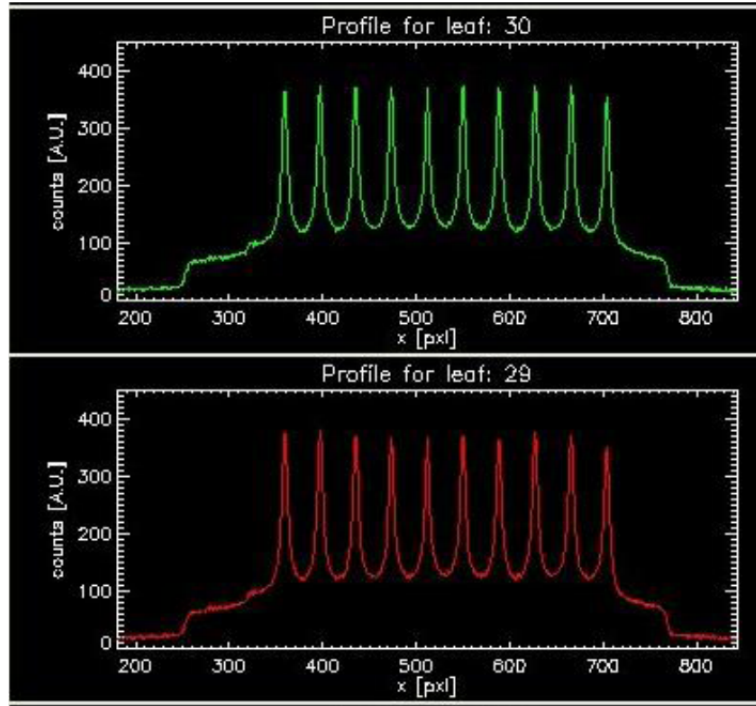


Şekil 3.1.5.1.1: Hera - YART KK modülünde analiz [29]

3.1.5.2. Artemis - RapidArc KK modülü

RapidArc doz dağılımı hesaplaması ve ölçümünü analiz etmek için tasarlanmıştır. Özellikle RapidArc tedavi öncesi kalite kontrolünde kullanılır. Ayrıca, bir cihaz kalite kontrolü olan RapidArc yetkilendirme testi de bu modülde yapılır.

Tüm ark boyunca edinilen Portal Vision entegre görüntüsü ile suya doz dönüşümü kullanarak hesaplanan doz dağılımının karşılaştırılmasını sağlar. Referans doz matrisi, hasta planıyla aynı hesaplama algoritması kullanılarak herhangi bir derinlikte su fantomunda hesaplanır ve tüm hesaplanan segmentler sıfır gantri açısına ayarlanır. Entegre görüntü, normal tedavi koşullarında ışınlama yapılırken edinilir. Yazılım, kullanıcının seçebileceği ilgili bölgeyi (region of interest, ROI) kullanarak doz farkı ve gama analizine izin verir [29].



Şekil 3.1.5.2.1: Artemis - RapidArc KK modülünde RapidArc yetkilendirme testi [29]

3.2. Yöntem

Bu çalışmada Eclipse TPS'nde AAA doz hesaplama algoritmasıyla hesaplanan YART ve YAAT tedavi planları hazırlanmıştır. 6 MV foton enerjisi ile hazırlanan yoğunluk ayarlı radyoterapi planlarının, EPGC'nda ölçülerek elde edilen görüntülerinin gama analizi yöntemi ile portal dozimetri KK'leri yapılmıştır. Bu KK'ler Portal Dosimetry yazılımının PDIP algoritması ve Epiqa yazılımının GLAaS algoritması ile gama analizi yapılarak karşılaştırılmıştır.

Portal dozimetri ışınlamalarından önce lineer hızlandırıcının mekanik ve dozimetrik kontrolleri yapılmıştır. Mekanik kontrollerde gantri dönüşü, kolimatör dönüşü, lazerler ve görüntüleme sisteminin izomerkezle uyumu incelenmiştir. Gantri ve kolimatör açılarının doğruluğu, alan boyutları ve asimetri kontrolü yapılmıştır. Ayrıca ÇYK testi için Epiqa yazılımıyla "RapidArc Commissioning" testi ve Portal Dosimetry yazılımıyla "Picket Fence" testi (AAPM 142 numaralı rapor önerisi) yapılmıştır [30].

Dozimetrik kontrollerde ise cihazın radyasyon verimi kontrol edilmiştir. Cihaz 10 cm x10 cm'lik alan boyutlarında KCM 100 cm'de maksimum doz derinliğinde (d_{maks}) 1 MU = 1 cGy olacak şekilde kalibre edilmiş ve kalibrasyon kontrolü RW3 katı fantomda 0.65 cc hacimli Farmer tipi iyon odasıyla ölçüm alınarak kontrol edilmiştir. Ölçümler Uluslararası Atom Enerjisi Ajansı'nın (IAEA) Teknik Raporlar Serisi (TRS) 398 numaralı protokolüne göre yapılmıştır [31].

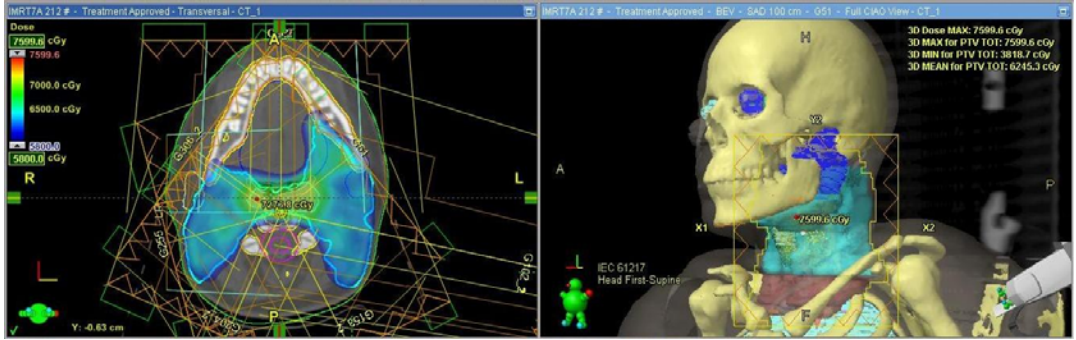
3.2.1. EPG sistemi kalibrasyonu

EPG sisteminin portal dozimetride kullanılabilmesi için önce sistemin kalibre edilmesi ve dozimetrik doğruluğun sağlanması gerekmektedir.

Kalibrasyon 6 MV foton enerjisinde KDM 100 cm'de 10 cm x10 cm alan ışınlamasında 100 MU, 1 KB'e karşılık gelecek şekilde yapılmıştır. Demet profili düzeltilmesi için demet yapılandırmasında d_{maks} 'ta ölçülen en büyük alanın diyagonal profili sisteme aktarılmıştır.

3.2.2. Yoğunluk ayarlı radyoterapi planlarının yapılması

Bu çalışmada bilgisayarlı tomografi (BT) ile simüle edilen, tedavisi tamamlanmış 27'si baş-boyun, 6'sı beyin, 7'si prostat kanseri, toplam 40 hasta ile çalışılmıştır. İmmobilizasyon için baş boyun vakalarında baş-boyun-omuz YART maskesi, beyin vakalarında baş maskesi ve prostat vakalarında ise diz altı yastığı kullanılmıştır.



Şekil 3.2.2.1: Varian Eclipse TPS'nde örnek baş boyun YART planlaması

3.2.2.1. Konturlama

Baş-boyun, beyin ve prostat vakalarından oluşan hastaların BT görüntüleri üzerinden risk altındaki organlar (RAO), gros (makroskopik) tümör volümü (GTV), klinik tümör volümü (KTV) ve planlanan tümör volümü (PTV) gibi yapılar radyasyon onkologları tarafından ICRU'nun 83 numaralı raporuna [32] göre konturlanmıştır. Daha sonra medikal fizik uzmanı tarafından planlamaya yönelik vücut-hedef, organ-hedef ve marjlı kritik organ gibi yapılar optimizasyonda kullanılmak üzere oluşturulmuştur.

3.2.2.2. Planlama ve Optimizasyon

Tedavi planları ters planlama yöntemi ile dYART ve YAAT teknikleriyle 6 MV foton enerjisinde yapılmıştır. Tüm tedavi planları koplanar yapılmış ve izomerkez her planda PTV'nin merkezi olarak ayarlanmıştır. YART planları, baş boyun ve prostatta 0, 51, 102, 153, 204, 255 ve 306° açılarında 7 alandan ve beyinde hedefin yerleşimine göre normal dokuları koruyacak şekilde farklı açılara sahip 6 ya da 7 alandan oluşmaktadır. Tüm YART planlarında kolimatör açısı 0°'dir. YAAT planları, kolimatör açıları 30° ve 330° derece olan 360° gantri dönüşü yapan çift arklı yapılmıştır.

Optimizasyon aşamasında, hedef hacim ve RAO'lara doz tanımlamaları yapılmıştır. Hedef yapılara aktarılmak istenen doz ve sağlıklı organlara da maruz kalınması istenmeyen doz değerleri maksimum, minimum ve ortalama (YAAT'nde) doz tanımlamalarıyla yapılmıştır. Önem durumuna göre tanımlamalara ağırlık değerleri verilerek PTV'nin en az %95'inin istenilen dozun %100'ünü alması sağlanırken sağlıklı dokular optimum korunmuştur. Sağlıklı dokuların korunmasında QUANTEC kriterleri [33] temel alınmıştır.



<input checked="" type="checkbox"/>	PTV60_sinus	Volume [cc]:	14	Points:	14169	Resolution [mm]:	1.70
	Upper	Volume [%]:	0.0	Dose [cGy]:	6200.0	Priority:	440
	Upper		5.0		6120.0		220
	Lower	Volume [%]:	95.0	Dose [cGy]:	6060.0	Priority:	330
	Lower		100.0		6000.0		330
<input checked="" type="checkbox"/>	Spinal Cord	Volume [cc]:	19	Points:	19805	Resolution [mm]:	1.80
	Upper	Volume [%]:	0.0	Dose [cGy]:	3700.0	Priority:	350
<input checked="" type="checkbox"/>	Spinal Cord 5mm	Volume [cc]:	71	Points:	14171	Resolution [mm]:	3.00
	Upper	Volume [%]:	0.0	Dose [cGy]:	4000.0	Priority:	350
<input checked="" type="checkbox"/>	Spinal Cord AVO	Volume [cc]:	281	Points:	35613	Resolution [mm]:	3.00
	Upper	Volume [%]:	0.0	Dose [cGy]:	4000.0	Priority:	150
<input checked="" type="checkbox"/>	SubmandGland L	Volume [cc]:	7	Points:	10584	Resolution [mm]:	1.44
	Mean			Dose [cGy]:	2000.0	Priority:	150
<input checked="" type="checkbox"/>	SubmandGland R	Volume [cc]:	8	Points:	10559	Resolution [mm]:	1.52
	Mean			Dose [cGy]:	2750.0	Priority:	150

Add Upper Objective Add Lower Objective Add Mean Objective Delete Objective

Şekil 3.2.2.2.1: Örnek hasta YAAT planlaması optimizasyon ekranı

Aynı hasta grupları için benzer optimizasyon doz kriterleri kullanılmıştır. Parotis, mandibula, oral kavite, mesane gibi paralel organların doz tanımlamaları, hacim ilişkisi göz önüne alınarak ortalama doz değerini düşürecek şekilde yapılmıştır. Spinal kord, optik sinir gibi seri organların doz tanımlamalarında ise maksimum doz değerine dikkat edilmiştir.

3.2.2.3. Hesaplama

Tüm planların doz dağılım hesaplamaları AAA algoritmasıyla (sürüm 10) 0,25 ızgara boyutu çözünürlüğünde yapılmıştır. PBC ve AAA algoritmalarına sahip TPS'nde sadece AAA algoritması ile RapidArc YAAT doz hesaplaması yapılabilmektedir. YART alanlarında ise AAA algoritması hem gerçeğe daha uygun doz dağılım hesabı yaptığı için hem de tedavi teknikleri arasında algoritma farklılığı olmaması için tercih edilmiştir [34].

Hesaplamalar sonrası PTV'nin %95'inin, verilmek istenen dozun %100'ünü alması ve sağlıklı yapıların QUANTEC kriterlerine [33] göre optimum korunabilmesi sağlanmıştır.

3.2.3. Portal dozimetri KK planlarının hazırlanması ve ölçülmesi

Eclipse TPS'nde, 10 YART tedavisine ait 100 alan ve 30 YAAT tedavisine ait 60 ark alanından oluşan KK planları yaratılmıştır. Kalite kontrol ölçümleri, KDM 100 cm'de yapılmıştır. Yoğunluk ayarlı ark terapisi KK planları tedavi planındaki gibi ark hareketine sahip ancak kolimatör açısı 0°'ye ayarlanarak yapılmıştır. Yoğunluk ayarlı radyasyon terapisi KK planlarında ise kolimatör ve gantri açıları 0°'dir.

Işınlama sonrası elde edilen portal görüntüler Portal Dosimetry yazılımında TPS tarafından KDM 100 cm ve kolimatör açısı 0° olacak şekilde oluşturulan KK planlarının PDIP algoritmasıyla elde edilen doz dağılımları ile ışınlanan KK planlarının doz dağılımları eşleştirilip belirlenen kriterlerde analizi yapılmıştır.

Epiqa yazılımında ise KK planının ışınlanması dışında bir de 50 MU'lık 10 cm x 10 cm'lik referans alan ışınlanmıştır: Bu alan, EPGC'nın pozisyonunu ve cihazın günlük doz verimini kontrol etmek için gereklidir [29]. Bu veriler analizde kullanılır. Bu sebeple her portal dozimetri KK ışınlamasında EPGC'nın o ışınlamadaki pozisyonu değiştirilmeden bu görüntü alınmıştır.

Epiqa yazılımının GLAaS algoritması, "mix" mod için kalibre edilmiştir. Buna göre KDM = 100 cm ve doz dağılımı ile hesaplamada KEM = 100 cm'dir.

Analiz için Eclipse TPS'nden bazı veriler alınmıştır:

1. EPGC'na aktarılıp ışınlanan plan dışı aktarılmıştır.
2. Tedavi planı Eclipse TPS'nde yaratılan su fantomuna gantri ve kolimatör açısı 0°'de aktararak planlamada kullanılan AAA algoritması ile hesaplanıp, fantomun 1,5 cm derinliğinin ($KCM = 100 \text{ cm} - d_{maks} = 98,5 \text{ cm}$) kesitinin doz düzlemi 0,125 cm çözünürlükte dışı aktarılmıştır.
3. Işınlama sonrası elde edilen görüntüler
4. KDM 100 cm'de ışınlanan 10 cm x 10 cm'lik referans alan görüntüsü

Aktarılan bu veriler Epiqa yazılımında içe aktarılmış ve Portal Dosimetry yazılımıyla aynı olacak şekilde belirlenen kriterlerde analiz yapılmıştır.

3.2.4. Portal Dosimetry ve Epiqa yazılımlarında kullanılan parametreler

Portal dozimetri KK planları Portal Dosimetry ve Epiqa yazılımlarının gama analizi seçeneği kullanılarak değerlendirilmiştir. Doz farkı %3, uyum mesafesi (DTA) 3 mm kriterlerinde gama analizleri yapılmıştır. Düşük doz bölgesinde, ışınlanan alan dışında önem teşkil etmeyen ÇYK hareketlerine bağlı izodoz farklılıkları oluşmaktadır. Bu sebeple %10'luk izodoz bölgesi filtrelenmiş ve global seçeneği seçilmiştir. Ayrıca hesaplama alanı olarak "tamamen ışınlanan alanın ana hattı" (CIAO, Completely Irradiated Area Outline) seçeneği seçilmiştir. İki yazılımda da mutlak doz karşılaştırma yapılmıştır.

Portal Dosimetry yazılımında planlananla, ölçülen planın izodoz uyumluluğu için otomatik hizalama seçeneği kullanılmıştır. Epiq yazılımındaki analizlerde referans alan ışınlaması sayesinde hizalamaya ihtiyaç duyulmamıştır.

1'den küçük gama yüzdesi ($\gamma < 1$ [%]), ortalama gama, ve $\gamma < 1$ [%] değerlerinin farkına bakılan karşılaştırmalarda 1'den küçük gama değeri %95'ten fazla ise KK ideal, %90-95 aralığında ise kabul edilebilir ve %90'dan küçük ise KK başarısız olarak değerlendirilmiştir. Ayrıca ortalama gama değerinin 0,5'ten düşük olması da planlar için tercih sebebidir.

Gama analizi sonuçları, SPSS (sürüm 16.0) yazılımı ile istatistiksel olarak incelenmiştir.

4. BULGULAR

4.1. Portal Dozimetri KK'leri

Tablo 4.1.1'de YART ve YAAT tedavilerinin toplamına ait 160 alanın analiz sonuçları görülmektedir. YART alanları gantri açı dereceleriyle, YAAT alanları da ark numaraları ile gösterilmiştir. İdeal olarak değerlendirilen planlar normal, kabul edilebilir olanlar altı çizili, başarısız olanlar ise koyu yazı karakteri ile belirtilmiştir.

Tablo 4.1.1: YART ve YAAT tedavilerine ait KK planlarının Epiqa ve Portal Dosimetry analiz sonuçları

		Epiqa		Portal Dosimetry		GA
		GA ($\gamma < 1$)	Ort. γ	GA ($\gamma < 1$)	Ort. γ	% Fark
Hasta 1	0_1	99,9	0,2	99,9	0,2	0,0
	0_2	99,9	0,2	99,9	0,2	0,0
	51_1	99,9	0,3	99,6	0,3	0,3
	51_2	99,9	0,2	99,0	0,3	0,9
	102	99,5	0,2	98,9	0,3	0,6
	153_1	99,3	0,2	99,6	0,2	0,3
	153_2	100,0	0,2	98,7	0,3	1,3
	204_1	99,6	0,2	99,2	0,3	0,4
	204_2	99,5	0,2	99,6	0,2	0,1
	255_1	100,0	0,2	100,0	0,3	0,0
	255_2	99,8	0,2	99,7	0,3	0,1
	306_1	99,7	0,2	100,0	0,2	0,3
	306_2	99,9	0,2	99,9	0,2	0,0

Tablo 4.1.1: YART ve YAAT tedavilerine ait KK planlarının Epiqa ve Portal Dosimetry analiz sonuçları (devam)

		Epiqa		Portal Dosimetry		GA
		GA ($\gamma < 1$)	Ort. γ	GA ($\gamma < 1$)	Ort. γ	% Fark
Hasta 2	0	100,0	0,3	<u>94,7</u>	0,5	<u>5,6</u>
	51_1	100,0	0,2	99,6	0,4	0,4
	51_2	100,0	0,2	97,8	0,4	2,2
	102_1	99,8	0,2	96,6	0,4	3,3
	102_2	99,9	0,3	99,5	0,3	0,4
	153	99,7	0,2	99,1	0,4	0,6
	204	100,0	0,2	97,9	0,4	2,1
	255_1	100,0	0,2	99,6	0,3	0,4
	255_2	99,9	0,2	99,7	0,3	0,2
	306_1	<u>94,0</u>	0,4	88,0	<u>0,6</u>	6,8
	306_2	99,8	0,2	97,4	0,4	2,5
	Hasta 3	20	97,0	0,3	98,3	0,3
90		99,4	0,4	99,1	0,3	0,3
115		98,4	0,3	96,8	0,4	1,7
170		99,0	0,3	99,2	0,3	0,2
230		100,0	0,3	99,7	0,3	0,3
330		98,2	0,4	98,5	0,3	0,3
Hasta 4	0_1	99,9	0,2	97,8	0,4	2,1
	0_2	99,7	0,3	97,3	0,4	2,5
	51_1	100,0	0,2	98,6	0,4	1,4
	51_2	99,9	0,3	98,9	0,4	1,0
	102	100,0	0,2	99,3	0,3	0,7
	153_1	99,8	0,2	99,8	0,3	0,0
	153_2	100,0	0,3	99,7	0,3	0,3
	204_1	99,1	0,3	96,0	0,4	3,2
	204_2	100,0	0,2	99,3	0,3	0,7
	255	100,0	0,2	99,6	0,3	0,4
	306_1	100,0	0,2	98,2	0,4	1,8
	306_2	99,8	0,2	<u>93,9</u>	0,5	<u>6,3</u>

Tablo 4.1.1: YART ve YAAT tedavilerine ait KK planlarının Epiqa ve Portal Dosimetry analiz sonuçları (devam)

		Epiqa		Portal Dosimetry		GA
		GA ($\gamma < 1$)	Ort. γ	GA ($\gamma < 1$)	Ort. γ	% Fark
Hasta 5	0_1	98,8	0,3	96,4	0,4	2,5
	0_2	99,9	0,2	97,0	0,4	3,0
	51_1	99,8	0,3	<u>94,7</u>	0,5	5,4
	51_2	98,9	0,3	96,3	0,4	2,7
	102_1	99,7	0,3	96,6	0,4	3,2
	102_2	99,2	0,3	99,9	0,3	0,7
	153_1	99,9	0,2	99,4	0,4	0,5
	153_2	100,0	0,2	99,8	0,3	0,2
	204_1	99,4	0,3	97,1	0,5	2,4
	204_2	100,0	0,2	99,7	0,3	0,3
	255_1	99,1	0,3	97,6	0,4	1,5
	255_2	99,5	0,3	97,9	0,4	1,6
	306_1	99,1	0,3	<u>93,0</u>	0,5	<u>6,6</u>
	306_2	99,8	0,2	95,5	0,4	4,5
	Hasta 6	30	99,1	0,4	<u>93,5</u>	0,5
90		100,0	0,3	<u>94,3</u>	0,5	<u>6,0</u>
160		100,0	0,3	95,9	0,4	4,3
235		100,0	0,3	97,0	0,4	3,1
290		100,0	0,3	95,2	0,4	5,0
Hasta 7	30	99,9	0,3	98,7	0,4	1,2
	65	96,8	0,5	<u>92,1</u>	0,5	<u>5,1</u>
	100	99,9	0,3	99,3	0,4	0,6
	135	98,8	0,4	96,0	0,5	2,9
	225	98,8	0,4	97,6	0,4	1,2
	260	99,9	0,4	98,3	0,4	1,6
	295	94,6	0,5	<u>90,5</u>	0,5	4,5
	330	99,9	0,3	98,8	0,4	1,1

Tablo 4.1.1: YART ve YAAT tedavilerine ait KK planlarının Epiqa ve Portal Dosimetry analiz sonuçları (devam)

		Epiqa		Portal Dosimetry		GA
		GA ($\gamma < 1$)	Ort. γ	GA ($\gamma < 1$)	Ort. γ	% Fark
Hasta 8	0	96,9	0,4	<u>94,0</u>	0,5	3,1
	51_1	97,3	0,4	<u>93,8</u>	0,5	3,7
	51_2	99,9	0,3	95,8	0,5	4,3
	102_1	99,7	0,3	97,8	0,4	1,9
	102_2	98,0	0,4	97,9	0,4	0,1
	153	99,7	0,3	99,1	0,4	0,6
	204_1	99,5	0,3	98,5	0,4	1,0
	204_2	99,2	0,3	96,6	0,4	2,7
	255_1	99,8	0,3	99,4	0,3	0,4
	255_2	99,1	0,3	<u>94,2</u>	0,5	<u>5,2</u>
	306_1	99,6	0,2	<u>93,7</u>	0,5	<u>6,3</u>
	206_2	99,3	0,3	97,2	0,4	2,2
	Hasta 9	0	100,0	0,3	<u>94,8</u>	0,5
51		100,0	0,3	89,3	0,5	12,0
102		100,0	0,3	<u>91,2</u>	0,5	<u>9,6</u>
153		99,9	0,4	<u>92,1</u>	0,5	<u>8,5</u>
204		100,0	0,3	<u>93,6</u>	0,5	<u>6,8</u>
255		99,8	0,4	<u>90,5</u>	0,5	10,3
306		99,1	0,4	<u>92,3</u>	0,5	<u>7,4</u>
Hasta 10	0_1	99,2	0,3	98,8	0,3	0,4
	0_2	100,0	0,2	97,6	0,5	2,5
	51_1	100,0	0,2	99,5	0,4	0,5
	51_2	99,4	0,3	97,8	0,4	1,6
	102	99,6	0,3	97,3	0,4	2,4
	153_1	100,0	0,2	99,1	0,4	0,9
	153_2	100,0	0,3	99,1	0,4	0,9
	204_1	99,8	0,2	<u>93,3</u>	0,5	<u>7,0</u>
	204_2	100,0	0,3	97,7	0,4	2,4
	255	99,9	0,3	98,8	0,4	1,1
	306_1	100,0	0,2	97,1	0,4	3,0
	306_2	100,0	0,2	99,2	0,3	0,8
Hasta 11	Ark 1	100,0	0,2	99,7	0,2	0,3
	Ark 2	100,0	0,2	99,9	0,2	0,1
Hasta 12	Ark 1	100,0	0,2	100,0	0,2	0,0
	Ark 2	100,0	0,2	98,7	0,3	1,3

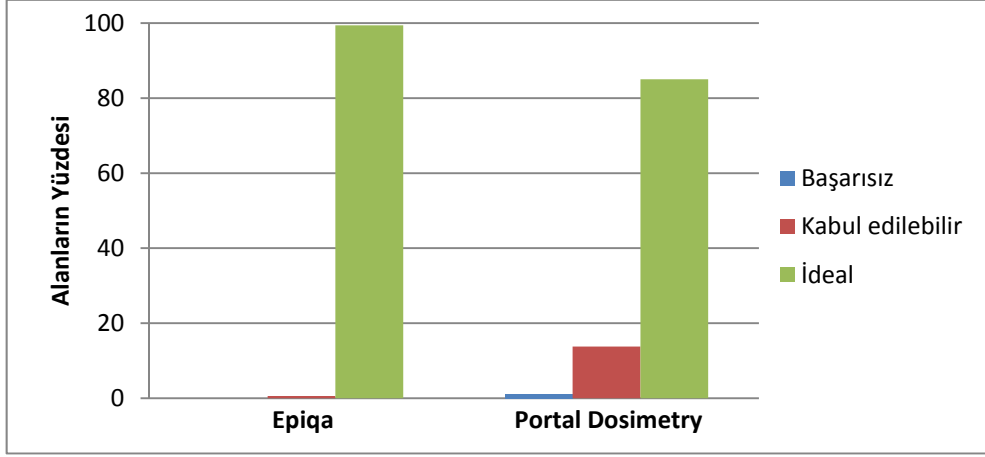
Tablo 4.1.1: YART ve YAAT tedavilerine ait KK planlarının Epiqa ve Portal Dosimetry analiz sonuçları (devam)

		Epiqa		Portal Dosimetry		GA
		GA ($\gamma < 1$)	Ort. γ	GA ($\gamma < 1$)	Ort. γ	% Fark
Hasta 13	Ark 1	99,7	0,3	99,6	0,2	0,1
	Ark 2	99,7	0,2	99,1	0,2	0,6
Hasta 14	Ark 1	98,7	0,3	98,5	0,3	0,2
	Ark 2	98,8	0,3	97,8	0,3	1,0
Hasta 15	Ark 1	97,5	0,3	<u>94,7</u>	0,3	3,0
	Ark 2	97,7	0,3	<u>93,2</u>	0,3	4,8
Hasta 16	Ark 1	100,0	0,2	99,4	0,2	0,6
	Ark 2	99,1	0,3	<u>94,4</u>	0,3	5,0
Hasta 17	Ark 1	100,0	0,2	99,5	0,2	0,5
	Ark 2	99,9	0,2	99,6	0,2	0,3
Hasta 18	Ark 1	97,7	0,4	99,6	0,2	1,9
	Ark 2	98,2	0,3	98,8	0,3	0,6
HASTA 19	Ark 1	98,2	0,3	99,5	0,2	1,3
	Ark 2	97,7	0,3	98,0	0,3	0,3
Hasta 20	Ark 1	99,3	0,3	95,6	0,3	3,9
	Ark 2	99,1	0,3	97,0	0,3	2,2
Hasta 21	Ark 1	99,3	0,3	98,6	0,3	0,7
	Ark 2	99,6	0,3	97,0	0,3	2,7
Hasta 22	Ark 1	98,5	0,4	99,1	0,2	0,6
	Ark 2	98,2	0,4	98,3	0,3	0,1
Hasta 23	Ark 1	99,2	0,4	97,5	0,3	1,7
	Ark 2	99,3	0,4	97,4	0,3	2,0
Hasta 24	Ark 1	98,6	0,4	95,8	0,4	2,9
	Ark 2	99,6	0,3	96,5	0,3	3,2
Hasta 25	Ark 1	96,0	0,4	99,7	0,3	3,7
	Ark 2	98,0	0,4	99,9	0,2	1,9
Hasta 26	Ark 1	99,5	0,2	99,0	0,2	0,5
	Ark 2	99,2	0,3	99,1	0,2	0,1
Hasta 27	Ark 1	100,0	0,3	99,9	0,2	0,1
	Ark 2	99,7	0,3	99,3	0,2	0,4
Hasta 28	Ark 1	99,7	0,3	99,7	0,2	0,0
	Ark 2	100,0	0,3	100,0	0,2	0,0
Hasta 29	Ark 1	100,0	0,2	100,0	0,2	0,0
	Ark 2	99,9	0,2	99,6	0,2	0,3

Tablo 4.1.1: YART ve YAAT tedavilerine ait KK planlarının Epiqa ve Portal Dosimetry analiz sonuçları (devam)

		Epiqa		Portal Dosimetry		GA
		GA ($\gamma < 1$)	Ort. γ	GA ($\gamma < 1$)	Ort. γ	% Fark
Hasta 30	Ark 1	99,6	0,3	98,7	0,2	0,9
	Ark 2	99,4	0,3	99,3	0,3	0,1
Hasta 31	Ark 1	100,0	0,2	99,4	0,2	0,6
	Ark 2	100,0	0,2	99,8	0,2	0,2
Hasta 32	Ark 1	100,0	0,2	97,9	0,3	2,1
	Ark 2	100,0	0,2	99,4	0,2	0,6
Hasta 33	Ark 1	99,5	0,3	99,3	0,2	0,2
	Ark 2	99,7	0,3	99,4	0,2	0,3
Hasta 34	Ark 1	99,8	0,3	96,1	0,4	3,9
	Ark 2	99,9	0,2	95,1	0,4	5,0
Hasta 35	Ark 1	100,0	0,2	98,9	0,3	1,1
	Ark 2	100,0	0,2	99,1	0,3	0,9
Hasta 36	Ark 1	99,6	0,2	96,0	0,3	3,7
	Ark 2	99,3	0,2	97,7	0,3	1,6
Hasta 37	Ark 1	100,0	0,2	99,9	0,2	0,1
	Ark 2	99,3	0,3	98,1	0,3	1,2
Hasta 38	Ark 1	98,6	0,3	98,7	0,2	0,1
	Ark 2	98,9	0,3	98,7	0,3	0,2
Hasta 39	Ark 1	99,9	0,2	96,8	0,3	3,2
	Ark 2	100,0	0,2	97,8	0,3	2,2
Hasta 40	Ark 1	97,6	0,3	99,3	0,2	1,7
	Ark 2	98,1	0,4	99,2	0,2	1,1
Ortalama		99,5	0,3	98,4	0,3	1,4
Standart Sapma		0,7	0,0	1,3	0,1	1,4

Gama analizi ($\gamma < 1$ [%]) sonuçlarına göre Epiqa'da 1 alan kabul edilebilir (%0,6), 159 alan ideal (%99,4) sonuç vermiştir. Portal Dosimetry'de 2 alan (%1,2) başarısız, 22 alan kabul edilebilir (%13,8), 136 alan ideal (%85) sonuç vermiştir (şekil 4.1.1). Gama ortalamalarına baktığımızda bütün Epiqa analiz sonuçlarında ortalama gama değerleri 0,5'e eşit veya altındadır. Portal Dosimetry'de 1 alan 0,5'in üstünde değere sahiptir. 0,5'in üstünde değere sahip alan sayısı ise Epiqa'da 1 iken, Portal Dosimetry sonuçlarında bulunmamaktadır.



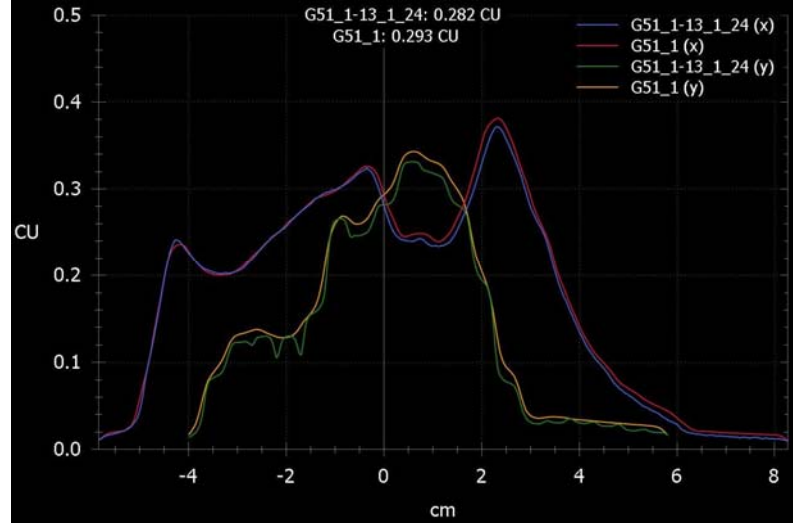
Şekil 4.1.1: Tüm hasta planlarında Epiqa ve Portal Dosimetry KK değerlendirmelerinin yüzde dağılım grafiği

Bütün tedavi alanları üzerinden inceleme yapıldığında $\gamma < 1[\%]$ değerlerinin ortalaması Epiqa $99,4 \pm 1,0$ ve Portal Dosimetry $97,6 \pm 2,4$ 'tür ($p < 0,001$).

İki yazılımla elde edilen $\gamma < 1[\%]$ değerlerinin yüzde farklarına bakacak olursak, 16 alan %5'in üzerinde, 2 alan %10'un üzerinde farklılık göstermektedir. Bu alanların tamamı YART planlarına aittir.

4.1.1. YART planlarının KK'leri

1'den 10'a kadar numaralı hastalardan oluşan 10 hastaya ait 100 alandan oluşan YART portal dozimetri KK planlarının Epiqa ve Portal Dosimetry sonuçlarının, 1'den küçük gama yüzdeleri, ortalama gama değerleri ve gama analizi ortalama yüzde farkı tablo 4.1.1.1'deki gibidir.



Şekil 4.1.1.1: Portal Dosimetry yazılımında YART planının gama analizinin Eclipse ve PV doz profilleri

Epiqa'da 1 alan kabul edilebilir (%1), 99 alan ideal (%99) sonuç vermiştir. Portal Dosimetry'de 2 alan (%2) başarısız, 19 alan kabul edilebilir (%19), 79 alan ideal (%79) sonuç vermiştir.

Analizlerin ortalama değerleri tablo 4.1.1.1'deki gibidir. Gama analizi ($\gamma < 1$ [%]) değerlerine bakıldığında Epiqa $99,5 \pm 1,0$ ve Portal Dosimetry $97,2 \pm 2,7$ 'dir ($p < 0,001$).

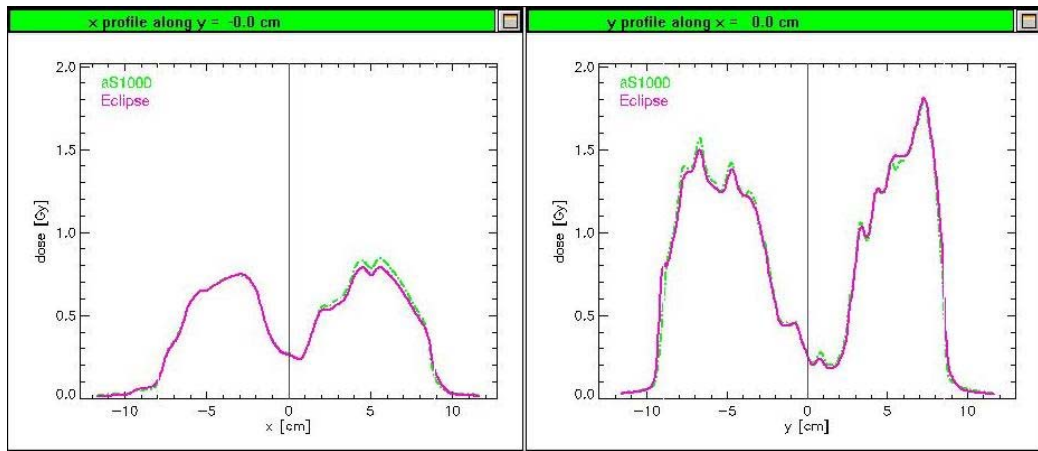
İki yazılımla elde edilen $\gamma < 1$ [%] değerlerinde, 16 alan %5'in üzerinde, 2 alan %10'un üzerinde farklılık göstermektedir. Ortalama fark ise %2,5'tir.

Tablo 4.1.1.1: YART tedavilerine ait KK planlarının Epiqa ve Portal Dosimetry analiz sonuçları ortalama değerleri

	Epiqa		Portal Dosimetry		GA % Fark
	GA ($\gamma < 1$)	Ort. γ	GA ($\gamma < 1$)	Ort. γ	
Ortalama (YART)	99,5	0,3	97,2	0,4	2,5
Standart Sapma	1,0	0,1	2,7	0,1	2,6

4.1.2. YAAT planlarının KK'leri

11'den 40'a kadar numaralı hastalardan oluşan 30 hastaya ait 60 alandan oluşan YAAT portal dozimetri KK planlarının Epiqa ve Portal Dosimetry sonuçlarının, 1'den küçük gama yüzdeleri, ortalama gama değerleri ve gama analizi ortalama yüzde farkı tablo 4.1.2.1'deki gibidir.



Şekil 4.1.2.1: Epiqa yazılımında YAAT planı KK analizinin Eclipse hesaplanan ve ölçülen doz dağılımı profilleri

Epiqa'da 60 alan ideal (%100) sonuç vermiştir. Portal Dosimetry'de 3 alan kabul edilebilir (%5), 57 alan ideal (%95) sonuç vermiştir.

Analizlerin ortalama değerleri tablo 4.1.2.1'deki gibidir. Gama analizi ($\gamma < 1[\%]$) değerlerine bakıldığında Epiqa $99,2 \pm 0,9$ ve Portal Dosimetry $98,4 \pm 1,6$ 'dır ($p < 0,001$).

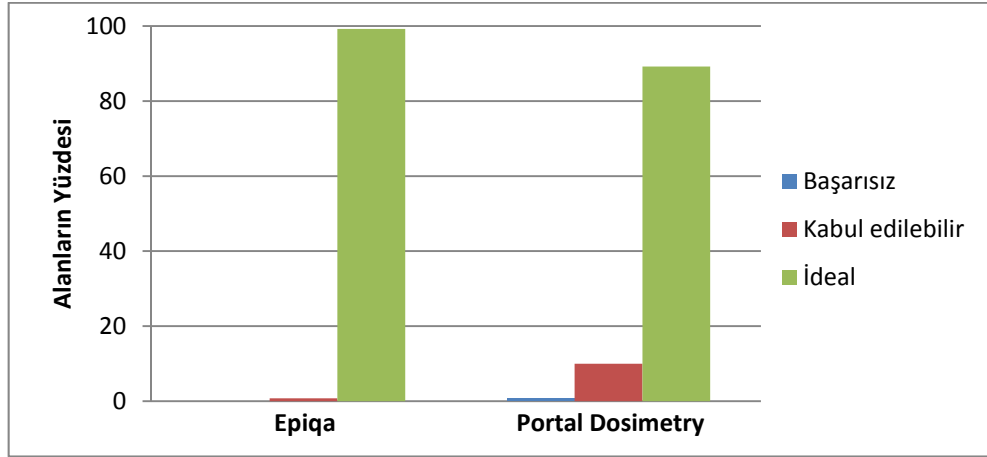
İki yazılımla elde edilen $\gamma < 1[\%]$ değerlerinde, %5'in üzerinde farklılık görülmemiştir. Ortalama fark %1,3'tür.

Tablo 4.1.2.1: YAAT tedavilerine ait KK planlarının Epiqa ve Portal Dosimetry analiz sonuçları ortalama değerleri

	Epiqa		Portal Dosimetry		GA
	GA ($\gamma < 1$)	Ort. γ	GA ($\gamma < 1$)	Ort. γ	% Fark
Ortalama (YAAT)	99,2	0,3	98,4	0,3	1,3
Standart Sapma	0,9	0,1	1,6	0,1	1,4

4.1.3. Planlar arasında alt grup analizi

En fazla hasta ve tedavi alanına sahip olan baş boyun grubu için inceleme yapıldığında, grup içinde yeniden numaralandırılmış 27 hastaya ait (7 YART, 20 YAAT) 120 tedavi alanından Epiqa'da 1 alan (YART alanı) kabul edilebilir (%0,8), 119 alan ideal (%99,2) ve Portal Dosimetry'de 1 alan (YART alanı) başarısız (%0,8), 12 alan (3 YAAT alanı, 9 YART alanı) kabul edilebilir (%10), 107 alan ideal (%89,2) sonuç vermiştir (şekil 4.1.3.1).



Şekil 4.1.3.1: Baş boyun hasta planlarında Epiqa ve Portal Dosimetry KK değerlendirmelerinin yüzde dağılım grafiği

Tablo 4.1.3.1: Baş boyun tedavilerinin KK planlarının Epiq ve Portal Dosimetry analiz sonuçları

		Epiq		Portal Dosimetry		GA
		GA ($\gamma < 1$)	Ort. γ	GA ($\gamma < 1$)	Ort. γ	% Fark
Hasta 1	0_1	99,9	0,2	99,9	0,2	0,0
	0_2	99,9	0,2	99,9	0,2	0,0
	51_1	99,9	0,3	99,6	0,3	0,3
	51_2	99,9	0,2	99,0	0,3	0,9
	102	99,5	0,2	98,9	0,3	0,6
	153_1	99,3	0,2	99,6	0,2	0,3
	153_2	100,0	0,2	98,7	0,3	1,3
	204_1	99,6	0,2	99,2	0,3	0,4
	204_2	99,5	0,2	99,6	0,2	0,1
	255_1	100,0	0,2	100,0	0,3	0,0
	255_2	99,8	0,2	99,7	0,3	0,1
	306_1	99,7	0,2	100,0	0,2	0,3
	306_2	99,9	0,2	99,9	0,2	0,0
	Hasta 2	0	100,0	0,3	<u>94,7</u>	0,5
51_1		100,0	0,2	99,6	0,4	0,4
51_2		100,0	0,2	97,8	0,4	2,2
102_1		99,8	0,2	96,6	0,4	3,3
102_2		99,9	0,3	99,5	0,3	0,4
153		99,7	0,2	99,1	0,4	0,6
204		100,0	0,2	97,9	0,4	2,1
255_1		100,0	0,2	99,6	0,3	0,4
255_2		99,9	0,2	99,7	0,3	0,2
306_1		<u>94,0</u>	0,4	88,0	<u>0,6</u>	6,8
306_2		99,8	0,2	97,4	0,4	2,5
Hasta 3		20	97,0	0,3	98,3	0,3
	90	99,4	0,4	99,1	0,3	0,3
	115	98,4	0,3	96,8	0,4	1,7
	170	99,0	0,3	99,2	0,3	0,2
	230	100,0	0,3	99,7	0,3	0,3
	330	98,2	0,4	98,5	0,3	0,3

Tablo 4.1.3.1: Baş Boyun Tedavilerinin KK planlarının Epiqa ve Portal Dosimetry analiz sonuqları (devam)

		Epiqa		Portal Dosimetry		GA
		GA ($\gamma < 1$)	Ort. γ	GA ($\gamma < 1$)	Ort. γ	% Fark
Hasta 4	0_1	99,9	0,2	97,8	0,4	2,1
	0_2	99,7	0,3	97,3	0,4	2,5
	51_1	100,0	0,2	98,6	0,4	1,4
	51_2	99,9	0,3	98,9	0,4	1,0
	102	100,0	0,2	99,3	0,3	0,7
	153_1	99,8	0,2	99,8	0,3	0,0
	153_2	100,0	0,3	99,7	0,3	0,3
	204_1	99,1	0,3	96,0	0,4	3,2
	204_2	100,0	0,2	99,3	0,3	0,7
	255	100,0	0,2	99,6	0,3	0,4
	306_1	100,0	0,2	98,2	0,4	1,8
	306_2	99,8	0,2	<u>93,9</u>	0,5	<u>6,3</u>
	Hasta 5	0_1	98,8	0,3	96,4	0,4
0_2		99,9	0,2	97,0	0,4	3,0
51_1		99,8	0,3	<u>94,7</u>	0,5	5,4
51_2		98,9	0,3	96,3	0,4	2,7
102_1		99,7	0,3	96,6	0,4	3,2
102_2		99,2	0,3	99,9	0,3	0,7
153_1		99,9	0,2	99,4	0,4	0,5
153_2		100,0	0,2	99,8	0,3	0,2
204_1		99,4	0,3	97,1	0,5	2,4
204_2		100,0	0,2	99,7	0,3	0,3
255_1		99,1	0,3	97,6	0,4	1,5
255_2		99,5	0,3	97,9	0,4	1,6
306_1		99,1	0,3	<u>93,0</u>	0,5	<u>6,6</u>
306_2		99,8	0,2	95,5	0,4	4,5

Tablo 4.1.3.1: Baş Boyun Tedavilerinin KK planlarının Epiqa ve Portal Dosimetry analiz sonuqları (devam)

		Epiqa		Portal Dosimetry		GA
		GA ($\gamma < 1$)	Ort. γ	GA ($\gamma < 1$)	Ort. γ	% Fark
Hasta 6	0	96,9	0,4	<u>94,0</u>	0,5	3,1
	51_1	97,3	0,4	<u>93,8</u>	0,5	3,7
	51_2	99,9	0,3	95,8	0,5	4,3
	102_1	99,7	0,3	97,8	0,4	1,9
	102_2	98,0	0,4	97,9	0,4	0,1
	153	99,7	0,3	99,1	0,4	0,6
	204_1	99,5	0,3	98,5	0,4	1,0
	204_2	99,2	0,3	96,6	0,4	2,7
	255_1	99,8	0,3	99,4	0,3	0,4
	255_2	99,1	0,3	<u>94,2</u>	0,5	<u>5,2</u>
	306_1	99,6	0,2	<u>93,7</u>	0,5	<u>6,3</u>
	206_2	99,3	0,3	97,2	0,4	2,2
	Hasta 7	0_1	99,2	0,3	98,8	0,3
0_2		100,0	0,2	97,6	0,5	2,5
51_1		100,0	0,2	99,5	0,4	0,5
51_2		99,4	0,3	97,8	0,4	1,6
102		99,6	0,3	97,3	0,4	2,4
153_1		100,0	0,2	99,1	0,4	0,9
153_2		100,0	0,3	99,1	0,4	0,9
204_1		99,8	0,2	<u>93,3</u>	0,5	<u>7,0</u>
204_2		100,0	0,3	97,7	0,4	2,4
255		99,9	0,3	98,8	0,4	1,1
306_1		100,0	0,2	97,1	0,4	3,0
306_2		100,0	0,2	99,2	0,3	0,8
Hasta 8		Ark 1	99,7	0,3	99,6	0,2
	Ark 2	99,7	0,2	99,1	0,2	0,6
Hasta 9	Ark 1	98,7	0,3	98,5	0,3	0,2
	Ark 2	98,8	0,3	97,8	0,3	1,0
Hasta 10	Ark 1	97,5	0,3	<u>94,7</u>	0,3	3,0
	Ark 2	97,7	0,3	<u>93,2</u>	0,3	4,8
Hasta 11	Ark 1	100,0	0,2	99,4	0,2	0,6
	Ark 2	99,1	0,3	<u>94,4</u>	0,3	5,0
Hasta 12	Ark 1	100,0	0,2	99,5	0,2	0,5
	Ark 2	99,9	0,2	99,6	0,2	0,3

Tablo 4.1.3.1: Baş Boyun Tedavilerinin KK planlarının Epiqa ve Portal Dosimetry analiz sonuqları (devam)

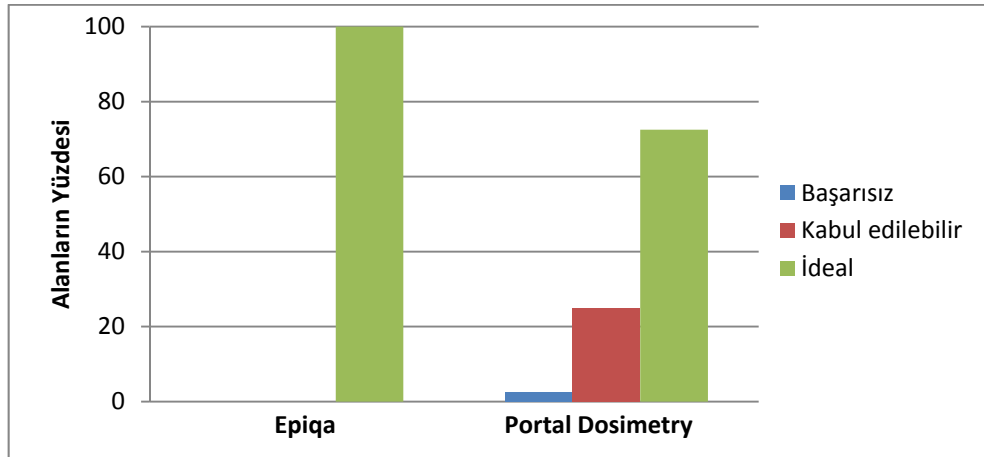
		Epiqa		Portal Dosimetry		GA
		GA ($\gamma < 1$)	Ort. γ	GA ($\gamma < 1$)	Ort. γ	% Fark
Hasta 13	Ark 1	97,7	0,4	99,6	0,2	1,9
	Ark 2	98,2	0,3	98,8	0,3	0,6
Hasta 14	Ark 1	98,2	0,3	99,5	0,2	1,3
	Ark 2	97,7	0,3	98,0	0,3	0,3
Hasta 15	Ark 1	99,3	0,3	95,6	0,3	3,9
	Ark 2	99,1	0,3	97,0	0,3	2,2
Hasta 16	Ark 1	99,3	0,3	98,6	0,3	0,7
	Ark 2	99,6	0,3	97,0	0,3	2,7
Hasta 17	Ark 1	98,5	0,4	99,1	0,2	0,6
	Ark 2	98,2	0,4	98,3	0,3	0,1
Hasta 18	Ark 1	99,2	0,4	97,5	0,3	1,7
	Ark 2	99,3	0,4	97,4	0,3	2,0
Hasta 19	Ark 1	98,6	0,4	95,8	0,4	2,9
	Ark 2	99,6	0,3	96,5	0,3	3,2
Hasta 20	Ark 1	96,0	0,4	99,7	0,3	3,7
	Ark 2	98,0	0,4	99,9	0,2	1,9
Hasta 21	Ark 1	99,5	0,2	99,0	0,2	0,5
	Ark 2	99,2	0,3	99,1	0,2	0,1
Hasta 22	Ark 1	99,6	0,3	98,7	0,2	0,9
	Ark 2	99,4	0,3	99,3	0,3	0,1
Hasta 23	Ark 1	99,5	0,3	99,3	0,2	0,2
	Ark 2	99,7	0,3	99,4	0,2	0,3
Hasta 24	Ark 1	99,6	0,2	96,0	0,3	3,7
	Ark 2	99,3	0,2	97,7	0,3	1,6
Hasta 25	Ark 1	100,0	0,2	99,9	0,2	0,1
	Ark 2	99,3	0,3	98,1	0,3	1,2
Hasta 26	Ark 1	98,6	0,3	98,7	0,2	0,1
	Ark 2	98,9	0,3	98,7	0,3	0,2
Hasta 27	Ark 1	97,6	0,3	99,3	0,2	1,7
	Ark 2	98,1	0,4	99,2	0,2	1,1
Ortalama		98,8	0,3	98,4	0,3	1,4
Standart Sapma		0,9	0,1	1,2	0,0	1,2

Sadece baş boyun tedavisi alanları üzerinden inceleme yapıldığında $\gamma < 1$ [%] değerlerinin ortalaması Epiqa $99,3 \pm 0,9$ ve Portal Dosimetry $98 \pm 2,0$ 'dır ($p < 0,001$).

İki yazılımla elde edilen $\gamma < 1$ [%] değerlerinde 6 alan %5'in üzerinde farklılık göstermektedir. Bu alanların tamamı YART planlarına aittir.

Gama analizi ($\gamma < 1$ [%]) değerleri ortalamasına YART alanlarında bakıldığında Epiqa $99,5 \pm 0,9$ ve Portal Dosimetry $97,9 \pm 2,2$ ($p < 0,001$), YAAT alanlarında bakıldığında ise Epiqa $98,9 \pm 0,9$ ve Portal Dosimetry $98,2 \pm 1,7$ ($p = 0,049$) olduğu görülmüştür.

Baş boyun grubu dışındaki hastalar üzerinden inceleme yapıldığında $\gamma < 1$ [%] değerlerinin ortalaması Epiqa $99,6 \pm 1,0$ ve Portal Dosimetry $96,7 \pm 3,2$ 'dir ($p < 0,001$).



Şekil 4.1.3.2: Baş boyun hasta planları dışındaki hasta planlarında Epiqa ve Portal Dosimetry KK değerlendirmelerinin yüzde dağılım grafiği

Baş boyun grubu dışındaki hastalarla yapılan değerlendirmede Epiqa alanların %100'ünde (40 alan) ideal sonuç verirken, Portal Dosimetry alanların %2,5'inde (1 alan) başarısız, %25'inde (10 alan) kabul edilebilir, %72,5'inde (29 alan) ideal sonuç vermiştir (şekil 4.1.3.2).

Tablo 4.1.3.2: Baş boyun tedavisi dışındaki tedavilere ait KK planlarının Epiqa ve Portal Dosimetry analiz sonuqları ortalama değerleri

	Epiqa		Portal Dosimetry		GA
	GA ($\gamma < 1$)	Ort. γ	GA ($\gamma < 1$)	Ort. γ	% Fark
Ortalama	99,6	0,3	96,7	0,4	3,1
Standart Sapma	1,0	0,1	3,2	0,1	3,2

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Bu çalışmada tedavi planı KK amacıyla kullanılan farklı yazılımlara ait portal dozimetri algoritmaları karşılaştırıldı. Kalite kontrol analiz sonuçları tüm hasta planlarında ek olarak YART ve YAAT gruplarında incelendi. Ayrıca tüm hasta planları, sadece baş boyun hasta planları ve baş boyun dışındaki hasta planlarından oluşan gruplarla yapılan karşılaştırmalarda aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır.

1. Tüm hasta planlarıyla yapılan kalite kontrol değerlendirmeleri sonucu Epiqa'da ideal alan oranı %99,4 iken bu oran Portal Dosimetry'de %85'tir. Epiqa alanların %0,6'sında (1 adet) kabul edilebilir, %99,4'ünde (159 alan) ideal sonuç verirken, Portal Dosimetry alanların %1,2'sinde (2 alan) başarısız, %13,8'sinde (22 alan) kabul edilebilir, %85'inde (136 alan) ideal sonuç vermiştir (şekil 4.1.1). Tüm alanlarda Epiqa ve Portal Dosimetry gama analizleri ($\gamma < 1$) istatistiksel olarak karşılaştırıldığında Epiqa değerlerinin Portal Dosimetry'den daha yüksek olduğu bulundu ($99,4 \pm 1,0$ 'a karşın $97,6 \pm 2,4$ ($p < 0,001$)). Gama analizi ($\gamma < 1$) ortalama değerleri, YART alanlarında Epiqa için $99,5 \pm 1,0$ ve Portal Dosimetry için $97,2 \pm 2,7$ ($p < 0,001$) ve YAAT alanlarında Epiqa için $99,2 \pm 0,9$ ve Portal Dosimetry için $98,4 \pm 1,6$ 'dır ($p < 0,001$). Aradaki farkın sebeplerinden biri olarak algoritmaların farklılığı gösterilebilir. Epiqa yazılımı, planlamada kullanılan algoritmayı koruyarak değerlendirme yaparken Portal Dosimetry yazılımı referans doz dağılımı için farklı bir algoritma kullanarak referans doz düzlemi için tahmin yapar. Planlamada kullanılan AAA gibi algoritmalar ileri düzey, doz tahmin algoritmaları ise orta düzey algoritmalar olarak sınıflandırılmaktadır [22]. Epiqa'nın daha yüksek değerler vermesinin bir diğer sebebinin Epiqa KK'lerinde kullanılan referans alan olduğu düşünülmektedir. Her KK ışınlamasıyla aynı seansta EPGC konumu değiştirilmeden alınan 10 cm x 10cm'lik referans alan sayesinde cihazın KK sırasındaki doz verimi ve EPGC'nin pozisyonu analizde dikkate alınmaktadır. Böylece analizlerde cihaza bağlı değişikliklerin etkisi azaltılmış olur [29].

2. Analizler sonucu YAAT KK planlarının, YART KK planlarından daha başarılı analiz sonuçları verdiği görülmüştür. YAAT alanlarında Epiqa %100, Portal Dosimetry %95 oranında ideal sonuç verirken, YART alanlarında bu oranlar sırasıyla %99 ve %79'dur.

Tang ve arkadaşlarının yaptığı çalışmaya [35] göre, YART'nde belirli sayıda demet alanıyla tedavi yapılması kullanışlı olabilmektedir ancak bu açılar ideal demet açıları olmayabilir. Bu da planın ideal doz dağılımını oluşturmak için daha zorlayıcı ÇYK hareketlerine yol açabilmektedir. YART tekniğinde doz modülasyonu sadece ÇYK hareketleriyle yapılırken, YAAT tekniğinde doz hızı ve gantri hızı parametreleri, doz modülasyonunda ÇYK'lere düşen yükü azaltarak daha az zorlayıcı ÇYK hareketleri sağlar ve böylece hesaplanan planın uygulamadaki doğruluğunu arttırır.

3. Çalışmada en çok hasta ve alan sayısına sahip grup olarak baş boyun hasta planlarıyla ayrıca bir inceleme yapılmıştır. Toplam alan sayısının 120 olduğu gama analizlerinin ($\gamma < 1$) istatistiksel karşılaştırmasında Epiqa değerlerinin Portal Dosimetry değerlerinden daha yüksek ortalama değere sahip olduğu (Epiqa $99,3 \pm 0,9$ ve Portal Dosimetry $98 \pm 2,0$ ($p < 0,001$)) görülmüştür. Tekniklere göre ayrı ayrı analiz yapıldığında YAAT alanlarının YART alanlarına göre iki yazılım arasında daha yakın sonuçlar verdiği görülmüştür (YART alanlarında Epiqa $99,5 \pm 0,9$ ve Portal Dosimetry $97,9 \pm 2,2$ ($p < 0,001$), YAAT alanlarında Epiqa $98,9 \pm 0,9$ ve Portal Dosimetry $98,2 \pm 1,7$ ($p = 0,049$)). Baş boyun grubu hasta planlarıyla elde edilen gama analizi sonuçları, diğer hasta planlarını içeren grupta elde edilen sonuçlarla karşılaştırıldığında, ortalama Epiqa değerlerinin Portal Dosimetry değerlerinden daha yakın olduğu görülmüştür (sırasıyla baş boyunda $99,3$ ve 98 , diğer hasta planlarında $99,6$ ve $96,7$). Gama analizi değerlendirmelerine bakıldığında baş-boyun grubunda Epiqa alanların %0,8'inde (1 alan) kabul edilebilir, %99,2'sinde (119 alan) ideal sonuç verirken Portal Dosimetry alanların %0,8'inde (1 alan), %10'unda (12 alan), %89,2'sinde (107 alan) ideal sonuç vermiştir (şekil 4.1.3.1). Diğer hasta planlarında Epiqa alanların %100'ünde (40 alan) ideal sonuç verirken, Portal Dosimetry alanların

%2,5'sinde (1 alan) başarısız, %25'sinde (10 alan) kabul edilebilir, %72,5'sinde (29 alan) ideal sonuç vermiştir (şekil 4.1.3.2). Her iki grupta da Epiqa değerlendirmelerinin ideale daha yakın sonuçlar verdiği görülmüştür.

4. Yoğunluk ayarlı radyoterapi tekniklerinde alanların doz dağılımları alan düzlemince homojen değildir. Bu sebeple iyon odası kullanılarak yapılan nokta doz ölçümü KK'leri alanın bir noktasını doğrularken diğer bölgelerin doğruluğunu yorumlamada yetersiz kalmaktadır. Alan düzlemince akının değiştiği bu tedaviler için 2 boyutlu ölçüm sistemlerine ihtiyaç vardır. Bu çalışmada kullanılan EPGC dışında, farklı çalışmalarda film ve iki boyutlu düzlemsel dedektör seti gibi sistemlerle yapılan KK uygulamaları da kullanılabilir olarak değerlendirilmiştir.

Korevaar ve arkadaşlarının yaptığı çalışmaya [36] göre COMPASS isimli (IBA Dosimetry) 2 boyutlu düzlemsel dedektörle yapılan KK çalışması sonuçları ile film tabanlı KK sonuçları uyumlu olup klinikte kullanılabilirliği yönünde olumlu görüş belirtilmiştir. Yoğunluk ayarlı tedavilerin doz keskinliğini ÇYK hareketleri sağladığından standart bir ÇYK kalibrasyon kontrolü 1 mm'den küçük değişikliklere bile duyarlıdır. Bu duyarlılık, baş boyun tedavilerinin yoğunluk ayarlı radyoterapilerinde önemli olabilmektedir. Bu bulgular, hasta anatomisinde üç boyutlu doz dağılımı hesaplamalarında iki boyutlu dedektör düzlemi kullanımını temel alan metodların geliştirilmesinde fırsatlar sunmaktadır.

Goetzfried ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada [37] baş boyun tedavisi YART planlarında hızlı bir Monte Carlo (MC) doz hesaplama programı, film ve diyot dozimetri KK uygulamalarıyla karşılaştırılmıştır. Karşılaştırma gama haritaları ve doz farkı histogramları üzerinden değerlendirilmiştir. Çalışma YART planlarının KK'lünde MC programının yakın zamanda film dozimetriyi geride bırakacağını belirtmektedir.

Varatharaj ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada [38] EPIDose doz tahmin algoritmasını kullanan portal dozimetri yazılımı ve 2 boyutlu düzlemsel dedektör sistemi MapCHECK (Sun Nuclear) kullanılmıştır. Elde edilen sonuçlara göre portal dozimetri sisteminin, 2 boyutlu düzlemsel dedektör sistemiyle yüksek derecede uyumlu olduğu belirtilmiştir.

Portal dozimetri ile KK yukarıda değinilen diğler sistemler gibi klinikte kullanıma uygun ve başarılı sonuçlar vermektedir. Ek olarak portal dozimetri, her ölçüm seansında bir kurulum ihtiyacı duymamasıyla kazandırdığı zaman tasarrufu ve tekrarlanabilirliğindeki başarı gibi sebeplerden ötürü üstünlükler içermektedir.

Çalışmada ölçülen 160 alandan (100 YART alanı ve 60 YAAT ark alanı) 158'inde (%98,7) hem Portal Dosimetry hem de Epiq gama analizi sonuçları kabul edilebilirdir. Bu sonuçlara göre her iki yazılıma ait algoritma da klinikte portal dozimetri ile KK amaçlı kullanılabilir. İki sistemin verdiği sonuçlar arasındaki istatistiksel fark dikkate alındığında hangi yöntemin daha doğru sonuçlar verdiği, referans 2 boyutlu ölçüm sistemi olan film dozimetrisine göre yorumlanabilir.

KAYNAKLAR

- [1] M. Goitein, *Radiation Oncology: A Physicist's-Eye View*, Springer, 2008.
- [2] E. B. Podgorsak, *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*, Vienna: International Atomic Energy Agency, 2005.
- [3] P. Mayles, A. Nahum ve J.-C. Rosenwald, *Handbook of Radiotherapy Physics: Theory and Practice*, Taylor & Francis, 2007.
- [4] A. J. Mundt ve J. C. Roeske, *Intensity Modulated Radiation Therapy: A Clinical Perspective*, BC Decker Inc., 2005.
- [5] J. L. Meyer, B. Kavanagh, J. Purdy ve R. Timmerman, Dü, *IMRT, IGRT, SBRT: Advances in the Treatment Planning and Delivery of Radiotherapy*, Basel: S. Karger, 2007.
- [6] B. G. Schlegel, *New Technologies in Radiation Oncology*, Springer, 2006.
- [7] F. M. Khan, *The Physics of Radiation Therapy*, 4. dü., Baltimore: Lippincott Williams and Wilkins, 2010.
- [8] B. Ann, J. Dobbs, S. Morris ve T. Roques, *Practical Radiotherapy Planning*, 4 dü., London: Hodder Arnold Publishers, 2009.
- [9] S. Webb, *Intensity-Modulated Radiation Therapy*, Philadelphia: Institute of Physics Publishing, 2001.
- [10] Y. Akdeniz, *Farklı Tedavi Planlama Algoritmaları Kullanılarak Yapılan Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Planlarının Karşılaştırılması ve Kalite Kontrollerinin Yapılması. H.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü (Yüksek Lisans Tezi)*,

Ankara, 2011 (Prof. Dr. Fadıl AKYOL).

- [11] S. Webb, *Contemporary IMRT: Developing Physics and Clinical Implementation*, Philadelphia: Institute of Physics Publishing, 2005.
- [12] D. A. Palma, W. F. Verbakel, K. Otto ve S. Senan, «New developments in arc radiation therapy: A review,» *Cancer Treatment Reviews*, cilt 36, no. 5, pp. 393-399, 2010.
- [13] A. Mans, P. Remeijer, I. Olaciregui-Ruiz, M. Wendling, J.-J. Sonke, B. Mijnheer, M. v. Herk ve J. C. Stroom, «3D Dosimetric verification of volumetric-modulated arc therapy by portal dosimetry,» *Radiotherapy and Oncology*, cilt 94, no. 2, pp. 181-187, 2010.
- [14] K. Otto, «Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc,» *Medical Physics*, cilt 35, no. 1, pp. 310-317, 2008.
- [15] C. Zankowski, «Varian's NewRapidArc™ Delivery: The Next Dimension in Speed and Precision,» *Centerline*, pp. 1-2, 2007.
- [16] F. M. Khan, *Treatment Planning in Radiation Oncology*, 2. dü., Baltimore: Lippincott Williams and Wilkins, 2007.
- [17] *Eclipse Algorithms Reference Guide*, Palo Alto (CA): Varian Medical Systems, 2010.
- [18] E. Vanetti, G. Nicolini, J. Nord, J. Peltola, A. Clivio, A. Fogliata ve L. Cozzi, «On the role of the optimization algorithm of RapidArc volumetric modulated arc therapy on plan quality and efficiency,» *Medical Physics*, cilt 38, no. 11, pp. 5844-5856, 2011.
- [19] *Varian Portal Vision System Training Documents*, Zug: Varian Medical Systems.
- [20] G. Nicolini, E. Vanetti, A. Clivio, A. Fogliata, S. Korreman, J. Bocanek ve L. Cozzi, «The GLAaS algorithm for portal dosimetry and quality assurance of

RapidArc, an intensity modulated rotational therapy,» *Radiation Oncology*, cilt 3, no. 24, 2008.

- [21] G. Nicolini, A. Fogliata, E. Vanetti, A. Clivio ve L. Cozzi, «GLAaS: An absolute dose calibration algorithm for an amorphous silicon portal imager. Applications to IMRT verifications,» *Medical Physics*, cilt 33, no. 8, pp. 2839-2851, 2006.
- [22] G. Nicolini, A. Fogliata, E. Vanetti, A. Clivio, D. Vetterli ve L. Cozzi, «Testing the GLAaS algorithm for dose measurements on low- and high-energy photon beams using an amorphous silicon portal imager,» *Medical Physics*, cilt 35, no. 2, pp. 464-472, 2008.
- [23] D. A. Low ve J. F. Dempsey, «Evaluation of the gamma dose distribution comparison method,» *Medical Physics*, cilt 30, no. 9, pp. 2455-2464, 2003.
- [24] *Portal Dosimetry Reference Guide*, Palo Alto (CA): Varian Medical Systems, 2010.
- [25] D. A. Low, W. B. Harms, S. Mutic ve J. A. Purdy, «A technique for the quantitative evaluation of dose distributions,» *Medical Physics*, cilt 25, no. 5, pp. 656-661, 1998.
- [26] T. Depuydt, A. V. Esch ve D. P. Huyskens, «A quantitative evaluation of IMRT dose distributions: refinement and clinical assessment of the gamma evaluation,» *Radiotherapy and Oncology*, cilt 62, no. 3, pp. 309-319, 2002.
- [27] *Trilogy Tx Instructions for Use*, Palo Alto (CA): Varian Medical Systems, 2010.
- [28] W. Erik, *Dosimetric pre-treatment verification with an electronic portal imaging device (thesis)*, Stockholm University, Faculty of Science, Medical Radiation Physics.
- [29] *Epiqa: EPID Dosimetry For Quality Assurance, Reference Guide*, Epidos, 2010.

- [30] E. E. Klein, J. Hanley, F. Bayouth ve diğerleri, «Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators,» *Medical Physics*, cilt 36, no. 9, pp. 4197-4212, 2009.
- [31] «Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water. TRS 398,» International Atomic Energy Agency (IAEA), Vienna, Austria, 2000.
- [32] «Prescribing, Record and Report Intensity Modulated Photon Beam Therapy, Report No:83,» International Commission on Radiation Units and Measurements, 2010.
- [33] S. M. Bentzen, L. S. Constine, J. O. Deasy, A. Eisbruch, A. Jackson, L. B. Marks, R. K. T. Haken ve E. D. Yorke, «Quantitative Analyses of Normal Tissue Effects in the Clinic (QUANTEC): An Introduction to the Scientific Issues,» *International Journal of Radiation Oncology * Biology * Physics*, cilt 76, no. 3, pp. 3-9, 2010.
- [34] I. M. Gagné ve S. Zavgorodni, «Evaluation of the analytical anisotropic algorithm in an extreme water-lung interface phantom using Monte Carlo dose calculations,» *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, cilt 8, no. 1, pp. 33-46, 2006.
- [35] G. Tang, M. A. Earl, S. Luan, C. Wang, M. M. Mohiuddin ve C. X. Yu, «Comparing radiation treatments using intensity-modulated beams, multiple arcs, and single arcs,» *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, cilt 75, no. 5, p. 1554–1562, 2010.
- [36] E. W. Korevaar, D. J. Wauben, P. C. v. d. Hulst, J. A. Langendijk ve A. A. v. Veld, «Clinical introduction of a linac head-mounted 2D detector array based quality assurance system in head and neck IMRT,» *Radiotherapy and Oncology*, cilt 100, no. 3, pp. 446-452, 2011.

- [37] T. Goetzfried, M. Rickhey, M. Treutwein, O. Koelbl ve L. Bogner, «Monte Carlo simulations to replace film dosimetry in IMRT verification,» *Zeitschrift für Medizinische Physik*, cilt 21, no. 1, pp. 19-25, 2011.
- [38] C. Varatharaj, E. Moretti, M. Ravikumar, M. R. Malisan, S. S. Supe ve R. Padovani, «Implementation and validation of a commercial portal dosimetry software for intensity-modulated radiation therapy pre-treatment verification,» *Journal of Medical Physics*, cilt 35, no. 4, pp. 189-196, 2010.