

**ANKARA ÜNİVERSİTESİ
NÜKLEER BİLİMLER ENSTİTÜSÜ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİ (YART) PLANLARINDA FARKLI
DOZİMETRİ SİSTEMLERİ KULLANILARAK YAPILAN HASTAYA ÖZEL
KALİTE KONTROLLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

Esra ARIKAN

**MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI
SAĞLIK FİZİĞİ YÜKSEK LİSANS PROGRAMI**

**ANKARA
2015**

Her hakkı saklıdır

Esra Arıkan tarafından hazırlanan "Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART) Planlarında Farklı Dozimetri Sistemleri Kullanılarak Yapılan Hastaya Özel Kalite Kontrollerinin Karşılaştırılması" adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından oy birliği / oy çokluğu ile Ankara Üniversitesi Sağlık Fiziği Anabilim Dalı'nda YÜKSEK LİSANS TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Danışman : Prof. Dr. Ayşe HİÇSÖNMEZ

Eş Danışman : Doç. Dr. Niyazi MERİÇ

Jüri Üyeleri :

Prof. Dr. Ayşe HİÇSÖNMEZ

AUTF Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı

Doç. Dr. Bahar DİRİCAN

GATA Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı

Prof. Dr. Ali YAMAN

Ankara Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümü

Yukarıdaki sonucu onaylarım.

Doç. Dr. Niyazi MERİÇ

Enstitü Müdürü

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİ (YART) PLANLARINDA FARKLI DOZİMETRİ SİSTEMLERİ KULLANILARAK YAPILAN HASTAYA ÖZEL KALİTE KONTROLLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

Esra ARIKAN

Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü
Medikal Fizik Anabilim Dalı
Sağlık Fiziği Yüksek Lisans Programı

Danışman: Prof. Dr. Ayşe HİÇSÖNMEZ
Eş Danışman: Doç. Dr. Niyazi MERİÇ

Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART) üç boyutlu konformal radyoterapi tekniklerinin geliştirilmiş bir yöntemidir. Bu teknikte ışınlanan alan birçok alt alana bölünebilir ve her bir alt alanın radyasyon yoğunluğu değiştirilebilir. Yüksek doz değişim bölgelerine ve kompleks alanlara sahip olduğu için YART planlarının kalite kontrolü çok önemlidir. Bu çalışmada Eclipse tedavi planlama sistemi (TPS) kullanılarak yapılmış YART planlarının dozimetrik kalite kontrollerinin farklı dozimetrik sistemler kullanılarak yapılması ve karşılaştırılması amaçlanmıştır. Farklı yerleşimli tümörlere sahip 30 hastanın YART planlarının kalite kontrolleri Matrixx ve EPID dozimetre sistemleri kullanılarak yapılmıştır.

Bu çalışmada kullanılan dozimetrik sistemler iki boyutludur ve bu sistemlerle yapılan kalite kontrollerde gama analiz yöntemi kullanılmıştır. Çalışmamızda iki dozimetrik sistemle yapılan ölçümler sonucunda elde edilen ortalama gama geçme yüzdeleri arasındaki fark istatistiksel olarak incelemiş ve iki dozimetrik sistem için anlamlı bir fark bulunmuştur ($p=0,001$). Prostat kanserli 10 hasta için uygulanan gama analizi sonucu elde edilen ortalama gama geçme yüzdeleri incelendiğinde fark istatistiksel olarak anlamsız iken ($p=0,910$), 10 mide kanserli hasta ve 10 rektum kanserli hasta için değerlerin istatistiksel olarak anlamlı olduğu görülmüştür (sırasıyla $p=0,000$ ve $p=0,007$).

Yapılacak olan her kalite kontrol işleminden önce kalibre edilmesi gereken bir sistem olduğu için Matrixx kurulum ve süre açısından pratik değildir. EPID cihaza mekanik bir kolla bağlı olan, başka kablo ya da elektrometre sistemine gerek duymayan bir sistemdir. Amorflikon dedektörlere sahip olduğundan bir kere kalibre etmek ve aylık olarak kontrol etmek yeterlidir. Zaman tasarrufu açısından başarılı olan bu sistemin özellikle hasta yoğunluğu fazla olan kliniklerde kullanılmasının faydalı olacağı kanısına varılmıştır.

YART tedavi planlamalarının dozimetrik doğrulamasında, Matrixx ve EPID gama geçme yüzdeleri bakımından başarılı olup uygulanabilir olduğu gösterilmiştir.

2015, 67 sayfa.

Anahtar kelimeler: YART (Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi), KK (Kalite Kontrol), Matrixx, EPID (Elektronik Portal Görüntüleme Dozimetrisi), TPS (Tedavi Planlama Sistemi)

ABSTRACT

Master Thesis

COMPARISON OF THE PATIENT SPECIFIC QUALITY ASSURANCE METHODS DONE BY USING DIFFERENT DOSIMETRIC SYSTEMS FOR INTENSITY MODULATED RADIOTHERAPY (IMRT) TREATMENT PLANS

Esra ARIKAN

**Ankara University Institute of Nuclear Sciences
Department of Medical Physics
Health Physics Masters Program**

**Supervisor: Prof. Dr. Ayşe HİÇSÖNMEZ
Co-Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Niyazi MERİÇ**

Intensity modulated radiation therapy (IMRT) is a technique of the 3D conformal radiation therapy. In this method, irradiated fields can be separated into many subfields and each subfields' radiation doses can be adjusted. IMRT plans have complex segments and lots of high gradient dose regions. Therefore, quality assurance of IMRT plans are very important. The aim of this study is performing quality assurance (QA) tests of IMRT plans by using different dosimetric systems and comparisons of results. Thirty patients IMRT plans' QA were tested with using Matrixx and Electronic Portal Imaging Device (EPID).

Detector systems used in this study are two dimensional and gamma analysis method was used for dosimetric comparison. In our study, the difference between the mean values of gamma pass rates determined before were statistically examined and there was significant difference between two dosimetric systems ($p=0,001$). There wasn't significant difference between two systems in terms of mean values of gamma pass rates that were determined as a result of the gamma analysis performed for 10 patients with prostate cancer ($p=0,910$). However, there were significant differences between two systems in terms of mean values of gamma pass rates that were determined as a result of gamma analysis performed for 10 patients with stomach cancer ($p=0,000$) and 10 patients with rectum cancer ($p=0,007$).

Before every QA, matrixx must be calibrated. This system is not practical because of the installation and time. EPID is the detector array device which attached the LINAC with mechanical arm. This device doesn't need any extra system or cables. EPID has Amorphouslicon detectors. Therefore, one time calibration and monthly control is enough. In terms of reproducibility and reliability EPID is well done and its time saving system for clinics which have high workload.

It was shown that both Matrixx and EPID dosimetric systems were successful in gamma analysis and applicable for the dosimetric verification of the IMRT treatment plans.

2015, 67 pages.

Key words: IMRT (Intensity Modulated Radiation Therapy), QA (Quality Assurance), Matrixx, EPID (Electronic Portal Imaging Dosimetry), TPS (Treatment Planning System)

TEŞEKKÜR

Tezimin hazırlanması sırasında yapmış olduğu katkılardan dolayı danışmanım Ankara Üniversitesi Cebeci Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Sayın Prof. Dr. Ayşe HİÇSÖNMEZ' e ve eş danışmanım Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Müdürü Sayın Doç. Dr. Niyazi MERİÇ' e, tüm öğretim ve araştırma görevlilerine,

Çalışmam boyunca yakın ilgi, bilgi, birikim ve önerileri ile beni her zaman destekleyen Ankara Üniversitesi Cebeci Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Fizik Mühendisleri Yakup ARSLAN, Ayfer ŞAR, Tuğba ATAKUL ve tüm medikal fizik ekibine,

Tecrübeleriyle bana yardımcı olan MEDICANA Radyasyon Onkolojisi Bölümü Fizik Mühendisleri Haluk ORHUN ve Alev TEMİZ' e,

Tez aşamam süresince bana hatırı sayılır derecede yardımları olan GATA Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Sayın Doç. Dr. Bahar DİRİCAN ve Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Uzman Fizik Mühendisi Sayın Demet YILDIZ' a,

Değerli dönem arkadaşlarım ve meslektaşlarım olan Sinem KARACABAY, Olgu GÜVENÇ, Gizem YEĞİN ve Tuğçe Sevim ORDU' ya,

Bu süreçte varlıklarıyla ve yardımlarıyla desteklerini esirgemeyen sevgili arkadaşlarım Elif ELİBOL ve Arınç ALTUNSOY' a,

Hayatımın her aşamasında beni destekleyen ve yanımda olan aileme sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Esra ARIKAN

Ankara, 2015

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
İÇİNDEKİLER.....	iv
SİMGELER DİZİNİ	vii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	x
ÇİZELGELER DİZİNİ	xii
1. GİRİŞ	1
2. KURAMSAL TEMELLER	3
2.1 Lineer Hızlandırıcılar (LINAC)	3
2.2 Bilgisayarlı Tomografi (BT).....	6
2.3 Çok Yapraklı Kolimatör Sistemi	6
2.4 Konvansiyonel Radyoterapi.....	7
2.5 Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART).....	8
2.6 Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Süreci.....	9
2.6.1 Hedef Hacim Tanımları	10
2.6.1.1 Görüntülenebilir Tümör Hacmi (GTV)	10
2.6.1.2 Klinik Hedef Hacim (CTV).....	11
2.6.1.3 Planlanan Hedef Hacim (PTV)	11
2.6.1.4 Tedavi Hacmi (TV).....	12
2.6.1.5 Işınlanan Hacim (IV).....	12
2.6.1.6 Riskli Organ	12
2.6.2 Tedavi Planlama Sistemleri (Treatment Planing System-TPS)	13
2.6.3 Optimizasyon.....	15
2.6.4 Doz-Hacim Histogramı	16
2.7 YART' ın Avantajları	17
2.8 YART' ın Dezavantajları.....	18
2.9 Sabit Gantri İle YART	18
2.9.1 Statik ÇYK Tekniği.....	18
2.9.2 Dinamik ÇYK Tekniği	19
2.10 Ark Tabanlı YART	19

2.11 Dozimetrik Sistemler.....	19
2.12 İki Boyutlu Dozimetrik Sistemler	21
2.12.1 Film Dozimetrisi	22
2.12.1.1 Gafkromik Filmler	23
2.12.1.1.1 Gafkromik EBT	23
2.12.1.1.2 Gafkromik EBT 2	25
2.12.2 Elektronik Portal Görüntüleme	26
2.12.3 İki Boyutlu Array Dedektörler	27
2.13 Doz Dağılımlarının Karşılaştırılması.....	27
2.13.1 Doz Farkı	28
2.13.2 Uyum Mesafesi (Distance To Agreement- DTA)	28
2.13.3 Gama Analiz Yöntemi	29
2.14 Kalite Kontrol Testleri	30
2.14.1 Lineer Hızlandırıcı Cihazının Kalite Kontrol Testleri.....	31
2.14.2 Hastaya Özel Kalite Kontrol Testleri	32
3. MATERYAL VE YÖNTEM	34
3.1 Materyal	34
3.1.1 Varian Marka C Serisi Lineer Hızlandırıcı Cihazı.....	34
3.1.2 GE Marka Optima 580 RT model Bilgisayarlı Tomografi Cihazı	36
3.1.3 Eclipse Tedavi Planlama Sistemi	36
3.1.4 PTW Marka RW3 Katı Su Fantomu.....	38
3.1.5 IBA Marka P ^m RT Matrixx.....	39
3.1.6 IBA OmniPro P ^m RT Yazılımı	40
3.1.7 Varian Marka Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı	41
3.2 Yöntem	43
3.2.1 YART Planlamalarının Matrixx Kullanılarak Kalite Kontrolü	43
3.2.2 YART Planlamalarının EPID Kullanılarak Kalite Kontrolü.....	45
3.2.3 Uygulanan İstatistiksel Yöntemler	47
4. BULGULAR.....	48
4.1 Matrixx Kullanılarak Yapılan Dozimetrik Kontrol Sonuçları.....	48
4.2 EPID Kullanılarak Yapılan Dozimetrik Kontrol Sonuçlar	50
4.3 Gama Analizi Kriterleri ve Değerlendirilmesi	57

4.4 Bulguların İstatistiksel Analizleri.....	58
5. SONUÇ VE TARTIŞMA.....	60
KAYNAKLAR.....	63
ÖZGEÇMİŞ.....	67

SİMGELER DİZİNİ

α	Anlamlılık Düzeyi
ΔD	Doz Farkı
3BKRT	3 Boyutlu Konformal Radyoterapi
2B	2 Boyutlu
3B	3 Boyutlu
AAA	Analitic Anisotropic Algorithm
BT	Bilgisayarlı Tomografi
CTV	Klinik Hedef Hacim
ÇYK	Çok Yapraklı Kolimatör
DRR	Digitally Reconstructed Radiograph
DTA	Distance to Agreement
DVH	Doz Volüm Histogramı
EPG	Elektronik Portal Görüntüleme
EPID	Electronic Portal Imaging Device
GA	Gama Analizi
Gy	Gray
GTV	Görüntülenebilir Tümör Hacmi
ICRU	The international Commission on Radiation Units and Measurements
IGRT	Görüntü Rehberliğinde Radyoterapi

IMRT	Intensity Modulated Radiotherapy (Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi)
IV	Işınlanan Hacim
MHz	Mega Hertz
MR	Magnetik Rezonans
MU	Monitor Unit
MV	Megavolt
OAR	Riskli Organlar
p	Probability (Asimtotik Olasılık Değeri)
PBC	Pencil Beam Convolution
PTV	Planlanan Hedef Hacim
QA	Quality Assurance
SAR	Saçılma Hava Oranı
SPSS	Statistical Package For the Social Sciences
SSD	Kaynak Cilt Mesafesi
Sc	Kolimatör Saçılma Faktörü
Sp	Fantom Saçılma Faktörü
TAR	Doku Hava Oranı
TG	Task Group
TMR	Doku Maksimum Oranı
TPS	Tedavi Planlama Sistemi
TV	Tedavi Hacmi
UM	Uyum Mesafesi

UV	Ultraviole
VMAT	Yoğunluk Ayarlı Ark Terapi
YART	Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1 Radyoterapide kullanılan lineer hızlandırıcıların genel görünüşü	3
Şekil 2.2 Lineer hızlandırıcı şeması	4
Şekil 2.3 Lineer hızlandırıcı kafa yapısının basit gösterimi	5
Şekil 2.4 Çok yapraklı kolimatör sistemi	7
Şekil 2.5 YART tedavi planlaması	8
Şekil 2.6 ICRU 62 hacim tanımlamaları	11
Şekil 2.7 ICRU 62 hedef hacim ile riskli organ tanımlamaları.....	12
Şekil 2.8 ICRU 62' ye göre radyoterapide kullanılan farklı hacim kavramları ve bu hacimlere ait payların şematik gösterimi.....	13
Şekil 2.9 Costf(x) fonksiyonunda lokal ve global minimum değerlerinin gösterimi..	16
Şekil 2.10 doz – hacim histogramı.....	17
Şekil 2.11 Gafkromik EBT filmin fiziksel yapısı	24
Şekil 2.12 Gafkromik EBT 2 filmin fiziksel yapısı	26
Şekil 2.13 Gama analiz metodunun şematik gösterimi	30
Şekil 3.1 Varian marka DHX lineer hızlandırıcı cihazı	35
Şekil 3.2 GE Optima 580 RT bilgisayarlı tomografi cihazı	36
Şekil 3.3 Eclipse tedavi planlama sistemi planlama penceresi.....	37
Şekil 3.4 RW3 katı su fantomu	38
Şekil 3.5 Dedektörlerin transvers kesitte görünümü	39
Şekil 3.6 IBA marka I' mRT MatriXX	40
Şekil 3.7 IBA OmniPro I' mRT yazılımı	41
Şekil 3.8 Varian marka LINAC ve elektronik portal görüntüleme cihazı.....	42
Şekil 3.9 Prostat kanserli bir hastaya ait MatriXX verifikasyon planı.....	44
Şekil 3.10 MatriXX ölçüm düzeneği.....	45
Şekil 3.11 Portal dozimetre verifikasyon uygulaması.....	47
Şekil 4.1 Rektum kanserli hastanın kalite kontrolünün OmniPro I' mRT yazılımı....	49
Şekil 4.2 Hastanın OmniPro I' mRT yazılımı penceresinde gama analizi gösterimi .	49
Şekil 4.3 Mide kanserli bir hastanın radyoterapi planının kalite kontrolünün portal dozimetri penceresinde gösterimi.....	50

Şekil 4.4 Matrixx ve EPID için %3-3mm kriterine uygun olarak yapılan gama analizi sonucu elde edilen gama geçme yüzdelerinin grafik üzerinde karşılaştırılması.....	53
Şekil 4.5 Mide kanserli hastaların YART planlarının kalite kontrol testleri sonucu elde edilen gama geçme yüzdelerinin grafik üzerinde gösterimi.....	54
Şekil 4.6 Prostat kanserli hastaların YART planlarının kalite kontrol testleri sonucu elde edilen gama geçme yüzdelerinin grafik üzerinde gösterimi.....	55
Şekil 4.7 Rektum kanserli hastaların YART planlarının kalite kontrol testleri sonucu elde edilen gama geçme yüzdelerinin grafik üzerinde gösterimi.....	56

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 4.1 30 hastanın iki farklı dozimetrik sistemle yapılan kalite kontrol testleri sonucu yapılan gama analizleri ile elde edilen gama geçme yüzdelerinin karşılaştırılması.....	52
Çizelge 4.2 İki dozimetrik sistem için elde edilen gama geçme yüzdelerine ait istatistiksel analiz.....	53
Çizelge 4.3 1-10 numaralı mide kanserli hastaların YART planlarının kalite kontrol testleri sonucu elde edilen gama geçme yüzdeleri.....	54
Çizelge 4.4 11-20 numaralı prostat kanserli hastaların YART planlarının kalite kontrol testleri sonucu elde edilen gama geçme yüzdeleri.....	55
Çizelge 4.5 21-30 numaralı rektum kanserli hastaların YART planlarının kalite kontrol testleri sonucu elde edilen gama geçme yüzdeleri.....	56
Çizelge 4.6 İki dozimetrik sistem için tedavi bölgelerine göre yapılan gama analizleri sonucu elde edilen gama geçme yüzdelerine ait istatistiksel analiz.....	57

1. GİRİŞ

Radyoterapi, kanser hastalarına uygulanan tedavi yöntemlerinden birisidir. Radyoterapide iyonlaştırıcı radyasyonun hücreye etkisinden yararlanılarak kanserli bölgeyi tedavi etmek amaçlanmaktadır (ICRU 1976). Radyoterapi tekniklerinin temel prensibi; hedef bölgeye reçetelendirilen radyasyon dozunu homojen olarak verirken çevresindeki sağlıklı doku ve organları maksimum ölçüde korumaktır (Khan 2007, Meyer 2007). Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART) üç boyutlu radyoterapi tekniklerinin geliştirilmiş özel bir formudur. Konvansiyonel tekniklerle elde edilemeyen konkav izodoz eğrileri YART' de oluşturularak hedefin çok yakınında bulunan kritik doku ve organlar korunabilmektedir.

YART tedavi planlamasının;

- Yüksek dozlara çıkabilme (tümör dokuda),
- Etkin dozu arttırmak ve/veya normal dokuların erken ve geç yan etki dozlarını düşürme,
- Eş zamanlı olarak farklı hedef bölgelerine, farklı dozlar verebilme,
- Normal doku koruması (hacimsel etki),
- Doz dağılımı homojenitesi (homojen doz dağılımında artış)

gibi avantajları nedeniyle kullanılan en modern tedavi tekniklerinden biridir.

Yoğunluk ayarlı radyoterapide oluşturulan birincil ışınlama alanları çok yapraklı kolimatörler (ÇYK) ile birçok alt alana bölünebilmektedir. Oluşturulan her bir alt alana istenilen şiddetlerde radyasyon dozu verilebilir (Podgorsak 2005, Meyer 2007, Khan 2010). Bu fiziksel avantaj sayesinde; lokal kontrol, hastalısız sağ kalım veya yaşam kalitesi açısından daha yüksek radyasyon dozuna ihtiyaç duyulan durumlarda, sağlıklı yapıların tolerans dozları aşılmadan radyoterapi uygulamak mümkün olmaktadır (Khan 2010).

Oluşturulan farklı alt alanlara farklı şiddetlerde radyasyon dozlarını verebilmemizi sağlayan bu tedavi yönteminde;

- Hızlı doz değişim bölgeleri bulunmaktadır.
- Konvansiyonel ve konformal tedavi yöntemlerinden farklı olarak daha uzun ışınlama sürelerine gerek vardır.
- İstenilen doz dağılımını oluşturmak için kompleks çok yapraklı kolimatör (ÇYK) pozisyonları oluşturulabilir.

Teknolojinin gelişmesine paralel olarak geliştirilen YART tekniği bir kısmı yukarıda belirtildiği gibi 2 boyutlu konvansiyonel ve 3 boyutlu konformal radyoterapi yöntemlerinden farklıdır ve bu nedenle farklı dozimetrik doğrulamalara ihtiyaç duyulmaktadır. YART tekniğinin kullanıldığı dünyadaki tüm merkezlerde hastaya özel dozimetrik kalite kontrol yapılması protokol halini almıştır. Bu çalışmada Ankara Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda bulunan Varian Clinac DHX Lineer Hızlandırıcı cihazında tedaviye girecek olan, YART endikasyonu konulmuş 30 hastanın tedavi planlamalarının dozimetrik kalite kontrolleri farklı dozimetrik sistemler kullanılarak yapılmıştır.

Dozimetrik ölçüm sonuçları tedavi planlama sisteminden (TPS) elde edilen doz haritaları ile karşılaştırılmıştır. Kullanılan dozimetrik sistemlerin avantaj ve dezavantajları belirlenmiştir. Böylelikle YART planlamalarının dozimetrik doğruluklarının belirlenmesinde kalite kontrol programı oluşturmak amaçlanmıştır.

2. KURAMSAL TEMELLER

2.1 Lineer Hızlandırıcılar (LINAC)

Lineer hızlandırıcılar parçacık fiziğinin en temel cihazlarından biridir. Bu sistemler nükleer reaksiyonların araştırılmasında büyük ölçüde kullanılmakla beraber medikal uygulamalarda da oldukça sık kullanılmaktadır. Radyoizotop üretimi ve radyoterapi uygulamaları lineer hızlandırıcıların tıptaki yaygın olarak kullanıldığı alanlardır. Radyoterapide kullanılan lineer hızlandırıcılar elektronun hızlandırılma prensibine dayanır. Bu sistemlerde, elektronları yüksek enerjilere hızlandırmak için doğrusal bir tüp boyunca yüksek frekanslı elektromanyetik dalgalar kullanılır. Elde edilen yüksek enerjili elektronlar yüzeysel tümörlerin tedavisinde kullanılabilir ya da daha derine yerleşmiş tümörleri tedavi etmek için bu elektronlar bir hedefe çarptırılarak X-ışınları elde edilebilir (Greene ve Williams 1997)

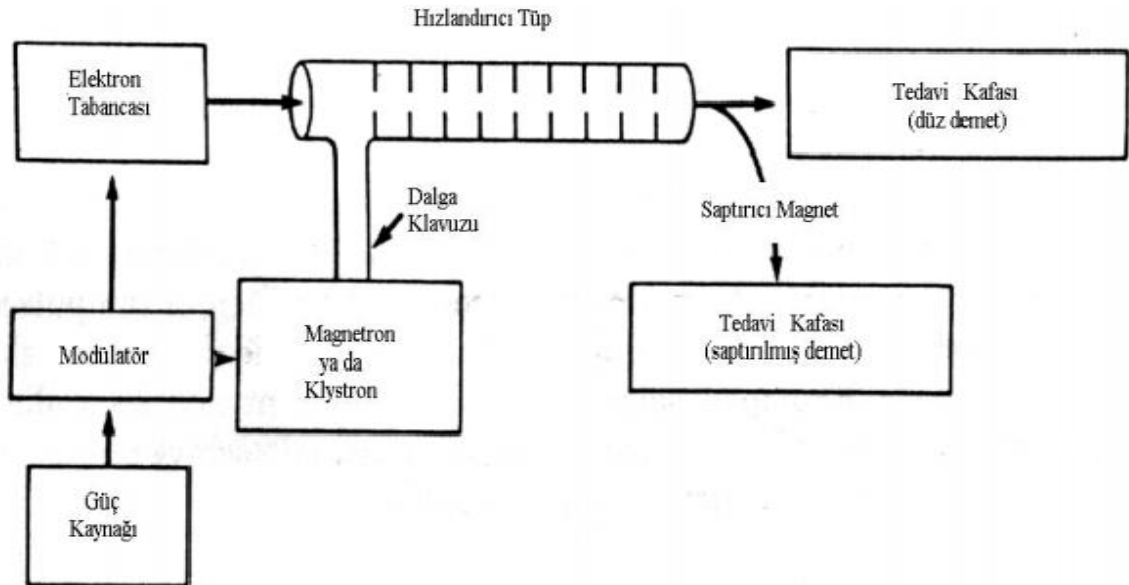


Şekil 2.1 Radyoterapide kullanılan lineer hızlandırıcıların genel görünüşü

Lineer hızlandırıcıların çalışma prensipleri şu şekilde özetlenebilir: modülatör olarak adlandırılan birim bir doğru akım (DC) güç kaynağı tarafından beslenir ve yüksek voltaj

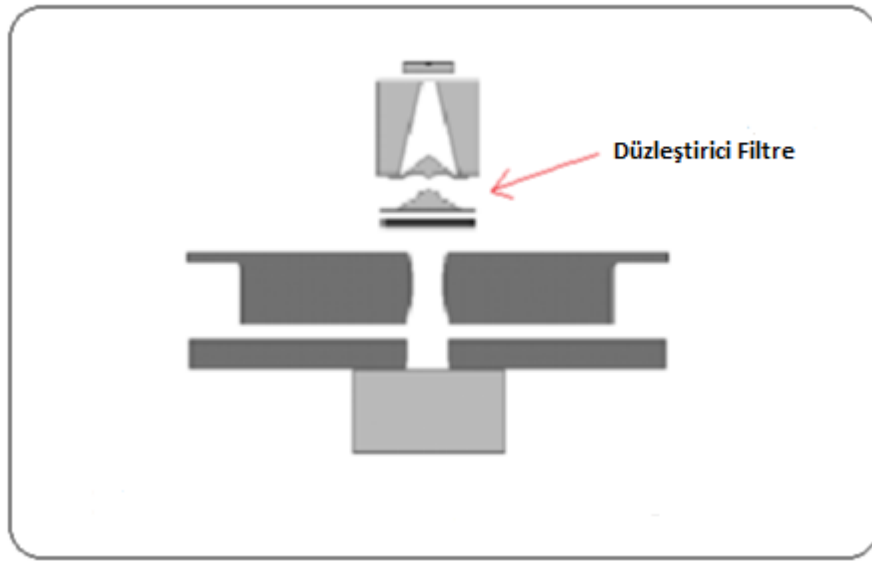
sinyalleri oluşturulur. Sinyaller eş zamanlı olarak elektron tabancasına da verilir ve burada üretilen (50 keV' lik) elektronlar hızlandırıcı tüp içerisine enjekte edilir. Bu sırada magnetron ya da klystron adı verilen dalga üreticileri tarafından oluşturulan 3000 MHz frekansa sahip mikrodalgalar tüp içerisine gönderilir. Enerji kazanan elektronlar, hızlandırıcı yapının çıkış penceresinden çıktıklarında yaklaşık 3mm çaplı bir kalem ışın şeklindedirler (Greene ve Williams 1997).

İstenilen ışının oluşturulması ve dışarıya ulaştırılması aşamasında magnetron, klystron, tedavi başlığı, hedef düzleştirici filtre, ışın kolimasyonu ve denetimini sağlayan bölümler önemlidir. Işının en son dışarıya çıktığı kısım olan gantri, lineer hızlandırıcıların radyasyon kaynağını yatay bir ekseninde döndürme avantajını sağlayan parçasıdır. Gantri dönerken kolimatör eksenini ışın merkezi eksenine uyuşacak şekilde dikey ekseninde hareket eder. Kolimatör eksenine gantri ekseninin kesişim noktası eş merkez olarak adlandırılır (Greene ve Williams 1997).



Şekil 2.2 Lineer hızlandırıcı şeması

X ışını tedavisi uygulanıyorsa: Yüksek enerjili elektronlar tungsten hedefe çarptırılırlar. Bremstrahlung etkileşimiyle X ışınları üretilir. Oluşan X ışınları heterojen bir dağılım gösterirler. X ışınlarının dağılımını homojen hale getirmek için düzleştirici filtre kullanılır. Kurşundan yapılmış bu filtrenin geometrik şekli sayesinde X ışınlarının homojen olarak dağılması sağlanır. Daha sonra X ışınları MU (Monitor Unit) iyon odalarından geçer. Bu iyon odaları sayesinde doz, doz hızı, alan simetrisi sürekli olarak izlenir. Daha sonra X ışınlarının, istenilen alan büyüklüğünde hasta üzerine düşürülmesini sağlayan birincil kolimatörler ve çok yapraklı kolimatörler bulunur.



Şekil 2.3 Lineer hızlandırıcı kafa yapısının basit gösterimi

Elektron tedavisi uygulanıyorsa: Hızlandırılan elektronlar hedefe çarptırılmak yerine, çok ince bir ışın demeti (~3 mm çapında) halinde gelen elektronların saçıcı foile çarptırılıp daha geniş bir yüzeye dağıtılması sağlanır. Daha sonra elektronlar alan boyutunu belirleyen aplikatörlerle hastaya yönlendirilir. Aplikatörler, alan boyutunu belirlemenin yanı sıra kontamine X ışınları ve saçılan elektronları soğurmakla görevlidirler (Greene ve Williams 1997, Khan 2010).

2.2 Bilgisayarlı Tomografi (BT)

Bilgisayarlı tomografi, X-ışınları kullanılarak incelenmek istenilen bölgenin bir bilgisayar yardımıyla görüntülenmesini sağlar. Bu sistemde, X-ışını tüpü ve dedektörler gantri içerisine karşılıklı olarak yerleştirilmiştir. Gantri hasta etrafında dönerken birçok açıda elde edilen görüntüler (projeksiyonlar) ile kesit görüntülerinin oluşturulması sağlanır (Greene ve Williams 1997).

Elde edilen transvers kesit görüntüleri birleştirilip üç boyutlu görüntü elde edilir. Bu 3 boyutlu görüntüden sagittal ve koronal kesitler de oluşturulur. Radyoterapi için oluşturulan kesitlerin kalınlığı 1,5-10 mm arasında değişir.

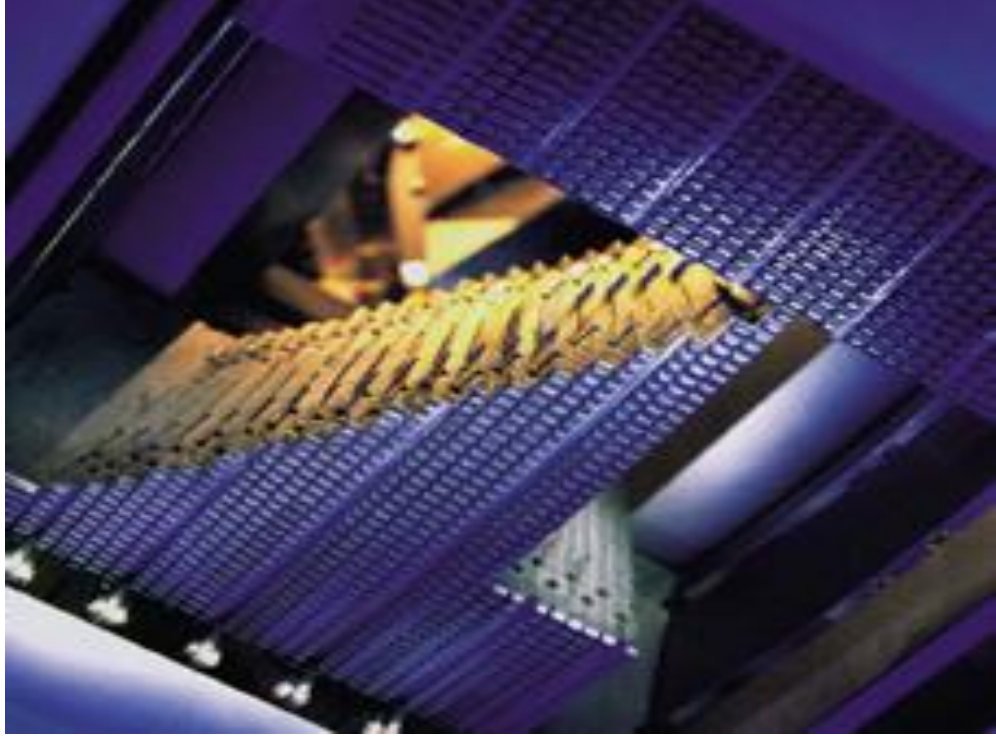
2.3 Çok Yapraklı Kolimatör Sistemi

Radyoterapi tekniklerinin gelişmesine paralel olarak kolimatör sistemleri de gelişmiştir. Konvansiyonel tekniklerde kullanılan yalnızca asimetric ve simetric alanlar açabilen kolimatörlere ek olarak birbirinden bağımsız hareket edebilen çok sayıda küçük kolimatörden oluşan çok yapraklı kolimatör sistemleri lineer hızlandırıcılara eklenmiştir. (Khan 2003, Podgorsak 2005) (Şekil 2.4). Genellikle tungstenden üretilirler. Kalınlıkları 2-7 mm yükseklikleri 7-10 cm arasında değişen ÇYK'lerin şekilleri, yapraklar arası sızıntıyı minimuma indirecek biçimde tasarlanmıştır.

ÇYK'ler üç boyutlu konformal radyoterapi uygulamalarında statik olarak kritik yapıları koruma amaçlı kullanılırken, gelişen teknoloji ve bilgisayarlı planlama sistemleri sayesinde, yoğunluk ayarlı radyoterapi tekniğinin geliştirilmesinde rol almışlardır (Webb 2001, Khan 2005). ÇYK'lerin planlama sistemleriyle uyumları ve tasarımları sayesinde radyoterapiye yeni bir bakış açısı kazandırılmıştır.

Kolimatör yapraklarının her biri bağımsız motorlar tarafından kontrol edilir ve bu motorlar planlama sisteminin kontrolündedirler. Radyoterapi cihazının tasarımına göre

farklı sayılarda ve boyutlarda olabilirler. Kolimatör çiftlerinden oluşan bu sistem TPS’ de optimizasyon sonucunda elde edilen doz dağılımını oluşturacak pozisyonları alabilir.



Şekil 2.4 Çok yapraklı kolimatör sistemi

2.4 Konvansiyonel Radyoterapi

Konvansiyonel radyoterapi tekniklerinde olası çözüm; kullanıcı tarafından belirlenir.

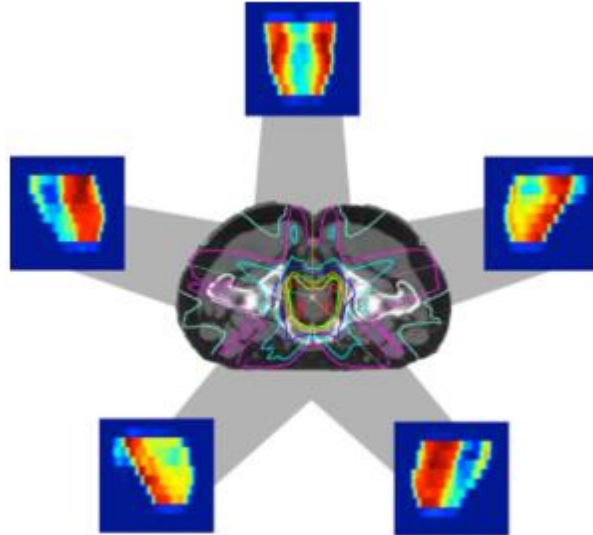
Kullanıcı;

- Açıları
- Alan sayısını
- Koruma bloklarını veya ÇYK pozisyonlarını
- Kama filtre veya kompensatör kullanımını

kendisi belirler. Kullanıcı istenilen doz dağılımının elde edilebilmesi için yukarıda belirtilen parametrelerde değişimler yapabilir. YART' de ise istenilen doz dağılımları kullanıcı tarafından planlama sistemine girilir ve planlama sistemi olası çözümleri gözden geçirerek en uygun sonucu verir.

2.5 Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART)

3 boyutlu konformal radyoterapinin geliştirilmiş bir formu olan yoğunluk ayarlı radyoterapide (YART)' de ana demet, yoğunluk ayarları değiştirilebilen daha küçük segmentlere bölünür veya farklı yoğunlukların ÇYK hareketleri ile sağlanması ile istenen hedefin istenen dozu alması sağlanır. YART' de bu şekilde oluşturulan doz dağılımının konvansiyonel tedavilerden en önemli farkı çevre kritik organların daha iyi korunabilmesidir. Çevredeki kritik organların daha yüksek olasılıkla korunması YART hedef bölgesinde daha yüksek dozlara çıkabilme imkanı sağlar. Ayrıca farklı hedef bölgelere eş zamanlı olarak farklı tedavi dozları uygulanabilir. Bu özellikler göz önüne alındığında, uzun sağ kalım sağlanan hasta gruplarında YART' nin tümör kontrolünü artırırken tedaviye bağlı yan etkilerin en aza indirgenmesi açısından önemi ve buna bağlı olarak tedavi sonrası yaşam kalitesine katkısı söz konusudur.



Şekil 2.5 YART tedavi planlaması

2.6 Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Süreci

Yoğunluk ayarlı radyoterapi tekniğinde aşağıdaki yol izlenir;

- Hasta seçimi
- İmmobilizasyon ve BT simülasyonu
- Tedavi planlaması ve optimizasyonu
- Plan değerlendirmesi
- Kalite kontrol
- Tedavinin uygulanması
- Hasta takibi

Bu süreç içerisinde ilk olarak YART tedavisinin yapılacağı hasta seçimine dikkat edilmelidir. Hasta seçiminde özellikle hastanın koopere olması, uzun planlama ve tedavi sürecini tolere edebilmesi, tümör yerleşimi, boyutunun bilinmesi ve tedavinin aciliyet taşımaması gerekmektedir. Tümörün düzensiz sınırlı veya konkav kenarlı olması, kritik organlara yakın olması, iyi bir immobilizasyon sağlanabilmesi ve organ hareketlerinin minimal olması ise başlıca seçim kriterleridir.

Hedef bölge ve kritik organ konturları radyasyon onkoloğu tarafından çizilir. Planlama kısmında belirlenen tümör dokusu ve sağlıklı doku tolerans değerleri, hedef hacme verilecek radyasyon dozu ve tümör hacmini saracak izodoz değeri dikkat edilecek hususlardandır.

Tedavi için uygun olan hasta seçiminden sonra YART planlamaları medikal fizikçi tarafından yapılır. Planlama sonrası elde edilen doz-hacim histogramları (DVH) ve izodozları radyasyon onkoloğu tarafından değerlendirilir. Radyasyon onkoloğu tarafından onay verilen YART planları ile tedavide hedeflenen yüksek dozlara çıkılacağı için planın doğru bir şekilde hastaya uygulanması gerekmektedir. Bu nedenden dolayı ışınlanan alan ve verilen doz için çeşitli kalite kontrol testlerinin yapılması YART' de oldukça önemlidir.

Kalite kontrol aşaması medikal fizikçinin sorumluluğu ve denetimi altında yapılır. Yapılan kalite kontrol işlemlerinin sonucu medikal fizikçi tarafından değerlendirilip uygunluk aldıktan sonra, plan geçerliliği konusunda onay verilir ve tedavi uygulamasına geçilir.

2.6.1 Hedef Hacim Tanımlamaları

Radyoterapi tedavilerinde amaç, hedef bölgeye maksimum dozla beraber maksimum hasar verilirken radyasyon alanı içerisinde kalan sağlam dokuların maksimum düzeyde korumaya çalışılmasıdır. Radyoterapi tedavilerinin başarılı olması erken tanı, tümör için en uygun ışının seçilmesi, toplam ve fraksiyon başına düşen dozun belirlenmesi, seçilen ışının en uygun teknikle tümör bölgesine ulaştırılması gibi parametrelere bağlıdır. Radyasyon tedavisinde iyi bir tedavi planlaması yapılabilmesi için ICRU 50 ve ICRU 62 protokollerinde çeşitli tümör hacim kavramları tanımlanmıştır.

Bu hacim kavramları;

1. Görüntülenebilir Tümör Hacmi (Gross Tumor Volume, GTV)
2. Klinik Hedef Hacim (Clinical Target Volume, CTV)
3. Planlanan Hedef Hacim (Planning Target Volume, PTV)
4. Tedavi Hacmi (Treated Volume, TV)
5. Işınlanan Hacim (Irradiated Volume, IV)
6. Riskli Organ (Organ at Risk, OAR)

2.6.1.1 Görüntülenebilir Tümör Hacmi (GTV)

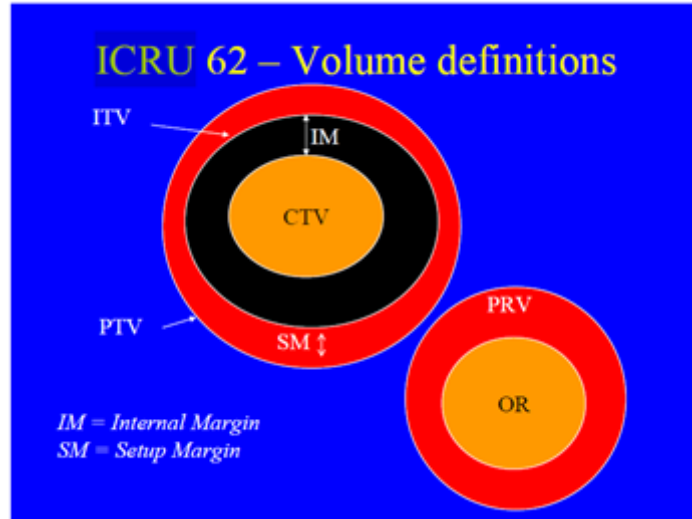
Malign büyümenin gerçekleştiği, tanımlanabilir, sınırları belirgin, görüntülenebilir tümör hacmidir. GTV hacminin genişliği ve büyüklüğü çeşitli görüntüleme teknikleri ile belirlenebilir (Dirican 2008).

2.6.1.2 Klinik Hedef Hacim (CTV)

Gross tümör hacmini ve subklinik malign hastalığı içeren doku hacmidir (ICRU 62). CTV, tomografi kesitlerinde görülen tümör ve mikroskopik tümör uzanımı için riskli bölgeleri içine alan hacim olarak belirlenir (Dirican 2008).

2.6.1.3 Planlanan Hedef Hacim (PTV)

Planlanan hedef hacim (PTV), tedavi planlaması için kullanılan geometrik bir kavramdır. Ayrıca bu tanım önceden belirlenen ve klinik hedef hacme verilmek istenen doz için uygun demet alanı ve uygun demet yerleşiminin belirlenmesinde kullanılır. PTV, klinik hedef hacme organ hareketliliğinden dolayı bırakılan Internal Margin (IM) ve set-up hataları nedeniyle bırakılan set-up margin (SM) dahil edilerek elde edilir. CTV'ye belli bir pay verilerek PTV'nin tanımlanmasının nedeni planlamadan sonra ortaya çıkacak bazı belirsizlikler nedeniyle tedavi boyunca CTV'nin radyoterapi alanı dışına çıkmasını engellemektir (ICRU 62).



Şekil 2.6 ICRU 62 Hacim tanımlamaları

2.6.1.4 Tedavi Hacmi (TV)

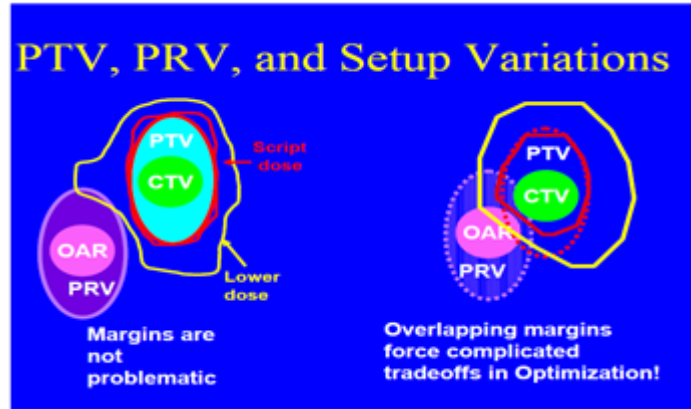
Tedavi hacmi, tümör tedavisinin başarılı olması için belirlenen dozun, planlanan hacme verilmesi sırasında radyasyon onkoloji ekibinin kabul edilebilir komplikasyonlara neden olabilecek doz sınırı içinde değerlendirdiği miktarda doz alan doku hacmidir. Kısaca bir izodoz yüzeyi tarafından tamamen sarılmış hacim olarak ifade edilebilir (ICRU 62).

2.6.1.5 Işınlanan Hacim (IV)

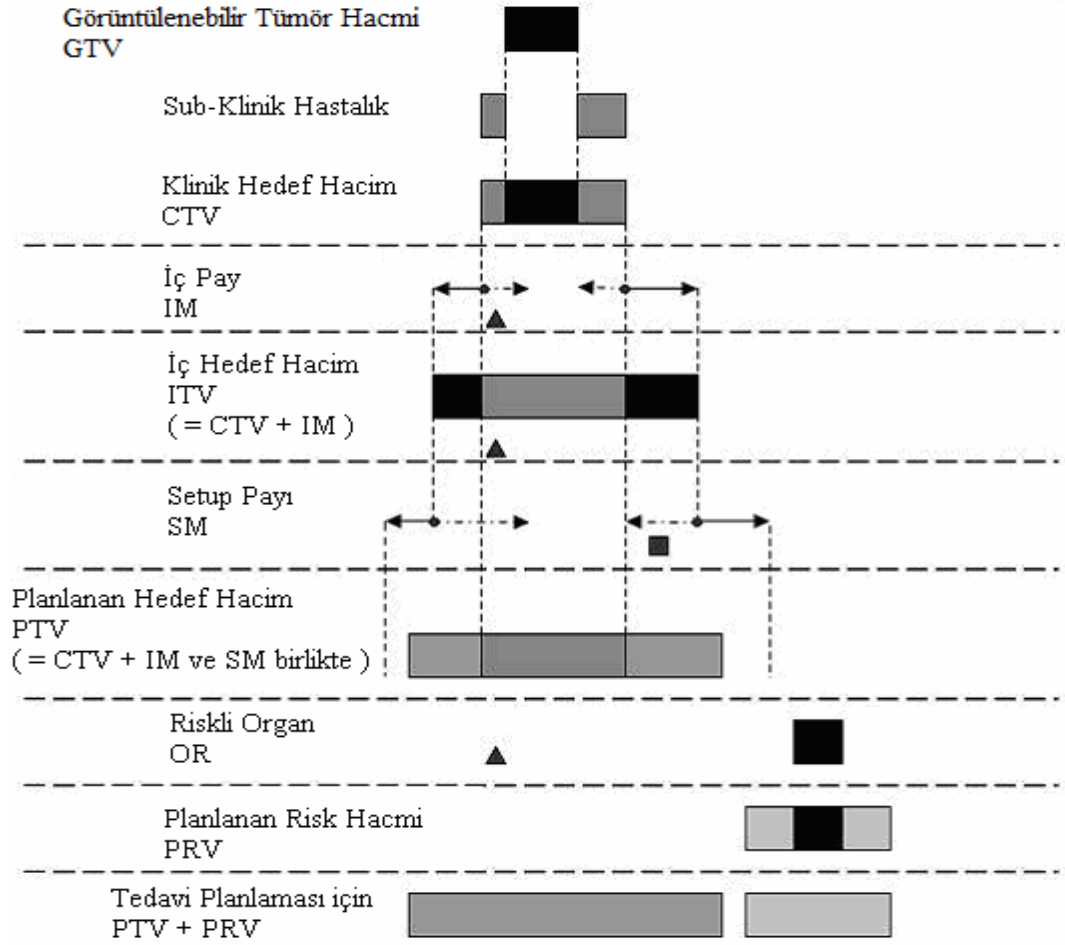
Işınlanan hacim normal doku toleransına göre kayda değer miktarda doz alması beklenen doku hacmidir (ICRU 62).

2.6.1.6 Riskli Organ

Riskli Organ (Kritik normal yapı), radyasyon hassasiyeti tedavi planlamasını ve / veya önceden belirlenen dozu etkileyen normal dokulardır (omurilik, göz lensi vs.) (ICRU62).



Şekil 2.7 ICRU 62 hedef hacim ile riskli organ tanımlamaları



Şekil 2.8 ICRU 62'ye göre radyoterapide kullanılan farklı hacim kavramları ve bu hacimlere ait payların şematik gösterimi

2.6.2 Tedavi Planlama Sistemleri (Treatment Planing System-TPS)

Tedavi Planlama Sistemi (TPS) yazılım, bilgisayar ve çevre birimlerden oluşur. TPS, belirli bir program altında çalışabilen bir yazılım sayesinde üç boyutlu konformal tedavi, brakiterapi ve yoğunluk ayarlı radyoterapi gibi birçok tedavi tekniğinde planlama yapabilen bir sistemdir. Bu sayede bilgisayar ortamında istenilen alan boyutları için farklı enerjilerde, farklı kaynak cilt mesafelerinde (SSD), foton ya da elektron demetleri oluşturulabilir. Bu demetleri farklı tedavi teknikleri kullanılarak hastaya yöneltip ışınlanan bölgedeki doz dağılımları elde edilebilir.

Tedavi Planlama Sistemi' nde doz hesaplamaları yapmak için kullanılan lineer hızlandırıcıya ait birçok parametre planlama sistemine girilmelidir. Bunlar; lineer hızlandırıcıya ait demet enerjileri, doz verimi, derin doz yüzdesi (%DD), doku-hava oranı (TAR), saçılma-hava oranı (SAR), doku-maksimum oranı (TMR), kolimatör saçılma faktörü (S_c) ve fantom saçılma faktörü (S_p) gibi dozimetrik parametrelerdir. Planlama sistemi, içerdiği doz hesaplama algoritmalarıyla her hastanın tedavisinde kullanılacak foton ya da elektron enerjisi, alan boyutu, derinlik ve kullanılan aksesuarlara (kama filtre, blok tepsisi, koruma bloğu, bolus vb.) ait parametrelerle doz hesabı yapmaktadır. Bu hesaplamalar sonunda, radyasyonun hedef içindeki doz dağılımı, komşu doku ve organlar ile tümörün alacağı doz oranları belirlenebilmektedir (Pelegade vd 2007).

Cihazın kuruluş aşamasında, cihaza ait olan ve tedavide kullanılan mekanik ve dozimetrik parametreler planlama sistemine yüklenir. Bu parametrelerin kontrolü periyodik olarak yapılmalıdır. Tedavi aşamasında ise hastaya ait veriler cihaza uygun bir biçimde girilmelidir. Her hastaya ait kontur, bilgisayarlı tomografi kesitleri, simülasyon filmi, radyografik görüntü vb. veriler, kaynaklarından doğru bir şekilde alınarak planlama sistemine yüklenmelidir. Hastanın ışınlanacak bölgesinde yer alan kritik organlar ve tedavi edilecek hedef hacim radyasyon onkoloğu tarafından çizildikten sonra istenilen özelliklere sahip foton ya da elektron demetleri oluşturularak, hedef bölge üzerine gönderilir. Daha sonra yazılıma girilen tüm bilgiler göz önünde bulundurularak istenilen dozimetrik hesaplamalar gerçekleştirilir.

İki temel radyoterapi planlama yöntemi vardır. Bunlardan ilki ileri planlama yöntemidir. Bu yöntemde demet sayısı, yönü, şekli (ÇYK pozisyonları) ve her bir demete ait ağırlık belirlenerek noktasal ya da izodozsal doz hesabı yapılır. Oluşan doz dağılımının uygun olup olmadığı kontrol edilir. Diğer bir yöntem ise ters planlamadır, bu yöntemde hedef hacim için belirlenen doz değeri ve kritik organlara ait doz sınırlamaları TPS' ye girilir. Daha sonra bilgisayar her bir hüzme için hüzme şekli (ÇYK pozisyonları) ve ağırlığını otomatik olarak hesaplar. YART, VMAT gibi ileri radyoterapi tekniklerinde ters planlama yöntemi kullanılır.

2.6.3 Optimizasyon

YART' de ışınlama alanları çok sayıda alt alana bölünebilir ve her bir alt alanın radyasyon şiddeti değiştirilebilir. Tipik bir YART planı olası kombinasyonlarının sayısı kadardır. Bu kombinasyonların denenip kontrol edilerek uygun olanının bulunması insan ömrüyle kıyaslanamayacak kadar uzundur. Bu nedenle optimizasyon algoritmaları kullanılır. Kullanıcı arzu ettiği kriterleri sisteme girer.

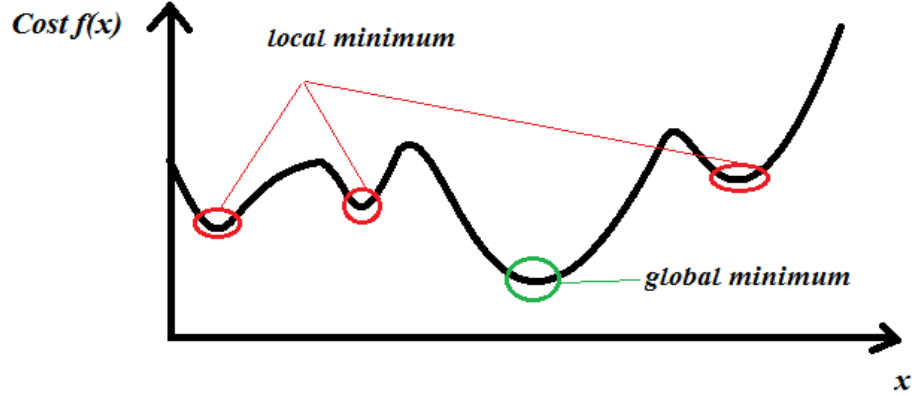
Optimizasyon algoritması olası durumları değerlendirerek en uygun çözümü sunar. Optimizasyon algoritmaları objective function (Cost function) adı verilen matematiksel fonksiyonları türevleyerek çalışır.

$$\text{Cost } f(x) = \text{Hedef doz} - \text{optimal doz} \quad \text{Eşitlik 2.1}$$

Hedeflenen dozla optimizasyon dozu arasındaki fark sifira ne kadar yakın olursa optimizasyon o kadar başarılı olmuş demektir. Bu nedenle; matematiksel optimizasyon algoritmaları Cost $f(x)$ fonksiyonunun global minimum değerini bulmayı hedefler. Matematiksel gösterimi aşağıdaki gibidir;

$$\frac{dcost(fx)}{dx} = 0 \quad \text{Eşitlik 2.2}$$

Eşitlik 2.2' de gösterilen matematiksel işlem minimum değer bulma işlemidir. Minimumlar birden çok olabilir. Fakat optimizasyon sonucunda global minimum değere ulaşmak en doğru sonucu verir. Bu nedenle sistem lokal minimum değerlere yakalanmadan global minimum değeri vermelidir.

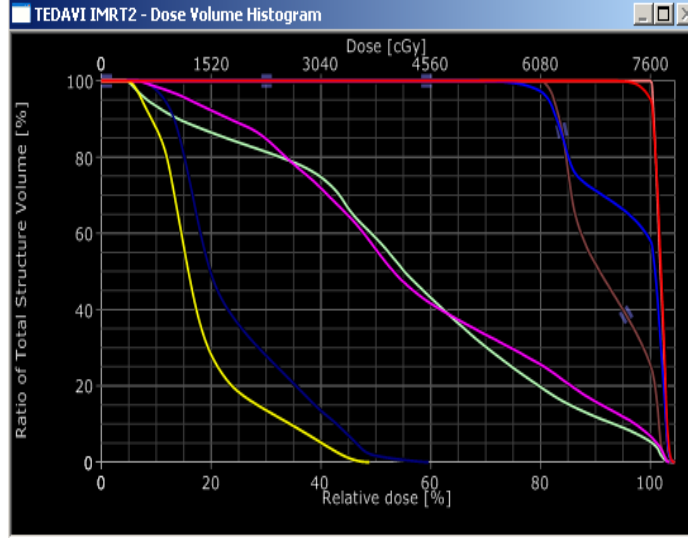


Şekil 2.9 Costf(x) fonksiyonunda lokal ve global minimum değerlerinin gösterimi

2.6.4 Doz-Hacim Histogramı

Doz-hacim histogramı, üç boyutlu doz dağılımı hakkında bilgi vermektedir. Üç boyutlu tedavi ve YART planlamalarında, hastanın anatomisine ait doz dağılım bilgilerinin değerlendirilmesinde DVH kullanılmaktadır. DVH, tümörde ve kritik organlarda soğurulan dozun ne kadar hacimde ne kadarının soğurulduğu bilgisini verir. Ayrıca DVH ile normal doku tolerans değerlerinin karşılaştırılması mümkündür.

Doz hacim histogramları Diferansiyel DVH ve Kümülatif DVH olmak üzere iki şekilde gösterilmektedir. Diferansiyel DVH tanımlanan dozun istenilen hacmin tamamına verildiğini gösterir. Kümülatif DVH ise % izodoz eğrilerinin kapsadığı hacme ne kadar doz hesaplandığını vermektedir. Kullanılan sistemlerde genellikle DVH kümülatif histogram olarak gösterilmektedir. Bu yöntemde hedef hacim ve kritik yapıya verilen dozlar hesaplanmakta ve ayrıca hacme karşı gelen dozlar gösterilebilmektedir.



Şekil 2.10 Doz-hacim histogramı

2.7 YART'ın Avantajları

İki boyutlu (2B) radyoterapi uygulandığı tüm yönlerden tek bir ışıdan ibarettir. Bu yöntemin planları karşılıklı yan alanlardan veya dört alandan oluşup set-upları oldukça basittir. Üç boyutlu (3B) veya BT tabanlı planlamalarda büyük bir ilerleme olmuştur. Çünkü aksel anatomiyi ve boyun, omuzlar gibi kompleks doku konturlarını dikkate almıştır. 3B planlamada düzensiz şekiller için doz hesaplamaları, sınırlı kalan düzeltmelerle yapılırken yoğunluk ayarlı radyoterapide her radyasyon demetinin yoğunluğunun modüle edilmesi sağlanmıştır. Bu yöntemlerde her alanın yüksek yoğunluklu radyasyonu bir ya da birçok alanda olabilir ve düşük yoğunluk alanları aynı alan içinde bulunabilmektedir. Böylece hedefin doz dağılımı daha fazla kontrol edilebilmektedir (Ting 2005).

2.8 YART' ın Dezavantajları

YART' nin 3BKRT' den daha iyi olup olmadığı tedavide tanımlanan hedeflere bağlıdır. YART ile düşük doz alan normal dokuların hacimleri büyümekte, tedavi monitör üniteleri artmakta ve her tedavide doğrulama portu filmine ihtiyaç duyulmaktadır. YART tedavilerinde hasta ışınlanmasında nötron oluşumu ve saçılımı olabilir. Bu uzun vadede ikincil malignite riskini ve toraks kanserli hastaların akciğerlerinin geniş hacimli orta radyasyon dozları alması nedeniyle pnömoni radyasyon olasılığını artırabilir.

YART, 3BKRT' den daha önemli hasta işbirliği ve daha kesin immobilizasyon gerektirir. Bu olumsuzluklara rağmen YART ile daha konformal doz dağılımı elde edilirse hasta tedavisi için kabul edilebilir (Ting 2005).

2.9 Sabit Gantri İle YART

Planlama yöntemi ÇYK hareketleri ile radyasyon dozu arasındaki ilişkiye bağlı olarak, statik (step and shoot) ve dinamik olmak üzere ikiye ayrılır.

2.9.1 Statik ÇYK Tekniği

Bu teknikte; ışınlama sırasında gantri ve ÇYK' ler hareketsizdir. Her bir alt alan ışlandıktan sonra radyasyon kesilir. Diğer alt alan oluşturulur ve tekrar radyasyon verilir. ÇYK' lerin hareketi senkronizasyonundan bağımsızdır (Webb 2001).

Statik ÇYK tekniğinde fazla sayıda ve küçük alt alanların oluşturularak bu alanlara düşük MU değerlerinin verildiği planların yapılması, dozimetrik olarak doğrulamayı zorlaştırmaktadır.

2.9.2 Dinamik ÇYK Tekniği

Bu teknikte; ışınlama sırasında gantri sabit kalır. Doz modülasyonu ise ışınlama sırasında hareket eden ÇYK' ler ile gerçekleştirilir. Her bir alt alanda radyasyon kesilmeden ışınlama gerçekleştirilir (Webb 2001, Esin vd 2006).

Dinamik ÇYK tekniğinde, tedavi süresinin daha kısa olmasından dolayı hastanın tedavi sırasında hareketinden kaynaklı oluşabilecek hata olasılığı azalır. Bunun yanı sıra fiziksel testlerde ÇYK' lerin sürekli hareket halinde olması nedeniyle birbirleriyle olan uyumları ve pozisyon doğrulukları devamlı kontrol altında tutulmalıdır.

2.10 Ark Tabanlı YART

Ark temelli tedavi modunun radyoterapide kullanımı oldukça eskilere dayanmaktadır. Stereotaktik radyocerrahide sıklıkla radyasyon dozunu beyin farklı bölgelerine yayarken aynı zamanda normal beyin dokusunun doz aşımını engellemek için ark tekniği kullanılır. Konformal ark tedavisi basit bir hedef için mükemmel bir doz dağılımı sağlayabilir. Ancak hedef hacimlerin şekilleri ideal yuvarlak veya elips hallerinden önemli ölçüde sapma gösterebilirler.

Bu durumda, ilk Yu ve arkadaşları tarafından önerilen ark tabanlı YART tedavisi, yoğunluk modülasyonu ile ideal şekilli (yuvarlak veya elips) olmayan hedef hacimler için konformal doz dağılımı sağlayabilmek için uygun bir seçenek sağlar (Ting 2005).

2.11 Dozimetrik Sistemler

Radyasyon dozimetrisi, doğrudan ya da dolaylı yoldan ışınlamanın niteliğini, kermayı, soğurulan dozu, doz eşdeğerini ya da bunların zamanla değişimlerini okuma olanağı veren cihaz veya sistemlerdir. Okuyucusu ile beraber bir dozimetreye dozimetrik sistem denir (Ting 2005).

Dozimetrik sistemlerin sağlanması gereken özellikler; doğruluk ve duyarlılık, doğrusallık, doz hızı bağımlılığı, enerji bağımlılığı, yönelim bağımlılığı, uzaysal ayırma ve fiziksel büyüklük, okumaya ve kullanıma elverişlilik olarak sıralanabilir (Greene ve Williams 1997, Ting 2005, Khan 2010).

Doğruluk ve Duyarlılık: Radyasyon miktarının saptanmasındaki belirsizlik ölçümle ilgili olup her zaman doğruluk ve duyarlılık türünden açıklanır. Benzer şartlar altında elde edilen sonuçların tekrarlanabilir olması bir dedektörün duyarlılığı olarak ifade edilir. Yüksek duyarlılık ölçüm dağılımındaki küçük standart sapma ile orantılıdır.

Doğrusallık: İdealde dozimetreden okunan değerler doz ile doğrusal orantıya sahip olması beklenirken pratikte bu doğrusallık sadece belli bir değer aralığında gerçekleşir. Doğrusallık, ölçüm cihazının tipine ve fiziksel karakteristiğine bağlı olup doğrusal olmayan bir durum çeşitli sayısal yöntemlerle düzeltilebilir.

Doz Hızı Bağımlılığı: İdealde farklı doz hızlarında okuma ve okumaya neden olan nicelik arasında oran sabit olmalıdır.

Enerji Bağımlılığı: Ölçüm aletinin doz cevabı genelde ışının kalitesinin bir fonksiyonudur. Dozimetrik sistemler genelde belli ışın kalitesine göre kalibre edildiği ve çok geniş bir enerji aralığında kullanıldığı için dozimetrik sistemin radyasyon kalitesine göre değişimi düzeltmeye ihtiyaç duyar. Dozimetrik bir sistemin yanıtı radyasyon enerjisinden bağımsız olmalıdır (Report of the AAPM Task Group No. 105).

Yönelim Bağımlılığı: Dozimetrik sistemlerin, ışının geliş açısına göre, yerleşimlerine bağlı olarak verdikleri cevaplar farklılık gösterebilir. Dozimetreler genelde yönelim bağımlıdır.

Uzaysal Ayırma ve Fiziksel Büyüklük: Doz bir nokta nicelik olduğu için dozimetre çok ufak bir hacimde değer vermelidir. Dozun tespit edildiği nokta, referans bir koordinat sisteminde tanımlanmış olmalıdır.

Okumaya Elverişlilik: Doğrudan dozimetreler, pasif dozimetrelere göre daha fazla okumaya elverişlidir. Doğrudan dozimetrelerden, pasif dozimetrelere göre daha fazla bilgi elde etmek mümkündür.

Kullanım Elverişliliği: Dedektörün kullanım ömrü boyunca duyarlılığında karşılaşılabilecek değişikliklerdir. İyon odası defalarca kullanılabilir olmasına rağmen film, jel ve TLD' ler kullanım elverişliliği düşük dedektörlerdir.

Kişiyeye özel kalite kontrol ölçülen doz dağılımı ile hesaplanan doz dağılımını karşılaştırmayı hedefler. Kişiyeye özel kalite kontrol farklı yöntemlerle, ticari olarak üretilmiş farklı dozimetrik sistemlerle yapılabilir.

2.12 İki Boyutlu Dozimetrik Sistemler

Teknolojinin gelişiminin radyoterapiye getirdiği yeniliklerle birlikte tedavi cihazlarının ve hasta planlamalarının kalite kontrol testleri daha fazla önem kazandığından dolayı kullanılan dozimetre sistemleri yetersiz kalmış ve geliştirilmeye başlanmıştır. Özellikle YART gibi kompleks tedavilerde verilen tedavi dozunu noktasal doz ölçümünden alansal doz ölçümüne kaydırmıştır. Çünkü ters planlama algoritması kullanan yazılımca üretilen YART planlarında, ana alan alt alanlardan oluşmaktadır. Bu birleşimin güvenilirliğinin tespiti iki boyutlu incelemelerle sağlanır. Ayrıca YART' de oluşan keskin doz değişimi bitişik alanların neden olduğu doz dağılımının tespitinde iyon odaları yetersiz kalmaktadır. Bu nedenlerden dolayı iki boyutta ölçüm yapma ihtiyacını karşılamak amacıyla iki boyutlu dozimetrik sistemler geliştirilmiştir.

İki boyutlu dozimetrik sistemler, iki boyutta doz ve radyasyon yoğunluğu hakkında bilgi verebilen sistemlerdir. Yüzeyleri dedektörlerle kaplanmış ya da yüzeyi dedektör görevi görebilen bu sistemler sayesinde iki boyutta doz haritaları elde etmek mümkündür. Dozimetrik filmler, EPID cihazları ve array dedektörler iki boyutlu dozimetrik sistemlerdendir (Ahluwalia ve Saini 2004, Zijtveld vd 2006, Schneider vd 2009).

2.12.1 Film Dozimetrisi

Film malzemesinde radyasyon bir takım fiziksel ve kimyasal değişimler meydana getirmektedir. Bu değişimleri gözlemleyerek soğurulan dozla ilişkilendirme işlemi film dozimetrisi olarak adlandırılır. Film dozimetrisi de diğer dozimetrik sistemler gibi;

- Doğrusallık
- Duyarlılık
- Enerji bağımlılığı
- Doz hızı bağımlılığı
- Yönelim bağımlılığı
- Uzaysal ayırma gücü
- Tekrarlanabilirlik
- Kullanıma elverişlilik

gibi temel parametrelere verdiği cevap doğrutusunda radyasyon dedeksiyon sistemleri arasına katılmıştır (Schneider 2009). Temelde belirli radyasyon dozları uygulanarak bu radyasyon dozlarına karşı filmdeki kararmadan yararlanır. Filmdeki kararma miktarı optik yoğunluk değişiminin bir göstergesidir. Eşitlik 2.3 ile verilen bağıntıdan hesaplanır.

$$OD = \log I_0/I$$

Eşitlik 2.3

I_0 = Başlangıçtaki ışık şiddeti

I = Filmden geçen ışık şiddeti

Film işleme programları tarafından filmdeki optik yoğunluk bilgisi elde edilir. Soğurulan doza karşı optik yoğunluk eğrisi çizilir. Bu eğri aracılığıyla, dozimerik bir kontrolde ışınlanan bir filmdeki kararma miktarından ne kadar doz aldığı bulunabilir. Film dozimetrisinin avantajlarının yanı sıra bir takım dezavantajları da bulunmaktadır.

- Yüksek uzaysal ayırma gücü
- Tekrarlanabilirlik
- Yaklaşık doku eşdeğeri olması
- Düşük maliyeti
- Küçük ve büyük alan dozimetrisine uygunluğu
- Enerji ve doz hızından bağımsızlığı
- Kesilerek istenilen şeklin verilebilmesi

gibi avantajların yanı sıra

- Çevresel şartlara yüksek duyarlılık (sıcaklık, nem, görünür ışık vb.)
- İkinci bir işleme ihtiyaç (fiziksel veya kimyasal)
- Işınlama sonrası parametreler (Doyum, tarama ve banyo parametrelerine bağımlılık)

gibi dezavantajları bulunmaktadır.

2.12.1.1 Gafkromik Filmler

Film dozimetrisi üzerine yapılan çalışmalar sonucu özellikle dezavantajları yok etme konusunda ilerleme sağlanmıştır. Gafkromik filmler bunların en önemli örneklerindedir. EBT ve EBT 2 olmak üzere iki çeşidi vardır.

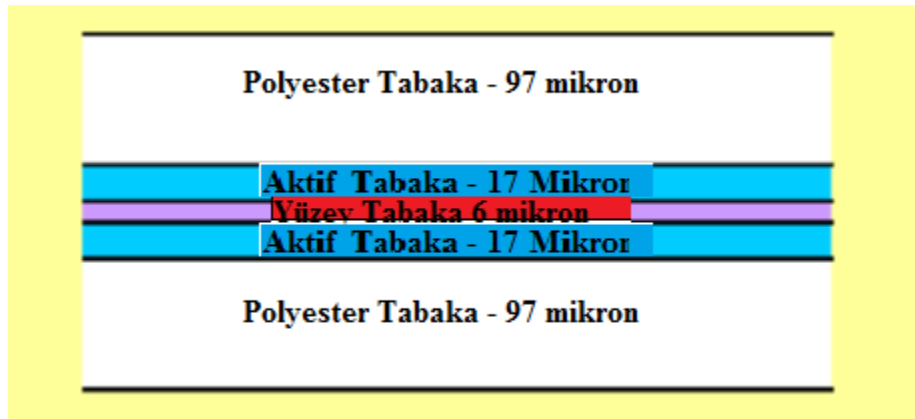
2.12.1.1.1 Gafkromik EBT

Polydiactylene bazlı film, esnek polyester taban üzerinde ince bir mikro kristalle örtülmüştür (Şekil 2.11). Filmin aktif bileşeni radyasyona duyarlı monomerlerdir. Doku eşdeğeri olmaları, yüksek çözünürlüğe sahip olmaları, geniş doz aralığının olması, enerji bağımlılığının düşük olması, görünür ışıktan etkilenmemeleri ve herhangi bir kimyasal işleme ihtiyaç duyulmaması radyokromik filmlerin en büyük avantajlarıdır

(Sankar vd 2006, ISP 2007, ISP 2009). Radyokromik film ışınlanmadan önce renksizdir. Radyasyona maruz kaldığında yapısında bulunan monomer adlı küçük moleküller kimyasal yollarla birleşerek polimer adı verilen uzun moleküller oluşturur ve filmin çeşidine bağlı olarak renk değiştirir (ISP 2007, ISP 2009).

Radyografik filmlerde olduğu gibi film üzerinde görüntü elde edebilmek için herhangi bir fiziksel, kimyasal ya da ısıl işlem yapmaya gerek yoktur (Sankar vd 2006) . Kendi kendine gelişen filmlerdir. Radyokromik filmler taneciksiz oldukları için yüksek çözünürlüğe sahiptir ve yüksek doz değişimlerinin olduğu yoğunluk ayarlı radyoterapi ve brakiterapi uygulamalarında dozimetrik amaçlı kullanılırlar. Renk değişikliği, soğurulan dozla orantılıdır. Bu doz spektrofotometre, dansitometre veya film tarayıcı gibi optik ölçüm sistemleri ile ölçülebilir. Renk değişiminin stabil hale gelmesi için en az 6 saat beklenmesi gerekmektedir (Cheung 2006).

Radyokromik filmler yaklaşık doku eşdeğeridir (ISP 2007, ISP 2009). Enerji bağımlılığı radyografik filmlere göre daha düşüktür (Butson vd 2006). Görünür ışığa duyarlı olmamasına karşın ultraviyole (UV) ışığa ve sıcaklığa duyarlıdır. Dozimetre olarak kullanılacakları ortam sıcaklığında ve neminde muhafaza edilmeleri önerilir. Duyarlı olduğu doz aralığı 1 cGy-800 cGy' dir.



Şekil 2.11 Gafkromik EBT filmin fiziksel yapısı

2.12.1.1.2 Gafkromik EBT 2

EBT2 film EBT filmde bazı fiziksel ve kimyasal değişikler yapılması sonucunda üretilmiştir. EBT filmde farklılıkları ve ek özellikleri aşağıda belirtilmiştir (ISP 2009).

- Doz aralığı 1cGy-1000 cGy' dir.
- Sarı rengi sayesinde UV ışınlarına duyarlılığı 10 kat azaltılmıştır.
- Yoğunluk değişimi ışınlamadan kısa bir süre sonra kararlı hale gelir.
- Yaklaşık doku eşdeğeridir.
- Yüksek uzaysal çözünürlüğe sahiptir (100µm).
- İstenilen boyutlarda kesilebilir.
- Su geçirmezdir.
- 60 °C' ye kadar kararlıdır.
- Efektif atom numarası 6.84' dür.
- Enerji bağımlılığı ihmal edilebilir (60 keV-MV).
- EBT2 filmin aktif tabakası sarı bir işaretleyici boya içerir bunun 2 faydası vardır;

- Sarı boya; aktif tabakayı UV ve görünür ışığa karşı daha iyi korur.
- Yapısı nedeniyle safsızlık içermez.

• Polyester üst tabaka, aktif tabakayı mekanik hasarlanmalara ve sıvılara karşı korur (Şekil 2.12).



Şekil 2.12 Gafkromik EBT 2 filmin fiziksel yapısı

2.12.2 Elektronik Portal Görüntüleme

Radyoterapide uygulanan hasta tedavilerinde dozimetrik doğruluk kadar geometrik doğruluk da önemlidir. Geometrik doğruluğu etkileyen parametreler; hasta hazırlığındaki belirsizlikler, demet geometrisindeki belirsizlikler ve hastanın ya da hedef hacimin tedavi sırasındaki hareketleri olarak sıralanabilir (Yıldız 2008).

Radyoterapide hasta pozisyonunun tedavi planındaki pozisyonla aynı olup her gün doğru yatış pozisyonunda tedaviye alınmaları büyük önem taşımaktadır. Bunun doğrulaması çekilen port filmler ile kontrol edilir. Portal görüntülemenin amacı; hasta üzerindeki alanın tedavi edilmek istenen alan ile aynı olup olmadığını doğrulamak ve tedavi alanı içinde yer alan koruma bloğu ya da ÇYK'lerin pozisyonunu kontrol etmektir.

Hasta pozisyonlaması, çekilen port görüntülerinin simülatör görüntüleri ya da planlama sisteminden gelen DRR (Digitally Reconstructed Radiograph) görüntüleri ile karşılaştırılıp ayarlanmasıyla mümkün olur. Tüm tedavi süresince çekilen port görüntüleri hasta pozisyonundaki günlük değişimler hakkında bilgi verir.

Elektronik portal görüntüleme (EPG) cihazları tedavi esnasında hasta pozisyonunun kontrolü dışında son yıllarda tedavi ile ilgili dozimetrik bilgi edinmek amacıyla da kullanılmaktadır. Özellikle yoğunluk ayarlı radyoterapi planlamalarının kalite kontrolünde EPG cihazları önemli yere sahiptir (Ahluwalia ve Saini 2004, Zijtveld vd 2006). EPG sistemleri için tasarlanan özel yazılımlar kullanılarak tedavi kalite kontrol planı olarak EPG' ye uygulanabilmekte, doz analizi yapılabilmekte ve tedavi planlama sistemindeki doz dağılımı ile karşılaştırılabilmektedir (Portal Dosimetry Configuration Manuel 2009).

2.12.3 İki Boyutlu Array Dedektörler

Belirli sayıda dedektörün iki boyutta diziliminden oluşan sistemlerdir. Elektronik devreler ve bilgisayar kontrollü bu sistemler üzerlerindeki dedektörlerin karakteristik özelliklerini taşırlar. Dedektörlerin fiziksel yerleşimi sistemin uzaysal ayırma gücünü belirler. İyon odaları veya diyot dedektörlerden oluşan sistemler mevcuttur. Kalibrasyon ve kullanım koşullarını üzerindeki dedektörler belirler (Ahluwalia ve Saini 2004).

2.13 Doz Dağılımlarının Karşılaştırılması

Gama analiz yöntemi, hesaplanan ile ölçülen doz dağılımlarının birbiri ile uyumunu test etmek için kullanılır. Doz farkı kriteri ve uyum mesafesi (DTA; distance-to-agreement) kriterinin bir bileşimini içerir. Hesaplanan ile ölçülen doz dağılımlarının nicel bir şekilde değerlendirilmesini sağlar. Yüksek veya düşük gradiyentli bölgelerde izodozlar arası mesafe ve doz farkı tekniği ayrı ayrı kullanılırsa yanıltıcı sonuçlar verebilir. Bu nedenle kullanılan gama analiz yöntemi bu iki tekniği birleştirerek en doğru sonucu verir (Harms vd 1998).

2.13.1 Doz Farkı

Doz farkı, referans noktadaki doz ile değerlendirilen noktadaki dozların yüzde olarak doz farklarını ifade eder. Hesaplanan ve ölçülen izodoz eğrileri; sonraki hesaplamaların kabul edilir değerlendirmesi için üstüste getirilir. Daha sonra ölçülen ve hesaplanan doz dağılımlarının sayısal farkı değerlendirilir (Harms vd 1998).

Doz farkı dağılımlarının değerlendirilmesinin en zor tarafı ise, yüksek doz gradient bölgelerinde çok hassas olmasıdır. Bu tip bölgelerde çok küçük uzaysal hatalar, klinik bakımından olmasa da çok büyük doz farklılıklarına yol açar. Bu yüzden değerlendirilen noktanın uygun olup olmadığını saptamada doz farkı tek başına yeterli bir kriter değildir (Harms vd 1998).

2.13.2 Uyum Mesafesi (Distance To Agreement-DTA)

Uyum mesafesi, referans doz dağılımındaki veri noktası ile aynı doz değerine sahip olan, değerlendirilen doz dağılımındaki veri noktası arasındaki mesafe olarak tanımlanır. DTA, özellikle yüksek doz gradientli bölgelerde doz dağılımlarının karşılaştırılmasında doz hesabının kabul edilebilirliği için yapılan değerlendirmede doz farkı kriterine tamamlayıcı bir kriterdir (Low vd 1998).

DTA' nın matematiksel tanımı; belirli bir referans doz noktası pozisyonunda (r_r) denklemde görüldüğü gibi [$r_e - r_r$]’ dir. r_e değerlendirilen, r_r ise referans doz noktalarıdır. DTA bu iki nokta arasındaki uzaysal mesafe farkıdır. Δd , DTA ölçütü için kullanılan uzaysal mesafe farklılığı için kabul edilen maksimum değerdir ve genellikle 2-5 mm arasındadır. Bu limit fantomun ışınlanması veya filmin taranması sırasında hiza toleransları ve fantomun rotasyonuna tekabül etmektedir. Eğer DTA değeri belli bir noktada Δd değerinden daha küçükse o noktada doz dağılımı karşılaştırması başarılıdır. Aksine eğer DTA değeri Δd değerinden daha büyükse o nokta için doz dağılımı karşılaştırması başarısız olur (Low ve Dempsey 2003). Eşitlik 2.4’ de görüldüğü gibi karşılaştırma her veri noktası için yapılır.

$$DTA (r_r) = \min [r_e - r_r] \forall r_e \quad \text{Eşitlik 2.4}$$

DTA kavramının en büyük olumsuzluğu; düşük doz gradyentli bölgelerde hassasiyetinin aşırı derecede artması ve sonuç olarak bu bölgelerdeki dozdaki ufak bir değişimin yüksek DTA değerlerine sebep olmasıdır (Low ve Dempsey 2003).

2.13.3 Gama Analiz Yöntemi

Radyoterapide tedavi planlama sisteminden elde edilen dozimetrik bilginin doğruluğunu test etmek için çeşitli sistemler ve yöntemler bulunmaktadır. Tek noktada doz tayini bu yöntemlerden birisi olup iki boyutlu konvansiyonel ve üç boyutlu konformal tekniklerde sıkça kullanılıyorken YART' nin kullanılır hale gelmesiyle yetersiz kalmıştır.

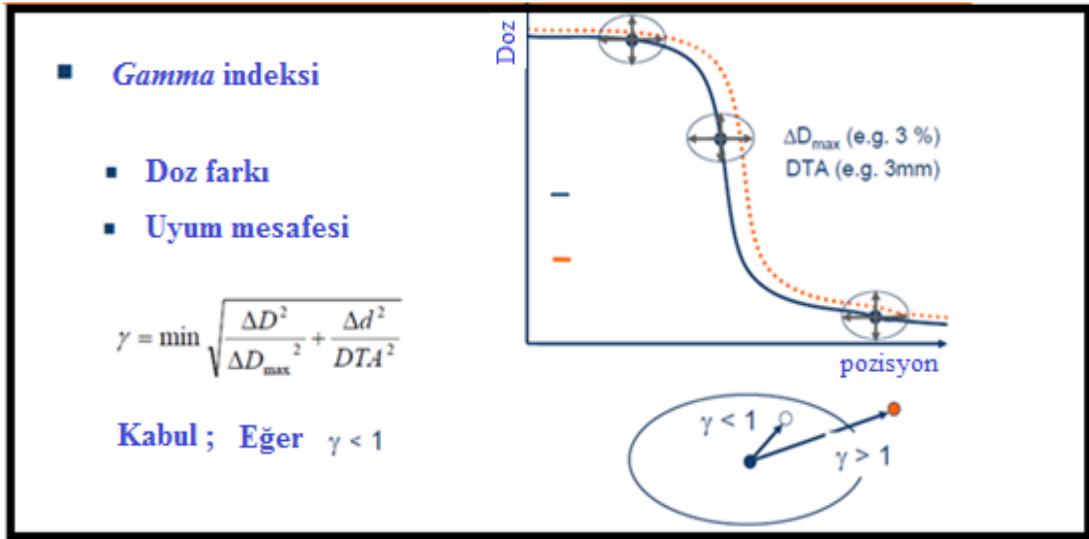
Bu nedenle iki boyutlu doz haritalarının elde edilebildiği kalite kontrol sistemleri ve bu sistemleri belli kriterler doğrultusunda analiz edebilen programlar geliştirilmiştir. Doz dağılımları düşük ve yüksek gradyentli bölgeler olmak üzere iki çeşittir. Dozun kısa mesafelerde (birkaç mm) hızlı değişim gösterdiği bölgeler yüksek gradyentli bölgeler olarak ifade edilirken dozun uzun mesafelerde (birkaç cm) yavaş değişim gösterdiği bölgeler düşük gradyentli bölgeler olarak adlandırılırlar. Yüksek doz gradyentli bölgelerde küçük uzaysal farklar büyük doz değişimlerine neden olurlar. Dedektör sistemlerinin sınırlı uzaysal çözünürlüğe sahip olması göz önüne alınarak gama analiz (GA) metodu geliştirilmiştir. Gama analizinde doz farkı ve uyum mesafesi kavramları kullanılmaktadır (ISP 2009, Schneider vd 2009). Uyum mesafesi ($UM=\Delta d$) referans doz dağılımındaki veri noktası ile aynı doz değerine sahip olan, değerlendirilen doz dağılımındaki veri noktası arasındaki mesafedir. Doz farkı (ΔD) ise referans noktadaki doz ile değerlendirilen noktadaki dozların yüzde olarak doz farklarını ifade eder. Gama analizinin şematik gösterimi şekil 2.13' de verilmektedir.

Gama analizinde referans doz haritasının her bir noktası tek tek değerlendirilir. Referans doz haritasındaki nokta ile değerlendirilen doz haritasında, uyum mesafesi kriteri (3mm) içerisinde kalan tüm noktalara eşitlik 2.5' de görülen matematiksel formül uygulanır.

$$\sqrt{\frac{\Delta D^2}{\Delta D_{max}^2} + \frac{\Delta d^2}{DTA^2}}$$

Eşitlik 2.5

Elde edilen değerlerden minimumu gama değerini verir. Eğer gama değeri 1' den küçükse analizden geçer. Gama değeri 1' den büyük ise analizi geçemez. Bu değerlendirme işlemi tek bir nokta içindir. Analizde referans doz haritasındaki tüm noktalara bu işlem uygulanır (Akdeniz 2011). Analizi geçenlerin oranı % 95' in üzerindeyse plan kalite kontrolden geçmiş olarak değerlendirir. Kalite uygunluktan geçmeyen planlar hastaya uygulanmaz ve değişiklikler için tekrar kontrol edilir.



Şekil 2.13 Gama analiz metodunun şematik gösterimi

2.14 Kalite Kontrol Testleri

YART tedavilerinde hasta seçimi oldukça önemlidir. Bu yöntemle tedavi edilecek hastaların koopere olması, uzun planlama ve tedavi sürecini tolere edebilmesi ve tedavinin aciliyet taşımaması gerekmektedir. Tümörün kritik organlara yakın olması, düzensiz sınırlı veya konkav kenarlı olması, iyi bir immobilizasyon sağlanabilmesi ve organ hareketlerinin minimal olması başlıca seçim kriterleridir.

Tedavi için seçilen hastaların YART planlamaları yapıldıktan sonra DVH' leri ve izodozları radyasyon onkoloğu tarafından değerlendirilir. YART planına onay verildikten sonra tedavide yüksek dozlara çıkıldığı için planın doğru bir şekilde hastaya uygulanması gerekmektedir. Bu nedenden dolayı ışınlanan alan ve verilen doz için çeşitli kalite kontrol testlerinin yapılması YART' de büyük önem taşımaktadır (Keller-Reichenbecher 1999).

2.14.1 Lineer Hızlandırıcı Cihazının Kalite Kontrol Testleri

Tedavinin uygulanacağı cihazın mekanik ve dozimetrik ölçümlerinin kontrolünü içeren testlerdir. Bu testler kapsamında cihazın hem mekanik ölçümleri yapılmalı hem de doz verimi kontrol edilmelidir. YART tekniği kullanılacak ise bu testlere ek olarak cihazın doğrusalığına, düşük monitör ünitlerde (MU) profil ve simetri değerlerinin limitler içinde olup olmadığına da bakılması gerekmektedir (Ting 2005).

Bir lineer hızlandırıcı için kalite kontrol, cihazın kurulumunda kabul testleri ile başlar, bunu hizmete alma (commissioning) süreci takip eder ve cihaz çalışmaya devam ettiği sürece kesintisiz devam eder. American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Task Group (TG) 40 ve 53 raporlarında gerekli testler yayınlanmıştır. TG 40 ve 53 konvansiyonel tedavi planlama sistemleri için kabul ve hizmete alma testlerini belirtir. YART, konvansiyonel radyoterapi klinikte uygulanıp ve kabul gördükten sonra uygulanmalıdır. YART içinde hizmete alma ile ilgili literatürde pek çok rapor mevcuttur (Ezzell vd 2003, Xia ve Chuang 2003).

Bir YART yöntemi olan step and shoot tekniğinde, alt segmentlerle bu segmentlerin MU değerleri arasında hiçbir ilişki yoktur. Bu yöntemde düşük MU' lu segmentler de bulunmaktadır. ÇYK sistemi ve linak konsolu arasındaki bağlantının gecikmesinden dolayı, çok küçük MU kullanıldığı zaman sistemde dozimetrik tutarsızlık oluşabilmektedir. Cihazın düşük MU değerlerindeki profil ve simetri değerleri bilinmelidir. Bundan dolayı düşük MU değerlerinde lineer hızlandırıcının performans testleri yapılmalıdır. Ayrıca lineer hızlandırıcının doz-MU verimliliği ve lineeritesi

kontrol edilmelidir (Ting 2005). Ek olarak lineer hızlandırıcılarda ÇYK pozisyonlarının doğru olması gerekir. ÇYK'lerin bütün statik durumlarında ve YART uygulamalarında yapılması gereken testleri vardır (Ting 2005).

YART tekniğinde kullanılan ÇYK'lerin penumbra genişliğindeki hareketi minimuma indirebilmek için uçları yuvarlatılmıştır. Bağımsız hareketleri sonucunda oluşacak sürtünmeyi en aza indirmek için aralarında boşluk bulunmaktadır. Radyasyona dik doğrultudaki yüzeyleri, sızıntı radyasyonunu en aza indirebilmek için düz olmak yerine girintili çıkıntılı tasarlanmıştır. Aynı zamanda ek diyaframları, ÇYK'lerin hemen altında ÇYK'lerle beraber hareket ederek aralarındaki boşluklardan doğacak sızıntıları en aza indirme görevine sahiptirler. Özellikle ÇYK'lerin yapısı nedeni ile ÇYK'lerin kalite kontrol testleri büyük önem taşımaktadır. Bu testler kapsamında "Picket Fence Testi" olarak bilinen ÇYK pozisyon testi, ÇYK sızıntı testi, ÇYK'lerin yapısından kaynaklanan girinti ve çıkıntı (Tongue ve Groove) testi ve ÇYK doz testleri yapılmaktadır (Ting 2005).

2.14.2 Hastaya Özel Kalite Kontrol Testleri

YART alanları; kişiye özgü anatomik yapı, alan değişimi, verilecek doz bakımından her hastada farklılık gösterir. Konvansiyonel tedaviden farklı olarak, YART tedavileri basit testlerle veya kalibrasyonlar ile periyodik olarak kontrol edilmez. YART ile tedavi olan hastaların bütün tedavi alanlarının tedaviden önce doğrulaması yapılmalıdır. Bu kontrol dozimetrik olarak, tedavi planlama sisteminde hesaplanan doz dağılımı ile uygun dozimetrelerle ölçülen doz değerleri karşılaştırılarak yapılır (Ting 2005).

Hastaya özel kalite kontrol testlerinin ana hedeflerinden birisi de lineer hızlandırıcının hareket hataları veya yanlış iletilen iletim parametrelerinin neden olabileceği radyasyon iletim hatalarını tespit etmektir. Kayıttaki ve sistemdeki bir yazılım hatası farklı bir hasta planı veya bir ışın açısının yanlış gönderilmesine neden olabilir. Bunlar düşük olasılık hataları ve rutin kontroller sırasında fark edilebilir olsa da bu tür hataların olasılığını azaltmak için kontrol yapılmalıdır (Childress ve Bloch 2005).

YART, 3 boyutlu doz dağılımının bir formudur. Planlanan doz dağılımı radyasyon onkoloğu tarafından belirlenip hastanın belirli özel bir yeri için uygulanmak istenir. Hasta için soğurulan doz ölçümü yoluyla doğrudan bir değerlendirme genellikle mümkün değildir. Bu nedenle, planlanan doz dağılımı antropomorfik fantom veya özel dizayn edilmiş fantomlara uygulanır. Fantomda ölçülen doz dağılımı, planlama sistemi kullanılarak aynı tedavi planının fantomda yeniden hesaplanmasıyla elde edilen doz dağılımı ile karşılaştırılır (Wagter 2004).

YART' de kalite kontrol, kuantitatif hesaplanan ve/veya ölçülen doz dağılımları arasında karşılaştırmalar üzerine kurulmuştur. Ölçüm ve hesaplama arasındaki farklar; planlama, konumlandırma, uygulama veya ölçüm tekniğindeki hata veya hatalardan kaynaklanır (Wagter 2004). Gama analiz metodu, hesaplanan ile ölçülen doz dağılımlarının birbiri ile uyumunu iki boyutlu değerlendirmekte kullanılır. Bu yöntemde tedavi planlamasından alınan veriler referans olarak kabul edilip ölçülen değerlerle karşılaştırılır. Bu iki değeri karşılaştırmak için izodozlar arasındaki mesafe ve dozlar arasındaki fark kullanılır. Ancak yüksek veya düşük gradiyentli bölgelerde ayrı ayrı bu kriterleri karşılaştırmak yanıltıcı sonuçlar verebilir. Bu nedenle gama metodunda bu değerler birleştirilerek belirlenen kriterlere göre en doğru sonuca ulaşılmasını sağlar.

3. MATERYAL VE YÖNTEM

Bu çalışma Haziran 2014 – Haziran 2015 tarihleri arasında Ankara Üniversitesi Cebeci Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı' nda gerçekleştirilmiştir.

Bu çalışmada kullanılan araç ve gereçler aşağıda belirtilmiştir.

- Varian marka Clinac DHX Lineer Hızlandırıcı Cihazı
- GE Marka Optima 580 RT model Bilgisayarlı Tomografi Cihazı
- Eclipse tedavi planlama sistemi
- PTW marka RW-3 katı su fantomu
- IBA marka I' mRT Matrixx
- IBA OmniPro I' mRT Yazılımı
- Varian Marka Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı

3.1 Materyaller

3.1.1 Varian marka Clinac DHX Lineer Hızlandırıcı Cihazı

Bu çalışmada Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı' nda bulunan Varian marka Clinac DHX model lineer hızlandırıcı kullanılmıştır (Şekil 3.1). Çalışmada kullanılan bu cihaz 3 boyutlu RT ve YART gibi tedavi tekniklerinin uygulanabileceği fonksiyonlu bir lineer hızlandırıcıdır.



Şekil 3.1 Varian marka DHX lineer hızlandırıcı cihazı

Cihazda 6 ve 18 MV olmak üzere 2 foton, 6, 9, 12, 15, 18 MeV olmak üzere 5 farklı elektron enerjisi üretilebilmektedir. 120 adet çok yapraklı kolimatör sistemine sahiptir (Varian Linear Accelerator User Manuel).

Tümörün şekline uygun geometrik alanlar koruma bloklarına ihtiyaç duyulmadan ÇYK sistemi sayesinde oluşturulabilmektedir. Kaynak cilt mesafesi 100 cm iken açılabilen minimum alan genişliği 1x1 cm, maksimum alan genişliği ise 40 x 40 cm' dir. Çok yapraklı kolimatör yerleşimi çenelerin altında olup yaprak uçları yuvarlak tasarımdadır.

ÇYK' lerin hareketi, her bir yaprağa ait birbirinden bağımsız yaprak motorları tarafından sağlanır.

Elektronik ortamdaki port kontrolü, elektronik portal görüntüleme sistemi (EPID) ile yapılmaktadır. Cihaz dinamik kamafiltre özelliğine sahiptir. Karbon fiber masası ile tedavi tüm açılar için uygun hale gelmektedir.

3.1.2 GE Marka Optima 580 RT model Bilgisayarlı Tomografi Cihazı

Bu çalışmada hastaların BT görüntülerini çekmek için Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'ndaki GE Marka Optima 580 RT model Bilgisayarlı Tomografi Cihazı kullanılmıştır (Şekil 3.2). Cihaz, 16 dedektörlü ve 3. kuşaktır.



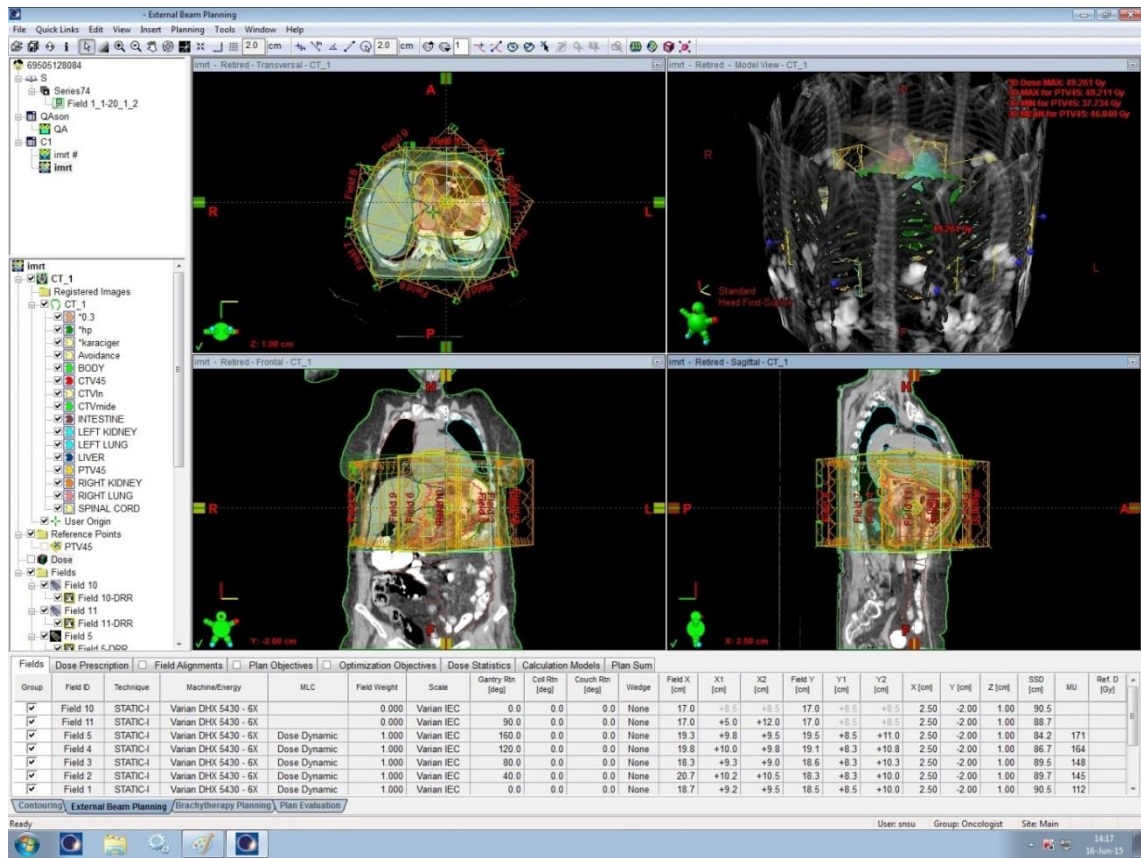
Şekil 3.2 GE Optima 580 RT bilgisayarlı tomografi cihazı

3.1.3 Eclipse Tedavi Planlama Sistemi

Eclipse; Varian C serisi lineer hızlandırıcı cihazının standart tedavi planlama sistemidir. İşletim sistemi Windows XP' dir. Network sistemi olarak ARIA sistemini kullanmakta

ve DICOM RT uyumu ile bilgi alışverişi yapabilmektedir. Yazılım, kullanıcının sisteme görüntü tarayıcılarından hasta verisini girmeyi, bu veriyi kullanarak tedavi planı oluşturmayı ve planın değerlendirilmesini sağlar (Şekil 3.3).

Tedavi planlama sistemi konvansiyonel ileri planlama yapılmasının yanı sıra yoğunluk ayarlı radyoterapiye uygun olarak ters planlama da yapabilmektedir. Ayrıca sistem doz dağılımlarını ve mutlak dozları Pencil Beam Convolution (PBC) veya Analitic Anisotropic Algorithm (AAA) algoritmalarını kullanarak hesaplayabilmektedir.



Şekil 3.3 Eclipse tedavi planlama sistemi planlama penceresi

YART planlamalarında birincil ışınlama alanlarını kullanıcının belirlemesine olanak sağladığı gibi optimum açılar hedef yerleşimine göre tedavi planlama sistemi kendisi de belirleyebilmektedir. Optimizasyon sonrasında kullanıcının tercihine göre statik veya dinamik tedavi hesaplamaları yapan TPS grafikleri ve tasarımıyla kullanıcıya birçok kolaylık sağlamaktadır (Eclipse Treatment Planing System User Manuel).

3.1.4 PTW Marka RW3 Katı Su Fantomu

İnsan vücudunun yaklaşık % 70' ini su oluşturur. Bu nedenle radyasyon fiziğinde dozimetrik ölçümlerde model olarak insan vücuduna en yakın bileşik olan su kullanılır. Ayrıca tekrar tekrar kullanılabilmesi ve kolay elde edilebilmesinden dolayı su en önemli fantom materyali haline gelir. Fakat yüksek enerjili foton ve elektron dozimetrisinde standart referans ölçüm sistemi olan su fantomu, mekanik ve elektronik sistemlerinin karmaşıklığı, kurulumunun pratik olmaması gibi nedenlerden dolayı rutin ölçümlerde tercih edilmez. Bunun yerine su eşdeğeri katı fantomlar kullanılır.

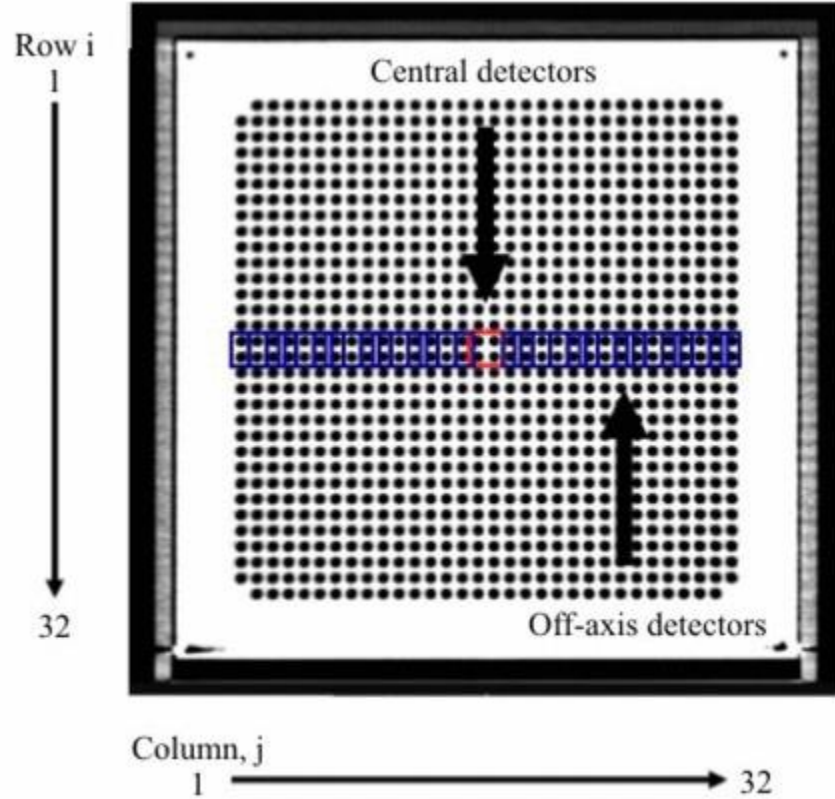
Çalışmada PTW marka RW3 katı su fantomları kullanılmıştır. Bu fantomlar beyaz polyesterden yapılmış 30x30 cm boyutlarında 1, 2, 5 ve 10 mm kalınlıklarında plakalar şeklindedir. Kullanılan farklı iyon odaları için farklı kavitelere sahip adaptör fantomlar mevcuttur. Primer radyasyonu iyon odasına direkt olarak gönderildiğinden emin olmamıza yarayan çapraz kıl çizgisi bu fantomlarda mevcuttur. Yoğunluğu 1,045 gr/cm³, elektron yoğunluğu 3,43x10²³ e/cm³ tür (Instruction Manual of RW3 Solid Water Phantom 2006) (Şekil 3.4).



Şekil 3.4. RW3 katı su fantomu

3.1.5 IBA Marka I'mRT Matrixx

I'mRT Matrixx, sıralandırılmış paralel düzlem 1020 dedektörden oluşmaktadır. Dedektörlerin üzerinde 3,6 mm su eşdeğeri malzeme vardır. Aktif ışınlama alanı 24x24 cm² olan paralel düzlem iyon odaları merkezi arası uzaklık 7,62 mm olup, her biri 5 mm yükseklik ve 4,5 mm çapa sahiptir (hacmi 0,08 cm³). Efektif ölçüm noktası yüzeyden 3 mm aşağıdadır. Doz oranı aralığı 0,02-20 Gy/dak. Sıcaklık ve basınç düzeltmesi otomatik olarak yapılmaktadır. Matrixx sisteminin çalışması için gerekli olan bias voltaj 500 ± 30 V' dur (User Manual of I'mRT Matrixx 2003).



Şekil 3.5 Dedektörlerin transvers kesitte görünümü

Firma tarafından kullanılmadan önce sistemin kalite kontrol amacıyla 15 dakikalık bir ısıtma süresinin ve ardından en az 500 MU' luk bir ön ışınlamanın yapılması gerektiği belirtilmektedir. Ayrıca sıralı dedektörlerin mutlak kalibrasyonunun her bir foton enerjisinde yapılması gerekmektedir.

TPS' den yapılan hesaplamayla gelen mutlak doz, sıcaklık ve basınç, aynı MU verilmeden önce OmniPro I'mRT yazılımına girilmelidir. k-user faktörü, dedektörlerden elde edilen ölçüm değerlerine bağlı olarak hesaplanır. Bu faktör dahili kalibrasyon faktörüdür ve matematiksel çözümlerinde kullanılır.

Bu dozimetrik sistem ayrıca MU' nun durgun ve dinamik ölçümlerinde, doz dağılımları ile yaprak pozisyonları testlerinde ve tedavi cihazının kontrolünde kullanılır. Profil eğrileri sayesinde simetri ve ışın düzgünlüğü, alan boyutu ve penumbra kontrolünün yanı sıra gama fonksiyonu gibi matematiksel çözümler de yapılabilmektedir (<http://www.iba-dosimetry.com/complete-solutions/radiotherapy/imrt-igrtrotational-qa/omnipro-i-mrt>).

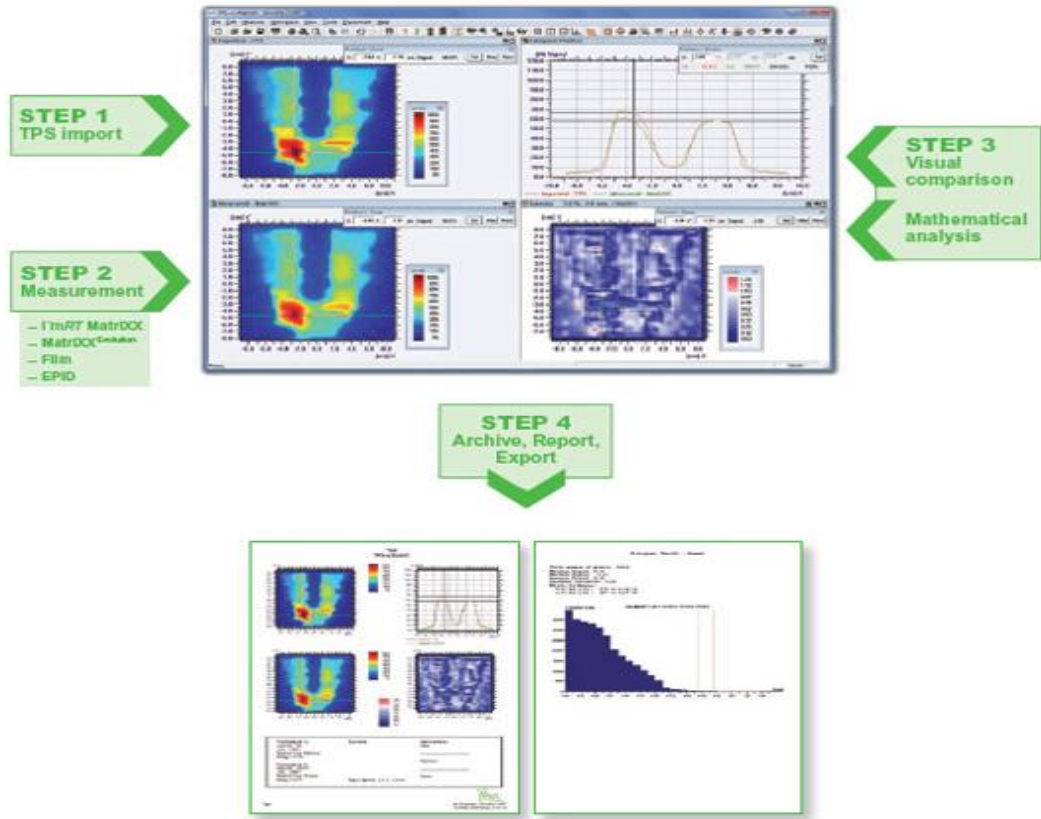


Şekil 3.6 IBA marka I'mRT MatriXX

3.1.6 IBA OmniPro I'mRT Yazılımı

OmniPro I'mRT yazılımı bir işletim programı olup Matrixx' de elde edilen veriler değerlendirilirken kolay kullanımlı kalite kontrol ve IMRT tedavi seanslarında verilen ışının dozimetrik verifikasyonu için kullanılır.

Geniş kapsamlı veri alma ve verme kabiliyeti ile tedavi planlama sisteminden gelen verilerin I'mRT Phantom' da veya I'mRT MatriXX, iViewGT, I'mRT QA veya BIS 710 gibi 2B ölçüm (elektronik) veya film ışınlanması ile alınan reel ışınlama değerlerinin karşılaştırılarak verifikasyonunu sağlar. OmniPro I'mRT, IMRT/IGRT ve rotasyonel tedavilerde eksiksiz plan doğrulaması ve kalite kontrol yapılabilen bir yazılımdır. Karşılaştırmalar renklendirme skalası sayesinde hem gözle görülebilir hem de matematiksel olarak değerlendirilebilir (<http://www.iba-dosimetry.com/complete-solutions/radiotherapy/imrt-igrtrotationalqa/omnipro-i-mrt>).



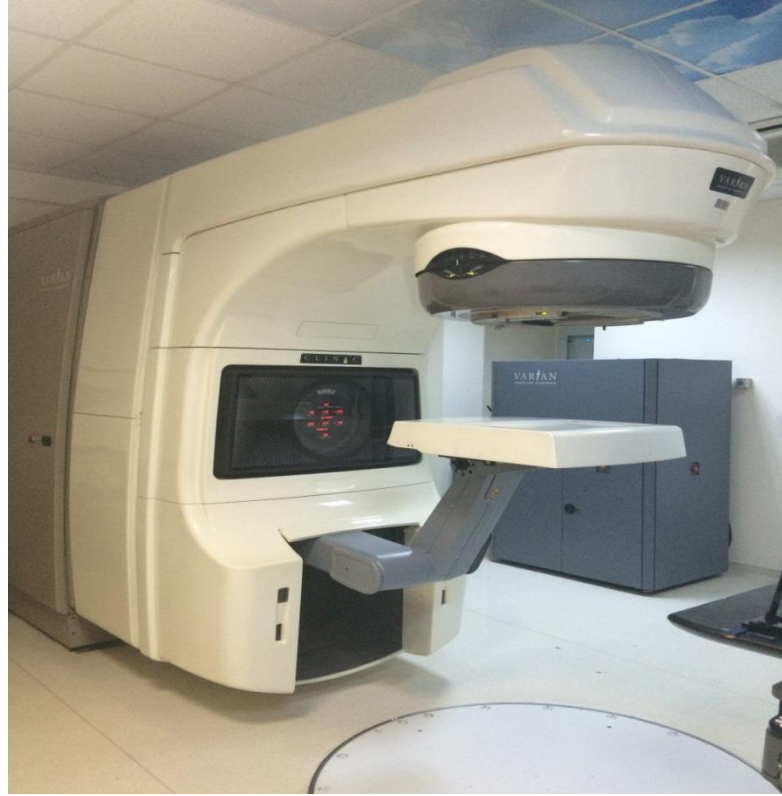
Şekil 3.7 IBA OmniPro I'mRT yazılımı

3.1.7 Varian Marka Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı

Görüntü paneli yarı iletken amorf silisyum dedektörlerden oluşan elektronik portal görüntüleme cihazı ile megavoltaj düzeyinde görüntü alınabilir. Motorize bir kol ile

cihaza bağlı olup üç ayrı ekseninde (ileri-geri, sağa-sola yukarı-aşağı) hareket ettirebilmektedir (şekil 3.8). En fazla 26 cm x 26 cm alanda görüntü alınabilmektedir. LINAC kontrol odasında bulunan bilgisayar sistemindeki arayüz programı kullanılarak hastadan alınan görüntüler planlama sisteminden gönderilen DRR görüntüleri ile karşılaştırılabilir.

Tedavi alanı, hasta pozisyonu ve ÇYK pozisyonu kontrolleri yapılabilir. Ayrıca portal dozimetri programı yardımıyla yoğunluk ayarlı radyoterapi planlamalarının mutlak doz doğruluklarının kontrolünde de kullanılabilir (Portal Dosimetry Reference Guide. 2008, Portal Dosimetry Configuration Manuel 2009).



şekil 3.8 Varian marka LINAC ve elektronik portal görüntüleme cihazı

3.2 Yöntem

Bu çalışmada; farklı anatomik yerleşimli tümörlere sahip YART endikasyonu konularak planlamaları yapılan ve onaylanan 30 hasta için tedavi planlamalarının dozimetrik kontrolü yapılmıştır.

10 prostat, 10 mide ve 10 rektum kanserli hasta olmak üzere toplam 30 hastanın bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleri üzerine Eclipse tedavi planlama sisteminde statik YART (step and shoot) tekniği kullanılarak tedavi planlamaları hazırlandı ve planlamaları klinik açıdan onaylandı.

Daha sonra klinik açıdan onaylanmış hasta planlarından verifikasyon planları elde edildi ve kalite kontrol için hangi dozimetrik sistem kullanılacaksa o seçildi. Plan seçilen sistem üzerine uygulandı. TPS ile hastanın planı, dozimetrik sistem üzerine otomatik olarak uygulandı. Verifikasyon planında hesaplama yapıldıktan sonra istenilen derinlikteki doz haritası ölçüm sistemiyle karşılaştırılmak üzere kaydedildi.

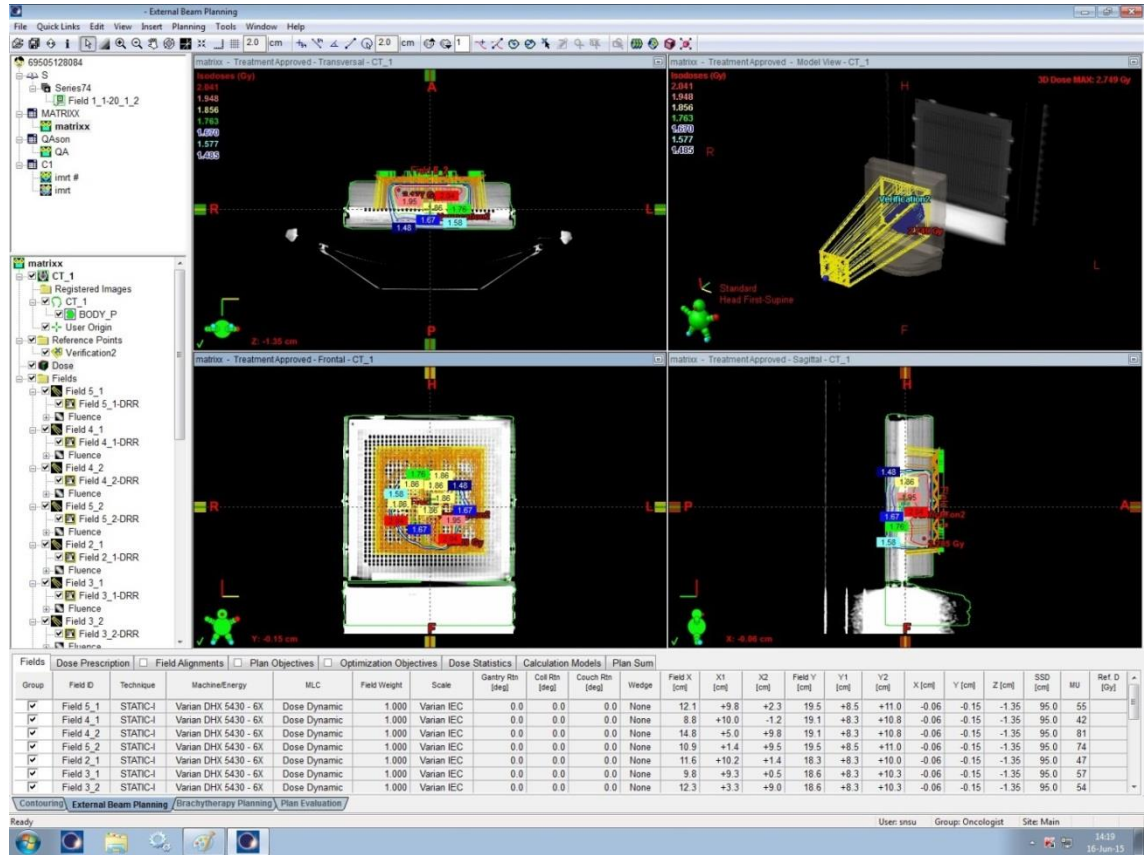
Dozimetrik kalite kontrol işlemleri; I'mRT Matrixx ve EPID kullanılarak yapıldı. Tedavi planlama sisteminden alınan doz haritaları ve mutlak doz değerleri ölçüm sonucunda elde edilen doz haritaları ve mutlak doz değerleriyle karşılaştırıldı. Doz haritaları; verisoft programında gama analiz yöntemi kullanılarak değerlendirildi (Martin vd 2007).

3.2.1 YART Planlamalarının Matrixx Kullanılarak Kalite Kontrolü

Planlama Sisteminde Yapılan İşlemler

İlk olarak her hastanın kalite kontrolü için tedavi planlama sisteminde verifikasyon planları oluşturuldu. Bunun için daha önceden Matrixx' in merkezine orijin olarak işaretleyiciler yerleştirilerek 3 mm aralıklarla BT kesitleri tarandı ve görüntüler DICOM aracılığı ile TPS' ye gönderildi.

Oluşturulan verifikasyon planları daha önceden bilgisayarlı tomografisi çekilip sisteme kaydedilen Matrixx' e tüm alanlar gantri 0° olacak şekilde uygulandı. Hesaplama yapıldıktan sonra 5 cm derinlikte transvers kesitindeki doz haritası kaydedildi. Verifikasyon planı kayıt edildikten sonra network üzerinden kalite kontrol ışınlaması yapılmak üzere tedavi cihazına gönderildi. Bu işlemler 30 hastanın her biri için tek tek uygulandı. Seçilen hasta gruplarından bir hastaya ait verifikasyon planı şekil 3.9' da gösterilmektedir.



Şekil 3.9 Prostat kanserli bir hastaya ait Matrixx verifikasyon planı

Lineer Hızlandırıcı Cihazında Yapılan İşlemler

Matrixx, verifikasyon planındaki set-up koşullarına uygun olacak şekilde hazırlandı. Dedektör, 5 cm RW3 katı su fantomu üzerine geri saçılma koşullarını engellemek üzere yerleştirildi. Efektif ölçüm noktası dedektör yüzeyinden 3 mm aşağıda olduğu için sistem üzerine build-up materyali olarak 4,7 cm RW3 katı su fantomu konuldu (Şekil

3.10). Alanların dedektör üzerine gelip gelmediği ışık ışın alanı açılarak kontrol edildi ve eşmerkez Matrixx' in orijinine ayarlandı. Ayrıca dikey ve yatay lazerler kontrol edilerek doğru konumlandırma yapıldığına bakıldı.

Uygun set-up koşulları sağlandıktan sonra tedavi odasının dışında olan OmniPro I'mRT programının bulunduğu bilgisayarla tüm bağlantılar kuruldu. Her bir hastaya ait verifikasyon planı sırasıyla açılıp gantri 0° de tüm alanlar ışınlandı ve böylece kalite kontrol planı uygulanmış oldu. Matrixx' de ışınlama sonrasında elde edilen doz haritası TPS' den elde edilen doz haritasıyla karşılaştırılmak üzere kaydedildi.



Şekil 3.10 Matrixx ölçüm düzeneği

3.2.2 YART Planlamalarının EPID Kullanarak Kalite Kontrolü

EPID konvansiyonel radyoterapi sistemlerinde hasta pozisyon doğruluğunda kullanılıyorken daha hassas dedektörlerin ve dozimetri yazılımlarının geliştirilmesiyle dozimetrik doğrulamada da kullanılmaya başlanmıştır (Portal Dosimetry Reference

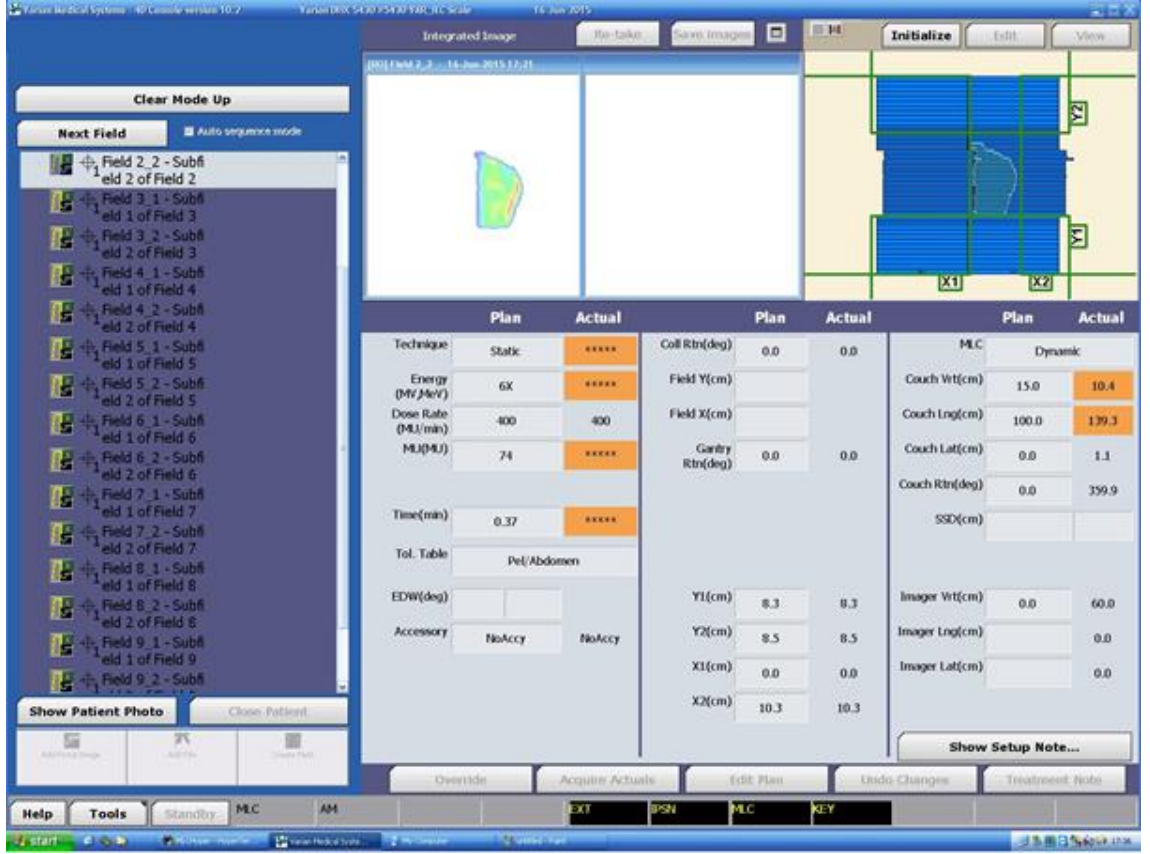
Guide. 2008, Portal Dosimetry Configuration Manuel 2009). Başka fantom ve yardımcı elektronik sistemlere ihtiyaç duymayıp oldukça pratik olan port cihazı sayesinde, YART planlarının dozimetrik kontrol süreleri oldukça kısalmıştır.

Planlama Sisteminde Yapılan İşlemler

EPID ile dozimetrik kontrol yapılırken ilk olarak planlama bilgisayarında seçilen hastanın YART planlaması üzerinden verifikasyon planı oluşturuldu. EPID kalite kontrolü seçilerek SSD = 100 cm mesafesi ayarlandı. Daha sonra gantri pozisyonu seçildi. Bu işlem sona erdiğinde YART planı elektronik port cihazına uygulanmış ve doz haritaları portal dozimetri programına kayıt edilmiş olundu. Oluşturulan verifikasyon planı network sistemi üzerinden tedavi cihazına gönderildi. Bu işlemlerin hepsi 30 hasta için tek tek yapıldı.

Lineer Hızlandırıcı Cihazında Yapılan İşlemler

Port cihazı kalibrasyon pozisyonuna getirildi (lat= 0, long= 0, vert= 0). Hazırlanmış olan kalite kontrol planları klinik modda açılarak ışınlama gerçekleştirildi. Portal dozimetri programı sayesinde tüm doz haritaları sisteme otomatik olarak kaydedildi. Işınlamanın hemen ardından portal dozimetri programında gama analiz yöntemi kullanılarak ölçülen ve referans doz haritalar karşılaştırıldı. Otuz hasta planı için aynı prosedür tekrar tekrar gerçekleştirilerek YART planlamalarının dozimetrik kalite kontrolü EPID kullanarak yapıldı.



Şekil 3.11 Portal dozimetre verifikasyon uygulaması

3.2.3 Uygulanan İstatistiksel Yöntemler

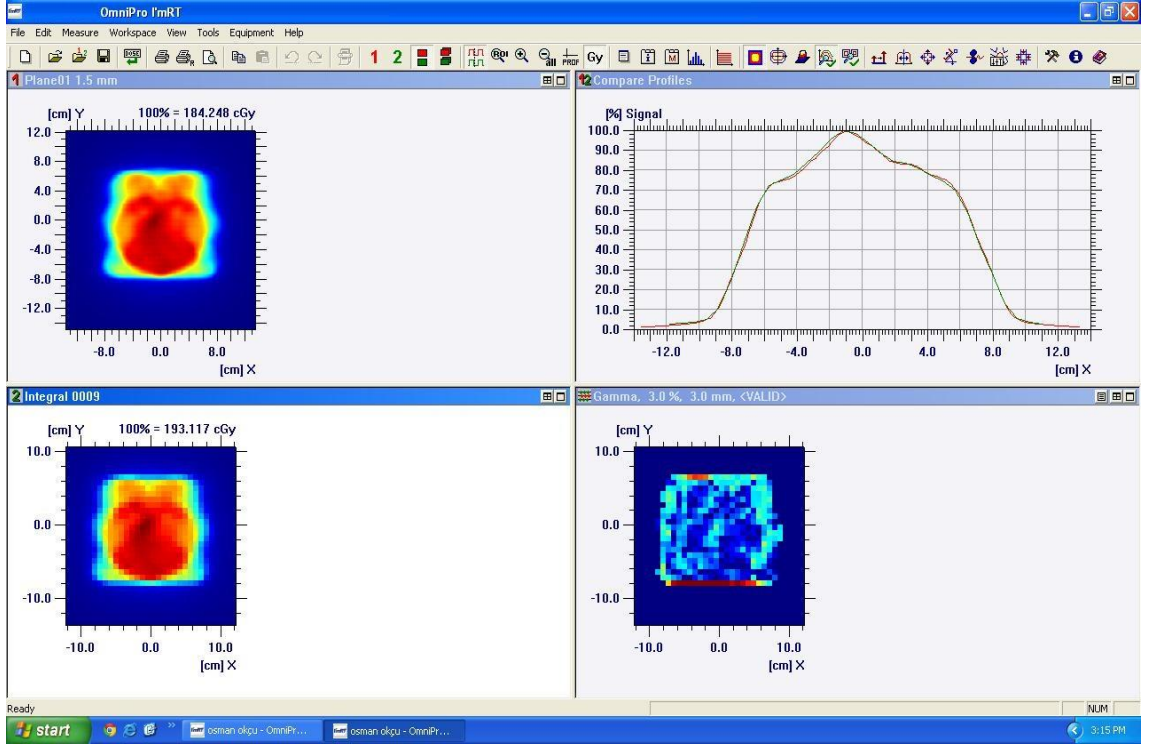
Dozimetrik sistemlerin ortalama gama analizi geçme yüzdeleri bakımından aralarında anlamlı bir fark olup olmadığı tek yönlü varyans analizi kullanılarak istatistiksel olarak incelendi.

4. BULGULAR

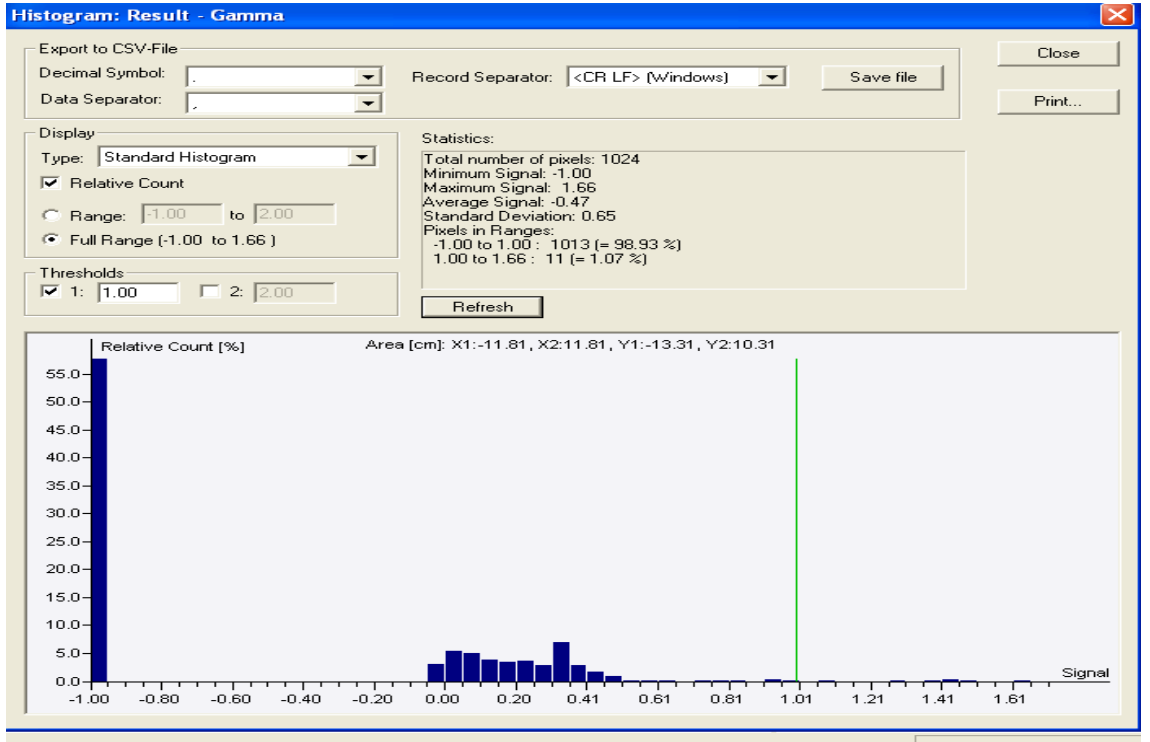
4.1 Matrixx Kullanılarak Yapılan Dozimetric Kontrol Sonuçları

OmniPro I'mRT yazılımı kullanılarak, Matrixx dedektörüyle yapılan kalite kontrol ışınlaması sonucu elde edilen doz haritaları ile TPS' den elde edilen doz haritaları karşılaştırıldı. Bu karşılaştırma gama analiz metodu kullanılarak yapıldı. Elde edilen gama analiz sonuçlarının karşılaştırmaları 30 hasta planlaması için gerçekleştirildi. Bu karşılaştırmalar klinik protokol olarak kullanılan %3 doz farkı ve 3 mm DTA (distance to agreement) kriterlerine göre yapıldı. Yapılan karşılaştırmalara ait grafik ve tablolar detaylı olarak verildi. Elde edilen tüm değerler için istatistiksel analiz yapılarak değerlendirildi.

Rektum kanserli bir hasta için gama analiz sonucu Şekil 4.1' de gösterilmektedir. Şekilde OmniPro I'mRT yazılımının analiz pencerelerinde elde edilen verilere ait görüntüleri mevcuttur. Sol üst pencerede tedavi planlama sisteminden gelen izodoz dağılımı, sol alt pencerede ise kalite kontrol ışınlaması sonucunda elde edilen izodoz dağılımı gösterilmektedir. Sağ üst pencerede profil karşılaştırmaları bulunmaktadır. Sağ alt pencere de ise dedektör düzlemi üzerindeki 1024 pikselin görüntüsü mevcuttur. Bu pencerede gözlemlenen mavi renkli olan noktalar gama analizinin geçtiği, kırmızı renkli olan noktalar ise gama analizinin başarısız olduğunu ifade etmektedir. Şekil 4.2' de ise aynı hastanın gama analizi sonuçları ve istatistiksel verileri sayısal olarak gösterilmektedir.



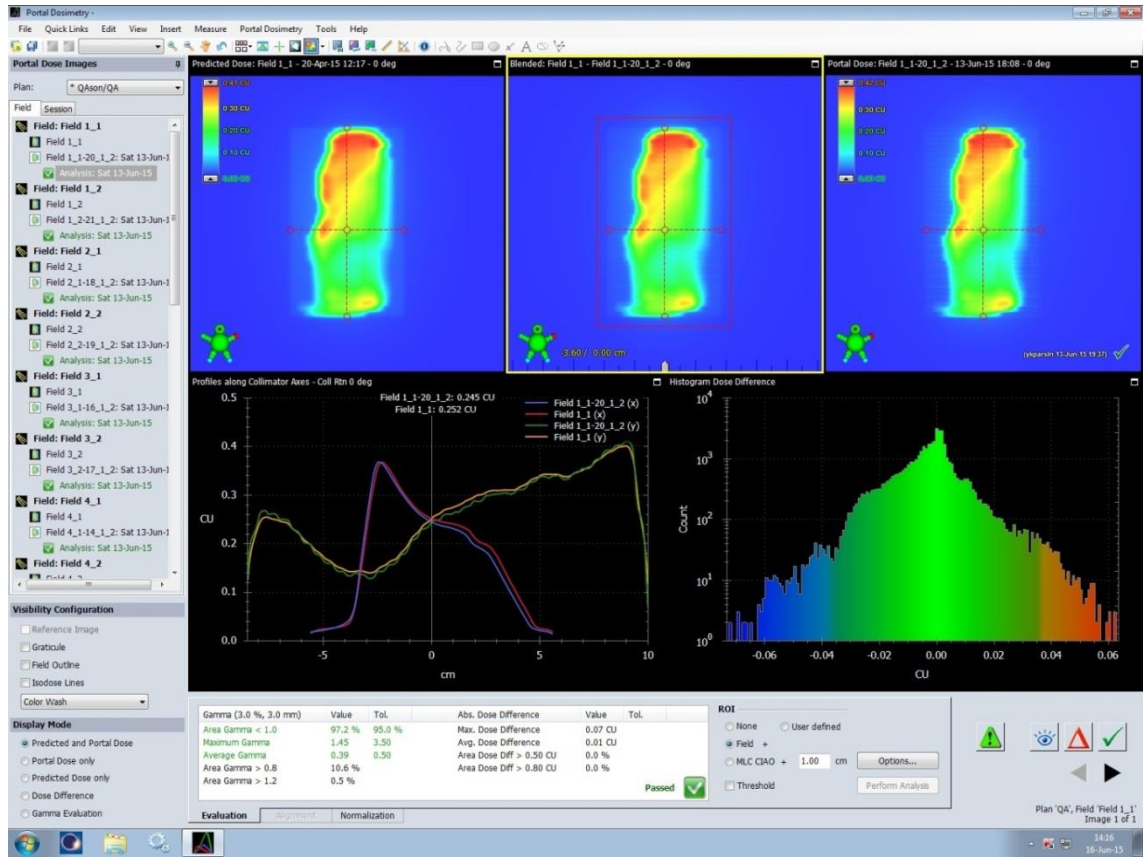
Şekil 4.1 Rektum kanserli bir hastanın kalite kontrolünün OmniPro I' mRT yazılımı



Şekil 4.2 Hastanın OmniPro I' mRT yazılımı penceresinde gama analizi gösterimi

4.2 EPID Kullanılarak Yapılan Dozimetrik Kontrol Sonuçları

EPID kullanarak yapılan kalite kontrol ışınlaması sonucunda elde edilen doz haritaları ve TPS den elde edilen doz haritaları portal dozimetri programında gama analiz yöntemi kullanılarak karşılaştırıldı. Elde edilen gama analiz sonuçlarının karşılaştırmaları 30 hasta planı için gerçekleştirildi. Bu karşılaştırmalarda da yine klinik protokol olarak belirlenen %3 doz farkı ve 3 mm DTA (distance to agreement) kriterleri kullanılarak yapıldı. Bu karşılaştırmalara ait grafik ve tablolar aşağıda verildi. Bulunan tüm değerlerin istatistiksel analizleri yapılarak değerlendirildi.



Şekil 4.3 Mide kanserli bir hastanın radyoterapi planının kalite kontrolünün portal dozimetri penceresinde gösterimi

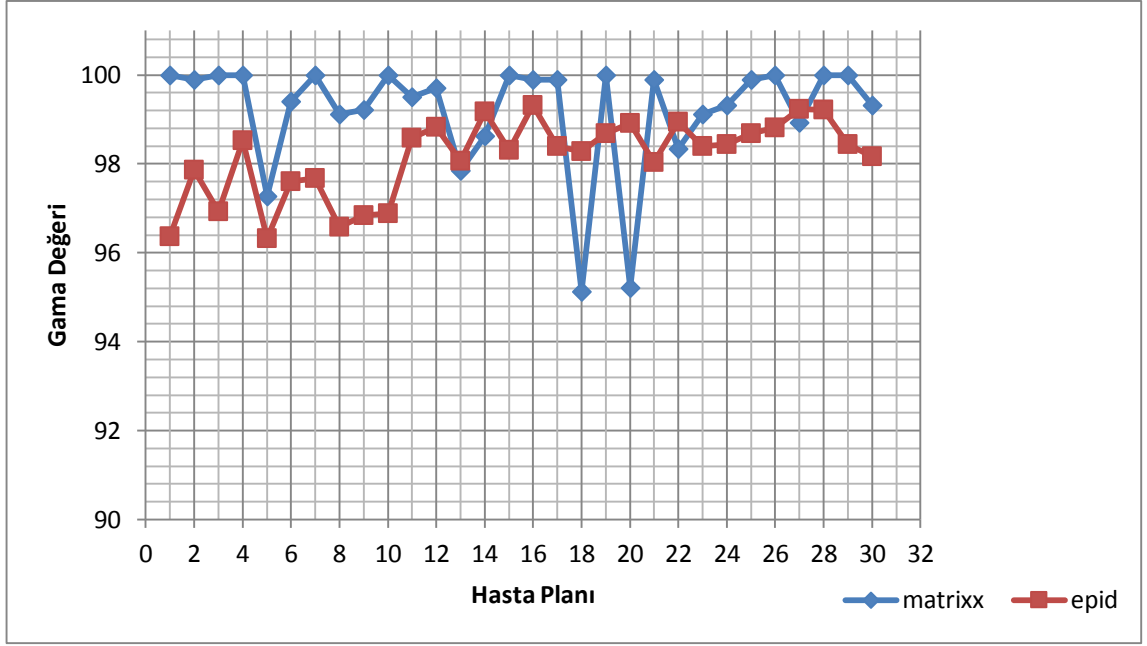
Portal dozimetri programı Eclipse tedavi planlama sisteminde bulunan ve EPID ile uyumlu çalışan dozimetrik analiz programıdır (Eclipse Treatment Planning System User Manuel). Bu program sayesinde YART planları port cihazına yüklenebilmekte ve doz

haritaları alınabilmektedir. Elde edilen doz haritaları ışınlama sonrası oluşturulanlar ile karşılaştırılabilmektedir.

Şekil 4.3' de sol üstte TPS' den alınan doz haritası, sağ üstte ölçüm sonucundaki doz haritası ve ortada iki haritanın üst üste bindirilmiş hali görülmektedir. Tablonun alt kısmında ise Gama analizinden geçme yüzdesi ve değerlendirilen veri bilgisi bulunmaktadır.

Çizelge 4.1 30 hastanın iki farklı dozimetrik sistemle yapılan kalite kontrol testleri sonucu yapılan gama analizleri ile elde edilen gama geçme yüzdelerinin karşılaştırılması

HASTA NO	MATRIX (%)	EPID (%)
1	100,00	96,36
2	99,90	97,87
3	100,00	96,93
4	100,00	98,52
5	97,27	96,32
6	99,41	97,61
7	100,00	97,67
8	99,12	96,58
9	99,22	96,84
10	100,00	96,88
11	99,51	98,58
12	99,71	98,83
13	97,85	98,06
14	98,63	99,17
15	100,00	98,31
16	99,90	99,32
17	99,90	98,39
18	95,12	98,28
19	100,00	98,68
20	95,21	98,91
21	99,90	98,04
22	98,34	98,95
23	99,12	98,39
24	99,32	98,44
25	99,90	98,68
26	100,00	98,81
27	98,93	99,23
28	100,00	99,22
29	100,00	98,44
30	99,32	98,16



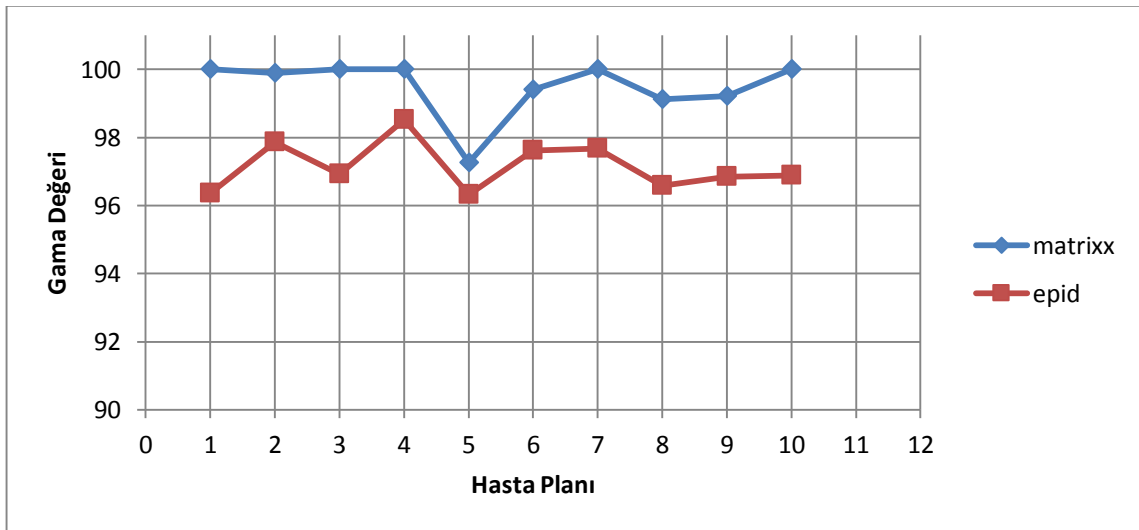
Şekil 4.4 Matrixx ve EPID için %3-3mm kriterine uygun olarak yapılan gama analizi sonucu elde edilen gama geçme yüzdelerinin grafik üzerinde karşılaştırılması

Çizelge 4.2 İki dozimetrik sistem için elde edilen gama geçme yüzdelerine ait istatistiksel analiz

Sistem	N	Ortalama (%)	Standart Sapma
MATRIXX	30	99,186	1,294
EPID	30	98,149	0,881

Çizelge 4.3 1-10 numaralı mide kanserli hastaların YART planlarının kalite kontrol testleri sonucu elde edilen gama geçme yüzdeleri

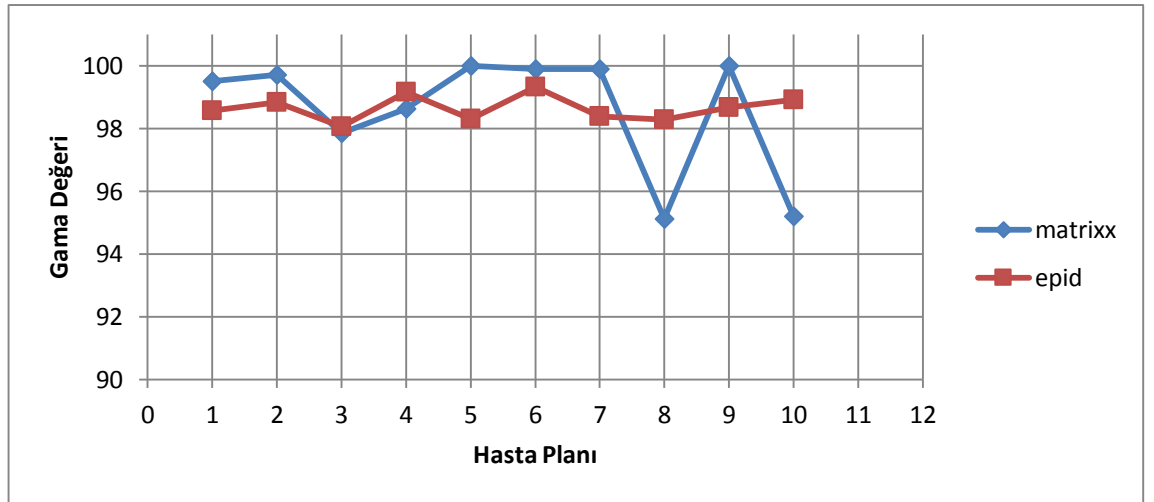
HASTA NO	MATRIX (%)	EPID (%)
1	100,00	96,36
2	99,90	97,87
3	100,00	96,93
4	100,00	98,52
5	97,27	96,32
6	99,41	97,61
7	100,00	97,67
8	99,12	96,58
9	99,22	96,84
10	100,00	96,88
Ortalama	99,492	97,158
Standart Sapma	0,857	0,725



Şekil 4.5 Mide kanserli hastaların YART planlarının kalite kontrol testleri sonucu elde edilen gama geçme yüzdelerinin grafik üzerinde gösterimi

Çizelge 4.4 11-20 numaralı prostat kanserli hastaların YART planlarının kalite kontrol testleri sonucu elde edilen gama geçme yüzdeleri

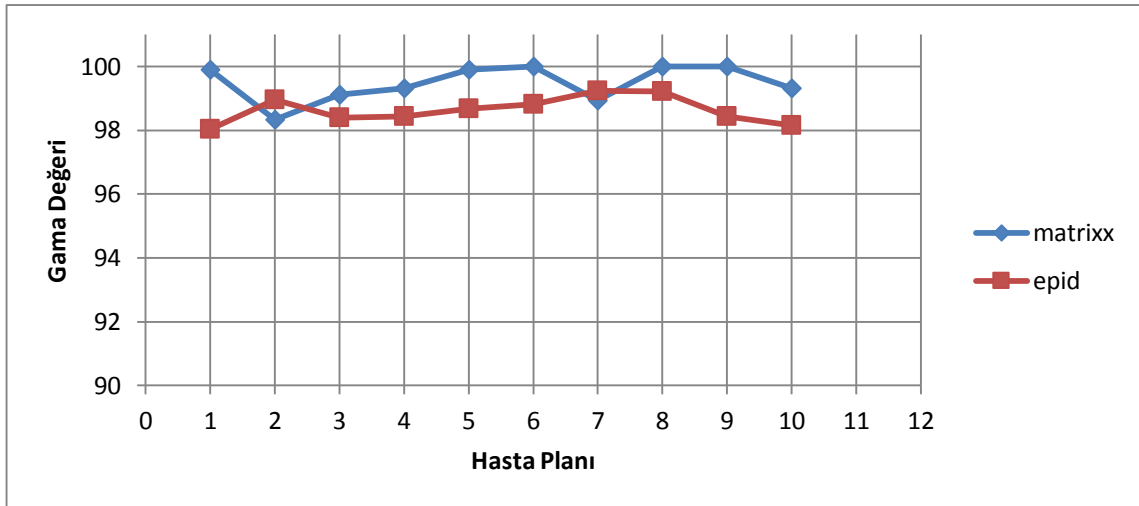
HASTA NO	MATRIX (%)	EPID (%)
1	99,51	98,58
2	99,71	98,83
3	97,85	98,06
4	98,63	99,17
5	100,00	98,31
6	99,90	99,32
7	99,90	98,39
8	95,12	98,28
9	100,00	98,68
10	95,21	98,91
Ortalama	98,583	98,653
Standart Sapma	1,929	0,407



Şekil 4.6 Prostat kanserli hastaların YART planlarının kalite kontrol testleri sonucu elde edilen gama geçme yüzdelerinin grafik üzerinde gösterimi

Çizelge 4.5 21-30 numaralı rektum kanserli hastaların YART planlarının kalite kontrol testleri sonucu elde edilen gama geçme yüzdeleri

HASTA NO	MATRIX (%)	EPID (%)
1	99,90	98,04
2	98,34	98,95
3	99,12	98,39
4	99,32	98,44
5	99,90	98,68
6	100,00	98,81
7	98,93	99,23
8	100,00	99,22
9	100,00	98,44
10	99,32	98,16
Ortalama	99,483	98,636
Standart Sapma	0,572	0,414



Şekil 4.7 Rektum kanserli hastaların YART planlarının kalite kontrol testleri sonucu elde edilen gama geçme yüzdelerinin grafik üzerinde gösterimi

4.3 Gama Analizi Kriterleri ve Değerlendirilmesi

İki boyutta doz haritalarının incelenmesinde kullanılan iki farklı dozimetrik sistemle yapılan YART planlamalarının dozimetrik doğrulamalarının gama analiz sonuçları detaylı olarak verildi.

Klinik olarak kullanılan %3 doz farkı ve 3 mm uyum mesafesi (DTA) kriterleri iki dozimetrik sistemde de gama analizi yapılırken kullanıldı. İncelenen alanda bulunan toplam nokta sayısının %95' i gama analizini geçmiş ise analiz kriterlerine göre sonucun başarılı olduğu kabul edildi. Sonucun başarılı olarak kabul edildiği bölgelerde gama değerinin 1 ve 1' den küçük ($\gamma \leq 1$) olduğu gözlemlendi.

Ayrıca hastalar mide, prostat ve rektum kanserli hastalar olarak gruplandırıldı. Daha sonra bu grup hastaların gama analizleri %3 doz farkı ve 3 mm DTA kriterleri uygulanarak yapılması sonucu ortalama gama geçme yüzde değerleri elde edildi. İki dozimetrik sistem de aynı analiz şartlarında değerlendirilerek sonuçlar çizelge 4.6' da detaylı şekilde verildi.

Çizelge 4.6 İki dozimetrik sistem için tedavi bölgelerine göre yapılan gama analizleri sonucu elde edilen gama geçme yüzdelere ait istatistiksel analiz

Tedavi Bölgesi	Dozimetrik Sistem	ORTALAMA (%)	STANDART SAPMA	p DEĞERİ
Mide	Matrixx	99,492	0,857	0,001
	Epid	97,158	0,725	
Prostat	Matrixx	98,583	1,929	0,910
	Epid	98,653	0,407	
Rektum	Matrixx	98,483	0,572	0,007
	Epid	98,636	0,414	

4.4 Bulguların İstatistiksel Analizleri

Matrixx ve EPID kullanılarak yapılan kalite kontrol işlemlerinin sonucu elde edilen ortalama gama geçme yüzdeleri bakımından aralarında anlamlı bir fark olup olmadığı istatistiksel olarak incelendi.

Yapılan çalışmada SPSS (Statistical Package For the Social Sciences) istatistiksel yazılım programı kullanıldı. Ölçümler sonucu elde edilen veriler SPSS programına aktararak güvenilirlik analizi ile değerlendirildi. İstatistiksel değerlendirmeler $\alpha = 0,05$ güven aralığında yapıldı. Dozimetrik sistemler için ortalama, standart sapma ve normallik testine ait p değerleri hesaplandı. $p < 0,05$ değeri anlamlı olarak kabul edildi.

%3 doz farkı ve 3 mm DTA kriterleri kullanılarak 30 hasta için gama analizi sonucu elde edilen gama geçme yüzdelerine bakıldığında; Matrixx için ortalama gama geçme yüzdesi % 99,186, EPID için % 98,149 olarak bulundu. SPSS programında ortalamaların karşılaştırılması sonucu elde edilen p değeri ise 0,001 olarak elde edildi. Bu değer $\alpha = 0,05$ ' den küçük olduğu için, bu sistemlerin gama analiz geçme yüzdeleri bakımından aralarında anlamlı bir fark olduğu istatistiksel olarak desteklendi.

Hastalar mide, prostat ve rektum kanserli olmak üzere gruplandırıldı. Her bir grup için yine klinik kriter olarak kullanılan %3 doz farkı ve 3 mm DTA değerlerinde her iki dozimetrik sistem için de gama analizi uygulandı. Bu sistemler için elde edilen gama geçme yüzdelerinin ortalama değerleri istatistiksel olarak incelendi.

Mide kanserli 10 hasta için uygulanan gama analizi sonucu elde edilen ortalama gama geçme yüzdelerine bakıldığında; Matrixx için ortalama gama geçme yüzdesi %99,492, EPID için %97,158 olarak bulundu. Elde edilen bu değerlerin karşılaştırılması sonucu bulunan p değerine bakılarak gama analiz geçme yüzdeleri bakımından aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p=0,000$), ($p < \alpha$).

Prostat kanserli 10 hasta için uygulanan gama analizi sonucu elde edilen ortalama gama geçme yüzdelerine bakıldığında; Matrixx için ortalama gama geçme yüzdesi %98,583,

EPID için %98,653 olarak bulundu. Elde edilen bu değerlerin karşılaştırılması sonucu bulunan p değerine bakılarak gama analiz geçme yüzdeleri bakımından aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulundu ($p=0,910$), ($p>\alpha$).

Rektum kanserli 10 hasta için uygulanan gama analizi sonucu elde edilen ortalama gama geçme yüzdelerine bakıldığında; Matrixx için ortalama gama geçme yüzdesi %99,483, EPID için %98,636 olarak bulundu. Elde edilen bu değerlerin karşılaştırılması sonucu bulunan p değerine bakılarak gama analiz geçme yüzdeleri bakımından aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p=0,007$), ($p<\alpha$).

5.SONUÇ VE TARTIŞMA

Radyoterapi tedavi planlamalarında amaç tümöre hedeflenen doz verilirken çevresindeki riskli organları mümkün olduğunca ışın alanı sınırları dışında tutarak minimum dozu vermektir. Teknolojideki gelişmelere paralel olarak hedeflenen amaç doğrultusunda YART tedavisi geliştirilmiş ve buna bağlı olarak planlamada ve yapılan kalite kontrol çalışmalarında bir takım değişiklikler meydana gelmiştir.

Konvansiyonel radyoterapi yöntemlerinde, sadece cihazın dozimetrik veriminin kontrol edilmesi yeterli oluyordu. Ancak YART' nin tedavilerde kullanılmasıyla kişiye özel kalite kontrol standart haline gelmiştir. Çünkü YART' da kompleks yaprak hareketleri ve yüksek MU değerleri mevcuttur. Yapılan bu çalışmada vücudun farklı yerleşim bölgelerinde bulunan ve YART endikasyonu konulmuş 30 farklı hastanın planlarının dozimetrik doğrulamaları Matrixx ve EPID iki boyutlu dozimetrik sistemleri kullanılarak yapıldı.

Sharma ve arkadaşları YART tedavi planlamasına sahip 14 hastanın kalite kontrolünü %3 doz farkı ve 3 mm DTA kriterlerini göz önüne alarak ve Matrixx dozimetrik ölçüm sistemi kullanarak bir çalışma gerçekleştirmişlerdir. Elde ettikleri ortalama gama geçme yüzdesini $99,80 \pm 0,44$ olarak bulmuşlardır (Sharma vd 2010). Benzer şekilde aynı kriterler kullanılarak yapılan bir başka çalışmada Rao ve arkadaşları 18 hasta planı için ortalama gama geçme yüzdesini %98,5 olarak saptamışlardır (Rao vd 2010). Yapmış olduğumuz çalışmada aynı kriterler (%3-3mm) göz önüne alınarak Matrixx ile yapılan dozimetrik doğrulamalar sonucu elde edilen ortalama gama analiz geçme yüzdesi %99,186 olarak bulunmuştur.

Howell ve arkadaşları 152 hastanın YART tedavi planlamalarının verifikasyonunu EPID sistemi ile gerçekleştirmişlerdir. %3-3 mm kriterini uygulayarak yaptıkları gama analizi sonucu elde ettikleri ortalama gama geçme yüzdesini $93,9 \pm 6,8$ olarak yayınlamışlardır (Howell vd 2008). Benzer şekilde Mcdermott ve arkadaşları da 20 hasta için yaptıkları çalışmada ortalama gama geçme yüzdesini %98,7 olarak raporlamışlardır (McDermott vd 2006). Aynı şekilde çalışmamızda da EPID ile yapılan

dozimetrik doğrulamada, gama analizi sonucu elde edilen ortalama gama geçme yüzdesi %98,149 olarak bulunmutur.

Yapılan çalışmada gama analizi sonucunda elde edilen ortalama gama geçme yüzdeleri literatürle uyumlu bulunmuştur.

Dozimetrik sistemlerle yapılan kalite kontroller sonucunda ortalama gama geçme yüzdeleri bakımından sistemler arasında anlamlı bir fark olduğu istatistiksel olarak desteklenmiştir. Ortalama gama geçme yüzdesinin 30 hasta için Matrixx' te daha yüksek olduğu bulunmuştur. Bunun başlıca sebebi Matrixx' in belli bir dozun ortalamasını alması ve doz dağılımını tüm alanların toplamı şeklinde vermesi olarak belirtilebilir.

Mide, rektum ve prostat kanserli olarak gruplandırılan hastaların gama analizi sonucu elde edilen ortalama gama geçme yüzdeleri arasındaki fark istatistiksel olarak incelendiğinde ise; prostat kanserli hastalar için bu fark anlamsız bulunurken mide ve rektum kanserli hastalar için anlamlı bulunmuştur. Elde edilen bu sonuç, prostat kanserli hastaların tümör hacminin küçük ve doz dağılımının homojen olmasından, mide ve rektum kanserli hastalar içinse geniş alan ve yüksek doz gradyentli bölgelere sahip olmasından kaynaklı olduğu belirtilebilir.

Winningham ve arkadaşları yaptıkları çalışmada farklı kriterler kullanarak (%2/2mm, %3/2mm, %3/3mm) yapılan gama analizi sonucunda elde edilen ortalama gama geçme yzdelерinin uygulanan farklı doz farkı ve uyum mesafesi ile ne kadar değiştiğini gözlemlemişlerdir. Uyum mesafesi değerinin azalmasıyla gama geçme yzdelерinin de azaldığı grlmştr (Winningham vd 2009). Yaptığımız alışmada Matrixx için elde edilen ortalama gama geçme yüzdesi her ne kadar EPID' e göre daha büyük elde edilse de uyum mesafesinin azalmasıyla yani bir bakıma toleransın azaltılmasıyla ortalama gama geçme yüzdesinin azaldığı ortaya konulmuştur. Matrixx' in belli bir dozun ortalamasını alması ve doz dağılımını tüm alanların toplamı şeklinde vermesi nedeniyle ortalama gama geçme yzdelерinin Matrixx için daha yüksek değerlerde olması ilişkilendirilebilir.

Bu çalışmada elde edilen sonuçlar eşliğinde hastaların YART tedavi planlamalarının dozimetrik doğruluklarının kontrol edilmesi amacıyla yapılan ölçümler için, iki boyutlu dozimetrik sistemler olan Matrixx ve EPID' in uygulanabilir olduğu görölmüştür.

KAYNAKLAR

- Ahluwalia, B. Saini, D.S. 2004. IMRT QA with 2-dimensional Diode Array of detectors .AMPI Conference. New Delhi
- Akdeniz, Y. 2011. Farklı Tedavi Planlama Algoritmaları Kullanılarak Yapılan Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Planlarının Karşılaştırılması ve Kalite Kontrollerinin Yapılması. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Radyoterapi Fiziği Programı Yüksek Lisans Tezi, Ankara
- Anonymous. 1999. International Commission on Radiation Units and Measurements. Report62 Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Suplement to ICRU Report 50)
- Butson, MJ. Cheung, T., Yu PK. 2006. Weak energy dependence of EBT gafchromic film dose response in the 50 kVp – 10 MVp x ray range. Applied Radiat Isot , 64(1), 60-2
- Cheung, T. Butson, MJ., Yu, KNP. 2006. Independence of calibration curves for EBT Gafchromic films on the size of high-energy X-ray fields. Applied Radiation and Isotopes, 64, 1027-130
- Childress, N. Bloch, C. 2005. Detection of IMRT delivery errors using a quantitative 2D dosimetric verification system. Med. Phys.; 32: 153-163
- D.A. Low, Harms, W.B., Mutic, S. and Purdy, J.A. 1998. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. Medical Physics, 25(5):656-661
- D.A. Low and Dempsey, J.F. 2003. Evaluation of the gamma dose distribution comparison method. Medical Physics, 30(9):2455-2464
- Dirican, B. 2008. Radyoterapi Fiziği Ders Notları, Ankara
- Eclipse Treatment Planing System User Manuel
- Esin, A., Ekni, M., Gamgam, H. 2006. İstatistik. Ankara: Gazi Kitapevi
- Ezzell, G.A., Galvin, J.M., Low D. 2003. Guidance document on delivery, treatment planning and clinical implementation of IMRT. Report of the IMRT Subcommittee of the AAPM Radiation Therapy Committee. Med Phys, 30:2089–2115
- Greene, D., Williams, P.C. 1997. Linear accelerators for radiation therapy. 2nd Ed.Bristol and Philadelphia: Institute of Physics Pub
- Harms, W.B., Sr, Low D.A., Wong J.W., and Purdy J.A. 1998. A software tool fort he quantitative evaluation of 3D dose calculation algorithms. Medical Physics, 25(10):1830-1836

- Howell, R.M., Smith, I.P.N., Jarrio, C.S. 2008. Establishing action levels for EPID-based QA for IMRT. JACMP; 9(3): 16-25
- Instruction Manual of RW3 Solid Water Phantom. 2006. PTW-Freiburg
- International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU). 1976. Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of x or gamma rays in radiotherapy procedures: Report No.24. Washington, DC: ICRU
- International Specialty Products (ISP). 2007. Gafchromic EBT Self-Developing Film For Radiotherapy Dosimetry. USA. International Specialty Products (ISP) Publishing
- International Specialty Products (ISP). 2009. Gafchromic EBT2 Self-Developing Film For Radiotherapy Dosimetry. USA. International Specialty Products (ISP) Publishing
- Keller-Reichenbecher, M.A., Bortfeld, T., Levegrun, S., Stein, J., Preiser, K., Schlegel, W. 1999. Intensity Modulation with The "Step and Shoot" Technique Using A Commercial MLC: A Planning Study. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.; 45(5): 1315
- Khan, F.M. 2003. The Physics of Radiation Therapy. 3rd Ed. Baltimore: Lippincott Williams and Wilkins
- Khan, F.M. 2007. Treatment Planning in Radiation Oncology. 2nd Ed. Baltimore: Lippincott Williams and Wilkins
- Khan, F.M. 2010. PhD Title: Physics of Radiation Therapy, The, 4th Edition part 1 c 4.3
- Martin, D.E., Fiorino, C., Broggi, S., Longobardi, B., Pierelli, A., Perna, L., Vedigerleri. 2007. Agreement criteria between expected and measured field fluences in IMRT of head and neck cancer: the importance and use of the gamma histograms statistical analysis. Radiotherapy and Oncology, 85 (3), 399-406
- Mcdermott, L.N., Louwe, R.J.W., Sonke, J.J., Van Herk, M., Mijnheer, B.J. 2006. Clinical experience with EPID dosimetry for prostate IMRT pre-treatment dose verification. Medical Physics; 33, 3921-32
- Meyer, J.L. 2007. IMRT, IGRT, SBRT-Advances in the Treatment Planning and Delivery of Radiotherapy Department of Radiation Oncology. San Francisco, CA: Saint Francis Memorial Hospital
- Pelagade, S., Thakur, K., Bopche, T., Bhavsar, D., Patel, D., Shah, R., Vyas, R. 2007. Commissioning and Quality Assurance of a Commercial Intensity Modulated Radiotherapy (IMRT) Treatment Planning System Precise Plan. Turkish Journal of Cancer, Volume 37. No.1: 22 – 26 , India

- Podgorsak, E.B. 2005. Radiation oncology physics: A handbook for teachers and students. VIENNA:IAEA
- Portal Dosimetry Reference Guide. 2008. Varian Medical Systems USA
- Portal Dosimetry Configuration Manuel. 2009. Varian Medical System. USA
- Rao, M., Yang, W., Chen, F., Sheng, K., Ye, J., Metha, V. and Cao, D. 2010. Comparison of electa vmat with helical tomotherapy and fixed field imrt: Plan quality, delivery efficiency and accuracy Medical Physics; 37, 1350-9
- Report of the AAPM Task Group No. 105: Issues associated with clinical implementation of Monte Carlo-based photon and electron external beam treatment planning
- Sankar, A., Komanduri, M., Nehru, R., Kurup, G., Murali, V., Enke, C. 2006. Comparison of Kodak EDR2 and Gafchromic EBT film for Intensity Modulated Radiation Therapy Dose Distribution Verification. Medical Dosimetry, 31(4), 273-282
- Schneider, F., Polednik, M., Wolff, D., Steil, V., Delana, A., Wenz, F. 2009. Optimization of the Gafchromic EBT protocol for IMRT QA. Medical Physisc, 19(1), 29-37
- Sharma, D.S., Mhatre V., Heigrujam, M., Talapatra, K., Mallik, S. 2010. Portal dosimetry for pretreatment verification of imrt plan; A comparison with 2D ion chamber array. J Appl Clin Med Phys; 11(+):3268-38
- Ting, J. 2005 Intensity Modulated Radiation Therapy. BC Decker Inc, London: 648
- User Manual of I^mRT MatriXX. Scanditronix Wellhöfer. 2003. Germany
- Varatharaj, C., Esquivel C, Papanikolaou N. 2011. Comparison of four commercial devices for RapidArc and sliding window IMRT QA. Journal of Applied Clinical Medical Physics, Volume:12 Number:2
- Varian Linear Accelerator User Manuel
- Wagter, C. 2004. The ideal dosimeter for intensity modulated radiation therapy (IMRT):What is required? J. Phys.: Conf. Ser; 3:4-8
- Webb, S. 2001. Intensity Modulated Radiation Therapy. Bristol and Philadelphia: Institute of Physics Pub
- Winningham, T., Staton, R., and Meeks, S. 2009. SU-FF-T-209: Implementation of 2D Arrays for Tomotherapy Patient-Specific QA. Medical Physics, 36 Issue 6:2568

- Xia, P., Chuang, C. 2003. Patient-specific quality assurance in IMRT. In: Palta JR, Mackie TR, editors. Intensity-modulated radiation therapy: the state of the art. Colorado Springs (CO): Medical Physics Publishing: 514
- Yıldız, D. 2008. Precise Tedavi Planlam Sisteminin 6MV VE 18 MV Foton Enerjilerinde Toraks Tümörleri Tedavisindeki Doz Dağılımının Film Dozimetri, Elektronik Portal Görüntüleme ve İn-Vivo Dozimetrik Sistemleri Kalite Kontrolü. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Radyoterapi Fiziği Programı Yüksek Lisans Tezi, Ankara
- Zijtveld, M.V., Dirkx, M.L.P., Boer, H.C.J., Heijmen, B.J.M. 2006. Dosimetric pretreatment verification of IMRT using an EPID; clinical experience. Radiotherapy and Oncology, 81, 168-175

<http://www.iba-dosimetry.com/complete-solutions/radiotherapy/imrt-igrtrotational-qa/omnipro-i-mrt>

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Esra ARIKAN

Doğum Yeri : Ankara

Doğum Tarihi : 05.06.1985

Medeni Hali : Bekar

Yabancı Dili : İngilizce

Eğitim Durumu (Kurum ve Yıl)

Lise : Bahçelievler Deneme Lisesi, 2004

Lisans : Gazi Üniversitesi, Fen-Edebiyat Fakültesi, Fizik Bölümü 2010

Yüksek Lisans : Ankara Üniversitesi, Nükleer Bilimler Enstitüsü, Sağlık Fiziği, 2015