

**T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

(YÜKSEK LİSANS TEZİ)

**EPID (ELEKTRONİK PORTAL GÖRÜNTÜLEME
DOZİMETRİSİ)'İN KALİTE TEMİNİ
PARAMETRELERİNİN ARAŞTIRILMASI VE IMRT
(YOĞUNLUK AYARLI RADYOTERAPİ) TEDAVİ
VERİFİKASYONUNDA KULLANILMASI**

YASİN ÇOBAN

**DANIŞMAN
DOÇ. DR. İSMAİL ÖZBAY**

**TEMEL ONKOLOJİ ANABİLİM DALI
SAĞLIK FİZİĞİ PROGRAMI**






İSTANBUL-2013

TEZ ONAYI

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Temel Onkoloji Anabilim Dalı Sağlık Fiziği (Tıbbi Radyofizik) Programında Yasin ÇOBAN tarafından hazırlanan EPID (Elektronik Portal Görüntüleme Dozimetrisi) in Kalite Temini Parametrelerinin Araştırılması ve YART (Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi) Tedavisinde Kullanılması başlıklı Yüksek Lisans tezi, yapılan tez sınavında Jürimiz tarafından başarılı bulunarak kabul edilmiştir.

11 / 04 / 2013

Tez Sınav Jürisi

- | <u>Ünvanı Adı Soyadı (Üniversitesi, Fakültesi, Anabilim Dalı)</u> | <u>İmzası</u> |
|--|---|
| 1.Doç.Dr. İsmail ÖZBAYDanışman/İ.Ü.Onkoloji Enstitüsü Temel Onkoloji Anabilim Dalı |  |
| 2. Prof.Dr. Gönül KEMİKLER/İ.Ü.Onkoloji Enstitüsü Temel Onkoloji Anabilim Dalı |  |
| 3.Prof.Dr.Hatice BİLGE/ İ.Ü.Onkoloji Enstitüsü Temel Onkolojisi Anabilim Dalı |  |
| 4.Doç.Dr. Merdan FAYDA/İ.Ü.Onkoloji Enstitüsü Klinik Onkoloji Anabilim Dalı |  |
| 5.Yard.Doç.Dr. Murat OKUTAN/Sağlık Hiz.MYO/Radyoterapi Bölümü |  |

BEYAN

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

YASİN ÇOBAN



İTHAF

Anne Babama ve müstakbel karıma ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Tez çalışmamın her aşamasında yardım ve desteğini gösteren değerli hocam İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü Öğretim üyesi Doç. Dr. İsmail ÖZBAY'a,

Çalışmama büyük katkısı olan İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Ana Bilim Dalı Başkanı Prof. Dr. İsmet ŞAHİNLER'e

Yüksek lisans eğitimim boyunca kendilerinden çok şey öğrendiğim İstanbul Üniversitesi Onkoloji Enstitüsü Öğretim üyeleri Prof. Dr. Gönül KEMİKLER'e ve Prof. Dr. Hatice BİLGE'ye

İlgisini ve tecrübesini hiçbir zaman benden esirgemeyen ayrıca tecrübelerinden yararlanırken gösterdiği hoşgörü ve sabırdan dolayı değerli hocam Yard. Doç. Dr. Songül ÇAVDAR KARAÇAM'a,

Bilgi ve tecrübelerini her zaman benimle paylaşıp yardımlarını M.Sc. Ezgi IŞIKTAŞ ACAR'a ve B.Sc. Servet İPEK'e, M.Sc. Özgehan ONAY'a, M.Sc. Ayşegül ÜNAL KARABEY'e, Uz.Dr. Sevim ÖZDEMİR'e, tezimin birçok aşamasında yardımlarını esirgemeyen mesai arkadaşlarım ve İ.Ü. Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi ailesine, en içten dileklerimle teşekkür ederim.

Yüksek Lisans eğitimim boyunca birçok konuda yardımlarını esirgemeyip bana hep destek olan değerli meslektaşlarım M.Sc. Nilgöl NALBANT'a, M.Sc. İnci KINGİR'a, M.Sc. İsmail Faruk DURMUŞ'a, M.Sc. Zeynep Pınar KALENDER'e ve M.Sc. Esmâ ÇETİNKAYA'ya,

Sabır ve anlayışlarından dolayı, her zaman yanımda olan aileme en içten dileklerimle teşekkür ederim.

Her zaman ve her koşulda yanımda olan, beni tüm kalbiyle destekleyen, çalışmama büyük katkısı olan Nişanlım Cansu PULATMEN'e varlığı için tüm kalbimle teşekkür ediyorum.

Yasin ÇOBAN

İSTANBUL, 2013

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	İİ
BEYAN.....	İİİ
İTHAF.....	İV
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER	VI
TABLolar LİSTESİ.....	İX
ŞEKİLLER LİSTESİ	X
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	Xİİ
ÖZET	XİV
ABSTRACT.....	XV
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Radyoterapi	3
2.2. Radyoterapi Teknikleri	5
2.2.1. Konvansiyonel Radyoterapi.....	6
2.2.2. 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi.....	6
2.2.3. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART-IMRT).....	8
2.2.3.1. Optimizasyon ve Tersten (inverse) Planlama	9
2.2.4. Modern YART Teknikleri	10
2.2.4.1. Dur ve Işınla (Step and Shoot) Tekniği.....	10
2.2.4.2. Dinamik Multilif Kolimatör (Sliding Window) Tekniği	10
2.2.4.3. VMAT Tekniği (Volümetrik Ark Terapi).....	11
2.2.4.4. Tomoterapi Tekniği.....	12
2.2.4.5. Robotik Radyoterapi Tekniği.....	13
2.2.4.6. Stereotaktik Radyoterapi.....	13
2.2.4.7. Görüntü Rehberliğinde Radyoterapi	13
2.3. Lineer Hızlandırıcılar.....	14
2.3.1. Tarihçe	14
2.3.2. Lineer Hızlandırıcı Yapıları.....	15
2.3.2.1. Kolimasyon	16

2.4. YART yapılacak lineer hızlandırıcıya bağlı Kalite Temini	18
2.4.1. Multilif kolimatör lif pozisyonu doğrulanması testi	19
2.4.2. Küçük Monitor Unitlerle (MU) Linak Performansının Kontrolü	21
2.4.3. Multilif Kolimatör Fiziksel Özelliklerinin Kontrolü.....	21
2.5. YART’de Hastaya Özgü Kalite Temini.....	21
2.5.1. Doz Doğrulama Yöntemleri.....	21
2.5.2. Plan İlişki Yöntemi	21
2.5.3. Alan İlişki Yöntemi.....	22
2.6. Doz Doğrulama Sistemleri.....	22
2.6.1. İyon Odaları	22
2.6.2. Diyot Dedektörler	23
2.6.3. Elektronik Portal Görüntüleme Cihazları (EPID'ler)	23
2.6.3.1. EPID'in Gelişimi	24
2.6.3.2. EPID Dizaynları ve Çalışma Prensipleri.....	25
2.6.3.3. Görüntü Kalitesini Tanımlayan Bazı Parametreler	29
2.7. İki Boyutlu (2B) doz dağılımlarının karşılaştırılmasında kullanılan metotlar	30
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	32
3.1. Çalışmanın Şekli ve Yapıldığı Yer	32
3.2. Araç ve Gereçler	32
3.1.1. Varian Clinac iX Lineer Hızlandırıcı.....	32
3.1.1.1. aS1000 EPID	34
3.2.2. GE LightSpeed™ RT ¹⁶ Bilgisayarlı Tomografi	35
3.2.3. Eclipse Versiyon 8.6.17 Tedavi Planlama Sistemi	36
3.2.4. RW3 Su Eşdeğeri Katı Fantom.....	37
3.2.5. Wellhöfer Scanditronix FC65-P İyon Odası.....	37
3.2.6. Wellhöfer Dose 1 Elektrometre	38
3.2.7. Kodak X-Omat V (XV) radyografik film	39
3.3. Yöntem.....	39
3.3.1. EPID Kalibrasyonu	39
3.3.1.1. Görüntüleyicinin Kalibrasyonu	39
3.3.1.2. Portal Doz Hesaplama (PDC) Algoritmasının Konfigürasyonu	41
3.3.2. EPID'in Kalite Temini İçin Gerekli Olan Parametrelerin Araştırılması	42
3.3.2.1. Buildup Etkisi.....	43

3.3.2.2. Doz Lineeritesi	43
3.3.2.3. Alan Bağımlılığı.....	44
3.3.2.4. Doz Hızı Bağımlılığı	44
3.3.2.5. Gantri Açısı Bağımlılığı.....	45
3.3.2.6. Hafıza Etkisi.....	45
3.3.3. YART Verifikasyonu	46
3.3.3.1. Hasta Planlarının Seçimi	46
3.3.3.2. YART Planlarının Oluşturulması.....	46
3.3.3.3. Multilif Kolimatör Kabul Testleri	47
3.3.3.4. EPID ile Herbir Alan Doz Dağılımının Hesaplanması	48
3.3.3.5. Değerlendirme Kriterleri	50
4. BULGULAR.....	51
4.1. EPID'in Dozimetrik Özellikleri	51
4.1.1. Buildup Etkisi	51
4.1.2. Doz Lineeritesi.....	51
4.1.3. Alan Bağımlılığı.....	52
4.1.4. Doz Hızı Bağımlılığı.....	53
4.1.5. Gantri Açısı Bağımlılığı.....	54
4.1.6. Hafıza Etkisi.....	55
4.2. YART verifikasyon planlarının EPID'de ışınlanması.....	55
5. TARTIŞMA	59
5.1. Dozimetrik Özellikler	59
5.2. EPID'in YART Tedavisinde Kullanımı.....	61
KAYNAKLAR	63
ÖZGEÇMİŞ	67

TABLULAR LİSTESİ

Tablo 2-1: Radyoterapinin Tarihsel Basamakları	5
Tablo 2-2 :YART tarihi gelişimi	9
Tablo 4-1: EPID ile ölçülen doz haritası ile TPS'den alınan doz haritalarının karşılaştırma sonuçları	57

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: Radyoterapinin gelişimi	6
Şekil 2-2: Planlanan Hedef Hacim.....	7
Şekil 2-3: Dur ve ışınla tekniğinde multilif kolimatör hareketi.....	10
Şekil 2-4: Dinamik multilif kolimatör tekniğinde yaprak hareketi.....	11
Şekil 2-5 :Baş boyun tümöründe VMAT tekniği ile planlama	12
Şekil 2-6 : Konvansiyonel tekniklerden modern tekniklere doğru	14
Şekil 2-7: Lineer hızlandırıcı blok şeması	16
Şekil 2-8: multilif kolimatörlerin özellikleri.....	17
Şekil 2-9: 5 cm'lik komşu multilif kolimatör şeritlerinin ışınladığı kalibrasyon test filmi ve doz profili.....	20
Şekil 2-10: Garden fence(bahçe çiti) multilif kolimatör kalibrasyon testi film görüntüsü ve doz profili.....	20
Şekil 2-11:Elektronik portal görüntüleme cihazıyla görüntü alımı	24
Şekil 2-12: Sıvı Dolgulu EPID'de elektrotların konumu	25
Şekil 2-13: Kamera tabanlı EPID sisteminin şematik gösterimi	26
Şekil 2-14: aS1000 EPID ile alınan AP Toraks, AP Pelvis ve Lateral Pelvis Görüntüleri	27
Şekil 2-15: Amorf silikon EPID tabakaları.....	28
Şekil 2-25 : Doz farkı(dose difference) ve DTA(distance to agreement) testlerinin doz dağılımı değerlendirme kriterlerinin geometrik gösterimi a) iki boyutlu, b) tek boyutlu gösterim	31
Şekil 3-1: Clinac iX model lineer hızlandırıcı multilif kolimatör görünümü.....	33
Şekil 3-2: Clinac iX model lineer hızlandırıcı	34
Şekil 3-3: aS1000'in şematik görünümü. Birimler mm cinsinden olup yukarıdaki eğimli oklar gelen radyasyonu temsil etmektedir.	35
Şekil 3-4: LightSpeed™ RT ¹⁶ BT	36
Şekil 3-5 : RW3 su eşdeğeri katı fantom	37
Şekil 3-6: (a) FC65-P silindirik iyon odası (b) Şematik gösterimi	38
Şekil 3-7: Wellhöfer Dose 1 Elektrometre	38
Şekil 2-16: Dark Field&Flood Field.....	40

Şekil 2-17: Alınan EPID görüntüsünün düzeltilmesi	40
Şekil 2-18: Kalibrasyon Seti	41
Şekil 2-19: Test alanları a)Ölçülen b)Hesaplanan	42
Şekil 3-8: EPID'de kalite temini parametrelerinin incelenmesi	43
Şekil 3-9: 1 cm'lik buildup materyali ile ölçüm yapılması	43
Şekil 3-10: EPID'in alan bağımlılığının incelenmesi.....	44
Şekil 3-11: Gantri 120 ⁰ 'de EPID ölçümü.....	45
Şekil 3-12: Prostat YART planı değerlendirilmesi	47
Şekil 3-13: Bahçe çiti Testi.....	48
Şekil 3-14: YART planının EPID'e aktarılması	48
Şekil 3-15: Verifikasyon parametrelerinin seçilmesi.....	49
Şekil 3-16 : Tahmin edilen portal dozun hesaplanması	49
Şekil 3-17: Verifikasyon planın ışınlanması.....	50
Şekil 3-18: Gamma index değerlendirmesi	50
Şekil 4-1: 6 MV ve 15 MV için EPID'in doz lineeritesi	51
Şekil 4-2: aS1000 EPID	52
Şekil 4-3: 6MV için EPID ve iyon odasının alan boyutuna göre değişimi.....	53
Şekil 4-4: SDD mesafesi değişimi ile okunan CU değerleri	54
Şekil 4-5: Gantri açısı ve rölatif CU değeri	54
Şekil 4-6: Alan merkezinde okunan CU değeri	55
Şekil 4-7: Eclipse Portal Dozimetri yazılımı ile hesaplanan ve ölçülen alanların gamma index metoduyla değerlendirilmesi.....	56
Şekil 4-8: Hesaplanan ve Ölçülen doz haritalarının karşılaştırılması.....	56
Şekil 4-10: Ölçülen ve hesaplanan alan profillerinin karşılaştırılması	58

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

- %DD: Yüzde Derin Doz
- 2B: İki Boyutlu
- 3B: Üç Boyutlu
- 3BKRT: Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi (3D Conformal Radiotherapy)
- a-Si: Amorf Silikon
- Gd₂O₂S:Tb: Terbiyum elementi ile katkılanmış gadolinyum oksülfit bileşiği
- AMA: Active Matrix Array
- AMFPI: Active Matrix Flat Panel Imaging
- BT: Bilgisayarlı Tomografi (CT: Computed Tomography)
- CBCT: Cone Beam Bilgisayarlı Tomografi
- CU: Kalibrasyon Birimi (Calibration Unit)
- MLC: Multilif Kolimatör (Multileaf Collimator)
- DD: Doz Farkı (Dose Difference)
- DF: Dark Field
- DTA: Mesafe Uyumumu (Distance to Agreement)
- DVH: Doz Volüm Histogramı (Dose Volume Histogram)
- EPID: Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı (Electronic Portal Imaging Device)
- EDW: Enhanced Dynamic Wedge
- FF: Flood Field
- Gy: Gray
- cGy: Centi (10⁻²) Gray
- IAEA: International Atomic Energy Agency
- IAS : Image Acquisition System
- ICRU: International Commission on Radiation Units and Measurements
- IDU: Image Detection Unit
- IGRT: Görüntü Rehberliğinde Radyoterapi (Image Guided Radiation Therapy)
- IMRT: Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi -YART (Intensity Modulated Radiation Therapy)
- LiFi: Sıvı Dolgulu (Liquid Filled)
- SSD: Source Skin Distance (Kaynak Cilt Mesafesi)
- SDD: Source Detector Distance (Kaynak Detektör Mesafesi)

KFM: Kaynak Film Mesafesi
kV: Kilo (10^3) Volt
MR: Magnetik Rezonans
MV: Mega (10^6) Volt
MeV: Mega (10^6) Elektron Volt
MHz: Mega (10^6) Hertz
MU: Monitor Unit
OBI: On Board Imaging
OD: Optik Yoğunluk (Optik Density)
PDC: Portal Doz Hesaplaması (Portal Dose Calculation)
PET: Pozitron Emisyon Tomografi (Pozitron Emission Tomography)
PTV: Planlanan Hedef Hacim (Planning Target Volume)
PV: Portal Vision
RT: Radyoterapi
TFT: İnce Film Transistörü (Thin Film Transistor)
TG: Task Group
TLD: Termoluminesans Dozimetri
TPS: Tedavi Planlama Sistemi
VEPID: Video Tabanlı Elektronik Portal Görüntüleme Cihazları

ÖZET

Çoban Y. EPID (Elektronik Portal Görüntüleme Dozimetrisi)'in Kalite Temini Parametrelerinin Araştırılması ve YART (Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi) Tedavi Verifikasyonunda Kullanılması. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Temel Onkoloji ABD. Yüksek Lisans Tezi İstanbul. 2013.

Bu çalışmada, Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı (EPID) için gerekli olan kalite temini parametreleri ve EPID'in YART verifikasyonunda kullanılabilirliği araştırılmıştır.

Çalışmamızda Clinac iX (Varian Medical Systems) lineer hızlandırıcısına robotik kol ile monte aS1000 EPID ve Eclipse TPS kullanılmıştır. EPID'in enerjiye, doza, doz hızına, alan büyüklüğüne, gantri açısına, buildup materyaline ve hafıza etkisine cevabı Portal Dosimetry 8.6 programı yardımıyla alan merkezinde CU cinsinden ölçülmüştür. Aynı zamanda kliniğimizde tedavi gören 10 prostat hastasının 7 alanlı dinamik YART planları yapılarak doz dağılımları portal dozimetride gantri ve kolimatör 0^0 'de hesaplatılmıştır. Işınlanan herbir alanın doz dağılımı ile hesaplanan portal doz dağılımı gamma değerlendirme metoduyla (%3 DD, 3mm DTA için) karşılaştırılmıştır.

EPID'in verilen doza (4-400 MU için) cevabı ile lineer olduğu ($R^2=0.9999$), alan boyutu değişimine bağlı olarak merkezde okunan rölatif CU değerinin rölatif olarak iyon odası ölçümleri ile paralellik gösterdiği fakat $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 'den büyük alanlarda daha büyük değerler görülmüştür. EPID'in gantri açısı bağımlılığının cevabının %0.4 oranında olduğu, dedektörlerin düşük doz hızına %1.7 oranında daha iyi cevap verdiği, EPID cevabının hafıza etkisinden %0.8 oranında, 0.5cm'lik buildup materyali etkisinden %1.5 oranında artmış olup daha kalın buildup materyallerinde EPID cevabının azaldığı bulunmuştur. YART plan verifikasyonlarının doz dağılımının portal doz ölçümleriyle gama değerlendirme sonucu ortalaması ise $\gamma < 1$ olarak (0.185) bulunmuştur.

Sonuç olarak, EPID'in dozimetrik olarak klinik kabul sınırları içerisinde olduğu bulunmuş olup uygulanan verifikasyon planları sonucunda gamma değerlendirmesinin klinik kabul sınırları olan %3 DD ve 3mm DTA içerisinde olması EPID'in YART verifikasyon uygulamalarında güvenilir bir ekipman olduğunu göstermiştir.

Anahtar Kelimeler: Radyoterapi, EPID, Portal Dozimetri, Kalite Temini, YART Verifikasyonu

ABSTRACT

Çoban Y. Investigation of the Quality Control Parameters of Electronic Portal Imaging Dosimetry (EPID) and Usage in the Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT). İstanbul University, Institute of Health Science, Department of Basic Oncology, M.Sc. Thesis. İstanbul. 2013.

Aim was evaluation of the quality control parameters needed for EPID and usage in the IMRT.

Clinac iX linear accelerator with a mounted robotic arm EPID aS1000 and Eclipse TPS was used. EPID's response to energy, dose, dose rate, field size, gantry angle, buildup material, and memory effect was measured with Portal Dosimetry 8.6 in CU. Also IMRT plans of 10 prostate patients were done and dose distributions were calculated. IMRT plan's verification on the EPID was calculated gantry and collimator at 0°. The portal dose distribution which calculated for each field's was compared with EPID using gamma evaluation method.

EPID's response was linear with the given dose, there was relatively good correlation between field sizes, the relative value of CU of central and ion chamber measurements but higher for EPID in the $>10 \times 10 \text{ cm}^2$. Gantry angle dependence was 0.4%, detectors were likely to respond to low-dose rate (about 1.7%), EPID response rate was different 0.8% in the memory effect, increased by 1.5% from 0.5 cm buildup effect and EPID response was decreased in thicker buildup materials. The average result of gamma evaluation of the IMRT verifications's dose distributions was found 0.185.

EPID's dosimetric properties were found to be within acceptable clinical criterias. As a result of the verification plans gamma evaluation which is within the boundaries of clinically acceptable limits of DD of 3% and DTA 3mm has shown that EPID is a reliable equipment in IMRT verification applications.

Key Words: Radiotherapy, EPID, Portal Dosimetry, QA, IMRT Verification

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Radyoterapide amaç, kanser hücrelerini ve bazı benign (iyi huylu) hastalıkları iyonizan radyasyon kullanarak yok etmektir. Radyoterapide hastalıklı dokuya dozu uniform olarak verirken çevredeki sağlıklı dokuları mümkün olduğunca korumak temel hedeftir. Bu hedefe ulaşmak için son yüzyılda teknolojinin gelişmesine paralel olarak pekçok teknik geliştirilmiştir. İlk başlarda el hesabıyla yapılan iki boyutlu konvansiyonel yöntemlerin yerini görüntüleme sistemlerinin gelişmesiyle birlikte üç boyutlu konformal radyoterapi (3BKRT) almıştır. Günümüzde ise bilgisayar sistemlerinin de gelişmesiyle birlikte 3BKRT'nin gelişmiş bir formu olan Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART) ve Görüntü Rehberliğinde Radyoterapi (IGRT) gibi komplike tedavi teknikleri kullanılmaktadır. Bu ileri tekniklerler sayesinde kritik organlardaki dozlar daha da düşürülürken hedef volüme daha yüksek dozlar verilebilmektedir.

YART tedavisi multilif kolimatöre (MLC) sahip lineer hızlandırıcılarla yapılabilmektedir. YART'nin en doğru şekilde yapılabilmesi için hastaya verilen dozun doğrulanması gerekmektedir. Aynı zamanda hastaya uygulanacak olan tedavi pozisyonu da verifiye edilmelidir. Bu amaçla lineer hızlandırıcı cihazlarına monte olarak elektronik portal görüntüleme cihazları (EPID'ler) geliştirilmiştir.

Elektronik portal görüntüleme cihazları ilk etapta hasta setup verifikasyonunu kolaylaştırmak için tasarlanmıştır. Amaç radyoterapi tedavisi sırasında kullanılan radyografik filmlerden daha pratik ve hızlı bir yöntem geliştirmektir. 1990 yıllarında kamera tabanlı ve matriks iyon odasına sahip EPID'ler kullanılmaktaydı. Kullanılan EPID türlerinin fizibilitesi ve hasta setupında getirdiği kolaylıklara rağmen görüntü kaliteleri tatmin edici düzeyde değildi. Günümüzde bu problemi çözme amaçlı yarı iletken materyaller kullanarak amorf silikon EPID'ler geliştirilmiştir. Bu cihazlar radyografik filmlere yakın düzeyde bir görüntü kalitesi sergilemektedirler.

Teknolojinin gelişmesiyle beraber amorf silikon EPID'ler radyoterapide daha büyük roller almaktadır. EPID'ler artık rutin olarak hasta setupında, portal görüntülemeye, dozimetride, tedavi öncesi yapılan alan verifikasyonunda ve lineer hızlandırıcının kalite kontrollerinde kullanılmaktadır. Fakat EPID'in efektif olarak kullanılabilmesi, ekipmana ve klinik koşullara uygun kalite temini programının belirlenmesini ve uygulanmasını

gerektirmektedir. Çünkü EPID sistemlerinin klinikte kullanılan hüzme enerjisi, doz hızı, alan ebatı, hasta kalınlığı, gantri açısı ve hasta-dedektör mesafesine bağılı olarak da kalibrasyonu gerekmektedir(1).

Bu çalışmada EPID'in kalite temini parametrelerini etkileyen faktörler ve YART tedavisi öncesinde plan verifikasyonunda kullanılabilirliği araştırılacaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Radyoterapi

Fizik araştırmaları son yüzyıl içinde kanserin direkt ya da indirekt tedavisinde giderek artan bir paya sahip olmaktadır. 1895 yılında Wilhelm Conrad Röntgen, Würzburg, Almanya'daki laboratuvarında vakumdan elektrik boşalmasının etkilerini araştırırken bilmediği bir ışını keşfetmiş ve X-ışını adını vermiştir. Bu tarihten sadece bir sene sonra Fransız fizikçi Henri Becquerel Paris'te uranyum tuzlarının fotografik filmler üzerinde iz bıraktığını farkettil. Bu tuzların X-ışınıyla benzer etkilere sahip olması, doğal radyoaktivitenin keşfi anlamına gelmekteydi. Röntgen'in keşfinden birkaç ay sonra X-ışınları meme kanserinin tedavisinde kullanılmaya başlandı. 1896 yılında Fransa'da X-ışınları mide kanserinin tedavisi için kullanıldı. Bunu takip eden yıllarda yapay ve doğal radyoaktivite kullanılarak radyasyon tedavisi yani radyoterapi büyük bir gelişim göstererek günümüzde kanser tedavisinde en önemli tedavi yöntemlerinden biri olmuştur. Tablo 2-1'de bu gelişim sıralanmaktadır (2).

TARİH	OLAY
1895	Wilhem Conrad Röntgen tarafından X-ışınlarının keşfi (Würzburg)
1895	Emil Grubbe tarafından lokal nüks meme karsinomunda X-ışınlarının kullanımı (Chicago)
1896	Henri Becquerel tarafından doğal radyoaktivitenin keşfi (Paris)
1896	Victor Despeignes tarafından mide kanserinde X-ışınlarının kullanımı (Lyon)
1896	Leopold Freund tarafından 4 yaşındaki bir çocuğa cilt kanserinde X-ışınlarının uygulanması (Viyana)
1897	Thompson tarafından elektronların keşfi
1898	Piere ve Marie Curie tarafından Radyum'un keşfi (Paris)
1899	X-ışınlarının kür etkisinin kanıtlanması (3 yıl arayla çekilen fotoğraflar yardımıyla)

1901	Dr. Danlos tarafından Radyum'un cilt brakiterapisinde ilk kullanımı (Paris)
1903	Dr. Senn ve Dr. Pusey tarafından Lenf nodlarında radyoterapinin etkinliğini gösteren ilk tanımların yapılması
1905	Antonie Beclere tarafından seminomların radyoterapiye duyarlılığının keşfi (Paris)
1905	Fotoelektrik etkinin Einstein tarafından açıklanması
1913	Radyum Enstitüsünün kurulması
1915	Ernest Rutherford tarafından atomik modelin açıklanması
1921	Villejuif'te Brakiterapi birimi ile birlikte Kanser Enstitüsünün kurulması
1930	Arthur Holly Compton tarafından Kompton olayının açıklanması
1930	C. Regaud, H. Coutard ve A. Lacassagne'nin fraksiyonasyon üzerine çalışmaları
1931	Ernest O. Lawrence tarafından ilk Siklotron'un yapılması
1932	James Chadwick tarafından nötronların keşfi (Cambridge)
1934	Irene ve Federic Joliot-Curie tarafından yapay elementlerin keşfi (Paris)
1934	Henri Coutard tarafından baş boyun kanserlerinde %23'lük kür oranı sağlandığının yayınlanması
1940	Donald W. Kerst tarafından ilk Betatron'un yapılması
1948	İlk nükleer reaktör ZOE'nin kurulması
1951	Kobalt cihazının yapılması (Londra)
1952	Henry S. Kaplan tarafından ilk Lineer Akseleratör cihazının yapılması (Kaliforniya)
1960	Brakiterapi için Paris sisteminin geliştirilmesi
1968	Lars Leksell tarafından Gamma Knife'in keşfi
1973	Hounsfield tarafından ilk Bilgisayarlı Tomografi cihazının yapılması (İngiltere)
1973	Paul C. Lauterbur tarafından ilk MRG cihazının yapılması

1990	Bilgisayarların ve Bilgisayarlı Tomografi'nin YART amaçlı ilk kullanımı (Amerika)
2000	IGRT, Tomoterapi ve Cyberknife Uygulamaları

Tablo 2-1: Radyoterapinin Tarihsel Basamakları

Radyoterapide amaç, tümörlü dokuya maksimum radyasyon dozunu verirken, normal dokuda minimum radyasyon hasarı oluşturmaktır. Teknolojinin gelişmesiyle beraber radyolojik görüntüleme yöntemleri ve tedavi planlama sistemleri de gelişmiş, birçok teknik hayatımıza dahil olmuştur.

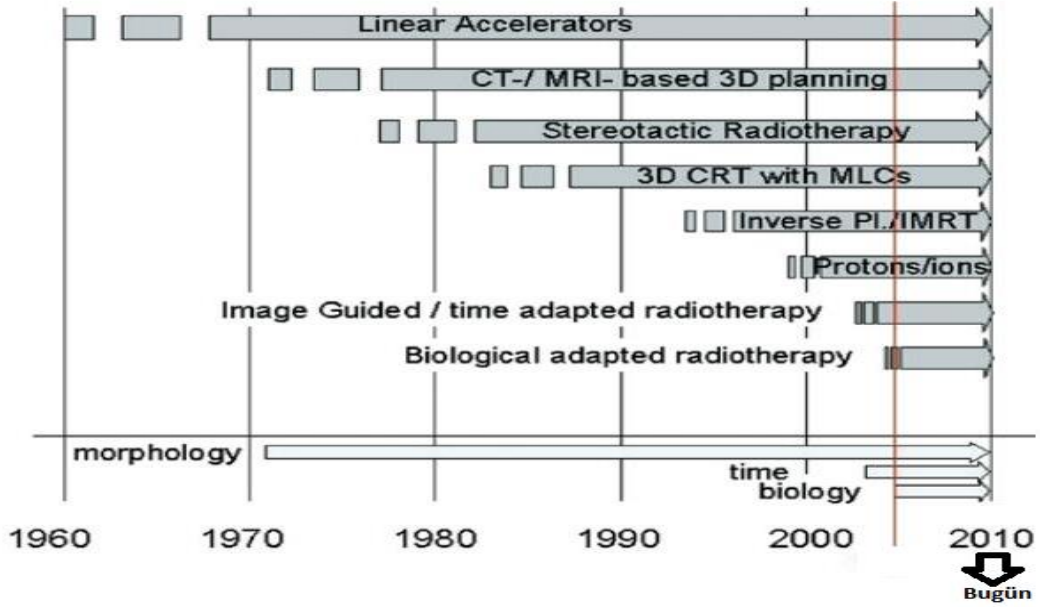
2.2. Radyoterapi Teknikleri

1960'lı yıllara kadar radyoterapi daha çok gözlemlere dayalı, deneysel ve başarı oranı düşük bir tedavi yöntemi idi. Bu durum son 40 yıl içinde oldukça değişmiştir. Artık radyoterapi daha güvenli, kesin ve hassasiyetle uygulanabilir olmuş; daha önce korkulan yan etkiler, edinilen tecrübeler ışığında büyük ölçüde giderilmiştir. Aynı zamanda, tümör kontrolü ve kür olasılığı kayda değer bir oranda artmıştır. Bu deneysel ve gözlemsel disiplinden, bilimsel ve daha yüksek doğruluklu aşamaya geçiş fizik ve teknolojideki gelişmeler sayesinde olmuştur.

1910 ve 1950 yılları arasında, kilovoltaj X-ışını uniteleri radyoterapinin gelişme aşamasında çok önemli bir rol oynayan ilk tedavi cihazlarıdır. Hala yüzeysel lezyonların tedavisinde kullanılabilir olmasına rağmen, yerini artık megavoltaj, X-ışınları da üretebilen, lineer elektron hızlandırıcılara bırakmıştır (3).

Co-60 cihazları, radyoaktif kaynaktan yayınlanan girici γ ışınları üretir. Kilovoltaj X-ışını cihazlarının yerini almak üzerine geliştirilmeleri 1950'li yıllarda olmuştur.

Betatron ve Co-60 tedavi cihazlarının yerini lineer hızlandırıcılara (linak) bırakması 1960 ve 1980 yılları arasında olmuştur. Şekilde lineer hızlandırıcıların kullanılmasından sonra tedavi tekniklerindeki gelişme görülmektedir (3).



Şekil 2-1: Radyoterapinin gelişimi(3)

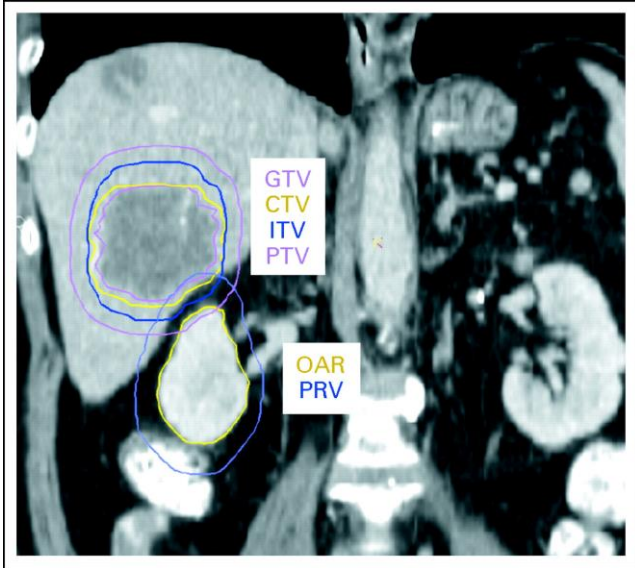
2.2.1. Konvansiyonel Radyoterapi

2 boyutlu olarak yapılan tedavi yöntemidir. Tedavi alanlarının belirlenmesi için X ışını kaynaklı simülatörler kullanılır. Simülatörler tedavi cihazını simüle (taklit) ederek iki boyutlu görüntü alınmasına olanak sağlar. Simülatör cihazı yardımıyla hastanın tedavi alanları hastanın üzerine çizilerek işaretlenir. Tedavi planları genellikle karşılıklı lateral veya box model denilen 4 alanın kullanılmasıyla yapılmaktadır. Işın verme süresi basit el hesabıyla yapılmaktadır. Alan şekilleri genellikle kare veya dikdörtgen şeklinde olup, standart ve hastaya özel fokalize bloklar da kullanılmaktadır. Simülatör cihazı sadece ışın yönündeki hedef volümün ve çevredeki dokuların belirlenmesini sağlamaktadır. Doz arttırımı çaişmalarına olanak vermeyen bu teknik, yerini gelişen teknoloji ile birlikte modern radyoterapi tekniklerine bırakmaktadır.

2.2.2. 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi

Hedef volüme istenilen dozu verirken ve çevredeki sağlıklı dokuları koruyabilme amaçlı 3 boyutlu görüntülerin kullanıldığı tedavi tekniği 3 Boyutlu Konformal Radyoterapi (3BKRT) olarak tanımlanır. Konformal kavramı tümör kontrol olasılığını maksimize etmek ve normal doku komplikasyon olasılığını minimize etmek üzerine kurulmuştur. 3BKRT tekniği, arzu edilen klinik sonuçları elde edebilmek için daha detaylı fiziksel ve biyolojik verilere dayandırılmalıdır. Bu amaçla TPS sistemine

cihazın fiziksel özellikleri, yapılan doz ölçümleri yüklenir ve doz hesaplama algoritmasıyla modelleme yapılır. Daha sonra ise tümoral ve sağlıklı yapıları görüntülemek amacıyla diagnostik görüntüler sisteme yüklenir. Bu durumda MRG, PET ve PET görüntüleri ile BT görüntüleri birlikte kullanılabilir. Hedef hacimin belirlenmesi için öncelikle Gross Tümör Hacim (GTV-Gross Tumor Volume) bilgisayarlı tomografi simülatörden gelen görüntüler kullanılarak oluşturulur. Bu hacim BT görüntüleri üzerinde görülen tümörün gerçek hacmidir. Daha sonra klinik olarak ışınlanması gerekli olan ve subklinik tümör yayılımları da göz önüne alınarak Klinik Hedef Volüm (CTV-Clinical Target Volume) oluşturulur. Asıl planlamada kullanılan hedef hacim Planlanan Hedef Hacim (PTV-Planning Target Volume) ise Klinik Hedef Hacim'e belirli bir marj verilerek, tedavi sırasında oluşabilecek set-up hataları ve hareketli organların hareketleri gözönüne alınarak oluşturulur. Planlanan Hedef Hacim içinde bulunan İç Hedef Hacim (ITV- Internal Target Volume) ise organ hareketlerine bağlı olarak CTV'ye verilen marj ile belirlenir. Tüm bu hacimlerin yanında belirlenmesi gerekli diğer bir parametre ise riskli organ hacimleridir. Aşağıdaki şekilde PTV ve komşuluğundaki kritik yapı (OAR-Risk altındaki organ) gösterilmiştir (4,5,6).



Şekil 2-2: Planlanan Hedef Hacim

Hedef hacim etrafında bulunan riskli organ hacimleri de dikkate alınarak ışınlama alanları oluşturulur. Tümörün yapısına ve derinliğine göre ışın enerjisi ve

kullanılan alanların ağırlıkları belirlenir. Böylece tümöre istenilen maksimum doz verilirken etrafındaki sağlıklı dokunun maksimum düzeyde korunması sağlanır.

2.2.3. Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (YART-IMRT)

Yoğunluk Ayarlı Radyasyon Terapisi (YART), 3BKRT'nin gelişmiş bir şeklidir. Hedeflenen hacime istenilen dozu vermek için, uygulanan ışın doğrultusunda, farklı ışın yoğunluklarında birçok küçük alan (segmentler) kullanılır.

Her tedavi alanındaki ışın yoğunluğunun değiştirilmesi ilkesine dayanan YART tekniği, konvansiyonel ve 3BKRT teknikleri ile karşılaştırıldığında hem hedef bölgede daha yüksek doz dağılımını hem de normal ve riskli dokularda daha düşük doz dağılımını sağlayabilmektedir (7). YART'deki bu dozimetrik avantaj tümör kontrolü üzerine olumsuz etkisi olmaksızın normal dokuları anlamlı şekilde koruyarak sağlıklı dokulardaki geç yan etkiyi azaltmaktadır(8). YART tekniğinin en önemli avantajları şunlardır:

- Tümör içerisinde yüksek dozlara çıkabilme,
- Karmaşık tedavi geometrilerinde kritik ve komşu organ koruma,
- Daha önce ışın almış olgularda komşu normal yapıları minimum dozda tutabilme,
- Hedef hacim kenarında daha keskin doz düşüşü sağlayarak normal doku ışınlanmasını azaltmak, buna bağlı olarak da daha düşük oranda yan etkilerin görülmesi,
- Yüksek, orta ve düşük dozları gerektiren hedeflerin aynı anda tedavisi.

Tarih	YART dönüm noktaları
1960 öncesi	Blok wedge ve kompensatörlerle ilk YART
1960	Proimos'un yerçekimi orijinli cihazı
1982	Brahme ve arkadaşlarının wedge ve bloklarla IMB(yoğunluğunu ayarlanmış demet) oluşturmak için çözüm önerileri
1988	Brahme'nin IMB için ters planlama ile ilgili yayının çıkması
1989	Webb'in YART için ters planlama (invers planning) önermesi
1991	Webb ve Boyer'in segmentlere ayrılmış alan önerileri

1992	Convery'nin dMLC(dynamic MLC) YART önerisi
1992	NOMOS MIMIC YART sisteminin ilanı
1993	Mackie tarafından tomoterapi spiral cihazı kavramının önerilmesi
1994 sonrası	YART'de yeni cihazların üretilmesi ve yeni tekniklerin kullanılması

Tablo 2-2 :YART tarihi gelişimi

2.2.3.1. Optimizasyon ve Tersten (inverse) Planlama

Optimizasyon; matematiksel olarak belirli sınırlamalar altında istenen bir değer maksimum veya minimum hale getirilmesidir. Genel olarak matematiksel optimizasyonda problem, tüm sınırlandırmaları sağlarken maksimum veya minimum skoru yerine getirecek değişkenlerin bulunmasıdır. Radyoterapideki optimizasyonda ise problem her bir hasta için en iyi tedaviyi sağlayacak tedavi planıyla ilgili ışın açıları ve şiddetleri gibi değişkenlerin uygun olarak bulunmasıdır. Optimizasyon YART planlarının temelini oluşturmaktadır.

Optimize edilecek planla ilgili değişkenlere geçilmeden önce fiziksel doz kriterlerinin belirlenmesi ve gerekirse bu doz sınırlamalarının çeşitli parametrelerle optimize edilmesi gerekir. Gerçek dozun ulaşılmak istenen dozdan kuadratik sapması en sık kullanılan doz kriteri olup bu sapmanın minimum olması gerekmektedir. Hedefte oluşan yüksek ve alçak dozları düzeltmek için farklı ağırlık faktörleri (önem derecesi) kullanılabilir. Planlama sistemlerinin kullandığı objektif fonksiyonu herhangi bir organ için yazacak olursak:

$$F(b) = \sum \{ u [D_{\min} - d_i(b)]^2 + w [d_i(b) - D_{\max}]^2 \}$$

Bu denklemde ki u ve w parametreleri düşük ve yüksek dozlar için ağırlık faktörleridir. $d_i(b)$ ise i. voxeldeki dozu göstermekte olup ışın açıları ve düzenlemeleri değiştikçe değişir. D_{\min} ve D_{\max} değerleri ideal olarak verilen dozun sınırlarını göstermekte olup optimizasyon sonrası ulaşılan dozun maksimum ve minimumu değildir. Eğer hesaplamada N tane voxel varsa bu formül planlama sisteminin optimizasyonu sırasında tüm voxel için tekrarlanır. Optimize edilecek voxel sayısı ise hesaplama sırasında tercih edilen hesaplama gridine bağlı olup ne kadar küçük hesaplama gridi seçilirse voxel sayısı da aynı oranda artmaktadır. Kuadratik sapma yaklaşımı kritik yapılardaki sıcak noktaları ve hedefteki soğuk noktaları tam olarak elimine edemediğinden daha sonraları geliştirilmiştir. Örneğin hedefteki bir voxeldeki doz sıfır olduğu halde F(kuadratik sapma) kabul edilebilir düzeyde olabilmektedir.

Hedefteki doz homojenitesini sağlamanın bir yolu hedefe tanımlanan tümör dozunun minimum D_{min} ve maksimum D_{max} değerlerine çok sıkı sınırlamalar koymaktır. Örneğin bu değerlerin ağırlığı ve önem derecesi artırılabilir. Tanımlanacak sınırlamalar hedefteki dozu -5% ile $+7\%$ içerisinde tutabilmelidir (ICRU 1993). Kritik organ dozları da YART'de organın seri veya paralel yapıda olmasına bağlı olarak oluşacak maksimum doz açısından oldukça önemlidir. Seri yapıdaki organların da maksimum dozları tolerans seviyesi üstündeyse bu organların ağırlık, güç ve önem derecesini artırmak gerekir.

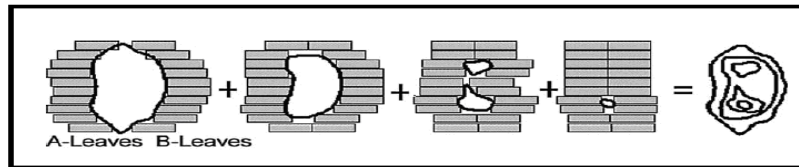
YART planlamasında doz sınırlamalarını (constraint) belirledikten sonra optimize edilecek değişkenler: akı haritaları, ışın sayıları ve açıları, alt alan (segment) sayısı ve ışın enerjisi olarak sıralanabilir.

2.2.4. Modern YART Teknikleri

Uygulanacak olan teknik klinikte bulunan cihaza ve özelliklerine bağlı olarak değişmekte olup, günümüzde en sık kullanılan teknikler dur ve ışınla tekniği ile dinamik multilif kolimatör tekniğidir.

2.2.4.1. Dur ve Işınla (Step and Shoot) Tekniği

Tedavide kullanılan her bir alan uniform demet şiddetine sahip küçük alt alanlardan (segment) oluşur. Segmentler multilif kolimatörler ile şekillendirilir. Şekillendirilen her bir segment için doz verilir. Doz tamamlandıktan sonra ışınla durur. multilif kolimatörler hareket ederek aynı alandaki farklı segmenti oluşturur sonrasında tekrar ışınla yapılır. Bu işlem bütün tedavi alanlarındaki segmentler sona erece kadar devam eder. Bu yöntemde her bir sabit segmentin doz dağılımı ayrı ayrı ölçülebileceği için bu sistemin doğruluğunun kanıtlanması daha kolaydır (Şekil 2-3). Bu yüzden genellikle birçok sistemde bu yöntem kullanılır.



Şekil 2-3: Dur ve ışınla tekniğinde multilif kolimatör hareketi

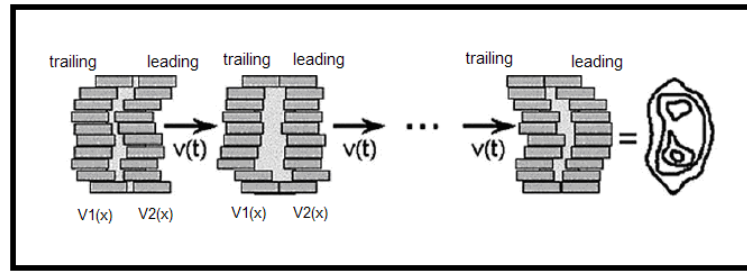
2.2.4.2. Dinamik Multilif Kolimatör (Sliding Window) Tekniği

Bu teknikte lifler ışınla süresince farklı hızlarda ardışık olarak hareket ederler. Her bir lif çifti bir boyutlu ayarlamayı tanımlamakta olup bu bir boyutlu

ayarlama lif çiftleri arasında farklılık gösterebilir. Bununla birlikte kavram olarak tüm lif çiftleri birlikte hareket ederek iki boyutlu şiddet ayarlaması yaratırlar ve bu şekilde şiddeti değiştirilmiş ışın demeti oluşur (Şekil 2-4).

Bu teknikte lifler arası açıklık süresi alanda farklı akı şiddetleri oluşturacak şekilde kullanılan algoritma tarafından ayarlanır. Bu metot aynı zamanda Sliding Window olarak da adlandırılmaktadır.

Dinamik multilif kolimatörlerde kullanılacak lifler motorla hareket etmeli ve saniyede 2 cm'den fazla hareket edebilecek bir hıza sahip olmalıdır. Lif hareketleri bilgisayar kontrollü olup pozisyonları doğrulanmalıdır. Lif hızlarının belirlenmesi bazı araştırmacılar tarafından incelenmiştir. Öne sürülen çözümler farklı olmakla birlikte bu çözümler, tanımlanan doz sınırlandırmalarına göre oluşturulan modüle edilmiş profilleri mümkün olan maksimum lif hızı ve minimum tedavi süresiyle en doğru şekilde verecek optimizasyon algoritmalarını içermektedir (9).



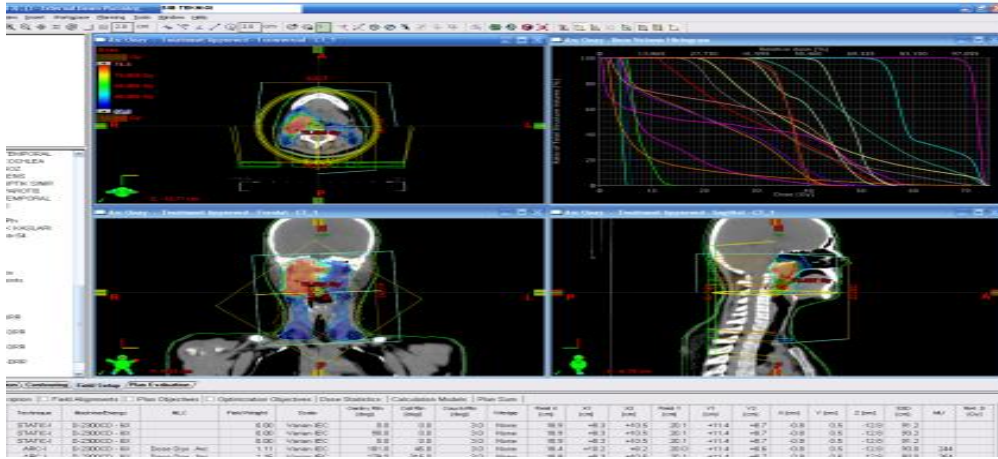
Şekil 2-4: Dinamik multilif kolimatör tekniğinde yaprak hareketi

Her iki teknik de birbirlerine göre avantaj ve dezavantajlara sahiptirler. Dinamik multilif kolimatör tekniği daha karmaşık olmasına rağmen dur ve ışınla tekniğinde oluşan artefaktlara sahip değildir. Ayrıca daha kısa tedavi süresine sahiptir. Dinamik multilif kolimatör tekniğinin behsedilen avantajlarının yanı sıra lifler sürekli hareket halinde olduğundan lif pozisyonları, hızı ve doz hızının çok doğru bir şekilde kontrol edilmesi gerekmektedir.

2.2.4.3. VMAT Tekniği (Volümetrik Ark Terapi)

Tedavide gantri hasta etrafında tekli ya da çoklu ark açılarıyla sürekli hareket halindedir. Gantrinin bu hareketi sırasında multilif kolimatörler de sürekli hareket eder. Gantri ve multilif kolimatör hareketleri sırasında doz hızı da sürekli değişmektedir. Bu sistemin çalışabilmesi için yüksek kapasiteli ve çok karmaşık

algoritmaların olduğu tedavi planlama bilgisayarlarının kullanılması gerekmektedir. VMAT tedavisinde kullanılan cihazlar görüntü rehberliğinde radyoterapiye (IGRT) ihtiyaç duymaktadır. Çünkü hastaya çok yüksek dozlar verildiği için setup doğruluğunun ileri teknikte görüntüleme cihazlarıyla (CBCT, MVCT, EPID gibi) sağlanması gerekmektedir. IGRT ile tümör lokalizasyonu daha doğru tespit edilebilmektedir. Görüntü rehberliğinde yapılan VMAT sayesinde çok küçük volümlere çok yüksek dozlar verilebilmektedir. Özellikle VMAT tedavisi; YART'ye göre daha az MU ve daha kısa tedavi süresi ile tedavide kolaylık sağlamaktadır (10,11).



Şekil 2-5 :Baş boyun tümöründe VMAT tekniği ile planlama

2.2.4.4. Tomoterapi Tekniği

6 MV enerji ile görüntü rehberliğinde YART yapılabilmektedir. Stereotaktik uygulamalardan tüm vücut ışınlamasına kadar geniş bir kullanım alanı vardır. Tomoterapide hastanın etrafında 360° dönerek ve sarmal bir hareketle ışın demetinin yoğunluğunu ayarlayarak ışınlama yapılır. Işınlama sırasında tedavi masası, gantri ve multilif kolimatör gibi bileşenlerin hareket halinde olması tedavi bölgesindeki ışınlamanın hassasiyetini artırır ve bölgeye homojen doz dağılımı ile tümörü ışınlarken çevre normal dokular olabildiğince korunur. Ayrıca Tomo direct seçeneği olan cihazlar ile sabit gantri açılarında ışınlama imkanı mevcuttur (12).

2.2.4.5. Robotik Radyoterapi Tekniği

Robota 6 MV lineer hızlandırıcının monte edilmesiyle oluşturulmuş tedavi cihazı ile kullanılan bir tekniktir. Vücutta daha hassas doğrulukta kanser tedavisi yapmak için tasarlanmıştır. Bu cihaz hasta etrafında 6 adet birbirinden bağımsız hareket edebilen eksene sahip olmasıyla her açıdan ışınlama yapılabilir. Cihazda bir çok gelişmiş yüksek teknolojiyi barındıran alt sistemler bulunur. Bu sistemler; görüntüleme kılavuzluğunda tümörün yerini saptayan sistem, ileri derece hassas bilgisayar kontrollü robot sistemi ve modern robotik hasta pozisyonlandırma sistemleridir. Bu sistemler yardımı ile yüksek hassasiyetli tümör tedavisi yapılabilmektedir. Işın yoğunluğu ise pencil beam ışınlarının çoklu ve farklı düzlemlerde iletilmesiyle meydana gelir ve ışın optimizasyonu kullanılır (13). Bu cihaz sayesinde ışın demetleri odaksal olarak kullanılarak, özellikle beyin ve vücuttaki kanserli bölgeler yüksek dozlarla tedavi edilebilmekte ve normal dokular da maksimum oranda korunabilmektedir.

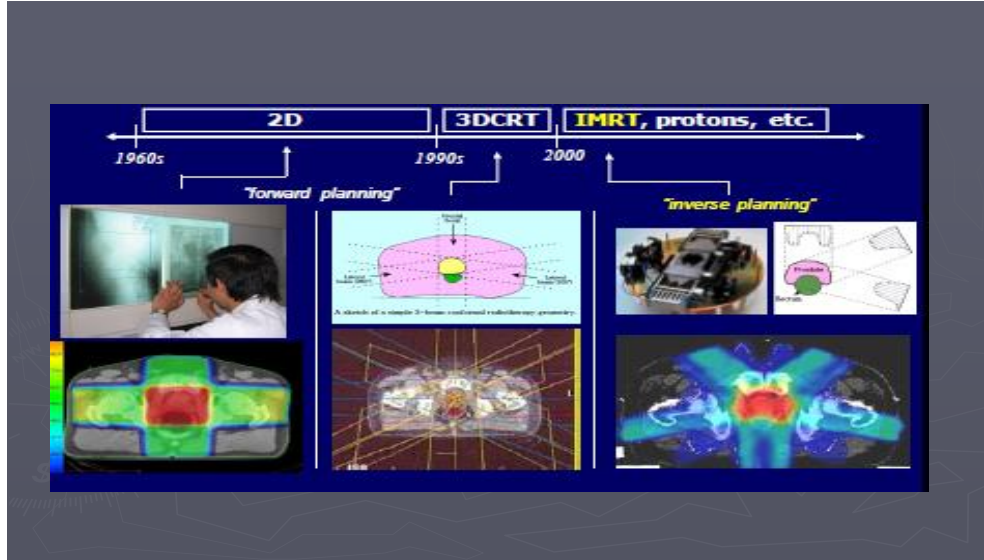
2.2.4.6. Stereotaktik Radyoterapi

Tedavi edilecek hedef tümöre maksimum, çevresindeki normal dokulara ise minimum doz uygulamak için bir çok farklı açıdan aynı merkeze yönelen ışın demetleri prensibine dayanmaktadır. Tedavi birden fazla uygulamada gerçekleştirilirse Stereotaktik Radyoterapi, tek seferde uygulanır ise Stereotaktik Radyocerrahi olarak adlandırılmaktadır. Radyocerrahi beyinde ve vücutta bulunan farklı tümörlerde uygulanabilmektedir.

2.2.4.7. Görüntü Rehberliğinde Radyoterapi

Tümörün stabil olmaması ve tedavi süresince organ hareketleri, görüntü eşliğinde radyoterapiye ihtiyaç duyulmasına sebep olmuştur. IGRT, günlük görüntüleme tekniklerinin kullanılması ile tedavi sırasında tümörün gerçek boyutunu, yerleşiminin ve koordinatlarının doğru olarak belirlenmesine olanak sağlamaktadır. Tümörün daha iyi belirlenmesi yanında, yumuşak doku görüntülenmesi avantajı ile tümör ve normal dokular arasındaki zamana bağlı değişiklikler belirlenebilmektedir. Genel olarak konvansiyonel tedavi yöntemlerinde, hedef hacim ve risk altındaki organlara belirli emniyet sınırları verildikten sonra tedavi planlanmakta ve geniş tedavi alanları kullanılarak tümör hareketi kontrol edilmeye çalışılmaktadır. Geniş emniyet sınırlarının kullanılması durumunda gereğinden fazla sağlıklı doku radyasyona maruz kalmakta, ya da dar emniyet sınırları kullanıldığında hedefin kaçırılma riski ortaya çıkarken, tümörün

kontrol olasılığı azalabilmektedir. IGRT tüm bu problemlerin çözümü olarak görülmektedir. VMAT, YART ve IGRT gibi yeni tedavi tekniklerin devreye girmesi ile konvansiyonel radyoterapiye göre daha dar emniyet sınırları verilebilmekte ve istenilen doz artışları sağlanabilmektedir. Bu da IGRT'nin gerekliliğini artırmaktadır.



Şekil 2-6 : Konvansiyonel tekniklerden modern tekniklere doğru (11)

2.3. Lineer Hızlandırıcılar

2.3.1. Tarihçe

Elektron lineer hızlandırıcıları (linaklar) klinikte radyasyon tedavisinde kullanılmak üzere X ışınları üretimi veya hızlı elektron ışınları üretimi amacıyla 1950'lerin başlarından beri kullanılmaktadır. İlk klinik lineer hızlandırıcı Londra'da Hammersmith hastanesi Radyoterapi araştırmalar biriminde 1952'de kurulmuştur. Şubat 1953'te fizik ve diğer testlerden geçip aynı yılın 7 Eylül'ünde ilk hasta tedavisine başlanmıştır. Böylece linaklar radyoterapi departmanlarının en önemli cihazları haline gelmeye başlamıştır. 1953'te tedaviye başlayan ve Metropolitan-Vickers (Met-Vic) tarafından üretilen bu ilk linakta 3m uzunluğunda bir hızlandırıcı tüp kullanılarak 8 MV X ışınları elde edilmiştir. Kısa bir süre sonra 4 MeV enerji üreten iki linactan biri Philips tarafından Newcastle'a, diğeri ise Met-Vic tarafından Manchester'da Christie hastanesine kurulmuştur. Daha sonra Othortons olarak bilinen şirket tarafında 4 Mev'lik iki linac daha Edinburg'da Western General hastanesi ve Nortwood'da Mount Vernon hastanesine kuruldu. Tüm bunların yanı sıra California'da Stanford Üniversitesi

araştırma grubu 1954'de Stanford Radyoloji departmanına kurulan 6 MeV'lik linak geliştirdi. Böylece 1956'da tüm dünyada 7 tane tedavi amaçlı linak kurulmuş oldu. Tüm bunlar olurken İngiltere'de de birkaç linak kurulmaya başlandı. Varian ilk prototip 6MV izosentrik linağı 1962'de UCLA medikal merkezinde kurdu. İlk mevatron 1965'te, ilk Sagittaire Paris'te 1967'de ve ilk Toshiba 1969'da kuruldu.

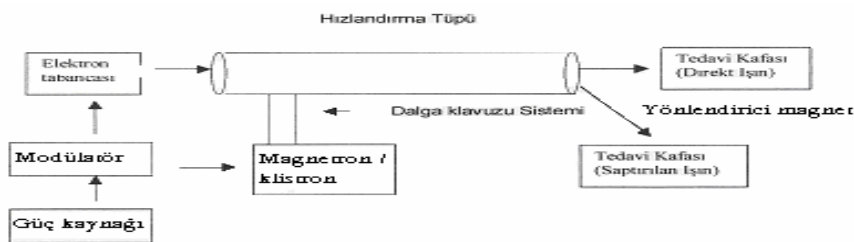
Farmer'in 1962'deki çalışmasında (14) dünya genelinde 15 linac, 50 betatron, IAEA'nin 1968'deki çalışmasında ise 79 linak, 20 van der Graff, 137 betatron, 1700 Co-60 olduğu belirtilmiştir. Karzmark'ın 1984'deki çalışmasında (15) US'da bulunan MV tedavi cihazlarının yarısından fazlasının ve yeni kurulan cihazların ise %90'ından fazlasının linak olduğu belirtilmiştir. Bundan sonraki yıllarda da linak kullanımı giderek artmıştır (16).

2.3.2. Lineer Hızlandırıcı Yapıları

Lineer hızlandırıcılar yüksek frekanslı elektromanyetik dalgaları kullanarak elektron gibi yüklü parçacıkları lineer bir tüp boyunca yüksek enerjilere hızlandıran cihazlardır. İki tip lineer hızlandırıcı vardır:

- a) Hareketli dalga hızlandırıcıları
- b) Duran dalga hızlandırıcıları

Hareketli dalga hızlandırıcılarının dizaynı duran dalga hızlandırıcılarından farklıdır. Hareketli dalga hızlandırıcılarda tüpün sonunda artan gücü soğurmak için bir bitirici veya 'dummy' e gereksinim vardır. Böylece dalganın geri yansıması önlenir. Duran dalga hızlandırıcılarında ise tüpün sonunda dalganın maksimum yansıması sağlanır. Böylece ilerleyen ve yansıyan dalga üst üste bindirilerek duran dalgalar oluşturulur. Bu hızlandırıcı hareketli dalga hızlandırıcıdan daha etkili olmasına karşın diğerinden daha pahalı olup bir sirkülütör veya izolatör kullanılmasını gerektirir. Bu izolatör yansımaların güç sağlayıcıya gelmesini önlemek için güç sağlayıcı ve yapı arasına konur.



Şekil 2-7: Lineer hızlandırıcı blok şeması

Genel olarak bir linak yapısı yukarıdaki gibidir. Güç kaynağı (power supply) modülatöre DC (doğru akım) sağlar. Modulatör ise puls şeklindeki ağ ve hidrojen thyatron olarak bilinen bir switch tüp içerir. Modulatördeki yüksek voltajlı pulslar birkaç mikro saniyelik düz DC pulslardır. Bu pulslar eş zamanlı olarak elektron tabancası ve magnetrona verilir. Magnetron veya klystronda üretilen mikro dalgalar bir dalga rehberi yardımıyla tüpe aktarılır. Hızlandırıcı bir bakır tüpten oluşmakta olup bu tüpün ön tarafları çeşitli aparey diyaframları tarafından bölünmüştür. Linakların tüp kısmı vakum yaratmak için havası boşaltılmıştır. Elektronların tabancadan çıkış enerjisi 50 keV olup elektromanyetik dalgayla teması sonucu yüksek enerjilere yükseltilirler. Hızlandırma esnasında elektronları bir demet halinde toplamak ve target üzerine ince bir demet şeklinde iletmek için manyetik fokuslayıcı alanlar tüp boyunca yerleştirilir. Elektronlar çıkışta yaklaşık 3 mm çapına sahiptirler. 6 MeV'den küçük foton enerjilerini üretmek için elektronlar düz olarak çıkıp yüksek atom numaralı tungsten'den yapılmış hedefe çarptırılırlar. Daha yüksek foton enerjisi üreten hızlandırıcılarda ise hızlandırıcı tüp daha uzun olup odaya zemine yatay olarak yerleştirilir ve elektronlar genelde 270, bazen de 90 derece saptırılarak hedefe çarptırılır. Işınlara hastaya gelmeden önce düzleştirici filtreden geçirilir. Cihazın kafasının içinde primer kolimatörler, monitör iyon odaları, ışık huzme sistemi ve ayna sistemi bulunur (17).

2.3.2.1. Kolimasyon

i) Birincil sabit kolimatörler

Birincil sabit kolimatör genellikle tungstenden yapılmış olup düzleştirici filtrenin üstüne monte edilir. İki ucu açık az bir eğime sahip olan koni şeklindeki bu aparat sadece ileri doğru saçılan X-ışınlarının lineer hızlandırıcı dışına çıkmasına izin verir. Bu kolimatör kafa sızıntısından kaçınmaya yardımcı olur. Birincil kolimatörlerin boyutları genellikle ikincil kolimatörler olmaksızın 100 cm SSD'ye yaklaşık 50 cm çap verecek şekildedir.

ii) İkincil kolimatörler

İkincil kolimatör sistemi genellikle yaklaşık 8 cm tungsten veya kurşun'dan yapılmış iki çift metal bloktan oluşur.

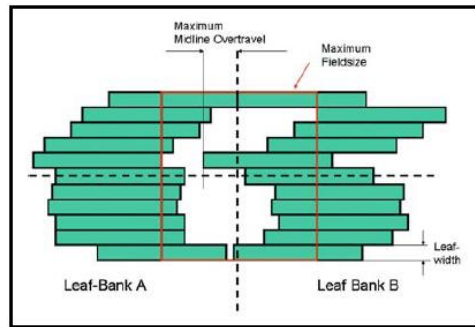
2.3.2.2. Multilif Kolimatörler (Multi Leaf Collimation-MLC)

Konvansiyonel kolimatörler sadece kare veya dikdörtgen alanları sınırlandırır. Kurşun blok olmaksızın daha farklı geometrik şekilli alanlar ışınlamak için multilif kolimatör geliştirilmiştir. multilif kolimatörler tümör ve riskli organların şekline uygun olarak ışın alanının kolay ve hızlı şekillendirilmesini sağlarlar. Tek bir metal blok yerine multilif kolimatör 80 veya daha çok çift bağımsız hareket edebilen küçük tungsten yaprakçıklardan oluşur. Tungsten yüksek yoğunluğa sahip, ayrıca oldukça sert, kolay işlenebilir, düşük esneme katsayılı ve çok pahalı olmayan bir malzeme olduğundan multilif kolimatör materyali olarak kullanılmaktadır. Saf tungsten yoğunluğu 19.3 gr/cm^3 iken tungsten alaşımlarının yoğunlukları $17-18,5 \text{ g/cm}^3$ arasında değişmektedir. Saf tungsten nikel, bakır ve demir gibi elementlerle katkılandırılarak farklı kombinasyonlu tungsten alaşımları elde edilebilir (18).

2.3.2.2.1. Çok Yapraklı Kolimatörlerin Geometrik ve Mekanik Özellikleri

Multilif kolimatörün performansını karakterize eden en önemli teknik parametreler geometrik ve mekanik özellikleridir (Şekil 2-8). Bunlar;

- Maksimum alan boyutu: Yaprakların maksimum açıldığı alan boyutudur.
- Yaprak genişliği: Tek bir yaprağın genişliğidir.
- Maksimum overtravel mesafesi: Karşılıklı dizili yapraklardan A tarafındaki orta hattın B tarafına geçebildiği mesafedir.
- Yaprakların iç içe geçmesi: Bir yaprağın karşı komşu yaprak ile çarpışmaksızın bu yaprak hizasından öteye gidememesidir.
- Multilif kolimatörün kolimatör çenelerine göre konumu: multilif kolimatörler cihaz dizaynına göre kolimatör çenelerinin altında veya üzerinde konumlandırılırlar.



Şekil 2-8: Multilif kolimatörlerin özellikleri.

Bunların dışında YART için multilif kolimatör kullanıldığında lif hızları ve pozisyonlarının doğruluğu da önemli parametrelerdir.

2.3.2.2.2. Çok Yapraklı Kolimatörlerin Fiziksel Özellikleri

i) Fokuslama Özellikleri ve Penumbra

Hedef hacim ve sağlıklı dokular arasında hızlı bir doz gradiyenti oluşturmak için penumbra mümkün olduğunca küçük olmalıdır.

Penumbra öncelikle kolimatör çenelerinin kaynağa ve hasta yüzeyine göre pozisyonuna ve kaynağın çapına bağlıdır. Kural olarak küçük penumbra elde etmek için kaynağın çapı mümkün olduğunca küçük (2-3 mm) olmalı ve kaynak ve kolimatör arasındaki mesafe ise olabildiğince büyük olmalıdır. Ek olarak penumbra kolimatör kenarlarının yapısına da bağlıdır. Multilif kolimatörden oluşan bir kolimatörde penumbranın küçük olması için lif pozisyonundan bağımsız olarak lif kenarları kaynağa doğru yönelmelidir. Bu özellik fokuslama olarak adlandırılır (19).

i) Lifler Arası Geçirgenlik

Liflerin birbirine sürtünmesini engellemek için aralarında yaklaşık 0,1 mm'lik küçük bir mesafe olmalıdır. Bu mesafe ise yaklaşık %4'ün altında tutulması gereken sızıntı radyasyona yol açar (19).

ii) Lif Geçirgenliği

Lineer hızlandırıcıların ayarlanabilir kolimatörleri multilif kolimatörlerle yer değiştirdiğinde multilif kolimatörlerin kişiye özel bloklarla aynı atenüasyonu (<5 veya 4 ile 5 yarı değer kalınlığı arası, HVL) sağlaması beklenir. Bununla birlikte multilif kolimatörler bağımsız hareket edebilen liflerden oluştuğundan lifler arası sızıntı da dikkate alındığında yukarıdaki attenüasyondan daha düşük bir attenüasyona sahip olmalıdırlar. 4 veya 5 HVL kriteri yaklaşık 5 cm kalınlığında tungsten karışımla sağlanabilmektedir. %5 olan bu transmisyon kriterini %1'e düşürmek için tungsten alaşımın kalınlığını yaklaşık 2,5 cm arttırmak yeterli olur (19).

2.4. YART yapılacak lineer hızlandırıcıya özgü Kalite Temini

Klinikte kullanılan lineer hızlandırıcıların hepsinin multilif kolimatör dizaynı ve linak kafasına monte edilmesi farklılık göstermektedir. Multilif kolimatör dizaynı ve kullanılacak olan YART tekniğine (dinamik veya statik) göre linakla ilgili bazı kalite temini (QA) işlemleri değişmektedir. Genel olarak YART yapılmadan önce linaklarda küçük alan dozimetri, lif hızı ve sızıntısı kontrolünün yapılması gerekmektedir.

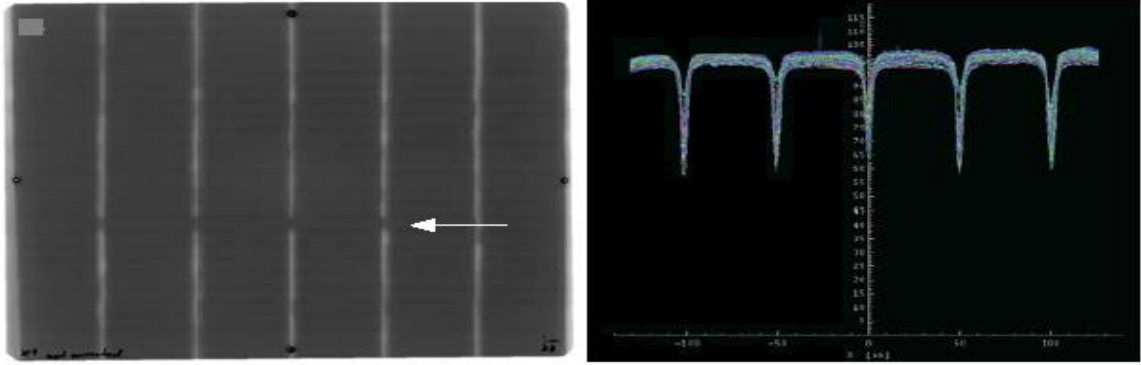
2.4.1. Multilif kolimatör lif pozisyonu doğrulanması testi

Konvansiyonel ve 3 boyutlu konformal radyoterapide (3BKRT) çok yapraklı kolimatörler ışın alanlarını şekillendirmek için kullanılmaktadır. Multilif kolimatörlerin pozisyonundaki 1 veya 2 mm'lik belirsizlikler verimde (output) belirgin bir değişikliğe neden olmadıklarından, genelde önemsenmeyebilir. Statik YART'de ise inhomojen bir demet akısı elde edilmesinde küçük alt alanların birleşimiyle demetler oluşturulduğundan ve bazen bu alt alanlar çok küçük boyutlara sahip olabileceğinden lif pozisyonundaki belirsizlikler önem kazanmaktadır. Kung ve arkadaşları 1 cm genişliğe sahip alan boyutlarında lif pozisyonundaki 1 mm'den daha küçük belirsizliklerin bile dozda kabul edilemez farklılığa yol açtığını göstermişlerdir (20). Aynı durum Xia ve arkadaşları tarafından da çalışılmıştır (21). Statik YART (step and shoot)'de alt alanların kenarları tedavi alanı içinde olabileceğinden lif pozisyonu doğruluğu önem kazanmaktadır. Tüm bu sebeplerden dolayı multilif kolimatör pozisyonu bağlı doğruluğu 1mm veya daha küçük doğruluğa sahip olmalıdır.

YART için anahtar nokta radyasyon alan kenarının lokalizasyonunun multilif kolimatör nominal lokalizasyonuna göre iyi ayarlanmasıdır. Yuvarlak life sahip olan multilif kolimatörlerde (rounded leaf end) ışıklı alan tarafından belirlenen alan kenarı ve radyasyon alanının %50'sinin geçtiği yer arasında bir offset değeri vardır. Bu değer 0.4-1.1 mm arasında olup multilif kolimatör tipine, enerjiye ve merkezi eksene olan uzaklığa göre değişmektedir. Çift odaklı multilif kolimatörlerde de bu ofset değeri olabilmekte olup lif bitimi yapısından dolayı çok küçük bir değere sahiptir.

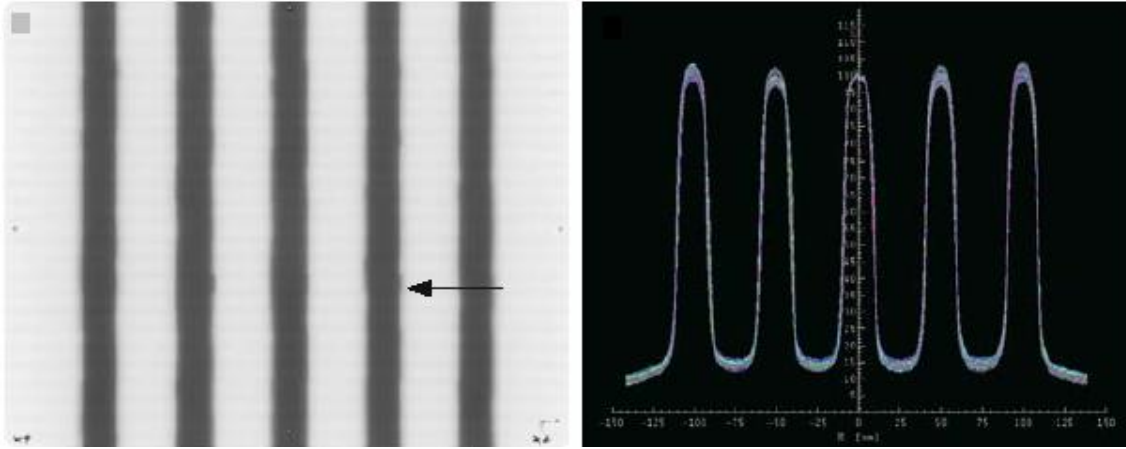
Öncelikle bu ofset değerinin belirlenmesi için bitişik şeritler şeklindeki ışınlama alanlarının bir ardışık serisi yaratılıp film 5 cm'de ışınlanmalıdır. Bu şekilde ışınlanan film liflerin tamamlanmayan mekanik odaklaması, saçılma etkileri ve sonlu radyasyon kaynağının neden olduğu maksimum alan dozunun %40'ının geçtiği düşük doz bölgelerini gösterir. Bu şekilde ışınlanan filmin görüntüsü şekilde gösterildiği

gibidir.



Şekil 2-9: 5 cm'lik komşu multilif kolimatör şeritlerinin ışınladığı kalibrasyon test filmi ve doz profili

Diğer bir sık kullanılan multilif kolimatör pozisyon testi ise 1mm'lik şeritler halinde olacak şekilde belirli aralıklarla dizilen bir templeyt hazırlayıp ışınlamaktır. Bu testte genellikle 1mm veya 2mm'lik multilif kolimatör şeritleri eşit aralıktır. Multilif kolimatör pozisyon doğrulanmasında en sık kullanılan testtir. Bu test için ışınlanan film görüntüsü ve doz profiline örnek aşağıdaki şekil'de gösterilmektedir:



Şekil 2-10: Garden fence(bahçe çiti) multilif kolimatör kalibrasyon testi film görüntüsü ve doz profili

YART uygulamaya başlamadan önce multilif kolimatör pozisyon doğruluğu rutin linak QA (kalite temini) programı içine alınmalıdır. YART konusunda klinik deneyim arttıkça ise bu rutin multilif kolimatör pozisyon doğrulama testlerinin sıklığı azaltılabilir. Konvansiyonel ve konformal radyoterapinin aksine YART'de multilif kolimatör kalibrasyonu ve performansı doz dağılımını etkilediğinden bu testlerin YART uygulanan kliniklerde belirli aralıklarla yapılması oldukça önemlidir.

2.4.2. Küçük Monitor Unitlerle (MU) Linak Performansının Kontrolü

Statik YART’de kullanılan tedavi planlama sistemine ve optimizasyon işlemine bağlı olarak tedavi alanlarını oluşturan alt alanlar (segment) küçük monitor unitlere sahip olabilmektedir. Bu yüzden YART uygulamaya başlamadan önce MU başına doz değişimi kontrol edilmeli ve eğer küçük monitor unitlerde doz düşüklüğü varsa, optimizasyon sonrası bu doğrultuda küçük segmentler kullanılmamalıdır. Bazı araştırmacılar tarafından yapılan çalışmalarda gösterilmiştir ki küçük monitor unitlerde MU başına doz sabiti sapma göstermektedir. Bu durum konformal ve konvansiyonel radyoterapide önemli olmamakla birlikte YART’de kullanılacak küçük monitor unitli segmentlerden dolayı oldukça önemlidir.

2.4.3. Multilif Kolimatör Fiziksel Özelliklerinin Kontrolü

YART’de alt alanları oluşturan multilif kolimatörlerin gölgeleri tedavi alanı içinde olacağından liflerin geçirgenlik özellikleri YART için 3 boyutlu konformal radyoterapiden daha önemlidir. Lif geçirgenliği kadar lifler arası sızıntı da YART’de oldukça önemlidir. Pek çok planlama sistemi ortalama bir geçirgenlik değeri istediğinden ölçüm yapılacak dozimetri hem geçirgenlik, hem de lifler arası sızıntıyı gösterecek şekilde geniş bir alanı kapsamalıdır.

2.5.YART’de Hastaya Özgü Kalite Temini

2.5.1. Doz Doğrulama Yöntemleri

YART, hedef hacmin etrafındaki riskli organlarla iç içe geçtiği durumlarda ve kompleks hedeflerde riskli organların dozunu azaltırken, hedefin dozunu arttırmada RT’de kullanılan en iyi yöntemdir.

YART planlarının doz doğrulamasında ve nitelik temininde iki ana yaklaşım vardır: plan ilişki yaklaşımı ve alan ilişki yaklaşımı.

2.5.2. Plan İlişki Yöntemi

Plan ilişki yönteminde tüm plan, yani tüm ışınlar kendi gantri açılarında olacak şekilde TPS’den doğrulama fantomuna aktarılır ve doz dağılımı hesaplanır. Bu doğrulama yönteminde kullanılacak doğrulama fantomu genellikle silindirik, elipsoid

veya küresel şekle sahip olan içine film yerleştirilebilecek şekilde tasarlanmış kesitlerden oluşan fantomlar ya da özel olarak tasarlanmış ArcCheck fantomdur.

Film ile doğrulama yapılabilmesine olanak sağlayan fantomlarda ek olarak gerçek doz ölçümü yapılabilmesi için iyon odası boşluğu veya termoluminesans dozimetri (TLD) ölçümü için çip boşlukları bulunmaktadır. Farklı ticari firmalar tarafından üretilen doğrulama fantomları kliniklerde YART plan doğrulanmasında kullanılmaktadır.

ArcCheck fantom ise silindir şeklinde dizayn edilmiş ve üzerinde diyot dedektörler yerleştirilmiştir. Plan ilişki yöntemi ile değerlendirmeye imkan sağlamakta, eş zamanlı ölçüme izin vermektedir.

2.5.3. Alan İlişki Yöntemi

Alan ilişki yönteminde her bir tedavi alanı ayrı ayrı ya da tüm alanlar aynı anda gantri ve kolimatör 0° olacak şekilde TPS'den belirlenen doğrulama fantomuna aktarılır. Hasta planı üzerinden hazırlanan yeni doğrulama planı hesaplatılır. Alan ilişki yönteminde katı su fantomları kullanılarak, radyografik, radyokromik film ve MatriXX (Iba Dosimetry) gibi iki boyutlu iyon odaları veya MapCheck (Sun Nuclear) gibi iki boyutlu diyot dedektör sistemleri ışın gelişine dik yerleştirilerek doğrulama ölçümü yapılır. Benzer bir şekilde cihaza monte olarak bulunan EPID ile de alan ilişki yöntemi ile doğrulama gerçekleştirilebilir (9).

2.6. Doz Doğrulama Sistemleri

2.6.1. İyon Odaları

İyon odaları radyoterapi ve radyolojide nokta doz ölçümlerinde kullanılan araçlardır. İyon odaları özelliklerine bağlı olarak farklı şekil ve ölçülere sahiptirler.

Bir silindirik iyon odası genel olarak içi hava eşdeğeri gaz dolu kavite, iç yüzeyi iletkenliği sağlamak için karbon veya grafitle kaplanmış dış duvar ve merkezi elektrottan oluşur. Kaviteye giren ve çıkan elektronların sayısının eşit olması elektronik dengenin sağlandığını gösterir. Duvar kalınlığı, duvarda oluşan elektronların maksimum erişim mesafesinden büyük veya eşit olmalıdır. Farklı enerjiler için duvar kalınlıkları farklıdır. Katı-hava eşdeğeri malzemeler kullanılabildiği gibi daha yoğun malzemeler kullanılarak duvar kalınlıkları azaltılabilir. Duvarın iç yüzeyi elektriksel iletkenliği sağlamak için iletken malzeme ile kaplı olup merkezi elektrot grafit veya alüminyum gibi elementlerden yapılır. İyon odasının hava kavitesinde oluşan iyon çiftlerini

toplamak için elektrotlara uygun voltaj uygulanır. Silindirik iyon odalarının duyarlı hacmi 0,01 cc ile 0,6 cc arasında değişmektedir.

2.6.2. Diyot Dedektörler

Diyotlar, yarıiletken aygıtlardır. Yarı iletkenler normal halde yalıtkan olup, dışarıdan ısı, ışık, manyetik alan veya gerilim gibi bir etki ile karşılaştıklarında iletken hale geçen kristal yapıya sahip maddelerdir. Yarı iletkenlerin dış etkilerle iletkenliği sağlanabildiği gibi safsızlık atomları katkılanarak iletkenliği artırılabilir. Katkı maddeleriyle iletkenlikleri artırılan yarı iletkenlerin elektronikte önemli bir yeri vardır. Diyot ve transistörler gibi birçok elektronik devre elemanının üretiminde silikon ve germanyum yarı iletkenleri kullanılmaktadır (22).

Diyot, yalnızca bir yönde akım geçiren devre elemanıdır. Işınlama esnasında elektron-boşluk çifti oluşmaktadır. İletim, iletkenlik bandındaki elektronların ve valans bandındaki boşlukların hareketiyle meydana gelmektedir. Valans ve iletkenlik bandı arasındaki mesafe hızlı termal elektronların (ya da boşlukların) çoğalmasını önleyebilecek kadar geniştir. Yük taşıyıcıların sayısı ve tipi fosfor, arsenik, boron gibi safsızlık atomları ile katkılanmış kristal tarafından kontrol edilmektedir. Katkı maddesi olarak kullanılan elemente göre elektrik akımı serbest elektronlarla (ya da boşluklarla) sağlanmaktadır. Eğer elektrik akımı serbest elektronlarla sağlanıyorsa bu tür yarı iletkenler n tipi, boşluklarla sağlanıyorsa p tipi adını almaktadır (23).

Ticari olarak üretilen diyotların çoğu ya fosforla katkılanmış (n tipi diyot) ya da boronla katkılanmış (p tipi diyot) silikondan yapılmıştır.

2.6.3. Elektronik Portal Görüntüleme Cihazları (EPID'ler)

Elektronik portal görüntüleme cihazı mümkün olan en kısa sürede portal imajları elde edip görüntülemek için tasarlanmıştır. EPID, genellikle tedavi cihazına entegre halde bulunup kolaylıkla pozisyonlandırılabilir. Tedavide rutin olarak;

- Hasta pozisyonlandırmada,
- Portal görüntüleri elde edip, arşiv ve analiz etmede (on-line, off-line match işlemi),
- Çıkış dozunu ölçme amacıyla (transit dozimetri),
- Cihaz kalite kontrol testlerinde (Multilif kolimatör pozisyon doğruluğu, İzosentir doğruluk kontrolü, Dinamik wedge stabilitesi kontrolü, Radyasyon alanın flatness ve simetri ölçümünde,...),

- YART alanlarının verifikasyonunda kullanılmaktadır (non-transit dozimetri)(24).



Şekil 2-11:Elektronik portal görüntüleme cihazıyla görüntü alımı

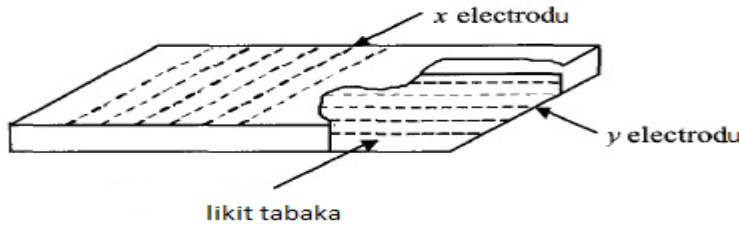
2.6.3.1. EPID'in Gelişimi

Tarihsel olarak radyoterapide portal görüntüleme, film kasetlerinin kullanımı ile başlamıştır. Ancak klinisyenler, portal filmlerin uzun süre gerektiren işlemleri (solüsyon hazırlığı, film banyosu, depolama,...) ve çekilen film sonrasındaki işlemler süresinde hastanın hareketleri nedeniyle yeni arayışlara girmişlerdir. Bu noktada elektronik portal görüntüleme cihazı ilk olarak konvansiyonel filmlere alternatif olarak düşünülmüştür. 1950'lerin sonlarında Strandqvist, Wallman ve Stalberg tarafından portal görüntüleme amaçlı elektronik sistem çözümleri önerilmiştir (25). 1962 yılında ise Andrews tarafından ilk EPID tasarlanmıştır. İlk EPID her ne kadar görüntü kalitesi olarak zayıf olsa da real-time pozisyonlamada çığır açmıştır. Sonraki yıllarda daha yüksek çözünürlük ve daha iyi bir sistem performansı elde etmek için birçok yaklaşım ve modifikasyon uygulanmıştır. 1980'lerde bilgisayar donanımlarının geliştirilmesiyle, ayna-mercek kombinasyonu ile metal plaka/fosfor ekranı bir kameraya optik olarak çiftleyerek imaj kalitesini arttırmak mümkün olmuştur. Bu yeni optik tabanlı cihazlar, farklı ülkelerdeki birçok araştırma grupları ve enstitüler tarafından incelenip geliştirilmiştir(25).

2.6.3.2. EPID Dizaynları ve Çalışma Prensipleri

i) Matriks İyon Odalı - Sıvı Dolgulu EPID'ler (Liquid Filled Ionization Chamber)

1985 yılında Meertens ve ark. (26) tarafından Hollanda Kanseri Enstitüsü'nde yapılmıştır. 0.8 mm boşlukla birbirine dik olarak sıralanmış iki elektrod düzeneğinden oluşmaktadır. Bu boşlukta, ışınlandığında iyonize olan akıcı bir matriks (2,2,4 trimetilpentan) bulunmaktadır. Herbir elektrod düzeneği 1.27 mm aralıkla sıralanmış 256 telden oluşturulmuştur. 32.5 cm²'lik aktif bölgesi bulunmaktadır. Elektrodlardan birisi elektrometrelere diğeri ise yüksek gerilim kaynağına (300 V) bağlıdır. Her 20 milisaniyede bir uygulanan gerilim ile 256 elektrodun sinyalleri okunur. Bu işlem, görüntü alma işlemi, yaklaşık olarak 5.5 sn sürmektedir.



Şekil 2-12: Sıvı Dolgulu EPID'de elektrotların konumu

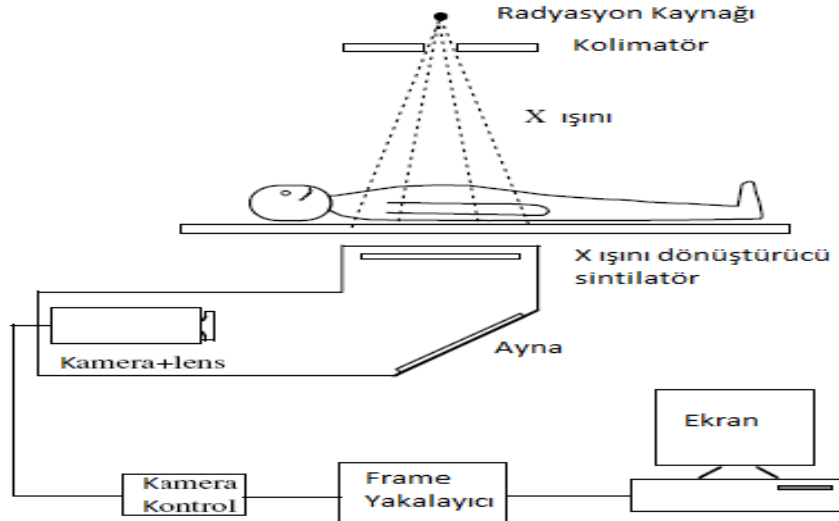
Sıvı dolgulu EPID'lerde matriks iyon odası sisteminin avantajı geometrik olarak güvenilir olması iken; gerilim uygulanmasa dahi 2,2,4 trimetilpentanın içinde iyon rekombinasyonu oluşması ve fazla doz gereksinimi duyması sistemin dezavantajı olarak değerlendirilmektedir.

ii) Video Tabanlı EPID'ler (VEPID'ler)

Kamera tabanlı veya video tabanlı EPID'ler (VEPID) 1990 yılından itibaren ticari olarak piyasada bulunup portal görüntüleme amaçlı kullanılmaktadır. VEPID, metal tabaka ile kaplanmış fosfor ekranı (gadolinium oksülfit) 45 derecelik bir ayna kullanarak izleyen kameradan oluşmaktadır. VEPID, yüksek enerji ile ışınlandığında metal tabakada elektronlar üretilir ve bu elektronlar fosfor ekranda ışığa dönüşür. Işık, kamera tarafından dedekte edilip video sinyaline çevrilir ve görüntü oluşur. Kamera gelen ışının radyasyon hasarı oluşturmaması için dik olarak bulunamaz ve 45 derecelik ayna yardımı ile ışın toplanır. Bu durumda ise fosfor tarafından yayınlanan ışının dedeksiyonunda kayıplar olması muhtemeldir. Tasarımcılar bu durumun üstesinden gelebilmek için daha geniş mercekler ve daha kalın fosfor tabakaları kullanmaktadırlar.

Fakat daha geniş merceklerin kullanımı ise sferik aberasyonlardan ötürü merkezden alan kenarlarına doğru uzaysal çözünürlüğün düşmesine sebep olmaktadır (27).

VEPID'in avantajı günden güne tekrarlanabilirliğindeki farklılığın % 0.4 gibi düşük değere sahip olması iken dezavantajı olarak sahip olduğu ayna-lens-kamera sisteminden ötürü alan bağımlılığına sahip olması söylenebilir.

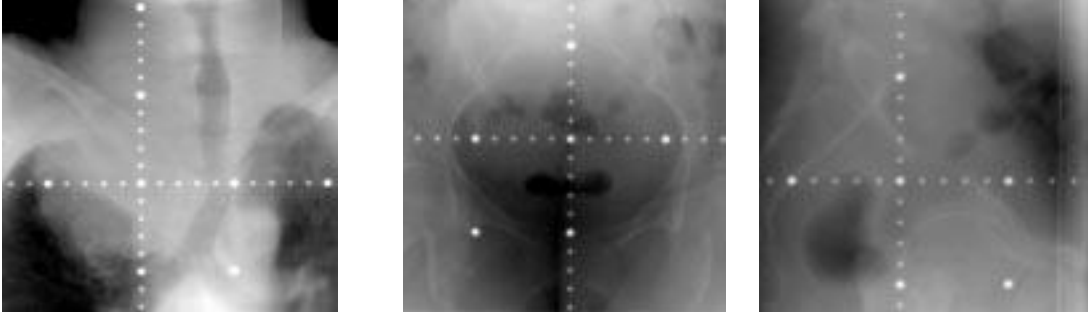


Şekil 2-13: Kamera tabanlı EPID sisteminin şematik gösterimi

iii) Amorf Silikon (aSi) EPID'ler

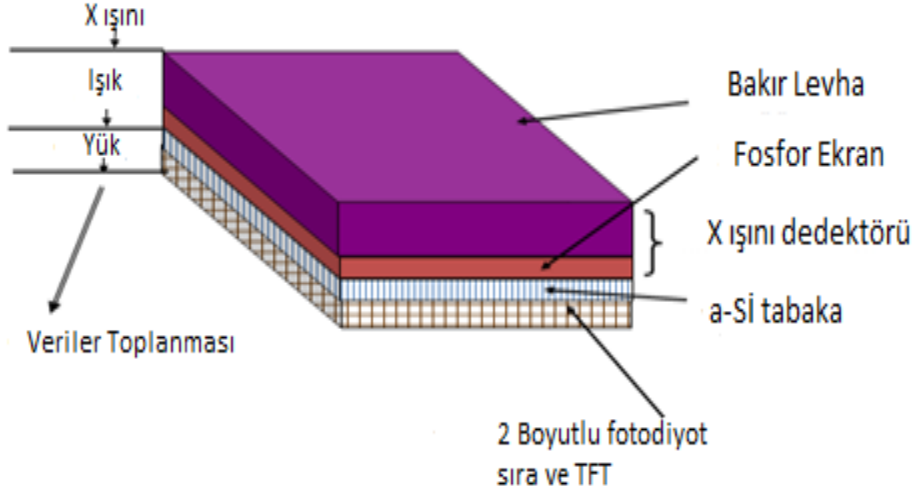
a) Genel Bilgiler

Aktif matrikse sahip düzlem panel görüntüleyicisi olan AFMPI (aktive matrix flat panel imaging) EPID'ler 1980'lerde geliştirilmeye başlanmıştır. Günümüzde oldukça popüler olan a-Si EPID, 1987 yılında Michigan Üniversitesi ve Xerox PARC tarafından geliştirilmiştir. 2000 yılında Varian Medical Systems (Palo Alto, CA) tarafından "Portal Vision aS500" olarak sunulmuştur. aS500 ve arkasından gelen aS1000 yüksek çözünürlüklü indirekt dedektörlerdir. aSi indirekt dedektör olan aSi EPID'de X ışınlarının metal tabaka ve sintilatör materyal ile etkileşimi sonucu foton yayımlanır. Bu yaklaşımın temel amacı (direkt dedektörlerden farklı olarak) DQE (Dedektiv Kuantum Etkinliği)'yi arttırmaktır.



Şekil 2-14: aS1000 EPID ile alınan AP Toraks, AP Pelvis ve Lateral Pelvis Görüntüleri

aS1000 dedektör kasedi ışının zikzaklı gitmesini sağlayacak tabakalardan oluşturulmuştur. Tabakalardan ilki 9mm'lik elektronik devre elemanlarını koruyucu ve sonrasında 1mm'lik bakır tabakadan yapılmıştır. Bu tabaka ile X ışınının etkileşimi fotoelektronların kaynağıdır. Ayrıca bu plakada düşük enerjili ışınların soğrulup, yüksek enerjili ışınlar için buildup bölgesi oluşturulması hedeflenir. X ışınları ve fotoelektronlar, gadolinyum oksülfid (Gd_2O_2S) fosfor tabakaya çarparlar. Görünür ışık ortaya çıkar ve dedeksiyon tabakasını etkiler. Fotodiyotlar gelen ışığı yüke çevirirler. Okuma sırasında TFT iletken hale gelir ve akım geçişine olanak sağlar. Okunan akım sonucunda ham EPID görüntüsü elde edilir. Fotodiyotlar; 1mm'lik cam yüzeyinin üzerindeki ince film transistöründen (TFT) oluşmaktadır. Herbir imaj pikseli aSi fotodiyot ve ince film transistörüne karşılık gelmektedir. aS1000, 1024x768 piksel elemanı içermekte ve herbirisi 0.39 mm pitch değerine sahip olduğu için 40x30 cm² dedeksiyon alanına sahiptir. Son tabakada ise tekrar bir koruyucu tabaka kullanılmıştır. Kaset proksimal kısımda 16 mm kalınlığında elyafla güçlendirilmiş plastik ile korunmaktadır. Koruyucu tabaka, dedektöre geri saçılan X ışınlarını etkileyebilmektedir.



Şekil 2-15: Amorf silikon EPID tabakaları

Görüntüleme amaçlı tasarlanmasına rağmen EPID, dozimetrik olarak da kullanılabilir. Tıpkı filmlere olan üstünlüğü gibi hızlıca sonuç verebilmesi EPID'in avantajları arasında sayılmaktadır. Sayısız çalışma aSi EPID'in dozimetrik özelliklerini göz önüne sermektedir. EPID'in doza olan cevabı stabil olmakla beraber maksimum %2 farklılıkla kısa ve uzun dönem tekrarlanabilirliği bulunmuştur (28). Ayrıca doz cevabı; doz oranı ve integral dozdan bağımsızdır. Bu özellikleriyle EPID; tedavi öncesinde, transit ve in-vivo dozimetride kullanılabilir (28).

Artan ilginin aksine, EPID dozimetrisinin kullanımında bir orantısızlık bulunmaktadır. Daha kompleks ve kullanışlı olan transit ve in-vivo dozimetri sadece birkaç üniversite ve tıp merkezinde kullanılmaktadır. Bunun sebeplerinden birisi EPID üreticilerinin dozimetriden daha çok radyografik görüntülemeye ağırlık vermeleridir. Bu noktada primer amaç en az dozla en iyi görüntüyü elde etmeye çalışmaktır. Bakır ve Gd_2O_2S gibi yüksek atomik numaraya sahip materyaller bu amaçla kullanılmaktadır. Bu sebeple EPID dokuya eşdeğer malzeme olmaktan uzaklaşmaktadır. Dokuya eşdeğerlik; aynı efektif atom numarası, gram başına elektron yoğunluğu ve kütle yoğunluğunu içermektedir. Bu sebeple EPID, belirgin bir enerji bağımlılığı (özellikle 1 MeV'den düşük enerjilerde) sergilemektedir. Bu durum EPID'in yüksek atom numarasından kaynaklanmaktadır. Bu yüzden EPID'deki dozimetri çok fazla önemsenmemektedir (29).

EPID dozimetrisi buildup ve geri saçılmadan dolayı komplike bir yapıya sahiptir. Dedeksiyon tabakası 8 mm'de bulunmakta olup bu mesafe linakların megavoltaj mertebesindeki X ışınlarının buildup bölgesindedir. Bu bölgede uzaklıkla doz çok hızlı

olarak değiştiği için data elde etmek uygun değildir. Araştırmacılar buildup bölgesinde ek materyaller kullanımının dozimetride tercih edilmesi gerektiğini öne sürmektedirler (29). Ölçüm noktasını daha stabil bir noktaya kaydırmak teorik olarak hasta orjinli düşük enerji saçılmasını da azaltacaktır. Diğer önerilen donanım modifikasyonu ise dedeksiyon tabakasından giren geri saçılmış radyasyonu önlemeye yönelik ek zırh materyalidir. Geri saçılma EPID'in mahfazası, robotik kolu, motorları ve kablolarından kaynaklanmaktadır. Bu materyaller ölçülen dozda %5-6.5 arasında hataya sebebiyet vermektedirler (30).

Yazılım özellikleri, örneğin görüntüleyicinin kalibrasyonu, dozimetri için istenmeyen sonuçlara yol açabilmektedir. Bu kalibrasyon EPID piksel duyarlılığını hesaba katmak için tasarlanmıştır. En yaygın teknik bütün görüntüleyiciyi ışınlayarak herbir pikselin cevabını ortalama olarak eşitlemektir. Bu durum ise dozimetride hatalara yol açabilir. Çünkü linakın sahip olduğu düzleştirici filtreden ötürü merkezi eksenden radyal uzaklığın fonksiyonu olarak ışın yoğunluğu değişmektedir. Bu yüzden perifer bölgede bulunan piksellerde aşırı düzeltme yapılmaktadır. Görüntüleme için ihmal edilebilen bu durum dozimetride çok önemlidir.

Bu donanım ve yazılım komplikasyonlarına rağmen karşılaşılan zorluklar aşılamaz durumda değildir. EPID'in görüntüleme ve dozimetrideki araştırmaları devam etmektedir.

Amorf silikon ve amorf selenyum düzlem panel dedektörleri olmak üzere iki şekilde tasarlanmışlardır. Her ikisi de diğer EPID türlerine nazaran daha iyi görüntü kalitesi sağlamaktadırlar. Amorf selenyum EPID'in diğer dizaynlara göre farklılığı metalik bir tabakaya (fosfor tabaka) ihtiyaç duymaksızın X ışınını dedekte edebilen selenyum fotokondüktörlere sahip olmasıdır.

Amorf silikon veya selenyum sistemler radyasyona duyarlılıklarını yönüyle büyük avantaj sağlarken kolayca fiziksel zarar görebilmeleri dezavantajlarıdır.

2.6.3.3. Görüntü Kalitesini Tanımlayan Bazı Parametreler

a) Modülasyon Transfer Fonksiyonu (MTF)

Bir görüntüleme sisteminde ayırma gücü ve kontrastın, görüntüye birlikte etkisinin ölçülmesinde kullanılan yöntem modülasyon transfer fonksiyonudur ve kabaca kayıt edilen bilginin gelen bilgiye oranıdır. Bir görüntüleme sisteminin girişine aynı genlikte fakat farklı frekanslarda bir giriş bilgisi uygulanırsa, görüntüleme sisteminin çıkışında

elde edilen bilginin genliği yüksek frekanslara gidildikçe düşer ve sonunda sistemin minimum çıkış verdiği bir sınıra ulaşılır. Bu nokta, sistemin ayırma gücünün sınırını (Nyquist frekansı) vermektedir (31).

b) Dedektiv Kuantum Etkinliği (DKE)

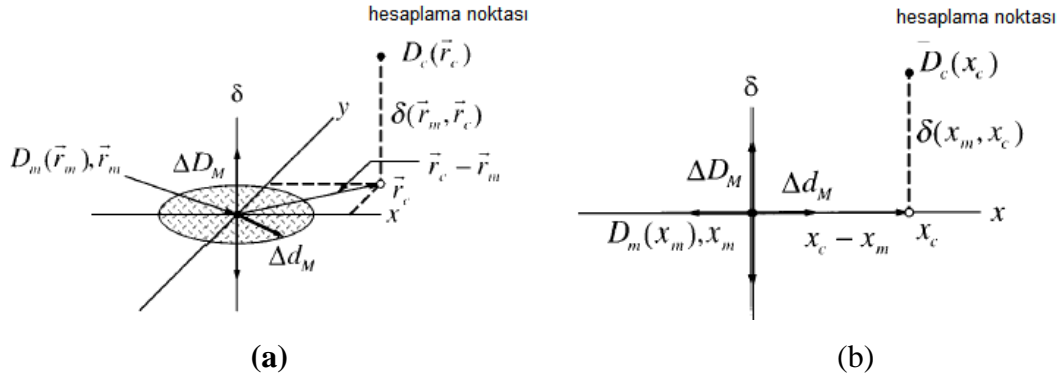
Dedeksiyon kuantum etkinliği, görüntüleme sisteminin görüntü kalitesini bir bütün olarak ifade eden temel parametredir. Dedeksiyon kuantum etkinliği kabaca, dedektörün çıkışında ölçülen sinyal-gürültü oranının girişteki sinyal gürültü oranına oranıdır (32).

2.7. İki Boyutlu (2B) doz dağılımlarının karşılaştırılmasında kullanılan metotlar

Geometrik korelasyon ve tek nokta dozun belirlenmesi basitliğine sahip olan nokta doz ölçümünün aksine, EPID, radyografik veya radyokromik film gibi iki boyutlu ölçüm yapan dozimetlerin ölçüm sonuçlarının değerlendirilmesi belirli bir bilgi ve deneyim gerektirmektedir. YART'de ölçülen ve tedavi planlama bilgisayarıyla hesaplanan iki boyutlu doz dağılımları arasındaki uyumu belirleyip değerlendirebilecek özel doğrulama yazılım programlarına gereksinim vardır. Standart değerlendirme programları soğrulan ve bağıl izodoz ve profilleri kapsamaktadır. Yani hesaplanan ve ölçülen profiller üst üste bindirilerek karşılaştırma yapılır. Halbuki YART iki boyutlu doz dağılımlarının değerlendirilmesi için daha kapsamlı yazılım programları gerekmektedir. Bazı araştırmacılar tarafından bu durum araştırılmış ve 1998'de Low ve arkadaşları, 2003'te ise yine Low ve Dempsy tarafından ilk kez halen YART'de en sık kullanılan doğrulama yazılım programı olan gamma indeks metodu ileri sürülmüştür (33).

Gamma indeks metodu ölçülen dozu referans olarak kullanıp doz farkı ve doz mesafe uyumuna (DTA) dayanarak hesaplama yapan bir değerlendirme yöntemidir. DTA herhangi bir noktada ölçülen doz ile hesaplanan dağılımda bu doz değeriyle aynı değere sahip olan hesaplanmış doz noktası arasındaki mesafedir. Doz dağılımlarının değerlendirilmesinde doz farkı (dose difference) ve DTA birbirini tamamlayan iki parametredir.

Gamma indeks metodunda ölçülen değer referans, hesaplanan dağılım ise doğruluğu kanıtlanacak data olarak alınıp karşılaştırma yapılır. Aşağıdaki şekil kullanılarak matematiksel olarak bu metot açıklanabilir.



Şekil 2-16 : Doz farkı(dose difference) ve DTA(distance to agreement) testlerinin doz dağılımı değerlendirme kriterlerinin geometrik gösterimi a) iki boyutlu, b) tek boyutlu gösterim

Yukarıdaki şekilde doz farkı parametresi ΔD_M ve DTA ise Δd_M ile gösterilmektedir. Doz farkı ve DTA parametrelerinin değerleri klinikten kliniğe değişmekle birlikte genelde $\Delta D_M = \%3$ ve $\Delta d_M = 3$ mm olarak alınmaktadır.

Şekil 2.25(a) iki boyutlu doz dağılımı değerlendirmesi için yapılan analizin diyagram olarak gösterimidir. Burada gösterilen diyagram tek bir ölçüm noktası r_m için yapılmış olup tüm bu hesaplama tüm ölçüm noktaları için karşılaştırma işleminde tekrarlanır. x ve y eksenleri hesaplanan dağılımın r_c ölçülen doz değerine göre bağıl olarak uzaysal lokalizasyonunu verir. Üçüncü eksendeki (δ) ise ölçülen $[D_m(r_m)]$ ve hesaplanan $[D_c(r_c)]$ dozları arasındaki farkı göstermektedir. DTA parametresi (Δd_M) yarıçapı Δd_M olan $r_c - r_m$ düzleminde bir disk tarafından gösterilmektedir. Eğer yüzey dağılımı $D_c(r_c)$ disk ile kesişirse DTA kabul limitleri içinde kalır ve o noktada hesaplanan doz DTA testini geçer. Dikey çizgi ise doz farkı testini göstermekte olup uzunluğu $2\Delta D_M$ 'dir. Eğer hesaplanan yüzey dağılımı çizgiyi geçerse ölçülen doz noktasında hesaplanan değer doz farkı (DD) testini geçmiş olur. DTA ve DD kabul kriterlerini eş zamanlı hesaplayarak incelendiğinde kalite indeksi γ (gamma) tanımlanır. Gamma indeksine göre:

$$\begin{aligned} \gamma(r_m) &\leq 1 \text{ ise hesaplanan değer geçer,} \\ \gamma(r_m) &> 1 \text{ ise hesaplanan değer geçemez.} \end{aligned}$$

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3. GEREÇ VE YÖNTEMLER

3.1. Çalışmanın Şekli ve Yapıldığı Yer

Bu çalışma İÜ Tıp Fakültesi Onkoloji Enstitüsü Tıbbi Radyofizik Bilim Dalı ve İÜ Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nın ortak çalışması olup, İÜ Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda tedavi görmüş hastaların BT görüntüleri, planlama verileri ile klinikte bulunan cihazlar kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

3.2. Araç ve Gereçler

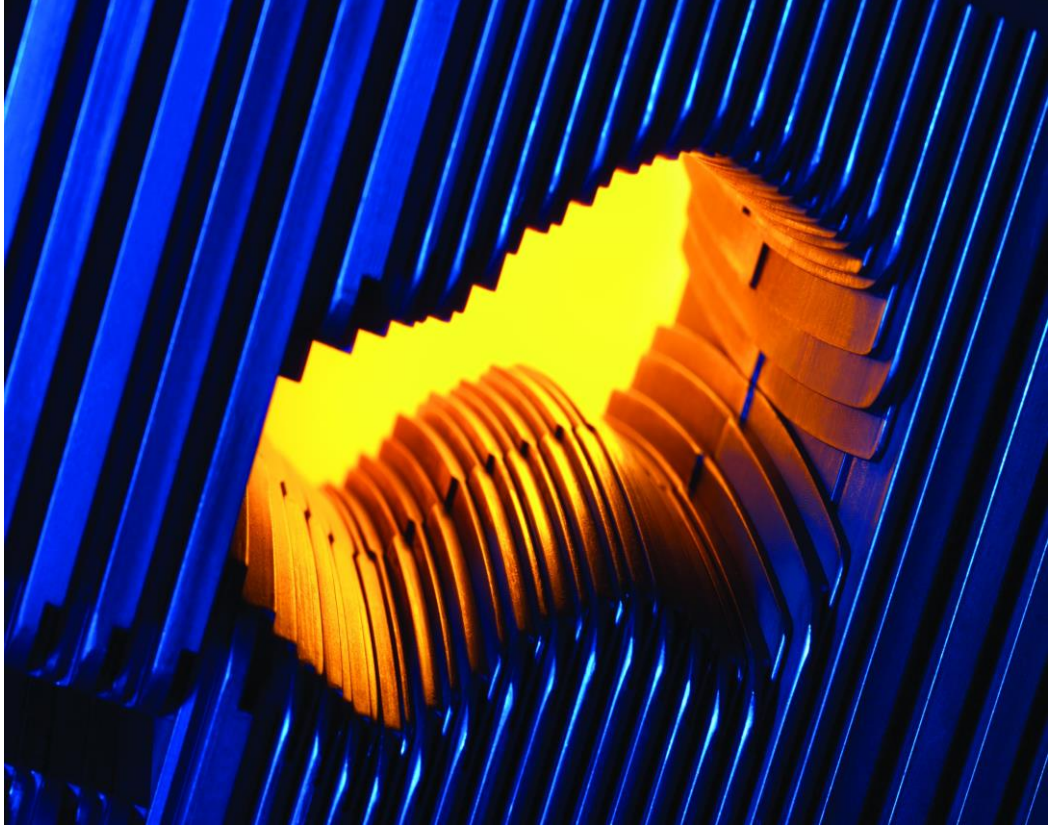
Kullanılan araç ve gereçler aşağıda verilmiştir:

- Varian Clinac iX Lineer Hızlandırıcı
- GE LightSpeed™ RT¹⁶ Bilgisayarlı Tomografi
- Eclipse Versiyon 8.6 Tedavi Planlama Sistemi
- RW3 su eşdeğeri katı fantom
- Wellhöfer Scanditronix FC65-P iyon odası
- Wellhöfer Dose 1 Elektrometre
- Kodak X-Omat V (XV) radyografik film

3.2.1. Varian Clinac iX Lineer Hızlandırıcı

Clinac iX (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) lineer hızlandırıcı 6, 9, 12, 15,18 MeV enerji seviyelerinde elektron ile 6, 15 MV enerjili foton demetlerine sahiptir. Cihazda 120 adet multilif kolimatör bulunmaktadır. Multilif kolimatörler ortada 0,5 cm kalınlıkta 40 adet, devamında 1 cm kalınlıkta 10 adet şeklinde dizilmişlerdir (Şekil 3-1). 10°, 15°, 20°, 25°, 30°, 45° ve 60°'lik dinamik kamalara (Enhancement dynamic wedge,

EDW) ve 15°, 30°, 45°, 60°'lik mekanik kamalara sahiptir. 6x10 cm², 10x10 cm², 15x15 cm², 20x20 cm² ve 25x25 cm²'lik standart alanlı elektron aplikatörleri mevcuttur.



Şekil 3-1: Clinac iX model lineer hızlandırıcı multilif kolimatör görünümü

YART ve 3BKRT tedavilerine imkan veren cihazda megavolt (MV) görüntüleme ve portal dozimetre (Portal Vision™ aS1000, Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) yapılmasını sağlayan sistem monte edilmiştir (Şekil). Ayrıca tedavi anında tedavi alanlarının görüntülenmesine olanak sağlayan kilovolt (kV) X ışını üreten bir tüp ve görüntüleyici ekran da (On Board Imager, OBI, Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) lineer hızlandırıcı cihazına monte edilmiştir (Şekil 3-2). OBI ayrıca CBCT (Cone Beam Computed Tomography) görüntülemesine de imkan sağlar. Bu özelliklerin yanı sıra cihazın Real-time Position Management™ (RPM- Varian Medical Systems, Palo

Alto, CA) donanımı ile tümör hareketiyle eş zamanlı ışınlama yapılabilir. (Alto, CA) donanımı ile tümör hareketiyle eş zamanlı ışınlama yapılabilir.



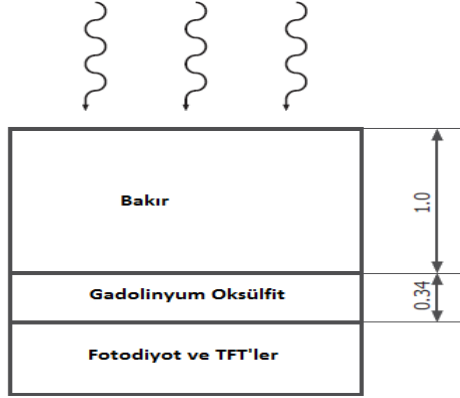
Şekil 3-2: Clinac iX model lineer hızlandırıcı

3.2.1.1. aS1000 EPID

aS1000 EPID, Varian Clinac iX lineer akseleratörüne monte olan robotik kol (the Exact Arm) vasıtasıyla 3 boyutlu olarak hareket edebilmektedir. The Exact Arm , imaj dedektör ünitesini (IDU) hareket ettirmede kullanılmaktadır. Bu sayede IDU; uzunlamasına +24 cm/-20 cm, lateral olarak +-16 cm, vertikal olarak izosentrin 2,5 cm üzerine çıkıp 82 cm altına pozisyonlanabilmektedir (34). IDU'nun duyarlı bölgesi (aktif matriks) 30cm x 40 cm dir. Aktif matriks 1024x768 pikselden oluşup her bir piksel 0.39 mm x 0.39 mm dedektör yüzeyine sahiptir.

aS1000 bir amorf silikon düzlem panel görüntüleyicisidir ve 4 ana bölümden oluşmaktadır: (1) Build-up bölgesi oluşturan ve saçılan radyasyonu absorplayan 1 mm'lik bakır (Cu) levha. (2) Gelen radyasyonu optik fotonlara çeviren terbiyum (Tb) katkılı gadolinyum oksülfat ($Gd_2O_2S:Tb$)'tan yapılan 0.34 mm kalınlıkta sintilatör ekran. (3) Her bir pikselin fotodiyot ve ince film transistöründen (TFT) oluştuğu piksel

matrix. (4) Transistörlerden gelen çıkış sinyalinin görüntüye çevrildiği elektronik devre. Şekilde görüntüleyicinin şeması görülmektedir.



Şekil 3-3: aS1000'in şematik görünümü. Birimler mm cinsinden olup yukarıdaki eğimli oklar gelen radyasyonu temsil etmektedir.

Görüntüleyici koruyucu bir plastik kapakla çevrelenmiştir. Koruyucu kapak ve metal levha arasında hava boşluğu bulunmaktadır. Koruyucu kapak efektif ölçüm noktasından 3 cm yukarıda bulunmaktadır. Aktif matrixteki build-up bölgesi 8 mm suya eşdeğerdir.

3.2.2. GE LightSpeed™ RT¹⁶ Bilgisayarlı Tomografi

RT'de kullanılan bilgisayarlı tomografi (BT) cihazları, radyolojide kullanılan BT cihazlarından farklı olarak masa düzlüğü, gantri genişliği ve lazer sistemi bakımından tedavi cihazları ile uyumlu olarak dizayn edilmişlerdir. Çok kesitli BT cihazı olan LightSpeed™ RT¹⁶ 80 cm'lik gantri genişliğine sahiptir. 16lı dedektör yapısı sayesinde tek seferde 2 cm'lik kalınlığı görüntüleyebilmekte ve 1,25 mm kesit kalınlığında yüksek çözünürlüğe sahip görüntüler alınmasına olanak sağlamaktadır (Şekil 3-4).



Şekil 3-4: LightSpeed™ RT¹⁶ BT

3.2.3. Eclipse Versiyon 8.6.17 Tedavi Planlama Sistemi

Varian (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) “Eclipse versiyon 8.6.17” tedavi planlama sistemi Windows tabanlı olup BT aygıtından aktarılan görüntüleri ve RT aygıtlarının dozimetrik-mekanik verilerini içerir. Hedef hacimde ve normal dokularda oluşan doz miktarını kontrol edebilme olanağı sağlayan sistem, üç boyutlu doz dağılımı görüntüleyebilmekte, doz-volüm histogramı oluşturabilmekte ve birçok RT tekniklerinin uygulanabilirliğini sağlayabilmektedir. Çalışmada kullanılan lineer hızlandırıcının verileri planlama sistemine yüklenmiş olup yapılan planlamalar tedavi aygıtına aktarılabilmekte ve bire bir uygulanabilmektedir. Tedavi planlama sistemi;

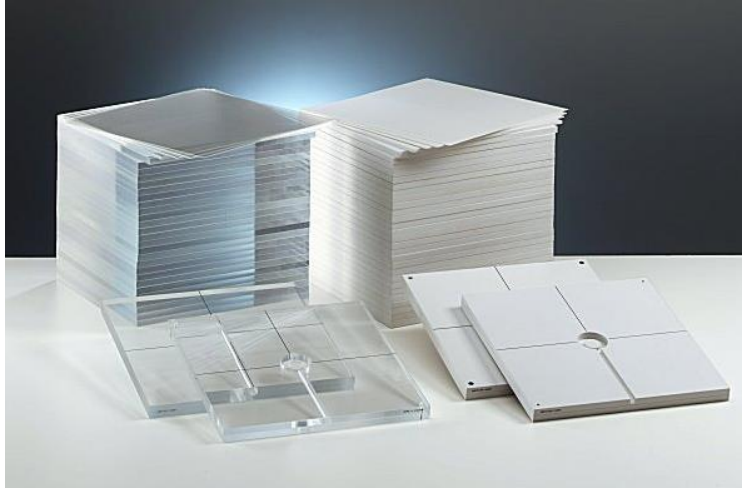
- 3BKRT(Forward/Inverse), YART, 4B RPM(Real-Time Position Management) ve ARK planı oluşturabilme,
- Portal doz hesabı için kernel convolution hesaplama algoritmasını kullanabilme,
- BEV (Beam’s Eye View-kullanıcının hedefleri ve riskli organları kaynaktan görüyormuş gibi bakmaksına olanak sağlayan özellik) ve DRR (Digitally

Reconstructed Radiography-dijital olarak oluşturulmuş radyografi) görüntüleri oluşturabilme,

- Işın açısı optimizasyonu yapabilme,
- BT, PET ve MR görüntülerini kullanarak füzyon yapabilme,
- Transvers, sagittal, koronal düzlemlerde görüntü ve doz dağılımı oluşturabilme,
- Foton demetleri için ve “Pencil Beam Convolution ve Analytical Anisotropic Algorithm”, elektronlar için “Monte Carlo”doz hesaplama algoritmalarını kullanabilme özelliklerine sahiptir.

3.2.4. RW3 Su Eşdeğeri Katı Fantom

RW-3 katı su fantomu (PTW, Freiburg, Germany), yüksek enerjili radyasyon tedavisi dozimetrisinde kullanılan, beyaz polistren'den yapılmış, %2 TiO içeren, fiziksel yoğunluğu 1.045 g/cm^3 , elektron yoğunluğu $3.43 \times 10^{23} \text{ e/cm}^3$ (su: $3.343 \times 10^{23} \text{ e/cm}^3$) olan bir fantom materyalidir. Co-60'dan 20 MV foton ile 4 MeV' den 25 MeV elektron ışın enerjisi aralığında ölçüm yapılacak şekilde tasarlanmıştır. Boyutları 40 cm x 40 cm'dir ve 1, 2, 5 ve 10 mm kalınlıklarındaki levhalardan ibarettir.

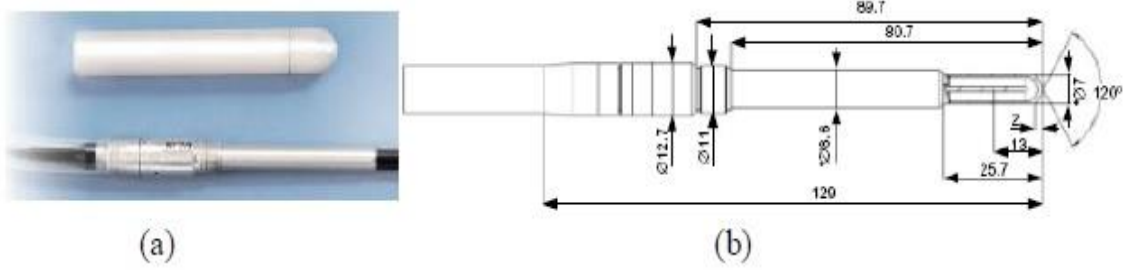


Şekil 3-5 : RW3 su eşdeğeri katı fantom

3.2.5. Wellhöfer Scanditronix FC65-P İyon Odası

Foton ve elektron hüzmelerinin absolut dozimetrisinde kullanılır. Dış elektrodu POM (polioksimetilen), iç elektrodu ise alüminyumdan yapılmıştır. Nominal volümü

0.65 cm³, toplam uzunluğu 23.1mm, silindirin iç çapı 6.2 mm'dir. 1 mm çapında iç elektrodu olan iyon odası 3.9 mm build-up kep ile Co-60'da havada ölçüm yapmaya da uygundur.



Şekil 3-6: (a) FC65-P silindirik iyon odası (b) Şematik gösterimi

3.2.6. Wellhöfer Dose 1 Elektrometre

X-ışını ve elektron ışını dozimetrisinde doz ve doz hızının ölçülmesinde kullanılan yüksek doğruluklu dozimetredir. Doz, doz hızı, ortalama doz hızı, MU (monitor unit) başına doz, akım ve yük ekranda görülebilir. Yaklaşık 40 adet iyon odası ve diyotun kalibrasyon faktörleri, fiziksel, geometrik parametreleri depolanabilir. ± 500 V bias voltajında çalışma imkanı vardır.



Şekil 3-7: Wellhöfer Dose 1 Elektrometre

3.2.7. Kodak X-Omat V (XV) radyografik film

Film dozimetri ve rölatif dozimetri işlemlerinde kolay uygulanabilir ve hızlı ölçüm alınabilir bir sistemdir. Aynı zamanda yüksek uzaysal çözünürlüğüne sahiptir ve sürekli doz dağılımını sağlar (AAPM, 1983). Film, yapılan oransal dozimetri işlemlerinde, diyot ve iyon odası yerine kullanılabilir. Film, 3 önemli katmandan oluşur. Bunlar film tabanı, emülsiyon katmanı ve koruyucu tabakadır. Film tabanı, duyarlı emülsiyon tabakası için gerekli olan fiziksel dayanağı sağlar. Kalınlığı genelde 150 µm civarındadır. Taban genellikle polyester gibi plastik maddelerden yapılmıştır. Işığı mümkün olduğunca çok geçirmeli, görüntüyü etkilememelidir. Emülsiyon katmanı, Kalınlığı 10 µm olan katman jelatin ve gümüşten oluşur. Jelatin, gümüş halojenür kristallerini kümelenmeden homojen şekilde tutmaya ve banyo eriyiklerinin emülsiyon tarafından emilmesini sağlar. Gümüş halojen, emülsiyonun ışık ya da radyasyona duyarlı kısmını oluşturur. Ag+, Br-, I- iyonları içerir. Koruyucu tabaka, emülsiyonun fiziksel darbelere karşı korunmasını sağlayan emülsiyon üzerine kaplanmış jelatinden yapılmış ince bir tabakadır.

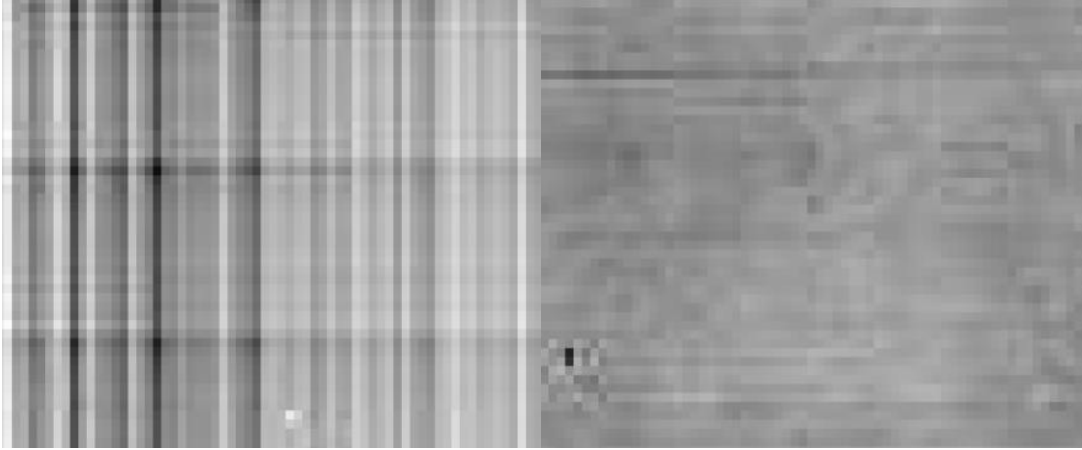
3.3. Yöntem

3.3.1. EPID Kalibrasyonu

Elektronik portal görüntüleme cihazlarının, elde edilecek olan görüntünün klinik koşullarına göre kalibrasyonu yapılmalıdır. EPID kalibrasyonu, elde edilmek istenen görüntünün arka planındaki gürültüyü gidermek ve sistemin verdiği uzaysal cevabı sabitlemek amacıyla yapılır.

3.3.1.1. Görüntüleyicinin Kalibrasyonu

Dedektör, dark field (ışın verilmeksizin) ve flood field (ışın verilerek) görüntüleri alınarak kalibre edilir. Dark field radyasyon verilmeksizin ortalama olarak 30 framede alınır. Dark field kalibrasyonu piksellerde radyasyon olmadığı andaki akımı tespit etmek için yapılır. Flood field ise EPID'in aktif dedeksiyon bölgesinden daha büyük alana radyasyon verilerek (elektronik devreler radyasyon almayacak şekilde) ortalama olarak 50 framede alınmaktadır. Flood field kalibrasyonu pikseller arası farklılığı belirlemek amacıyla yapılır.



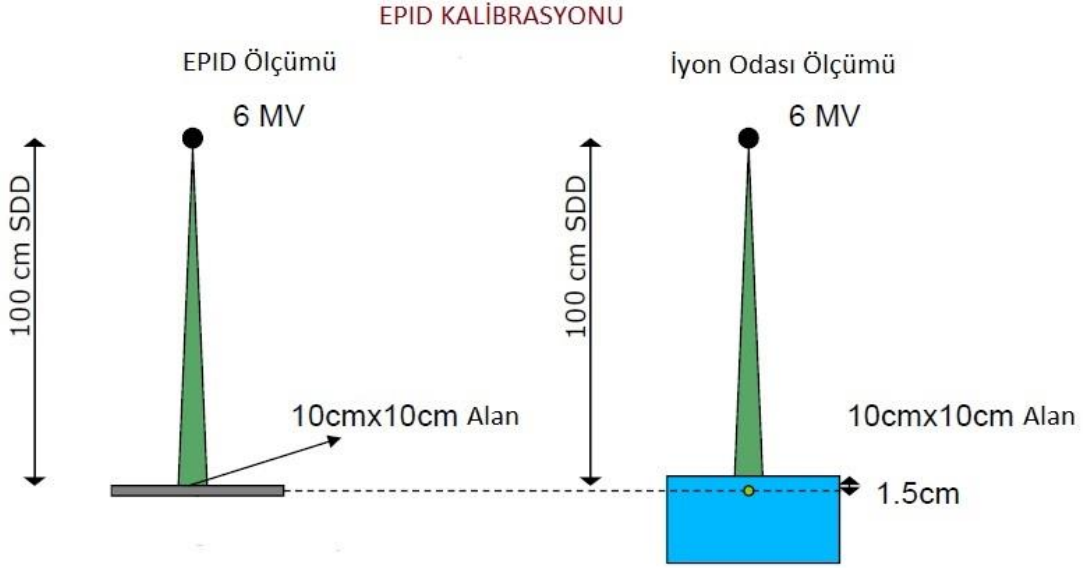
Şekil 3-8: Dark Field&Flood Field

Flood Field kalibrasyonu ışın eksenini dışındaki farklılıkları hesaba katmaz. Işın profili, aktif matriks alanının kalınlığından dolayı (yaklaşık olarak 8mm suya eşdeğer materyal) karakteristik boynuzlar sergileyebilir (Podgorsak 2003). Bu durum dozimetride %5'e varan hatalara yol açmaktadır. Hatayı gidermek için aşağıdaki düzeltme kullanılır:

$$\text{Düzeltilmiş İmaj} = \left[\frac{\text{Alınan İmaj} - \text{Dark Field}}{\text{Flood Field}} \right] * FF_{\text{ort}}$$

Şekil 3-9: Alınan EPID görüntüsünün düzeltilmesi

Burada elde edilen görüntünün piksellerini düzeltmek için alınan görüntüden dark field çıkartılır. Daha sonra görüntü elde etme koşullarında kalibrasyonu yapılan flood field'a bölünerek ortalama flood field ile çarpım işlemi yapılır.



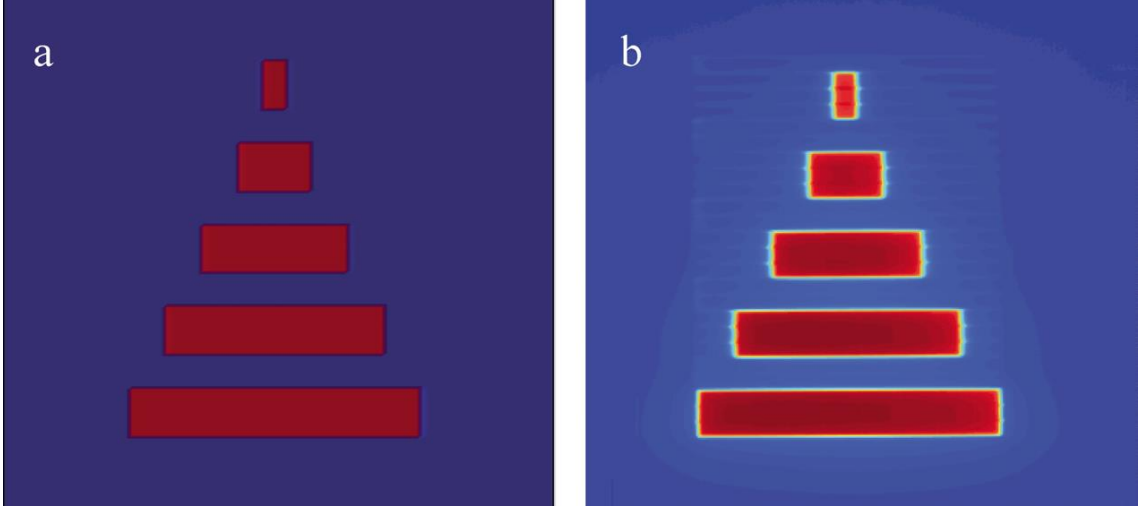
Şekil 3-10: Kalibrasyon Seti

Doz kalibrasyonu işleminin amacı ise EPID'i farklı dozlar için kalibre etmektir. Ölçümlere başlamadan önce linak output kalibrasyonu AAPM TG 51 protokolüne göre yapılır (1MU=1cGy). Portal görüntüleyici cihaz, dozu kalibrasyon birimi (CU) cinsinden vermektedir. Kalibrasyon; SDD=100 iken, 10x10 cm²'lik alana 100 MU verilip 1 CU'ya karşılık gelecek şekilde yapılır. Bu durumda normalizasyon, referans koşullarda 1CU=1Gy'e karşılık gelmektedir.

3.3.1.2. Portal Doz Hesaplama (PDC) Algoritmasının Konfigürasyonu

PDC algoritmasının konfigürasyonu için 3 ölçüm gereklidir: spesifik test alanı, output faktörleri ve ışın yoğunluk profili (Vision documentation, 2005). Test alanı ve output faktörleri ölçümü EPID ile yapılabilirken, ışın yoğunluk profili TPS'de var olan verilerden alınabilir.

Test alanı PDC konfigürasyonu için Varian tarafından özel olarak tasarlanmıştır. "optimal fluence" olarak tanımlanan test alanı, en ideal modülasyonda bulunmaktadır. Örneğin dMLC'nin fiziksel ve mekanik limitasyonları hesaba dahil edilmez (Vision documentation, 2003b). TPS, optimal fluence dosyası ile en olası fluence'yi oluşturmak için dMLC hareketlerini hesaplar. Test alanı şekilde görülmektedir.



Şekil 3-11: Test alanları a)Ölçülen b)Hesaplanan

Bu alan ölçüm sonucunda, PDC algoritmasının kernel hesabı için kullanılır. Ölçüm işlem yapılacak olan enerjide SDD 100 ve 140 cm'de 145 MU verilerek yapılır.

Output faktörleri 3×3 cm²'lik alandan 28×38 cm²'lik alanlar için (büyük alanlarda kolimatör 90° yapılarak) SDD 100 ve 140 cm'de tek tek ölçülmüştür. Eclipse TPS'de bulunan "dose profile tool" özelliğini kullanarak elde edilen görüntünün merkezindeki okuma değeri girilir.

3.3.2. EPID'in Kalite Temini İçin Gerekli Olan Parametrelerin Araştırılması

EPID sistemlerinin optimal olarak çalışabilmesi için; hüzme enerjisi, doz hızı, alan büyüklüğü, buildup etkisi, gantri açısı ve hasta-dedektör mesafesinden gelen kalibrasyon faktörleri belirlenmelidir.

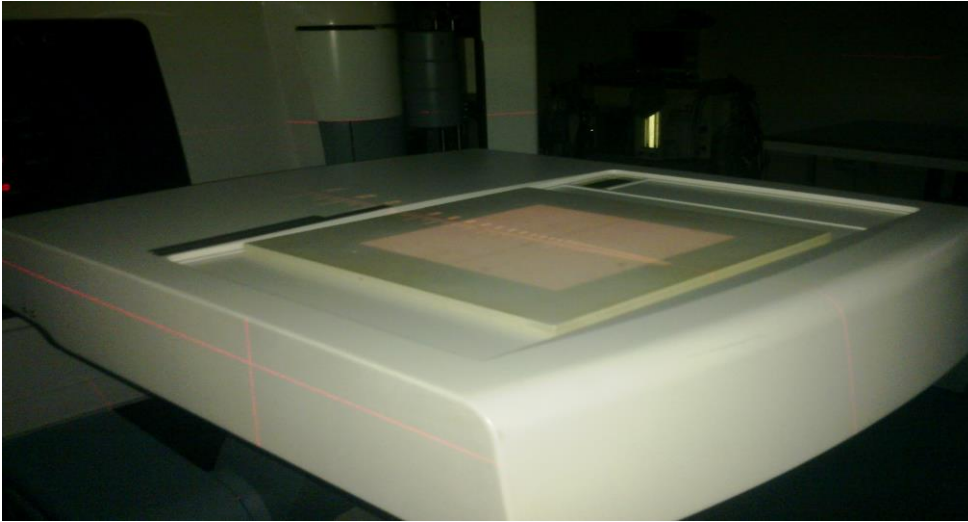
Burada yapılan tüm ölçümler 3'er kere tekrarlanarak sonuçların ortalaması alınmıştır.



Şekil 3-12 :EPID'de kalite temini parametrelerinin incelenmesi

3.3.2.1. Buildup Etkisi

aS1000 EPID'in dozimetrisinde buildup etkisini değerlendirmek amacıyla dedektör yüzeyine farklı kalınlıklarda su eşdeğeri fantom (RW3 katı su fantomu) materyali konularak 6 MV enerji değerinde ölçümler alındı. Gantri ve kolimatör 0° pozisyonuna getirilip alan boyutu $20 \times 20 \text{ cm}^2$ açılarak SDD 100 cm mesafede iken EPID yüzeyine herhangi bir materyal konulmadan ve 0.5, 1, 1.5 cm kalınlığında fantom konularak her bir ölçümde 100 MU verilerek ışınlama yapıldı. Eclipse TPS'de ışınlanan alanın izosentrındaki CU değeri okundu.



Şekil 3-13: 1 cm'lik buildup materyali ile ölçüm yapılması

3.3.2.2. Doz Lineeritesi

EPID'in lineeritesini saptamak için SDD 100 cm'de $15 \times 15 \text{ cm}^2$ ışık alanı açılarak 6 ve 15 MV enerjiler için farklı MU'lerde ölçümler alındı. EPID; dakikada 300 MU'luk sabit doz hızı ile gantri ve kolimatör 0° iken 4, 8, 10, 50, 100, 150, 200, 250, 300 ve 400

MU verilerek ışınladı. Her bir ölçüm değerine karşılık gelen izosentirdaki CU değeri okundu. Aynı zamanda dozun MU ile lineeritesini verifiye etmek için iyon odası ile de SDD 100 cm'de ölçümler tekrarlandı.

3.3.2.3. Alan Bağımlılığı

6 MV enerji için SDD 100 cm'de 5x5 cm²'den 27x27 cm²'ye olan kare alanlar için ölçümler alındı. Ölçümler sabit doz hızı (300 MU/dk) ile 100 MU verilerek yapıldı. TPS'den izosentirdaki CU değeri okundu. Aynı zamanda iyon odası ile de SDD 100 cm'de aynı alan ebatları için ölçümler tekrarlandı. Her bir değer 10x10 cm² alana göre normalize edildi.



Şekil 3-14: EPID'in alan bağımlılığının incelenmesi

3.3.2.4. Doz Hızı Bağımlılığı

EPID'in doz hızına olan bağımlılığı değerlendirmek için literatürde iki farklı yol bulunmaktadır:

- i) SDD 100 cm mesafesini sabit tutarak linakın doz hızını değiştirmek.
- ii) SDD mesafesini değiştirirken doz hızını sabit tutmak.

Çalışmada ikinci yol olan sabit doz hızı ile (300 MU/dk) farklı SDD mesafelerini kullanarak (100, 110, 120, 130 ve 140 cm SDD) 15x15cm²'lik alana 6 MV enerjide 100 MU verilip CU değerleri okunmuştur. Okunan değerler ters kare kanuna göre düzeltilerek SDD=100 cm mesafesinde okunan değer ile karşılaştırılmıştır.

3.3.2.5. Gantri Açısı Bağımlılığı

Gantri rotasyonunundan kaynaklanan mekanik stabiliteyi değerlendirmek için EPID, 12 eşit aralık olacak şekilde 0° ve 360° arasındaki açılarda ışınılandı. Ölçümler 10x10 cm²'lik alana sabit 100 MU verilerek 0 derece kolimasyonda yapıldı. Okumalar diğer ölçümlerdeki gibi izosentürde alınmıştır.



Şekil 3-15: Gantri 120°'de EPID ölçümü

3.3.2.6. Hafıza Etkisi

Dedektör elemanları yükü ardışık olarak okur ve sinyale çevirir. Fakat yük aktarımı her ne kadar kontrollü yapılsa da bir önceki etkileşim bir sonraki okumayı etkiler ve buna hafıza etkisi denir. Hafıza etkisi görüntü kalitesini olumsuz olarak etkiler. EPID'de hafıza etkisini incelemek amacıyla van Esch ve ark.'larının çalışmasına benzer şekilde ışınlama gerçekleştirildi(35). 5x5 cm²'lik alanda ve 20x20 cm²'lik alanda 100 MU

verilerek alan görüntüleri alındı. Görüntüler arasında 15 saniyelik zaman farkı bulunmaktadır. Karşılaştırma amaçlı olarak birkaç dakika sonra 20x20 cm²'lik alan ışınlanmıştır. 20x20 cm²'lik alanların CU değerleri izosentr noktasında değerlendirilmiştir.

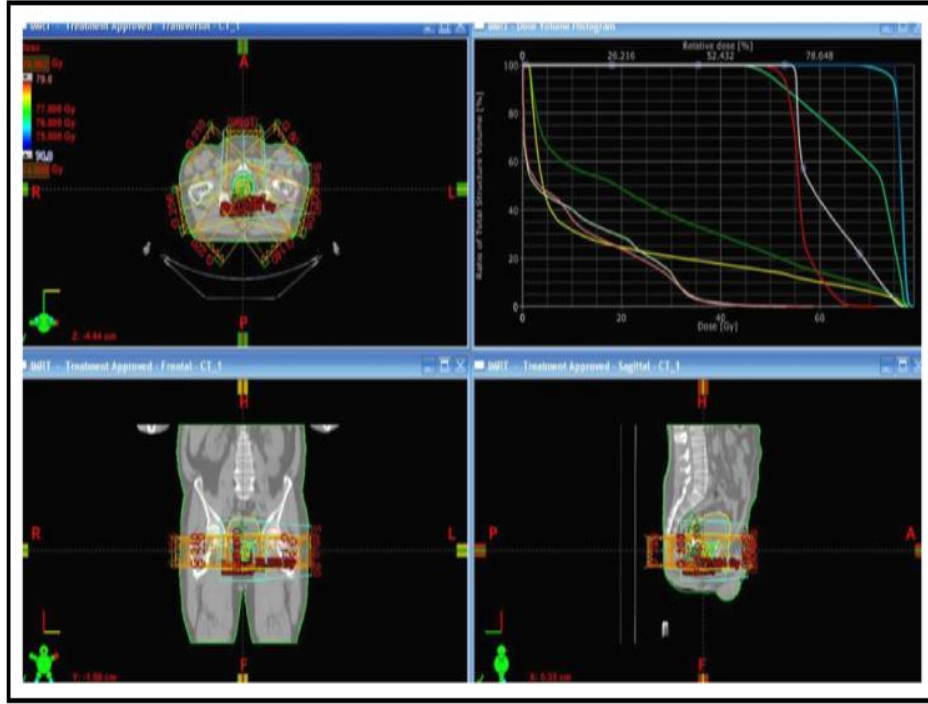
3.3.3. YART Verifikasyonu

3.3.3.1 Hasta Planlarının Seçimi

Kliniğimizde YART almış 10 adet prostat hastasının, BT görüntüleri ve YART planları kullanıldı. Hastaların hedef hacim (PTV) ve sağlıklı organları radyasyon onkoloğu tarafından ICRU 50 ve 62 raporlarına göre konturlandı.

3.3.3.2. YART Planlarının Oluşturulması

10 hastaya hedef hacim olan PTV için tanımlanan dozun verilip ve hedefin çevresindeki sağlıklı organların mümkün olabildiğince korunmasının amaçlandığı YART planlamaları Eclipse versiyon 8.6.17 tedavi planlama sisteminde (TPS) tersten planlama (inverse planning) seçeneği kullanılarak oluşturuldu. Herbir planlama için 6 MV foton enerjisi, dakikada 300 MU doz hızı, tümör yerleşimine göre 7 farklı gantri açısı (0⁰,50⁰,100⁰,140⁰,220⁰,260⁰,310⁰), tanımlanan hedef organların ve riskli organların doz sınırlamaları (constraints) ile öncelikleri (priority) tarafımızdan verilerek Eclipse TPS'nin YART optimizasyonu çalıştırıldı. Verilen özellikler doğrultusunda en uygun tedavi planı, sistemin tersten planlama algoritması tarafından oluşturuldu. Işınlama tekniği olarak dinamik multilif kolimatörler kullanıldı.



Şekil 3-16:Prostat YART planı değerlendirme

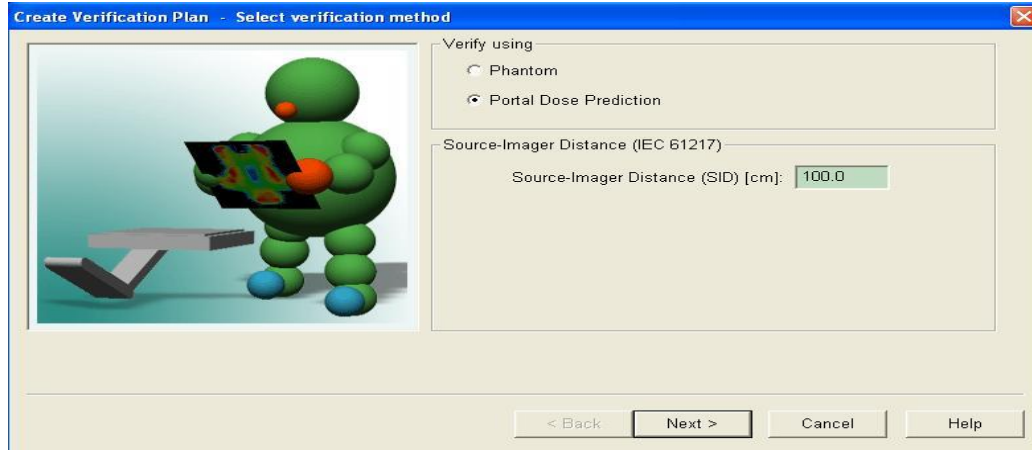
3.3.3.3. Multilif Kolimatör Kabul Testleri

Oluşturulan doz doğrulama planları ışınlanmadan önce lineer hızlandırıcı ve multilif kolimatörlerin lif pozisyonlarının doğruluğu kontrol edilmelidir. Bu amaçla lif pozisyonlarının doğruluğu için sistemde mevcut olan bahçe çiti testi yapıldı. Bu test için $X=10$ cm, $Y=40$ cm olacak şekilde alan açılarak, gantri 0° , kolimatör 90° ve kaynak film mesafesi (KFM) 100 cm'ye ayarlanarak ölçüm seti kuruldu. Gafchromic EBT filmi d_{max} derinliğinde (6 MV için 1.6 cm'de) katı su fantomları arasına ışın gelişine dik olarak yerleştirildi. 300 MU ile ışınlama gerçekleştirildi.

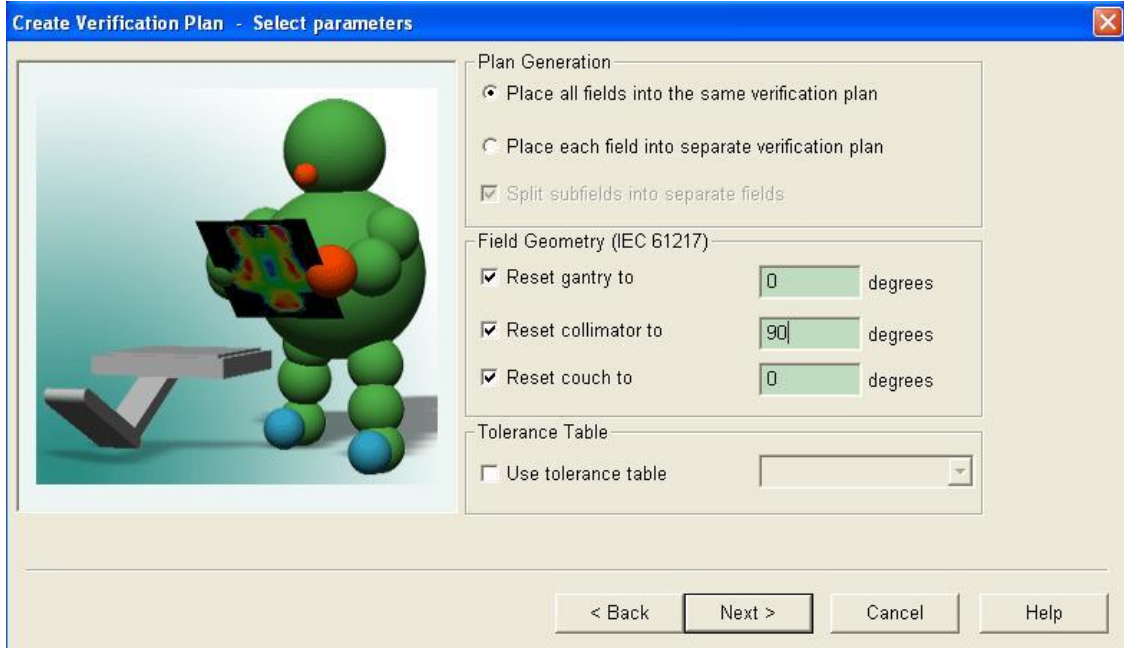
Şekil 3-17: Bahçe çiti Testi

3.3.3.4. EPID ile Herbir Alan Doz Dağılımının Hesaplanması

Herbir hasta için yapılan ve radyasyon onkoloğu tarafından tedavi onayı verilen YART planları için EPID'de ışınlanmak üzere tek tek verifikasyon planları oluşturuldu. YART planları her alanın gantri ve kolimatör açıları 0° (büyük alanlarda kolimatör 90° alınabilir) olacak şekilde Portal Dozimetry 8.6 programı ile hesaplatıldı. Oluşturulan verifikasyon planları Varian Clinac iX tedavi cihazına gönderildi.

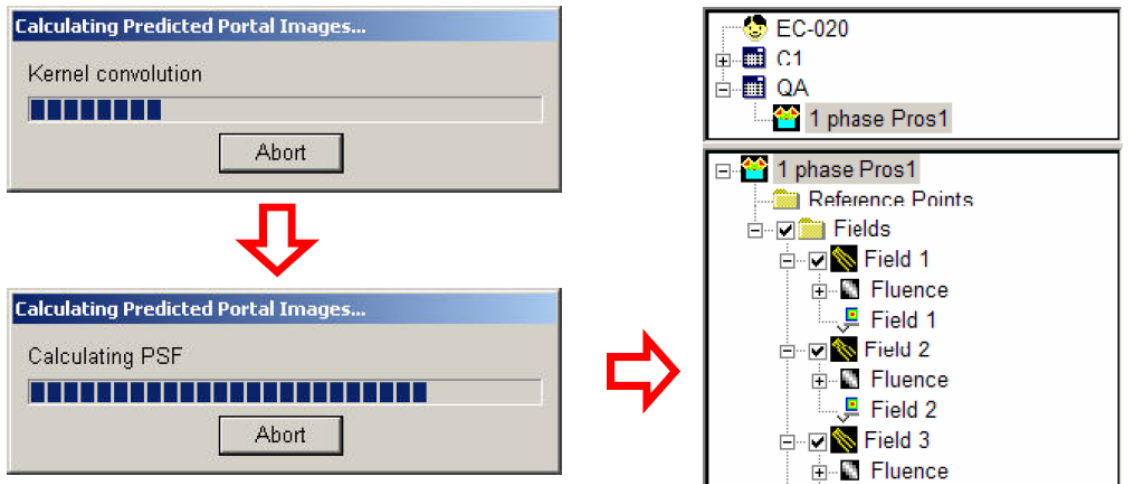


Şekil 3-18: YART planının EPID'e aktarılması

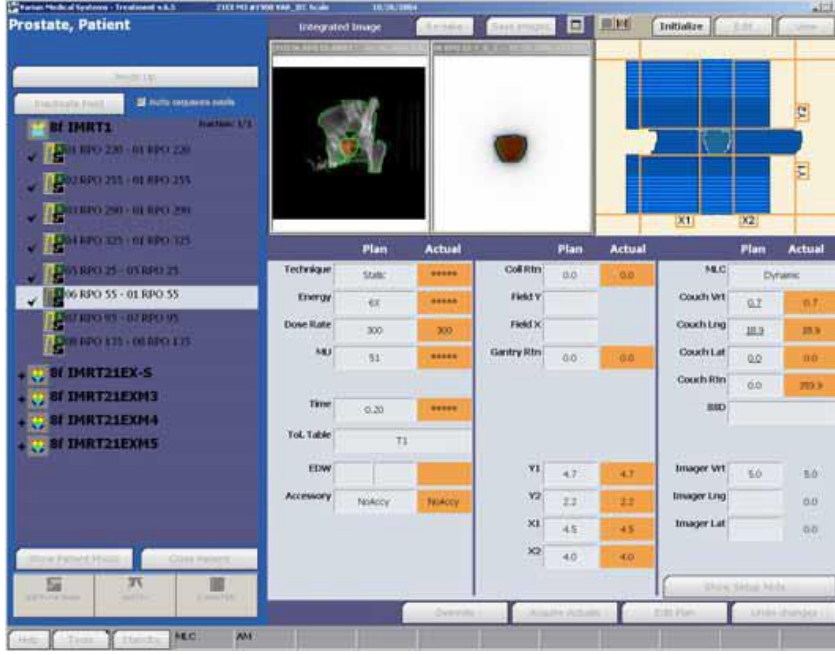


Şekil 3-19: Verifikasyon parametrelerinin seçilmesi

a-Si (aS1000) dedektör sistemi SSD 98.75 cm, SDD 100cm olacak şekilde ayarlandı. Ölçümler her hasta planı için ayrı ayrı alındı ve değerlendirme Eclipse TPS’de yapıldı.



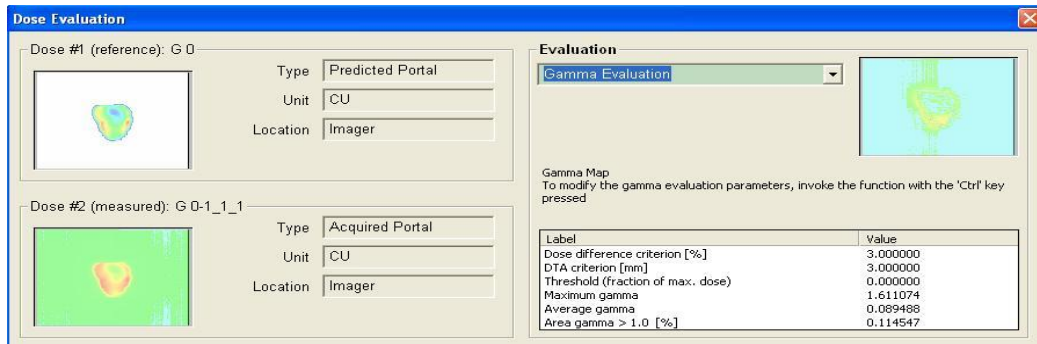
Şekil 3-20 : Tahmin edilen portal dozun hesaplanması



Şekil 3-21: Verifikasyon planın ışınlanması

3.3.3.5. Değerlendirme Kriterleri

Çalışmada Portal Dosimetry programı tarafından hesaplanan doz haritaları ile EPID'de yapılan verifikasyon planlarının elde edilen doz haritaları dozimetrik olarak karşılaştırıldı. Karşılaştırmada EPID'in yazılımında kliniğimizin kabul kriteri olan doz farkı (DD) %3 ve kabul edilebilir mesafe (DTA) 3 mm kabul edilerek gamma indeksi ile değerlendirme yapıldı. Ayrıca %4 DD, 4 mm DTA ve %5 DD, 5mm DTA için gamma indeks değerlendirmesi yapıldı.



Şekil 3-22: Gamma index değerlendirmesi

4. BULGULAR

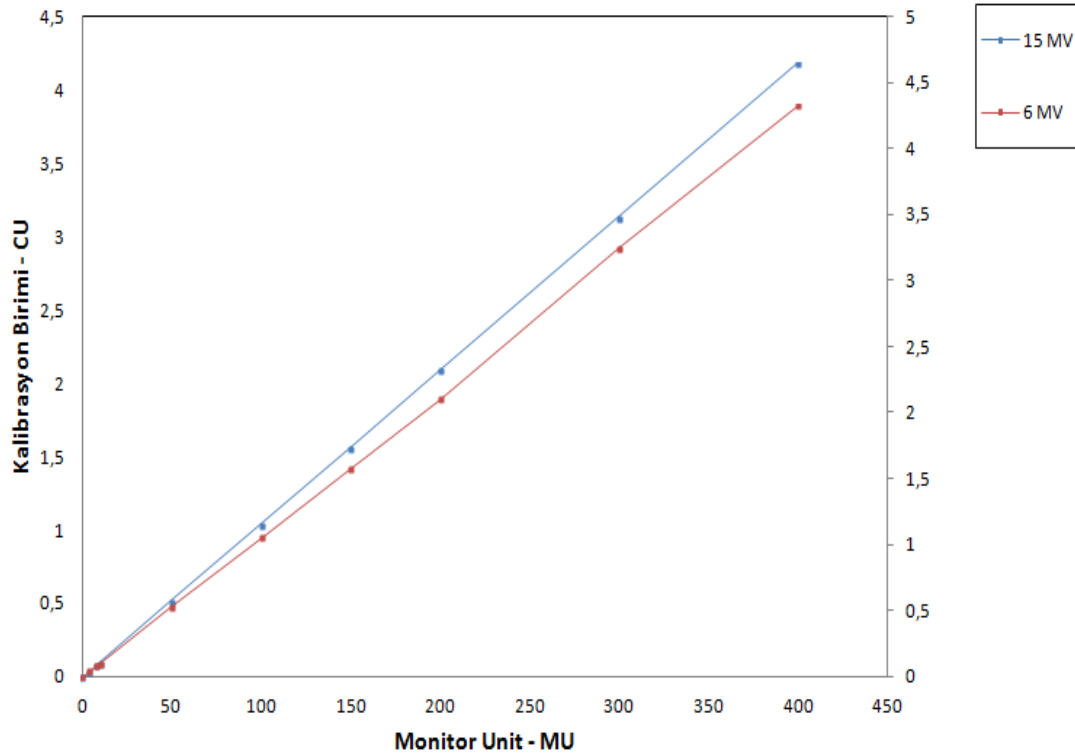
4.1. EPID'in Dozimetrik Özellikleri

4.1.1. Buildup Etkisi

Buildup materyali olmaksızın ve 0.5, 1, 1.5 cm kalınlığındaki katı su fantomları ile okunan CU değerleri rölatif olarak karşılaştırıldığında sonuç %100.7, %99.4, %98.8 olarak bulunmuştur.

4.1.2. Doz Lineeritesi

Şekilde 6 ve 15 MV için verilen dozun fonksiyonu olarak EPID merkezinde ölçülen doz kalibrasyon birimi (CU) cinsinden görülmektedir. Ayrıca yapılan regresyon analizinde $R^2=0.9999$ bulunmuştur.



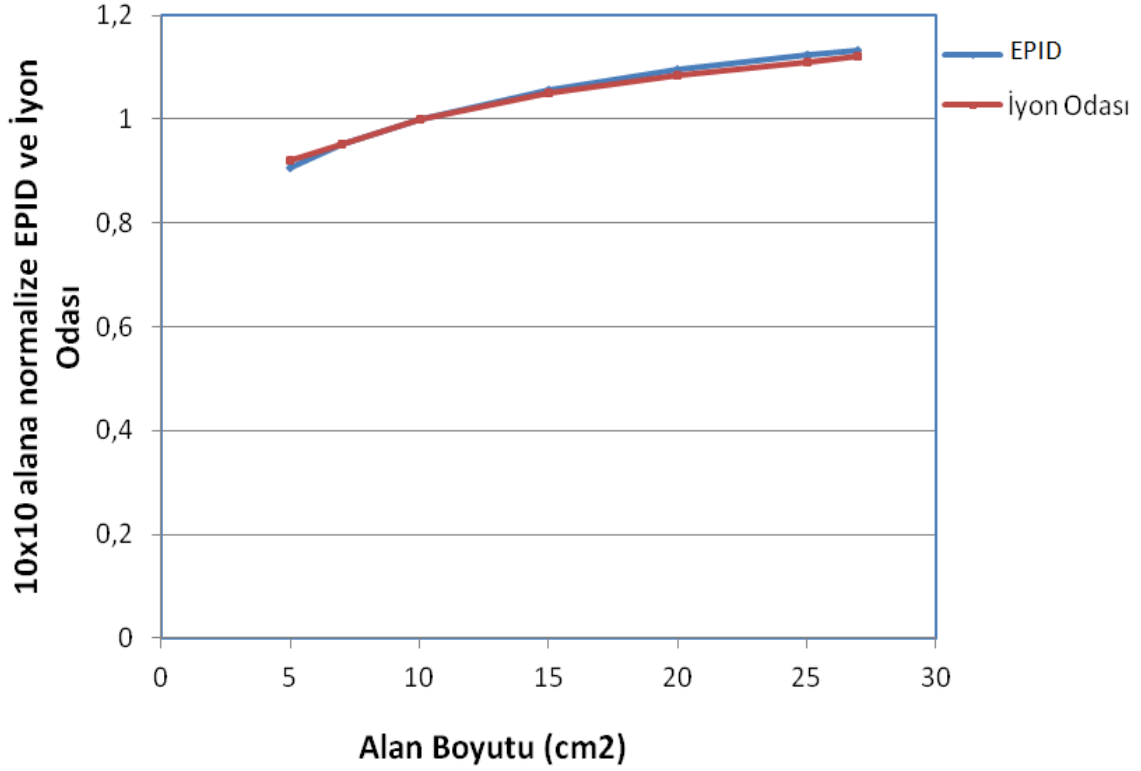
Şekil 4-1: 6 MV ve 15 MV için EPID'in doz lineeritesi



Şekil 4-2:aS1000 EPID

4.1.3. Alan Bağımlılığı

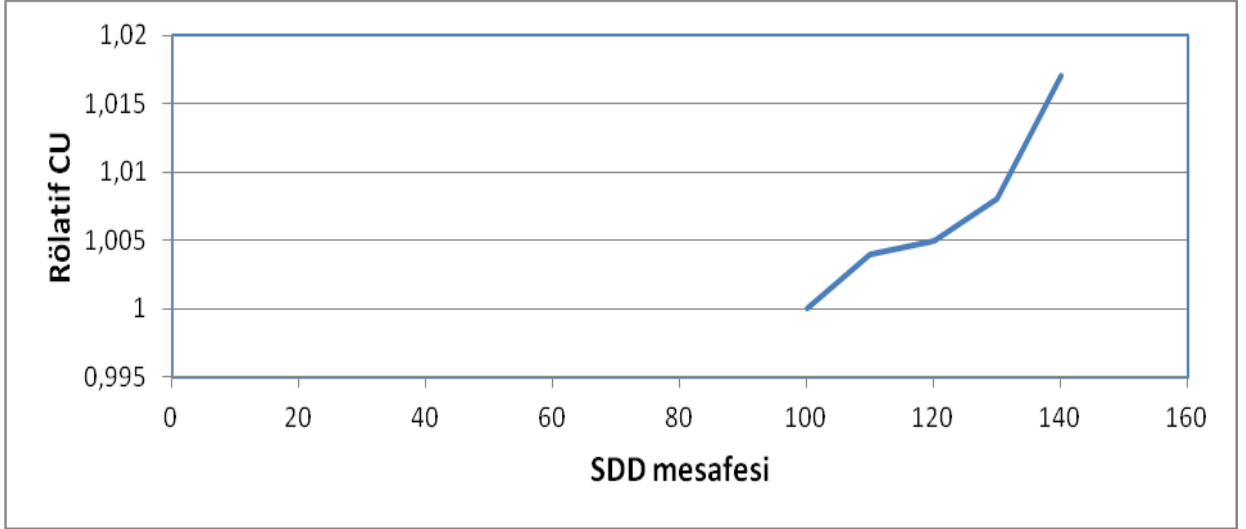
Herbir alan için CU değerleri alan merkezinde okunmuştur. EPID'de ölçülen CU değerleri ve iyon odası okumaları $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 'lik alana normalize edilerek çizdirilmiştir (şekil). EPID'deki CU değerleri iyon odasına göre (rölatif değerler üzerinden) 5×5 , 7×7 , 15×15 , 20×20 , 25×25 , $27 \times 27 \text{ cm}^2$ 'lik alanlar için sırasıyla -0.4% , -0.1% , $+0.4\%$, $+1\%$, $+1.2\%$, $+1.3\%$ oranında farklılık göstermektedir.



Şekil 4-3: 6MV için EPID ve İyon odasının alan boyutuna göre değişimi

4.1.4. Doz Hızı Bağımlılığı

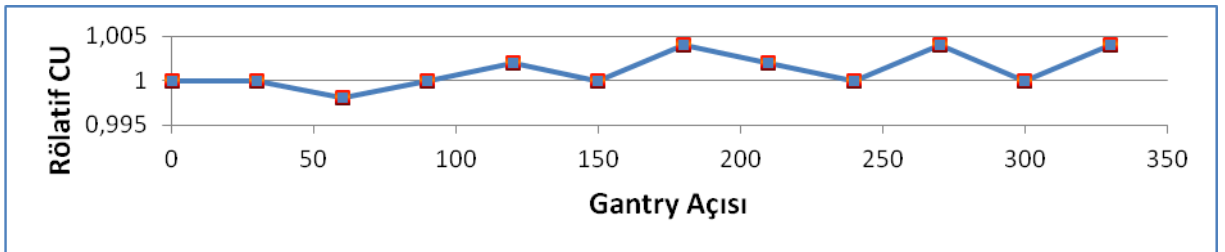
SDD 100, 110, 120, 130 ve 140 cm mesafeleri için CU değerleri okunmuştur. Sonuçlar klinikte rutin olarak kullanılan SDD 100 cm (300 MU/dk)'ye normalize edilmiştir. CU değerleri ters kare kanuna göre hesaplanmıştır. SDD 110, 120, 130 ve 140 cm için sırasıyla %0.4, %0.5, %0.8, %1.7 oranında daha yüksek CU değerleri bulunmuştur.



Şekil 4-4: SDD mesafesi değişimi ile okunan CU değerleri

4.1.5. Gantry Açısı Bağımlılığı

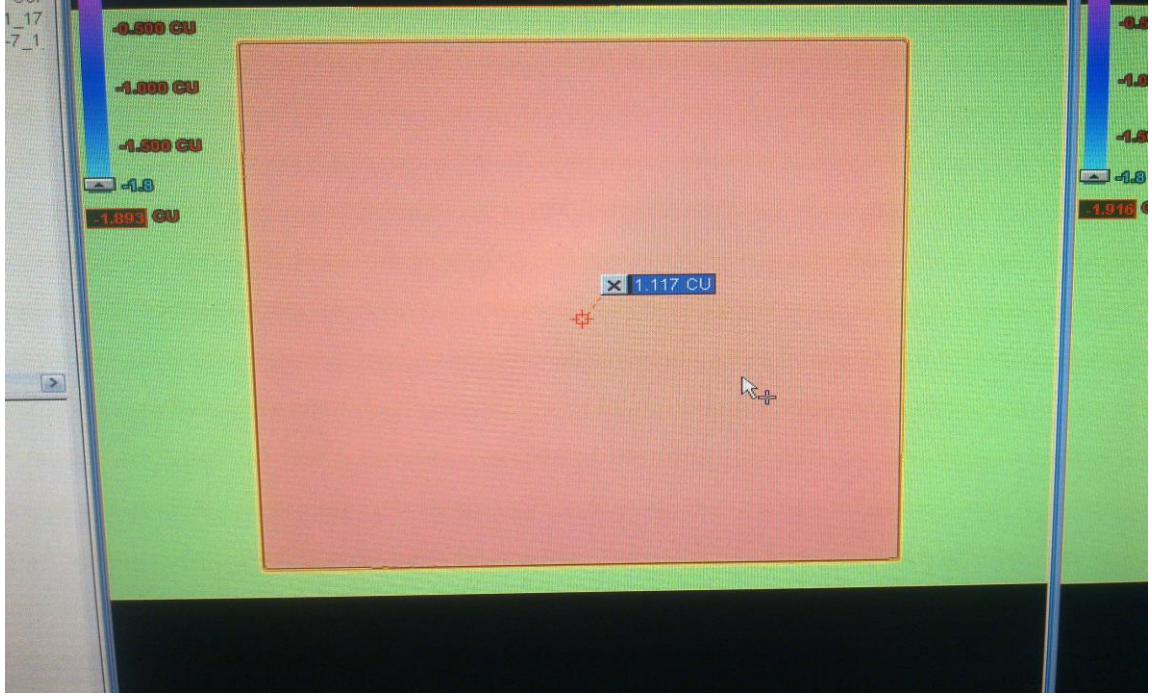
Farklı 12 gantri açısında alınan ölçümler sonucunda okunan CU değerleri -0.2% ve $+0.4\%$ arasında değişkenlik göstermektedir (Şekil). Gantry 0° iken okunan değer 1'e normalize edilmiştir.



Şekil 4-5: Gantry açısı ve rölatif CU değeri

4.1.6. Hafıza Etkisi

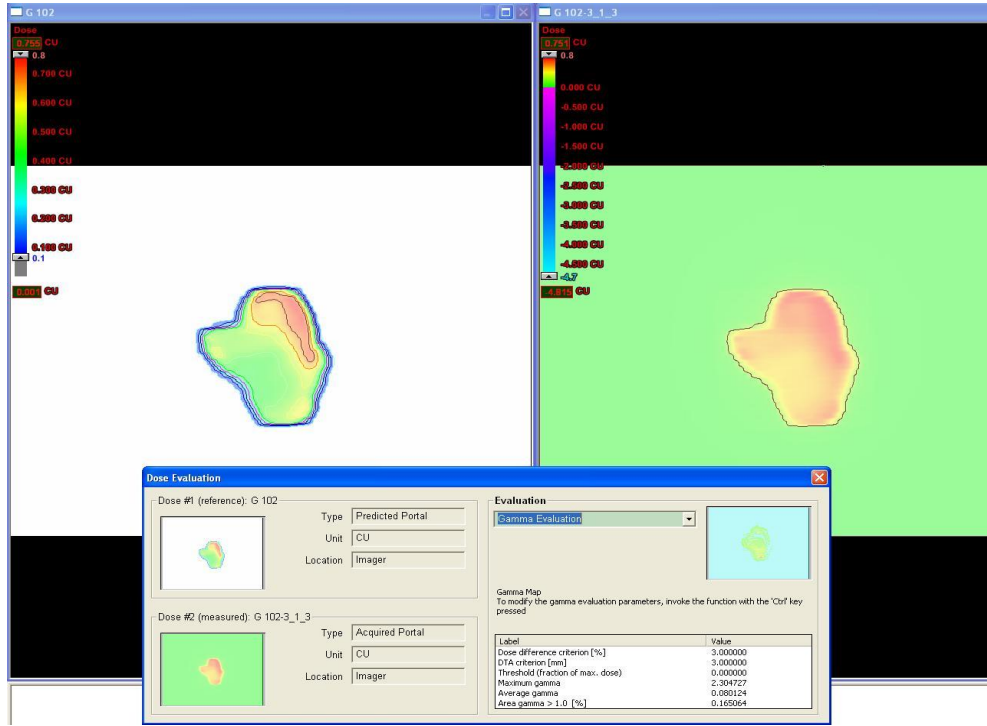
5x5 cm²'lik alandan 20 saniye sonra alınan 20x20 cm²'lik alanın merkezinde okunan CU değeri 1.085'tir. Birkaç dakika sonra ışınlanan 20x20cm²'lik alanın CU değeri ise 1.077'dir. İki görüntü arasındaki hafıza etkisi değeri % 0.8'dir.



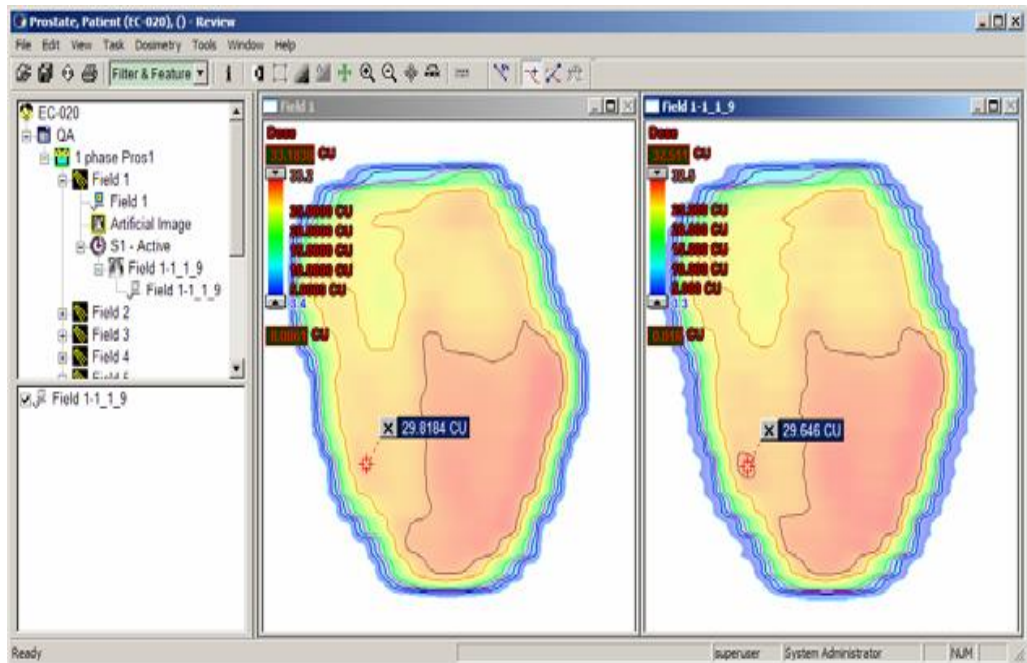
Şekil 4-6: Alan merkezinde okunan CU değeri

4.2. YART verifikasyon planlarının EPID'de ışınlanması

10 hasta için daha önce anlatıldığı gibi oluşturulan verifikasyon planlarının, Varian Clinac iX lineer hızlandırıcısında portal dozimetri ölçümleri yapıldı. EPID ile elde edilen doz haritası ile TPS'den alınan doz haritaları Portal Dosimetry yazılımı kullanılarak karşılaştırıldı. DD (%3, 4, 5) ve DTA (3, 4, 5 mm) kriterlerine göre gamma indeksinde değerlendirme yapıldı. Değerlendirme sonuçları aşağıdaki tabloda verilmektedir.



Şekil 4-7: Eclipse Portal Dozimetri yazılımı ile hesaplanan ve ölçülen alanların gamma index metoduyla değerlendirilmesi

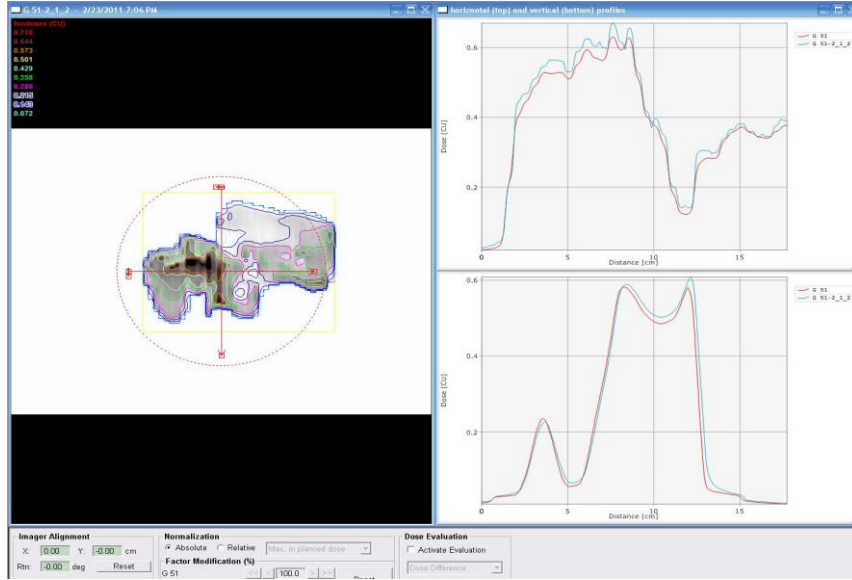


Şekil 4-8: Hesaplanan ve Ölçülen doz haritalarının karşılaştırılması

Hasta No	$\gamma_{\text{ort}}(\%3, 3\text{mm})$	$\gamma_{\text{ort}}(\%4, 4\text{mm})$	$\gamma_{\text{ort}}(\%5, 5\text{mm})$
1	0,130	0,028	0,004
2	0,343	0,084	0,025
3	0,117	0,025	0,006
4	0,229	0,032	0,007
5	0,217	0,029	0,008
6	0,121	0,02	0,002
7	0,184	0,046	0,008
8	0,157	0,039	0,005
9	0,153	0,035	0,005
10	0,200	0,029	0,007
Ortalama	0,185	0,036	0,007

Tablo 4-1: EPID ile ölçülen doz haritası ile TPS'den alınan doz haritalarının karşılaştırma sonuçları

Tablodan görüldüğü gibi 10 prostat YART planı için bulunan ortalama gamma değeri %3 DD ve 3mm DTA kriterleri için 0.185, %4 DD ve 4mm DTA kriterleri için 0,036, %5 DD ve 5mm DTA kriterleri için 0,007 bulunmuştur.



Şekil 4-9: Ölçülen ve hesaplanan alan profillerinin karşılaştırılması

5. TARTIŞMA

Radyoterapide yüksek dozlara çıkılarak maksimum tümör kontrolünün amaçlandığı YART planlamalarında birçok parametre (küçük alanlar, farklı ışın yoğunlukları, multilif kolimatörler, vs.) etkindir ve el ile MU hesabı 3BKRT'deki gibi yapılamamaktadır. Bu nedenle YART planlarının, tedavi öncesinde dozimetrik doğruluğunun klinik kalite temini programlarına göre mutlaka kontrol edilmesi gerekmektedir (35,36,37). Bu kontroller için kullandığımız aS1000 elektronik portal görüntüleme sisteminin kalite temini için gereken parametrelerle birlikte dozimetrik özellikleri araştırıldı. Aynı zamanda EPID'in YART plan verifikasyon işlemleri için uygulanabilirliği araştırıldı.

5.1. Dozimetrik Özellikler

Yapılan ölçümlerde ilk olarak EPID'in buildup materyaline ihtiyacı olup olmadığı incelenmiştir. Çünkü aS1000 EPID için dedektöre kadar olan mesafe, 0.8 cm'lik su eşdeğeri materyale karşılık gelmektedir. Bu amaçla EPID'in üzerine 0.5, 1 ve 1,5 cm konularak ölçümler alınmıştır. Alan merkezinde okunan CU değeri 0.5 cm kalınlığındaki buildup ile maksimuma ulaşırken (%0.7); artan kalınlık ile okunan değer azaldığı tespit edilmiştir. Herhangi bir buildup materyali olmadan yapılan ölçümün profili, maksimum okunan değer profili ile uyumlu olduğu bulunmuştur (%1 sınırının altında). Bu nedenle yapılacak olan diğer ölçümlerde ekstra buildup materyali kullanılmamasına karar verilmiştir. Greer ve Popescu, aS500 EPID üzerinde yaptığı çalışmada (36) %0.6 oranında 0.5 cm buildup materyali için farklılık bulmuşlardır.

EPID'in verilen doza cevabını incelemek amacıyla 4 ile 400 MU arasındaki dozlarla ışınlama yapılmıştır. Alınan sonuçlar 6 ve 15 MV için EPID'in doza verdiği cevabın lineer olduğunu ($R^2=0.9999$) göstermektedir. Aynı zamanda farklı enerjilerde EPID cevabının benzer şekilde olduğu görülmektedir. Bu ise EPID'in enerjiden bağımsız olduğunun kanıtıdır. Daha önce Grein ve ark, McCurdy ve ark, Greer ve Popescu, Van Esch ve ark, Mc Dermot ve ark (36,38,39,40,44) aS500'ün doz lineeritesi üzerine yaptıkları çalışmalarda (farklı enerjiler ve 4-800 MU arasında ışınlama yaparak) benzer sonuçları bulmuşlardır.

EPID'in alan büyüklüğü değişimine cevabı iyon odası ölçümü ile karşılaştırılmıştır. EPID'deki CU değerleri iyon odasına göre (rölatif değerler üzerinden) 5x5, 7x7, 15x15, 20x20, 25x25, 27x27 cm²'lik alanlar için sırasıyla -%0.4, -%0.1, +%0.4, +%1, +%1.2, +%1.3 oranında farklılık göstermektedir. Bu farklılığın EPID ve iyon odası için farklı fantom saçılma faktörlerinden kaynaklandığı düşünülmektedir. EPID'in iyon odasına göre 10x10 cm²'den büyük boyutlu alanlardaki farklılığı ise EPID'in fosfor tabakasındaki düşük enerjili saçılmalardan meydana gelmektedir. Benzer şekilde Greer ve Popescu da (36) 4x4cm²'lik alanda -%2 ve 24x24 cm²'lik alanda +%2.5 oranında farklılık bulmuşlardır. McCurdy ve ark., Grzadiel ve ark., Sukumar ve ark. ise yaptıkları çalışmalarda farklı alanlar ebatları için EPID'in sinyalinde 10cm²'den küçük alanlarda %2.9'a varan azalma; 10cm²'den büyük alanlarda ise %5'e varan artış gözlenmiştir (29,37,38).

EPID'in doz hızı bağımlılığını araştırmak amacıyla doz hızını sabit tutarak farklı SDD mesafelerinde ölçümler yapıldı. Doz hızını değiştirmeme amacımız kliniğimizin YART'de kullandığı sabit 300 MU/dk protokolünden kaynaklanmakla birlikte ters kare kanunu yardımı ile herbir SDD mesafesinde kalibrasyona gerek kalmadan ölçüm alabilme kolaylığını sağlamaktır. SDD 110, 120, 130 ve 140 cm için sırasıyla %0.4, %0.5, %0.8, %1.7 oranında daha yüksek CU değerleri bulunmuştur. Sonuç olarak SDD mesafesi arttıkça (doz hızı düştükçe) dedektörün cevabının da artmakta olduğunu söylenebilir. Wahlin'in (46) yaptığı çalışmada ise benzer sonuçlar bulunmakla beraber SDD 100 ve SDD 170 cm arasında %3'e varan bir farklılık bulunmuştur. Bu durumun dedektörün çok uzak mesafeden daha düşük doz hızı ile daha fazla veri toplayabilmesi açıklanabilir.

EPID için farklı 12 gantri açısında alınan ölçümler sonucunda okunan CU değerleri -%0.2 ve +%0.4 arasında değişkenlik göstermektedir. Bu değişkenlik çok küçük olmakla beraber; farklılığın yerçekimi etkisinden, cihazın değişen açılarla pozisyonel değişiminden (gantri 0⁰'ye nazaran) ve kalibrasyonun gantri 0⁰'de yapılmış olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Üretici firma EPID için farklı gantri açılardan kaynaklanan mekanik ve dozimetrik hataların katkısının %1'i geçmeyeceğini bildirmiştir (34). Ann Van Esch ve ark. (35) yaptığı çalışmada ise farklı gantri açılara göre kalibrasyonu yapılan EPID'de gantri 0⁰ referans alınmış ve gamma index %1 DD-1mm DTA kullanılmıştır. Sonuç olarak gantri 90⁰ ve 270⁰'ye yakın

açılarda farklılık bulunmuş olsa da rölatif olarak %0.3 EPID yanıt varyasyonu bulunmuştur. Literatürdeki sonuçlar da gantri açısı değişiminin EPID yanıtını çok fazla etkilemeyeceğini göstermektedir.

Birçok çalışmada ghosting etkisi olarak geçen EPID'in hafıza etkisi araştırılmıştır. Bu amaçla ardarda ışınlamalar yapılarak alan merkezindeki değerlerde farklılık incelenmiştir. Sonuç olarak iki görüntü arasındaki hafıza etkisi değeri % 0.8 bulunmuştur. Bu değer ise literatürde tavsiye edilen % 1 sınırı ile uyumludur. Greer ve Popescu çalışmalarında hafıza etkisini %0.2, Van Esch %1 ve Wahlin %0.6 olarak bulmuşlardır (35,36,46).

Literatürde yüksek doz hızı ve saniyede 2.5 cm'lik multilif kolimatör hızı ile yapılan ölçümlerde %5'e varan farklılık bildirilmiştir (41,42,43).

Bazı dozimetrik özellikleri incelenen aSi EPID cihazının doza lineer olarak, doz hızı değişiminde maksimum %1.7 oranında, büyük alanlarda %1.3 oranında cevap verdiği, hafıza etkisinin anormal koşullarda bile (ardarda 100'er MU verildi) %1'in altında olduğu, ölçümler için ek buildup materyaline ihtiyaç duymadığı, 6 ve 15 MV için enerji bağımlılığının olmadığı bulunmuştur. EPID cihazı yüksek çözünürlüğü (1024x768 piksel), geniş aktif alanı (40x30 cm²) ve kolay setup özelliğiyle YART için iyi bir ekipmandır. Ancak yüksek atom numaralı materyale sahip olması ve daha çok görüntüleme amaçlı kullanılması absolut dozimetri açısından EPID'in dezavantajıdır. Fakat yine de kullanılacak olan klinik parametrelere göre EPID'in kalibrasyonu ile TG 58'in bildirdiğine göre %2 ve %5 arasında doz farklılığıyla ölçüm yapılabilir. Gelecekte bu alanda gelişmelerin olması beklenmektedir (45).

5.2. EPID'in YART Tedavisinde Kullanımı

Çalışmamızda 10 prostat hastasının 70 adet alanı değerlendirilmiştir. Değerlendirmede Daniel Low ve ark. çalışmasında açıkladığı düşük ve yüksek doz değişimlerini aynı anda hesaba katan gamma indeksi kullanılarak sistemin Portal Dosimetry 8.6 yazılımı ile gerçekleştirilmiştir. %3 doz farkı (DD) ve 3 mm kabul edilebilir mesafe (DTA) değerlendirmede kullanılan klinik kabul kriterleridir. Değerlendirme sonucunda 10 hastanın toplam 70 alanının ortalama gamma değeri 0.185 olarak bulunmuştur. Ayrıca ortalama gamma değerleri %4 DD ve 4mm DTA kriterleri için 0,036, %5 DD ve 5mm DTA kriterleri için 0,007 olarak bulunmuştur.

Çalışmada Varian'ın Portal Dozimetri sisteminin (Portal Vision™ aS1000, Varian Medical Systems, Palo Alto, CA), yoğunluk ayarlı radyoterapi öncesinde yapılan verifikasyon işlemi için kullanım kolaylığı getirmesi ve diğer sistemlere göre daha kısa sürede sonuç alınması yönünden kullanışlı bir sistem olduğu görülmüştür. Portal Dozimetri Sistemiyle bir hasta için yaklaşık olarak 10 dakikada verifikasyon planı hazırlanıp bu planı 10 dakikada ışınlayıp birkaç dakikada bütün alanları değerlendirmek mümkündür.

Kliniğimizde portal dozimetri ile beraber 2 boyutlu (2B) diyot dedektör olan MapCheck ve Matrixx ile aynı zamanda 3 (3B) boyutlu dedektöre sahip olan ArcCheck verifikasyon fantomlarını da kullanılmaktadır. Fantomlarda yapılan ölçümlerin sonuçları portal dozimetride yapılan verifikasyonların sonuçları ile uyumlu bulunmuştur. Fakat 2B ve 3B fantom sistemleri daha pratik olan portal dozimetri sistemine göre hem daha fazla iş yükü, hem de daha fazla zaman gerektirmektedir. Diğer yandan EPID'in 2B ve 3B dedektör sistemlerine nazaran dezavantajları da mevcuttur. EPID ile alan verifikasyonu yapılabilirken 2B ve 3B sistemlerinde rahatlıkla uygulanan bütün planın verifikasyonu ise yapılamamaktadır(43). Ayrıca EPID doku eşdeğeri materyal olmadığı için absolut dozimetrik verifikasyonlarda tercih edilmemektedir. Ancak düzgün bir şekilde yapılan kalibrasyon ve ölçüm ile %2 ve %5 aralığında hasta çıkış dozu ölçülebilir(24,35).

Sonuç olarak, YART planları dozimetrik doğrulamaları için geliştirilen EPID sistemi -kalibrasyon işlemlerinin tam olarak yapılması durumunda- cihaz kalite kontrolünde, hasta pozisyonlanmasında ve rölatif doz ölçümlerinde kullanılabilir. Kullanılacak olan sistem, klinik nitelik güvenilirliği programında tanımlanmalı ve medikal fizik uzmanının uygulanacak sistem için eğitiminin tam olması gerekmektedir.

KAYNAKLAR

1. Herman M, Kruse J, Hagness Christopher, Guide to Clinical Use of Electronic Portal Imaging, Rochester, 2000.
2. Some Historical Data on Radiotherapy [online].....
http://www.oncoprof.net/Generale2000/g08_Radiotherapie/Index/g08-gb_idx02.html
3. Schlegel W, Bortfeld T, Grosu AL. (Eds.) "New Technologies in Radiation Oncology". Springer, 2006.
4. Podgorsak E B, Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, Vienna, 2005.
5. Bucci M K, Bevan A, Roach M, Advances in Radiation Therapy: Conventional to 3D, to IMRT, to 4D and Beyond, CA Cancer J Clin 2005;55:117-134, American Cancer Society, 2005.
6. IAEA- TECDOC-1588, Transition from 2D Radiotherapy to 3D Conformal and Intensity Modulated Radiotherapy, Austria, 2008.
7. Verhey LJ. 3D conformal therapy using beam intensity modulation. Front Radiat Ther Oncol 1996; 29: 139-155.
8. Braaksma MM, Wijers OB, Van Sornsen de Koste JR, et al. Optimisation of conformal radiation therapy by intensity modulation: cancer of the larynx and salivary gland function. Radiother Oncol 2003; 66: 291-302.
9. Işıktaş E, Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Uygulamaları İçin Kullanılan Doz Ölçüm Doğrulama Sistemlerinin Karşılaştırılması, DEU, 2011
10. ACR-ASTRO Practice Guidelines for IMRT.
11. İ.Ü. C.T.F. Sürekli tıp Eğitimi Etkinlikleri, Radyasyon Onkolojisinde Temel Yaklaşımlar 2012;28-48.

12. Schubert L.A., Gondi V., Sengbusch E., Forward and Inverse Planned IMRT, helical tomotherapy, Radiotherapy Oncology .
13. Mundt A J, Roeske J C, Intensity Modulated Radiation Therapy A Clinical Perspective, Bc. Decker Inc, Hamilton, London, 2005.
14. P.A. Jursinic, B.E.Nlems, ‘‘A 2-D diyote array and analysis software for verification of intensity modulated radiation therapy’’, Med. Phys., 30(5), 870-9, 2003.
15. P.Sandilos, A. Angelopoulos, P. Baras et al., ‘Dose verification in clinical IMRT prostate incidents’, Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., 59(5), 1540-47, 2004.
16. P.S.Basaran, M.K. Woo, ‘An analysis of tolerance levels in IMRT quality assurance procedures’, Med. Phys., 35(6), 2300-7, 2008.
17. Acun H, IMRT Doz Dağılımlarının Doğrulanmasında Dozimetrik Sistemlerin Karşılaştırılması, İÜ, 2010.
18. M.N.Anjum, W. Parker, R.Ruo, M.Afzal, ‘ Evaluation criteria for film based intensity modulated radiation therapy quality assurance’, Physica Medica, Jan. 2010.
19. Schlegel W, Grosser KH, Haring P, B Rhein. Beam delivery in 3D conformal radiotherapy using multi-leaf collimators. In: Schlegel W, Bortfeld T, Grosu A-L, editors. New technologies in radiation oncology. Germany, Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2006.
20. T Bortfeld, J Kung, M Goitein, Effects of intra-fraction motion on IMRT dose delivery: Statistical Analysis and Simulation, Physics in Medicine, 2002.
21. Ping Xia and Lynn J. Verhey, Multileaf collimator leaf sequencing algorithm for intensity modulated beams with multiple static segments, Medical Physics, 1998.
22. <http://www.silisyum.net>

23. Mubata C. Portal Imaging Devices. In: Mayles P, Nahum A, Rosenwald JC, editors. Handbook of Radiotherapy Physics. Taylor&Francis Group, 2007.
24. Herman ve ark, Clinical use of electronic portal imaging: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 58, 2001
25. Larry E Antonuk, Electronic portal imaging devices: a review and historical perspective of contemporary technologies and research, Physics in Medicine and Biology Volume 47 Number 6, 2002.
26. A liquid ionisation detector for digital radiography of therapeutic megavoltage photon beams, Physics in Medicine and Biology Volume 30 Number 4, 1985.
27. Bushberg, Seibert, Leidholdt, Boone, The Essential Physics for Medical Imaging 2nd Edition, 321, 2001.
28. Hendee W, Ritenour R, Medical Imaging Physics, 255, Fourth Edition 2002.
29. McCurdy ve ark, Dosimetric IMRT Verification with a Flat-Panel EPID, Medical Physics, Volume 30 3143, 2001.
30. Kavuma ve Awusi, Transit Dosimetry Based on Water Equivalent Path Length Measured with aSi EPID, 2011.
31. Olgar T, Floroskopik Sistemlerde Görüntü Kalitesinin Matematiksel Olarak Değerlendirilmesi, Süleyman Demirel Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi 2008.
32. Seçil M, Dijital Radyoloji, www.mustafasecil.com
33. Low D, Dempsey JF, Evaluation of the gamma dose distribution comparison method. Medical Physic, Volume 30, 2455-2464, 2003.
34. Varian Portal Vision Documentation 2003a.
35. Ann Van Esch ve ark, aSi-based EPID for routine absolute dosimetric pre-treatment verification of dynamic IMRT fields, 2004.

36. Greer ve Popescu, Dosimetric properties of an amorphous silicon electronic portal imaging device for verification of dynamic intensity modulated radiation therapy, 2003.
37. Gradziel A, Smolinska B, Rutkowski R, EPID Dosimetry-configuration and pre-treatment IMRT verification, 2007.
38. Sukumar ve ark, A Study on dosimetric properties of electronic portal imaging device and its use as a quality assurance tool in VMAT, 2011.
39. McCurdy ve ark, Dosimetric investigation and portal dose image prediction using an amorphous silicon electronic portal imaging device, 2011.
40. Winkler ve ark, Implementation and validation of portal dosimetry with an aSi EPID in the range from 6 to 25 MV, 2007.
41. Howell R, Smith P N, Jarrio C, Establishing action levels for EPID-based QA for IMRT, 2008.
42. James ve ark, Verification of dynamic multileaf collimation using an EPID, 1999.
43. Viera ve ark, Fast, daily linac verification for segmented IMRT using EPID, 2006.
44. McDermott ve ark, Clinical experience with EPID dosimetry for prostate IMRT pre-treatment dose verification.
45. Larry E Antonuk, Electronic portal imaging devices: a review and historical perspective of contemporary technologies and research, 2002.
46. Wahlin, Dosimetric pre-treatment verification with an electronic portal imaging device, 2009.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Yasin	Soyadı	Çoban
Doğ.Yeri	Adana	Doğ.Tar.	22/01/1985
Uyruğu	TC	TC Kimlik No	17545787778
Email	yasin.coban@yahoo.com	Tel	535 405 52 32

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
Yük.Lis.	İstanbul Üniversitesi SBE Tıbbi Radyofizik Bilim Dalı	2013
Lisans	Dokuz Eylül Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümü	2009
Lise	Necip Fazıl Kısakürek Lisesi	2002

İş Deneyimi

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1.	Medikal Fizikçi	İ.Ü. Cerrahpaşa Tıp Fakültesi	2009-2013

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS Puanı
İngilizce	Çok İyi	Çok İyi	Çok İyi	90

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
ALES Puanı	92	90	94

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
Eclipse (TPS)	Çok İyi
Precise (TPS)	Çok İyi
Prowess (TPS)	Çok İyi
Velocity	Çok İyi
CMS Xio	İyi