

T.C.  
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**RADYOTERAPİDE KULLANILAN VİDEO  
KAMERA TABANLI ELEKTRONİK PORTAL  
GÖRÜNTÜLEME SİSTEMLERİNİN KALİTE  
KONTROLÜ VE ELDE EDİLEN GÖRÜNTÜLERİN  
STANDARTİZASYONU**

GİZEM BAKICIERLER

**MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI  
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**İZMİR-2013**

TEZ KODU: DEU.HSI.MSc-2010970003

T.C.  
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**RADYOTERAPİDE KULLANILAN VİDEO  
KAMERA TABANLI ELEKTRONİK PORTAL  
GÖRÜNTÜLEME SİSTEMLERİNİN KALİTE  
KONTROLÜ VE ELDE EDİLEN GÖRÜNTÜLERİN  
STANDARTİZASYONU**

**MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI  
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**GİZEM BAKICIERLER**

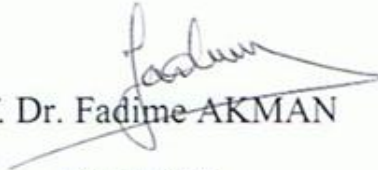
**DANIŞMANLAR**


**Prof. Dr. Fadime AKMAN**

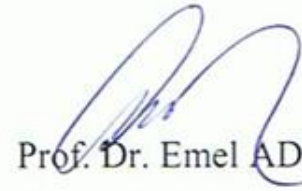
**Yrd. Doç. Dr. Hakan EPİK**


**TEZ KODU: DEU.HSI.MSc-2010970003**

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı, Yüksek Lisans programı öğrencisi GİZEM BAKICIERLER, **‘RADYOTERAPİDE KULLANILAN VİDEO KAMERA TABANLI ELEKTRONİK PORTAL GÖRÜNTÜLEME SİSTEMLERİNİN KALİTE KONTROLÜ VE ELDE EDİLEN GÖRÜNTÜLERİN STANDARTİZASYONU’** konulu Yüksek Lisans tezini 24.06.2013 tarihinde başarılı olarak tamamlamıştır.

  
Prof. Dr. Fadime AKMAN  
BAŞKAN

  
Yrd. Doç. Dr. Hakan EPİK  
ÜYE

  
Prof. Dr. Emel ADA  
ÜYE

  
Prof. Dr. Hatice DURAK  
ÜYE

  
Doç. Dr. Özlem KARADENİZ  
ÜYE

Yrd. Doç. Dr. Ayşegül YURT  
YEDEK ÜYE

Yrd. Doç. Dr. Kadir AKGÜNGÖR  
YEDEK ÜYE

# İÇİNDEKİLER

	Sayfa No
İÇİNDEKİLER .....	i
TABLolar DİZİNİ .....	v
ŞEKİLLER DİZİNİ .....	vii
KISALTMALAR/SEMBOLLER .....	x
ÖNSÖZ .....	xiii
ÖZET .....	1
ABSTRACT .....	3
1. <u>GİRİŞ VE AMAÇ</u> .....	5
2. <u>GENEL BİLGİLER</u> .....	9
2.1 Radyoterapi.....	9
2.1.1 Radyoterapide Verifikasyon Gereksinimi .....	10
2.2 Portal Görüntülemenin Fiziği .....	12
2.2.1 Kontrast .....	12
2.2.2 Sinyal-Gürültü Oranı .....	13
2.2.2.1 Kuantum Gürültüsü .....	13
2.2.2.2 Kuantum Etkinliği .....	14
2.2.2.3 Diğer Gürültü Kaynakları .....	15
2.2.3 Uzaysal Çözünürlük .....	16

	Sayfa No
2.2.4 X-ışını Saçılımı .....	17
2.3 Portal Görüntüleme .....	17
2.3.1 Film Tabanlı Yöntem .....	18
2.3.2 Bilgisayarlı Radyografi Sistemleri .....	20
2.3.3 Elektronik Portal Görüntüleme Cihazları .....	20
2.3.3.1 Kamera Tabanlı Portal Görüntüleme Cihazları .....	20
2.3.3.2 Sıvı İyon Odalı Matriks Elektronik Portal Görüntüleme Cihazları .....	22
2.3.3.3 Amorf Silikon Elektronik Portal Görüntüleme Cihazları .....	24
2.3.3.4 Diğer Elektronik Portal Görüntüleme Cihazları .....	25
2.4 EPID Kalite Güvenilirliği ve Devreye Alma .....	25
2.4.1 Kurulum ve Devreye Alma .....	25
2.4.1.1 Doz Kontrolü .....	26
2.4.1.2 Kalibrasyon .....	27
2.4.1.3 Doğrusallık .....	27
2.4.1.4 Görüntü Kalitesi .....	28
2.4.1.5 Yazılım .....	28
2.4.2 Kalite Güvenilirliği .....	29
2.5 EPID Kalite Kontrol Fantomları .....	30
2.5.1 <i>Las Vegas</i> Fantom .....	30
2.5.2 QC-3 Fantom .....	31
2.5.3 EPID QC Fantom .....	32
3. <u>GEREÇ VE YÖNTEM</u> .....	34

	Sayfa No
3.1 Araştırmanın Tipi .....	34
3.2 Araştırmanın Şekli, Zamanı Ve Yapıldığı Yer .....	34
3.3 Araştırmada Kullanılan Gereçler .....	34
3.3.1 Lineer Hızlandırıcı .....	34
3.3.2 <i>Beamview Plus</i> EPID Sistemi .....	35
3.3.3 QC-3V Fantom .....	36
3.4 Araştırmada Kullanılan Yöntemler .....	38
3.4.1 <i>Set-up</i> .....	38
3.4.2 Görüntülerin Import Edilmesi .....	42
3.4.3 Görüntülerin Analizi .....	43
3.4.4 İstatistiksel Verilerin Kaydedilmesi .....	46
3.4.5 <i>Excel</i> Veri Analizi .....	47
3.5 Araştırmanın Değişkenleri.....	50
3.6 Veri Toplama Araçları .....	50
3.7 Araştırma Planı ve Takvimi .....	50
3.8 Verilerin Değerlendirilmesi .....	50
3.9 Araştırmanın Sınırlılıkları .....	50
3.9.1 Tezin Bütçesi .....	50
3.10 Etik Kurul Onayı .....	51
4. <b><u>BULGULAR</u></b> .....	52
4.1 Bölgelerdeki Ortalama RMTF Değerlerinin Belirlenmesi .....	52
4.2 Bölgelerdeki Ortalama Sinyal Değerlerinin Belirlenmesi .....	58

	Sayfa No
4.3 Bölgelerdeki Ortalama Standart Sapmaların Belirlenmesi .....	63
4.4 Ortalama CNR Değerlerinin Belirlenmesi .....	64
4.5 Ortalama Çözünürlük Değerlerinin Belirlenmesi .....	65
5. <u>TARTIŞMA VE SONUÇ</u> .....	67
6. <u>KAYNAKLAR</u> .....	72
EK 1: ÖZGEÇMİŞ .....	79
EK 2: ETİK KURUL ONAYI .....	81

## TABLULAR DİZİNİ

	Sayfa No
<b>Tablo 1:</b> İlk devreye alma için testlerin, toleransların ve yöntemlerin özeti .....	26
<b>Tablo 2:</b> QA testlerinin yapılma sıklığı .....	30
<b>Tablo 3:</b> Fantom bölgeleri ve özellikleri .....	38
<b>Tablo 4:</b> <i>Medical Solutions USA, Inc</i> raporunda belirtilen seviye değerleri .....	44
<b>Tablo 5:</b> “Beamview Kabul Testleri Prosedürü” sınır algılama parametreleri .....	45
<b>Tablo 6:</b> Makro kullanılarak alınan tipik bir çıktının tanımlamaları .....	48
<b>Tablo 7:</b> 6-18 MV foton ışınlamalarıyla EPID üzerinde elde edilen fantom görüntülerinin analiz sonuçlarından her kalibrasyon frekans değerine karşılık gelen ortalama RMTF değerleri .....	52
<b>Tablo 8:</b> 6-18 MV foton ışınlamalarıyla izosentir üzerinde elde edilen fantom görüntülerinin analiz sonuçlarından her frekans değerine karşılık gelen ortalama RMTF değerleri .....	54
<b>Tablo 9:</b> Lateral <i>gantry</i> açılarında QC-3V fantomun 6 MV foton ışınlamalarıyla elde edilen görüntülerin analiz sonuçlarından her frekans değerine karşılık gelen ortalama RMTF değerleri .....	56
<b>Tablo 10:</b> 6-18 MV foton enerjisiyle ışınlanan EPID üzerindeki fantomun 6-11 bölgelerindeki 30 günlük sinyal ortalamaları .....	58
<b>Tablo 11:</b> 6-18 MV foton enerjisiyle ışınlanan izosentirdaki fantomun 6-11 bölgelerindeki 30 günlük sinyal ortalamaları .....	60
<b>Tablo 12:</b> <i>Gantry</i> 90°-270°de 6 MV foton enerjisiyle ışınlanan izosentirdaki fantomun 6-11 bölgelerindeki 30 günlük sinyal ortalamaları .....	61



**Tablo 13:** 6-18 MV foton enerjisiyle ışınlanan EPID üzerindeki fantomun 6-11 bölgelerindeki 30 günlük ortalama standart sapma değerleri ..... 63

**Tablo 14:** 6-18 MV foton enerjisiyle ışınlanan izosentirdaki fantomun 6-11 bölgelerindeki 30 günlük ortalama standart sapma değerleri ..... 63

**Tablo 15:** *Gantry* 90°-270°de 6 MV foton enerjisiyle ışınlanan izosentirdaki fantomun 6-11 bölgelerindeki 30 günlük ortalama standart sapma değerleri ..... 64

## ŞEKİLLER DİZİNİ

	Sayfa No
Şekil 1: Radyasyon ile tümör ve normal doku hasarı için doz-yanıt eğrileri.....	9
Şekil 2: Görüntüleme sürecinin şematik gösterimi .....	12
Şekil 3: (a) Sadece metal ve (b) Metal/floresan ekran ile filmde görüntü oluşumu .....	19
Şekil 4: Kamera tabanlı elektronik portal görüntüleme cihazının kesitsel gösterimi .....	21
Şekil 5: Matriks iyon odalı EPID tasarımı .....	23
Şekil 6: EPG görüntü kontrastı ve uzaysal çözünürlüğü için alüminyum <i>Las Vegas</i> fantom .	31
Şekil 7: QC-3 kalite kontrol fantomunun görünümü .....	32
Şekil 8: EPID QC fantomun dış görünümü .....	33
Şekil 9: <i>Siemens Primus</i> model lineer hızlandırıcı .....	34
Şekil 10: Çok yapraklı kolimatörlerin şematik gösterimi .....	35
Şekil 11: <i>Beamview Plus</i> EPG Sistemi .....	36
Şekil 12: Fantomun şematik diyagramı .....	37
Şekil 13: QC-3V kalite kontrol fantom .....	37
Şekil 14: <i>Excel</i> raporu .....	39
Şekil 15: Fantomun EPG cihazının dedektör çerçevesi üzerine yerleştirildiği birinci <i>set-up</i> .	40
Şekil 16: Fantomun izosentıra yerleştirildiği ikinci <i>set-up</i> .....	40
Şekil 17: Fantomun lateral <i>gantry</i> açılarında izosentıra yerleştirildiği üçüncü <i>set-up</i> .....	41
Şekil 18: Lateral <i>gantry</i> açılarında kullanılan fantom ayaklığı .....	41

<b>Şekil 19:</b> <i>PIPSpro</i> yazılımına <i>import</i> edilen fantom görüntüleri .....	43
<b>Şekil 20:</b> QC <i>Set-up</i> frekans ayarları .....	43
<b>Şekil 21:</b> QC <i>Set-up</i> seviye ayarları .....	44
<b>Şekil 22:</b> <i>Aqua</i> QC sonuçlar ekranı .....	45
<b>Şekil 23:</b> Fantomun Sınırları ve ROI'leri .....	46
<b>Şekil 24:</b> <i>QC_PP_Report.xls</i> dosyası .....	48
<b>Şekil 25:</b> 30 günlük QC periyodunda 6 MV foton enerjisiyle EPID dedektör çerçevesi üzerine yerleştirilerek ışınlanan fantomun görüntüleri için RMTF değerlerinin 1-5 bölgelerindeki frekanslarla değişim grafiği .....	53
<b>Şekil 26:</b> 30 günlük QC periyodunda 18 MV foton enerjisiyle EPID dedektör çerçevesi üzerine üzerine yerleştirilerek ışınlanan fantomun görüntüleri için RMTF değerlerinin 1-5 bölgelerindeki frekanslarla değişim grafiği .....	53
<b>Şekil 27:</b> 30 günlük QC periyodunda 6 MV foton enerjisiyle izosentıra yerleştirilerek ışınlanan fantomun görüntüleri için RMTF değerlerinin 1-5 bölgelerindeki frekanslarla değişim grafiği .....	55
<b>Şekil 28:</b> 30 günlük QC periyodunda 18 MV foton enerjisiyle izosentıra yerleştirilerek ışınlanan fantomun görüntüleri için RMTF değerlerinin 1-5 bölgelerindeki frekanslarla değişim grafiği .....	55
<b>Şekil 29:</b> 30 günlük QC periyodunda 6 MV foton enerjisiyle ışınlanan <i>gantry</i> 90° de izosentıra yerleştirilen fantomun görüntüleri için RMTF değerlerinin 1-5 bölgelerindeki frekanslarla değişim grafiği .....	57

- Şekil 30:** 30 günlük QC periyodunda 6 MV foton enerjisiyle ışınlanan *gantry* 270° de izosentıra yerleştirilen fantomun görüntüleri için RMTF değerlerinin 1-5 bölgelerindeki frekanslarla değişim grafiği ..... 57
- Şekil 31:** 6 MV-X ile ışınlanan EPID dedektör çerçevesi üzerindeki fantomun görüntülerinden elde edilen ortalama sinyalin 6-11 ilgili bölgelerine göre değişim grafiği ... 59
- Şekil 32:** 18 MV-X ile ışınlanan EPID dedektör çerçevesi üzerindeki fantomun görüntülerinden elde edilen ortalama sinyalin 6-11 ilgili bölgelerine göre değişim grafiği ... 59
- Şekil 33:** 6 MV-X ile ışınlanan izosentirdaki fantomdan elde edilen ortalama sinyalin 6-11 ilgili bölgelerine göre değişim grafiği ..... 60
- Şekil 34:** 18 MV-X ile ışınlanan izosentirdaki fantomdan elde edilen ortalama sinyalin 6-11 ilgili bölgelerine göre değişim grafiği ..... 61
- Şekil 35:** *Gantry* 90°de 6 MV-X ile ışınlanan izosentirdaki fantomdan elde edilen ortalama sinyalin 6-11 ilgili bölgelerine göre değişim grafiği ..... 62
- Şekil 36:** *Gantry* 270°de 6 MV-X ile ışınlanan izosentirdaki fantomdan elde edilen ortalama sinyalin 6-11 ilgili bölgelerine göre değişim grafiği ..... 62
- Şekil 37:** *Gantry* 0°de EPID dedektör çerçevesi üzerine yerleştirilen fantomun 6-18 MV-X ile ışınlanmasıyla elde edilen ortalama CNR değerlerinin günlük değişim grafiği ..... 65
- Şekil 38:** *Gantry* 0°de EPID dedektör çerçevesi üzerine yerleştirilen fantomun 6-18 MV-X ile ışınlanmasıyla elde edilen ortalama çözünürlük değerlerinin günlük değişim grafiği ..... 66
- Şekil 39:** *Gantry* 90°-270°de izosentıra yerleştirilen fantomun 6 MV-X ile ışınlanmasıyla elde edilen ortalama çözünürlük değerlerinin günlük değişim grafiği ..... 66

## KISALTMALAR/SEMBOLLER

**EPID:** Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı (Electronic Portal Imaging Device)

**EPG:** Elektronik Portal Görüntüleme

**DRR:** Dijital Oluşturulmuş Radyografi (Digitally Reconstructed Radiography)

**YART:** Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (IMRT-Intensity Modulated Radiation Therapy)

**IMAT:** Yoğunluk Ayarlı Ark Terapi (Intensity Modulated Arc Therapy)

**QA:** Kalite Güvenilirliği (Quality Assurance)

**AAPM:** American Association of Physicists in Medicine

**TG 58:** Task Group 58

**QC:** Kalite Kontrol

**CR:** Bilgisayarlı Radyografi (Computed Radiography)

**ICRU 24:** International Commission on Radiation Units and Measurement No:24

**ÇYK:** Çok Yapraklı Kolimatör (MLC: Multileaf Collimator)

**DQE:** Dedektif Kuantum Etkinliği (Dedective Quantum Efficiency)

**C:** Kontrast

**$\phi_p$ :** Birincil Foton Akısı

**$\phi_s$ :** Saçılan Foton Akısı

**$\Delta$ :** Atenuasyon Farkı

**SF:** Saçılma Faktörü

**Z:** Atom Numarası

**E:** Enerji

**kV:** Kilo Volt

**keV:** Kilo ( $10^3$ ) Elektron Volt

**MV:** Mega ( $10^6$ ) Volt

**MeV:** Mega ( $10^6$ ) Elektron Volt

**SNR:** Sinyal Gürültü Oranı (Signal Noise Ratio)

**A:** Dedektör Alanı

**$\phi_i$ :** Yük Akısı

**T:** Hasta Transmisyonu

**$\eta$ :** Dedektör Verimi

**MTF:** Modülasyon Transfer Fonksiyonu (Modulation Transfer Function)

**MU:** Monitor Unit

**MOS-FET:** Metal-Oksit Yarı İletken Alan Etkili Transistörler

**MASDA:** Multielement Amorf Silikon Dedektör Dizisi

**SLIC:** Tarama Sıvı İyon Odası

**$Gd_2O_2S$ :** Gadolinyum Oksisülfat

**CCD:** Charge Coupled Device

**VEPID:** Video Kamera Tabanlı Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı

**AMFPI:** Aktif Matris Düz Panel Görüntüleyici (Active Matrix Flat Panel Imager)

**aSi:** Amorf Silikon

**a-Si:H:** Hidrojenlenmiş Amorf Silikon

**TFT:** İnce Film Transistör (Thin Film Transistor)

**CNR:** Kontrast Gürültü Oranı

**BT:** Bilgisayarlı Tomografi

**RMTF:** Bağlı Modülasyon Transfer Fonksiyonu

**ROI:** Region Of Interest

**f:** Frekans

**f<sub>50</sub>**: RMTF'nin %50 Maksimum Frekansı

**f<sub>40</sub>**: RMTF'nin %40 Maksimum Frekansı

**f<sub>30</sub>**: RMTF'nin %30 Maksimum Frekansı

**DEÜ**: Dokuz Eylül Üniversitesi

**LİNAK**: Lineer Hızlandırıcı

**3BKRT**: Üç Boyutlu Konformal Radyoterapi

**NTSC**: National Television Standards Committee

**Çç/mm**: Çizgi Çifti/Milimetre

**PVC**: Plastik

**SSD**: Kaynak Cilt Mesafesi

**kB**: Kilo Bayt

**SD**: Standart Sapma

**dCNR**: CNR'deki Hata

**RMTF\_a**: a Görüntüsü İçin RMTF Değeri

**RMTF\_b**: b Görüntüsü İçin RMTF Değeri

## ÖNSÖZ

Dokuz Eylül Üniversitesi Medikal Fizik Anabilim Dalı'nın kurulmasında, geliştirilmesinde emeği geçen tüm hocalarıma teşekkür ederim. Ayrıca yüksek lisans öğrenimim boyunca katkılarından dolayı DEÜ Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı ailesine çok teşekkür ederim.

Yüksek lisans eğitimimde hem mesleğine hem de hayata yaklaşımıyla bizlere örnek olan, bilgisini ve deneyimlerini her zaman cömertçe bizlerle paylaşan, ilgisiyle her adımda bana destek olan tez danışmanım ve çok değerli hocam Sayın Prof. Dr. Fadime Akman'a yürekten teşekkür ederim.

Mesleki bilgi ve deneyimlerini esirgemeyen, medikal fizik alanındaki eğitimimde büyük katkıları olan hocam Sayın Öğr. Gör. Zafer Karagüler'e sabrı ve hoşgörüsünden dolayı çok teşekkür ederim.

Eğitimim ve tez çalışmam sırasında bana destek olan kıymetli hocam Yrd. Doç. Dr. Hakan Epik'e çok teşekkür ederim.

Çalışmam boyunca bana destek ve yardımcı olan, varlığıyla her zaman yanımda olduğunu hissettiğim sevgili arkadaşım Gökçin Baysal'a çok teşekkür ederim.

Destekleri ve güvenleri ile her zaman yanımda olan çok sevdiğim aileme, arkadaşlarıma tüm kalbimle teşekkür ederim.

**Gizem BAKICIERLER**

**Haziran 2013, İZMİR**



## ÖZET

### **RADYOTERAPİDE KULLANILAN VİDEO KAMERA TABANLI ELEKTRONİK PORTAL GÖRÜNTÜLEME SİSTEMLERİNİN KALİTE KONTROLÜ VE ELDE EDİLEN GÖRÜNTÜLERİN STANDARTİZASYONU**

Gizem Bakıcıerler

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Medikal Fizik Anabilim Dalı, Narlıdere-İZMİR

[gizembakicierler@gmail.com](mailto:gizembakicierler@gmail.com)

**Amaç:** Bu çalışmada amaç, elektronik portal görüntüleme cihazının (EPID) kalite kontrolü için “QC-3V” dijital fantom kullanılarak elde edilen görüntülerin *PIPSpro* yazılım programı ile analizini gerçekleştirmek ve veriler doğrultusunda cihazın görüntü performansını değerlendirmektir.

**Gereç ve Yöntem:** Test görüntülerini elde etmek için fantom yerleşimi *gantry* 0° açısında EPID’in dedektör çerçevesi üzerinde ve izosentırda, 90°-270° *gantry* açılarında izosentırda olmak üzere dört ayrı *set-up* yapıldı. *Siemens Primus* lineer hızlandırıcıya monte edilmiş video kamera tabanlı *Siemens Beamview Plus* EPID sisteminde ölçümler 30 gün boyunca tekrarlandı. Fantoma ait *PIPSpro* yazılımı ile port görüntülerinin otomatik analizi gerçekleştirildi. Analiz sonucunda bağıl modülasyon transfer fonksiyonu (RMTF), bölgelerdeki sinyal, kontrast gürültü oranı (CNR), uzaysal çözünürlük, bölgelerdeki standart sapma değerleri bir rapor olarak yazılım programı tarafından üretildi. Görüntü parametrelerinin incelenmesi sonucunda EPID cihazı performansı değerlendirildi.

**Bulgular:** *Gantry* 0°’da, EPID üzerinde 6 MV foton enerjisi ile elde edilen a ve b görüntülerine ait ortalama RMTF\_a ve RMTF\_b değerleri sırasıyla 0.462(±0.360) ve 0.470(±0.360), 18 MV foton enerjisi ile ışınlamada 0.419(±0.400) ve 0.417(±0.370) hesaplandı. Izosentır üzerinde ise 6

MV foton enerjisi için ortalama RMTF değerleri  $0.501(\pm 0.360)$  ve  $0.493(\pm 0.370)$ , 18 MV foton enerjisi ile ışınlamada  $0.474(\pm 0.360)$  ve  $0.476(\pm 0.410)$  hesaplandı. *Gantry*  $90^\circ$ 'de, izosentir üzerinde 6 MV foton enerjisi için ortalama RMTF değerleri sırasıyla  $0.487(\pm 0.360)$  ve  $0.490(\pm 0.470)$ , *gantry*  $270^\circ$ 'de  $0.490(\pm 0.360)$  ve  $0.484(\pm 0.360)$  olarak saptandı. Fantomun ilgili bölgelerindeki alınan sinyal değerlerinin standart sapma ortalamaları değerlendirildiğinde bütün değerlerin  $\pm$  %5 klinik kabul değerleri içerisinde olduğu tespit edildi. Fantomun EPID üzerine yerleştirilmesiyle 6 MV ve 18 MV için ortalama CNR ve çözünürlük değerleri sırasıyla  $30.0(\pm 4.5)$ - $36.7(\pm 8.3)$  ve  $0.212$ - $0.203$  çizgi çifti/milimetre (çç/mm) olarak ölçüldü. *Gantry*  $90^\circ$  ve  $270^\circ$ 'de fantomun izosentıra yerleştirilerek 6 MV foton enerjisi ile ışınlanmasıyla ortalama çözünürlük değeri sırayla  $0.222$  çç/mm ve  $0.223$  çç/mm bulundu.

**Sonuç:** Doz hızı, ekran, ayna, kameranın bağlı hareketinin görüntü kalitesine bilinen etkisinin yanısıra yapılan çalışmada enerji, magnifikasyon, *gantry* rotasyon açısı ve birçok farklı faktörün etkisi görülmüştür. Bu nedenle EPID sistemlerinin iyi görüntü performansı için düzenli bir kalite kontrol programı gerekmektedir.

**Anahtar Sözcükler:** EPID, kalite güvenilirliği, kalite kontrol, modülasyon transfer fonksiyonu, uzaysal çözünürlük, kontrast.

## **ABSTRACT**

### **THE QUALITY CONTROL OF VIDEO CAMERA BASED ELECTRONIC PORTAL IMAGING SYSTEMS USED IN RADIOTHERAPY AND STANDARDIZATION OF THE OBTAINED IMAGES.**

Gizem Bakıcıerler

Dokuz Eylul University The Institute of Health Sciences

Department of Medical Physics, Narlıdere-IZMIR

[gizembakicierler@gmail.com](mailto:gizembakicierler@gmail.com)

**Purpose:** The purpose of this study is analyzing the images obtained by using “QC-3V” digital phantom by *PIPSpro* software program and evaluation the performance of the electronic portal imaging device (EPID) according to data.

**Material and Methods:** For acquired test images four different set-ups were performed such as phantom location at gantry 0° angle, around the detector of the EPID and at isocenter, at 90°-270° gantry angles isocenter. The measurements were performed for 30 days along at video camera based *Siemens Beamview Plus* EPID which is assembled to *Siemens Primus* linear accelerator. Automatic analysis of portal images was performed by using *PIPSpro* software program which belongs to phantom. As a result of analysis relative modulation transfer function (RMTF), regional signals, contrast noise ratio (CNR), spatial resolution, the values of standard deviation in regions were generated as a report by software program. The performance of the EPID was evaluated as a result of examination of the image parameters.

**Results:** At gantry 0° on the EPID with 6 MV photon energy the average value of RMTF\_a RMTF\_b which belong to a and b images was measured respectively as 0.462(±0.360) and 0.470(±0.360). On the other hand, at 18 MV photon energy exposure, the values were obtained as 0.419(±0.400) and 0.417(±0.370). At the isocenter the average RMTF value for the 6 MV

photon energy was calculated as  $0.501(\pm 0.360)$  and  $0.493(\pm 0.370)$ , for the 18 MV photon energy exposure the values were obtained as  $0.474(\pm 0.360)$  and  $0.476(\pm 0.410)$ . At gantry  $90^\circ$  and at the isocenter the average RMTF for 6 MV photon energy was found as  $0.487(\pm 0.360)$  and  $0.490(\pm 0.470)$  respectively. For the gantry  $270^\circ$  the values were obtained as  $0.490(\pm 0.360)$  and  $0.484(\pm 0.360)$ . When we evaluate the average standard deviation of signals from phantom regions, we can see that all measurements are in  $\pm 5\%$  acceptable clinical value. By setting up the phantom on the EPID for 6 MV and 18 MV the average CNR and spatial resolution were measured as  $30.0(\pm 4.5)$ - $36.7(\pm 8.3)$  and  $0.212$ - $0.203$  lp/mm respectively. At gantry  $90^\circ$ - $270^\circ$  by setting up the phantom at the isocenter with 6 MV photon energy exposure the average resolution values were measured as  $0.222$  lp/mm vs  $0.223$  lp/mm respectively.

**Conclusion:** As we know the effect of dose rate, screen, mirror, relative movement of the camera on the quality of image, in this study the effect of energy, magnification, gantry rotation angle and different factors can be seen. Therefore, optimal display performance for EPID systems, quality control program is required on a regular basis.

**Keywords:** EPID, quality assurance, quality control, modulation transfer function, spatial resolution, contrast.

## **1.GİRİŞ VE AMAC**

Radyoterapi; iyonlaştırıcı ışın kullanılarak yapılan kanser tedavisidir. Radyoterapinin temel prensibi; tümörlü dokuya maksimum radyasyon dozunu verirken, normal dokuda minimum radyasyon hasarı oluşturmaktır [1]. Hastaya radyoterapi uygulanmadan önce tedavi planlaması yapılır. Tedavi planlaması; bir hastanın hastalığının tedavisinde en iyi olduğu düşünülen tedavi parametrelerinin belirlenmesi işlemidir. Radyoterapideki bu parametreler; hedef hacmi, doz sınırlayıcı yapıları, tedavi hacmini, doz tanımlamalarını, doz dağılımını, hasta pozisyonunu (*set-up*), tedavi cihazının ayarlarını ve adjuvan tedavileri kapsar. Tüm bu parametreler belirlendikten sonra tasarlanan plan hassasiyetle uygulanır [2].

Radyoterapi alanında meydana gelen teknolojik gelişmeler radyoterapinin temel prensibi üzerinde odaklanır. Tanısal görüntüleme ve farklı modalitelerin kombinasyonunun gelişimi klinisyenlere yüksek doz hacmi olarak tanımlayacakları anatomik sahaları daha doğru gösterir [1]. Buna rağmen, tedavi sırasında yetersiz hasta immobilizasyonu, *set-up* ve verifikasyondaki hatalar yanlış tedavi etkilerinin ortaya çıkmasına sebep olur [3].

Radyoterapinin en önemli gereksinimlerinden biri hasta *set-up* koşullarının eksiksiz olmasıdır [4]. *Set-up* hatalarının azaltılması için portal görüntüleme ile gerçekleştirilen tedavi verifikasyonunun daha sık yapılması gereklidir [5]. Radyasyon onkolojisi kliniğinde bu uygulamanın port film kullanarak yapılması zaman ve emek ister. Bu durumda klinikte tedavi edilen hasta sayısı azalır. Dijital olmayan görüntüleme sistemleri ile yapılan uygulamalarda geometrik farklılıkların nicel olarak açıklanması oldukça zordur [6]. Konformal radyoterapi verifikasyonunu gerçekleştirmek için bilgisayar bağlantılı gelişmiş elektronik portal görüntüleme cihazlarına (EPID) ihtiyaç vardır [7].

Tanıdan tedaviye kadar uzun bir süreci içeren radyoterapi zincirinde planlanan tedavinin doğru bir şekilde hastaya uygulanmasını sağlayan en önemli halkalardan biri olan doğru *set-up* koşullarının sağlanması; doğru kalibre edilmiş EPG cihazlarından elde edilen kaliteli görüntülerdeki tedavi sahasının, planlanan tedavi sahası ile doğrulanmasıyla gerçekleştirilir. Ayrıca kalibre edilmiş sistemler sayesinde *set-up* sürecinde görüntü kalitesine bağlı olarak gereksiz tekrarlar ve tedavi sahasının verifikasyonunda kişiden kişiye değişen değerlendirmeler

ortadan kalkar. Böylece hastanın aldığı doz azalır ve harcanan zamana bağlı olarak kazanç sağlanır.

Tedavi verifikasyonu genellikle tedavi sürecinin başlangıcında belirlenen referans görüntü ile bir tedavi fraksiyonu boyunca elde edilen portal görüntünün karşılaştırılmasını gerektirir. Bazı durumlarda tedavi fraksiyonunda onaylanan ilk görüntü referans görüntü olarak kullanılır. Kilovoltaj görüntü alma özelliği olmayan cihazlarda portal görüntü hastayı tedavi etmek için kullanılan megavoltaj ışını tarafından şekillendirilirken, referans görüntü kilovoltaj (örneğin simülasyon filmi), megavoltaj veya dijital oluşturulmuş radyografi (DRR) olabilir [7].

Yeni radyoterapi teknikleri arttıkça, uygulanan tedavilerin daha nitelikli dozimetrik sistemlere olan ihtiyacı artmıştır. Gittikçe sayısı artan araştırmalar EPG cihazlarının anatomik uygulamalardan dozimetrik verifikasyonlara kadar kullanımını genişletmiştir. Günümüzde elektronik portal görüntüleme cihazlarının kullanımı yoğunluk ayarlı radyoterapi (IMRT) ve yoğunluk ayarlı ark terapi (IMAT) gibi ileri radyoterapi teknikleri üzerine yoğunlaşmıştır. Bu tekniklerin avantajları ve dezavantajları 3 boyutlu doz verifikasyon uygulama yöntemleri ile birlikte tartışılmaktadır [8].

IMRT ve IMAT gibi tedavi teknikleri daha detaylı uzaysal bilgi gerektirir. Hastaya özel olan tedavi öncesi gerekli kalite güvenilirliğinin (QA) artmasıyla EPG cihazlarının kullanımı için yapılan araştırmaların sayısı da artmaktadır. EPG cihazları lineer hızlandırıcılara monte edilmişlerdir ve kullanılmak istenildiğinde ek bir ekipmana gereksinimleri yoktur. Bu sistemler hasta lokalizasyonu için kullanılacak olan yüksek kaliteli görüntüyü mümkün olan en az doz ile elde etmek için tasarlanmıştır [8].

Portal görüntüleme sistemleri; video kamera tabanlı sistemler, sıvı iyon odalı diziler, amorf silikon ve diğer sistemler (depo fosfor, amorf selenyum, görüntüleme dedektörleri) olarak sınıflandırılır [9]. Üretilen ilk elektronik sistemler video kamera tabanlı sistemlerdir [9,10,11]. Üreticiler tarafından ticari olarak *Siemens* “BeamView” [12], *Infimed* “TheraView” [13], *Philips/Elekta* “SRI-100/iView” [14] olmak üzere video kamera tabanlı üç ürün piyasaya sürülmüştür.

Elektronik portal görüntüleme cihazlarının yaygın olarak kullanılmasıyla bu teknolojilerin sağladığı tüm avantajlardan yararlanmak için değişen tedavi verifikasyonlarının uygulanması gerekir [15]. EPID'in başarılı bir performans gösterebilmesi için rutin QA tavsiye edilmektedir. Portal görüntülerin değerlendirilmesi objektif değildir. Bu nedenle EPID QA için uygun bir fantom gerekmektedir. Modern radyoterapideki dozimetri ve görüntüleme gereken doğruluk, kesinlik, sağlamlık, tutarlılık doğru ve otomatik olan kalite testleri ile sağlanır. Ancak, *American Association of Physicists in Medicine* (AAPM) Task Group 58 (TG58) [16] tarafından yapılan araştırmaya göre EPID'li kurumların yalnızca %20'si kapsamlı bir QA programı geliştirmektedir ve yarısından daha azı QA programını düzenli olarak uygulamamaktadır. EPID'li kurumların %35'i veri analizi için uygun QA donanımının ve yazılımının eksikliği nedeniyle hiçbir QA programına sahip değildir [17].

“QC-3V” fantom, radyoterapide yüksek enerjili X-ışınları için EPID görüntü kalitesinin tutarlılığının doğrulanması için geliştirilmiştir. Yapılan kalite kontrol (QC) fantom ile birlikte verilen *PIPSpro* yazılımı ile fantom görüntülerinin otomatik analizine, QC sonuçlarının belgelendirilmesine, EPID performansının uzun süreli değerlendirmesi için geri alınmasına ve veri depolanmasına izin verir [18].

QC fantomunun diğer avantajı ise fantomun kapsamlı test bileşenleri setini içermesidir. Böylece bir ışınlamada AAPM TG 58 tarafından tavsiye edilen görüntüleyici parametrelerinin eşzamanlı değerlendirilmesini sağlar. Buna sinyal-gürültü oranı, kontrast ve uzaysal çözünürlük örnek olarak verilebilir. Bütün işlem yalnızca 3-5 dakika sürer. AAPM TG 58 görüntüleyici performansının günlük kontrolünü ve görüntü kalitesini aylık kontrolünü önerir. QA görüntüsü yalnızca görüntü işlevsellik kontrolü olarak hizmet vermez aynı zamanda beklenmeyen mekanik ve elektronik fonksiyon bozukluklarından kaynaklı görüntüleyici performansındaki ani değişimden korunmak için temel değerler ile hızlıca karşılaştırma yapabilir [18].

Test bileşenlerinin otomatik tanımlanması ve EPID QA sisteminde kullanılan QA parametrelerinin hesaplanması, QA fantomlarının gelişimi, bilgisayarlı radyografi (CR) dedektör sistemleri gibi diğer görüntüleyici sistemleri yazılımı için temel oluşturur. *PIPSpro* içerisindeki hesaplama algoritmaları CR sistemlerine kolayca adapte edilebilir. Böylece otomatik görüntü

kalitesi QA ve analizi yapılabilir. Bu da şimdiki QA prosedürlerinin görüntüleyici sistemlerindeki etkinliğini arttırabilir [18].

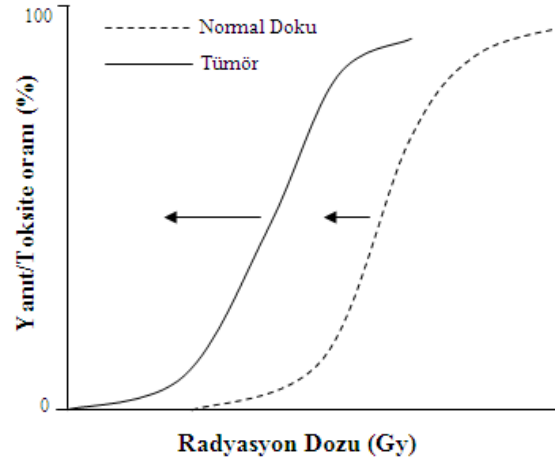
Bu çalışmada EPID kalite kontrolü için “QC-3V” dijital fantom kullanılarak EPID sistemi ile alınan görüntülerin *PIPSpro* yazılım programı ile analizini gerçekleştirmek ve elde edilen analiz verileri doğrultusunda cihazın görüntü performansını değerlendirmek amaçlanmıştır.



## **2.GENEL BİLGİLER**

### **2.1 Radyoterapi**

Radyoterapi tedavileri foton ve elektron radyasyonu kullanılarak bir tümörün ışınlanmasından meydana gelir. Radyoterapide temel amaç, tümörlü dokuya maksimum radyasyon dozunu verirken, normal dokuda minimum radyasyon hasarı oluşturmaktır. Bu tedavilerde yüksek bir radyasyon dozu vermek yerine, genellikle günlük tedavi 4-6 hafta boyunca fraksiyon adı verilen küçük dozlarda uygulanır. Doz fraksiyonasyonu, dokudaki subletal hasarın tamiri için gereken süreye, kalan tümör hücrelerinin hücre döngüsünde radyo duyarlılığı daha fazla olan bir faza doğru geçmesi için gereken süreye ve kalan tümör dokusuna verilecek olan diğer dozun etkinliğinin artmasını sağlayacak oksijen difüzyonunun oluşmasına izin verir [19]. Normal dokular onarım için gerekli süreye sahip olurken, tümörlü dokular bu süreye sahip olmadıklarından şekil 1’de görüldüğü gibi iki doz-yanıt eğrisi birbirinden farklıdır.



**Şekil 1:** Radyasyon ile tümör ve normal doku hasarı için doz-yanıt eğrileri.

İşinlamalar boyunca tümör ve çevresine dozu uygun olarak verebilmek için radyasyon ışını kurşun blok ve kolimatörler ile şekillendirilir. Bu işlem, şüpheli malign hücreler ile bölgesel ve yerel subklinik yayılımı, vücut içindeki organ hareketlerini ve hasta yerleşimindeki hataları kompanse etmek için hata payı içerir [20].

<sup>1</sup> Seiwert TY. The concurrent chemoradiation paradigm-general principles. Nat Clin Pract Oncol, 2007; 4: 86-100.

### 2.1.1 Radyoterapide Verifikasyon Gereksinimi

Radyoterapideki klinik gereksinimler kabul sınırları içinde komplikasyon oranını belirli bir seviyede tutarak, mümkün olduğunca yüksek tümör kontrol oranları sağlamak için yüksek doğruluk gerektiğini gösterir. Birçok tümör çeşidinde tümör kontrolünü artırmak için doz yükseltilir. Ancak, doz artışı da normal doku komplikasyonlarındaki artışı beraberinde getirir. Belirlenen hasta dozu, normal doku komplikasyon olasılığı ile tümör kontrol olasılığı arasındaki dengeyi sağlamak için dikkatli bir şekilde seçilir. *International Commission on Radiation Units and Measurements No:24* (ICRU 24) hastaya verilen gerçek dozun tanımlanan dozun  $\pm\%5$ 'i içinde olması gerektiğini ifade eder. Hasta tedavi dozları doz-yanıt eğrisinin bir lineer eğri şeklinde olması eğilimindedir ve dozdaki küçük değişiklikler hastada büyük değişikliklere sebep olabilir. Radyoterapideki kalite güvenilirliği prosedürü dozimetrideki, tedavi planlamasındaki, ekipman performansındaki, tedavilerdeki belirsizlikleri ve hataları azaltır. Dolayısıyla verilen dozun kesinliği, dozimetrik ve geometrik doğruluğu sağlanır. Radyoterapi sonunda nüks ve komplikasyon oranı azalırken, tümör kontrol oranı artar.

Hastaya verilen dozdaki hata, çok sayıda faktörden kaynaklanır. ICRU radyoterapideki hataların kaynağını insan hataları, aygıtsal hatalar, rastgele hatalar ve sistematik hatalar olmak üzere en az 4 başlıkta tanımlar [21].

Radyoterapi sırasında, ışınlanması öngörülen alan ile hastanın gerçekte ışınlanan bölgesi arasındaki farklılıklar *set-up* hatası olarak tanımlanır. Hem hastanın hem de alan şekillendiren blok ve kamaların yerleşim hatalarını azaltmak için hasta tedavilerinin fraksiyonel olarak uygulanması yarar sağlar. Tedavi planlamasında simülasyon, tümörün radyasyon alanıyla uygun olarak kapsanabilmesiyle gerçekleştirilir. Hizalı lazerler simülasyonda kullanılır. İmmobilizasyon için bir döküm veya hasta cildi üzerine lazerlerin konumlarını belirtmek amacıyla işaretlemeler yapılır. Bu işaretler, tedavi için yapılan *set-up* sırasında tedavi odasındaki lazerler ile daha sonra da kullanılabilir. Böylece hasta daha sonra yapılacak her tedavide de doğru yerleştirilmiş olacaktır [22]. Radyoterapi sırasında rastgele olabilecek hatalar, düzeltilmeyip her gün tekrarlanırsa kalıcı özellik kazanabilir. Oluşma nedenlerinden herhangi birinin tekrarı, *set-up* hatalarına yol açabilir. Alanların düzenli kontrolü ve EPID ile denetlenmesi bu nedenle önemlidir

[16]. Hasta tedavi parametrelerinin depolanması için merkezi bilgisayar sistemleri mevcuttur. Bu parametreler bir kez sisteme girilir [22].

Portal görüntüleme amaç, tedavi boyunca hastanın anatomik yapılarıyla ilişkili olarak izosentir veya başka bir referans nokta ile belirlenen alan yerleşimini, çok yapraklı kolimatör (ÇYK) ve blok ile şekillendirilen ışın açıklığını doğrulamaktır. Pratikte belirlenen dozdan %5 daha fazla sapma ile dozda oluşabilecek hatalar çeşitli araştırmacılar tarafından belirtilmiştir [23, 24, 25, 26, 27]. Bu hatalar tedavi sürecinin farklı yerlerinde ortaya çıkar. Fakat araştırmacılar bir portal görüntüleme cihazı ve/veya *in vivo* dozimetri kullanılarak hataların bazılarının belirlenebileceği ve düzeltilebileceği sonucuna varmışlardır [23, 24, 25, 27].

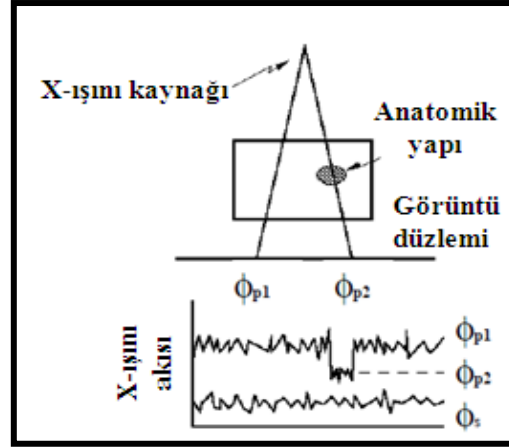
Kullanım kolaylığı, görüntünün hızlı elde edilmesi ve saklanması, istendiği anda tekrar referans görüntülerle kıyaslama gibi avantajlar sağlayan EPID'in daha hızlı, daha hassas, daha eksiksiz görüntüler elde edebilmesi için rutin QA tavsiye edilmektedir. Bu amaç doğrultusunda AAPM TG 58 [16] tarafından yayınlanan ve EPID teknolojilerinin uygulamalarını içeren bu rapor EPID cihazlarının kullanım etkinliğini arttırmak ve desteklemek için bilgi verir.

TG 58'in işlevleri aşağıdaki gibi sıralanabilir:

- Kalite güvenilirliği programlarının uygulanması, kullanılması ve gelişimi için çeşitli ticari EPID'lerin kullanımı, sınırları ve sistem özellikleri hakkında kapsamlı teknik bilgi sağlamak,
- Basit film yerine kantitatif istatistiksel yöntemler kullanılarak çeşitli klinik tedavi şartları ve konumlarında görüntüleme için EPID'lerin kullanımı ve etkin uygulama tecrübesini özetlemek,
- Görüntülerin *online* ve *offline* değerlendirilmesi için mevcut kullanışlı araçları tanımlamak,
- Görüntüleme verilerinin büyük çoğunluğunun yönetimini ve arşivini içeren EPID sistemlerinin kalite güvenilirliği ile ilişkili konularda tartışmak ve gereklilikleri belirtmektir [16].

## 2.2 Portal Görüntülemenin Fiziği

Megavoltaj X-ışınları kullanılarak elde edilen görüntünün kalitesi, kilovoltaj X-ışınları kullanılarak elde edilen görüntünün kalitesinden daha düşüktür. Bir X-ışınının enerjisi arttıkça nesne kontrastındaki (örneğin kemik, hava ve yumuşak doku arasındaki atenuasyon farkları) azalmanın yanısıra, portal görüntülerin kalitesinde meydana gelen azalmada da pek çok faktör etkilidir. Bu faktörler; insan göz-beyin sistemindeki gürültü, X-ışını kaynağının boyutu, hasta kalınlığından kaynaklanan X-ışını saçılmaları, görüntü reseptörünün performansı ve dolaylı olarak görüntü reseptörünün pozisyonu ile ifade edilebilir.



<sup>2</sup>Şekil 2: Görüntüleme sürecinin şematik gösterimi. Akılar  $\phi$  olarak tanımlanmıştır.

Görüntü oluşum süreci ve görüntü kalitesinin bazı temel göstergeleri ile ilişkisi şekil 2'de gösterilmektedir. Görüntülemenin fiziği; EPID'in kontrast, gürültü, uzaysal çözünürlük, dedektif kuantum etkinliği (DQE) ve X-ışını saçılmalarını içerir [16].

### 2.2.1 Kontrast

Kontrast (C) bir nesnenin sınırlarının çevresinden ne kadar ayırt edilebildiği ile tanımlanır ve denklem 1 ile ifade edilir [28].

<sup>2</sup> Herman M G, Balter J M, Jaffray D A, McGee K P, et al. Clinical use of electronic portal imaging: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 58. Med Phys, 2001; 28(5): 712-37.

$$C = \frac{\text{Sinyal}}{\text{Ortalama Sinyal}} = \frac{\phi_{P_2} - \phi_{P_1}}{(\phi_{P_2} + \phi_{P_1} + 2\phi_s)/2} \quad (1)$$

Burada  $\phi_{P_1}$ ,  $\phi_{P_2}$  ve  $\phi_s$  şekil 2'deki gibi görüntü reseptörüne ulaşan birincil ve saçılan foton akılarıdır. *Motz ve Danos* bu ifadenin denklem 2 şeklinde de yazılabildiğini göstermiştir [28].

$$C = \frac{2(1-e^{-\Delta})}{1+e^{-\Delta}+\frac{2SF}{1-SF}} \quad (2)$$

Burada  $\Delta$  nesne ve zemin arasındaki atenüasyon farkı, saçılma faktörü (SF)  $\{SF = \phi_s(\phi_s + \phi_p)\}$  saçılan kısımdır. Denklem 1, kontrastın bir X-ışını yolu boyunca atenüasyon farklılıkları arttıkça arttığını ve saçılma akısının ilavesiyle azaldığını gösterir.

Kontrast hasta içindeki X-ışını atenüasyonlarındaki farklılıklarının sonucudur. Düşük enerjilerde fotoelektrik olay baskındır. Fotoelektrik tesir kesiti atom numarasının üçüncü kuvvetiyle ( $Z^3$ ) doğru orantılı olduğundan, suya göre daha yüksek atom numaralı kemiğin, suyunkinden daha yüksek atenüasyon katsayısına sahip olduğu görülür. Bunun yanısıra fotoelektrik tesir kesiti enerjinin üçüncü kuvvetiyle ( $E^3$ ) ters orantılıdır. Compton saçılmasında, kemik için 50 keV üzeri ve yumuşak doku için 20 keV üzeri enerjilerde baskın bir etkileşim süreci gerçekleşir. Compton saçılması tesir kesiti bir malzemenin elektron yoğunluğuna bağlıdır ve hidrojen hariç atom numarasıyla çok az değişim gösterir. Bu nedenle atenüasyondaki farklılık ve kontrast megavoltaj enerjilerinde önemli miktarda azalır [16].

## 2.2.2 Sinyal-Gürültü Oranı

### 2.2.2.1 Kuantum Gürültüsü

Görüntü kalitesini anlamanın en iyi yolu görüntülenmiş olan nesnenin özne kontrastı tarafından değil, görüntünün sinyal gürültü oranı tarafından belirlenmesidir. Gürültü kaynaklarının sayısı SNR'ye katkıda bulunur. Bir nesne ve çevresi arasındaki atenüasyon farkı (yani özne kontrastı), görüntü reseptörüne ulaşan ve etkileşen farklı sayılarda X-ışını miktarıyla sonuçlanır. Özne kontrastı; görüntülenmiş olan nesnenin radyolojik özellikleri, X-ışını enerjisi ve görüntü reseptörüne ulaşan X-ışını saçılma miktarı ile belirlenir. Ancak, görüntü oluşumu farklı X-ışını miktarının algılanmasını içeren istatistiksel bir süreç olduğundan, burada görüntü

reseptörü ile etkileşen X-ışını miktarının sayısında istatistiksel bir belirsizlik olacaktır. Nesnenin algılanabilirliği sadece nesne ve çevresi arasında atenüasyon farkının büyüklüğüne değil, aynı zamanda sinyal farkı SNR'deki belirsizlik ile karşılaştırıldığında aradaki farkın büyüklüğüne de bağlıdır.

Belirli bir zaman aralığında algılanan X-ışını miktarının sayısı *Poisson* sayma istatistiklerine uyar. Bir *Poisson* işlemi için algılanan X-ışını miktarının sayısındaki değişim, algılanan fotonların ortalama sayısına eşittir. Bu nedenle, ortalama akı biliniyorsa sinyal-gürültü oranı hesaplanabilir. Şekil 2'de gösterilen kemik sinyalinin sinyal-gürültü oranı denklem 3'ten hesaplanabilir.

$$\text{SNR} = \frac{\text{Görüntü sinyali}}{\text{Gürültü}} = \frac{\phi_{P_2} - \phi_{P_1}}{\sqrt{(\phi_{P_2} + \phi_{P_1} + 2\phi_s)/2}} \quad (3)$$

Şekil 2'deki geometri cinsinden denklem 3 yeniden yazılarak denklem 4 elde edilir.

$$\text{SNR} = \sqrt{A\phi_i T\eta} \frac{2(1-e^{-\Delta})}{\sqrt{1+e^{-\Delta} + \frac{2SF}{1-SF}}} \quad (4)$$

Burada A dedektörün alanı,  $\phi_i$  yük akısı, T hasta transmisyonu ve  $\eta$  X-ışını dedektör verimidir. Denklem 4 SNR'nin, kontrast gibi, nesne ve zemin ( $\Delta$ ) arasındaki atenüasyon farkı azalırken azaldığını gösterir. Ancak, kontrastın aksine, SNR algılanan X-ışını sayısı ile doğru orantılıdır. Ek olarak saçılma, sinyale katkısı olmadan gürültüye eklenerek SNR'yi azaltır [16].

Megavoltaj enerjilerinde diyagnostik görüntülemeye göre aynı hasta dozu için SNR  $\sim 100$  kez daha küçük olacaktır. Artan X-ışını enerjisi ile özne kontrastı azalır. Azalmanın oranı sadece nesnelerin kontrastının azalmasına değil, nesnenin gerçek atom numarasına bağlıdır. Bu nedenle kemik sinyalinin SNR'si artan enerji ile hızlıca azalır [16].

### 2.2.2.2 Kuantum Etkinliği

DQE görüntüleme sisteminin görüntü kalitesini bütün olarak ifade eden bir parametredir. DQE, dedektör üzerinde radyasyon ışınlarında içerilen bilgi transferindeki görüntüleme sisteminin verimliliğinin ölçüsüdür. Uzaysal frekansın bir fonksiyonu olarak denklem 5'te

gösterildiği gibi dedektörün çıkışında ölçülen SNR'nin girişinde ölçülen SNR'ye oranının karesi olarak ifade edilir.

$$DQE = \frac{SNR_{\text{çıkış}}^2}{SNR_{\text{giriş}}^2} \quad (5)$$

Görüntü reseptörü her zaman yüksek kuantum etkinliğine sahip olmalıdır. Böylece X-ışını miktarının büyük bir bölümü reseptörde birbiri ile etkileşecektir. Aslında portal görüntüleme cihazları genellikle düşük kuantum etkinliği ile çalışır. Bütün ticari portal görüntüleme sistemlerinde fotonları Compton elektronlarına dönüştürmek için metal bir tabaka (X-ışını dönüştürücü) kullanılır. Metal tabakada bahsedilen X-ışını miktarının ~ %4'ü etkileşir, X-ışını miktarının %1'den daha azı metal tabakadan çıkan elektronlar üretir. Konvansiyonel portal film fosforsuz metal bir tabaka altında ışınlanır ve ~ %1 kuantum etkinliğine sahiptir [16].

Fosfor ekran kalınlığı artarken kuantum etkinliği de artar. Çünkü X-ışını miktarı fosfor ekran içinde doğrudan da etkileşebilir [29]. Bu nedenle fosfor ekrana olan ihtiyaç konvansiyonel EPID'lerin kuantum etkinliğini artırır. Fakat metal tabaka X-ışını dedektörlerinin kalınlık ve/veya yoğunluğunun artmasıyla artan kuantum etkinliği için doğrudan yapılan yaklaşımlar genellikle geçersizdir. Genel olarak, X-ışını birikme bölgesinin artan alanından dolayı uzaysal çözünürlük bozulur. Uzaysal çözünürlük ve optik ışık transmisyonunun azalmasına ek olarak, kalın ekranlar fosfor içeriğinde düzensizliğe eğilimlidir ve bu da görüntüleme sisteminin yapı gürültüsüne eklenir. Dedektörün fosfor kalınlığını artırarak daha çok fayda sağlanması pek mümkün değildir [16].

### 2.2.2.3 Diğer Gürültü Kaynakları

SNR'nin önceki konularda verilen analizi ve kuantum etkinliği sadece biricil X-ışını kuantum gürültüsünü temel alır ve diğer gürültü kaynaklarını içermez. Bunların her biri görüntü kalitesinde önemli bir etkiye sahiptir. Herhangi bir portal görüntüleme sistemi enerji absorpsiyon gürültüsü [30], insan göz-beyin sistemindeki gürültü ve görüntüleme sistemi tarafından eklenen gürültü olmak üzere pek çok gürültü kaynağına sahiptir [16].

Bütün EPID'lerin X-ışınından alınan bilginin küçük bir miktarını ve portal filmlerin ise algılanan X-ışını miktarının büyük bir çoğunluğunu gösterdiğine dikkat edilmelidir. Görüntüleme için tipik bir ışınlama (veya doz) kullanıldığında, reseptöre ulaşan X-ışını akısı megavoltaj enerjilerinde kilovoltaj enerjilerine göre 100 kat daha fazladır [31]. Düşük görüntü kalitesinin nedeni görüntü reseptöründe etkileşen yeterli X-ışını miktarının olmaması değildir. Görüntü reseptörü, görüntülere daha fazla gürültü ekler veya gürültülerin görüntülenmesini sağlar. Böylece göz beyin sistemindeki gürültü daha önemli hale gelir.

*Munro ve diğerlerinin* [32, 33, 34] ölçümleri konvansiyonel portal filmlerin EPID'lerden daha fazla bilgi kaydettiğini gösterir. Fakat EPID kullanıcılarının tecrübeleri ve kontrast detay çalışmaları [13] görsel film gözleminde doğal gözlemci gürültüsünün [35] etkisini azaltan EPID'ler ile portal görüntülerin gelişimini ortaya koyar. Bu EPID'in üstün kontrast çözünürlüğünden, görüntü işleme yeteneğinden ve daha az bilgi içeriğini dengelemesinden kaynaklanır.

### **2.2.3 Uzaysal Çözünürlük**

Uzaysal çözünürlük görüntü kalitesini etkileyen en önemli faktörlerden biridir. Uzaysal çözünürlük görüntüleme sistemi ile görüntü sinyalinin nasıl bulanıklaştığının bir ölçüsüdür. Kamera tabanlı EPID'ler için uzaysal çözünürlük genellikle fosfor ekranda [32] ışık yayılımıyla belirlenir. Piksel boyutu, matriks iyon odalı EPID'ler [36] için belirlenen birincil faktördür.

Bir görüntüleme sisteminin uzaysal çözünürlüğü genellikle sistemin bir nokta nesneyi (sonsuz küçük) ne kadar iyi ürettiği ile belirlenir. Böyle bir nokta nesnenin görüntüsünün elde edilmesi sistemin nokta dağılım fonksiyonunu ölçer. Konvansiyonel olarak, bu sinyalin dağılımı modülasyon transfer fonksiyonu (MTF) şeklinde gösterilir. MTF, sistemin farklı uzaysal frekansları nasıl geçtiğini iyi açıklar ve nokta dağılım fonksiyonunu *Fourier* dönüşümünden hesaplar. Bir görüntüleme sisteminin tanımlanması tüm sinyal-gürültü özelliklerinin testini ve sistemin uzaysal çözünürlük cevabının incelenmesini içerir [16].

Görüntü kalitesini sınırlayan en önemli faktör görüntüleme sisteminin uzaysal çözünürlüğü değildir. Herhangi bir portal görüntünün uzaysal çözünürlüğü; X-ışını kaynağının



boyuta, görüntü reseptörünün uzaysal çözünürlüğüne ve görüntü magnifikasyonuna bağlıdır. Magnifikasyon sistemin uzaysal çözünürlüğü üzerinde önemli bir etkiye sahip olabilir. Magnifikasyon artarken, X-ışını kaynağından kaynaklanan geometrik bulanıklık artar. Yapılan çalışmalar ideal görüntü magnifikasyonunun 1.3-2.0 olması gerektiğini gösterir [37, 38].

Portal görüntüleme megavoltaj enerjisindeki (kilovoltaj enerjilerine kıyasla) atenuasyon azalımı, planlanan nesne boyutundaki görünür bir değişiklik ve nesnenin azalmış netliği ile sonuçlanır. Bu durum portal görüntülerin diyagnostik görüntüleme göre daha düşük uzaysal çözünürlüğe sahip olduğunu gösterir [16].

#### **2.2.4 X-ışını Saçılması**

Saçılan X-ışınları veya herhangi “birincil olmayan” fotonlar hasta anatomisi hakkında hiç bir geometrik bilgi taşımayan fakat görüntüleme gürültü olarak eklenen görüntü reseptöründe üretilen sinyaller ile portal görüntülerin nesne kontrastını ve sinyal-gürültü oranını azaltabilir. Portal filmlerde X-ışını saçılmaları nedeniyle kontrastın azalması ciddi bir sorun oluşturur. EPID’ler için, X-ışını saçılmasından dolayı sinyal-gürültü oranındaki azalma kontrasttaki azalmadan daha önemlidir. Kilovoltaj X-ışını görüntülerinde X-ışını saçılması önemli bir sorun teşkil ederken, megavoltaj portal görüntüleme daha az sorun oluşturur [37, 39]. X-ışını enerjisi artarken, saçılma azalır. Diğer taraftan kilovoltaj ışınlarının saçılma bileşeni grid kullanılarak büyük ölçüde azaltılabilirken, bu megavoltaj enerjileri için mümkün değildir. Diyagnostik radyolojide olduğu gibi geometrik faktörler megavoltaj enerjilerinde görüntü reseptörüne ulaşan saçılma akısı üzerinde oldukça etkilidir. Hasta kalınlığı ve alan boyutu artarken, hasta ve görüntü reseptörü arasındaki hava boşluğu azalır, saçılma artar. Oldukça büyük hasta kalınlığı, alan büyüklüğü ve küçük hava boşlukları gibi durumlar dışında, X-ışını saçılması genellikle portal görüntünün görüntü kalitesini önemli ölçüde azaltamaz [16].

#### **2.3 Portal Görüntüleme**

Portal görüntüleme radyasyon tedavisi boyunca görüntü elde etmek için kullanılan tekniklerden biridir. Tedavi alanı, tedavi portu olarak da bilinen ayrı bir portal görüntüdür.

Portal görüntüleme tekniklerinden biri film kullanımudur. Film/ekran kombinasyonu radyasyon tedavisi boyunca hastanın çıkış tarafına yerleştirilir. Lokalizasyon radyografında ilk birkaç *monitor unit* (MU) ışınlamada bir görüntü elde edilir. Verifikasyon radyografında düşük hassasiyetli film tüm tedavi boyunca yerinde kalır. *Double exposure* radyografında tedavi parametreleri kullanılarak film büyük bir alanda önce birkaç MU daha sonra kalan MU miktarı kadar ışınlanır. Sonuçlar düşük kontrast ve uzaysal çözünürlükten zarar görürler ve gerçek zamanlı olarak elde edilemezler. Bu nedenle radyografların kullanılabilirliği sınırlıdır.

Gerçek zamanlı görüntüleme amacıyla bir dizi *online* portal görüntüleme sistemi geliştirilmiştir. *Online* portal görüntüleme sistemlerini filmden ayırt eden bu cihazlar elektronik portal görüntüleme sistemleri olarak adlandırılır [40].

EPID'lerin ilk ticari sistemi hala klinikte yaygın olarak kullanılan video tabanlı EPID'lerdir [41]. Katı hal dedektörleri; radyasyon dedektörleri gibi metal-oksit yarı iletken alan etkili transistörler (MOS-FET) veya diyotlar kullanılarak yapılır. *Shalev* [40], fiziksel iki boyutlu bir görüntü elde etmek için radyasyon alanı boyunca hareket ettirilebilen bir doğrusal silikon diyot dizisini tanımlar. Bir dizi halinde düzenlenmiş fotodiyotlarla birleştirilmiş sentilasyon kristalleri bir radyasyon alanını taramada kullanılabilir. Bir multielement amorf silikon dedektör dizisi (MASDA) birleştirilmiş transistörlerden ve bir metal/fosfor dönüştürücü tabaka ile temas halinde yerleştirilmiş fotodiyotlardan meydana gelir [22]. Katı hal cihazları yerine bir tarama sıvı iyon odası (SLIC) portal görüntü elde etmek için kullanılabilir. Bir matris iyon odası *izo-oktan* ile doldurulur ve 1 mm kalınlığında çelik tabaka ile kaplanır. Odalardaki yük, odaların gerilimleri kontrol edilerek okunur [22].

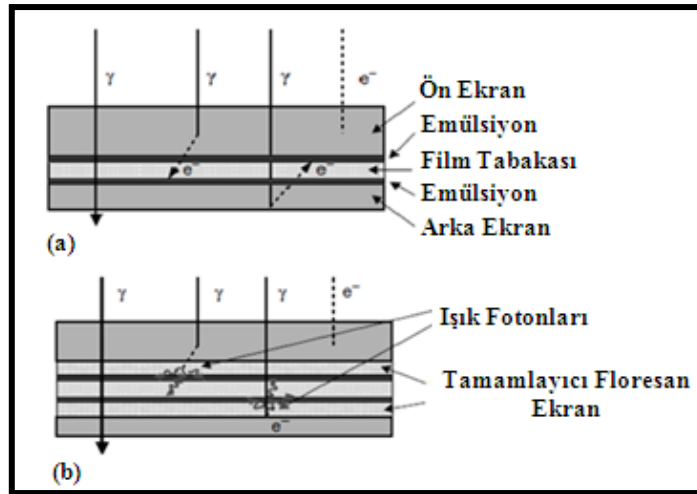
### **2.3.1 Film Tabanlı Yöntem**

Radyografik filmlerin genellikle iki tarafı ışığa duyarlı olan bir emülsiyon tabakası ile kaplıdır. Tedavi pozisyonunun doğrulanmasında filmler metal veya floresan ekran arasına yerleştirilir. Konvansiyonel metal ekran kombinasyonları, ekranın önünde 0.15 mm ve arkasında 0.3 mm kalınlığında iki kurşun levha veya 0.25 mm kurşun bir arka ekran ile birlikte 1.0 mm kalınlığında bakır bir ön ekrandan oluşur. Ön ekran, doğrudan ışınlanan filmdeki foton etkileşimlerinden geri saçılan elektronları üretirken, görüntüdeki bulanıklığı azaltmak için

aradaki havayı ve hastadan saçılan elektronları absorbe eder (Şekil 3a). Böylece saçılan radyasyonu filtrelemiş olur. Kurşun arka ekran genellikle geri saçılan elektronların akısını güçlendirmek için ve verilen yoğunluk başına dozu/işinlamayı %50'ye kadar azaltmak için kullanılır.

Gelişmiş film sistemlerinde film-kaset geometrisinin dedeksiyon etkinliği, filmin bir floresan fosfor ekran ile temas edecek şekilde yerleştirilmesiyle arttırılabilir (Şekil 3b). Fosfor ekranlar ile metal ön ve arka ekranlardan saçılan elektronlar ışınlanan filmde optik fotonlar üretmek için ağır metal iyonlar ile etkileşir. Fosfor kalınlığı daha iyi sonuçlar elde etmek için optimize edilmelidir.

Film gerçek zamanlı olmayan etkin bir görüntüleme yöntemidir. Filmi okumak zaman alır. Birçok kez retrospektif olarak kullanılır. Rotasyon tedavisi, dinamik wedge veya hareketli çok yapraklı kolimatörün liflerinde bulunan dinamik ve değişken ışın parametrelerini kontrol etmek için film kullanılamaz [42]. Görüntüler işlenemez ve geliştirilemez. Bunun yanısıra sabit bir dinamik aralığı vardır ve depolanmasında problemler yaşanır [1]. Tüm dezavantajlarından dolayı filmlerin yerini giderek elektronik portal görüntüleme almıştır [42].



<sup>3</sup>Şekil 3: (a) Sadece metal ve (b) Metal/floresan ekran ile filmde görüntü oluşumu.

<sup>3</sup> Mubata C. Portal Imaging Devices. In: Mayles P, Nahum A, Rosenwald J C, editors. Handbook of Radiotherapy Physics. Taylor&Francis Group, 2007.

### 2.3.2 Bilgisayarlı Radyografi Sistemleri (Işığa duyarlı fosforlar)

Bilgisayarlı radyografi sistemleri ilk olarak 1980 yıllarında diagnostik görüntüleme [43] ve radyoterapide kullanılmak üzere geliştirildi [3, 9, 44, 45]. Film, organik bağlayıcı bir malzemede gömülmüş kristal oluşumun florohalid bileşikleri ile kaplandığı, yaklaşık 1 mm kalınlığında esnek bir tabaka ile değiştirilir. Işığa duyarlı fosfor iyonize radyasyon ile ışımlandığında latent görüntü oluşturulurken bir enerji tuzağı gibi davranır. Kırmızı bir lazer (633 nm) ile tarandığı zaman, enerji bir fotoçoğaltıcı tüp aracılığı ile elektrik sinyallerine dönüştürülen görülebilir ışık olarak yayılır [3, 44]. Görüntü kaliteleri iyidir ve modern EPID'ler ile karşılaştırılabilir.

Film ve CR sistemleri çok benzer avantaj ve dezavantajlara sahiptirler. Ancak CR sistemleri yeniden kullanılabilirler ve okuma mekanizması ile film işlemeye eşdeğer etkinlikte anında değişik formatlarda dijital görüntüler üretebilirler [1].

### 2.3.3 Elektronik Portal Görüntüleme Cihazları

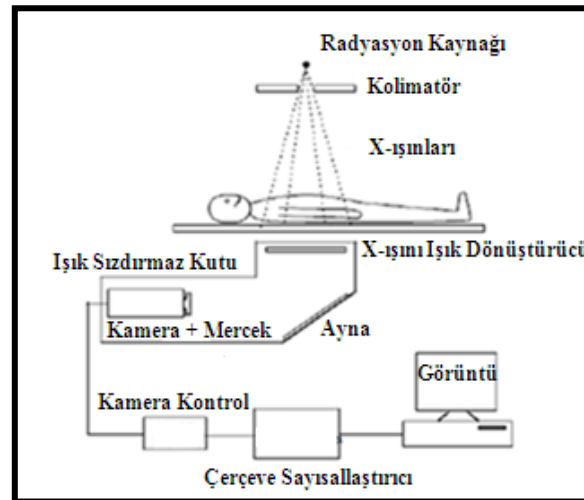
Elektronik portal görüntüleme cihazları, portal görüntüleme için konvansiyonel X-ışını filmlerine göre birçok avantaja sahiptir. Bu sistemlerde görüntüler anında elde edilir. Radyoterapi boyunca hasta veya alan konumunu ayarlamak için interaktif olarak kullanılabilirler. Elde edilen dijital görüntüler görüntü işlemeyi, kontrast arttırmayı ve görüntü eşleşmesini destekler. Ayrıca, dijital arşiv olanağı sağlar ve *network* üzerinden görüntülerin hızlıca geri çağırılmasına izin verir. Dezavantajları ise kötü görüntü kalitesi ve cihazların hantallığı nedeniyle kullanımının pratik olmamasıdır. Bu durum amorf silikon tabanlı cihazlar gibi modern teknoloji girişimleri ile değişmekle birlikte görüntü kalitesi hala sorun olmaya devam etmektedir [9].

#### 2.3.3.1 Kamera Tabanlı Portal Görüntüleme Cihazları

Kamera tabanlı sistemler geliştirilen ilk elektronik sistemlerdir [3, 9, 11]. Sistem şekil 4'te görüldüğü gibi bir televizyon kamerası, bir ayna ve X-ışını ışık dönüştürücüsünden meydana gelir [9]. X-ışını dönüşüm basamağında metal bir tabaka (1-2 mm bakır, çelik veya pirinç) çeşitli kalınlıklardaki fosfor ekrana (genellikle  $Gd_2O_2S:Tb$ ) bağlanır. Metal tabaka üzerine gelen birincil X-ışınlarından Compton saçılması ile yüksek enerjili elektronlar üretirken, tabakadan

kaçanları fosfora dönüştürür ve düşük enerjiyi engeller [10]. Böylece metal tabaka görüntünün kontrastını azaltan düşük enerjili saçılan radyasyonların bazılarını da filtreler [10]. Metal ekran, hasta ve hasta-destekleme sistemleri içerisinde saçılan elektronların çoğunluğunu uzaklaştırmaya yetecek kadar kalın (genellikle  $1 \text{ gcm}^{-2}$ ) olmalıdır. Daha çok X-ışını absorbe etmek için daha kalın bir ekran kullanmanın anlamı yoktur [42].

Fosfor yüksek enerjili elektron enerjisini görünür ışığa dönüştürür. Kamera ve mercekler ortaya çıkan ışığın bir bölümünün alınmasını ve bunun video sinyaline çevrilmesini sağlar. Kamera tarafındaki fosfor boyunca dağılan ışık, kamera ve merceğin içine aynalar dizisi ile yansıtılır. Mercekler ve kamera bu tür cihazların verimsizliklerinden biri olarak ışığın sadece çok küçük bir kısmını yakalar. Kamera görüntüyü video sinyallerine dönüştürür. Bu sinyaller daha sonra başka bir bilgisayar donanımına sayısallaştırma, işlem görme, analiz edilme, iyileştirme, görüntüleme ve depolanma için gönderilir [16]. Optik bileşenler, fosfor dışındaki kaynaklardan diğer ışık sinyallerini çıkartmak için ışık sızdırmaz kutu içine alınmıştır. Ayna  $45^\circ$  açıyla ayarlanmıştır. Optik yoldaki bu eğim ana ışıktan kamerayı uzak tutarken *gantry*'ye yakın ve en uygun yerde kameranın konumlanmasına yardımcı olur [42]. Böylece doğrudan radyasyon ışınlanmasında kamera elektronuğunun bozulmaması, radyasyon alanı dışındaki ışığın kameraya doğru yönlendirilmesi ile sağlanmış olur [16].



<sup>4</sup>Şekil 4: Kamera tabanlı elektronik portal görüntüleme cihazının kesitsel gösterimi.

<sup>4</sup> Valais I G, Xydias P C. Detectors for imaging in radiation therapy. E-JST, 2010.

Kamera tabanlı sistemler için çok sayıda gürültü bileşeni bulunur [46]. Sistemin en önemli verimsizliği elektronik gürültü ve zayıf ışık toplama etkinliğidir [16, 46]. Fosfor tabakasının kalınlığının arttırılması uzaysal çözünürlüğe rağmen ışık çıkışını arttırır [13, 16]. Işık fosfordan izotropik olarak yayılır. Ancak sistemin optik bileşenleri sadece mercekler tarafından kamerada üretilen sinyale karşılık gelen küçük bir koni içinde fosfordan gelen ışık fotonlarına izin verir. Fosfordan yayılan ışığın sadece %0.1-0.01’u kameranın sensörüne ulaşır ve bu görüntü kalitesini azaltır [11, 41]. Işık toplamayı geliştirmek için fosfor ekranın değişimi [47, 48] ve büyük aralıklı yani daha az sayıda mercek kullanımı yapılan girişimler arasındadır. Elektronik gürültü *charge coupled device* (CCD) cinsi kameralara (yüksek kuantum verimliliğine sahip) düşük gürültülü hedef takılarak, farklı integrasyon yöntemleri ve soğutma kullanılarak azaltılabilir [11]. Metal yüzeyde DQE en yüksek  $\sim$  %1 olarak elde edilebilir [1]. Sistemlerdeki diğer bir problem de parıltı üreten optik yoldaki ışık saçılımıdır. Parıltı gridin temasıyla azaltılabilir [48]. Cihazın diğer versiyonlarında aynanın yerini optik fiberler almıştır. Bu esnek sistemlerin yapılmasına olanak sağlarken etkin bir mercek sistemi üzerinde optik eşleşmeleri arttıramamıştır [49].

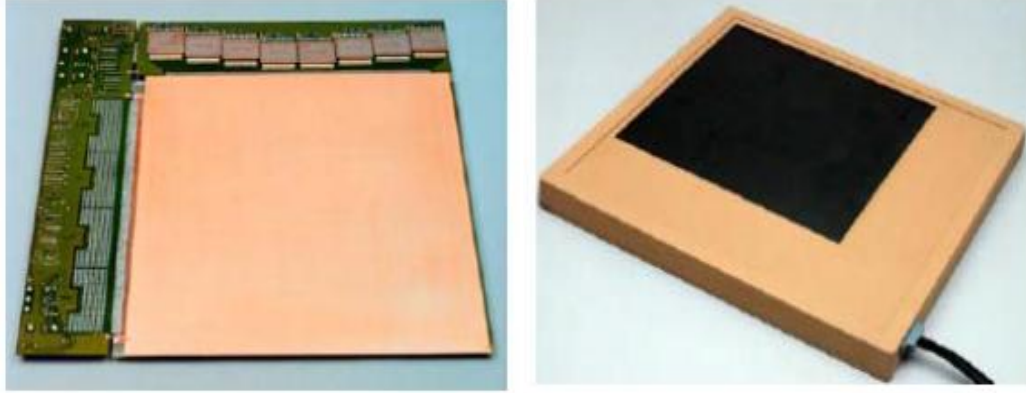
Video kamera tabanlı elektronik portal görüntüleme cihazları (VEPID) için çeşitli şekilde monte edilmiş sistemler vardır. Bunlar katı *gantry* üzerine monte edilen kısmen veya tamamen hareketli sistemler, taşınabilir bir gövde üzerinde bağımsız *gantry*’ye sabit sistemlerdir [16].

Kamera tabanlı sistemlerin temel avantajları; bütün görüntüleri anında, oldukça hızlı (video hızı) bir şekilde alabilmesi, klinik olarak kullanışlı görüntülerin birkaç MU ile üretilebilmesi, iyi bir uzaysal çözünürlüğe sahip olması, sistemin servisinin ve bakım ücretinin ucuz olmasıdır. Dezavantajı ise pratik kullanımda hasta *set-up* süresince cihazın hantallığı sebebiyle çalışmanın zor olmasıdır [1, 41].

### **2.3.3.2 Sıvı İyon Odalı Matriks Elektronik Portal Görüntüleme Cihazları**

Sistem 0.8 mm’lik aralıkla ayrılmış iki düzlemsel elektrot tarafından oluşturulan sıvı iyon odası kullanan taranan matriks iyon odasına dayanır (Şekil 5). Boşluk oda ışınlandığında orta düzeyde iyonizasyona sebep olan hareket edebilecek organik akışkan (*izo-oktan* veya *2,2,4-trimethylpentane*) ile doldurulur. Sıvı içerisinde üretilen iyonlar elektrotlar tarafından toplanır.

Her bir elektrot yüzeyi 1.27 mm boşluklarla ayrılmış 256 paralel telden oluşur. Bu iki yüzey üzerindeki elektrotlar birbirine dik şekilde konumlandırılmıştır. Dolayısıyla iyonizasyon hücrelerinin 256×256 matriksi 32×32 cm<sup>2</sup> tanı alanı sağlar. İyon odası etrafında yerleştirilmiş 1 mm kalınlığında *plastoferrite* tabaka kamera tabanlı sistem içerisindeki metal tabaka gibi hizmet eder.



(a)

(b)

<sup>5</sup>**Şekil 5:** Matriks iyon odalı EPID tasarımı. (a) İç bileşenlerin görünümü. (b) Film-kaset kutusuna benzer sistemin dış görünümü.

Orta derecede iyonizasyon birincil X-ışınlarını yüksek enerjili elektronlara dönüştürür ve yüksek enerji elektronlarının enerjilerinin bir bölümünü ölçülebilir (iyon) sinyal içerisine aktarır [16]. Yüksek voltaj (300 V) her bir elektrota tek tek uygulanır [1]. Diğer tabakadaki elektrotlar (sinyal tabakası) birbirinden ayrı olarak elektrometrelere bağlıdır [16]. Fakat çok sayıda elektronik kullanıldığı için görüntü sıralı olarak elde edilir [1]. Değişik şekilde akım vermek için bir çok farklı mod vardır [10, 50]. Bu lineer hızlandırıcının sinyal tekrar frekansı ile EPID'in senkronize olmasını gerektirir ve stabil olmalıdır. Yoksa görüntü üzerinde artefakt gözlenebilir [51]. Bu nedenle tedavi esnasında dozu değişebilen yoğunluk ayarlı radyoterapi gibi dinamik tekniklerin doğrulanması için kullanımı sınırlıdır [10].

İyi bir çözünürlüğe sahip görüntü ~ 5 saniyede elde edilir ve işlenir. Sistemde düşük uzaysal çözünürlük mevcuttur [16]. Bu sistemin SNR kuantum verimliliği ~ %1 [52], DQE

<sup>5</sup> Valais I G, Xydias P C. Detectors for imaging in radiation therapy. E-JST, 2010.

~ %0.5 civarındadır [11]. Bu görüntü oluşturmak için gerekli dozun gerçek alan dedektörlerinden daha yüksek olması demektir. Sistem, dedektör ve periferel bölümlere ayrılabilir. Böylece EPID motor kontrolü altında *gantry* içine tamamen geri çekilebilir [1].

Bu sistemin en önemli avantajları dedektörün yoğunluğu, kullanım için kolaylık sağlayan pratik tasarımı, görüntü üzerindeki geometrik bozukluğun azlığı ve yazılımıdır. Dezavantajları ise aktif dedeksiyon alanı etrafındaki kontrol elektroniklerinin hassaslığı, en önemlisi de doğru alan dedektör EPID'leri ile karşılaştırıldığında yüksek voltajda bir seferde sadece tek bir elektrodun çalışabilmesi nedeniyle X-ışınları miktarının gerçek dedektör bölgesinden daha az olmasıdır [16].

### 2.3.3.3 Amorf Silikon Elektronik Portal Görüntüleme Cihazları

Aktif matriks düz panel görüntüleyicilerin (AMFPI-Active Matrix Flat Panel Imager) teknolojisi hidrojenlenmiş amorf silikon (a-Si:H) fotodiyotları ve ince film transistörlerine (TFT-Thin Film Transistor) dayanır [53, 54]. Bu ticari sistemlerin geliştirilmiş görüntü kaliteleri ve dozimetrik kullanımları tüm üreticilerin bu teknolojiyi önermelerini sağlar [1, 9].

AMFPI'lar bir dizi alt sistem içerirler. Bunlar (i) geniş bölge, piksellenmiş dizi (ii) X-ışını dönüştürücü (iii) kontrol ve elde etme sistemi (iiii) elde edilen verileri kontrol etmek, işlemek, görüntüleri arttırmak ve arşivlemek için kullanılan bir bilgisayardır [1]. Birçok farklı tasarım [55] olmasına rağmen bunlardan en gelişmiş metal ön yüzeyde X-ışını ışığa dönüştürmek için gadolinyum oksisülfat fosfor ile birlikte genellikle 1 mm bakır tabaka kullanılandır [56]. Bu X-ışını dedeksiyonun ilk basamağının kamera tabanlı cihazlar ile aynı olduğu anlamına gelir [56, 57]. a-Si:H fotodiyotları dizisi kullanılarak algılanan ışık a-Si:H TFT tarafından kontrol edilir. Fotodiyotlar elektronik olarak okunabilirler ve görüntünün pikselini meydana getirirler.

Gürültü karakteristikleri (SNR ve kontrast gürültü oranı (CNR)) birinci jenerasyon EPID'lere göre oldukça geliştirilmiştir. Düz panel görüntüleyiciler için daha yüksek DQE'de bu sonuçlar cihazın sınırlı kuantum gürültülü olduğunu gösterir [1]. AMFPI'ların gerçek kazançları ışık algılama verimliliğindedir. Tüm ticari sistemler için piksel boyutu önceki EPID'lerden daha ufaktır [1]. Uzaysal çözünürlük sadece piksel boyutuna değil aynı zamanda fosfor kalınlığına bağlı olduğundan diğer sistemlere göre daha iyidir [11, 55].



Bu cihaz hızlandırıcıdan sabit sinyal tekrar frekansına ihtiyaç duyarlar. Böylece dinamik olarak kamalı alanlar boyunca görüntülenemez. Sistemin 1.31-6.20 saniye aralığında değişen görüntü elde etme hızı vardır. Sistem transit dozimetriye uygundur [42]. AMFPI'lar ile ilgili günümüzdeki problem bakım ve yenileme maliyetleridir [1].

#### **2.3.3.4 Diğer Elektronik Portal Görüntüleme Cihazları**

Depolanmış Fosfor: Dijital fosfor depolama radyografisi fosfor tabakanın film ile radyasyon dedektörü gibi yerleştirildiği radyografik bir tekniktir. Lüminesansa sebep olan ışınlanmış fosforun lazer taraması, dijital görüntü oluşturmak için hangisinin kullanılacağına karar verilmesini sağlar [44]. Bu görüntülerin kaliteleri en az eski portal filmlerle oluşturulmuş olanlar kadar iyidir [45, 58] ve belki dinamik tedavilerin doğrulanmasında mevcut EPID sistemlerin bazılarına göre daha avantajlıdır [59]. Bununla birlikte film gibi bu sistemler de görüntü elde edilmeden önce geliştirilmeye ihtiyaç duyarlar.

Amorf Selenyum: Amorf selenyum ışınlandığında elektrik akımı iletir ve elektrostatik görüntü oluşturulabilir. Bu özellik radyografik görüntü oluşturmak için kullanılır [60]. Direkt dedeksiyon portal görüntüleme cihazı oluşturmak için metal tabaka/amorf selenyum dedektör ile düz panel a-Si TFT'yi birlikte kullanmak mümkündür [55]. Bu fosfor fotodiyot tabakanın amorf selenyum ile kaplanmış amorf silikon cihazları gibidir. Metal amorf selenyum dönüştürücünün DQE'si metal tabaka fosfor dönüştürücü ile aynı kalınlığa sahip olduğu gösterilmiştir [61].

Taranan Dedektörler: Radyasyon dedektörlerinin taranan lineer dizileri portal görüntüyü oluşturmak için kullanılır. Bunlar fotodiyot [62, 63, 64] ve silikon diyoda [65] birleştirilmiş ışınlanmış kristalleri içerir.

### **2.4 EPID Kalite Güvenilirliği ve Devreye Alma**

#### **2.4.1 Kurulum ve Devreye Alma**

Kurulum/kabul sırasında mekanik ve elektrik güvenliği, geometrik yeniden üretilebilirlik, görüntü kalitesi ve yazılımın performans özellikleri doğrulanmalıdır. Bu testler kabul testlerinden sonra, klinik kullanım ile alakalı işlevsel özellikleri ve rutin kalite güvenilirliği için özellikleri

tanımlar (Tablo 1). EPID'in bazı temel güvenlik bakımı cihaz düzenli olarak kullanılmasa bile her zaman kontrol edilmelidir. [16].

<sup>6</sup>**Tablo 1:** İlk devreye alma için testlerin, toleransların ve yöntemlerin özeti.

Test	Amaç	Tolerans	Yöntem/Araçlar
Mekanik kararlılık	Güvenlik Görüntü kalitesi	Rastlantısal hata yok. Optik/Fiziksel Uyum (2mm)	Denetim Optik test deseni Optik mesafe göstergeleri
Elektriksel bağlantılar	Güvenlik	Işınlanmış bağlantılar/teller yok.	Kablolama/ topraklama kontrolü
Kalibrasyon	Görüntü kalitesi	Kabul edilebilir düz alan, karanlık akım/gürültü özellikleri.	Enerji, alan boyutu ve gürültü için her bir satıcı kalibrasyon basamaklarını takip eder. Satıcı değerleri değiştirir.
Doz kontrol	Görüntü kalitesi/güvenlik	Önceden ayarlanmış doz (linak) kontrol işlevleri	Doğru ışın programlaması ve doğrulanması doz ile sınırlanır.
Görüntü kalitesi	Görüntü kalitesi	Kabul edilebilir kontrast (%1) ve uzaysal çözünürlük (2-3 mm)	Las Vegas fantom, diğer kontrast fantomları her enerjide görüntülenir.
Analiz yazılımı	Nicel raporlama	2° ve 3 mm'lik tolerans içinde raporlanmış ölçüm. Kenar algılama alan sınırları ile eşleştirilir.	Bilinen set up hata koşulları, sistem raporlama doğrulaması ve değişen alan elde etme koşullarının altında alan kenar tanımı.

#### 2.4.1.1 Doz Kontrolü

Görüntüleme için gerekli olan doz miktarını optimize etmek önemlidir. Bu EPID ve uygulamaya göre değişiklik gösterir. Uygun olmayan doz kontrolü, görüntü elde etmek için gerekli olandan fazla doz ve kullanışsız görüntü ile sonuçlanır. Lokalizasyon görüntüsü için verilen doz; *manuel* ışın kesintisi, belirlenen doz veya otomatik ışın kesintisi olmak üzere üç

<sup>6</sup> Herman M G, Balter J M, Jaffray D A, McGee K P, et al. Clinical use of electronic portal imaging: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 58. Med Phys, 2001; 28(5): 712-37.

yolla ayarlanabilir. Görüntü oluşumunun doğrulanması ışın içerisindeki değişik zayıflatıcı veya *antroformik* fantomlar ile test etmelidir. Video sistemlerinde lokalizasyon görüntüleri için gerekli doz miktarını azaltmak, görüntü kalitesinde bazı azalmalar ile birlikte kısa ışınlama süreleri kullanılmasıyla mümkündür. Ayrıca düşük doz hızı kullanmak yararlıdır [16].

#### **2.4.1.2 Kalibrasyon**

EPID sistemleri görüntü kalibrasyonuna ihtiyaç duyarlar. EPID kalibrasyon faktörlerinin doğrulanması rutin kullanımda en yüksek kalitede görüntü elde etmek için bazı özellikler içerir. Genellikle zemin sinyalleri azaltılmıştır. Kalibrasyon görüntülerindeki gürültü klinik görüntü kalitesini düşürebilir ve bu nedenle en aza indirilmelidir. Kalibrasyon prosedürleri EPID'in türüne ve satıcı önerilerine bağlıdır. Kalibrasyon genellikle karanlık akım veya gürültü görüntüsünün ölçümlerini içerir. Bu açık alanda hiç radyasyon ışını olmadığında EPID'deki sinyali temsil eder. Açık alan görüntüsü tekrarlanabilir özel karakteristik tedavi alanının doğrulanması için kullanılır. Işın özellikleri, ışın enerjisi ve alan boyutuna bağlı olduğundan değişik enerji ve alan boyutlarında kalibrasyon yapılmalıdır. Bazı durumlarda hasta kalınlığı ve dedektör uzaklığı, hastadan kaynaklanan saçılma ve atenüasyonu etkileyerek görüntü kalitesini değiştirebilir. Bu nedenle hasta kalınlığı ve dedektör uzaklığı kalibrasyon parametresi olarak dikkate alınır. Eğer EPID'in mekanik kararlılığı düz alanın kalibrasyonunu dengeleyen bir mekanik değişim ise *gantry* açılı kalibrasyona ihtiyaç duyulur. Tedavi makinası özellikleri değişen *gantry* açıları için anlamlı şekilde değişir.

Test görüntüsü oluşumunda ışın içerisindeki nesnelere veya hızlandırıcı kararlılığından kaynaklanan artefaktları engellemek için yeni kalibrasyon yapılmalıdır. Yeniden yapılan kalibrasyonun sıklığı (genellikle aylık) ölçülmüş görüntü performansının kararlılığına bağlıdır. Floroskopik sistemdeki herhangi bir optik değişkenden biri değişmiş veya bozulmuş ise yeniden kalibrasyon yapılması tavsiye edilir [16].

#### **2.4.1.3 Doğrusallık**

Görüntüleme geometrisinin doğrusallığı cihazı devreye alma sırasında belirlenmelidir. Uzaysal bozukluklar, EPID görüntüleri nicel portal görüntüleme için kullanılmadan önce

tanımlanmalı veya ortadan kaldırılmalıdır. Video sistemlerinin EPID bileşenleri içerisindeki sabitlik eksikliğinin artması uzaysal doğrusalığın kararsızlığı ile sonuçlanabilir. Analog video kamera kullanan EPID sistemleri manyetik alandaki değişkenliğe ve *gantry* açısına bağlı bozulmaya duyarlıdır. Aynı zamanda ön ekranların, aynaların bükülmesi/eğrilmesi veya yer değiştirmesi de bozulmaya neden olabilir. Bozulmaların testi için kullanılan basit mekanik fantomlar mevcuttur [66, 67]. Hasta *set-up* hatalarını ölçmek için alan sınırları veya güvenli işaretleyicilerin kullanımı mekanik kararsızlıklardan kaynaklanan etkileri ortadan kaldırır. Yeniden üretilebilirlik görüntüleyicinin sürekli olarak yeniden pozisyonlanması gibi tüm pozisyonların ve doğrusalığın kontrol edilmesiyle sağlanabilir. Bu ayrıca değişik *gantry* açıları için de gerçekleştirilmelidir [16].

#### **2.4.1.4 Görüntü Kalitesi**

Klinik görüntü kalitesinin belirlenmesi uzaysal çözünürlüğe ve kontrast çözünürlüğüne bağlıdır. Günümüzde EPID'ler daha büyük nesnelere için (>5 mm) %1 veya daha iyi kontrast çözünürlükleri sağlarlar. Bu özellikler radyoterapi alanında portal lokalizasyonu sağlamak için elverişlidir. QA ve kabul testlerinde ilk olarak *Las Vegas* fantom kullanılmıştır. Bu fantom uzaysal ve kontrast çözünürlük kriterini temsil eden alüminyum içinde değişen kalınlık ve boşluk genişliğinin birleşiminden oluşur. Gerçek boşluğun görüntülenmesi belirlenmiş lineer hızlandırıcı/EPID kombinasyonu için özel çözünürlük anlamına gelir. AMFPI sistemler tüm boşlukları belirleyebilir. *Shalev ve arkadaşları* kullanıcıya EPID uzaysal çözünürlüğü ve CNR'yi ölçmeye olanak sağlayacak fantom ve yazılım araçları sunmuştur [68]. Belirlenmiş çözünürlük ve gürültü değerleri EPID'in devam eden QA ve kabul edilebilirlik testleri için referans olarak kullanılır. İlk görüntüler EPID'in devam eden kalite güvenilirliği için ana veriyi temsil eder. Bunlar sistemin sağlayabileceği en iyi görüntüler olmalıdır. Ek olarak *antroformik* fantom görüntüleri uygun görüntü kalitesinde görüntüleme işlemi için kullanılmalıdır [16].

#### **2.4.1.5 Yazılım**

Yazılımın devreye alınması; EPID/hızlandırıcı kontrolü, *network* bağlantıları, depolama, arşivleme/geri kazanım ve yedekleme gibi özelliklerin testlerini, güvenlik fonksiyonlarını ve analiz araçlarını içerir.

Eğer bir EPID hasta *set-up*'ının nicel değerlendirilmesinde kullanım için tasarlanmışsa devreye alma bilinen *set-up* hatalarının ölçümlerini içermelidir. Bu ölçümler alandaki fantomun konumu ve alan yerleştirilmesine bağlı olan sonuçları ayıracak şekilde tasarlanmalıdır. *Set-up* analizinin doğruluğundaki görüntü işlemenin etkileri (örneğin görüntü iyileştirme ve sınırları belirleme) belirlenmelidir.

Alan yerleşim hatalarına portal görüntülerin referans görüntüler ile karşılaştırılmasıyla karar verildiğinden devreye alma işlemi referans görüntü üreticilerinin (simülatörler, DRR'ler vb) özelliklerini ve sınırlarını içerir.

Görüntünün kendisi ile kıyaslanmasında EPID'in kendi yazılımını kullanmak en iyisidir. Görüntü çifti üzerindeki *set-up* hatasını belirlemek için *set-up* doğrulama araçları kullanılmalıdır. Bu testler ile belirlenen hatalar 0.5-2 mm arasındadır [69].

Fantom testi tüm tedavi süreci boyunca (bilgisayarlı tomografi (BT)/simülasyon, planlama, referans görüntü üretimi, birincil *set-up*, görüntüleme ve *set-up* ölçümleri) bölümün yapısının sınırları içindeki EPID'in etkinliğinin test edilmesine izin verir. Bu lazer kalibrasyon farklılıkları veya DRR çözünürlüğündeki sınırlar gibi diğer potansiyel hata kaynaklarını da belirler. Ayrıca fantomun 6°'ye kadar döndürülmesi ve referans görüntü ile bağlantılı değişen kaliteli portal görüntülerinin oluşturulmasında meydana gelen hataların belirlenmesi tavsiye edilmiştir.  $\pm 3$  mm ve  $\pm 1^\circ$ 'lik bir doğrulukla cihaz ayarını yapmak mümkündür. Dört kardinal *gantry* açısında görüntüleri elde etmek için bu testler yapılmalıdır. Test prosedürleri aynı zamanda eğitim ve kişisel sorumlulukların belirlenmesine de yardım etmektedir [16].

#### **2.4.2 Kalite Güvenilirliği**

EPID performansının sürekliliğini sağlamak için kalite güvenilirliği programı mutlaka bulunmalıdır. Program tablo 2'de görüldüğü gibi QA testlerinin yapılma sıklığını, spesifik ölçümleri, frekansları ve toleransları tanımlamalıdır. QA program yazılı olmalıdır ve yapılan testleri kaydetmelidir [16].

<sup>7</sup>**Tablo 2:** QA testlerinin yapılma sıklığı.

Aralık	Görevler F-Fizikçi, Ü-Üretici, M-Mühendis,T-Tekniker
Günlük	<ul style="list-style-type: none"><li>- Görüntüleyici yuvasını inceleme (T)</li><li>- Çarpma kilidini test etme (T)</li><li>- Görüntü kalitesi ve etkinliğini doğrulama için yöntem günlük ilk görüntüyü fantom kullanarak elde etme (T)</li><li>- Günlük görüntüler için yeterli veri kapasitesini sağlama (F)</li></ul>
Aylık	<ul style="list-style-type: none"><li>- Görüntü elde etme ve artefaktların incelenmesi (F)</li><li>- SNR, çözünürlük ve lokalizasyonun kararlı uygulanması (F)</li><li>- Görüntü kalitesi incelenmesi (F)</li><li>- Görüntü ve disk bakım uygulaması (F)</li><li>- Mekanik inceleme (mandallar, çarpma sensörleri, optik bileşenler) (F,M)</li><li>- Elektrik bağlantıları (F,M)</li><li>- Sabit kopya üretimi (F)</li></ul>
Yıllık	<ul style="list-style-type: none"><li>- Geometrik lokalizasyon doğruluğunun <i>antroformik</i> veya geometrik fantom kullanılarak yapılan kontrolü (F)</li></ul>

## 2.5 EPID Kalite Kontrol Fantomları

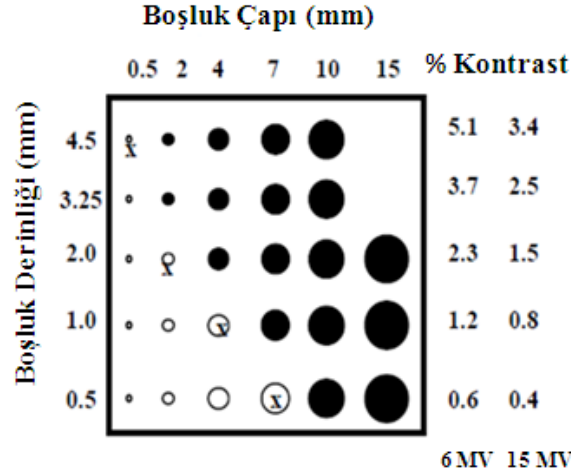
EPID’lerin portal görüntü kalitesinin rutin kalite kontrolü için kullanılan fantomlar; “Las Vegas”, “QC-3” ve PTW tarafından geliştirilen “EPID QC” fantomdur.

### 2.5.1 Las Vegas Fantom

EPID kalite kontrolü için ayrıntılı kontrast sağlayan fantomun kullanımı oldukça kolay ve ucuzdur. Fantom portal görüntüleme cihazı hakkında daha çok görsel bilgi verir ve her çeşit EPID’de QA için kullanılabilir. Fantom etkin bir QA programının gerektirdiği görüntü kalitesinin nesnel nicel ölçümlerini üretmez.

<sup>7</sup> Herman M G, Balter J M, Jaffray D A, McGee K P, et al. Clinical use of electronic portal imaging: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 58. Med Phys, 2001; 28(5): 712-37.

Fantom şekil 6'da gösterildiği gibi çeşitli derinlik ve çaplardaki boşluklar ile tasarlanmıştır. EPID ile fantomun görüntüsü alınır ve bir gözlemci tarafından boşluklar sayılır, elde edilen değer belirlenen şablondaki sayılar ile karşılaştırılır. Aslında bu bir “kontrast-detay” testidir fakat kontrast-detay eğrisi analizi olmamasına rağmen önerilir [70].

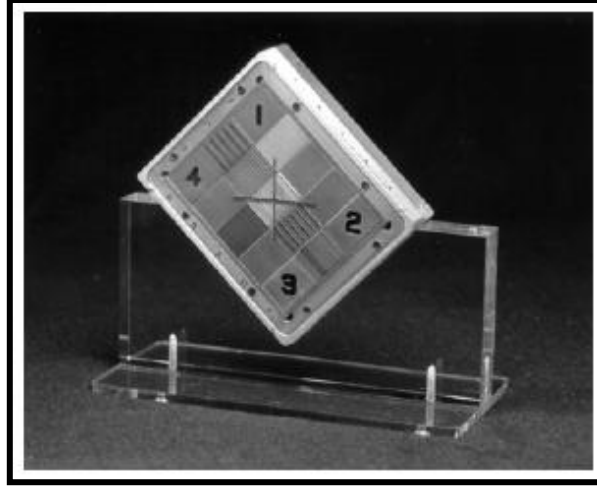


<sup>8</sup>Şekil 6: EPID görüntü kontrastı ve uzaysal çözünürlüğü için alüminyum *Las Vegas* fantom.

### 2.5.2 QC-3 Fantom

QC-3 fantom EPID QA için özel olarak geliştirilmiştir. Fantom kontrastın, uzaysal çözünürlüğün objektif olarak kantitatif ve tekrarlanabilir şekilde ölçülmesini sağlar. Gürültüyü ölçmek için farklı yoğunluklar ile bazı yatay bölümler ve uzaysal çözünürlüğü ölçmek için ise bir dizi çubuk deseni içerir (Şekil 7). Kullanımı kolaydır ve hassas sonuçlar verir. Sonuçlar kullanıcının becerisinden ve önyargısından bağımsız olarak tekrarlanabilir ve biriktirilebilir. Bu nedenle uzun süreli değerlendirmelere olanak sağlar. Her fantom bireysel olarak kalibre edildiğinden sonuçlar tüm fantomlarda aynı olur. EPID ile elde edilen görüntülerin fantoma ait *PIPSpro* yazılımı ile analizi otomatik olarak gerçekleştirilir. Ekranda uzaysal ve kontrast çözünürlük için sonuçlar görüntülenir ve sonuçlar rapor olarak kullanıcıya sunulur [70].

<sup>8</sup> Herman M G, Balter J M, Jaffray D A, McGee K P, et al. Clinical use of electronic portal imaging: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 58. *Med Phys*, 2001; 28(5): 712-37.



<sup>9</sup>Şekil 7: QC-3 kalite kontrol fantomunun görünümü.

Uzaysal çözünürlük; RMTF'nin maksimum %50 veya %30'da ki maksimum frekansları olan  $f_{50}$  veya  $f_{30}$  parametreleri cinsinden ölçülür. Kontrast çözünürlük; CNR cinsinden ölçülür. Görüntülere ait  $f_{50}$  ve CNR'nin analizi rutin QA programlarına eklenmelidir [71]. Fantom farklı EPID'lerin kalite kontrollerinin karşılaştırılması ve CR dedektör sistemlerinin kalite kontrolü için de kullanışlıdır [72, 73].

### 2.5.3 EPID QC Fantom

EPID QC fantom, radyoterapide yüksek enerjili X-ışınları için EPID görüntü kalitesinin tutarlılığının doğrulanması için özel olarak geliştirilmiştir. Cihaz şekil 8'de görüldüğü gibi plastik bir matriks üzerine yerleştirilmiş farklı metal dolgulardan oluşmuş katı bir fantomdur. Bu fantom bir görüntüdeki bütün görüntü parametrelerinin değerlendirilmesini sağlar. Kolay ve hızlı kullanım özelliğine sahip EPID QC fantom gelişmiş teknoloji *Elekta*, *Siemens*, *Varian* lineer hızlandırıcılarındaki modern amorf silikon görüntüleyicilerin ayrıntılı olarak test edilmesine de izin verir [74].

---

<sup>9</sup> Standard Imaging. The QC-3V Phantom User Manual.





<sup>10</sup>Şekil 8: EPID QC fantomun dış görünümü.

EPID QC fantom ile birlikte verilen “EPIDsoft” fantoma ait görüntülerin otomatik analizini sağlayan bir yazılım programıdır. Bu yazılım programı görüntüleri kaydeder, görüntü parametrelerini nicel ve grafiksel olarak kullanıcıya sunar. Böylece EPID performansının uzun süreli değerlendirilmesi için görüntülerin geri çağırılması ve veri depolanması sağlanmış olur [74].

EPID QA testlerinde bu kalite kontrol fantomlarının kullanılmasıyla elde edilen veriler doğrultusunda yapılan kalibrasyon ile uygulanan tedavilerin *set-up* sürecindeki tedavi alanı verifikasyonu, gözlemcinin bilgi ve tecrübesine bağlı kalmadan daha doğru, daha etkin, daha hızlı ve daha güvenilir hasta tedavilerinin yapılmasını sağlamış olur.

---

<sup>10</sup> Das I J, Cao M, Cheng C W, Mistic V, et al. A quality assurance phantom for electronic portal imaging devices. Med Phys, 2011; 12: 391-403.

### **3. GEREÇ VE YÖNTEM**

#### **3.1 Araştırmanın Tipi**

Yapılan çalışma girişimsel olmayan araştırmalar niteliğindedir.

#### **3.2 Araştırmanın Şekli, Zamanı Ve Yapıldığı Yer**

Bu çalışma Dokuz Eylül Üniversitesi (DEÜ) Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda 01.01.2012 – 30.04.2013 tarihleri arasında EPG cihazında elde edilen QC-3V fantom görüntüleri ve klinikte bulunan cihazlar kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

#### **3.3 Araştırmada Kullanılan Gereçler**

##### **3.3.1 Lineer Hızlandırıcı**

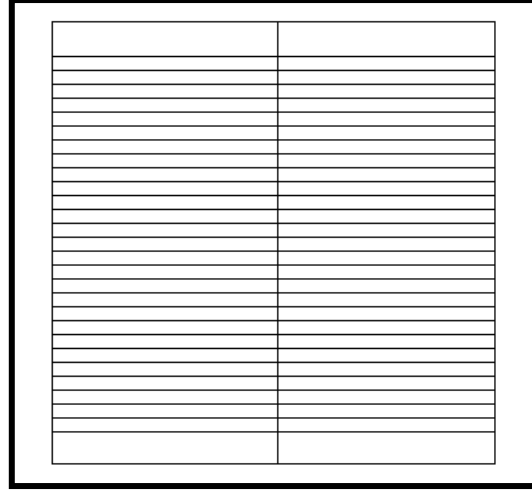
*Siemens* marka *Primus* lineer hızlandırıcı (LINAK) cihazı kullanılmaktadır (Şekil 9). Bu cihaz 6 MV, 18 MV enerjili foton ile 6, 9, 12, 15, 18, 21 MeV enerji seviyelerinde elektron demetlerine sahiptir.



**Şekil 9:** *Siemens Primus* model lineer hızlandırıcı.

Maksimum 40x40 cm alan genişliği oluşturabilmektedir. Radyasyon alanı, koruma gerektirmeden, çok yapraklı kolimatör ile belirlenebilmektedir (Şekil 10). Bu kolimatörlerde tungstenden yapılmış 29 çift lif bulunmaktadır. 1. ve 29. lif çiftlerinin genişliği 6.5 cm, diğerleri ise 1 cm genişliktedir (izosentir noktasında). Lifler tam açık pozisyonda hareket edebilir ve

maksimum hareket mesafeleri 10 cm'dir. Her lif motoru birbirinden bağımsızdır. Lif hızı 1.5 cm/s, lif yüksekliği 7.6 cm'dir. 15°, 30°, 45°, 60°'lik dinamik kamalara (*wedge*) sahiptir. 10x10 cm<sup>2</sup>, 15x15 cm<sup>2</sup>, 20x20 cm<sup>2</sup> ve 25x25 cm<sup>2</sup>'lik standart alanlı elektron aplikatörleri mevcuttur.



**Şekil 10:** Çok yapraklı kolimatörlerin şematik gösterimi.

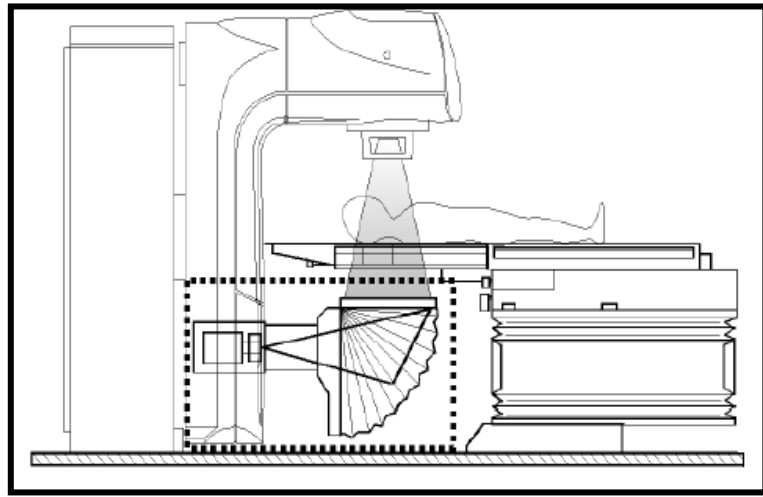
YART ve 3BKRT tedavilerine olanak veren cihaza megavoltaj görüntüleme ve portal dozimetre (*Siemens Beamview Plus*) yapılmasını sağlayan sistem monte edilmiştir.

### 3.3.2. *Beamview Plus* EPID Sistemi

*Siemens* marka *Beamview Plus* (T1) (versiyon 2.2) model elektronik portal görüntüleme sisteminin;

- Dedektör özellikleri  
Görüş alanı (cm): 33x41  
Video kamera tipi: *Newvicon*, NTSC  
Çözünürlük, piksel: 512x480x8  
Boyutları (cm): 117x25  
Dedektör-izosentir mesafesi (cm): 36  
X-ışını dedektörü: 1.2 mm pirinç kaplı levha,  
+160 mg/cm<sup>2</sup> Gd<sub>2</sub>O<sub>2</sub>S ekran
- Opsiyonel özellik (performans): Görüntü yazıcı, film dijitalleştirici

- *Siemens* marka lineer hızlandırıcıya monte edilmiştir (Şekil 11).
- Görüntü alma süresi (s) : <1
- Çözünürlük (mm): %1.5
- Enerji aralığı (MV): 4-23
- Doz/Görüntü : normal hastalar için ~4 MU
- Çoklu resim görüntüleme: 2
- Gray skala (resim görüntüsü): 256



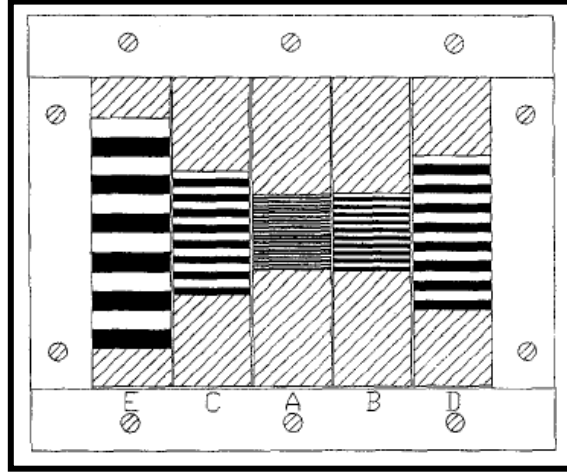
Şekil 11: *Beamview Plus* EPID Sistemi.

### 3.3.3 QC-3V Fantom

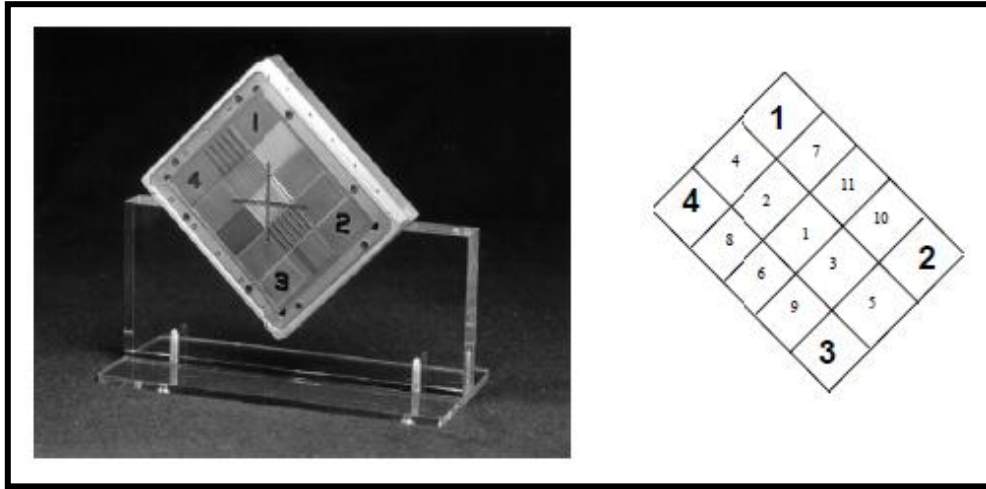
QC-3V test fantomu (versiyon 3.2.3) portal görüntüleyicilerin kalite kontrolünü yapmak için tasarlanmıştır. Cihaz uzaysal çözünürlüğü ölçmek için 0.1, 0.2, 0.25, 0.4 ve 0.75 çizgi çifti/milimetre (çç/mm) uzaysal frekanslı bir dizi çubuk deseni, gürültüyü ölçmek için ise yatay şekilde tasarlanmış farklı yoğunluklu bölgeler içermektedir (Şekil 12). Fantom çerçevesi alüminyum malzemedir, beş test bölümü ise kurşun ve *Delrin* plastik (yoğunluk=1.42 g/cm<sup>3</sup>) malzemedir yapılmıştır. Fantom, üzerinde 3 mm akrilik tabakası, altında ise 2 mm alüminyum tabakası olmak üzere toplam 15 mm kalınlığındadır.

Fantomun köşelerine yerleştirilmiş dört büyük sayı kabaca görsel bir bildirim sağlamaktadır (Şekil 13). Özel nicelik kontrolü için köşelerdeki büyük sayılar kullanılmaktadır.

Küçük sayılar bölge numaralarını göstermektedir. 1-5 arasındaki bölgeler farklı uzaysal seperasyonlu çubuklardır ve  $f_{50}$  uzaysal çözünürlüğünün analizi için kullanılmaktadır. 6-11 arasındaki bölgeler artan kalınlıklarda plastik (PVC) veya kurşun bloklar içermektedir (Tablo 3).



Şekil 12: Fantomun şematik diyagramı.



Şekil 13: QC-3V kalite kontrol fantom.

*Set-up* kolaylığı için aygıtın ön yüzüne ve kenarlarında, ışık alanı ve lazerler ile uyumlu çizgiler mevcuttur. Lateral *gantry* açılarında da görüntü kalitesini değerlendirebilmek için bir ayaklık bulunmaktadır.

Fantoma ait portal görüntü işleme sistemi (*PIPSpro* yazılımı) elektronik portal görüntüleme cihazında elde edilen görüntüleri kullanarak otomatik bir analiz gerçekleştirebilmeyi sağlamaktadır. Yapılan analiz sonucunda uzaysal çözünürlük ve kontrast değerleri ekranda görüntülenmektedir. Ayrıca arşivleme ve ayrıntılı değerlendirme için sonuçlar bir rapor olarak iki sayfalık *Excel* makro çıktısı şeklinde üretilmektedir (Şekil 14).

**Tablo 3:** Fantom bölgeleri ve özellikleri.

Bölgeler	QC-3V	Çubuk kalınlıkları (mm)
	Çubuk çözünürlüğü (çç/mm)	
1	0.76*	15 mm kurşun
2	0.45*	15 mm kurşun
3	0.25*	15 mm kurşun
4	0.20*	15 mm kurşun
5	0.10*	15 mm kurşun
6		15 mm PVC
7		15 mm alüminyum
8		5 mm kurşun
9		7.5 mm kurşun
10		7.5 mm kurşun
11		15 mm kurşun

\*Bunlar değişebilir değerlerdir. Gerçek değerler kalibrasyona bağlı olarak fantomlar için spesifiktir.

### 3.4 Araştırmada Kullanılan Yöntemler

#### 3.4.1 Set-up

Test görüntülerini elde etmek için fantom yerleşimi *gantry* 0° açısında EPG cihazının dedektör çerçevesi üzerinde ve izosentırda, 90°- 270° lateral *gantry* açılarında izosentırda olmak üzere dört ayrı *set-up* yapıldı.

	A	B	C	D	E	F	G	H	I
1	Siemens Portal Image Quality Report								
2									
3		siemens.001		June-12-2012		qc_nois.dat			
4		siemens.002		8:59:53					
5									
6	roi	f	mean a	mean b	SD a	SD b	SD(sub)	RMTF a	RMTF b
7	1	0.760	112.93	103.54	1.99	5.45	4.00	0.086	0.212
8	2	0.430	114.20	104.27	3.34	3.90	2.35	0.145	0.151
9	3	0.230	112.56	102.87	8.58	9.56	2.45	0.372	0.371
10	4	0.200	114.48	104.80	14.12	16.42	2.68	0.613	0.637
11	5	0.100	111.23	101.68	23.06	25.76	3.14	1.000	1.000
12	6		149.66	145.57	1.97	2.69	2.15		
13	7		140.23	133.36	3.54	4.07	2.68		
14	8		113.24	105.06	2.56	2.58	2.57		
15	9		100.60	91.16	2.12	2.88	1.99		
16	10		97.80	85.25	2.04	2.75	2.21		
17	11		76.84	62.32	2.25	2.86	2.14		
18	Contrast		72.81	83.25					
19	Mean 6-11				2.41	2.97	2.29		
20	SD 6-11				0.59	0.55	0.27		
21	CNR		31.77	36.32					
22	dCNR		3.76	4.30					
23	Mean CNR		34.0				Resol	0.2130	0.2147
24	Mean dCNR		4.0				Mean Res	0.214	Ip/mm

Şekil 14: Excel raporu.

### 1.Set-up

Fantom hasta (*Siemens gantry* koordinat sisteminde  $0^\circ$ ) altına bulunan EPG cihazının dedektör çerçevesi üzerine yerleştirildi (Şekil 15). Burada alan boyutu  $14 \times 14$  cm ve kaynak-cilt mesafesi (SSD) 140 cm'dir. Çubuk şekillerinin görüntülerindeki üst üste binmeyi engellemek için büyük 1 numara *gantry* doğrultusunu gösterecek şekilde video tarama çizgilerine bağlı olarak fantom  $45^\circ$  döndürüldü. Fantom EPID cihazının çerçevesi üzerine yerleştirildikten sonra *gain* ve *pedestal* doygun video sinyali olmaksızın maksimum kontrast elde etmek için sırasıyla 0 ve 425 değerlerine ayarlandı. Hızlandırıcının tedavi modunda 6 MV foton enerjisi, 300 MU/dk doz hızı ile 100 MU'lık ışınlama yapıldı ve iki görüntü elde edildi. Port görüntüleri aynı ışınlama serisi boyunca ideal koşullar altında elde edildi. Kararsızlıkları önlemek için ışınlamanın başlamasında sonra ilk 2-3 saniye elde edilen görüntüler ve ışınlamanın sonunda elde edilen görüntüler kullanılmadı. Aynı işlem 18 MV foton enerjisi ile tekrarlandı. Ölçümler 30 iş günü boyunca alındı.



**Şekil 15:** Fantomun EPG cihazının dedektör çerçevesi üzerine yerleştirildiği birinci *set-up*.

### 2.Set-up

Fantom *gantry*  $0^\circ$  açısında lazerler ve fantom üzerindeki işaretler yardımıyla cihaz izosentirına yerleştirildi (Şekil 16). Burada alan boyutu  $18 \times 18$  cm ve SSD 100 cm'dir. 1 numara *gantry* doğrultusunu gösterecek şekilde fantom  $45^\circ$  döndürüldü. Fantom izosentra yerleştirildikten sonra *gain* ve *pedestal* sırasıyla 0 ve 425 değerlerine ayarlandı. 6 MV ve 18 MV foton enerjileri, 300 MU/dk doz hızı ile iki ayrı 100 MU'lık ışınlama yapılarak görüntüler elde edildi. Ölçümler 30 iş günü boyunca tekrarlandı.



**Şekil 16:** Fantomun izosentra yerleştirildiği ikinci *set-up*.



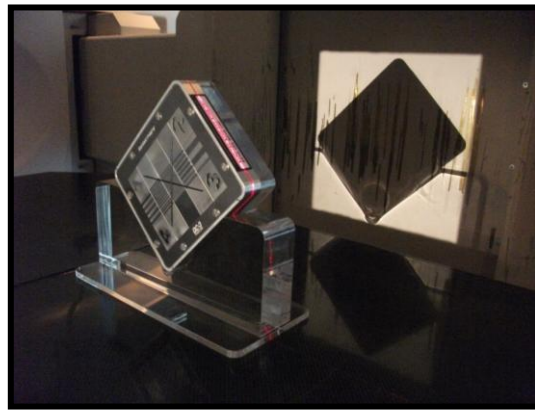
### 3.Set-up

Fantom lateral ( $90^{\circ}$ - $270^{\circ}$ ) *gantry* açılarında izosentra yerleştirildi (Şekil 17). Burada alan boyutu  $18 \times 18$  cm ve SSD  $100$  cm'dir. 1 numara *gantry* doğrultusunu gösterecek şekilde fantom  $45^{\circ}$  döndürüldü. *Gain* ve *pedestal* sırasıyla 0 ve 425 değerlerine ayarlandı. 6 MV foton enerjisi, 300MU/dk doz hızı ile 100 MU'lık ışılama yapıldı ve görüntüler elde edildi. Ölçümler 30 iş günü boyunca tekrarlandı.

Lateral ( $90^{\circ}$ - $270^{\circ}$ ) *gantry* açılarında test görüntülerini elde etmek için dedektör çerçevesinde fantomu gerekli şekilde tutabilmek için bir ayaklık kullanıldı (Şekil 18).



Şekil 17: Fantomun lateral *gantry* açılarında izosentra yerleştirildiği üçüncü *set-up*.



Şekil 18: Lateral *gantry* açılarında kullanılan fantom ayaklığı.

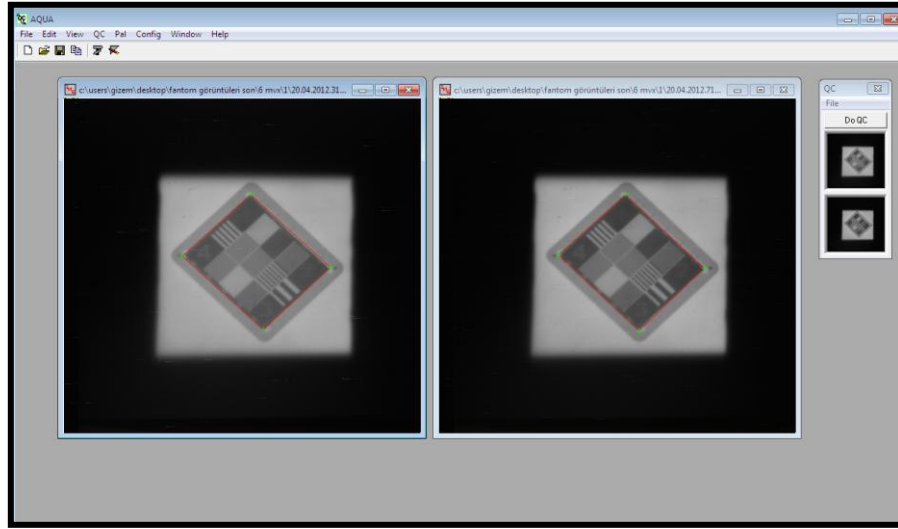
### 3.4.2 Görüntülerin Import Edilmesi

*Aqua* fantom yazılımı aşağıdaki formatlarda görüntüleri açabilmekte ve import edebilmektedir:

- “Beamview” (farklı boyutlarda)
- “Dicom” (\*.dcm)
- “Heimann Imaging Software” (\*.his)
- “Bitmap” (\*.bmp)
- “CompuServe” (\*.gif)
- “JPEG” (\*.jpg)
- “PaintPrush” (\*.pcx)
- “Encapsulated PostScript” (\*.eps)
- “TIFF” (\*.tif)

Değişik dosya formatlarının görüntüleri arasındaki ayrılıklar her zaman gözle ayırt edilemesede teknik olarak büyük farklılıkları söz konusudur. Bu nedenle yazılım programı kaliteli bir görüntü için sadece veri kaybı olmadan görüntüyü ham şekilde kaydeden *bitmap* (\*.bmp) formatındaki görüntüleri kaydedebilmektedir. *PIPSpro* programı görüntüleri *bitmap* (\*.bmp) formatında açar ve kaydeder, Fakat import işlemi sırasında kullanılan görüntüler *bitmap* (\*.bmp) formatında değildir. Bu resimlerin görüntü içeriği 8-bit olarak saklanır. Böylece orijinali 16-bit olan görüntünün bazı bilgileri kaybedilmiş olur.

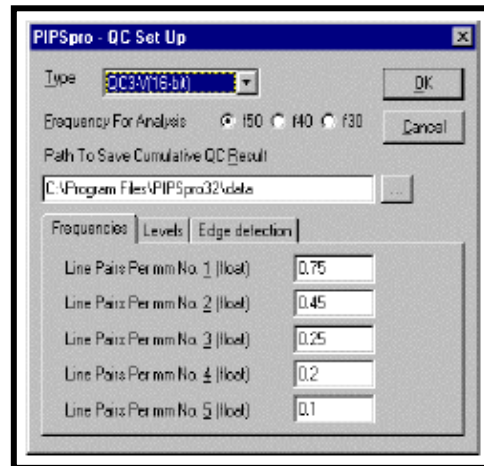
*PIPSpro* yazılım programında *File* menüsünden *Import* seçeneği kullanılarak fantom görüntülerini analiz programına import etmek için ekranda görüntülenen *Import File Format* penceresinden piksel boyutunu 8-bit, genişliği 512, yüksekliği 480, *head size* 1046 bayt olarak ayarlandı. Tek bir analiz, işleminde kullanılacak iki görüntü için aynı işlem tekrarlandı. Böylece görüntüler *PIPSpro*'ya indirildi ve şekildeki diyagramla (1 numara yukarıda, 4 numara solda) uyumlu olacak şekilde gerekli görülen durumlarda görüntüler döndürüldü veya *flip-flop* yapıldı (Şekil 19).



Şekil 19: PIPspro yazılımına import edilen fantom görüntüleri.

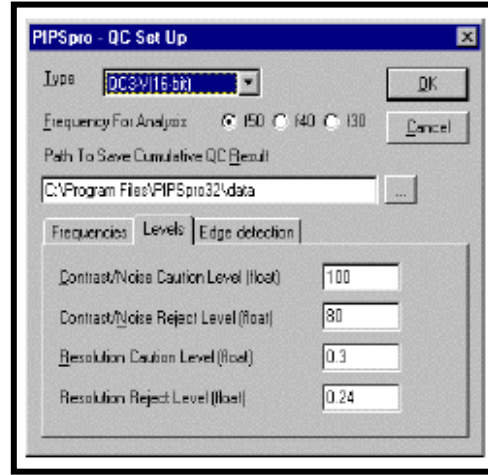
### 3.4.3 Görüntülerin Analizi

Tek bir ışınlamada elde edilen iki görüntü analiz programına import edilip, birinci ve ikinci görüntü olarak programa tanımlandı. QC *Set-up* ekranında kullanmakta olduğumuz fantomun modeline göre QC3-V/QC3-F seçeneklerinden QC3-V tip fantom ve hesaplama için gerekli olan  $f_{50}$ ,  $f_{40}$ ,  $f_{30}$  frekanslarından  $f_{50}$  frekansı seçildi (Şekil 20). Toplam istatistiksel analiz verilerinin kaydedilmesi için *C:\AQUA\cumu1\* gibi bir dosya yolu oluşturuldu. Böylece *qc\_cum1.dat* ve *qc\_noisc.dat* dosyaları bu yol aracılığı ile kaydedildi. Kalibrasyon kartını sağlayan fantom ile 1-5 bölgeleri için belirlenen frekanslar (isteğe göre değiştirilebilir) doğrulandı.



Şekil 20: QC *Set-up* frekans ayarları.

Seviye ayarlarında kontrast/gürültü ve çözünürlük için sonuçlar ekranındaki trafik ışıklarının rengini kontrol eden kabul edilebilir/edilemez sınırlar “Siemens Medical Solutions USA, Inc” raporunda belirtildiği şekilde kullanıldı (Şekil 21) (Tablo 4). Burada isteğe bağlı olarak kontrast/gürültü kabul edilebilir/ kabul edilemez değerleri yüksek dozlar için 150/100 olarak veya düşük dozlar için 80/55 olarak, çözünürlük değerleri ise 0.225/0.200 olarak yazılım programına tanıtıldı. Eğer sonuç yazılıma tanımladığımız değerden biraz düşük ise yani sonuç daha az kabul edilebilir ise sistem bize dikkat uyarısı (sarı ışık), sonuç kabul edilemez düzeyde olduğu zaman ise reddetme uyarısı (kırmızı ışık) verdi.



Şekil 21: QC Set-up seviye ayarları.

Tablo 4: Medical Solutions USA, Inc raporunda belirtilen seviye değerleri.

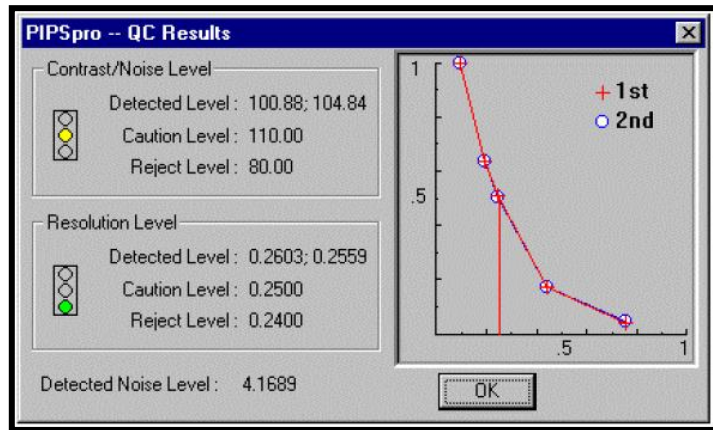
	Yüksek Dozlarda Önerilen Değerler	Düşük Dozlarda Önerilen Değerler
<b>Kontrast/ Gürültü Kabul Edilebilir Değeri</b>	150	80
<b>Kontrast/ Gürültü Kabul Edilemez Değeri</b>	100	55
<b>Çözünürlük Kabul Edilebilir Değeri</b>	0.225	0.225
<b>Çözünürlük Kabul Edilemez Değeri</b>	0.200	0.200

*Aqua set-up* penceresinin sınır algılama seçeneğindeki “*gradient, threshold, margin*” parametreleri programın fantomun sınırlarını nasıl algılayacağını belirler. *Gradient* ve *Threshold* değerleri kullanılan EPID’in çeşidine, modeline, ışın enerjisine, doz hızına, görüntü elde etme parametrelerine vb. bağlıdır. Bu parametreler “Beamview Kabul Testleri Prosedürü” önerilerine göre sisteme aktarıldı (Tablo 5).

**Tablo 5:** “Beamview Kabul Testleri Prosedürü” sınır algılama parametreleri.

<b>Gradient</b>	20
<b>Threshold</b>	70
<b>Margin</b>	3

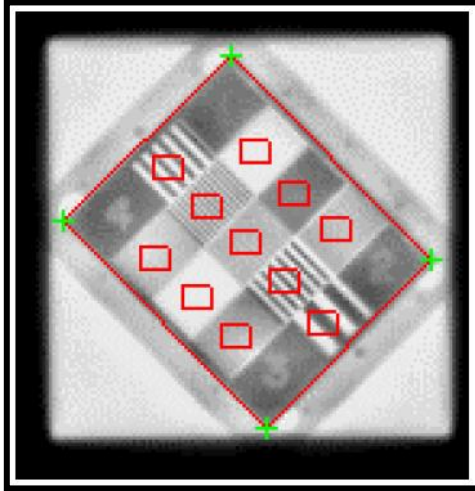
*PIPSpro QC set-up* ayarları yapıldıktan sonra görüntülerin analizi otomatik olarak gerçekleşti ve *Aqua QC* sonuçlar ekranı görüntülendi. Ekrandaki grafik iki görüntü için bağlı modülasyon transfer fonksiyonunu (RMTF) gösterir. Burada dikey çizgi RMTF=%50 için  $f_{50}$  frekansdır. Eğer analiz parametreleri belirlenirken  $f_{30}$  seçilseydi, dikey çizgi RMTF=%30 için  $f_{30}$  frekansını gösterirdi. Ayrıca sonuçlar ekranında her iki görüntünün her birinin kontrast/gürültü oranı (CNR) ve çözünürlük değerleri “saptanan”, “uyarı”, “ret ” seviyeleri ile birlikte ekranın alt bölümünde “saptanan gürültü seviyesi” belirtildi (Şekil 22).



**Şekil 22:** *Aqua QC* sonuçlar ekranı.

Analiz programı fantomun dış sınırlarını bulmaya ve fantomun farklı bölgeleri üzerinde ilgili alanları (ROI) yerleştirmeye çalıştı (Şekil 23). Sınırların yanlış saptandığı ve ROI'lerin yanlış yerleştirildiği durumlarda yani fantomun i sınırların dikdörtgen konturun dışında, dış sınırlarında alüminyum kasanın dışında, ROI'lerin ise üst üste geldiği veya bitişik olduğu bazı durumlarda sınır ve ROI konturlarını düzeltmek için;

1. QC *Set-up* ekranındaki *Gradient* ve *Threshold* değerleri değiştirildi ve analiz tekrarlandı. İşlem başarısız olduğunda ikinci basamağa geçildi.
2. “Edit Tool” penceresinden saat yönünde fantomun dört köşesine *manuel* olarak kontur noktaları yerleştirildi. Bu işlemi sadece tek bir görüntü için yapmak yeterli oldu ve analiz işlemi tekrarlandı.



Şekil 23: Fantomun Sınırları ve ROI'leri.

Tüm bu süreç yani görüntü elde etme ve analiz için görüntülerin programa import edilmesi sadece birkaç dakika sürdü ve bu işlemler rutin kalite kontrol prodesürünün bir parçası olarak yapıldı.

#### 3.4.4 İstatistiksel Verilerin Kaydedilmesi

Analizin tamamlanmasıyla uzaysal çözünürlük, gürültü ve CNR verileri otomatik olarak birçok veri dosyasına kaydedildi. Bu dosyalar;

- *qc\_nois.dat* dosyası son analiz için her iki görüntünün ROI'lerinin ayrıntılı istatistiklerinin kaydedildiği yerdir.
- *qc\_temp.dat* dosyası son analizden gelen verilerden sadece birinci görüntünün gürültü,  $f_{50}$ , CNR, frekans, uyarı/ret seviyelerinin kaydedildiği yerdir.
- *qc\_noisc.dat* dosyası her iki görüntü için bütün ROI'lerin detaylı istatistiklerinin kümülatif olarak kaydedildiği yerdir.
- *qc\_cummu.dat* dosyası sadece birinci görüntülerin dosya isimlerinin,  $f_{50}$ , CNR ve gürültü verilerinin kümülatif olarak kaydedildiği yerdir.

Kümülatif dosyalara her yeni analizin sonuçları eklendi. Bu dosyalar 5 kilo Bayt'dan (kB) daha fazla veri almadığı için yeni bir dizi görüntü analiz etmeden önce veriler yeniden isimlendirilerek arşivlendi.

### **3.4.5 Excel Veri Analizi**

*PIPSpro* paketi analiz sonuçlarını bir tablo halinde hazırlamak için kullanılabilen *Excel* için makro *QC\_PP\_Report.xls* içerir. Ayrıntılı analiz sonuçları için *Excel*'de *qc\_nois.dat* veri dosyası açıldı ve ilk olarak makro kullanmak için yapılandırma altında *PIPSpro* programındaki *qc\_nois.dat* dosyasını kullanarak verilerin analizini gerçekleştirmek üzere dosya yolu oluşturuldu. Makro *qc\_nois.dat* dosyasını çalıştırdı ve verileri analiz etti (Şekil 24). Böylece çok sayıda grafik ve bir tablo üretildi. Bu tabloya ait satır ve sütünlardaki görüntü parametreleri ve bunlara karşılık gelen değerlerin tanımlamaları Tablo 6'da verilmiştir.

	A	B	C	D	E	F	G	H	I
1	Siemens Portal Image Quality Report								
2									
3	siemens.001		June-12-2012		qc_nois.dat				
4	siemens.002		8:59:53						
5									
6	roi	f	mean a	mean b	SD a	SD b	SD(sub)	RMTF a	RMTF b
7	1	0.760	112.93	103.54	1.99	5.45	4.00	0.086	0.212
8	2	0.430	114.20	104.27	3.34	3.90	2.35	0.145	0.151
9	3	0.230	112.56	102.87	8.58	9.56	2.45	0.372	0.371
10	4	0.200	114.48	104.80	14.12	16.42	2.68	0.613	0.637
11	5	0.100	111.23	101.68	23.06	25.76	3.14	1.000	1.000
12	6		149.66	145.57	1.97	2.69	2.15		
13	7		140.23	133.36	3.54	4.07	2.68		
14	8		113.24	105.06	2.56	2.58	2.57		
15	9		100.60	91.16	2.12	2.88	1.99		
16	10		97.80	85.25	2.04	2.75	2.21		
17	11		76.84	62.32	2.25	2.86	2.14		
18	Contrast		72.81	83.25					
19	Mean 6-11				2.41	2.97	2.29		
20	SD 6-11				0.59	0.55	0.27		
21	CNR		31.77	36.32					
22	dCNR		3.76	4.30					
23	Mean CNR		34.0					Resol	0.2130 0.2147
24	Mean dCNR		4.0					Mean Res	0.214 lp/mm

Şekil 24: QC\_PP\_Report.xls dosyası.

Tablo 6: Makro kullanılarak alınan tipik bir çıktının tanımlamaları.

Sütün	Satır	Tanım
B-C	3,4	İncelenen görüntülerin dosya isimleri
D-E	3,4	Analiz tarihi
A	7-17	Analizde kullanılan ROI'ler
B	7-11	Analizde kullanılan uzaysal frekanslar
C,D	7-17	Görüntü a ve b için ROI'lerdeki ortalama değerler
E,F	7-17	Görüntü a ve b için ROI'lerdeki verinin standart sapması
G	7-17	Görüntü a'dan görüntü b çıkartıldığı zaman verinin



		standart sapması
H	7-11	Görüntü a için RMTF. (SD-a değerleri E10'a normalizedir)
I	7-11	Görüntü b için RMTF. (SD-b değerleri F10'a normalizedir)
H	23	Görüntü a için RMTF = %50 ( $f_{50}$ ) frekansı
I	23	Görüntü b için RMTF = %50 ( $f_{50}$ ) frekansı
H	24	$f_{50}$
C,D	18	ROI 6 ve 11 için ortalama değerlerde kontrast farklıdır.
G	19	ROI 6-11' den çıkartılmış gürültü
G	20	Ortalama çıkartılmış gürültünün standart sapması
C,D	21	Gürültü a ve b için SNR (C17/G18 ve D17/G18)
C,D	22	dCNR= CNR'deki hata
C	23	CNR
C	24	dCNR

Tüm bu işlemler 30 iş günü boyunca,

- *gantry* 0° için fantomun EPID üzerinde ve izosentırda olduğu 6, 18 MV foton ışınlamalarından,
- *gantry* 90° ve 270° için fantomun izosentırda olduğu 6 MV foton ışınlamalarından elde edilen görüntülerin analizi için tekrarlandı. Görüntüler ve analiz sonuçları arşivlendi. Görüntü parametrelerinin değerlendirilmesi sonucunda EPID cihazı performansı değerlendirildi.

### 3.5 Araştırmanın Değişkenleri

Araştırmanın değişkeni bulunmamaktadır.

### 3.6 Veri Toplama Araçları

Çalışmada *Siemens* marka lineer hızlandırıcıda ışınlanmış QC-3V fantomun görüntüleri *PIPSpro* yazılımıyla analiz edilmiş ve bu veriler değerlendirilmiştir.

### 3.7 Araştırma Planı Ve Takvimi

<u>01.01.2012-01.03.2012</u>	<u>01.03.2012-01.04.2012</u>	<u>01.04.2012-01.05.2012</u>	<u>01.05.2012-30.04.2013</u>
Konu ile ilgili literatür taramaları yapıldı. Çalışmanın amacı, önemi, bilime olan katkısı ve gereç-yöntemi belirlendi.	QC-3V fantom ile <i>Beamview Plus</i> EPID sistemine günlük QC testleri uygulandı. <i>PIPSpro</i> programı aracılığıyla elde edilen veriler doğrultusunda EPID sisteminin görüntü performansı değerlendirildi.	Analiz sonuçlarının günlük değişim grafikleri çizildi ve sonuçlar değerlendirildi.	Çalışma derlenerek tamamlandı.

### 3.8 Verilerin Değerlendirilmesi

Analiz sonucu elde edilen veriler, EPID cihazının kabul testleri sırasında alınan referans değerler ve literatürdeki değerler ile karşılaştırılarak değerlendirildi.

### 3.9 Araştırmanın Sınırlılıkları

Araştırma, lineer hızlandırıcının veriminden, fantomun ışınlanması sırasındaki *set-up* belirsizliklerinden, elde edilen görüntülerin analizi sırasında gerçekleşen veri kayıplarından ve EPID kalibrasyonu için sosyoekonomik nedenlerden dolayı sınırlanmıştır.

#### 3.9.1 Tezin bütçesi

Tezin gerçekleştirilmesi için mali bir desteğe ihtiyaç duyulmamıştır.

### **3.10 Etik Kurul Onayı**

Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel (Invaziv) olmayan Klinik Araştırmalar Değerlendirme Komisyonu tarafından 01.03.2012 tarih ve 2012/08-03 sayılı, 520-GOA protokol numaralı, “Radyoterapide Kullanılan Video Kamera Tabanlı Elektronik Portal Görüntüleme Sistemlerinin Kalite Kontrolü ve Elde Edilen Görüntülerin Standartizasyonu” başlıklı tez çalışmamıza 01/03/2012 tarih ve 159 sayılı etik kurul onayı vermiştir.

## **4. BULGULAR**

Elde edilen görüntülerin fantoma ait *PIPSpro* yazılımı ile analizi sonucunda RMTF, bölgelerdeki sinyal, CNR, çözünürlük değerlerinin ortalaması ve fantom bölgelerindeki standart sapma değerleri aşağıda sıralanmıştır.

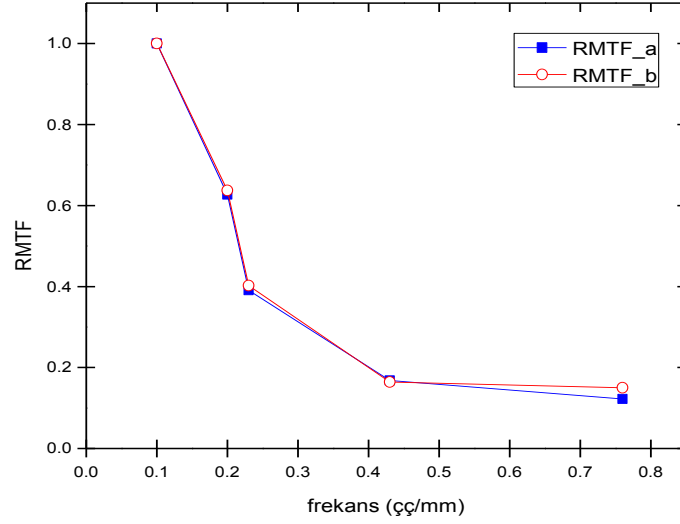
### **4.1 Bölgelerdeki Ortalama RMTF Değerlerinin Belirlenmesi**

QC-3V fantomun *gantry* 0°'de EPID üzerine yerleştirilerek 6-18 MV foton enerjilerinde ışınlanmasıyla elde edilen görüntülerin analizleri sonucunda a ve b görüntüleri için kalibrasyon kartında verilen her frekans değerine karşılık gelen RMTF\_a ve RMTF\_b değerlerinin 30 günlük ölçüm değerlerinin ortalamaları alındı (Tablo 7).

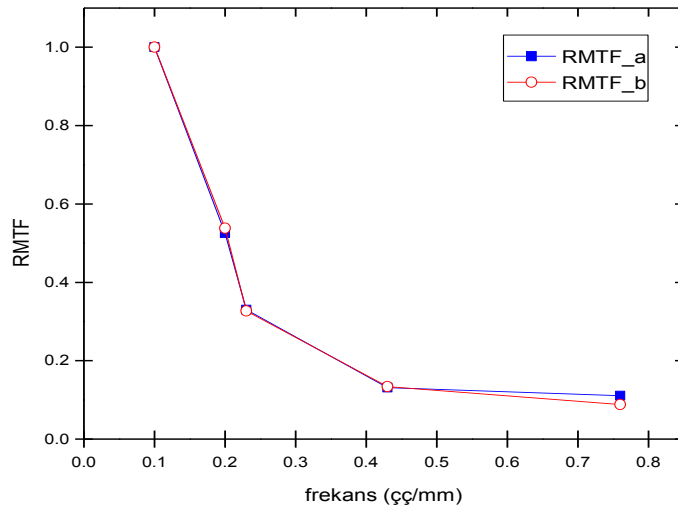
**Tablo 7:** 6-18 MV foton ışınlamalarıyla EPID üzerinde elde edilen fantom görüntülerinin analiz sonuçlarından her kalibrasyon frekans değerine karşılık gelen ortalama RMTF değerleri.

f	6MV-X		18 MV-X	
	RMTF_a	RMTF_b	RMTF_a	RMTF_b
0.760	0.122	0.150	0.111	0.088
0.430	0.168	0.164	0.131	0.134
0.230	0.391	0.402	0.330	0.327
0.200	0.627	0.637	0.525	0.538
0.100	1.000	1.000	1.000	1.000

*Gantry* 0°'da, EPID üzerinde, 6 MV-X ile yapılan ölçümün RMTF değerlerinin frekansa bağlı değişimleri şekil 25'de, 18 MV-X ile yapılan ölçümün RMTF değerlerinin frekansa bağlı değişimleri ise şekil 26'da gösterilmektedir. 6 MV foton enerjisi ile aynı ışınlama süreci içinde elde edilen a ve b görüntülerine ait ortalama RMTF\_a ve RMTF\_b değerleri ( $\pm$ standart sapma) kendi aralarında benzer olarak sırasıyla 0.462( $\pm$ 0.360) ve 0.470( $\pm$ 0.360) bulunurken, 18 MV foton enerjisi ile ışınlamada 0.419( $\pm$ 0.400) ve 0.417( $\pm$ 0.370) bulundu.



**Şekil 25:** 30 günlük QC periyodunda 6 MV foton enerjisiyle EPID dedektör çerçevesi üzerine yerleştirilerek ışınlanan fantomun görüntüleri için RMTF değerlerinin 1-5 bölgelerindeki frekanslarla değişim grafiği.



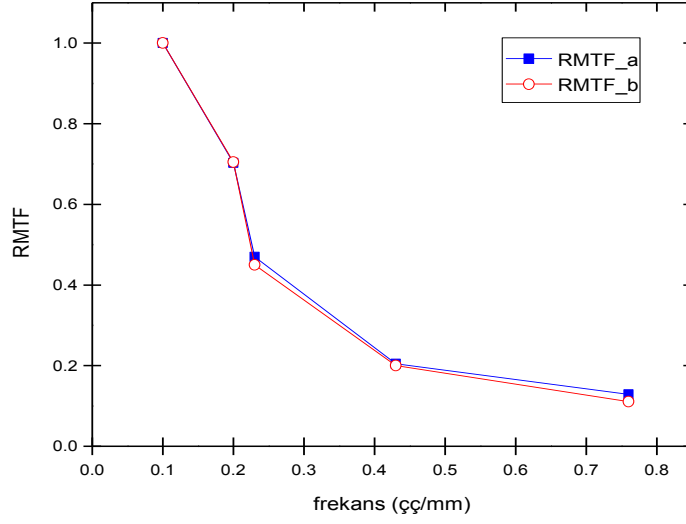
**Şekil 26:** 30 günlük QC periyodunda 18 MV foton enerjisiyle EPID dedektör çerçevesi üzerine yerleştirilerek ışınlanan fantomun görüntüleri için RMTF değerlerinin 1-5 bölgelerindeki frekanslarla değişim grafiği.

QC-3V fantomun *gantry* 0°de izosentr üzerine yerleştirilerek 6-18 MV foton enerjilerinde ışınlanmasıyla elde edilen görüntülerin analizleri sonucunda a ve b görüntüleri için kalibrasyon kartında verilen her frekans değerine karşılık gelen RMTF\_a ve RMTF\_b değerlerinin 30 günlük ölçüm değerlerinin ortalamaları alındı (Tablo 8).

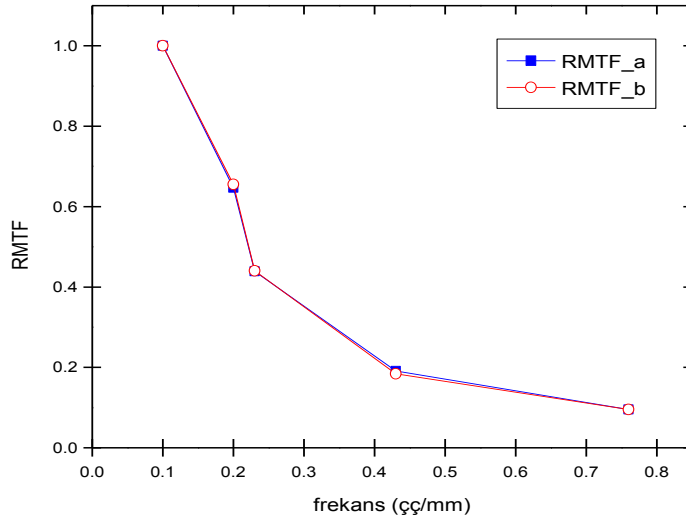
**Tablo 8:** 6-18 MV foton ışınlamalarıyla izosentr üzerinde elde edilen fantom görüntülerinin analiz sonuçlarından her frekans değerine karşılık gelen ortalama RMTF değerleri.

f	6MV-X		18 MV-X	
	RMTF_a	RMTF_b	RMTF_a	RMTF_b
0.760	0.129	0.111	0.095	0.095
0.430	0.205	0.200	0.191	0.184
0.230	0.470	0.450	0.439	0.440
0.200	0.703	0.705	0.647	0.655
0.100	1.000	1.000	1.000	1.000

*Gantry* 0°da, izosentr üzerinde, 6 MV-X ile yapılan ölçümün RMTF değerlerinin frekansa bağlı değişimleri şekil 27’de, 18 MV-X ile yapılan ölçümün RMTF değerlerinin frekansa bağlı değişimleri ise şekil 28’de gösterilmektedir. 6 MV foton enerjisi ile aynı ışınlama süreci içinde elde edilen a ve b görüntülerine ait ortalama RMTF\_a ve RMTF\_b değerleri ( $\pm$  standart sapma) kendi aralarında benzer olarak sırasıyla 0.501( $\pm$ 0.360) ve 0.493( $\pm$ 0.370) bulunurken, 18 MV foton enerjisi ile ışınlamada 0.474( $\pm$ 0.360) ve 0.476( $\pm$ 0.410) bulundu.



**Şekil 27:** 30 günlük QC periyodunda 6 MV foton enerjisiyle izosentra yerleştirilerek ışınlanan fantomun görüntüleri için RMTF değerlerinin 1-5 bölgelerindeki frekanslarla değişim grafiği.



**Şekil 28:** 30 günlük QC periyodunda 18 MV foton enerjisiyle izosentra yerleştirilerek ışınlanan fantomun görüntüleri için RMTF değerlerinin 1-5 bölgelerindeki frekanslarla değişim grafiği.

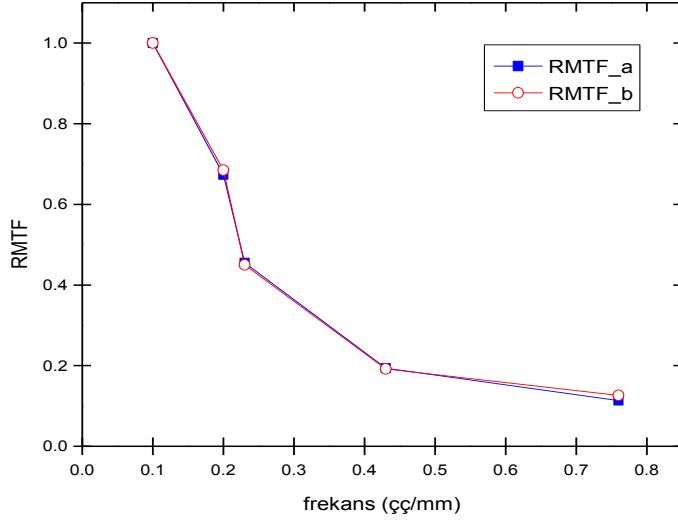
Kalite kontrol fantomunun *gantry* 90°-270°'de izosentir üzerine yerleştirilerek 6 MV foton enerjilerinde ışınlanmasıyla elde edilen görüntülerin analizleri sonucunda kalibrasyon kartında verilen her frekans değerine karşılık gelen RMTF\_a ve RMTF\_b değerlerinin 30 günlük ölçüm değerlerinin ortalamaları alındı (Tablo 9).

**Tablo 9:** Lateral *gantry* açılarında QC-3V fantomun 6 MV foton ışınlamalarıyla elde edilen görüntülerin analiz sonuçlarından her frekans değerine karşılık gelen ortalama RMTF değerleri.

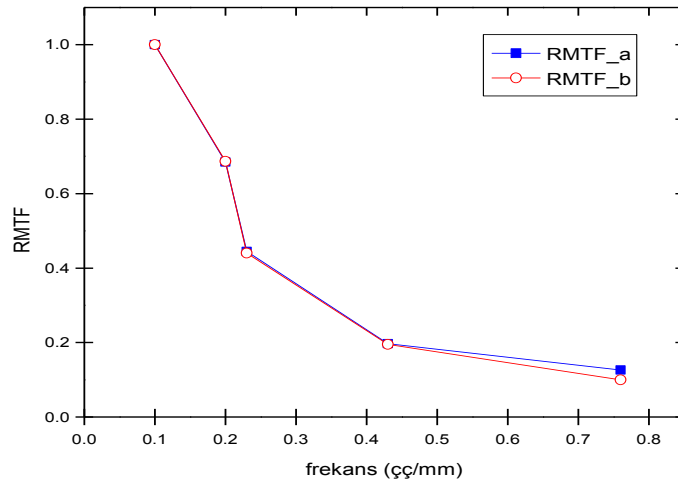
f	<i>Gantry</i> 90°		<i>Gantry</i> 270°	
	RMTF_a	RMTF_b	RMTF_a	RMTF_b
0.760	0.113	0.126	0.126	0.100
0.430	0.194	0.192	0.197	0.195
0.230	0.455	0.450	0.445	0.440
0.200	0.673	0.685	0.685	0.687
0.100	1.000	1.000	1.000	1.000

*Gantry* 90°'de, izosentir üzerinde, 6 MV-X ile yapılan ölçümün RMTF değerlerinin frekansa bağlı değişimleri şekil 29'da, *gantry* 270°'de yapılan ölçümün RMTF değerlerinin frekansa bağlı değişimleri ise şekil 30'da gösterilmektedir. *Gantry* 90°'de, izosentir üzerinde aynı ışınlama süreci içinde elde edilen a ve b görüntülerine ait ortalama RMTF\_a ve RMTF\_b değerleri ( $\pm$ standart sapma) kendi aralarında benzer olarak sırasıyla 0.487( $\pm$ 0.360) ve 0.490( $\pm$ 0.470) bulunurken, *gantry* 270°'de izosentir üzerinde ışınlamada 0.490( $\pm$ 0.360) ve 0.484( $\pm$ 0.360) bulundu.





**Şekil 29:** 30 günlük QC periyodunda 6 MV foton enerjisiyle ışınlanan *gantry* 90<sup>o</sup> de izosentıra yerleştirilen fantomun görüntüleri için RMTF değerlerinin 1-5 bölgelerindeki frekanslarla değişim grafiği.



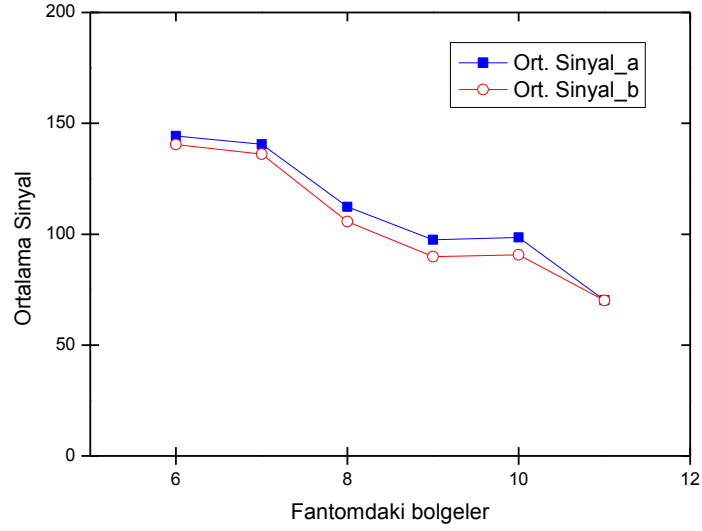
**Şekil 30:** 30 günlük QC periyodunda 6 MV foton enerjisiyle ışınlanan *gantry* 270<sup>o</sup> de izosentıra yerleştirilen fantomun görüntüleri için RMTF değerlerinin 1-5 bölgelerindeki frekanslarla değişim grafiği.

## 4.2 Bölgelerdeki Ortalama Sinyal Değerlerinin Belirlenmesi

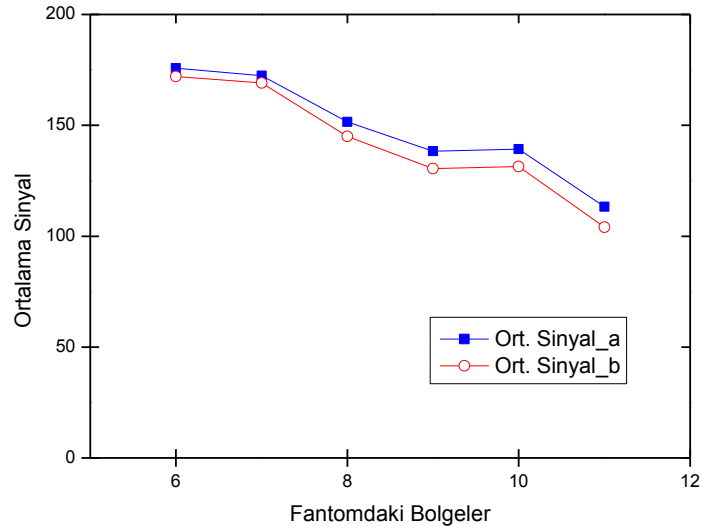
*Gantry* 0°'de hasta masası altındaki EPID üzerine yerleştirilen ve 6-18 MV foton enerjisiyle ışınlanan fantomun 6-11 arasındaki ilgili bölgelerinden 30 günlük periyot boyunca elde edilen sinyal değerlerinin a ve b görüntüleri için ortalaması alındı (Tablo 10). 6 ve 18 MV foton enerjisiyle ışınlanan fantomun ilgili bölgelerindeki farklı yoğunluklu ve kalınlıktaki çubuk desenlerine bağlı olarak alınan ortalama sinyal değişiklikleri beklenildiği gibi birbirlerine paralel olarak sırasıyla şekil 31 ve şekil 32'de gösterilmektedir.

**Tablo 10:** 6-18 MV foton enerjisiyle ışınlanan EPID üzerindeki fantomun 6-11 bölgelerindeki 30 günlük sinyal ortalamaları.

ROI (6-11)	6 MV- X		18 MV-X	
	Ort_a	Ort_b	Ort_a	Ort_b
6	144.28	140.38	175.83	171.98
7	140.54	136.05	172.43	169.04
8	112.39	105.71	151.56	144.95
9	97.48	89.84	138.28	130.44
10	98.59	90.68	139.20	131.42
11	79.22	70.15	113.22	103.98



**Şekil 31:** 6 MV-X ile ışınlanan EPID dedektör çerçevesi üzerindeki fantomun görüntülerinden elde edilen ortalama sinyalin 6-11 ilgili bölgelerine göre değişim grafiği.



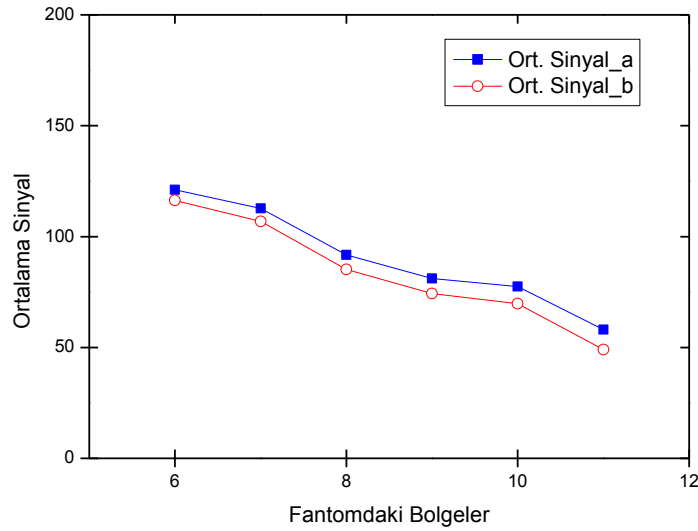
**Şekil 32:** 18 MV-X ile ışınlanan EPID dedektör çerçevesi üzerindeki fantomun görüntülerinden elde edilen ortalama sinyalin 6-11 ilgili bölgelerine göre değişim grafiği.

*Gantry 0°*'de izosentıra yerleştirilen ve 6-18 MV foton enerjisiyle ışınlanan fantomun 6-11 arasındaki ilgili bölgelerinden 30 günlük periyot boyunca elde edilen sinyal değerlerinin a ve

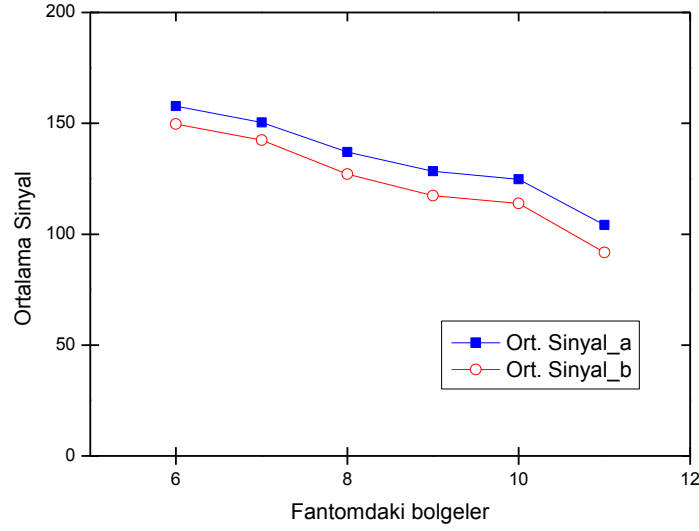
b görüntüleri için ortalaması Tablo 11’de verilmiştir. 6 ve 18 MV foton enerjisiyle ışınlanan fantomun ilgili bölgelerindeki ortalama sinyal değişiklikleri beklenen doğrultuda olarak sırasıyla şekil 33 ve şekil 34’te gösterilmektedir.

**Tablo 11:** 6-18 MV foton enerjisiyle ışınlanan izosentrdaki fantomun 6-11 bölgelerindeki 30 günlük sinyal ortalamaları.

ROI (6-11)	6 MV- X		18 MV-X	
	Ort_a	Ort_b	Ort_a	Ort_b
6	121.14	116.83	157.80	149.64
7	112.72	106.90	150.33	142.40
8	91.78	85.18	137.01	127.14
9	81.10	74.26	128.37	117.41
10	77.43	69.71	124.69	113.85
11	58.00	49.00	104.13	91.79



**Şekil 33:** 6 MV-X ile ışınlanan izosentrdaki fantomdan elde edilen ortalama sinyalin 6-11 ilgili bölgelerine göre değişim grafiği.

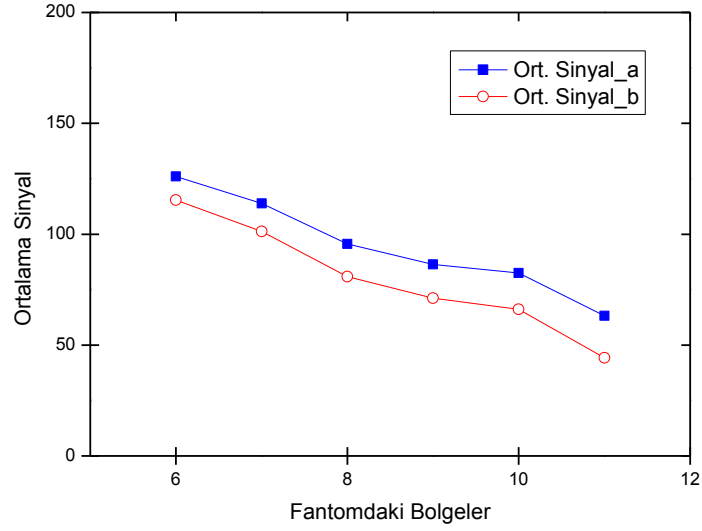


**Şekil 34:** 18 MV-X ile ışınlanan izosentirdaki fantomdan elde edilen ortalama sinyalin 6-11 ilgili bölgelerine göre değişim grafiği.

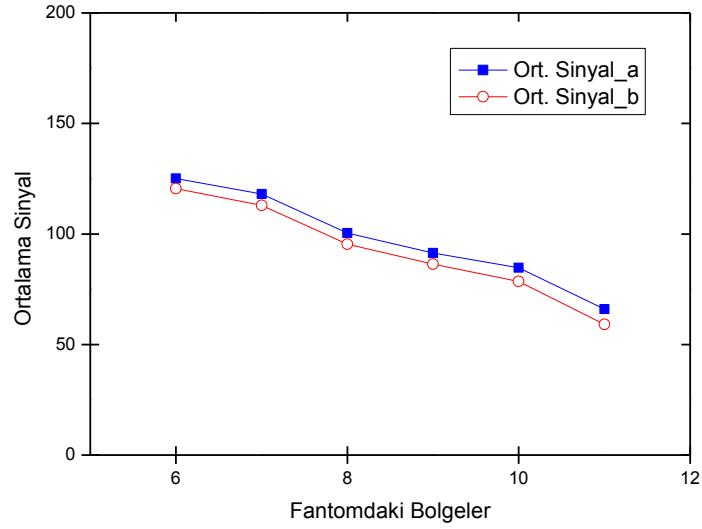
Lateral *gantry* açılarında izosentıra yerleştirilen ve 6 MV foton enerjisiyle ışınlanan fantomun 6-11 arasındaki ilgili bölgelerinden 30 günlük periyot boyunca elde edilen sinyal değerlerinin a ve b görüntüleri için ortalaması Tablo 12’de verilmiştir. *Gantry* 90°-270°’de 6 MV foton enerjisiyle ışınlanan fantomun ilgili bölgelerindeki ortalama sinyal değişiklikleri sırasıyla şekil 35 ve şekil 36’da gösterilmektedir.

**Tablo 12:** *Gantry* 90°-270°’de 6 MV foton enerjisiyle ışınlanan izosentirdaki fantomun 6-11 bölgelerindeki 30 günlük sinyal ortalamaları.

ROI (6-11)	<i>Gantry</i> 90°		<i>Gantry</i> 270°	
	Ort_a	Ort_b	Ort_a	Ort_b
6	126.02	115.38	125.14	120.55
7	113.82	101.23	118.05	112.93
8	95.64	80.80	100.40	95.40
9	86.41	71.14	91.40	86.42
10	82.48	66.11	84.71	78.51
11	63.16	44.21	65.96	59.10



**Şekil 35:** *Gantry 90°*'de 6 MV-X ile ışınlanan izosentirdaki fantomdan elde edilen ortalama sinyalin 6-11 ilgili bölgelerine göre değişim grafiği.



**Şekil 36:** *Gantry 270°*'de 6 MV-X ile ışınlanan izosentirdaki fantomdan elde edilen ortalama sinyalin 6-11 ilgili bölgelerine göre değişim grafiği.

### 4.3 Bölgelerdeki Ortalama Standart Sapmaların Belirlenmesi

*Gantry 0°*'de EPID üzerinde 6-18 MV foton enerjisiyle ışınlanan fantomun aynı ışınlama sürecinde elde edilen a ve b görüntülerindeki fantomun 6-11 ilgili bölgelerindeki standart sapmaların 30 günlük periyot için ortalamaları alındı (Tablo 13).

**Tablo 13:** 6-18 MV foton enerjisiyle ışınlanan EPID üzerindeki fantomun 6-11 bölgelerindeki 30 günlük ortalama standart sapma değerleri.

ROI (6-11)	6 MV-X		18 MV-X	
	SD_a	SD_b	SD_a	SD_b
6	2.95	3.04	1.90	1.97
7	3.37	3.52	2.34	2.71
8	2.62	2.54	1.76	2.08
9	3.27	2.81	2.54	2.42
10	2.97	2.63	2.02	2.26
11	3.13	3.08	1.92	2.07

*Gantry 0°*'de izosentirda 6-18 MV foton enerjisiyle ışınlanan fantomun aynı ışınlama sürecinde elde edilen a ve b görüntülerindeki fantomun 6-11 ilgili bölgelerindeki standart sapmaların 30 günlük periyot için ortalamaları alındı (Tablo 14).

**Tablo 14:** 6-18 MV foton enerjisiyle ışınlanan izosentirdaki fantomun 6-11 bölgelerindeki 30 günlük ortalama standart sapma değerleri.

ROI (6-11)	6 MV-X		18 MV-X	
	SD_a	SD_b	SD_a	SD_b
6	2.47	2.62	1.90	2.07
7	2.60	2.77	2.07	2.28
8	2.17	2.22	1.52	1.69
9	2.70	2.33	1.64	1.80
10	2.12	2.25	1.67	1.65
11	2.39	1.95	1.92	1.87

Lateral *gantry* açılarında izosentirda 6 MV foton enerjisiyle ışınlanan fantomun aynı ışınlama sürecinde elde edilen a ve b görüntülerindeki fantomun 6-11 ilgili bölgelerindeki standart sapmaların 30 günlük periyot için ortalamaları alındı (Tablo 15).

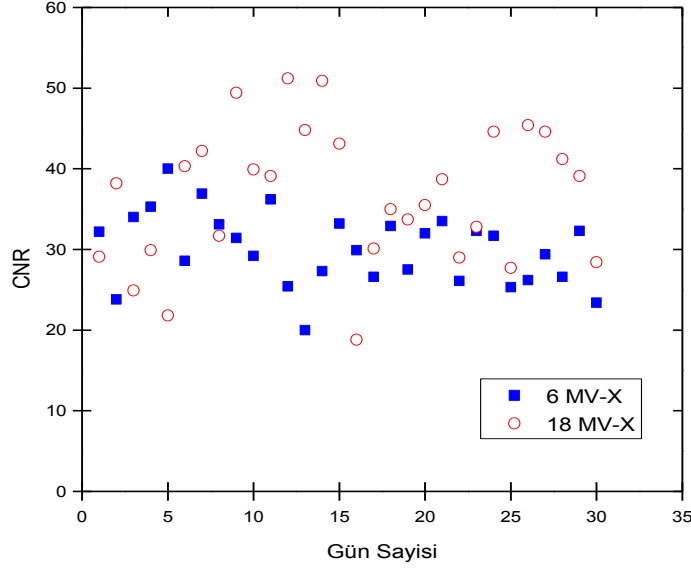
**Tablo 15:** *Gantry* 90°-270°'de 6 MV foton enerjisiyle ışınlanan izosentirdaki fantomun 6-11 bölgelerindeki 30 günlük ortalama standart sapma değerleri.

ROI (6-11)	<i>Gantry</i> 90°		<i>Gantry</i> 270°	
	SD_a	SD_b	SD_a	SD_b
6	2.43	2.28	4.87	4.88
7	3.52	3.78	2.53	2.49
8	2.59	2.25	2.08	2.40
9	2.38	2.14	2.35	1.98
10	2.12	2.06	2.48	1.89
11	2.98	2.43	1.91	2.29

#### 4.4 Ortalama CNR Değerlerinin Belirlenmesi

*Beamview Plus* görüntüleme sisteminin kalite kontrolü için günlük kaydedilen CNR değerlerinin değişimi şekil 37'de gösterilmektedir. *Gantry* 0°'de fantomun EPID dedektör çerçevesi üzerine yerleştirilmesiyle yapılan 30 günlük ölçüm süresi sırasında 6 MV için ortalama CNR değeri ( $\pm$ standart sapma) 30.0( $\pm$ 4.5) ve 18 MV için 36.7( $\pm$ 8.3) bulundu.



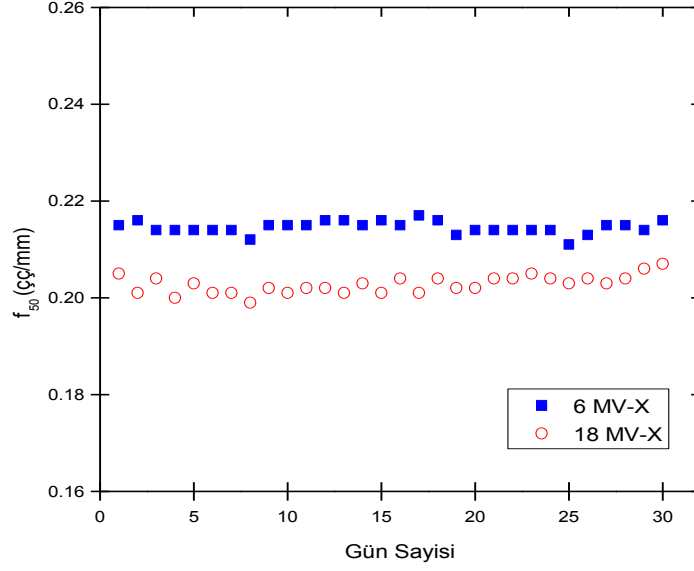


**Şekil 37:** *Gantry 0°*'de EPID üzerine yerleştirilen fantomun 6-18 MV-X ile ışınlanmasıyla elde edilen ortalama CNR değerlerinin günlük değişim grafiği.

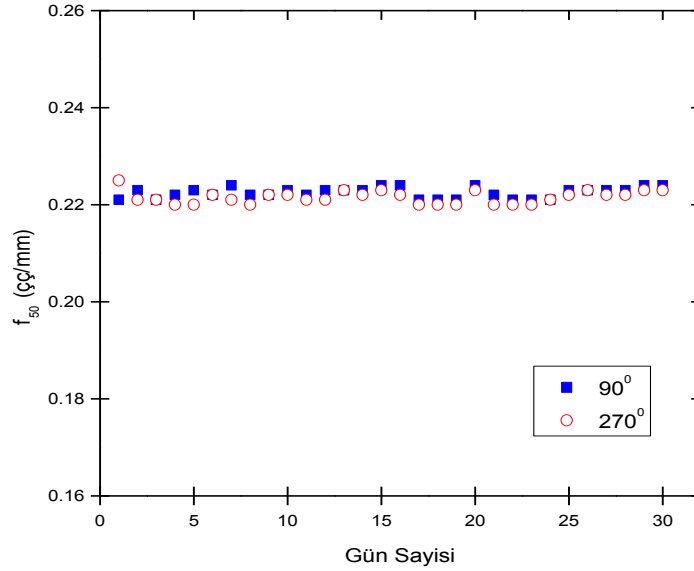
#### 4.5 Ortalama Çözünürlük Değerlerinin Belirlenmesi

6-18 MV-X'lik iki tedavi enerjisi için test sürecinde *Beamview Plus* görüntüleme sistemi için günlük çözünürlük değişim grafiği şekil 38'de gösterilmektedir. *Gantry 0°*'de fantomun EPID dedektör çerçevesi üzerine yerleştirilmesiyle yapılan 30 günlük ölçüm süresi sırasında 6 MV için ortalama çözünürlük değeri ( $\pm$ standart sapma)  $0.212(\pm 0.002)$  çç/mm ve 18 MV için  $0.203(\pm 0.001)$  çç/mm bulundu.

*Gantry 90°-270°*'de fantomun izosentıra yerleştirilerek 6 MV foton enerjisi ile test edilmesi sürecinde *Beamview Plus* görüntüleme sistemi için günlük çözünürlük değişim grafiği şekil 39'da gösterilmektedir. Yapılan 30 günlük ölçüm süresinde ortalama çözünürlük değeri ( $\pm$ standart sapma) sırayla  $0.222(\pm 0.001)$  çç/mm ve  $0.223(\pm 0.004)$  çç/mm bulundu.



**Şekil 38:** *Gantry 0°*'de EPID dedektör çerçevesi üzerine yerleştirilen fantomun 6-18 MV-X ile ışınlanmasıyla elde edilen ortalama çözünürlük değerlerinin günlük değişim grafiği.



**Şekil 39:** *Gantry 90°-270°*'de izosentra yerleştirilen fantomun 6 MV-X ile ışınlanmasıyla elde edilen ortalama çözünürlük değerlerinin günlük değişim grafiği.

## **5. TARTIŞMA VE SONUC**

Radyoterapinin en önemli gereksinimlerinden biri hasta *set-up* koşullarının eksiksiz olmasıdır [4]. *Set-up* hatalarının azaltılması için portal görüntüleme ile gerçekleştirilen tedavi verifikasyonunun yapılma sıklığının artırılması gereklidir [5]. Dijital olmayan görüntüleme sistemleri ile yapılan uygulamalarda geometrik farklılıkların nicel olarak açıklanması oldukça zordur [6]. Radyoterapi verifikasyonunu gerçekleştirmek için bilgisayar bağlantılı gelişmiş elektronik portal görüntüleme cihazlarına ihtiyaç vardır [7].

Tanıdan tedaviye kadar uzun bir süreci içeren radyoterapi zincirinde planlanan tedavinin doğru bir şekilde hastaya uygulanmasını sağlayan en önemli halkalardan biri olan doğru *set-up* koşullarının sağlanması; doğru kalibre edilmiş EPG cihazlarından elde edilen kaliteli görüntülerdeki tedavi sahasının, planlanan tedavi sahası ile doğrulanmasıyla gerçekleştirilir. Ayrıca kalibre edilmiş sistemler sayesinde *set-up* sürecinde görüntü kalitesine bağlı olarak gereksiz tekrarlar ve tedavi sahasının verifikasyonunda kişiden kişiye değişen değerlendirmeler ortadan kalkar. Böylece hastanın aldığı doz azalır ve harcanan zamana bağlı olarak kazanç sağlanır.

Bu çalışmada EPG cihazının kalite kontrolü için “QC-3V” dijital fantom kullanılarak EPG sistemi ile görüntüler alınmış, bu görüntülerin *PIPSpro* yazılım programı ile analizi gerçekleştirilmiş ve elde edilen veriler doğrultusunda cihazın görüntü performansı değerlendirilmiştir.

Fantom *gantry* 0°’de EPG cihazının dedektör çerçevesi üzerine ve izosentra yerleştirilerek 6-18 MV, *gantry* 90°-270°’de izosentir üzerine yerleştirilerek 6 MV foton enerjisiyle yapılan 100 MU’lik ışınlamada a ve b görüntüleri elde edilmiştir. Bu görüntülerinin analizleri sonucunda bölgelerdeki 30 günlük ortalama RMTF\_a ve RMTF\_b değerleri değerlendirilmiştir. Çizilen RMTF(f) grafiklerinde kalibrasyon kartındaki artan frekans değerlerine karşı RMTF\_a ve RMTF\_b değerlerinin doğrusal olarak azaldığı gözlenmiştir. Analiz için aynı ışınlama sürecinde elde edilen iki görüntü oldukça benzer olmalıdır. Böylece rastlantısal gürültü hesaplaması daha doğru olur. Tek bir ışınlamada elde edilen a ve b görüntülerinin 30 günlük değerlendirmelerinde fantomun karşılaştırma yapılan konumunda görüntülerin gri skala

değerleri de oldukça benzerdir [70]. RMTF eğrisi hiçbir segmentte negatif eğim göstermediği için analiz sırasında hata mesajı gözlenmemiştir. 6 ve 18 MV foton enerjilerinde elde edilen ortalama RMTF\_a ve RMTF\_b değerlerinin a ve b görüntüleri için kendi aralarında uyumlu olduğu görülmektedir.

Görüntü kalitesinin en önemli parametrelerinden biri olan iyi bir uzaysal çözünürlük için RMTF değeri 1'e yakın olmalıdır. Sistemin 6 MV foton enerjisindeki RMTF değerlerinin 18 MV foton enerjisindekilerden yüksek olması, 6 MV-X ile elde edilen görüntülerin 18 MV-X'den daha iyi uzaysal çözünürlüğe sahip olduğunu göstermektedir.

RMTF(f) grafiklerinde, a ve b görüntüleri arasında belirli frekans değerlerine karşılık gelen RMTF değerlerinde, özellikle 0.76 ç/mm'lik frekansa karşılık gelen RMTF değerlerinde,  $\pm\%3$  üzerinde hata payları vardır. Bu sonuç kliniğimizde bulunan *Siemens Beamview* EPG sisteminin yüksek frekanslarda ayırma gücünün yetersiz olduğunu göstermektedir. Kamera tabanlı EPG sistemleri için uzaysal çözünürlük genellikle fosfor ekranda [32] ışık yayılımıyla belirlenir. Bu doğrultuda gözlenen hata; fantomun ilgili frekanslara ait bölgelerinde bilgi kaybına neden olan dedektör ekranındaki deformasyondan kaynaklanabilir.

Görüntü magnifikasyonu değişkendir ve sistemin uzaysal çözünürlüğü üzerinde önemli bir etkiye sahiptir. Magnifikasyon artarken, X-ışını kaynağından kaynaklanan geometrik bulanıklık artar. Aynı zamanda görüntü reseptörünün düzleminde planlanan hasta anatomisinin boyutu artarken, görüntü reseptörüyle bulanıklık etkisi azalır. Böylece hem görüntü reseptöründen hem de X-ışını kaynağından kaynaklanan bulanıklık en aza indirildiğinde ideal bir görüntü magnifikasyonu gerçekleşir. Yapılan çalışmalar ideal görüntü magnifikasyonunun 1.3-2.0 olması gerektiğini gösterir [37, 38]. *Siemens Primus* cihazında magnifikasyon EPID üzerinde 1, izosentirde 1.4'tür. İzosentir üzerindeki magnifikasyon uygun koşullarda olduğundan, fantomun izosentire yerleştirilmesiyle elde edilen görüntülerin RMTF değerleri, EPID üzerinde elde edilenlerden daha yüksektir. Bu da izosentirde elde edilen görüntülerin, EPID üzerinde elde edilen görüntülerden daha iyi ayırma gücüne sahip olduğunu göstermektedir.

*Gantry* 0°'de EPG üzerine ve izosentire yerleştirilerek 6-18 MV, *gantry* 90°-270°'de izosentire yerleştirilerek sadece 6 MV foton enerjisiyle ışınlanan fantomun 6-11 arasındaki ilgili

bölgelerinden 30 günlük periyot boyunca elde edilen sinyal değerlerinin a ve b görüntüleri için ortalamaları değerlendirilmiştir. 6 ve 18 MV foton enerjisiyle ışınlanan fantomun ilgili bölgelerindeki farklı yoğunluklu ve kalınlıktaki çubuk desenlerine bağlı olarak alınan ortalama sinyal değerleri *gantry* 0°'de hem EPID hem de izosentırda yapılan ölçümlerde beklenildiği gibi 18 MV foton enerjisinde enerji artışına bağlı olarak 6 MV foton enerjilerine göre daha yüksek bulunmuştur. a ve b görüntülerinin ortalama sinyal değerlerinin, görüntülerin aynı ışınlama süresinde elde edilmesinden dolayı birbirine yakın olması beklenmektedir. Fakat 0°'de EPID üzerinde, izosentırda ve lateral *gantry* açılarında izosentırda aldığımız ölçümlerde a görüntülerindeki ortalama sinyal değerleri b görüntülerine göre daha yüksek olup, çekilen port görüntülerinde ışınlama süresince fantomun ilgili bölgelerde sinyal kaybının meydana geldiğini göstermektedir.

*Gantry* 0°'de EPID üzerinde ve izosentırda 6-18 MV, lateral *gantry* açılarında izosentırda 6 MV foton enerjisiyle ışınlanan fantomdan elde edilen a ve b görüntülerinde fantomun 6-11 ilgili bölgelerindeki alınan sinyal değerlerinin standart sapmaları 30 günlük periyot için ortalamaları alınarak değerlendirildiğinde bütün değerlerin  $\pm\%5$  klinik kabul değerleri içerisinde olduğu tespit edilmiştir.

Sisteminin kalite kontrolü için, *gantry* 0°'de fantomun EPID üzerine yerleştirilmesiyle 6-18 MV foton enerjisi kullanılarak yapılan 30 günlük CNR ölçüm sonuçları değerlendirilmiştir. İki enerjiye ait değerler karşılaştırıldığında, daha yüksek doz hızı nedeniyle 18 MV foton enerjisindeki CNR değerlerinin 6 MV enerjisindeki CNR değerlerinden yüksek olduğu görülmüştür. *R.Rajapakshe ve ark* [68] çalışmalarında 6-23 MV foton enerjisine sahip lineer hızlandırıcıda *Beamview Plus* EPG sistemi ile kalibrasyon sırasında alınan ölçümler sonucunda CNR değerleri sırasıyla 15.9( $\pm 1.2$ ) ve 26( $\pm 3.2$ ) bulunmuştur. Yaptığımız ölçümlerde CNR değerleri X-ışını kaynağının boyutu, sistem gürültüsü, görüntü reseptörünün performansı ve pozisyonu gibi sebeplerden literatürdeki değerlerden yüksek bulunmuş olabilir. 6 MV'de özne kontrastının daha yüksek olmasına rağmen, daha yüksek CNR değerlerinde yüksek doz hızı sebebiyle görüntü gürültüsündeki azalma 18 MV'de 6 MV'dekinden daha azdır. Bu sonuç *R.Rajapakshe ve ark* [68] çalışmalarıyla uyumludur.

Fantomun *gantry* 0°'de EPID üzerine yerleştirilerek 6-18 MV foton enerjileri ile ışınlanmasıyla 30 günlük test sürecinde sistemin günlük çözünürlük değişimi değerlendirilmiştir. Sistemin performansı için yapılan test hızlandırıcı kaynak boyutundan bağımsız olmalıdır. Bu nedenle ışın penubrasından kaynaklanan bulanıklığı en aza indirmek için fantom izosentir yerine EPID üzerine yerleştirilmiştir [68]. Burada da 6 MV foton enerjisinde sistemin uzaysal çözünürlüğünün 18 MV'den daha iyi olduğu görülmüştür. Yani kritik  $f_{50}$  frekansı kamera tabanlı sistemlerde artan enerji ile azalır. Bunun sebebi daha yüksek enerjilerde ışın penubrasının daha yüksek olması [32, 75] ve yüksek enerjili fotonlar ile çubuk desenleri boyunca transmisyonun artmasıdır. Sistem çözünürlüğündeki değişiklikler dedektör sistemi içindeki problemlerden kaynaklandığından, iki enerjinin  $f_{50}$  değerleri arasında yakın bir ilişki vardır. *Siemens Medical Solution* [76] raporunda fantomun EPID üzerine yerleştirilmesiyle alınan ölçümde referans  $f_{50}$  değeri  $0.24(\pm 0.01)$  olarak belirtilmiştir. *R.Rajapakshe ve ark* [68] yaptıkları çalışmada kalibrasyon süresince  $f_{50}$ 'nin ortalama değerlerini ( $\pm$  standart sapma) 6 MV için  $0.179(\pm 0.002)$  çç/mm ve 23 MV için  $0.174(\pm 0.003)$  çç/mm olarak tespit edilmiştir. Daha sonra görüntüleme sistemine önleyici bakım yapılmıştır. Bu test sırasında optik bileşenler temizlenmiş ve mercekler tekrardan odaklanmıştır. Bakım sonrasında 6-23 MV için  $f_{50}$  değerleri belirgin bir şekilde yükselmiştir. Bir süre sonra bilinmeyen sebeplerden dolayı  $f_{50}$  değerleri tekrardan düşmeye başlamıştır. Yapılan yeni bir önleyici bakımla değerler eski haline döndürülmüştür. Bu sonuçlar VEPID'ler için yapılan rutin kalite kontrol testlerinin ve önleyici bakımların yararlı olduğunu göstermiştir [68].

*Gantry* 90°-270°'de fantomun izosentire yerleştirilerek 6 MV foton enerjisi ile test edilmesi sürecinde görüntüleme sistemi için günlük çözünürlük değişimi değerlendirilmiştir. *Gantry* 0°'de elde edilen sonuçların 90°-270°'de elde edilen sonuçlara göre daha düşük olduğu görülmüştür. Yani *gantry* 0°'de uzaysal çözünürlük artan bir netlik göstermemektedir. Elde edilen sonuçlar doğrultusunda değişen *gantry* açıları ile uzaysal çözünürlüklerdeki değişimin de önemli olduğu görülmektedir. Sistemin görüntü performansındaki değişiklikler yapılan kalite kontrol testinin çok hassas olduğunu göstermektedir. En yüksek ortalama  $f_{50}$  değerleri *gantry* 270°'de alınmıştır. Bunun sebebi bakım sırasında merceklerin bu açıda odaklanmalarıdır [68].

Doz hızı, ekran, ayna, kameranın bağıl hareketinin görüntü kalitesine bilinen etkisinin [70] yanısıra yapılan çalışmada enerji, magnifikasyon, *gantry* rotasyon açısı ve birçok farklı faktörün etkisi görülmüştür. Bu nedenle EPID sistemlerinin iyi görüntü performansı için düzenli bir kalite kontrol programı gerekmektedir. Bu amaç için kullanılan QC-3V fantomun; otomatik ve nesnel olma, kolay *set-up*, görsel ve pratik değerlendirme, görüntü analizi tekrarlanabilirliği, sonuçları değerlendirme ve arşivleme için kantitatif *excel* çıktısı gibi avantajları vardır. Cihaz farklı doz hızlarında görüntü kalitesini değerlendirme yeteneğine de sahiptir. Hem EPID üzerinde hem de izosentirde ölçümler alınıp *excel* programında otomatik olarak hesaplama yapılarak dedektör (dedektördeki fiziksel değişiklikler) ve kaynak boyutu (hızlandırıcının sonlu odak noktası boyutu) parametreleri elde edebilir. Bu parametrelerin bağıl değerleri elde edilen görüntü kalitesini tanımlar. Eğer görüntü kalitesinde bir sorun çıkarsa bu parametreler sorunun kaynağını belirler. Dedektör, kamera ve elektroniklerdeki radyasyon hasarı EPID'lerin kullanım ömrünü sınırlar. Bu nedenle analiz sonuçları sürekli takip edilmeli ve değerlendirilmelidir.

Fantomun avantajlarının yanısıra dezavantajları da vardır. Örneğin; test süreci tamamen otomatik olduğundan, bilgisayar ekranının QA doğrulaması yoktur. Bu nedenle ayrı bir QA testine ihtiyaç vardır. Analiz için gerekli *PIPSpro* eklenti bir yazılım program olduğundan EPID yazılımının ayrılmaz bir parçası değildir. Fantom *Las Vegas* fantomdan daha pahalıdır [70].

Sonuç olarak bu çalışmada; uygulanan tedavilerde *set-up* verifikasyonu gözlemcinin bilgi ve tecrübesine bağlı kalmadan daha doğru, daha etkin, daha hızlı ve daha güvenilir hasta tedavileri sağlamak için kliniğimizde bulunan *Siemens Beamview Plus* EPG cihazına kalite kontrol prosedürü uygulanmıştır. Sistemin görüntü kalitesine ait parametreler QC-3V fantom kullanılarak 30 gün boyunca değerlendirilmiştir. Sistem performansının analiz verileri doğrultusunda kalibrasyonu amaçlanmış fakat cihazın kullanım ömrünü tamamlaması ve sosyoekonomik nedenlerden dolayı bu amaç gerçekleştirilememiştir.

## **6. KAYNAKLAR**

- [1] Kirby M C, Glendinning A G. Developments in electronic portal imaging systems. *The British Journal of Radiology*, 2006; 79: 50-65.
- [2] Faiz M. Khan. *Treatment Planning in Radiation Oncology*, Second Edition, Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins, 2007; 1.
- [3] Webb S. *The Physics of three-dimensional radiation therapy*. Bristol, UK: IOP Publishing, 1993; 39.
- [4] Marks J E, Haus A G, Sutton H G, Griem M L. Localization error in the radiotherapy of Hodgkin's disease and malignant lymphoma with extended mantle fields. *Cancer*, 1974; 34 (1): 83-90.
- [5] Marks J E, Haus A G, Sutton H G and Griem M L. The value of frequent treatment verification films in reducing localization error in the irradiation of complex fields. *Cancer*, 1976; 37 (6), 2755-61.
- [6] Taborsky S C, Lam W C, Sterner R E and Skarda G M. Digital imaging for radiation therapy verification. *Proc. SPIE*, 1981; 314, 164-71.
- [7] Herman M G. Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 58. *Electronic portal imaging*, 2001.
- [8] Jean. M. Moran. Use of electronic portal image detectors for quality assurance of advanced treatments. *Journal of Physics*, 2010, Conference Series 250.
- [9] Langmack K. A. Portal Imaging. *Br J Radiol*, 2001; 74: 789–804.
- [10] Boyer A L, Antonuk L, Fenster A, Van Herk M, et al. A review of electronic portal imaging devices (EPIDs). *Med Phys*, 1992; 19: 1–16.
- [11] Antonuk LE. Electronic portal imaging devices: a review and historical perspective of contemporary technologies and research. *Phys Med Biol*, 2002; 47: 31–65.



- [12] Shalev S, Lee T, Leszczynski K, Cosby S, et al. Video techniques for on-line portal imaging. *Comput Med Imaging Graph*, 1989; 13: 217–26.
- [13] Munro P, Rawlinson J A, Fenster A. A digital fluoroscopic imaging device for radiotherapy localization. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 1990; 18: 641–9.
- [14] Visser A G, Huizenga H, Althof V G M, Swanenburg BN. Performance of a prototype fluoroscopic radiotherapy imaging system. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 1990; 18: 43–50.
- [15] Kinsman J, Humphrey P. Portal imaging. *Br J Radiol*, 2005; 78: 681-82.
- [16] Herman M G, Balter J M, Jaffray D A, McGee K P, et al. Clinical use of electronic portal imaging: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 58. *Med Phys*, 2001; 28(5): 712-37.
- [17] Das I J, Cao M, Cheng C W, Mistic V, et al. A quality assurance phantom for electronic portal imaging devices. *Journal Of Applied Clinical Medical Physics*, 2011; 12: 2.
- [18] Standard Imaging. The QC-3V Phantom User Manual.
- [19] E. J. Hall. *Radiobiology for the Radiologist*. J.B. Lippincott Company, Philadelphia, 1993.
- [20] International Commission on Radiation Units and Measurements. Report No:50. *Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy*, 1993.
- [21] International Commission on Radiation Units and Measurements. Report No:24. *Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of x or gamma rays in radiotherapy procedures*, 1976.
- [22] Cristina Dawn Spanu Tollefsen. Comparison of video and CCD cameras in online portal imagers calibrated for dosimetry. The University of Monitoba, M.Sc. Thesis, 2000.
- [23] C.Mitine, Leunens, G, Verstraete J, et al. Is necessary to repeat quality control procedures for head and neck patients? *Radiother Oncol*, 1991; 21: 210.

- [24] Leunens G, Verstraete J, Van den Bogaert W, Van Dam J, et al. Human errors in data transfer during the preparation and delivery of radiation treatment affecting the final result: 'garbage in, garbage out'. *Radiother Oncol*, 1992; 23, 217-22.
- [25] Leunens G, Verstraete J, Dutreix A, Van der Schueren E. Assessment of dose inhomogeneity at target level by in vivo dosimetry: can the recommended %5 accuracy in the dose delivered to the target volume be fulfilled in daily practice? *Radiother Oncol*, 1992; 25: 242-50.
- [26] Riccardo Caladrino, Calandrino R, Cattaneo G M, Del Vecchio A, et al. Human errors in the calculation of monitor units in clinical radiotherapy practice. *Radiother Oncol*, 1993; 28: 86-8.
- [27] Noel A, Aletti P, Bey P, Malissard L, et al. Detection of errors in individual patients in radiotherapy by systematic in vivo dosimetry. *Radiother Oncol*, 1995; 34: 144-51.
- [28] Motz J W, Danos M. Image information content and patient exposure. *Med Phys*. 1978; 5: 8-22.
- [29] Wowk B, Shalev S. Thick phosphor screens for on-line portal imaging. *Med Phys*, 1994; 21: 1269-76.
- [30] Swank R. Measurement of absorption and noise in an x-ray image intensifier. *J Appl Phys*. 1974; 45: 3673-78.
- [31] Munro P. Imaging with high energy radiations beams. Ph.D. Thesis, 1990.
- [32] Munro P, Rawlinson J A, Fenster A. Therapy imaging: A signal-to-noise analysis of a fluoroscopic imaging system for radiotherapy localization. *Med Phys*, 1990; 17: 763-72.
- [33] Munro P, Rawlinson J A, Fenster A. Therapy imaging: A signal-to-noise analysis of metal plate/film detectors. *Med Phys*, 1987; 14: 975-84.
- [34] Bissonnette J P, Cunningham I A, Jaffray D A, Fenster A, Munro P. A quantum accounting and detective quantum efficiency analysis for video-based portal imaging. *Med Phys*, 1997; 24: 815-26.

- [35] Ishia M, Doi K, Loo L N, Metz C E, Lehr J L. Digital image processing: Effect on detectability of simulated low-contrast radiographic patterns. *Radiology*, 1984; 150, 569-75.
- [36] Van Herk M, Meertens H. A matrix ionization chamber imaging device for on-line patient set-up verification during radiotherapy. *Radiother Oncol*, 1988; 11 (4): 369-78.
- [37] Swindell W, Morton E J, Evans P M, Lewis D G. The design of megavoltage projection imaging systems: Some theoretical aspects. *Med Phys*, 1991; 18: 855-66.
- [38] Bissonnete J P, Jaffray D A, Fenster A, Munro P. Optimal radiographic magnification for portal imaging. *Med Phys*, 1994; 21: 1435-45.
- [39] Jaffray D A, Battista J J, Fenster A, Munro P. X-ray scatter in megavoltage transmission radiography: Physical characteristics and influence on image quality. *Med Phys*, 1994; 21: 45-60.
- [40] Shalev S. Treatment verification using digital imaging. *Medical Radiology: Radiation Therapy Physics*, 1995; 155-73.
- [41] Munro P. Portal Imaging Technology: Past, Present and Future. *Seminars in Radiation Oncology*, 1995; 5(2): 115-33.
- [42] Mubata C. Portal Imaging Devices. In: Mayles P, Nahum A, Rosenwald J C, editors. *Handbook of Radiotherapy Physics*. Taylor&Francis Group, 2007, 261-69.
- [43] Sonoda M, Takano M, Miyahara J, Kato H. Computed radiography utilising scanning laser stimulated luminescence. *Radiology*, 1983; 148: 833-38.
- [44] Wilenzick R M, Meritt C R, Balter S. Megavoltage portal films using computed radiographic imaging with photostimulable phosphors. *Med Phys*, 1987; 14: 389-92.
- [45] Scheck R J, Wendt T, Panzer M, Digital storage phosphor radiography for treatment verification in radiotherapy. *The British Journal of Radiology*, 1993; 66: 801-6.
- [46] Kirby M C. The consequences of fixed-pattern noise and image movement on electronic portal images. *Phys Med Biol*, 1996; 41: 2345-56.

- [47] Wowk B, Shalev S, Radcliffe T. Grooved phosphor screens for on-line portal imaging. *Med Phys*, 1993; 20: 1641-51.
- [48] Partridge M, Evans P M, Symonds-Taylor J R. Optical scattering in camera-based electronic portal imaging. *Phys Med Biol*, 1999; 44: 2381-96.
- [49] Wong J W, Binns W R, Cheng A Y, Geer L Y, et al. On-line radiotherapy imaging with an array of fiber optic image reducers. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 1990; 18: 1477-84.
- [50] Van Herk M, Bijhold J, Hoogervorst B, Meertens H. Sampling methods for a matrix ionization chamber system. *Med Phys*, 1992; 19: 409-18.
- [51] Partridge M, Evans P M, Mosleh-Shirazi M A. Linear accelerator output variations and their consequences for megavoltage imaging. *Med Phys*, 1998; 25: 1443-52.
- [52] Van Herk M. Physical aspects of a liquid-filled ionization chamber with pulsed polarizing voltage. *Med Phys*, 1991; 18: 692-702.
- [53] Antonuk L E, Boudry J, Huang W, McShan D L, et al. Demonstration of megavoltage and diagnostic X-ray imaging with hydrogenated amorphous silicon arrays. *Med Phys*, 1992; 19: 1455-66.
- [54] Antonuk L E, El-Morhi Y, Huang W, Jee K W, et al. Initial performance evaluation of an indirect-detection, active matrix flat-panel imager (AMFPI) prototype for megavoltage imaging. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 1998; 42: 437-54.
- [55] Antonuk L E, El-Morhi Y, Jee K W. Active matrix flat-panel imagers (AMFPIs) for electronic portal imaging. *Med Phys*, 1998; 24: 371-92.
- [56] Kausch C, Schreiber B, Kreuder F, Schmidt R, et al. Monte Carlo Simulations of the imaging performance of metal plate/phosphor screens used in radiotherapy. *Med Phys*, 1999; 26: 2113-24.
- [57] Bissonnette J P, Cunningham I A, Munro P. Optimal phosphor thickness for portal imaging. *Med Phys*, 1997; 24: 803-14.

- [58] Gur D, Deutsch M, Fuhrman C R, Clayton P A, et al. The use of storage phosphors for portal imaging in radiation therapy: therapists perception of image quality. *Med Phys*, 1989; 16: 132-6.
- [59] Zimmermann J S, Blume J, Wendhausen H, Hebbinghaus D, et al. The new possibilities of digital luminescence radiography (DLR) and digital imaging data processing for the making of field verification images. *Strahlenther Onkol*, 1995; 171: 332-9.
- [60] Yaffe M J, Rowlands J A. X-ray detectors for digital radiography. *Phys Med Biol*, 1997; 42: 1-39.
- [61] Mah D, Rawlinson J A, Rowlands J A. Detective quantum efficiency of an amorphous selenium detector to megavoltage radiation. *Phys Med Biol*, 1999; 44: 1369-84.
- [62] Morton E J, Swindell W, Lewis D G, Evans P M. A linear array, scintillation crystal-photodiode detector for megavoltage imaging. *Med Phys*, 1991; 18: 681-91.
- [63] Gildersleve J, Dearnaley D, Evans P, Morton E, et al. Preliminary clinical performance of a scanning detector for rapid portal imaging. *Clin Oncol (R Coll Radiol)*, 1994; 6: 245-50.
- [64] Symonds-Taylor J R, Partridge M, Evans P M. An electronic portal imaging device for transit dosimetry. *Phys Med Biol*, 1997; 42: 2273-83.
- [65] Lam K S, Partowmah M, Lam W C. An on-line electronic portal imaging system for external beam radiotherapy. *Br J Radiol*, 1986; 59: 1007-13.
- [66] Balter J, Thompson A, Ten Haken R K. Automated quality assurance of mechanical components of a computer controlled accelerator using an EPID. *Fourth International Workshop on Electronic Portal Imaging*, 1996, Amsterdam.
- [67] Zhu Y, Jiang X Q, Van Dyk J. Portal dosimetry using a liquid ion chamber matrix: Dose response studies. *Med Phys*, 1995; 22: 1101-6.
- [68] Rajapakshe R, Luchka K, Shalev S. A quality control test for electronic portal imaging devices. *Med Phys*, 1996; 23: 1237-44.

- [69] Fritsch D S, Raghavan S, Boxwala A, Earnhart J, et al. Benchmark test cases for evaluation of computer-based methods for detection of setup errors: Realistic digitally reconstructed electronic portal images with know setup errors. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 1997; 37: 199-204.
- [70] For PIPS Technical Note 4 (detailed instructions for using the QC-3V phantom), [www.standartimaging.com](http://www.standartimaging.com), 01.07.2011, USA.
- [71] Wolters J, Rajapakshe R, Hovde G, Moffat J. Incorporating EPI into a comprehensive radiation therapy QA program. *Proc. 7th. Int. Workshop on Electronic Portal Imaging*, 168-9, 2002, Vancouve.
- [72] Henderson E, Alasti H. Initial experience with the Lumisys ACR-2000 Computed Radiography system for digital simulation imaging, portal imaging, and verification of IMRT treatments. *Med Phys*, 2001; 28: 1216.
- [73] Vanhanen J, Peltola S, Pitkanen S, Hyödynmaa S. The application of computed radiography imaging system for portal imaging; a comparison of two commercial portal imaging systems. *Radiotherapy and Oncology*, 2001: 61 Suppl. 1: 81.
- [74] Das I J, Cao M, Cheng C W, Misic V, et al. A quality assurance phantom for electronic portal imaging devices. *Med Phys*, 2011; 12: 391-403.
- [75] Wowk B, Radcliffe T, Leszczynski K W, Shalev S, Rajapakshe R. Optimization of metal/phosphor screens for on-line portal imaging. *Med Phys*, 1994; 21: 227-35.
- [76] Siemens Medical Solutions. "Average results from 7 Beamview Tl systems".

## EK 1: ÖZGEÇMİŞ

### GİZEM BAKICIERLER

TC Kimlik No	13751470794
Doğum yılı	1988
Yazışma Adresi	Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Balçova/İZMİR
Telefon	0 537 713 30 22
e-posta	gizembakicierler@gmail.com

### EĞİTİM BİLGİLERİ

Ülke	Üniversite	Fakülte	Öğrenim Alanı	Derece	Mezuniyet Yılı
Türkiye	Ege Üniversitesi	Fen Fakültesi	Fizik Bölümü	Lisans	2010

### AKADEMİK/MESLEKTE DENEYİM

Kurum/Kuruluş	Ülke	Şehir	Bölüm/Birim	Görev Türü	Görev Dönemi
EÜ Tıp Fakültesi	Türkiye	İzmir	Radyasyon Onkolojisi ABD	Stajyer	Haz.-Tem. 2010

DEÜ Tıp Fakültesi	Türkiye	İzmir	Radyasyon Onkolojisi ABD	Stajyer	Tem. 2012- Eylül 2013
İÜ Cerrahpaşa Tıp Fakültesi	Türkiye	İstanbul	Radyasyon Onkolojisi ABD	Stajyer	Şubat-Mart 2013

### **Hakemli Konferans/Sempozyumların Bildiri Kitaplarında Yer Alan Yayınlar**

**Bakıcıerler G, Uysal B, Durak H. Radyonüklid Tedavi Merkezinde Wipe Test Uygulaması,**  
XIII. Ulusal Medikal Fizik Kongresi, İZMİR, 2011



## EK 2: ETİK KURUL ONAYI

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ  
GİRİŞİMSSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

Konu: Karar hk.-159

02.03.2012

Prof.Dr.Fadime AKMAN

Kurulumuz tarafından 01.03.2012 tarih ve 520-GOA protokol numaralı 2012/08-03 karar numarası ile görüşülen "Radyoterapide Kullanılan Video Kamera Tabanlı Elektronik Portal Görüntüleme Sistemlerinin Kalite Kontrolü ve Elde Edilen Görüntülerin Standartizasyonu" konulu araştırmanıza ilişkin Kurulumuz kararı ekte sunulmuştur.

Bilgilerinizi ve gereğini rica ederim.

  
Prof.Dr.Banu ÖNVURAL  
Başkan

---

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Yerleşkesi İnciraltı 35340 İZMİR-TÜRKİYE  
Tel:0 232 4122254 - 0 232 4122258 Faks: 0232 4122243 Elektronik posta:etikkurul@deu.edu.tr

ETİK KOMİSYONUN ADI	DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU
AÇIK ADRES	Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı 2. Kat İnciraltı-İZMİR
TELEFON	0 232 412 22 54-0 232 412 22 58
FAKS	0 232 412 22 43
E-POSTA	etikkurul@deu.edu.tr

BAŞVURU BİLGİLERİ	DOSYA NO:	520 -GOA	
	ARAŞTIRMA	UZMANLIK TEZİ <input type="checkbox"/>	AKADEMİK AMAÇLI <input type="checkbox"/>
	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Radyoterapide Kullanılan Video Kamera Tabanlı Elektronik Portal Görüntüleme Sistemlerinin Kalite Kontrolü Ve Elde Edilen Görüntülerin Standartizasyonu	
	ARAŞTIRMA PROTOKOL KODU	-	
	SORUMLU ARAŞTIRMACI ÜNVANI/ADI/SOYADI ve UZMANLIK ALANI	Prof.Dr.Fadime AKMAN Öğr. Gizem BAKICIERLER Radyasyon Onkolojisi A.D	
	DESTEKLEYİCİ VE AÇIK ADRESİ	-	
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ VE ADRESİ	-	
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/>	ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili		
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	Mevcut		Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
	ARAŞTIRMA İLE İLGİLİ LİTERATÜR	Mevcut		Türkçe <input type="checkbox"/>	İngilizce <input checked="" type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	Mevcut		Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
	OLGU RAPOR FORMU	Mevcut		Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>

KARAR BİLGİLERİ	Karar No:2012/08-03	Tarih: 01.03.2012
	Prof.Dr.Fadime AKMAN'ın sorumlusu olduğu "Radyoterapide Kullanılan Video Kamera Tabanlı Elektronik Portal Görüntüleme Sistemlerinin Kalite Kontrolü Ve Elde Edilen Görüntülerin Standartizasyonu" isimli klinik araştırmaya ait başvuru dosyası ve ilgili belgeler araştırmacının gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş, etik açıdan çalışmanın gerçekleştirilmesinin uygun olduğuna oy birliği ile karar verilmiştir.	

**ETİK KURUL BİLGİLERİ**

ÇALIŞMA ESASI	Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu İşleyiş Yönergesi İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu
---------------	---

**ETİK KURUL ÜYELERİ**

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsi yet	Araştırma ile İlişkili mi?		İmza
Prof.Dr.Banu ÖNVURAL (Başkan)	Tıbbi Biyokimya	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Biyokimya Anabilim Dalı	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Besti ÜSTÜN (Başkan Yardımcısı)	Ph.D.Yüksek Hemşire	DEU Hemşirelik Fakültesi	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	Katılmadı
Prof.Dr.Osman AÇIKGÖZ	Fizyoloji	DEU Tıp Fakültesi Fizyoloji Anabilim Dalı	Erkek	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Mehtap MALKOÇ	Ph.D.Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon	DEU Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Ş.Reyhan UÇKU	Halk Sağlığı	DEU Tıp Fakültesi Halk Sağlığı A.D.	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Nejat SARIOSMANOĞLU	Kalp Damar Cerrahisi	DEU Tıp Fakültesi Kalp Damar Cerrahisi Anabilim Dalı	Erkek	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	Katılmadı
Prof.Dr.Adnan MENDERES	Plastik Cerrahi	DEU Tıp Fakültesi Plastik Cerrahi Anabilim Dalı	Erkek	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Ece BÖBER	Pediyatrik Endokrinoloji	DEU Tıp Fakültesi Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalı	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Hüseyin BASKIN	Mikrobiyoloji	DEU Tıp Fakültesi Mikrobiyoloji Anabilim Dalı	Erkek	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Servet AKAR	İç Hastalıkları (Romatoloji)	DEU Tıp Fakültesi İç Hastalıkları Anabilim Dalı	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Doç.Dr.Mukaddes GÜNELİ	Tıbbi Farmakoloji	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Farmakoloji Anabilim Dalı	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Doç.Dr.Ayşe Aydan ÖZKÜTÜK	Mikrobiyoloji	DEU Tıp Fakültesi Mikrobiyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	Katılmadı
Doç.Dr.Işıl TEKMEK	Histoloji ve Embriyoloji	DEU Tıp Fakültesi Histoloji ve Embriyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Meltem Kutlu GÜRSEL	Hukuk	D.E.Ü Hukuk Fakültesi İdare Hukuku Anabilim Dalı	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	Katılmadı
İhsan ÇELİKDEMİR	Sağlık mensubu olmayan üye	75. Yıl Özel İlköğretim Okulu Müdür Yrd.	Erkek	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	