

**ANKARA ÜNİVERSİTESİ**  
**NÜKLEER BİLİMLER ENSTİTÜSÜ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**GÖRÜNTÜ REHBERLİĞİNDE RADYOTERAPİ SİSTEMLERİNİN  
KALİTE KONTROLÜ VE HASTA TEDAVİSİNDE KULLANIMI**

**ESİN GÜNDEM**

**MEDİKAL FİZİK ANABİLİM DALI**

**Danışman: Doç. Dr. Bahar DİRİCAN**

**ANKARA**

**2011**

**Her hakkı saklıdır**

## TEZ ONAYI

Esin GÜNDEM tarafından hazırlanan “Görüntü Rehberliğinde Radyoterapi Sistemlerinin Kalite Kontrolü Ve Hasta Tedavisinde Kullanımı” adlı tez çalışması 23/05/2011 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından oy birliği ile Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Medikal Fizik Anabilim Dalı’nda YÜKSEK LİSANS TEZİ olarak kabul edilmiştir.

**Danışman:** Doç. Dr. Bahar DİRİCAN

**Jüri Üyeleri:**

**Başkan:** Doç. Dr. Bahar DİRİCAN



GATA, Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı

**Üye :** Prof. Dr. Müge Akmansu,

Gazi Üniversitesi, Radyasyon Onkolojisi AD.



**Üye :** Yrd.Doç. Dr. Turan Olgar, Ankara Üniversitesi,

Nükleer Bilimler Enstitüsü



**Yukarıdaki sonucu onaylarım.**

**Prof. Dr. Doğan BOR**

**Enstitü Müdürü**

# ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

## GÖRÜNTÜ REHBERLİĞİNDE RADYOTERAPİ SİSTEMLERİNİN KALİTE KONTROLÜ VE HASTA TEDAVİSİNDE KULLANIMI

Esin GÜNDEM

Ankara Üniversitesi  
Nükleer Bilimler Enstitüsü  
Medikal Fizik Anabilim Dalı

Danışman: Doç. Dr. Bahar DİRİCAN

Geleneksel tedavi yöntemlerinde görüntüleme teknolojisi, üç boyutlu hasta anatomisini ve tedavi edilecek bölgenin kesin yerini belirlemek için kullanılır. Bununla birlikte tedavinin verilmesi sırasında setup belirsizliklerine ve organ hareketliliğine bağlı olarak tedavi hedefinde sapmalar meydana gelmektedir. Hedef pozisyonundaki bu belirsizlik hedefe ve hedefi saran normal dokuya verilen dozda belirsizliğe neden olur. Görüntüleme teknolojisinin tedavi sırasında kullanımına olanak sağlayan “Görüntü Rehberliğinde Radyoterapi Sistemleri” (Image Guided Radiotherapy Systems-IGRT) bu belirsizlikleri ortadan kaldırmayı amaçlamaktadır. Bu sistemler ile yüksek hassasiyetle belirlenen hedefe radyasyon, sağlıklı organları daha iyi koruyarak ve bu sayede daha yüksek tedavi dozlarına ulaşılarak verilebilir.

Bu tez çalışmasında, gantriye monte “Görüntü Rehberliğinde Radyoterapi Sistemlerinin” kalite kontrol parametrelerini belirleyerek, bu sistemlerin klinik uygulamalarda doğru kullanımını sağlamak amaçlanmıştır. Gülhane Askeri Tıp Akademisi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalında bulunan Elekta Synergy “Görüntü Rehberliğinde Radyoterapi” Sisteminin kalite kontrol çalışmaları yapılmıştır. Bu sistemin kalite kontrol testleri, çeşitli kalite kontrol fantomları, su fantomu, elektrometre ve çeşitli hacimlerde iyon odaları, iki boyutlu StarTrack dedektörü kullanılarak tespit edilmiştir. Klinik çalışmalarda ise GE marka Lightspeed model Bilgisayarlı Tomografi, hasta tedavi planlamasında Precise Planlama sistemi, Aktif Nefes Kontrol (ABC) sistemi kullanılarak hasta tedavisi uygulamaları yapılmıştır. Doz ölçümü için Scanditronix Wellhöfer 12 kanal DPD-12 elektrometre, EDP-15 diyotdan oluşan in-vivo dozimetri sistemi, Alderson Rando Fantom, Victoreen-2800 TLD okuyucu ve Termoluminesan Dozimetre TLD-100 kullanılmıştır.

**2011 115 sayfa**

**Anahtar Kelimeler:** Görüntü Rehberliğinde Radyoterapi, Aktif Nefes Kontrol Sistemi, Cone Beam Bilgisayarlı Tomografi, Volümetrik Görüntüleme Sistemleri (CBCT) , Kalite Kontrol, Görüntü Rehberliği

## **ABSTRACT**

Master Thesis

### **UTILIZATION OF IMAGE GUIDED RADIATION THERAPY (IGRT) SYSTEMS IN PATIENT TREATMENT AND QUALITY ASSURANCE**

Esin GÜNDEM

Ankara University  
Graduate School of Nuclear Sciences  
Department of Medical Physics

Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Bahar DİRİCAN

Imaging techniques are used for determining 3-dimensional patient anatomy and precise target localization in traditional treatment techniques. However, inaccuracies in targeting may occur during treatment due to setup uncertainties and organ movements. Uncertainties in patient localization leads to uncertainties in the delivered dose to the target and surrounding normal tissues. IGRT systems allow precise target localization thereby improving normal tissue sparing and facilitating potential dose escalation.

The aim of this study was determining the quality assurance parameters of IGRT systems mounted on the gantry to assure their efficient utilization in clinical applications. Quality assurance studies were conducted for Elekta Synergy IGRT System available in GMMA Radiation Oncology Department. Various quality assurance phantoms, water phantom, electrometer, 2-dimensional Startrack detector, ion chambers of different volumes were used to determine quality assurance tests of this system. Clinical applications included patient treatments by using GE Lightspeed Computed Tomography, Precise Planning System and Active Breathing Coordinator (ABC) systems. Dose measurements determined by using in-vivo system consisting Scanditronix Wellhöfer 12 chanal DPD-12 electrometer and EDP-15 diod, Alderson Rando Phantom, Victoreen-2800 TLD reader and Termolumunance Dosimetry TLD-100.

**2011 115 pages**

**Key Words:** Image Guided Radiation Therapy, Active Breathing Control System, Cone Beam Computed Tomography, Volumetric Imaging Systems, Quality Assurance, Image Guidance

## TEŞEKKÜR

“Görüntü Rehberliğinde Radyoterapi Sistemlerinin Kalite Kontrolü ve Hasta tedavisinde Kullanımı” adlı tez çalışmamda beni destekleyen, yol gösteren, Gülhane Askeri Tıp Akademisi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalında görev yapan danışmanım Sayın Doç. Dr. Bahar DİRİCAN’a,

Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Başkanı Sayın Prof. Dr. Doğan BOR’a,

GATA Radyasyon Onkolojisi AD. Başkanı Sayın Prof. Dr. Hv. Tbp. Kd. Alb. Murat BEYZADEOĞLU’na,

GATA Radyasyon Onkolojisi AD.’da beraber çalıştığım tez çalışmam boyunca her türlü destek olan ekip arkadaşlarım Sayın Fiz. Yük. Müh. Yelda Elçim’e, Sayın Med.Fiz. Uzm. Elif ÖNAL’a, Sayın Fiz. Yük. Müh. Ayça ÇAĞLAN’a, Sayın Fizikçi Semiha Aşkın’a

Oğlum’a ve Eşim’e ,

Çok TEŞEKKÜR ederim.

# İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT.....	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
SİMGELER DİZİNİ.....	vii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	viii
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	xi
1 Giriş.....	1
2 KURAMSAL TEMELLER.....	5
2.1 IGRT Görüntü Rehberliği Teknolojisi.....	5
2.1.1 Gantriye Monte Görüntü Rehberliğinde Radyoterapi Sistemleri.....	5
2.1.1.1 Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı (EPID).....	7
2.1.1.1.1 İndirekt Dedeksiyon AMFPI EPID.....	8
2.1.1.1.2 Direkt Dedeksiyon AMFPI EPID.....	9
2.1.1.1.3 ELEKTA iViewGT EPID.....	10
2.1.1.2 Cone-Beam Computed Tomography.....	11
2.1.1.2.1 Kilovoltaj Cone-Beam Computed Tomography (kV-CBCT).....	11
2.1.1.2.2 Megavoltaj Cone-beam Computed Tomography (MV-CBCT)....	12
2.1.1.3 Spiral (Helikal) Tomoterapi (MV-CBCT).....	13
2.1.2 Odaya Monte Görüntüleme Sistemleri.....	15
2.1.2.1 kV Sabit X-Işını Tüp Dedektörü.....	15
2.1.2.1.1 Novalis BrainLAB.....	15
2.1.2.1.2 CyberKnife.....	16
2.1.2.2 In-room Bilgisayarlı Tomografi Tarayıcı.....	18
2.1.2.3 Manyetik Rezonans Görüntü Rehberliğinde Radyoterapi.....	19
2.1.3 İyonlaştırıcı Olmayan Sistem.....	20
2.1.3.1 Ultrason.....	20
2.2 Gantriye Monte IGRT Sistemlerinde Kalite Kontrol.....	22
3 MATERYAL VE YÖNTEM.....	24
3.1 Materyaller.....	24
3.1.1 Elekta Synergy® Görüntü Rehberliğinde Radyoterapi Sistemi.....	24
3.1.2 Bilgisayarlı Tomografi.....	25
3.1.3 Tedavi Planlama Sistemi (TPS).....	26
3.1.4 Su Fantomu.....	28
3.1.5 Elektrometre.....	30
3.1.6 İyon odası.....	30
3.1.7 SP34 Kalite Kontrol fantomu.....	32
3.1.8 QUASAR™ Penta-Guide Fantom.....	33
3.1.9 Las Vegas Fantomu.....	34
3.1.10 Eşmerkez Kontrol Düzeneği.....	35
3.1.11 Star Track 2B Dedektör Sistemi.....	36
3.1.12 Scanditronix Wellhöfer Yarı İletken Diyot İn vivo Dozimetri Sistemi ..	37
3.1.13 Alderson Rando Fantom.....	38
3.1.14 Victoreen–2800 TLD Okuyucu.....	39

3.1.15	Termolüminesans Dozimetri .....	40
3.1.16	Aktif Nefes Kontrol Sistemi .....	41
3.2	Yöntemler.....	43
3.2.1	Lineer Hızlandırıcının Kalite Kontrol Testleri.....	43
3.2.2	Gantriye Monte IGRT Sistemlerinde Kalite Kontrol Testleri.....	43
3.2.2.1	Güvenlik Sistemleri.....	43
3.2.2.1.1	İnterlocklar .....	43
3.2.2.1.2	“Beam On” Göstergesi.....	44
3.2.2.1.3	Çarpışma Engelleyici Sistem .....	44
3.2.2.2	Geometrik Doğruluk .....	44
3.2.2.2.1	Eşmerkez .....	45
3.2.2.2.2	Demet ve Panel Hizalanması .....	46
3.2.2.2.3	Görüntü Kaydı ve Masa Düzeltme Doğruluğu .....	46
3.2.2.3	Görüntü Performansı.....	47
3.2.2.3.1	Kalibrasyon .....	47
3.2.2.3.2	Uzaysal Doğruluk.....	48
3.2.2.3.3	Görüntü Kalitesi .....	48
3.2.3	IGRT Sistemlerinin Hasta Tedavisinde Kullanımı .....	50
3.2.4	IGRT Sistemlerindeki Görüntüleme Yöntemlerinin Doza Katkısı.....	50
4	ARAŞTIRMA BULGULARI .....	51
4.1	Gantriye Monte IGRT Sistemlerinde Kalite Kontrol Testleri.....	51
4.1.1	Lineer Hızlandırıcının Kalite Kontrol Testleri.....	51
4.1.2	EPID Sisteminin Kalite Kontrol Testleri .....	54
4.1.2.1	Güvenlik Sistemleri.....	56
4.1.2.1.1	İnterlockların Kontrolü.....	56
4.1.2.1.2	“Beam On” Göstergesi.....	56
4.1.2.1.3	Çarpışma Engelleyici Sistemi .....	57
4.1.2.2	Geometrik Doğruluk .....	60
4.1.2.2.1	Eşmerkez .....	60
4.1.2.2.2	Demet ve Panel Hizalanması .....	63
4.1.2.2.3	Görüntü Kaydı ve Masa Düzeltme Doğruluğu .....	65
4.1.2.3	Görüntü Performansı.....	68
4.1.2.3.1	Kalibrasyon .....	68
4.1.2.3.2	Uzaysal Doğruluk.....	69
4.1.2.3.3	Görüntü Kalitesi .....	73
4.2	IGRT Sistemlerinin Hasta Tedavisinde Kullanımı .....	79
4.2.1	EPID Sistemi ile Yapılan Kontroller .....	79
4.2.2	CBCT Sistemi ile Yapılan Kontroller .....	82

4.2.3	Aktif Nefes Kontrolü (ABC) Sistemi ile Tedavi Edilen Hastaların Set-up Farkları.....	85
4.2.4	IGRT Sistemlerindeki Görüntüleme Yöntemlerinin Doza Katkısı.....	87
5	TARTIŞMA VE SONUÇ .....	89
5.1	Gantriye Monte IGRT Sistemlerinde Kalite Kontrol Testleri.....	89
5.1.1	Lineer Hızlandırıcının Rutin Kalite Kontrol Testleri.....	89
5.1.2	Elektronik Portal Görüntüleme Cihazının Kalite Kontrol Testleri .....	90
5.1.2.1	Güvenlik Sistemlerinin Kalite Kontrol Testleri .....	90
5.1.2.1.1	İnterlock'larının kontrol testleri .....	90
5.1.2.1.2	“Beam On” Göstergesi.....	90
5.1.2.1.3	Çarpışma Engelleyici Sistem .....	91
5.1.2.2	Geometrik Doğruluk Kalite Kontrol Testleri.....	91
5.1.2.2.1	Eşmerkez .....	91
5.1.2.2.2	Demet ve Panelin Hizalanması .....	92
5.1.2.2.3	Görüntü Kaydı ve Masa Düzeltme Doğruluğu .....	93
5.1.2.3	Görüntü Performansı.....	94
5.1.2.3.1	Kalibrasyon .....	94
5.1.2.3.2	Uzaysal Doğruluk.....	94
5.1.2.3.3	Görüntü Kalitesi .....	95
	Las Vegas Fantomun Avantajları.....	95
	Las Vegas Fantomun Dezavantajları .....	96
5.2	IGRT Sistemlerinin Hasta Tedavisinde Kullanımı .....	96
	KAYNAKLAR .....	99
	ÖZGEÇMİŞ .....	103



## SİMGELER DİZİNİ

AAPM	American Association of Physicist in Medicine
AB	Axis Beam
ABC	Actice Breathing Coordinator System(Aktif Nefes Kontrol Sistemi)
ACR	The American College of Radiology
AMFPI	Active Matrix Panel Imager (Aktif Matris Panel Görüntüleyici)
a-Si	Amorf Silikon
BT	Bilgisayarlı Tomografi
CBCT	Cone-Beam Computed Tomography(Cone Beam Bilgisayarlı Tomoğrafi)
CTV	Clinic Target Volume (Klinik Tümör Hacmi)
ÇYK	Çok Yapraklı Kolimatör
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine Image File Format
DRR	Digitally Reconstructed Radiography (Dijital Olarak Oluşturulmuş Radyograf)
% DD	Yüzde Derin Doz
EPID	Electronic Portal Imaging Device (Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı)
FOV	Field Of View (Görüş Alanı)
GT	Gun Target
GTV	Gross Target Volume (Görüntülenebilir Tümör Hacmi)
IAEA	International Atomic Energy Agency
ICRU	The International Commission on Radiation Units and Measurement
IGRT	Image Guided Radiotherapy(Görüntü Rehberliğinde Radyoterapi)
IMRT	Intensity Modulated Radiotherapy
IR	Infra Red ( Kızıl Ötesi)
kV	Kilo Volt
kV-CBCT	Kilo volt Cone-Beam Computed Tomography
SRS	Stereotactic Radiosurgery (Stereotaktik Radyocerrahi)
SBRT	Stereotactic Body Radiotherapy(Stereotaktik Vücut Radyoterapisi)
SDD	Source-Skin Distance (Kaynak-Cilt Mesafesi)
SSDL	Secunder Standart Dozimetri Laboratuarı
MRI	Magnetic Resonans Imaging (Magnetik Rezonans Görüntüleme)
MU	Monitor Unit
MV	Milyon Volt
MV-CBCT	Milyon Volt Cone-Beam Computed Tomography
PTV	Planning Target Volume (Planlanan Hedef Hacim)
PRV	Planning Risk Volume (Planlanan Risk Hacmi)
SM	Set-up Margin (Set-up Payı)
TFT	Thin Film Transistor (İnce Filim Transistör)
TLD	Thermo Luminescent Dosimeter
TPR	Tissue Phantom Ratio( Doku Fantom Oranı)
TPS	Tedavi Planlama Sistemi
TV	Treated Volume (Tedavi Hacmi)

## ŞEKİLLER DİZİNİ

<b>Şekil 1.1</b> Radyoterapide tedavi payları (ICRU report 50 1963, ICRU report 62 1999,Dirican 2008) .....	3
<b>Şekil 2.1.1</b> Farklı IGRT Sistemlerinin Şematik Gösterimi ( Kırmızı çizgi yapım aşamasında olan sistemi temsil etmektedir) (Chen vd. 2009).....	5
<b>Şekil 2.1.1.1</b> Elekta Synergy IGRT Cihazı .....	6
<b>Şekil 2.1.1.1.1</b> İndirekt dedeksiyon AMFPI EPID (Antonuk LE. 2002).....	8
<b>Şekil 2.1.1.1.2</b> Direkt dedeksiyon AMFPI EPID(Antonuk LE. 2002) .....	9
<b>Şekil 2.1.1.1.3.1</b> Lineer hızlandırıcı cihazına monte edilmiş EPID a) Dedektörün açık pozisyonu b), EPID'in üst kapağı (touchguard) olmadan görüntüsü.....	10
<b>Şekil 2.1.1.2.1.1</b> kV-CBCT ile görüntü alınması.....	11
<b>Şekil 2.1.1.3.1</b> Tomoterapi Sistemi.....	14
<b>Şekil 2.1.2.1.1.1</b> Novalis BrainLAB –kV .....	16
<b>Şekil 2.1.2.1.2.1</b> Cyberknife Cihazı (Sabit X-Işını Tüp Dedektörü) .....	17
<b>Şekil 2.1.2.2.1</b> In-room Bilgisayarlı Tomografi IGRT Sistemi .....	18
<b>Şekil 2.1.2.3.1</b> Magnetik Rezonans Görüntüleme IGRT Sistemi .....	19
<b>Şekil 2.1.3.1.1</b> Ultrason ile görüntüleme yapabilen IGRT Sistemi .....	20
<b>Şekil 3.1.1.1</b> GATA Radyasyon Onkolojisi AD.'da bulunan Elekta Synergy® Görüntü Rehberliğinde Radyoterapi Sistemi .....	25
<b>Şekil 3.1.2.1</b> GATA Radyasyon Onkolojisi AD.'da bulunan GE Lightspeed RT Bilgisayarlı Tomografi cihazı .....	26
<b>Şekil 3.1.3.1</b> PrecisePLAN planlama sistemine ait tranverse, sagital ve koronal kesitlerin olduğu genel bir görüntü .....	27
<b>Şekil 3.1.3.2</b> PrecisePLAN planlama sistemine ait 3-B'lu bir planlama görüntüsü.....	28
<b>Şekil 3.1.4.1</b> Scanditronix-Wellhöfer Blue Fantom.....	29
<b>Şekil 3.1.5.1</b> Farmer tipi 2570/1B elektrometre .....	30
<b>Şekil 3.1.6.1</b> Scanditronix-Wellhöfer CC13 iyon odaları.....	31
<b>Şekil 3.1.6.2</b> Farmer tipi Scanditronix-Wellhöfer FCP65 iyon odası.....	31
<b>Şekil 3.1.7.1</b> SP34 kalite kontrol fantomu .....	32
<b>Şekil 3.1.8.1</b> GATA Radyasyon Onkolojisi AD.'da bulunan QUASAR™ Penta-Guide fantomu .....	33
<b>Şekil 3.1.9.1</b> Las Vegas Fantomun üstten (I) ve alttan (II) genel görünüşü .....	35

<b>Şekil 3.1.10.1</b> GATA Radyasyon Onkolojisi AD.'da Eşmerkez Kontrol Düzeneği .....	36
<b>Şekil 3.1.11.1</b> StarTrack cihazının genel görünüşü .....	37
<b>Şekil 3.1.12.1</b> Scanditronix Wellhöfer dozimetre sistemi ve yarıiletken diyotlar .....	38
<b>Şekil 3.1.13.1</b> Erkek Alderson Rando Fantom ve kesitleri.....	39
<b>Şekil 3.1.16.1</b> GATA Radyasyon Onkolojisi AD.'da bulunan Aktif Nefes Kontrol Sistemi.....	41
<b>Şekil 3.1.16.2</b> Hastanın nefesini tutmasını sağlayan Balon valvin açık ve kapalı durumu .....	42
<b>Şekil 3.2.2.2.1.1</b> Lineer Hızlandırıcının eşmerkezini ve hasta yönelimlerini gösterir şema. 1.Anterior (geometrik +Z), 2.Süperior (geometrik +X), 3. A yönü (geometrik +Y-anatomik sağ), 4. Eşmerkez, 5. B yönü (geometrik -Y-anatomik sol) 6.İnferior (geometrik -X), 7. Posterior (geometrik -Z) .....	45
<b>Şekil 3.2.2.3.3.1</b> Las Vegas Fantomunun set-up'ın üstten görünüş şematik gösterimi ..	49
<b>Şekil 4.1.2.1.3.1</b> MV dedektörün sağ, sol tarafındaki ve dedektörün ortasındaki çarpışma engelleyici noktaları.....	58
<b>Şekil 4.1.2.1.3.2</b> MV dedektörün alt tarafındaki çarpışma engelleyici noktası.....	58
<b>Şekil 4.1.2.2.1.1</b> Lazerlerin doğruluğunun “Eşmerkez Kontrol Düzeneği” ile kontrolü	60
<b>Şekil 4.1.2.2.1.2</b> $\pm X$ , $\pm Y$ ve $\pm Z$ bütün düzlemlerdeki lazerlerin “Eşmerkez Kontrol Düzeneği” ile kontrolü .....	61
<b>Şekil 4.1.2.2.1.3</b> SSD=100 cm $0^\circ$ 'de yapılan lazerlerle eşmerkezin çakışıklığının “Eşmerkez Kontrol Düzeneği” ile kontrolü .....	61
<b>Şekil 4.1.2.2.1.4</b> EPID yazılımının hesapladığı eşmerkezin MV set-up farkları grafiği	62
<b>Şekil 4.1.2.2.2.1</b> Demet ve EPID panelin hizalanması .....	63
<b>Şekil 4.1.2.2.2.2</b> Anterior Posterior (AP) Eşmerkez Kayma Değeri Grafiği.....	64
<b>Şekil 4.1.2.2.2.3</b> Lateral (LAT) Eşmerkez Kayma Değeri Grafiği.....	65
<b>Şekil 4.1.2.2.3.1</b> CBCT yazılımının hesapladığı kV kayma değerleri grafiği .....	66
<b>Şekil 4.1.2.2.3.2</b> CBCT yazılımının hesapladığı kV set-up farklarının tekrarlanabilirliği grafiği .....	67
<b>Şekil 4.1.2.3.1.1</b> Offset Kalibrasyonu için alınan görüntü.....	68
<b>Şekil 4.1.2.3.1.2</b> Gain Kalibrasyonu için alınan görüntü.....	69
<b>Şekil 4.1.2.3.2.1</b> Gantri $0^\circ$ 'de $10 \times 10$ cm <sup>2</sup> alandan alınan portal görüntü .....	70
<b>Şekil 4.1.2.3.2.2</b> Gantri $90^\circ$ 'de $10 \times 10$ cm <sup>2</sup> alandan alınan portal görüntü .....	70

<b>Şekil 4.1.2.3.2.3</b> Gantri 0°’de 10x10 cm <sup>2</sup> alandan alınan portal görüntüde merkezi kürenin boyutunun ölçümü .....	71
<b>Şekil 4.1.2.3.2.4</b> Gantri 0°’de 10x10 cm <sup>2</sup> alandan alınan portal görüntüde alan boyutunun ölçümü.....	71
<b>Şekil 4.1.2.3.2.5</b> Gantri 90°’de 10x10 cm <sup>2</sup> alandan alınan portal görüntüde alan boyutunun ölçümü.....	72
<b>Şekil 4.1.2.3.3.1</b> 6 MV X-ışını için Las Vegas Fantomu görsel değerlendirme şablonu	74
<b>Şekil 4.1.2.3.3.2</b> 6 MV X-ışını için Las Vegas Fantomunun doz hızı 100 MU/s için alınan görüntüsü .....	74
<b>Şekil 4.1.2.3.3.3</b> 6 MV X-ışını için Las Vegas Fantomunun doz hızı 600 MU/s için alınan görüntüsü .....	75
<b>Şekil 4.1.2.3.3.4</b> 6 MV X-ışını için Las Vegas Fantomunun 100 MU doz için alınan görüntüsü.....	75
<b>Şekil 4.1.2.3.3.5</b> 6 MV X-ışını için Las Vegas Fantomunun 400 MU doz için alınan görüntüsü.....	76
<b>Şekil 4.1.2.3.3.7</b> Şubat 2011 ayına ait Las Vegas Fantomu görüntüsü .....	77
<b>Şekil 4.2.1.1</b> Çizelge 4.2.1.1’den 2 nolu hastanın EPID Sistemi ile AP düzlemde alınmış baş-boyun bölgesi tedavisi için portal görüntü.....	80
<b>Şekil 4.2.1.2</b> Çizelge 4.2.1.1’den 2 nolu hastanın EPID Sistemi ile LAT düzlemde alınmış baş-boyun bölgesi tedavisi için portal görüntü.....	81
<b>Şekil 4.2.1.3</b> Çizelge 4.2.1.1’den 5 nolu hastanın EPID Sistemi ile AP düzlemde alınmış akciğer tedavi bölgesi için portal görüntü .....	81
<b>Şekil 4.2.1.4</b> Çizelge 4.2.1.1’den 5 nolu hastanın EPID Sistemi ile LAT düzlemde alınmış akciğer tedavi bölgesi için portal görüntü .....	82
<b>Şekil 4.2.2.1</b> Çizelge 4.2.2.1’den 7 nolu hastanın CBCT Sistemi ile alınmış Baş-boyun tedavi bölgesi için hacimsel görüntüsünden yapılan eşleştirme işlemi sonucu .....	84
<b>Şekil 4.2.2.2</b> Çizelge 4.2.2.1’den 1 nolu hastanın CBCT Sistemi ile alınmış SRS tedavi bölgesi için hacimsel görüntüsünden yapılan eşleştirme işlemi sonucu .....	84
<b>Şekil 4.2.3.1</b> ABC Sistemi ile tedavi edilen 1. Hastanın set-up farkları grafiği .....	85
<b>Şekil 4.2.3.2</b> ABC Sistemi ile tedavi edilen 2. Hastanın set-up farkları grafiği .....	86
<b>Şekil 4.2.3.3</b> ABC Sistemi ile tedavi edilen 3. Hastanın set-up farkları grafiği .....	86

## ÇİZELGELER DİZİNİ

<b>Çizelge 2.2.1</b> Gantriye monte IGRT sistemlerinin kalite kontrol bileşenleri, .....	22
<b>Çizelge 3.1.6.1</b> Scanditronix-Wellhöfer CC13 ve FCP65 iyon odalarının teknik özellikleri.....	31
<b>Çizelge 4.1.1.1</b> Lineer Hızlandırıcılara ait kalite kontrol testleri (AAPM 2009, SSRM 2003) .....	52
<b>Çizelge 4.1.1.1</b> Lineer Hızlandırıcılara ait kalite kontrol testleri (AAPM 2009, SSRM 2003) devamı.....	53
<b>Çizelge 4.1.2.1</b> EPID sistemlerinin kalite kontrol bileşenleri (AAPM2001, SSRM 2010) .....	55
<b>Çizelge 4.1.2.1.2.1</b> Beam On göstergesi Tolerans Testleri.....	57
<b>Çizelge 4.1.2.1.3.1</b> Çarpışma Engelleyici Sistemlerin testleri ve toleransı .....	59
<b>Çizelge 4.1.2.3.2.1</b> Gantri 0°’de ölçeklendirme sonuçları.....	72
<b>Çizelge 4.1.2.3.2.2</b> Gantri 90°’de ölçeklendirme sonuçları.....	73
<b>Çizelge 4.1.2.3.3.1</b> Las Vegas Fantomu aylık görsel değerlendirme sonuçları.....	78
<b>Çizelge 4.2.1.1</b> EPID Sistemi ile alınan görüntülerden elde edilmiş set-up farkları .....	80
<b>Çizelge 4.2.2.1</b> CBCT Sistemi ile alınan görüntülerden elde edilen set-up farkları.....	83
<b>Çizelge 4.2.4.1</b> CBCT’de farklı kolimatörlerle alınan hacimsel görüntüler için doz değerleri.....	88

# 1 Giriş

Tedavi sırasında hasta anatomisinde ve pozisyonunda kesin olmayan bilgi, radyoterapideki belirsizliğin temel kaynağıdır. Bu durum hedefin lokalizasyonun doğruluğunun kontrolünü sağlamak için çalışmalar yapılmasına neden olmuştur. Tedavi sırasında hedef hacmin gerçek pozisyonundaki belirsizliğini ortadan kaldırmak için tedavi paylarının kullanımından “Hedef Lokalizasyonun Kontrolü” fikri ortaya çıkmıştır. Bu set-up belirsizlikleri “sistematik” ve “random” hata olarak kabul edilir. “Sistematik Hata”, tedavi planlamasının daha önceden alınmış bir görüntüdeki hedef pozisyonuna göre yapılmasından ve bu pozisyonun tedavi sırasında hedefin ortalama pozisyonundan farklı olmasından kaynaklanır. “Random Hata” ise iç organ hareketlerinden dolayı ortalama hedef pozisyonundan günden güne sapmalar ve fraksiyone tedavilerde tekrarlanan set-up hatalarından kaynaklanır(Verellen 2007). Sistematik hata genel olarak daha önemlidir. Çünkü, düzeltilmezse tedavi boyunca devam eder ve lokal kontrol üzerinde olumsuz etkisi olur. Sistematik hatalar önemlidir ve tümör hacminin çevresindeki sağlıklı dokunun olası toksisitesi nedeniyle güvenlik paylarını gerektirir. Görüntü Rehberliğinde Radyoterapi (Image Guided Tadiotherapy-IGRT) sistemlerinin klinik kullanımı ile sistematik hatalar minimuma indirilerek random hata da azaltılmıştır.

Konformal radyoterapi, hedef hacmi tanımlamak için kritik yapıları koruyarak homojen doz dağılımları elde etmeyi ve tedavi dozu artarken tümörü çevreleyen normal dokunun dozunun azaltılmasını amaçlar. Gelişmiş görüntüleme yöntemleri ile tümör hacimleri fonksiyonel ve biyolojik tanımlanabilmiş, tedavi tekniklerinin gelişmesiyle de Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi (Intensity Modulated Radiotherapy-IMRT), Stereotaktik Radyocerrahi (SRS) ve Stereotaktik Body Radyoterapi (SBRT) gibi homojen doz dağılımları elde etmek mümkün olmuştur. Bununla birlikte tümör hacmine çok iyi uyum sağlayan doz dağılımına sahip IMRT ve SBRT gibi tedavi modaliteleri görüntü rehberliğinde yapılmazsa kullanışsızdırlar(Verellen 2007).

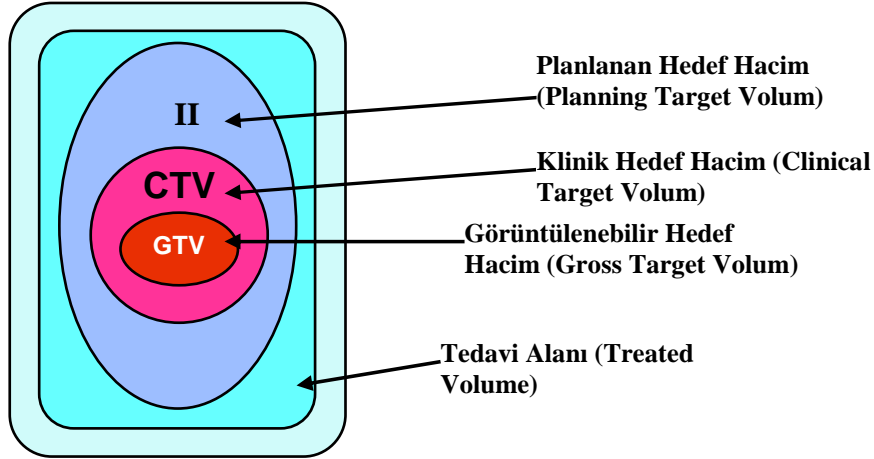
Görüntü rehberliği, X-ışınının radyoterapide kullanılmaya başladığı ilk günden beri hep var olmuş, sistematik ve random hataların düzeltilmesinde tümör ve normal dokunun

“gerçek zamanlı” veya “gerçek zamana yakın” başarılı görüntülenmesi olarak tanımlanmıştır. Aslında, fonksiyonel ve biyolojik görüntüleme ile tanımlanan hedef hacmin ve alt hacimlerin IMRT ve SBRT’deki gibi yüksek dozlar verilirken hedef lokalizasyonun kesin olarak belirlenmesine olan ihtiyaç için ortaya çıkmıştır. IGRT Sistemleri, hasta set-up’ında görüntülemenin kullanıldığı eski tekniklerden farklıdır (Verellen 2007, Verellen 2008). Sistem set-up’daki sapmaları doğru şekilde hesaplamak ve düzeltmek için planlamadan gelen referans görüntüler ile tedavi sırasında veya hemen öncesinde görüntüleme sistemi ile elde edilmiş verilerin doğru olarak eşleştirmesini yapabilen özel bilgisayar donanımlarını kullanır (ACR Guideline 2009).

Görüntü Rehberliğinde Radyoterapi (IGRT), yeni tedavi modalitelerinin olası klinik faydalarını kullanabilmek için gereklidir. IGRT, tedavideki belirsizlikleri bulup, düzelterek tedavi paylarını azaltmamıza olanak sağlar. Genel olarak, tedavinin hemen öncesinde ve tedavi sırasında, tedavinin yapıldığı odada yapılan görüntüleme işlemi temsil eder ve tedavi hacminin doğru şekilde tanımlanması varsayımını temel alır. Görüntüleme yöntemleri tümörü tanımlamak ve şeklini belirlemek için kullanılmasının yanısıra tedavinin doğruluğunu sağlamak için rehber olarak ta kullanılır ve sadece IGRT’nin parçası değil asıl tanımıdır (Verellen 2007).

Görüntü Rehberliğinde Radyoterapi hedef tümörü daha iyi tanımlamak için gelişmiş görüntüleme teknolojilerini tedavi set-up’ında ve tedavi boyunca hedef hacmin doğru lokalizasyonu için kullanır ve belirsizlikleri azaltmak, sonuç olarak tamamen ihmal etmek için anahtar görevi görür (Xing vd.2006). IGRT, hasta bilgilerinin toplanması, tedavinin planlanması, tedavinin simülasyonu, hasta set-up’ı, tedavi öncesi ve tedavi esnasında hedef lokalizasyonu gibi çeşitli tedavi aşamalarında görüntülemeyi kullanır. Bu sistemler, hasta set-up’ını hassas bir şekilde kontrol etmek ve düzeltmek için görüntüleme tekniklerini kullanan diğer eski tekniklerden farklıdır. Çünkü planlamadan gelen görüntü setleri ile tedavi öncesi ve tedavi sırasında cihazda elde edilen görüntü setlerini eşleştirmek için, özel olarak bu amaç için tasarlanmış bilgisayar tekniklerini kullanır. Genel olarak IGRT, farklı sistemlerin kompleks ilişkilerini kapsayan tümleşik bir sistemdir (Verellen 2008, ACR Guideline 2009, Khan F.M. 2009).

IGRT'nin amacı, tedavi sırasında (intra-fraksiyon) ve fraksiyonlar arası (inter-fraksiyon) hareketi kontrol ederek payı azaltıp tedaviyi optimize etmektir. Tedavi hedefi ve bu hedefi çevreleyen normal dokunun, şeklinde, hacminde, pozisyonundaki değişiklikler, solunum sırasındaki organ hareketi, kilo kaybı sonucunda immobilizasyon sistemlerinin yeteneklerini kaybetmeleri ve radyoterapiye bağlı tümörde küçülme gibi nedenlerden dolayı IGRT Sistemlerinin kullanımı önemli olmuştur.



**Şekil 1.1** Radyoterapide tedavi payları (ICRU report 50 1963, ICRU report 62 1999, Dirican 2008)

Radyoterapide Görüntülenebilir Hedef Hacim (GTV) hastalığın olduğu bölgeyi, Klinik Hedef Hacim (CTV) GTV'ye radyolojik olarak görüntülenemeyen ancak mikroskopik olarak hastalığın bulunduğu ve yayılma ihtimali olan bölgenin ilavesi ile oluşan hacmi ve Planlanan Hedef Hacim (PTV) CTV'deki belirsizliklerin dahil edildiği planlanan tedavi hacmini temsil eder. IGRT sistemlerinden önce belirsizliklerin dahil edildiği büyük hedef hacim (PTV) tedavi edilmekteydi, IGRT'nin kullanımı ile CTV'nin dinamik hedeflenmesi ile daha küçük PTV'nin tedavi edilmesi mümkün olabilmektedir (ICRU report 50 1963, ICRU report 62 1999, Dirican 2008).

Kontrollü ve periyodik solunum hareketi, toraks, karın ve pelvik bölgede bütün tümörleri etkiler. Akciğer, özefagus, karaciğer, pankreas, meme, böbrek, prostat ve diğer komşu bölgelerdeki tümörlerin solunuma bağlı hareket ettiği bilinmektedir (Keall vd. 2006). Her ne kadar tümör yer değiştirmesi bölgeye ve organın yerine bağlı değişse de en çok rastlanan ve belirgin olan akciğer kanseridir. Akciğerdeki tümör solunumdan

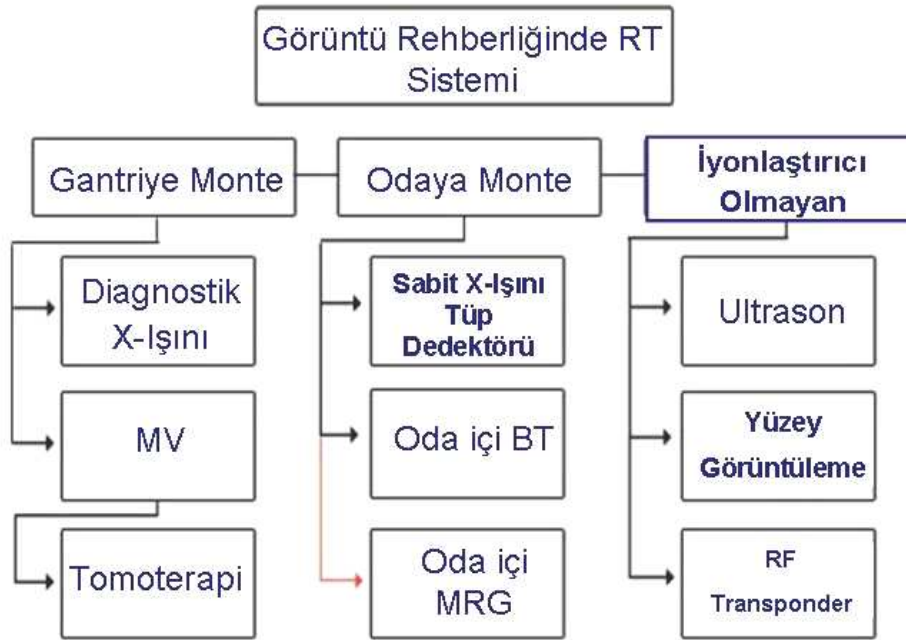


kaynaklı anterior/ posterior ve superior/ inferior doğrultularda ve kalpteki tümör her düzlemde periyodik hareket edebilmektedir. Prostat rektum ve mesane arasında yerleşmiş bir anatomik yapıdır. Mesane ve rektumun doluluk ve boşluğuna bağlı olarak pozisyonu düzensiz ve kontrolsüz hareket eder; mesane dolu olduğunda prostat rektuma doğru, rektum dolu olduğunda ise mesaneye doğru pozisyonunda değişiklik olur. Radyoterapiye bağlı olarak ilerleyen fraksiyonlarda tümörde küçülme meydana gelebilir. Eğer IGRT sisteminde olduğu gibi görüntüleme ile tedavi sürecinde sürekli kontrol yapılmazsa, hedef kaybı ve olması gerekenden daha fazla normal doku ışınlanmış olur. IGRT'nin radyoterapiye en büyük katkısı bu doğal ve kaçınılmaz olan organ hareketini kontrol etmemize olanak sağlamasıdır. Bu organ hareketini hesaba katabilmemiz için dört boyutlu (4-B) görüntüleme teknolojisine hem tomografik görüntü alınırken hem de tedavi aşamasında sahip olunması gerekir (IAEA 2005). IGRT bu anlamda uygun bir araç olarak hizmet etmektedir. Bu “Nefes Kontrol Sistemi” (Respiratory Gating System) ve IGRT sistemi ile mümkün olmaktadır. Kliniğimizde yer alan IGRT sisteminde Aktif Nefes Kontrolü (Active Breathing Coordinator ) sistemi ile özellikle akciğer hastalarında hastanın nefes tutma aşamasında görüntüleme eşliğinde tedavi yapılması mümkün olmaktadır.

## 2 KURAMSAL TEMELLER

### 2.1 IGRT Görüntü Rehberliği Teknolojisi

Tedavi odasında, hedefin pozisyonuna bağlı olarak görüntü toplamak için çeşitli yaklaşımlar keşfedilmiştir. Bu yaklaşımlar şematik olarak şekil 2.1.1 'de verilmiştir ve genel olarak niteliklerine göre gruplandırılmışlardır (Chen vd. 2009). Bu özel IGRT tekniklerinin uygulamalarında olan bazı kısıtlamalarının üstesinden gelmek için birbirini tamamlayıcı teknikler birlikte kullanılmalıdır.



**Şekil 2.1.1** Farklı IGRT Sistemlerinin Şematik Gösterimi ( Kırmızı çizgi yapım aşamasında olan sistemi temsil etmektedir) (Chen vd. 2009)

#### 2.1.1 Gantriye Monte Görüntü Rehberliğinde Radyoterapi Sistemleri

Gantriye monte sistemler kullanılan en yaygın IGRT sistemleridir(Şekil2.1.1.1). IGRT Sistemlerinde işlem, hastanın pozisyonunu ayarlamak için görüntü elde etme, görüntüyü kaydetme, bilgisayar kontrollü masa hareketini ve tedaviyi içerir. Gantriye monte sistemler, yaygın olarak tek diagnostik kV X-ışını kaynağına sahiptir aynı zamanda tedavide kullanılan MV X-ışını ile portal görüntü alabilmek mümkündür. Bu

sistemlerde, tedavi demetine dik yönde kV X-ışını tüpü ve tüpün karşısında görüntüleyici olarak amorf silikon (a-Si) panel dedektör bulunur. X-ışını tüpü ve a-Si panel robotik kol yardımı ile görüntüleme pozisyonuna ya da geri yerine otomatik olarak yerleştirilebilir. Lineer hızlandırıcının gantrisinin karşısına yerleştirilmiş ikinci a-Si panel dedektör (Electronic Portal Imaging Device-EPID) ile terapötik X-ışını kullanılarak portal görüntüleme yapılabilir. Gantriye monte sistemlerin avantajı EPID ile MV portal görüntü veya CBCT ile hacimsel görüntü alınarak tedavinin hemen öncesinde hasta tedavi pozisyonunda iken set-up'da gerekli olan düzeltmelerin yapılmasına olanak sağlamasıdır.



**Şekil 2.1.1.1** Elekta Synergy IGRT Cihazı

Ticari olarak kullanımı mümkün (Varian Trilogy, Elekta Synergy ve Siemen's ONCOR gibi) olan gantriye monte modern hızlandıcılar, mevcut lineer hızlandırıcıların gantrisine monte edilmiş;

**(a) Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı (EPID)**

(Gantri ve karşısına yerleştirilmiş Flat –Panel Dedektör)

**(b) Cone-Beam Computed Tomography (CBCT)**

(Konvansiyonel X-ışını tüpü ve karşısına yerleştirilmiş Flat –Panel Dedektör)

olmak üzere iki tür görüntüleme sistemi ile donatılmıştır (Khan 2009).

**2.1.1.1 Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı (EPID)**

Elektronik portal görüntüleme cihazları ( Electronic Portal Imaging Device-EPID), hasta tedavi masasında iken tedavi alanının elektronik portal görüntüsünü oluşturan sistemlerdir (AAPM 1987, IAEA 2007). Konvansiyonel portal görüntülemeye benzer olarak EPID'lerle görüntü oluşturulurken terapötik yani megavoltaj tedavi demeti kullanılır. EPID'ler, tedavi sırasında hastadan geçen foton akısını elektronik olarak yakalayıp görüntünün dijitalleştirilmesine olanak sağlayan sistemlerdir. Bu görüntü hemen bilgisayar ekranına aktarılabilir. EPID hızlı bir şekilde tedavinin doğrulanmasını sağladığı için radyografik filmin yerini alabilen iyi bir araç olmuştur. Sistemin elektronik doğasına bağlı olarak on-line ve off-line görüntü analizi yaparak hasta pozisyonunu düzeltmek mümkün olur. Görüntü toplama hızı artarken hasta hareketi engellenmiş ve konvansiyonel filme göre görüntü kalitesi iyileştirilmiştir. EPID tedavi sırasında yapılan hatayı azaltır.

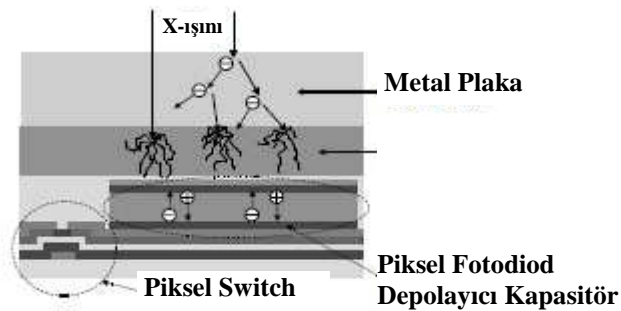
Portal görüntüleme için kullanılan elektronik sistemler ilk olarak 1950'lerin sonlarında Strandqvist and Rosengren, Wallman and Stalberg and Andrews tarafından kullanılmıştır(Cheng vd. 2006, Langmack, KA. 2001, Boyer vd.1992). Günümüze kadar

yüksek sistem performansı ve en iyi görüntü kalitesini elde etmek için çeşitli teknolojiler kullanılmıştır. Günümüzde ticari olarak kullanımı mümkün olan EPID sistemlerinin çoğu aktif matris düzlemsel panel görüntüleyici (Active Matrix Flat Panel Imagers-AMFPI) olarak bilinmektedir. Bu sistemlerin temelini hidrojenlendirilmiş amorf silikon (a:Si-H) oluşturur. Portal görüntüleme için iki farklı AMFPI dizaynı mevcuttur.

#### 2.1.1.1.1 İndirekt Dedeksiyon AMFPI EPID

İndirekt aktif matris düzlemsel-panel görüntüleyici (AMFPI), aşağıdaki alt sistemlerden oluşur (Antonuk LE. 2002, Herman vd 2001, Langmack 2001):

- Ön metal katman, build-up görevi görmesi ve saçılan radyasyonu soğurması için genellikle 1 mm bakır;
- Çarpan radyasyonu optik fotonlara dönüştüren Talyum katkılanmış Sezyum İyodür (CsI:Tl) veya terbiyum katkılanmış Gadolonyum oksisülfid ( $Gd_2O_2S:Tb$ )'den yapılmış sintilasyon fosfor ekran;
- Her pikseli bir fotodiyot ve ince film transistörden (Thin Film Transistor-TFT) meydana gelen aktif piksel matrisi;
- Matris dizininden gelip ana bilgisayara giden analog sinyali alıp işleyen ve transistörden gelen bilgileri kontrol eden elektronik kazanç sistemi

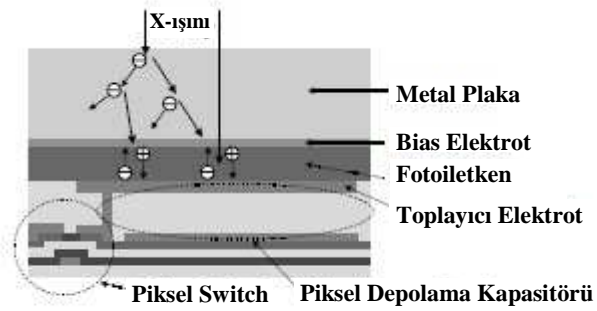


Şekil 2.1.1.1.1 İndirekt dedeksiyon AMFPI EPID (Antonuk LE. 2002)

Bu dedeksiyon tipi EPID’lerde sintilasyon fosfor ekran ve metal plakadan oluşan kombinasyon X-ışınını, ışığa çevirir. Sintilatörden çıkan ışık a-Si ince film transistör (TFT) tarafından kontrol edilen a-Si foto diyotlardan oluşan dizin tarafından elektron-hole çiftlerine çevrilerek dedekte edilir.

#### 2.1.1.1.2 Direkt Dedeksiyon AMFPI EPID

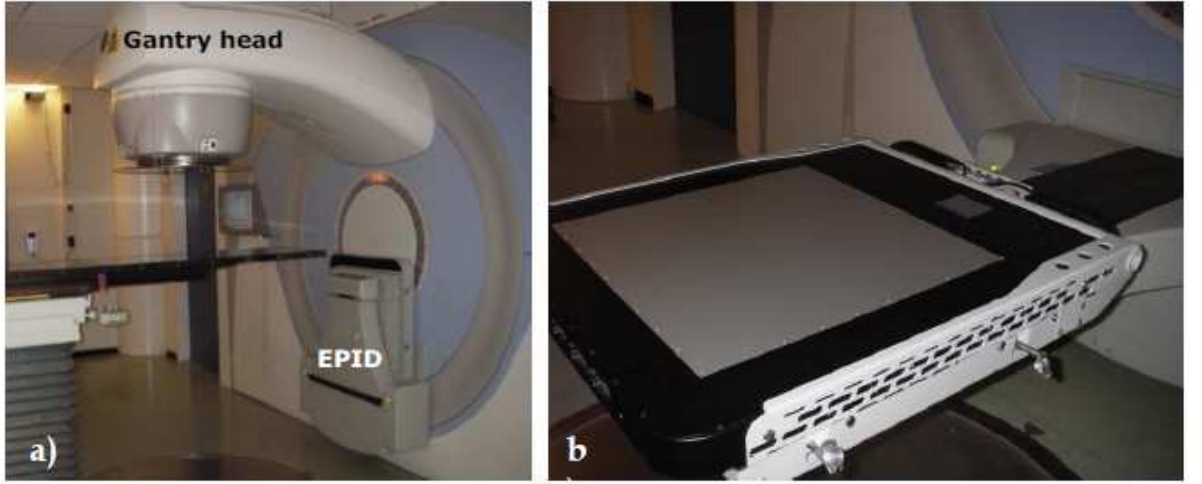
Ticari olarak indirekt dedeksiyon temeline dayalı EPID sistemlerinin kullanımı yaygın olmasına rağmen, direkt dedeksiyon EPID sistemleri de mevcuttur. Direkt dedeksiyon yaklaşımında fotoiletken malzeme sürekli bir tabaka halinde dizinin yüzeyine biriktirilir (Zhaovd. 1995). Direkt yöntemde her pikselin fotoiletkenden gelen sinyali toplamak için destek bir depolama kapasitörü vardır. Diagnostik görüntülemeye ticari olarak kullanımı mümkün direkt yöntemle çalışan EPID’lerde fotoiletken tabaka olarak sadece amorf selenyum (a-Se) kullanılmaktadır ve yaklaşık 1000 µm kalınlığa sahiptir (Antonuk LE. 2002). Direkt yöntemde fotoiletken metal plakadan oluşan katman X-ışınını direkt olarak elektron-hole çiftine çevirir ve toplanan sinyal piksel kapasitöründe depolanır. Daha sonra sistem elektroniği ile bu sinyal bilgisi kullanılır.



Şekil 2.1.1.1.2.1 Direkt dedeksiyon AMFPI EPID(Antonuk LE. 2002)

### 2.1.1.1.3 ELEKTA iViewGT EPID

ELEKTA iViewGT elektronik portal görüntüleme cihazı amorf silikon (a-Si) tipi aktif matris düzlemsel-panel görüntüleyici (AMFPI)'dir. Bu görüntüleyici, radyasyonu optik fotonlara çevirmek için terbiyum katkılanmış gadalonyum oksisülfid ( $Gd_2O_2S:Tb$ ) fosfor ekran kullanan indirekt dedektördür, kalınlığı 1 mm bakır plaka sintilasyon tabakasının üzerine build-up ve görüntü kalitesini arttırmak için saçılanları soğurucu olarak yerleştirilmiştir. Optik fotonlar amorf silikon fotodiyot ve ince film transistörler (TFT) tarafından dedekte edilirler. Kaynak-dedektör mesafesi 160 cm'dir. Radyasyona duyarlı alan  $41 \times 41 \text{ cm}^2$ 'dir ve piksel boyutu  $0.4 \times 0.4 \text{ mm}^2$  olan 1024x1024 dedektöre sahiptir (Şekil 2.1.1.1.3.1).



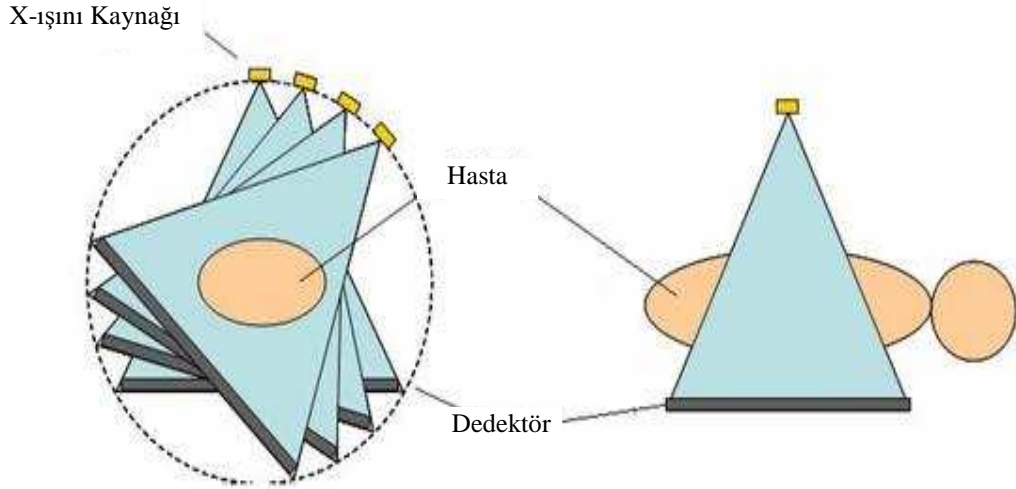
**Şekil 2.1.1.1.3.1** Lineer hızlandırıcı cihazına monte edilmiş EPID a) Dedektörün açık pozisyonu b), EPID'in üst kapağı (touchguard) olmadan görüntüsü.

Kilovoltaj (kV) görüntüler EPID'in MV görüntülerine göre daha iyi kontrasa sahip olmalarına rağmen her ikisi de yumuşak dokuyu ve hedefi bir bütün olarak yeteri kadar iyi kalitede görüntülerler. Bununla birlikte EPID, kemik sınırlarına ve/veya hedefe daha önceden yerleştirilmiş olan radyo-opak markerların pozisyonlarına göre planlanan hedef pozisyonuna karar vermek için oldukça kullanışlıdır. MV görüntüleyici her tedaviden önce portal verifikasyonu ve tedavinin uygulanması sırasında on-line olarak hedefin pozisyonunu izleme olanağı sağlar.

## 2.1.1.2 Cone-Beam Computed Tomography

### 2.1.1.2.1 Kilovoltaj Cone-Beam Computed Tomography (kV-CBCT)

kV görüntüleme sistemleri; radyografik, floroskopik ve cone-beam computed tomography (CBCT) ile hacimsel görüntü alabilme yeteneğine sahiptir. X-ışını tüpü lineer hızlandırıcının merkezi eksenine göre 90° açılarak açılıp kapatılabilen bir kol üzerine monte edilmiştir. Görüntüler X-ışını tüpünün karşısına yerleştirilmiş flat panel dedektör alanı tarafından oluşturulur. Kilovoltaj Cone-Beam Computed Tomography (kV-CBCT) gantrinin 180° veya daha fazla rotasyonu ile çoklu düzlemlerden planar izdüşümü görüntülerinin toplanmasını içerir. Üç boyutlu hacimsel görüntüler bu çoklu radyografik görüntülerin bilgisayar tarafından kullanılarak tekrar yapılandırılması ile elde edilir. Şekil 2.1.1.2.1.1'de kV-CBCT ile görüntü alınması şematik gösterilmiştir.



**Şekil 2.1.1.2.1.1** kV-CBCT ile görüntü alınması

Genellikle, düzeltilmemiş tekrar yapılandırılmış görüntüler, X-ışını tüpü ve dedektörün destekleyici koluna gravitasyonel etki, gantrinin rotasyonu sırasında önemsiz hareketi ve demet sertleşmesi (beam hardening) etkisi ile X-ışını saçılmasının ortak etkileri gibi problemlerden dolayı düşük kontrast, yanlış kayıt ve artefakt problemleri vardır. Demet sertleşmesi ve X-ışını saçılması BT numaralarında yanlışlığa ve kontrastta azalmaya



neden olur. Bu etkiler bilgisayar yazılımının algoritması tarafından minimuma indirilir. (Bor 2008, Khan 1994, Khan 2003 ).

Çeşitli düzeltme ölçümleri kullanılarak gravitasyonel hareket, demet sertleşmesi ve saçılma düzeltmeleri yapılarak cone-beam görüntülerinde iyi kontrast ve milimetrenin altında uzaysal çözünürlük elde etmek mümkün olur. kV-CBCT'nin klinik uygulamalarda tipik ayırma gücü 1 mm civarındadır. Aynı zamanda kV-CBCT' de düşük kV X-ışını kullanıldığından dolayı görüntüler kabul edilebilir derecede iyi yumuşak-doku kontrastına sahiptir bu da Görüntülenebilir Tümör Hacmini (GTV) tanımlaya yardımcı olur. kV görüntüleyici radyografik ve floroskopik modda her fraksiyondan önce veya solunum hareketi sırasında markerların hareketini izleyerek hasta set-up'ını kontrol için kullanılabilir. MV görüntüleyici her tedaviden önce portal verifikasyonu ve tedavinin verilmesi sırasında on-line olarak hedefin pozisyonunu izleme olanağı sağlar.

#### **2.1.1.2.2 Megavoltaj Cone-beam Computed Tomography (MV-CBCT)**

Megavoltaj Cone-Beam CT (MV-CBCT) geleneksel Elektronik Portal Görüntüleme Sistemi (EPID) ile a-Si flat-panel dedektörünün kullanımı ile mümkün olmuştur. Bu durumda X-ışını kaynağı hızlandırıcının terapötik megavoltaj tedavi demetidir. Planar izdüşüm görüntüleri X-ışını kaynağı ve dedektörün hasta etrafında dönmesi ile çoklu düzlemlerden toplanır (Khan 2005). kV-CBCT 'de olduğu gibi, 3-B hacimsel görüntüler kullanan bilgisayar tarafından yeniden yapılandırılır.

MVCBCT'de yumuşak-doku kontrastı azaldığı halde, fiducial işaretleyiciler ve kemik yapıya göre hedef pozisyonunun 3-B lokalizasyon görüntüleri yeteri kadar iyidir.

MVCBCT'nin kVCBCT'e avantajları aşağıdaki gibidir (Khan 2005);

- Cerrahi klips, dişdolgusu ve implantlar gibi metal objelere bağlı görüntü artefaktlarına hassasiyetin az olması

- Diagnostik demetten (kV) tedavi demetine soğurma katsayısının ekstrapolasyonuna ihtiyaç yoktur. BT numaraları MV-CBCT direkt olarak elektron yoğunluğu ile uyumludur.
- Tedavi demetinin bilinen doz dağılım karakteristiği MV-CBCT bilgi toplama işleminde görüntüleme dozunun daha kesin hesaplanmasına izin verir.
- MV-CBCT'nin uygulanması zaten EPID ile donatılmış lineer hızlandırıcının kapsamlı modifikasyonuna ihtiyaç duymaz.

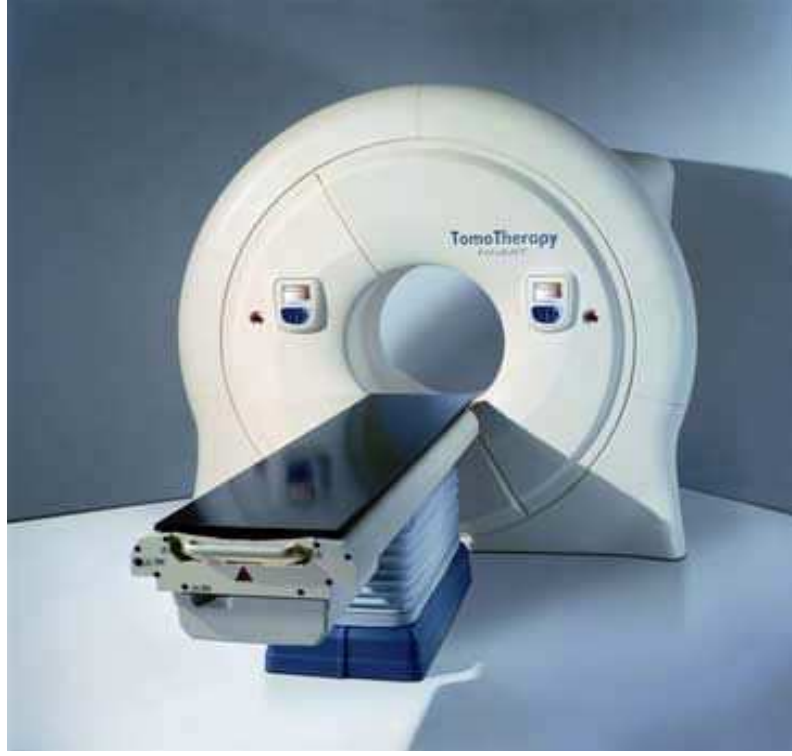
Bütün bu avantajlarına rağmen, kV-CBCT'nin MV-CBCT'e belirgin üstünlüklerini ise (Khan 2005);

- İyi kontrast ve uzaysal ayırma gücü
- Düşük dozlarda iyi yumuşak-doku görünebilirliği
- Hasta set-up'nın doğruluğu ve düzeltmesi için kVCBCT görüntüleri ile referans tedavi planı görüntüleri uyumluluğu olarak ifade edebiliriz.

### **2.1.1.3 Spiral (Helikal) Tomoterapi (MV-CBCT)**

Görüntüleme ve tedavi sisteminin geometrik bir formu da BT'nin gantrisine monte edilmiş olan "Spiral (Helikal) Tomoterapi" cihazıdır (Khan 2005,Chen vd. 2009). Tomoterapi, özel dizayn edilmiş MV-CBCT sistemidir(Şekil 2.1.1.3.1).

Spiral Tomoterapi, lineer hızlandırıcı ve spiral BT tarayıcının özelliklerini birleştiren IMRT tedavi tekniğidir. Lineer hızlandırıcı (6- MV X-ışını), baştan sona tam bir dönü yapabilen BT gantrisi üzerine monte edilmiştir. Gantri rotasyonu ile eşzamanlı, hastanın demetine göre spiral hareketi yaratmak için tedavi masası yavaşça BT'e hareket ettirilir. Bilgisayar kontrollü çok yapraklı kolimatör (ÇYK; uzun dar slitle çoklu yapraklar) gerekli olan demetin yoğunluk ayarını sağlar. Hastanın uzun eksen boyunca demetin sürekli helikal hareketi nedeniyle interslice eşleşmesinden kaynaklı problem en aza indirilir.



**Şekil 2.1.1.3.1** Tomoterapi Sistemi

Helikal tomoterapi aynı tedavi geometrisinde hem IMRT hem de IGRT yapabilen bir cihazdır. Helikal tomoterapi, gantri ve masanın aynı anda hareket ettiği konvansiyonel helikal BT taramaya benzer. HI-ART'ın dedektörü 738 kanallı Xenon iyon odasından meydana gelmiş ark şeklinde dedektördür. Kaynak-dedektör mesafesi 145 cm ve kaynak-eksen mesafesi 85 cm'dir. Görüş alanı (FOV), kolimatörün yaprak genişliği tarafından tanımlanan, eşmerkezde 40 cm'dir(Khan 2005).

Tomoterapi, asıl tedavide kullanılan aynı megavoltaj X-ışını ile elde edilen görüntülerin yeniden yapılandırılmasıyla elde edildiği için MV-CBCT olarak isimlendirilir. Diagnostik BT görüntüleri ile karşılaştırıldığında gürültü seviyesi MV-CBCT görüntülerinde yüksektir ve düşük kontrast ayırma gücü zayıftır. Bununla birlikte görüntü kalitesinin zayıf olmasına rağmen, bu nispeten düşük doz MV-CBCT görüntüleri (tipik tarama dozu 1-2 cGy aralığında) tedavi sırasında hastanın pozisyonunu doğrulamak için yeterli kontrastı sağlamaktadır. Ayrıca, bu görüntüler dış dolguları, implantlar ve cerrahi klipsler gibi yüksek atom numaralı objelerin neden olduğu görüntüleme artefaktlarına az duyarlıdır (Khan 2005).

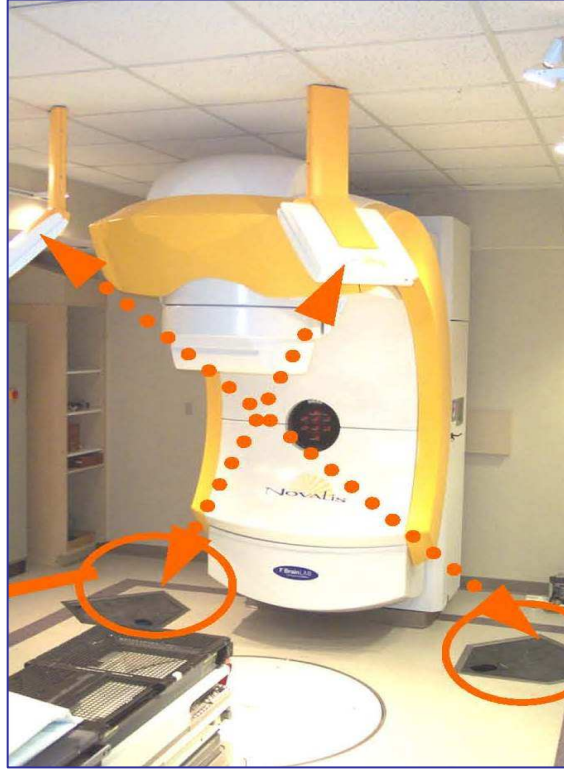
## **2.1.2 Odaya Monte Görüntüleme Sistemleri**

Gantriye monte sistemlere alternatif geometriye sahip odaya monte görüntüleme sistemlerinde, X-ışını tüpü ve katihal görüntüleme dedektöründen oluşan görüntüleme bileşeni genel olarak tavana veya yere monte edilir. En az iki X-ışını tüpü ve dedektörü yerleştirilir. Bu sistemlerin avantajı fiducial işaretleyici koordinatlarının dört boyutlu (4B) görüntüleme olanağı olması, dezavantajı ise görüntüleme sisteminin sabit geometriye sahip olmasından dolayı belirli açılarda lineer hızlandırıcının görüş açısının engelleniyor olmasıdır.

### **2.1.2.1 kV Sabit X-İşını Tüp Dedektörü**

#### **2.1.2.1.1 Novalis BrainLAB**

Odaya monte sabit X-ışını tüp dedektörü kullanan, IGRT yeteneğine sahip stereotaktik radyocerrahi ya da stereotaktik radyoterapi yapabilen sistemlerdir (Şekil 2.1.2.1.1.1). Sistem optiksel ve floroskopi tabanlı iki gerçek zamanlı tümör takibi yapabilir. Optik sistemde Kızıl Ötesi (Infrared-IR) yansıtıcı işaretleyici hasta yüzeyine veya immobilizasyon malzemesine yerleştirilir. Tavana monte edilmiş iki IR kamera, IR işaretleyicinin pozisyonunu dedekte eder. İşaretleyicilerin pozisyonu ile referans görüntülerin karşılaştırılması ile sistem otomatik olarak lineer hızlandırıcının eşmerkezi ile planlamanın eşmerkezini eşleştirip tedavi masasını yönlendirir. İç hedefin lokalizasyonu ve hizalanması, stereoskopik bir röntgen şekillendirme cihazı ile sağlanır. Bu cihaz yere yerleştirilmiş iki X-ışını tüpü ve bunların tam karşısına tavana monte edilmiş a-Si dedektörlerden oluşmaktadır. Sistem X-ışını tüpünün ve lineer hızlandırıcının eşmerkezi çakışık olacak şekilde yerleştirilmiştir. IR takip sistemi ve X-ışını görüntüleme sistemi hedefin tedavisi sırasında hedef pozisyonunun birlikte çalışarak takibini yaparlar(Khan 2005).



**Şekil 2.1.2.1.1** Novalis BrainLAB –kV

### **2.1.2.1.2 CyberKnife**

Cyberknife, kranial ve ekstrakranial lezyonların tedavisi için görüntü rehberliğinde çerçevesiz stereotaktik radyocerrahi sistemidir. Tek fraksiyon radyocerrahi veya hipofraksiyon radyoterapi için kullanılır. Sistem bir çift ortogonal X-ışını kamera ile eşleşmiş robotik kola monte küçük bir X-band2 lineer hızlandırıcıdan oluşur. Elektronları hızlandırmak için X-bandında yüksek mikrodalga frekansı kullanımı ile hızlandırıcının boyutu ve ağırlığı oldukça azaltılmıştır. Cyberknife'ın lineer hızlandırıcısı küçük ve hafiftir (120 kg). 6 MV X-ışını demeti üretebilmektedir(Khan 2005). Şekil 2.1.2.1.2.1'de Cyberknife cihazı görülmektedir.



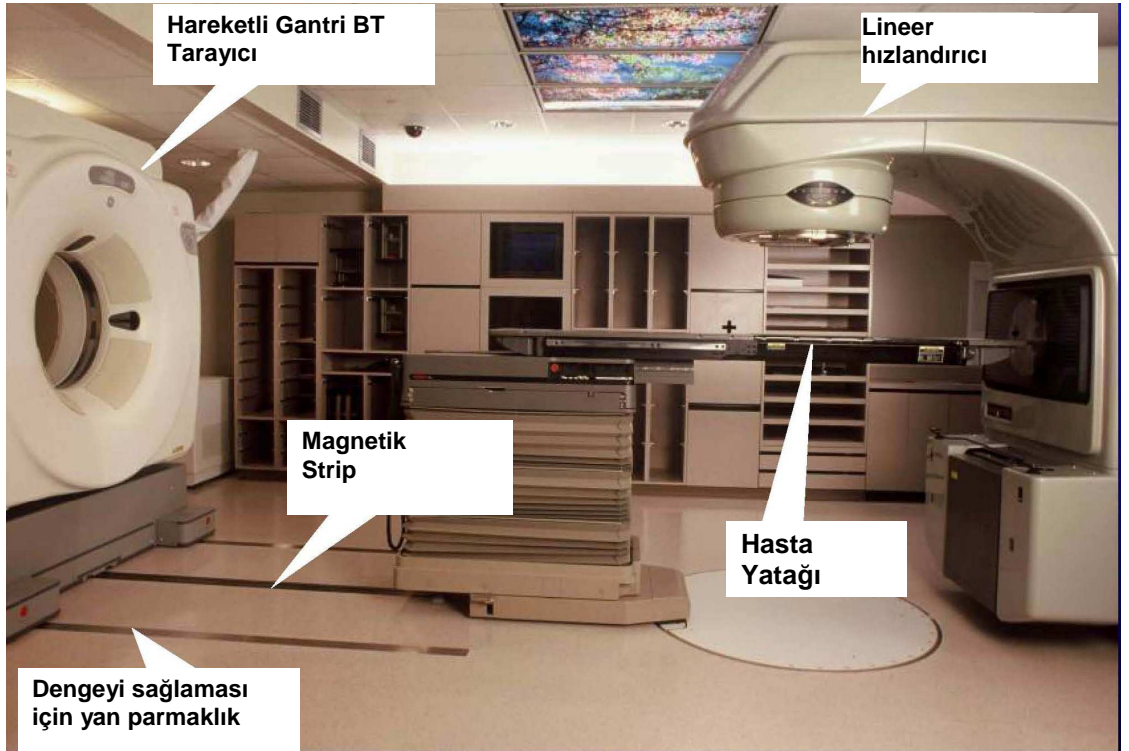
**Şekil 2.1.2.1.2.1** Cyberknife Cihazı (Sabit X-Işını Tüp Dedektörü)

Cyberknife'in görüntüleme sistemi, tavana ortogonal monte edilmiş ( $90^\circ$  ofset) iki diagnostik X-ışını tüpü ve iki karşıt a-Si düz panel dedektörden meydana gelmiştir. Sistem tedavi boyunca hedefi takip ederek hasta set-up'ında çoklu görüntüleri toplayabilme ve işleme yeteneğine sahiptir. Hedef pozisyonunun iskelet yapı ile ilişkisinin, gerçek zamanlı radyografik görüntülerle referans tedavi planlama BT görüntülerinin karşılaştırılmasıyla kabul edilir. Robotik kol 6 serbestlik derecesine sahiptir ve manevra ve uzayın hemen her yerinde lineer hızlandırıcı demetini noktalama yeteneğine sahiptir. Herhangi bir hedef hareketini algıladıktan sonra robotik kol yeni algılanan hedefe uyum için demeti hareket ettirir.

Cyberknife'in tedavi demeti eşmerkez geometrisi ile sınırlı değildir. Bu demetler bağımsız, sabit eşmerkez olmadan yönlendirilebilir. Demetlerin düzenlenmesiyle düzensiz şekilli hacimdeki tümörlerde konformal doz dağılımı sağlanabilmektedir.

### 2.1.2.2 In-room Bilgisayarlı Tomografi Tarayıcı

CBCT sistemi iki boyutta (2-D) anatomik yapıların üst üste toplanmış görüntüsünü sağlar ve sonuç olarak bilgisayarlı tomografinin (BT) ayırma gücüne sahip değildir. In-room BT tarayıcı (Şekil 2.1.2.2.1), her tedaviden önce BT görüntülerinin alınabilmesine olanak sağlar. In-room BT tarayıcı tedavi odasına yerleştirilmiş ve tedavi masasını hızlandırıcı ile ortak kullanan bir konvansiyonel BT tarayıcıdır. Tedavi öncesi BT görüntüsü elde etmek için, tedavi masası döndürülerek BT tarayıcı ile hizalandırılır. BT tarayıcı hastaya göre aksial yönde hareket ettirilir. BT tarama görüntülerinin elde edilmesinden sonra tedavi masası hızlandırıcının gantrisine hizalandırılır. Bu sayede işlem sırasında ne tedavi masası ne de hasta, tedavi eşmerkezine göre hareket etmez. In-room BT tarayıcının avantajı, tedavi koordinatlarında hasta anatomisinin yüksek çözünürlüklü 3-B hacimsel bilgilerin elde edilmesidir(Khan 2005).

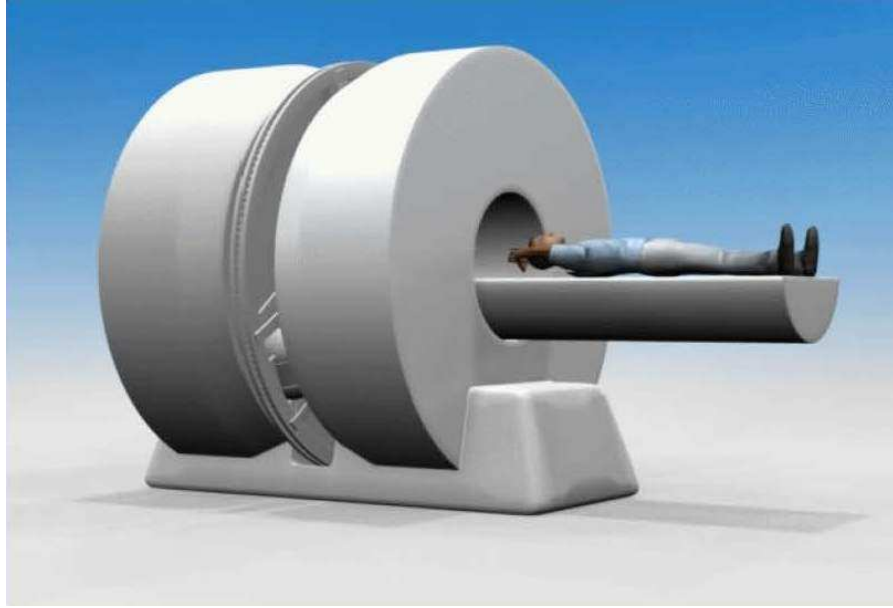


Şekil 2.1.2.2.1 In-room Bilgisayarlı Tomografi IGRT Sistemi

Bu bilgi sadece tedavi öncesi hedef lokalizasyonu için değil aynı zamanda referans tedavi planı ile tedaviden önce karşılaştırma veya tüm radyoterapi süresi boyunca doz dağılımının yeniden yapılandırılması için kullanışlıdır. Bu izodoz planlarının olağan karşılaştırılması set-up düzeltmelerini veya planlanan ve gerçek tedavi arasındaki değişimleri minimuma indirmek için tedavi parametrelerinde modifikasyonu mümkün kılar. Bu sistemlerin EPID sistemine göre dezavantajı ise görüntüleme dozunun yüksek olmasıdır.

### 2.1.2.3 Manyetik Rezonans Görüntü Rehberliğinde Radyoterapi

Tedaviyi veren sistemle gerçek zamanlı takip yapabilen manyetik rezonans görüntüleme (MRI) tabanlı sistem özel olarak MRI rehberliğinde IMRT için tasarlanmıştır(Şekil 2.1.2.3.1). Sistem özellikle MRG rehberliğinde IMRT için, gerçek zamanlı görüntüleme, bilgisayar kontrollü ÇYK ile üç Kobalt-60 kaynağı ve düşük-açık alanlı MRI birimi kullanarak  $\gamma$ -ışını tedavi için tasarlanmıştır(Khan 2005).



**Şekil 2.1.2.3.1** Magnetik Rezonans Görüntüleme IGRT Sistemi

MRI üstün yumuşak doku kontrastı sağladığı ve görüntüleme için iyonlaştırıcı radyasyon içermediğinden dolayı, bu teknoloji ideal yumuşak doku hedeflerinin gerçek



zamanlı hacimsel takip için uygundur. Ancak henüz yapım aşamasındadır insan tedavisi için kullanıma hazır hale getirebilmek için çalışmalar yapılmaktadır.

### 2.1.3 İyonlaştırıcı Olmayan Sistem

#### 2.1.3.1 Ultrason

Ultrason, özellikle karın, pelvis ve memede yumuşak-doku ve tümörün lokalizasyonu için invaziv ve radyografik olmayan gerçek zamanlı görüntüleme tekniğidir. IGRT’de transabdominal ultrason sistemleri, prostatın lokalizasyonu için yaygın kullanılır. Bunlardan NOMOS B- modu bilgi toplama ve hedefleme (B-mod acquisition ve Targeting-BAT) sistemi (Şekil 2.1.3.1.1), her tedaviden önce prostat gibi yumşak dokuların lokalizasyonunu ve pozisyonundaki fraksiyonlar arası değişimleri düzeltmeyi sağlayan hızlı bir araçtır(Khan 2005).



**Şekil 2.1.3.1.1** Ultrason ile görüntüleme yapabilen IGRT Sistemi

IGRT sistemlerinde ultrason-rehberliğindeki prostatın lokalizasyonu için işlemin temel problemi görüntü kalitesinin zayıf olmasıdır. Pek çok gözlemci için, ultrason görüntüleri tanıdık olmayan görünüme sahiptir ve sıklıkla yorumlanması zordur. Prostat için ultrason görüntülemeye başka bir problem karında transdüserin basıncından dolayı

anatomik bozulmadır. Bu basıncın çok arttırılması prostatta 10 mm'e kadar kaymaya neden olur(Khan 2005).

Genellikle, ultrason taramaları 2-B görüntü oluşturur. Bunların 3-B anatomiye görselleştirilmesi için yorumlamak zordur ve yüksek oranda kullanıcının uzmanlığına ve yeteneğine bağlıdır. Üç boyutlu ultrason görüntüleme, bu kısıtlamayı yenmek için geliştirilmiştir(Khan 2005).

3-B ultrason sistemi geleneksel 2-B ultrason sisteminin geliştirilmiş halidir. Fakat ultrasonik görüntülemenin temel kısıtlamaları olan transducer'ın basıncının neden olduğu anatomik bozulmalar ve görüntü kalitesi problemleri çözülememiştir. Ek olarak kalite kontrol işlemleri bu sistemlerin klinik kullanımında zorunluluktur.

## 2.2 Gantriye Monte IGRT Sistemlerinde Kalite Kontrol

Gantriye monte IGRT sistemleri medikal lineer hızlandırıcılara monte edilmiş Elektronik Portal Görüntüleme Cihazı (Electronic Portal Imaging Device-EPID) ve Cone Beam Computed Tomography (CBCT) sistemleri bulunmaktadır. Bu nedenle kalite kontrol ölçümleri bütün bu kısımları içerecek şekilde değerlendirilmelidir. Başlangıçta ise lineer hızlandırıcıların uluslararası protokollere göre günlük, haftalık, aylık ve yıllık rutin kalite kontrol ölçümleri yapılmalıdır. Lineer hızlandırıcıların kalite kontrol ölçümlerinden sonra hem EPID sistemini hem de CBCT’i içeren uluslararası protokollere dayanan kalite kontrol programı uygulanmalıdır. Gantriye monte sistemlerde lineer hızlandırıcıların kalite kontrol ölçümlerine görüntüleme ile ilgili kontrol ölçümleri ilave edilmelidir. Ayrıca tedavi planlaması için kullanılan BT simülâtörün kalite kontrolleri de yapılmalıdır.

Gantriye monte IGRT sistemlerinin kullanımı hastaya ek doz verilmesine neden olur. Görüntüleme parametreleri ve işlemleri optimize edilmeli görüntü kalitesine dikkat edilmeli ve görüntülemenin IGRT’nin en önemli avantajı olduğu unutulmamalıdır. IGRT sistemlerinin kalite kontrol bileşenleri Çizelge 2.2.1 ile verilmiştir.

**Çizelge 2.2.1** Gantriye monte IGRT sistemlerinin kalite kontrol bileşenleri,

<b>Güvenlik</b>	Mekanik
	Radyasyon Dozu
<b>Geometrik Doğruluk</b>	Eşmerkez
	Bilinen Kayma
	2B, 3B, kV ve MV eşleştirme
<b>Görüntü performansı</b>	Görünürlük Bilgisi
	Kullanıma Etkisi

Genellikle kalite kontrol testlerinin ayrıntıları, sıklıkları ve toleransları kliniğe ait teknik donanıma ve bunların klinik kullanımına bağlıdır. Sonuçta, bunları uygulamak lisanslı medikal fizikçinin sorumluluğundadır (SSRPM 2010).

Bu çalışmada klinik olarak farklı modelleri mevcut olan Görüntü Rehberliğinde Radyoterapi sistemlerinden Gantriye Monte IGRT Sistemlerinin kalite kontrol çalışmalarının yapılması amaçlanmıştır.

## 3 MATERYAL VE YÖNTEM

### 3.1 Materyaller

#### 3.1.1 Elekta Synergy® Görüntü Rehberliğinde Radyoterapi Sistemi

Bu çalışmada kliniğimizde bulunan gantriye monte Elekta Marka Synergy® Model Görüntü Rehberliğinde Radyoterapi Sistemi ile çalışmalar yapılmıştır(Şekil 3.1.1.1). Elekta Synergy®, görüntü rehberliğinde IMRT ve IGRT gibi tedavi tekniklerinin uygulanabildiği çok fonksiyonlu bir lineer hızlandırıcıdır. Bu hızlandırıcı, 6 MV ve 18 MV x-ışını enerjileri ve 6, 9, 12, 15 ve 18 MeV elektron enerjileri üretebilmektedir. Elekta Synergy® Görüntü Rehberliğinde Radyoterapi Sisteminde;

- Yaprığın orta noktadan karşıya geçme mesafesi 12,5 cm'dir.
- Yaprak sayısı, her bir tarafta 40 tane olmak üzere toplam 80 tanedir.
- Yaprak genişliği eşmerkezde 1 cm'dir.
- Maksimum alan açıklığı 40×40 cm<sup>2</sup> ve minimum alan açıklığı 1×1 cm<sup>2</sup>'dir.
- Yaprak hareketinde tek odaklama bulunmaktadır.
- Yaprak ucu yuvarlak tasarlanmıştır.
- ÇYK yerleşimi kaynağa yakın olan taraftadır.
- Back-up diyagramları ÇYK ile birlikte hareket etmektedir.
- Yapraklar arasındaki minimum açıklık 5 mm'dir.
- Fiziksel yaprak uzunluğu 32,5 cm'dir.
- Üretici firma tarafından yaprak geçirgenliği %1,5, yapraklar arası sızıntı %1,5 ile %2,5 arasında beyan edilmiştir.
- Elektronik portal görüntüleme özelliği vardır.
- CBCT ile volümetrik, floroskopik ve portal görüntü alma özelliği vardır.
- Yaprak hareket algoritması kapalı tekniğe göre tasarlanmıştır.



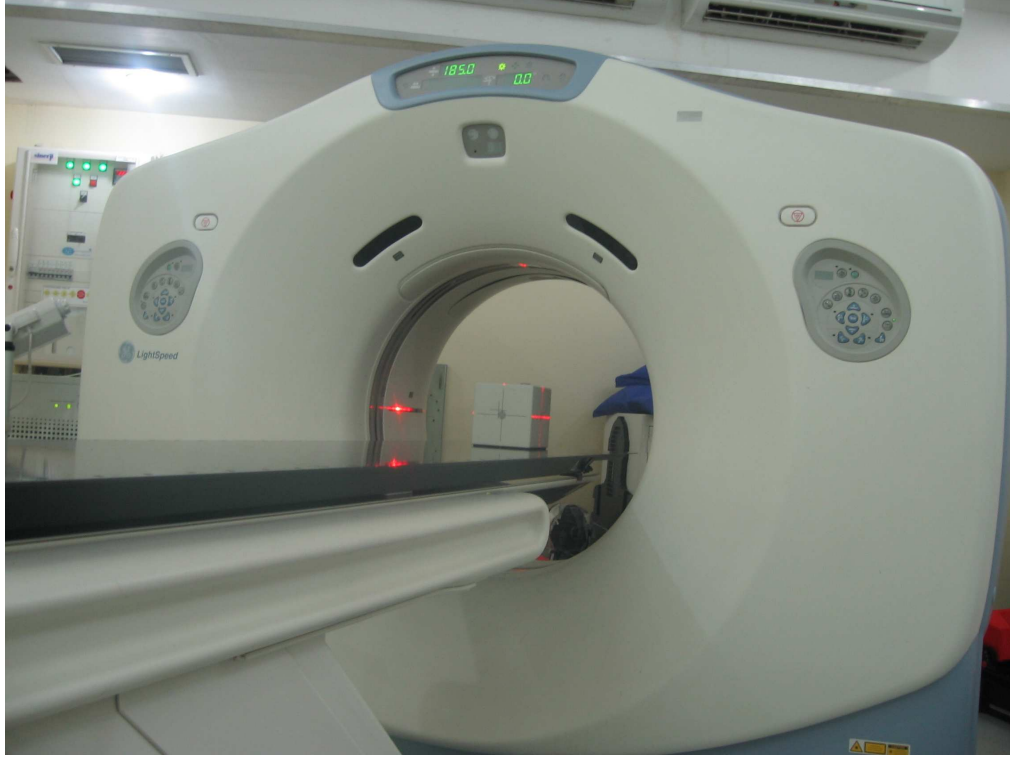
**Şekil 3.1.1.1** GATA Radyasyon Onkolojisi AD.'da bulunan Elekta Synergy® Görüntü Rehberliğinde Radyoterapi Sistemi

Sistemde, mevcut lineer hızlandırıcıların gantrisine monte edilmiş iki tür görüntüleme sistemi vardır.

1. Gantri ve karşısına yerleştirilmiş Flat–Panel Dedektörden oluşan mega voltaj (MV) elektronik portal görüntüleme cihazı (EPID) .
2. Konvansiyonel X-ışını tüpü ile karşısında Flat–Panel Dedektör kilo voltaj X-ışını görüntüleme cihazı (kV-CBCT).

### **3.1.2 Bilgisayarlı Tomografi**

Bu çalışmada hasta ve fantom görüntülerini elde etmek için General Electric marka LightSpeed RT model bilgisayarlı tomografi cihazı kullanılmıştır (Şekil 3.1.2.1). LightSpeed RT tomografi 3. nesil 4 kesitli helikal tarama yapabilen bilgisayarlı tomografi cihazıdır. Gantri açıklığı 80 cm olup bu açıklık diagnostik amaçlı BT'ye göre daha geniş ve radyoterapi için uygundur. Tüpte maksimum güç 53,2 kW, maksimum



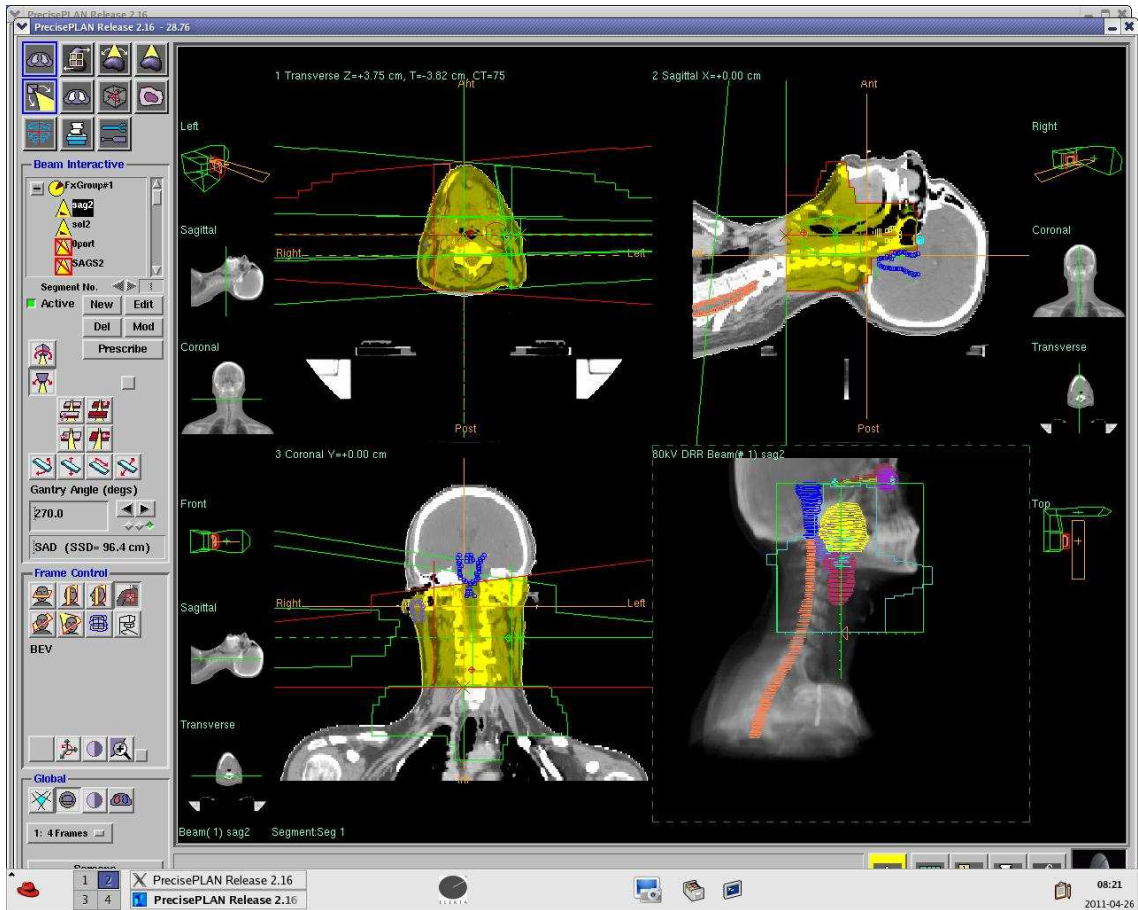
**Şekil 3.1.2.1** GATA Radyasyon Onkolojisi AD.'da bulunan GE Lightspeed RT Bilgisayarlı Tomografi cihazı

akım 440 mA ve voltaj 120 kV'dur. Cihazın scaout, aksiyel ve helikal çalışma modları bulunmaktadır. Radyoterapide öncelikle taranacak bölgeyi belirlemek için "scaout" görüntü alınmaktadır. Buradan belirlenen aralıkla ayrıntılı olarak helikal çalışma şeklinde aksiyel kesitler elde edilmektedir. Helikal taramada görüntü kalınlığı 0.63, 1.25, 2.5, 3.75, 5.0, 7.5 ve 10 mm olmaktadır. Masa hızı 1.25 ile 30 mm/dönme aralığında olabilmektedir. BT sayıları -31743 ile +31743 sayısı arasında değişmektedir. 256 farklı gri skalada görüntü oluşabilmektedir. Görüntüler "DICOM" ağ ile online olarak hasta konturu çizilecek bilgisayarlara aktarılmaktadır.

### **3.1.3 Tedavi Planlama Sistemi (TPS)**

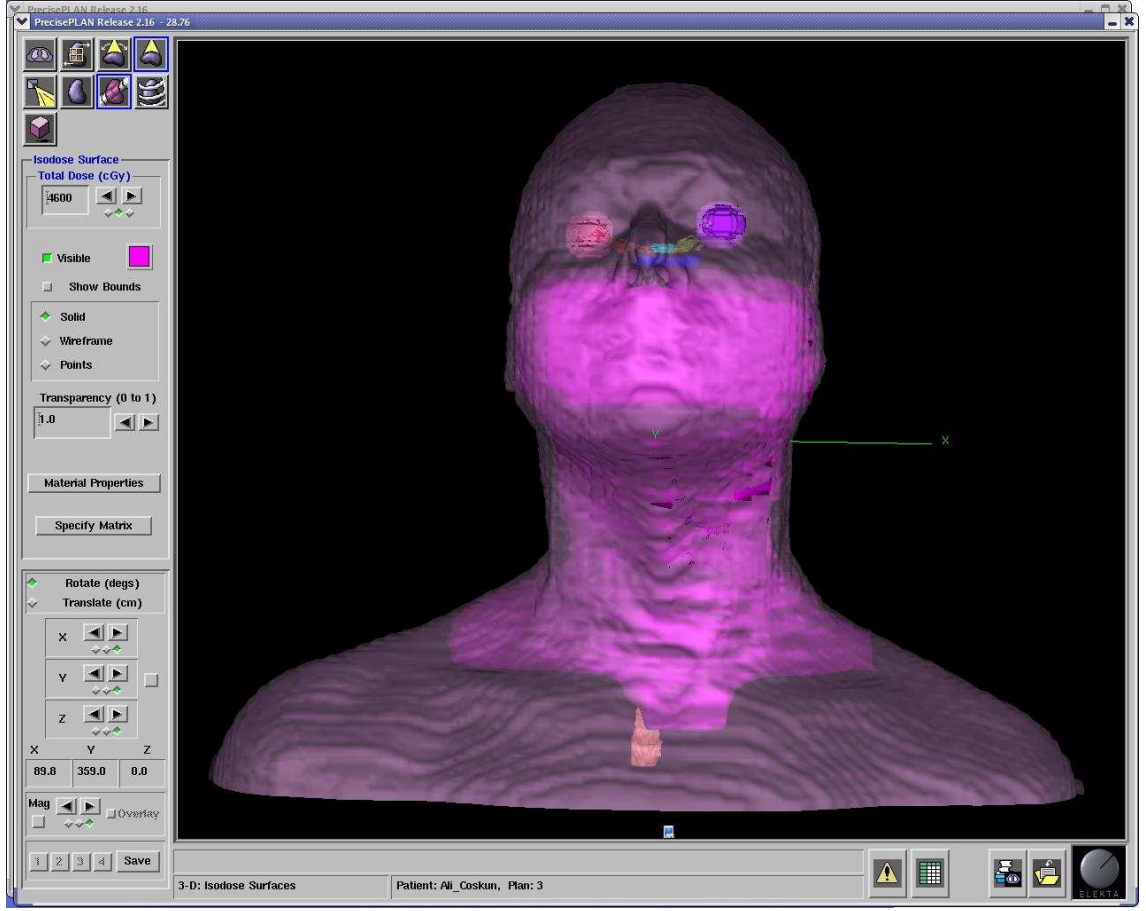
Bu çalışmada tedavi planlamaları için yarı deneysel Düzeltme-Temelli (Correction-Based) algoritmaya sahip PrecisePLAN planlama sistemi kullanılmıştır. TPS'de planlama yapabilmek için Elekta Synergy® IGRT cihazına ait dozimetrik ve mekanik

bilgiler sisteme girilmiştir. Hesaplama algoritmasında planlama sistemine göre, merkezi ekseninde farklı alanlarda açık ve 60° kama kullanılarak yüzde derin doz (%DD) eğrileri, Gun-Target yönü (G-T) ve Axis- Beam yönü (A-B) farklı derinliklerde farklı alanlarda kamalı ve açık durumda doz profilleri, hava düzeltme faktörleri, fantom saçılma faktörleri ve kafa saçılma faktörleri gibi dozimetrik parametreler, su fantomu, katı fantom ve çeşitli ekipmanlar kullanılarak ölçülüp yüklenmiştir. Hastanın BT'si çekilip doktor tarafından tüm anatomik yapıların ve hedefin konturlanmasından sonra planlama sistemine online aktarılan görüntülerle TPS'de planlama yapılır. PrecisePLAN marka tedavi planlama sistemine ait genel bir görünüm Şekil 3.1.3.1'de, sistemde yapılan bir planlamaya ait 3-B bir görüntüde Şekil 3.1.3.2'de verilmiştir.



Şekil 3.1.3.1 PrecisePLAN planlama sistemine ait tranverse, sagittal ve koronal kesitlerin olduğu genel bir görüntü

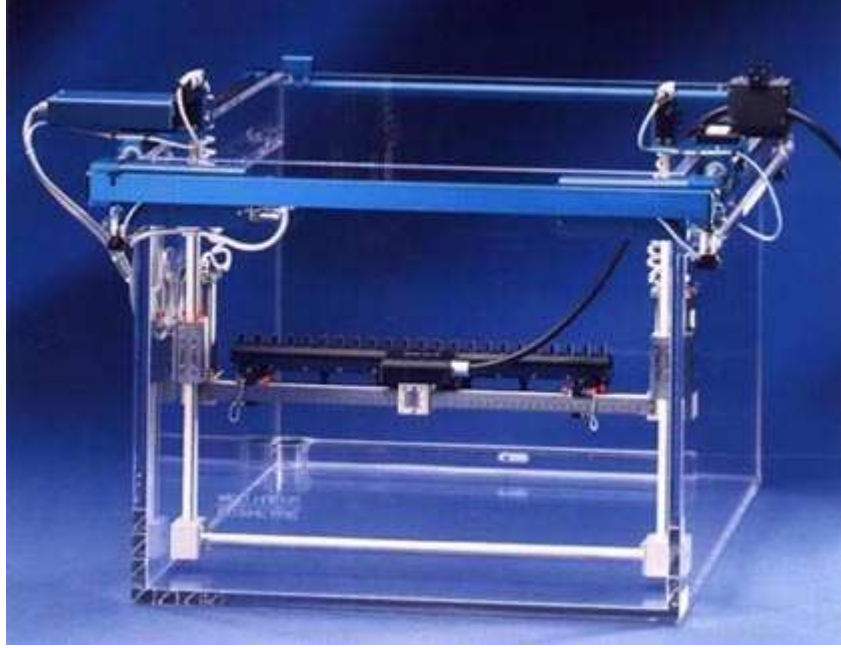




**Şekil 3.1.3.2** PrecisePLAN planlama sistemine ait 3-B'lu bir planlama görüntüsü

### 3.1.4 Su Fantomu

Su fantomu olarak "Blue Fantom" kullanılmıştır. Blue Fantom, lineer hızlandırıcıların radyasyon alanının analizi ve ölçümü için kullanılan bir ölçüm cihazıdır(Şekil 3.1.4.1). Mekanik parçaları ve Blue Fantom tankı ile üç boyutlu bir servo, iki kanallı tümleşik elektrometrel bir kontrol ünitesi (CU500E) ve iki adet birbirine eş 0.13 cc hacimli CC13 iyon odasından oluşmaktadır. Blue Fantom, radyasyonla tedavi cihazlarının donanımının düzenli dozimetrik kalite kontrolünü yapmak için tasarlanmıştır.



**Şekil 3.1.4.1** Scanditronix-Wellhöfer Blue Fantom

Blue Fantom, üç boyutlu yüksek duyarlıklı bir servo mekanizması ve bir Perspex su tankını içerir. Yatay X rayı üstünde, çeşitli dedektörlerin monte edilebilmesi için dedektör muhafazalarının üstünde kayan bir mekanizma vardır. Alan Dedektörü, yatay ve dikey ışınımın ölçümü için üç boyutun tümünde konumlandırılabilir. Her boyut, kalibreli bir paslanmaz çelik cetvelle donatılmıştır, böylece daima doğru konumlandırma sağlanabilir. Üç boyutun motorları mevcut konumun gerçek zamanlı geri beslemesini sağlayan potansiyometrelerle birleştirilir.

Blue Fantom yan duvar kalınlığı 10 mm, alt kalınlığı 15 mm olan akrilik plastik Pleksiglas malzemeden yapılmış su tankına sahiptir. Tarama hacmi 480 x 480 x 410 mm'dir. Bağlantı gerilimi 230 V ve frekansı 50 Hz'dir. Kontrol ünitesi 230 V AC (%±15) gerilim ile 47 – 63 Hz frekans aralığında çalışmaktadır.

### 3.1.5 Elektrometre

Elektrometre iyon odasının merkezi elektrodunda toplanan yükün ölçülmesini sağlamaktadır. Okunulan değer suda soğurulan dozu hesaplamada kullanılır. Kullanılacak iyon odası ve elektrometrenin kalibrasyonu Sekonder Standart Dozimetri Laboratuvarında (SSDL) birlikte gerçekleştirilmelidir. Elektrometre kullanılan ölçümlerde, Farmer tipi 2570/1B elektrometre kullanılmıştır (Şekil 3.1.5.1).



Şekil 3.1.5.1 Farmer tipi 2570/1B elektrometre

### 3.1.6 İyon odası

İyon odası, elektrik yükünün ölçülüp suda soğurulan doza çevrilmesi için kullanılmaktadır. Silindirik iyon odaları bir merkezi elektrot, onun çevresinde hava boşluğu ve boşluğu dış ortamdan ayıran iyon odası duvarından oluşmaktadır. Duvar materyali iyon odası içindeki havada elektronik dengenin kurulmasını sağlamaktadır. Duvar materyali farklı materyallerden oluşabilmektedir. Silindirik geometri tasarımlı iyon odaları ile yapılan ölçümlerde yöne bağımlılık yoktur. İyon odası yapısının olabildiğince homojen olması gerekmektedir. Çalışmamızda su fantomu yapılan

ölçümlerde Scanditronix-Wellhöfer CC13 ve katı fantom ile yapılan ölçümlerde Farmer tipi FCP65 iyon odaları kullanılmıştır (sırasıyla Şekil 3.1.6.1 ve Şekil 3.1.6.2). Bu iyon odalarına ait teknik özellikler Çizelge 3.1.6.1’de verilmiştir.



Şekil 3.1.6.1 Scanditronix-Wellhöfer CC13 iyon odaları



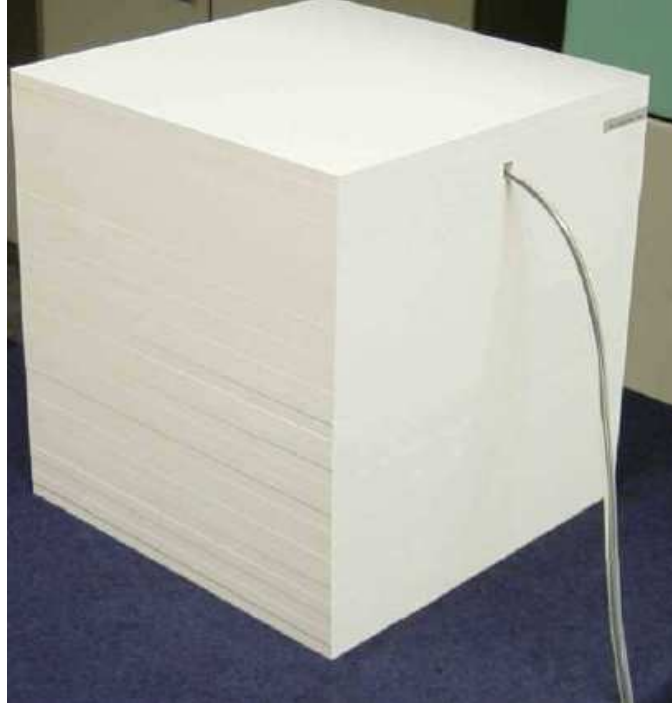
Şekil 3.1.6.2 Farmer tipi Scanditronix-Wellhöfer FCP65 iyon odası

Çizelge 3.1.6.1 Scanditronix-Wellhöfer CC13 ve FCP65 iyon odalarının teknik özellikleri

Özellik	CC13	FC65-P
Boşluk Hacmi (cm <sup>3</sup> )	0.13	0.65
Boşluk Uzunluğu (mm)	5.8	23.0
Boşluk çapı (mm)	6	6.2
Duvar materyali	C552	POM
Merkezi Elektrot	C552	Alüminyum

### 3.1.7 SP34 Kalite Kontrol fantomu

SP34 kalite kontrol fantomu su eşdeğeri, yüksek enerjili foton ve elektron enerjisi için “RW3” beyaz polistiren malzemeden yapılmış katı fantomdur. Yoğun fantom materyali RW3, % 2,1 titanyum oksit( $\text{TiO}_2$ ) içeren beyaz bir polistirendir. “RW3”, doğal suya çok benzer. “RW3” beyaz polistiren radyoterapide kullanılan tüm cihazlar için ölçüm yapma olanağı sunmaktadır. İyon odasının hacmine ve şekline uygun yerleştirilebileceği özel plakalar bulunmaktadır. Bu plakalar her bir iyon odası için özel üretilmektedir. Tabakaların boyutları; yüzey alanı 400 mm x 400 mm  $\pm$  0,1 mm, kalınlık 1 mm  $\pm$  0,05 mm, 2 mm  $\pm$  0,05 mm, 5 mm  $\pm$  0,05 mm, 10 mm  $\pm$  0,05 mm, adaptör plakaları 20 mm  $\pm$  0,1 mm olarak üretilmiştir(Şekil 3.1.7.1).



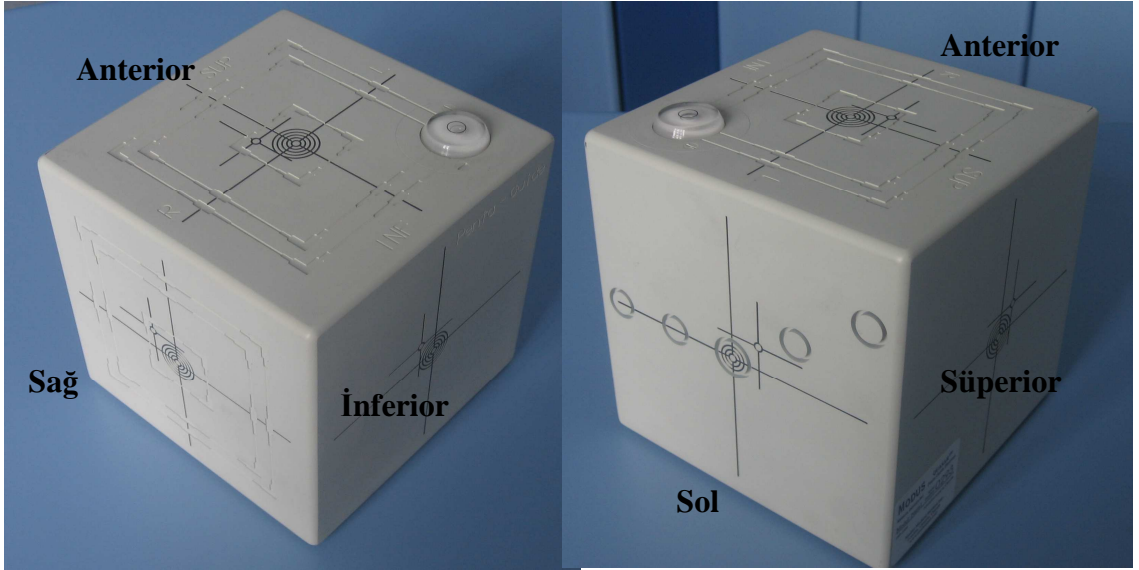
Şekil 3.1.7.1 SP34 kalite kontrol fantomu

### 3.1.8 QUASAR™ Penta-Guide Fantom

QUASAR™ Penta-Guide fantom Cone Beam CT (CBCT) ve EPID içeren gantriye monte IGRT sistemlerinde günlük kalite kontrol testi için özel olarak tasarlanmıştır(Şekil 3.1.8.1). Bu fantom;

- 3B cone beam eşleştirmesi
- kV ve MV eşmerkezlerinin çakışıklığı
- kV ve MV görüntülerinin izdüşümü
- lazer ve ışık alanının çakışıklığı
- otomatik masa hareketinin doğruluğu (haftalık) kontrolü

testlerinin yapılmasına olanak sağlar(QUASAR 2006).



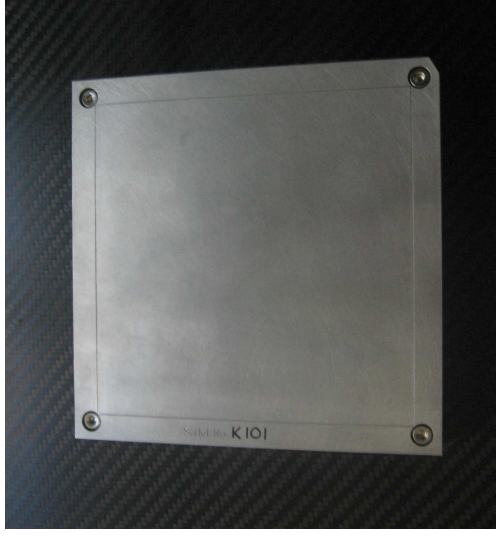
Şekil 3.1.8.1 GATA Radyasyon Onkolojisi AD.'da bulunan QUASAR™ Penta-Guide fantomu

QUASAR™ Penta-Guide fantom 16 cm boyutlarında akrilik malzemeden yapılmış küp şeklinde bir fantomdur. Fantomda beş hava boşluğu olan küre vardır. Fantom posterior ve sol yüzüne gömülü halkalara sahiptir. Küre ve halkalar kV ve MV görüntülerde görüntülenecek şekilde tasarlanmıştır. Hava dolgulı küreler yeterli görüntü kontrastını sağlarlar. Küreler, fantomun merkezinde (0.0, 0.0, 0.0) koordinatlarında, merkeze göre

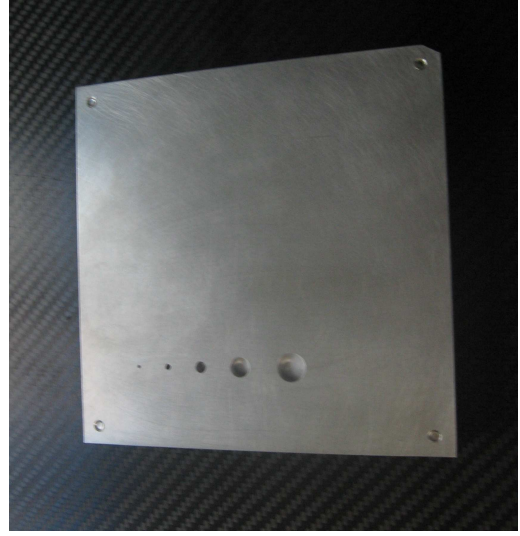
superior konumda (-1.0,3.0,2.0) (2.0,6.0,4.0) koordinatlarında, inferior pozisyonda (0.0,-3.0, 0.0) (0.0,-6.0, 0.0) koordinatlarında yerleştirilmiştir. Merkezdeki kürenin çapı 1.2 cm diğerleri ise 0.8 cm'dir. Beş adet halka, fantomun sol yüzeyindedir. Diğer beş halka ise posterior yüzeydedir (QUASAR 2006). Otomatik masa hareketinin doğruluğunun ve kV ve MV eşmerkezlerinin çakışıklığının kontrolü için koordinatları (-1.0, 1.4, -1.2) olan nokta Penta-Guide fantom üzerinde işaretlenmiştir. kV ve MV eşmerkezlerinin çakışıklığını ve otomatik masa hareketinin doğruluğunun tespiti için setup bu koordinatlara göre yapılmaktadır.

### **3.1.9 Las Vegas Fantomu**

Las Vegas fantomu, EPID üreticileri tarafından EPID kabul testleri ve rutin kalite kontrol testleri için üretilmiştir. Las Vegas fantomu 1989 yılında Las Vegas'da yapılmış olan "Radyoterapide Görüntüleme Çalıştayında" geliştirilmiştir. Bu tarihten sonra üreticiler kabul testlerinde genel olarak ilk tasarıma sadık kalmamış, kendilerine özel Las Vegas Fantomu üretip kullanmışlardır(PIPSpro 2003). Kliniğimizde yer alan ELEKTA iViewGT EPID sistemi içinde Las Vegas fantomu kullanılmıştır. Fantom çeşitli derinlik ve çaplarda boşluklarla (hole) tasarlanmıştır. ELEKTA iViewGT EPID için tasarladığı Las Vegas Fantomu, Şekil 3.1.9.1'de görüldüğü gibi alüminyumdan  $140 \times 140 \times 21.75 \text{ mm}^3$  boyutlarında, çapları 1, 2, 4, 7, 10, 15 mm olan boşluklara sahip bir fantomdur. Ancak boşlukların derinlikleri hakkında bilgi bulunamamıştır(PIPSpro 2003). Şekil 3.1.9.1'de Las Vegas Fantomunun genel görünüşü verilmiştir.



**I**



**II**

**Şekil 3.1.9.1** Las Vegas Fantomun üstten (I) ve alttan (II) genel görünüşü

### **3.1.10 Eşmerkez Kontrol Düzeneği**

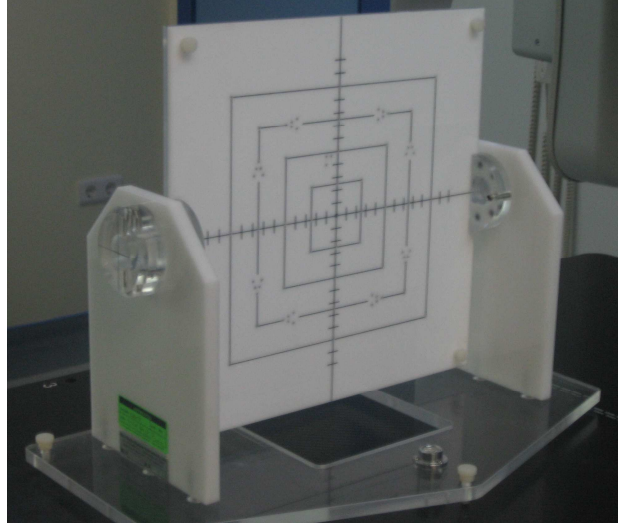
Eşmerkez Kontrol Düzeneği lazerlerin, lineer hızlandırıcıların ve simülatörlerin rutin kalite kontrolleri için tasarlanmış çok amaçlı hassas hizalama cihazıdır(Şekil 3.1.10.1).

Cihaz ile;

- Bütün lazerlerin kontrolü
- Işık-ışın alanının çakışıklığının kontrolü
- Kolimatör, gantri ve tedavi masasının radyasyon eşmerkezinin kontrolü
- Lineer hızlandırıcının, kolimatörün ve tedavi masasının mekanik eşmerkezinin kontrolü
- Optik mesafe göstergesinin kontrolü
- Film ile ışın alan boyutunun kontrolü

işlemleri yapılabilmektedir.





Şekil 3.1.10.1 GATA Radyasyon Onkolojisi AD.'da Eşmerkez Kontrol Düzenegi

### 3.1.11 Star Track 2B Dedektör Sistemi

StarTrack, lineer hızlandırıcıların foton ve elektron enerjilerinde rutin kalite kontrol ölçümleri için tasarlanmıştır. Sistem, lineer hızlandırıcıların profil simetri gibi parametrelerini ölçer ve performans eğrilerini görüntüler. StarTrack, diziler içinde düzenlenmiş olan menfezli iyon odaları olan, 2B dedektör dizisidir. Gun-Target (GT) ve Axis-Beam (AB) merkezi eksenler ve iki ana diyagonaller boyunca konumlanmış dizilerdir. İlave diziler, ana eksenin birisine paralel olarak  $\pm 5$  ve  $\pm 10$  cm uzaklıklarda konumlanmışlardır ve 0,  $\pm 5$  ve  $\pm 10$  cm uzaklıklarda konumlandıklarında, çok yapraklı kolimatörün yapraklarının bağıl konumunun ölçümü için tasarlanmışlardır. İlave tekli iyon odaları, ışınım enerjisinin ölçümünü yapmayı sağlarlar ve ana eksen ve diyagonaller tarafından şekillendirilen sekiz bölgede konumlanırlar.

İyon odalarının doz oranıyla oranlı olarak toplanan akım, her iyon odası için özel bir elektrometre vasıtasıyla ölçülür ve sayısallaştırılır. Ölçülmüş veri, birçok PC üstünde bulunan, standart Ethernet arayüzü yoluyla PC'ye iletilir. StarTrack cihazı ile ölçüm

yapılmadan önce kararlılık için ön ışınlama gerekir. StarTrack cihazının 28 x 28 cm lik bir açık alanda ön ışınlama yapılması önerilir. Cihazın ön ışınlaması için önerilen doz en az 10 Gy dir. Ön ışınlama, StarTrack cihazının her açılışında yapılmalıdır ve 8 saatte bir tekrar edilmelidir. Bu cihaza Şekil 3.1.11.1’de görülmektedir.



Şekil 3.1.11.1 StarTrack cihazının genel görünüşü

### 3.1.12 Scanditronix Wellhöfer Yarı İletken Diyot İn vivo Dozimetri Sistemi

Çalışmamızda Scanditronix Wellhöfer 12 kanal DPD-12 elektrometre, EDP-15 (Kanal 1,2,3,4), EDP-30 (Kanal5,6), EDE-5 (Kanal 7,8,9,10), EDD-5 (Kanal11), EDD-2 (Kanal 12) diyotlarından oluşan in-vivo dozimetri sistemi kullanılmıştır. Diyotlardan EDP-15 (Kanal 1,2,3,4) kullanılmıştır. Sistem Şekil 3.1.12.1’de verilmiştir.



**Şekil 3.1.12.1** Scanditronix Wellhöfer dozimetre sistemi ve yarıiletken diyotlar

DPD-12 Elektrometre yarı iletken dedektörler ile bağlandığında 12 kanalda giriş ve çıkış doz ölçümlerinin ikisine de izin vermektedir. DPD-12 elektrometre bilgisayarda bir yazılıma sahiptir. Bu yazılımda kalibrasyon yapıldığı koşulda dedektör sinyalini soğurulan doza çevirerek direkt olarak göstermeye izin vermektedir. Bu modeller her bir dedektör için kalibrasyon koşulları ve klinik koşullar arasındaki farklılıklar için düzeltme faktörünü vermektedir. Bu metot sadece tüm koşulların aynı ya da sadece çok limitli varyasyonlarında kaldığı zamanlarda uygundur.

### **3.1.13 Alderson Rando Fantom**

Rando Fantomlar radyoterapi tedavi planlarının kontrolü amacıyla üretilmiş insan eşdeğeri fantomlardır. Erkek ve Bayan iki adet rando fantom modeli mevcuttur. Rando Fantomlar gerçek insan iskeletinin yumuşak doku eşdeğeri materyal içine yerleştirilmesiyle ortalama kadın ve erkek, boy ve kilosunda üretilmiştir. Bu fantomlarla doz ölçümü film ya da çeşitli dozimetreler kullanımı ile mümkündür. Rando Fantom 2.5 cm kalınlığında kesitler halinde üretilmiştir. Kesitlerde TLD için delikler bulunmaktadır. Radyasyon Onkolojisi AD.'da bulunan Alderson Rando Fantom Şekil 3.1.13.1'de verilmiştir.



**Şekil 3.1.13.1** Erkek Alderson Rando Fantom ve kesitleri

### **3.1.14 Victoreen–2800 TLD Okuyucu**

Sistem manuel tip TLD okuyucudur. Okuyucu, radyasyon dozunu soğurmuş bireysel chip şeklindeki Termoluminesans Dedektör (TLD) dozimetrelerin ölçümünü yapabilmektedir. Cihaz TLD dozimetreleri yaklaşık 450 °C’ye kadar kademeli ısıtarak doz okuyan bir sistemdir. TLD dozimetrelerinin ısıtılması için elektrik akımı kullanmaktadır. Sistem yüksek voltaj kaynağı, ısıtıcı, fotoçoğaltıcı tüp ve yükselticiden oluşmaktadır.

### 3.1.15 Termolüminesans Dozimetri

Termolüminesans Dozimetreler (TLD) doku eşdeğeri olan kristallerdir ve en çok kullanılan TLD etkin atom numarası dokuya eşdeğer olan LiF kristalidir. Dokunun etkin atom numarası 7,42 iken LiF' ün 8,14'dür. X-ışını demetinin hastaya giriş noktasına yerleştirilerek cilt giriş dozu ölçümlerinde kullanılabilir. Küçük boyutlu olup hasta cildine kolaylıkla yerleştirilebilirler. TLD'ler doku eşdeğeri olduklarından görüntüye olumsuz bir etkileri yoktur. TLD'ler direkt olarak hastanın üzerine istenilen yere yerleştirilir.

- TLD'lerin Özellikleri
- Soğurulan enerjiyi uzun süre muhafaza edilebilirler.
- Yeterli hassasiyet ve geniş bir kullanım aralığı vardır.
- Doz hızına bağımlılık yoktur.
- Enerjiden yeteri kadar bağımsızdır.
- Soğurduğu enerjiyi kayıp olmadan geri verir.
- Işınlama hızlı, basit ve tercihen otomatik olarak değerlendirilip kayıt edilebilir.
- Dozimetri küçüktür ve çok pahalı değildir.

Doz ölçümünde kullanılan TLD'lerin okunması için öncelikle kalibre edilmelidirler. TLD'lerin kalibrasyonunu yapmak için 400°C 'da 1 saat 100°C' da 2 saat tavlanan çipler iyon odası ile birlikte ışınlanırlar. Kalibrasyondan sonra dozun belirlenmesi için TLD yerleştirilir ve ışınlama yapılır. Daha sonra bu TLD'nin TLD okuyucuda ısıtılmasıyla depoladığı enerji açığa çıkar ve buradan doz değeri elde edilir. Çalışmamızda TLD-100 dozimetreler kullanılmıştır.

### 3.1.16 Aktif Nefes Kontrol Sistemi

Aktif Nefes Kontrol Sistemi (ABC), görüntüleme ve tedavinin, hastanın takip edildiği spesifik solunum fazında uygulanmasına olanak sağlayan nefes kontrol sistemidir. Bu sistem tekrarlanabilir nefes tutmayı kolaylaştırmak için geliştirilmiştir. ABC cihazı solunumu önceden tanımlanmış bir pozisyonda kesebilir ve sıklıkla orta ya da derin inspirasyonda kullanılır. Şekil 3.1.16.1’de GATA Radyasyon Onkolojisi AD.’da bulunan ELEKTA firmasının ABC sistemi gösterilmiştir.



Şekil 3.1.16.1 GATA Radyasyon Onkolojisi AD.’da bulunan Aktif Nefes Kontrol Sistemi

ABC sistemi ile hasta normal olarak ağızlıktan soluk alıp verir. Önceden belirlenmiş olan solunum siklusu evresinde ve akciğer hacminde sistemi aktive eder ve balon valfi kapanır. Hastanın tipik olarak iki hazırlık nefesinden sonra belirlenmiş olan akciğer hacmine ulaşması öğretilir. Valv, hava kompresörü ile önceden belirlenen süre boyunca şişirilir, bu şekilde hastanın nefes tutması sağlanır. Şekil 3.1.16.2’de solda balon valvin açık, sağda ise kapalı durumu gösterilmiştir. Hasta soluğunu tutmuş durumda iken tedavi uygulanır.



**Şekil 3.1.16.2** Hastanın nefesini tutmasını sağlayan Balon valvin açık ve kapalı durumu

## **3.2 Yöntemler**

### **3.2.1 Lineer Hızlandırıcının Kalite Kontrol Testleri**

Bu çalışmada amaç Görüntü Rehberliğinde Radyoterapi Sistemlerinin kalite kontrol parametrelerini belirlemektir. Bunun için öncelikli olarak IGRT sistemlerin temelini oluşturan lineer hızlandırıcıların rutin kalite kontrolleri çeşitli hacimlerde iyon odaları, Farmer elektrometre, RW3 materyalden yapılmış SP34 katı su fantomu ve Blue Fantom su fantomu kullanılarak yapılmıştır. Lineer hızlandırıcıların tüm mekanik ve dozimetrik kontrolleri protokollere (AAPM 2009, SSRM 2003) uygun şekilde yapılmıştır.

### **3.2.2 Gantriye Monte IGRT Sistemlerinde Kalite Kontrol Testleri**

#### **3.2.2.1 Güvenlik Sistemleri**

Gantriye monte IGRT sistemlerine özel güvenlik testleri temelde Lineer Hızlandırıcıların rutin kalite kontrolleri gibidir. Lineer hızlandırıcıya, dedektörlere, X-ışını tüpüne, dedektör ve X-ışını tüpünü taşıyıcı kollara ait tüm interlock, acil durum fonksiyonlarının ve beam on göstergesinin kontrol edilmesi gerekir (SSRM 2010).

#### **3.2.2.1.1 İnterlocklar**

Görüntüleme ve tedavi için kullanılan X-ışını demeti ve hareketin durdurulması için tüm güvenlik interlocklarının fonksiyonel olup olmadığı kontrol edilir (SSRM 2010). İnterlocklar lineer hızlandırıcının, görüntüleme için kullanılan tüm dedektör ve X-ışını tüpünün hareketlerini iptal edecek veya yasaklayacak şekilde tasarlanmıştır. Bu butonların işlevini yerine getirip getirmediği, sistemin çalışmasını engelleyecek şekilde çalışıp çalışmadığı kontrol edilmiştir.



### **3.2.2.1.2 “Beam On” Göstergesi**

Lineer hızlandırıcı cihazının giriş kapısı üzerinde yer alan “Beam On” göstergesi ışığının tedavi ve görüntüleme esnasında yanıp yanmadığı kontrol edilmelidir (SSRM 2010). kV, MV ve kV+MV klinik kullanımda olan bütün durumlar için tedavi yapılırken veya görüntü alınırken “Beam On” göstergesinin çalışıp çalışmadığı test edilmiştir.

### **3.2.2.1.3 Çarpışma Engelleyici Sistem**

Çarpışma engelleyici sistemlerin çarpışma durumunda çalışıp çalışmadığı kontrol edilir(SSRM 2010).

Çarpışma engelleyici sistem aktifken,

- MV dedektör paneli
- kV dedektör paneli
- X-ışını tüpü

sistemlerinin hareketlerinin, çarpışma durumunda durdurulduğu kontrol edilmiştir.

### **3.2.2.2 Geometrik Doğruluk**

Gantriye monte IGRT sistemlerinin kalite kontrolünün en önemli kısmını geometrik parametrelerin kalite kontrolü oluşturur(SSRM 2010). Çünkü sistemin temel görevi planlamadaki ile hasta/hedef pozisyonunun aynı olmasını sağlamak eğer değilse tekrar pozisyonlanmasına izin vermektir. Bu nedenle sistemin geometrik olarak doğru çalışması hasta açısından hayati önem taşımaktadır.



grafiğe aktarılmıştır. Penta-Guide fantomun olmadığı durumlarda cihazla birlikte verilen servis tarafından kalibrasyonda kullanılan “Ball-bearing Fantomu” kullanılır. Ball-bearing fantomunun setup’ı Penta-Guide fantoma göre biraz daha zordur. Elekta Synergy cihazında Ball-bearing fantomun “Elekta Synergy Basic calibration Kit-MRT 9551” olarak adlandırılan kit ile eşmerkez kontrolü yapılır.

### **3.2.2.2 Demet ve Panel Hizalanması**

Demet ve dedektör panelinin doğru hizalanmaması görüntü bozulmasına ve artefaktlara neden olmaktadır. Bu duruma engel olmak için demetin ve dedektör panelinin doğru hizalandırılması gerekir(SSRM 2010). Bunun için demet eksenini ile görüntüleme sisteminin dedektör düzleminin dik olduğu kontrol edilmelidir. Bu amaçla sistemin alan merkezi ile panelin merkezinin çakışıklığı kontrol edilmiştir. Görsel olarak panel üzerinde ışık-ışın alanı kontrol edilmiştir. Nümerik değerlendirme yapabilmek için Penta-Guide fantomun ile 0° ve 90° gantri açılarında portal görüntüsü alınmış ve değerlendirilmiştir.

### **3.2.2.3 Görüntü Kaydı ve Masa Düzeltme Doğruluğu**

IGRT cihazının masasına yerleştirilen Penta-Guide fantomunun üzerinde bulunan alan hizalama çizgileri ile cihazın lazerleri çakışacak şekilde set-up yapılmıştır. Bundan sonra CBCT yazılımının kaymaları doğru hesaplayıp hesaplayamadığını kontrol için Penta-Guide fantomda koordinatları (-1.0, 1.4, -1.2) olan noktaya tekrar setup yapıp bilgisayarda tanımlanmış olan protokol kullanılarak CBCT ile tarama yapılmıştır. bu protokole göre X-ışını tüpünün değerleri 120 kV ve 1056 mAs’dır. Bu taramanın sonucunda elde edilen görüntü, planlamadan gönderilen görüntü ile eşleştirilerek bilgisayar yazılımına görüntülerin masa kayma değerleri üç eksen için hesaplatılmıştır. Hesaplanan bu değerler cm olarak (-1.0, 1.4, -1.2) koordinat değerleri ile karşılaştırılmıştır.

### 3.2.2.3 Görüntü Performansı

Görüntü performansı cihazın performansına çok bağlı olduğundan, cihazın performansı kontrol edilmelidir(SSRM 2010). MV görüntüleme dozunun tedavi demeti ile aynı dozimetrik özelliklere sahip olmadığı sistemler için (doz verimi, doz hızı vb.), demet çıkışı (doz verimi) tedavi demetinde olduğu gibi kontrol edilmeli ve tolerans ve sıklık değerlerine uygun ayarlanmalıdır. EPID'in performansı için, bir kalite kontrol programı uygulanmalıdır. Program, özel ölçümler, sıklıklar ve toleransları içermelidir. Planlı bir kalite kontrol programı takip etmek fonksiyonelliği ve görüntü kalitesini hızlı değerlendirmeye olanak sağlar.

Testlerin bazılarında görsel denetim yapılabilir, ama bu subjektiftir. Temel değerler oluşturmak ve görüntü değerlendirilirken gözlemciler arası değişkenliği en aza indirmek için denetimi aynı kişiler yapmalıdır. Görsel denetim gerektiren testler için de aynı kişinin değerlendirmesi aynı nedenden dolayı önemlidir.

Günümüzdeki bütün EPID'ler 5 mm'den büyük objeler için % 1 veya daha iyi kontrast ayırma gücüne sahiptir. Bu değerler radyoterapide portal görüntü ile lokalizasyonu sağlamak için yeterlidir.

#### 3.2.2.3.1 Kalibrasyon

EPID'ler diğer görüntüleme sistemleri gibi kalibre edilmelidir. Kalibrasyon işlemi, EPID'in tipine ve üreticinin önerilerine bağlıdır, diğer yandan her seferinde EPID'in özel koşullar altında ışınlanmasını içerir. AMFPI EPID'lerin kalibrasyonunda ilk aşama a-Si panelin yapısına bağlı olan "Bad Pixel Map" işlemidir. Bu işlem için fabrikadan gelen Bad Pixel Map bilgileri servis tarafından EPID'in kurulum aşamasında sisteme yüklenir. Bu temel bilgi a-Si panel üzerinde her pikselin görüntüye katkısını temsil eder. Rutin kalibrasyon genellikle "karanlık akım" (dark current) ölçülmesi işlemi içerir. Bu işlem "offset" kalibrasyonu olarak bilinir. Offset kalibrasyonu görüntüsü radyasyon demeti yokken görüntü alınması ile elde edilir ve bu sinyal EPID'de radyasyon yokkenki durumu temsil eder. Offset kalibrasyonu için panel görüntü alma pozisyonuna getirilmiş ve EPID kontrol bilgisayarında servis menüsünde "AmSi-Specific Service

Function>Offset Calibration” seçilerek bilgi toplanmıştır. Bu görüntü bilgisayarda alınan görüntülerin işlenmesi sırasında kullanılmak üzere arşivlenmiştir. Bu işlemi tam açık alandan bilgi toplanması takip eder(AAPM 2001). Açık alandan olan görüntü ise homojenite ile ilgili bilgi verir ve “Gain Calibration” olarak adlandırılır. 6 MV X-ışını enerjisinde 0° gantri ve kolimasyon açısında, panelin aktif alanı olan 26x26 cm<sup>2</sup> alan boyutunda 100 MU ile yüksek doz hızı ile IGRT bilgisayar konsolunda demet tanımlanmıştır. EPID kontrol bilgisayarında servis menüsünde “AmSi-Spesific Service Function>Gain Calibration” seçilerek bilgi toplanmıştır. Bu görüntü alınan görüntülerin homojenitesinin düzeltilmesi için kullanılmak üzere arşivlenmiştir.

### **3.2.2.3.2 Uzaysal Doğruluk**

Planlamadan gelen görüntüler ile EPID ile alınan görüntüleri eşleştirmek için bu görüntülerin tedavi eşmerkezine belli bir mesafede ölçeklendirilmesi gerekir.

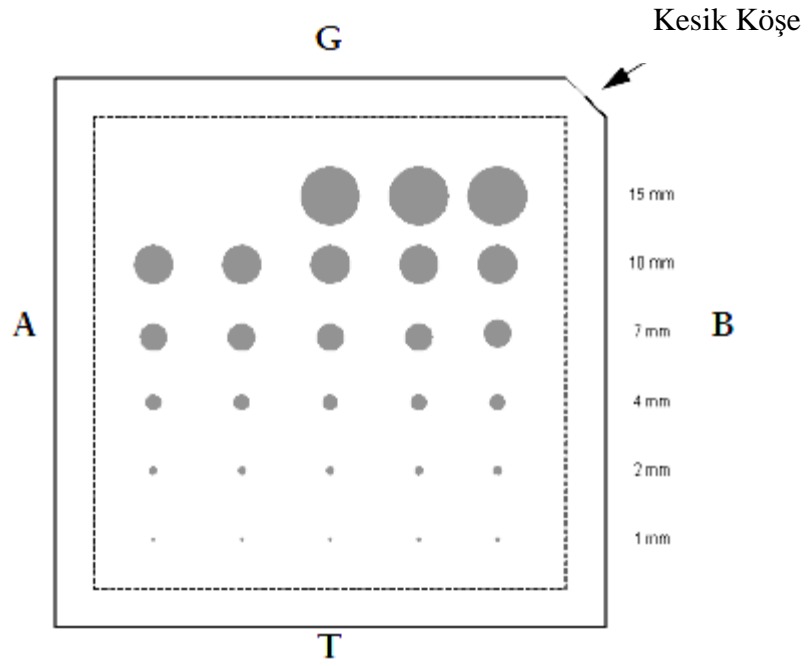
Planar görüntülerin ölçeklendirilmesi iki dikey yönde gantri açıları için kontrol edilmelidir. Bu amaçla Penta-Guide fantomun cihaz masasında ortogonal lazerlerle set-up’ı yapılmıştır. Gantri 0° ve 90°’de 10x10 cm<sup>2</sup> alandan portal görüntü alınmış alanın boyutu ve Penta-Guide fantomun gantri 0° ‘de iken merkezinde görülen kürenin çapı ölçülerek ölçeklendirmesinin doğruluğu kontrol edilmiştir. Bu kontrol aylık olarak yapılmalıdır.

### **3.2.2.3.3 Görüntü Kalitesi**

EPID sisteminin görüntü kalitesini değerlendirmek için kullanılan en temel yöntem Las Vegas Fantomunun kullanılmasıdır. Las Vegas Fantom kabul testlerinde ve sonra rutin kalite kontrol testlerinde kullanılır. Görülebilen belirgin bir delik verilen lineer hızlandırıcı/ EPID kombinasyonu için spesifik ayırmagücünü temsil eder. İyi monte edilmiş EPID tipik olarak 17 deliği ayırtedebilir. Active Matrix Flat Panel Imager (AMFPI) sistemleri, bütün delikleri ayırt edebilir(AAPM 2001).

Değerlendirme için EPID sistemi ile Las Vegas Fantomunun görüntüsü alınmıştır. Las Vegas Fantomu tedavi masasına delikli yüzeyi aşağıda olacak şekilde yerleştirilmiştir.

Şekil 3.2.2.3.3.1’de ölçüm set-up’ının şematik gösterimi verilmiştir. EPID’in kontrol bilgisayarında Las Vegas Fantomu isimli 0° gantri açısında 6 MV X-ışınında hasta tanımlanmıştır. Ayrıca Lineer hızlandırıcının kontrol bilgisayarında yani Mosaiq bilgi sisteminde Las Vegas Fantomu isimli hasta tanımlanmış ve görüntüler alınmıştır. Las Vegas Fantomunun görüntüsü önce doz hızına ve doza bağlı değişimi incelenmiş daha sonraki aylık kontrollerde ölçümler belirlenen doz hızı ve dozda yapılmıştır.



Şekil 3.2.2.3.3.1 Las Vegas Fantomunun set-up’ın üstten görünüş şematik gösterimi

### **3.2.3 IGRT Sistemlerinin Hasta Tedavisinde Kullanımı**

IGRT sistemlerinin kalite kontrol çalışmalarından sonra klinik kullanıma katkısı incelenmiştir. Bu amaçla EPID sistemi ve CBCT sistemi ile hasta tedavisinde yapılan kontrollere örnekler verilmiştir. Rutinde tedavi ettiğimiz hastalar için çekilmiş olan portal ve hacimsel görüntüler incelenmiş bunlarla ilgili değerlendirmeler yapılmıştır. EPID Sistemi ile AP ve LAT portal görüntüler alınmış bunların set-up farkları değerlendirilmiştir. CBCT Sistemi ile hastaların hacimsel görüntüleri alınmış bunların değerlendirilmesi ile set-up farkları hesaplanmıştır.

### **3.2.4 IGRT Sistemlerindeki Görüntüleme Yöntemlerinin Doza Katkısı**

IGRT Sistemlerinin hasta dozuna etkisini değerlendirmek için EPID Sistemlerinde Scanditronix Wellhöfer 12 kanal DPD-12 elektrometre ve EDP-15 (Kanal 1) in-vivo dozimetri sistemi kullanılmıştır. FC65-P iyon odası katı fantom da 5 cm derinlikte 10x10 cm<sup>2</sup> alanda Farmer elektrometre kullanılarak EDP-15 diyotu SSD=100 cm ve doz maksimumu derinliğinde 1 MU=1 cGy olacak şekilde kalibre edilmiştir. EDP-15 diyotu EPID sisteminin dedektörünün üzerinde dedektör merkezine yerleştirilerek klinik uygulamalarda portal görüntü alınırken planlamadan gelen tedavi alanını ve ÇYK kenarlarını görmek için planlanan alandan 3 MU, planlanan alana pay verilerek açılan açık alan için 2 MU olmak üzere toplam 5 MU kullandığımız doz verilerek ölçüm yapılmıştır.

CBCT Sisteminde doz ölçümü yapmak için Alderson Rando Fantom ile TLD-100 Termoluminesans Dozimetre (TLD) kullanılmıştır. Ölçümler için Rando Fantom BT cihazı ile taranmış akciğer bölgesi konturlanmıştır. Kalibre edilen TLD-100 dozimetreler akciğerde belli kesit ve deliklere yerleştirilerek CBCT ile hacimsel görüntü alınmıştır. CBCT'nin akciğer için kullanılan görüntü alma protokolüne göre X-ışını tüpünün değerleri 120 kV ve 1056 mAs'dır.

## **4 ARAŞTIRMA BULGULARI**

### **4.1 Gantriye Monte IGRT Sistemlerinde Kalite Kontrol Testleri**

#### **4.1.1 Lineer Hızlandırıcının Kalite Kontrol Testleri**

Gantriye monte Görüntü Rehberliğinde Radyoterapi sistemleri, lineer hızlandırıcılara görüntüleme bileşenlerinin eklenmesi ile elde edilmiş sistemlerdir. Bu nedenle IGRT sistemlerinin kalite kontrollerinin ilk basamağını lineer hızlandırıcıların rutin kalite kontrolü oluşturmaktadır. Çalışmamızda ilk olarak lineer hızlandırıcının Çizelge 4.1.1.1 'de verilen tüm mekanik ve dozimetrik kalite kontrol testleri yapılmıştır.



**Çizelge 4.1.1.1** Lineer Hızlandırıcılara ait kalite kontrol testleri (AAPM 2009, SSRM 2003)

Testler	İçerikleri	Sıklık	Tolerans	
<b>Güvenlik Sistemleri</b>	İnterlocklar(Blok tepsi, Kama Filtre, Aplikatör...)	Günlük	Fonksiyonel	
	Beam On Göstergesi	Günlük	Fonksiyonel	
	Emergency Butonu	Günlük	Fonksiyonel	
	Touchguard'lar	Haftalık	Fonksiyonel	
	Frenler	Haftalık	Fonksiyonel	
	Audio Video Monitör	Günlük	Fonksiyonel	
<b>Mekanik testler</b>	Optik Mesafe Gösterge Kontrolü	Haftalık	2 mm	
	Kolimatör Açısı Göstergesi Kontrolü	Aylık	1°	
	Gantri Açısı Göstergesi Kontrolü	Aylık	1°	
	Tedavi Masası Açısı Göstergesi Kontrolü	Aylık	1°	
	Tedavi Masası Pozisyon Göstergesi Kontrolü	Aylık	2 mm/ 1°	
	Tedavi Masası Dönüş Hareketinin Yükle Kontrolü	Yıllık	2 mm	
	Işık-Işın Alan Uyumu Kontrolü	Referans SSD	Aylık	2 mm
		İlave SSD'lerde	Yıllık	2 mm
	Mekanik Eşmerkezin Kontrolü	Kolimatör Dönüşü İle	Aylık	2 mm
		Tedavi Masası Dönüşü İle		
		Gantri'nin Dönüşü İle		
	Radyasyon Eşmerkez Kontrolü	Yıldız Film	Yıllık	2 mm
		Karşılıklı Alanların Hizalanması		
	Lazerlerin Kontrolü	Hizalanması	Haftalık	1 mm
		Hızlı Kontrol	Günlük	2 mm
Alan Boyutu Göstergesi Kontrolü	Alan Boyutu<20x20 cm <sup>2</sup>		2 mm	
	Alan Boyutu>20x20 cm <sup>2</sup>		Alan Boyutunun %1'i	

**Çizelge 4.1.1.1** Lineer Hızlandırıcılara ait kalite kontrol testleri (AAPM 2009, SSRM 2003) devamı

Testler	İçerikleri	Sıklık	Tolerans
<b>Radyasyon Kalitesinin Kontrolleri (X-Işını)</b>	Demetin Doz Verimi Kontrolü	Günlük	%±3
		Haftalık	%±2
	Gantri Açısı Değişimi ile Doz Verimi Kontrolü	Yıllık	%± 2
	Doz Hızı Değişimi ile Doz Verimi Kontrolü	Yıllık	%± 2 & <u>%±1</u>
	Blok Tepsisi Azalım Faktörünün Kontrolü	Yıllık	%±1
	Kama Filtre Faktörünün Kontrolü	Aylık	%± 2
	Işın Kalitesinin Belirlenmesi (Tüm Enerjilerde TPR <sub>20/10</sub> )	Yıllık	%±1 & <u>%± 2</u>
	Profil ve Derin Doz Kontrolü	Yıllık	%± 2
	Profil Düzgünlüğü ve Simetri Kontrolü	Yıllık	%±1
Monitör Sistemle İlgili Testler	Aylık	%±2	
<b>Radyasyon Kalitesinin Kontrolleri (Elektron)</b>	Demetin Doz Verimi Kontrolü	Günlük	%±3
		Haftalık	%±2
	Gantri Açısı Değişimi ile Doz Verimi Kontrolü	Yıllık	%± 1 & <u>%± 2</u>
	Doz Hızı Değişimi ile Doz Verimi Kontrolü	Yıllık	%±1
	Aplikatörlerin Doz Verimi	Yıllık	%± 2
	ElektronDemet Kalitesinin Belirlenmesi (Tüm Enerjilerde R <sub>50</sub> )	Yıllık	%± 1 & <u>2 mm</u>
	Profil ve Derin Doz Kontrolü	Yıllık	%± 2
Profil Düzgünlüğü ve Simetri Kontrolü	Yıllık	%± 1 & <u>%±3</u>	
<b>Çok Yapraklı Kolimatör Kontrolleri</b>	Alan Şekli	Aylık	1 mm
	Yaprak Pozisyonunun Hizalanması	Aylık	1 mm
	Karşılıklı Yaprakların Hizalanması	Aylık	1 mm
	Asimetrik Alan Kontrolü	Aylık	2 mm
	Yaprak Geçirgenliği ve Kaçağı	Yıllık	%5

#### **4.1.2 EPID Sisteminin Kalite Kontrol Testleri**

Çalışmamızda Gantriye Monte IGRT Sistemlerinin EPID Sistemine ait AAPM ve SSRM protokolleri referans alınarak oluşturulan, Çizelge 4.1.2.1’de verilen kalite kontrol testleri yapılmış ve sonuçları verilmiştir.

**Çizelge 4.1.2.1** EPID sistemlerinin kalite kontrol bileşenleri (AAPM2001, SSRM 2010)

TEST			SIKLIĞI	TOLERANSI
<b>Güvenlik Sistemleri</b>	İnterlocklar	Arada durdurma, acil durum ve giriş kapısı butonları	Günlük	Fonksiyonel
	Beam On Göstergesi	kV, MV ve kV+MV tüm opsiyonlar	Haftalık	Fonksiyonel
	Çarpışma engelleyici Sistem	MV ve kV dedektör panelleri, X-ışını tüpü	Haftalık	Fonksiyonel
<b>Geometrik Doğruluk</b>	Eşmerkez	Hızlı Kontrol	Günlük *	2 mm
		Tam Kontrol	Aylık **	2 mm
	Demet ve Panelin hizalanması		Aylık	2 mm
	Görüntü Kaydı ve Masa Düzeltme Doğruluğu		Haftalık	2 mm ***
<b>Görüntü Performansı</b>	Kalibrasyon		Aylık , Değişim	
	Uzaysal Doğruluk		Aylık	
	Görüntü Kalitesi	Las Vegas Fantomu ile Kontrol	Aylık	17 delik

\*Lazerin eşmerkezi temel alınarak çabuk günlük kontrol yapılır.

\*\* Tedavi eşmerkezi tespit edilerek tam kontrol yapılır.

\*\*\* 1° eğer masa rotasyon düzeltilmesi yapılmışsa kontrol edilmelidir. Bu durum hezapot masalar için geçerlidir(SSRM 2010).

#### **4.1.2.1 Güvenlik Sistemleri**

##### **4.1.2.1.1 İnterlockların Kontrolü**

Bu kontrollerde amaç tedavi ve görüntüleme için kullanılan X-ışını demetinin ve sistemin durdurulması için tüm güvenlik “interlock”larının fonksiyonel olup olmadığını kontrol etmektir. CBCT ve EPID sistemlerine ait interlock’ların hepsinin görüntüleme fonksiyonlarını durduracak şekilde çalışıp çalışmadığı kontrol edilmiştir. Sistem çalışır durumda iken görüntüleme fonksiyonlarına ait interlock, acil durum ve giriş kapısı butonlarına basılıp sistemin çalışmasını engelleyip engellemediği kontrol edilmiştir. Tüm butonların fonksiyonel olduğu tespit edilmiştir. Bu kontrollerin günlük yapılması gerekmektedir(SSRM 2010).

##### **4.1.2.1.2 “Beam On” Göstergesi**

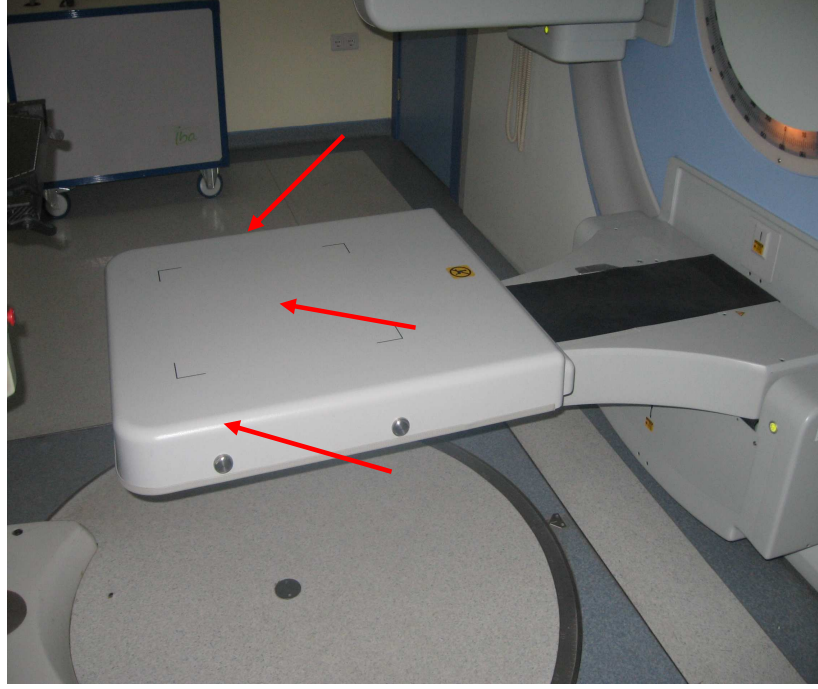
Lineer hızlandırıcı cihazının giriş kapısı üzerinde yer alan “Beam On” yani Radyasyon ( var-yok ) durumunu gösteren ışıklı (Kırmızı-Sarı-Yeşil) göstergenin ışığının tedavi ve görüntüleme esnasında yanıp yanmadığı kontrol edilmiştir. kV, MV ve kV+MV bütün tedavi ve görüntüleme durumları için “Beam On” göstergesinin ışığının doğru yanıp yanmadığı test edilmiştir. Bu test günlük olarak yapılmıştır(SSRM 2010). Sonuçlar Çizelge 4.1.2.1.2.1’de verilmiştir.

**Çizelge 4.1.2.1.2.1** Beam On göstergesi Tolerans Testleri

	<b>Fonksiyonu</b>	<b>Toleransı</b>
<b>Kırmızı</b>	Radyasyon var	Fonksiyonel
<b>Sarı</b>	Sistem Beklemede	Fonksiyonel
<b>Yeşil</b>	Radyasyon yok	Fonksiyonel

#### **4.1.2.1.3 Çarpışma Engelleyici Sistemi**

Çarpışma Engelleyici Sistemlerin çarpışma durumunda çalışıp çalışmadığı kontrol edilmiştir. EPID sistemine ait MV dedektör kolunu eşmerkez pozisyonuna getirip dedektör kolundaki ve dedektör yüzeyinin dörtkenarında bulunan “touchguard”lara basınç uygulanarak cihazı durdurup durdurmadığı kontrol edilmiştir. Aynı zamanda tedavi odasında yer alan monitörlerden de inhibit olarak touchguard’ların devreye girip girmediği kontrol edilmiştir. Bu durumda iken gantri rotasyonunun inhibit olduğu da yani gantrinin dönüşüne sistemin izin vermediği kontrol edilmiştir. Bu işlemler lineer hızlandırıcının Axis-Beam (A-B) yöneliminde yani dedektörün sağ ve solundaki çarpışma engelleyici noktaları ve dedektörün ortasında touchguard ile yapılmış ve hepsinin fonksiyonel olduğu tespit edilmiştir. Şekil 4.1.2.1.3.1 ve Şekil 4.1.2.1.3.2 çarpışma engelleyici noktaları EPID üzerinde gösterilmiştir.



Şekil 4.1.2.1.3.1 MV dedektörün sağ, sol tarafındaki ve dedektörün ortasındaki çarpışma engelleyici noktaları



Şekil 4.1.2.1.3.2 MV dedektörün alt tarafındaki çarpışma engelleyici noktası

Bütün bu kontroller diğer gantri açılarında 360° döndürülerek kontrol edilmiş ve çarpışma engelleyici sistemin fonksiyonel olduğu tespit edilmiştir. Dedektörün kapanması veya açılması işlemlerinin yarım kalması durumunda da mevcut olan sesli touchguard sisteminin dedektörün kapanması veya açılması yarım bıraktırıılarak çalışıp çalışmadığı kontrol edilmiş ve sesli uyarının fonksiyonel olduğu görülmüştür.

EPID sistemini kontrol eden el kumandasında “Aç” butonuna basılarak dedektör eşmerkeze hareket ettirilmiş dedektör eşmerkeze geldiğinde “Stop Motors” interlock butonu ile hareketin engellendiği kontrol edilmiştir. “Stop Motors Reset” butonuna basılarak sistemin tekrar hareket etmesi sağlanmıştır.

Bütün bu kontroller kV dedektörü ve X-ışını tüpü kolunda yer alan bütün touchguard sistemleri için tekrar yapılmıştır. Sonuçlar çizelge 4.1.2.1.3.1’de verilmiştir.

**Çizelge 4.1.2.1.3.1 Çarpışma Engelleyici Sistemlerin testleri ve toleransı**

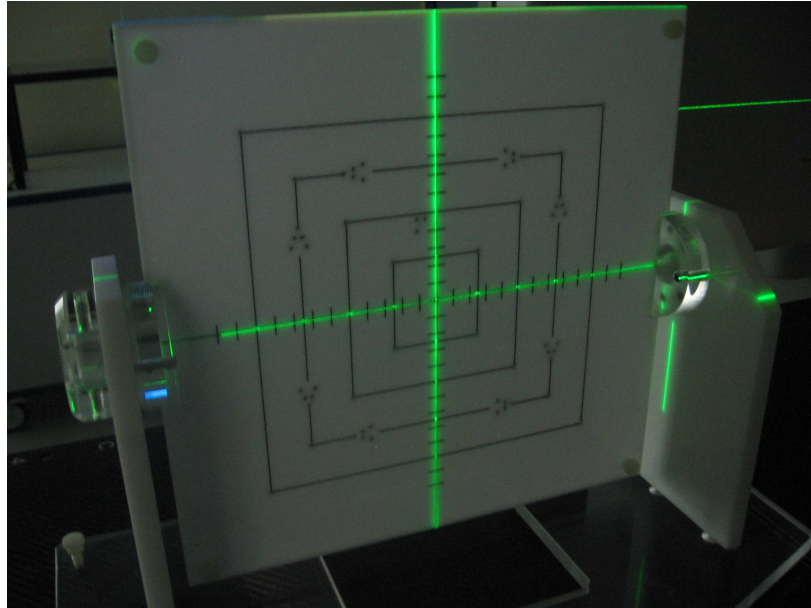
<b>Sistem</b>	<b>Sistemin Bölümü</b>	<b>Toleransı</b>
<b>MV Dedektörü Touchguard’ları</b>	Dedektör Yüzeyi	Fonksiyonel
	Dedektör Kolu	Fonksiyonel
	A-B Yönü	Fonksiyonel
	Dedektör Merkezi	Fonksiyonel
	Stop Motors	Fonksiyonel
<b>kV Dedektörü Touchguard’ları</b>	Dedektör Yüzeyi	Fonksiyonel
	Dedektör Kolu	Fonksiyonel
	A-B Yönü	Fonksiyonel
	Dedektör Merkezi	Fonksiyonel
	Stop Motors	Fonksiyonel
<b>X-ışını Tüpü</b>	X-ışını Tüpü Touchguard’ı	Fonksiyonel



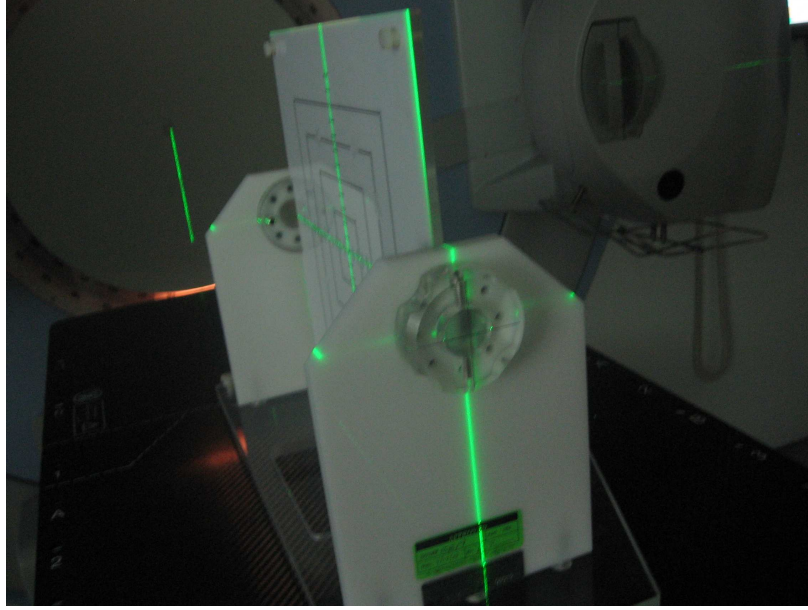
## 4.1.2.2 Geometrik Doğruluk

### 4.1.2.2.1 Eşmerkez

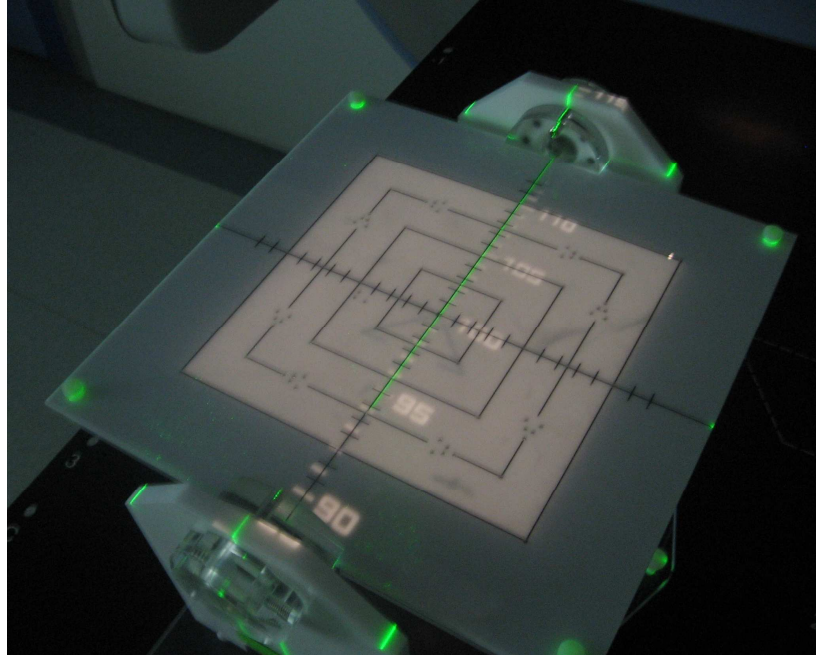
Bu kontrol iki şekilde yapılmıştır. Birincisi günlük olarak “Eşmerkez Kontrol Düzeneği” kullanılarak yapılmıştır. Bu kontrolü yapmadan önce eşmerkez kontrol düzeneği ile lineer hızlandırıcının lazerinin eşmerkezinin doğruluğu kontrol edilmiştir. Lineer hızlandırıcının lazerleri ile tedavi alanının eşmerkezinin SSD=100 cm’de 0°, 90°, 180° ve 270° gantri açılarında çakışıp çakışmadığı kontrol edilmiştir. Şekil 4.1.2.2.1.1’de 0° gantri açısında iken yapılan lazer kontrolü görülmektedir. Bu gantri açısında iken  $\pm X$  ve  $\pm Y$  doğrultularında lazerler kontrol edilmiştir. Set-up bozulmadan eşmerkez kontrol düzeneğinin düzlemi düşey hale getirilerek  $\pm X$ ,  $\pm Y$  ve  $\pm Z$  bütün düzlemlerdeki lazerlerin kontrolü yapılmıştır(Şekil 4.1.2.2.1.2). Bu kontrollerden sonra lazerler ile radyasyon alanının eşmerkezinin çakışıklığı kontrol edilmiştir(Şekil 4.1.2.2.1.3).



Şekil 4.1.2.2.1.1 Lazerlerin doğruluğunun “Eşmerkez Kontrol Düzeneği” ile kontrolü

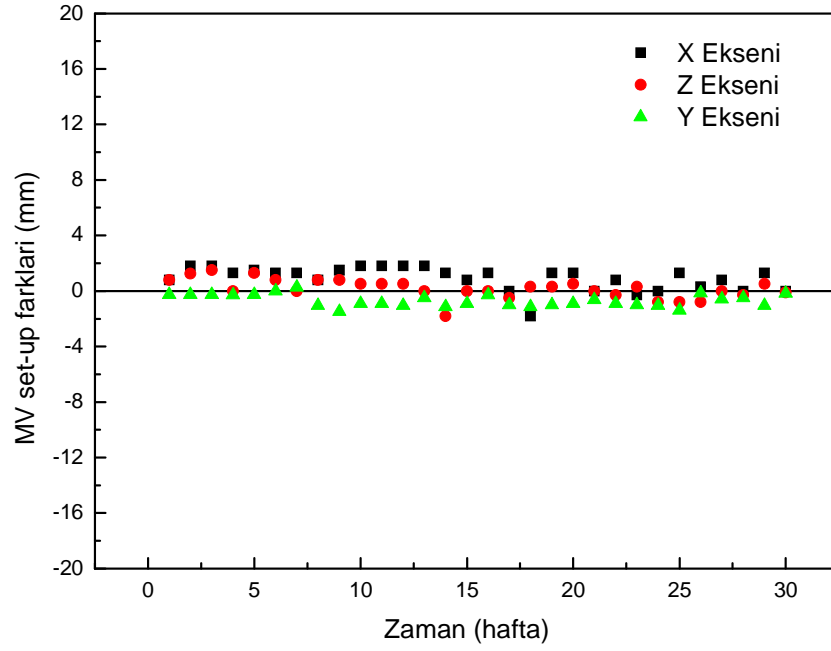


Şekil 4.1.2.2.1.2  $\pm X$ ,  $\pm Y$  ve  $\pm Z$  bütün düzlemlerdeki lazerlerin “Eşmerkez Kontrol Düzeneği” ile kontrolü



Şekil 4.1.2.2.1.3 SSD=100 cm  $0^\circ$  ‘de yapılan lazerlerle eşmerkezin çakışıklığının “Eşmerkez Kontrol Düzeneği” ile kontrolü

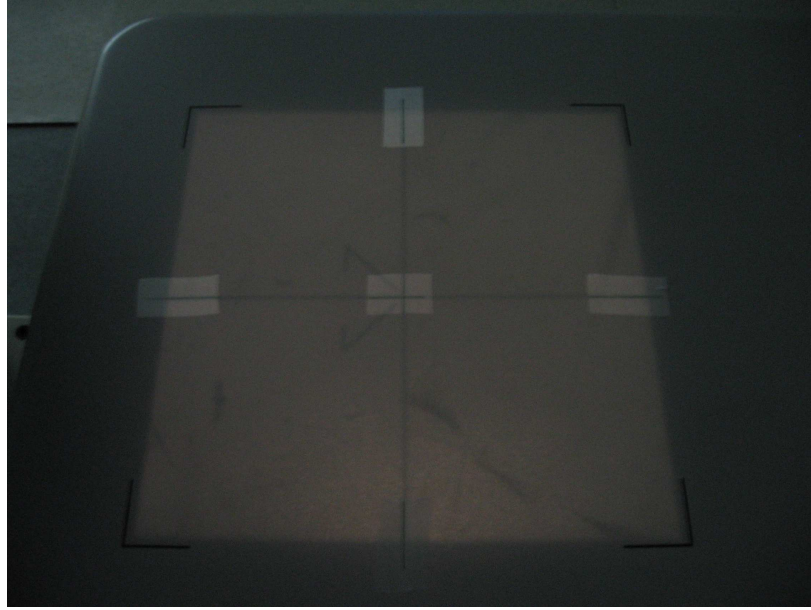
İkincisinde ise özel olarak dizayn edilmiş Penta-Guide fantom kullanılarak önce CBCT ile hacimsel görüntü alınmış sonra EPID ile 0° ve 90° gantri açılarında portal görüntü alınarak tedavi eşmerkezi ile hem CBCT'nin hemde EPID'in eşmerkezinin çakışıklığı üç boyutlu kayma değerleri elde edilerek hesaplanmıştır. Eşmerkezin X,Y,Z koordinatlarının doğruluğu hacimsel ve portal görüntüler yardımıyla tespit edilmiştir. Bu kontrol elde edilen üç boyutlu eşmerkezin MV set-up farkları grafiğe aktarılmıştır (Şekil 4.1.2.2.1.4).



Şekil 4.1.2.2.1.4 EPID yazılımının hesapladığı eşmerkezin MV set-up farkları grafiği

#### 4.1.2.2.2 Demet ve Panel Hizalanması

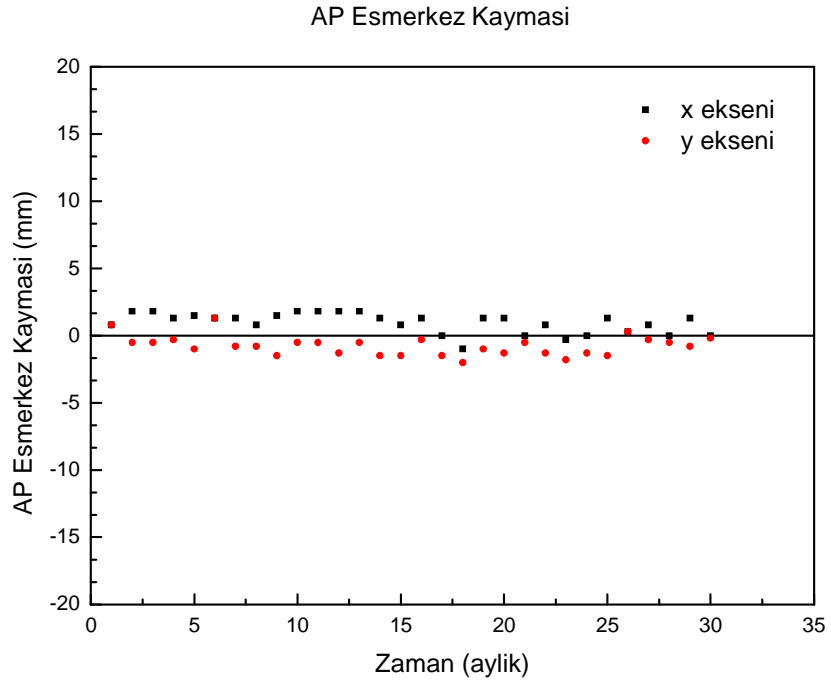
Bu amaçla sistemin alan merkezi ile panelin merkezinin çakışıklığı kontrol edilmiştir. Panel açılarak yerine pozisyonlandırılmıştır. Işık-ışın alanı panelin aktif alanını görecektir. Panelin üzerindeki işaretlerle ışık-ışın alanının ve demet eşmerkezinin panelin merkezi ile çakışıp çakışmadığı görsel olarak kontrol edilmiştir. Bu işlem 0°, 90°, 180° ve 270° kolimasyon açıları için tekrarlanmıştır. Şekil 4.1.2.2.2.1'de EPID dedektörü aktif alanı ve ışık-ışın alanının çakışıklığı gösterilmiştir.



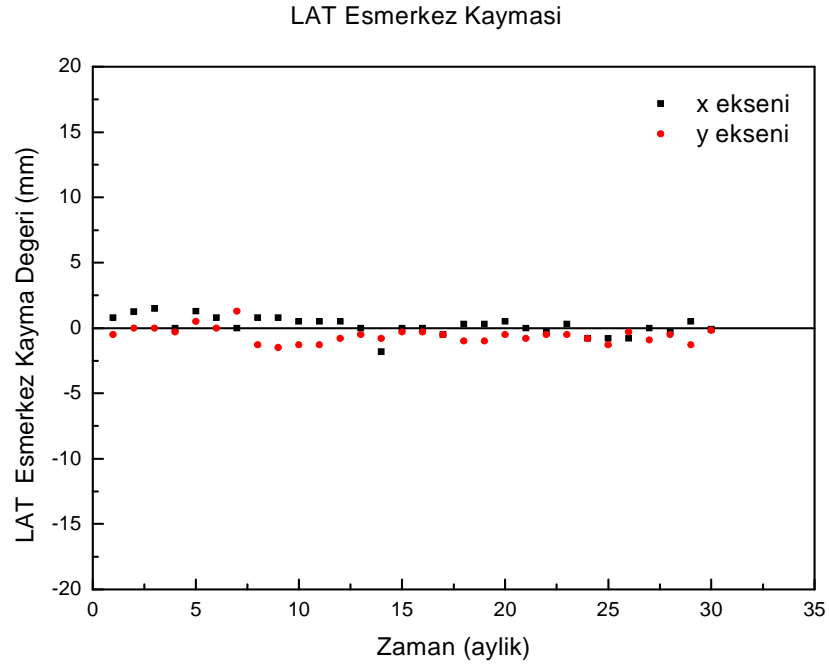
Şekil 4.1.2.2.2.1 Demet ve EPID panelin hizalanması

Nümerik değerlendirme yapabilmek için Penta-Guide fantomun yüzeyinde işaretlenmiş olan 10x10 cm<sup>2</sup>'lik alana, tanımlanan 10x10 cm<sup>2</sup>'lik tedavi alanı hizalandırılmış ve gantri 0° ve 90°'de portal görüntü alınmıştır. Penta-Guide fantom üzerinde 10x10 cm<sup>2</sup>'lik alanın merkezi ile tedavi alanının eşmerkezinin çakışıp çakışmadığı kontrol

edilmiştir. Portal görüntülerden 10x10 cm<sup>2</sup>'lik alanın merkezi ile tedavi alanının eşmerkezi arasındaki kayma miktarı hesaplanarak grafiğe aktarılmıştır. Şekil 4.1.2.2.2.2'de gantri 0°'de alınmış portal görüntülerin değerlendirmesinin olduğu grafik gösterilmiştir. Şekil 4.1.2.2.2.3'de ise gantri 90°'de alınmış portal görüntülerin değerlendirmesinin olduğu grafik gösterilmiştir.



Şekil 4.1.2.2.2.2 Anterior Posterior (AP) Eşmerkez Kayma Değeri Grafiği

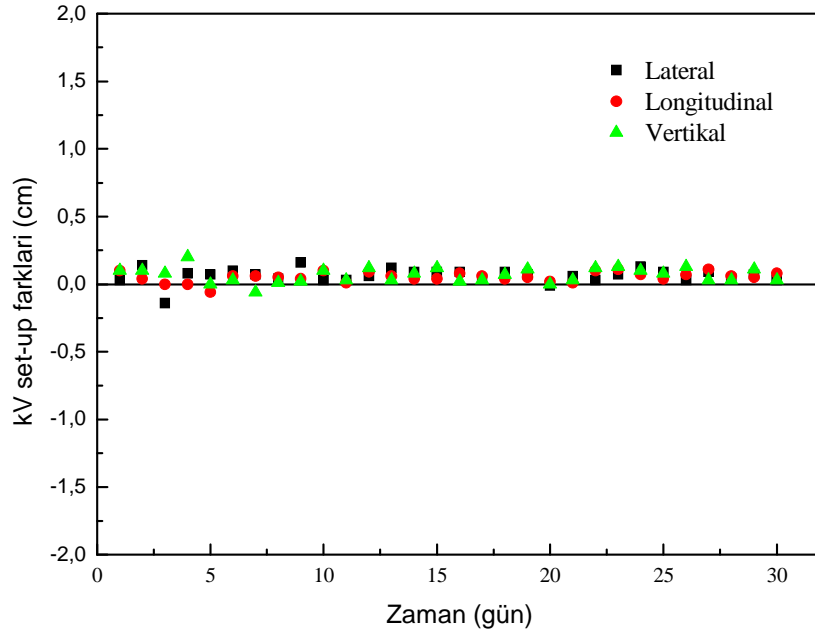


Şekil 4.1.2.2.3 Lateral (LAT) Eşmerkez Kayma Değeri Grafiği

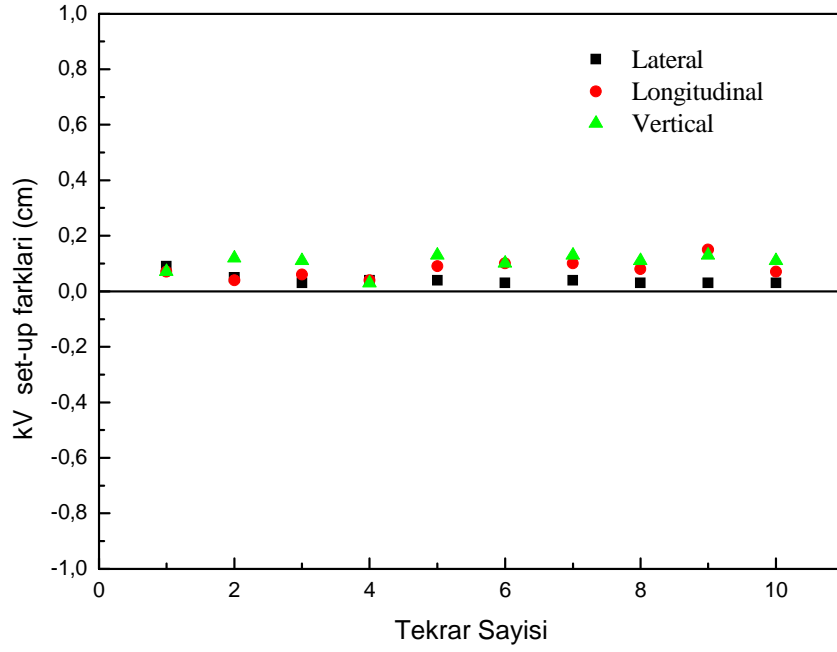
#### 4.1.2.2.3 Görüntü Kaydı ve Masa Düzeltme Doğruluğu

Görüntü alındıktan sonra, bilgisayar yazılımı pozisyonundaki kaymayı düzeltmek için uygulandığında hastayı doğru olarak tekrar pozisyonlandıran bir masa düzeltmesi hesaplar(SSRM 2010). Bu yapılan düzeltmenin doğruluğunun kontrol edilmesi sistemin doğru çalışması için çok önemlidir. Bunun kontrolü için Penta-Guide fantom gibi özel tasarlanmış fantomlar bulunmaktadır. Bu kontrolü yapabilmek için Penta-Guide fantom BT ile taranmış, konturlaması yapılarak planlama sistemine aktarılmıştır. Planlamada 6 MV foton enerjisi için  $0^\circ$  ve  $90^\circ$  gantri açılarında,  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  alanda iki tedavi demeti tanımlanmıştır. Hazırlanan bu planlama EPID ve CBCT'nin kumanda bilgisayarlarına gönderilmiştir. Penta-Guide fantomda koordinatları cm olarak (-1.0, 1.4, -1.2) olan nokta sistemin ortogonal lazerleri ile eşleştirilerek set-up yapılmış ve bu koordinatların değerleri hacimsel görüntü ile hesaplatılmıştır. Hesaplatılan bu değerler set-up'ın eşmerkezden kayma miktarını veren değerlerdir. Elde edilen kayma değerleri kullanılarak lineer hızlandırıcının masası cihazın kontrol ünitesinden otomatik olarak hareket ettirilerek eşmerkez doğru olarak konumlandırılmıştır. Yazılımın hesapladığı değerlerle, bu koordinat değerleri karşılaştırılarak hesaplamayı doğru yapıp yapmadığı

değerlendirilmiştir. Gerçek değerlerle CBCT yazılımının hesapladığı değerler arası fark yani kV set-up farkları grafiğe aktarılmıştır (Şekil 4.1.2.2.3.1). Penta-Guide fantom ile literatürde benzer çalışmalar yapılmıştır(Bissonnette 2007). Algoritma bu hesaplama değerlerini elle, kemik yapı veya gri değere göre planlamadan gelen dijital olarak yapılandırılmış görüntüleri (Digital Reconstructed Radiograf-DRR) ile eşleştirerek hesaplamaktadır. Bu ölçümlerde eşleştirme gri değere göre yaptırılmış ve bu işlemin tekrarlanabilirliği aynı görüntüde ardışık olarak 10 tekrar yaptırılarak kontrol edilmiştir. Tekrarlanabilirlik sonuçları Şekil 4.1.2.2.3.2'deki grafik ile verilmiştir. Yapılan bu işlemlerle cismin görüntü tabanlı geometrik pozisyonu ve masa için mekanik düzeltme doğruluğu IGRT yazılımı tarafından sağlanan görüntü kaydı uygulamaları ile görüntü eşleştirmesi yapılarak kontrol edilmiştir.



Şekil 4.1.2.2.3.1 CBCT yazılımının hesapladığı kV kayma değerleri grafiği



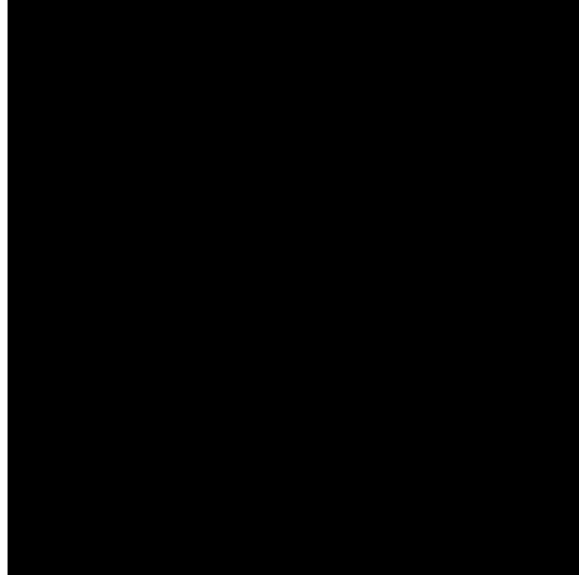
Şekil 4.1.2.2.3.2 CBCT yazılımının hesapladığı kV set-up farklarının tekrarlanabilirliği grafiği



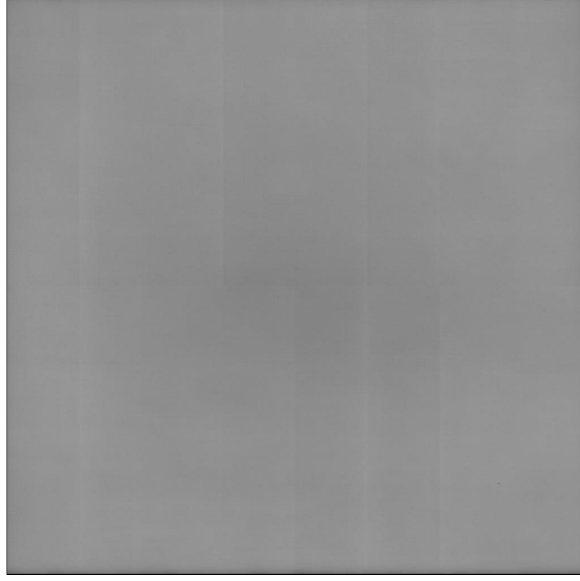
### 4.1.2.3 Görüntü Performansı

#### 4.1.2.3.1 Kalibrasyon

Çoğu EPID sistemi, bazı formlarda kalibrasyonuna ihtiyaç duyar. Kalibrasyon rutin kullanımında en iyi görüntü kalitesini oluşturabilmek için EPID'in ve lineer hızlandırıcının karakteristiklerini ve düzeltme faktörlerini sağlar. Kalibrasyon için serviste "Offset Kalibrasyonu" ve "Gain Kalibrasyonu" yapılmıştır. Bu kalibrasyonlar yapıldıktan sonra elde edilen veriler görüntü işleme aşamasında kullanılmak için bilgisayarda arşivlenmiştir. Offset kalibrasyonu için radyasyon yokken alınan görüntü Şekil 4.1.2.3.1.1'de verilmiştir. İkinci aşama kalibrasyon olan Gain Kalibrasyonuna ait görüntü de Şekil 4.1.2.3.1.2'de verilmiştir.



Şekil 4.1.2.3.1.1 Offset Kalibrasyonu için alınan görüntü

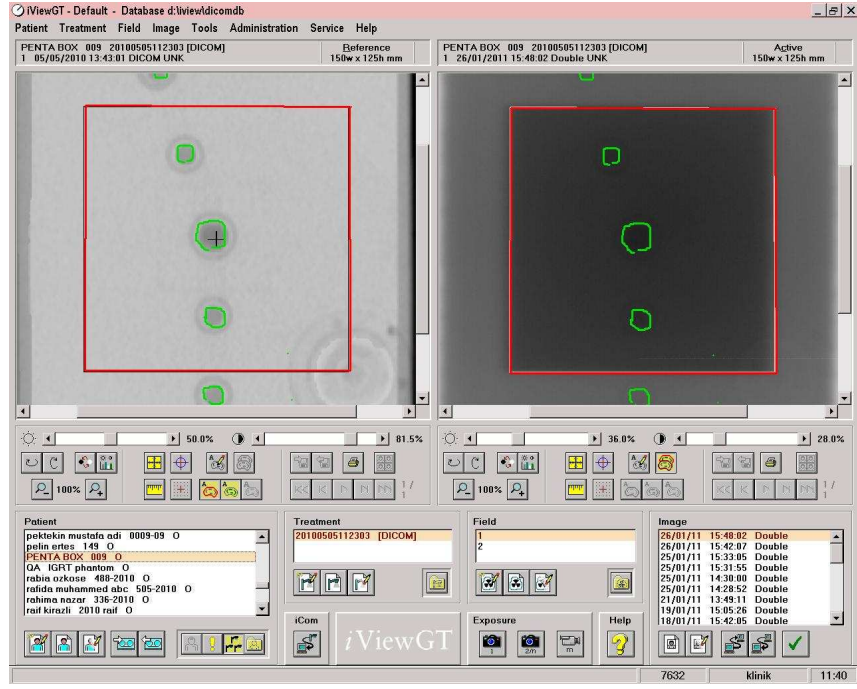


**Şekil 4.1.2.3.1.2** Gain Kalibrasyonu için alınan görüntü

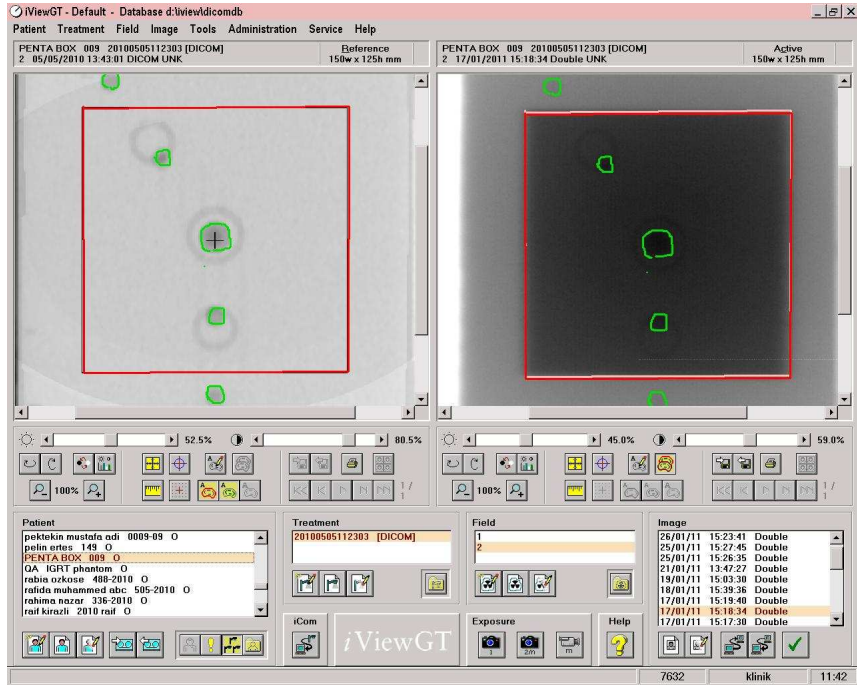
#### **4.1.2.3.2 Uzaysal Doğruluk**

Bilgisayarlı Tomografi taranıp planlamadan gelen dijital olarak yapılandırılmış görüntüler (Digital Reconstructed Radiograf-DRR) ile planar görüntüleri eşleştirmek için bu görüntüler tedavi eşmerkezine belli bir mesafede ölçeklendirilmelidir.

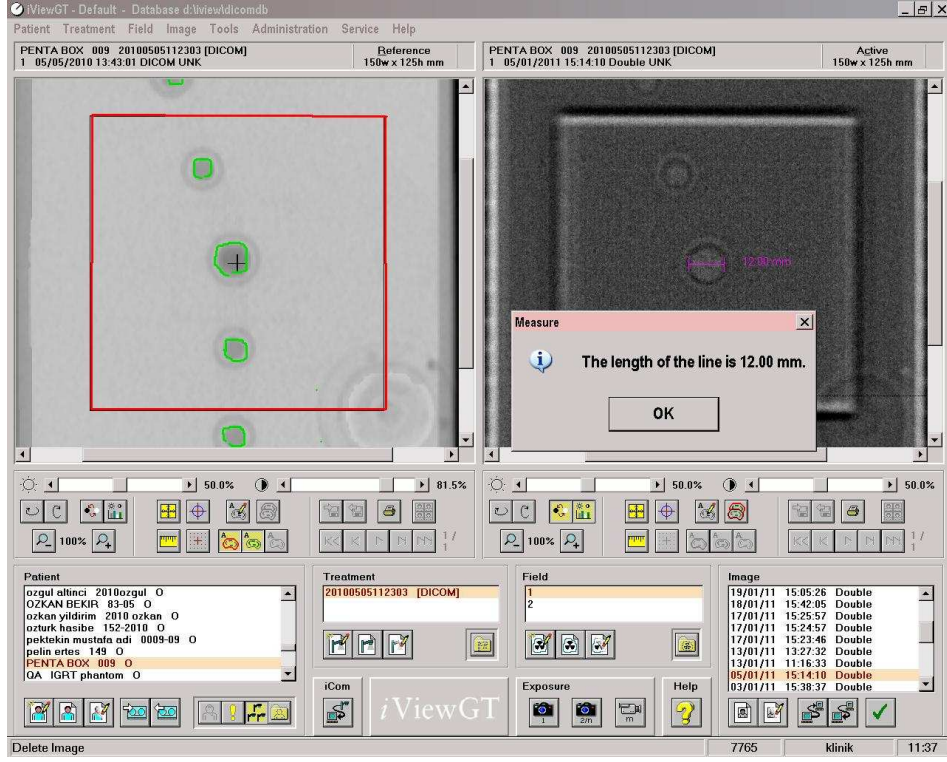
Penta-Guide fantomun gantri  $0^\circ$  ve  $90^\circ$ 'de  $10 \times 10$  cm<sup>2</sup> alandan alınan portal görüntüleri (Şekil 4.1.2.3.2.1 ve Şekil 4.1.2.3.2.2) EPID'in yazılımı kullanılarak alanın boyutu ve Penta-Guide fantomun gantri  $0^\circ$  'de iken merkezinde görülen kürenin çapı ve alanın boyutu ölçülmüştür. Bilgisayarın yazılımından elde edilen görüntüler Şekil 4.1.2.3.2.3 ve Şekil 4.1.2.3.2.4'de verilmiştir. Gantri  $90^\circ$  'de iken alınan görüntülerden de alanın boyutu ölçülmüştür (Şekil 4.1.2.3.2.5). Bu şekilde iki farklı açıda ölçeklendirme yapılmıştır. Çizelge 4.1.2.3.2.1 ve Çizelge 4.1.2.3.2.2 ile gantri  $0^\circ$  ve  $90^\circ$ 'de aylık alınan portal görüntülerin sonuçları verilmiştir.



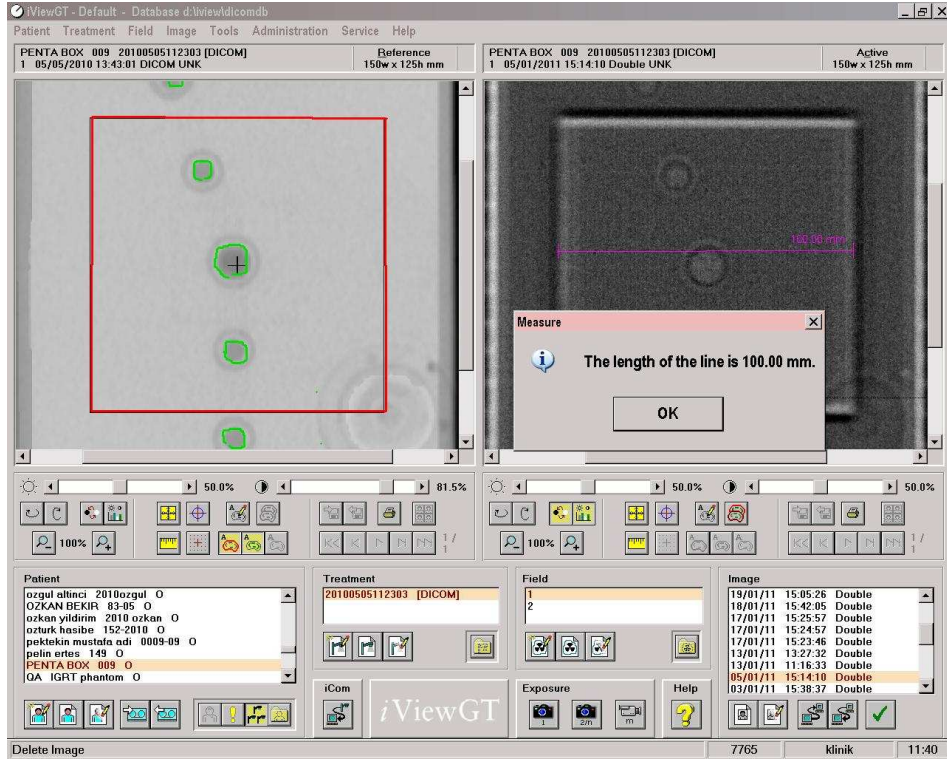
Şekil 4.1.2.3.2.1 Gantri 0° de 10x10 cm<sup>2</sup> alandan alınan portal görüntü



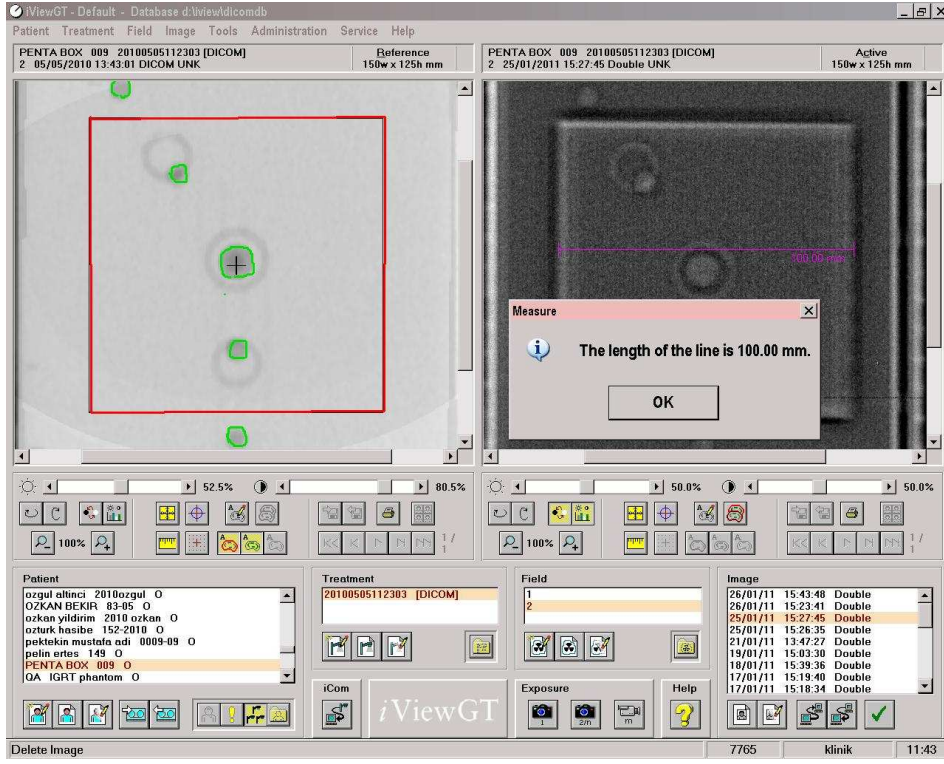
Şekil 4.1.2.3.2.2 Gantri 90° de 10x10 cm<sup>2</sup> alandan alınan portal görüntü



Şekil 4.1.2.3.2.3 Gantri 0°de 10x10 cm<sup>2</sup> alandan alınan portal görüntüde merkezi kürenin boyutunun ölçümü



Şekil 4.1.2.3.2.4 Gantri 0°de 10x10 cm<sup>2</sup> alandan alınan portal görüntüde alan boyutunun ölçümü



**Şekil 4.1.2.3.2.5** Gantri 90°'de 10x10 cm<sup>2</sup> alandan alınan portal görüntüde alan boyutunun ölçümü

**Çizelge 4.1.2.3.2.1** Gantri 0°'de ölçeklendirme sonuçları

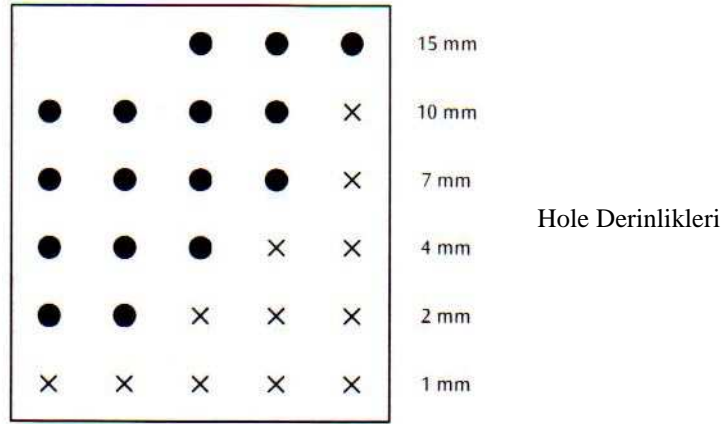
Tarih	Merkezi Küre Çapı (mm)	Alan Boyutu(mm)	Sonuç
Mart-10	12,05	100,15	√
Nisan-10	12,15	100,05	√
Mayıs-10	12,00	100,25	√
Haziran-10	12,00	100,00	√
Temmuz-10	12,00	100,25	√
Ağustos-10	11,95	100,25	√
Eylül-10	12,00	100,01	√
Ekim-10	11,95	99,75	√
Kasım-10	12,05	100,25	√
Aralık-10	12,00	100,00	√
Ocak-11	11,95	100,01	√
Şubat-11	12,00	100,00	√

**Çizelge 4.1.2.3.2.2** Gantri 90° de ölçeklendirme sonuçları

<b>Tarih</b>	<b>Alan Boyutu(mm)</b>	<b>Sonuç</b>
Mart-10	100,01	√
Nisan-10	100,05	√
Mayıs-10	100,50	√
Haziran-10	100,00	√
Temmuz-10	100,25	√
Ağustos-10	100,25	√
Eylül-10	100,00	√
Ekim-10	99,75	√
Kasım-10	100,75	√
Aralık-10	100,00	√
Ocak-11	100,01	√
Şubat-11	100,00	√

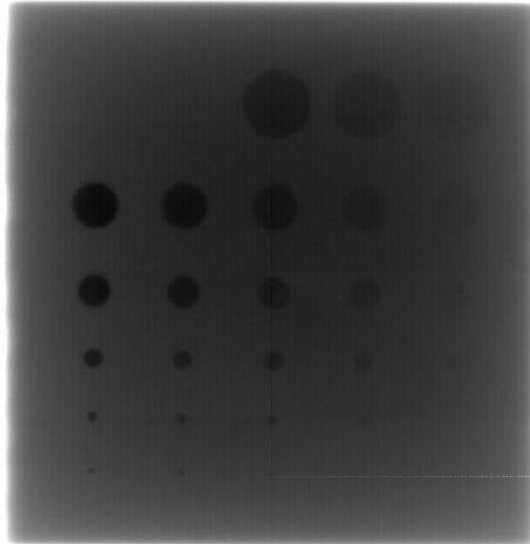
#### **4.1.2.3.3 Görüntü Kalitesi**

Çalışmamızda EPID sisteminin görüntü kalitesini test etmek için kullandığımız Las Vegas Fantomu üretici firmalar tarafından kabul testlerinde kullanılmıştır. Ancak Las Vegas fantomunun orjinal tasarımına sadık kalınmadığı için görüntü kalitesinin direkt karşılaştırılması mümkün olamamaktadır. Değerlendirme yapmak için EPID'in görüntüsü alınır ve kullanıcı bu görüntüde üretici tarafından kabulde verilen şablon ile karşılaştırma yaparak kaç tane boşluğun görülebilir olduğunu sayar. Sonuç olarak görsel değerlendirme yapılır. Bu nedenle temel değerler oluşturmak için görüntü değerlendirilirken gözlemciler arası değişkenliği en aza indirmek için değerlendirmeyi aynı kişiler yapmalıdır.

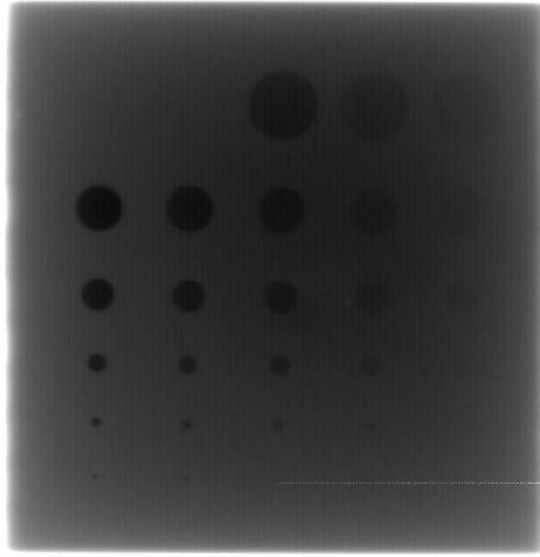


**Şekil 4.1.2.3.3.1** 6 MV X-ışını için Las Vegas Fantomu görsel değerlendirme şablonu

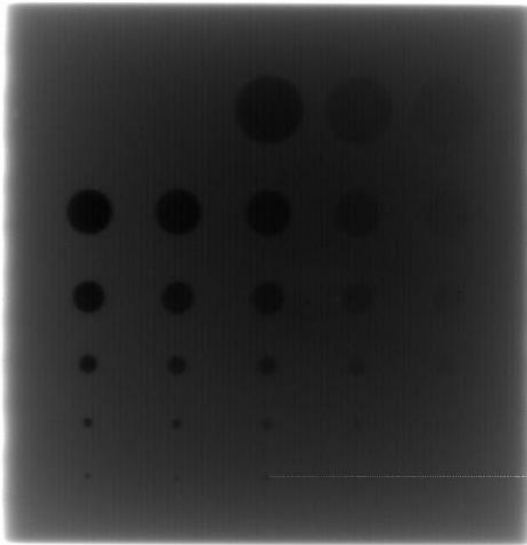
Bu şablonlarda “●” ile gösterilen görülmesi zorunlu olan, “×” ise görülmesi zorunlu olmayan boşlukları temsil ediyor. Üretici firmanın vermiş olduğu Şekil 4.1.2.3.3.1’de verilmiş olan şablona göre alınan görüntüler görsel olarak değerlendirilmiştir. Değerlendirme için alınan görüntüler Şekil 4.1.2.3.3.2, Şekil 4.1.2.3.3.3, Şekil 4.1.2.3.3.4 ve Şekil 4.1.2.3.3.5’de verilmiştir.



**Şekil 4.1.2.3.3.2** 6 MV X-ışını için Las Vegas Fantomunun doz hızı 100 MU/s için alınan görüntüsü

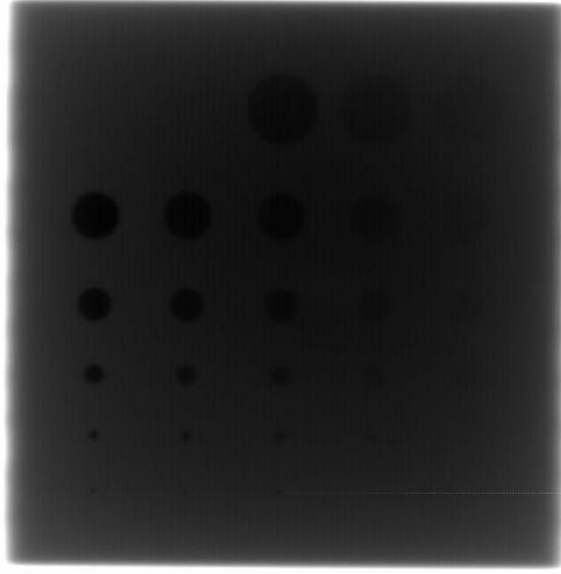


**Şekil 4.1.2.3.3.3** 6 MV X-ışını için Las Vegas Fantomunun doz hızı 600 MU/s için alınan görüntüsü



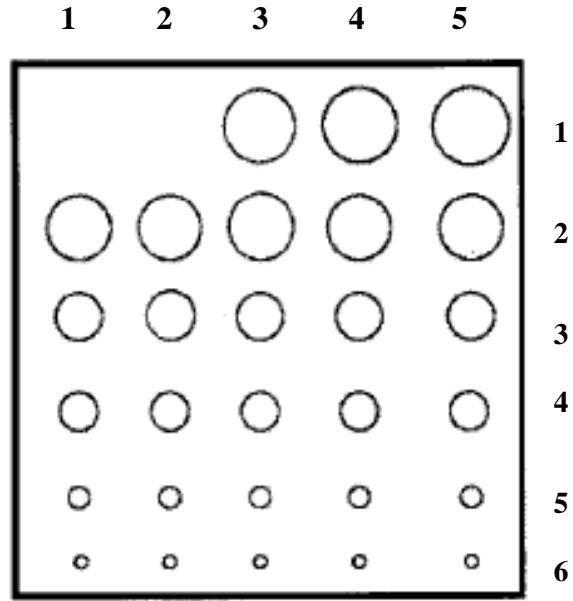
**Şekil 4.1.2.3.3.4** 6 MV X-ışını için Las Vegas Fantomunun 100 MU doz için alınan görüntüsü



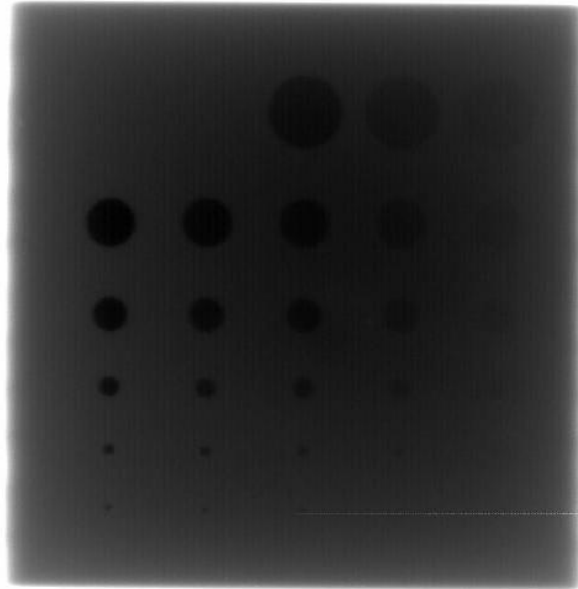


**Şekil 4.1.2.3.3.5** 6 MV X-ışını için Las Vegas Fantomunun 400 MU doz için alınan görüntüsü

Las Vegas fantom ile yapılan ölçümler protokollere göre aylık olarak yapılmalıdır (SSRM 2010). Alınan görüntüler görsel olarak değerlendirilmiş, bir sorun olduğunda ise firmaya EPID'in kalibrasyonu yaptırılarak düzeltilmiştir. Değerlendirmeyi kolaylaştırmak için fantomun satır ve sütunu numaralandırılmıştır ve Şekil 4.1.2.3.3.6'de bu şablon gösterilmiştir. Çizelge 4.1.2.3.3.1' aylık sonuçlar verilmiştir. Şekil 4.1.2.3.3.7'de ise en son Şubat 2011 için yapılmış olan Las Vegas fantomu görüntüsü verilmiştir.



Şekil 4.1.2.3.3.6 Las Vegas Fantomunun Satır ve Sütun numaralarını gösteren şablon



Şekil 4.1.2.3.3.7 Şubat 2011 ayına ait Las Vegas Fantomu görüntüsü

**Çizelge 4.1.2.3.3.1** Las Vegas Fantomu aylık görsel değerlendirme sonuçları

<b>Tarih</b>	<b>Görülen Satır</b>	<b>Satır Toleransı</b>	<b>Görülen Sütun</b>	<b>Sütun Toleransı</b>	<b>Sonuç</b>
Mart-10	5. Satır	5. Satır	3. Sütun	2. Sütun	17 delik
Nisan-10	5. Satır		3. Sütun		17 delik
Mayıs-10	5. Satır		3. Sütun		17 delik
Haziran-10	6. Satır		2. Sütun		18 delik
Temmuz-10	5. Satır		3. Sütun		17 delik
Ağustos-10	5. Satır		3. Sütun		17 delik
Eylül-10	6. Satır		2. Sütun		18 delik
Ekim-10	5. Satır		3. Sütun		17 delik
Kasım-10	5. Satır		3. Sütun		17 delik
Aralık-10	5. Satır		3. Sütun		17 delik
Ocak-11	5. Satır		3. Sütun		17 delik
Şubat-11	5. Satır		3. Sütun		17 delik

## **4.2 IGRT Sistemlerinin Hasta Tedavisinde Kullanımı**

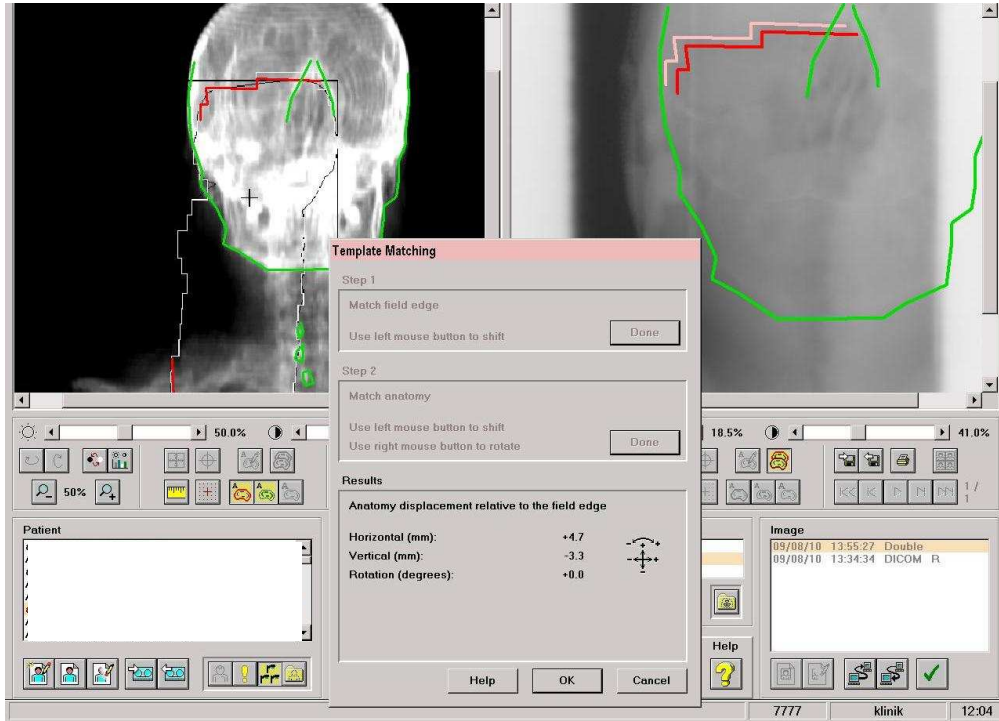
IGRT sistemleri ile yapılan tedavinin ilk aşamasında hastanın Bilgisayarlı Tomografi ile görüntüleri alınır. Bu görüntülerde konturlama bilgisayarlarında kritik organlar, Görüntülenebilir Hedef Hacim (GTV), Klinik Hedef Hacim (CTV) ve Planlanan Hedef Hacim (PTV) doktorlar tarafından konturlanır. Konturlanan görüntüler Precise planlama sistemine online olarak aktarıldıktan sonra, TPS'de hastaya uygun planlama yapılır. Sonraki aşamada ise planlamaki bilgiler tedavinin yapılabilmesi için Mosaiq bilgi sistemine ve 2B görüntüleme için EPID'in konsoluna veya 3B görüntüleme için CBCT konsoluna gönderilir. Planlamadan gelen bilgiler aktarıldıktan sonra hastanın ilk set-up'ı yapılır ve doğrulama yapmak için görüntü alma aşamasına geçilir.

### **4.2.1 EPID Sistemi ile Yapılan Kontroller**

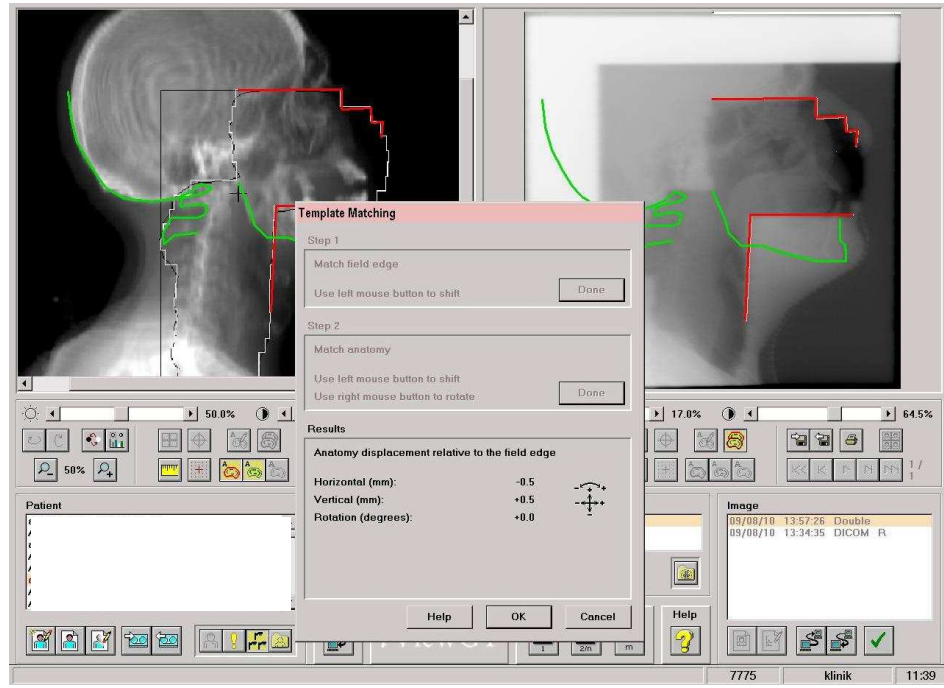
EPID Sistemi ile yapılan kontrollerde hastanın anterior-posterior (AP) ve lateral düzlemde portal görüntüleri alınır. Portal görüntüler, iki boyutlu olduğu için EPID sistemi ile yapılan kontrollerde iki farklı düzlemde görüntü alınır. AP portal görüntüsünden elde edilen horizontal değer X, vertikal değer Y doğrultularındaki set-up farklarını verir. LAT portal görüntüden elde edilen horizontal değer Z, vertikal değer yine Y doğrultularındaki set-up farklarını verir. Buradan elde ettiğimiz X, Z ve iki Y set-up farkının ortalamasından hastanın pozisyonunun 3B'lu düzlemde set-up farkları elde edilmiş olur. Kliniğimizde hastalarımızın EPID sistemi ile pozisyon doğruluğunun belirtilen şekilde kontrolünün yapıldığı farklı bölgeler için set-up farkları Çizelge 4.2.1.1'de verilmiştir. EPID sistemi ile alınan portal görüntüler Şekil 4.2.1.1, Şekil 4.2.1.2, Şekil 4.2.1.3 ve Şekil 4.2.1.4'de verilmiştir.

**Çizelge 4.2.1.1** EPID Sistemi ile alınan görüntülerden elde edilmiş set-up farkları

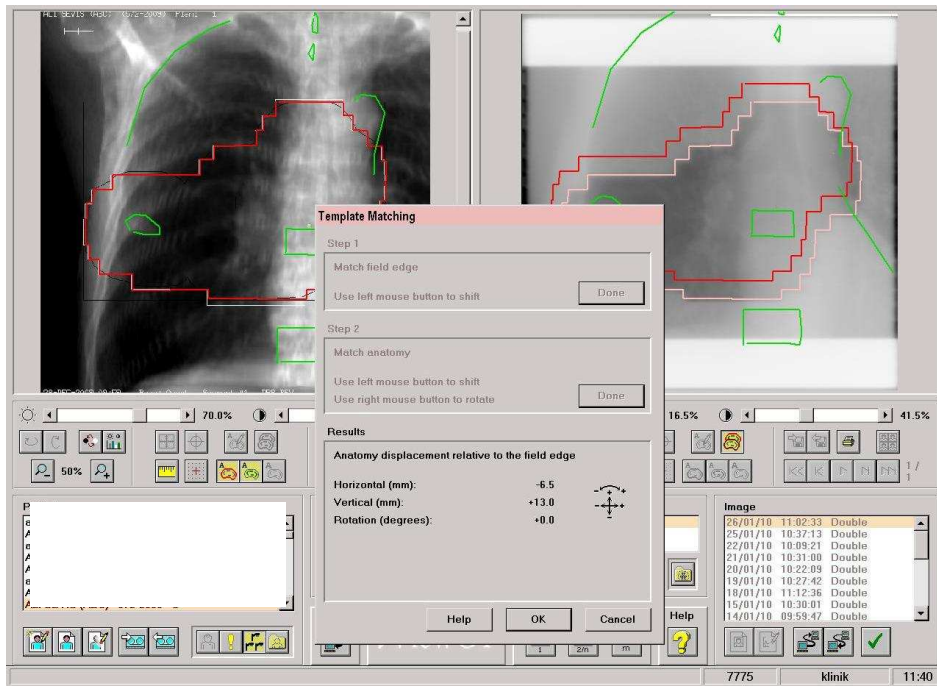
Hasta	Bölge	Set-up Farkları		
		X (cm)	Y (cm)	Z (cm)
1	Baş-boyun	-0,03	0,10	0,00
2		0,47	-0,14	-0,05
3		-0,05	0,11	0,03
4	Akciğer	-0,57	0,61	0,20
5		-0,65	0,19	0,05
6		-0,15	0,38	-0,15
7	Pelvis	0,00	0,07	0,20
8		-0,80	0,15	-0,15
9		0,27	0,10	-0,11
10	Beyin	-0,23	0,64	0,03
11		-0,05	-0,13	0,65
12	Larenks	0,00	0,14	-0,35
13	Meme	0,75	-0,25	0,00
14	Mide	-0,85	0,10	-0,30



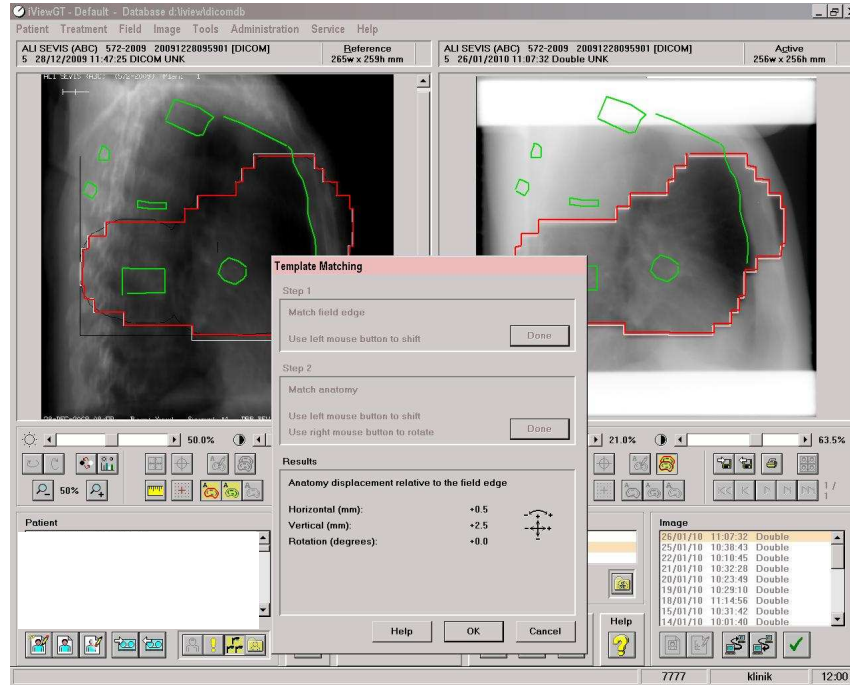
**Şekil 4.2.1.1** Çizelge 4.2.1.1'den 2 nolu hastanın EPID Sistemi ile AP düzlemden alınmış baş-boyun bölgesi tedavisi için portal görüntü



Şekil 4.2.1.2 Çizelge 4.2.1.1'den 2 nolu hastanın EPID Sistemi ile LAT düzlemden alınmış baş-boyun bölgesi tedavisi için portal görüntü



Şekil 4.2.1.3 Çizelge 4.2.1.1'den 5 nolu hastanın EPID Sistemi ile AP düzlemden alınmış akciğer tedavi bölgesi için portal görüntü



Şekil 4.2.1.4 Çizelge 4.2.1.1'den 5 nolu hastanın EPID Sistemi ile LAT düzlemden alınmış akciğer tedavi bölgesi için portal görüntü

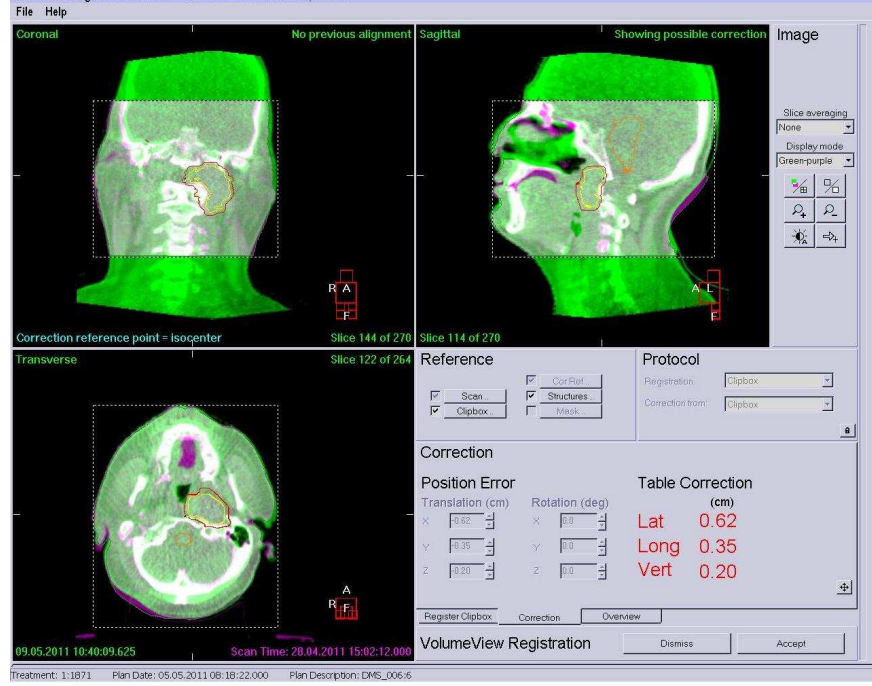
## 4.2.2 CBCT Sistemi ile Yapılan Kontroller

CBCT Sistemi ile yapılan kontrollerde, gantrinin 360° döndürülmesiyle alınan 2B görüntü setlerinden hacimsel görüntüler elde edilmiştir. Alınan hacimsel görüntünün planlamadan gelen DRR ile eşleştirilmesinden sonra sistem otomatik olarak lateral, longitudinal ve vertikal set-up farklarını verir. Bu set-up farkları otomatik olarak düzeltilmiş ve hasta doğru olarak pozisyonlandırılarak tedavi edilmiştir. Kliniğimizde hastalarımızın CBCT sistemi ile hacimsel görüntü alınarak pozisyon doğruluğunun kontrolünün yapıldığı farklı tedavi bölgeleri için 3B set-up farkları Çizelge 4.2.2.1'de verilmiştir. CBCT ile alınan hacimsel görüntülerin değerlendirmesi ile ilgili görüntüler Şekil 4.2.2.1 ve Şekil 4.2.2.2 ile verilmiştir.

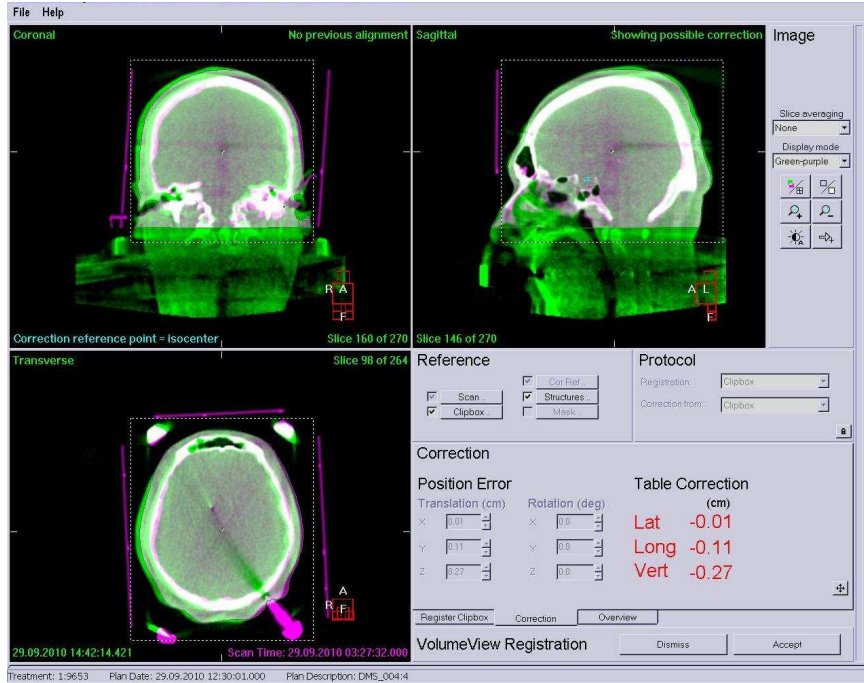
**Çizelge 4.2.2.1** CBCT Sistemi ile alınan görüntülerden elde edilen set-up farkları

<b>Hasta</b>	<b>Bölge</b>	<b>Set-up Farkları</b>		
		<b>Lateral(cm)</b>	<b>Longitudinal(cm)</b>	<b>Vertikal(cm)</b>
1	Stereotaktik Radyocerrahi	0,01	-0,11	-0,27
2		0,33	-0,25	-0,15
3		0,04	-0,02	-0,12
4	Stereotaktik Vücut Radyocerrahisi	-0,4	0,73	-0,17
5		0,82	-0,43	0,11
6		-0,62	0,56	0,36
7	Baş-boyun	0,62	0,35	0,20
8		-0,16	-0,16	-0,26
9		-0,18	0,07	-0,18
10	Akciğer	0,68	0,24	1,08
11		0,00	-3,48	0,00
12		-0,66	3,53	0,56
13	Prostat	-0,73	-0,96	0,45
14		0,39	-0,36	-0,1
15		-0,39	0,57	-0,04





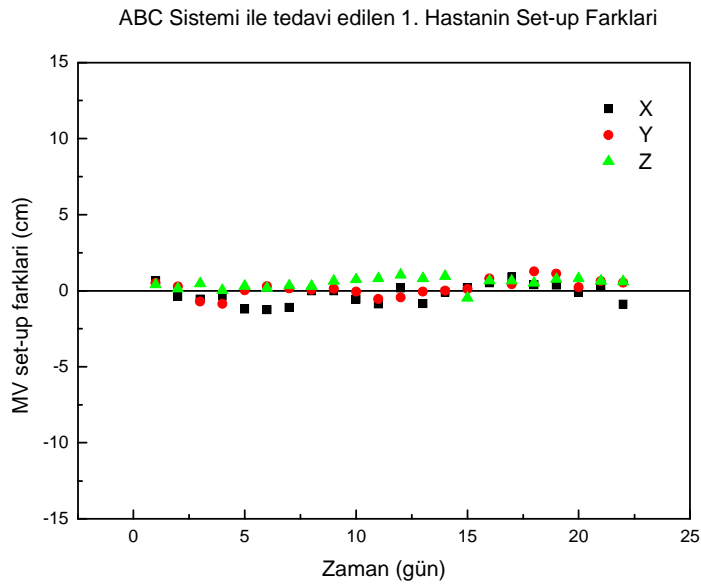
Şekil 4.2.2.1 Çizelge 4.2.2.1'den 7 nolu hastanın CBCT Sistemi ile alınmış Baş-boyun tedavi bölgesi için hacimsel görüntüsünden yapılan eşleştirme işlemi sonucu



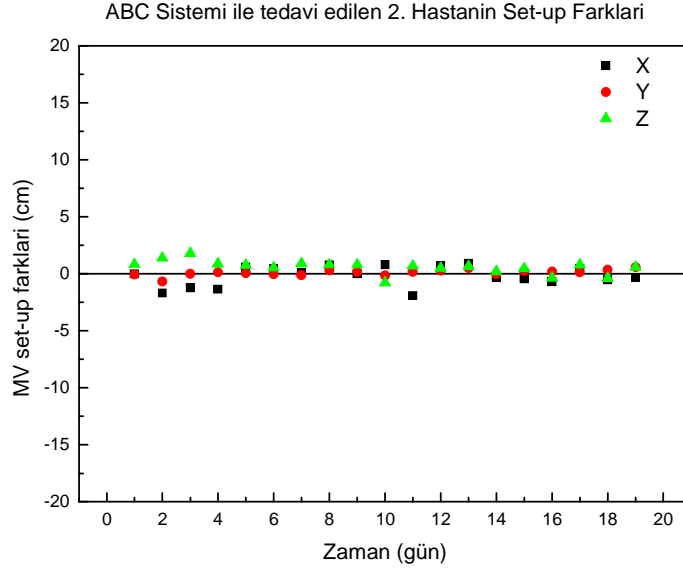
Şekil 4.2.2.2 Çizelge 4.2.2.1'den 1 nolu hastanın CBCT Sistemi ile alınmış SRS tedavi bölgesi için hacimsel görüntüsünden yapılan eşleştirme işlemi sonucu

### 4.2.3 Aktif Nefes Kontrolü (ABC) Sistemi ile Tedavi Edilen Hastaların Set-up Farkları

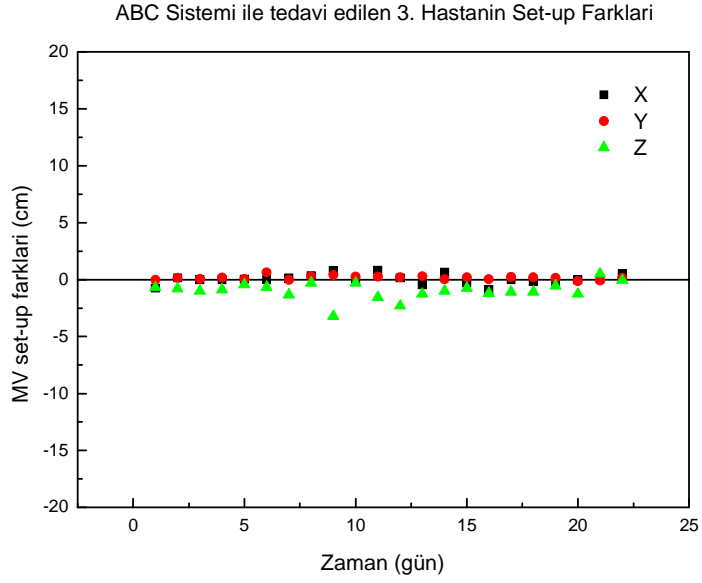
Kontrollü ve periyodik solunum hareketi, toraks, karın ve pelvis bölgesindeki bütün tümörleri etkiler. Akciğer, karaciğer, pankreas, meme, böbrek, prostat ve diğer komşu bölgelerdeki tümörler solunuma bağlı hareket etmektedir. Her ne kadar tümör yer değiştirmesi bölgeye ve organın yerine bağlı olsa da en çok rastlanan ve belirgin olanı akciğer kanseridir. Kliniğimizdeki IGRT sisteminin görüntüleme fonksiyonu sayesinde kullandığımız “Aktif Nefes Kontrolü Sistemi” akciğer kanserinin tedavisinde solunum kaynaklı olan belirsizliğin azaltılmasına olanak sağlamıştır. Bu sistem ile solunum periyodunda nefes tutturularak hedefin hareketsiz kaldığı zaman tedavi uygulanır. Bu sırada CBCT sistemi ile floroskopik görüntü alınarak hedefin takibi gerçek zamanlı yapılabilmekte ve EPID sistemi ile alınan portal görüntülerden hesaplanan hastaların set-up farkları on-line olarak düzeltilebilmektedir. Bu şekilde tedavi edilmiş üç hastanın set-up farkları grafiği Şekil 4.2.3.1, Şekil 4.2.3.2 ve Şekil 4.2.3.3’de verilmiştir. Ayrıca bu sistem sayesinde hareketten kaynaklı planlanan hedef hacme ilave edilen paylar azaltıldığı için daha az normal akciğer ışınlanmış ve hastanın toksitesinin azalması sağlanmıştır.



Şekil 4.2.3.1 ABC Sistemi ile tedavi edilen 1. Hastanın set-up farkları grafiği



Şekil 4.2.3.2 ABC Sistemi ile tedavi edilen 2. Hastanın set-up farkları grafiği



Şekil 4.2.3.3 ABC Sistemi ile tedavi edilen 3. Hastanın set-up farkları grafiği

#### 4.2.4 IGRT Sistemlerindeki Görüntüleme Yöntemlerinin Doza Katkısı

IGRT Sistemlerinin kullanımında dikkat edilmesi gereken önemli bir parametre görüntüleme sistemlerinin tedavi dozuna verdiği katkıdır. Bu nedenle çalışmamızda bu sistemlerin dozunu değerlendirmek için doz ölçümleri yapılmıştır.

EPID sistemi için IGRT Sistemlerinin hasta dozuna etkisi EPID Sistemlerinde Scanditronix Wellhöfer 12 kanal DPD-12 elektrometre ve EDP-15 (Kanal 1) in-vivo dozimetri sistemi kullanılmıştır. EDP-15 diyotu EPID sisteminin dedektörünün üzerinde dedektör merkezine yerleştirilerek portal görüntü almak için kullandığımız doz verilerek ölçüm yapılmıştır. Klinik uygulamalarda portal görüntü alınırken planlamadan gelen tedavi alanını ve ÇYK kenarlarını görmek için planlanan alandan 3 MU, planlanan alana pay verilerek açılan açık alan için 2 MU olmak üzere toplam 5 MU verilerek EPID üzerinde ölçüm yapılmış doz 5 MU için 2 cGy olarak ölçülmüştür.

CBCT Sisteminde doz ölçümü yapmak için Alderson Rando Fantom ile TLD-100 Termoluminesans Dozimetre (TLD) kullanılmıştır. Yapılan ölçümlerde gerekli alan boyutuna göre kullanılan üç farklı kolimatör için alınan ölçüm sonuçları Çizelge 4.2.4.1 ile verilmiştir.

**Çizelge 4.2.4.1** CBCT’de farklı kolimatörlerle alınan hacimsel görüntüler için doz değerleri

	<b>DOZ DEĞERLERİ (cGy)</b>		
	<b>M10</b>	<b>M15</b>	<b>M20</b>
<b>1</b>	4,3	3,8	3,9
<b>2</b>	3,8	2,7	3,4
<b>3</b>	4,7	3,4	3,7
<b>4</b>	4,2	3,1	3,5
<b>5</b>	4,2	3,1	3,4
<b>6</b>	4,7	3,8	4,5
<b>7</b>	4,0	3,4	3,9
<b>8</b>	3,5	3,1	3,9
<b>9</b>	4,2	3,7	4,7
<b>10</b>	3,9	3,5	4,3
<b>11</b>	4,6	4,1	5,1
<b>12</b>	3,9	3,6	4,5

## **5 TARTIŞMA VE SONUÇ**

Radyoterapi’de teknolojideki gelişmeler yardımı ile Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi ve Stereotaktik Radyocerrahi tedavi tekniklerinde olduğu gibi konformitesi yüksek doz dağılımları elde etmek mümkün olabilmektedir. Konformitesi yüksek planlamalarda her tedavide Planlanan Hedef Hacmin lokalizasyonunun, demetin doğru hedeflenmesinin ve dozimetrik doğruluğunun kontrolüne ihtiyaç vardır. Bu ihtiyaçdan dolayı geliştirilmiş olan Görüntü Rehberliğinde Radyoterapi Sistemleri, tedavi sırasında görüntü alınmasına, tedavide set-up’dan ve soluk alıp-verme gibi doğal belirsizliklerden kaynaklanan farkları düzeltmeye olanak sağlamaktadır. Kullanım amacına uygun olarak çeşitli Görüntü Rehberliğinde Radyoterapi Sistemleri geliştirilmiş ve kullanılmaktadır. Bunlardan Gantriye Monte Görüntü Rehberliğinde Radyoterapi Sistemleri son yıllarda yaygın olarak kullanılmaya başlanmış sistemlerdir. Yaygın kullanımı ile bu sistemlerin kalite kontrollerinin belirlenmesine olan ihtiyaç da artmıştır. Bu nedenle bu çalışmada bu sistemlerin kalite kontrollerinin belirlenmesi amaçlanmıştır. Kalite kontrol testleri tespit edilip uygulandıktan sonra bu sistemlerin klinik uygulamadaki avantajları değerlendirilmiştir.

### **5.1 Gantriye Monte IGRT Sistemlerinde Kalite Kontrol Testleri**

#### **5.1.1 Lineer Hızlandırıcının Rutin Kalite Kontrol Testleri**

Bu amaçla GATA Radyasyon Onkolojisi AD’da bulunan Gantriye Monte Görüntü Rehberliğinde Radyoterapi Sisteminde kalite kontrol parametrelerini belirlemek için çalışmalar yapılmıştır. Bu çalışmaların ilk aşamasında daha önceden yapılmış çeşitli çalışmalarla ve protokollerle belirlenmiş olan lineer hızlandırıcıların Çizelge 4.1.1.1’de verilmiş olan rutin kalite kontrol testleri yapılmıştır. Kalite kontrol testlerinde protokollere uymayan parametreler cihaz bakım mühendislerine düzeltilmiş cihazın doğru çalışması sağlanmıştır.

## **5.1.2 Elektronik Portal Görüntüleme Cihazının Kalite Kontrol Testleri**

İkinci aşamada sistemin portal görüntüleme yapmasına olanak sağlayan Elektronik Portal Görüntüleme Cihazının kalite kontrol testleri yapılmıştır. Bu sistemler yeni olduğu için çalışmalar yapılmakla birlikte çok fazla kesin sonuç yoktur ve yapılabilecek kalite kontrol testlerinin ayrıntıları, sıklıkları ve toleransları kliniğe ait teknik ekipmana da bağlıdır (SSRM 2010). Çalışmamızda Çizelge 4.1.2.1’de verilmiş testler yapılmıştır. Bu çizelgeye göre bu sistemin kalite kontrol testleri Güvenlik Sistemleri, Geometrik Doğruluk ve Görüntü Performansı ana başlıkları altında toplanmıştır.

### **5.1.2.1 Güvenlik Sistemlerinin Kalite Kontrol Testleri**

#### **5.1.2.1.1 İnterlock’larının kontrol testleri**

Bu testler ile interlock’ların cihazın çalışmasını engelleyip engellemediği kontrol edilmiş fonksiyonel olduğu tespit edilmiştir. Bu testler günlük olarak yapılmıştır. İnterlock’lar cihazın çalışır durumda iken herhangi bir sorunla karşılaşıldığında sisteme müdahale edip durdurma olanağı sağlayan sistemlerdir. Düzgün çalışması hayati önem taşımaktadır. Bu testlerin lineer hızlandırıcıların günlük yapılan güvenlik testlerine dahil edilip günlük yapılması önerilmektedir.

#### **5.1.2.1.2 “Beam On” Göstergesi**

IGRT Sistemlerinde lineer hızlandırıcılara ait “Beam On” göstergesi aynı zamanda görüntüleme sistemleri kV, MV ve kV+MV bütün tedavi ve görüntüleme durumları için de kullanılabilir şekilde tasarlanmıştır. “Beam On” göstergesi görüntüleme durumlarında da radyasyon varken “Kırmızı”, radyasyon yokken “Yeşil” ve beklemede iken “Sarı” yanmaktadır. Testlerde “Beam On” göstergesi ışığının duruma uygun yanıp yanmadığı kontrol edilmiş fonksiyonel olduğu tespit edilmiştir. Günlük yapılan kontroller ile de fonksiyonel kalması sağlanmıştır.

### **5.1.2.1.3 Çarpışma Engelleyici Sistem**

IGRT sisteminin görüntüleme fonksiyonlarına ait MV ve kV dedektör panelleri ile X-ışını tüpünde bulunan “Çarpışma Engelleyici Sistemler” lineer hızlandırıcılarda olduğu gibi çarpışma anında sistemin çalışmasını durduracak şekilde tasarlanmıştır. Bu sayede, hastanın ya da sistemin kendisine zarar verecek bir çarpmanın önüne geçilmiş olur. Bu sistemin her an çalışır durumda olması gerekir. MV ve kV Dedektörlerine ait Dedektör Yüzeyi, Dedektör Kolu, A-B Yönü, Dedektör Merkezi ve Stop Motors touchguard’ları ile X-Işını Tüpü Touchguard’ı sistem çalışır durumda iken kontrol edilmiş ve hepsinin fonksiyonel olması sağlanmıştır. Bu testlerle ilgili sonuçlar Çizelge 4.1.2.1.3.1’de verilmiştir. Bu testlerin haftalık olarak yapılması gerekmektedir(SSRM2010). Çalışmamız süresince bu kontroller haftalık olarak yapılmış fonksiyonel kalması sağlanmıştır.

### **5.1.2.2 Geometrik Doğruluk Kalite Kontrol Testleri**

#### **5.1.2.2.1 Eşmerkez**

Bu kontrol “Eşmerkez Kontrol Düzeneği” kullanılarak günlük ve Penta-Guide fantom kullanılarak aylık olmak üzere iki şekilde yapılmıştır. Birinci yöntem “Hızlı Kontrol” olarak tanımlanmıştır. Eşmerkez Kontrol Düzeneği ile günlük olarak lineer hızlandırıcının ortogonal lazerlerinin doğruluğunun kontrolüne dayalı bir yöntemdir. Sistemin lazerlerinin doğruluğu onaylandıktan sonra radyasyon alanının eşmerkezi ile lazerlerin çakışıklığı kontrol edilmiştir. Bu kontrol testi için tolerans 2 mm’dir (SSRM2010). Lazerlerin merkezi ile eşmerkez farkı 2mm’lik sınırlar içinde olmalıdır. Eşmerkez Kontrol Düzeneği ile yapılan testlerin sonucunda kayma miktarı tolerans limitleri içerisinde kalmıştır. 2 mm ’den fazla kayık olduğunda ise gerekli olan düzeltmeler yaptırılarak toleranslar içinde kalması sağlanmıştır. Eşmerkez Kontrol Düzeneğinin olmadığı durumlarda lazerlerin kontrolü için klinikte kullanılan yöntem ile günlük kontrol yapılabilir.

İkinci yöntemde ise Penta-Guide fantom ile gantri 0° ve 90°’de portal görüntü alınıp bu görüntüler değerlendirilmiştir. Portal görüntülerden elde edilen verilerle sistemle tedavi



eşmerkezinin farkı üç boyutlu olarak hesaplanmış ve grafiğe aktarılmıştır. Değerlendirme sonuçlarından Şekil 4.1.2.2.1.4'deki grafik elde edilmiştir. Bu sonuçlar literatürde Penta-Guide Fantom ile yapılan kontrollerle uyumludur(Sykes 2008). Bu kontrol aylık olarak tekrarlanmalıdır ve toleransı 2 mm'dir(SSRM2010). Çalışmamızda kontrolleri haftalık olarak yapılmıştır ve Şekil 4.1.2.2.1.4'deki grafikte de görüldüğü gibi eşmerkezin kayması 2 mm'lik tolerans içinde kalmıştır.

#### **5.1.2.2.2 Demet ve Panelin Hizalanması**

Geometrik doğruluğun önemli testlerinde birisi de “Demet ve Panelin Hizalanması” testidir. Sistem planlamadan gelen ve set-updan elde edilen görüntülerin eşleştirilmesi işlemine dayalı olarak set-up farklarını hesaplamaktadır. Demet ve Panel doğru hizalanmazsa görüntüde bozulmalara ve artefaktlara neden olur. Bu da yapılan eşleştirme işleminde ve set-up farklarını hesaplamada hatalara neden olur. Hatalı set-up değerleri de hastanın yanlış pozisyonlanması anlamına gelmektedir. Bu nedenle bu testin yapılması IGRT sisteminin amacına uygun hizmet etmesi açısından oldukça önemlidir.

Çalışmamızda bu test iki farklı şekilde yapılmıştır. İlk yöntemde cihaz bakım mühendislerinin de kullandığı yöntem olan panelin aktif alanı üzerinde  $26 \times 26 \text{ cm}^2$  boyutunda ışık-ışın alanı görsel olarak kontrol edilmiştir. Ancak bu yöntem görsel olduğu için yeterli gelmemiş nümerik değerlendirme yapabilmek için Penta-Guide fantomun ile  $0^\circ$  ve  $90^\circ$  gantri açılarında portal görüntüsü alınarak bu görüntüler değerlendirilmiştir. Elde edilen portal görüntülerden  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 'lik alanın merkezi ile tedavi alanının eşmerkezi arasındaki set-up farkları hesaplanarak grafiğe aktarılmıştır. Şekil 4.1.2.2.2.2'de gantri  $0^\circ$ 'de AP Eşmerkez Kayma Değerinin olduğu grafik gösterilmiştir. Şekil 4.1.2.2.2.3'de ise gantri  $90^\circ$ 'de LAT Eşmerkez Kayma Değerinin olduğu grafik gösterilmiştir. Bu testin aylık yapılması gerekmektedir ve toleransı 2 mm'dir. Sonuçlarımız toleranslar içinde kalmıştır. Ayrıca bu değerlerden hesapladığımız ortalama değerleri  $X=0,9 \text{ mm}$ ,  $Y=-0,69 \text{ mm}$  ve  $Z=0,18 \text{ mm}$ 'dir bu

literatürde (Sykes 2008) Penta-Guide fantomla yapılan çalışmadaki ortalama sonuçlar  $X=-0,23$  mm,  $Y=-2,31$  mm ve  $Z=-0,07$  mm olarak bulunmuştur.

### 5.1.2.2.3 Görüntü Kaydı ve Masa Düzeltme Doğruluğu

IGRT Sistemlerinin en önemli avantajlarından biri de görüntüleme yardımı ile bulduğumuz set-up farklarını düzeltmemize de olanak sağlamasıdır. Geometrik Doğruluğun önemli bir diğer testi de bu düzeltmeyi ne kadar doğrulukla yaptığını kontrol etmektir. Testin temel amacı, bilinen bir set-up farkını algoritmanın ne kadar doğru hesapladığını ve bu farkı otomatik olarak ne kadar doğru düzelttiğini kontrol etmektir. Çalışmamızda bu kontrol “Penta-Guide Fantom” ile yapılmıştır. Penta-Guide Fantomda koordinatları cm olarak (-1.0, 1.4, -1.2) olan nokta sistemin bilinen set-up farkı olarak ele alınmış ve eşmerkez bu noktaya hizalandırılmıştır. Bu koordinatların değerleri CBCT yardımıyla alınan hacimsel görüntü ile hesaplatılmıştır. Hesaplatılan bu değerler set-up’ın eşmerkezden kayma miktarını veren değerlerdir. Elde edilen kayma değerleri kullanılarak lineer hızlandırıcının masası cihazın kontrol ünitesinden otomatik olarak hareket ettirilerek eşmerkez doğru olarak konumlandırılmıştır. Gerçek değerlerle CBCT yazılımının hesapladığı değerler arası fark yani kV set-up farkları Şekil 4.1.2.2.3.1’de grafiğe aktarılmıştır. Bu grafiği değerlendirdiğimizde kV set-up farkları ortalama  $X=0,6$  mm,  $Y=0,5$  mm ve  $Z=0,6$  mm olarak bulunmuştur, literatürde Sykes ve ark. tarafından Penta-Guide ile yapılan çalışmalarda ortalama değerler  $X=0,41$  mm,  $Y=0,08$  mm ve  $Z=0,06$  mm olarak bulunmuştur. SSRM2010 protokolünde eşmerkezden kayma miktarının toleransı 2 mm’dir aldığımız sonuçlar da tolerans içinde kalmıştır. Bu kalite kontrol testi haftalık yapılmalıdır. Bizim çalışmamızda bu test cihazımız yeni kurulan bir cihaz olduğu için daha sık kontrol edilmiş ve günlük olarak yapılmıştır. Ayrıca bu testde eğer sistemin masası hekzapot masa yani rotasyonel hareket etme yeteneğine de sahip olsaydı set-up farklarında açısal set-up değerleri de hesaplatılmalıdır. Açısal set-up değerleri için tolerans da  $1^\circ$ ’dir (SSRM2010).

Ayrıca bu set-up farklarının eşleştirmelerinin ne kadar doğrulukla hesaplandığını görebilmek için alınan tek bir hacimsel görüntüde algoritmaya ardışık eşleştirme

yaptırılarak tekrarlanabilirlik kontrol edilmiştir. Tekrarlanabilirlik sonuçları Şekil 4.1.2.2.3.2'deki grafik ile verilmiştir. Algoritma ardışık eşleştirmede de birbirine çok yakın hesaplamalar yapmıştır.

### **5.1.2.3 Görüntü Performansı**

#### **5.1.2.3.1 Kalibrasyon**

EPID sistemleri yumuşak dokuyu ve hedefi bir bütün olarak yeteri kadar iyi kalitede görüntülerler. Bununla birlikte EPID, kemik sınırlarına ve/veya hedefe daha önceden yerleştirilmiş olan radyo-opak işaretleyicilerin pozisyonlarına göre planlanan hedef pozisyonuna karar vermek için oldukça kullanışlıdır. MV görüntüleyici her tedaviden önce portal görüntü alınarak hedefin pozisyonunu doğrulama olanağı sağlar. Bu nedenle doğru çalışması oldukça önemlidir ve EPID'ler düzenli olarak kalibre edilmelidirler. Kalibrasyon rutin kullanımda en iyi görüntü kalitesini oluşturabilmek için EPID'in ve lineer hızlandırıcının karakteristiklerini ve düzeltme faktörlerini sağlar. Kalibrasyon için "Offset Kalibrasyonu" ve "Gain Kalibrasyonu" yapılmıştır. Bu kalibrasyonlar Herman ve ark ve Menon ve ark. tarafından yapılan çalışmalarda da önerilen kalibrasyon işlemleridir. Offset kalibrasyonu için alınan görüntü Şekil 4.1.2.3.1.1'de, Gain Kalibrasyonuna ait görüntü de Şekil 4.1.2.3.1.2'de verilmiştir. Çalışmamız süresince bu kalibrasyonlar aylık olarak servis mühendislerine yaptırılmıştır. SSRM 2010 protokolüne göre a-Si panelin bu kalibrasyonları yıllık ya da görüntülemeyle ilgili herhangi bir parça değişiminde tekrarlanmalıdır. Panelin değişmesi durumunda ise Bad Piksel Map yeni panel için tekrar yüklenmelidir.

#### **5.1.2.3.2 Uzaysal Doğruluk**

EPID sistemi ile görüntü alındığında doğru eşleştirme yapması ve doğru olarak set-up farklarını verebilmesi için bu görüntüler tedavi eşmerkezine belli bir mesafede ölçeklendirilmelidir. Bu ölçeklendirme farklı gantri açılarında yapılmalıdır. Çalışmamız süresince bu amaçla Penta-Guide Fantom ile gantri  $0^\circ$  ve  $90^\circ$ 'de ölçeklendirme yapılmıştır. Bu amaçla her iki açıda alan boyutu ve  $0^\circ$ 'de merkezi kürenin çapı

ölçülmüştür. Alan boyutu için 10x10 cm<sup>2</sup> alandan portal görüntü alındığı için referans değer 10 cm, merkezi kürenin çapı 1.2 cm olduğu için değerlendirme bu değerlere göre yapılmıştır.

### **5.1.2.3.3 Görüntü Kalitesi**

Görüntüleme sistemlerinin en önemli performans testi “Görüntü Kalitesi Testi”dir. EPID sisteminin görüntü kalitesini değerlendirmek için kullanılan en temel yöntem Las Vegas Fantomu ile görüntü alınıp bu görüntünün görsel olarak değerlendirilmesidir. EPID sistemleri için Las Vegas Fantomu kabul testlerinde ve sonra rutin kalite kontrol testlerinde yaygın kullanılan bir fantomdur. Görülebilen belirgin bir delik verilen lineer hızlandırıcı/EPID kombinasyonu için spesifik ayırma gücünü temsil eder ve değerlendirme buna göre yapılır. İyi monte edilmiş EPID tipik olarak 17 deliği ayırtedebilir(Herman 2000,AAPM 2001). Kliniğimizde bulunan IGRT sistemine ait EPID sistemi için üretici tarafından verilen, bu firmanın tasarımı olan Las Vegas Fantomu kullanılmıştır. Şekil 4.1.2.3.3.1’de verilmiş olan firmanın şablonuna göre değerlendirme yapılmıştır. Bu şablona göre 5. satır, 3.sütunda olan 2 mm çaplı delik görülebilir olmalı genel olarak da görüntülerde 17 adet delik ayırtedilebilmiştir. Bu kontroller aylık olarak yapılmış sonuçlar Çizelge 4.1.2.3.3.1’de verilmiştir. 100 MU/dakika- 600MU/dakika aralığında farklı doz hızlarında Las Vegas fantom ile alınan görüntüler incelenerek deliklerin görünübilirliklerinin doz hızına bağlı değişimi incelenmiştir. Literatürde (Menon 2004) yapılan benzeri çalışmadaki gibi doz hızına bağımlılık çalışmamızda görülmemiştir. Yapılan çalışmada doz hızı arttıkça görünebilen delik sayısı artmış bizim çalışmamızda delik sayısı 17 olarak kalmıştır.

### **Las Vegas Fantomun Avantajları**

- Temini kolaydır. Üretici firma her yeni EPID ile birlikte kullanıcıya fantomu verir.

## **Las Vegas Fantomun Dezavantajları**

- Değerlendirmesi tamamen görseldir. Sonuç doz, kazanç ve offset ayarları, Sinyal gürültü oranı (SNR), görüntü işleme, oda ışığı, kullanıcının deneyimi, görüntüleme ekranı gibi pek çok parametreye bağlıdır. Ancak bunlarla ilgili değerlendirme yapılamamaktadır.
- Bir cihazın sonuçları, diğer cihazın sonuçları ile karşılaştırılmaz çünkü görüntü kalitesi doza ve doz hızına bağlıdır.
- Sonuçlar bir merkezden diğerine veya bir EPID'den diğerine karşılaştırılmaz. Çünkü üretici firmaların Las Vegas Fantomlarının dizaynı ve kalınlıkları farklıdır. Her üretici kendine özel Las Vegas Fantomu tasarlamıştır.
- Yüksek çözünürlükteki dedektörlerde bütün boşluklar görülebilir ve görüntü kalitesinin ne olduğuna bakılmaksızın test geçti kabul edilir.
- Protokol ve kalite kontrol için temel parametreleri oluşturmak mümkün değildir. Çünkü sayısal bir sonuç yoktur.

Kliniğimizde görüntü kalitesini değerlendirmek için Las Vegas Fantomu bulunmaktadır. Bu nedenle sadece görsel değerlendirme yapılmıştır. EPID sistemlerinin görüntü kalitesi testleri için tasarlanmış EPID Fantomları mevcut olmakla birlikte yaygın kullanımda değildir. Bizim önerimiz eğer olanak varsa EPID'in kontrolleri bu fantomlarla yapılmalıdır. Bu fantomlar ile Uzaysal Ayırma Gücü, Kontrast Ayırma Gücü, Gürültü/Kontrast-Gürültü Oranı ve Görüntü Homojenitesi gibi nümerik değerlendirmeler yapılarak görüntü kalitesi test edilmelidir.

## **5.2 IGRT Sistemlerinin Hasta Tedavisinde Kullanımı**

Görüntü Rehberliğinde Radyoterapi Sistemleri, tedavinin hemen öncesinde ve tedavi boyunca hedefin ve kritik organların pozisyonlarındaki hataların ölçülmesi ve düzeltilmesi için kullanılır. En yaygın kullanımda olan Gantriye Monte IGRT sistemleri kliniğimizde 2008 yılında kurulmuş ve halen aktif olarak kullanılmaktadır. Bu sistemde mevcut olan 2B portal görüntü almaya olanak sağlayan EPID sistemi ve hacimsel ve floroskopik görüntü almaya olanak sağlayan CBCT sistemi ile hastaların tedavi pozisyonunun verifikasyonu yapılmaktadır. Çalışmamızda tedavi ettiğimiz hastaların ilk

set-up'ında ve daha sonraki günlerinde belli periyotlarla kontrolleri EPID ve/veya CBCT ile yapılmıştır.

EPID sistemi ile ölçülen set-up farkları Çizelge 4.2.1.1 ile verilmiştir. Alınan portal görüntülerden elde edilen set-up farkları  $\pm 1,0$  cm değerleri arasında değişmektedir. Bu sonuçlar literatürdeki çalışmalarla uyumludur(Sorcini 2006).

CBCT ile ölçülen set-up farkları Çizelge 4.2.2.1 ile verilmiştir. CBCT ile elde edilen set-up farkları  $\pm 1,0$  cm değerleri arasında değişmektedir. Bu sonuç Sorcini ve ark. yayınındaki sonuçlarla uyumludur.

Bu farklardan da görüldüğü gibi hastanın ilk set-up'ları sistemin lazerleri ile planlamadan elde edilen set-up noktalarına göre dikkatlice yapılmasına karşın hastanın bölgesine göre farklar olmaktadır. Özellikle baş-boyun hastalarında maske ve SRS hastalarında sabitleyici frame kullanılmasına rağmen belirgin set-up farkları olmakta ve bunlar tedavinin toksitesini arttırmaktadır. IGRT sistem sayesinde farklar düzeltilmekte özellikle fraksiyonlar arası hata minimuma indirilmiş olmaktadır.

IGRT sistemlerinin diğer bir olanağı ise soluk alıp-verme de olduğu gibi kontrollü ve periyodik hedeflerin on-line olarak lokalizasyonunu sağlamasıdır. Kliniğimizde bulunan Aktif Nefes Kontrol sistemi ile özellikle akciğer hastalarında yüksek lokal kontrol sağlanabilmektedir. Radyoterapide Akciğer kanseri tedavisinde solunuma bağlı tümör hareketi nedeniyle 3-boyutlu olarak internal marjin tespit edilmesi gerekir. Tedavi ABC sistemi ile nefes kontrollü uygulandığında, nefes tutma tekniği kullanılarak hedefin takibi yapılabildiği için paylar küçültülmüş. Bunun sonucu olarak da akciğerin sağlam dokusu, spinal kord, özefagus ve kalp gibi kritik organ dozları ve toksite azaltılmış olur. Hastaların aynı zamanda portal görüntüsü alınarak Şekil 4.2.3.1, Şekil 4.2.3.2, Şekil 4.2.3.3'de görülen  $\pm 1,5$  cm set-up farkları da minimuma indirildiği için optimum tedavi koşulları sağlanmış olur. Bu set-up farkları literatürde (Herman 2000) yapılan çalışmalardaki set-up farkları ile uyumludur.

Literatürde (Herman 2000) EPID sisteminde kaliteli görüntü için portal görüntü dozunun 3 cGy'den az olması önerilmektedir. Çalışmamızda EPID dedektörü yüzeyinde in-vivo dedektör ile alınan ölçümlerde doz 2 cGy olarak ölçülmüştür. Bu değer Herman ve ark. çalışmasıyla uyumlu bulunmuştur.

IGRT sistemlerinde CBCT ile hacimsel görüntü alınması tedavinin doğruluğunu sağlaması açısından avantajlı olmasına rağmen, bu yöntem ile hastaya ilave doz vermiş oluruz. Bu dozu değerlendirmek amacıyla Alderson Rando Fantom ve TLD-100 dozimetrelerle ölçüm yapılmıştır. Bu ölçümler sonucunda CBCT ile alınan hacimsel görüntülerde ortalama 4-5 cGy mertebesinde ilave doz verilmiş olduğu bulunmuştur. Sorcini ve ark. yapmış olduğu çalışmada 4,5 cGy olarak bulunmuştur. Bu CBCT ile tek bir hacimsel görüntü alınması durumunda tedavi dozunu fazla arttırmaz. Ancak tüm tedavi boyunca çok sayıda hacimsel görüntü alınması durumunda tedavi dozuna katkısı önemsenmelidir. Eğer hastaya özel zorunluluk yok ise ilk set-up'da CBCT ile görüntü alınması yeterlidir.

IGRT Sistemlerinde tedavinin hemen öncesinde görüntü alınabildiği için, tedavideki set-up farklarını ve organ hareketliliği, kilo kaybı gibi çeşitli nedenlerden kaynaklanan hedef sapmalarını düzeltmeye olanak sağlar. Tedavinin verilmesindeki hedef sapmaları düzeltilir. Bunun sonucunda tedavi hedefinin lokalizasyonunun doğruluğu dolayısıyla lokal tümör kontrolü artar. Hedefi tam olarak görüntülediğimiz için hedef kaybının yok olmasını ve tedavi paylarının küçülmesini sağlar. Payları küçük tuttuğumuz içinde hedef yakınındaki kritik organların ve normal dokunu dozu azalır. Bu nedenle hastanın yaşam kalitesi ve sağkalımı artar, ölüm oranını azalır. IGRT sisteminde tedavi aşamasında özellikle ilk set-up doğru yapıldığı için tekrarların doğruluğu ve terapinin daha hızlı yapılması sağlanmıştır. IGRT Sistemleri ile IMRT, SRS ve SBRT gibi konformitesi yüksek tedavilerin uygulanmasında hedef lokalizasyonunun yüksek doğrulukla tespiti sağlandığı için küçük tedavi payları ile yüksek dozlar uygulanabilmektedir.

## KAYNAKLAR

The American College of Radiology Guideline. 2009. Practice Guideline for Image Guided Radiotherapy (IGRT). USA.

American Association of Physicists in Medicine Report No. 24. 1987. Radiotherapy Portal Imaging Quality. USA.

American Association of Physicists in Medicine Task Group 58 report. 2001. Clinical use of electronic portal imaging. Medical Physics. 28(5); 712-734.

American Association of Physicists in Medicine Task Group 142 report. 2009. Quality assurance of medical accelerators. Medical Physics. 36(9); 4197-4212.

Antonuk LE. 2002. Electronic portal imaging devices: a review and historical perspective of contemporary technologies and research. Phys Med Biol.47;R31–65.

Bissonnette, J.P. 2007. Quality Assurance of Image-Guidance Technologies. Semin Radiat Oncol. 17;278-286.

Bor, D. 2008. Görüntüleme Teknikleri I Ders Notları. Ankara.

Boyer AL, Antonuk L, Fenster A, van Herk M, Meertens H, Munro P, et al. 1992. A review of electronic portal imaging devices (EPIDs). Med Phys.19;1–16.

Chen, G. T. Y., Sharp, G. C., Mori, S.. 2009.A review of image-guided radiotherapy. Radiol. Phys. Technol. 2;1–12

Cheng, B. S., Dwight, E. H., Huq, M. S., Ning J. Y., 2006. Target delineation and localization (IGRT)–part 1.

Dirican, B. 2008. İleri Radyoterapi Fiziği Ders Notları. Ankara.

Dirican, B. 2008. Radyoterapi Fiziği Ders Notları. Ankara.



- Herman M.G., Kruse J.J., and hagness C.R.. 2000. Guide to clinical use of portal imaging. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*. 1(2). 38-57.
- Herman M.G., Balter J.M., Jaffray D.A., et al. 2001. Clinical use of electronic portal imaging: report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 58. *Med Phys*.28;712–37.
- International Atomic Energy Agency.2005. *Radiation Oncology Physics: A Handbook For Teachers And Students*. Vienna.
- International Atomic Energy Agency. 2007. *Imaging in Radiotherapy*. Vienna.
- International Commission on Radiation Units and Measurements report 50. 1993. *Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy*.
- International Commission on Radiation Units and Measurements report 62. 1999. *Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy*.
- Keall, P.J., Mageras, G.S., Balter, J.M.. 2006. The management of respiratory motion in radiation oncology report of AAPM Task Group 76. *Med Phys*; 33,3874-3900.
- Khan, F.M. 1994. *The Physics of Radiation Therapy*. USA, Second Edition
- Khan,F.M. 2003. *The Physics of Radiation Therapy Third Edition*.
- Khan,F.M.2007. *Treatment Planning in Radiation Oncology Second Edition*.
- Khan, F.M. 2009.*The Physics of Radiation Therapy, Fourth Edition*.
- Langmack,KA. 2001.Portal imaging. *Br J Radiol*.74;789–804.
- Menon,G.V., Sloboda, R.S.. 2004. Quality assurance measurements of a-Si EPID performance. *Medical Dosimetry*. 29.11-17.
- Meyer, J.L. 2007. IMRT-IGRT-SBRT ‘Advances in the Treatment Planning and Delivery of Radiotherapy.

Perez and Brady's 2008. Principles and Practice of Radiation Oncology, 5th Edition

PIPSpro Technical Note 4.2003. The QC-3 Phantom. USA.

Riboldi, M., Sharp, G., Baroni, G. and Chen, G.. 2009. Four-dimensional Targeting Error Analysis in Image-Guided Radiotherapy. *Phys. Med. Biol.* 54 5995-6008.

Sorcini B., Tilikidis A.. 2006. Clinical application of image-guided radiotherapy, IGRT. *Cancer/Radiotherapie.* 10. 252-257.

Swiss Society of Radiobiology and Medical Physics Member of EFOMP and IOMPSBN. 2003. Quality control of medical electron accelerators. Recommendations No. 11. Switzerland.

Swiss Society of Radiobiology and Medical Physics Member of EFOMP and IOMPSBN. 2010. Quality assurance of gantry-mounted image-guided radiotherapy systems. Recommendations No. 16. Switzerland.

Sykes, J.R., Lindsay, R., Dean, C.J., Brettell, D.S., Magee, D.R., Thwaites, D.I.. 2008. Measurement of cone beam coincidence with megavoltage isocentre and image sharpness using the QUASAR™ Penta-Guide Phantom. *Phys. Med. Biol.* 53. 5275-5293.

The Quality Assurance System for Advanced Radiotherapy. 2006. Penta-Guide for the QUASAR™ Penta-Guide Phantom. Canada

Valais, I.G., Xydias, P.C..2010. Detector For Imaging in Radiation Therapy. *e-Journal of Science & Technology.* 2;75-86.

Verellen, D.. 2007. Radiotherapy & Imaging. *European Oncological Disease.* Belgium

Verellen, D., Ridder, M. D., Tournel, K., Duchateau, M., Reynders, T., Gevaert, T., Linthout, N., Storme, G..2008. An overview of volumetric imaging technologies and their quality assurance for IGRT. *Acta Oncologica,* 47; 1271-1278.

Xing, L.,Thorndyke, B.,Schreibmann, E.,Yang, Y., Li, T., Kim, G., LUXTON, G.,and Koong, A.2006. Overview of Image –Guided Radiation Therapy. Med.Dosi. 31(2), 91-112.

Xing,. L., Thorndyke, B., Ph.D., Schreibmann, E.,Yang, Y., Li, T.-F., Kim, G.-Y., Luxton, G., Koong, A..2006. Overview Of Image-Guided Radiation Therapy. Medical Dosimetry, 31 (2); 91-112.

Zhao, W. Rowlands, J. A..1995. X-ray imaging using amorphous selenium: feasibility of a flat panel self-scanned detector for digital radiology.Med. Phys. 22;1595–1604.

## ÖZGEÇMİŞ

<b>Adı Soyadı:</b>	Esin GÜNDEM
<b>Doğum Yeri:</b>	Ankara
<b>Doğum Tarihi:</b>	1972
<b>Medeni Hali:</b>	Evli
<b>Yabancı Dili:</b>	İngilizce
<b>Eğitim Durumu</b>	<b>Lise :</b> Dikmen Lisesi 1986-1989
<b>(Kurum ve Yıl)</b>	<b>Lisans :</b> Hacettepe Üniversitesi Fizik Mühendisliği Bölümü 1991-1997
	<b>Yüksek Lisans:</b> Hacettepe Üniversitesi Fen Bilimleri Ens. Fizik Mühendisliği Bölümü 1999-2001
	<b>Yüksek Lisans:</b> Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Medikal Fizik 2008-2011
<b>Çalıştığı Kurum/ Kurumlar ve Yıl</b>	Hacettepe Üniversitesi Fizik Mühendisliği Bölümü Araştırma Görevlisi 1999-2002 GATA Radyasyon Onkolojisi AD. Fizik Mühendisi 2002-