

**T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**RADYOTERAPİDE KULLANILAN KONİK HÜZMELİ BİLGİSAYARLI
TOMOĞRAFİ TİPİ GÖRÜNTÜLEME SİSTEMİNDE HASTA DOZU
DEĞERLENDİRİLMESİ**

NURİ İLKER ÇATAN

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
FİZİK ANABİLİM DALI**

2012

**T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**RADYOTERAPİDE KULLANILAN KONİK HÜZMELİ BİLGİSAYARLI
TOMOGRAFİ TİPİ GÖRÜNTÜLEME SİSTEMİNDE HASTA DOZU
DEĞERLENDİRİLMESİ**

NURİ İLKER ÇATAN

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
FİZİK ANABİLİM DALI**

Bu tez/..../2012 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından (.....) not takdir edilerek Oybirliği/Oyçokluğu ile kabul edilmiştir.

Yrd. Doç. Dr. Nina TUNÇEL (Danışman)

Prof. Dr. Nuri ÜNAL

Prof. Dr. Melek Nur YAVUZ

ÖZET

RADYOTERAPİDE KULLANILAN KONİK HUZMELİ BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ TİPİ GÖRÜNTÜLEME SİSTEMİNDE HASTA DOZU DEĞERLENDİRİLMESİ

Nuri İlker ÇATAN

Yüksek Lisans Tezi, Fizik Anabilim Dalı

Danışman: Yrd. Doç. Dr. Nina TUNÇEL

Temmuz 2012, 87Sayfa

Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi AD'nda yapılan bu çalışmada Elekta marka "X-ray Volume Imager" model konik hüzmeli bilgisayarlı tomografi (kV-KHBT) cihazında düz film, floroskopik ve hacimsel görüntüleme tekniklerinde hastaya verilen dozun tayini yapıldı. Klinikte kullanılan çekim protokollerinde iyon odası, termoluminesans dozimetre (TLD) ve yarıiletken diyot ölçüm için kullanıldı. Hacimsel görüntüleme tekniği için kullanılan çekim protokollerinde farklı iyon odaları ile havada pik doz, Bilgisayarlı tomografi doz indeksi ($CTDI_{hava}$) ve fantomda ağırlıklı Bilgisayarlı tomografi doz indeksi($CTDI_w$) hesaplamalarında kullanılmak üzere doz ölçümleri alındı. Aynı protokollerde iki boyutlu iyon odası düzeneği ve TLD sistemiyle havada doz profilleri elde edildi. İyon odaları ve TLD ile ölçülen hava dozları birbiriyle karşılaştırıldı. İyon odası ile ölçülen fantom dozları literatür ve üretici firmanın verdiği doz değerleriyle karşılaştırıldı. kV-KHBT sisteminde çekim parametrelerinin doz değerlerini nasıl değiştirdiği sorgulandı. Bu çalışma görüntü rehberliğinde radyoterapi (GRR) yapılan radyasyon onkolojisi bölümlerinde hastanın görüntülemeye alacağı radyasyon dozunun bilinmesinde ve yönetilmesinde kullanılabilir.

ANAHTAR KELİMELER: KHBT, GRR, $CTDI_{hava}$, $CTDI_w$, TLD

JÜRİ: Yrd. Doç. Dr. Nina TUNÇEL (Danışman)

Prof. Dr. Nuri ÜNAL

Prof. Dr. Melek Nur YAVUZ

ABSTRACT

AN EVALUATION OF PATIENT DOSE FROM CONE BEAM COMPUTED TOMOGRAPHY SYSTEM IN RADIOTHERAPY

Nuri ilker ÇATAN

M. Sc. Thesis in Physics

Adviser: Asst. Prof. Dr. Nina TUNÇEL

July 2012, 87Pages

This study was carried out at the Akdeniz University School of Medicine by using the Department of Radiation Oncology X-ray Volumetric imager model cone beam computed tomography. The dose determination was done for planar, fluoroscopic and volumetric imaging techniques. Ionization chambers, thermoluminescent dosimeter (TLD) and semi-conductor diodes were used for the measurements in clinical protocols. Computurized tomography dose index ($CTDI_{air}$) and peak dose were measured in air and also for calculating weighted Computurized tomography dose index ($CTDI_w$) in phantom dose measurements were performed by different ionization chambers for volumetric imaging technique. For the same techniques, the dose profiles in air were obtained with 2-dimensional ionization chamber assembly and TLDs. The dose measurements by ion chamber and TLDs in an air were compared with each other. Ion chamber measured doses in phantom was compared with the dose values given by the manufacturer's and other studies. The parameters which have an effect on dose values were examined for the kV-CBCT system. This study may be used to determine and manage the patient dose received with kV-CBCT system that is being used in clinics for image-guided radiotherapy(IGRT).

KEY WORDS: CBCT, IGRT, $CTDI_{air}$, $CTDI_w$, TLD

COMMITTEE: Asst. Prof. Dr. Nina TUNÇEL (Adviser)
Prof. Dr. Nuri ÜNAL
Prof. Dr. Melek Nur YAVUZ

ÖNSÖZ

Görüntü rehberliğinde radyoterapide kullanılan konik hüzmeli bilgisayarlı tomografi sisteminin farklı görüntüleme tekniklerinde kullanılan çekim protokolleri için radyasyon dozu ölçümlerini amaçlayan bu çalışma Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda yapıldı.

Çalışmalarım sırasında da bilgi ve önerileriyle beni yönlendirerek çalışma olanağı sağlayan, her türlü desteği veren danışmanım Sayın Yrd. Doç. Dr. Nina TUNÇEL'e Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi AD'na sonsuz saygı, minnet ve teşekkürlerimi sunarım.

Çalışma süresince yardımlarını esirgemeyen Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi AD çalışanlarına ve yüksek lisans arkadaşlarıma teşekkürlerimi sunarım.

Yüksek Lisans eğitimimi yapmama izin veren şirketim MESİ Medikal Sistemler A.Ş. yöneticilerine ve bu süreçte bana anlayış gösteren çalışma arkadaşım sayın İsa EROĞLU'na saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

Ayrıca her zaman yanımda olarak bana destek veren annem Ayşe ÇATAN, babam Tahir ÇATAN, eşim Ebru ÇATAN ve oğlum Tahir Aslan ÇATAN'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTACT.....	ii
ÖNSÖZ.....	iii
İÇİNDEKİLER.....	iv
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ.....	vii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	ix
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	xii
1. GİRİŞ.....	1
2. KURAMSAL BİLGİLER ve KAYNAK TARAMALARI.....	3
2.1. Radyasyon	3
2.1.1. Radyasyonun sınıflandırılması.....	3
2.1.2. X-ışınlarının elde edilmesi.....	4
2.1.3. X-ışınlarının etkileşim türleri.....	6
2.1.4. X-ışınlarının ortam içinde soğrulması.....	7
2.1.5. Radyasyon birimleri ve hesaplama yöntemi.....	9
2.2. X-ışınlarının Tıpta Kullanımı.....	10
2.3. Radyoterapide X-ışını Kullanan Görüntüleme Cihazları.....	11
2.3.1. Tedavi odasına monte görüntüleme sistemleri.....	11
2.3.2. Tedavi odası içindeki bilgisayarlı tomografi (BT) sistemleri.....	12
2.3.2.1. Bilgisayarlı tomografi (BT).....	12
2.3.3. Lineer hızlandırıcının gantrisine monte görüntüleme sistemle.....	14
2.3.3.1. Megavolt-konik hüzmeli bilgisayarlı tomografi (MV-KHBT) ve kilovolt-konik hüzmeli bilgisayarlı tomografi (kV-KHBT) arasındaki temel farklar.....	15
2.4. Kilovolt-Konik Hüzmeli Bilgisayarlı Tomografi (kV-KHBT) 'nin Bilgisayarlı Tomografi (BT) ile Karşılaştırılması	17
2.5. Kilovolt-Konik Hüzmeli Bilgisayarlı Tomografi (kV-KHBT)'nin Ana Parçaları ve Çalışma Prensipleri	18
2.5.1. Jeneratör.....	18
2.5.2. X-ışın tüpü.....	19
2.5.3. Feldkamp algoritması (FDK).....	20

2.5.4. Amorf-silikon fotodiyot panel.....	21
2.5.5. Kilovolt-konik hüzmeli bilgisayarlı tomografi (kV-KHBT)'de çekim protokollerini oluşturan parametreler.....	23
2.5.6. Kilovolt-konik hüzmeli bilgisayarlı tomografi (kV-KHBT) görüntü kalitesini etkileyen faktörler.....	23
2.6. Kilovolt-Konik Hüzmeli Bilgisayarlı Tomografi (kV-KHBT)'de Absorbe Doz Ölçümü.....	24
2.6.1. Dozimetrik ölçüm teknikleri.....	24
2.6.2. Doz ölçüm cihazları.....	26
2.6.2.1. İyon odaları ve elektrometre.....	26
2.6.2.2. Yarıiletkenler diyotlar.....	27
2.6.2.3. Termolüminisans dozimetri (TLD).....	28
2.6.2.4. Fantomlar.....	28
3. MATERYAL ve YÖNTEM.....	29
3.1. Materyal.....	29
3.1.1. XVI model kilovolt-konik hüzmeli bilgisayarlı tomograf (kV-KHBT) cihazı.....	29
3.1.1.1. Pencere açıklığı: Kasetler.....	30
3.1.1.2. Görüntüleme tekniklerinin protokolleri.....	35
3.1.2. Lineer hızlandırıcı ünitesi.....	37
3.1.3. Co-60 tedavi ünitesi.....	37
3.1.4. İyon odaları ve elektrometreler.....	37
3.1.5. İki boyutlu iyon odası düzeneği (Matrixx).....	39
3.1.6. Termolüminisans dozimetre (TLD) sistemi.....	40
3.1.7. Yarı iletken (intrakaviterproblar).....	41
3.1.8. Fantomlar.....	42
3.2. Yöntem.....	44
3.2.1. FC65P tipi iyon odası ile yapılan ölçümler.....	44
3.2.2. BT iyon odası ile yapılan ölçümler.....	45
3.2.2.1. Havada CTDI ölçümü.....	45
3.2.2.2. BT fantomunda CTDI _w ölçümü.....	46
3.2.3. İki boyutlu iyon odası düzeneği (Matrixx) ile yapılan ölçümler.....	49

3.2.4. Termoluminesans dozimetre (TLD) sistemi ile yapılan ölçümler.....	49
3.2.4.1. TLD Kalibrasyonu ve Gruplanması.....	49
3.2.4.2. TLD ile havada sayım profilleri.....	50
3.2.5. Yarı iletkenler ile yapılan ölçümler.....	52
3.2.5.1. Rando fantomda kritik organ doz ölçümü.....	52
4. BULGULAR.....	54
4.1. Doz Değerleri ve Profiller.....	54
4.1.1. Düz film (planar) görüntüleme.....	54
4.1.2. Floroskopik görüntüleme.....	54
4.1.3. Hacimsel görüntüleme.....	55
4.1.3.1. FC65P tipi iyon odası doz değerleri.....	55
4.1.3.2. BT iyon odası doz değerleri.....	58
4.1.3.3. İki boyutlu iyon odası düzeneğinde doz profiller.....	60
4.1.3.4. TLD ile sayım profilleri ve doz dönüşümleri.....	62
4.1.4. Yarı iletken doz değerleri.....	66
5. TARTIŞMA.....	68
6. SONUÇ.....	78
7. KAYNAKLAR.....	80
8. EKLER.....	84
ÖZGEÇMİŞ	

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

Simgeler

A	Kütle numarası
cGY	SantiGray
E	Okunan ışınlama değeri
E_{ab}	Soğurulan ortalama enerji
E_{tr}	Yüklü parçacıklara transfer olan ortalama enerji
f	Doku hava oranı birimi rad/Röntgendir (hava için: 0.87 rad/R)
Gy	Gray, SI biriminde soğurulan doz
kV	Kilovolt
kVp	Kilovolt pik
L	Kalem tipi iyon odasının aktif uzunluğu (100mm)
$I(0)$	X-ışınının ortama girmeden önceki ilk şiddeti
mA	Miliamper
mAs	Miliampersaniye
N	Kesit sayısı
s	Saniye
T	Bir kesitin kalınlığı
Z	Atom numarası
eV	Elektron Volt
μ	Lineer zayıflama sabiti
μ_m	Kütle zayıflama sabiti
$a\mu$	Atomik zayıflama sabiti
$e\mu$	Elektronik zayıflama sabiti
ρ	Maddenin yoğunluğu
μ_{tr}	Enerji transfer sabiti
μ_{ab}	Enerji absorpsiyon sabiti
R	Röntgen, ışınlama birimi
Rad	Absorbe edilen dozun birimi
rem	Eşdeğer doz
Sv	Seivert

Kısaltmalar

AAPM	American Association of Physicists in Medicine
BT	Bilgisayarlı Tomografi
CTDI	Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi
CTDI _{Hava}	Havadaki CTDI
CTDI _{vol}	Hacimsel CTDI
CTDI _w	Ağırlıklı CTDI
FDK	Feldkamp algoritması
GRR	Görüntü Rehberliğinde Radyoterapi
HVL	Yarı tabaka kalınlığı
ICRP	Uluslararası Radyasyondan Korunma Komitesi
IGRT	Image Guided Radiotherapy
kV-KHBT	Kilovolt- Konik hüzmeli bilgisayarlı tomografi
LiF	Lityum Florür
MU	Monitor Unit
EPID	Elektriksel taşınabilir görüntüleme cihazı
MV-KHBT	Megavolt- Konik hüzmeli bilgisayarlı tomografi
PMMA	Poli Metil Metaakrilat
SSD	Kaynak – ışınlanan yüzey mesafesi
TLD	Termolüminesans dozimetre

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1. Radyasyonun sınıflandırılması.....	4
Şekil 1.2. X-ışın tüpü.....	5
Şekil 1.3. Tungsten atomunda X-ışını elde edilmesi.....	5
Şekil 1.4. Fotoelektrik olay.....	6
Şekil 1.5. Kompton etkileşimi.....	7
Şekil 1.6. Çift oluşum.....	7
Şekil 2.7. Tedavi cihazın odasına monte görüntüleme cihazı.....	11
Şekil 2.8 Tedavi odası içindeki bilgisayarlı tomografi.....	12
Şekil 2.8 a). 1. Nesil b) 2. Nesil c) 3. Nesil ve d) 4. Nesil bilgisayarlı tomografi cihazları.....	14
Şekil 2.9 a) MV-KHBT cihazı b) kV-KHBT cihazı.....	15
Şekil 2.10. a)kV-KHBT’de görüntüleme b)MV-KHBT’de görüntüleme.....	15
Şekil 2.11. Ortama ve enerjiye bağlı fiziksel etkileşim olasılıkları.....	16
Şekil 2.12 a) Bilgisayarlı tomografi’de dar hüzmeye, b) Konik hüzmeli bilgisayarlı tomografide geniş hüzmeye.....	17
Şekil 2.13. ⁶⁰ Co tedavi cihazıyla kullanılan X-ışın tüpü.....	18
Şeki 2.14. X-ışınının anot açısına bağlı dağılımı.....	19
Şekil 2.15. Filtre geriye projeksiyonun etkisi.....	20
Şekil 2.16. Amorf-silikon fotodiyot panelin iç yapısı.....	21
Şekil 2.17. kV-KHBT oluşturulması için gerekli parçalar.....	21
Şekil 2.18 Lineer hızlandırıcıda yön tayin etmede kullanılan isimlendirmeler.....	22

Şekil 3.1 XVI cihazı.....	30
Şekil3.2 a) Kasetin oluşturduğu alan boyutu b) Farklı kaset tipleri.....	31
Şekil 3.3 Kasetlerin yerleştirilmesi.....	31
Şekil 3.4 a) Obje boyutana bağlı FOV seçimi b) Hacimsel görüntülemede M FOV	32
Şekil 3.5. (S) küçük FOV.....	33
Şekil 3.6. (M) orta FOV.....	34
Şekil 3.7. (L) büyük FOV.....	34
Şekil 3.8. Üç boyutta ana düzlem görüntüleri.....	36
Şeki 3.9. DOSE 1 model elektrometre ve FC65P iyon odası.....	38
Şekil 3.10. DIADOS E model elektrometre ve kalem tipi iyon odası.....	38
Şekil 3.11. Matrixx cihazı.....	39
Şekil 3.12. a) RADOS 2000 TLD okuyucu b) PTW-TLDO Termoluminesans dozimetre fırını.....	40
Şekil 3.13. IBA marka intrkaviter rektum probu.....	42
Şekil 3.14. CTDI kafa ve vucüt fantom.....	42
Şekil 3.15. İnsan benzeri Rando fantom.....	42
Şekil 3.16. FC65P tipi iyon odası.....	44
Şekil 3.17. BT iyon odası.....	45
Şekil 3.18. CTDI _w ölçümü için fantomun yerleştirilmesi (1.X-ışını kaynağı 2.İzomerkez 3.Fantom 4.Masa).....	46
Şekil 3.19. BT kafa fantomu 16cm çapında.....	48
Şekil 3.20. BT vücut fantomu 32cm çapında.....	48

Şekil 3.21 Köpük tutacak üstünde G-T düzlemi boyunca yerleştirilmiş kurşun bilyeler.....	50
Şekil 3.22. S20 pencere açıklığında TLD pozisyonları.....	50
Şekil 3.23. Üç boyutta görüntüleme için TLD ölçüm düzeneği.....	51
Şekil 3.24. Rando fantoma yarı iletken kullanımı.....	52
Şekil 3.25. IBA doz programında diyot okuma değerleri.....	53
Şekil 4.1. S20 için G-T düzlemi boyunca doz profili.....	60
Şekil 4.2 S10 için G-T düzlemi boyunca doz profili.....	60
Şekil 4.3. M20 için G-T düzlemi boyunca doz profili.....	61
Şekil 4.4. M10 için G-T düzlemi boyunca doz profili.....	61
Şekil 4.5. L20 için G-T düzlemi boyunca doz profili.....	61
Şekil 4.6.S20 TLD doz profili.....	63
Şekil 4.7. S10 TLD doz profili.....	63
Şekil 4.8.M20 TLD doz profili.....	64
Şekil 4.9.L20 TLD doz profili.....	65
Şekil 4.10.TLD doz profilleri.....	65
Şekil 4.11.3 Boyutta prostat protokolünde rektum probu içindeki diyotların görünümü.....	66
Şekil 5.1. Monte Carlo simülasyonu kullanarak pelvis protokolünde farklı fantom boylarında doz profili.....	73
Şekil 5.2. 40cm uzunlukta CTDI fantomu.....	73
Şekil 5.3 30cm aktif uzunluğu olan iyon odası.....	75

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 3.1. XVI teknik özellikleri.....	29
Çizelge 3.2. Kasetlerin isimlendirilmesi.....	32
Çizelge 3.3. Düz film görüntüleme protokolleri.....	35
Çizelge 3.4. Floroskopik görüntüleme protokolleri.....	35
Çizelge 3.5. Üç boyutta hacimsel görüntüleme protokolleri.....	36
Çizelge 3.6. FC65P tipi iyon odası teknik özellikleri.....	37
Çizelge 3.7 BT iyon odası teknik özellikleri.....	38
Çizelge 3.8. Matrixx cihazının teknik özellikleri.....	39
Çizelge 3.9. IBA marka rektum probu teknik özellikleri.....	42
Çizelge 3.10. Üç boyutta hacimsel görüntüleme protokollerinde kullanılan fantom tipi.....	47
Çizelge 3.11. Kullanılan TLD adetleri.....	51
Çizelge 4.1. Planar görüntüleme protokollerinde havada bulunan pik dozları.....	54
Çizelge 4.2. Floroskopik görüntüleme protokollerinde havada bulunan pik dozları.....	54
Çizelge 4.3 Klinikte kullanılan baş ve boyun protokolünde çekim parametreleri.....	55
Çizelge 4.4 Klinikte kullanılan pelvis ve akciğer protokolünde çekim parametreleri.....	56
Çizelge 4.5 Klinikte kullanılan prostat protokolünde çekim parametreleri.....	56
Çizelge 4.6 Klinikte kullanılan geniş pelvis protokolünde çekim parametreleri.....	57
Çizelge 4.7. BT iyon odası ile havada alınan doz değerleri.....	58
Çizelge 4.8. BT iyon odası ile fantomda alınan doz değerleri.....	59
Çizelge 4.9. Matrixx profillerinden elde edilen G-T düzlemi uzunlukları.....	62

Çizelge 4.10. TLD sayım profillerinden elde edilen G-T düzlemi uzunlukları.....	62
Çizelge 4.11. Ortala Doz dönüşüm katsayısı.....	63
Çizelge 4.12.Farklı çekim protokollerinde rektum dozu.....	66
Çizelge 5.1. FC65p ve BT iyon odasında hava dozu karşılaştırması.....	69
Çizelge 5.2. Farklı profillerde G-T düzlemi boyunca ışın alanı karşılaştırması.....	70
Çizelge 5.3. TLD ve $CTDI_{hava}$ kullanılarak doz hesaplamaları.....	71
Çizelge 5.4. Hava ve fantom arasındaki doz farkı.....	72
Çizelge 5.5. Farklı fantom boylarında $CTDI_M$, $CTDI_{k.ort}$ ve $CTDI_w$ değerlerinin karşılaştırması.....	74
Çizelge 5.6. Yarıiletken diyot ve BT iyon odası doz değerlerinin karşılaştırması.....	75

1. GİRİŞ

Radyoterapide hasta pozisyonlaması doğru tedavi açısından en önemli kriterlerden biridir. Hastanın doğru pozisyonda olduğunu tespit etmek için son yıllarda tedavi koşulunda görüntüleme şeklinde yeni teknolojiler ortaya çıkmıştır. Günümüzde bu tekniğe görüntü rehberliğinde radyoterapi (GRR) (Image Guided Radiotherapy,IGRT) denilmektedir. GRR ile tümör konumunun izlenmesi ve doğru hedeflenmesi sağlanmakta böylece tedavi çok daha güvenilir kılınabilmektedir (Sonke vd 2004, 2006, Ejere 2006, Moore vd 2006, Amies vd 2006). Bu tekniğin radyoterapide kullanılması kaçınılmaz olduğu gibi hastanın cGy mertebesinde doza maruz kaldığı bilinmektedir (Islam vd 2006).Uluslararası Radyasyondan Korunma Komitesinin (ICRP, International Commission on Radiological Protection) bu anlamda belirlediği ilke, hastaya olabildiğince az doz vererek en iyi görüntülemenin elde edilmesidir.Yapılan görüntüleme tek bir kez yapıldığında hastanın alacağı doz, tedavide alacağı dozun yanında yok sayılacak kadar azdır. Bu çekimlerin her tedavi öncesi yapıldığı göz önüne alındığında görüntülenen bölgenin alacağı doz ihmal edilmeyecek değerlere ulaşmaktadır (Amies vd 2006, Kım vd 2008, Song vd 2008). Bu anlamda üretici firmaların sunduğu kV-KHBT görüntüleme cihazlarından hasta vücudundaki bölgelere göre alınan dozlar çeşitli çalışmalarla kıyaslanmaya çalışılmıştır. Hasta dozunun uygun hale getirilmesi için öneriler sunulmuştur (Amer vd 2007, Murphy vd 2007, Hyer vd 2009, 2008,2011).

Yapılan çalışmalarda farklı dozimetri sistemleri ile hasta dozu hesaplamaları insan benzeri fantom kullanılarak baş, göğüs ve pelvis bölgelerinde yapılmıştır. XVI sistemini kV-KHBT adı altında GRR tekniğinde kullanıldığını düşünerek, hasta pozisyonlamasında çekilen görüntü ile hastaya verilen doz arasında uygun denge yakalanmalıdır (Amer vd 2005, Thilmann vd 2006).

GRR ile elde edilen tecrübelerin sonucunda verilen öneriler sırasıyla;

- GRR’li tedavi öncesinde, süresince ve sonrasında hastaya ait kullanılacak olan görüntülerin toplanması,

- Görüntü kalitesi ve tedavi için yeterli olan bilginin alınabildiği daha tutarlı bir tekniğin planlanması,
- Hastanın tüm ışınlanan bölgeleri için görüntüleme dozlarının bilinmesi
- Toplam dozları her bir hasta için değerlendirerek ileride başka hastalar için verilecek olan kararlarda kullanılabilir hale getirilmesi şeklindedir. (Amer vd 2005, Thilmann vd 2006, Murphy vd 2007).

GRR görüntüleme cihazlarının dozimetrik kalite kontrolü üzerine henüz tamamıyla geçerli bir protokol oluşturulmamıştır. Yapılan çalışmalar tavsiye niteliğindedir ve kullanılan cihazlara özel çözümler önerilmektedir. Ülkemizde bu teknoloji yeni kullanılmaya başlanmıştır. Görüntüleme esnasında hastaya verilen radyasyon dozunun takibi belirli bir kalite kontrol protokolüne ihtiyaç duymaktadır. Bu çalışma sayesinde XVI görüntüleme cihazının tüm görüntüleme tekniklerinde radyasyon dozu ölçülerek hesaplanmıştır. Ölçümlerde farklı dozimetri sistemleri kullanılarak hava ve fantom dozları hesaplanmıştır.

2. KURAMSAL BİLGİLER ve KAYNAK TARAMALARI

2.1 Radyasyon

Radyasyon, iç dönüşüm geçiren atomların kararlı hale geçebilmek için yaydıkları, boşlukta ve madde içerisinde hareket edebilen enerji olarak tanımlanır. Radyasyon kaynakları doğal ve yapay radyasyon olmak üzere iki gruba ayrılır. Doğal radyasyonlar; doğal kaynaklardan ortaya çıkan (kozmetik ışınlar, topraktan yayılan radon ışınları vs...) ışınalardır. Doğal olmayan (yapay) radyasyon ise insan eliyle oluşturulan veya kullanılan araç gereçlerden alınan radyasyondur. (<http://www.taek.gov.tr>)

Madde ile etkileşim özelliğine göre radyasyon parçacık ve dalga (elektromanyetik) özellikli olmak üzere iki gruba ayırmak mümkündür.

2.1.1 Radyasyonun sınıflandırılması

Şekil 1.1'de gösterildiği gibi, radyasyon maddeyi iyonize edilebilirliğine bağlı olarak iyonize olan ve iyonize olmayan olarak iki ana grupta sınıflandırılır(Iaea 2005).

- iyonize etmeyen radyasyon

- iyonize eden radyasyon. Kendi arasında ikiye ayrılır.

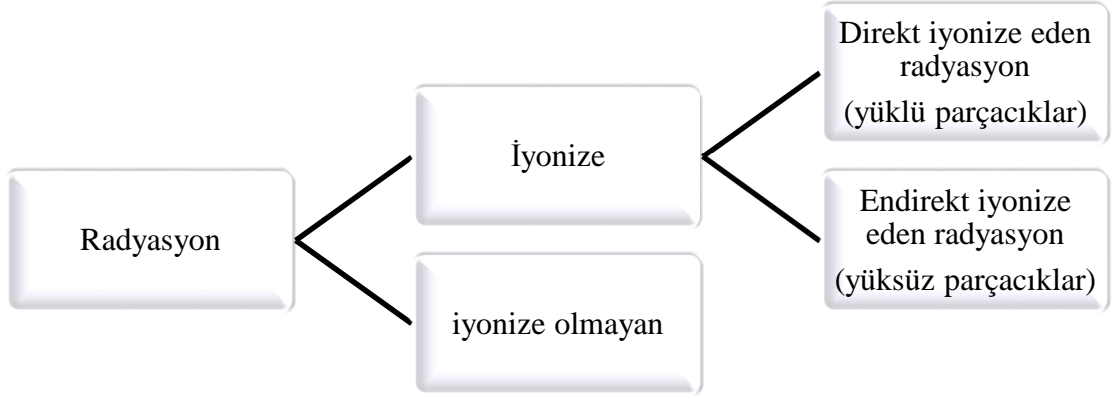
- Direkt iyonize eden radyasyon (yükü parçacıklar): elektronlar, protonlar, ağır parçacıklar ve iyonlar.

- Endirekt iyonize eden radyasyon (yüksüz parçacıklar): Fotonlar (X- ışını ve gama ışınları), nötronlar.

Direkt iyonizasyon yapan radyasyon, ortamdaki atomun orbital elektronları ile yükü parçacıklar arasındaki direkt etkileşimleri sayesinde ortama enerji bırakır.

Endirekt iyonizasyon yapan radyasyon (fotonlar veya nötronlar) iki aşamada ortama enerji bırakır:

- Birinci aşamada yüklü bir parçacık ortama bırakılmış olur (fotonlar elektronları veya pozitronları serbest bırakırlar, nötronlar ise protonları veya daha ağır iyonları serbest bırakırlar).
- İkinci aşamada serbest kalmış yüklü parçacıklar ortamdaki atomların yörünge elektronları ile direkt olarak kulomb etkileşimi yoluyla enerjilerini ortama bırakırlar.

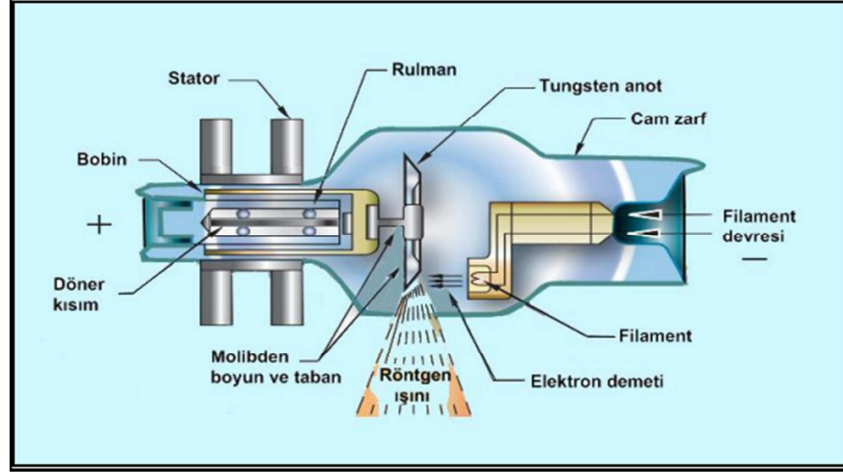


Şekil 2.1. Radyasyonun sınıflandırılması

2.1.2 X-ışınlarının elde edilmesi;

X-ışınları alman fizikçi Wilhelm Konrad Röntgen tarafından 1895 keşfedilmiştir. X-ışınların keşfi sonrası elektrik ve manyetik alandan etkilenmediği ve doğru bir çizgi üzerinde yol aldığı kısa zamanda bulunmuştur. X-ışın hızının girginliği ve şiddetinin başlangıçtaki elektronlara bağlı olduğu bilinmektedir. Bu süreç sonunda X-ışınlarında bir tür elektromanyetik dalga olduğu açığa çıkmıştır(Beiser, 1995).

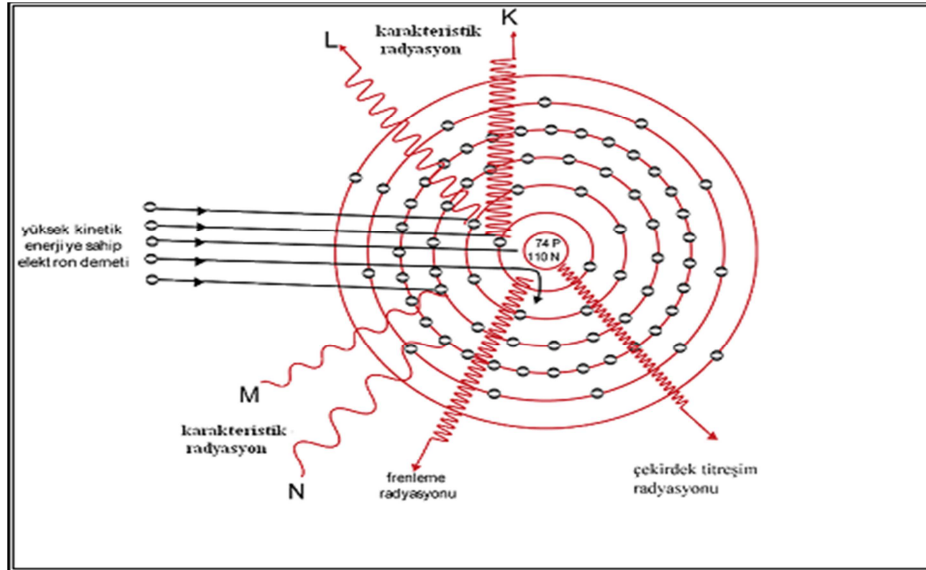
X-ışınlarının elde edilmesinde X-ışın tüpleri kullanılmaktadır. X-ışını oluşmasını sağlayan tüp,vakumlu bir ortama ve iki elektrota sahiptir. Isıtılan katotun (filaman) elektron yayması ve kopan elektronların anota(hedef) çarptırılması gerekir. Tüp içinde X-ışını elde ederken termiyonik yayılım, katot ışını oluşumu, elektron bombardımanı ve X-ışını salınımı olayları meydana gelmektedir. Elektron bombardımanında katottan gelen yüksek kinetik enerjiye sahip elektronların % 99'u ısı enerjisine dönüşürken %1 oranındaki elektron demetçisinden kullanılabilen X-ışını elde edilmektedir.



Şekil 2.2. X-ışın tüpü

X-ışınlarının elde edilmesi iki tip temeydan gelir.

- Karakteristik X-ışınları: Atom yörüngelerindeki elektronların yer değişiminden dolayı ortaya çıkar.
- Frenleme (Bremsstrahlung) X-ışını : Elektron ve çekirdek arasındaki Kulomb etkileşiminden ortaya çıkar(Ryan 2009).



Şekil 2.3. Tungsten atomunda X-ışını elde edilmesi

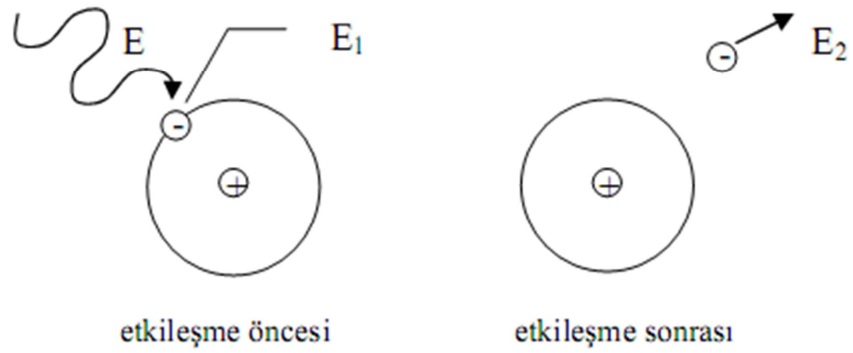
2.1.3 X-ışınlarının etkileşim türleri

X-ışınları bir zayıflatıcı madenin atomları ile farklı olası etkileşimlere girebilirler; her etkileşim için tesir kesiti veya etkileşim olasılığı foton enerjisi E ve madenin atom numarasına Z 'ye bağlıdır.

X-ışını etkileşimleri, yörüngeye sıkı bağlı elektronla veya çekirdeğin alanıyla olabilir. Etkileşim sırasında x ışını tamamen yok olabilir (fotoelektrik, çift oluşum, üçlü oluşum) veya tutarlı (koharent saçılma) ve tutarsız (Komptonetki) saçılabilir. Açıklanan etkileşimlerin üç temel türü sırasıyla;

Fotoelektrik etki

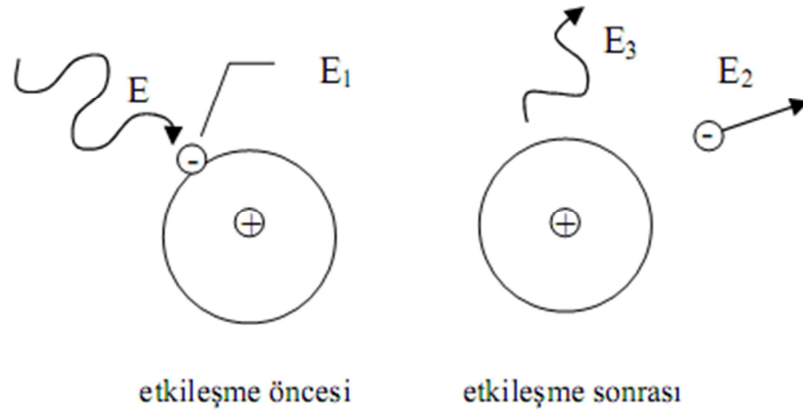
- Fotoelektrik etkileşimde bir yörüngede sıkı bağlı bir elektron ile fotonun etkileşimi söz konusudur. Bu süreçte yörüngesel elektron bir E_2 kinetik enerjisi ile bir fotoelektron şeklinde atomdan ayrılır. Teşhise yönelik radyolojide fotoelektrik soğurulma prensibi kullanılır. Şekil 2.4.'de E gelen fotonun enerjisi, E_1 elektronun bağlanma enerjisi ve E_2 fotoelektronun kinetik enerjisidir.



Şekil 2.4. Fotoelektrik olay

Kompton etkileşimi

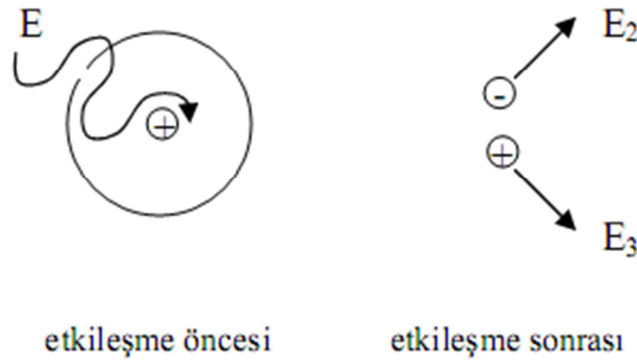
- Kompton etkileşiminde foton serbest ve durgun sayılan bir yörünge elektronu ile etkileşir. E enerjili foton, elektronun yörüngesel bağ enerjisinden çok büyük enerjiye sahiptir. Foton enerjisinin bir kısmını kopan elektrona verir ve diğer kısmını E_3 enerjili θ saçılma açısına sahip olan bir foton yayılımı ile kaybeder (Şekil 2.5)'de θ açısı, gelen foton yönü ile kopan elektronun yönü arasındaki açıdır.



Şekil 2.5. Kompton etkileşimi

Çift oluşum;

- Çift oluşum'da gelen foton, çekirdeğin çekim alanı etkisinde kayıp olurken bir elektron-pozitron çifti oluşur (Cooke 2009).



Şekil 2.6. Çift oluşum

2.1.4 X-ışınlarının ortam içinde soğrulması

$I(x)$ şiddetindeki monoenerjik foton huzmesinin x kalınlığında zayıflatıcı bir madde de azalması matematiksel olarak aşağıdaki şekilde ifade edilir.

$$I(x) = I(0)e^{-\mu(h\nu, Z)x} \quad (2.1)$$

Burada $I(0)$ X-ışınının ortama girmeden önceki ilk şiddetidir. $\mu(h\nu, Z)$ lineer zayıflama sabiti ise foton enerjisine $h\nu$ ve zayıflatıcının atom numarasına Z bağlıdır.

Yarı tabaka kalınlığı (HVL), foton huzmesinin ilk şiddetini %50'ye düşüren zayıflatıcı maddenin kalınlığı olarak tanımlanır:

$$\text{HVL} = (\ln 2)/\mu \quad (2.2)$$

Kütle zayıflama sabiti μ_m , atomik zayıflama sabiti μ_a ve elektronik zayıflama sabiti μ_e aşağıda verilen denklem ile lineer zayıflama sabiti μ 'ye orantılıdır:

$$\mu = \rho\mu_m = \frac{\rho N_A}{A} \mu_a = \frac{\rho N_A Z}{A} \mu_e \quad (2.3)$$

burada ρ , Z ve A sırasıyla zayıflatıcı maddenin yoğunluğu, atom numarası ve kütle numarasıdır.

Buna ek olarak iki zayıflama sabiti tanımlanır. Enerji transfer sabiti μ_{tr} ve enerji absorpsiyon sabiti μ_{ab} sabitleri ile aşağıda verilen şekilde bağlantılıdır.

$$\mu_{tr} = \mu \frac{\bar{E}_{tr}}{h\nu} \quad \mu_{ab} = \mu \frac{\bar{E}_{ab}}{h\nu} \quad (2.4)$$

Burada E_{tr} zayıflatıcı ortamda yüklü parçacıklara (elektronlar ve pozitronlar) transfer olan ortalama enerjidir. E_{ab} zayıflatıcı ortamda soğrulan ortalama enerjidir (Iaea 2005).

2.1.5 Radyasyon birimleri;

Radyasyon ışınını tarif etmek için belirli sayıda nicelikler ve birimler tanımlanmıştır. X-ışın tüpünden çıkan X-ışınlarının havada iyonizasyona sebep olmaktadır. Işınlama birimi olan Röntgenin tanımlamasında; bir Röntgen(R) 1cm³ havada 2.08x10⁹ iyonizasyon oluşmasıdır. Röntgen değeri X-ışınının sayısını veya enerjisini belirlemede kullanılmaz. Hava tarafından soğrulan dozun ifadesi farklıdır. SI biriminde 1 Röntgen1kghavada2.58x10⁻⁴C'luk yük birikmesi demektir.

$$1R = 2.58 \times 10^{-4} \frac{C}{kg} \quad (2.5)$$

Radyasyon doz birimlerini belirtirken X-ışınlarının ortam içinde soğurulmasından yola çıkılır. Soğurulan yani absorbe edilen dozun birimi rad'dır. Ortamın 1g'nin soğurduğu enerji 100erg ise soğurulan doz;

$$1rad = 100 \frac{erg}{g} \quad (2.6)$$

SI biriminde soğurulan doz Gy olarak ifade edilir . Radyasyon alan maddenin 1 kilogramına, 1 Joule enerji veren ışın miktarına Gray denir. Özel birim olarak Rad kullanılır. Radyasyon alan maddenin 1 kilogramına, 10⁻² Joule'lük enerji veren ışın miktarına Rad denir.

$$1Gy = 100rad = 1 \frac{J}{kg} \quad (2.7)$$

Biyolojik sistemlerde aynı oranda radyasyon soğrulsada, kullanılan radyasyon türüne bağlı olarak farklı sonuçlar oluşur.İnsan tarafından maruz kalınan radyasyon dozu, eşdeğer dozu rem olarak ifade edilir.

rem = rad x kalite faktörü

(2.8)

Kalite faktörü radyasyon türlerine(X-ışınları,gama ışınları α , β ,nötronlar,protonlar,ağır iyonlar) göre değişmektedir. X-ışınları için bu faktör 1 kabul edildiğinden rem=rad olarak kabul edilir. SI biriminde rad'ın birimi Seivert(Sv) olarak geçmektedir.

1 Sv = 100rad

(2.9)

Radyasyonun enerji birimi ise eV ile ifade edilir. Bir elektronun bir voltluk potansiyel fark altında sahip olduğu kinetik enerji olarak tanımlanır(Chianese vd. 2009). SI biriminde;

1 eV = 1.6×10^{-12} Sv

(2.10)

2.2 X-ışınlarının Tıpta Kullanımı

Işın bilimi olarak bilinen radyolojide kullanılan X-ışınları teşhis amaçlı kullanılmaktadır. Temel amaç organların görüntülerini elde etmektir. Tanısal görüntüleme çeşitlerinden biri olan X-ışınları radyografi, floroskopi ve bilgisayarlı tomografide X-ışın tüplerinden yararlanılarak kullanılmaktadır (Wright vd. 2009).

Radyoterapi olarak bilinen dalda ise tedavi amaçlı X-ışınları kullanılmaktadır. Tedavi amaçlı kullanılan X-ışınları tanısal amaçlı kullanılan X-ışınlarından daha yüksek enerjiye sahiptir. Parçacık hızlandırıcı olarak ifade edilen lineer hızlandırıcılar yüksek enerjili X-ışını oluşturarak radyoterapide tedavi amaçlı kullanılır.

2.3 Radyoterapide X-ışını kullanan görüntüleme cihazları

Radyoterapi cihazları ile yapılan tedavi süresince tümör pozisyonu yer değiştirebilmektedir. Radyoterapi tekrara dayalı bir tedavi şekli olduğundan her tedavi öncesi bu yer değişiminin kontrolü söz konusudur. Tedavi süresince günlük set-up değişikliği ve tümörde fiziksel değişikliklerde söz konusu olmaktadır.

Radyoterapi protokollerine görüntüleme teknikleri eklenmiş bulunmaktadır. Bu tedavi yöntemine Görüntü Rehberliğinde Radyoterapi (IGRT) denilmektedir. Tedavi öncesinde ve tedavi esnasında hastanın görüntüsü elde edilmekte, böylece tümör pozisyonunun takip edilmesi ve doğru hedeflenmesi sağlanmaktadır.

Radyoterapi protokollerine eklenmiş bulunan X-ışını görüntüleme teknolojisi farklı şekillerde olabilmektedir. Bu çeşitler üç ana başlık altında toplanabilir (Chen vd. 2009).

2.3.1 Tedavi odasına monte görüntüleme sistemleri

X-ışın tüpleri oda içinde yere yada tavana monte edilmiştir (Şekil 2.7). X-ışın tüplerinin tam karşısına algılayıcılar konulmuştur. Hastanın tedavi öncesinde veya tedavi süresince görüntüsü alınabilmektedir (Khan 2007).



Şekil 2.7. Odaya monte görüntüleme cihazı

2.3.2. Tedavi odası içindeki bilgisayarlı tomografi (BT) sistemleri

Bilgisayarlı tomografi cihazı tedavi cihazıyla aynı odada bulunmaktadır (Şekil 2.8).Hasta BT ile Lineer hızlandırıcı arasında hareket edebilen masa üzerinde önce görüntüleri alınmakta arkasından tedaviye başlanmaktadır(Khan 2007).



Şekil 2.8 Tedavi odası içindeki Bilgisayarlı Tomografi

2.3.2.1. Bilgisayarlı Tomografi (BT)

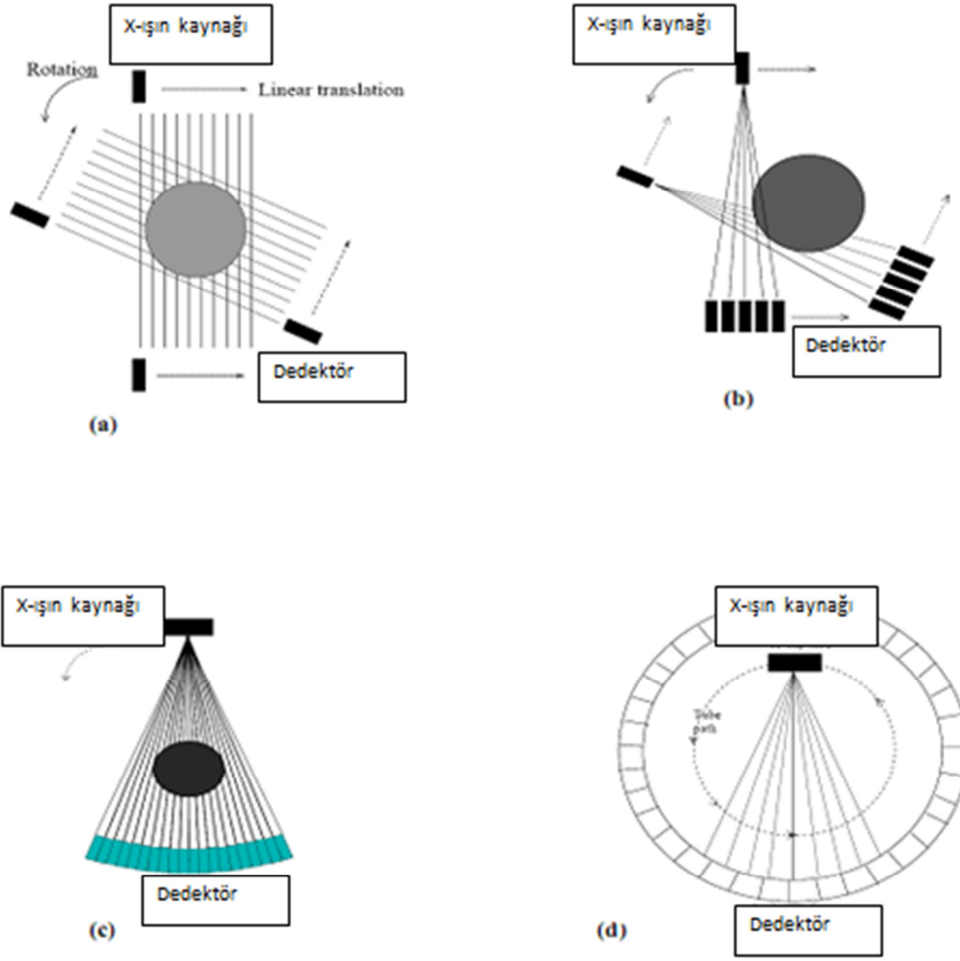
Teorisi 1963 yılına dayanan Bilgisayarlı tomografi radyolojide kullanılmaya başlanmıştır. Temel mantık olarak röntgen cihazına benzemektedir. Görüntüsü elde edilmek istenen nesnenin farklı açılardan alınan iki boyutlu görüntüleri birleştirilerek üç boyutlu hale çevrilir. Klinik uygulamaları ilk olarak 1967 yılında Hounsfield tarafından yapılmıştır. Teknolojiye bağlı olarak bilgisayarlı tomografi sürekli değişim göstermiş ve farklı jenerasyonları mevcuttur. Şuanki dönemde birinci ve ikinci jenerasyonları kullanılmamaktadır(Kalender 2000).

Birinci jenerasyon tomografide bir x-ışın tüpü ve tam karşısına konumlandırılmış tek bir algılayıcı bulunmaktadır (Şekil 2.8a). Kullanılan x -ışını sadece algılayıcıyı görecektir şekilde pencere aralığı verilmiştir. Tarama nesne çevresinde tek bir çizgi üzerinde olacak şekilde yapılır. Tarama sonrası tüpe 1 derecelik açı verilir ve bu süreç 180 derece için gerçekleştirilir. Tek bir nesneden kesit görüntü elde edilmesi dört beş dakika sürmektedir.

İkinci jenerasyon tomografilerde algılayıcı sayısı artırılarak tarama süresi kısaltılmıştır(Şekil 2.8b). Bunun yanında anatomik yapının birden fazla algılayıcı ile izlenmesi sayesinde ayrıntıda artış sağlanmıştır.

Üçüncü jenerasyon tomografilerde benzer şekilde x-ışın demetini aynı pencere açıklığı verilmiş ancak karşısına konumlandırılmış konveks şekilde 300- 600 arası algılayıcı vardır ve bu sistem nesne etrafında 360 derecelik bir dönüş yapar(Şekil 2.8c). Bu sayede kesit alma süresi oldukça kısalmıştır.

Dördüncü jenerasyon tomografilerde gantri tamamen algılayıcılarla sarılıdır. X-ışın tüpü nesne çevresinde döner(Şekil 2.8d). Bu jenerasyonlarda kesit süresi birkaç saniye kadardır.



Şekil 2.8 a). 1. Nesil b) 2. Nesil c) 3. Nesil ve d) 4. Nesil bilgisayarlı tomografi cihazları

2.3.3. Lineer hızlandırıcının gantrisine monte görüntüleme sistemleri

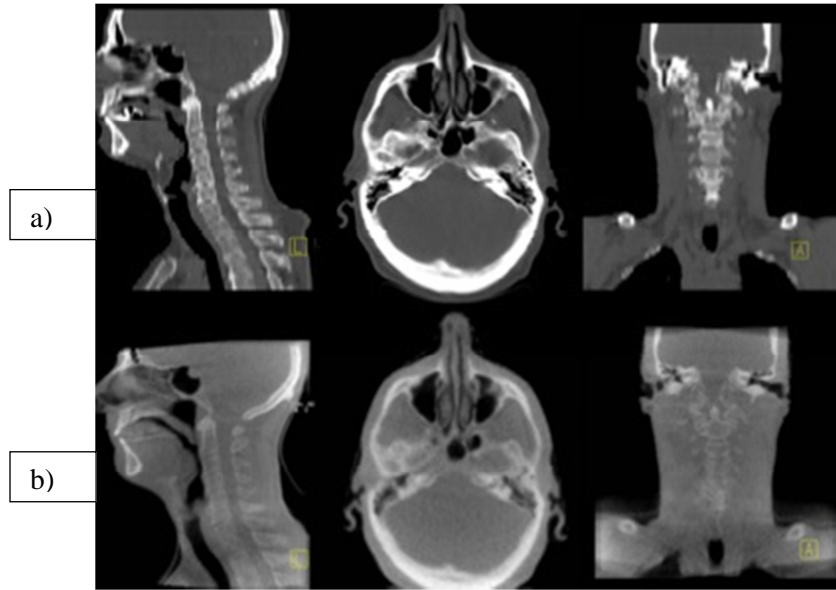
Bu sistemlerde X-ışın tüpü ve algılayıcı dedektör tedavi cihazına monte edilmiş durumdadır (Şekil 2.9). Gantri rotasyonu ile hastanın görüntüsü istenildiği zaman elde edilebilmektedir. Bu cihazlar kendi içinde MV-KHBT ve kV-KHBT olarak 2 gruba ayrılmaktadır. Bu çalışmada kV-KHBT cihazı kullanılmıştır (Khan 2007).



Şekil 2.9 a) MV-KHBT cihazı b) kV-KHBT cihazı

2.3.3.1. Megavolt-konik hüzmeli bilgisayarlı tomografi (MV-KHBT) ve kilovolt-konik hüzmeli bilgisayarlı tomografi (kV-KHBT) arasındaki temel farklar

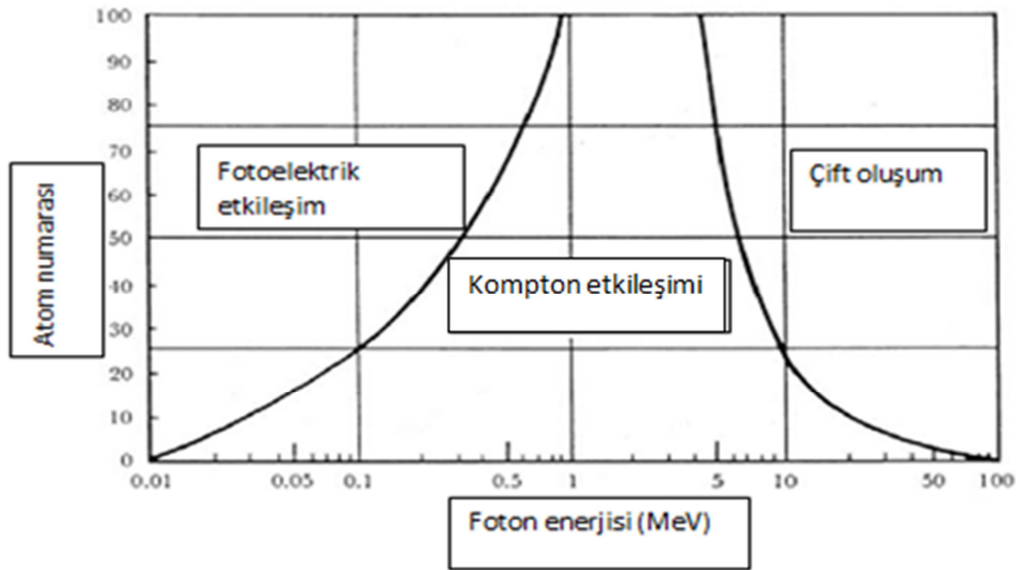
MV-KHBT’de görüntü almak için tedavide kullanılan X-ışınları kullanılmaktadır. Bu sebeple hasta daha yüksek enerjili X-ışınına maruz kalmaktadır. MV enerjisi kullanımında görüntüde ayırt etme gücü kV enerjisine göre çok daha zayıftır (Şekil 2.10).



Şekil 2.10. a)kV-KHBT’de görüntüleme b)MV-KHBT’de görüntüleme

Şekil 2.10.'da görüldüğü gibi kemik yapı ve diğer yumuşak doku arasındaki fark çok açıktır. Görüntüde ayırt etme gücü kV X-ışınlarıyla daha yüksektir. İnsan dokularını ele aldığımızda, baskın şekilde düşük atom numaralı atomlardan oluşmaktadır. Şekil 2.11.'de gösterilen grafikte ortama ve kullanılan enerjiye bağlı baskın olarak beklenen fiziksel etkileşimler görülmektedir. Genelde, düşük enerji fotonlarda fotoelektrik etkisi, orta seviye enerjili fotonlarda kompton etkisi ve yüksek enerji fotonlarda çift oluşum baskın olan etkileşimdir

MV X-ışını kullanıldığında baskın olan compton etkileşimidir. Compton etkileşimi elektron yoğunluğuna bağlıdır. İnsan vücudu için kemik ve yumuşak doku arasındaki elektron farkı çok farklı sayılmayabilir. Buna bağlı olarak etkileşim sayısı daha az olacaktır. kV X-ışını kullanıldığında ise fotoelektrik etkileşim etkindir ve atom numarasına bağlı olduğundan dolayı da etkileşim sayısı daha fazla olacak buda görüntüde ayırt etme gücü sağlayacaktır.



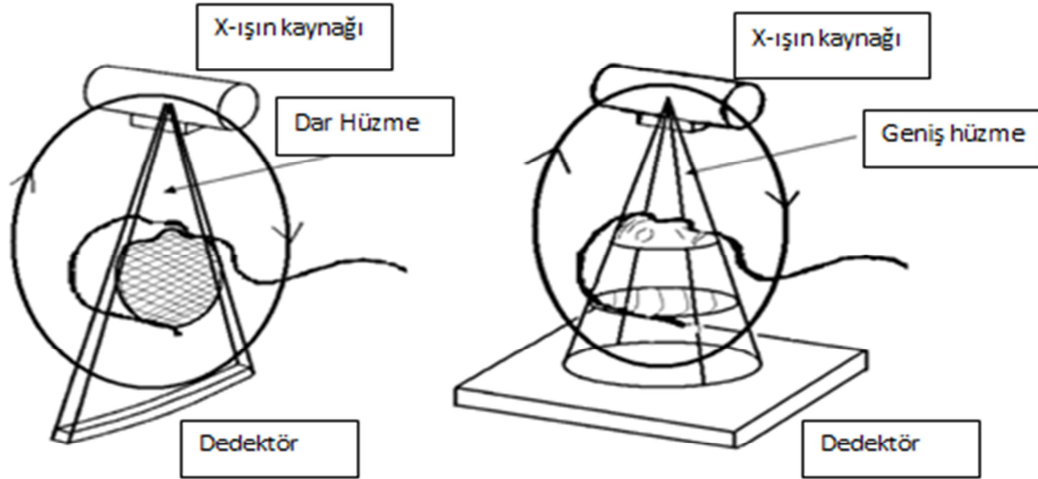
Şekil 2.11. Ortama ve enerjiye bağlı fiziksel etkileşim olasılıkları

Fotonların madde ile üç temel etkileşimlerine ait bölgelerin foton enerjisi ve atom numarasına bağlı gösterimi;

Soldaki eğri fotoelektrik ve kompton etkileşimlerinin atomik sabitlerinin eşit olduğu durumu, sağdaki eğri ise kompton ve çift oluşum etkileşimlerinin atomik sabitlerinin eşit olduğu durumu ifade etmektedir(Iaea 2005).

2.4. Kilovolt-Konik Hüzmeli Bilgisayarlı Tomografi (kV-KHBT) 'nin Bilgisayarlı Tomografi (BT) ile Karşılaştırılması

Konik Hüzmeli Bilgisayarlı Tomografi aslında günümüzde çoğu klinikte bulunan bilgisayarlı tomografinin farklı bir jenerasyonu olan görüntüleme cihazıdır (Şekil 2.12). KHBT'de obje merkezde sabit iken X-ışını kaynağı ve tam karşısına konumlandırılmış olan panel algılayıcı, rotasyon hareketi yaparak görüntü elde edilir.Klasik bilgisayarlı tomografiye göre istenilen bölgenin görüntüsü, geniş huzme özelliğine bağlı olarak tek bir rotasyonda tamamen alınabilmektedir. X-ışını demeti daha efektif olarak kullanılmakta ve görüntüleme süresi kısalmaktadır. BT'ye göre hasta dozunun daha az olduğu düşünülmektedir.Bunun yanında görüntü kalitesi düşük olsada şuan için teşhis amaçlı kullanılmamaktadır.



Şekil 2.12 a) Bilgisayarlı tomografi'de dar hüzme, b) Konik hüzmeli bilgisayarlı tomografide geniş hüzme

2.5. Kilovolt-Konik Hüzme Bilgisayarlı Tomografi (kV-KHBT)'nin Ana Parçaları ve Çalışma Prensipleri

kV-KHBT'nin geçmişine bakıldığında çok da yeni bir sistem değildir. İlk olarak 1950'li yıllarda Ontario Kanser enstitüsünde ^{60}Co tedavi ünitesine takılabilir şekilde kullanılmıştır (Şekil 2.13). Bu dönemde kV X-ışın kaynağının karşısına yerleştirilen radyografik film yardımıyla iki boyutlu görüntü elde edilebiliyordu.



Şekil 2.13. ^{60}Co tedavi cihazıyla kullanılan X-ışın tüpü

kV-KHBT sistemi dört ana parçadan oluşmaktadır. Bu parçalar jeneratör, X-ışın tüpü, Feldkamp (FDK) algoritması ve panel algılayıcıdır.

2.5.1. Jeneratör

X-ışını jeneratörü X-ışın tüpüne elektrik gücü sağlayan ve X-ışını enerjisinin (kVp), miktarının (mA) ve ışınlama süresinin (s) seçiminin ayarlandığı cihazdır. Bu fonksiyonları yerine getirmek için 3 ana devreden oluşmaktadır.

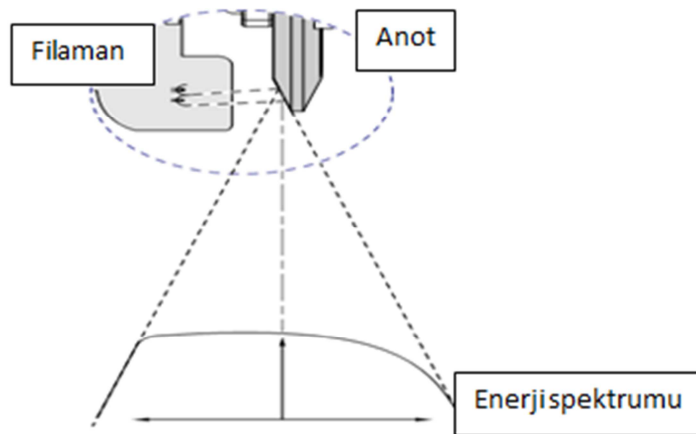
1. Yüksek voltaj devresinde elektronların hızlanmasını sağlar.
2. Filaman devresinde katot'a uygulanan akım sağlar.
3. Zaman devresinde ışınlama süresi kontrol edilir.

Teşhis amaçlı kullanılan X-ışınlarında 30kV ve 150kV arasında voltaj kullanılır(Seeram 2001).

2.5.2. X-ışın tüpü

Vakumlanmış cam içerisine yerleştirilmiş (-) elektrot durumundaki katot ile (+) elektrot durumundaki anottan meydana gelir. Katot spiral şeklindeki büyük ve küçük filaman olmak üzere iki filaman mevcut olup bu filamanlar yan yana monte edilmiştir. Kafa ve pelvis gibi yüksek doz değerlerini gerektiren radyografilerde büyük filaman, alt ve üst ekstremiteler gibi düşük doz değerlerini gerektiren radyografilerde ise küçük filaman devreye girer. Filamanlar yüksek ısıya karşı daha dayanıklı olabilmesi için %1-2 oranında toryum ilave edilmiş tungsten elementinden yapılmıştır. Tungsten elementinden yapılmasının nedeni, tungstenin erime derecesinin çok yüksek olmasıdır. Filaman ısıtıldığında elektron yayan, 2 mm çapında ve 1-2 cm uzunluğunda bir tel sargıdır. Filaman transformatöründen, röntgen tüpünün katodundaki filamana yüksek amperajlı akım gönderilmesi sonucu en az 2200 °C'de veya daha üzerindeki bir sıcaklıkta ısıtılarak elektron yayar.

Döner anot, disk şeklinde olup diskin tamamı tungstenden yapılmıştır. Sabit anotlu tüplerde olduğu gibi döner anotlu tüplerde de çizgi-fokus kuralına uyulmuştur. Bu amaçla, anot diskinin kenarlarına 7-15° eğim verilmiştir (Kalender 2001).



Şekil 2.14. X-ışınının anot açısına bağlı dağılımı

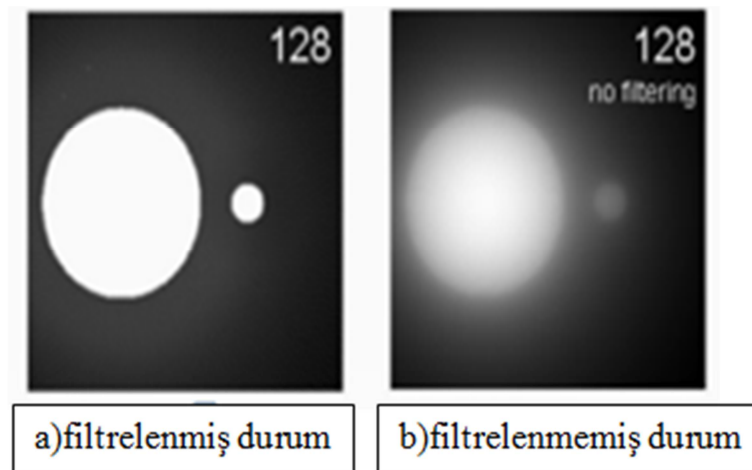
Anot diski dakikada 3000–10000 devirle döndüğünden, katottan gelen elektronların hedefteki aynı noktayı bombardıman etme olasılığı azaltmaktadır.

2.5.3.Feldkamp algoritması (FDK)

Sistem tarafından alınan 2 boyutlu görüntülerin 3 boyutta düzlemsel görüntüye çevrilmesi için FDK algoritması kullanılmaktadır. Klinik uygulamalardaki konik hüzmeli görüntü yapılandırma algoritması ilk olarak Feldkamp I.A vd. tarafından 1984 yılında sunulmuştur. Algoritmanın temeli rotasyonel floroskopi mantığına ve filtre geriye projeksiyon metoduna dayalı olmaktadır.

X-ışını şiddetine bağlı elde edilen profillerin logaritması alınarak iki boyutlu projeksiyon görüntüsü (atenüasyon profili) elde edilir. Atenüasyon profilleri rotasyon boyunca toplanarak görüntü rekonstrüksiyonu(yapılandırması) gerçekleştirilir. Alınan projeksiyonların geriye yansıtılması objeyi belirli bir sabit oranında değiştirir. Bu etki geriye projeksiyon olarak adlandırılır (Feldkamp vd. 1984).

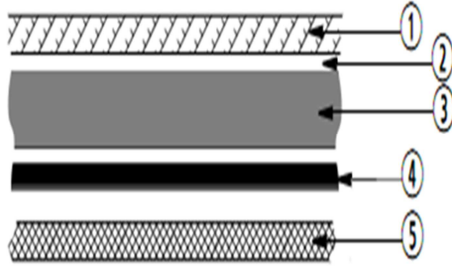
Filtre geriye projeksiyon yöntemiyle gerçek görüntüyü elde etmek için, filtreleme fonksiyonu her atenüasyon profiline otomatik olarak eklenmektedir. Şekil 2.15 kV-KHBT için hacimsel görüntüleme projeksiyon görüntüsünün filtre geriye projeksiyon etkisini göstermektedir.



Şekil 2.15. Filtre geriye projeksiyonun etkisi

2.5.4. Amorf-silikon fotodiyot panel

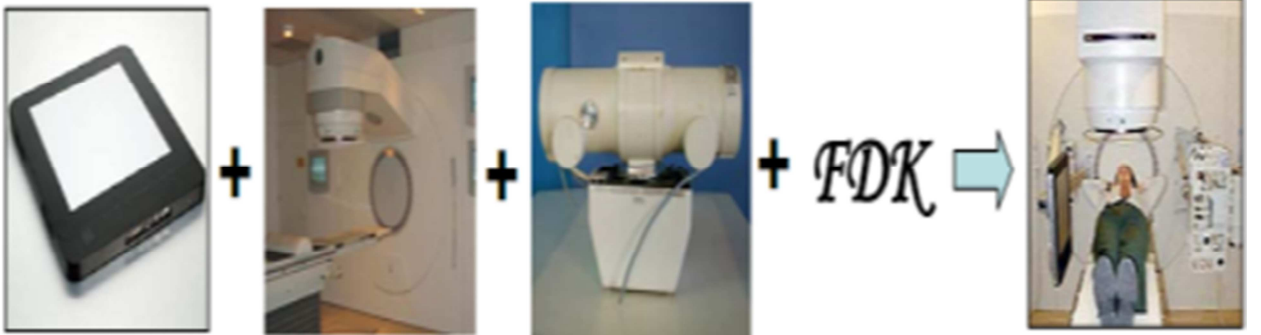
Dijital radyografinin alt grubu olan direkt radyografide, dolaylı çevrim tiplerinden biri olan amorf silikon fotodiyot panel kullanılmaktadır. KHBT görüntülemesinde sıklıkla kullanılan algılayıcı tipidir. Sistemde algılayıcı olarak kullanılan düz panel ilk olarak 1998 yılında MV-EPID (elektriksel taşınabilir görüntüleme cihazı) adı altında radyoterapide görüntü amaçlı kullanılmıştır. Sintilasyon maddesine radyasyonun uygulanması ile bu maddenin görünen ışık veya görünen ışığa yakın dalga boyunda bir radyasyonu yayınlaması prensibine dayanmaktadır. X-ışın tüpünden çıkan ve hedef tarafından soğurulmayan fotonlar sintilatör tabakasına ulaşır. X-ışınları sintilatör yapının yüzeyinde bulunan sezyum iyodür kristali ile etkileşime girmeleri sonucunda görünür ışık elde ediliyor. Fotodiyot panelde ışık ışınları elektrik yüküne çevriliyor (Sonke vd. 2004).



1. Aliminyum tabaka
2. Hava boşluğu
3. Sintilatör (CsI)
4. Zayıflatıcı
5. A-Si Fotodiyot panel

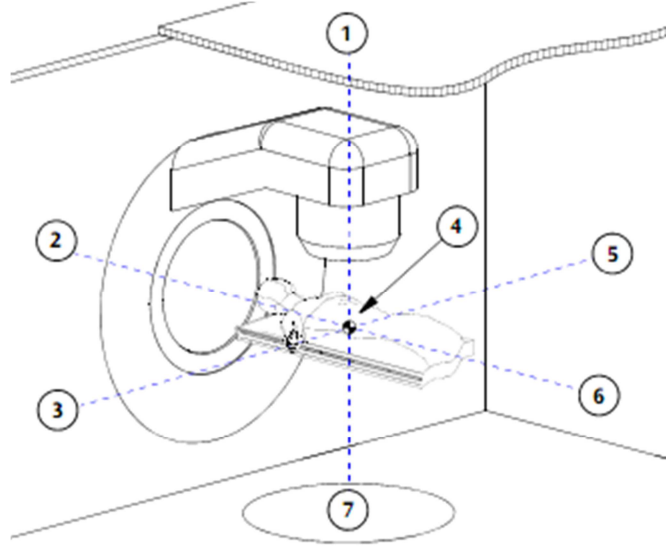
Şekil 2.16. Amorf-silikon fotodiyot panelin içyapısı

Sonuç olarak 2002 yılında bu sistemler Lineer hızlandırıcıya entegre edilerek ve kV-KHBT Radyoterapide kullanılmaya başlanmıştır (Şekil 2.17).



Şekil 2.17. kV-KHBT oluşturulması için gerekli parçalar

Kullanılan cihazda yön tayini yapılmasında Lineer hızlandırıcının yönleri referans alınmaktadır. Şekil 2.18. de yön tayinlerinde kullanılan isimlendirmelere bir örnek sunulmuştur.



Şekil 2.18 Lineer hızlandırıcıda yön tayini için kullanılan isimlendirme

Elekta marka lineer hızlandırıcı için kullanılan yön tarifleri şekil 2.18’de verilmiştir. Bu yön hastanın supin pozisyonda masaya sırt üstü yattığı durum için geçerli olmakta farklı pozisyonlarda yönler değişmektedir. A ve B noktaları gantri açısı 0 iken geçerlidir(Elekta 2009).

1. Tedavi odası tavan (anterior)
2. Lineer hızlandırıcı elektron tabancası (Gun) yönü (G)
3. Lineer hızlandırıcı A tarafı (sağ taraf)
4. İzomerkez
5. Lineer hızlandırıcı B tarafı (sol taraf)
6. Lineer hızlandırıcı hedef (Target) yönü (T)
7. Tedavi odası taban (posterior)

2.5.5. kV-KHBT’de çekim protokollerini oluşturan parametreler

Radyoterapide kullanılan kV-KHBT cihazının insan vücudunun yapısına bağlı olarak belirli bölgeler için çekim protokolleri mevcuttur. Her protokol için çekim parametreleri bulunmakta ve bölgeye göre bu değerler değişebilmektedir. Değiştirilebilen parametrelerin fiziksel anlamları aşağıdaki şekilde ifade edilebilir.

kVp; X-ışın tüpünden yayılan fotonların spektrumundaki maksimum enerjiyi ifade etmekte kullanılır. kVp artışı X-ışını enerjisini arttırdığı gibi oluşacak fiziksel etkileşim sayısında arttıracaktır.

mA; X-ışın tüpünde katot filamanına uygulanan akımı ifade etmekte ve seçilen değere bağlı elektrottan koparılan elektron miktarı değişmektedir.

s; ışınlama süresi olarak belirtilmektedir. mA değeriyle beraber’de kullanılan ışınlama kontrolü bulunmaktadır (mAs).

2.5.6. Kilovolt-konik hüzmeli bilgisayarlı tomografi (kV-KHBT) görüntü kalitesini etkileyen fiziksel nedenler

X-ışınları yolları boyunca değişik oranlarda azalarak algılayıcıya gelmektedir. Bunun yanında ortam içinde yapacağı etkileşimler sonrası saçılma yapmaktadır. Bu saçılmalar görüntü kalitesini etkilemektedir. Ortamda saçılma yaparak enerjilerinin bir kısmını bırakan X-ışınları, başlangıç yollarından ayrıldıkları için algılayıcıda obje pozisyonu için doğru bilgi oluşturmayacaktır. Esas enerji bilgisini taşımayan bu fotonlar görüntü kontrastının bozulmasına neden olur. Gürültü görüntüde istenmeyen sinyallerdir. Görüntüdeki yakın kontrast detaylarının kaybına sebep olmaktadır. Kullanılan X-ışını enerjisinin(kVp), şiddetinin (mA) ve süresinin(s) artırılması gürültünün azalmasına ve kontrast farkının artmasına yardımcı olsada hasta dozunun artışı göz önünde bulundurulmalıdır. Bu değerlerin devamlı surette artırılması görüntüde aşırı kontrast oluşturduğunda değerlendirerek görüntünün en uygun bulunduğu değerler doğru kabul edilmelidir(Gulberg 1987).

2.6. Kilovolt-Konik Hüzmeli Bilgisayarlı Tomografi (kV-KHBT)'de Absorbe Doz Ölçümü

Radyasyon dozimetrisi, enerjinin nicel olarak belirlenmesi için direkt veya dolaylı olarak verilen iyonize radyasyon ile ilgilenmektedir. Dozimetrisinin içeriği genel olarak, belli bir hacimde hassas ortamdan oluşma ve çevresi farklı bir ortam ile çevrili olması şeklinde düşünülebilir.

2.6.1. Dozimetrik ölçüm teknikleri

kV-KHBT cihazının bir tür BT jenerasyonu olmasından ötürü doz ölçümü yapmak için klasik BT dozimetri sisteminin temel niceliklerinden yararlanılmaktadır. BT doz ölçümünde birkaç yöntem bulunmaktadır. Bunlar çok kesitli ortalama dozu tanımlamada, BT doz indeksi (CTDI) ve onun varyasyonları, doz uzunlukçarpımı (DLP) ve doz alan çarpımı (DAP) kavramları kullanılır. Klasik BT de kesit başına soğurulan doz tanımı için CTDI kavramı, X- ışını kesit kalınlığına normalize edilen radyasyon dozunu temsil etmektedir.

$$CTDI = \frac{1}{L} \int_{-Z/2}^{Z/2} D(z) dz \text{ [mGy]}$$

CTDI için kullanılan formülde D(z) doz profilini, Z integral sınırlarını (penumbranın tamamına yakın kısmını kapsıyacak şekilde) ve L'de nominal kesit kalınlığını (veya toplam kesit kalınlığını) ifade etmektedir.

CTDI ölçümlerinde klasik BT kavramlarının eksik kaldığı yerler bulunmaktadır. kV-KHBT için L mesafesi G-T eksenindeki düzlemde pencere açıklığını bir boyutunu ve Z ise penumbra alanlarını kapsaması gerekmektedir. Ancak KHBT tekniğinin temel farkı kesit huzme değil konik(geniş) huzme kullanıyor olmasıdır. Bu sebeple CTDI yönteminin KHBT ölçümlerinde penumbra bölgelerinin dozunu ölçemediği bilinmektedir. Ölçümlerdeki doz eksikliği kabul edilmektedir(Amer 2007)

CTDI₁₀₀ kavramı 100 mm' lik tarama uzunluğu boyunca doz indeksi değerini verir.

100mm'lik tarama uzunluğu için aynı uzunlukta yapılmış olan kalem iyon odası kullanılmaktadır. Kalem iyon odasıyla alınan doz ölçümleri için;

$$CTDI_{100} = (f \cdot C \cdot E \cdot L) / (NT) \quad (2.11)$$

f doku hava oranı (dokunun birim kütlesinde soğurulan enerjinin havadakine oranıdır ve birimi rad/Röntgendir (hava için: 0.87 rad/R)).

C : İyon odası kalibrasyon faktörü

E : Okunan ışınlama değeri

L : Kalem tipi iyon odasının aktif uzunluğu (100mm)

N : Kesit sayısı

T : Bir Kesitin kalınlığı

$CTDI_{100}$ ölçümünün getirdiği sınırlılığı ortadan kaldırmak için geliştirilen bir diğer kavram ise $CTDI_w$ 'dir. Tarama düzlemi boyuncamerkezde ve çevrede oluşan ortalama dozu ifade eder.

$$CTDI_w = [1/3(CTDI_M) + 2/3(CTDI_{K.ort})] \quad (2.12)$$

Burada $CTDI_M$ iyon odasının fantomun merkezine yerleştirilerek okunan dozu , $CTDI_{K.ort}$ ise iyon odasının, fantomun en az üç farklı kenarına yerleştirilmesi sonucu okunan dozların ortalamasını ifade eder (Koller 2003).

Normalize $CTDI_w$ kavramı ise ışınlama parametrelerinden biri olan mAs değerinden bağımsız halde hesaplanan şeklidir.

$$nCTDI_w = CTDI_w / mAs \quad (2.13)$$

Hacimsel görüntülemde kullanılmak üzere $CTDI_{vol}$ ifadesi tanımlanmıştır. Klasik BT için

$$CTDI_{vol} = CTDI_w / Pitch \quad (2.14)$$

Şeklinde ifade edilir. kV-KHBT için ise pitch değeri masa hareketi olmamasından ötürü 1 kabul edilmektedir.

$$CTDI_{vol} = CTDI_w \quad (2.15)$$

Diğer doz tanımlama brimi olan DLP ve DAP ise $CTDI_{vol}$ değerinin sırasıyla tarama uzunluğu ve tarama alanı ile çarpılmasıyla bulunur.

$$DLP = CTDI_{vol} \times \text{Tarama uzunluğu} \quad (2.16)$$

$$DAP = CTDI_{vol} \times \text{Tarama alanı} \quad (2.17)$$

2.6.2. Doz ölçüm cihazları

Ortamdaki soğurulan dozu ölçmek amacıyla radyasyona hassas bir cihaz (dosimetrik) kullanmak gerekmektedir. Ölçüm cihazları, kendi içindeki hassas bir hacimde, iyonize radyasyon sayesinde ortama depolanmış olan absorbe dozu ölçen bir sistem olarak tanımlanabilir.

2.6.2.1. İyon odaları ve elektrometre

Ortamda soğurulan dozu direkt ölçmeyi sağlayan iyon odaları, doz ölçümlerinde en sık kullanılan yöntemlerden biridir. Ölçüm için X-ışınlarının iyon odası içinde oluşturdukları iyonlardan yararlanır. Algılayıcı içinde oluşturulan gerilim ile pozitif ve negatif yüklü iyonların elektrotlara hareketi sağlanır. Böylece oluşacak akım elektrometre ile ölçülerek kalibrasyonuna bağlı düzeltme faktörü ile doz değeri elde edilir. Ortam için sıcaklık ve basınç etkin olduğundan okuma sonrası gerekli düzeltmelerin yapılması gereklidir (Aapm 1991).

2.6.2.2. Yarıiletken diyotlar

Yarı iletkenlerin çalışması iyonizasyon prensibine dayanır. Yüksek hassasiyetleri ve boyutlarının küçük olması iyon odalarına karşı avantajlarıdır. Silikon gibi küçük miktarda safsızlık içeren bir yarı iletkeni fosfor veya boron gibi maddeyle karıştırma, yarı iletken içindeki boşluk veya serbest elektronların sayısını artırır. Silikon V. grup elementlerle karşılaştırılırsa (fosfor) negatif yük taşıyan atomları alır ve bu onu elektron alıcısı yapar (n tipi). P tipi silikon, periyodik cetvelin III. grup elementlerden (boron) elektron reseptöründen yapılmıştır. Diyotun p bölgesi boşlukları ihtiva ederken n bölgesi aşırı elektrona sahiptir. Bir diyot ışınlandığında zayıflatılmış bölgede elektron boşluk çiftleri oluşur. Bu radyasyona bağlı akım oluşturur. Diyotların n tipi Si ve p tipi Si ile üretilir. Bu detektörler base materyaline bağlı olarak n-Si ve p-Si detektörler olarak adlandırılır.

Diyotlar kısa devre modunda kullanılıp, ölçülen yük ve doz arasında doğrusal ilişki sergilerler. P ve n tipinin bir araya getirilmesiyle ortaya çıkan birleşime “ p-n birleşimi diyot” denir. Silikon diyot detektörler p-n tipi birleşik diyottur. P ve n tipi materyaller arasındaki ara yüzde, n bölgesinin elektronlarının ve p bölgesinde boşluklarının difüzyonundan dolayı, denge oluşturuluncaya kadar zayıf bölge olarak adlandırılan küçük bir bölge yaratılır. Bu zayıf bölge, denge oluşturulunca yüklerin çoğunluğunun daha ileri difüzyonuna karşı koyan bir elektrik alan geliştirir. Bu diyot ışınlandığında, zayıf bölgede elektron boşluk çifti oluşur. Bunlar hemen birbirinden ayrılır ve zayıf bölge içinde var olan elektrik alan tarafından sürüklenirler. Bu da radyasyona bağlı bir akım oluşturur. Akım zayıf bölgenin dışında oluşan boşluk ve elektronların difüzyonuyla daha da büyür. Bu elektrik akım akışının yönü n bölgesinden p bölgesine doğrudur.

Diyotlar tipik iyonizasyon odalarından 18000 kere daha hassas oldukları için çok küçük boyutlarda ($2,5 \times 2,5 \times 0,4 \text{ mm}^3$) kullanılabilir olup, basınç, sıcaklık değişikliklerinden bağımsız, ihmal edilebilir iyon rekombinasyon etkisi ve kısa okuma süresini sağlayan hızlı sinyal alma gibi avantajlara sahiptir. Ancak, foton huzmelerinde diyodun enerji bağımlılığı ve hassasiyetlerinin kullanımla değişmesi (radyasyon hasarından dolayı) gibi problemler ortaya çıkmaktadırlar. Her iki detektör de ticari olarak mevcuttur, ancak p-Si tipi, radyasyon hasarından daha az etkilendiği ve daha

düşük karanlık akıma sahip olduğu için radyoterapide kullanılmaya uygundur. Penumbra bölgesi gibi hızlı doz gradientinin (düşüşünün) olduğu ve stereotaktik radyocerrahide kullanılan küçük alanların dozimetrisinde ve hastada in-vivo dozimetride kullanılırlar. Bir alanın veya kompleks alanların giriş ve çıkış dozları ölçülebilir (Estro 2006).

2.6.2.3. Termolüminisans dozimetri (TLD)

İyonlaştırıcı radyasyona maruz kalan kristaldeki elektronlar enerjiyi soğurarak üst enerji seviyesine çıkarken ara enerji düzeylerinde tuzaklara yakalanır. Kristal ısıtılınca bu elektronlar tuzak seviyesiyle taban seviyesi arasındaki enerji farkına eşit foton yayınlamaya taban enerji seviyesine döner. Isıtma sonucu foton yayınlanan olaya “termolüminisans”, bu olaydan yararlanarak oluşturulan dozimetri sistemine “Termolüminisans Dozimetri” denir. Yayılan foton miktarı TLD tarafından soğurulan enerji miktarı ile doğru orantılıdır(McKinlay 1981).

2.6.2.4. Fantomlar

İnsan benzeri yapı olarak ifade edilen fantomlar fiziksel özellikleri doku eşdeğeri olacak niteliktedirler. Kullanım amacı olarak soğurulan enerjinin tayininde kullanılırlar. İnsan vücudu göz önüne alındığında dokuların çoğunun su veya su eşdeğeri olduğu kabul edilmektedir. Bu nedenle su eşdeğeri katı fantomlar ölçümlerde kullanılmaktadır. Bu fantomlar katı plakalar halinde veya silindirik şekillerinde olabilir. Ancak ICRU'nun belirttiği gibi tüm dokular su eşdeğeri değildir. Örnek olarak kemik yapı ve hava su ile eşdeğer değildir. Bu nedenle insan anatomik yapısını en uygun şekilde yapılmış antropomorfik rando fantomlarda kullanılmaktadır (Icru 1984)

3. MATERYAL VE YÖNTEM

3.1. Materyal

3.1.1. XVI model kilovolt-konik hüzmeli bilgisayarlı tomografi (kV-KHBT) cihazı

Bu çalışmada “X-ray Volume Imager” isimli kV-KHBT cihazı kullanılmıştır. XVI görüntüleme cihazı Elekta Synergy® marka lineer hızlandırıcının gantrisine monte halde bulunmaktadır. Yön tayin etmede şekil 2.18’de verilen isimlendirmeler kullanılmaktadır.

Cihazın teknik özellikleri Çizelge 3.1.’de verilmiştir.

Türü	Lineer hızlandırıcı gantrisine monte görüntüleme cihazı
Tipi	Konik hüzmeli BT
X-ışını tüpünün izomerkeze uzaklığı	100cm
X-ışını tüpünün dedektöre uzaklığı	53,6cm
Maksimum dönme derecesi	360°
Dönme Hızı	3.18°/s
FOV	S, M ve L
X-ışın tüpü fikse edilmiş filtrasyon kalınlığı	5,25 mm (aliminyum eşdeğeri filtre)
Dedektör tipi	Amorf-Silikon Panel
Dedektör materyali	Sintilasyon maddesi (Gd ₂ O ₂ S:Tb)
Pixel boyutu	1024 x 1024
Foto diyot dizisi fizksel boyutu	41 cm × 41 cm
Kasetler	S10, M10, L10, S20, M20, L20
Çekim Tipleri	Planar, floroskopik, hacimsel
Tüp Voltajı	70 – 150 kV

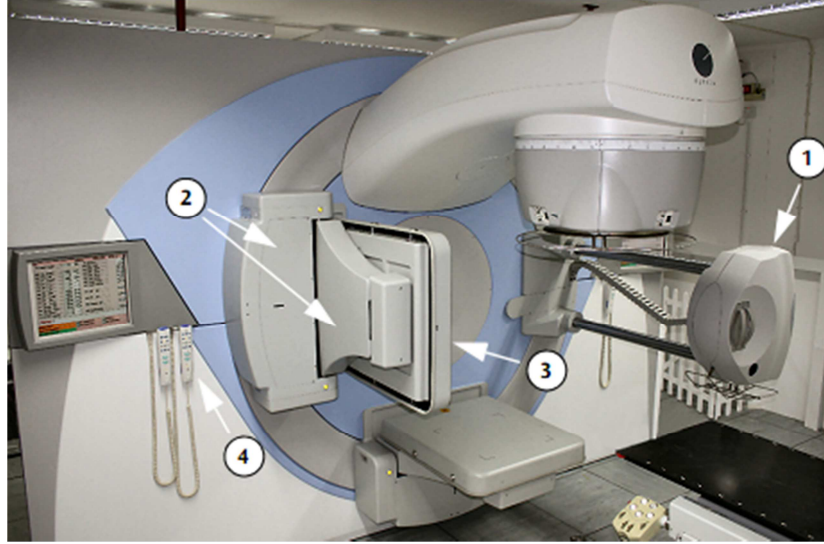
Tipik kullanılan tüp Akımı	10-100 mA
Tipik kullanılan ms	10 – 40 ms
Geomtrik doğruluk	< 1 mm

Çizelge 3.1. XVI teknik özellikleri

Cihazın parçaları aşağıdaki şekildedir (Şekil 3.1)

1. kV X-ışın kaynağı
2. kV algılayıcı kolu
3. kV algılayıcı amorf silikon panel
4. XVI el kumandası

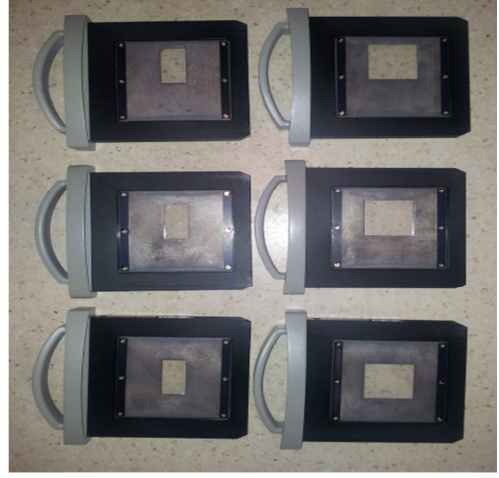
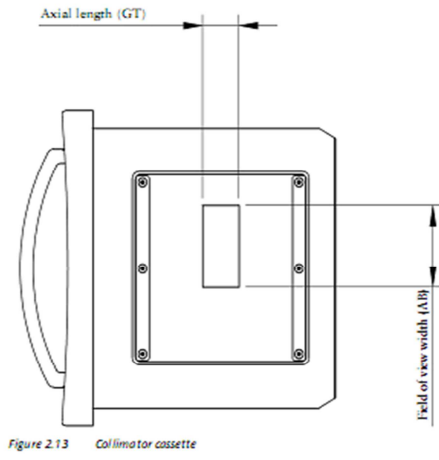
kV jenerator, güç ve kontrol üniteleri cihazın arka odasında bulunmaktadır.



Şekil 3.1XVI cihazı

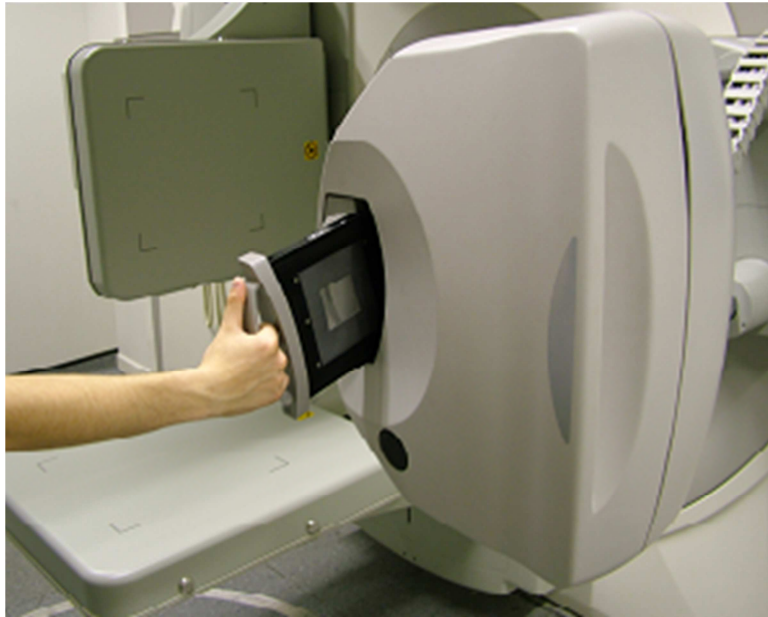
3.1.1.1. Pencere açıklığı: Kasetler

kV görüntülemelerde pencere açıklığını oluşturan kasetler kullanılmaktadır. Bu kasetler özel pencere açıklıkları olan kurşun plakadan yapılmıştır. Pencere açıklığı sayesinde istenilen radyasyon alan boyutu belirlenir. Cihazın çekim protokollerine göre farklı pencere açıklıklarında kasetler mevcuttur. Seçilen kasete bağlı olarak X-ışın alanı değişmektedir.



Şekil3.2a)Kasetin oluşturduğu alan boyutu b) Farklı kaset tipleri

Şekil 3.2a'da kasetin oluşturduğu alan boyutlarından G-T düzlemi, BT'deki kesit kalınlığını ifade eder. Alan boyutlarından diğeri A-B düzlemi ise sabit uzunlukta pencere kenarıdır.Kasetler Şekil 3,3'deki yuvalara X-ışın kaynağının önünde olacak şekilde yerleştirilir.



Şekil 3.3 Kasetlerin yerleştirilmesi

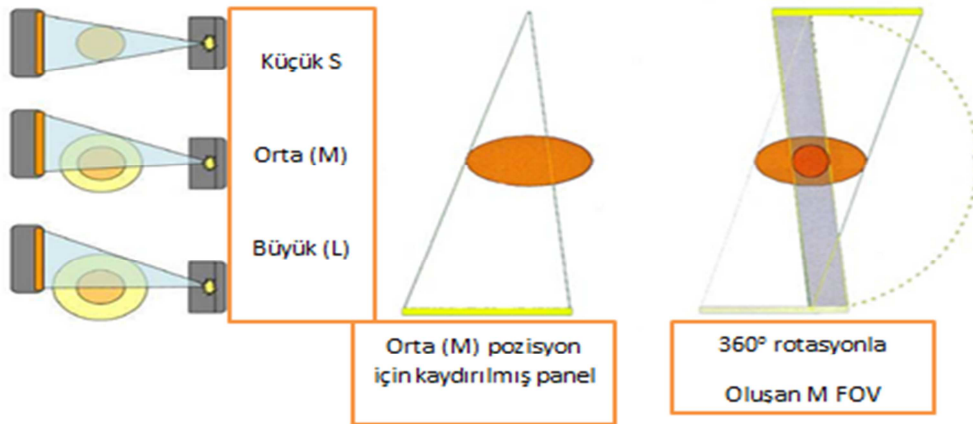
Kasetlerde hacimsel görüntüleme göz önünde tutularak görüntüsü alınacak objenin genişliğine göre farklı alan boyutları sağlayacak FOV(field of view) ve G-T düzlemi boyunca kesit kalınlığını ifade eden isimlendirmeler kullanılmıştır.

FOV	
İsimlendirme	Açıklama
S (Small)	Küçük FOV
M (Medium)	Orta FOV
L (Large)	Büyük FOV
Alan Boyutunun G-T Düzlemi Boyunca Uzunluğu	
İsimlendirme	İzomerkezde nominal ışınlanan alan
10	135,4 mm (S için)
	135,4 mm (M için)
20	276,7 mm (S,M,L için)

Çizelge 3.2. Kasetlerin isimlendirilmesi

İsimlendirmede belirtilen G-T düzlemindeki uzunluğu gerçekte ışınlanan alandan farklı çıktığı üretici firma tarafından gözlenerek belirtilmiştir (Elekta 2009).

Alan boyutunun izomerkezdeki A-B düzlemi boyunca uzunluğu tüm kolimatörlerde sabit 276,7 mm olarak verilmiştir.



Şekil 3,4a) Objeye boyutuna bağlı FOV seçimi b) hacimsel görüntülemeye M FOV

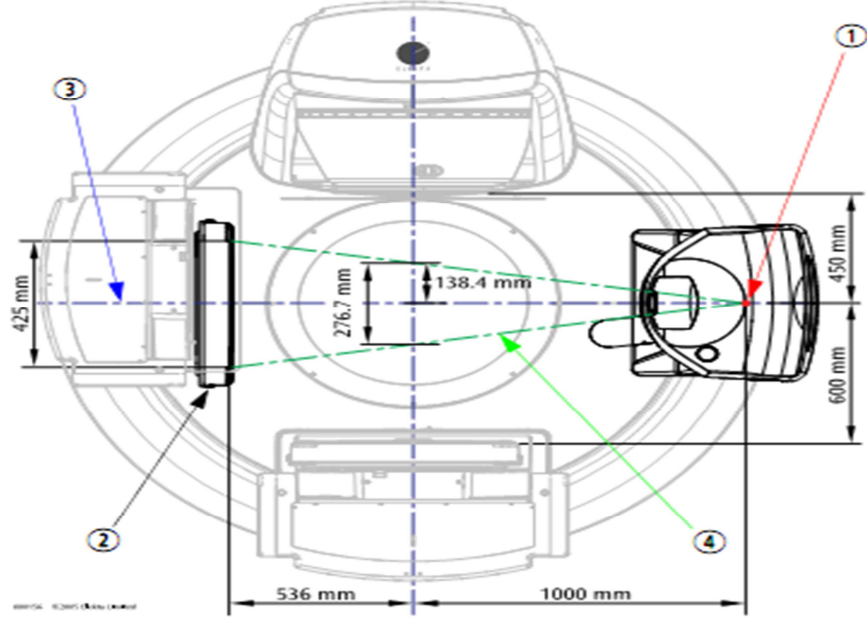
FOV seçimlerinin izomerkezde oluşturdukları alan boyutları aşağıdaki şekillerde gösterilmiştir.

1.3.3 kV X-ışın kaynağı

2.3.3 kV X-ışını algılayıcı amorf silikon panel

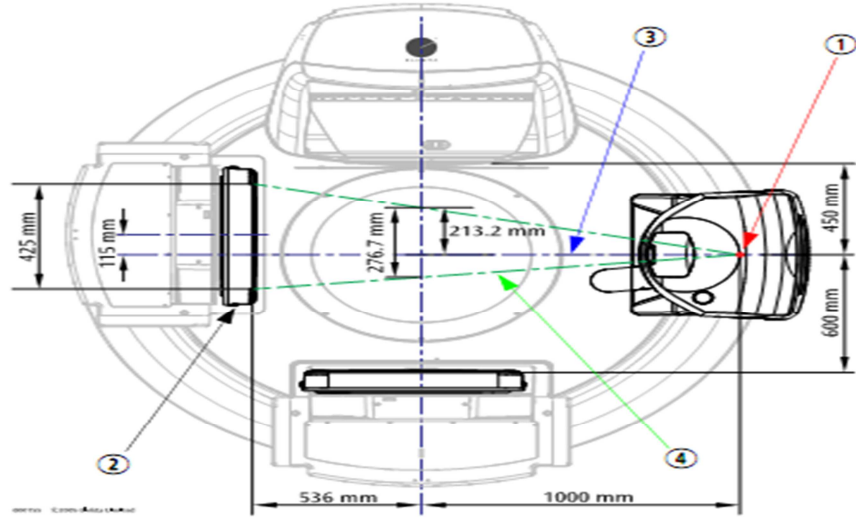
3.3.3 kV X-ışını referans düzlemi

4.3.3 kV X-ışın alanı



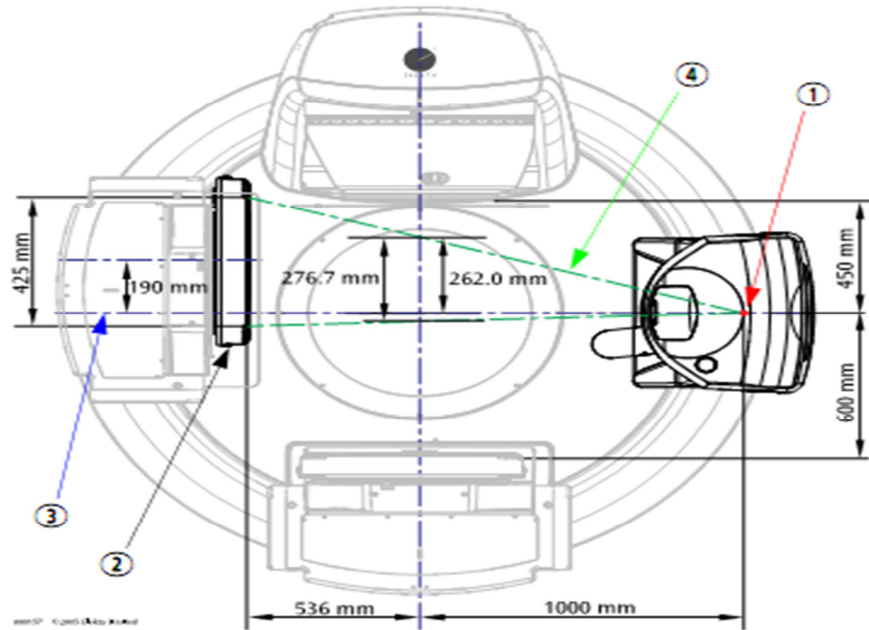
Şekil 3.5. (S) küçük FOV

Şekil 3.5.'de görüldüğü gibi amorf silikon panelin merkezi radyasyon alanının merkez eksenine aynı pozisyondadır. Hacimsel görüntülemeye küçük FOV seçimi 27cm çapında obje görüntülemesi sağlayabilir.



Şekil 3.6. (M) orta FOV

Şekil 3.6.'de görüldüğü gibi amorf silikon panelin merkezi radyasyon alanının merkez ekseninden 115mm kaydırılmış pozisyonudur. Hacimsel görüntülemeye orta FOV seçimi 41cm çapında obje görüntülemesi sağlayabilir.



Şekil 3.7. (L) büyük FOV

Şekil 3.7.'de görüldüğü gibi amorf silikon panelin merkezi radyasyon alanının merkez ekseninden 190mm kaydırılmış pozisyonudur. Hacimsel görüntülemeye orta FOV seçimi 50cm çapında obje görüntülemesi sağlayabilir.

3.1.1.2. Görüntüleme tekniklerinin protokolleri

XVI cihazının görüntüleme tekniklerine göre kullanılan protokoller farklıdır. Cihazın 3 farklı görüntüleme tekniği bulunmaktadır. Bu çalışmada klinikte en sık kullanılan protokoller değerlendirilmiştir.

Düz film (planar) görüntüleme; İki boyutta belirli sayıda alınan projeksiyonların ortalamasıyla elde edilen tek bir görüntüdür. Bu protokollerde alınan görüntü esnasında gantri rotasyonu yoktur. Çalışmada aşağıdaki protokoller kullanılmıştır.

Parametreler	Değerler	
kV	100	100
mA	10	10
Ms	10	10
Pencere açıklığı	S20	S10
Filtre	F0 (yok)	F0 (yok)
Projeksiyon sayısı	5	5

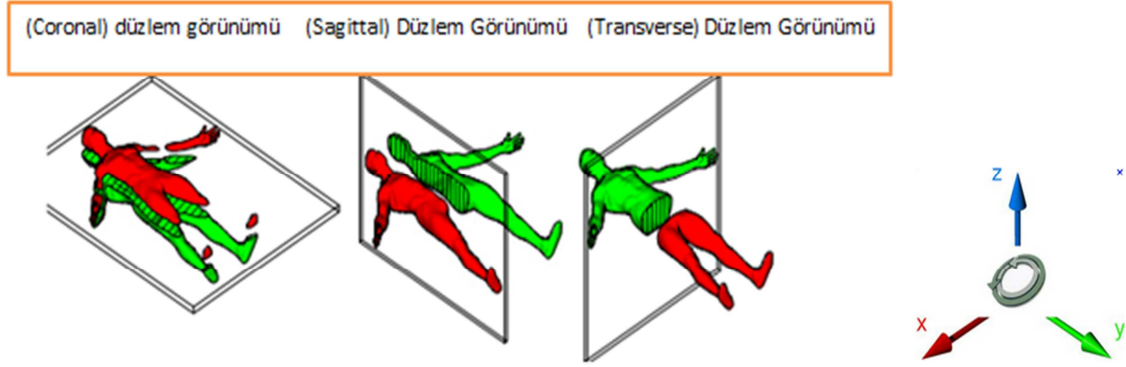
Çizelge 3.3. Düz film görüntüleme protokolleri

Floroskopik görüntüleme; İki boyutta birçok sayıda alınan projeksiyonlardan elde edilen görüntülerin birleştirilmesiyle hareketli halde elde edilir. Seçilen pencere açıklığında anatomik yapıların hareketi gözlenebilir. Görüntü esnasında gantri rotasyonu istenirse yapılabilir. Çalışmada aşağıdaki protokoller kullanılmıştır.

Parametreler	Değerler	
kV	120	120
mA	40	40
ms	25	25
Pencere aralığı	S20	S10
Filtre	F0 (yok)	F0 (yok)
Projeksiyon sayayısı	150	150

Çizelge 3.4. Floroskopik görüntüleme protokolleri

KHBT hacimsel görüntüleme; Gantri rotasyon boyunca toplanan 2 boyutlu görüntülerin yapılandırılmasıyla anatomik yapının 3 boyutta düzlemsel görüntüsü elde edilir. Görüntü yapılandırması sonrası elde edilen 3 ana düzlemdeki görüntülerin Şekil 3.8.' deki gibidir.



Şekil 3.8. Üç boyutta ana düzlem görüntüleri

Koronal kesit Z eksenine, sagittal kesit X eksenine ve transverse kesit Y eksenine dik görüntülemelerdir. Hasta pozisyonuna göre düzlemler değişebilmektedir (Elekta 2009).

Bu Çalışmada 4 farklı çekim protokolü değerlendirilmiştir.

Parametreler	Baş ve Boyun	Pelvis ve Akciğer	Prostat	Geniş Pelvis
kV	100	120	120	120
mA	10	25	40	25
ms	10	40	40	40
Pencere açıklığı	S20	M20	M10	L20
Filtre	F0 (yok)	F0 (yok)	F0 (yok)	F0 (yok)
Projeksiyon sayayısı	334	650	650	650
Gantri rotasyon derecesi	200	360	360	360
Gantri hızı(derece/dk)	360	360	360	360

Çizelge 3.5. Üç boyutta hacimsel görüntüleme protokolleri

3.1.2. Lineer hızlandırıcı ünitesi

Hava ölçümlerinde pik doz için kullanılan FC65P iyon odası, TLD'ler ve insan benzeri yapıda kullanılan yarı iletken diyotların kalibrasyon işlemleri için Elekta marka Synergy model Lineer hızlandırıcının 6MV enerjisi kullanımıdır.

3.1.3. ⁶⁰Co tedavi ünitesi

Hava ölçümlerinde doz ve profil eğrileri için kullanılan TLD'lerin guruplamasında doz ışınlamaları Theratron marka, 1000E model ⁶⁰Co cihazı kullanıldı.

3.1.4. İyon odaları ve elektrometreler

IBA marka DOSE 1 model elektrometre ile Farmer tipi FC65P iyon odası havada pik dozu ölçülerinde kullanılmıştır (Şekil 3.9). Elektrometre ve iyon odasının kalibrasyonu Türkiye Atom Enerji Kurumu tarafından yapılmıştır. İyon odasının teknik özellikleri Çizelge 3.6.'da verilmiştir.

Boşluk Hacmi (cm ³)	0.65
Boşluk uzunluğu (mm)	23
Boşluk çapı (mm)	6,2
Merkezi Elektrot	Aliminyum

Çizelge 3.6. FC65P tipi iyon odası teknik özellikleri



Şekil 3.9. DOSE 1 model elektrometre ve FC65P iyon odası

CTDI_{hava} ve CTDI_w ölçümlerinde ise PTW marka DIADOS E model elektrometre ile 10 cm uzunluğunda, 3.14 cc hacminde TM 30009-0213 kalem tipi BT

iyon odası kullanılmıştır (Şekil 3.10.). Elektrometre ve iyon odasının kalibrasyonu PTW firması tarafından yapılmıştır. İyon odasını teknik özellikleri Çizelge 3.7.'de verilmiştir.

Boşluk Hacmi (cm ³)	4,9
Boşluk uzunluğu (mm)	100
Boşluk çapı (mm)	8
Radyasyon aralığı (kV)	80-150

Çizelge3.7BT iyon odası teknik özellikleri



Şekil 3.10. DIADOS E model elektrometre ve kalem tipi iyon odası

3.1.5. İki boyutlu iyon odası düzeneği (Matrixx)

Bu çalışmada iki boyutlu iyon odası düzeneği olarak Scanditronix Wellhöfer marka Matrixx model cihaz kullanılmıştır. Matrixx biçiminde yer alan iyon odaları dizisidir. İyon odaları G-T(X) ve A-B(Y) düzlemleri boyunca konumlanmıştır. İyon odalarının doz oranına bağlı olarak toplanan akım, elektrometre vasıtasıyla ölçülür ve sayısallaştırılır. Cihazın kendi yazılımıyla toplanan bu veriler rölatif doz profillerine çevrilir. Cihazla ölçümde kararlılık için ön ışınlama gereklidir. Matrixx cihazının teknik özellikleri Çizelge 3.8.'de verilmiştir.

Sensör tipi	Paralel plakalı iyon odası
Sensör sayısı	1020
Dizilim	32cm x 32cm
Tek bir iyon odası çapı (mm)	4,5
Tek bir iyon odası boşluk hacmi cm ³	0,08
Hassasiyet nC/Gy	2,6
Üst tabaka materyalin kalınlığı	3,6mm

Çizelge 3.8. Matrixx cihazının teknik özellikleri



Şekil 3.11. Matrixx cihazı

3.1.6. Termolüminesans dozimetre (TLD) sistemi

Çalışmada kullanılan TLD dozimetreler 4,5 mm çapında, 0,9 mm kalınlığında, \pm % 3 sınırlar içinde hassaslığa sahip disk şeklinde Lityum florür (LiF: Mg,Ti) termolüminesant fosforlardır (MTS-N Poland) (www.tld.com.pl/tld/mts.html).

TLD lerin ışına verilerini elde etmek için RADOS RE-2000RT (RadRro Int. GmbH Germany) otomatik okuyucu sistemi kullanıldı. Sistem bir defada 20 kaset içinde 80 adet TLD nin okumasını yapabilir (Şekil 3.12a). Okuyucu sistem TLD ısıtmasını Nitrojen gazı ile yapar.

TLD okuyucu, 5 bar N₂ akışı ile (1300-1700 sensör değeri) 300 °C ye kadar ısıtılarak ön ısıtma 2sn ile normal ısıtma 2 sn olacak şekilde 15 saniye süreyle sayım değerlerini alır.

RADOS 2000RT TLD okuma cihazı bilgisayar üzerine yüklü RADOS TLD Server yazılımı ile birlikte çalışmaktadır. Cihazdan elde edilen veriler foton sayımı olarak kayıt edilir. Okuma sırasında izlenen parlayış eğrileri sistemde kayıt edilir.

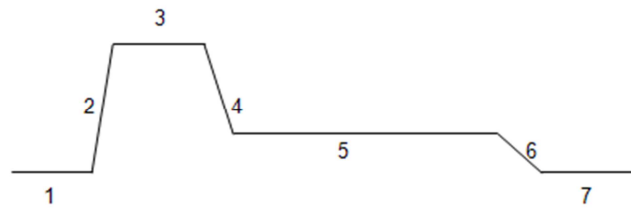


Şekil 3.12. a) RADOS 2000 TLD okuyucu b) PTW-TLDO Termoluminesans dozimetre fırını

TLD için özel olarak üretilmiş, programlanabilir mikroişlemci ile kontrol edilen iki farklı ısıtma programına sahip PTW marka, TLDO model (PTW Freiburg GmbH) fırın kullanılmıştır (Şekil 3.12b). 1. programda ışınlama öncesi kullanılan 400 °C ye kadar ısıtma ve soğutma aşamaları, 2. programda ışınlama sonrasında TLDler okuyucu tarafından okunmadan önce 100 °C ye kadar ön ısıtma aşamaları mevcuttur (Şekil 3.3). Sıcaklık kontrollü sıcak hava akımı üreten programlanmış bir ısıtma elemanı içeren fırında dahili fan sayesinde sıcak havanın eşit dağılması sağlanır.

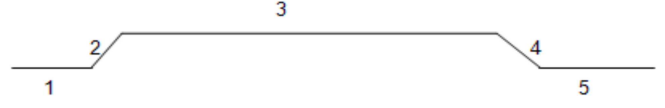
Birinci Program: Sıfırlama (annealing)

1. Başlangıç
2. 400 °C ye kadar ısıtma
3. 400 °C de 1 saat tutma
4. 100 °C ye soğutma
5. 100 °C de 2 saat tutma
6. Oda sıcaklığına soğutma
7. Program sonu



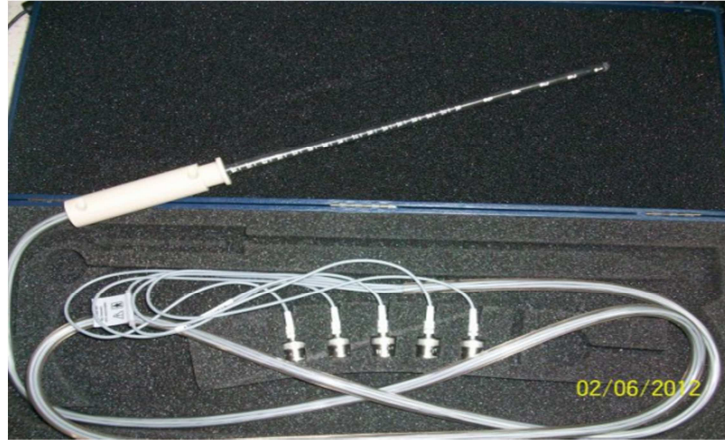
İkinci Program: Okuma öncesi ısıtma

1. Başlangıç
2. 100 °C ye ısıtma
3. 100 °C de 10 dakika tutma
4. Oda sıcaklığına soğutma
5. Program sonu



3.1.7 Yarı iletken diyot (intrakaviterproblar)

İtrakaviter probların kullanım amacı intrakaviter brakiterapide rektum ve mesane gibi doğal boşluklarda doz ölçümleri yapılmasıdır. Diyotların davranışları; radyasyonun tipi, doz hızı, sıcaklık, enerji ve diod şekli ile değişir. Bu çalışmada İba marka IDF-5 Model intrakaviter rektum probu belirli protokollerde rektum dozunun ölçülmesinde kullanılmıştır. IDF-5 model prob 5 adet diyottan oluşmaktadır. Diyotların teknik özellikleri çizelge 3.9.'da verilmiştir. Yarı iletken diyotlar rektum probunun ilk 10cm'lik mesafesinde bulunmaktadır.



Şekil 3.13.İBA marka intrakaviter rektum probu

Marka	IBA
Model	IDF-5
Dış materyali (build-up)	PVC, epoxy, plastik
Çapı	7 mm

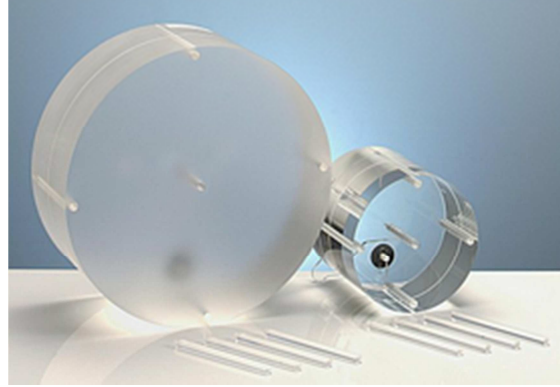
Boy	260 mm
Diyot sayısı	5

Çizelge 3.9. IBA marka rektum probu teknik özellikleri

3.1.8 Fantomlar

Çalışmada üç farklı tipte fantom kullanılmıştır.

- Farklı kalınlıklarda plakalar halinde yapılmış su eşdeğeri katı fantomlar TLD'lerin kalibrasyon ve gruplanmasında kullanılmıştır.
- BT için tasarlanmış olan silindirik fantom 2 farklı çapta kullanılabilir. Kafa ve abdominal bölgeleri temsilen 16cm ve 32cm çapında kullanılmaktadır. kV-KHBT hacimsel görüntüleme için bu fantomdan yararlanılmıştır. Yapı malzemesi PMMA (Poli Metil Metaakrilat)'dir.



Şekil 3.14. CTDI kafa ve vucüt fantomu

- Rando fantom olarak ifade edilen insan benzeri yapıdır. Akciğer yoğunluğu 0,30 g/cc ve kemik yapısı polimer yapıda olup gerçek kemiğe benzemektedir. Fantom 2,5 cm kalınlığında 32 kesitten oluşmaktadır. Hacimsel görüntüleme kullanılan prostat, pelvis ve geniş pelvis protokolleri için yarıiletken doz ölçümünde kullanılmıştır. Akdeniz üniversitesi Radyasyon Onkolojisi AD.'da bulunan Rando Fantom Şekil 3.14.'de görülmektedir.



Şekil 3.15. İnsan benzeri rando fantom

3.2 Yöntem

Bu çalışma Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi AD'nda bulunan IGRT özellikli lineer hızlandırıcı tedavi cihazında yapıldı. kV-KHBT cihazının doz değerlerini hesaplamak için öncelikle kalite kontrol testleri yaptırıldı. Çekim protokollerinde kullanılan kV ve mAs değerleri üretici firmanın verdiği değerlerle karşılaştırıldı.

3.2.1 FC65P tipi iyon odası ile yapılan doz ölçümleri

FC65p iyon odası, havada floroskopik ve hacimsel görüntüleme teknikleri için pik dozu değerleri ölçümünde kullanıldı. Ölçüm düzeneği (Set-up) için iyon odası, oda laserleri kullanılarak izomerkeze Şekil 3.16.'daki gibi yerleştirildi.



Şekil 3.16. FC65P tipi iyon odası

- Düz film görüntüleme tekniği için küçük pencere açıklığına göre ölçüm düzeneği oluşturuldu (Şekil 3.5.). S20 ve S10 protokolleri (Çizelge 3.3) kullanılarak elektrometreden ölçüm değeri alındı ve doz hesaplamaları yapıldı. Doz değerlerini hesaplamak için sıcaklık basınç düzeltme faktörü ve iyon odasının kalibrasyon faktörü kullanıldı.

- Floroskopik görüntüleme tekniği için küçük pencere açıklığına göre ölçüm düzeneği oluşturuldu (Şekil 3.5.).S20 ve S10 protokolleri (Çizelge 3.4.) kullanılarak elektrometreden okuma değerleri ölçüldü ve doz hesaplamaları yapıldı.
- Hacimsel görüntüleme tekniği için tanımlanan çizelge 3.5.'deki dört farklı protokolde elektrometreden okuma değerleri ölçüldü ve doz hesaplamaları yapıldı. Baş ve boyun protokolü için S FOV açıklığına göre ölçüm ve çekim düzeneği oluşturuldu(şekil3.5). Akciğer, pelvis ve prostat protkolü için M FOV açıklığına göre ölçüm ve çekim düzeneği oluşturuldu (şekil 3.6.).Geniş pelvis protokolü için L FOV açıklığına göre ölçüm ve çekim düzeneği oluşturuldu(şekil 3.7.).

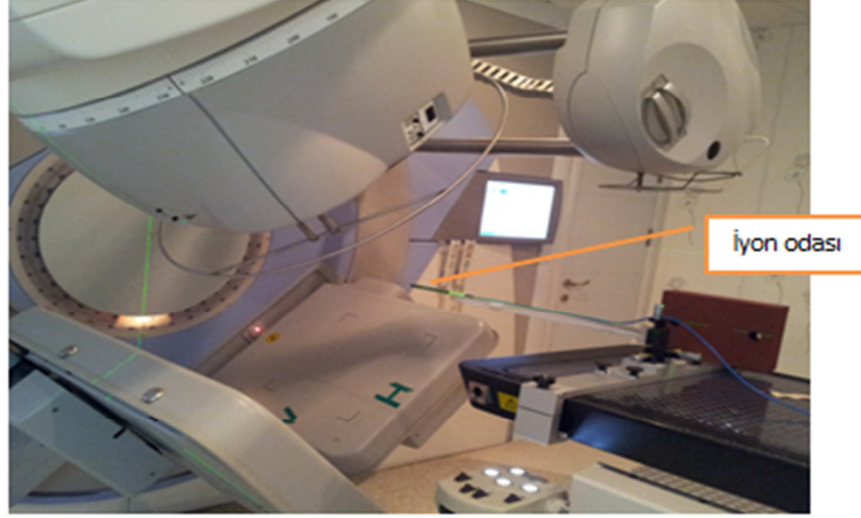
Tüm çekim protokollerinde F0 filtre kullanıldı.

FC65P tipi iyon odasıyla havada yapılan doz ölçümlerinde, her protokolün kendi içinde görüntü parametrelerinin değiştirilmesiyle oluşan doz farklarına bakılmıştır.

3.2.2 BT iyon odası ile yapılan doz ölçümleri

3.2.2.1 Havada CTDI ölçümü

Havadaki CTDI ($CTDI_{hava}$) değeri izomerkeze yerleştirilen kalem tipi BT iyon odası ile havada ölçüldü. Setup için iyon odası, hizalama laserleri yardımıyla izomerkeze şekildeki gibi yerleştirildi (Şekil 3.17.). İyon odasıyla G-T yönünde 10cm uzunluğunda toplam okuma değeri alındı. Okuma değeri mGy x cm biriminde doz olarak okundu.



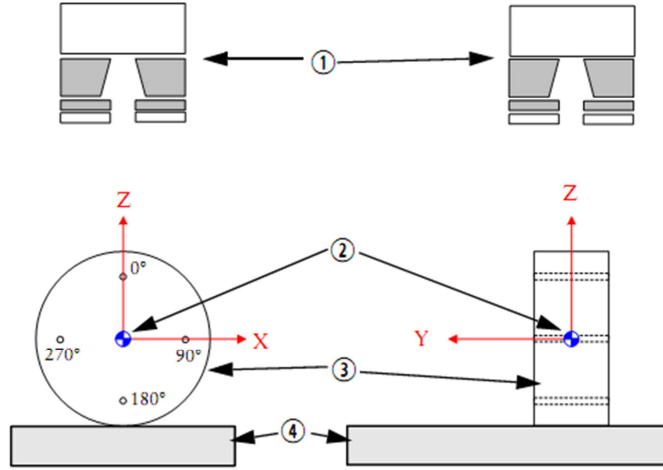
Şekil 3.17. BT iyon odası

Hacimsel görüntüleme tekniği için tanımlanan Çizelge 3.5.'deki dört farklı protokolde elektrometreden ölçüm değeri alındı ve doz hesaplamaları yapıldı. Baş ve boyun protokülü için S FOV açıklığına göre ölçüm ve çekim düzeneği oluşturuldu (Şekil 3.5.). Akciğer, pelvis ve prostat protokülü için M FOV açıklığına göre ölçüm ve çekim düzeneği oluşturuldu (Şekil 3.6.). Geniş pelvis protokülü için L FOV açıklığına göre ölçüm ve çekim düzeneği oluşturuldu (Şekil 3.7.).

Tüm çekim protokollerinde F0 filtre kullanıldı.

3.2.2.2 BT Fantomda $CTDI_w$ ölçümü

$CTDI_w$ hesaplaması için PMMA kafa ve vücut fantomunda merkez ($CTDI_M$) ve dört kenarda ($CTDI_{k.ort}$) Şekil 3.18.'deki kesit şemasında görüldüğü gibi Çizelge 3.10.'da verilen çekim protokollerinde iyon odasıyla G-T yönünde 10cm uzunluğunda toplam okuma değeri alındı. Okuma değeri mGy x cm biriminde doz olarak okundu.



Şekil 3.18. CTDI_w ölçümü için fantomun yerleştirilmesi (1.X-ışını kaynağı 2.İzomerkez 3.Fantom 4.Masa)

Parametreler	Baş ve Boyun	Pelvis ve Akciğer	Prostat	Geniş Pelvis
kV	100	120	120	120
mA	10	25	40	40
ms	10	40	40	40
Pencere açıklığı	S20 (27cm)	M20 (41cm)	M10 (27cm)	L20 (50cm)
Filtre	F0 (yok)	F0 (yok)	F0 (yok)	F0 (yok)
Projeksiyon sayayısı	334	650	650	650
Gantri rotasyon derecesi	190	360	360	360
Gantri hızı(derece/dk)	360	360	360	360
Fantom tipi	16cm (Kafa)	32cm (Vücut)	32cm (Vücut)	32cm (Vücut)

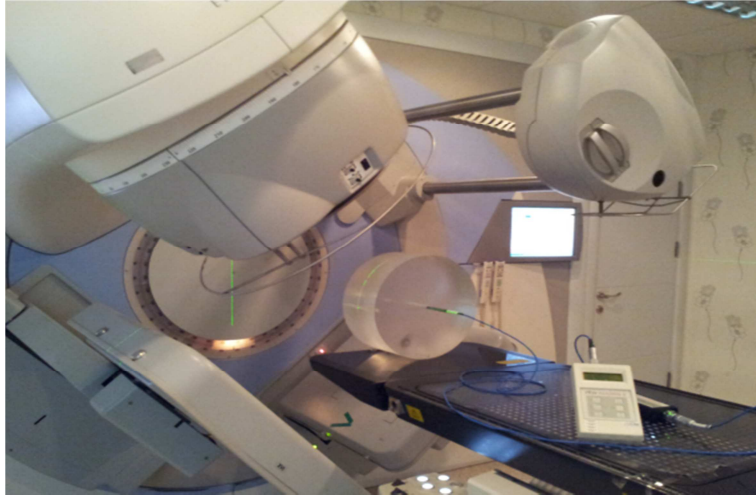
Çizelge 3.10. Üç boyutta hacimsel görüntüleme protokollerinde kullanılan fantom tipi

Baş ve Boyun protokolü için kafa boyutundaki PMMA fantomunun merkezi hizalama lazerleri yardımıyla izomerkeze gelecek şekilde yerleştirildi (Şekil 3.19.).



Şekil 3.19. BT kafa fantomu 16cm çapında

Akciğer, prostat ve geniş pelvis protokolleri için vücut boyutundaki PMMA fantomunun merkezi hizalama lazerleri yardımıyla izomerkeze gelecek şekilde yerleştirildi (Şekil 3.20.)



Şekil 3.20. BT vücut fantomu 32cm çapında

$CTDI_M$ değerleri için kalem tipi iyon odası merkezdeki boşluğa yerleştirilerek ve fantomun kenarlarındaki tüm iyon odası boşlukları PMMA silindirlerle kapatıldı. $CTDI_{k,ort}$ değerleri için PMMA fantomun sırasıyla 0, 90, 270 ve 180 konumundaki

boşluklara kalem tipi iyon odası yerleştirilerek diğer boşluklar PMMA silindirlerle kapatıldı.

Ölçülen her doz değeri 3 defa tekrarlanarak ortalaması D_{ort} olarak kaydedildi. $CTDI_{100}$ nominal tarama dozu için bulunan değerler 10cm'e bölünerek sırasıyla $CTDI_M$ ve $CTDI_{K,ort}$ değerleri bulundu. Bulunan değerlerden $CTDI_w = [1/3(CTDI_M) + 2/3(CTDI_{K,ort})]$ bağıntısı kullanılarak $CTDI_w$ hesaplandı.

3.2.3 İki boyutlu iyon odası düzeneği (Matrixx) ile yapılan ölçümler

Çalışmada floroskopik görüntüleme tekniğinde, hacimsel görüntüleme protokollerinin havada 2 boyutlu profilleri matrix cihazı kullanılarak çıkartılmıştır. Üretici firma tarafından farklı pencere açıklıkları için G-T düzlemi boyunca izomerkezde nominal ışınlama uzunlukları çizelge 3.2'de verilmiştir. TLD dizilişinin sıklığı iki boyutta alınan profillerden yararlanılarak yapıldı.

3.2.4 Termoluminesans dozimetre (TLD) sistemi ile yapılan ölçümler

3.2.4.1 TLD Kalibrasyonu ve Gruplanması

Aynı üretimden olan 100 adet TLD kristali kullanıldı. Bunların sıcaklık ve radyasyon açısından aynı geçmişe sahip olmalarına dikkat edildi. Tepsilerde kodlu yuvalara yerleştirilerek her TLD'nin adlandırılması yapıldı. Her bir 4 yuvası için kodlu kasette adı belli olan TLD lerin yerleşimleri kaydedildi. Böylece okuma sırasında her bir TLD'nin hangi kaset ve hangi yerleşimde olduğu tüm çalışma boyunca sabit tutuldu. TLD ler radyasyon doz ölçümlerinden önce sıfırlama işlemleri ile fırınlanarak tamamen boşalması sağlandı. TL kristallerin herhangi bir radyasyon verilmeden temel sayım değerlerini TLD okuyucuda sayım olarak okutup, sistemin yönlendirdiği programa göre dört grup biçiminde ortalamaları alındı. Bu işlem dört kez tekrarlandı. Zemin seviyesi "background count" olarak bu ortalama değerler sisteme veri girişinde "zero cnt" yerine yazıldı. Programda zemin seviyesi değeri tüm dört grup için ayrı ayrı düzenlenen 1, 2, 3 ve 4 yerleşimine göre TL okuma değerinden eksilterek sayım sonucu elde edilir.

TLD'lerin gruplama işlemleri lineer hızlandırıcı cihazının 6 MV enerjisinde yapıldı. TLD ler ışınlama tepsisinde su eşdeğeri katı fantomda 5 cm derinliğine konuldu. Işınlama alanı 20x20 cm ve kaynak yüzey mesafesi (SSD) 100 cm olacak şekilde ayarlandı. Bu koşulda TLD lerin 92 cGy dozu alması için 100MU ışınlandı. Okuma öncesi ısıtma işlemleri (100 °C de bir saat) fırın kullanarak yapıldı. RADOS 2000 TLD cihazında okuma yapılarak sayım değerleri alınıp kaydedildi. TLDleri tekrar kullanabilmek için sıfırlama işlemleri sıfırlama program kullanarak fırında yapıldı.

Kullanılan tüm TLD lerin standart sapmalarının \pm % 3 içinde olduğu görüldü. TLD'ler sistemin yönlendirmesine göre 4 grup için ayrı ayrı düzenlenen 1, 2, 3 ve 4 yerleşiminde okunabilecek şekilde gruplandı.

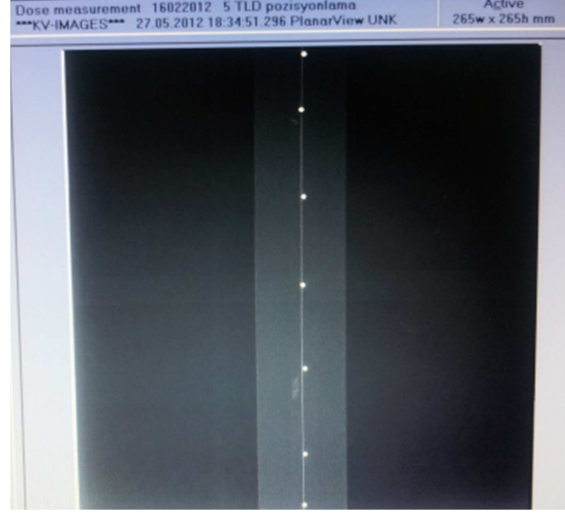
3.2.4.2 TLD ile havada sayım profilleri

TLD sistemi hacimsel görüntüleme tekniği için havada sayım profil çıkartılmasında (rölatif doz) kullanıldı. TLD düzeneği şekil 3.21.'de görüldüğü gibi tek bir doğru üzerinde sırasıyla dizilmek üzere hazırlandı. TLD'ler arasındaki mesafe rölatif doz değişimi göz önünde tutularak farklı yerleştirildi. Matrixx'den alınan profillerin G-T düzleminden yararlanılarak doz sınırlarının %90 ve %10 olduğu bölgelerde daha kısa aralıklarla yerleştirildi. TLD'ler yerleştirilmeden önce kurşun bilyeler kullanılarak G-T düzlemi boyunca hangi noktaların seçileceği belirlendi.



Şekil 3.21 Köpük tutacak üstünde G-T düzlemi boyunca yerleştirilmiş kurşun bilyeler

Bu düzenek tüm protokollere uygulanarak noktaların doğrulaması yapıldı. Şekil 3.22'deki örnekte Baş ve Boyun protokolünde çekim görüntüsü elde edilip bilyeler arası mesafe ölçüldü.

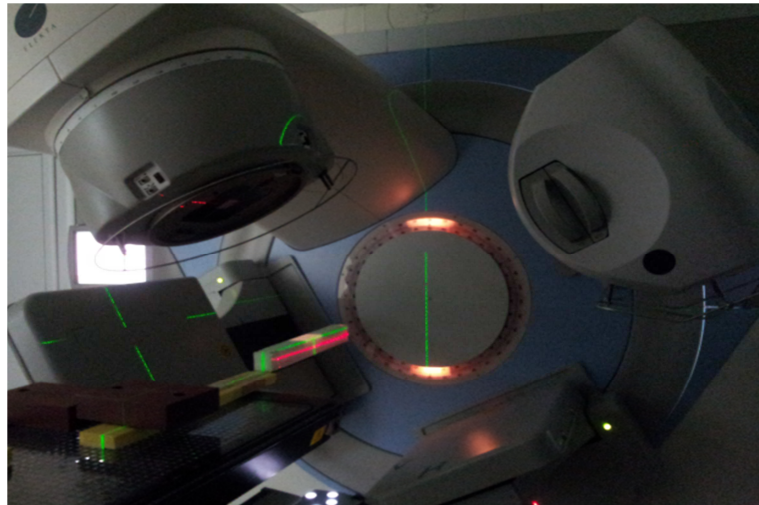


Şekil 3.22. S20 pencere açıklığında TLD pozisyonları

TLD pozisyonlaması sonrası sayım profilleri elde edildi. Çizelge 3.11.'de kullanılan TLD adetleri verilmiştir. TLD'lerle alınan hava ölçümlerinde köpük tutacak kullanıldı.

Baş ve Boyun	Başve Boyun	Pelvis M20	Geniş Pelvis
S10	S20		L20
19	15	15	15

Çizelge 3.11. Kullanılan TLD adetleri



Şekil 3.23. Üç boyutta görüntüleme için TLD ölçüm düzeneği

Şekil 3.23.'de hacimsel görüntüleme tekniğiyle havada TLD ölçüm düzeneğini göstermektedir. TLD'ler üç boyutta görüntüleme protokollerinden baş ve boyun, pelvis ve geniş pelvis için çekimleri alındı. Bunlara ek olarak baş ve boyun protokolünde S10 pencere açıklığında ek bir ölçüm daha alınmıştır. Tüm çekimler havada alınmıştır. TLD okuma sisteminde alınan bu okuma değerlerinden sayım profili çıkartıldı.

Elde edilen bu sayım profilinden eğri altında kalan alan FWHM tekniği ile hesaplandı. FWHM ile TLD ölçümünde (G-T düzlemi) tarama alanı bulundu. Birimi cm'dir.

TLD'lerin rölatif doz profillerinden doz profillerine geçiş için doz dönüşüm katsayısı gerekmektedir. Dönüşüm katsayısının bulunmasında TLD sayım profillerinin plato bölgeleri değerlendirildi. Bütün çekimlerde plato bölgesinde sayım değerlerinin yakın değerler olduğu gözlemlendi. Plato bölgesi homojen kabul edilerek ortalama bir sayım değeri elde edildi. Bu değer $CTDI_{\text{hava}}$ ile oranlanarak doz dönüşüm katsayısı bulundu. Bu değerle TLD doz profili çıkartıldı.

3.2.5 Yarı iletkenler ile yapılan ölçümler

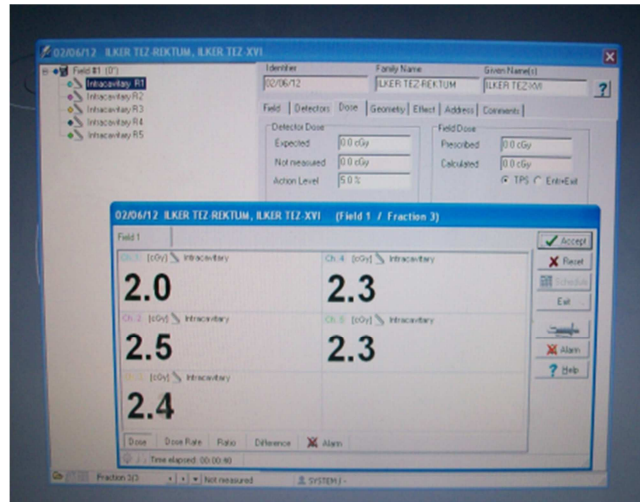
3.2.5.1 Rando fantomda kritik organ doz ölçümü

Hastada alınan dozu ölçmeye yönelik yapılan bu çalışmada, hacimsel görüntüleme protokollerinden pelvis, prostat ve geniş pelvis için kritik organ (rektum) dozu ölçümünde yarı iletken diyotlar kullanılmıştır. Rektum kavitesi içindaha önceden tasarlanmış Rando fantomda, intrakaviter rektum probu kullanıldı. Tasarlanmış olan fantomda son üç kesit parafinden yapılmıştır. Bu sayede rektum dozu ölçülebilmıştır (Şekil 3.24.).



Şekil 3.24.Rando fantoma yarı iletken kullanımı

IBA marka rektum probundaki 5 diyotun doz değerleri in-vivo doz programından okunmuştur (Şekil 3.25.). Oda Sıcaklığı ve alan boyutu değeri programa girilmiş olup sistemin düzeltilmesinden sonra doz ölçüm değerleri alınmıştır.



Şekil 3.25. IBA Doz programında diyot okuma değerleri

4 BULGULAR

4.1 Doz Değerleri ve Profiller

4.1.1 Düz film (planar) görüntüleme

Planar görüntüleme tekniğindeki doz ölçümleri FC65P tipi iyon odası ile yapılarak havada okunan pik dozu değerleri çizelge 3.3.'deki protokollerde bulunmuştur. İki protokolde de S FOV kullanılmıştır. S20 pencere açıklığında havada pik dozu 0,03mGy iken S10 pencere açıklığında havada pik doz 0,02 mGy olarak bulunmuştur.

Planar görüntüleme tekniği	S20	S10
DOZ (mGy)	0,03	0,02

Çizelge 4.1. Planar görüntüleme protokollerinde havada bulunan pik dozları

4.1.2 Floroskopik görüntüleme

Bu teknikteki doz ölçümleri FC65P tipi iyon odası ile yapılarak havada okunan pik dozu değerleri çizelge 3.4.'deki protokollerde verilmiştir. İki protokolde de S FOV kullanılmıştır. S20 pencere açıklığında havada pik dozu 7,46 mGy iken S10 pencere açıklığında havada pik doz 7,38 mGy olarak bulunmuştur.

Floroskopik görüntüleme tekniği	S20	S10
DOZ (mGy)	7,46	7,38

Çizelge 4.2. Floroskopik görüntüleme protokollerinde havada bulunan pik dozları

4.1.3 Hacimsel görüntüleme

Bu teknikte doz ölçümleri farklı tipte dozimetre sistemleri kullanılarak havada ve fantomda yapılmıştır.

4.1.3.1 FC65P tipi iyon odası doz değerleri

XVI cihazında kullanılan hacimsel görüntüleme protokollerinde havada pik dozu ölçümü yapılmıştır. İyon odası Şekil 3.16.'daki gibi yerleştirildi. Çizelge 3.5.'de verilen her bir çekim protokolü için 3 çekim yapılarak mGy cinsinden ortalama doz değerleri okundu.

Ayrıca Her protokolün kendi içinde görüntü parametrelerinin değiştirilmesiyle oluşan doz farklarına bakılmıştır.

Baş ve boyun protokolü için kullanılan çekim parametreleri aşağıdaki şekildedir. Bu parametrelere bağlı havada okunan pik doz 1,37 mGy olarak bulunmuştur.

Protokol	Pencere Açıklığı Ve Filtreleme	Tüp çıkış voltajı kV	Projeksiyon başına kullanılan Filaman akımı mA	Projeksiyon başına düşen süre ms	Gantri Rotasyon derecesi	mAs	Toplam projeksiyon Sayısı
Baş ve Boyun	S20, F0	100	10	10	190	33,4	334

Çizelge 4.3. Klinikte kullanılan Baş ve boyun protokolünde çekim parametreleri

- Pencere açıklığı S20 yerine S10 seçildiğinde doz 1,36 mGy olarak bulunmuştur.
- Tüp çıkış voltajı 100kV'den 120kV değiştirildiğinde doz 2,33mGy olarak bulunmuştur.
- Projeksiyon başına filamana uygulanan akım 10mA'den 25mA'e değiştirildiğinde doz 3,47 mGy olarak bulunmuştur. Toplam mAs değeri 83,5 olarak görülmüştür.
- Gantri rotasyon derecesi 190 derceden 225 dereceye değiştirildiğinde doz 1,66 mGy olarak görülmüştür. Toplam mAs değeri 39,7 olarak görülmüştür.

Pelvis ve akciğer protokolü için kullanılan çekim parametreleri aşağıdaki şekildedir. Bu parametrelere bağlı havada okunan pik doz 48,15 mGy olarak bulunmuştur.

Protokol	Kolimasyon Ve Filtrasyon	Tüp çıkış voltajı kV	Projeksiyon başına kullanılan Filaman akımı mA	Projeksiyon başına düşen süre ms	Gantri Rotasyon derecesi	mAs	Toplam projeksiyon sayısı
Pelvis Ve Akciğer	M20 , F0	120	25	40	360	650	650

Çizelge 4.4 Klinikte kullanılan pelvis ve akciğer protokolünde çekim parametreleri

- Pencere açıklığı M20 yerine M10 seçildiğinde doz 47,43 mGy olarak bulunmuştur.
- Projeksiyon başına filamana uygulanan akım 25 mA'den 40mA'e değiştirildiğinde doz 77,95 mGy olarak bulunmuştur. Toplam mAs değeri 1040 olarak görülmüştür.
- Gantri rotasyon derecesi 360 derceden 225 dereceye değiştirildiğinde doz 30,62 mGy olarak görülmüştür. Toplam mAs değeri 406,projeksiyon sayısı 406 olarak görülmüştür.

Prostat protokolü için kullanılan çekim parametreleri aşağıdaki şekildedir. Bu parametrelere bağlı havada okunan pik doz 76,60 mGy olarak bulunmuştur.

Protokol	Kolimasyon Ve Filtrasyon	Tüp çıkış voltajı kV	Projeksiyon başına kullanılan Filaman akımı mA	Projeksiyon başına düşen süre ms	Gantri Rotasyon derecesi	mAs	Toplam projeksiyon Sayısı
Prostat	M10 , F0	120	40	40	360	1040	650

Çizelge 4.5 Klinikte kullanılan prostat protokolünde çekim parametreleri

- Projeksiyon başına filamana uygulanan akım 40 mA'den 25 mA'e değiştirildiğinde doz 47,43 mGy olarak bulunmuştur. Toplam mAs değeri 650 olarak görülmüştür.
- Gantri rotasyon derecesi 360 derceden 225 dereceye değiştirildiğinde doz 47,31 mGy olarak görülmüştür. Toplam mAs değeri 649,6 ve projeksiyon sayısı 406 olarak görülmüştür.

Geniş Pelvis protokolü için kullanılan çekim parametreleri aşağıdaki şekildedir.

Bu parametrelere bağlı havada okunan pik doz 47,78 mGy olarak bulunmuştur.

Protokol	Kolimasyon Ve Filtrasyon	Tüp çıkış voltajı kV	Projeksiyon başına kullanılan Filaman akımı mA	Projeksiyon başına düşen süre ms	Gantri Rotasyon derecesi	mAs	Toplam projeksiyon sayısı
Geniş Pelvis	L20 , F0	120	25	40	360	650	650

Çizelge 4.6 Klinkte kullanılan geniş pelvis protokolünde çekim parametreleri

- Pencere açıklığı L20 yerine L10 seçildiğinde doz 46,76 mGy olarak bulunmuştur.
- Projeksiyon başına filamana uygulanan akım 25 mA'den 40 mA'e değiştirildiğinde doz 76,44 mGy olarak bulunmuştur. Toplam mAs değeri 1040 olarak görülmüştür.
- Gantri rotasyon derecesi 360 derceden 225 dereceye değiştirildiğinde doz 29,65 mGy olarak görülmüştür. Toplam mAs değeri 406 ve projeksiyon sayısı 406 olarak görülmüştür.

4.1.3.2. BT iyon odası doz değerleri

BT iyon odası ile havada ve fantomda doz değerleri alınmıştır.

Havada alınan $CTDI_{hava}$ değerleri Şekil 3.17.'deki düzenekte Çizelge 3.5'de verilen protkollere göre alındı. Okunan doz değerleri Çizelge 4.7.'de verilmiştir. Baş ve boyun protokolünde S20 ve S10 pencere açıklığında okunan $CTDI_{hava}$ değeri 0,93 mGy'dir. Pelvis, prostat ve Geniş pelvis protokollerinde okunan $CTDI_{hava}$ değerleri sırasıyla 38,1 mGy, 60 mGy ve 24,2 mGy'dir.

	Baş ve Boyun S20	Baş ve Boyun S10	Pelvis	Prostat	Geniş Pelvis
DLP (mGy x cm)	9,3	9,4	381,2	604,5	242
$CTDI_{hava}$ (mGy)	0,93	0,93	38,1	60,05	24,2

Çizelge4.7. BT iyon odası ile havada alınan doz değerleri

Fantomda alınan $CTDI_M$, $CTDI_{k.ort}$ ve $CTDI_w$ değerleri Şekil 3.19. ve Şekil 3.20.'deki düzeneklerdeÇizelge 3.5.'de verilen protkollere göre alındı. Okunan doz değerleri çizelge 4.7.'de verilmiştir.

Baş ve boyun protokolünde kafa fantomu kullanıldı. Pelvis, prostat ve geniş pelvis protokollerinde vücut fantomu kullanıldı.

Baş ve boyun protokolünde S20 ve S10 pencere açıklığında sırasıyla hesaplanan $CTDI_M$ değeri 0,5 mGy ve 0,4 mGy'dir. Pelvis, prostat ve geniş pelvis protokollerinde hesaplanan $CTDI_M$ değerleri sırasıyla 8,9 mGy ve 13,4 mGy ve 6,7 mGy'dir.

Baş ve boyun protokolünde S20 ve S10 pencere açıklığında sırasıyla hesaplanan $CTDI_{k.ort}$ değeri 0,7 mGy ve 0,6 mGy'dir. Pelvis, prostat ve geniş pelvis protokollerinde hesaplanan $CTDI_{k.ort}$ değerleri sırasıyla 21 mGy ve 30,8 mGy ve 16,6 mGy'dir.

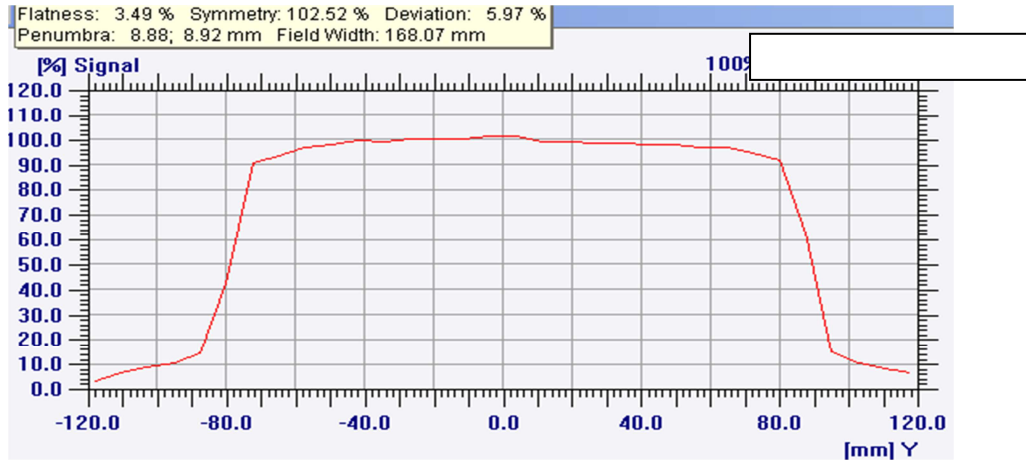
S20 ve S10 pencere açıklığında sırasıyla hesaplanan $CTDI_W$ değeri 0,6 mGy'dir. Pelvis, prostat ve Geniş pelvis protokollerinde hesaplanan $CTDI_W$ değerleri sırasıyla 16,9 mGy ve 25 mGy ve 13,3 mGy'dir.

	Baş ve Boyun S20	Baş ve Boyun S10	Pelvis	Prostat	Geniş Pelvis
Merkez (mGy x cm)	4,678	4,458	89	133,9	67,2
0° kenar (mGy x cm)	3,776	2,568	202,7	306,3	172,1
90° kenar (mGy x cm)	9,420	9,092	206,2	296,9	150,7
180° kenar (mGy x cm)	10,61	10,45	196,6	289	157,9
270° kenar (mGy x cm)	3,812	2,97	232,6	340	182
$CTDI_M$ (mGy)	0,5	0,4	8,9	13,4	6,7
$CTDI_{k.ort}$ (mGy)	0,7	0,6	21,0	30,8	16,6
$CTDI_W$ (mGy)	0,6	0,6	16,9	25,0	13,3

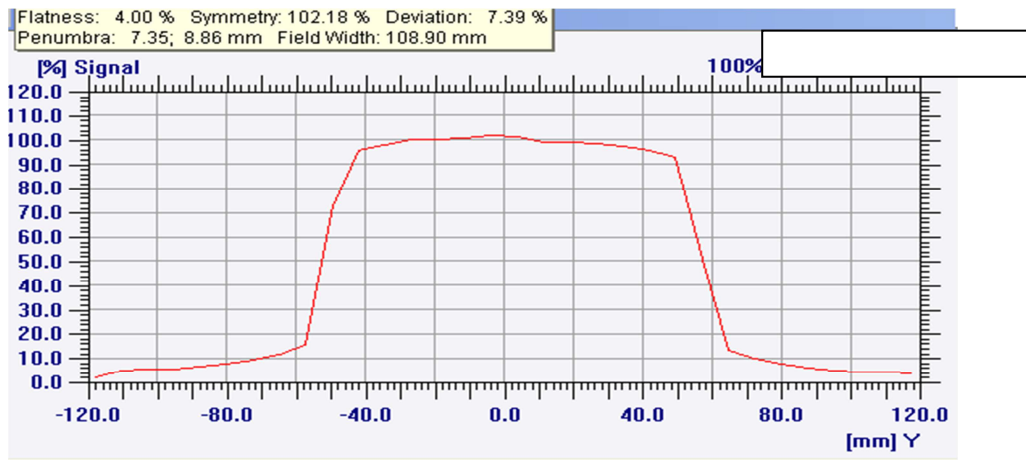
Çizelge 4.8. BT iyon odası ile fantomda alınan doz değerleri

4.1.3.3. İki boyutlu iyon odası düzeneğinde (Matrixx) doz profilleri

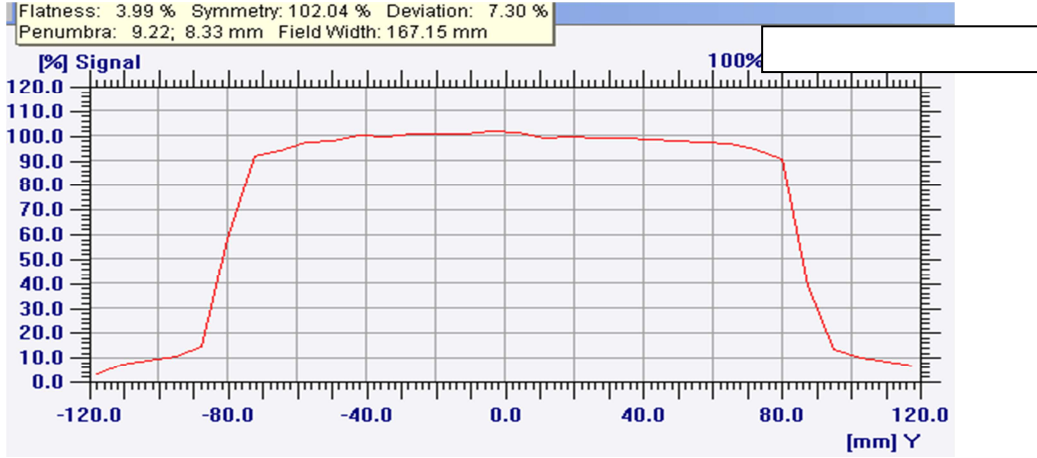
Matrixx’de doz profilleri floreskopik görüntüleme tekniğinde sabit gantri açısında alındı. Üretici firma tarafından farklı pencere açıklıkları için izomerkezde nominal ışınlama alanları çizelge 3.2.’de verilmiştir.Bu protokoller için alınan doz profilleri aşağıda gösterilmektedir.Matrixx boyutunun 32cm x 32cm olmasından ve ışın alanının izomerkede ölçüm alanı dışına taşması göz önünde tutularak, ölçümler SSD 60 cm’de alınmıştır. Grafiklerdeki skala değerleri SSD 100 cm için hesaplanıp G-T eksenı boyunca her ışınlama alanında doz sınırları Çizelge 4.8’de verilmiştir. Ek olarak bu profillerden yararlanılarak üç boyutta havada TLD ölçümü almak için alan kenarlarının hangi noktalar olacağı ve ne sıklıkla konulacağına karar verilmiştir.



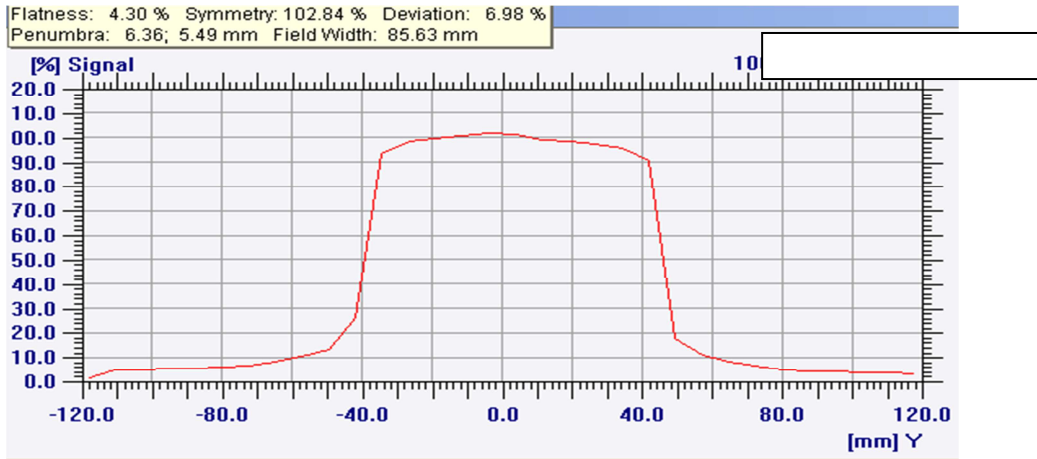
Şekil 4.1. S20 için G-T düzlemi boyunca doz profili



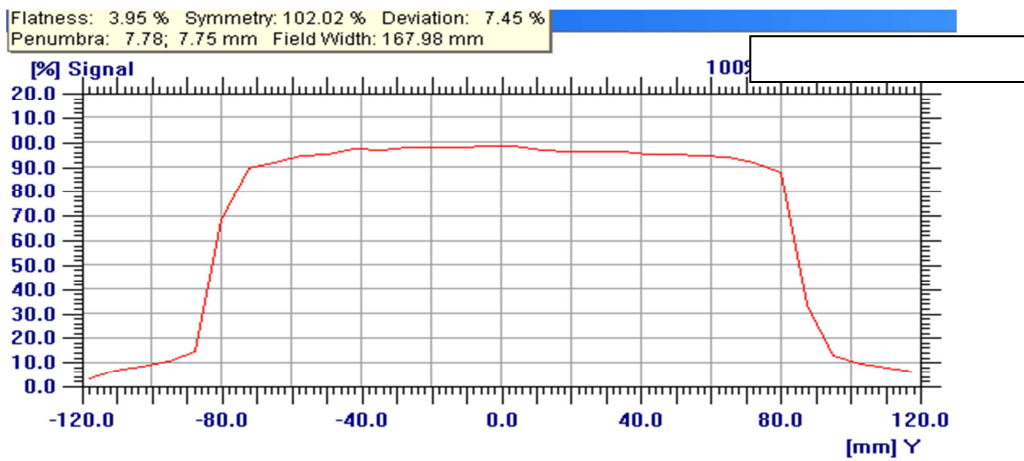
Şekil 4.2 S10 için G-T düzlemi boyunca doz profili



Şekil 4.3. M20 için G-T düzlemi boyunca doz profili



Şekil 4.4. M10 için G-T düzlemi boyunca doz profili



Şekil 4.5. L20 için G-T düzlemi boyunca doz profili

Baş ve Boyun protokolü için S20 ve S10 pencere açıklığında G-T düzlemindeki uzunluklar sırasıyla 280,1 mm ve 181,5 mm'dir. Pelvis, prostat ve geniş pelvis protokolleri için M20, M10 ve L20 pencere açıklıklarında G-T yönündeki alanların uzunluğu sırasıyla 278,6 mm, 142,7 mm ve 279,6mm olarak görüldü.

Pencere açıklığı	G-T düzleminde izomerkezde uzunluk (mm)	
	20	10
S	280,1	181,5
M	278,6	142,7
L	279,6	-

Çizelge 4.9 Matrixx profillerinden elde edilen G-T düzlemi uzunlukları

Çizelge 4.9.'daki bulunan uzunluklar için maksimum dozun %50'sinin geçtiği yer alan sınır kabul edilmiştir.

4.1.3.4. TLD ile sayım profilleri ve doz dönüşümleri

Işınlama çubuğuna dizilen TLD'ler üç boyutta görüntüleme protokollerinden baş ve boyun, pelvis ve geniş pelvis için çekimleri alındı. Bunlara ek olarak baş ve boyun protokolünde S10 pencere açıklığında ek bir ölçüm daha alınmıştır. TLD okuyucudan okunan her çekim protokolü için sayım değerleri Ek.1 de verilmektedir.

Sayım profillerden FWHM tekniği kullanılarak eğrinin altında kalan alan hesaplandı.

	Baş ve Boyun S20	Baş ve Boyun S10	Pelvis ve Akciğer M20	Geniş Pelvis L20
G-T düzlemi boyunca	27,1 cm	13,80 cm	28,89 cm	28,45 cm

Çizelge. 4.10. TLD sayım profillerinden elde edilen G-T düzlemi uzunlukları

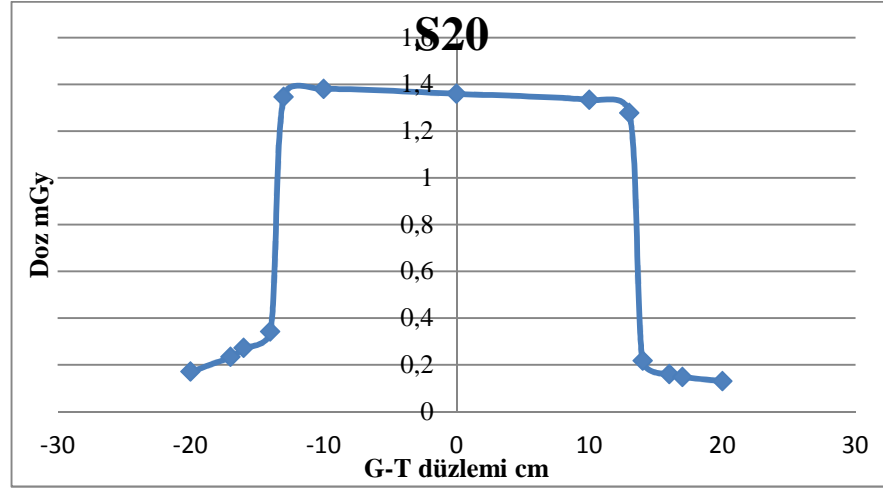
Alan sınırları maksimum okuma değerinin yarısı kabul edilmiştir.

BT iyon odası ile alınan hava dozu değerinden yararlanarak tüm çekimleri için doz dönüşüm katsayıları çıkartıldı. Doz dönüşüm katsayı değerlerinin ortalaması kullanılmıştır (Çizelge 4.11.).

Ortalama Doz dönüşüm katsayı değeri	$8,13 \times 10^{-6}$
-------------------------------------	-----------------------

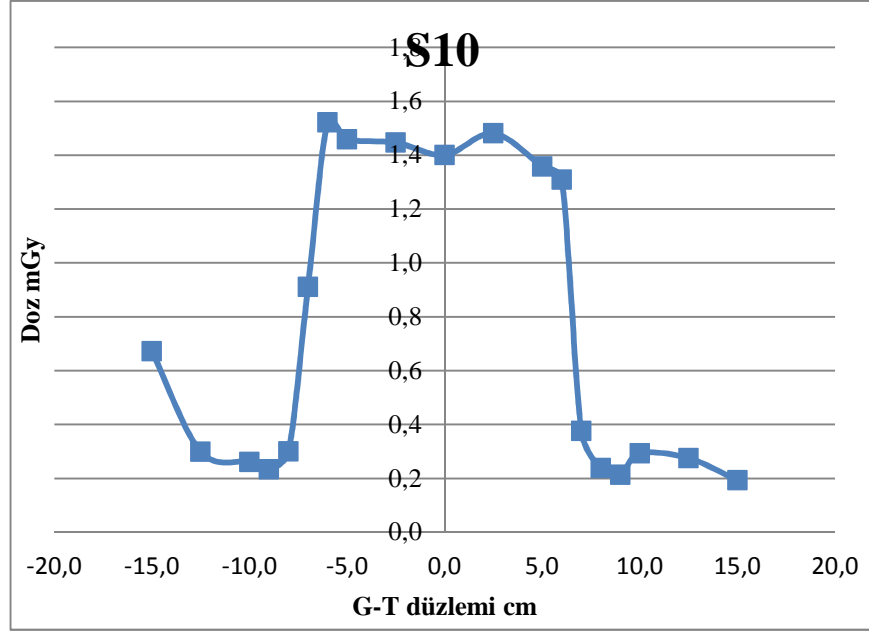
Çizelge 4.11. Ortalama Doz dönüşüm katsayısı

Bu değerler yardımıyla sayım profillerinden doz profilleri elde edilmiştir. Çizelge 4.10.'de verilen protokollere göre doz profilleri aşağıda verilmiştir.



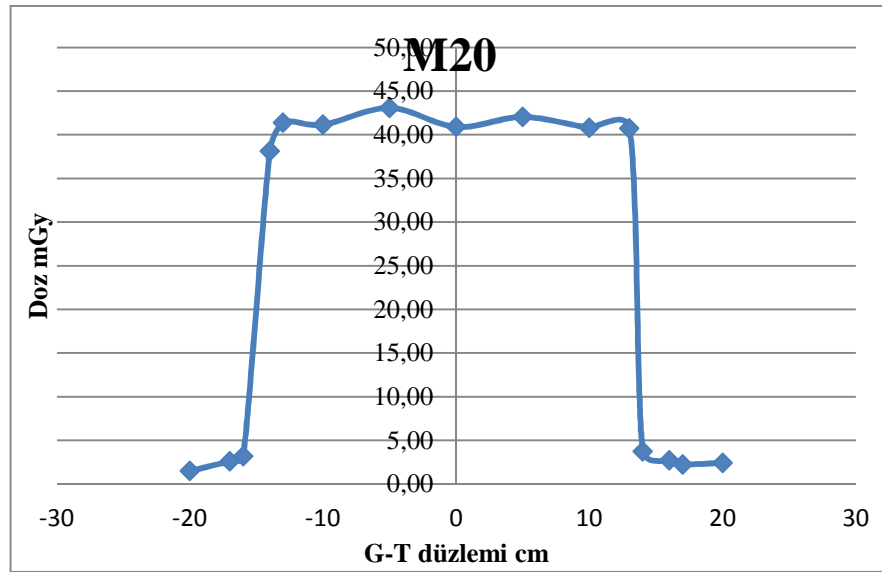
Şekil 4.6. S20 TLD doz profili

S20 pencere açıklığı Baş ve Boyun protokolünde kullanılmaktadır.



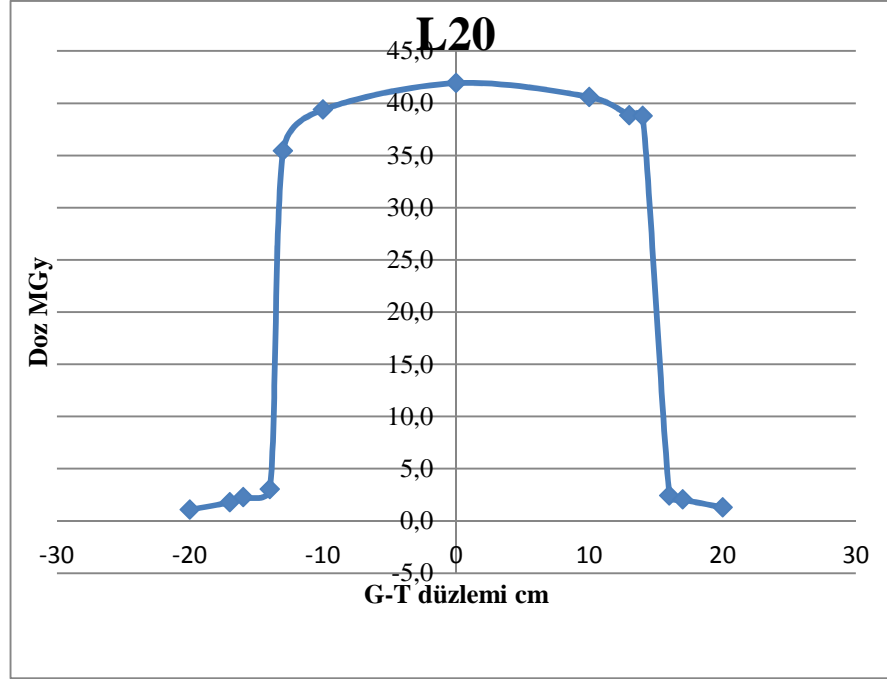
Şekil 4.7. S10 TLD doz profili

S10 pencere açıklığı Baş ve Boyun protokolünde kullanılmaktadır.



Şekil 4.8.M20 TLD doz profili

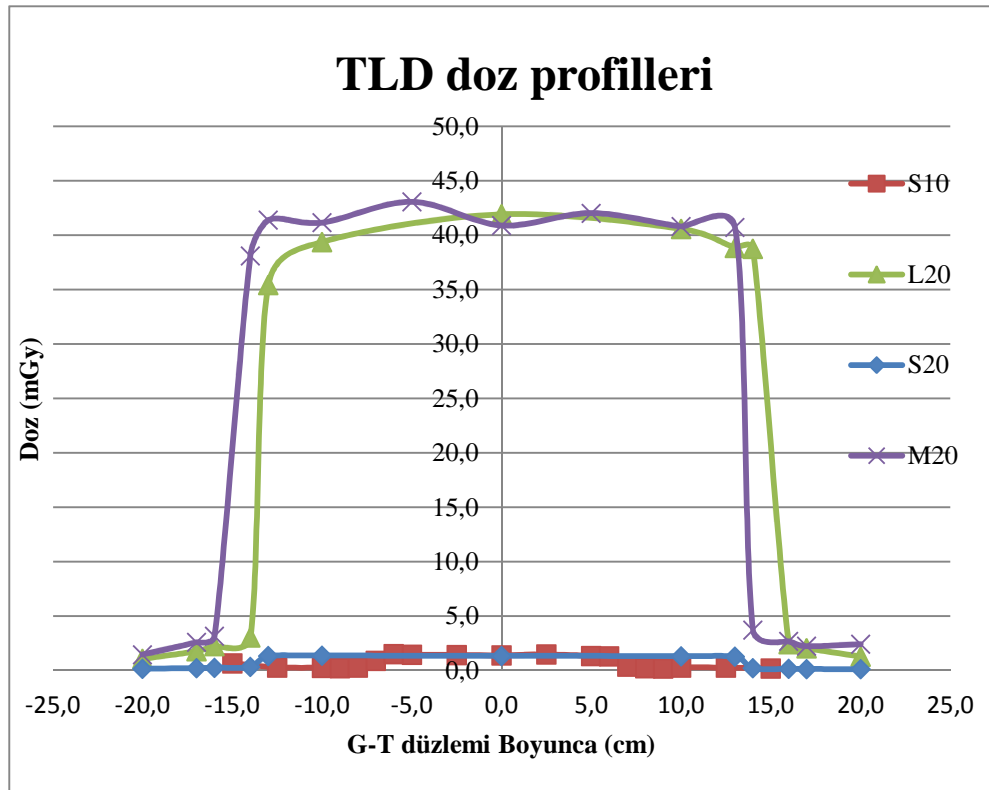
M20 pencere açıklığı pelvis ve akciğer protokollerinde kullanılmaktadır.



Şekil 4.9.L20 TLD doz profili

L20 pencere açıklığı geniş Pelvis protokolünde kullanılmaktadır.

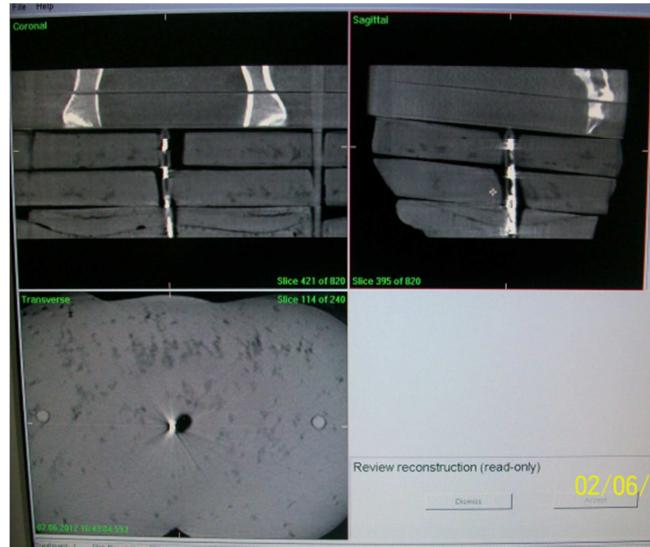
Tüm çekim protokollerinin TLD doz profilleri aynı grafikte gösterilmiştir.



Şekil 4.10.TLD doz profilleri

4.1.4. Yarıiletken doz değerleri

Hacimsel görüntüleme protokollerinden pelvis, prostat ve geniş pelvis için kritik organ (rektum) dozu ölçümünde yarı iletken diyotlar kullanıldı. Şekil 4.11.de gösterildiği gibi rektum probu yerleştirilerek ölçüm alındı. IBA marka diyotların doz değerleri in-vivo programından okunmuştur (şekil 3.25.). Fantomun şekil.3.24.'deki set-up'a göre sırasıyla r1,r2,r3,r4 ve r5 isimli diyotlar G-T yönünde okuma almışlardır. Okuma değerlerinin ortalaması seçili bölge için toplam doz olarak değerlendirilmiştir.



Şekil 4.11.Üç Boyutta Prostat protokolünde rektum probu içindeki diyotların görünümü

Hacimsel görüntüleme protokollerinden Pelvis, Prostat ve Geniş pelvis çekimlerinde kritik organ seçilen rektumun aldığı doz değerleri sırasıyla 9,15 cGy, 7,96cGy ve 5,18cGy'dir.

Diyot adı	Prostat	Pelvis	Geniş Pelvis
	M10	M20	L20
r1 (G tarafı) (cGy)	8,9	6,2	4,7
r2(cGy)	10,2	7,4	5,7
r3(cGy)	9,2	6,8	5,2
r4(cGy)	8,3	6,8	5,3
r5 (T tarafı) (cGy)	3,2	6,4	5
r _{ort} (cGy)	9,15	6,72	5,18

Çizelge 4.11. Farklı çekim protokollerinde rektum dozu

Prostat protokolünde M10 FOV kullanıldığından r5 nolu diyotun alan dışında kaldığı görüntülemeye saptanarak ortalamaya dahil edilmemiştir.

5. TARTIŞMA

Planar ve floroskopik görüntülemelerde alınan hava pik dozlarının G-T düzleminde FOV boyutları değişiminden etkilenmediği görüldü. Planar görüntülemelerde S20 FOV seçiminin S 10 FOV seçimine göre doz farkı 0,01mGy olarak bulundu. Floroskopik görüntülemelerde S20 FOV seçiminin S 10 FOV seçimine göre doz farkı 0,08mGy olarak bulundu.

Hacimsel görüntülemelerde FC65P tipi iyon odasıyla havada alınan ölçümlerde dört protokol için farklı doz değerleri hesaplandı. Protokollerin parametereleri değiştirilerek doz farklılaşması izlendi.

Baş ve boyun protokülünde kullanılan parametrelerle okunan pik doz değerlerinde

- Tüp çıkış voltajının 100kV'den 120kV yapılması pik dozda % 70,1 oranında artış göstermiştir. Projeksiyon başına uygulanan filaman akım değeri 10mA'den 25 mA seçilmesi pik dozda % 153 oranında artış göstermiştir. Gantri rotasyon derecesi 190 dereceden 225 derece yapılması projeksiyon sayısını arttırarak dozda % 21 oranında artış oluşturmuştur. FOV seçiminin S20 yerine S10 yapılması G-T düzlemi boyunca pik dozda % 0,7 düşüş göstermiştir.

Pelvis ve akciğer protokolünde kullanılan parametrelerle okunan pik doz değerlerinde

- Projeksiyon başına uygulanan filaman akım değeri 25mA'den 40 mA seçilmesi pik dozda % 61,7 oranında artış göstermiştir. Gantri rotasyon derecesi 360 dereceden 225 derece yapılması projeksiyon sayısını azaltarak dozda % 36 oranında düşüş oluşturmuştur. FOV seçiminin M20 yerine M10 yapılması G-T düzlemi boyunca pik dozda % 1,4 düşüş göstermiştir.

Prostat protokolünde kullanılan parametrelerle okunan pik doz değerlerinde

- Projeksiyon başına uygulanan filaman akım değeri 40mA'den 25 mA seçilmesi pik dozda %32 oranında düşüş göstermiştir. Gantri rotasyon derecesi 360 dereceden 225 derece yapılması projeksiyon sayısını azaltarak dozda %33 oranında düşüş oluşturmuştur.

Geniş pelvis protokolünde kullanılan parametrelerle okunan pik doz değerlerinde

- Projeksiyon başına uygulanan filaman akım değeri 25mA'den 40 mA seçilmesi pik dozda %59 oranında artış göstermiştir. Gantri rotasyon derecesi 360 dereceden 225 derece yapılması projeksiyon sayısını azaltarak dozda %38 oranında düşüş oluşturmuştur. FOV seçiminin L20 yerine L10 yapılması G-T düzlemi boyunca pik dozda % 2,1 düşüş göstermiştir.

Pelvis ve akciğer için kullanılan protokoller ile geniş pelvis için kullanılan protokol arasında çekim parametreleri aynıdır. Kullanılan pencere açıklığı farklıdır. Havada alınan doz ölçümlerinde iki protokol arasındaki fark oldukça azdır.

Havada ölçülen pik doz değerlendirmelerinde, her protokol için kV, mA, ms değerleri arttırıldığında okunan doz değerinde artış göstermiştir. kV artışıyla yüksek enerjili X-ışınlarının kullanımı dozda artışa sebep olmuştur. Filaman akımının artışıyla X-ışın şiddeti artmış ve dozda artış görülmüştür. Gantri rotasyon derecesinin artışı projeksiyon sayısının artmasına ve dozun artışına sebep olmuştur. FOV seçiminin tüm protokollerde havadaki pik doza etkisi oldukça azdır.

Dar hüzmeye özellikli BT'de yapılan çalışmalarda verilen bilgilere göre farklı protokollerdeki CTDI_{hava} değerleri kullanılan kV, mA ve ms değerlerine göre artma yönünde değişmektedir (Murphy vd 2007). Yapılan çalışmada da beklendiği gibi kV-KHBT cihazı için benzer parametrelerin değişimi doz farkı yaratmıştır.

Hacimsel görüntüleme BT iyon odası ile havada alınan dozlar CTDI_{hava} olarak bulunmuştur. Bu değer izomerkeze yerleştirilen iyon odasının okuduğu toplam dozun tarama boyuna oranlanmasıyla bulunduğu bilinmektedir (Amer vd. 2007). Bulunan değerlerin FC65P ile kıyaslanması yapılmıştır.

	Baş ve Boyun		Prostat	Pelvis	Geniş Pelvis
	S10	S20	M10	M20	L20
FC65P pik doz (mGy)	1,36	1,37	76,70	48,15	47,78
CTDI_{Hava} (mGy)	0,93	0,94	60,45	38,12	24,2

Çizelge 5.1. FC65p ve BT iyon odasında hava dozu karşılaştırması

İki ölçümarasındaki doz farkı BT iyon odasının ortalama dozu gösterirken FC65P iyon odasının pik dozu göstermesidir.

CTDI_{hava}'nın organ dozu ölçümlerinde kullanılan bir parametre olduğu bilinmektedir(Murphy vd 2007). Bu çalışmada farklı protokoller için bulunan CTDI_{Hava} değerleri organ dozu hesaplamalarında kullanılabilir.

Havada matrixx cihazıyla farklı FOV'larda G-T düzleminde profiller alınmıştır. TLD'lerden aynı protokollerde doz profilleri alınmıştır. Profillerden %50 dozun geçtiği yer sınır kabul edilerek ışın alanının G-T düzlemi uzunluğu hesaplanmıştır. Bu değerler üretici firmanın verdiği değerlerle kıyaslanmıştır. Matrixx'de S20, M20 ve L20 FOV'larda firmanın verilen değerinden olan fark sırasıyla 3,4 mm, 1,9 mm ve 2,9 mm'dir. TLD'lerde S20, M20 ve L20 FOV'larda üretici firmanın verilen değerinden olan fark sırasıyla 5,7 mm, 12,2 mm ve 7,8 mm'dir.

FOV	G-T düzleminde izomerkezde uzunluk (mm)		
	Üretici firmanın verdiği	Matrixx doz profilleri	TLD doz profilleri
S20	276,7	280,1	271
M20	276,7	278,6	288,9
L20	276,7	279,6	284,5

Çizelge 5.2. Farklı profillerde G-T düzlemi boyunca ışın alanı karşılaştırması

Matrixx'den bulunan ışın alanı üretici firmanın verdiği değerlere daha yakın bulunmuştur.

TLD doz profillerinden ve $CTDI_{hava}$ değerlerinden yararlanarak

- Havada G-T düzlemi boyunca pik dozu hesaplanarak kıyaslanmıştır.
- Havada G-T düzlemi boyunca 10cm lik mesafede alınan toplam doz hesaplanarak kıyaslanmıştır.
- Havada G-T düzlemi boyunca ışın alanının toplam dozu hesaplanarak kıyaslanmıştır. (Çizelge4.9.'da FWHM tekniğiyle bulunan alan sınırları kabul edilmiştir)

	Baş ve Boyun				Pelvis ve Akciğer M20		Geniş Pelvis L20	
	S20		S10		TLD	$CTDI_{hava}$	TLD	$CTDI_{hava}$
	TLD	$CTDI_{hava}$	TLD	$CTDI_{hava}$				
havada pik doz (mGy)	0,98	0,93	1	0,94	39,47	37,48	24,9 7	24,20
10 cm'de toplam doz (mGy)	9,8	9,3	10	9,4	394,7	374,8	249, 9	242
ışın alanı toplam doz (mGy)	266, 9	252,0	138	129,7	1140,6	1082,91	710, 42	688,49

Çizelge 5.3. TLD ve $CTDI_{hava}$ kullanılarak doz hesaplamaları

Hava ölçümlerinde TLD doz profillerinden hesaplanarak bulunan ışın alanı referans alınmıştır. Baş ve Boyun Protokolünde S20 ve S10 FOV'larda TLD ile hesaplanan ışın alanı toplam dozu sırasıyla 14,9 mGy ve 8,3 mGy fazla çıkmıştır. Pelvis ve akciğer protokolünde M20 FOV'da TLD ile hesaplanan ışın alanı toplam dozu 57,69 mGy fazla çıkmıştır. Geniş pelvis protokolünde L20 FOV'da TLD ile hesaplanan ışın alanı toplam dozu 21,93 mGy fazla çıkmıştır. Tüm protokollerde TLD kullanılarak

yapılan hesaplamalar $CTDI_{hava}$ değeri kullanılarak yapılan hesaplamalardan yüksek çıkmıştır.

BT iyon odasıyla yapılan ölçümlerde, $CTDI_{hava}$ doz değerleri fantomda bulunan $CTDI_M$ değerleriyle karşılaştırılarak hava ve fantom arasındaki doz farkı bulunmuştur.

	Baş ve Boyun		Prostat	Pelvis	Geniş Pelvis
	S10	S20	M10	M20	L20
$CTDI_{hava}$ (mGy)	0,93	0,94	60,45	38,12	24,2
$CTDI_M$ (mGY)	0,4	0,5	13,4	8,9	6,7

Çizelge 5.4. Hava ve fantom arasındaki doz farkı

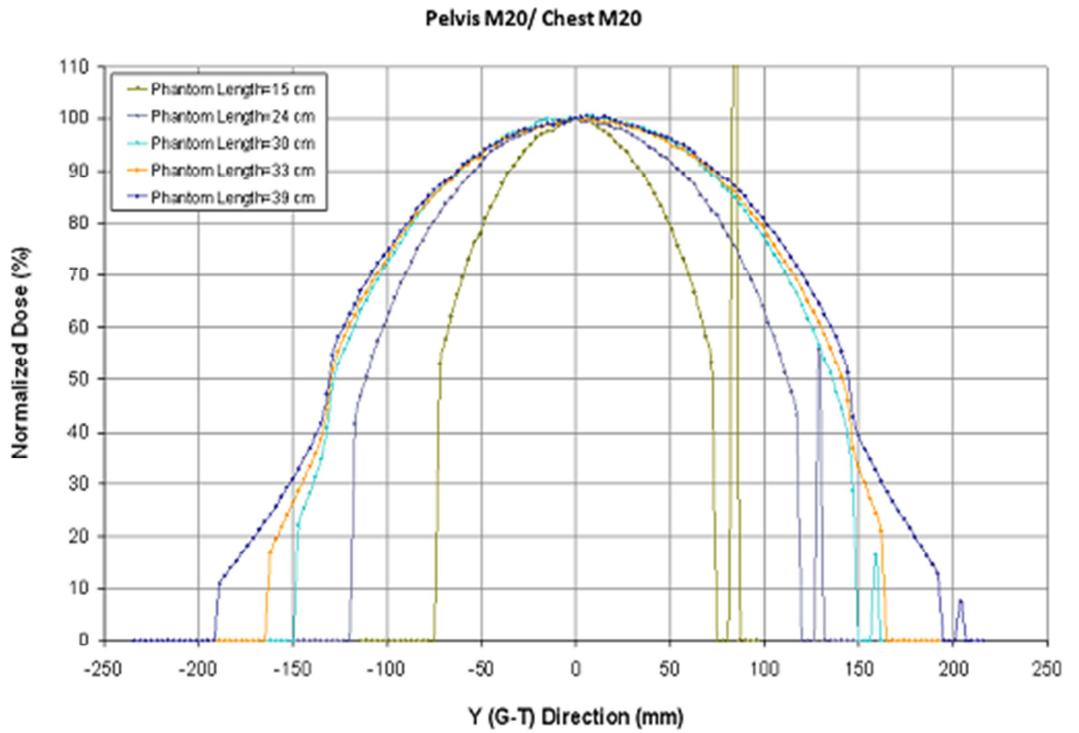
Baş ve Boyun Protokolünde S10 ve S20 FOV'larda $CTDI_{hava}$ ve $CTDI_M$ arasındaki doz farkı sırasıyla 0,53 mGy ve 0,44 mGy olarak hesaplanmıştır. Prostat protokolünde M10 FOV'da $CTDI_{hava}$ ve $CTDI_M$ arasındaki doz farkı 47,05 mGy olarak hesaplanmıştır. Pelvis protokolünde M20 FOV'da $CTDI_{hava}$ ve $CTDI_M$ arasındaki doz farkı 29,22 mGy olarak hesaplanmıştır. Geniş pelvis protokolünde L20 FOV'da $CTDI_{hava}$ ve $CTDI_M$ arasındaki doz farkı 17,05 mGy olarak hesaplanmıştır.

Benzer çalışmalarda kullanılan FOV'un ve fantom çapının doza etkisi belirgin şekilde vurgulanmıştır. Islam vd. 2006'da yaptığı çalışmada 120 kV değerinde, vücut fantomunda FOV değişimine bağlı olarak maksimum bulunan doz değerinin 18 mGy ile 23 mGy arasında olduğu gözlenmiştir. Aynı kV değerinde kafa fantomuyla yapılan ölçümde ise değerler 26 mGy ile 34 mGy arasında değiştiği gözlenmiştir.

Çalışmada kullanılan BT fantomların boyları 15 cm uzunluğundadır. TLD hava ölçümlerinden elde edilen doz profillerinden de görüldüğü gibi fantomun boyu ışın alanının tamamını kapsamamaktadır. Ölçülen dozda fantom saçılmasına bağlı doz etkisi eksik görülmektedir.

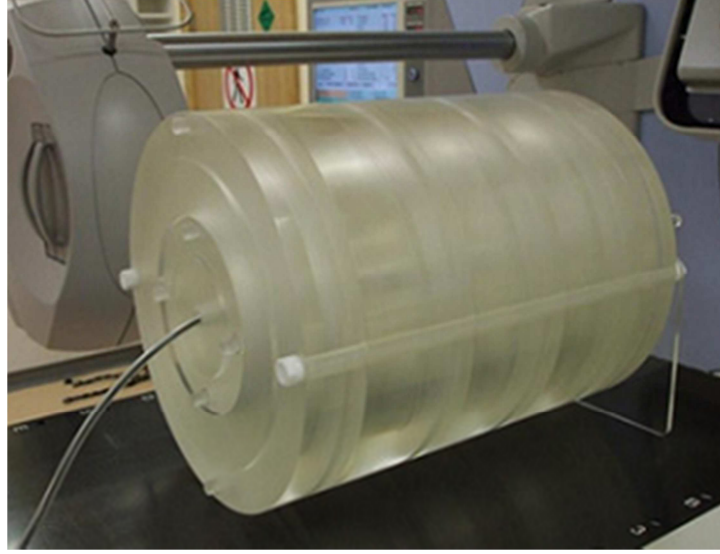
CTDI_w kullanılan fantomda ortalama dozu vermektedir. Fantom boyunun kısa olması CTDI_w değerinin de düşmesine sebep olmaktadır. Fantomun tüm hüzmeyi sarmadığı düşünülerek daha büyük bir fantoma ihtiyaç duyulmaktadır.

Fantomun boyunu tayin etmek için örnek olarak üretici firmanın monte carlo simülasyonunda elde ettiği doz profilini ele alınabilir. Pelvis protokolünde farklı fantom boylarında yapılan hesaplamalarla dozun %10'unun geçtiği bölgeyi saran fantom boyutu 40cm olarak bulunmuştur (Elekta 2009).



Şekil 5.1. Monte Carlo simülasyonu kullanarak pelvis protokolünde farklı fantom boylarında doz profili

Önerilen fantomun boyu 40cm uzunluğundadır.



Şekil 5.2.40cm uzunlukta CTDI fantomu

Çizelge 5.5 'de üretici firmanın 40cm boyundaki fantomla bulduğu CTDI değerleri, çalışmamızda 15cm boyundaki fantomda bulunan değerler ile karşılaştırılmıştır.

	Baş ve Boyun S20		Baş ve Boyun S10		Pelvis M20		Prostat M10		Geniş Pelvis L20	
	15 cm	40 cm	15 cm	40 cm	15 cm	40 cm	15 cm	40 cm	15 cm	40 cm
Fantom boyları	15 cm	40 cm	15 cm	40 cm	15 cm	40 cm	15 cm	40 cm	15 cm	40 cm
CTDI_M (mGy)	0,5	1	0,4	0,9	8,9	17,8	13,4	21,3	6,7	21,7
CTDI_{k.ort} (mGy)	0,7	1,2	0,6	1,1	21,0	24,1	30,8	33,8	16,6	29,4
CTDI_w (mGy)	0,6	1,2	0,6	1	16,9	22	25,0	29,6	13,3	26,8

Çizelge 5.5. Farklı fantom boylarında CTDI_M, CTDI_{k.ort} ve CTDI_w değerlerinin karşılanması

İlerki çalışmalarda yapılacak ölçümlerin bu uzunlukta fantomda kullanılması daha doğru doz hesaplaması sağlayacaktır.

CTDI_w değerleri farklı çalışmalarda hesaplanarak bulunmuştur. Yapılan bir çalışmada CTDI_w değeri baş boyun ve pelvis protokolü için sırasıyla 1.6 mGy ve 22 mGy bulunmuştur (Amer vd. 2007) alışmamızda aynı protkollerde bulunan CTDI_w sırasıyla 0,6 mGy ve 17 mGy ‘dir.

CTDI_{hava} değerleri sayesinde havadaki TLD sayım profilleri doz profillerine evrilebilmiştir. İlerki alışmalar için fantomda doz profili elde edilebilmesi için TLD ler hava yerine fantoma yerleştirilebilir. Sayım profili yine doz profiline evrilebilecektir. CTDI_{hava} ve TLD sayesinde 40 cm,2lik fantom boyutunda doz hesabı daha doğru şekilde sağlanılabılır.

10 cm uzuluğundaki iyon odasının ışın alanını tamamen sarmamasından ötürü 30 cm lik iyon odaları üretilmiştir. Fantom ölçümlerinde bu iyon odası kullanılabilir.



şekil 5.3 30cm aktif uzunluğu olan iyon odası

Ancak bu iyon odaları oldukça pahalı olmakta ve her klinikte kullanılması mümkün olmamaktadır (Iaea 2011). CTDI ölçümlerinde 10cm’lik iyon odası ve uygun uzunlukta BT fantom da TLD kullanılmasıyla aynı hesaplamalar çok daha ucuz maliyetle sağlanabilmektedir.

Çalışmada hasta dozunu temsil edebilecek ve aynı zaman da riskli organ olarak bilinen rektumun aldığı dozun üç farklı çekim protokolünde değerlendirmesi yapılmıştır. En yüksek doz değeri prostat protokolünde görölmüştür.

Yarı iletken diyetlerin rando fantomda seçili FOV’un merkezinde olduğu görüntülemelerle doğrulanmıştır. Aynı bölge için elimizde BT iyon odasından elde edilen dozdeğerleri mevcuttur. Bu iki doz değeri karşılaştırılmıştır.

	Prostat	Pelvis	Geniş Pelvis
	M10	M20	L20
Yarıiletken diyet (mGy)	91,5	67,2	51,8
BT iyon odası merkez (mGy)	134	89	67,2

Çizelge 5.6. Yarıiletken diyet ve BT iyon odası doz değerlerinin karşılaştırması

BT iyon odasıyla alınan doz değerleri yüksek çıkmıştır.

Benzer bir çalışmada prostat bölgesinde bulunan maksimum doz 40 mGy ile 100mGy arasında değişmektedir (Stock 2012).

Prostat bölgesinde testis dozu için yapılan başka bir çalışmada, protokole kullanılan filtrelemeye bağlı olarak 10 mGy ile 57 mGy arasında doz değerleri görülebilmektedir (Deng vd. 2012). Bu değerler ile kendi çalışmamızdaki prostat protokolünde fantomun periferlerinde ölçülen doz değerleri karşılaştırılabilir. Çalışmamızda periferde bulunan dozların ortalaması 30,8 mGy olarak görülmüştür.

Baş ve Boyun bölgesinde hacimsel görüntüleme sonrası alınan dozun hesaplandığı çalışmalar mevcuttur. Verilen değerlerde Baş ve Boyun protokolünde doz değerleri 1,07 mGy ile 19,24 mGy aralığındadır (Hyer vd 2010). Çalışmamızda Baş ve Boyun protokolü için periferde bulunan doz değeri 0,6 mGy'dir. Baş bölgesindeki perifer dozları göz lensi için değerlendirilebilir.

Çalışmada bulunan rektum dozu, görüntü rehberliğinde radyoterapide kV-KHBT cihazının kullanımıyla hastanın alacağı dozun hesaplanmasında kullanılabilir. Hesaplanan doz değeri tek bir görüntüleme sonucu alınmaktadır. Radyoterapi tekrara dayalı bir tedavi olduğu göz önüne alındığında toplam alınan doz değeride görüntüleme sayısı ile beraber artacaktır. Örnek olarak fraksiyon başına 180 cGy verilen bir prostat

kanseri hastasının 7200 cGY total doz alması 40 günlük tedavi süreci demektir. GRR tekniğinin kullanım sıklığı hastaya veya bölümde belirlenen protokole göre değişmektedir. 8 haftalık tedavi süresince haftada birgün tedavi öncesinde iki kere (ikincisi düzeltilen pozisyonun doğrulanması) hacimsel görüntüleme yapıldığında $CTDI_M$ değerine göre kümülatif rektumdozu 21,4 cGy tahmin edilebilmektedir.

Uluslararası Radyasyondan Korunma Komitesinin bu anlamda belirlediği ilke, hastaya olabildiğince az doz vererek en iyi görüntülemenin elde edilmesidir. Yapılan görüntüleme tek bir kez yapıldığında hastanın alacağı doz, tedavide alacağı dozun yanında yok sayılacak kadar azdır. Bu çekimlerin her tedavi öncesi yapıldığı göz önüne alındığında görüntülenen bölgenin alacağı doz ihmal edilmeyecek değerlere ulaşmaktadır (Amies vd 2006, Kim vd 2008, Song vd 2008). Bu anlamda üretici firmaların sunduğu kV-KHBT görüntüleme cihazlarından hasta vücudundaki bölgelere göre alınan dozlar çeşitli çalışmalarla kıyaslanmaya çalışılmıştır. (Amer vd 2007, Murphy vd 2007, Hyer vd 2009, 2008, 2011).

Çalışmada verilen kritik organ örneği tüm diğer kritik organlar için hesaplanarak görüntü rehberliğinde radyoterapi yapılan radyasyon onkolojisi bölümlerinde hastanın görüntüleme esnasında aldığı radyasyon dozlarının yönetilmesi için gerekli prosedürleri ortaya konulabilir. İleride dozimetrik açıdan bir protokol oluşturulmasına katkı sağlayabilecektir. Bu yönde geliştirilecek protokol sayesinde görüntüleme cihazlarının kalite kontrolü sağlanabilecek, her bir görüntüleme bölgesi için hastaya verilen radyasyon dozu tam doğrulukla bulunabilecektir.

Görüntü kılavuzluğunda radyoterapi görüntüleme tekniklerinin kullanımı her geçen gün artmasına rağmen, henüz bu sistemler için belirli ve uygulanabilir bir dozimetrik kalite kontrol protokolü oluşturulamamıştır. Bu çalışma ile görüntüleme sistemlerin kullanımında uygulanabilir bir dozimetrik kalite kontrol protokolünün oluşturulma konusunda katkı sağlamaktır.

6. SONUÇ

kV-Konik Huzmeli Bilgisayarlı Tomografi günümüzdeki Bilgisayarlı Tomografinin farklı bir kuşağı olan görüntüleme cihazıdır. BT' ye göre görüntü kalitesi düşük olması nedeniyle teşhis amaçlı kullanılmamaktadır.

Günümüzde radyoterapi protokollerine KHBT görüntüleme tekniği eklenmiş bulunmaktadır. Bu yönteme Görüntü Rehberliğinde Radyoterapi (GRR) (IGRT; Image Guided Radiotherapy) denilmektedir. Tedavi öncesinde hastanın görüntüsü elde edilmekte, böylece tümör konumunun takip edilmesi ve doğru hedeflenmesi sağlanmaktadır.

Bu tekniğin radyoterapide kullanılması kaçınılmaz olduğu gibi hastanın cGy mertebesinde radyasyon dozuna maruz kaldığı bilinmektedir. ICRP'nin bu anlamda belirlediği ilke, hastaya olabildiğince az doz vererek en iyi görüntülemenin elde edilmesidir. Yapılan görüntüleme tek bir kez yapıldığında hastanın alacağı doz, tedavide alacağı dozun yanında yok sayılacak kadar azdır. Fakat bu çekimlerin her tedavi öncesi yapıldığı göz önüne alındığında görüntülenen bölgenin alacağı doz ihmal edilmeyecek değerlere ulaşmaktadır.

BT için kabul görmüş ve uygulanabilir doz ölçüm teknikleri bulunmaktadır. Bu tanımlara göre tüm doz tayinleri yapılabilmektedir. Ancak kV- KHBT teknolojisinde dozimetrik kalite kontrolü üzerine henüz tamamıyla geçerli bir protokol oluşturulamamıştır. Üretici firmaların tavsiye niteliğinde sunduğu doz ölçüm teknikleri BT için kullanılan tekniğe dayanmaktadır. Günümüze kadar yapılan çalışmalarda teknikler tavsiye niteliğindedir ve kullanılan cihazlara özel çözümler önerilmektedir.

Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi AD'nda yapılan bu çalışmada Elekta marka "X-ray Volume Imager" model konik hüzmeli bilgisayarlı tomografi (kV-KHBT) cihazında düz film, floroskopik ve hacimsel görüntüleme tekniklerinde hastaya verilen dozun tayini yapıldı. Uluslar arası çalışmalara uygun nitelikte sonuçlar elde edildi. Klinikte kullanılan çekim protokollerinde iyon odası, termoluminesans dozimetre (TLD) ve yarı iletken diyot ölçüm için kullanıldı. kV-KHBT sisteminde çekim parametrelerinin doz değerlerini nasıl değiştirdiği sorgulandı. Sonuçların klasik BT' dekiyle benzer şekilde olduğu görüldü.

Hacimsel görüntüleme tekniği için kullanılan çekim protokollerinde farklı iyon odaları ile havada pik doz, $CTDI_{hava}$ ve fantomda $CTDI_w$ hesaplamalarında kullanılan

doz ölçümleri alındı. Aynı protokollerde 2 boyutlu iyon odası düzeneği ve TLD sistemiyle havada doz profilleri elde edildi. İyon odaları ve TLD ile ölçülen hava dozları birbiriyle karşılaştırıldı. Doz profillerinin kabul edilebilir sınırlar içinde olduğu görüldü.

KHBT görüntüleme CTDI_{hava} ölçümlerinin doz ölçümlerinde eksik kaldığı farklı ölçüm sistemleriyle ıspatlandı. CTD_w, CTDI_{k.ort} sonuçları literatür ve üretici firmanın verdiği değerlerle karşılaştırıldı. Değerlerin aynı seviyede olduğu görüldü. Buna ek olarak iyon odasının ve fantomun ışın alanını tamamen sarmamasına bağlı olarak ne kadar eksik doz ölçtüğü gösterildi.

Literatürde eksik doz ölçümüne karşı farklı iyon odası sistemleri önerilmektedir. Ancak bu sistemlerin çok pahalı olduğu ve GRR yapılan tüm klinklerde bulundurulmayacağı bilinmektedir. Çalışmada doz ölçümlerindeki eksiklerin giderilmesinde CTDI_{hava} ölçümünde TLD sistemin kullanılabilceği gösterildi. Benzer şekilde CTDI_m ve CTDI_{k.ort} ölçümlerinde uygun boyutta fantom önerisinde bulunuldu.

Hacimsel görüntüleme için prostat, pelvis ve geniş pelvis protokollerinde insan benzeri yapıda kritik organ rektum dozunun maksimum ve minimum değerleri intrakaviter rektum probuyla bulundu. Sonuçlar BT fantomundaki aynı protokollerde bulunan CTDI_m ve literatürdeki verilerle karşılaştırılarak çok yakın olduğu görüldü. Bu örnekten yola çıkılarak Baş boyun bölgesindeki CTDI_{k.ort} değerinin kritik organ göz lensi dozu olarak ve pelvis bölgesindeki CTDI_{k.ort} değerinin kritik organ testis dozu olarak değerlendirilebileceği gösterildi. Bulunan değerlerin güvenilirliği yapılan uluslararası çalışmaların sonuçlarıyla doğrulandı. Çalışmada verilen bu örnekleri tüm diğer kritik organların hesaplanmasında da kullanılabilir.

Bu tez çalışması görüntüleme sonucu hastanın alacağı radyasyon doz seviyesini tarif etmektedir. Buna ek olarak tezde verilmiş olan öneriler, bu tip cihazların kalite kontrolü için üst bir basamak olarak somut bir prosedür içermektedir. Böylece çalışmanın görüntü rehberliğinde radyoterapi (GRR) yapılan radyasyon onkolojisi bölümlerinde hastanın görüntüleme alacağı radyasyon dozunun bilinmesinde ve yönetilmesinde kullanılabilir.

Ülkemizde de dünyada olduğu gibi görüntü eşliğinde radyoterapi teknolojisinin kullanımı artmakta, görüntüleme esnasında hastaya verilen radyasyon dozunun takibi belirli bir kalite kontrol protokolü ile yapılandırılmalıdır. Oluşturulacak kalite kontrol protokolünde bu çalışmadaki öneri ve prosedürler kullanılabilir.

7. KAYNAKLAR

(Yayınlanmış rapor)

AAPM 1991 Standardized methods for measuring diagnostic x-ray exposure. Report no. 31, USA

FELDKAMP A, DAVIS L. C. and KRESS J.W. 1984. Practical cone-beam algorithm, J. Opt. Soc. Am.A 1, 612–619, USA

IAEA 2011 Human Health Reports 5. Status of Computed Tomography Dosimetry for Wide Cone Beam Scanners', USA

ICRP 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 60, Pergamon Press, Oxford.

KALENDER, W.A. 2000. Computed Tomography Fundamentals System Technology, Image Quality, Applications. Publicis MCD Verlag. 218. Germany

MURPHY M.J., BALTER J., BALTER S, et al., 2007. The management of imaging dose during image-guided radiotherapy. Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 75, USA.

SONKE J.J., REMEIJER P. and HERK M., 2006. In-Room Cone Beam Computed Tomography. Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 104, USA.

(Kitap bölümü)

BEISER, A., 1995. Modern Fiziğin Kavramları. Mc Graw-Hill, Inc. Çeviri: Gülşen Önengüt, 1997, İstanbul-Ayhan Matbaası

CHIANESE J. and CHAMBERLAIN F., 2009 Practical Radiotherapy, (Editor) Cherry P, Duxbury A.M, Physics and Equipment, Chapter 3, pp. 26 – 35, UK

COOKE K. 2009 Practical Radiotherapy, (Editor) Cherry P, Duxbury A.M, Physics and Equipment, Chapter 4, pp. 36 – 47, UK

IAEA, International Atomic Energy Agency 2005 Radiation oncology physics. e.b. Podgorsak (Editor), A handbook for teachers and students, pp. 20 – 43, VIENNA

MCKINLAY, A. F. 1981. Thermoluminescence Dosimetry-Medical Physics Handbook 5, (Editor) Adam Hilger pp. 118, UK

RYAN E. 2009 Practical Radiotherapy, (Editor) Cherry P, Duxbury A.M, Physics and Equipment, Chapter 2, pp. 16-25, UK

WRIGHT C., MCCONNELL J. and CHURCHER K., 2009 Practical Radiotherapy, (Editor) Cherry P, Duxbury A.M, Physics and Equipment, Chapter 5, pp. 48 – 86, UK

(Tez)

EJERE D., 2006. Optimization of cone-beam CT image quality for image guided radiotherapy. M.Sc. Thesis University of Amsterdam, 79 pp.

(Kitap)

ELEKTA 2009. X-ray Volume Imaging System Release 4.5; Instructions for Use, Article number: 1010070 01 Elekta Limited, UK ss 392

KALENDER W. A. 2001. Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality Applications, MCD, Munich, Germany.

KHAN, F.M. 2007. Treatment Planning in Radiation Oncology, 2nd Edition

SEERAM E. 2001 Computed Tomography: Physical Principles, Clinical Applications, and Quality Control, Saunders, Philadelphia

(Makale)

AMER A., MARCHANT T., SYKES S., CZAJKA J., DAVIES J., STRATFORD J., et al, 2005. Doses from cone beam CT integrated to a radiotherapy treatment machine. United Kingdom Radiation Oncology Conference UK, 11-13.

- AMER A., MARCHANT T., SYKES J., CZAJKA J. and MOORE C., 2007. Imaging doses from the Elekta Synergy X-ray cone beam CT system. *The British Journal of Radiology*, 80 ,476–482.
- AMIES C., BANI-HASHEMI A., CELI J.C., et al, 2006. A multi-platform approach to image guided radiation therapy. *Med Dosim.* 31(1):12–19.
- CHEN G.T., SHARP G.C. and MORIS., 2009.A review of image-guided radiotherapy. *Radiol. Phys. Technol.* 2;1–12
- DENG J., ZHE CHEN Z., JAMES B. YU vd. 2012. Testicular Doses In Image-Guided Radiotherapy Of Prostate Cancer. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Vol. 82, No. 1; 39–47
- GULBERG G.T. 1987.An analytical approach to quantify uniformity artifacts for circular and non circular detector motion in single photon emission computed tomography imaging. *Med.Phys.*, 14; 105-114
- HYER D.E., SERAGO C.F., Kim S., LI J.G. and HINTENLANG D.E., 2010. An organ and effective dose study of XVI and OBI cone-beam CT systems. *Journal of Applied Medical Physics* 11(2):1-14.
- ISLAM M., PURDIE T., NORRLINGER B.D., 2006. Patient dose from kilovoltage cone beam computed tomography imaging in radiation therapy. *Medical Physics*, Vol. 33, No. 6:1573-1582.
- KAMATH S., SONG W., CHVETSOV A., OZAWA S., LU H., SAMANT S., LIU C., LI J.G. and PALTA J.R., 2011. An image quality comparison study between XVI and OBI. *Journal of Applied Clinical Medical Physics.*12(2):376-390.
- KIM S., YOSHIKAZUMI T.T., TONCHEVA G., YOO S. and YIN F.F., 2008. Comparison of radiation doses between cone beam CT and multi detector CT: TLD measurements. *Radiation Protocol Dosimetry.* 132(3):339–45.

- KOLLER, C.J., EATOUGH, J.P. and BETTRIDGE, A., 2003. Variations in Radiation Dose Between the Same Model of Multislice CT Scanner at Different Hospitals, *The British Journal of Radiology*, UK, Vol 76; 798-802.
- MOORE C.J., AMER A. and MARCHANT T., 2006. Developments in and experience of kilovoltage X-ray cone beam image-guided radiotherapy. *The British Journal of Radiology*, 79:66–78.
- RAVINDRAN P., 2007. Dose optimization during imaging in radiotherapy. *Biomedical Imaging and Intervention Journal*. 3(2):23.
- SONG W.Y., KAMATH S., OZAWA S., et al., 2008. A dose comparison study between XVI and OBI CBCT systems. *Med Phys*. 35(2):480–86.
- SONKE J.J., REMEIJER P., BETGEN A., ZIJP L., SMITSMANS M., JAFFRAY D.A., vd., 2004. Cone-beam kV-CT for image guided radiation therapy. *Proceedings of the 8th International Workshop on Electronic Portal Imaging*; Institute of Cancer Research/R.M. Hospital, UK, 12–5.
- STOCK M., PALM A., ALTENDORFER A., STEINER E., GEORG D., 2012 IGRT induced dose burden for a variety of imaging protocols at two different anatomical sites. *Radiotherapy and Oncology*, 102; 355–363.
- THILMANN C., NILL S., T'UCKING T., et al., 2006. Correction of patient positioning errors based on in-line cone beam CTs: Clinical implementation and first experiences. *Int J Radiation Oncology* 63(1):1-15.

8. EKLER

Ek1. TLD okuyucudan okunan her çekim protokolü için sayım değerleri

- Baş ve boyun Protokolü S20 pencere açıklığında TLD sayım değerleri

cm	TLD İsim	TLD No	TLD Okuma
-20	A4	201-4	12986
-17	B4	202-4	17831
-16	C4	203-4	20830
-14	D4	204-4	26174
-13	E4	205-4	103185
-10	F4	206-4	112700
0	G4	207-4	104284
10	H4	208-4	102255
13	J4	209-4	97934
14	K4	210-4	16656
16	A8	211-4	12163
17	B8	212-4	11258
20	F8	216-4	9913

- Baş ve boyun Protokolü S10 pencere açıklığında TLD sayım değerleri

cm	TLD İsim	TLD No	TLD Okuma
-15,0	A4	201-4	107106
-12,5	B4	202-4	47642
-10,0	C4	203-4	41585
-9,0	D4	204-4	37173
-8,0	E4	205-4	47697
-7,0	F4	206-4	145086
-6,0	G4	207-4	242348
-5,0	H4	208-4	232392
-2,5	J4	209-4	230367
0,0	K4	210-4	223146
2,5	A8	211-4	235923
5,0	B8	212-4	216187
6,0	F8	216-4	208473
7,0	G8	217-4	59913
8,0	H8	218-4	37959
9,0	J8	219-4	34015
10,0	K8	220-4	46679
12,5	A12	221-4	43760
15,0	B12	222-4	30761

- Baş ve boyun Protokolü M20 pencere açıklığında TLD sayım değerleri

cm	TLD İsim	TLD No	TLD Okuma
-20	G8	217-4	113429
-17	H8	218-4	199880
-16	J8	219-4	243274
-14	K8	220-4	2924333
-13	A12	221-4	3175654
-10	B12	222-4	3157590
-5	C12	223-4	3303911
0	D12	224-4	3137730
5	K2	210-2	3224693
10	D10	224-2	3131028
13	A10	221-2	3123838
14	C10	223-2	286746
16	F3	206-3	206266
17	J3	209-3	172245
20	B7	212-3	186328

- Baş ve boyun Protokolü L20 pencere açıklığında TLD sayım değerleri

cm	TLD No	TLD Okuma	Doz (cGy)
-20	207-3	82702	0,1078
-17	220-3	136746	0,1783
-16	208-3	173995	0,2268
-14	222-3	233393	0,3043
-13	202-3	2718617	3,5441
-10	203-3	3020610	3,9378
0	204-3	3216037	4,1925
10	210-3	3113675	4,0591
13	205-3	2980211	3,8851
14	223-3	2974055	3,8771
16	212-3	186328	0,2429
17	221-3	157430	0,2052
20	220-2	99100	0,1292

ÖZGEÇMİŞ

Nuri İlker ÇATAN 1983 yılında Ankara'da doğdu. İlkokul öğrenimini Ankara'da, orta ve lise öğrenimini Rize'de tamamladı. 2001 yılında girdiği Akdeniz Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümü'nden 2005 yılında mezun oldu. 2007-2009 yılları arasında Birleşik Krallık'da Glamorgan Üniveristesi Yüksek Teknoloji Fakültesi Bilgisayar ve Bilgi Teknolojileri (MsC) Bölümünde Tezli Yüksek Lisans eğitimini tamamladı. 2009 yılından beri özel bir firmada Radyoterapi cihazlarının servis mühendisliğini yapmaktadır.