

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

**RADYOTERAPİDE KULLANILAN GENİS HÜZMELİ GÖRÜNTÜLEME
CİHAZLARI İÇİN BİR KALİTE KONTROL FANTOMUNUN
TASARLANMASI**

Gülşah KOCA

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
FİZİK ANABİLİM DALI**

2015

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

**RADYOTERAPİDE KULLANILAN GENİS HÜZMELİ GÖRÜNTÜLEME
CİHAZLARI İÇİN BİR KALİTE KONTROL FANTOMUNUN
TASARLANMASI**

Gülşah KOCA

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
FİZİK ANABİLİM DALI**

**Bu tez Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından
2014.02.0121.007 proje numarası ile desteklenmiştir.**

2015

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

**RADYOTERAPİDE KULLANILAN GENİS HÜZMELİ GÖRÜNTÜLEME
CİHAZLARI İÇİN BİR KALİTE KONTROL FANTOMUNUN
TASARLANMASI**

Gülşah KOCA

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
FİZİK ANABİLİM DALI**

Bu tez 27/03/2015 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Oybirliği/Oyçokluğu ile kabul edilmiştir.

Yrd. Doç. Dr. Nina TUNÇEL

Prof. Dr. Nuri ÜNAL

Prof. Dr. Doğan BOR

ÖZET

RADYOTERAPİDE KULLANILAN GENİŞ HÜZMELİ GÖRÜNTÜLEME CİHAZLARI İÇİN BİR KALİTE KONTROL FANTOMUNUN TASARLANMASI

Gülşah KOCA

**Yüksek Lisans Tezi, Fizik Bölümü
Danışman: Yrd. Doç. Dr. Nina TUNÇEL
Mart 2015, 95 Sayfa**

Akdeniz Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik AD'ında yapılan bu çalışmada bilgisayarlı tomografi cihazlarının dozimetrik ölçümlerinde kullanmak üzere fantom tasarlanması amaçlandı. Kullanılmakta olan standart fantoma göre şekilsel ve boyutsal farklılıklar içeren iki fantom seti tasarlanıp üretildi. PMMA malzemeden dairesel ve eliptik silindir geometride yapılan fantomlarla, Elekta marka "X – ray Volume Imager" model geniş huzmeli bilgisayarlı tomografi (kV-GHBT) cihazında hacimsel görüntüleme tekniğinde doz hesaplamaları yapıldı. Kullanılan çeşitli görüntüleme protokollerinde iyon odaları ve termolüminesans dozimetre (TLD) ile ölçümler yapıldı. BT iyon odası ile dairesel ve eliptik silindir fantomlarda ağırlıklı bilgisayarlı tomografi doz indeksi (CTDI_w) değeri tayini yapıldı. Ek olarak küçük hacimli iyon odası ile fantomlarda doz ölçüldü ve TLD sistemi ile doz profilleri çizildi. Fantom boyunun ve geometrisinin elde edilen doz değerleri üzerine etkisi sorgulandı. Çalışmanın sonucunda hem BT cihazlarının dozimetrisinde hastanın alacağı dozun hem de radyasyon onkolojisi bölümlerinde hastanın görüntülemekten alacağı dozun daha doğru bir şekilde tayin edilmesi için kullanılacak alternatif bir fantom önerisinde bulunulmuştur.

ANAHTAR KELİMELEER: Fantom, GHBT, GRR, CTDI, TLD

JÜRİ: Yrd. Doç. Dr. Nina TUNÇEL (Danışman)
Prof. Dr. Nuri ÜNAL
Prof. Dr. Doğan BOR

ABSTRACT

THE DESIGN OF QUALITY CONTROL PHANTOM FOR CONE BEAM IMAGING DEVICES WHICH USED IN RADIOTHERAPY

Gülşah KOCA

MSc Thesis in Physics

Supervisor: Asst. Prof. Dr. Nina TUNÇEL

March 2015, 95 Pages

This study was carried out at the Akdeniz University Faculty of Science Department of Physics and was aimed to design of phantom which used for computed tomography devices. Two phantom kit that including formal and spatial differences according to standard phantom being used was designed and produced. Dose calculations were performed with phantoms, PMMA material made by the phantom circular and elliptic cylindrical geometry, by used the Elekta brand “X – ray Volume Imager” model cone beam computed tomography (CBCT) device in the volumetric imaging techniques. measurements were performed with ion chambers and thermoluminescent dosimeter (TLD) in imaging protocols that used routinely. Weighted computed tomography dose index ($CTDI_w$) value determination was made by used computed tomography ion chamber in circular and elliptical cylinder phantom. In addition, dose measured with small volume ion chamber in phantoms and dose profile were drawn with TLD system. The effect of length and geometry of the phantom on the resulting dose values were questioned. As a result of study, altrenative phantom is recommended for more accurately dose assesment. This phantom can be used for computed tomography scan and imaging procedure of radiotherapy.

KEYWORDS: Phantom, IGRT, CBCT, CTDI, TLD

COMMITTEE: Asst. Prof. Dr. Nina TUNÇEL (Supervisor)
Prof. Dr. Nuri ÜNAL
Prof. Dr. Doğan BOR

ÖNSÖZ

BT cihazlarının dozimetresinde kullanılacak bir fantom tasarlamayı amaçlayan bu çalışma Akdeniz Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Anabilim Dalı'nda yapıldı.

Bana bu dalda çalışma imkânı veren ve çalışmalarım sırasında bilgi, öneri ve deneyimleriyle her zaman yardımcı olan danışman hocam Sayın Yrd. Doç. Dr. Nina TUNÇEL'e sonsuz saygı, minnet ve şükranlarımı sunarım.

Dozimetrik çalışmalarımı yapmama olanak sağlayan Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Rize Eğitim Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi AD Başkanı Sayın Yrd. Doç. Dr. Sema Rakıcı ve bölüm çalışanlarına, ayrıca ölçümlerin sırasında destek olarak yardımlarını esirgemeyen çalışma arkadaşım Medikal Fizik Uzmanı Yunus ÇINAR'a teşekkür ederim.

Tasarım ve üretim aşamasında büyük bir titizlikle çalışıp, tasarımla alakalı her türlü isteğimizi yerine getiren MADEL Mühendislik Danışmanlık Laboratuvar Hizmetleri Ltd. Şirketine Sayın Adil BUYAN ve Berk BUYAN'a teşekkürlerimi sunarım.

TLD okuma işlemlerini gerçekleştirmeme izin veren RADAT Dozimetri Laboratuvar Hizmetleri A.Ş.'ye ve çalışanları Mahmut Anıl USLU ile Elif ÜNAL'a hem destekleri hem de misafirperverlikleri için sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Çalışmalarım süresince yardımcı olan yüksek lisans ve doktora arkadaşlarıma, manevi desteğini hiç esirgemeyip her zaman yanımda olan dostum Rana MAVİ' ye teşekkür ederim.

Yüksek lisans eğitimi almama olanak sağlayıp her zaman yanımda olan maddi ve manevi desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen babam Celal KOCA, annem Emine KOCA, ablam Filiz KILIÇ ve kardeşim Berk KOCA'ya sonsuz sevgi, minnet ve teşekkürlerimi sunarım.

Son olarak büyük bir özveri ve anlayışla her zaman yanımda olan, her süreçte olduğu gibi tezimin de her aşamasında elinden gelen desteği veren nişanlım Semih ÖZKAN'a sonsuz sevgi ve teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT	ii
ÖNSÖZ.....	iii
İÇİNDEKİLER	iv
ŞİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ	viii
ÇİZELGELER DİZİNİ	xii
1. GİRİŞ	1
2. KURAMSAL BİLGİLER VE KAYNAK TARAMALARI	4
2.1. Radyasyon	4
2.1.1. Radyasyonun sınıflandırılması ve maddeyle etkileşimi.....	4
2.1.2. Radyasyon ölçüm birimleri.	5
2.2. X - Işınları	7
2.2.1. X – ışınlarının elde edilmesi.....	7
2.2.1.1. Bremstrahlung x-ışını.	8
2.2.1.2. Karakteristik x-ışını.	9
2.2.2. X – ışınlarının etkileşim türleri.....	9
2.2.3. X – ışınlarının tıpta kullanımı.....	10
2.3. Radyoterapide Görüntü Rehberliği	11
2.3.1. Tedaviye eşlik eden görüntüleme sistemleri.	11
2.3.2. İyonlaştırıcı olan ve olmayan görüntüleme sistemleri.	12
2.3.2.1. İyonlaştırıcı olmayan görüntüleme sistemleri.....	12
2.3.2.2. İyonlaştırıcı olan görüntüleme sistemleri.	13
2.4. Kilovolt – Geniş Huzmeli Bilgisayar Tomografi (kV-GHBT)’nin Ana Parçaları ve Çalışma Prensipleri	17
2.4.1. Jeneratör.	17
2.4.2. X-ışın tüpü.....	17
2.4.3. Fieldkamp algoritması.....	18
2.4.4. Amorf – silikon fotodiyot panel.	18
2.5. Kilovolt – Geniş Huzmeli Bilgisayar Tomografi (kV-GHBT)’de doz ölçümleri	18
2.5.1. Dozimetrik tanımlar ve ölçüm teknikleri.	19
2.5.2. Doz ölçüm ekipmanları.....	21
2.5.2.1. İyon odaları ve elektrometre sistemleri.	21
2.5.2.2. Termolüminesans dozimetre (TLD).....	22
2.5.2.3. Fantomlar.....	26
2.5.2.4. Fantom çeşitleri.....	26
2.5.2.5. Fantom yapımında kullanılan malzemeler ve özellikleri.	27
2.5.2.6. Bilgisayar tomografi cihazı için kullanılan dozimetre fantomları.....	28
3. MATERYAL VE METOT	31
3.1. Materyal	31
3.1.1. Toshiba Aquillion RT bilgisayar tomografi	31
3.1.2. Lineer hızlandırıcı ünitesi	31
3.1.3. XVI model kilovolt- geniş huzmeli bilgisayarlı tomografi (kV-GHBT) cihazı	32

3.1.4. Görüntüleme tekniklerinde kullanılan ptorotokoller	37
3.1.5. Radcal bilgisayar tomografi iyon odası ve elektrometre sistemi	38
3.1.6. IBACC04 iyon odası ve Dose1 elektrometre	39
3.1.7. RADOS 2000RT sistemi ve LiF-100 TLD	40
3.1.8. Bilgisayar tomografi için CTDI doz ölçüm fantomları	42
3.2. Metot	42
3.2.1. CTDI fantomu önçalışmaları ve üretimi	42
3.2.1.1. Dairesel silindir CTDI fantomu	45
3.2.1.2. Eliptik silindir CTDI fantomu	49
3.2.2. Bilgisayar tomografi iyon odası ile yapılan CTDI ölçümleri	53
3.2.2.1. Dairesel silindir bilgisayar tomografi fantomlarında CTDI ölçümleri ve CTDI _w hesaplaması	53
3.2.2.2. Eliptik silindir bilgisayar tomografi fantomlarında CTDI ölçümleri ve CTDI _w hesaplaması	56
3.2.3. CC04 iyon odası ile yapılan CTDI ölçümleri	60
3.2.4. TLD sistemiyle yapılan CTDI ölçümleri	61
3.2.4.1. TLD'lerin gruplanması ve sıfırlanması	61
3.2.4.2. TLD'ler ile fantomda doz profili elde edilmesi	61
4. BULGULAR	63
4.1. CTDI Fantomunun Yapımında Kullanılan Malzemenin Hounsfield Birimi (HU) Değerlendirmesi	63
4.2. Bilgisayar Tomografi İyon Odası ile Yapılan CTDI ölçümleri	63
4.2.1. Dairesel silindir fantom setinde yapılan ölçümler	64
4.2.1.1. Baş – boyun protokolleri	64
4.2.1.2. Prostat, pelvis ve geniş pelvis protokolleri	64
4.2.2. Eliptik silindir fantom setinde yapılan ölçümler	66
4.2.2.1. Baş – boyun protokolleri	66
4.2.2.2. Prostat, pelvis ve geniş pelvis protokolleri	67
4.3. CC04 İyon Odası ile Yapılan CTDI Ölçümlerinin Sonuçları	69
4.4. TLD Sistemi ile Yapılan CTDI Ölçümleri	71
5. TARTIŞMA	77
6. SONUÇ	84
7. KAYNAKLAR	87
8. EKLER	92
Ek 1: 40 cm uzunluğunda dairesel silindir fantom seti için TLD okuyucudan okunan sayım değerleri	92
Ek 2: 40 cm uzunluğunda eliptik silindir fantom seti için TLD okuyucudan okunan sayım değerleri	93
Ek 3: 16 cm uzunluğunda dairesel silindir fantom seti için TLD okuyucudan okunan sayım değerleri	94
Ek 4: 16 cm uzunluğunda eliptik silindir fantom seti için TLD okuyucudan okunan sayım değerleri.....	95
ÖZGEÇMİŞ	

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

Simgeler

A	Kütle numarası
Bq	Becquerel
Ci	Curie
cGY	SantiGray
ΔE_{ab}	Soğrulan enerji
Δm	Maddenin kütlesi
Δm_{air}	Havanın kütlesi
ΔQ	Aynı işaretli yüklerin toplamı
E	Okunan ışınlama değeri
E_{ab}	Soğrulan 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 soğrulan doz
kV	Kilovolt
L	Kalem tipi iyon odasının aktif uzunluğu (100mm)
$I(0)$	X-ışınının ortama girmeden önceki ilk şiddeti
mA	Miliamper
mAs	Miliampersaniye
N	Kesit sayısı
N	Radyoaktif atom sayısı
s	Saniye
T	Bir kesitin kalınlığı
Z	Atom numarası
eV	Elektron Volt
λ	Bozulma sabiti
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
w_R	Radyasyon ağırlık faktörü

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
GRRT	Görüntü Rehberliğinde Radyoterapi
HU	Hounsfield Unit değeri
ICRP	Uluslararası Radyasyondan Korunma Komitesi
IGRT	Image Guided Radiotherapy
kV-GHBT	Kilovolt- Geniş hüzmeli bilgisayarlı tomografi
LiF	Lityum Florür
EPID	Elektriksel taşınabilir görüntüleme cihazı
MV-GHBT	Megavolt- Geniş hüzmeli bilgisayarlı tomografi
PMMA	Poli Metil Metaakrilat
SSD	Kaynak – ışımlanan yüzey mesafesi
TLD	Termolüminesans dozimetre

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Radyasyonun sınıflandırılması.....	5
Şekil 2.2. X – ışını tüpü.....	7
Şekil 2.3. Gantri’nin iç yapısı. A: X-ışını tedavisi, B: Elektron tedavisi.....	8
Şekil 2.4. a) Fotoelektrik etkileşim, b) Compton etkileşimi, c) çift oluşum.	10
Şekil 2.5. Ultrason ile görüntüleme yapabilen GRRT sistemi	12
Şekil 2.6. Ultrason dönüştürücüsü	13
Şekil 2.7. Odaya monte edilmiş görüntüleme cihazı	14
Şekil 2.8. Tedavi odası içindeki BT cihazı.....	14
Şekil 2.9. Tedavide kullanılan MV seviyesinde X – ışını ve EPID.....	15
Şekil 2.10. Konvansiyonel dar huzme BT ve geniş huzme BT	15
Şekil 2.11 Dar huzme ve geniş huzme teknikleri arasındaki farkın şematik gösterimi. Geniş huzme ile elde edilen görüntü, dar huzme ile elde edilen görüntüye kıyasla daha fazla bilgi barındırmaktadır. Sağ taraftaki şekilde görüldüğü gibi, her iki tarama tekniği için taranan alan dar açı ve geniş açı ile tanımlanır.	16
Şekil 2.12. a) MV-GHBT cihazı b) kV-GHBT cihazı	17
Şekil 2.13. Amorf-silikon fotodiyot panelin içyapısı.....	18
Şekil 2.14. CTDI kavramının gösterimi	20
Şekil 2.15. 100 mm uzunluğunda kalem tipi iyon odası	22
Şekil 2.16. Fosforesans ve limünesans maddelerde uyarılma enerji seviyeleri	23
Şekil 2.17. TLD okuyucu sistem şeması	24
Şekil 2.18. TLD-100 kristalinin $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ kaynakla ışınlanması sonucu elde edilen parlayış eğrisi (Glow curve).....	24
Şekil 2.19. LiF ve $\text{CaF}_2:\text{Mn}$ kristalleri için enerji duyarlılığı.....	25
Şekil 2.20. a) BT baş ve gövde fantomu ve b) fantom üzerinde ölçüm noktalarının yerleşimi.....	29

Şekil 2.21. İyon odasının ve fantom adaptörlerinin fantom üzerine yerleşimi	29
Şekil 2.22. Bir insan gövdesinin BT kesiti ile CTDI ölçümlerinde kullanılan a) gövde fantomunun, b) baş fantomunun karşılaştırılması.....	30
Şekil 3.1. Lineer hızlandırıcının yön tayini için kullanılan isimlendirilmeler	32
Şekil 3.2. XVI cihazı.....	33
Şekil 3.3. Farklı alanlar elde etmek için kullanılan kasetlerden bir örnek.....	33
Şekil 3.4. a) Objeye boyutuna bağlı FOV seçimi b) hacimsel görüntülemeye M FOV	34
Şekil 3.5. Kullanılan kolimatör kasetlerinin yerleşimi	34
Şekil 3.6. XVI üç boyutlu görüntüleme cihazı, papyon filtre kaseti	35
Şekil 3.7. Üç boyutta ana düzlem görüntüleri	37
Şekil 3.8. Radcal marka iyon odası elektrometre sistemi	38
Şekil 3.9. a) CC04 iyon odası, b) Dose 1 elektrometre	40
Şekil 3.10. a) TLD fırın tepsisi, TLD ve kaset b)TLD lerin metal tepsiye yerleştirilmesi c)RADOS 2000 TLD okuyucu d)PTW-TLDO Termoluminesans dozimetre fırını.....	41
Şekil 3.11. Farklı yoğunluğa sahip materyallerin HU çizelgesi.....	43
Şekil 3.12. BT cihazında elde edilen kesitsel görüntüler	44
Şekil 3.13. Bilgisayar yazılımında HU değerinin belirlenmesi.....	44
Şekil 3.14. a) Dairesel silindir geometri, b) Eliptik silindir geometrideki CTDI fantomu	45
Şekil 3.15. Dairesel silindir biçiminde CTDI fantomu	45
Şekil 3.16. Üç farklı çapta daireesel silindir diliminin ön yüzünden kesit görünümü ve iç içe geçmiş halinin tasarım şekli	46
Şekil 3.17. a) Üç farklı çapta daireesel silindir diliminin ön yüzünden kesit görünümü ve iç içe geçmiş hali ve b) büyük, orta ve küçük ebatlardaki daireesel dilimlerin ayrı ayrı görünümü	47
Şekil 3.18. a) Büyük 320 mm çaplı, b) Orta 160 mm çaplı ve c) Küçük 80 mm çaplı fantom dilimleri tasarım şekli ve kesim koordinatları	48

Şekil 3.19. a) İyon odası kavite çubuklarının üstten görünümü, b) iyon odası kavite çubuklarının önden görünümü	48
Şekil 3.20. TLD çubuklarının tasarımı ve çubuklar üzerine yerleştirilen TLD yuvaları	49
Şekil 3.21. Dairesel silindir CTDI fantom seti ve taşıma sandığı	49
Şekil 3.22. Eliptik silindir biçiminde CTDI fantomu	50
Şekil 3.23. Üç farklı çapta eliptik silindir diliminin ön yüzünden görünümü ve iç içe geçmiş halinin tasarımı	51
Şekil 3.24. a) Üç farklı çapta eliptik silindir diliminin ön yüzünden görünümü ve iç içe geçmiş hali, b) üç farklı ebattaki eliptik dilimin ayrı ayrı gösterimi	51
Şekil 3.25. a) 320×250 mm çaplı, b) 160×120 mm çaplı ve c) 100×80 mm çaplı Fantom dilimleri ve kesim koordinatları.....	52
Şekil 3.26. Eliptik silindir fantom seti ve taşıma sandığı	53
Şekil 3.27. CTDI _w ölçümü için fantomun yerleştirilmesi (1.X-ışını kaynağı 2.İzomerkez 3.Fantom 4.Masa)	54
Şekil 3.28. a) 10 cm çap 40 cm uzunluğa sahip dairesel silindirik fantom b) 16 cm çap 40 cm uzunluğa sahip dairesel silindirik fantom.....	55
Şekil 3.29. 32 cm çapında 40 cm uzunluğunda dairesel silindirik BT fantomu	55
Şekil 3.30. 10x8 cm çapında 40 cm uzunluğunda eliptik silindir BT fantomu	57
Şekil 3.31. 16x12 cm çapında 40 cm uzunluğunda eliptik orta fantom.....	58
Şekil 3.32. 32x25 cm çapında 40 cm uzunluğunda eliptik büyük fantom	58
Şekil 3.33. Sekiz adet eliptik geometride fantom dilimi ile oluşturulan 16 cm uzunluğundaki eliptik silindir fantom.....	59
Şekil 3.34. TLD ölçümleri için tasarlanan çubuk	61
Şekil 4.1. BT iyon odası doz değerleri ve TLD sayım değerleri ile çizilen doğrusal grafik	72
Şekil 4.2. 40 cm uzunluğunda dairesel (DF) ve eliptik (EF) küçük BT fantomlarında merkezde baş – boyun protokolü S20 pencere açıklığında TLD doz profilleri	73

Şekil 4.3. 40 cm uzunluğunda dairesel (DF) ve eliptik (EF) orta BT fantomlarında merkezde prostat protokolü M10 pencere açıklığında TLD doz profilleri ..	73
Şekil 4.4. 40 cm uzunluğunda dairesel (DF) ve eliptik (EF) büyük BT fantomlarında merkezde geniş pelvis protokolü L20 pencere açıklığında TLD doz profilleri	74
Şekil 4.5. 40 cm uzunluğunda dairesel (DF) ve eliptik (EF) BT fantom setlerinde TLD doz profilleri	74
Şekil 4.6. 16 cm uzunluğunda dairesel (DF) ve eliptik (EF) büyük BT fantomlarında merkezde baş - boyun protokolü S20 pencere açıklığında TLD doz profilleri	75
Şekil 4.7. 16 cm uzunluğunda dairesel (DF) ve eliptik (EF) büyük BT fantomlarında merkezde geniş pelvis protokolü L20 pencere açıklığında TLD doz profilleri	76
Şekil 5.1. 40 cm ve 16 cm uzunluğunda dairesel BT fantomlarında doz profillerinin karşılaştırılması	79
Şekil 5.2. 40 cm ve 16 cm uzunluğunda eliptik BT fantomlarında doz profillerinin karşılaştırılması	80
Şekil 5.3. 16 ve 40 cm dairesel fantomlar için normalize edilmiş doz profilleri	81
Şekil 5.4. 16 ve 40 cm eliptik fantomlar için normalize edilmiş doz profilleri.....	81
Şekil 5.5. 30 cm uzunluğa sahip BT iyon odası	83

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1. Radyasyon nicelikleri, birimleri, eski ve SI birimleri arasındaki dönüşümler	5
Çizelge 2.2. TL kristal türleri ve özellikleri	25
Çizelge 2.3. Su, polyester ve kâsın fiziksel özellikleri	28
Çizelge 3.1. Toshiba marka Aquillion model BT cihazı özellikleri	31
Çizelge 3.2. XVI (X-ray Volume Imager) cihazı teknik özellikleri	36
Çizelge 3.3. Kasetlerin ve kolimatörlerin isimlendirilmesi	37
Çizelge 3.4. Üç boyutta hacimsel görüntüleme protokolleri	38
Çizelge 3.5. Radcal marka BT iyon odası teknik özellikleri	39
Çizelge 3.6. IBA marka CC04 model iyon odası teknik özellikleri	40
Çizelge 3.7. IBA marka Dose 1 model elektrometre teknik özellikleri	40
Çizelge 3.8. İyon odasının yerleşimi için belirlenen ölçüm noktalarının fantomların üzerinde x,y koordinat sistemine göre konumları	47
Çizelge 3.9. 320 mm ve 160 mm çaplı fantomlar için kesim noktalarının x,y koordinat sistemindeki yerleri	47
Çizelge 3.10. Eliptik silindir fantomda iyon odasının yerleşimi için belirlenen ölçüm noktalarının fantomların üzerinde x,y koordinat sistemine göre konumları	52
Çizelge 3.11. 320×250 mm ve 160×120 mm çaplı fantomlar için kesim noktalarının x,y koordinat sistemindeki yerleri	52
Çizelge 3.12. Üç boyutta hacimsel görüntüleme protokollerinde kullanılan fantom tipi ve çekim parametreleri	54
Çizelge 3.13. Üç boyutta hacimsel görüntüleme protokollerinden pelvis, prostat ve geniş pelvis protokolleri için filtre seçeneğinin değiştirilmiş hali ve kullanılan fantom tipi	56
Çizelge 3.14. Üç boyutta hacimsel görüntüleme protokollerinde kullanılan eliptik fantom tipi	58

Çizelge 3.15. Üç boyutta hacimsel görüntüleme protokollerinden pelvis, prostat ve geniş pelvis protokolleri için parametrelerin değiştirilmiş hali ve kullanılan fantom tipi	60
Çizelge 3.16. Dairesel büyük fantomda CC04 iyon odası ile yapılan ölçümlerde kullanılan protokoller	60
Çizelge 4.1. CTDI fantom dilimlerinin BT görüntüsü üzerindeki HU değerleri	63
Çizelge 4.2. Baş - Boyun protokollerinde BT iyon odası ile dairese küçük ve orta fantomda CTDI değerleri	64
Çizelge 4.3. Geniş pelvis, pelvis ve prostat protokollerinde BT iyon odası ile dairese büyük ve dairese orta fantomda, filtre kullanarak alınan CTDI değerleri	65
Çizelge 4.4. Geniş pelvis, pelvis ve prostat protokollerinde BT iyon odası ile dairese büyük ve dairese orta fantomda, filtre kullanmadan alınan CTDI değerleri	66
Çizelge 4.5. Baş – boyun protokollerinde BT iyon odası ile eliptik küçük ve eliptik orta fantomda CTDI değerleri	67
Çizelge 4.6. Geniş pelvis, pelvis ve prostat protokollerinde BT iyon odası ile eliptik büyük ve eliptik orta fantomda, filtre kullanarak alınan CTDI değerleri	68
Çizelge 4.7. Geniş pelvis, pelvis ve prostat protokollerinde BT iyon odası ile eliptik büyük ve eliptik orta fantomda, filtre kullanmadan alınan CTDI değerleri	69
Çizelge 4.8. CC04 iyon odası ve dairese büyük CTDI fantomu kullanarak filtreli ve filtresiz geniş pelvis protokollerinde doz değerleri	70
Çizelge 4.9. Filtreli ve filtresiz ölçümler için, fantom üzerindeki her bir ölçüm noktasında BT iyon odası ile okunan değerlerin CC04 iyon odasıyla okunan değerlere bölünmesiyle elde edilen doz dönüşüm faktör değerleri	71

1. GİRİŞ

Günümüzde görüntü eşliğinde radyoterapi, radyasyon tedavi prosedüründe görüntü rehberliğine daha etkin yer verilmesiyle birlikte görüntü rehberliğinde radyoterapi (GRRT-IGRT, Image Guided Radiotherapy) olarak tanımlanmaktadır. GRRT' nin amacı tedavi süresi boyunca, tedaviyle ilgili tüm zamana bağlı faktörlerin izlenmesi ve bu bilgilerin hastanın tedavisine katkı sağlanması için kullanılmasıdır (Oelfke vd 2006). GRRT yönteminin en önemli aşamaları: hastanın aksiyel görüntü verisinin toplaması, tümör ve organların konturlanması, tedavi simülasyonu ve tedavi planlaması, hastanın tedavi cihazında kurulumu ve tedavi öncesi ile tedavi sürecinde tümör pozisyonunun takip edilmesi seklindedir (Khan 2010).

GRRT teknolojisinde, hedefin pozisyonuna bağlı olarak görüntü toplamak için çeşitli sistemler bulunmaktadır. Bu sistemler, görüntü elde etmek için kullanılan radyasyon çeşidine bağlı olarak iyonlaştırıcı olan ve iyonlaştırıcı olmayan görüntüleme sistemleri olmak üzere iki gruba ayrılabilir. Ultrason ve manyetik rezonans görüntüleme gibi iyonlaştırıcı radyasyonu kullanmayan sistemler iyonlaştırıcı olmayan görüntüleme sistemleridir. İyonlaştırıcı olan görüntüleme sistemleri ise kilovolt (kV) ya da megavolt (MV) mertebesinde olan iyonlaştırıcı radyasyonu kullanan sistemlerdir. Geniş huzmeli bilgisayar tomografi (GHBT) modellenmesi ile MV veya kV enerjili görüntüleme cihazları, lineer hızlandırıcılara monteli olarak tasarlanmaktadır. MV-GHBT'de görüntü almak için tedavide kullanılan X-ışınları kullanılmaktadır. Bu sebeple hasta daha yüksek enerjili X-ışınına maruz kalmaktadır. kV-GHBT cihazının görüntü ayırt etme gücünün daha yüksek olması nedeniyle GRRT tekniğinde en yaygın olarak kullanılan yöntemdir.

Hastanın tedavi pozisyonu, tümör yeri ve gerçek zamanlı tümör izlemesi için kullanılan çeşitli radyografik görüntüleme işlemleri sonucunda hastanın fazla doza maruz kalması GRRT ile ilgili bir problemdir. Amerika Medikal Fizikçiler Derneğinin (AAPM, American Association of Physicists in Medicine) TG 75 (42) raporu GRRT prosedürleri için görüntüleme doz problemini analiz etmiştir. Bu raporda, tedavideki görüntüleme işlemlerine bağlı doz aşımı sebebiyle görüntüleme dozunda dengelemelere ihtiyaç duyulduğu belirtilmiştir (AAPM 2007). Uluslararası Radyasyondan Korunma Komitesi'nde (ICRP, International Commission on Radiological Protection) hastaya olabildiğince az doz vererek en iyi görüntülemenin elde edilmesini ilke edinmiştir.

Geniş huzme bilgisayar tomografide doz hesaplaması yapmak için konvansiyonel fan huzme BT'nin doz ölçüm yöntemlerinden faydalanılır. BT'de doz ölçmek için kullanılan yöntem BT doz indeks (CTDI, Computed Tomography Dose Index) yöntemidir (Hill 2005, 2008). CTDI, tam bir çekim sırasında tek bir tarama dilimi içinde, bir noktada biriken toplam dozu ifade eder ve doza katkıda bulunacak belirli bir kesitten ölçüm noktasına kadar olan yukarıdaki ve aşağıdaki kesitleri kapsar. Bu işlem tarayıcının tek bir eksensel dönüşü sırasında dönme eksenini boyunca verilen tüm dozun integralinin alınmasıyla hesaplanır.

Görüntüleme dozları genellikle tedavi dozlarında kullanılan farklı birimler ve niceliklerle ifade edilir. Düzlemsel kilovolt görüntülemede, cilt dozu ve ya hava kerma ifadeleri mGy birimindedir. Kilovolt (kV) X-ışınları için hava kerma, giriş dozu ile

ilişkili olduğundan serbest hava dozu anlamına gelir. kV bilgisayar tomografi: Bilgisayar tomografi dozu göz önüne alındığında radyasyon alanının özellikleri serbest havada, hava kerma ölçümleri ile karakterize edilebilir, saçılma olduğunda ya da olmaksızın bir rotasyon başına hava kerma mGy ile ifade edilir. Bu ölçümler belirli bir konumdaki soğrulan dozu tahmin etmek için yapılan nokta ölçüm de olabilir.

Radyasyon doz ölçümü işlemlerinde radyasyon dozunu hesaplamak için “fantom” adı altında saçıcı ortamı temsil edilecek silindirik geometride bir yapı ve radyasyona duyarlı doz ölçüm cihazları kullanılır. CTDI doz ölçümlerinin temel ekipmanları; fantomlar, iyon odası ve elektrometredir. Kullanılan iyon odası özel olarak tasarlanmış, 100 mm uzunluğunda kalem tipi iyon odasıdır. İyon odası ve elektrometre ekipmanları ise birbirleri ile uyumlu olarak çalışan bir sistem şeklindedir.

Fantomlar, ortamların modellenmesi için kullanılan canlı ortama benzeri polimer veya epoksi temelli malzemelerdir. Fantomlar kullanılarak iyonlaştırıcı ve iyonlaştırıcı olmayan radyasyonla araştırmalar yapılır. Doku eşdeğerinde fiziksel özellikleri vardır ve radyasyonun canlı ortamdaki etkisini temsil edecek ortamı sağlarlar. CTDI ölçümlerinde kullanılan fantom polimetil metakrilat (PMMA, polymethyl methacrylate) malzemeden yapılır. Fantomda ölçülen CTDI mGy biriminde bir doz indeksi sağlar. Bu indeks kullanılan dozimetrik fantomla ilgilidir. Baş için 16 cm çapında, gövde için 32 cm çapında fantom kullanılır. Her iki fantomda 14 – 15 cm uzunluğundadır. Fantom üzerinde 100 mm iyon odasının yerleşimine olanak sağlayacak iyon odası kavimleri bulunur. Bu kavimler merkeze ve fantomların çevresine konumlandırılmıştır. Standart silindirik fantomla yapılan CTDI gibi ölçümler hastanın doz göstergesi olarak kabul edilebilir ve aynı zamanda kalite kontrol için kullanılabilir fakat hasta dozu olarak yorumlanamazlar (McCollough 2011).

CTDI yönteminin yeterli ve yetersiz kaldığı noktalar üç parametre üzerinde tartışılabilir:

- a) Dozu hesaplamak için kullanılan 100 mm uzunluğundaki kalem iyon odası, saçılan doz dağılımının tüm saçıklarını ölçmek için yeterince uzun olmayabilir.
- b) CTDI ölçümlerinde kullanılan fantomlar bir yetişkinin gövdesinden daha kısadır yani tipik bir yetişkinin vücudunda meydana gelecek saçılan radyasyonu vermez. Ortalama doz çok daha uzun tipik yetişkin gövdesi büyüklüğünde fantomda meydana gelir.
- c) Önerilen CTDI ölçüm fantomu genellikle silindir şeklindedir. İnsan gövdesinin şekli oval olduğu için fantomda soğrulan doz güvenilir sonuç vermez.

Tüm hastalarda dozun doğru hesaplanmasında kullanılabilecek tek bir fantom yoktur. Yetişkin birinin dozunu hesaplamak için tasarlanan bir fantom, pediatrik bir hasta için soğrulan dozu yanlış hesaplayacaktır ve ya şişman bir hasta için soğrulan dozu fazla hesaplayacaktır (McCollough 2011). Daha önce yapılan çalışmalarda fantomun boyunun soğrulan doz ölçümlerinde yetersiz kaldığı görülmüştür.

GRRT yöntemindeki CTDI ölçümlerinde kullanılan fantomun boyutunun ve maddesel yapısının, soğrulan doz ölçümlerinde ne kadar etkili olduğu bilinmemektedir.

Hasta grubuna göre boyutsal olarak farklı fantomların kullanılması ve insan vücudunun sekline uygun fantomların kullanılması hastanın maruz kalacağı soğrulan dozu hesaplamada daha sağlıklı sonuçları verecektir. Radyoterapi hastaları çok yüksek ve lokalize dozlarla radyasyona maruz kalıyor olsalar da görüntülemeyen kaynaklanan da bir risk vardır ve bu risk kontrol altında tutulmalıdır. Bu tez çalışması kapsamında geniş huzme bilgisayar tomografi cihazlarında da kullanılmak üzere daha uzun dairesel ve oval kesitli silindirik şekiller oluşturup, fantomda oluşan soğrulan dozun fantomun sekline bağılılığı incelenecektir. Bu çalışmadan elde edilen sonuçlar hastanın görüntüleme sırasında maruz kaldığı radyasyon dozunun insan vücudunun boyutsallığının farkını gözeterek daha güvenilir bir şekilde öğrenilmesine olanak sağlayacaktır.

2. KURAMSAL BİLGİLER ve KAYNAK TARAMALARI

2.1. Radyasyon

Radyasyon terimi boşlukta ve ya bir madde ortamında enerji emisyonu ve yayılımı olarak tanımlanabilir (Khan 2010). İç dönüşüm geçiren atomlar, nötron ve proton sayılarını dengeleyerek kararlı hale geçebilmek için enerji yayarlar, boşlukta ve madde içerisinde hareket edebilen bu enerji radyasyon enerjisidir.

Radyasyon madde ile etkileşim özelliğine göre iki gruba ayrılabilir.

2.1.1. Radyasyonun sınıflandırılması ve maddeyle etkileşimi

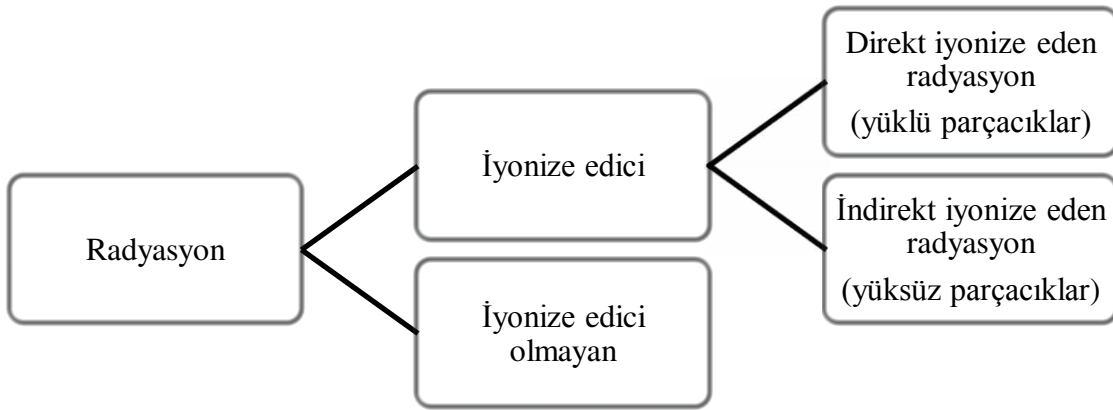
Bir elektromanyetik dalga veya parçacık enerjisinin büyüklüğüne ve maddenin atomik yapısına göre maddeyi iyonlaştırır ya da iyonlaştırmaz. Maddeyle etkileşiminden yola çıkarak radyasyon Şekil 2.1'deki gibi iki sınıfa ayrılabilir.

- İyonlaştırıcı olmayan radyasyon; maddeyi iyonize edemez.
- İyonlaştırıcı radyasyon; maddeyi direkt ya da dolaylı olarak iyonize eder.
 - Direkt iyonize eden radyasyon; bu gruba yüklü parçacıklar girer.
Örneğin: elektronlar, protonlar, yüklü ağır parçacıklar ve iyonlar.
 - Dolaylı olarak iyonize eden radyasyon yüksüz parçacıklardır.
Örneğin: fotonlar (X ve γ ışınları), nötronlar vs.

Direkt iyonizasyon yapan radyasyon, direkt Coulomb etkileşimleri nedeniyle ortama enerji bırakır. Bu etkileşim yüklü parçacıklar ile ortamdaki atomun orbital elektronları arasında gerçekleşir.

Dolaylı olarak iyonizasyon yapan radyasyon enerjisini ortama iki aşamada 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 Coulomb etkileşimi yoluyla enerjilerini ortama bırakırlar (IAEA 2005).



Şekil 2.1. Radyasyonun sınıflandırılması

2.1.2. Radyasyon ölçüm birimleri

Radyasyon yayıldığı zaman birçok etkileşim oluşur ve yayıldığı ortamda enerji depolanır. Kütle başına soğrulan bu enerji radyasyon dozu olarak tanımlanır ve etkileşimler canlı dokusu içinde meydana gelirse biyolojik değişiklikler ile sonuçlanır. Radyasyon dozuna maruz kalmayı belirlemek bu etkileşimleri anlamada, birimler ise etkileşimleri tanımlamada yol göstermektedir (Martin 2006).

Radyasyon nicelikleri ve birimleri Çizelge 2.1’de listelenmiştir. Ayrıca çeşitli niceliklerin tanımlarıyla bunların eski ve SI birimleri bağlantıları da listededir (IAEA 2005).

Çizelge 2.1. Radyasyon nicelikleri, birimleri, eski ve SI birimleri arasındaki dönüşümler

Nicelik	Tanım	SI Birimi	Eski Birim	Dönüşüm
Işınlama (X)	$X = -\frac{\Delta Q}{\Delta m_{air}}$	$2.58 \times \frac{10^{-4} C}{kg\ air}$	$R = \frac{1\ esu}{cm^3\ air_{STP}}$	$R = 2.58 \times \frac{10^{-4} C}{kg\ air}$
Doz (D)	$D = -\frac{\Delta E_{ab}}{\Delta m}$	$1\ Gy = 1\ \frac{J}{kg}$	$1\ rad = 100\ \frac{erg}{g}$	$1\ Gy = 100\ rad$
Eşdeğer doz (H)	$H = DW_R$	$1\ Sv$	$1\ rem$	$1\ Sv = 100\ rem$
Aktivite (A)	$\mathcal{A} = \lambda N$	$1\ Bq = 1\ s^{-1}$	$1\ Ci = 3.7 \times 10^{10}\ s^{-1}$	$1\ Bq = \frac{1\ Ci}{3.7 \times 10^{10}}$

Işınlama birimi (X)

SI birim sisteminde ışınlama birimi Coulomb/kilogram (C/kg)'dır. Bu birim 0 °C sıcaklıkta ve 760 mm-Hg basınçta, havanın bir kilogramında bir Coulomb'luk elektrik yükü değerinde, pozitif ve negatif iyonlar oluşturan x veya gama ışıma miktarıdır. Eski birim olarak röntgen'de kullanılır.

$$1 \frac{C}{kg} = 3,876 \times 10^3 R \quad (2.1)$$

Soğurulma doz birimi (D)

SI birim sisteminde Gray (Gy) kullanılır. Radyasyon alan maddenin bir kilogramına, bir Joule enerji veren ışıma miktarına Gray denir. Eski birim olarak Rad kullanılır. Radyasyon alan maddenin bir kilogramına, 10⁻² Joule'lük enerji veren ışıma miktarına Rad denir.

$$1 Gy = 1 \frac{J}{kg} = 10^2 rad \quad (2.2)$$

Eşdeğer Doz Birimi (H)

Değişik türde ışınların eşit dozlardaki biyolojik etkisi farklı olabilir. Bu durum yeni bir birimin tanımını gerektirmiştir. Bu birim Rad cinsinden soğurulan dozu, biyolojik etkiyi de hesaba katacak bir faktörle çarparak elde edilir. SI birim sisteminde Sievert (Sv), eski birim olarak Rem kullanılır.

$$Eşdeğer Değer Doz Birimi (rem) = Soğurulan Doz Birimi (rad) \times Kalite Faktörü \quad (2.3)$$

Kalite faktörü ışımanın sebep olduğu iyonizasyon miktarına bağlıdır. Örneğin α ışınları için 1 rad=20 rem; proton ve nötronlar için 1 rad=10 rem; beta, x ve γ ışınları için 1 rad = 1 rem'dir.

$$1 Sv = 1 \frac{J}{kg} = 10^2 rem \quad (2.4)$$

Aktivite (A)

SI birim sisteminde radyoaktifliğin birimi Becquerel (Bq)'dir. Becquerel, saniyede bir bozunma gösteren radyoaktif maddenin aktivitesidir. Ayrıca eski birim olarak Curie de kullanılır. Curie, saniyede 3,7x10¹⁰ bozunma gösteren radyoaktif maddenin aktivitesidir.

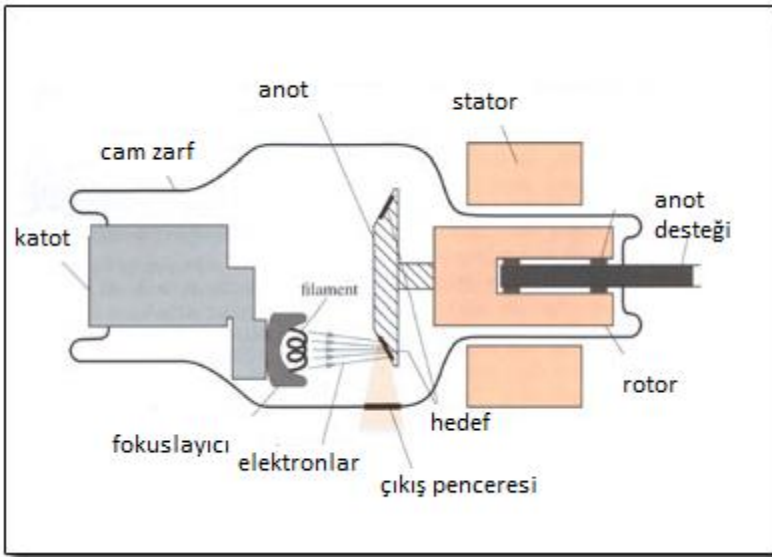
$$1 Bq = 1 \frac{bozunma}{s} = 2,703 \times 10^{-11} Ci \quad (2.5)$$

2.2. X – ışınları

X-ışınları 1895 yılında alman fizikçi Wilhelm Konrad Röntgen tarafından, yüksek voltajlı Crookes tüpü ile çalışma yaparken keşfedilmiştir (Khan 2010).

2.2.1. X – ışınlarının elde edilmesi

X-ışınlarının elde edilmesinde X-ışın tüpleri ve lineer hızlandırıcılar kullanılmaktadır. X – ışını tüpü, basıncı 10^{-3} mm Hg'ya kadar düşürülmüş cam bir tüpün içine yerleştirilmiş anot ve katot levhalardan oluşur. Şekil 2.2'de bir X – ışını tüpünün yapısı ve tüpü oluşturan elemanlar gösterilmektedir. Anot ve katot arasına çok yüksek elektriksel gerilim uygulandığında kinetik enerji kazanarak katodu terk eden hızlı elektronların, anot üzerine yerleştirilen erime sıcaklığı yüksek bir metal hedefe çarpması sonucu X ışınları oluşur. Hedef metale çarpan elektronların kinetik enerjilerinin %99'u ısıya, %11'i X ışınlarına dönüşür. Meydana gelen X ışınlarının enerji ve dalga boyu hedefin atom kütlesine ve katot ışını elektronlarının enerjilerine bağlıdır.

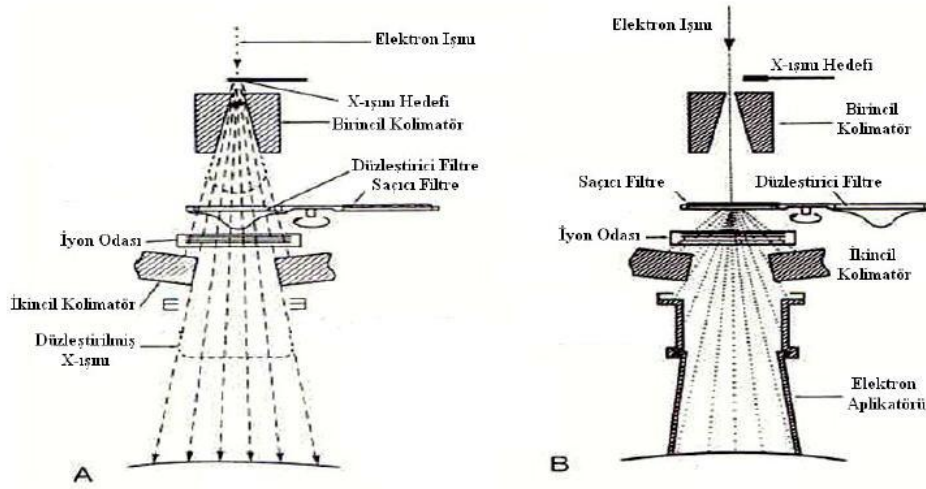


Şekil 2.2. X – ışını tüpü

Lineer hızlandırıcılar, yüksek frekanslı elektromanyetik dalgalardan yararlanarak elektronlar gibi yüksek enerjili yüklü parçacıkları doğrusal bir tüp içinde hızlandıran cihazlardır. Bir medikal lineer hızlandırıcının çalışma mekanizması; Güç kaynağı modülatöre doğru akım (DC) sağlar. Modülatörden gelen yüksek voltaj sinyalleri dalga üreticileri ve elektron tabancasına gönderilir. Magnetron veya klystron adı verilen bu dalga üreticileri ile mikrodalgalar, dalga kılavuzu (wave guide system) ile hızlandırıcı tüp içerisine gönderilir. Hızlandırıcı tüp bakırdan meydana gelir ve yapısının iç hacmi bakır diskler ya da diyaframlarla bölünmüştür. Bu tüpün yüksek vakumla havası boşaltılmıştır. Elektron tabancası ile üretilen elektronlar da hızlandırıcı tüp içerisine bırakılır.

Yaklaşık 50 keV’lik enerji ile hızlandırıcı tüp içine enjekte edilen elektronlar mikrodalgaların elektromanyetik alanlarıyla etkileşir ve böylece sinüzoidal dalga bileşim modelinden enerji kazanırlar. Hızlandırıcı tüpün çıkış penceresinden çıkan yüksek enerjili elektronlar yaklaşık 3 mm çaplı bir ince demet şeklindedirler. Rölatif olarak kısa hızlandırıcı tüpe sahip lineer hızlandırıcılarda (6 MV veya daha düşük) ışını üretimi için elektronların düz olarak ilerlemesi sağlanır. Yüksek enerjili lineer hızlandırıcılarda ise hızlandırıcı tüpün çok uzun olması sebebiyle bu yapı yatay olarak ya da yatay bir açıyla yerleştirilmiştir. Elektronlar hızlandırıcı yapı ve hedef arasında (genellikle 90° ve 270°) uygun bir açı boyunca eğilirler. Saptırıcı mıknatıslar, odaklama bobinleri ve diğer bileşimleri içeren demet taşıma sistemi ile elektron demetinin hastaya doğru eğimi gerçekleştirilir.

X - ışını üretiminde ise hedefe çarptırılan elektronlar, hedefin hemen altındaki birincil kolimatöre gelir. Birincil kolimatör X-ışın kaynağındaki radyasyon sızıntısını azaltır ve hasta tedavisi için ışının yönünü ayarlar. Daha sonra ışın, yoğunluğunun alan boyunca aynı olmasını sağlayan düzleştirici filtreden geçer. Düzleştirilmiş ışın alanı iyon odasından sonra kurşun ya da tungstenden oluşan bir çift çeneden (jaw) geçer ve dikdörtgen bir alan boyutuna sahip olur. Işının en son dışarıya çıktığı kısım olan Gantri lineer hızlandırıcıların radyasyon kaynağını düşey bir ekseninde döndürme avantajını sağlayan parçasıdır. Gantri dönerken kolimatör eksenini ışın merkezi eksenine uyuşacak şekilde dikey ekseninde hareket eder (Perez vd 2008, Khan 2010).



Şekil 2.3. Gantri'nin iç yapısı. A: X-ışını tedavisi, B: Elektron tedavisi

X-ışınları iki yolla elde edilir;

- Karakteristik X-ışınları
- Bremsstrahlung (Frenleme) X-ışını (Khan 2010).

2.2.1.1. Bremsstrahlung X – ışını

Anot-katot arasında hızlanan elektronlar, hedef materyalin atom çekirdeğinin yakınından geçer ve Coulomb itme kuvvetinin etkisi ile yolundan saparak hızını

kaybeder. Hızındaki değişimden dolayı enerjisinde azalma gerçekleşir. Elektronun enerjisindeki bu azalım elektromanyetik radyasyon şeklinde yayılır ve Bremsstrahlung ya da frenleme X – ışını olarak adlandırılır. Enerji azalması oranı, anot malzemesinin atom numarasının karesiyle (Z^2) orantılıdır. Yani Bremsstrahlung oluşumu hedef maddesinin Z 'si ile değişir (Dowsett 2006).

2.2.1.2. Karakteristik X-ışınları

Karakteristik X-ışınlarının elde edilmesindeki ilk adım, bombardıman eden elektronun hedef atomun iç kabuklarındaki bir elektronu yerinden ayırabilecek kadar yüksek enerjiyle çarptırılmasıdır. Elektronun ayrıldığı kabukta oluşan boşluk daha yüksek enerji düzeyindeki bir elektronun bu düşük enerji düzeyine inmesiyle doldurulabilir. Bu geçişe iki düzey arasındaki enerji farkına eşit enerjili bir foton salınması eşlik eder. Salınan bu fotona karakteristik X-ışını denir. Böyle geçişlerin enerjisi bağ enerjisine bağlıdır ve salınan X-ışını fotonlarının dalga boyları elektromanyetik spektrumun 0,001 nm ile 0,1 nm arasına düşer (Serway 2005).

2.2.2. X – ışınlarının etkileşim türleri

X-ışını fotonlarının soğurulması iki parametreye bağlıdır. Bu parametreler; fotonların enerjisi ve soğurucu malzemenin atomik yapısıdır. X-ışını fotonları maddeyle etkileştiklerinde enerjilerini üç etkileşim ile ortama bırakırlar.

Fotoelektrik etki, Compton etkisi ve çift oluşum olan bu etkileşimlerin hepsi enerjik bir elektronun oluşması ile sonuçlanır. Fotoelektrik etkileşimde X-ışını fotonu, soğurucu maddenin atomundaki K, L ya da M kabuklarına bağlı olan bir elektronla etkileşir. Foton tüm enerjisini elektrona verir. Aktarılan enerjinin bir kısmı elektronun bağlanma enerjisini aşar ve elektronu yörüngesinden fırlatır (Şekil 2.4.a). Enerjinin diğer kısmı ise elektronun kinetik enerjisine katkı sağlar. Fırlatılan elektronun kinetik enerjisi aşağıdaki bağıntı ile verilir;

$$KE = h\nu - EB \quad (2.6)$$

Burada $h\nu$ gelen fotonun enerjisi, EB ise elektronun yörüngeye bağlanmaya enerjisidir.

Elektronun ayrılmasıyla yörüngede oluşan boşluk başka bir elektronla doldurulur. Bu elektron aynı atomun dış kabuklarından gelebilir ya da atom dışından elektron iletimi olabilir. Negatif yüklü elektronların gevşek bağlı bir kabuktan sıkı bağlı kabuğa hareketinin sonucunda potansiyel enerji azalır. Bu azalma düşük enerjili karakteristik elektromanyetik fotonların emisyonu ile dengelidir.

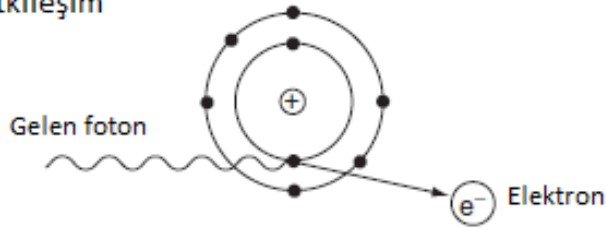
Compton etkileşimi bir atomun dış yörünge elektronları ile fotonların çarpışmasını içeren bir süreçtir. Bu süreçte foton enerjisinin bir kısmını elektrona aktarır ve yolundan saçılır (Şekil 2.4.b). Foton genellikle çekirdeğin en dış yörünge elektronuyla etkileşime girer. Etkileşim sonrası elektron serbest kalır ve “serbest” elektron olarak isimlendirilir, elektronun bağlanma enerjisi fotonun enerjisi ile

kıyaslandığında ihmal edilebilecek kadar küçüktür. Elektron (ve foton) enerjisi tükenene kadar iyonlaşma ve uyarılmaya sebep olan başka etkileşimler yapabilir.

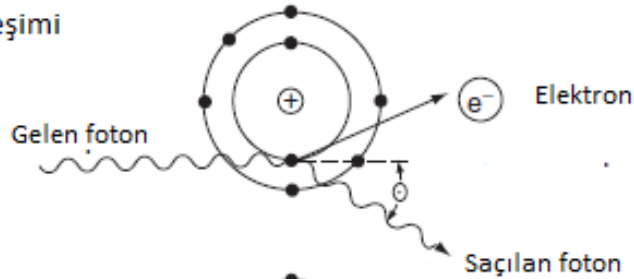
Compton ve fotoelektrik etkileşim olayları diagnostik radyoloji ve radyoterapideki önemli uygulamaları açısından farklılık gösterirler. Compton etkileşiminde kütle enerji soğurma katsayısı soğurucu materyalin atom numarasından (Z) bağımsız iken fotoelektrik etkileşimde bu katsayı Z ile değişir.

Çift oluşum yüksek enerjili ($>1,02$ MeV) fotonların etkileşimlerinde meydana gelir. γ – ışını fotonları $1,02$ MeV’den yüksek enerjiye sahiptirler ve çekirdekle etkileşime girerek bir elektron – pozitron çifti oluşturabilirler (Şekil 2.4.c). Bu miktarda enerji pozitron ve elektron ($0,51$ MeV) taneciği oluşturmak için yeterlidir. Daha fazla enerji bu parçacıklar tarafından taşınacak ve bu parçacıklar ortam içinde dolaştıkça iyonlaşmaya sebep olacaktır. Sonuç olarak pozitron bir elektron tarafından yakalanacak ve iki parçacık birden yok olacaktır. Bu durum her biri $0,51$ MeV enerjiye sahip olan iki fotonun oluşumuyla sonuçlanır ve bu fotonlar yok olma radyasyonu olarak bilinirler (Lehnert 2007).

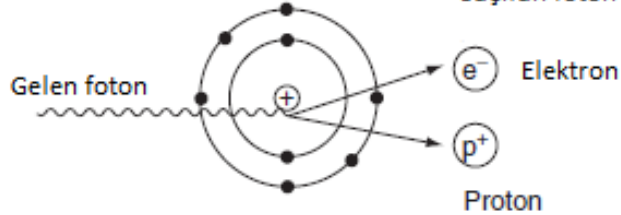
a. Fotoelektrik etkileşim



b. Compton etkileşimi



c. Çift oluşum



Şekil 2.4. a) Fotoelektrik etkileşim, b) Compton etkileşimi, c) çift oluşum

2.2.3. X – ışınlarının tıpta kullanımı

X – ışınlarının tıpta iki farklı kullanım yeri vardır; görüntüleme ve tedavi. Görüntüleme için X – ışınlarının kullanımı diagnostik radyoloji olarak adlandırılır. Diagnostik radyolojide, vücudun iç resmini yaratmak için X – ışını tüplerinden elde

edilen X – ışınları kullanılır. Diagnostik radyolojide kullanılan enerji aralığı gibi düşük foton enerjilerinde Compton etkileşimi ve fotoelektrik etki meydana gelebilir, Compton etkileşimi yüksek enerji aralığında baskınken fotoelektrik etki düşük enerjilerde önemlidir (Lehnert 2007).

Radyoterapi ise iyonize edici özelliği olan X - ışınları, gama ışınları, elektronlar ve protonların kötü huylu (malign) ve iyi huylu (benign) tümörlerin tedavisinde kullanılmasıdır. Tedavi amaçlı kullanılan X-ışınları diagnostik radyolojide kullanılan X – ışınlarından daha yüksek enerjiye sahiptir. Lineer parçacık hızlandırıcılarında oluşturulan yüksek enerjili X - ışınları radyoterapide tedavi için kullanılır. Radyoterapide kullanılan enerji aralığında (100 keV – 25 MeV), Compton etkileşimi önemli faktördür (Lehnert 2007).

2.3. Radyoterapide Görüntü Rehberliği

Radyoterapi belirli fraksiyon şemalarıyla, belirlenmiş tedavi dozunu uygulamak için bir süre içinde tekrar eden tedavi biçimidir. Radyoterapinin amacı; tanımlanan bir tümör hacmine belirlenen dozu verirken tümör hacmini çevreleyen sağlıklı dokuya en az zarar vererek hastaya iyi bir yaşam kalitesi sağlamak ve sağ kalım süresini arttırmaktır. Günümüzde, yüksek seviyeler ile konformal biçimde uygulanan tümör dozları kanser hastalarının radyoterapisinde kullanılır. Hedef hacim ve sağlıklı dokulara belirli marjlar vererek stratejik pay uygulanırken, sağlıklı dokuların radyasyona maruz kalmaması için iki tedavi uygulaması arasındaki pozisyon değişimleri dikkate alınmalıdır (Fast 2012). Bu pozisyon değişimleri ve tümör hacmindeki küçülme tedavide belirsizlikler yaratır. Uygulanan tedaviden en yüksek yararı elde etmek için bu belirsizliklerin en aza indirgenmesi gerekir. Görüntü Rehberliğinde Radyoterapi (GRRT) kullanarak, tedavideki çeşitli belirsizlikler izlenir ve azaltılır. GRRT radyoterapi sırasında, tedavi planındaki koordinatları kullanarak iki ya da üç boyutlu hasta görüntülerinin elde edilmesi ve kullanılmasıdır (AAPM 2007). Bu görüntüler tedavi planının gerçek anatomiye uyum sağlaması için kullanılır, böylece hedef hacmin ve dokuların deformasyonunun belirlenmesinin yanı sıra dokuların olası yer değiştirmeleri tespit edilir (Stutzel vd 2008).

GRRT'nin amacı tedavi süresi boyunca, tedaviyle ilgili tüm zamana bağlı faktörlerin izlenmesi ve bu bilginin hastanın tedavisine katkı sağlanması için kullanılmasıdır (Oelfke vd 2006). GRRT sistemlerinde tedavinin hemen öncesinde görüntü alınabildiği için, tedavide hastanın pozisyonlandırılmasındaki farkları, organ hareketliliği ve kilo kaybı gibi çeşitli nedenlerden kaynaklanan hedef sapmalarını düzeltmeye olanak sağlar. Bu sayede tümör dozu konformalitesi ve tümör kontrolü artar ve normal dokunun alacağı radyasyon azalır.

2.3.1. Tedaviye eşlik eden görüntüleme sistemleri

1990'ların sonuna kadar radyoterapi için görüntüleme bilgisayar tomografi, simülasyon görüntüleri ve portal görüntüleme ile sınırlıydı. Bilgisayar tomografi tedavi planlama sistemi için kullanılıyordu. Simülasyon ve portal görüntüleme ise tedaviden önce hastanın konumlandırılmasında kullanılıyordu. Bu uygulama hastanın pozisyonlandırılmasında 5 – 15 mm hata toleransı varsayımına dayanıyordu. Üç boyutlu

konformal tedavinin gelişmesiyle, tedavi süresince hareket eden ve küçülen hedef için pozisyonlandırmadaki hata toleranslı birkaç milimetreye kadar düştü. Tedavideki bu değişimlere bağlı olarak da tedaviye eşlik eden görüntüleme sistemleri geliştirildi (AAPM 2007).

2.3.2. İyonlaştırıcı olan ve olmayan görüntüleme sistemleri

GRRT teknolojisinde hedefin pozisyonuna bağlı olarak görüntü toplamak için çeşitli sistemler geliştirilmiştir. Bu sistemlerde kullanılan yöntemle bağlı olarak iyonlaştırıcı olan ve olmayan sistemler olmak üzere iki gruba ayrılabilir.

2.3.2.1. İyonlaştırıcı olmayan görüntüleme sistemleri

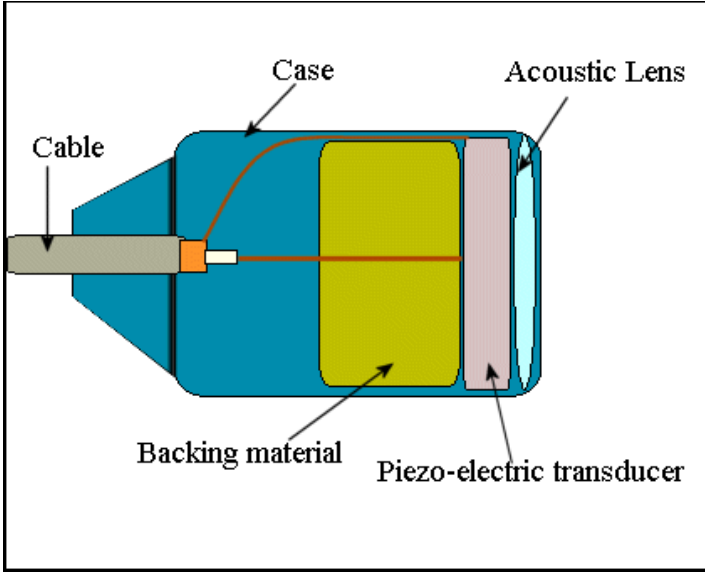
Ultrason radyoterapide yumuşak doku hedeflemesi için kullanılan, invaziv ve radyografik olmayan, nispeten kolay, hızlı ve eş zamanlı görüntüleme sistemidir. Rutin klinikte transabdominal ultrason sistemleri, prostatın lokalizasyonu için yaygın olarak kullanılmaktadır (Şekil 2.5).



Şekil 2.5. Ultrason ile görüntüleme yapabilen GRRT sistemi

Ultrason dönüştürücüsü (Şekil 2.6) piezoelektrik kristalden yapılır ve hem ses dedektörü hem de ses kaynağı olarak kullanılır. Dönüştürücü, dokulara yayılabilen, kısa ultrason darbelerini iletir. İki organın ara yüzünde, akustik empedansda, dokuların elastik ve ya yoğunluk değişiminden kaynaklanan bir değişim olduğunda ultrason dalgalarının bir kısmı dönüştürücüye yankı olarak geri döner. Darbe iletiminden yankıların toplanmasına kadar olan gidiş – dönüş süresi, dönüştürücü – obje uzaklığını tanımlamada kullanılır. Tarama hattı dönüştürücüsünde yankıların genliği derinlik ile değişir ve bu dönüştürücü hastanın 2 boyutlu görüntülerini oluşturur. Bir hacim boyunca ultrason taraması yapıldığında üç boyutlu ultrason görüntüsü elde edilmiş olunur.

Ultrason cihazları görüntü elde etmek için ara bir bileşene ihtiyaç duymamaları avantajları üzerine temellendirilmiştir. Bu cihazlar sadece tedavi öncesinde kullanılabilirler. Görüntüleme probunun hastanın alt abdomen bölgesine uyguladığı basınçtan dolayı görüntülemeler arasında organlarda yer değişimleri olabilir (Verellen vd 2008).



Şekil 2.6. Ultrason dönüştürücüsü

Üç boyutta hedef hacmi tanımlamak için kullanılan iyonlaştırıcı olmayan diğer yöntem vücuda yerleştirilebilen minyatür radyo frekans verici bobinlerin kullanımıdır. Bu bobinler elektromanyetik olarak hastanın yüzeyinden takip edilebilirler. Bir diğer yöntem Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG)'nin kullanılmasıdır. MRG'nin yumuşak doku kontrastı kV ve MV görüntüleme yöntemlerine kıyasla üstündür (Verellen vd 2008).

2.3.2.2. İyonlaştırıcı olan görüntüleme sistemleri

- **X-ışın tüpüne dayalı görüntüleme sistemleri**

Görüntüleme sistemi oda içinde yere ve ya tavana yerleştirilmiş radyodiagnostik X – ışını tüplerinden ve tüplerin tam karşısına monte edilmiş a – Si algılayıcılardan oluşur (Şekil 2.7). Sistem ile tedavi öncesinde ve tedavi süresince hastanın görüntüsü alınabilmektedir (Khan 2010).



Şekil 2.7. Odaya monte edilmiş görüntüleme cihazı

- **Tedavi odası içindeki bilgisayarlı tomografi (BT) sistemleri**

Tedavi odası içindeki BT sistemleri tedavi odasında hızlandırıcı ile aynı masayı paylaşan konvansiyonel BT'den oluşur (Şekil 2.8). Tedavi odası içindeki BT cihazı her bir tedaviden önce görüntü elde edilmesini sağlar. Tedaviden önce görüntü elde edebilmek için masa BT ile lineer hızlandırıcı arasında hareket eder (Khan 2010).



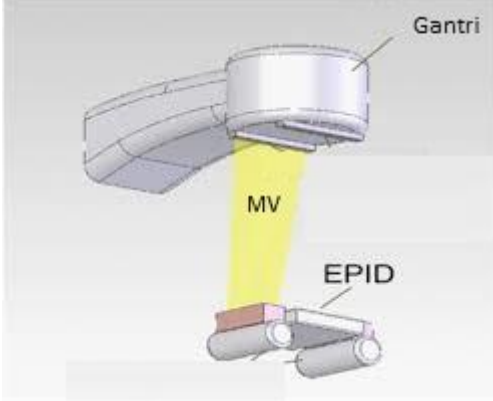
Şekil 2.8. Tedavi odası içindeki BT cihazı

- **Lineer hızlandırıcının kafasına monte edilen sistemler**

Gantriye yani cihazın kafasına monte edilen sistemler, yaygın olarak tek diagnostik kV seviyesinde X - ışıını kaynağına sahiptir aynı zamanda bu sistemler ile tedavide kullanılan MV seviyesinde X - ışıını kullanarak da portal görüntü alabilmek mümkündür.

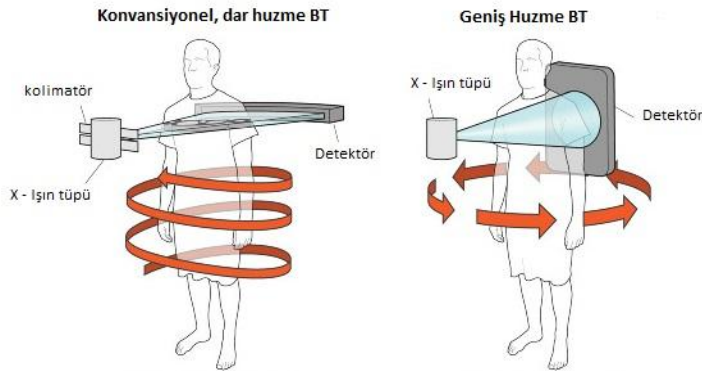
Bu sistemlerde, tedavi demetine dik yönde kV seviyesinde X - ışıını tüpü ve tüpün karşısında algılayıcı olarak amorf silikon (a-Si) fotodiyot panel detektör bulunur.

X-ışını tüpü ve a-Si panel robotik kol yardımı ile görüntüleme pozisyonuna ya da geri yerine otomatik olarak yerleştirilebilir. Lineer hızlandırıcının gantrisinin karşısına yerleştirilmiş ikinci a- Si panel dedektör (Electronic Portal Imaging Device, EPID) ile tedavide de kullanılan X-ışını kullanılarak portal görüntüleme yapılabilir (Khan 2010).



Şekil 2.9. Tedavide kullanılan MV seviyesinde X – ışını ve EPID

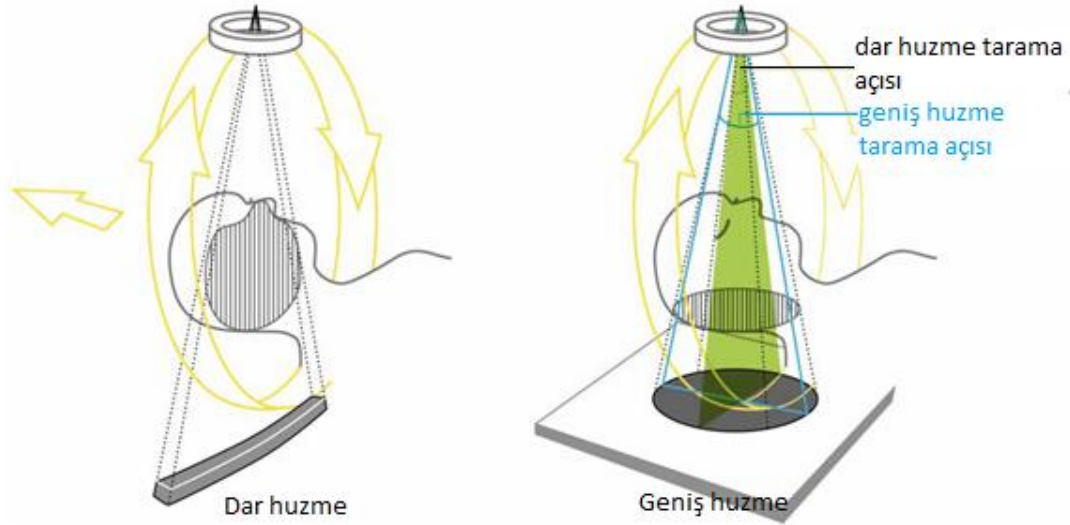
Bir geniş huzme BT (GHBT) görüntüsü hastanın etrafında farklı açılarda elde edilen görüntülerin birleştirilmesinden elde edilir. Bu işlem konvansiyonel BT’ ye benzerdir. Konvansiyonel BT’ de kesit oluşturmak için tek bir şeritte detektörden dizisinden toplanan sinyaller kullanılır (OLIVER vd 2006). GHBT görüntüleme tekniğinde iki boyutlu detektör kullanılır. Obje merkezde sabit iken X-ışını kaynağı ve tam karşısına konumlandırılmış olan algılayıcı panel birlikte rotasyon hareketi yaparak –yani çoklu gantri rotasyonları ve masa hareketi olmadan- üç boyutlu görüntü elde edilir.



Şekil 2.10. Konvansiyonel dar huzme BT ve geniş huzme BT

Şekil 2.10’da gösterildiği gibi, GHBT görüntüleme tekniğinde hastanın uzunlaması yönünde geniş bir ışın kullanılır. Kullanılan geniş huzme özelliği, klasik bilgisayar tomografiye kıyasla daha avantajlıdır çünkü incelenmek istenen bölgenin görüntüsü tek bir rotasyonda elde edilir (Renström 2005). Bu sayede X-ışını demeti daha efektif olarak kullanılır ve görüntüleme süresi kısalmır. Büyük açılarda detektöre daha fazla saçılan X – ışınının ulaşması geniş huzme özelliğinin bir dezavantajıdır. Bu

saçılma problemi eğer hasta şişmansa daha önemli hale gelir (David vd 2002, Letourneau vd 2005).



Şekil 2.11. Dar huzme ve geniş huzme teknikleri arasındaki farkın şematik gösterimi. Geniş huzme ile elde edilen görüntü, dar huzme ile elde edilen görüntüye kıyasla daha fazla bilgi barındırmaktadır. Sağ taraftaki şekilde görüldüğü gibi, her iki tarama tekniği için taranan alan dar açı ve geniş açı ile tanımlanır.

Radyoterapide, görüntü elde etmek için enerjiye bağlı olarak GHBT tabanlı iki yaklaşım kullanılır (Pouliot vd 2004).

- Megavolt – GHBT (MV –GHBT) (Şekil 2.12.a)
(Gantri ve karşısına yerleştirilmiş Flat –Panel Dedektör)
- Kilovolt – GHBT (kV – GHBT) (Şekil 2.12.b)
(Konvansiyonel X-ışını tüpü ve karşısına yerleştirilmiş Flat –Panel Dedektör)

Bu tez çalışmasında kV – GHBT kullanılmıştır.



Şekil 2.12. a) MV-GHBT cihazı b) kV-GHBT cihazı

2.4. Kilovolt - Geniş Huzme Bilgisayar Tomografi (kV - GHBT)'nin Ana Parçaları ve Çalışma Prensipleri

kV-KHBT sistemi dört ana parçadan oluşmaktadır. Bu parçalar jeneratör, X-ışın tüpü, algoritmanın bulunduğu yazılım bilgisayarı panel algılayıcıdır (Çatan 2012).

2.4.1. Jeneratör

X - ışını tüpündeki gerilim ve akımlar bir x-ışın jeneratörü tarafından sağlanır. Bu jeneratör katot-anot gerilimini kontrol eder, X-ışını enerjisinin (kVp), miktarının (mA) ve ışınlama süresinin (s) seçiminin ayarlanmasını sağlar.

Teşhis amaçlı kullanılan X-ışınlarında 30kV ve 150kV arasında voltaj kullanılır (Çatan 2012).

2.4.2. X –ışın tüpü

X – ışını tüpünü oluşturan parçalar, ateşe dayanıklı bir cam ya da metalden yapılan bir zarfa yerleştirilir (Cierniak 2011). Tüpte büyük ve küçük filaman olmak üzere iki filaman bulunur ve 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 (Çatan 2012).

Anot X - ışın tüpünün en karmaşık elemanıdır. Yüzeyi tungsten gibi yüksek atom numaralı materyalden oluşur ve 10° – 20° lik açığa sahip eğimli yüzeyi vardır. X – ışının oluşum sürecinde silindirik anot yaklaşık 3000 devirlik hızla döner. Anotun dönmesi rotorun motoruna bağlı olmasıyla gerçekleşir. Elektronlar anotta farklı yüzeylere çarpar böylece anotta ısı dağılımı yayılır. Ek olarak, katodun boylamsal yüzeyine göre aktif düzlemin eğimi radyasyon ışının giriciliğini artırır (Ronto 1999)

2.4.3. Fieldkamp algoritması

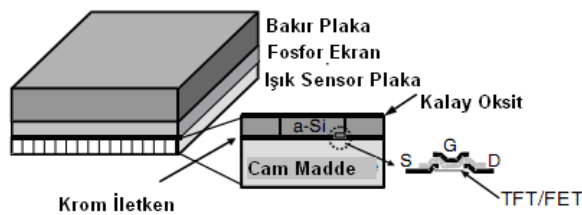
Geniş huzmeli görüntü oluşturma algoritması ilk olarak 1984 yılında Fieldkamp I.A vd tarafından geliştirilmiştir. FDK geniş huzme görüntü oluşturma algoritmasının mantığı rotasyonel floroskopi ve filtre geriye projeksiyon metodunu temel alır. FDK algoritması görüntü oluşturmak için aşağıdaki adımları izler.

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

Bu şekilde sistem tarafından alınan 2 boyutlu görüntüler 3 boyutta düzlemsel görüntüye çevrilir.

2.4.4. Amorf – Silikon fotodiyot panel

Amorf silikon yapıdaki detektörler ilk defa Antonuk ve arkadaşları tarafından 1991 yılında kullanılmaya başlanmıştır (Antonuk vd 1991). Panele gelen X – ışınlarının dönüştürücü metal tabaka ile çarpışması sonucunda yüksek enerjili elektronlar üretilir. Bu elektronlar ve aynı zamanda soğrulmamış olan birincil X – ışını fotonları, fosfor ekran tarafından soğrulur ve görünür ışık fotonları yayılır. Sintilasyon fotonlarını üretmek için genellikle gadolinyum oksit-sülfat (Gd_2O_2S) ekran kullanılır. Fosfor ekranın aşağı yönünde piksellendirilmiş görüntü algılayıcı panel yerleştirilir. Bu panel ilk gelen X – ışının akılcılığı ile orantılı olan ham görüntüleme sinyallerini algılar ve toplar (Antonuk vd 1992, Mundt vd 2011). Şekil 2.13’de a-Si tabanlı EPID şematik olarak gösterilmiştir.



Şekil 2.13. Amorf-silikon fotodiyot panelin iç yapısı

2.5. Kilovolt –Geniş Huzme Bilgisayarlı Tomografi (kV-GHBT)’de Doz Ölçümleri

Radyoterapi boyunca görüntülemekten kaynaklanan dozlar analiz edilirken üç temel farklılık dikkate alınmalıdır. Bunlardan birincisi bölgesel doz ve toplam doz arasındaki

farklılıktır. Gy (J/kg) biriminde doz, iyonlaştırıcı radyasyon tarafından birim kütlede depolanan enerjinin yerel bir noktada ölçümüdür. Doz, sadece hastanın yüzeyinde ya da içinde belirli bir noktaya ulaşan radyasyon akıcılığının (yoğunluk ya da sürenin azalması gibi) azalması suretiyle düşer. Toplam doz ise radyasyona maruz kalan hacim üzerinden toplanan dozdur. Toplam doz akıcılığın ya da radyasyona maruz kalan bölgenin/hacmin azaltılmasıyla düşürülebilir. Radyolojik görüntülemelerde ALARA prensibiyle uyumlu olarak bölgesel doz ve toplam doz minimum seviyede tutulmalıdır.

İkinci farklılık düzlemsel ve eksensel görüntüleme arasındadır. Düzlemsel görüntülemelerde hasta dozları kaynağa yakın olan ciltte en yüksek seviyededir ve detektöre doğru radyasyon hastanın vücudundan geçtikçe kademeli olarak azalır. Eksensel görüntüleme BT' nin temelini oluşturur ve farklı tasarımlara göre doz bakımından farklılık gösterir. Eksensel görüntülemelerde dozlar görüntülenen hacim boyunca hemen hemen eşit bir şekilde dağılır. Yani düzlemsel görüntülemelerde dozlar ciltte fazlayken eksensel görüntülemelerde hacme dağılmış şekildedir.

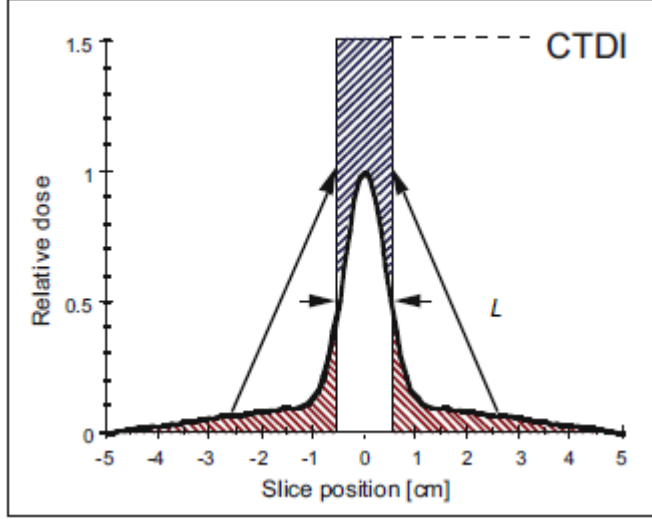
Üçüncü farklılık ise megavolt ve kilovolt görüntüleme arasındadır. Radyasyonun biyolojik etkilerini hesaplamada soğrulan doz önemlidir. Diagnostik görüntüleme enerjilerinde ikincil elektronların menzili kısadır ve ciltte doku kerma ile soğrulan doz yaklaşık olarak aynı seviyededir. Yumuşak ve yüzeysel dokular için hava kerma dönüşüm faktörü kilovolt fotonlardan oluşan biyolojik riskin hesaplanmasında kullanılan hava kermaya yakındır. Fotonun enerjisi arttıkça ikincil elektronların menzili artar. Bu durumda doz birikiminin dengede olmadığı ve bölgesel doku kermanın bölgesel soğrulan dozdan önemli derecede farklı olduğu bölgelerin oluşumuna yol açar. Megavolt foton enerjilerinde soğrulan dozun (ve biyolojik riskin) gösterimi için ne doku kerma ne de hava kerma kullanışlı değildir (AAPM 2007).

2.5.1. Dozimetrik tanımlar ve ölçüm teknikleri

Geniş huzme bilgisayar tomografide doz hesaplamasını anlamak için konvansiyonel fan huzme BT'nin doz ölçüm yöntemlerinden faydalanılır. Bir BT tarayıcının herhangi bir dozimetrik hesaplaması için X – ışını oluşumu bilgisine ve BT tarayıcının karakteristiğinin bilgisine hâkim olmak gerekir. X – ışınının yoğunluğunu ve foton spektrumunu etkileyen faktörler; tüp voltajı, anot açısı, anot malzemesi, X – ışın tüpü filtrasyonu ve tüp akımıdır (IAEA 2011). BT' de doz ölçmek için kullanılan yöntem BT doz indeksi (CTDI) yöntemidir (Hill 2005, 2008). CTDI kavramı 1970'lerin sonunda Amerika Gıda ve İlaç Dairesi (FDA) tarafından ileri sürülmüştür (Shope vd 1981). Bu dozimetrik kavram AAPM tarafından 1990 yılında yayınlanan 31 numaralı raporda diagnostik X – ışını dozlarının ölçümleri için standart bir metot olarak kabul edilmiştir ve yine AAPM tarafından radyoloji için referans değer olarak alınmıştır (AAPM 1990, Gray vd 2005). Bu kavram, bir hacim için radyasyona maruz kalma oranının tanımlanmasında kullanılır ve bu tanımlamada çevreden gelen saçılan radyasyonun katkısını da dikkate alır (Kalender 2014).

CTDI tam bir tetkik sırasında tek bir tarama dilim içinde bir noktada biriken toplam dozu ifade eder ve doza katkıda bulunacak belirli bir kesitten ölçüm noktasına kadar olan yukarıdaki ve aşağıdaki kesitleri kapsar. Bu işlem tarayıcının tek bir eksensel dönüşü sırasında dönme eksenini boyunca verilen tüm dozun integralinin alınmasıyla

hesaplanır. CTDI kavramının ilk öne sürüldüğü günden beri CTDI hesabı için, birçok tartışma ve öneri yapılmıştır. Shope'un yaptığı orijinal CTDI tanımı $-\infty, +\infty$ arasında integrasyon mantığına dayanır (AAPM 2007, IAEA 2011).



Şekil 2.14. CTDI kavramının gösterimi (Baert vd 2007).

Şekil 2.14'de CTDI kavramının anlamı gösteriliyor. Şekilde görüldüğü gibi, CTDI radyasyona maruz kalan dilim içindeki doz değerine eşittir. L değeri nominal kesit kalınlığını ifade eder. CTDI değeri soğrulan doz profilinin tamamen nominal kesit kalınlığına eşit olan bir dikdörtgene konsantre edilmesiyle elde edilir. Burada doz profilinin kuyruğunun altında kalan alanlar gibi, nominal kesit kalınlığının dışında kalan bölgelerden doza gelen katkılar dilimin içinde olduğu alana eklenir (Baert vd 2007).

CTDI kavramının matematiksel gösterimi aşağıdaki eşitlikteki gibidir.

$$CTDI_{\infty} = \frac{1}{L} \int_{-\infty}^{\infty} D(z) dz \quad (2.7)$$

Burada $D(z)$ z dönme eksenı boyunca bir noktadaki dozu $CTDI_{\infty}$ sonsuz integral uzunluğu için tanımlanır. (Nickoloff vd 2008). Daha pratik bir gösterge olarak 1995 yılında $CTDI_{100}$ kavramı türetilmiştir (Leitz vd 1995, Jessen vd 2000).

$$CTDI_{100} = \frac{1}{L} \int_{-50}^{50} D(z) dz \quad (2.8)$$

Burada doz integrasyon sınırı 100 mm' dir. $CTDI_{100}$ protokolü aksiyel modda 2π gantry rotasyonunu kullanan ölçümler için gereklidir. 100 mm'lik tarama uzunluğu için aynı uzunlukta yapılmış olan kalem iyon odası kullanılmaktadır.

Diğer integrasyon sınırları için genel bir parametre olarak $CTDI_L$ tanımlanabilir (Dixon 2010).

$$CTDI_L = \frac{1}{L} \int_{-L/2}^{L/2} D(z) dz \quad (2.9)$$

Burada L doz integral uzunluğudur ve birimi mm'dir.

BT deki radyasyon dozu her bir eksensel BT tarama düzlemi boyunca değişir. . Merkezi tarama düzleminde, görünen alan boyunca radyasyon dozu, $CTDI_w$ ile hesaplanır (IEC 2002, ICRU 2012).

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{100}^{merkez} + \frac{2}{3} CTDI_{100}^{çevresel} \quad (2.10)$$

Burada $CTDI_{100}^{merkez}$ fantomun merkezinde iyon odası ile okunan dozu, $CTDI_{100}^{çevresel}$ ise fantomun en az üç farklı kenarında iyon odası ile okunan dozların ortalamasını ifade eder (Şekil 2.20b).

$CTDI_w$, merkezi ve çevresel $CTDI_{100}$ ölçümlerinde hesaplanan, ortalama bir değer olarak tasarlanmıştır. 1/3 ve 2/3 ağırlıkları fantom merkezi ekseninden açısal uzaklıkla $CTDI_{100}$ 'deki lineer artışın varsayımıdır ve merkez ile kenar değerleriyle temsil edilen göreceli alanlara yaklaşıktır (Leitz vd 1995) .

Özel bir tarama protokolünde, bir fantomdaki radyasyon seviyelerini (hava kerma) göstermek için hacimsel CTDI, $CTDI_{vol}$ olarak bilinen doz tanımlayıcısı kullanılır.

$$CTDI_{vol} = CTDI_w / pitch \quad (2.11)$$

Bu bağıntıda pitch değeri, tam bir dönüşte masanın hareket etme miktarıdır. Bu değer 12den küçük ya da büyük olması durumunda peşpeşe taramalar üst üste gelebilir ya da arada boşluklar oluşabilir. Pitch değerinin 1'e eşit olmaması durumunda $CTDI_{vol}$ için dikkate alınmalıdır (ICRU 2012).

BT tarama teknikleri için diğer doz tanımlama birimleri ise DLP ve DAP'tır. DLP, $CTDI_{vol}$ değerinin tarama uzunluğu ile çarpımı DAP ise $CTDI_{vol}$ değerinin tarama alanı ile çarpılmasıdır.

$$DLP = CTDI_{vol} \times tarama\ uzunluğu \quad (2.12)$$

$$DAP = CTDI_{vol} \times tarama\ alanı \quad (2.13)$$

2.5.2. Doz ölçüm ekipmanları

Radyasyon doz hesaplaması için temsil edilecek ortamın özelliklerini taşıyan bir malzeme ve radyasyona hassas cihazlar kullanılır. CTDI doz ölçümlerinde kullanılan ekipmanlar; iyon odası ve elektrometre sistemi ile fantomlardır.

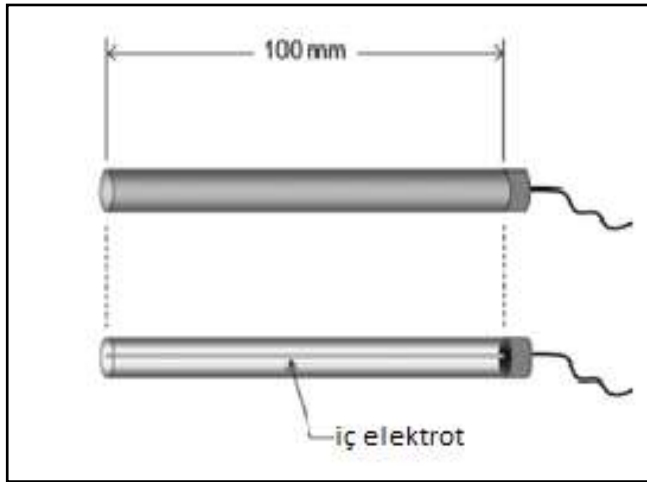
2.5.2.1. İyon odaları ve elektrometre sistemleri

İyon odaları, radyasyon dozunu belirlemek amacıyla kullanılan doz ölçüm araçlarıdır. İyon odaları özelliklerine göre farklı şekil ve ölçülerde bulunurlar.

İyon odaları toplayıcı bir merkezi elektrot ve iletken bir dış elektrodu olan iç gaz dolu bir kaviteden oluşmaktadır. En çok kullanılan iyon odası türü hava ile doldurulmuş olanlarıdır. Gaz mükemmel bir yalıtkandır ve bu sayede elektrotlar arasında elektrik akımı akmaz. Radyasyonla etkileşim sonucunda gaz iyonize olur ve bir elektrik akımı oluşur. Bu akım elektrik yüklerinin zıt işaretli elektrotlara doğru hareketine neden olur. Oluşan akım elektrometre ile ölçülerek doz değeri elde edilir (Podgorsak 2005).

Elektrometreler 10^{-9} A ya da daha küçük akımları ölçebilen cihazlardır. Bir iyon odası ile birlikte kullanılan elektrometre; negatif geri beslemeli, standart bir direnç ya da standart bir kondansatörün yanı sıra yüksek kazanç için işlemsel bir yükselticiye sahip cihazdır (Mayles vd 2007).

CTDI ölçümlerinde 30 yıldan fazla bir süredir 100 mm kalem tipi iyon odası ve iyon odasıyla uyumlu çalışan elektrometre kullanılmaktadır. Kalem tipi iyon odası 100 mm aktif uzunluğa sahiptir (Şekil 2.15) ve çeşitli bölgelerinde boşlukları bulunan katı fantomun boşluklarına sığacak şekilde tasarlanmıştır.



Şekil 2.15. 100 mm uzunluğunda kalem tipi iyon odası

2.5.2.2. Termolüminesans dozimetre (TLD)

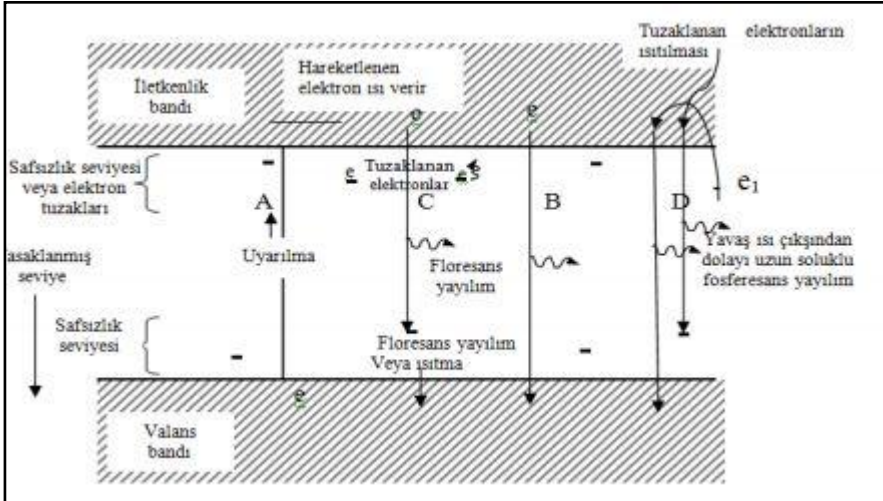
Işık yayılımı, atom veya moleküllerin düşük enerji seviyesinden yüksek enerji seviyesine geçmesine bağlıdır. Burada uyarılma enerjisi akkor telde olduğu gibi ısısal ya da flüoresan lambada olduğu gibi ısısal olmayan bir enerji olabilir. Isısal olmayan enerjinin ışığa dönüştürüldüğü değişik yöntemler lüminesans olarak isimlendirilir.

Lüminesans olayı üç temel fosfor olayını kapsar. Bunlar; fosferasan, fluoresans ve termolüminesanstır. Termolüminesans dozimetre sistemleri atomda gerçekleşen termolüminesans olayını temel olarak alır.

Kristal yapıda, elektronların bağlı durumda olduğu valans bandı ve serbestçe hareket edebildikleri iletkenlik bandı bulunur. Valans bandında atomda bağlı bulunan

elektronlar X-ışınları ile uyarıldıkları zaman iletkenlik bandına hareket eder. İletkenlik bandında elektronlar serbestçe dolaşabilir ancak iki band arasına geçemezler. Kristalin az miktarda içerdiği yabancı atomlar iki band arasında ara enerji düzeyleri oluşturur. Ara enerji düzeylerinde bulunan tuzaklara uyarılan elektronlar yakalanabilir. Kristal X - ışınına soğurduğu zaman şekildeki A yolunu izleyerek iletkenlik bandına geçer. Bu elektron valans bandına geri dönerken B yolunda gösterildiği şekilde iki band arasındaki enerji farkına eşit enerjide floresans ya da fosforesans yayılım yapar (Şekil 2.16) (Johns 1983).

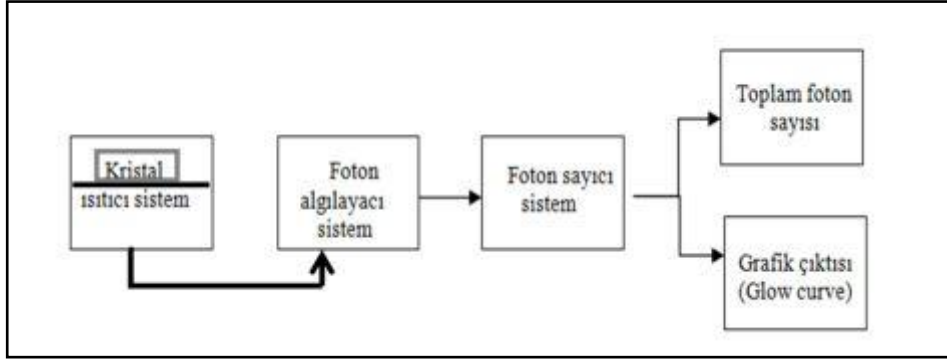
İyonlaştırıcı radyasyona maruz kalan kristaldeki elektronlar enerjiyi soğurarak üst enerji seviyesine çıkarken ara enerji düzeylerinde tuzaklara yakalanır. Kristal ısıtılınca bu elektronlar tuzak seviyesiyle taban seviyesi arasındaki enerji farkına eşit foton yayımlayarak taban enerji seviyesine döner. Isıtma sonucu foton yayımlanan olaya “termolüminesans”, bu olaydan yararlanarak oluşturulan dozimetre sistemine “Termolüminesans Dozimetre” denir. Yayılan foton miktarı termolüminesans dozimetre (TLD) tarafından soğurulan enerji miktarı ile doğru orantılıdır.



Şekil 2.16. Fosforesans ve limünesans maddelerde uyarılma enerji seviyeleri

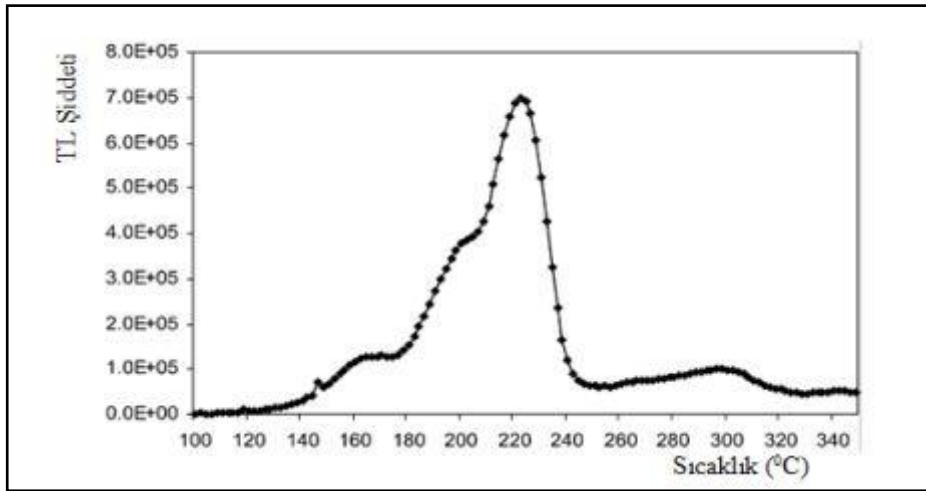
Termolüminesans dozimetre (TLD) okuma sistemi:

Şekil 2.17’de bir TLD okuyucu sistem şeması verilmiştir. İyonize edici radyasyon ile ışınlanan kristal, TLD okuyucuda ısıtılarak yaydığı fotonlar foto çoğaltıcı tüp (PMT: Photomultiplier tube) ile okunur (McKinlay 1981).



Şekil 2.17. TLD okuyucu sistem şeması

TLD okuyucu sistemde okunan değerler akım veya foton sayısı cinsinden olabilir. Bu sistemler aynı zamanda foton şiddetini sıcaklık değişimine bağlı olarak grafiğe aktarılabilir. Bu şekilde elde edilen eğriye “parlayış eğrisi (glow curve)” denir (Şekil 2.18) (Horowitz 2007). Bu eğrinin şeklini etkileyen en önemli faktörler kristalin türü, şekli, büyüklüğü, ısıtma hızı, radyasyon tipi, kristalin fırınlanması, okuma cihazının tipidir. Kristalin yaydığı ışık şiddeti, kristalin ısımlandığı radyasyon şiddetine, cinsine ve ısıtılma zamanına bağlıdır.



Şekil 2.18. TLD – 100 kristalinin 90Sr/90Y kaynakla ısıtılması sonucu elde edilen parlayış eğrisi (Glow curve)

TLD farklı alanlarda radyasyon ölçümü aracı olarak kullanılır. Örneğin radyasyonun teşhis ve tedavi sırasında hastanın aldığı dozun güvenli doz limitlerini aşıp aşmadığını belirlemek veya doz dağılımlarını doğrulamak amacıyla kullanılır. TLD dozimetreler toz, çubuk, kübik veya disk şeklinde olup gerçekleştirilecek uygulamaya göre dozimetre seçilir.

Kalsiyum florid (CaF_2), lityum florid (LiF) ve alüminyum oksit (Al_2O_3) TLD olarak kullanılan kristallerden bazılarıdır. Bu kristallerin her birinin kendine özgü parlayış eğrileri vardır. Parlayış eğrilerinin altında kalan toplam alan kristalin

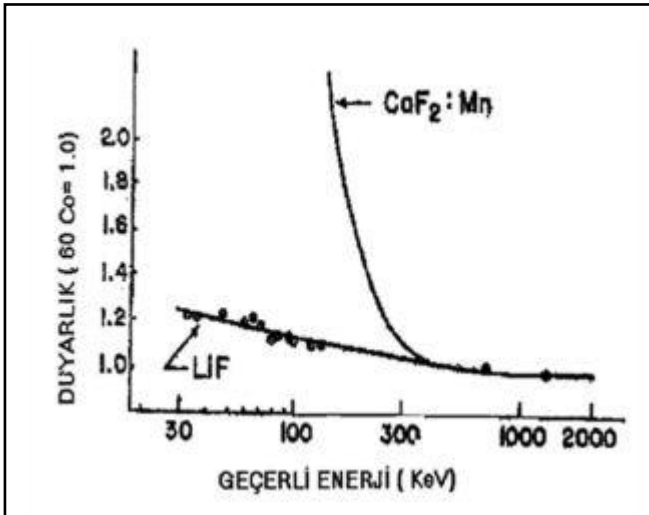
ısıtıldığında yaydığı toplam ışık miktarıyla buda kristalin soğurduğu radyasyon dozuyla orantılıdır. Bazı kristal türleri ve özellikleri Çizelge 2.2’de verilmiştir (McKinlay 1981)

Soğurulan birim radyasyon başına fosfor tarafından bırakılan ışık miktarına termoluminesans duyarlılık denir. Duyarlılığın faydalı en düşük limiti yalnızca fosfora bağlıdır. İdeal TL kristalinin doz cevap eğrisinin doğrusal olması bu kristalin kalibrasyonu ve kullanımını basitleştirmek için idealdir.

Çizelge 2.2. TL kristal türleri ve özellikleri

Fosfor	LiF	$\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7:\text{Mn}$	$\text{CaF}_2:\text{Mn}$	$\text{CaF}_2:\text{Nat}$	$\text{CaSO}_4:\text{Mn}$
Yoğunluk (g/cc)	2,64	2,3	3,18	3,18	2,61
Etkin atom no.	8,2	7,4	16,3	16,3	15,3
Spektrum emisyon tepe değeri (nm)	400	600	500	380	500
TL parlayış eğrisinin sıcaklığı (°C)	190-210	200-220	260	200-275	110
Doz aralığı (Gy)	5×10^{-5} - 10^3	10^{-4} - 10^4	10^{-5} - 2×10^3	10^{-5} - 10^2	10^{-7} - 10^2

LiF’ün radyasyon dozimetrisi olarak kullanılmasının başlıca nedenlerinden biri, onun iyi bir enerji cevabına sahip olmasıdır. Şekil 2.19’da 100 mR’de ısımlanan LiF (TLD-100) enerjiye bağılı lineer bir davranış göstermekle birlikte, düşük enerjilerde hassaslıkla dikkati çekecek bir artış vardır. Bu artış 25 keV etkin enerjiye sahip fotonlar için fotoelektrik tesir kesiti, havadan daha büyüktür. Buda enerjinin bu bölgede daha çok soğurulmasına neden olur. Düşük enerjilerde hassaslıktaki artışın nedeni budur.



Şekil 2.19. LiF ve CaF₂:Mn kristalleri için enerji duyarlılığı

Radyasyon dozu ölçümünde kullanılan dozimetrelerin duyarlılıklarının radyasyon enerjisinden bağımsız olması istenir. LiF’in radyasyon dozimetresi olarak kullanılmasının başlıca nedenlerinden biri, onun iyi bir enerji yanıtına sahip olmasıdır.

Bir kristal düşük sıcaklık pikine sahipse bu pik oda sıcaklığında kararsızdır. Düşük sıcaklık pikleri kendiliğinden veya ısıtılarak yok edilirse kalan diğer pikler oldukça iyi bir kararlılık gösterir. Dozimetri için kullanılan termoluminesans kristallerin kararlı olmaları istenir. Düşük seviyelerdeki fotonların etkisinden kurtulmak amacıyla okuma öncesi ısıtma yapılır.

TLD malzemesinin tıpta teşhis ve tedavi sırasında doz ölçümlerinde kullanılabilir olmasının en önemli sebebi doku-eşdeğeri olmasıdır. Etkin atom numarası dokuya yakın olması nedeniyle en sık kullanılan Lityum Fluorid (LiF) TLD, X-ışını ve gama ışını enerji aralığında soğurduğu radyasyon miktarı doku ile orantılıdır.

TLD kristallerin tekrar kullanılabilir olması en büyük avantajıdır. Bir TLD kristalini tekrar kullanabilmek için kristale belirli zaman ve sıcaklıkta fırınlama işlemi uygulanır (Selek 2013).

2.5.2.3. Fantomlar

Fantomlar ortamların modellenmesi için kullanılan malzemelerdir. Fantomlar kullanılarak iyonlaştırıcı ve iyonlaştırıcı olmayan radyasyonla araştırmalar yapılır. Radyoterapi, radyolojide, nükleer tıpta ve radyasyondan korunmada kullanılırlar. Fantomlar canlı doku eşdeğeri malzemeden yapılırlar ve radyasyonun insandaki etkisini temsil edecek ortamı sağlarlar. Bu özelliklerinden dolayı radyasyon dozimetrisi sürecinin temel öğelerinden birini oluştururlar.

Radyoterapi dozimetrisi için ilk standart fantom fikri Uluslararası Radyasyon Birimleri ve Ölçümleri Komisyonunun 1963 yılında yayınladığı 10 no'lu raporda (ICRU 1963) öne sürülmüş ve aynı komisyonun 23 no'lu raporunda tanımlanmıştır (ICRU 1973).

Fantomlarda bulunması gereken özellikler aşağıdaki gibi sıralanabilir;

1. Fantomun geometrisi ve fiziksel boyutları kullanılacağı uygulama için gerekli boyutta olmalıdır.
2. Fantom yapımında kullanılan canlı doku eşdeğeri malzemenin element bileşimleri ve kütle yoğunluğu bilinmelidir.
3. Fantom üzerinde kullanılacak olan radyasyon detektörü için kavite bulunmalıdır.

2.5.2.4. Fantom çeşitleri

Kullanım amaçlarına bağlı olarak fantomların dizaynı ve yapıldıkları malzemenin cinsi farklılık gösterir. Fonksiyonlarına göre fantomlar görüntüleme, kalibrasyon ve dozimetrik fantomlar olmak üzere üç gruba ayrılabilirler (ICRU 1992).

Görüntüleme fantomları; görüntü kalitesinin değerlendirilmesinde kullanılır. Bir görüntüleme fantomu üzerinde belirtilen boyutlarda farklı nesneler barındırabilir. Bu şekilde anatomik özelliğe uygun olarak gerekli difreansiyel azalılar ve görüntü kontrastı test edilir (DeWerd 2014).

Kalibrasyon fantomu; radyasyon detektörlerinin yanıtının ve dijital görüntülerden elde edilen sayısal bilgilerin değerlendirilmesinde kullanılır. Aktif ve aktif olmayan olmak üzere iki çeşidi vardır. Aktif kalibrasyon fantomları bilinen miktarlarda belirlenmiş radyonüklid madde içerirler. Aktif olmayan fantomların ise sadece radyasyon etkileşim özellikleri vardır.

Dozimetrik Fantomlar; belirlenmiş bir geometride soğrulan doz ölçümleri için kullanılır. Fantomda belirlenmiş bir noktadaki soğrulan doz radyasyon detektörleri ile ölçülür (ICRU 1992). Canlı insan vücudunda böyle bir işlemi yapmak tehlikelidir ve yine insan vücuduna detektörler yerleştirilerek ölçüm alınması pratik bir yöntem değildir.

2.5.2.5. Fantom yapımında kullanılan malzemeler ve özellikleri

Fantomların kullanımı sırasında önemli bir konu da fantomun yapımında kullanılan malzemedir. Fantom kullanılarak yapılacak olan iyi bir doz değerlendirmesi, fantomda insan yapısı ve dokusuna en iyi benzeşime sahip olan malzeme kullanılması ile mümkün olur. Ayrıca insan dokuları bütünüyle de birbirine benzer değildir. Eğer fantom çoğunlukla tedavi edilen dokuların atomik bileşenine ve kütle yoğunluğuna benzer değerlere sahipse, doz transferinin en az belirsizlikle başarılabacağı iddia edilir. İnsan vücudunun ortalama yoğunluğu, 1 g/cm^3 'ün altında fakat 1 g/cm^3 'e çok yakındır. Bu durum 1 g/cm^3 yoğunluğa sahip birleşim elemanlarının fantom malzemesi olarak kullanılmasının tercih edilmesi sonucunu doğurmuştur. Tüm dozimetre protokollerinde dozimetri fantomu için materyal olarak su önerilir ve doz kalibrasyonu için referans olarak alınır. Suyu ek olarak akrilik ve polyester plastiğin dozimetri fantomu olarak kullanılabileceği önerilir fakat doz kalibrasyonunda su referans alınmalıdır.

Fantom yapımında kullanılan malzemelerde bulunması gereken özellikler; fiziksel, fizikokimyasal ve biyolojik özellikler olmak üzere üç gruba ayrılabilir.

• Fiziksel Özellikler

Malzemenin bulundurması gereken fiziksel özellikler; atomik bileşen, kütle yoğunluğu (g/cm^3), ortalama efektif atom sayısı (Z_{ef}), elektron yoğunluğu (e^-/g), elektron konsantrasyonu (e^-/cm^3) ve kütle – enerji soğurma katsayısıdır (μ/ρ) (Çizelge 2.3). Bu özellikler radyasyonun soğrulması ve saçılması ile ilgilidir. Fiziksel yoğunluk ve ortalama atom sayısı malzemenin doku eşdeğerliliğinin kaba bir değerlendirmesini yapar. Bunlar ortamla ilgili parametrelerdir ve atomik etkileşimler ile çekirdek etkileşimlerini belirlerler. Bu parametreler malzemenin fiziksel özelliklerini verirler fakat radyolojik özellikleri hakkında çok az bilgi verirler. Elektron yoğunluğu ve elektron konsantrasyonu malzemenin radyasyonla etkileşmelerinin nasıl olacağı konusunda daha detaylı bilgi verir. Doku eşdeğerliliğini ölçmek için daha yaygın olarak

kullanılan parametre kütle – enerji soğurma katsayısıdır. Bu katsayı dokuda ne kadar enerji depolanacağını verir (Hill vd 2005).

Çizelge 2.3. Su, polyester ve kasın fiziksel özellikleri

Fiziksel Özellikler	Su	Akrilik	Polyester	Kas
Kimyasal bileşen	H ₂ O	C ₅ H ₈ O ₂	C ₈ H ₈	
Yoğunluk	1.00	1.17	1.04	1.00
Ort. Ef. Atom Sayısı	7.22	6.24	5.62	7.10
Elektron yoğunluğu	3.346x10 ²³	3.253x10 ²³	3.243x10 ²³	3.32x10 ²³
Elektron konsantrasyonu	3.346x10 ²³	3.806x10 ²³	3.373x10 ²³	3.32x10 ²³

• Fizikokimyasal Özellikler

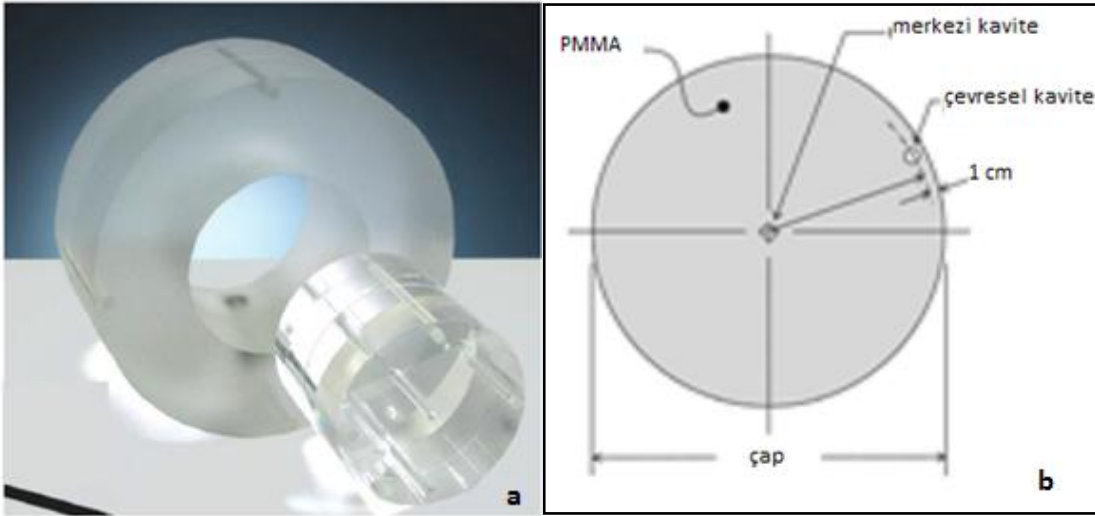
Malzemenin fizikokimyasal özelliklerinden biri inhomojenitesidir. Fantomların yapımı sırasında, kullanılan malzemede olası oluşan gözeneklerden ve sıkışan havadan dolayı ortaya çıkacak inhomojenite %1'i geçmemelidir. Kullanılan maddeler durağan ve sabit olmalı, uçucu plastikleştirici içeren plastikler yapımda kullanılmamalıdır. Eğer fantomda birden fazla doku eşdeğeri madde kullanılıyorsa bu maddeler arasında kimyasal reaksiyon meydana gelmemelidir. Tekrarlanan ışınlamalar altında malzemeler bozulmamalı, ayrıca fantom boyutsal toleranslarını kaybetmemelidir (ICRU 1992).

• Biyolojik Özellikler

Malzemeler toksisite bakımından güvenilir olmalıdır. Kullanılan tüm materyaller kanserojen ve/veya alerjen özellik taşımamalıdır. Ayrıca tekrarlanan ışınlamalar sonucunda malzemede oluşabilecek mantarlanmanın önlenmesi için uygun bir bakteri önleyici kullanılmalıdır (ICRU 1992).

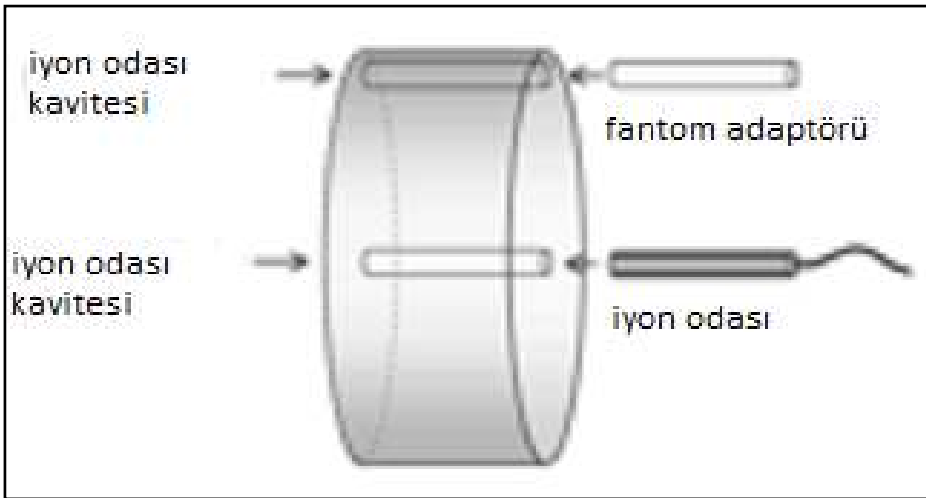
2.5.2.6. Bilgisayar tomografi (BT) cihazları için kullanılan dozimetri fantomları

BT dozimetri fantomu, BT sisteminde doz ölçümleri için kullanılır. Fantom santimetre küp başına 1.19±0.01 gram/cm³ bir yoğunluğa sahip Poli-Metil-Metaakrilat (PMMA)'dan yapılır ve dairesel bir silindir şeklindedir. Vücudun herhangi bir kısmını görüntülemek için (tüm vücut taraması) tasarlanmış bir BT sistemini test etmek için 15 cm uzunluğu ve 32 cm çapı olan gövde fantomu kullanılır. Baş görüntüsü elde etmek için tasarlanmış sistemlerde ve ya baş tarama modunda çalışan herhangi bir tarayıcıyı test etmek için 15 cm uzunluğunda 16 cm çaplı fantom kullanılır. İki fantom iç içe geçmiş halde bulunurlar (Şekil 2.20a). Fantom üzerinde 100 mm iyon odasının yerleşimine olanak sağlayacak iyon odası kavimleri bulunur. Bu kavimler merkeze ve fantomların çevresine konumlandırılmıştır. Çevre konumlarında bulunan kavimler, dönme eksenini boyunca ve dönme eksenine paralel bir çizgi boyunca fantomun yüzeyinden ölçüm noktasına 1 cm uzaklık ile şekillendirilirler (Şekil 2.20b) .



Şekil 2.20. a) BT baş ve gövde fantomu ve b) fantom üzerinde ölçüm noktalarının yerleşimi

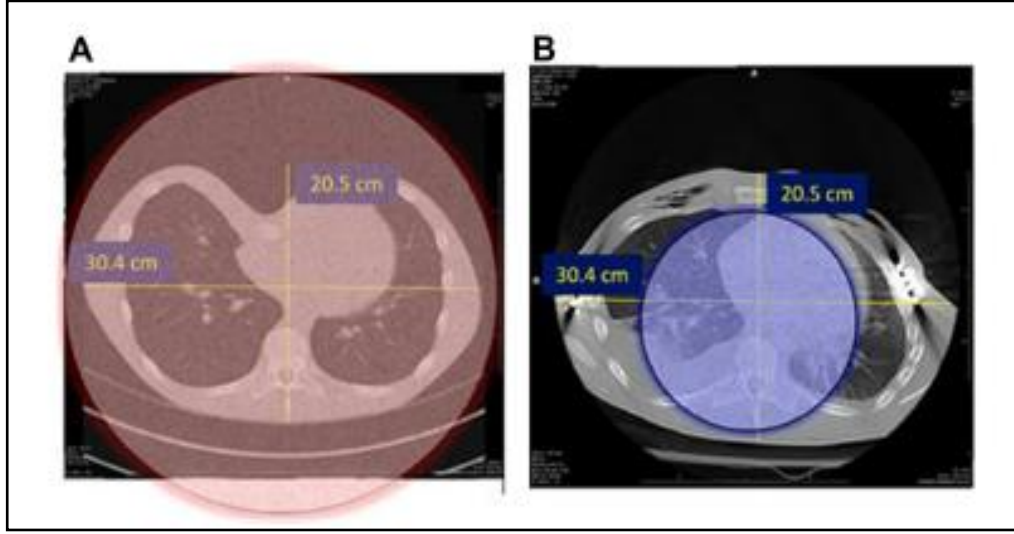
Ölçümler sırasında boş kalan iyon odası kavitelerinin dolgunluğunu sağlamak için fantom ile aynı malzemeden yapılmış kavite adaptörleri bulunur (Şekil 2.21). Kullanılacak iyon odasını türü ve kavitelerin büyüklüğü üreticiye göre değişkenlik gösterebilir (FDA 2011).



Şekil 2.21. İyon odasının ve fantom adaptörlerinin fantom üzerine yerleşimi

Fantomlar ile ölçülen CTDI değeri kullanışlı bir gösterge olmasına rağmen hasta dozu değerlendirmesinde kullanılmamalıdır (McCollough vd 2011). Çünkü bu ölçümler standart ebatlarda gövde ve baş fantomlarında yapılır. 32 cm ve 16 cm çaplara sahip olan ve 15 cm uzunlukta olan bu fantomlar bir yetişkinin gövdesinden daha kısadır yani tipik bir yetişkinin vücudunda meydana gelecek saçılan radyasyonu vermez. Ortalama doz çok daha uzun tipik yetişkin gövdesi büyüklüğünde fantomda meydana gelir. Kullanılan fantomlarla ilgili bir diğer problem ise şeklidir. Önerilen

CTDI ölçüm fantomu dairesel silindir şeklindedir. İnsan gövdesinin şekli oval olduğu için fantomda soğrulan doz güvenilir sonuç vermez.



Şekil 2.22. Bir insan gövdesinin BT kesiti ile CTDI ölçümlerinde kullanılan a) gövde fantomunun, b) baş fantomunun karşılaştırılması

Şekil 2.22a ve b’de görüldüğü gibi kullanılan fantomun çapı hastanın çapıyla uyuşmadığı zaman yapılan soğrulan doz hesaplamaları yanlış olacaktır. Bu sorun için AAPM (TG 204) numaralı raporunda boyuta bağlı doz hesaplamalarını önermektedir (AAPM 2011).

3. MATERYAL VE METOT

3.1. Materyal

3.1.1. Toshiba Aquillion RT bilgisayarlı tomografi cihazı

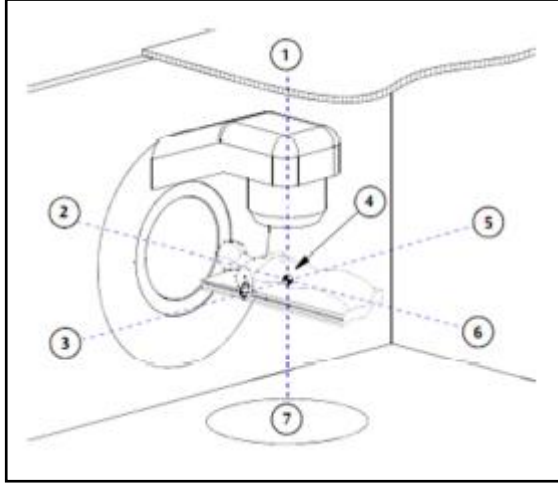
Fantom yapımında kullanılacak malzemenin bilgisayar tomografi Hounsfield Unit (HU) değerinin incelenmesi için Toshiba marka Aquillion model Bilgisayarlı Tomografi cihazı kullanılmıştır. Cihazın genel özellikleri Çizelge 3.1’de verilmiştir.

Çizelge 3.1. Toshiba marka Aquillion model Bilgisayarlı Tomografi cihazı özellikleri

Fan açısı	45,9 ⁰
Kama filtre	Alüminyum ve bakır
Odak dedektör mesafesi	1275 mm
Odda dönme merkezi uzaklığı	712 mm
Dedektör tipi	Sintilatör + fotodiyot
Dedektör malzemesi	Gd ₂ O ₂ S
Geometrik verimlilik	71%
Hizalama ışıkları	Lazer
Referans dedektör tipi	Sintilatör + fotodiyot
Referans dedektörün yerleşimi	Tüpe yakın
Dedektör transfer hızı	576 Mbit/dk

3.1.2. Lineer hızlandırıcı ünitesi

Elekta marka Synergy® model lineer hızlandırıcı cihazı kullanılmıştır. Cihaz GRRT için tasarlanmış bir lineer hızlandırıcıdır. Cihazda X - ışın tüpü ve algılayıcı panel mevcut olup kV-GHBT yöntemiyle ile görüntü alınmasına olanak sağlar. Bir lineer hızlandırıcının çalışma prensibi bölüm 2.2.1’de anlatılmıştır. Lineer hızlandırıcının yön tayinleri Şekil 3.1’de gösterilmektedir.



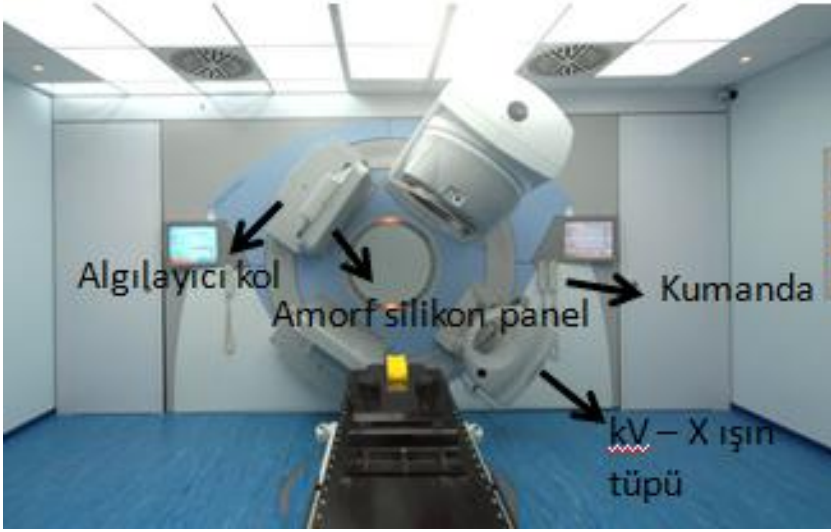
Şekil 3.1. Lineer hızlandırıcının yön tayini için kullanılan isimlendirilmeler

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)

Bu yönler hastanın masaya sırt üstü yattığı durum için geçerlidir ve farklı pozisyonlar için yönler değişmektedir. Ayrıca A ve B noktaları gantri açısı 0 iken geçerlidir (Elekta 2009).

3.1.3. XVI model kilovolt-geniş huzme bilgisayar tomografi (kV-GHBT) cihazı

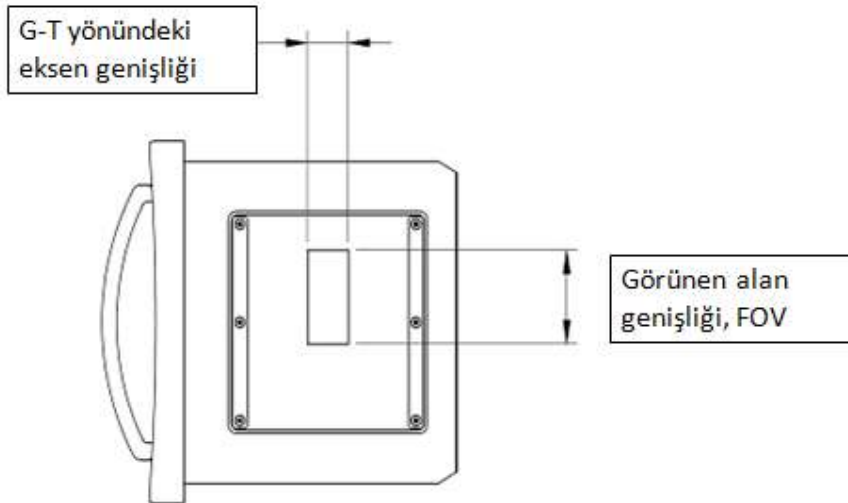
Çalışmada Elekta marka Synergy® model lineer hızlandırıcının parçası olan “X-ray Volume Imager” (XVI) isimli kV-GHBT cihazı kullanılmıştır. XVI lineer hızlandırıcının gantrisine monte edilmiş şekildedir. Cihaz; kV jeneratör, güç ve kontrol üniteleri, kV X - ışın kaynağı, kV algılayıcı kol, amorf silikon panel ve el kumandasından oluşur. kV jeneratör ile güç ve kontrol üniteleri cihazın arka odasında bulunur. Diğer parçaların cihazdaki yerleşimi Şekil 3.2’ de gösterilmiştir.



Şekil 3.2. XVI cihazı

Görüntü toplanması, lineer hızlandırıcı kontrol odasındaki XVI bilgisayarı ile yapılır. Sistem ile GHBT görüntülemenin yanı sıra sabit portal, radyografik ya da floroskopik görüntüleme yapılabilir.

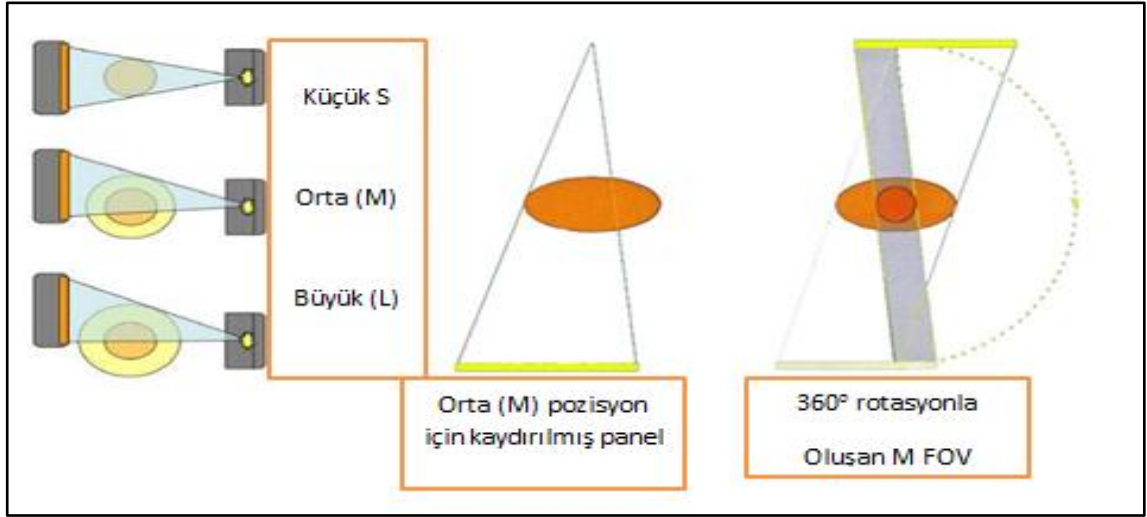
X – ışın tüpünden çıkan huzmenin amorf – silikon panel üzerindeki çapı 425 mm’dir. İstenilen radyasyon alanını elde etmek için farklı alan boyutlarını (FOV) sağlayacak özel kasetler kullanılır (Şekil 3.3). Bu kasetler kolimasyon kasetleri ve filtre kasetleridir. Kasetler X-ışın kaynağının önünde olacak şekilde yerleştirilirler.



Şekil 3.3. Farklı alanlar elde etmek için kullanılan kasetlerden bir örnek

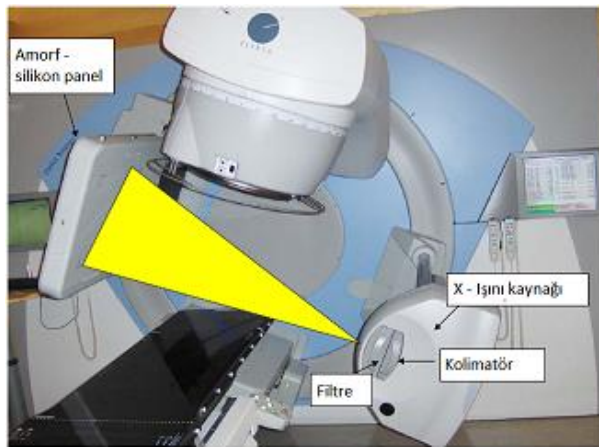
Üç farklı FOV sağlayacak kolimasyon kaseti vardır ve Şekil 3.3’te gösterildiği gibi çekim esnasında görüntüsü alınacak objeye göre bu FOV’lar seçilir. Bunlar; küçük S (small), orta M (medium) ve büyük L (large) olarak isimlendirilirler. FOV’lar

arasındaki fark kV merkezi ekseninden kaymadır. Küçük FOV yaklaşık 25 cm çapa sahiptir ve silikon panelin merkezi radyasyon alanının merkez eksenine aynı pozisyonundadır. Orta FOV'un çapı 40 cm'dir ve silikon panelin merkezi radyasyon alanının merkez ekseninden kaydırılmış pozisyonundadır. Görüntü kalitesi küçük FOV'unkinden daha fazladır. Büyük FOV'un ise 50 cm çapı vardır görüldüğü gibi amorf silikon panelin merkezi radyasyon alanının merkez ekseninden kaydırılması burada daha fazladır. FOV seçildiğinde, detektör panel huzmedeki kaymayla eşleşecek şekilde anterior/posterior yönünde kaydırılır.



Şekil 3.4. a) Obje boyutuna bağlı FOV seçimi b) hacimsel görüntülemelerde M FOV

Her üç FOV içinde kolimasyon sabit açıklık boyutları bulunan, yerleştirilebilir, kurşun kolimatör kasetleri ile sağlanır (Şekil 3.4). Bu kolimatör kasetleri, FOV değiştirildiğinde el ile değiştirilmelidir. Ayrıca küçük, orta ve büyük FOV'a bağlı olarak, uzun eksenindeki kolimasyonu sağlamak için farklı uzunluklarda değiştirilebilir kolimatörler kullanılır. Bu kolimatörler 2, 10, 15 ve 20 olarak isimlendirilirler fakat yaklaşık olarak 3,5- 13,6- 17,6 ve 27,7 cm uzunluğa sahiptirler.



Şekil 3.5. Kullanılan kolimatör kasetlerinin yerleşimi

Dedektör üzerindeki X - ışınının akımının değişimi dedektörlerin sınırlı dinamik aralığı sebebiyle önemli sorunlar doğurur. Aynı zamanda cilt hattında kayıp, BT numarası doğruluğunun azalması, kontrast – gürültü oranı ve görüntü homojenliği üzerinde de olumsuz etkiler oluşturur. Bu sebeplerden dolayı dengeleyici olarak kullanılan papyon (bow-tie) filtre bulunmaktadır (Şekil 3.6). Filtre kullanımı X - ışınının akıcılığının modülasyonunu yapar ve bu şekilde görüntü kalitesini artırır, aynı zamanda X-ışını saçılımını ve hasta dozunu azaltır (Mail vd 2009). Filtre kaseti iki adettir. Bunlar F0, filtrenin olmadığı durumda kullanılan boş kaset ve papyon şeklinde (bow-tie) filtrenin bulunduğu kasetlerdir.



Şekil 3.6. XVI üç boyutlu görüntüleme cihazı, papyon filtre kaseti

Gantrinin 360° rotasyon hareketi ile yaklaşık 630 tane iki boyutlu projeksiyon görüntüsü elde edilir ve bu işlem yaklaşık 2 dakika sürer. Gantrinin rotasyon hareketi saat yönünde ya da saat yönünün tersinedir.

Görüntülerin oluşturulması için tüp voltajı olarak 70 kV ile 150 kV aralığında bir değer seçilebilir. Görüntüler XVI bilgisayarda yapılandırılır. Görüntü yapılandırılma boyutu, pozisyonu ve hacim elemanının “voxel”boyutları belirlenmiş yapılandırma ayarları kullanılarak kontrol edilir. Standart yapılandırma ayarları üç rezolüsyon sağlar. Bu rezolüsyonlar küçük, orta ve büyük olarak tanımlanırlar ve sırasıyla büyüklükleri 0,5, 1 ve 2 mm³tür. Voxel boyutları izotropiktir yani kesit kalınlıkları düzlem içindeki rezolüsyona bağlıdır. Görüntü inceleme uygulaması kalın kesitleri simüle etmek için kesitlerin her iki tarafındaki ortalamasını alır.

mA ve mAs görüntü oluşturmak için kullanılan çekim protokollerine göre farklılık göstermektedir. mA; X – ışın tüpünde katot filamanına uygulanan akımı ifade eder ve seçilen mA değerine göre elektrottan koparılan elektron miktarı değişmektedir. mAs; mA değeri ile birlikte kullanılan süre bakımından ışınlama kontrolünü ifade eder.

Elde edilen görüntüler XVI bilgisayarda kaydedilir. Çekilen görüntüler ile referans görüntüler üst üste bindirilerek izomerkezdeki kayma elde edilir. Görüntülerin üst üste bindirilmesinde Bone (kemik) ve Grey (gri) algoritmaları kullanılır. Bone

algoritmasında sapma kemikler üzerinden gösterilir, Grey algoritmasında ise gri tonlamadan gösterilir.

Elde edilen izomerkez kaymaları sistem tarafından x, y, z ve rotasyonel kayma olarak hesaplanır.

Hastanın pozisyonunun düzeltilmesi ise lineer hızlandırıcının kontrol odasından otomatik olarak masanın hareket ettirilmesi ile yapılır.

XVI cihazının teknik özellikleri Çizelge 3.2’de verilmiştir ve ayrıca Çizelge 3.3’de farklı alanlar elde etmek için kullanılan kasetlerin isimlendirilmesi ile farklı uzunlukların elde edilmesinde kullanılan kolimatörlerin isimlendirilmesi yapılmıştır.

Çizelge 3.2. XVI (X-ray Volume Imager) cihazı teknik özellikleri

Türü	Lineer hızlandırıcı gantrisine monte görüntüleme cihazı
Tipi	Geniş huzme 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)
Detektör tipi	Amorf-Silikon Panel
Detektör materyali	Sintilasyon maddesi (Gd ₂ O ₂ S:Tb)
Pixel boyutu	1024 x 1024
Foto diyet dizisifiziksel 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
Geometrik doğruluk	< 1 mm

Çizelge 3.3. Kasetlerin ve kolimatörlerin isimlendirilmesi

FOV		Farklı uzunluklarda değiştirilebilir kolimatörler	
İsimlendirme	Açıklama	İsimlendirme	Uzunluk
S (Small)	Küçük FOV	10	135,4 mm (S için)
M (Medium)	Orta FOV		135,4 mm (M için)
L (Large)	Büyük FOV	20	276,7 mm (S, M, L için)

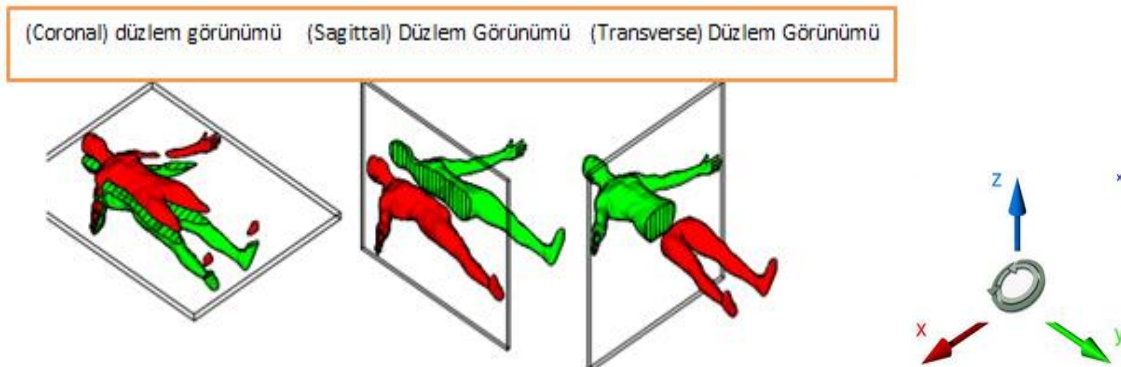
3.1.4. Görüntüleme tekniklerinde kullanılan protokoller

XVI cihazında kullanılan görüntüleme tekniklerine göre kullanılan protokoller farklılık gösterir. Cihazda 3 farklı görüntüleme tekniği bulunmaktadır. Bunlar; düz film (planar) görüntüleme, floroskopik görüntüleme ve GHBT hacimsel görüntülemelerdir.

Düz film (planar) görüntüleme; belirli bir sayıda, iki boyutta alınan projeksiyonların ortalamasıyla elde edilen tek bir görüntüdür. Görüntünün elde edilmesi sırasında gantri rotasyon hareketi yapmaz.

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

GHBT 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 3.7'deki gibidir



Şekil 3.7. 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 GHBT hacimsel görüntüleme tekniği çekim protokolü kullanılmıştır.

Çizelge 3.4. Üç boyutta hacimsel görüntüleme protokolleri

Parametreler	Baş-Boyun S20 F0	Baş-Boyun S10 F0	Pelvis ve Akciğer	Prostat	Geniş Pelvis
kV	100	100	120	120	120
mA	10	10	40	64	64
ms	10	10	40	40	40
Pencere açıklığı	S20	S10	M20	M10	L20
Filtre	F0 (yok)	F0 (yok)	F1	F1	F1
Projeksiyon sayısı	366	366	660	660	660
Gantri rotasyon başlama derecesi	-130	-130	-180	-180	-180
Gantri rotasyon bitiş derecesi	70	70	180	180	180
Gantri hızı (derece/dk)	360	360	180	180	180

3.1.5. Radcal BT iyon odası ve elektrometre sistemi

CTDI ölçümlerinde Radcal marka Accu-Pro model elektrometre ve 10X6-3CT iyon odası sistemi kullanılmıştır (Şekil 3.8). İyon odası 10 cm uzunluğunda kalem tipi BT iyon odasıdır Elektrometre X – ışını ile ilgili birçok özelliğin ölçümüne imkân sağlar.



Şekil 3.8. Radcal model iyon odası elektrometre sistemi

Elektrometre ile iyon odasının kalibrasyonu tedarikçi firma tarafından yapılmıştır. İyon odasını teknik özellikleri Çizelge 3.5’de verilmiştir (Radcal 2013).

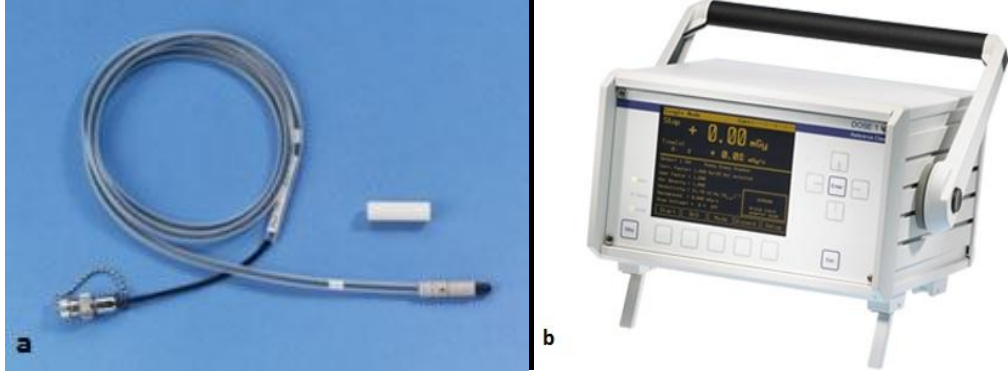
Çizelge 3.5. Radcal marka 10X6-3CT model BT iyon odası teknik özellikleri

Parametreler	Özellikler	
Minimum Hız	2 μ R/s	20 nGy/s
Maksimum Hız	40 R/s	350 mGy/s
Minimum Doz	20 μ R	200 nGy
Maksimum Doz	118 kR	1 kGy
Kalibrasyon Doğruluğu	$\pm 4\%$	
Işınlama Hızı Bağımlılığı	$\pm 2\%$	
Enerji Bağımlılığı	$\pm 5\%$	
Yapısal Özellikleri	• Hava eşdeğeri duvarlar ve elektrot. • 3 cm³ dış çap • 1.5 m aktif hacim • 10 cm uzunluk	

3.1.6. IBA CC04 iyon odası ve Dose 1 elektrometre

Fantomlarda CTDI ölçümleri için ikincil bir iyon odasının kullanılabilirliğini incelemek için IBA marka CC04 iyon odası ile ölçümler alınmıştır. CC04 radyoterapide kullanılan küçük alanların ve yüksek doz geçiş aralıklarının ölçümlerinde kullanılan bir iyon odasıdır.

CC04 iyon odası ile birlikte IBA marka Dose 1 model elektrometre kullanılmıştır. Dose 1 elektrometre soğrulan doz ölçümleri için kullanılabili taşınabilir, tek kanallı ve yüksek hassasiyetli referans sınıf bir elektrometredir. İyon odaları, yarıiletken dedektörler, kristal problarla kullanılabilir (İba 2011). İyon odası ve elektrometrenin kalibrasyonu yapılmış olup kalibrasyon sertifikaları mevcuttur.



Şekil 3.9. a) CC04 iyon odası, b) Dose 1 elektrometre

İyon odasının ve elektrometrenin teknik özellikleri sırasıyla Çizelge 3.6 ve Çizelge 3.7’de verilmiştir.

Çizelge 3.6. IBA marka CC04 model iyon odası teknik özellikleri

Hacim (cc)	0,04
Hassasiyet (nC/cGy)	0,013
Aktif uzunluk (mm)	3,6
İç çap (mm)	4
Duvar kalınlığı (mm)	0,4
Elektrot çapı (mm)	1

Çizelge 3.7. IBA marka Dose 1 model elektrometre teknik özellikleri

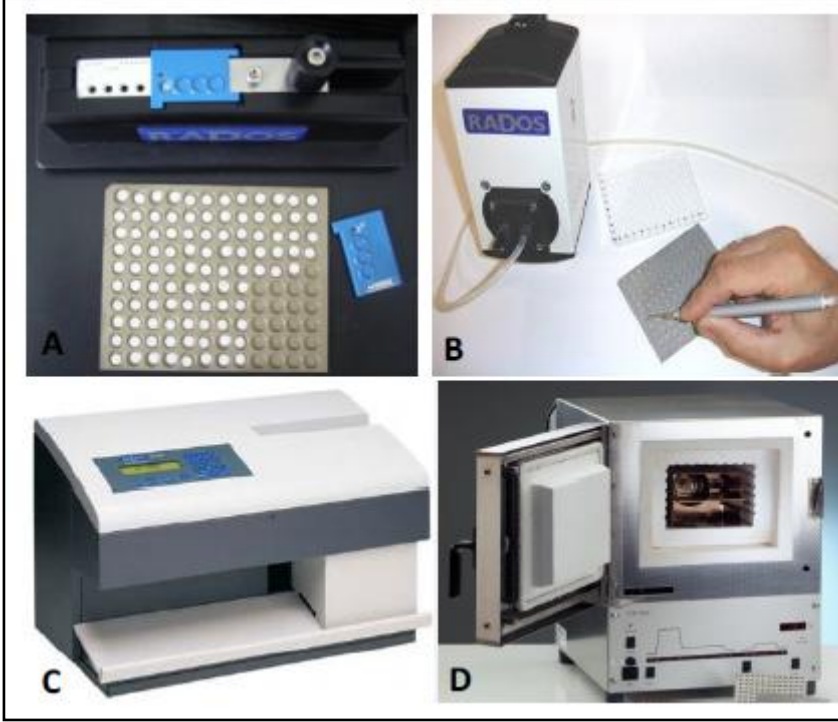
Bias voltaj (V)	± 500
Algılayıcı çeşitleri	TNC ve BNC
Sıcaklık aralığı ($^{\circ}\text{C}$)	15 – 35
Güç kaynağı	100- 200 V, 50/60 Hz
Boyutlar (mm)	259 x 259 x 165
Ağırlık (kg)	3,5
Doz aralığı	40 pC – 1C
Doz hızı	40 pA – 1000 nA
Veri toplama birimleri	Gy, Sv, R, rad, rem
Zaman	Saniye, dakika, saat
İç zaman aralığı (sn)	1-9999
Doğrusallık	$< \pm 0,25 \%$
Kararlılık (1 yılda)	$< \pm 0,25 \%$

3.1.7. RADOS 2000RT sistemi ve LiF-100 TLD

Bu çalışmada, tasarlanan fantomlarda X-ışını profilini incelemek için kullanılan TLD dozimetreler 4,5 mm çapında ve 0,9 mm kalınlığında disk şeklinde Lityum florür (LiF:Mg,Ti) termoluminesans fosforlar (MTS-NPoland)’dır (TLD 2005).

LiF-100 TLD kristallerini grup şeklinde ışınlayarak $\pm\%$ 3 sınırlar içinde hassaslığa sahip olanlar çalışmada kullanıldı. Işınlama veya saklamak için özel olarak tasarlanan ışınlama tepsisi kullanılır (Şekil 3.10a). Işınlanan TLD kristallerinin tüm yerleştirme işlemlerinde vakumlu cımbız kullanılır (Şekil 3.10b).

TLD'lerin ışıma 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 3.10c). Okuyucu sistem TLD ısıtmasını Nitrojen gazı ile yapar.



Şekil 3.10. a) TLD fırın tepsisi, TLD ve kaset b) TLD lerin metal tepsiye yerleştirilmesi c) RADOS 2000 TLD okuyucu d) PTW-TLDO Termoluminesans dozimetre fırını

TLD okuyucuda, 5 bar N₂ akışı ile (1300-1700 sensör değeri) 100 °C'ye kadar ısıtılarak okuma öncesi ısıtma “pre read heat” işlemi 35 saniye süreyle yapılır.

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.

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 3.10d). 1. programda ışınlama öncesi kullanılan 400 °C'ye kadar ısıtma ve soğutma aşamaları, 2. programda ışınlama sonrasında TLD'ler okuyucu tarafından okunmadan önce 100 °C'ye kadar ön ısıtma aşamaları mevcuttur. Sıcaklık kontrollü sıcak hava akımı üreten programlanmış bir ısıtma elemanı içeren fırında dâhili

fan sayesinde sıcak havanın eşit dağılması sağlanır. TL malzeme fırına paslanmaz çelik tepsiler ile konulur (Şekil 3.10.a).

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

3.1.8. Bilgisayar tomografi cihazı için CTDI doz ölçüm fantomları

Çalışmada iki farklı model bilgisayar tomografi doz ölçüm fantomu tasarlanmıştır. Bu tasarımlar standart olarak kullanılan PMMA (Poli Metil Metaakrilat) malzemesinden yapılmış olup, farklı yarıçapta bulunan dairesel fantomlara göre boyutsal ve şekilsel olarak farklılıklar içermektedir. Tasarımlar yapılırken Amerika Gıda ve İlaç Dairesi, FDA 'in standartları göz önünde bulundurulmuştur.

3.2. Metot

Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenen bu çalışmada, CTDI fantom tasarım ve üretimleri yapılarak fantomlarda CTDI dozimetrik ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Tasarlanan CTDI fantomları MADEL Mühendislik Danışmanlık Laboratuvar Hizmetleri Ltd. Şirketi tarafından üretilmiştir. Çalışmanın dozimetrik kısmı ise Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Eğitim Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi AD'nda bulunan IGRT özellikli lineer hızlandırıcı tedavi cihazı ve Toshiba marka Aquillion model BT kullanılarak yapılmıştır. Lineer hızlandırıcı ve BT cihazının kalite kontrolü yapılmıştır.

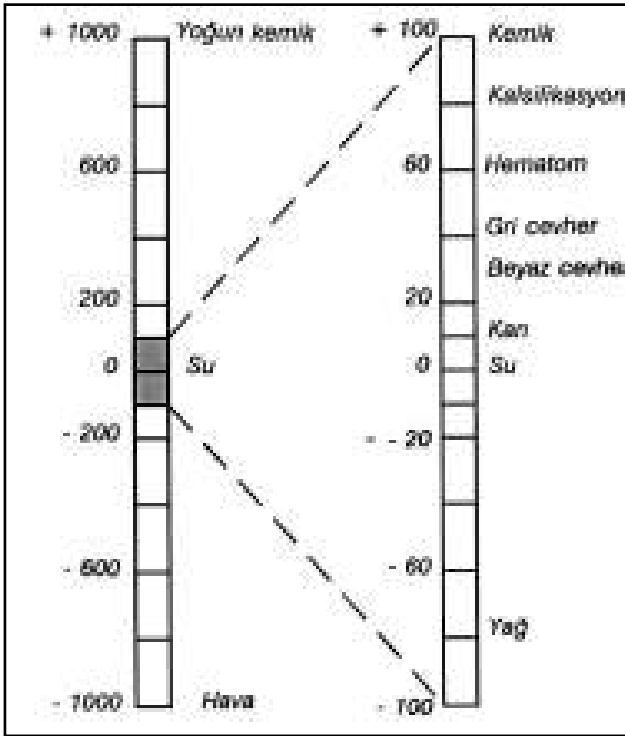
3.2.1. CTDI fantomu tasarımı önçalışmaları ve üretimi.

Fantomların yapımında 2 cm kalınlıkta PMMA plakalar kullanılmıştır plaka kalınlıkları ± 1 mm tolerans içinde yapıldı. Malzeme içinde hava kabarcığı olmamasına dikkat edildi.

Kullanılan malzemenin bilgisayar tomografi Hounsfield birimi (HU) açısından değerlendirildi. Bu yöntem, materyallerin lineer azalım katsayısı değerlerinin tek bir değere doğrusal dönüşümüdür.

$$HU = 1000 \times \frac{\mu_x - \mu_{su}}{\mu_{su}} \quad (3.1)$$

HU değeri 3.1 bağıntısı ile hesaplanır. Burada μ_x materyalin lineer azalım katsayısı, μ_{su} ise suyun lineer azalım katsayısıdır. Farklı yoğunluklara sahip maddeler farklı HU'ya sahiptir ve bu değerler bir çizelge halinde gösterilir (Şekil 3.11).

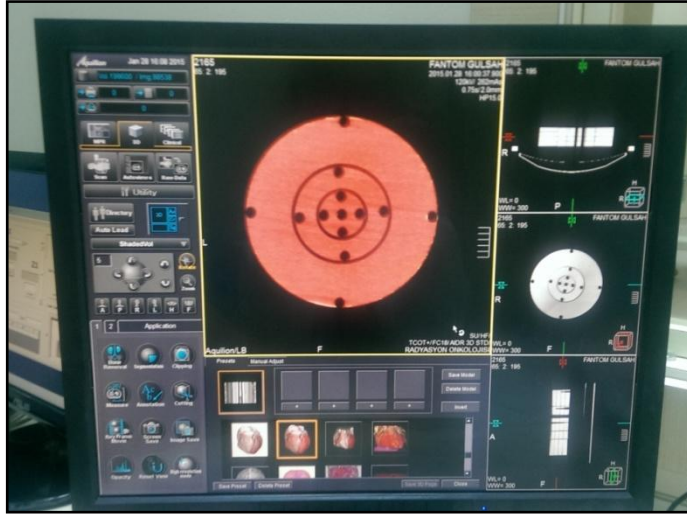


Şekil 3.11. Farklı yoğunluğa sahip materyallerin HU çizelgesi

Şekilde görüldüğü gibi en geçirgen madde olan hava -1000 HU ile temsil edilirken vücuttaki en yoğun yapı olan kemiğin +1000 HU ile gösterilir. Madde ne kadar az X – ışını geçiriyorsa ve ya ne kadar yoğun X – ışını soğuruyorsa bu çizelgedeki değeri o kadar yükselir. Fantom tasarımında kullanılan suyun HU değerine en yakın olan PMMA malzemenin HU değeri 100 olanı seçildi.

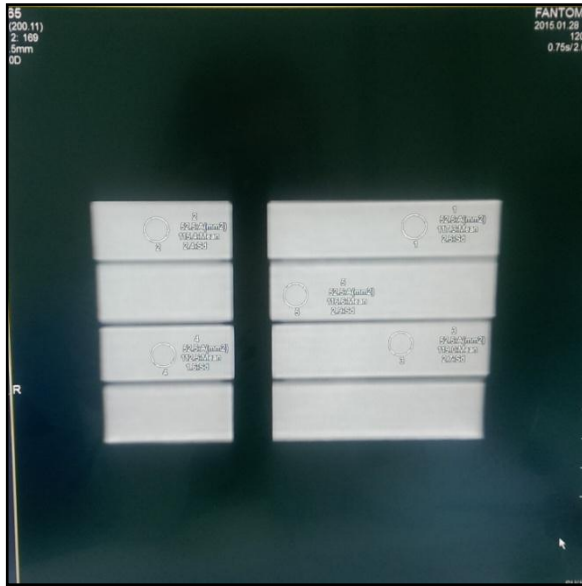
Kullanılan malzemenin HU değerinin tayin edilmesinde Toshiba marka Aquillion model BT cihazı kullanıldı.

Fantom dilimleri BT cihazının merkezine lazerler yardımıyla oturtuldu ve bir tam tarama yapılarak kesitsel olarak görüntü elde edildi (Şekil 3.12).



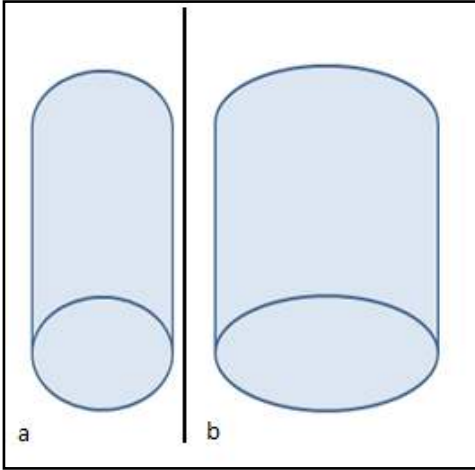
Şekil 3.12. BT cihazında elde edilen kesitsel görüntüler

Daha sonra, sagittal bir kesit üzerinde yarıçapları 4,08 mm olan beş değerlendirme noktası seçildi ve bu noktadaki HU değerleri incelendi.



Şekil 3.13. Bilgisayar yazılımında HU değerinin belirlenmesi

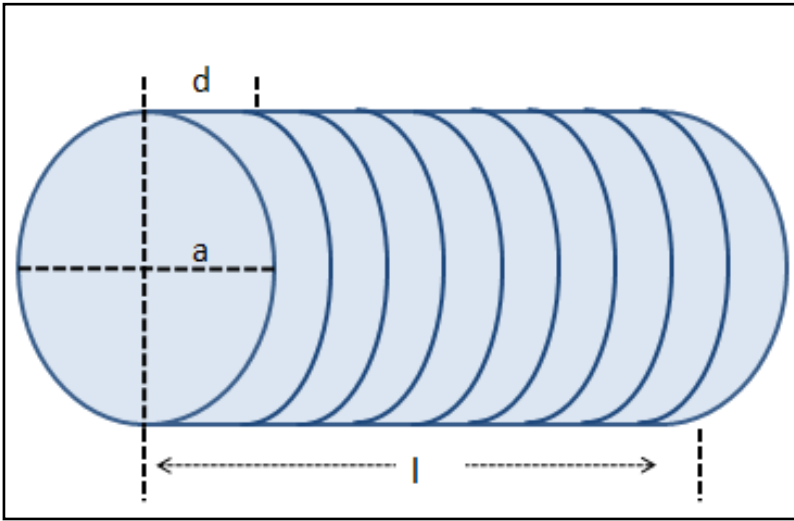
CTDI fantomları için iki farklı geometri seçildi. Bunlar; dairesel silindir (Şekil 3.14a) ve eliptik silindir (Şekil 3.14b) geometrilerdir.



Şekil 3.14. a) Dairesel silindir geometri, b) Eliptik silindir geometrideki CTDI fantomu

3.2.1.1.Dairesel silindir CTDI fantomu

Tabanı daire olan silindirden oluşan fantom 2 cm kalınlığa sahip dilimler şeklinde tasarlanmıştır (Şekil 3.15).

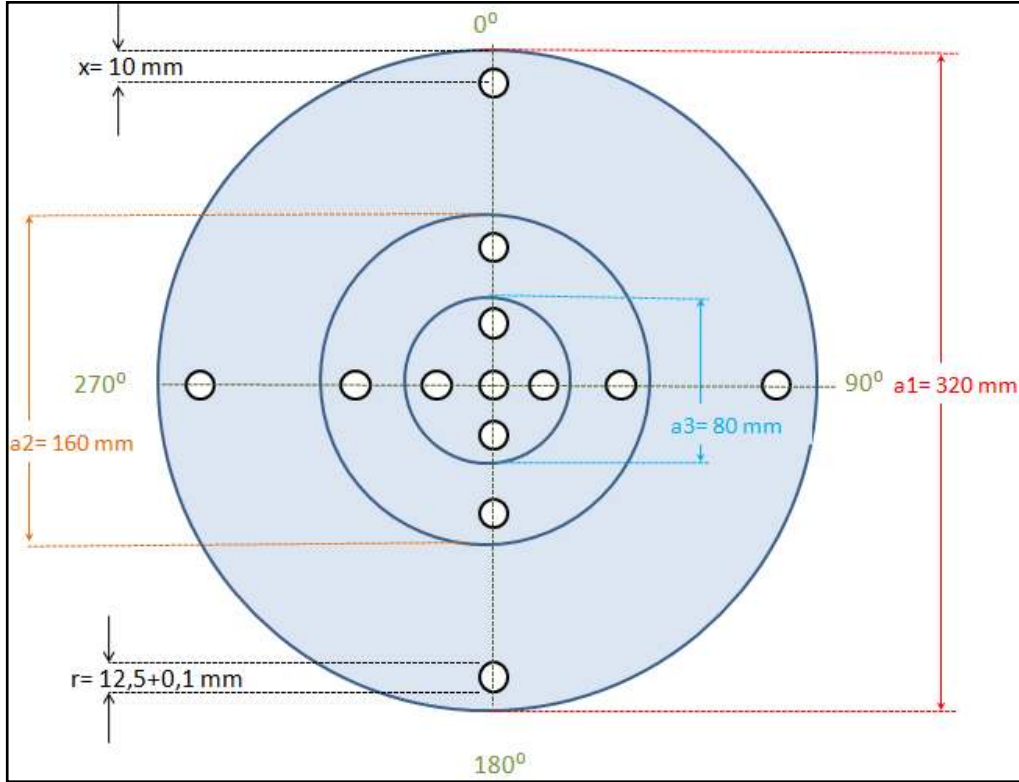


Şekil 3.15. Dairesel silindir biçiminde CTDI fantomu.

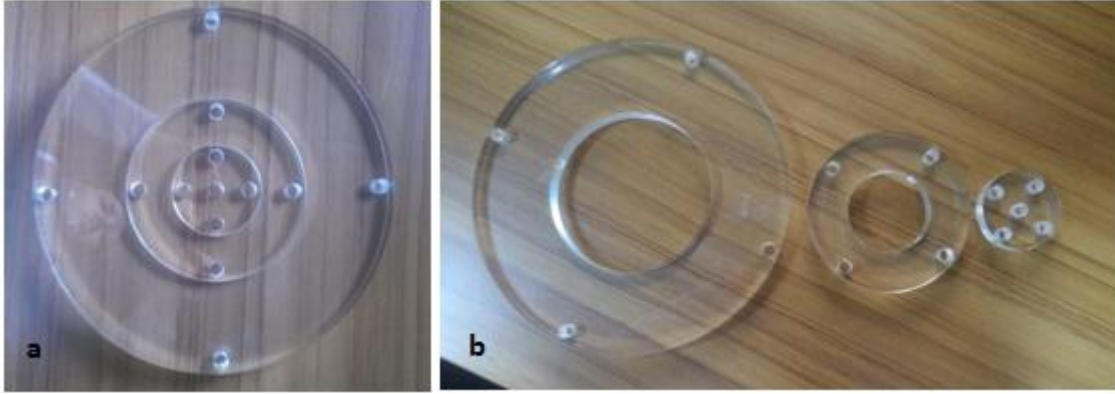
2 cm kalınlıktaki dairese silindir dilimlerinin birleşimiyle oluşan fantom tasarımı Şekil 3.12’de gösterilmektedir. Şekilde fantom uzunluğu, çap ve dilim kalınlığı sırasıyla l , a ve d simgeleri ile göstermektedir. Fantomun toplam uzunluğu 40 cm’e ulaşmaktadır. Üç farklı çapta dairese silindir tasarlanmıştır. Bu çaplar büyük, orta ve küçük olarak sırasıyla 320 mm, 160 mm ve 80 mm’dir. Her üç fantom iç içe geçecek şekilde kesimi yapılmıştır. Küçük çapta olan fantom orta çapa sahip olan fantomun dairese dolgunluğunu sağlar, orta çapa sahip olan fantom ise büyük çapta olan fantomun dairese dolgunluğunu sağlar (Şekil 3.16).

Her bir dilimde iyon odası ölçümlerinde iyon odasının yerleşimine izin verecek kaviteler yapılmıştır. Bu kaviteler büyük ve orta çaplı fantomlar için fantomun çevresinde 0° , 90° , 270° ve 360° açılarda yer alırken küçük çaplı fantomda ise hem fantom çevresinde hem de merkezde konumlandırılmıştır. Çizelge 3.8’de kavitelerin fantomlar üzerinde x, y koordinat sistemine göre yerleşim noktaları gösterilmektedir. Çevredeki kavite merkezleri ile dış çevre arasındaki mesafe CTDI fantomları için önerilene göre 10 mm’dir ve kavite çapları kullanılacak 12,5 mm çapta iyon odasının hareketine olanak sağlayacak şekilde, 12,6 mm çapta dizayn edilmiştir.

CTDI fantomların imalatındaki kesim işlemlerinde kesim payı bırakılmıştır. Çizelge 3.9’da x, y koordinat sisteminde belirlenen kesim noktaları 320 mm ve 160 mm çapındaki dilimler için gösterilmektedir. Şekil 3.17a’da üç farklı çapta dairesel silindir diliminin ön yüzünden kesit görünümünü ve iç içe geçmiş hali, Şekil 3.17b’de ise üç farklı çapa sahip fantom dilimi için yapılan tasarımın son hali gösterilmektedir. Şekil 3.18a,b, ve c’de ise büyük orta ve küçük fantom dilimleri için tasarım şekilleri kesim noktaları koordinatları gösterilmektedir.



Şekil 3.16. Üç farklı çapta dairesel silindir diliminin ön yüzünden kesit görünümü ve iç içe geçmiş halinin tasarım şekli



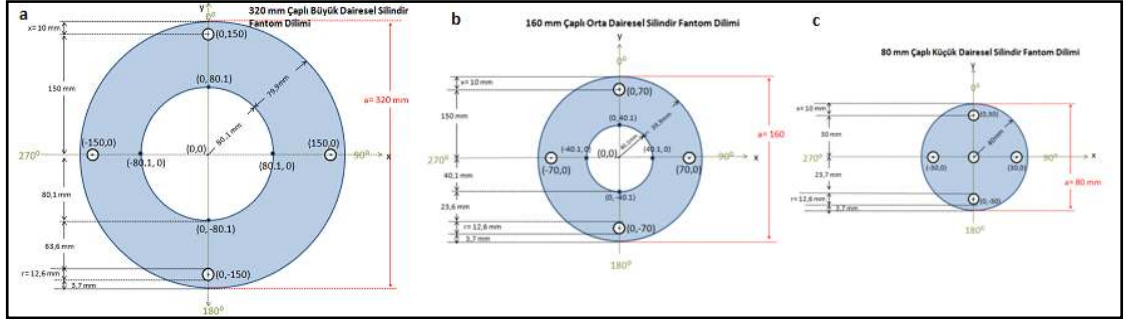
Şekil 3.17. a) Üç farklı çapta dairesel silindir diliminin ön yüzünden kesit görünümü ve iç içe geçmiş hali ve b) büyük, orta ve küçük ebatlardaki dairesel dilimlerin ayrı ayrı görünümü

Çizelge 3.8. İyon odasının yerleşimi için belirlenen ölçüm noktalarının fantomların üzerinde x,y koordinat sistemine göre konumları

Fantom Çapı		Ölçüm Noktalarının Fantom Üzerindeki Konumu				
		Merkez	0°	90°	180°	270°
Koordinatlar (x,y)	Büyük (a=320 mm)	-	(0,150)	(150,0)	(0, -150)	(-150,0)
	Orta (a= 160 mm)	-	(0,70)	(70,0)	(0,-70)	(-70,0)
	Küçük (a= 80 mm)	(0,0)	(0,30)	(30,0)	(0,-30)	(-30,0)

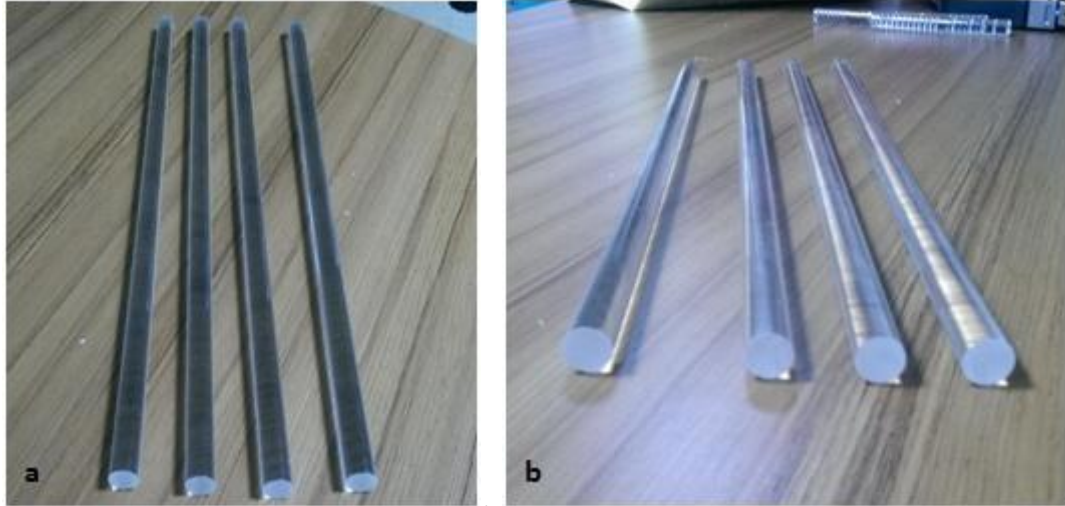
Çizelge 3.9. 320 mm ve 160 mm çaplı fantomlar için kesim noktalarının koordinat sistemindeki konumları

Fantom Çapı		Fantom Üzerindeki Konum			
		0°	90°	180°	270°
Koordinatlar (x,y)	Büyük (a=320 mm)	(0, 80,1)	(80,1, 0)	(0, 80,1) -	(-80,1, 0)
	Orta (a= 160 mm)	(0, 40,1)	(40,1, 0)	(0, 40,1) -	(-40,1, 0)



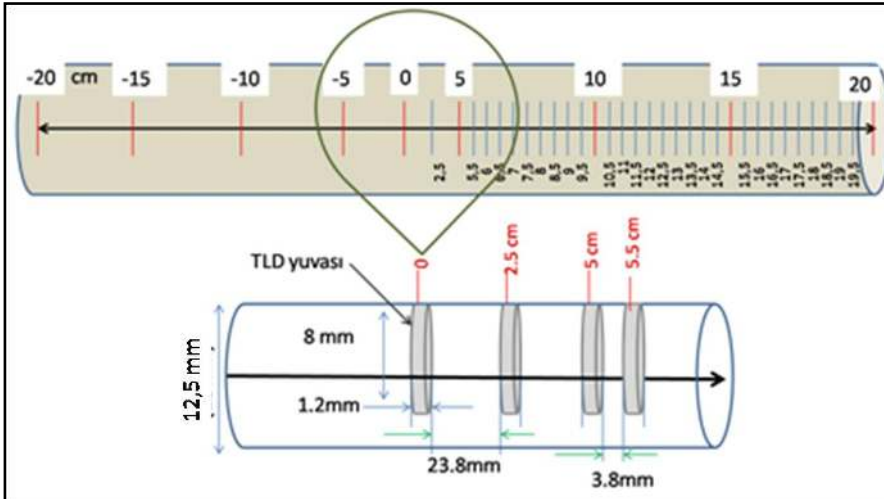
Şekil 3.18. a) Büyük 320 mm çaplı, b) Orta 160 mm çaplı ve c) Küçük 80 mm çaplı fantom dilimleri tasarım şekli ve kesim koordinatları

Ölçümler sırasında boş kalan iyon odası kavitelerini doldurmak için iyon odası kavite çubukları tasarlanmıştır (Şekil 3.19a ve b). Bu 16 ve 40 cm uzunlukta olan çubuklar, kavitelerin içinde rahatça hareket edebilecek şekilde 12,5 mm çapa sahiptir.



Şekil 3.19. a) iyon odası kavite çubuklarının üstten görünümü, b) iyon odası kavite çubuklarının önden görünümü

İyon odası kavite çubuklarına ek olarak TLD'ler ile fantomlar içinde ölçüm yapabilmek için TLD çubukları tasarlanmıştır. TLD çubukları fantomların içinde rahatça hareket ettirilebilecek şekilde 12,5 mm çapa sahiptir ve farklı uzunluklarda tasarlanmıştır. Üzerlerinde 4,5 mm çap ve 0,9 mm kalınlığa sahip disk şeklinde Lityum florür (LiF: Mg,Ti) termoluminesans fosforların yerleşimine olanak sağlayacak TLD yuvaları bulunmaktadır. TLD yuvalarının bulunacağı konumlar elde edilmesi istenen X-ışını profilini sağlayabilecek noktalarda oluşturulmuştur (Şekil 3.20).



Şekil 3.20. TLD çubuklarının tasarımı ve çubuklar üzerine yerleştirilen TLD yuvaları

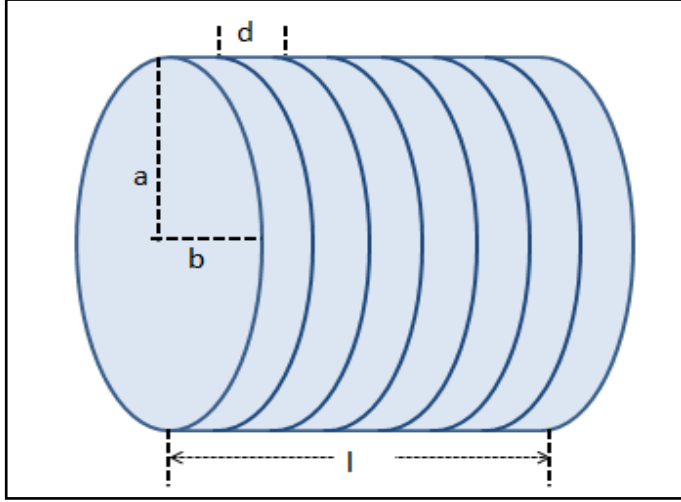
Üretici firma ile yapılan çalışmalarının sonucunda tasarlanıp üretilen dairesel silindir fantom seti Şekil 3.21’de gösterilmektedir.



Şekil 3.21. Dairesel silindir CTDI fantom seti ve taşıma sandığı

3.2.1.2. Eliptik silindir CTDI fantomu

Tabanı elips olan silindirden oluşan fantom 2 cm kalınlığa sahip dilimler şeklinde tasarlanmıştır (Şekil 3.22).

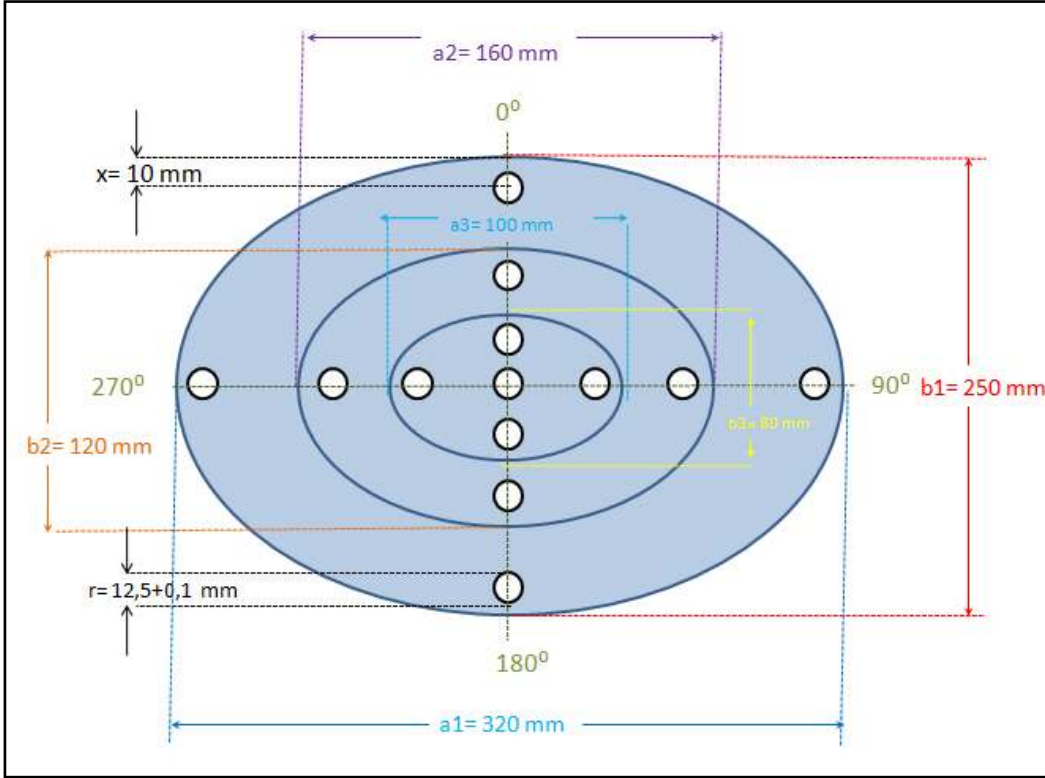


Şekil 3.22. Eliptik silindir biçiminde CTDI fantomu.

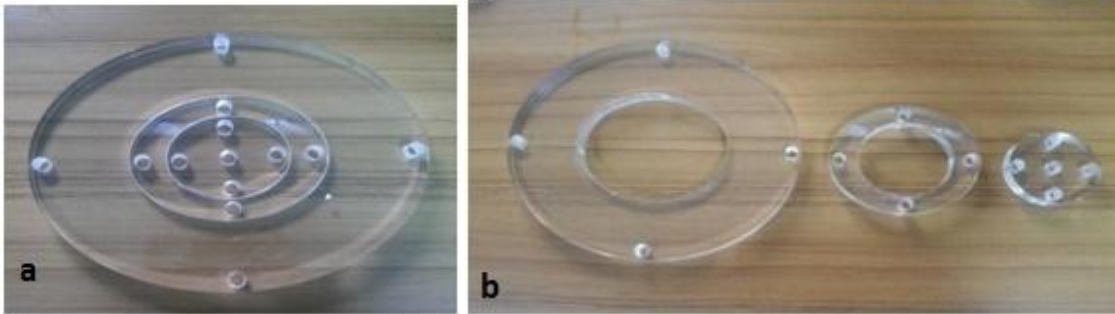
2 cm kalınlıktaki eliptik silindir dilimlerinin birleşimiyle oluşan fantom tasarımı Şekil 3.22’de gösterilmektedir. Şekilde fantom uzunluğu, çapı ve dilim kalınlığı sırasıyla l , a ve d simgeleri ile gösterilmektedir. Fantomun toplam uzunluğu 40 cm’e ulaşmaktadır. Üç farklı çapta eliptik silindir tasarlanmıştır. Bu çaplar büyük, orta ve küçük olarak sırasıyla 320×250 mm, 160×120 mm ve 100×80 mm’dir. Her üç fantom iç içe geçecek şekilde kesimi yapılmıştır. Küçük çapta olan fantom orta çapa sahip olan fantomun dairesel dolgunluğunu sağlar, orta çapa sahip olan fantom ise büyük çapta olan fantomun dairesel dolgunluğunu sağlar (Şekil 3.23).

Her bir dilimde iyon odası ölçümlerinde iyon odasının yerleşimine izin verecek kaviteler yapılmıştır. Bu kaviteler büyük ve orta çaplı fantomlar için fantomun çevresinde 0° , 90° , 270° ve 360° açılarda yer alırken küçük çaplı fantomda ise hem fantom çevresinde hem de merkezde konumlandırılmıştır. Çizelge 3.10’da kavitelerin fantomlar üzerinde x , y koordinat sistemine göre yerleşim noktaları gösterilmektedir. Çevredeki kavite merkezleri ile dış çevre arasındaki mesafe CTDI fantomlar için önerilene göre 10 mm’dir ve kavite çapları kullanılacak 12,5 mm çapta iyon odasının hareketine olanak sağlayacak şekilde, 12,6 mm çapta dizayn edilmiştir.

CTDI fantomların imalatındaki kesim işlemlerinde kesim payı bırakılmıştır. Çizelge 3.11’de x , y koordinat sisteminde belirlenen kesim noktaları 320×250 mm ve 160×120 mm çapındaki dilimler için gösterilmektedir. Şekil 3.24a’da üç farklı çapta dairesel silindir diliminin ön yüzünden kesit görünümünün ve iç içe geçmiş hali, Şekil 3.24b’de ise üç farklı çapa sahip fantom dilimi için yapılan tasarımın son hali gösterilmektedir. Şekil 3.25a,b, ve c’de ise büyük orta ve küçük fantom dilimleri için tasarım şekilleri kesim noktaları koordinatları gösterilmektedir.



Şekil 3.23. Üç farklı çapta eliptik silindir diliminin ön yüzünden görünümü ve iç içe geçmiş halinin tasarımı



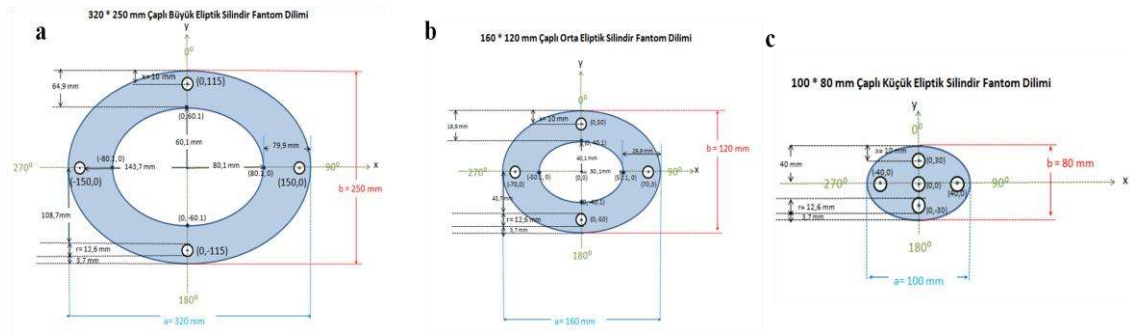
Şekil 3.24. a) Üç farklı çapta eliptik silindir diliminin ön yüzünden görünümü ve iç içe geçmiş hali, b) üç farklı ebattaki eliptik dilimin ayrı ayrı gösterimi

Çizelge 3.10. Eliptik silindir fantomda iyon odasının yerleşimi için belirlenen ölçüm noktalarının fantomların üzerinde x,y koordinat sistemine göre konumları

Fantom Çapı		Ölçüm Noktalarının Fantom Üzerindeki Konumu				
		Merkez	0°	90°	180°	270°
Koordinatlar (x,y)	Büyük (a=320, b= 250mm)	-	(0,115)	(150,0)	(0, -115)	(-150,0)
	Orta (a= 160, b= 120mm)	-	(0,50)	(70,0)	(0,-50)	(-70,0)
	Küçük (a= 100, b=80 mm)	(0,0)	(0,30)	(40,0)	(0,-30)	(-40,0)

Çizelge 3.11. 320×250 mm ve 160×120 mm çaplı fantomlar için kesim noktalarının koordinat sistemindeki konumları

Fantom Çapı		Fantom Üzerindeki Konum			
		0°	90°	180°	270°
Koordinatlar (x, y)	Büyük (a=320, b= 250mm)	(0, 60,1)	(80.1, 0)	(0, -60,1)	(-80.1, 0)
	Orta (a= 160, b= 120mm)	(0, 40,1)	(50.1, 0)	(0, -40,1)	(-50.1, 0)



Şekil 3.25. a) 320×250 mm çaplı, b) 160×120 mm çaplı ve c) 100×80 mm çaplı fantom dilimleri ve kesim koordinatları

Dairesel silindir fantom setinde olduğu gibi eliptik silindir fantom seti içinde iyon odası kavite çubukları tasarlanmıştır. İyon odası kaviteleri her iki fantom setinde de aynı yarıçapa sahip olduğu için tasarlanan çubuklarda aynı ebatlara sahiptir.



Şekil 3.26. Eliptik silindir fantom seti ve taşıma sanığı

Yapılan tasarım çalışmalarının ardından üretilen eliptik silindir CTDI fantom seti Şekil 3.26’da gösterilmektedir.

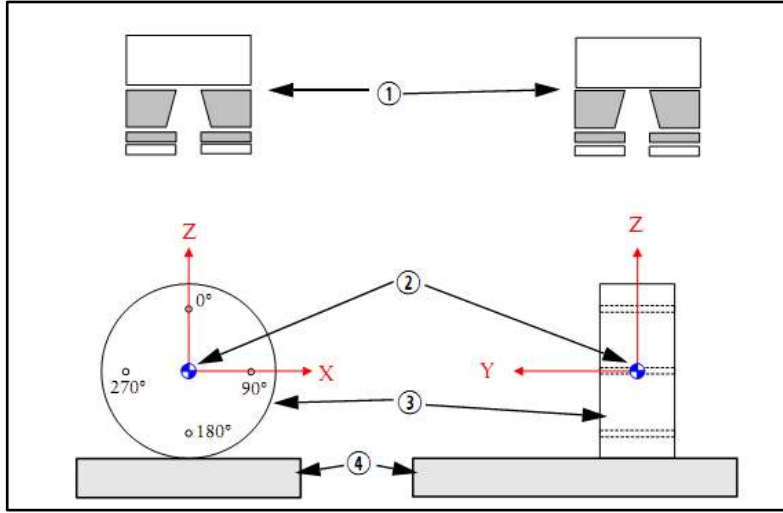
3.2.2. BT iyon odası ile yapılan CTDI ölçümleri

GRR özelliği bulunan lineer hızlandırıcı cihazının XVI görüntüleme cihazında dairesel ve eliptik silindir fantom setleri için ölçümler yapıldı.

3.2.2.1. Dairesel silindir BT fantomlarında CTDI Ölçümleri ve $CTDI_w$ hesaplaması

Tasarlanan dairesel silindirik fantom setinde, Şekil 3.27’deki kesit şemasında görüldüğü gibi BT iyon odası eksenine G-T yönünde olacak biçimde Çizelge 3.4’de verilen çekim protokolleri için CTDI merkez ($CTDI_M$) ve dört kenardaki CTDI ($CTDI_k$) ölçümleri mGy. cm biriminde doz okuma değeri şeklinde alındı. $CTDI_w$ için ise $CTDI_M$

ve dört kenardaki ortalama CTDI ($CTDI_{k,ort}$) değerleri 2.10. numaralı denklem de kullanılarak mGy .cm biriminde doz hesaplaması yapıldı.



Şekil 3.27. $CTDI_w$ ölçümü için fantomun yerleştirilmesi (1.X-ışını kaynağı 2.İzomerkez 3.Fantom 4.Masa)

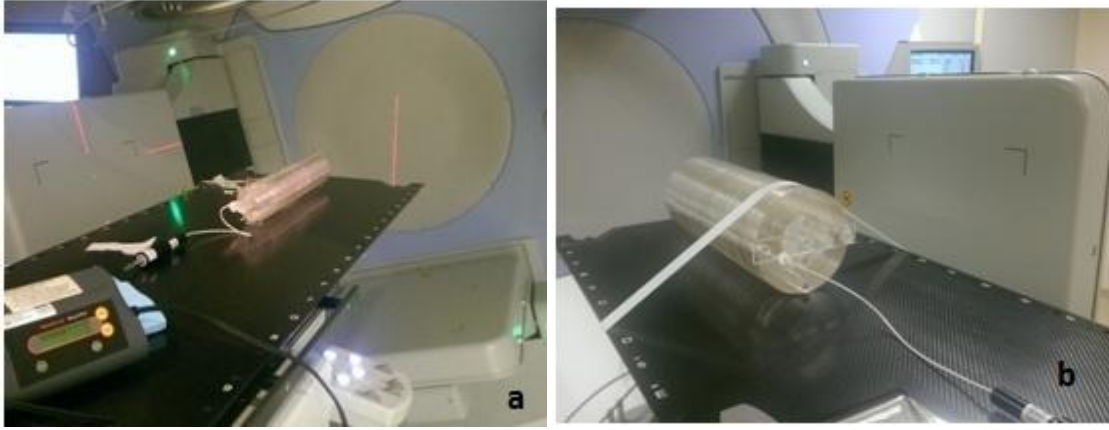
Çizelge 3.12. Üç boyutta hacimsel görüntüleme protokollerinde kullanılan fantom tipi ve çekim parametreleri

Parametreler	Baş-Boyun S20 F0	Baş-Boyun S10 F0	Pelvis	Prostat	Geniş Pelvis
kV	100	100	120	120	120
mA	10	10	40	64	64
ms	10	10	40	40	40
Pencere açıklığı	S20	S10	M20	M10	L20
Filtre	F0 (yok)	F0 (yok)	F1	F1	F1
Projeksiyon sayısı	366	366	660	660	660
Gantri rotasyon başlama derecesi	-130	-130	-180	-180	-180
Gantri rotasyon bitiş derecesi	70	70	180	180	180
Gantri hızı(derece/dk)	360	360	180	180	180
Kullanılan fantom	Dairesel orta Dairesel küçük	Dairesel küçük	Dairesel büyük	Dairesel orta	Dairesel büyük

Görüntüleme protokollerine göre kullanılan fantomlar Çizelge 3.12’de gösterilmektedir.

Baş-boyun S20 F0 protokolü için 16 cm çap 40 cm uzunluğa sahip olan dairesel orta fantomla 10 cm çap ve 40 cm uzunluğa sahip olan dairesel küçük fantom kullanıldı. Baş-boyun S10 F0 protokolü için ise dairesel küçük fantom kullanıldı.

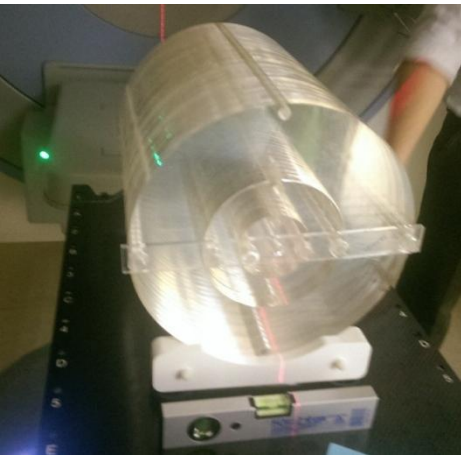
Baş-boyun protokolleri için kullanılan fantomların merkezi lazerler yardımıyla lineer hızlandırıcının merkezine gelecek şekilde yerleştirildi (Şekil 3.28a ve b)



Şekil 3.28. a) 10 cm çap 40 cm uzunluğa sahip dairesel silindirik fantom b) 16 cm çap 40 cm uzunluğa sahip dairesel silindirik fantom

Pelvis ve prostat protokolleri için 16 cm çap 40 cm uzunluğa sahip olan dairesel orta fantom kullanıldı. Kullanılan fantomun merkezi lazerler yardımıyla lineer hızlandırıcının merkezine gelecek şekilde yerleştirildi.

Geniş pelvis protokolleri için ise 32 cm çap ve 40 cm uzunluğunda dairesel büyük fantom kullanıldı. Yine aynı şekilde fantomun merkezi lineer hızlandırıcının merkezine oturtularak ölçüm alındı (Şekil 3.29).



Şekil 3.29. 32 cm çapında 40 cm uzunluğunda dairesel silindirik BT fantomu

Merkezde ölçülen $CTDI_M$ değerleri için kalem tipi iyon odası merkezdeki boşluğa yerleştirildi ve fantomların kenarlarındaki çevre iyon odası yuvalarının tümü fantom ile aynı malzemeden yapılan iyon odası çubukları ile kapatıldı.

Fantomun çevresindeki konumlardan ölçülerek elde edilen $CTDI_{k,ort}$ değerleri için sırasıyla fantomun üzerinde bulunan 0, 90, 270 ve 180 konumundaki iyon odası boşluklarına kalem tipi iyon odası yerleştirildi diğer boşluklar iyon odası çubukları ile kapatılarak ölçüm yapıldı.

Son olarak elde edilen değerlerden 2.10 bağıntısı kullanılarak $CTDI_w$ hesaplandı.

Kullanılan görüntüleme protokollerinden pelvis, prostat ve geniş pelvis protokolleri için filtre seçeneği değiştirilerek aynı ölçümler tekrarlandı (Çizelge 3.13).

Çizelge 3.13. Üç boyutta hacimsel görüntüleme protokollerinden pelvis, prostat ve geniş pelvis protokolleri için filtre seçeneğinin değiştirilmiş hali ve kullanılan fantom tipi

Parametreler	Pelvis	Prostat	Geniş Pelvis
kV	120	120	120
mA	40	64	64
ms	40	40	40
Pencere açıklığı	M20	M10	L20
Filtre	F0	F0	F0
Projeksiyon sayısı	660	660	660
Gantri rotasyon başlama derecesi	-180	-180	-180
Gantri rotasyon bitiş derecesi	180	180	180
Gantri hızı(derece/dk)	180	180	180
Kullanılan fantom	Dairesel büyük	Dairesel orta	Dairesel büyük

3.2.2.2. Eliptik silindir BT fantomlarında CTDI Ölçümleri ve $CTDI_w$ hesaplaması

Tasarlanan eliptik silindirik fantom setinde, Şekil 3.27'deki kesit şemasında görüldüğü gibi BT iyon odası eksenini G-T yönünde olacak biçimde Çizelge 3.4'de verilen çekim protokolleri için CTDI merkez ($CTDI_M$) ve dört kenardaki CTDI ($CTDI_k$) ölçümleri mGy. cm biriminde doz okuma değeri şeklinde alındı. $CTDI_w$ için ise $CTDI_M$ ve dört kenardaki ortalama CTDI ($CTDI_{k,ort}$) değerleri 2.10.nolu denklem de kullanılarak mGy .cm biriminde doz hesaplaması yapıldı.

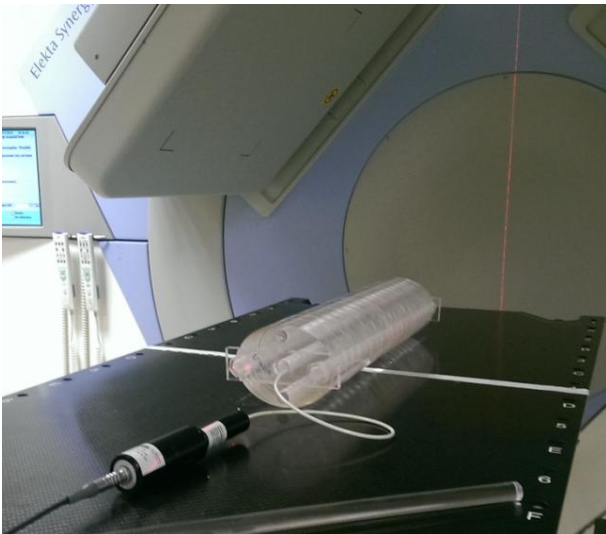
Çizelge 3.14. Üç boyutta hacimsel görüntüleme protokollerinde kullanılan eliptik fantom tipi

Parametreler	Baş-Boyun S20 F0	Baş-Boyun S10 F0	Pelvis	Prostat	Geniş Pelvis
kV	100	100	120	120	120
mA	10	10	40	64	64
ms	10	10	40	40	40
Pencere açıklığı	S20	S10	M20	M10	L20
Filtre	F0 (yok)	F0 (yok)	F1	F1	F1
Projeksiyon sayısı	366	366	660	660	660
Gantri rotasyon başlama derecesi	-130	-130	-180	-180	-180
Gantri rotasyon bitiş derecesi	70	70	180	180	180
Gantri hızı(derece/dk)	360	360	180	180	180
Kullanılan fantom	Eliptik orta Eliptik küçük	Eliptik küçük	Eliptik büyük	Eliptik orta	Eliptik büyük

Görüntüleme protokollerine göre kullanılan fantomlar Çizelge 3.14’de gösterilmektedir.

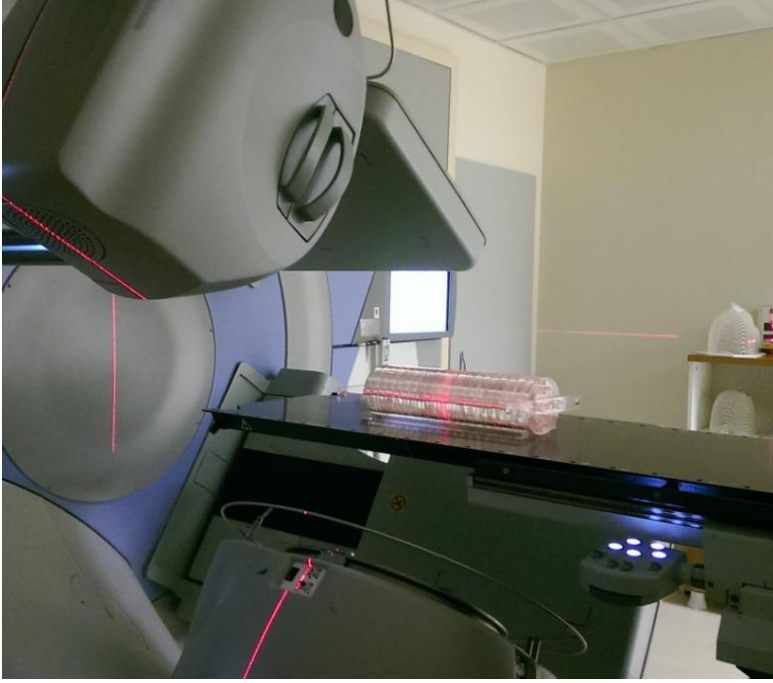
Baş-boyun S20 F0 protokolü için 10x8 cm çap 40 cm uzunluğa sahip olan eliptik orta fantomla 16x12 cm çap ve 40 cm uzunluğa sahip olan eliptik küçük fantom kullanıldı. Baş-boyun S10 F0 protokolü için ise eliptik küçük fantom kullanıldı.

Baş-boyun protokolleri için kullanılan fantomların merkezi lazerler yardımıyla lineer hızlandırıcının merkezine gelecek şekilde yerleştirildi (Şekil 3.30).



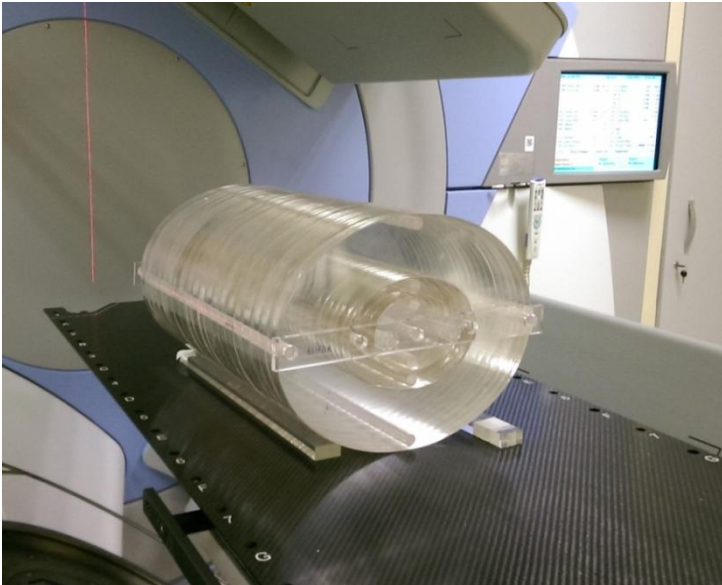
Şekil 3.30. 10x8 cm çapında 40 cm uzunluğunda eliptik silindir BT fantomu

Pelvis ve prostat protokolleri için 16x12 cm çap 40 cm uzunluğa sahip olan eliptik orta fantom kullanıldı. Kullanılan fantomun merkezi lazerler yardımıyla lineer hızlandırıcının merkezine gelecek şekilde yerleştirildi (Şekil 3.31).



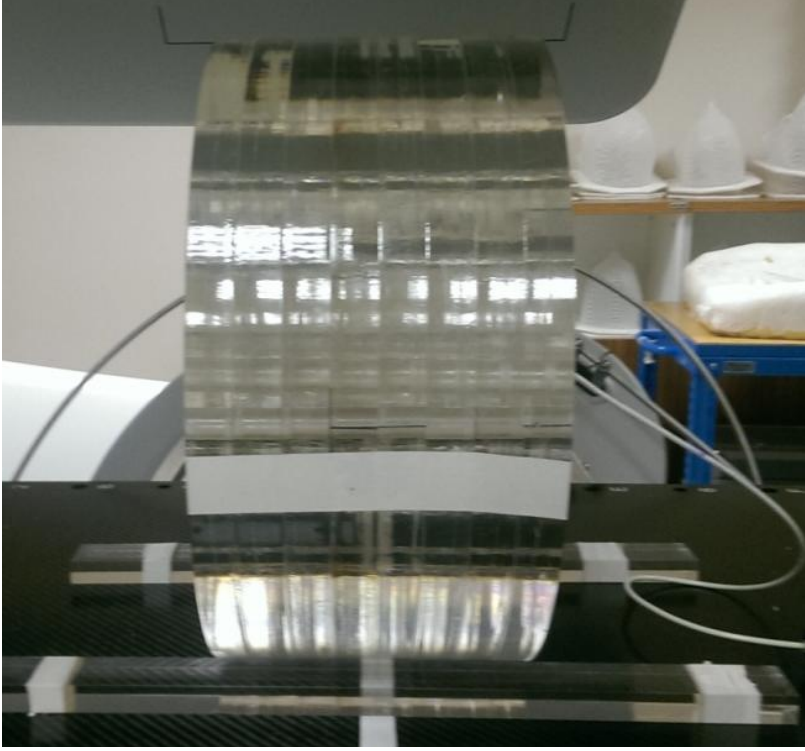
Şekil 3.31. 16x12 cm çap 40 cm uzunluğa sahip olan eliptik orta fantom

Geniş pelvis protokolleri için ise 32x25 cm çap ve 40 cm uzunluğunda eliptik büyük fantom kullanıldı. Yine aynı şekilde fantomun merkezi lineer hızlandırıcının merkezine oturtularak ölçüm alındı (Şekil 3.32).



Şekil 3.32. 32x25 cm çap ve 40 cm uzunluğunda eliptik büyük fantom

40 cm uzunluğunda fantomla ölçüm alındıktan sonra, 2 cm'lik dilimlerin eksiltilmesiyle fantomun boyu 16 cm yapıldı ve tüm CTDI ölçümleri tekrarlandı (Şekil 3.33).



Şekil 3.33. Sekiz adet eliptik geometride fantom dilimi ile oluşturulan 16 cm uzunluğundaki eliptik silindir fantom

Merkezde ölçülen $CTDI_M$ değerleri için kalem tipi iyon odası merkezdeki boşluğa yerleştirildi ve fantomların kenarlarındaki çevre iyon odası yuvalarının tümü fantom ile aynı malzemeden yapılan iyon odası çubukları ile kapatıldı.

Fantomun çevresindeki konumlardan ölçülerek elde edilen $CTDI_{k,ort}$ değerleri için sırasıyla fantomun üzerinde bulunan 0, 90, 270 ve 180 konumundaki iyon odası boşluklarına kalem tipi iyon odası yerleştirildi diğer boşluklar iyon odası çubukları ile kapatılarak ölçüm yapıldı.

Son olarak elde edilen değerlerden 2.10 bağıntısı kullanılarak $CTDI_w$ hesaplandı.

Kullanılan görüntüleme protokollerinden pelvis, prostat ve geniş pelvis protokolleri için filtre seçeneği değiştirilerek aynı ölçümler tekrarlandı (Çizelge 3.15).

Çizelge 3.15. Üç boyutta hacimsel görüntüleme protokollerinden pelvis, prostat ve geniş pelvis protokolleri için parametrelerin değiştirilmiş hali ve kullanılan fantom tipi

Parametreler	Pelvis	Prostat	Geniş Pelvis
kV	120	120	120
mA	40	64	64
ms	40	40	40
Pencere açıklığı	M20	M10	L20
Filtre	F0	F0	F0
Projeksiyon sayısı	660	660	660
Gantri rotasyon başlamaderecesi	-180	-180	-180
Gantri rotasyon bitişderecesi	180	180	180
Gantri hızı(derece/dk)	180	180	180
Kullanılan fantom	Elipitik büyük	Elipitik orta	Elipitik büyük

3.2.3. CC04 iyon odası ile yapılan CTDI ölçümleri

Geniş pelvis protokolü için 40 uzunluğunda dairesel büyük fantomun merkezinde ve dörtkenarında CC04 iyon odası kullanarak CTDI ölçümleri yapıldı. Ölçümler 10 cm BT iyon odası ölçümleri ile aynı geometride tekrarlandı.

Daha sonra geniş pelvis protokolü için filtre seçeneği değiştirilerek, filtresiz koşullarda CTDI ölçümleri tekrarlandı (Çizelge 3.16).

Çizelge 3.16. Dairesel büyük fantomda CC04 iyon odası ile yapılan ölçümlerde kullanılan protokoller

Parametreler	Geniş Pelvis	Geniş Pelvis
kV	120	120
mA	64	64
ms	40	40
Pencere açıklığı	L20	L20
Filtre	F1	F0
Projeksiyon sayısı	660	660
Gantri rotasyon başlama derecesi	-180	-180
Gantri rotasyon bitiş derecesi	180	180
Gantri hızı(derece/dk)	180	180
Kullanılan fantom	Dairesel büyük	Dairesel büyük

3.2.4. Termoluminesans dozimetre (TLD) sistemi ile yapılan CTDI ölçümleri

3.2.4.1. TLD'lerin gruplandırılması ve sıfırlanması

Aynı üretimden olan 60 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 count” 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.

3.2.4.2. TLD'ler ile fantomda profil elde edilmesi

TLD sistemi, görüntüleme protokolleri için fantom içinde sayım profillerinin çıkartılmasında kullanıldı. TLD'lerin yerleşiminde fantomların yarıçaplarıyla uyumlu olarak tasarlanan TLD çubukları kullanıldı.



Şekil 3.34. TLD ölçümleri için tasarlanan çubuk

Şekil 3.34'de görüldüğü gibi TLD çubukları, üzerinde TLD'lerin yerleşimine izin verecek ebatlarda yuvalar bulunduran, fantomların iyon odası kavitelerinde rahatça hareket ettirilebilecek yarıçapta yapıldı. Çubukların üzerindeki TLD yuvalarının uzaklıkları istenilen farklı uzunlukları karşılayacak şekilde konumlandırıldı. TLD'ler çubuk üzerinde tek bir doğru üzerinde sırasıyla dizilmek üzere hazırlandı. Daha önce yapılan çalışmalar temel alınarak TLD'ler arasındaki mesafe rölatif doz değişimi göz önünde tutularak farklı yerleştirildi.

Baş-boyun protokolü S20 pencere açıklığı, prostat protokolü M10 pencere açıklığı ve geniş pelvis protokolleri için TLD'ler ile ölçüm alındı. Her bir protokol için hem dairesel hem eliptik silindir fantom setinde ölçümler yapıldı. TLD'ler fantomlar üzerinde merkezde ve çevrede (0° de) yerleştirilerek okuma değerleri alındı. TLD yöntemi ile alınan bu okuma değerlerinden profil elde edildi.

4. BULGULAR

4.1. CTDI Fantomunun Yapımında Kullanılan Malzemenin HU Bakımından Değerlendirmesi

Toshiba marka Aquillion model bilgisayar tomografi cihazı kullanılarak 2 cm kalınlığındaki PMMA dilimlerin tarama görüntüsü alınarak HU değerlendirme yapıldı.

Dilimlerin kesitsel görüntüsü üzerinde seçilen beş değerlendirme noktasında görülen HU değerleri Çizelge 4.1’de verilmiştir. Beş değerlendirme konumundan elde edilen HU değerlerinin ortalaması 102,2’dir.

Çizelge 4.1. CTDI fantom dilimlerinin BT görüntüsü üzerindeki HU değerleri

Değerlendirme Konumu	Yarıçap (mm)	HU (Ortalama)	Standart Sapma
1.	52,5	103,1	36,9
2.	52,5	100,5	18,2
3.	52,5	101,2	42,3
4.	52,5	106,5	31,2
5.	52,5	99,8	54,6

Fantom tasarımları yapılırken Amerika Gıda ve İlaç Dairesi, FDA’in standartları göz önünde bulundurulmuştur. FDA’in BT doz ölçüm fantomları için göz önünde bulundurduğu standartları;

- Yapım malzemesinin Poli-Metil-Meta-Akrilik (PMMA) plastik olması
- Fantomun dairesel silindir şeklinde 14 cm uzunluğa ve 32 cm ile 16 cm çaplara sahip olması
- Fantom üzerinde dozimetre yerleşimine izin verecek kavitetlerin olması şeklindedir (FDA 2005).

Çalışmada tasarlanıp üretilen fantomlar yukarıdaki standartların hepsini sağlamakla birlikte geometrik olarak dairesel geometriye ek olarak eliptik geometride de yapılmıştır. Ayrıca uzunluk olarak da 40 cm uzunluğu sağlayabilecek şekilde tasarlanmıştır.

4.2. BT İyon Odası ile Yapılan CTDI Ölçümlerin Sonuçları

10 cm uzunluğunda BT iyon odası kullanılarak, dairesel ve eliptik silindir fantom setinde $CTDI_M$ ve $CTDI_k$ doz değerleri Şekil 3.27’deki düzeneğe ve Çizelge 3.12, Çizelge 3.13, Çizelge 3.14 ve Çizelge 3.15’de verilen protokollere göre alındı.

İlgili çekim protokolündeki her fantom seti için $CTDI_{k_{ort}}$ ve $CTDI_W$ değerleri hesaplandı.

4.2.1. Dairesel silindir fantom setinde yapılan ölçümler

4.2.1.1. Baş – boyun protokolleri

Baş – boyun çekim protokollerinde Çizelge 3.12’de verildiği gibi S10 ve S20 pencere açıklıkları için fantom setleri ayarlandı.

Baş – boyun protokolünde S20 pencere açıklığında dairesel küçük ve dairesel orta CTDI fantomu, S10 pencere açıklığında ise dairesel küçük CTDI fantomu kullanıldı. İki pencere açıklığında da silindir uzunluğu 40 cm yapıldı. $CTDI_M$ ve $CTDI_k$ doz ölçüm değerleri, $CTDI_{k,ort}$ ve $CTDI_w$ hesaplama değerleri Çizelge 4.2’de verilmiştir.

Çizelge 4.2. Baş - Boyun protokollerinde BT iyon odası ile dairesel küçük ve orta fantomda CTDI değerleri

Kullanılan Protokol		Baş - Boyun S20	Baş - Boyun S20	Baş - Boyun S10
Fantom Türü		Dairesel Orta	Dairesel Küçük	Dairesel Küçük
Fantom Uzunluğu (cm)		40	40	40
Filtre		Yok	Yok	Yok
CTDI (mGy)	Merkez	0,84	1,04	0,88
	0° kenar	1,13	1,19	0,96
	90° kenar	1,26	1,26	1,21
	180° kenar	0,56	0,93	0,75
	270° kenar	0,36	0,80	0,47
$CTDI_M$ (mGy)		0,84	1,04	0,88
$CTDI_{k,ort}$ (mGy)		0,83	1,05	0,85
$CTDI_w$ (mGy)		0,83	1,04	0,86

4.2.1.2. Prostat, pelvis ve geniş pelvis protokolleri

Prostat, pelvis ve geniş pelvis çekim protokollerinde Çizelge 3.12’de de verildiği gibi sırasıyla M20, M10 ve L20 pencere açıklıkları için CTDI fantom setleri ayarlandı.

Geniş pelvis protokolünde L20 pencere açıklığında dairesel büyük CTDI fantomu, pelvis protokolü M20 pencere açıklığında dairesel büyük ve dairesel orta CTDI fantomu, prostat protokolü M10 pencere açıklığında ise dairesel orta CTDI

fantomu kullanıldı. Ölçümlerde filtre kullanılmadı. $CTDI_M$ ve $CTDI_k$ doz ölçüm değerleri, $CTDI_{k,ort}$ ve $CTDI_w$ hesaplama değerleri Çizelge 4.3’de verilmiştir.

Çizelge 4.3. Geniş pelvis, pelvis ve prostat protokollerinde BT iyon odası ile dairesel büyük ve dairesel orta fantomda, filtre kullanarak alınan CTDI değerleri

Kullanılan Protokol		Geniş Pelvis L20	Pelvis M20	Pelvis M20	Prostat M10
Fantom Türü		Dairesel Büyük	Dairesel Büyük	Dairesel Orta	Dairesel Orta
Fantom Uzunluğu (cm)		40	40	40	40
Filtre		Var	Var	Var	Var
CTDI (mGy)	Merkez	17,81	14,76	37,02	47,79
	0° kenar	23,24	19,35	36,1	50,44
	90° kenar	25,21	18,685	31,04	45,72
	180° kenar	21,76	18,71	31,54	45,03
	270° kenar	27,26	20,85	35,94	50,99
$CTDI_M$ (mGy)		17,81	14,76	37,02	47,79
$CTDI_{k,ort}$ (mGy)		24,37	19,4	33,66	48,05
$CTDI_w$ (mGy)		22,18	17,85	34,78	47,96

Prostat, pelvis ve geniş pelvis protokollerinde, aynı fantomlar kullanarak yapılan ölçümler filtre kullanmadan tekrarlandı. Filtre kullanmadan $CTDI_M$ ve $CTDI_k$ doz ölçüm değerleri, $CTDI_{k,ort}$ ve $CTDI_w$ hesaplama değerleri Çizelge 4.4’de verilmiştir.

Çizelge 4.4. Geniş pelvis, pelvis ve prostat protokollerinde BT iyon odası ile dairesel büyük ve dairesel orta fantomda, filtre kullanmadan alınan CTDI değerleri

Kullanılan Protokol		Geniş Pelvis L20	Pelvis M20	Pelvis M20	Prostat M10
Fantom Türü		Dairesel Büyük	Dairesel Büyük	Dairesel Orta	Dairesel Orta
Fantom Uzunluğu (cm)		40	40	40	40
Filtre		Yok	Yok	Yok	Yok
CTDI (mGy)	Merkez	24,01	19,6	49,27	62,67
	0° kenar	43,14	34,59	49,73	70,03
	90° kenar	39,79	34,03	46,99	64,52
	180° kenar	43,85	32,53	47,21	66,44
	270° kenar	49,24	30,49	51,06	75,36
CTDI _M (mGy)		24,01	19,6	49,27	62,67
CTDI _{k.ort} (mGy)		44,00	32,91	48,75	69,09
CTDI _w (mGy)		37,34	28,47	48,92	66,95

4.2.2. Eliptik silindir fantom setinde yapılan ölçümler

4.2.2.1. Baş – boyun protokolleri

Baş – boyun çekim protokollerinde Çizelge 3.14’de de verildiği gibi S10 ve S20 pencere açıklıkları için fantom setleri ayarlandı.

Baş – boyun protokolünde S20 pencere açıklığında eliptik küçük ve eliptik orta CTDI fantomu, S10 pencere açıklığında ise eliptik küçük CTDI fantomu kullanıldı. İki pencere açıklığında da silindir uzunluğu 40 cm yapıldı. CTDI_M ve CTDI_k doz ölçüm değerleri, CTDI_{k.ort} ve CTDI_w hesaplama değerleri Çizelge 4.5’ de verilmiştir.

Çizelge 4.5. Baş – boyun protokollerinde BT iyon odası ile eliptik küçük ve eliptik orta fantomda CTDI değerleri

Kullanılan Protokol		Baş - Boyun S20	Baş - Boyun S20	Baş - Boyun S10
Fantom Türü		Elipitik Orta	Elipitik Küçük	Elipitik Küçük
Fantom Uzunluğu (cm)		40	40	40
Filtre		Yok	Yok	Yok
CTDI (mGy)	Merkez	0,91	1,04	0,92
	0° kenar	1,12	1,60	1,55
	90° kenar	1,34	4,07	4,05
	180° kenar	0,70	0,92	0,84
	270° kenar	0,47	0,71	0,63
CTDI _M (mGy)		0,91	1,04	0,92
CTDI _{k,ort} (mGy)		0,91	1,82	1,77
CTDI _w (mGy)		0,91	1,56	1,48

4.2.2.2. Pelvis, geniş pelvis ve prostat protokolleri

Prostat, pelvis ve geniş pelvis çekim protokollerinde Çizelge 3.14’de de verildiği gibi sırasıyla M20, M10 ve L20 pencere açıklıkları için CTDI fantom setleri ayarlandı.

Geniş pelvis protokolünde L20 pencere açıklığında eliptik büyük CTDI fantomu, pelvis protokolü M20 pencere açıklığında eliptik büyük ve eliptik orta CTDI fantomu, prostat protokolü M10 pencere açıklığında ise eliptik orta CTDI fantomu kullanıldı. Geniş pelvis ve prostat protokollerinde silindir uzunluğu 40 cm, pelvis protokolünde ise silindir uzunluğu 40 ve 16 cm yapıldı. Ölçümlerde filtre kullanılmadı. CTDI_M ve CTDI_k doz ölçüm değerleri, CTDI_{k,ort} ve CTDI_w hesaplama değerleri Çizelge 4.6’da verilmiştir.

Çizelge 4.6. Geniş pelvis, pelvis ve prostat protokollerinde BT iyon odası ile eliptik büyük ve eliptik orta fantomda, filtre kullanarak alınan CTDI değerleri

Kullanılan Protokol		Geniş Pelvis L20	Pelvis M20	Pelvis M20	Pelvis M20	Prostat M10
Fantom Türü		Eliptik Büyük	Eliptik Büyük	Eliptik Büyük	Eliptik Orta	Eliptik Orta
Fantom Uzunluğu (cm)		40	40	16	40	40
Filtre		Var	Var	Var	Var	Var
CTDI (mGy)	Merkez	22,78	18,59	15,79	43,76	59,27
	0° kenar	26,45	23,41	21,39	59,27	61,6
	90° kenar	22,63	18,35	18,72	61,6	42,87
	180° kenar	26,44	22,73	20,01	42,87	58,51
	270° kenar	27,73	23,01	21,55	58,51	50,04
CTDI _M (mGy)		22,78	18,59	15,79	43,76	59,27
CTDI _{k,ort} (mGy)		25,81	21,88	20,42	55,56	53,26
CTDI _w (mGy)		24,80	20,78	18,88	51,63	55,26

Prostat, pelvis ve geniş pelvis protokollerinde, aynı fantomlar kullanarak yapılan ölçümler filtre kullanmadan tekrarlandı. Filtre kullanmadan CTDI_M ve CTDI_k doz ölçüm değerleri, CTDI_{k,ort} ve CTDI_w hesaplama değerleri Çizelge 4.7’de verilmiştir.

Çizelge 4.7. Geniş pelvis, pelvis ve prostat protokollerinde BT iyon odası ile eliptik büyük ve eliptik orta fantomda, filtre kullanmadan alınan CTDI değerleri

Kullanılan Protokol		Geniş Pelvis L20	Pelvis M20	Pelvis M20	Prostat M10
Fantom Türü		Dairesel Büyük	Dairesel Büyük	Dairesel Orta	Dairesel Orta
Fantom Uzunluğu (cm)		40	40	40	40
Filtre		Yok	Yok	Yok	Yok
CTDI (mGy)	Merkez	31,21	25,74	57,34	78,08
	0° kenar	41,57	35,86	78,08	85,25
	90° kenar	41,66	32,18	85,25	56,17
	180° kenar	42,9	34,95	56,17	79,06
	270° kenar	53,2	39,59	79,06	77,02
CTDI _M (mGy)		31,21	25,74	57,34	78,08
CTDI _{k,ort} (mGy)		44,83	35,65	74,64	74,38
CTDI _w (mGy)		40,29	32,34	68,87	75,61

4.3. CC04 İyon Odası ile Yapılan CTDI Ölçümlerinin Sonuçları

Geniş pelvis protokolünde L20 pencere açıklığında dairesel büyük fantom kullanarak CC04 iyon odası ile filtre kullanarak ve kullanmadan doz ölçümleri yapıldı. Elde edilen dozdeğerleri Çizelge 4.8’de gösterilmektedir.

Çizelge 4.8. CC04 iyon odası ve dairesel büyük CTDI fantomu kullanarak filtreli ve filtresiz geniş pelvis protokollerinde doz değerleri

Kullanılan Protokol		Geniş Pelvis L20	Geniş Pelvis L20
Fantom Türü		Dairesel Büyük	Dairesel Büyük
Fantom Uzunluğu (cm)		40	40
Filtre		Var	Yok
DOZ (mGy)	Merkez	6,04	8,66
	0° kenar	8	13,99
	90° kenar	7,22	12,62
	180° kenar	7,8	13,81
	270° kenar	8,53	16,75

Bu çekim protokolünde, BT iyon odasının ve CC04 iyon odasının doz ölçüm verileri karşılaştırıldı. İki farklı iyon odasının algıladığı doz verileri farklı olmasına rağmen bu veriler arasında orantısal bir bağıntı olup olmadığı araştırıldı ve CC04 iyon odasının doz sonuçlarını BT iyon odasından elde edilen CTDI doz değerine dönüştürebilecek dönüşüm faktörü hesaplandı. Bu işlem sonucunda ortalama bir doz dönüşüm faktörü elde edildi. Bu işlem filtreli ve filtresiz ölçümlerin ikisi içinde yapıldı. Çizelge 4.9’da DOZ_{BT} ; BT iyon odasıyla okunan ve DOZ_{CC} ; CC04 iyon odasıyla okunan değerleri simgelemektedir. Bu değerlerden filtreli ve filtresiz ölçümler için ortalama doz dönüşüm faktörü elde edildi. Elde edilen faktör Çizelge 4.9’da gösterilmektedir.

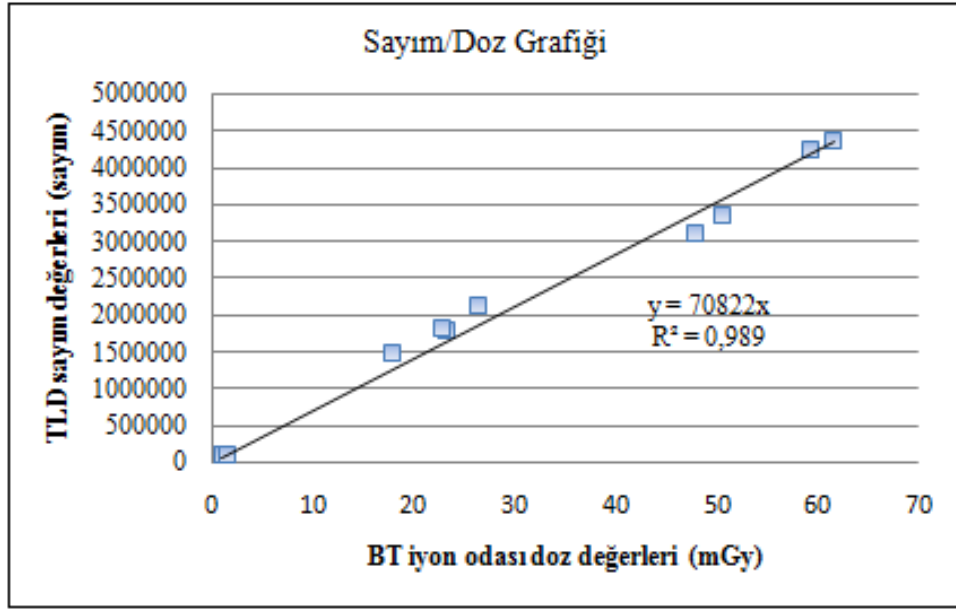
Çizelge 4.9. Filtreli ve filtresiz ölçümler için, fantom üzerindeki her bir ölçüm noktasında BT iyon odası ile okunan değerlerin CC04 iyon odasıyla okunan değerlere bölünmesiyle elde edilen doz dönüşüm faktör değerleri

Ölçüm Konumları		DOZ _{BT} / DOZ _{CC}	DOZ _{BT} / DOZ _{CC}
Filtre		Var	Yok
CC04 iyon odası için Doz dönüşüm faktörü	Merkez	2,95	2,77
	0° kenar	2,91	2,77
	90° kenar	3,49	3,15
	180° kenar	2,79	3,17
	270° kenar	3,20	2,94
Ortalama doz dönüşüm katsayısı		3,07	3,02
Standart sapma		0,28	0,17

4.4. Termoluminesans Dozimetre (TLD) Sistemi ile Yapılan CTDI Ölçümleri

Tasarlanan TLD ışınlama çubuğuna dizilen TLD'ler ile dairesel ve eliptik CTDI fantom setleri kullanarak, L20 pencere açıklığında geniş pelvis, M10 pencere açıklığında prostat ve S20 pencere açıklığında baş – boyun protokollerinde çekimler alındı. Hem dairesel hem eliptik BT fantomları için 40 cm ve 16 cm fantom uzunluğunda çekimler yapıldı. Kullanılan pencere açıklığına bağlı olarak TLD'ler çubuk üzerinde farklı mesafelere yerleştirildi.

BT fantomlarında BT iyon odası ile alınan doz değerleri ile TLD'lerin sayım değerleri kullanarak doğrusal bir grafik çizildi ve grafiğin eğiminden doz dönüşüm katsayısı elde edildi (Şekil 4.1).

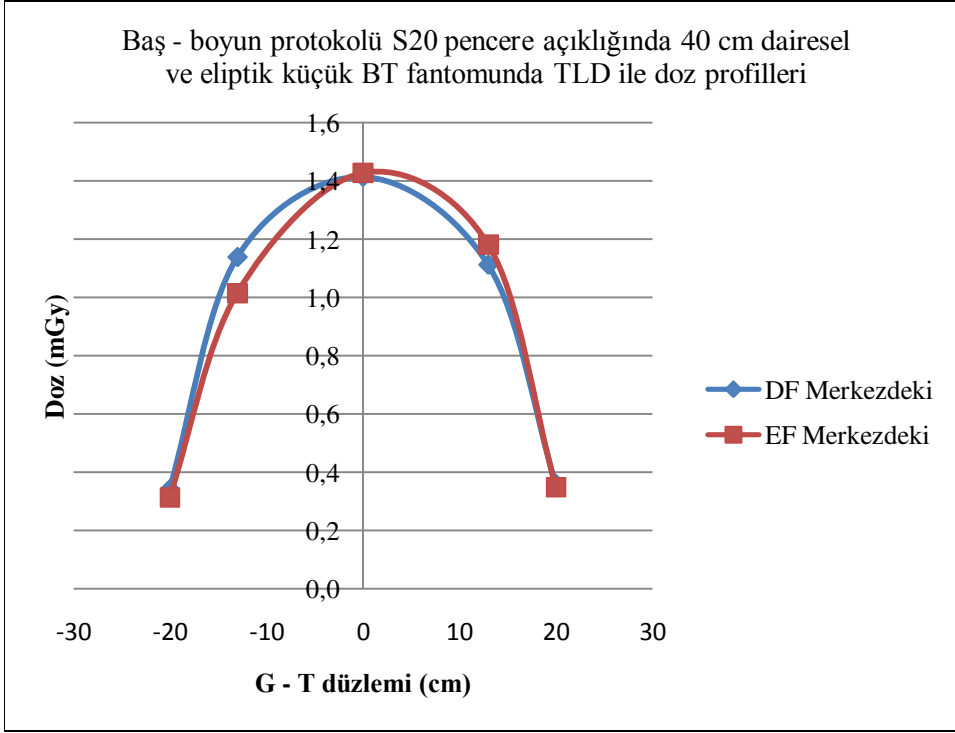


Şekil 4.1. BT iyon odası doz değerleri ve TLD sayım değerleri ile çizilen doğrusal grafik

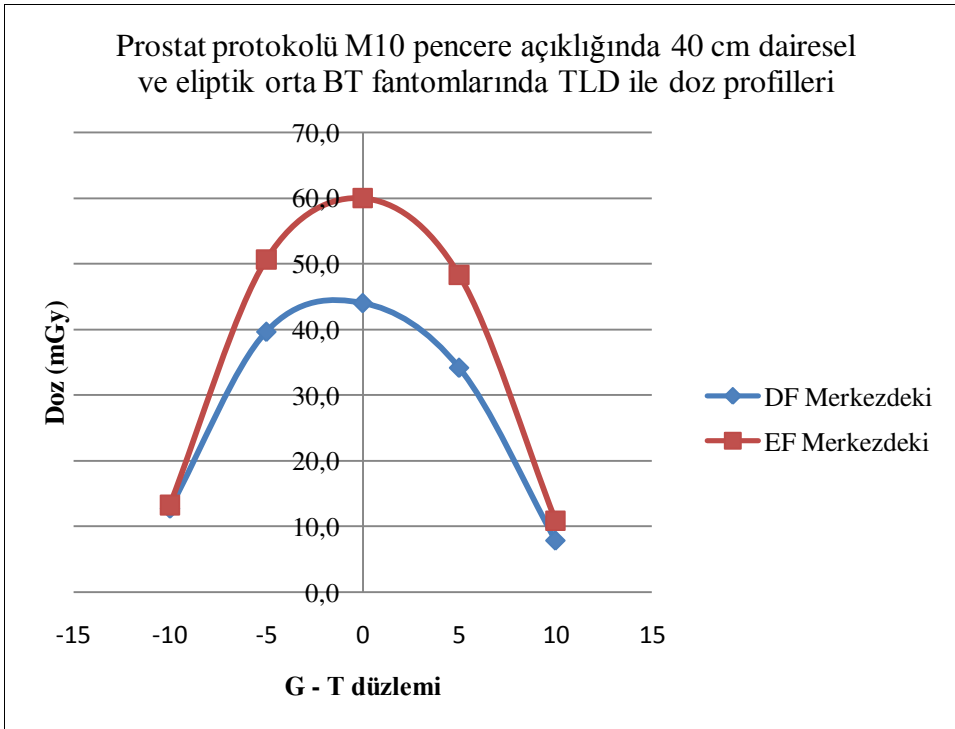
Çizilen grafiğin eğiminden elde edilen doza dönüşüm katsayısı, $\text{Doz(mGy)}/\text{Sayım değeri}$ $1,41 \cdot 10^{-5}$ 'dir.

Çekim yapılan protokollerde okunan TLD sayım değerleri bulunan doz dönüşüm katsayısına çarpıldı ve elde edilen değerlerle protokoller için TLD doz profilleri çizildi.

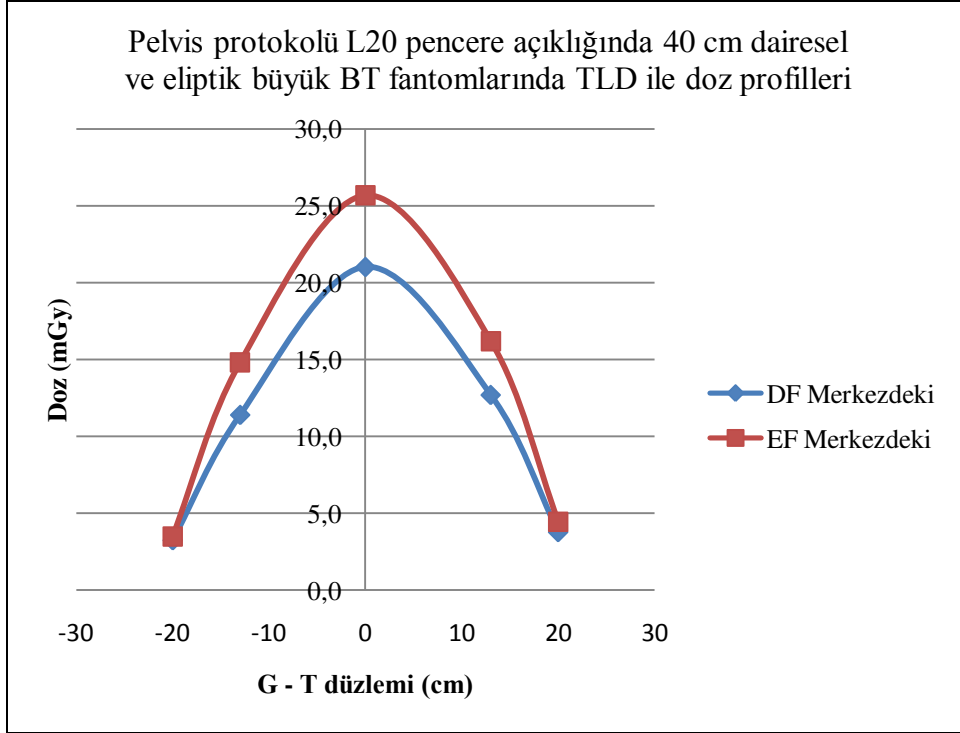
40 cm silindir uzunluğunda, dairesel ve eliptik fantomların merkezlerinde sırasıyla baş-boyun, prostat ve geniş pelvis protokolleri için çizilen doz profilleri aşağıda gösterilmektedir.



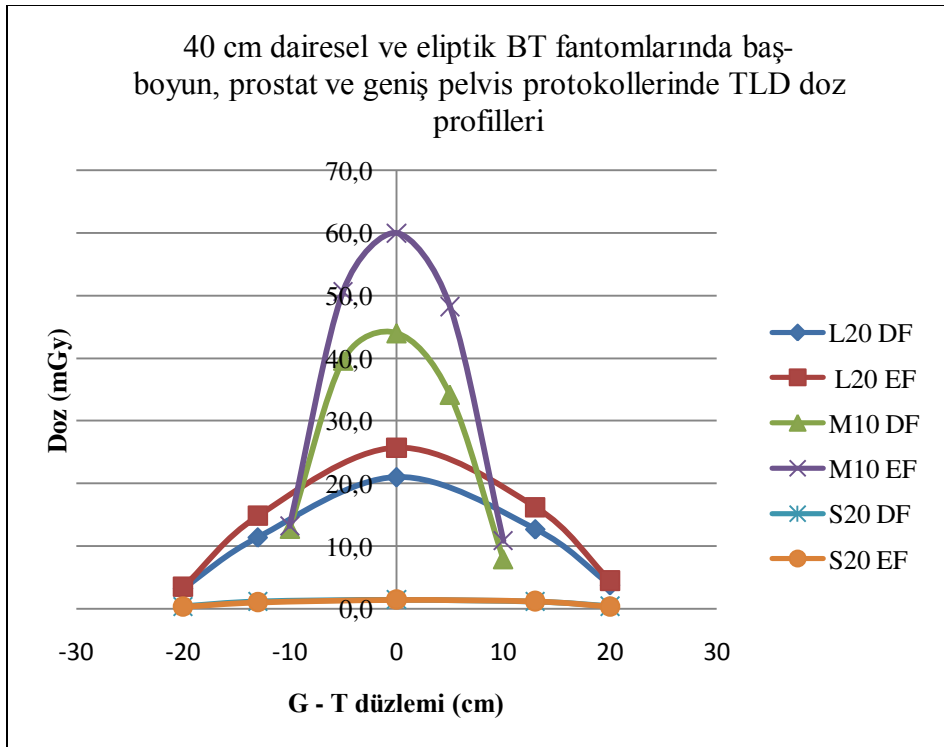
Şekil 4.2. 40 cm uzunluğunda dairesel (DF) ve eliptik (EF) küçük BT fantomlarında merkezde baş – boyun protokolü S20 pencere açıklığında TLD doz profilleri



Şekil 4.3. 40 cm uzunluğunda dairesel (DF) ve eliptik (EF) orta BT fantomlarında merkezde prostat protokolü M10 pencere açıklığında TLD doz profilleri



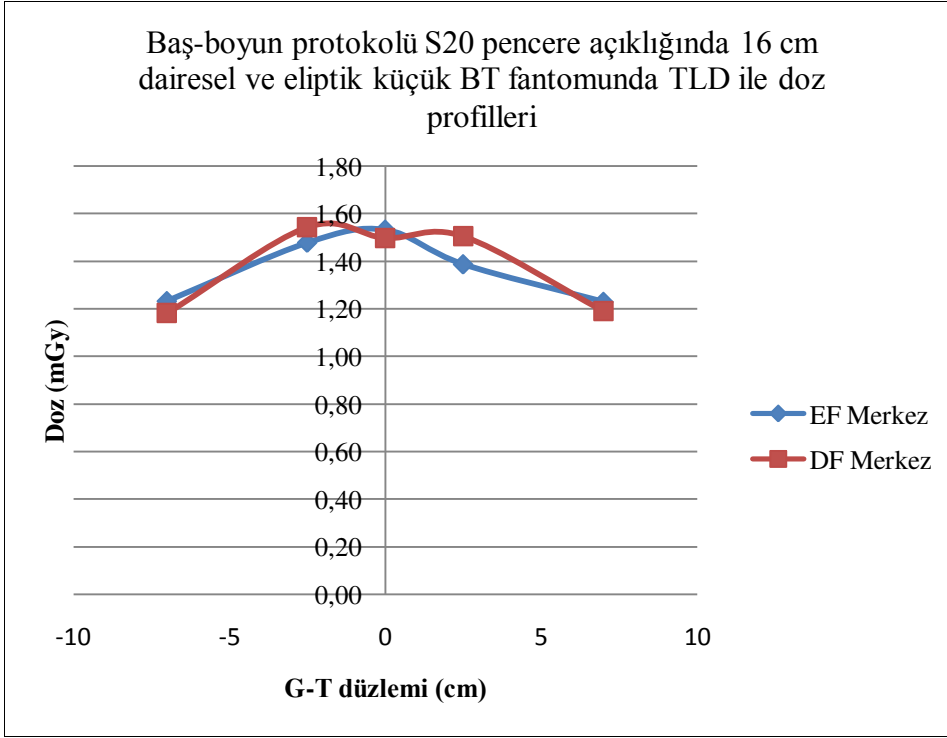
Şekil 4.4. 40 cm uzunluğunda dairesel (DF) ve eliptik (EF) büyük BT fantomlarında merkezde geniş pelvis protokolü L20 pencere açıklığında TLD doz profilleri



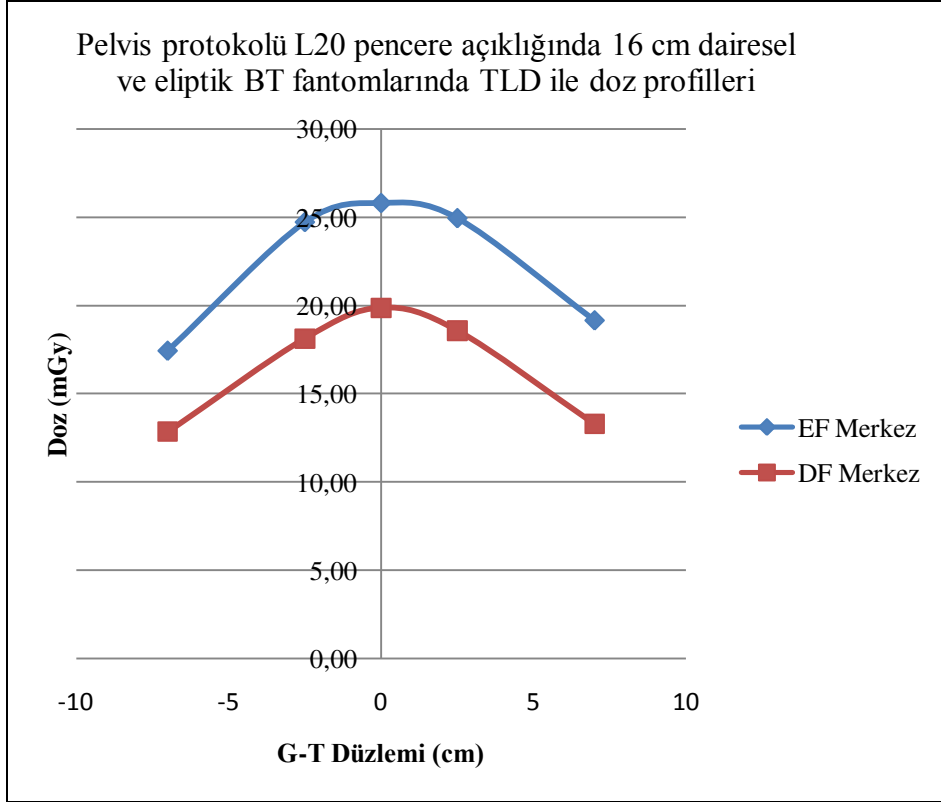
Şekil 4.5. 40 cm uzunluğunda dairesel (DF) ve eliptik (EF) BT fantom setlerinde TLD doz profilleri

40 cm silindir uzunluğunda, dairesel ve eliptik BT fantom setlerinde baş – boyun S20, prostat M10 ve geniş pelvis L20 üç boyutlu görüntüleme protokolleri için elde edilen TLD doz profillerinin hepsi Şekil 4.5’de gösterilmiştir.

Geniş pelvis protokolü L20 pencere açıklığı ve baş-boyun protokolü S20 pencere açıklığı için, 16 cm silindir uzunluğunda dairesel ve eliptik BT fantom setlerinin merkezlerinde TLD’ler ile elde edilen doz profilleri aşağıda gösterilmektedir.



Şekil 4.6. 16 cm uzunluğunda dairesel (DF) ve eliptik (EF) küçük BT fantomlarında merkezde baş – boyun protokolü S20 pencere açıklığında TLD doz profilleri



Şekil 4.7. 16 cm uzunluğunda dairesel (DF) ve eliptik (EF) büyük BT fantomlarında merkezde geniş pelvis protokolü L20 pencere açıklığında TLD doz profilleri

5. TARTIŞMA

BT CTDI dozimetrik ölçümleri için tasarlanan fantomların yapım malzemesi olarak PMMA seçildi. BT cihazında yapılan değerlendirme sonucunda malzemenin ortalama HU değeri 102,2 bulundu. HU değeri suyun lineer azalım katsayısının dokuların lineer azalım katsayısına oranıdır. Radyasyonu en fazla geçiren madde olan hava -1000 HU ile temsil edilirken vücuttaki en yoğun yapı olan kemiğin +1000 HU ile gösterildiği bilinmektedir. Madde ne kadar az X – ışını geçiriyorsa ve ya ne kadar yoğun X – ışını soğuruyorsa HU değeri o kadar yüksektir. İnsan vücudunun çoğunluğu sudan oluştuğu için kullanılan fantom materyalinin HU değerinin suya yakın olması gerekmektedir. Tasarımda kullanılan malzeme suyun HU değerine oldukça yakındır.

Daha önce yapılan fantom tasarım çalışmalarında PMMA, polietilen, resin, polimer jel ve üretan kullanılmıştır (Fisher 2006, Sookpeng 2014, Hill 2004). Kolayca kullanıma hazır olması, çoğaltılabilir bir bileşimden oluşması, homojen olması ve üretim kolaylığı dolayısıyla PMMA, CTDI dozimetrik ölçümleri için uygun malzeme olarak önerilmektedir.

CTDI ölçümleri için kullanılan PMMA malzemeden yapılmış 15 cm uzunluğundaki dairesel silindir fantomu geniş radyasyon ışınları için yeterli uzunluğu sağlamamaktadır. Farklı zamanlarda, farklı grupların yaptıkları çalışmalar sonucunda fantom boyunun saçılan radyasyonu ölçmek için kısa kaldığı ve saçılan radyasyonun hasta dozuna katkısı bilinmediğinden hasta dozunun yanlış hesaplandığı görülmüştür (McNitt-Gray vd 1999, Mori vd 2005, Nakonechny vd 2005, Geleijns vd 2009).

Bone tarafından 2007 yılında yapılan çalışmada Monte Carlo simülasyonu kullanarak birincil ışının kenarından uzunlamasına mesafe boyunca hava kerma simüle edilmiş ve birincil ışın kenarından 75 mm uzaklıkta nisbi hava kerma tepe değerinin baş ve gövde fantomlarında sırasıyla 10% ve 30% olduğu gözlemlenmiştir. Yapılan başka bir çalışmada 900 mm uzunluğunda PMMA gövde fantomu ile silikon diyet dedektör kullanılarak doz profilleri elde edilmiş ve saçılma kuyruklarının birincil ışın kenarından üssel olarak azaldığı görülmüştür. 138 ve 20 mm genişliğinde ışınlar için birincil ışın merkezinden sırasıyla 313 ve 270 mm uzaklıktaki nisbi tepe dozu büyüklüğünün 1%'den fazla olduğu görülmüştür. Çalışmanın sonucunda 20 mm'den uzun ışınlarda ışın profilinin 90%'nından fazlasını toplamak için fantom uzunluğunun en az 300 mm olması gerektiği görülmüştür (Mori vd 2005). Üretici firma olan Elekta'nın farklı fantom boylarıyla pelvis protokolünde yaptığı çalışmada Monte Carlo simülasyonu ile pelvis protokolünde farklı fantom uzunluklarında doz profilleri elde edilmiş ve yapılan hesaplamalarla dozun 10'unun geçtiği bölgeyi saran fantom uzunluğu 400 mm bulunmuştur (Elekta 2009). Bu çalışmalar doğrultusunda çalışmamızda tasarlanıp üretilen BT CTDI fantomlarının boyu 400 mm silindir uzunluğunu sağlamaktadır.

Fantom boyunun CTDI_w değerine etkisinin incelenmesi için dairesel ve eliptik BT fantom setlerinde TLD'ler ile doz profilleri elde edildi ve BT iyon odası ile ölçüm yapıldı. BT iyon odası ile dairesel ve eliptik BT fantomlarında merkezde CTDI_M, fantomların çevresinde CTDI_k değerleri ölçüldü. Bu değerlerden CTDI_w değeri hesaplandı. BT iyon odası kullanarak pelvis protokolü M20 pencere açıklığında 40 cm ve 16 cm uzunluğunda eliptik büyük BT fantomlarında elde edilen CTDI_w değeri

sırasıyla 20,78 ve 18,88 mGy hesaplandı. Fantom boyunun 24 cm azalmasıyla CTDI_w değerinin 1,9 mGy azaldığı görüldü.

Bilgisayar tomografi hasta dozlarıyla ilgili diğer problem ise hastanın boyutları ve doz arasındaki ilişkidir. Standart olarak kullanılan BT fantomları baş ve gövde fantomu olmak üzere iki ebatlıdır. İnsan vücudunun şeklini ve farklı boyutlardaki insan gövdesi arasındaki farklılıkları göz önünde bulundurmaz. AAPM'in bu noktada yayınladığı raporu hasta boyutuna özel doz hesaplaması yöntemini ileri sürmektedir.

Hasta boyutu ve BT dozu arasındaki ilişkiyi tanımlayabilmek için yapılan çalışmalarda çeşitli optimizasyonlar yapılmıştır (Meeson 2010, Zarb 2010). bu optimizasyonlarda kilo, tesir kesiti yarıçapı tesir kesiti alanı gibi hastaya özgü parametrelerin BT dozu optimizasyonunda önemli rol oynadığı görülmüştür. 2010 yılında Israel yaptığı çalışmada göğüs, abdomen ve pelvis bölgesindeki dozu tanımlamada hasta kilosunun kullanılabileceğini vurgulamıştır. Hasta kilosunun kullanıldığı bir diğer çalışmada 100 kg ağırlığındaki bir hastada soğrulan radyasyon miktarının 60 kg ağırlığındaki bir hastada soğrulan radyasyondan üç kat daha fazla ve organ dozlarının ise iki kat daha fazla olduğu görülmüştür (Castellona 2013). Yapılan geriye dönük çalışmalarda hastanın ön – arka çapının ve tesir kesiti alanının CTDI üzerinde etkili olduğu kanısına varılmıştır.

Çalışmamızda dairesel silindir geometriye ek olarak insan vücudunu daha iyi temsil eden eliptik geometride de BT fantomları tasarlanıp üretilmiştir. Yapılan BT fantomlarında geometriye bağlı doz değişimleri incelenmiştir.

Baş – boyun prokolünde S20 pencere açıklığında dairesel orta ve dairesel küçük BT fantomunda CTDI_w değerleri sırasıyla 0,83 ve 1,04 mGy olarak hesaplandı. Çekim protokolünde hiçbir parametre değiştirilmeden fantom çapının azalmasıyla hesaplanan CTDI_w değerinin 0,21 mGy arttığı gözlemlendi.

S20 pencere açıklığında, eliptik orta ve eliptik küçük fantomda hesaplanan CTDI_w değerleri sırasıyla 0,91 ve 1,56 mGy'dir. Fantom çapının azalmasıyla CTDI_w değerinde 0,65 mGy artma gözlemlendi. S10 pencere açıklığında, eliptik küçük fantom ile hesaplanan CTDI_w değeri 1,48 mGy'dir.

Pelvis protokolü M20 pencere açıklığında, dairesel büyük ve dairesel orta BT fantomunda CTDI_w değeri sırasıyla 17,85 ve 34,78 mGy'dir. Pelvis protokolü M20 pencere açıklığında, dairesel büyük ve dairesel orta fantomda CTDI_w değeri sırasıyla 20,78 ve 51,63 mGy olarak hesaplanmıştır. Bu protokolde fantom çapının azalmasıyla dozdaki değişim dairesel ve eliptik BT fantomları için sırasıyla 16,93 ve 30,85 mGy arttığı görüldü.

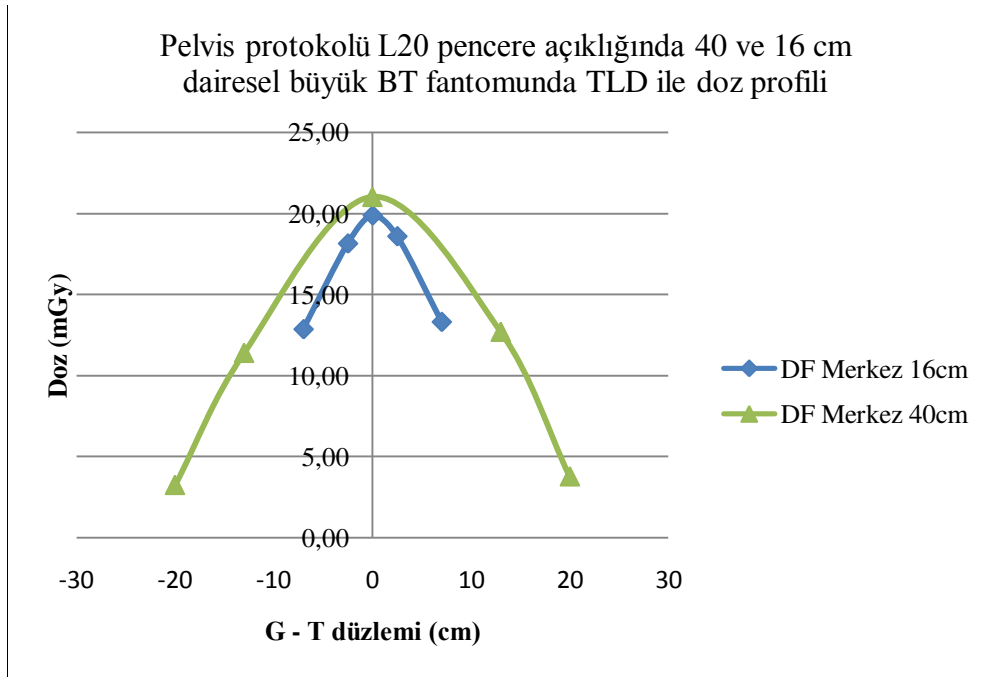
Ölçülen CTDI_M ve CTDI_{k,ort} değerleri sonucunda geniş pelvis protokolü, L20 pencere açıklığında hesaplanan dairesel büyük BT fantomunda CTDI_w değeri 22,18 mGy, eliptik büyük BT fantomunda ise 24,80 mGy hesaplandı.

Prostat protokolü M10 pencere açıklığında, dairesel ve eliptik orta BT fantomunda CTDI_w değeri sırasıyla ve 47,79 ve 50,04 mGy hesaplandı.

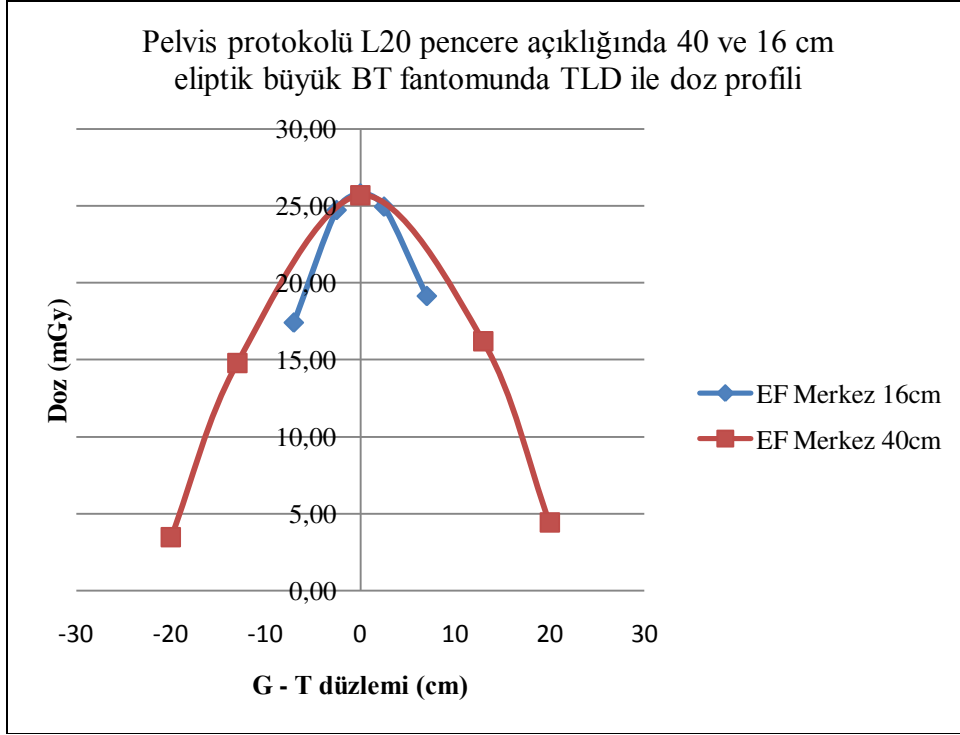
Üç boyutlu görüntüleme protokollerinde her iki fantom setinde hesaplanan $CTDI_w$ değerleri karşılaştırıldığında eliptik BT fantomunda hesaplanan değerin silindirik BT fantomundan ortalama %39 daha fazla olduğu görüldü. Eliptik silindirik geometrideki ön arka çapının dairesel geometriye göre daha az olması merkezde okunan $CTDI$ değerini arttırmış dolayısıyla $CTDI_w$ değeri de artmıştır. Ölçümlerde insan vücudunun geometrisine daha yakın şekle sahip olan eliptik silindirik fantomların kullanılması dozun daha doğru şekilde hesaplanmasını sağlayacaktır. Kullanılan fantomun çapı azaldıkça hesaplanan iki değer arasındaki farkın arttığı gözlemlendi. Bu sonuç zayıf hastalarda ve özellikle pediatrik hasta grubunda, anatomik geometriye yakın şekle sahip fantomların kullanımının önemini göstermektedir.

Fantom boyunun ve geometrisinin elde edilen doz profiline etkisinin incelenmesi için TLD sistemi ile ölçümler alındı. Tasarlanan TLD çubuklarına TLD'ler dizildi ve fantomların içine yerleştirildi. Elde edilen sayımlar doza çevrilerek profiller çizildi. Geometrik açıdan incelendiğinde eliptik fantomlarda elde edilen pik dozun dairesel fantomlara göre daha fazla olduğu görüldü.

Fantom uzunluğunun doz profiline etkisi ise Şekil 5.1 ve Şekil 5.2'de gösterilmektedir.



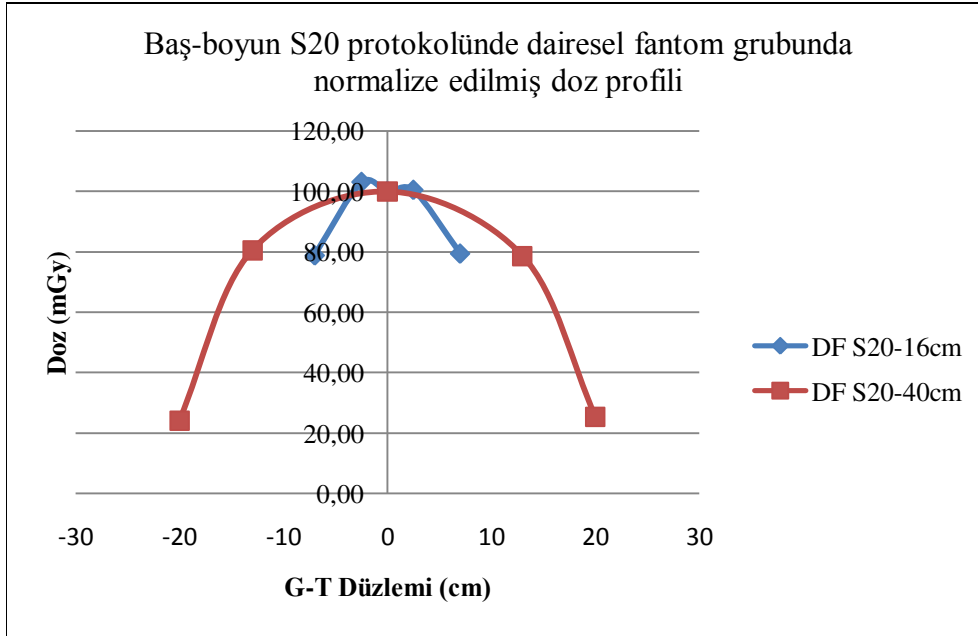
Şekil 5.1. 40 ve 16 cm uzunluğunda dairesel BT fantomlarında doz profillerinin karşılaştırılması



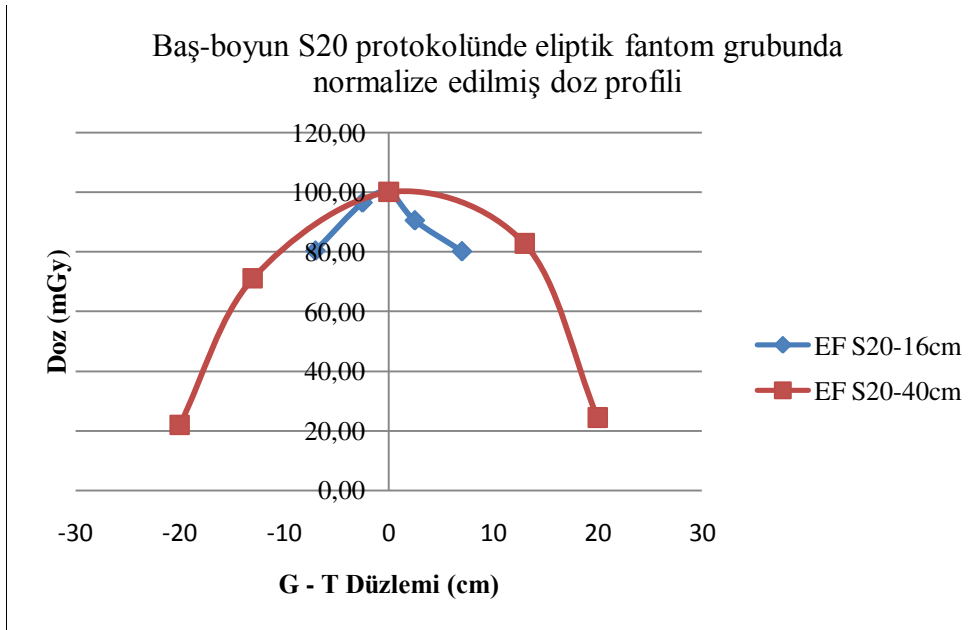
Şekil 5.2. 40 ve 16 cm uzunluğunda eliptik BT fantomlarında doz profillerinin karşılaştırılması

Her iki şekilde de fantom boyunun azalmasının saçılan radyasyonun toplanması üzerine etkisi açık bir biçimde görülmektedir. Alanın merkezinde dozlar birbirine çok yakın iken profilin kenarlarında fark gözükmemektedir. Bu sonuç 16 cm fantom uzunluğunun radyasyon dozlarını ölçmede yetersiz kaldığını göstermektedir.

Baş-boyun protokolü S20 pencere açıklığında da her iki fantom uzunluğunda deneyler yapıldı ve sonuçlar pik doz değerlerine normalize edildi. Normalizasyon sonucunda yine uzunluğun azalmasıyla doz profilinde saçılan radyasyondan gelen kısmın elde edilmediği görüldü (Şekil 5.3 ve 5.4).



Şekil 5.3. 16 ve 40 cm dairesel fantomlar için normalize edilmiş doz profilleri



Şekil 5.4. 16 ve 40 cm eliptik fantomlar için normalize edilmiş doz profilleri

10 cm uzunluğundaki BT iyon odasının sonucundan ve TLD sistemi ile elde edilen doz profillerinden, 15 cm fantom uzunluğunun ve sadece iki yarıçapta dairesel geometrinin doz ölçümleri için yetersiz olduğu görülmektedir. Günümüzde hem radyolojide kullanılan dar huzme BT cihazlarının hem de radyoterapide kullanılan kV-GHBT cihazlarının dozimetresi için aynı standart fantom kullanılmaktadır. Pediyatrik gruptan yetişkin grubuna kadar insan popülasyonu göz önünde bulundurulduğunda, tüm bu popülasyonu temsil etmek için sadece iki ebatın yetersiz kalacağı ve oval geometride olan insan gövdesinin dairesel geometri ile temsil edilmesinde eksiklikler doğuracağı

açık bir şekilde ortadadır. Daha önce yapılan çalışmaların ve kendi çalışmamızın sonuçlarına bakılarak, hem radyoloji hem de radyasyon onkolojisi hastaları için bu fantomla yapılan dozimetrenin eksik olduğu görülmektedir.

Görüntü rehberliğinde radyoterapi yönteminde kV- GHBT cihazı ile görüntü alınma sıklığı kliniklerin kendi protokollerine ve hastaya göre farklılık göstermektedir. Sekiz hafta süren küratif (tedavi edici) bir radyoterapi şemasında, hasta için haftada ortalama üç kere hacimsel görüntülemenin yapıldığı düşünülürse görüntülemeden eklenen radyasyon dozunun önemi açık bir şekilde görülür. Radyoterapi hastaları her ne kadar yüksek dozlarla tedavi ediliyor olsalar da görüntüleme işlemlerinden tedaviye eklenen dozların olabildiğince az seviyede tutulması gerekmektedir. Uluslararası Radyasyondan Korunma Komitesinin' de bu noktada önerisi hastaya olabildiğince az doz verilerek en iyi görüntünün elde edilmesi yönündedir.

Tüm bu etkenler göz önünde bulundurulduğunda kV-GHBT cihazlarının dozimetresinin büyük önem taşıdığı kanısına varılmaktadır. Yapılan dozimetrede kullanılan alet ve edevatın doğru bir şekilde seçilmesi gerekmektedir.

CTDI ölçümleri kullanılan tanımlı mesafede saçılan radyasyon seviyesinin sıfıra düşmesi varsayımına dayalıdır. Ancak gelen radyasyonun önemli bir miktarı kullanılan 10 cm uzunluğunda iyon odasının sonunda saçılır. 10 cm uzunluğunda BT iyon odasının alanı saramamasından ötürü 30 cm 'lik iyon odaları üretilmiştir (Şekil 5.5.). Bu iyon odaları maliyetleri olmaları bakımından her klinikte kullanılamamaktadır (IAEA, 2011). Bu yüzden CTDI ölçümleri için 10 cm uzunluğunda iyon odasının uygun fantom uzunluğu ile daha ucuz maliyetle kullanılabileceği önerilmektedir. Fakat hali hazırda birçok klinikte 10 cm'lik BT iyon odası bulunmadığından başka yöntemler ile CTDI ölçümlerinin yapılabilirliği irdelenmelidir. Çalışmamızda alternatif bir yöntem olarak çekim protokollerinde küçük hacimli iyon odası kullanılarak ölçümler alındı. Alınan ölçümler 10 cm BT iyon odasının ölçümleriyle karşılaştırıldı ve iyi iyon odasının verdiği doz sonuçları arasındaki uyumluluk incelendi. Sonuçlara bakıldığında uygun bir faktör ile küçük hacimli iyon odası ile okunan değerlerin, 10 cm BT iyon odası ile okunan değerlere dönüştürebildiği görüldü. Daha önce yapılan benzer çalışmalarda da BT dozimetresi için alternatif seçenekler incelenmiştir. Dixon ve Ballard 2007 yılında yaptıkları benzer bir çalışmada, 400 mm uzunlukta PMMA fantomda küçük iyon odası ve 10 cm BT iyon odası ile ölçümler alınmış ve bu değerler karşılaştırılmıştır. Karşılaştırma sonucunda Farmer iyon odası ile 10 cm BT iyon odasının verdiği sonuçların $\pm 2\%$ uyumlulukta olduğu görülmüştür.



Şekil 5.5. 30 cm uzunluğa sahip BT iyon odası.

Günümüzde BT cihazlarının dozimetresi için belirli bir dozimetre prosedürü oluşturulamamıştır. Çalışmamızda tasarlanan fantomlar şekilsel olarak görülen eksikliklere cevap verebilmektedir. Ayrıca üzerinde birçok dozimetrik yöntem kullanılarak doz ölçümü yapılmasına olanak sağlar. Bu açılarından bakıldığında, BT dozimetresi için alternatif fantom oluşturulması konusunda katkı verici bir çalışmadır.

6. SONUÇ

Görüntü rehberliğinde radyoterapi (GRRT – IGRT, Image Guided Radiotherapy), radyasyon tedavi prosedüründe görüntü rehberliğinin etkin şekilde yer verilmesiyle gerçekleştirilen bir tekniktir. GRRT’ nin amacı tedavi süresi boyunca, tedaviyle ilgili tüm zamana bağlı faktörlerin izlenmesi ve bu bilgilerin hastanın tedavisine katkı sağlanması için kullanılmasıdır.

GRRT teknolojisinde, hedefin pozisyonuna bağlı olarak görüntü toplamak için çeşitli sistemler bulunmaktadır. Bu sistemler görüntü elde etmek için iyonlaştırıcı olan veya iyonlaştırıcı olmayan radyasyonu kullanabilir. Ultrason ve manyetik rezonans görüntüleme gibi sistemlerde hasta iyonlaştırıcı radyasyona maruz kalmaz. İyonlaştırıcı olan görüntüleme sistemleri ise kilovolt (kV) ya da megavolt (MV) mertebesinde olan iyonlaştırıcı radyasyonu kullanan sistemlerdir. Geniş huzmeli bilgisayar tomografi (GHBT) modellenmesi ile MV veya kV enerjili görüntüleme cihazları, lineer hızlandırıcılara monteli olarak tasarlanmaktadır. MV-GHBT’de görüntü almak için tedavide kullanılan X-ışınları kullanılmaktadır. Bu sebeple hasta daha yüksek enerjili X-ışınına maruz kalmaktadır. kV-GHBT günümüzdeki Bilgisayarlı Tomografinin farklı bir kuşağı olan görüntüleme cihazıdır ve görüntü ayırt etme gücünün daha yüksek olması nedeniyle GRRT tekniğinde en uygun olarak kullanılan yöntemdir.

Hastanın tedavi pozisyonu, tümör yeri ve gerçek zamanlı tümör izlemesi için kullanılan çeşitli radyografik görüntüleme işlemleri sonucunda hastanın fazla doza maruz kalması GRRT ile ilgili bir problemdir. AAPM ve ICRP gibi uluslar arası kuruluşların bu noktada önerileri bulunmaktadır. AAPM, TG 75 (42) raporu GRRT prosedürleri için görüntüleme doz problemini analiz etmiştir. Bu raporda tedavi dozunun uygulamasında, görüntüleme işlemlerine bağlı doz aşımı sebebiyle görüntüleme dozunda dengelemelere ihtiyaç duyulduğu belirtilmiştir (AAPM 2007). ICRP ise hastaya olabildiğince az doz vererek en iyi görüntülemenin elde edilmesini ilke edinmiştir.

Geniş huzme bilgisayar tomografide doz hesaplaması yapmak için konvansiyonel fan huzme BT’nin doz ölçüm yöntemi olan CTDI’ dan faydalanılır. CTDI, tam bir tetkik sırasında tek bir tarama dilimi içinde, bir noktada biriken toplam dozu ifade eder ve doza katkıda bulunacak belirli bir kesitten ölçüm noktasına kadar olan yukarıdaki ve aşağıdaki kesitleri kapsar. Bu işlem tarayıcının tek bir eksensel dönüşü sırasında dönme eksenini boyunca verilen tüm dozun integralinin alınmasıyla hesaplanır.

Radyasyon doz ölçümüne dayalı radyasyon dozunu hesaplamak için “fantom” adı altında saçıcı ortamı temsil edilecek silindirik geometride bir yapı ve radyasyona duyarlı doz ölçüm cihazları kullanılır. CTDI doz ölçümlerinin temel ekipmanları; fantomlar, iyon odası ve elektrometredir. Kullanılan iyon odası özel olarak tasarlanmış, 100 mm uzunluğunda kalem tipi iyon odasıdır. İyon odası ve elektrometre ekipmanları ise birbirleri ile uyumlu olarak çalışan bir sistem şeklindedir.

CTDI ölçümlerinde kullanılan fantom polimetil metakrilat (PMMA, polymethyl methacrylate) malzemeden yapılır. Fantomda ölçülen CTDI mGy biriminde bir doz indeksi sağlar. Baş için 16 cm çapında, gövde için 32 cm çapında fantom kullanılır. Her

iki fantomda 14 – 15 cm uzunluğundadır. Fantom üzerinde 100 mm iyon odasının yerleşimine olanak sağlayacak iyon odası kaviteleri bulunur. Bu kaviteler merkeze ve fantomların çevresine konumlandırılmıştır. Standart silindirik fantomla yapılan CTDI gibi ölçümler hastanın doz göstergesi olarak kabul edilebilir ve aynı zamanda kalite kontrol için kullanılabilir fakat hasta dozu olarak yorumlanamazlar

Konvansiyonel BT için kabul görmüş olan CTDI yönteminin kV-GHBT’de yetersiz kaldığı noktalar bulunmaktadır. Bu noktalar kullanılan dozimetre ekipmanları ile ilişkilidir. Dar huzme için kullanılan kalem iyon odasının saçılan doz dağılımının saçaklarını ölçmek için yeterince uzun olmaması, kullanılan fantomların tipik bir yetişkin vücuduna göre daha kısa olması ve dairesel geometrisinin insan gövdesinin oval şeklinden farklı olması sebebiyle ölçülen değer güvenilir sonuç vermez.

Tüm hastalarda dozun doğru hesaplanmasında kullanılabilecek tek bir fantom yoktur. Yetişkin birinin dozunu hesaplamak için tasarlanan bir fantom, pediatrik bir hasta için soğrulan dozu yanlış hesaplayacaktır ve ya şişman bir hasta için soğrulan dozu fazla hesaplayacaktır. Daha önce yapılan çalışmalarda fantomun boyunun soğrulan doz ölçümlerinde yetersiz kaldığı görülmüştür.

GRRT yöntemindeki CTDI ölçümlerinde kullanılan fantomun boyutunun ve maddesel yapısının, soğrulan doz ölçümlerinde ne kadar etkili olduğu bilinmektedir. Bu sebeple Akdeniz Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümü’nde yapılan bu çalışmada hasta grubuna göre boyutsal olarak farklı ve insan vücudunun sekline uygun fantomların tasarlanması amaçlandı. PMMA malzemeden iki farklı geometride fantom seti tasarlandı. Standart olarak kullanılan dairesel ve insan vücuduna daha yakın şekle sahip elips olacak şekilde iki geometri çalışıldı. İstenilen fantom uzunluğunu sağlayabilmek için, en fazla 40 cm silindir uzunluğunu sağlayacak şekilde 20 adet 2 cm kalınlığında fantom dilimleri yapıldı. Soğrulan dozun vücudun boyutuna bağlılığını (şişman/zayıf ya da yetişkin/pediyatrik gibi) incelemek için, hem dairesel hem eliptik sette üç farklı yarıçapta birbiri içine geçebilen fantomlar tasarlandı. Fantom dilimlerinin üzerine iyon odası ile ölçüm yapabilmek için, iyon odasının içinde rahatça hareket edebileceği kaviteler yapıldı. Ölçümler sırasında boş kalan kaviteleri doldurmak amacıyla iyon odası kavite çubukları ve ayrıca ek olarak fantomlarda TLD sistemiyle ölçüm alabilmek için, üzerinde TLD yuvaları bulunan TLD ışınlama çubuğu yapıldı.

Tasarım ve üretim aşamasından sonra Elekta marka “X-ray Volume Imager” model konik huzmeli bilgisayarlı tomografi (kV-GHBT) cihazındaki üç boyutlu görüntüleme tekniklerinde dairesel ve eliptik setteki fantomlarda hastaya verilen dozun tayini yapıldı. Ölçümlerde 10 cm uzunluğunda BT iyon odası, 0,04 cc küçük hacimli iyon odası, TLD sistemi kullanıldı. kV - GHBT sisteminde CTDI yöntemi uygulamasında fantom boyutunun ve şeklinin ölçüm değerleri üzerine etkisi incelendi. Fantom boyunun artmasıyla soğrulan dozunda arttığı, kullanılan 15 cm fantom uzunluğunun dozu eksik hesapladığı görüldü. Geometrik açıdan bakıldığında eliptik geometride fantom merkezinde ölçülen dozların daha yüksek olduğu ve bu sayede dairesel geometriye göre soğrulan dozun daha fazla olduğu, dairesel geometride fantomun eksik doz ölçtüğü gösterildi.

TLD sistemi ile fantom boyu kısa ve uzun yapılarak, fantom merkezinde üç farklı hacimsel görüntüleme protokolünde ölçüm yapıldı. TLD sayımlarından elde edilen profillerde 16 cm fantom uzunluğunun profilin kuyruk kısımlarını kapsamadığı, 40 cm fantom uzunluğunda kuyruk kısımlarını kapsamada daha iyi cevap verdiği görüldü.

Literatür taramalarında sorun olan bu eksik doz ölçümü için uzunluğu daha fazla olan iyon odaları önerilmektedir. Ancak bu sistemler çok pahalı olduğu için her klinikte bulunamayacağı açıktır. Günümüzde 10 cm BT iyon odası dahi birçok klinikte bulunmamaktadır. Çalışmamızda tasarlanıp üretilen fantom setleri TLD sistemi ile kullanılabilirliği açısından avantaj sağlamaktadır. Ek olarak bu ölçümlerin çoğu klinikte bulunan başka bir iyon odası ile yapılabileceğinin incelenmesi için ölçümler yapıldı. Seçilen bir hacimsel görüntüleme protokolünde aynı şartlar altında, 10 cm BT iyon odası ve 0,04 hacimli iyon odasıyla ölçümler tekrarlandı. Yapılan hesaplamaların sonucunda uygun bir dönüşüm faktörü ile küçük hacimli iyon odasıyla okunan doz değerlerinin BT iyon odasının okuduğu değerlere dönüştürülebileceği görüldü.

Bu çalışmanın sonucunda üretilen fantomlarla radyoterapide görüntüleme işlemlerinde hastanın alacağı radyasyon dozunun insan vücudunun boyutsallığının farkını gözeterek daha güvenilir bir şekilde öğrenilmesine olanak sağlamıştır. Ayrıca günümüzde standart olarak kullanılan fantom ve iyon odası ekipmanlarının eksik kaldığı noktalar gösterilmekte ve alternatif dozimetre yöntemleri önerilmektedir.

7. KAYNAKLAR

- AAPM 2007. The Management Of Imaging Dose During Image-Guided Radiotherapy : American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 75, USA.
- AAPM 2011. Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT. American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 204, USA.
- ANTONUK, L.E., YORKSTON, J., BOUDRY, J., vd 1991. Large Area Amorphous Silicon Photodiode Arrays for Radiotherapy and Diagnostic Imaging. *Nuc Inst Meth*, A310: 460-464, Hollanda.
- ANTONUK, L.E., BOUDRY, J., WANG, W., vd 1992. Demonstration of Megavoltage and Diagnostic X-Ray Imaging with Hydrogenated Amorphous Silicon Arrays. *Med Phys*, 19: 1455-1466.
- BAERT, A., TACK, D., GEVENOIS, P.A. 2007. Radiation Dose from Adult and Pediatric Multidetector Computed Tomography, Springer, Germany.
- BOONE, J.M., 2007. The Trouble with CTDI100. *Med. Phys*, 34: 1364-71.
- CASTELLANO, E. 2013. Dose Audit - Size Matters. Presentation to Optimisation in CT, London.
- CATAN, N.İ., 2012. Radyoterapide Kullanılan Konik Hüzmeli Bilgisayarlı Tomografi Tipi Görüntüleme Sisteminde Hasta Dozu Değerlendirilmesi. Yüksek lisans tezi Akdeniz Üniversitesi, Antalya, 87 s.
- CIERNIAK, R. 2011. X-Ray Computed Tomography in Biomedical Engineering. Springer Verlag, England.
- DAVID, A.J., JEFFREY, H.S., JOHN, W.W., ALVARO, A.M. 2002. Flat-Panel Cone-Beam Computed Tomography For Image-Guided Radiation Therapy. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, 53(5): 1337-1349.
- DEWERD, L.A., KISSICK, M. 2014. The Phantoms of Medical and Health Physics. Springer New York Heidelberg Dordrecht, London.
- DIXON, R.L., BALLARD, A.C. 2007. Experimental Validation of A Versatile System of CT Dosimetry Using A Conventional Ion Chamber: Beyond CTDI100. *MedPhys*, 34: 3399-413.
- DOWSETT, D.J., KENNY, P.A., JOHNSTON, R.E., 2006. The Physics Of Diagnostic. The 2nd. Edition, Thomson, England.

- ELEKTA 2009. X-ray Volume Imaging System Release 4.5; Instructions for Use, Article number: 1010070 01 Elekta Limited, UK 392 s.
- FAST, M.F., KRAUSS, A., OELFKE, U., and NILL, S. 2012. Position Detection Accuracy Of A Novel Linac-Mounted Intrafractional X-Ray Imaging System. *The International Journal of Medical Physics Research and Practice*, 39(1): 109-118.
- FDA 2011. Food and Drug Administration Subpart C PART 1020-Performance Standards for Ionizing Radiation Emitting Products, 1020.33 Computed Tomography (CT) Equipment.
- FELDKAMP, A., DAVIS, L.C., KRESS, J.W. 1984. Practical cone-beam algorithm. *The Journal of the Optical Society of America*, A 1, 612–619, USA.
- FISHER, R.F. 2006. Tissue Equivalent Phantoms for Evaluating In-Plane Tube Current Modulated CT Dose and Image Quality. MSc Thesis, University of Florida, 78 p.
- GELEIJNS, J., ARTELLS, M.S., BRUIN, P.W., vd 2009. Computed Tomography Dose Assessment for A 160 mm Wide, 320 Detector Row, Cone Beam CT Scanner. *Phys. Med. Biol*, 54: 3141-59.
- GRAY, J.E., vd 2005. Reference Values for Diagnostic Radiology: Application and Impact. *Radiology*, 235: 354-358.
- HILL, B., VENNING, A.J., BALDOCK, C., 2004. Use of Normoxic Polymer Gel Dosimeters for Measuring Diagnostic Doses on CT Scanners. *Journal of Physics: Conference Series*, 3: 224–227.
- HILL, B., VENNING, A.J., BALDOCK, C., 2005. A Preliminary Study of The Novel Application of Normoxic Polymer Gel Dosimeters for The Measurement of CTDI on Diagnostic X-Ray CT Scanners. *Med.Phys*, 32: 1589-1597.
- HILL, B., VENNING, A.J., BALDOCK, C., 2008. Polymer Gel Dosimetry on A Multislice Computed Tomography Scanner: Effect of Changing Parameters on CTDI. *Physica Medica*, 24(3): 149-158.
- HOROWITZ, Y.S., OSTER, L., and DATZ, H. 2007. The Thermoluminescence Dose-Response and Other Characteristic of the High Temperature TL in LiF:Mg,Ti (TLD-100). *Radiat. Prot. Dosimetry*, 124(2): 191-205.
- IAEA 2005. Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. Vienna.
- IAEA 2011. Status of Computed Tomography. Dosimetry for Wide Cone Beam Scanners IAEA Human Health Reports No 5, Vienna.

- IBA 2011. Detectors for Relative and Absolute Dosimetry, Ionization Chambers and Diode Detectors. <http://www.iba-dosimetry.com>
- ICRU 1963. Radioactivity. Report 10e of The International Commission on Radiological Units and Measurements. Natl. Bur. Std. (U.S.A).
- ICRU 1973. Report No23 of The International Commission on Radiological Units and Measurements. Natl. Bur. Std. (U.S.A).
- ICRU 1992. Phantoms and Computational Models in Therapy, Diagnosis and Protection. ICRU REPORT 48, International Commission on Radiological Units and Measurements, Issue 48.
- ICRU 2012, Radiation Dose And Image-Quality Assessment in Computed Tomography, ICRU REPORT No. 87. *Journal of the ICRU*, 12:1.
- IEC 2002. Medical Electrical Equipment. Part 2-44: Particular Requirements for The Safety of X-Ray Equipment for Computed Tomography. IEC publication No. 60601-2-44. Ed. 2.1. International Electrotechnical Commission (IEC) Central Office, Geneva, Switzerland.
- ISRAEL, G.M., CICCHIELLO, L., vd 2010. Patient Size and Radiation Exposure in Thoracic, Pelvic and Abdominal CT Examinations Performed with Automatic Exposure Control. *American journal of Roentgenology*, 195 1342-6.
- JESSEN, K.A., SHRIMPTON, P.C., GELEIJNS, J., vd 1999. Dosimetry for Optimisation of Patient Protection in Computed Tomography. *Appl Radiat Isot*, 50: 165–172.
- JOHNS, H.E. 1983. The Physics of Radiology. The 4th Edition. Charles.C.Thomas, USA, 796 p.
- KALENDER, W.A., 2014. Dose in X-Ray Computed Tomography. *Phys. Med. Biol.*, 59: R129–R150.
- KHAN, F.M. 2010. The Physics of Radiation Therapy. The 4th Edition. Lippincott Williams & Wilkins Company, USA.
- LEHNERT, S. 2007. Biomolecular Action of Ionizing Radiation. Taylor & Francis Group, USA.
- LEITZ, W., AXELSSON, B., SZENDRÖ, G. 1995. Computed Tomography Dose Assessment - A Practical Approach. *Radiation Protection Dosimetry*, 57 (1-4): 377-380.
- LÉTOURNEAU, D., JOHN, W.W., OLDHAM, M., vd 2005. Cone-Beam-CT Guided Radiation Therapy: Technical Implementation. *Radiotherapy and Oncology*, 75: 279- 286.

- MAIL, N., MOSELEY, D.J., SIEWERDSEN, J.H., JAFFRAY D.A., 2009. The Influence of Bowtie Filtration on Cone-Beam CT Image Quality. *The International Journal of Medical Physics Research and Practice*, 36(1): 22-32.
- MARTIN, J.E. 2006. Physics for Radiation Protection. Germany.
- MAYLES, P., NAHUM, A., ROSENWALD, J.C. 2007. Handbook of Radiotherapy Physics: Theory and Practice. London.
- MCCOLLOUGH, C.H., LENG, S., LIFENG, Y., vd 2011. CT Dose Index and Patient Dose: They Are Not The Same Thing. *Radiology*, 259: 311–6.
- MCKINLAY, A.F. 1981. Thermoluminescence Dosimetry-Medical Physics Handbook 5. Adam Hilger Ltd., 118 p.
- MCNITT-GRAY, CAGNON, C.H., SOLBERG, T.D., vd 1999. Radiation Dose in Spiral CT: The Relative Effects of Collimation and Pitch. *The International Journal of Medical Physics Research and Practice*, 26: 409-14.
- MEESON, S., ALVEY, C.M., GOLDING, S.J. 2010. The In Vivo Relationship Between Crosssectional Area and CT Dose Index in Abdominal Multidetector CT with Automatic Exposure Control. *J. Radiol. Prot.*, 30: 139-47.
- MORI, S., ENDO, M., NISHIZAWA, K., vd 2005. Enlarged Longitudinal Dose Profiles in Cone-Beam CT and The Need Formodified Dosimetry. *The International Journal of Medical Physics Research and Practice*, 32: 1061-9.
- MUNDT, A.J., ROESKE, J.C. 2011. Image Guided Radiotherapy A Clinical Perspective. People's Medical Publishing House, USA.
- NAKONECHNY, K.D., FALLONE, B.G., RATHEE, S. 2005. Novel Methods of Measuring Single Scan Dose Profiles and Cumulative Dose in CT. *The International Journal of Medical Physics Research and Practice*, 32: 98-109.
- NICKOLOFF, E.L., FENG LU, Z., vd 2008. Radiation Dose Descriptors: BERT, COD, DAP, and Other Strange Creatures. *RadioGraphics*, 28: 1439–1450.
- OELFKE, U., TÜCKING, T., NILL, S., vd 2006. LINAC-Integrated kV-Cone Beam CT: Technical Features and First Applications. *Medical Dosimetry*, 31(1): 62-70.
- PEREZ, C.A., BRADY, L.W. and HALPERIN, E.C. 2008. Perez and Brady's Principles and Practice of Radiation Oncology, 5th Edition. Lippincott Williams & Wilkins Company, USA.
- PODGORSK, B.E. 2005. Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. International Atomic Energy Agency (IAEA), Vienna.

- POULIOT, J., HASHEMI, A.B., CHEN, J., vd 2004. Low-Dose Megavoltage Cone-Beam CT for Radiation Therapy. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, 61(2): 552–560.
- RADCAL 2013. 10X6 Chambers - Technical Specifications. 426 West Duarte Road Monrovia, CA 91016 USA.
- RENSTRÖM, J. 2005. Evaluation of the Elekta Synergy Concept for Patient Positioning in Image Guided Radiotherapy. MSc Thesis, University of Lund, 38 p.
- RONTÓ, G., TARJAN, I. 1999. An Introduction to Biophysics with Medical Orientation. Akademiai Kiado, Budapest.
- SELEK, S. 2013. Baş-Boyun Kanseri Tedavisinde Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Tekniğinde Canlı Ortam Doz Ölçümünün Katkısı. Yüksek lisans tezi, Akdeniz Üniversitesi, Antalya, 129 s.
- SERWAY, R.A., BEICHNER, R.J. 2005. Fen ve Mühendislik İçin Modern Fizik, Palme, Türkiye.
- SHOPE, T.B., GAGNE, R.M., JOHNSON, G.C. 1981. A Method for Describing The Doses Delivered by Transmission X-Ray Computed Tomography. *Med Phys.*, Vol 8(4): 488–495.
- SOOKPENG, 2014. Investigation of CT Dosimetry Techniques for Use in Optimisation of Automatic Tube Current Modulation (ATCM) Performance. Ph.D. Thesis, University of Glasgow, 286 p.
- STUTZEL, J., OELFKE, U., NILL, S. 2008. A Quantitative Image Quality Comparison of Four Different Image Guided Radiotherapy Devices. *Radiotherapy and Oncology*, 86: 20–24.
- TLD 2005. TLD Reader – Analyser Lab. <http://www.tld.com.pl/tld/contact.html>. TLD Poland.
- VERELLEN, D., RIDDER, M.D., TOURNEL, K., vd 2008. An Overview of Volumetric Imaging Technologies and Their Quality Assurance for IGRT. *Acta Oncologica*, 47: 1271-1278.
- ZAR, F., RAINFORD, L., MCENTEE, M.F., 2010. AP Diameter Shows The Strongest Correlation with CTDI and DLP in Abdominal and Chest CT. *Radiat Prot Dosim*, 140: 266-73.

8. EKLER

Ek1. 40 cm uzunluğunda dairesel silindir fantom seti için TLD okuyucudan okunan sayım değerleri

- Baş ve boyun protokolü S20 pencere açıklığında TLD sayım değerleri

cm	TLD isim	TLD no	TLD okuma
-20	A5	211-1	24248
-13	A6	211-2	80616
0	A2	201-2	100120
13	C3	203-3	78752
20	A8	211-4	25460

- Prostat protokolü M10 pencere açıklığında TLD sayım değerleri

cm	TLD isim	TLD no	TLD okuma
-10	E3	205-3	901600
-5	E4	205-4	2807620
0	E5	215-1	3117464
5	E6	215-2	2419848
10	E7	215-3	557016

- Geniş pelvis protokolü L20 pencere açıklığında TLD sayım değerleri

cm	TLD isim	TLD no	TLD okuma
-20	F3	206-3	229408
-13	F5	216-1	807016
0	C6	213-2	1488748
13	G1	207-1	898948
20	G2	207-2	266916

Ek2. 40 cm uzunluğunda eliptik silindir fantom seti için TLD okuyucudan okunan sayım değerleri

- Baş ve boyun protokolü S20 pencere açıklığında TLD sayım değerleri

cm	TLD isim	TLD no	TLD okuma
-20	B3	202-3	22280
-13	B4	202-4	71916
0	B5	212-1	101156
13	B7	212-3	83732
20	B8	212-4	24752

- Prostat protokolü M10 pencere açıklığında TLD sayım değerleri

cm	TLD isim	TLD no	TLD okuma
-10	J5	219-1	938232
-5	J6	219-2	3586976
0	J7	219-3	4249044
5	J8	219-4	3419284
10	K2	210-2	769512

- Geniş pelvis protokolü L20 pencere açıklığında TLD sayım değerleri

cm	TLD isim	TLD no	TLD okuma
-20	H1	208-1	246592
-13	H2	208-2	1048580
0	H3	208-3	1819504
13	H4	208-4	1147464
20	H5	218-1	314572

Ek3. 16 cm uzunluğunda dairesel silindir fantom seti için TLD okuyucudan okunan sayım değerleri

- Baş ve boyun protokolü S20 pencere açıklığında TLD sayım değerleri

cm	TLD isim	TLD no	TLD okuma
-7	A9	221-1	167532
-2,5	A10	221-2	218804
0	A11	221-3	212352
2,5	A12	221-4	213308
7	B2	202-2	168768

- Prostat protokolü M10 pencere açıklığında TLD sayım değerleri

cm	TLD isim	TLD no	TLD okuma
-7	E3	205-3	3293480
-2,5	E4	205-4	8899125
0	E5	215-1	10055373
2,5	E6	215-2	9869694
7	E7	215-3	5895892

- Geniş pelvis protokolü L20 pencere açıklığında TLD sayım değerleri

cm	TLD isim	TLD no	TLD okuma
-7	G4	207-4	1822220
-2,5	G5	217-1	2569832
0	G6	217-2	2814916
2,5	G7	217-3	2632708
7	G8	217-4	1885812

Ek4. 16 cm uzunluğunda eliptik silindir fantom seti için TLD okuyucudan okunan sayım değerleri

- Baş ve boyun protokolü S20 pencere açıklığında TLD sayım değerleri

cm	TLD isim	TLD no	TLD okuma
-7	B3	202-3	174704
-2,5	B4	202-4	209484
0	B5	212-1	217148
2,5	B7	212-3	196612
7	B8	212-4	174248

- Prostat protokolü M10 pencere açıklığında TLD sayım değerleri

cm	TLD isim	TLD no	TLD okuma
-7	K3	210-3	3540068
-2,5	K4	210-4	10400897
0	K5	220-1	10884276
2,5	K6	220-2	10920490
7	K7	220-3	6761592

- Geniş pelvis protokolü L20 pencere açıklığında TLD sayım değerleri

cm	TLD isim	TLD no	TLD okuma
-7	H1	208-1	2470920
-2,5	H2	208-2	3501676
0	H3	208-3	3654240
2,5	H4	208-4	3532840
7	H5	218-1	2714184

ÖZGEÇMİŞ



Gülşah KOCA 01. 03. 1988 yılında Kocaeli’nde doğdu. İlk, orta ve lise eğitimini Kocaeli’nde tamamladı. 2007 yılında girdiği Akdeniz Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümü’nden 2011 yılında mezun oldu. Aynı yıl Akdeniz Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümü’nde Yüksek Lisans derecesinde okumaya hak kazandı. Yüksek Lisans eğitimi süresince Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı’nda araştırma görevlisi olarak bulundu. Haziran ayı 2014 yılından beri özel bir şirkete bağlı olarak Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Rize Eğitim Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Bölümü’nde Medikal Fizik’çi olarak çalışmaktadır.

KATILDIĞI KURSLAR, SERTİFİKALAR

13. Ulusal Medikal Fizik Kongresi, 17 – 19 Kasım 2011, İzmir Türkiye

Medikal Fizikte Hesaplamalı Yöntemler Yaz Okulu, 24 – 28 Haziran 2013, İstanbul Türkiye

14. Ulusal Medikal Fizik Kongresi, 21 – 24 Kasım 2013, Antalya Türkiye

BİLİMSEL ÇALIŞMALAR

Tuncel N, B. Karayalcın, G. Koca, E.S. Budak. “*The Environmental Dose Measurements Of High Dose Iodine-131 Treated Thyroid Cancer Patients During Hospitalization Period*”. International Conference on Radiation Protection in Medicine - Setting the Scene for the Next Decade (CN-192). Bonn, Germany, 3 - 7 December 2012.

Nina Tuncel, B. Karayalcın, G. Koca, E. Surer Budak. “*The Whole-Body Dose To Nuclear Medicine Staff By Using TLD and OSL*” . ICMP2013, 20th International Conference on Medical Physics. Brighton Centre, Brighton, UK, 1- 4 September 2013.

Tuncel N, B. Karayalcın, G. Koca, E.S. Budak. “*Nükleer Tıp Bölümü Personeli İçin TLD ve OSL İle Toplam Vücut Dozları*”. 14. Ulusal Medikal Fizik Kongresi, Antalya Türkiye, 21 – 24 Kasım 2013.

Akbaş Ç, N. Tuncel, M.G. Aksu ,S. Selek, G. Koca, N. Ünal. “*Prostat Kanseri Tedavisinde Yoğunluk Ayarlı Radyoterapi Tekniğine Canlı Ortam Doz Ölçümünün Katkısı*” 14. Ulusal Medikal Fizik Kongresi, Antalya Türkiye, 21 – 24 Kasım 2013.

Tuncel N, B. Karayalcın, G. Koca, E.S. Budak. “*Yüksek Doz I – 131 İle Tedavi Edilen Tiroid Kanseri Hastalarının Hastane Yatış Periyotları Boyunca Çevresel Doz Ölçümleri*”. 14. Ulusal Medikal Fizik Kongresi, Antalya Türkiye, 21 – 24 Kasım 2013.

N. Tuncel, B. Karayalcin, G. Koca. “*The Calibration Process Of OSL Detectors Used For Staff and Patient Dosimetry in Hospital Environment*”. International Conference on Radiation Protection in Medicine. Varna, Bulgaria, 30 May – 2 June 2014.

Rakıcı Sema Yılmaz, Fatih Mehmet İncikli, Nilgün Özbek Okumuş, Hakkı Uzun, Orhan Ünal Zorba, Yunus Çınar, Ufuk Yazıcı, Gülşah Koca, Hasan Morcalı, Nida Sünnetçi, Gülnihal Tufan. “*Prostat Kanserinde Prostat Spaceoar Jel Enjekte Edilerek Yüksek Doz Radyoterapi*”. P092, 21.Ulusal Kanser Kongresi Antalya 2015.