

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

**“MONTE CARLO” SİMÜLASYON YÖNTEMLERİNİN MEDİKAL  
ALANDA ORGAN DOZU HESAPLAMASINDA BİLGİSAYARLI  
TOMOGRAFİ (BT) CİHAZLARINDA KULLANABİLİRLİĞİNİN  
İNCELENMESİ**

**Emine Dilek GÜNDOĞMUŞ ÇAKMAK**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ  
FİZİK ANABİLİMDALİ**

**2011**

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

**“MONTE CARLO” SİMÜLASYON YÖNTEMLERİNİN MEDİKAL  
ALANDA ORGAN DOZU HESAPLAMASINDA BİLGİSAYARLI  
TOMOGRAFİ (BT) CİHAZLARINDA KULLANABİLİRLİĞİNİN  
İNCELENMESİ**

**Emine Dilek GÜNDOĞMUŞ ÇAKMAK**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ  
FİZİK ANABİLİMDALİ**

Bu tez Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından  
2010.02.0121.025 proje numarası ile desteklenmiştir.

**2011**

T.C.

**AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**“MONTE CARLO” SİMÜLASYON YÖNTEMLERİNİN MEDİKAL  
ALANDA ORGAN DOZU HESAPLAMASINDA BİLGİSAYARLI  
TOMOGRAFİ (BT) CİHAZLARINDA KULLANABİLİRLİĞİNİN  
İNCELENMESİ**

**Emine Dilek GÜNDOĞMUŞ ÇAKMAK**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**FİZİK ANABİLİMDALİ**

Bu tez ..../..../2011 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından (....) not takdir edilerek Oybirliği/Oyçokluğu ile kabul edilmiştir.

Yrd. Doç. Dr. Nina TUNÇEL (Danışman)

Prof. Dr. Nuri ÜNAL

Prof. Dr. Melek Nur YAVUZ

## ÖZET

### “MONTE CARLO” SİMÜLASYON YÖNTEMLERİNİN MEDİKAL ALANDA ORGAN DOZU HESAPLAMASINDA BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ (BT) CİHAZLARINDA KULLANABİLİRLİĞİNİN İNCELENMESİ

**Emine Dilek GÜNDOĞMUŞ ÇAKMAK**

**Yüksek Lisans Tezi, Fizik Anabilimdalı**

**Danışman: Yrd. Doç. Dr. Nina TUNÇEL**

**Ocak 2011, 72 Sayfa**

Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi AD’nda yapılan bu çalışmada General Electric (GE) marka Ligh Speed RT model bilgisayarlı tomografi (BT) cihazında çekimler sırasında iyon odası ve termolüminesans dozimetre (TLD) ölçümlerinden elde edilen ve Monte Carlo simülasyon tekniğini kullanan yazılım yoluyla hesaplanan hastanın aldığı organ doz değerleri karşılaştırıldı. Belirlenen çekim protokollerinde iyon odası ile  $CTDI_{hava}$  ve  $CTDI_w$  hesaplamalarında kullanılan ölçümler alındı. ImPACT yazılımına giriş verisi olarak hesaplanan  $CTDI_w$  kullanılarak her çekime ait doz raporlamalarında verilen  $CTDI_w$ ,  $CTDI_{vol}$ , DLP değerleri hesaplandı. Aynı değerler yazılımın mevcut çizelgelerinde bulunan değerler ile hesaplandı. BT cihazının ölçüm sonucunda verdiği doz raporlarından bulunan  $CTDI_{vol}$  ve DLP ile yazılımın verdiği doz raporları karşılaştırıldı. Aynı protokollerde RANDO fantomda TLD kullanılarak helikal ve aksiyel çekim tiplerinde organ dozu ölçümleri yapıldı. İyon odası ile ölçülen  $CTDI_{hava}$  değeri ImPACT yazılımına girilerek organ doz değerleri yazılımdan hesaplandı. Yazılımdan hesaplanan organ dozları ile TLD kullanılarak ölçülen organ dozları karşılaştırıldı. Bu programın kullanılabilirliği ancak ilgili BT cihazının  $CTDI_{hava}$  nın ölçülmesi ile organ dozlarının hesaplanmasında uygun olabilecektir.

**ANAHTAR KELİMELER:** Bilgisayarlı Tomografi (BT),  $CTDI$ , Monte Carlo, ImPACT, RANDO Fantom, Termolüminesans Dozimetre, Organ Dozu

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

Prof. Dr. Nuri ÜNAL

Prof. Dr. Melek Nur YAVUZ

## **ABSTRACT**

### **CALCULATION OF ORGAN DOSE BY MONTE CARLO SIMULATION METHODS IN MEDICINE; THE REVIEW OF USABILITY IN COMPUTED TOMOGRAPHY (CT) DEVICES**

**Emine Dilek GÜNDOĞMUŞ ÇAKMAK**

**M. Sc. Thesis in Physics**

**Adviser: Asst. Prof. Dr. Nina TUNÇEL**

**January 2011, 72 Pages**

This study was carried out at the Akdeniz University School of Medicine Department of Radiation Oncology's General Electric (GE) Light Speed RT model computed tomography (CT) unit. The organ doses were explored which measured by Thermoluminescence dosimeter (TLD) that calibrated by ion chambers, and calculated by Monte Carlo simulation technique based on ion chamber measurements data during CT examinations. For selected scan protocols the  $CTDI_{air}$  and the measuring parameters for calculating  $CTDI_w$  values were measured by ionization chamber. The calculated  $CTDI_w$  values were used as input data for IMPACT software for calculating  $CTDI_w$ ,  $CTDI_{vol}$ , DLP the dose report values of each scan. These values were calculated from ImPACT software data sets. In addition the  $CTDI_{vol}$ , DLP dose report values which obtained from CT unit after ending each exam were compared with those from ImPACT software. The organ doses were measured by TLD using the RANDO phantom through helical and axial scan types for each protocol. The  $CTDI_{air}$  which measured by ion chamber was entered as an input value to ImPACT software then the organ doses were calculated. The organ doses that obtained from software and those from TLD measurements were compared. The availability of this program for organ dose calculations by measuring the  $CTDI_{air}$  value of the CT device may be possible.

**KEY WORDS:** Computed Tomography (CT), CTDI, Monte Carlo, ImPACT, RANDO Phantom, Thermoluminescence Dosimetry, Organ Dose

**COMMITTEE:** Asst. Prof. Dr. Nina TUNÇEL (Adviser)

Prof. Dr. Nuri ÜNAL

Prof. Dr. Melek Nur YAVUZ

## ÖNSÖZ

Bilgisayarlı Tomografi cihazında belirli çekim protokollerinde organ dozunun ölçülen değerleri ile Monte Carlo simülasyon yönteminden elde edilen değerlerinin karşılaştırılarak, doz raporlamalarında yazılım kullanılabilirliğinin araştırılmasını amaçlayan bu çalışma Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'nda yapıldı. Bu çalışmayı destekleyerek araştırma olanağı sağlayan Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı'na teşekkür ederim.

Çalışmalarım sırasında da bilgi ve önerileriyle beni yönlendirerek çalışma olanağı sağlayan, her türlü desteği veren danışmanım Sayın Yrd. Doç. Dr. Nina TUNÇEL'e (Akdeniz Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümü ve Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı) sonsuz saygı, minnet ve teşekkürlerimi sunarım.

Çalışma süresince yardımlarını esirgemeyen (Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi AD Medikal Fizik Uzmanı Bora SINDIR'a ve Bölüm çalışanlarına teşekkürlerimi sunarım.

Yüksek Lisans eğitimi yapmama izin veren Türkiye İş Kurumu Antalya İl Müdürlüğü Yöneticilerime ve bu süreçte bana anlayış gösteren çalışma arkadaşlarıma saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

Ayrıca her zaman yanımda olarak bana destek veren eşim Nuri ÇAKMAK, çocuklarım Onur ve Enis'e sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

## İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT.....	ii
ÖNSÖZ.....	iii
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ.....	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	vii
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	ix
1. GİRİŞ.....	1
2. KURAMSAL BİLGİLER ve KAYNAK TARAMALARI.....	3
2.1. Radyasyon.....	3
2.1.1. Elektromanyetik radyasyon türleri.....	3
2.1.2. İyonlaştırıcı fotonun madde ile etkileşmesi.....	4
2.1.3. X-ışınları ve gama ışınlarının oluşumu.....	5
2.2. X-ışınlarının Tıpta Kullanımı.....	6
2.3. Bilgisayarlı Tomografi (BT).....	6
2.3.1. BT sistemlerinin tarihsel gelişimi.....	7
2.3.2. Aksiyel ve helikal bilgisayarlı tomografi.....	9
2.3.3. BT de görüntü oluşumu.....	11
2.3.4. Azalım katsayısı ve BT numarası (Hounsfield Unit – HU).....	12
2.3.5. BT’de görüntü kalitesi.....	13
2.4. <sup>60</sup> Co Tedavi Cihazı.....	15
2.5. Doz Birimleri.....	16
2.6. Computed Tomography Dose Index (CTDI).....	18
2.7. Soğurulan Doz Ölçümü ve Cihazları.....	20
2.7.1. İyon odaları ve elektrometre.....	21
2.7.2. Termoluminesans dozimetri (TLD).....	21
2.7.3. Fantomlar.....	25
2.7.4. Doz hesaplamada matematiksel yöntemler.....	26
3. MATERYAL ve METOT.....	28
3.1. Materyal.....	28
3.1.1. Bilgisayarlı tomografi (BT).....	28
3.1.2. <sup>60</sup> Co Tedavi ünitesi.....	28
3.1.3. İyon odası.....	29
3.1.4. Fantomlar.....	29
3.1.5. Termoluminesans dozimetre (TLD) sistemi.....	30
3.1.6. ImPACT (Imaging Performance Assessment of CT Scanners) Yazılımı.....	32
3.2. Metot.....	35
3.2.2. BT de kalite kontrol testleri.....	35
3.2.3. BT de doz ölçümleri.....	36
3.2.1. TLD gruplaması ve kalibrasyon faktörü hesaplaması.....	37
3.2.4. TLD ile RANDO fantomda organ doz ölçümü.....	41
4. BULGULAR.....	45
4.1. CTDI Değerleri.....	45
4.2. TLD ile Sayım Profilleri ve Doz Dönüşüm Katsayısı.....	46
4.3. Organ Dozları.....	49
6. SONUÇ.....	61
7. KAYNAKLAR.....	63

8. EKLER .....	66
EK.1. PMMA kafa ve vücut fantomu merkezinde helikal ve aksiyel çekim tipleri için TLD okuma değerleri.....	66
EK.2. Helikal ve aksiyel çekim tiplerinde küçük ve büyük çekim pencereleri için havada alınan TLD okuma değerleri.....	68
EK 3. RANDO fantomda kafa çekim protokolünde TLD ile okunan organ doz sayım değerleri ortalamaları ve standart sapmaları.....	70
ÖZGEÇMİŞ	



## SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

### Simgeler

$\mu$	Doğrusal Zayıflama Katsayısı
cGy	Santi Gray
e	Elektron Yüğü ( $1.6 \times 10^{-19}$ C)
$E_T$	Etkin doz
$H_T$	Eşdeğer doz
I	Işık Şiddeti
kV	Kilo Volt
mA	Mili Amper
mGy	Mili Gray
$W_T$	Organ ağırlık faktörü
$\lambda$	Dalga Boyu
$\nu$	Frekans

### Kısaltmalar

AAPM	American Association of Physicists in Medicine
BT	Bilgisayarlı tomografi
CTDI	Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi
CTDI <sub>air</sub>	Havadaki CTDI
CTDI <sub>vol</sub>	Hacimsel CTDI
CTDI <sub>w</sub>	Ağırlıklı CTDI
DLP	Doz Uzunluk Ürünü
ICRP	International Commission on Radiological Protection
ImPACT	Imaging Performance Assessment of Computed Tomography
LiF	Lityum Florür
MC	Monte Carlo
MSAD	Multiple Scan Average Dose
SSD	Kaynak – ışınlanan yüzey mesafesi
TL	Termolüminesans
TLD	Termolüminesans dozimetre
UNSCEAR	United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation

## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1.	Elektromanyetik spektrum.....	4
Şekil 2.2.	X-ışını tüpü.....	6
Şekil 2.3.	Bilgisayarlı Tomografi (BT) cihazı.....	7
Şekil 2.4.	a) 1. Nesil b) 2. Nesil c) 3. Nesil ve d) 4. Nesil Bilgisayarlı Tomografi cihazları.....	8
Şekil 2.5.	GE Light Speed RT bilgisayarlı tomografi cihazı. Tüp ve dedektör arkı gantride dönme hareketi yapar.....	9
Şekil 2.6.	Helikal BT de pitch değerleri: a) Pitch=1 b) Pitch<1 c) Pitch>1 .....	10
Şekil 2.7.	a) Tek dedektörlü BT sisteminde kesit kalınlığı dedektör genişliği ile belirlenir ve değiştirmek için kolimatör pozisyonu mekanik olarak değiştirilir. B) Çok dedektörlü aynı anda birden fazla kesit alınır ve dedektör genişliği iki dış kenarı belirler. Kolimatör 4 kesit arasında hareket ettirilerek kesit kalınlığı değiştirilir.....	11
Şekil 2.8.	Görüntü elemanları .....	12
Şekil 2.9.	BT numarası skalası.....	13
Şekil 2.10.	<sup>60</sup> Co tedavi ünitesi.....	15
Şekil 2.11.	Z eksenini boyunca tek bir aksiyel çekim ölçülen doz dağılımı D(z).....	18
Şekil 2.12.	Fosforesans ve limünesans maddelerde uyarılma enerji seviyeleri.....	22
Şekil 2.13.	TLD okuyucu sistem şeması.....	22
Şekil 2.14.	TLD-100 kristalinin <sup>90</sup> Sr/ <sup>90</sup> Y kaynakla ışınlanması sonucu elde edilen parlamış eğrisi (Glowcurve).....	23
Şekil 2.15.	<sup>60</sup> Co enerjisine göre farklı TLD türlerinin enerjiye bağlı cevapları.....	24
Şekil 3.1.	Kalem tipi iyon odası ve elektrometre.....	29
Şekil 3.2.	CTDI kafa, vücut fantomu ve özel tasarımı kalem tipi iyon odası.....	30
Şekil 3.3.	a) TLD fırın tepsi, TLD ve kaset b) TLD lerin metal tepsiye yerleştirilmesi c) RADOS 2000 TLD okuyucu d) PTW-TLDO Termoluminesant dozimetre fırını.....	31

Şekil 3.4.	TLD fırın ısıtma şemaları.....	32
Şekil 3.5.	ImPACT yazılımında veri girişinin yapıldığı ve hesaplanan doz değerlerinin görüldüğü “scancalculation” sayfası.....	33
Şekil 3.6.	İyon odası ile CTDI <sub>hava</sub> ölçüm düzeneği.....	36
Şekil 3.7.	İyon odası merkeze yerleştirilmiş a) 16 cm çaplı PMMA kafa fantomu b) PMMA fantom kesitsel şeması.....	37
Şekil 3.8.	TLD okuyucusu işlem penceresinde okuma periyodu ayarlaması, 4 grup için zemin seviyesi okuma değerleri görülmektedir.....	38
Şekil 3.9.	Aksiyel çekim için TLD yerleşimi ve doz dağılımı.....	41
Şekil 3.10.	Kafa, Toraks ve pelvis çekim protokollerinde çekim alanları ve doz ölçümü yapılan organlar a) Matematiksel fantom b) Alderson RANDO fantom.....	43
Şekil 3.11.	RANDO fantomun dilim görüntüsünde doz ölçümü yapılacak organ için TLD yerleştirilen noktalar.....	44
Şekil 3.12.	BT’de RANDO fantom.....	44
Şekil 4.1.	CTDI <sub>hava</sub> değerinin helikal ve aksiyel çekim tiplerinde mA ile değişimi (120 kV, 200 mA, 2,5 mm kesit kalınlığı/4 kesit) .....	45

## ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1.	Radyasyon ağırlık faktörleri.....	16
Çizelge 2.2.	ICRP 103'e göre organ ağırlık faktörleri.....	17
Çizelge 2.3.	TL kristal türleri ve özellikleri.....	24
Çizelge 3.1.	GE Light Speed RT Bilgisayarlı Tomografi özellikleri.....	28
Çizelge 3.2.	CTDI <sub>hava</sub> ölçümlerinde kullanılan çekim protokolü.....	36
Çizelge 3.3.	TLD lerin RANDO fantomda yerleştirildiği organlar ve konumları.....	42
Çizelge 3.4.	Çekim protokolü.....	42
Çizelge 4.1.	İyon odası ile ölçülen ve ImpACT yazılımının kullandığı CTDI <sub>hava</sub> değerleri.....	45
Çizelge 4.2.	Kafa ve vücut fantomlarında iyon odası ile elde edilen, BT doz raporlarından hesaplanan ve ImpACT yazılımının kullandığı $nCTDI_w$ değerleri (120kV, 100 mA, bir turda 1 cm tarama/sn, 2,5 mm kesit kalınlığı/4 kesit).....	46
Çizelge 4.3.	Havada ve fantom merkezinde TLD ile okunan sayım değerleri ve iyon odası okumaları (120kV, 100 mA, bir turda 1 cm tarama/sn, 2,5 mm kesit kalınlığı/4 kesit).....	47
Çizelge 4.4.	ImpACT yazılımına iyon odası ölçümlerinden hesaplanan $nCTDI_w$ değerleri girilerek hesaplanan CTDI <sub>w</sub> , CTDI <sub>vol</sub> ve DLP değerleri (120kV, 100 mA, bir turda 1 cm tarama/sn, 2,5 mm kesit kalınlığı/4 kesit).....	48
Çizelge 4.5.	ImpACT yazılımı çizelge değerlerinden hesaplanan CTDI <sub>w</sub> , CTDI <sub>vol</sub> ve DLP değerleri (120 kV, 100 mA, bir turda 1 cm tarama/sn, 2,5 mm kesit kalınlığı/4 kesit).....	48
Çizelge 4.6.	GE Light Speed RT BT cihazının çekim sonunda verdiği doz raporlarından alınan CTDI <sub>vol</sub> , DLP değerleri (120kV, 100 mA, bir turda 1 cm tarama/sn, 2,5 mm kesit kalınlığı/4 kesit).....	49
Çizelge 4.7.	Kafa çekimleri organ doz değerleri.....	50
Çizelge 4.8.	Toraks çekimleri organ doz değerleri.....	51
Çizelge 4.9.	Pelvis çekimleri organ doz değerleri.....	51

Çizelge 5.1.	ImPACT yazılımından, mevcut çizelgeler kullanılarak hesaplanan ile iyon odası ölçümlerinden elde edilen $nCTDI_w$ değerlerinin yazılıma girilmesiyle hesaplanan $CTDI_w$ , $CTDI_{vol}$ ve DLP değerleri arasındaki % fark.....	53
Çizelge 5.2.	GE Light Speed RT BT cihazının çekimler sonunda verdiği rapordan elde edilen ile ImPACT yazılımında mevcut tablolardan hesaplanan $nCTDI_w$ , $CTDI_{vol}$ ve DLP değerleri arasındaki % fark.....	53
Çizelge 5.3.	GE Light Speed RT BT cihazının çekimler sonunda verdiği raporlardan hesaplanan $nCTDI_w$ değeri ile iyon odası ile ölçülen değer arasındaki % fark.....	54
Çizelge 5.4.	Kafa çekimlerinde elde edilen organ dozlarının karşılaştırılması.....	55
Çizelge 5.5.	Toraks çekimlerinde elde edilen organ dozlarının karşılaştırılması.....	56
Çizelge 5.6.	Pelvis çekimlerinde elde edilen organ dozlarının karşılaştırılması.....	57

## 1. GİRİŞ

Radyasyonun, medikal alanda teşhis amacıyla kullanılan bir yöntemi, Bilgisayarlı Tomografi (BT) ile görüntüleme tekniğidir. Günümüzde, BT, radyodiyagnostik (radyasyon ile teşhis) amacıyla kullanılan görüntüleme cihazları arasında %5 lik bir kullanım oranına sahiptir. Hastaların, teşhis amaçlı görüntüleme cihazlarında aldığı radyasyon dozunun % 40'ı BT cihazlarından kaynaklanmaktadır (Shrimton vd 1991, United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation 2000, Brenner vd 2007). Doz miktarları hakkında bilgi edinebilmek için insan vücudunun her çekim bölgesinde protokollere gerek vardır. Ülkemizde ise Karabulut ve arkadaşlarının 2004 yılında yaptıkları anket çalışmasında BT çekim protokolleri hazırlanması gerekliliği vurgulanmıştır (Karabulut ve Arıyürek 2006).

BT tetkikleri birçok hastalığın tanısında vazgeçilmezdir. Gerekli görülmesi durumunda, radyasyon alınması riski göze alınarak, hekim tarafından istenen BT tetkikleri yapılarak hastalığın teşhisi sağlanabilir. Ancak, radyasyonun risk analizlerinde, BT tetkiklerinden alınan toplam dozun hesaplanmasının yanında organ dozlarının elde edilmesi daha önemlidir. ICRP (Uluslararası Radyoloji Koruma Komitesi)'nin 26, 60 ve 103 nolu raporlarında, farklı radyasyon tiplerinin organlar için etkin doz hesaplama yöntemleri belirlenmiştir. ICRP 60 raporlarında ayrıca bir şahıs için maksimum müsaade edilebilir dozu, bedensel veya genetik tehlikesi olması ihtimalinin ihmal edilebilecek kadar küçük olduğu, uzun zaman süresince birikmiş bir doz veya tek bir ışınlama sonucu alınan doz olarak tanımlanmıştır. Radyasyon görevlileri için azami doz, ardışık beş yıl için 20 mSv/yıl, tek yıl için 50 mSv/yıl iken halk için ardışık beş yıl için 10 mSv/yıl, tek yıl için 5 mSv/yıl olarak belirlenmiştir.

BT çekim protokollerine göre hesaplanan organ dozlarının değişimi birçok literatürde incelenmiştir. BT tetkiklerinde oluşan radyasyon dozunu etkileyen en önemli parametreler; çıkan fotonların enerjisi, X-ışını tüp akımı (mA-mAs), kolimatör, hasta boyutu, spiral BT'lerde ise ek olarak "pitch" değeridir (McNitt 2002).

Hastaya verilen radyasyon dozunun ALARA (As Low As Reasonably Achievable - kabul edilebilir alt sınır) prensibine göre kaliteli görüntü düşük doz dengesinin dikkate alınması gereklidir. Hastanın aldığı organ radyasyon dozunu hesaplayabilmek için

çekim parametreleri yanında BT için doz tanımlayıcı indekslerin ölçümüne gerek vardır. BT cihazı için gerekli ilk ölçümler AAPM (The American Association of Physicists in Medicine) Report 39'nolu raporunda tanımlanan Multiple Scan Average Dose (MSAD), Computed Tomography Dose Index (CTDI) ve CTDI' in değişik versiyonları (CTDI<sub>100</sub>, CTDI<sub>w</sub>, CTDI<sub>vol</sub>) gibi ölçümler olarak protokollere göre yapılmalıdır (AAPM Report 39).

Bu çalışmada BT çekimleri esnasında doz ölçümleri yapılarak CTDI ve CTDI'in değişik versiyonları elde edilerek, Monte Carlo simülasyon tekniğini kullanan yazılımdan organ dozu hesaplanacaktır. Bu organ doz değerleri ile termoluminesans dozimetri (TLD) kullanılarak fantomdan ölçülen organ dozları karşılaştırılacaktır.

## 2. KURAMSAL BİLGİLER VE KAYNAK TARAMALARI

### 2. 1. Radyasyon

Radyasyon, iç dönüşüm geçiren atomların kararlı hale geçebilmek için yaydıkları, boşlukta ve madde içerisinde hareket edebilen enerji olarak tanımlanır.

Radyasyon kaynakları doğal ve yapay radyasyon olmak üzere iki gruba ayrılır. Doğal radyasyonlar; doğal kaynaklardan ortaya çıkan (kozmetik ışınlar, topraktan yayılan radon ışınmaları...) ışınalardır. Doğal olmayan (yapay) radyasyon ise insan eliyle oluşturulan veya kullanılan araç gereçlerden alınan radyasyondur. (<http://www.taek.gov.tr>)

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

#### 2.1.1. Elektromanyetik radyasyon türleri

Dalga tipi radyasyon; belli bir enerjiye sahip ancak kütesiz radyasyon türüdür. Bunlar, titreşim yaparak ilerleyen elektrik ve manyetik enerji dalgalarıdır. Bütün dalga tipi radyasyonlar ışık hızıyla ( $3 \times 10^8$  m/sn) hareket ederler.

Elektromanyetik radyasyonlar birçok olayda parçacıklara benzer davranış gösterdiği için, çok küçük enerji paketleri anlamına gelmek üzere "foton" adı verilmiştir. Enerjisi ise belli bir frekans ( $\nu$ ) için

$$E = h\nu \quad (2.1)$$

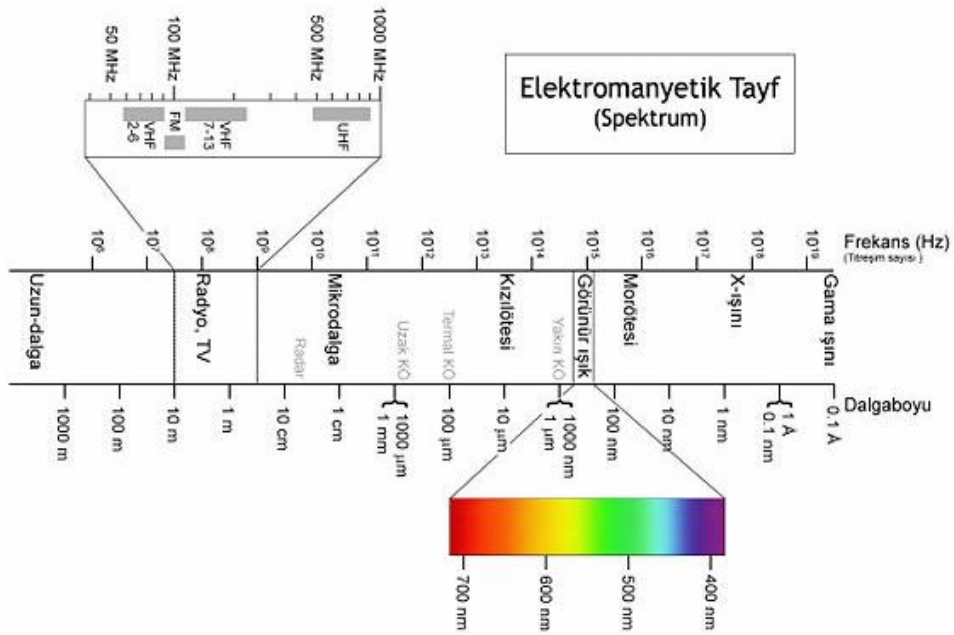
ile ifade edilir. Burada  $h$  plank sabitidir.

Elektromanyetik radyasyon, içinden geçtiği ortamda meydana getirdiği etkiye göre; iyonlaştırıcı radyasyon (X-ışınları, gama ışınları, alfa, beta radyasyonları, nötronlar) ve iyonlaştırıcı olmayan radyasyon (radyo dalgaları, mikrodalgalar, kızılötesi, görünür ışık, ultraviyole) şeklinde sınıflandırılır (Şekil 2.1). İyonlaştırıcı radyasyon, ortamda yüklü parçacık çiftleri (iyonlar) oluşturabilen radyasyondur. İyon meydana gelmesi herhangi bir ortamda olabileceği gibi canlı ortamlarda da gerçekleşebilir.



Enerji olarak uyarılan atomda bulunan elektron tarafından soğurulan enerji elektronu atomdan koparmaya yetecek kadar büyükse elektron atomdan ayrılır ve atom iyon haline geçer. Eğer absorplanan enerji elektronu atomdan uzaklaştırmaya yetmiyorsa elektron daha üst bir enerji seviyesine çıkar ve kararsız hale gelir. Üst enerji seviyesindeki elektron, taban enerji seviyesine geçişi sırasında bu iki seviye arasındaki enerji farkına eşit bir radyasyon yayarak kararlı hale geri döner (Ebdon1998).

Eğer iyonize edici elektromanyetik radyasyon çekirdekten yayımlanıyorsa gama, yörüngeden yayımlanıyorsa X-ışını adını alır.



Şekil 2.1. Elektromanyetik spektrum

### 2.1.2. İyonlaştırıcı fotonun madde ile etkileşmesi

Fotonlar, içinden geçtikleri ortamdaki atomlar ve moleküller ile etkileşimleri sonucu enerjisini kaybederek soğurulacağı gibi saçılmaya da uğrayabilirler. Yüksek enerjili elektromanyetik radyasyon madde ile 3 temel etkileşmeye girerek enerji kaybeder. Bu etkileşmeler;

- 1- Fotoelektrik olay ( $E < 0,5 \text{ MeV}$ )
- 2- Compton olayı ( $0,5 > E > 2,0 \text{ MeV}$ )

3- Çift oluşumu olayı (  $E > 1,02 \text{ MeV}$ ) dir.

Fotonlar maddenin yapısına, yoğunluğuna ve kalınlığına bağlı olarak madde içerisinde ilerlerken rastgele yön ve doğrultuda enerjilerini ortama aktarırlar. Paralel bir elektromanyetik radyasyon demeti için  $I$  şiddeti,  $\Delta x$  maddenin kalınlığı ve  $\Delta I$  şiddet kaybı olmak üzere;

$$\Delta I = -I\mu\Delta x \quad (2.2)$$

şeklinde ifade edilir. Burada  $\mu$ , soğurucu ortamın lineer soğurma katsayısıdır. Başlangıçtaki foton şiddet  $I_0$  olmak üzere soğurucu ortamdan geçtikten sonraki şiddet ise aşağıdaki gibi hesaplanmaktadır.

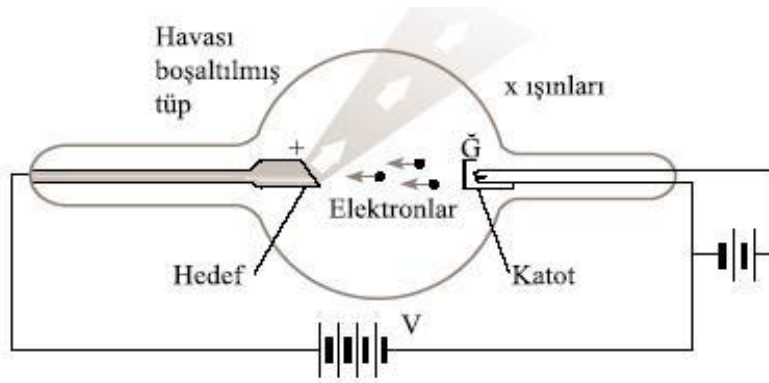
$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (2.3)$$

### 2.1.3. X-ışınları ve gama ışınlarının oluşumu

X- ışınları; atomdaki iç kabuklarda oluşan boşluğa dış kabuk elektronlarının geçişi sırasında yayılan, birkaç keV den birkaç yüz keV a kadar olan foton enerjilerine karşılık gelen dalga boyları 0.01-10 nm arasında değişen elektromanyetik ışınlardır. X- ışınları, X- ışını tüpü ya da hızlandırıcılar kullanılarak elde edilebilir. Gama ışınları radyoaktif çekirdeklerin gama bozunumu sırasında veya  $\beta$  bozunumuna eşlik ederek oluşabilir. Radyoaktif maddeye bağlı olarak kesikli enerjiye sahiptir.

X- ışını elde etmek için kullanılan en yaygın yöntemlerden biri olan X- ışını tüpü Şekil 2.2' de gösterilmektedir. Bir vakum tüp içinde yer alan flaman, yüksek elektrik akımı geçirilince termo iyonik yayımlama yolu ile elektron salar. Katot flamanı ile bir metal hedef anod arasına uygulanan yüksek bir  $V$  voltaj nedeniyle salınmış olan elektronlar yüksek atom numaralı metal anoda doğru hızlanır. Hedef yüzeyinin elektron hüzmesine göre belli bir açısı olup hedeften çıkan X-ışınları tüpün çeperinden dışarı çıkar. Anod ile katod arasına uygulanan voltaj arttıkça, elektronların hızı artar ve oluşan X- ışınlarının enerjisi artar. Filamana verilen akım şiddeti, meydana gelecek termoiyonik salınım miktarını dolayısıyla anoda gidecek elektron sayısı ve sonuçta üretilecek X-ışınını direkt olarak etkiler. Flaman ısıtıldıktan sonra küçük akım

yükselmeleri bile tüp akımında büyük yükselmeler meydana getirecektir. Akım değişiklikleri tüp voltajı ile de yakından etkilidir.



Şekil 2.2. X-ışını tüpü

X-ışınları elektrik ve manyetik alanların etkisi ile saptırılamazlar.

## 2.2. X-ışınlarının Tıpta Kullanımı

X-ışınları, tıpta tanı ve tedavi amaçlı olarak kullanılır. X-ışını tüpleri; görüntülemeye radyografi, fluoroskopi ile kullanımının yanı sıra, kesitsel görüntülemeye dayalı Bilgisayarlı Tomografi (BT) cihazlarında da kullanılır.

Yüksek enerjili X-ışınları radyoterapi amacı ile de kullanılır.

## 2.3. Bilgisayarlı Tomografi (BT)

Temeli X-ışınlarına dayanan Bilgisayarlı Tomografi (BT) yüksek uzaysal çözünürlüğü, kesitsel görüntüleme kapasitesi, bütün organ ve sistemleri kapsayan tanısal gücü ile radyolojik görüntülemenin en temel araçlarından biridir. Hastalıklarda tanı, tedavi planlama, kontrol, izlem ve tarama; girişimsel radyoloji işlemlerinde rehber görüntüleme amacıyla kullanılır (Şekil 2.3).

Allan Cormack (1924–1998) tarafından 1963 yılında teorisi ortaya atılan BT için ilk model Godfrey Hounsfield (1919-2004) tarafından 1967 yılında geliştirilmiş, 1971 yılında hastane şartlarında kullanılmaya başlanmıştır (Podgoršak 2006). ABD'nin ilk BT ünitesi 1973'te Mayo klinikte kurulmuş, ülkemizde ilk kullanımı ise Mart 1976 yılında Ankara'da Hacettepe Üniversitesi'nde gerçekleştirilmiştir.



Şekil 2.3. Bilgisayarlı Tomografi (BT) cihazı

### 2.3.1. BT sistemlerinin tarihsel gelişimi

Birinci nesil BT cihazlarında, X-ışını (pencil beam) karşısında tek detektör bulunur. İncelenecek olan obje, lineer bir doğrultuda tarandıktan sonra tüp  $1^\circ$  lik açı ile dönüş hareketi yapar ve obje tekrar lineer olarak taranır. Bu tarama ve dönüş hareketleri  $180^\circ$  derecelik bir dönüşe kadar devam eder ve her taramada tek projeksiyon alınabilmektedir (Şekil 2.4a).

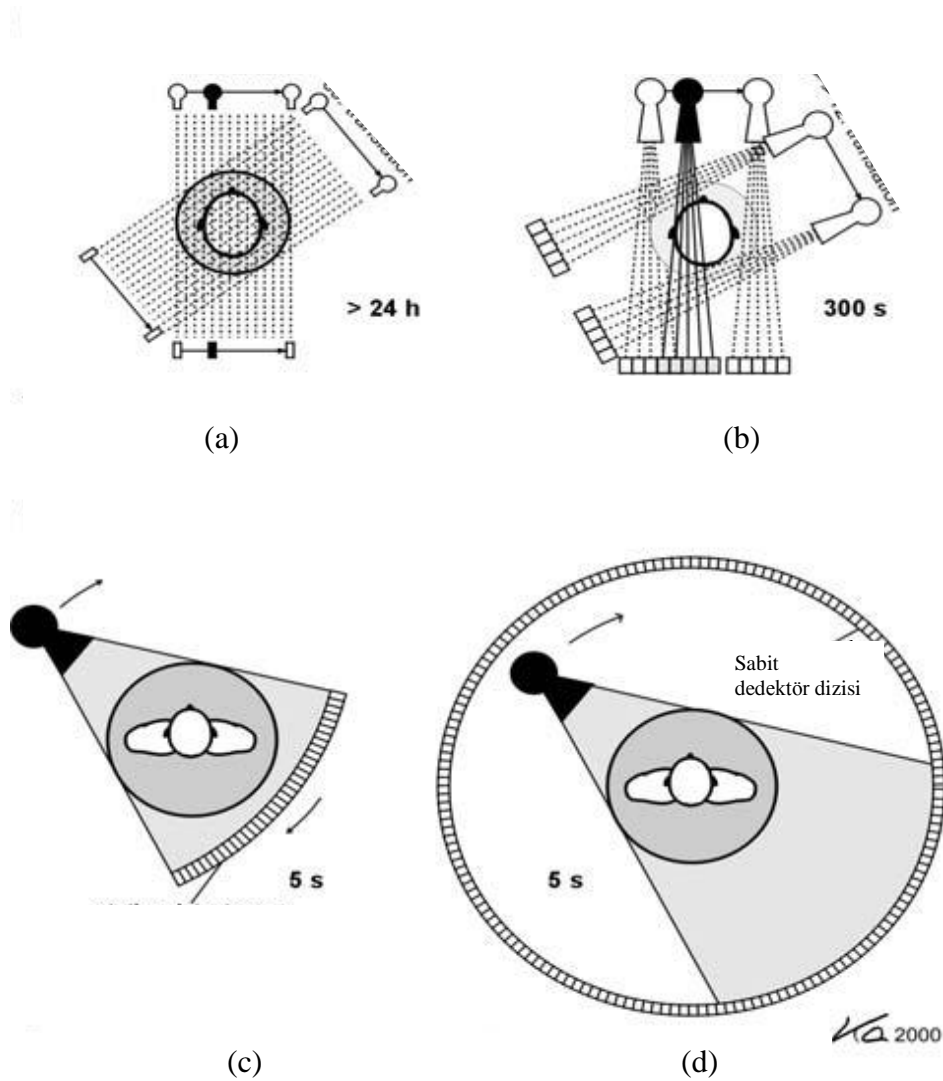
İkinci nesil BT cihazlarında, yan yana sıralanmış birden fazla detektör ve karşısında yelpaze şeklinde X-ışını demeti bulunur. Tüp ve detektörler lineer olarak  $10^\circ$ 'lik açılarla dönüş yapmaktadır (Şekil 2.4b). Tüp hareketi  $10^\circ$  derecelik açılarla  $180^\circ$  dereceye tamamlanırken tarama hızı dakikalardan saniyeler metresine çekilmiştir. Günümüzde birinci ve ikinci nesil BT cihazları kullanılmamaktadır.

Üçüncü nesil BT cihazlarında, yelpaze şeklindeki X-ışın demeti ve karşısında konveks şekilde dizilen dedektör sistemi eş zamanlı olarak  $360^\circ$  rotasyon hareketi yapar (Şekil 2.4c). Tüp ve dedektör düzeneğinin devamlı aynı yönde dönmesini sağlayan slip ring teknolojisinin kullanıldığı Spiral BT'de hasta masası kaydırılırken, kesitler oldukça yüksek bir hızla, kesitler arasında bekleme süresi olmaksızın alınabilmekte ve bir rotasyon süresinde kesit alma işlemi 0,5 ile 1 saniye arasında olabilmektedir. Hasta eksenini boyunca kesit sayısı ve kesit kalınlığına bağlı olarak birden fazla dedektör dizisi kullanan sistemlere çok kesitli (multi slice) BT denir. Alınan kesit kalınlığına göre çok

kesitli BT'lerde çekim süresi 4-8 kat azalmaktadır. 1990'lı yılların başında 2 detektörlü, 2000'li yıllarda 4, 8, 12, 16, 24, 32, 64 detektör dizili cihazlar üretilmiştir

Bu çalışmada doz ölçümü yapılan sistemi üçüncü nesil X-ışını bilgisayarlı tomografi sistemidir.

Dördüncü nesil cihazlarda, X-ışını kaynağı 360° dönerken dedektörler gantri boyunca dizilmiş ve sabitlenmiştir (Şekil 2.4d). Kesit alma süresi 1-2 saniye düzeylerine indirgenmiş ve üçüncü nesil sistemlerde ortaya çıkan ring artefaktlar ortadan kalkmıştır (<http://www.impactscan.org>, ).

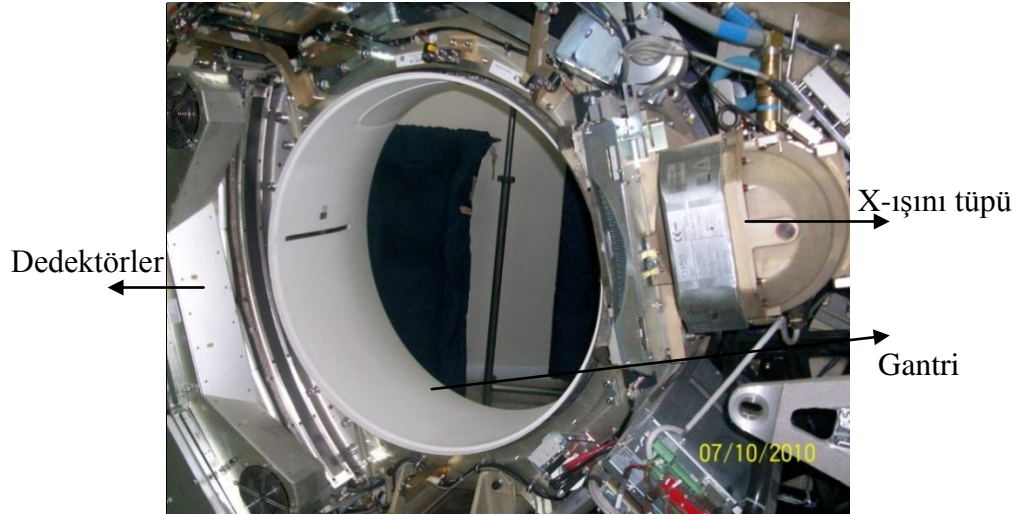


Şekil 2.4 a). 1. Nesil b) 2. Nesil c) 3. Nesil ve d) 4. Nesil Bilgisayarlı Tomografi cihazları (Kalender 2006)

Beşinci nesil cihazlarda (elektron beam tomografi - EBTC), sabit bir kaynaktan çıkan elektron demetinin sistem içerisinde hızlandırılıp koiller yardımıyla saptırılarak, hasta etrafında dönen tungsten hedef anod üzerine düşürülmesiyle görüntü elde edilir. Dedektör sistemi gantri boşluğu içine çepeçevre yerleştirilmiş olan cihazda hareketli unsurlar bulunmadığı ve X-ışını çok odaklı elektron demeti şeklinde uygulandığından kesit alım süresi saniyenin altına indirgenmiş veya aynı sürede birkaç kesit elde etme imkanı sağlanmıştır. Günümüzde henüz yaygın duruma girmemiş 5. nesil cihazlar gelişme aşamasındadır (Bushberg 2002).

### 2.3.2. Aksiyel ve helikal bilgisayarlı tomografi

Bir gantri etrafında karşılıklı olarak yerleştirilen X-ışını tüpü ve dedektör dizisinin hasta etrafında  $360^0$  döndürülmesiyle elde edilen projeksiyonların matematiksel olarak birleştirilmesiyle kesit görüntüsü elde edilir. Tüpün bir dönme hareketini tamamladıktan sonra hasta masası hareket ettirilerek diğer kesit görüntüsünün alındığı tekniğe aksiyel tipi tarama denir. X-ışını tüpü sürekli dönerken masanın belli bir hızda gantri içerisinde ilerlediği tekniğe ise helikal (spiral) tipi tarama denir. Helikal BT cihazı Şekil 2.5’de görülmektedir.

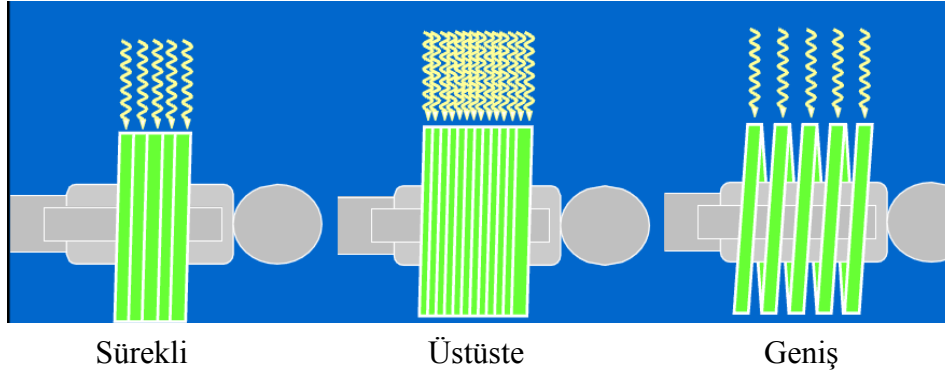


Şekil 2.5. GE Light Speed RT bilgisayarlı tomografi cihazı. Tüp ve dedektör arka gantride dönme hareketi yapar

Helikal taramada pitch parametresi tanımlanır. Bu, X- ışını tüpünün bir rotasyonu başına masa hareketinin kesit kalınlığına bölünmesi ile elde edilir. Şekilde pitch değerinin etkinliği görülmektedir. 0 ile 2 arasında değer alır. Pitch değeri 1 ise aksiyel

tarama tipine karşılık gelir. Pitch değeri; 1 den büyük ise taranan alan genişler, görüntü kalitesi düşer, 1 den küçük ise kesitler üst üste biner, görüntü kalitesi artar (Şekil 2.6). Helikal BT 'nin klinik kullanımı ilk kez Kalender ve arkadaşları tarafından 1980'lerin sonunda gerçekleşmiştir.

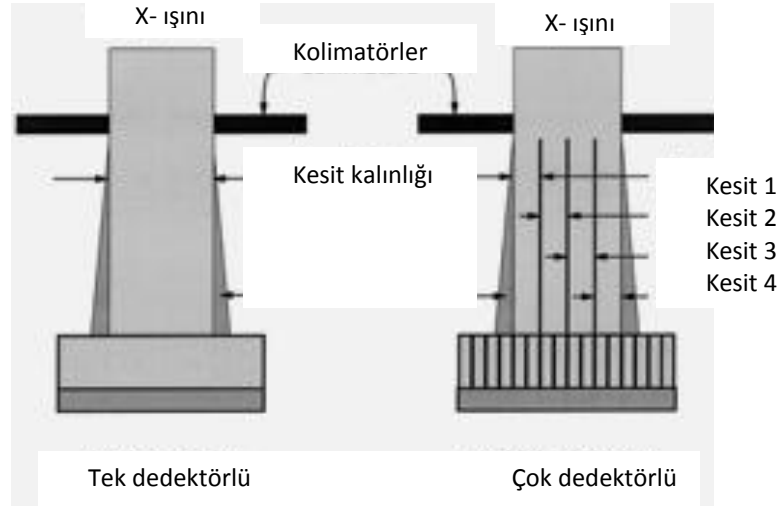
$$\text{Pitch Faktörü} = \text{Dönme Başına Masa Hareketi} / \text{Kesit Kalınlığı} \quad (2.4)$$



Şekil 2.6. Helikal BT de pitch değerleri: a) Pitch=1 b) Pitch<1 c) Pitch>1

BT de dedektör sayısının aksiyel (z) yönde artırılması ile bir dönme hareketi sonucunda birden fazla kesit görüntüsü elde edilebilir. Bilgi toplama süreleri kısalan çok kesitli sistemlerde aynı zamanda daha geniş alanların daha ince kesitlerle taranması gantrinin daha az dönme hareketi ile mümkün olmuştur. Bu sistemlerde en ince kesit kalınlığı en küçük dedektör boyutuna bağlı olmakla beraber X-ışını tüpü çıkışında ve dedektör önündeki kolimatörler ile istenilen kalınlıkta kesitler elde edilebilir. Z ekseninde boyunca yan yana birden fazla dedektörün verdiği görüntüler bir araya getirilerek daha kalın kesitler oluşturulabilir (BOR 2009). Kolimasyonun X-ışını tüpü çıkışında yapılması ve farklı dedektör sinyallerinin kombinasyonlarının kullanılması ile 4x1,25mm (5 mm demet genişliği), 4x5mm (20 mm demet genişliği) farklı kesit kalınlıkları seçilebilir (Kalender 2006).

En yeni BT tasarımlarında katı hal dedektörleri kullanılmaktadır. Bu dedektörler hastadan çıkan X-ışınlarını ışık fotonuna çeviren kadmiyum tungsten ya da yüksek saflıkta nadir element oksitlerinden yapılmış seramiklerden oluşur. Sinyaller ise bu dedektörlere optik olarak bağlanmış foto diyotlardan elde edilir. Seramik dedektörlerin X-ışını ışık fotonuna çevirme etkinliği daha fazladır (BOR 2009).



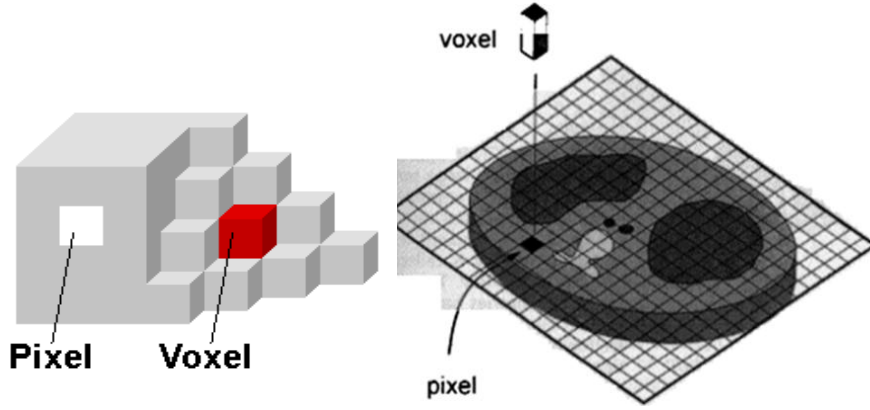
Şekil 2.7 a) Tek dedektörlü BT sisteminde kesit kalınlığı dedektör genişliği ile belirlenir ve değiştirmek için kolimatör pozisyonu mekanik olarak değiştirilir. b) Çok dedektörlü aynı anda birden fazla kesit alınır ve dedektör genişliği iki dış kenarı belirler. Kolimatör 4 kesit arasında hareket ettirilerek kesit kalınlığı değiştirilir (Busberg 2002)

### 2.3.3. BT de görüntü oluşumu

Hastadan geçerek dedektör üzerine düşen X- ışınlarının neden olduğu iyonizasyon sonucu dedektörde oluşan elektrik yükleri, X- ışını enerjisi ve şiddeti ile orantılı bir sinyal oluşturur. X- ışını tütünün dönüşü sırasında her açıdan elde edilen bu analog sinyaller analogdan dijitale çevirici (Analog to Digital Converter – ADC) vasıtasıyla sayısal hale getirilerek bilgisayara aktarılır. Kesit görüntüsü, 512 x 512 veya 1024 x 1024 boyutlarındaki bir görüntü matrisine her projeksiyondan gelen bilginin yansıtılması ile elde edilir.

Sayısal görüntüyü oluşturan en küçük görüntü elemanına piksel denir. Tomografik görüntüler, kesitler şeklinde görüntülediği için iki boyutlu piksel yerine kesit kalınlığında içeren üç boyutlu voksel tanımı kullanılır. Sayısal görüntünün ayırma gücü örnekleme aralığına yani piksel boyutuna, piksel boyutunun en küçük değeri ise ADC deki bit sayısına bağlıdır. ADCdeki bit sayısı görüntü matrisinin boyutunu belirler. Piksel boyutunun seçilmesinde analog görüntüde elde edilen uzaysal ayırma gücünün bozulmamasına dikkat edilmelidir (BOR 2009).





Şekil 2.8. Görüntü elemanları (<http://www.onlinefizik.com>)

### 2.3.4. Azalım katsayısı ve BT numarası (Hounsfield Unit – HU)

Dedektör tarafından birçok açıda elde edilen projeksiyonlar, kesit görüntülerinin oluşturulmasında kullanılır. Her projeksiyonu oluşturan ışınlar geçtikleri ortam boyunca azalığa uğrayarak dedektör tarafından algılanırlar, dedektör tarafından ölçülen her ışının değeri kat ettiği yol boyunca uğradığı toplam soğurulma miktarıdır (Bor 2009).

$I_0$  ortama giren x-ışını şiddeti,  $\Delta x$  ışının içinden geçtiği ortamın kalınlığı olmak üzere dedektör tarafından algılanan ışın şiddeti;

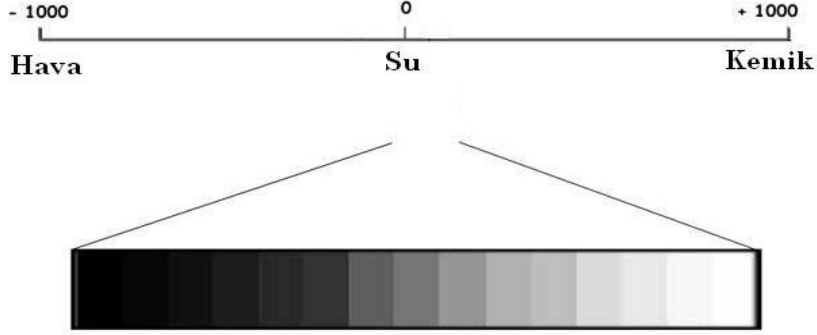
$$I = I_0 e^{-\Delta x (\mu_1 + \mu_2 + \dots + \mu_n)} \quad (2.5)$$

şeklinde değişir. Burada  $\mu$ , soğurucu ortamın lineer soğurma katsayısıdır. Elde edilen kesit görüntüleri azalım katsayılarının ( $\mu$ ) dağılımıdır ve bu dağılım BT numaralarına (Hounsfield Units – HU) dönüştürülerek görüntülenir (Şekil 2.9). BT numarası dokunun doğrusal azalım katsayısının suyun azalım katsayısına normalizasyonu ile elde edilir (Bor 2009).

$$\text{BT numarası} = (\mu_{\text{doku}} - \mu_{\text{su}}) / \mu_{\text{su}} \times 1000 \quad (2.6)$$

Hava -1000, su 0 ve yoğun kemik 1000 HU değerini alır. Yağ dokusu negatif; yumuşak dokular ve kan ise pozitif HU değerleri alır. Medikal X-ışın bilgisayarlı tomografi sistemleri için CT numarası skalası -1024 HU ile +3071 HU arasında değişir. BT nin önemli bir üstünlüğü; dar bir kontrast aralığındaki HU değerlerinin geniş bir gri

skalaya yansıtarak yumuşak dokulara ait bilgilerin yüksek kontrastta göstermesidir (Bor 2009).



Şekil 2.9. BT numarası skalası

### 2.3.5. BT’de görüntü kalitesi

1. Uzaysal ayırma gücü: Birbirine komşu iki yapının ayırt edilebilme gücünü gösterir ve sistem tasarımından kaynaklanan geometrik faktörler ile kesit algoritması uzaysal ayırma gücünü belirleyen esas parametrelerdir.

$$\text{Piksel boyutu} = \text{Görüş alanı} / \text{Matris boyutu}$$

Tüm görüntü alanı yerine daha küçük sahaların kesit görüntüleri alınarak ayırma gücü artırılabilir. Genellikle incelenecek bölgeye bağlı olarak 512x512 veya 1024x1024 matris boyutları seçilmelidir.

Uzaysal ayırma gücünün ölçülmesinde çizgi çifti fantomları kullanılarak görsel değerlendirmeler yapılabilir ya da noktasal (veya çizgisel) objeler taranarak modülasyon transfer fonksiyonları hesaplanabilir.

2. Düşük kontrast ayırma gücü: Sistemin farklı doku yoğunluklarının ayırt edebilme ölçüsüdür. Örneğin X-ışını film incelemesinde ayırt edilebilen yoğunluk farklılıkları %10 civarındayken BT’de %0.25 ve %0.5 arasındadır. Dedektöre ulaşan X-ışını fotonunun şiddetine, enerjisine, tüpe uygulanan yüksek voltaj (kVp) tüp akımı ve ışınlama zamanına (bu iki parametre mAs olarak ifade edilir) bağlıdır. Düşük kontrast ayırma gücü foton akısı ile artar. Foton akısı artan filtrasyon ve hasta boyutu ile daha fazla soğurulacağından ayırma gücü olumsuz etkilenir. Kesit kalınlığının azalması X-

ışın demetinin kolimasyonu ile gerçekleştirileceğinden dedektöre ulaşacak saçılan ışın miktarı azalır ve kontrast artar.

3. Gürültü: Su gibi homojen bir maddenin görüntüsünde HU numaralarındaki dalgalanmadır. Dedekte edilen foton sayısının azalması, piksel boyutunun ve kesit kalınlığının azalması, obje boyutunun artması gürültüyü arttırır. Kullanılan kesit algoritması dedektör elektronik gürültüsü dikkate alınması gereken diğer parametrelerdir. Gürültünün artması en fazla kontrast ayırma gücünü bozar.

4. Doğrusallık: HU numaraları ile görüntülenecek objenin doğrusal azalım katsayıları arasındaki ilişkiyi gösterir. İçerisinde azalım katsayısı farklı maddeler bulunan bir fantomun taranması sonucunda elde edilen görüntüdeki HU değerlerinin azalım katsayıları ile karşılaştırılması yapılır. Ölçülen HU değerleri fantom üzerinde verilen azalım katsayılarına eşdeğer HU değerleri ile karşılaştırılır, ayrıca maksimum sapmalarda belirtilir.

5. Homojenite: Homojen fantom taranması sonucunda elde edilen kesit görüntüsü boyunca HU numaralarının değişmemesidir. Görüntünün beş farklı bölgesine çizilen ilgi alanlarındaki ortalama HU numaraları karşılaştırılır. Merkez ve kenarlardaki HU farklılıklarının 2 den büyük olmaması gerekir.

6. Kesit kalınlıklarının ölçülmesi: Görüntüleme kullanılan kesit kalınlığının ve ışınlanan kesit kalınlıklarının belirli ölçüm protokollerinde bu amaç için tasarlanmış fantomlarda ölçülmesi gerekir.

7. Doz ölçümü: BT'de doz ölçümlerinde kullanılan bir index CTDI (Computed Tomography Dose Index) olup, dönme eksenine paralel yönde havada veya kafa/vücut fantomunda bir kesit için ölçülen doz değeridir. 10 cm'lik bir uzunluk için kalem tipi bir iyon odası ile ölçüm yapılır ve daha sonra tek kesit dozu bu okumadan hesaplanır. Diğer bir doz indeksi DLP (Dose Length Product) tüm vücut dozunu gösterir. Tek kesit için ölçülen CTDI değeri, kesit kalınlığı ve toplam kesit sayısı ile çarpılarak DLP bulunur.

8. Görüntü artefaktları: Hastadan yada cihazlardan kaynaklanan görüntü artefaktları görüntü kalitesini bozar ve ince detayların görüntülenmesini etkiler. Hasta hareketleri yada hastadaki metal objeler, hasta hareketleri çizgi görünümündedir ve bazı

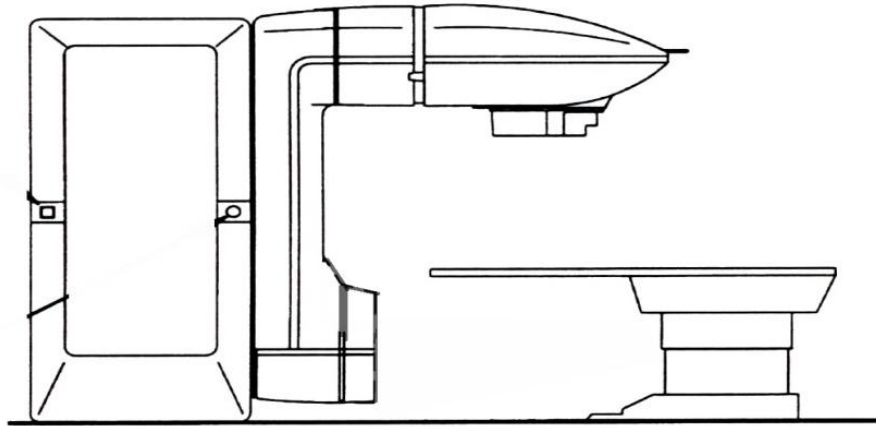
durumlarda yazılımla düzeltilebilir. X-ışını demetinin hastadan geçtiği mesafe azaldıkça ortalama enerjisi artar, zira spektrumun düşük enerji bölgesindeki fotonlar yüksek enerji bölgesine göre daha fazla soğurulurlar. Sonuçta HU değerleri görüntünün kenarında ve merkezinde farklı olur ve görüntü sıklaşması denilen artefakt oluşur. Bir vokselle içerisinde farklı dokuların olması durumunda ortaya çıkan kısmi hacim etkisi kesit kalınlığı azaltılarak önlenir (Bor 2009).

#### 2.4. $^{60}\text{Co}$ Tedavi Cihazı

Radyoaktif kaynakla çalışan teleterapi cihazlarından (Şekil 2.10).  $^{59}\text{Co}$  elementinin nötronla bombardıman edilmesiyle oluşturulan  $^{60}\text{Co}$  radyoaktif elementini radyasyon kaynağı olarak kullanır.  $^{60}\text{Co}$ , ortalama enerjisi 1.25 MeV (1.17 MeV ve 1.33 MeV) olan gama fotonları yayarak  $^{60}\text{Ni}$ 'e dönüşür. Yarı ömrü 5,26 yıldır.

Kaynak, yüksekliği ve çapı 2'şer cm olan silindirik paslanmaz çelik kapsül içinde bulunur. Cihazın kafası, içerisinde kurşunla doldurulmuş çelik koruma ve kaynağı kafanın açık bölümüne sürmeye yarayan hava basınçlı bir sisteme sahiptir.

$^{60}\text{Co}$  tedavi cihazlarının çoğunda kaynak-izomerkez uzaklığı 80 veya 100 cm'dir. Radyasyon alanı 5x5 cm ile 40x40 cm kadar ayarlanabilir.



Şekil 2.10.  $^{60}\text{Co}$  tedavi ünitesi

## 2.5. Doz Birimleri

Işınlama (Exposure): Normal hava şartlarında havanın 1 kg'ında  $2,58 \times 10^{-4}$  C luk elektrik yükü değerinde pozitif ve negatif iyonlar oluşturan X-ışını ve gama ışını miktarıdır. Birimi SI sisteminde C/kg eski sistemde ise Röntgen (R) dir.

$$1 \text{ R} = 2,58 \times 10^{-4} \text{ Coulomb/kg}$$

$$1 \text{ C/kg} = 3876 \text{ R}$$

Soğurulan doz: Gelen radyasyonun içinden geçtiği maddenin birim kütlesine bıraktığı enerji miktarıdır ( $D=dE/dm$ ) ve birimi SI sisteminde gray (Gy), eski birimi rad (radiation absorbed dose)'dır. Gray, soğurucu ortamın bir kilogramına aktarılan 1 joule radyasyon enerjisine eşittir ( $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg} = 100 \text{ rad}$ ).

Işınlama doz şiddeti ( $X/t$ ): Birim zamanda ortaya çıkan ışınlama dozudur. Birimi (R/s) Radyasyon korunmasında bu birim saniye yerine saat (h) olarak gösterilmektedir.

Soğurulan doz ile ışınlama dozu arasındaki ilişki: 1 R lik X-ışınlarına maruz kalan 1 gram havada soğurulan enerji 0.869 rad dir.

Radyasyon Ağırlık Faktörü: Radyasyonun vücutta herhangi bir etki meydana getirme ihtimali, soğurulan doza olduğu kadar radyasyonun tipine, enerjisine ve doku hasarına bağlıdır. ICRP 1990 a göre farklı radyasyon türlerinin radyasyon ağırlık faktörü değerleri Çizelge 2.1 de verilmiştir.

Çizelge 2.1. Radyasyon ağırlık faktörleri

Radyasyon türü	$W_R$
Foton	1
Elektron ve muon	1
Proton	2
Alfa parçaları, fisyon ürünleri, ağır çekirdekler	20

Eşdeğer doz: Soğurulan dozun radyasyon ağırlık faktörü ile çarpımıyla elde edilir.

$$H_T = \sum_R W_R D_{T,R} \quad (2.7)$$

Burada,  $D_{T,R}$  organ tarafından soğurulan doz ve  $W_R$  ise söz konusu radyasyon için ağırlık faktörüdür. Eşdeğer dozla her bir organın aldığı doz ayrı ayrı elde edilir ve birimi SI sisteminde Sievert (Sv), eski sistemde rem (röntgen equivalent man) 'dır. Radyasyon ağırlık faktörü 1 olan X-ışınları ve gamalar için:

$$Sv = 1 Gy = 100 rem = 100 Rad \text{ 'tır..}$$

Etkin doz (Efektif doz): Vücuttaki organların yoğunlukları, büyüklükleri ve bileşimleri değişiklikler gösterdiğinden her bir organın alacağı radyasyon dozu da farklılık içerecektir. Tüm vücudun aldığı etkin dozu hesaplayabilmek için organların eşdeğer dozları organ ağırlık faktörü ile çarpılıp toplamı alınır ve ölçü birimi olarak Sievert (Sv) kullanılır. 1mSv ile 1 mGy eşittir.

$$E_T = \sum_T W_T H_T \quad (2.8)$$

Bu bağıntıda T organ veya dokusu için  $E_T$  etkin doz,  $W_T$  organ ağırlık faktörü ve  $H_T$  de eşdeğer dozdur (ICRP 1991a).

Doku ve Organ Ağırlık Faktörü: Doku ve organların radyasyona duyarlılığı olarak tanımlanmaktadır. ICRP-103 te verilen organ ağırlık faktörleri Çizelge 2.2 de verilmektedir. Organ ağırlık faktörleri, ölümcül olan veya olmayan kanser tiplerini, gelecek tüm nesiller için sağlık etkilerini ve beklenen yaşam kaybı surelerini dikkate alarak türetilmiştir. ICRP-60'da, cinsiyetin eşit olarak dağıldığı kabul edilen referans toplumda çeşitli yaş grupları için değerlendirmeler yapılmıştır.

Çizelge 2.2. ICRP 103'e göre organ ağırlık faktörleri

Organ	$W_T$	$\sum W_T$
Kemik iliği (kırmızı), meme, kolon, akciğer, mide, diğer dokular*	0,12	0,72
Mesane, özofagus, karaciğer, tiroid	0,04	0,16
Kemik yüzeyi, beyin, tükürük bezleri, cilt	0,01	0,04
Gonadlar	0,08	0,08

\* Diğer dokular (yağ dokusu, adrenal, bağ dokusu, hava kavitesi, safra kesesi, kalp duvarı, lenfatik düğümleri, kas, pankreas, prostat, SI Duvar, dalak, timus ve uterus / servik)

## 2.6. Computed Tomography Dose Index (CTDI)

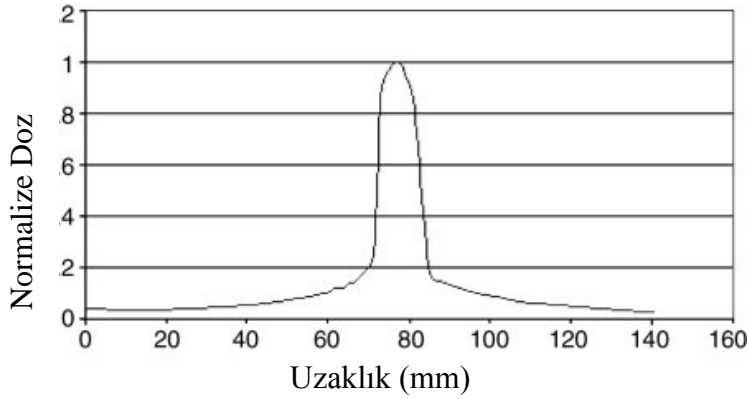
BT’de doz ölçümünde kullanılan bir indeks olan CTDI (ComputedTomography Doz İndeks) olup z- eksenine paralel yönde havada ya da fantomda bir kesit için ölçüden doz değeridir.

Tek bir aksiyel tarama için hasta eksenini (z eksenini) boyunca soğurulan doz dağılımını  $D(z)$  Şekil 2.11 de verilmektedir. Çoklu taramalar için bazı tanımlamalar geliştirilmiştir.

Multiple Scan Average Dose (MSAD) :  $l$  tarama aralığı,  $D_{series}(z)$  ise z eksenine paralel bir  $z$  noktasındaki doz değeri olmak üzere yapılan bir seri BT tarama sonucunda ortalama doz

$$MSAD = \left(\frac{1}{l}\right) \int_{-l/2}^{l/2} D(z)dz \quad (2.9)$$

bağıntısı ile verilir (Bauhs vd 2008).



Şekil 2.11. Z eksenini boyunca tek bir aksiyel çekim ölçülen doz dağılımını  $D(z)$

14 kesitten oluşan PMMA (Poli Metil Metaakrilat) fantom içinde 100 mm kalem dozimetre ya da TLD ile ölçülen ortalama radyasyon dozu:

$$CTDI = \left(\frac{1}{T}\right) \int_{-\infty}^{+\infty} D(z)dz \quad (2.10)$$

T nominal kesit kalınlığı,  $D(z)$  ise z eksenini boyunca ek kesit için doz.

100 mm uzunluğunda kalem tipi iyon odası ile yapılan doz ölçümü kullanılarak elde edilen diğer bir doz indeksi olan  $CTDI_{100}$  ise

$$CTDI_{100} = \left(\frac{1}{T}\right) \int_{-50}^{+50} D(z) dz \quad (2.11)$$

şeklinde tanımlanır ([www.drs.dk/guidelines](http://www.drs.dk/guidelines)).

$CTDI_{100}$  değeri kalem tipi iyon odasının ölçüm değerinin kullanarak aşağıdaki formülle hesaplanır.

$$CTDI_{100} = (f C E L) / (NT) \quad (2.12)$$

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

$C$ : İyon odası kalibrasyon faktörü

$E$ : Okuma değeri

$L$ : Kalem tipi İyon odası uzunluğu (100mm)

$N$ : Kesit sayısı

$T$ : Kesit kalınlığı

Kütle enerji soğurma katsayısı sadece dokuya bağlı değil aynı zamanda foton enerjisine ve BT de kullanılan enerji aralığına bağlıdır. Böylece  $CTDI_{100}$  radyasyon dozu ölçüm şartlarına göre hesaplanabilir.

Bu ölçümler tarama eksenine paralel havada yapılarak havadaki  $CTDI_{hava}$ , BT dozimetri fantomunun merkezinde  $CTDI_m$  ve fantomun yüzeyinin 10 mm altında  $CTDI_k$  ölçümleri alınabilir. Bu ölçümler mAs ile normalize edilerek  $nCTDI_w$  değerleri hesaplanır.

Tarama alanı içinde merkezde kenarlarda ki doz dağılımlarının ağırlıklı ortalamaları  $CTDI_w$  ile tanımlanır ([www.drs.dk/guidelines](http://www.drs.dk/guidelines)). Fantom üzerinde merkezde alınan bir ve en az iki kenarda yüzeyin 1 cm altında alınan ölçümlerin ağırlıklı ortalamaları alınarak bulunur.

$$CTDI_w = [1/3(CTDI_m) + 2/3(CTDI_k)] \quad (2.13)$$



CTDI<sub>w</sub> değerinin tüp akımından (mAs) bağımsız olarak tanımlanabilmesi için normalize CTDI (nCTDI) kavramı geliştirilmiştir ([www.drs.dk/guidelines/](http://www.drs.dk/guidelines/)).

$$nCTDI_w = CTDI_w / mAs \quad (2.14)$$

Belirli tarama protokolleri için helikal pitch yada aksiyel tarama aralığı ile tanımlanan hacimsel CTDI (CTDI<sub>vol</sub>) tanımlanmıştır (<http://www.impactscan.org>).

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

$l$  helikal taramada her dönme başına masanın hareket mesafesi  $NT / l = 1 / Pitch$  olmak üzere:

$$CTDI_{vol} = CTDI_w / Pitch \quad (2.16)$$

Diğer bir doz indeksinde taranan bölge boyunca doz bilgisine sahip olabilmek için geliştirilen Dose-Length Product (DLP) dir. Genel olarak CTDI<sub>vol</sub> değerinin tarama uzunluğu ile çarpılmasıyla elde edilen DLP hesaplamalarında,

$$DLP = CTDI_{vol} \times \text{Taranan alan uzunluğu} \quad (2.17)$$

Bağıntısı kullanılır. T kesit kalınlığı, N kesit sayısı, A tüp akımı ve t toplam çekim süresi olmak üzere helikal ve aksiyel çekim tiplerinde DLP aşağıdaki şekilde tanımlanır.

$$DLP_{helikal} = \sum_n CTDI_w T A t \quad (2.18)$$

$$DLP_{aksiyel} = \sum_n CTDI_w T N C \quad (2.19)$$

DLP birimi mGy-cm dir.

## 2.7. Soğurulan Doz Ölçümü ve Cihazları

Soğurulan doz; iyon odaları ile doğrudan, Termolimünisans dozimetre (TLD) veya film kullanılarak dolaylı olarak ölçülebilir. Matematiksel olarak Monte Carlo yöntemi de kullanılabilir.

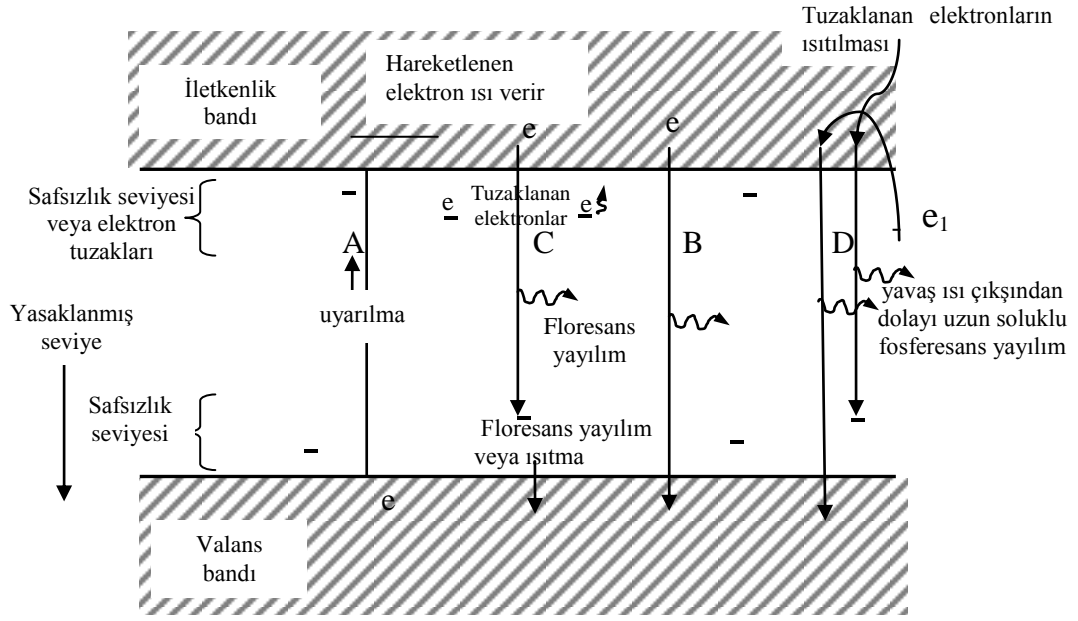
### **2.7.1. İyon odaları ve elektrometre**

Doz ölçümlerinde en sık kullanılan yöntemlerden biri olan iyon odalarında X-ışınlarının gaz içerisinden geçmesi sonucu oluşan iyonlardan yararlanır. Dedektörün merkezinde pozitif yüklü anod ve bunun çevresinde negatif yüklü katot bulunur. Dedektör içerisinde, bir gerilim kaynağı tarafından uygulanan elektrik alan yardımı ile negatif iyonlar pozitif elektroda, pozitif iyonlar negatif elektroda hareket ederler. Bunun sonucunda anod ile katot arasında oluşan elektrik akımı elektrometre kullanılarak elektromerenin kalibrasyonuna göre akım ya da doz birimi olarak okunur. İyon odaları sıcaklık ve basınca duyarlı oldukları için okumalarda sıcaklık ve basınç düzeltmeleri yapılmalıdır. İyon odasının hassasiyeti periyodik olarak ölçülmelidir (AAPM 1991).

### **2.7.2. Termolüminesans dozimetri (TLD)**

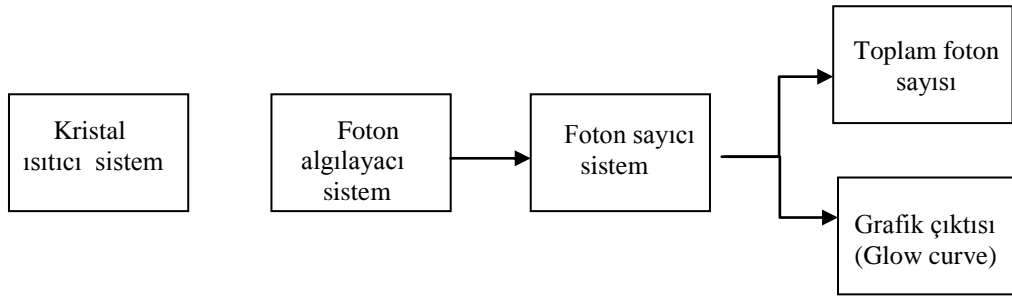
Kristal yapıda, elektronların bağlı durumda olduğu valans bandı ve serbestçe hareket edebildikleri iletkenlik bandı bulunur. Valans bandında atomda bağlı bulunan elektronlar X-ışınları ile uyarıldıkları zaman iletkenlik bandına hareket eder. Burada elektronlar serbestçe dolaşabilir ancak iki band arasına geçemezler. Kristalin az miktarda içerdiği yabancı atomlar iki band arasında ara enerji düzeyleri oluşturur. Ara enerji düzeylerinde bulunan tuzaklara uyarılan elektronlar yakalanabilir. Kristal X-ışınını 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 fluoresans yayılım yapar (Şekil 2.11) (Johns 1983).

İyonlaştırıcı radyasyona maruz kalan kristaldeki elektronlar enerjisi 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 dozimetri sistemine “Termolüminesans Dozimetri” denir. Yayılan foton miktarı TLD tarafından soğurulan enerji miktarı ile doğru orantılıdır.



Şekil 2.12. Fosforesans ve limünesans maddelerde uyarılma enerji seviyeleri

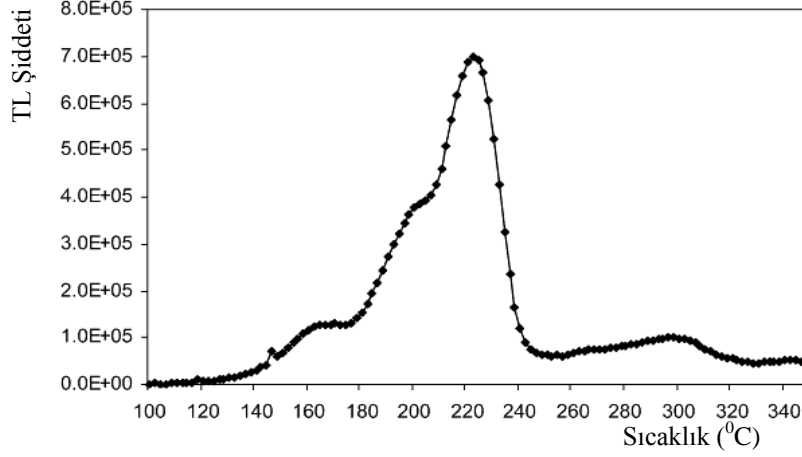
Şekil 2.13 de bir TLD okuyucu sistem şeması verilmiştir. İyonize edici radyasyon ile ışınlanan kristal, TLD okuyucuda ısıtılarak yaydığı fotonlar fotoçoğaltıcı tüp (PMT) ile okunur (McKinlay 1981).



Şekil 2.13. 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 2.14) (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 ışınlandığı radyasyon şiddetine, cinsine ve ışınlama zamanına bağlıdır.



Şekil 2.14. TLD-100 kristalinin  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$  kaynakla ışınlanması sonucu elde edilen parlayış eğrisi (Glow curve).

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

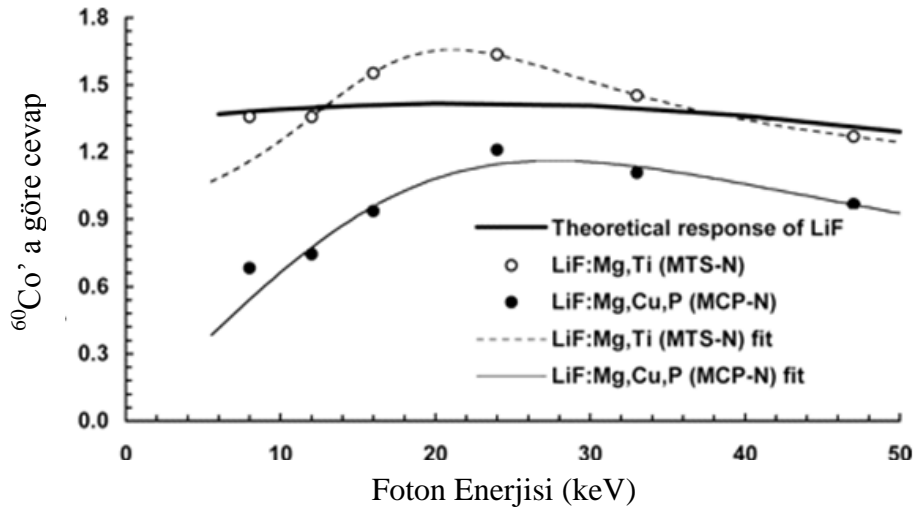
Kalsiyum florid ( $\text{CaF}_2$ ), lityum florid ( $\text{LiF}$ ) alüminyum oksit ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) TLD olarak kullanılan kristallerden bazılarıdır. Bu kristallerin her birinin kendine özgü parlayış eğrileri vardır. Parlayış eğrilerinin altında kalan toplam alan kristalin ısıtıldığında yaydığı toplam ışık miktarıyla buda kristalin soğurduğu radyasyon dozuyla orantılıdır. Bazı TL kristal türleri ve özellikleri Çizelge 2.3' 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 kalibrasyon ve kullanımı basitleştirmek için idealdir.

Çizelge 2.3. TL kristal türleri ve özellikleri

Fosfor	LiF	Li <sub>2</sub> B <sub>4</sub> O <sub>7</sub> :Mn	CaF <sub>2</sub> :Mn	CaF <sub>2</sub> :Nat	CaSO <sub>4</sub> :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	5x10 <sup>-5</sup> -10 <sup>3</sup>	10 <sup>-4</sup> -10 <sup>4</sup>	10 <sup>-5</sup> -2x10 <sup>3</sup>	10 <sup>-5</sup> -10 <sup>2</sup>	10 <sup>-7</sup> -10 <sup>2</sup>

Radyasyon dozu ölçümünde kullanılan dozimetrelerin duyarlılıklarının radyasyon enerjisinden bağımsız olması istenir. LiF'ün radyasyon dozimetresi olarak kullanılmasının başlıca nedenlerinden biri, onun iyi bir enerji yanıtına sahip olmasıdır. Farklı LiF kristal türleri için enerji bağımlılıkları Şekil 2.15'de görülmektedir (Soares vd. 2006).



Şekil 2.15. <sup>60</sup>Co enerjisine göre farklı TLD türlerinin enerjiye bağlı cevapları

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 kristali tekrar kullanabilmek için belirli zaman ve sıcaklıkta fırınlama işlemi uygulanır.

### **2.7.3. Fantomlar**

Hastadan geçen foton demetinin enerji ve şiddetindeki değişiklikleri incelemek için doku ile aynı yoğunluk ve özelliklere sahip fantomlar kullanılır.

İnsan vücudunun büyük bir kısmının sudan oluşması, kas ve yumuşak dokuların fotonların soğurulması ve saçılması bakımından su ile aynı özellikleri taşıması nedeniyle su veya su eşdeğeri katı fantomlar ölçümlerde kullanılır.

İnsan vücudu farklı yoğunluk değerine sahip (akciğer, kemik, hava gibi) yapılardan oluşur (ICRU 1984). Bu nedenle soğurulan doz ölçümü yaparken sadece su yada su eşdeğeri madde kullanmaz. İnsan anatomik yapısına uygun olarak yapılmış “antropomorfik” fantomlar kullanılır. Örneğin insan benzeri fantomlar kadın, erkek çocuk olarak yapılandırılır.

Matematiksel hesaplama yöntemleriyle soğurulan doz tekniklerinde sanal bir ortama ihtiyaç vardır (örneğin Monte Carlo yöntemiyle doz hesaplama programlarında insana benzer sanal yapı). İnsan yapısı için; organ ve dokuların büyüklük, şekil ve konumları toplumdaki bireyler arasında gösterdiği farklılıklar dikkate alınarak “International Commission on Radiological Protection” (ICRP)’nin 60 nolu raporunda *Referans İnsan*’ın vücut özelliklerine dayanarak matematiksel bir vücut modeli tanımlanmıştır (Hintenlang vd 2010).

#### 2.7.4. Doz hesaplamada matematiksel yöntemler

Teşhis ve tedavide, radyasyon kullanımı esnasında hastanın alacağı radyasyon dozunun deneysel metotlar kullanılarak elde edilmesi hem zaman alıcı hem de pratik olmadığı için bilgisayar yardımıyla gerçeğe uygun biçimde tasarlanmış vücut modelleri ile yapılan simülasyonlar alternatif olarak kullanılmaktadır.

Monte Carlo, istatistiksel teknikler kullanılarak fiziksel bir olayın ya da matematiksel bir problemin sayısal modeller yardımıyla temsil edilmesi yöntemidir. Metot başlangıçta Ulam ve John Von Neumann tarafından 20. yüzyılın başında ortaya atıldı (Hammersley 1974).

Monte Carlo yönteminin verilen problemin gerçek değerine yakın ideal sonuçlar bulabilmesi için, kurulan modeldeki değişkenlerin iyi bir rastgele sayı kaynağı ile temsil edilmesi gerekir. Bunun için rasgele sayılar,  $[0,1]$  kapalı birim aralığında düzgün dağılım gösteren sürekli bir değişkenin herhangi bir değeri esas alınarak elde edilir. İyi kalitede bir rastgele sayı kaynağı ve bu sayıları sınyayan bir olasılık kuralı Monte Carlo işlemini sonucunda bize istatistiksel tahmini verecektir (Bielajew 2001).

Monte Carlo simülasyon yönteminde kaynak ve kaynağın içerisinde bulunduğu maddesel ortam bilgisayarda simüle edilir. Simülasyonda kaynaktan rastgele yönlerde ve çeşitli enerji düzeylerinde çıkan radyasyon maddesel ortamda takip edilir. Muhtemel etkileşimler ve bu etkileşimler sonrasında maddesel ortama aktarılan enerjiler kayıt edilir. İstenilen bölgedeki doz dağılımı yazılım kullanılarak belirlenir (Bauer 1958) (Bielajew 2001).

Bilgisayar teknolojisindeki hızlı gelişmelere paralel olarak Monte Carlo yöntemi gittikçe yaygın olarak kullanılır hale gelmektedir. Bu nedenle çok maksatlı ve uzmanlaşmış kod sistemleri (EGS, GEANT, PENELOPE, ITS BEAM gibi) artmaktadır.

Bilgisayarlı tomografi cihazında hastaya verilen radyasyon dozu hesabı için MC metodlarına dayanarak farklı programlar kullanılması rapor edilmiştir. Bu konuda en çok kullanılan yazılım EGS4 ve MCNP dir. Fakat bu yazılımlar hastanın organ dozlarının hesaplanmasında genel bir yaklaşıma sahiplerdir. BT cihazının özelliği ve hastanın çekim bölgesine dair bilgilere dayanarak günümüzde yaygın olarak

kullanılmaktadır (ImPACT). Bu tür yazılımların güvenilir hasta dozları verdiğine dair literatüre geçmiş birçok deneyimler mevcuttur (Demarco 2005) (Myronakis vd. 2009).



### 3. MATERYAL VE METOT

#### 3.1. Materyal

##### 3.1.1. Bilgisayarlı tomografi (BT)

Bu çalışmada GE LightSpeed™ RT Bilgisayarlı Tomografi cihazı kullanılmıştır. Cihazın genel özellikleri (Çizelge 3.1)

Çizelge 3.1. GE Light Speed RT Bilgisayarlı Tomografi özellikleri

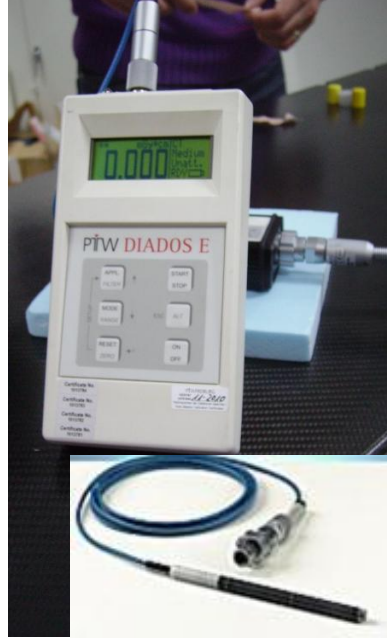
Nesil	3.
Gantri genişliği (cm)	80
Gantri açısı (derece)	± 30
Hizalama ışıkları tipi	Lazer
X-ışını tüpünün izomerkeze uzaklığı (cm)	60,6
X-ışını tüpünün dedektöre uzaklığı (cm)	106,25
Dönme Hızı	1, 2, 3, 4 sn'de 360 <sup>0</sup>
Çekim penceresi (FOV) (cm)	25 (Küçük) ve 50 (Büyük)
X-ışını tüpü	Performix Pro
Dedektör tipi	Katı hal (HiLight / Lumex)
Z- eksenindeki dedektör sayısı x izomerkezdeki genişliği	16 x 1,25
Nominal kesit kalınlıkları	4x1,25 mm 4x2,5 mm 4x3,75 mm 4x5,0 mm
Çekim Tipleri	Scout, Cine, Aksiyel, Helikal
Tüp Voltajı kV	80, 100, 120, 140
Tüp Akımı mA	10 ile 440 mA, 5 mA adım

##### 3.1.2. <sup>60</sup>Co Tedavi ünitesi

TLD lerin kalibrasyon ve gruplamasında bilinen doz ışınlamaları için Theratron marka, 1000E model <sup>60</sup>Co cihazı kullanıldı.

### 3.1.3. İyon odası

Havada  $CTDI_{air}$  ve  $CTDI_{100}$  ölçümlerinde yapmak için PTW marka DIADOS E model elektrometre ile TM 30009-0213 kalem tipi BT iyon odası (10 cm uzunluğunda, 3.14 cc hacminde) kullanılmıştır (Şekil 3.1). Kullanılan elektrometre ve iyon odasının kalibrasyonu PTW firması tarafından kalibrasyonu yapılmıştır.



Şekil 3.1. Kalem tipi iyon odası ve elektrometre

### 3.1.4. Fantomlar

BT cihazında  $CTDI_{100}$  değerlerini ölçebilmek için özel fantomlar kullanıldı (PTW Freiburg GmbH). Yapı malzemesi PMMA (Poli Metil Metaakrilat) olan fantomlar rutinde en fazla çekim yapılan ve radyasyona hassas organların çoklukla bulunduğu kafa ve abdominal bölgelerini temsilen kafa fantomu 16 cm ve vücut fantomu 32 cm çapında silindir şeklindedir. Bu fantomlarda CTDI ölçmek için özel tasarlanmış 100 mm uzunluğunda kalem tipi BT iyon odalarının tam olarak sığabileceği boşluklar mevcuttur (Şekil 3.2).

TLD'lerin BT cihazının dozuna göre doz kalibrasyon işlemleri sırasında kafa fantomu kullanıldı.



Şekil 3.2. CTDI kafa, vucüt fantomu ve özel tasarımı kalem tipi iyon odası

BT çekimleri sırasında organ doz ölçümleri için Alderson Rando fantom (Alderson Araştırma Laboratuvarları, Stanford, ABD) kullanıldı ([www.rdsphantoms.com](http://www.rdsphantoms.com)) . Kadın boyutu fantom 155 cm boyunda, 50 kg ağırlığındadır (Şekil 3.10b).

Organ (kemik, akciğer) ve doku eşdeğeri malzemedan üretilen fantomun özellikleri International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) Report 44 ile belirlenen standartlara uygundur. Akciğer yoğunluğu 0,30 g/cc ve kemik yapısı polimer yapıda olup gerçek kemiğe benzemektedir. Fantom 2,5 cm kalınlığında 32 kesitten oluşmaktadır. TLD için uygun yerleşimi vardır.

### 3.1.5. Termolüminesans dozimetre (TLD) sistemi

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

TLD kristallerini grup şeklinde ışınlamak veya saklamak için özel olarak tasarlanan ışınlama tepsisi kullanılır (Şekil 3.3a).

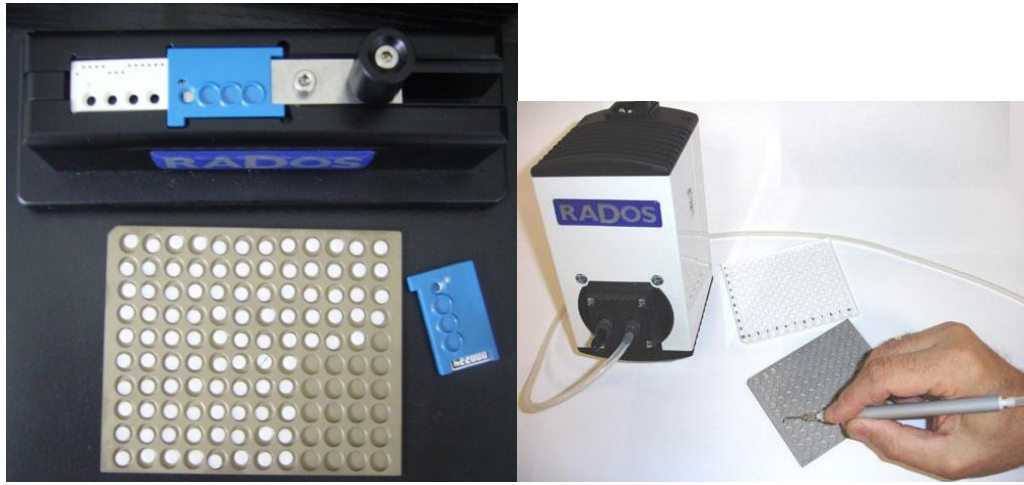
Işınlanan TLD kristallerinin tüm yerleştirme işlemlerinde vakumlu cımbız kullanılır (Şekil 3.3b).

TLD lerin ışınma 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 3.3c). Okuyucu sistem TLD ısıtmasını Nitrojen gazı ile yapar.

TLD okuyucu, 5 bar N<sub>2</sub> akışı ile (1300-1700 sensör değeri) 300 °C ye kadar ısıtılarak pre heat 2sn ile post heat 2 sn olacak şekilde 15 saniye süreyle sayım değerlerini alır.

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



(a)

(b)



(c)



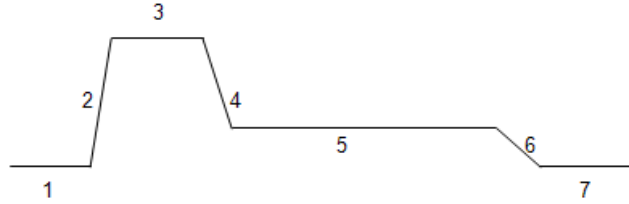
(d)

Şekil 3.3. a) TLD fırın tepsi, TLD ve kaset b) TLD lerin metal tepsiye yerleştirilmesi c) RADOS 2000 TLD okuyucu d) PTW-TLDO Termoluminesant dozimetre fırını

TLD için özel olarak üretilmiş, programlanabilir mikroişlemci ile kontrol edilen iki farklı ısıtma programına sahip PTW marka, TLDO model (PTW Freiburg GmbH ) fırın kullanılmıştır (Şekil 3.3d). 1. programda ışınlama öncesi kullanılan 400 °C ye kadar ısıtma ve soğutma aşamaları, 2. programda ışınlama sonrasında TLDler okuyucu tarafından okunmadan önce 100 °C ye kadar ön ısıtma aşamaları mevcuttur (Şekil 3.3). Sıcaklık kontrollü sıcak hava akımı üreten programlanmış bir ısıtma elemanı içeren fırında dahili fan sayesinde sıcak havanın eşit dağılması sağlanır. TL malzeme fırına paslanmaz çelik tepsiler ile konulur (Şekil 3.3a) ([www.ptw.de/tldo\\_anneling\\_oven.html](http://www.ptw.de/tldo_anneling_oven.html)).

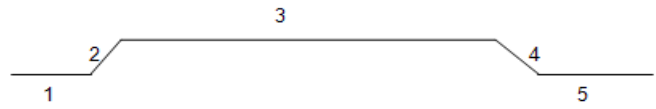
#### Birinci Program: Sıfırlama (annealing)

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 (Pre read heating)

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



Şekil 3.4. TLD fırın ısıtma şemaları

TLD kristalleri özel kodlu fırınlama tepsisine konularak fırınlanır.

### 3.1.6. ImPACT (Imaging Performance Assessment of CT Scanners) Yazılımı

BT cihazında çekim sırasında çekimin özelliğine göre organ dozu hesaplamaları için ImPACT ver.1.03. yazılımı kullanıldı. Kullanılan cihazın seçimiyle bu yazılım, standart kafa/vücut fantomlarında ve havada ölçülen  $CTDI_{100}$  değerleri kullanarak  $CTDI_w$ ,  $CTDI_{vol}$ , DLP değerlerini; bilinen bir kV değeri, tüp uzaklığı için z- ekseninde ölçülen havadaki doz değeri Monte Carlo tekniği kullanılarak matematiksel fantom üzerinde doz dağılımını hesaplar. SR 250 veri paketi, Monte Carlo metodu kullanılarak hesaplanmış 23 veri seti içermektedir. Excel çalışma sayfası olarak web sayfasında yer

alan program NRPB SR 250 veri seti ile birlikte çalışmaktadır <http://www.impactscan.org/ctdosimetry.htm>. Her bir veri seti matematiksel fantom üzerinde 5mm kalınlığında enine kesitler alınarak oluşturulmuş 208 kesit için normalize edilmiş belirli koşullardaki BT çekimlerinde maruz kalınan doz hesaplamalarını 27 organ ve bölge için vermektedir (Jones vd 1991).

BT sistemlerinde kullanılan iki farklı çekim tipi aksiyel ve helikal taramalar için pitch faktörü belirtilerek; 80, 100, 120 ve 140 kV değerleri için farklı mA değerlerinde hesaplama yapılabilir. GE Light Speed RT bilgisayarlı tomografi cihazı için 20, 15, 10, 5, 2 x 0.63, 1 x 1.25 mm kolimasyon açıklıkları kullanılabilir. Matematiksel fantom üzerinde belirlenen çekim bölgesinde doz hesabı yapar.

Programda kendi veri setinde kayıtlı değerler kullanılarak doz hesaplamaları yapıldığı gibi  $CTDI_{hava}$  ve  $nCDTI_w$  ( $CTDI_w$  değerinin 100 mAs normalize edilmiş hali) değerleri girilerek ölçümlere dayalı sırasıyla organ doz ve  $CTDI_{vol}$ ,  $CTDI_w$ , DLP hesaplama sonuçları elde edilir.

Programda ICRP 60 ve ICRP 103 ile belirlenen organ ağırlık faktörlerine göre doz hesaplamaları yapılabilir.

### ImpACT CT Patient Dosimetry Calculator

Version 1.0.3 24/08/2010

Scanner Model:	
Manufacture	GE
Scanner:	GE LightSpeed RT
kV:	120
Scan Region	Head
Data Set	MCSET20 <span style="font-size: small;">Update Data Set</span>
Current Data	MCSET20
Scan range	
Start Position	20,5 cm <span style="font-size: small;">Get From Phantom Diagram</span>
End Position	70,5 cm

Organ weighting scheme	ICRP 60
------------------------	---------

Acquisition Parameters:	
Tube current	350 mA
Rotation time	1 s
Spiral pitch	1,33
mAs / Rotation	350 mAs
Effective mAs	263,16 mAs
Collimation	10 mm
Rel. CTD	Look up 1,00 at selected collimation
CTDI (air)	Look up 30,2 mGy/100mAs
CTDI (soft tissue)	32,3 mGy/100mAs
$CTDI_w$	Look up 19,8 mGy/100mAs

$CTDI_w$	69,3 mGy
$CTDI_{vol}$	52,1 mGy
DLP	2605 mGy.cm

Organ	$w_T$	$H_T$ (mGy)	$w_T \cdot H_T$
Gonads	0,2	2,1	0,42
Bone Marrow	0,12	16	1,9
Colon	0,12	16	2
Lung	0,12	41	4,9
Stomach	0,12	38	4,5
Bladder	0,05	0,99	0,049
Breast	0,05	31	1,5
Liver	0,05	36	1,8
Oesophagus (Thymus)	0,05	46	2,3
Thyroid	0,05	12	0,6
Skin	0,01	13	0,13
Bone Surface	0,01	31	0,31
Not Applicable	0	0	0
Not Applicable	0	0	0
Remainder	0,05	15	0,73
Not Applicable	0	0	0
<b>Total Effective Dose (mSv)</b>			<b>21</b>

Remainder Organs	$H_T$ (mGy)
Adrenals	35
Small Intestine	20
Kidney	40
Pancreas	33
Spleen	35
Thymus	46
Uterus	3,7
Muscle	15
Brain	0,34
Not Applicable	N/A
Not Applicable	N/A
Not Applicable	N/A
Not Applicable	N/A
Other organs of interest	$H_T$ (mGy)
Eye lenses	0,59
Testes	0,058
Ovaries	4,1
Uterus	3,7
Prostate	0,99

Introduction / 
 ScanCalculation / 
 Phantom / 
 Paediatric / 
 Scanners / 
 Mat

Şekil 3.5. ImpACT yazılımında veri girişinin yapıldığı ve hesaplanan doz değerlerinin görüldüğü “scancalculation” sayfası

### 3.2. Metot

Bu çalışma Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi AD'nda yapıldı. BT cihazının doz değerlerini hesaplamak için öncelikle kalite kontrol testleri yaptırıldı. BT çekim koşullarına göre ImPACT yazılımın çalışabilmesi için gerekli olan CTDI ölçümleri alındı. Birkaç klinik protokole göre RANDO fantomda helikal ve aksiyel çekimler yapıldı. Organların aldığı radyasyon dozunun hesaplanması için TLD kullanımı planlandığından dolayı, TLD'ler gruplanarak deneyde kullanıma hazır hale getirildi. Planlanan BT çekimlerde organ dozunu ölçmek için TLD'lerin RANDO fantomda kullanımıyla doz ölçümleri yapıldı. ImPACT yazılımından organ dozları hesaplandı. Planlanan BT çekimlerinde, BT cihazının doz raporları elde edildi.

#### 3.2.2. BT de kalite kontrol testleri

Çalışmada kullanılan tomografi cihazının kalite kontrol ve testleri ulusal ve uluslararası mevzuat (Türkiye Atom Enerjisi Kurumu Radyasyon Güvenliği Yönetmeliği ve Avrupa Birliği 97/43/Euratom direktifi) ve standartlara uygun olarak yapılmıştır. (AAPM Report No. 39 1993). Yapılan testler mekanik testler, dozimetri ve görüntü kalite testleri olmak üzere 2 ana başlık altında toplanabilir.

##### 1. Mekanik Testler

- a. İç tarama pozisyonlama ışığı ve tarama düzlemi uyum testi
- b. Koronal ve sagittal hizalama ışıkları uyum testi
- c. Aksiyel hareket testi
- d. Helikal hareket testi
- e. Masa uzaklık gösterici doğruluğu testi
- f. Gantri eğimi doğruluğu testi

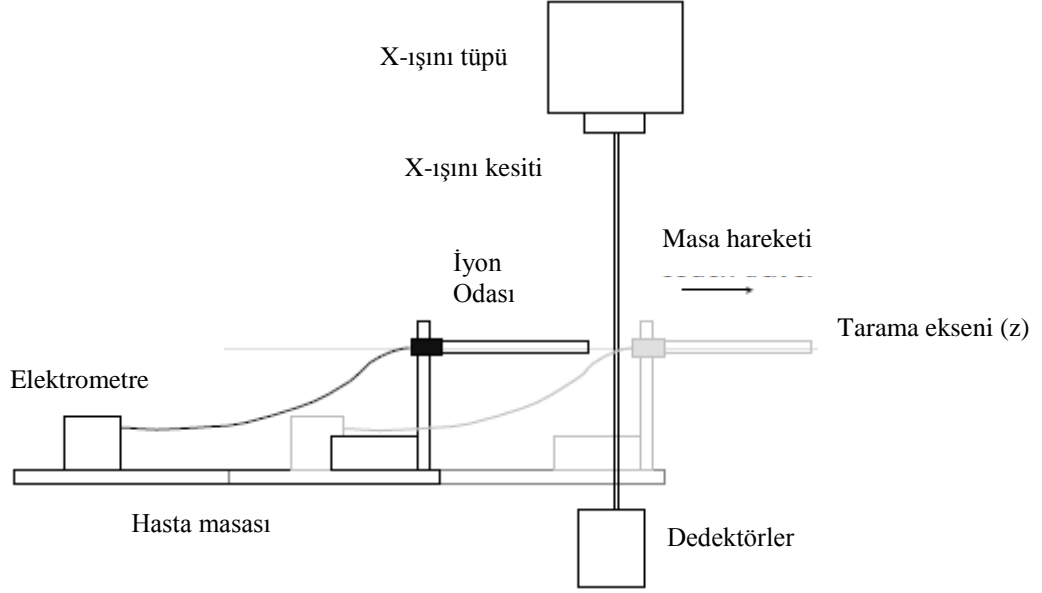
##### 2. Görüntü Kalite Testleri

- a. CT numarası tutarlılığı ve gürültü
- b. CT numarası doğruluğu
- c. CT numarası doğrusalılığı
- d. Düşük kontrast ayırma gücü
- e. Yüksek kontrast ayırma gücü
- f. Görüntülenmiş kesit kalınlığı



### 3.2.3. BT de doz ölçümleri

Havadaki CTDI ( $CTDI_{hava}$ ) değeri BT sistemlerinde izomerkeze yerleştirilen kalem tipi iyon odası ile ölçüldü (Şekil 3. 6)



Şekil 3.6. İyon odası ile  $CTDI_{hava}$  ölçüm düzeneği (<http://www.impactscan.org> -Edyvean 1997)

Ölçüm almak için 10 cm uzunluğundaki kalem tipi iyon odası cihazın hizalama lazerleri yardımıyla izomerkeze yerleştirildi. Çizelge 3.2de verilen her bir çekim protokolü için 2,5 mm kesit kalınlığı/4 kesit olmak üzere helikal ve aksiyel 120 kV'da farklı mA lerde toplam 24 adet çekim yapılarak mGy cinsinden doz değerleri okundu.

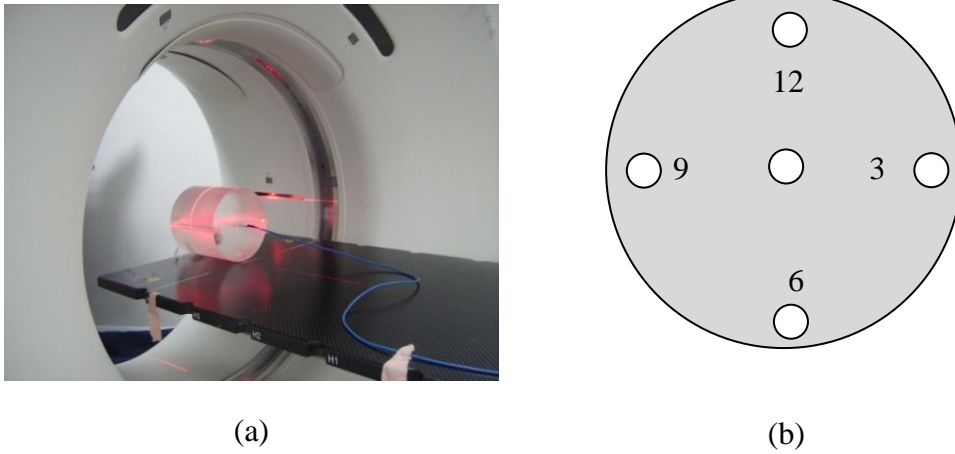
Çizelge 3.2.  $CTDI_{hava}$  ölçümlerinde kullanılan çekim protokolü

kVp	120
mA	150, 200, 250, 300, 350
Kesit kalınlığı	2,5 mm
Kesit sayısı	4
Tarama tipi	Aksiyel, Helikal (pitch=0,75)
Dönme süresi	1 sn
Çekim penceresi (cm)	25 (Küçük) ve 50 (Büyük)

CTDI<sub>w</sub> hesaplaması için PMMA kafa fantomunda merkez (CTDI<sub>m</sub>) ve 4 kenarda (CTDI<sub>k</sub>) Şekil 3.7b deki kesit şemasında görüldüğü gibi Çizelge 3.2 de verilen çekim protokollerinde 10 cm uzunluğundaki kalem tipi iyon odası ile doz ölçümü yapılarak mGy cinsinden okundu. Bu ölçümler hem küçük çekim penceresi (25 cm) hemde büyük (50cm) çekim penceresi için yapıldı.

Kafa protokolleri ölçümleri için kafa boyutundaki PMMA fantomunun merkezi gantri izomerkezine gelecek şekilde yerleştirildi (Şekil 3.7a). CTDI<sub>m</sub> değerleri için kalem tipi iyon odası merkezdeki boşluğa yerleştirilerek ve fantomun kenarlarındaki tüm iyon odası boşlukları PMMA silindirlerle kapatıldı. CTDI<sub>k</sub> değerleri için PMMA fantomun sırasıyla 3, 6, 9 ve 12 konumundaki boşluklara kalem tipi iyon yerleştirilerek diğer boşluklar PMMA silindirlerle kapatıldı.

Bu değerlerden CTDI<sub>w</sub> = [1/3(CTDI<sub>m</sub>) + 2/3(CTDI<sub>k</sub>)] bağıntısı kullanılarak CTDI<sub>w</sub> hesaplandı.

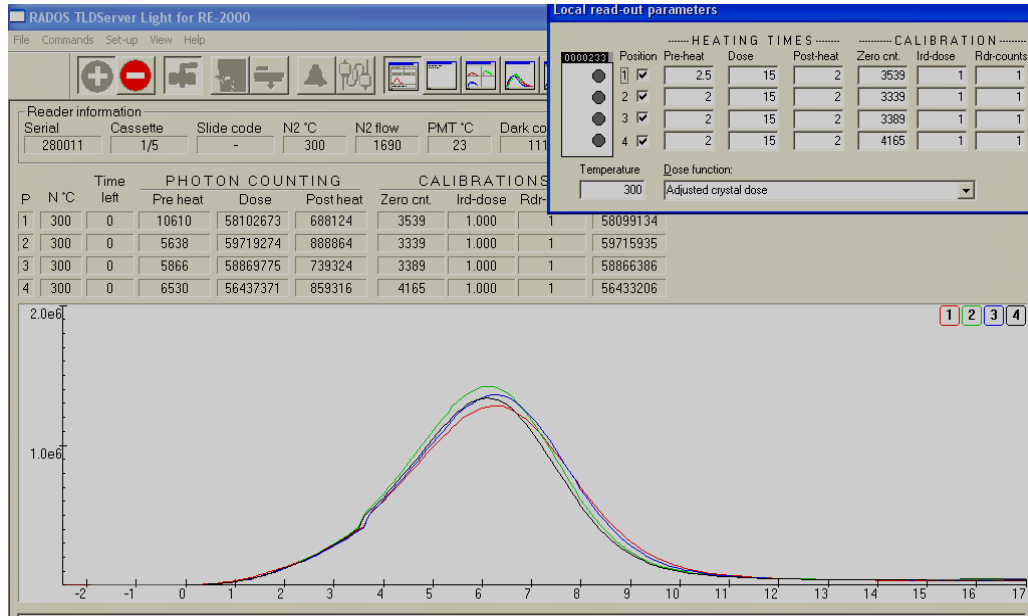


Şekil 3.7. İyon odası merkeze yerleştirilmiş a) 16 cm çaplı PMMA kafa fantomu b) PMMA fantom kesitsel şeması

### 3.2.1. TLD gruplaması ve kalibrasyon faktörü hesaplaması

Aynı üretimden olan 100 adet TLD kristali kullanıldı. Bunların sıcaklık ve radyasyon açısından aynı geçmişe sahip olmalarına dikkat edildi. Tepsilerde kodlu yuvalara yerleştirilerek her TLD nin adlandırılması yapıldı. Her bir 4 yuvası için kodlu kasette adı belli olan TLD lerin yerleşimleri kaydedildi. Böylece okuma sırasında her bir

TLDnin 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 4 grup biçiminde ortalamaları alındı. Bu işlem 4 kez tekrarlandı. Zemin seviyesi “background count” olarak bu ortalama değerler sisteme veri girişinde “zero cnt” yerine yazıldı. Programda zemin seviyesi değeri tüm 4 grup için ayrı ayrı düzenlenen 1, 2, 3 ve 4 yerleşimine göre TL okuma değerinden eksilterek sayım sonucu elde edilir (Şekil 3.8).



Şekil 3.8. TLD okuyucusu işlem penceresinde okuma periyodu ayarlaması, 4 grup için zemin seviyesi okuma değerleri görülmektedir

TLD'lerin gruplama işlemleri enerjisi ve radyasyon tipi bilinen Co-60 radyoaktif kaynağı barındıran Co-60 tedavi cihazında yapıldı. TLD ler ışınlama tepesinde su eşdeğeri katı fantomda 5 cm derinliğine konuldu. Işınlama alanı 20x20 cm ve kaynak yüzey mesafesi (SSD) 100 cm olacak şekilde ayarlandı. Bu koşulda TLD lerin 80 cGy dozu alması için 1.43 dakika ışınıldı. Okuma Öncesi ısıtma işlemler (100 °C de bir saat) fırın kullanarak yapıldı. RADOS 2000 TLD cihazında okuma yapılarak sayım değerleri alınıp kaydedildi. TLDleri tekrar kullanabilmek için sıfırlama işlemleri

sıfırlama program kullanarak fırında yapıldı. Gruplama işlemlerinde istatistik değerlendirme yapabilmek için tüm işlemler 3 kez tekrarlandı.

Kullanılan tüm TLD lerin standart sapmalarının % 3 içinde olduğu görüldü. TLDler sistemin yönlendirmesine göre 4 grup için ayrı ayrı düzenlenen 1, 2, 3 ve 4 yerleşiminde okunabilecek şekilde gruplandı. Bunların içinden kodlaması belli ve standart sapması %3 ün içinde olan 20 adet TLD doz kalibrasyon grubu olarak ayrıldı.

Doz cevap değerlendirmesini yapabilmek için belirli dozda kalibrasyon seti ışınılandı. Işınlama koşulu katı fantomda derinliği 5 cm, ışınlama alanı 20x20 cm ve kaynak yüzey mesafesi (SSD) 100 cm olacak şekilde 50 cGy doz alacak şekilde 0,89 dakika Co-60 cihazında ışınılandı.

Deneyde kullanılmak üzere diğer TLDler önceden tanımlanmış olan her bir kasetin 1, 2, 3 ve 4 yerleşiminde olacak şekilde dizildi. Altta tanımlanan ışınlama koşulunda radyasyon doz cevapları değerlendirilmesi amaçlandı.

1. grup 20 cGy
2. grup 40 cGy
3. grup 60 cGy
4. grup 80 cGy

Kalibrasyon grubunun tanımlanan doz ve sayım oranını okuyucu sistemde kullanılması ile deneyde kullanılacak olan TLD lerin aldığı doz değeri cihazdan okunabilecektir. İlk önce kalibrasyon setinin sayımları alındı. Kalibrasyon faktörü olarak kalibrasyon setinden okunan sayım değerlerinden 1 cGy doza karşılık gelen değer programa girildi.

Her grup için kalibrasyon değeri TLD okuyucuya girildikten sonra deneyde kullanılması planlanan TLD lerin okumaları doz olarak alınabildi. Herbir TLD grubundan okunan doz değerinin standart sapmasının % 3 sınırları içinde kaldığı görüldü.

Deneyde kullanılması planlanan TLDler çiftler şeklinde kullanılmak üzere kasetin 1, 2, 3 ve 4 yerleşiminde olacak şekilde ikili gruplara ayrıldı. Her çift TLD için doz değerinin sapması % 3 sınırları içindeydi.

Deneyde kullanılması planlanan TLDler BT nin 120 kV enerji düzeyinde kullanılacağından dolayı bu enerji için kalibrasyon seti kullanılarak kalibrasyon işlemleri aşağıdaki koşullarda yapıldı.

BT cihazında doz ölçümlerinde kullanılan kalem tipi iyon odasının aktif ölçüm uzunluğu 10 cm idi. Bu nedenle TLD çalışmasında kalibrasyon seti olarak ayrılan TLD'ler ayrı ayrı poşetlere sarıldı. Bu çalışma için ayarlanan 10 cmlik ışınlama çubuğu içine eşit aralıklarla dizildi.

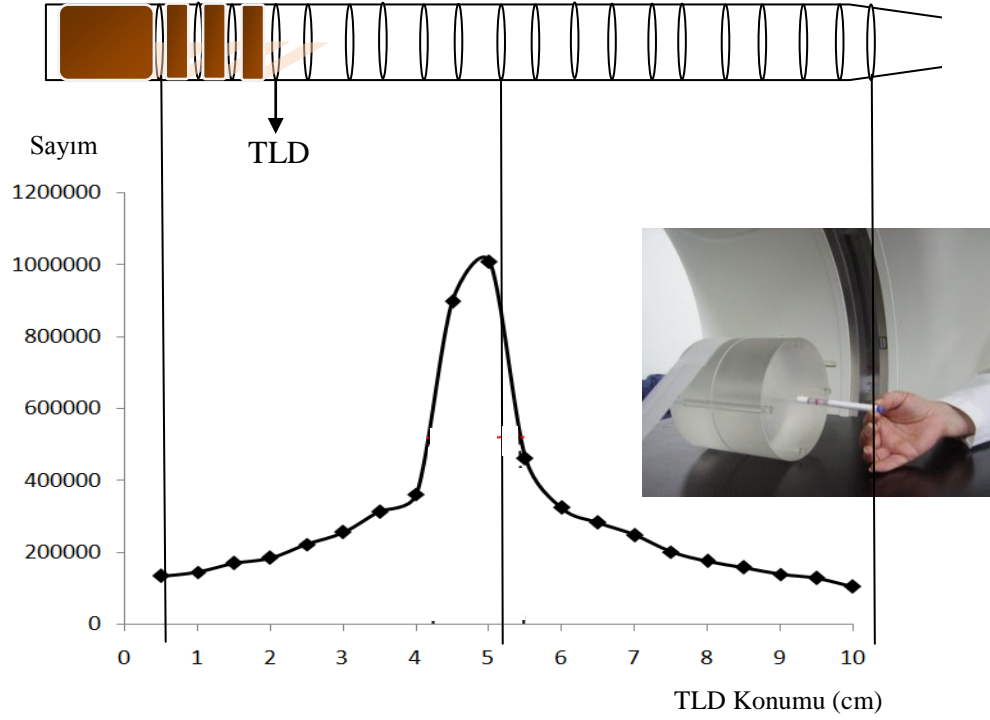
İyon odası ile alınan  $CTDI_m$  ve  $CTDI_{hava}$  değerlerinin TLD lerin doz kalibrasyonu için kullanılması planlandı.

$CTDI_m$  değerlerini elde etmek için 16 cm çapındaki PMMA kafa fantomun merkezi BT cihazının izomerkezinde olacak şekilde yerleştirildi. İçinde TLDlerin dizili olduğu ışınlama çubuğu fantomun merkezinde olacak şekilde konuldu. 120 kV, 200 mA, 2,5 mm kesit kalınlığı/4 kesit olmak üzere kafa fantomu için küçük, vücut fantomu için büyük çekim penceresinde aksiyel ve helikal ölçümler alındı.

Işınlama çubuğu BT cihazının izomerkezinde olacak şekilde yerleştirilerek aynı çekim koşullarında küçük ve büyük çekim pencerelerinde hava ölçümleri yapıldı.

Yukarıdaki koşullarda önceden iyon odası ile doz ölçümleri yapılmıştı. Işınlanan TLDler okuyucudan okunarak sayım değerleri elde edildi. Işınlama çubuğunda her TLD konumuna göre sayım değerlerinin profili çizildi. Işınlama çubuğunda TLDlerin yerleşimi ve fantom merkezinde ışınlamayla elde edilen sayım değerlerinin profil örneği Şekil 3.9 da görülmektedir. Elde edilen bu sayım profilinden eğri altında kalan alan hesaplandı.

Düşük ve yüksek doz değerleri için iki farklı kalibrasyon değeri elde edildi. Bu kalibrasyon değerleri TLDler ile organ dozu hesaplamalarında çekim alanı içinde ve çekim alanı dışında kalan bölgeler için ayrı ayrı kullanıldı.



Şekil 3.9. Aksiyel çekim için TLD yerleşimi ve doz dağılımı

### 3.2.4. TLD ile RANDO fantomda organ doz ölçümü

RANDO fantom üzerinde organ dozlarının ölçüleceği konumlar anatomi atlası ve klinik tecrübeler kullanılarak belirlendi (Çizelge 3.3). Belirlenen bu noktalara TLD çiftleri ayrı ayrı poşetlere sarılarak yerleştirildi. Göz ve tiroid noktalarının ölçümünde uygun biçimde 0,5 cm kalınlığında doku eşdeğeri madde olarak bolus malzemesi kullanıldı. Çizelge 3.4 de verilen çekim protokollerinde kafa, toraks ve pelvis bölgeleri olmak üzere her protokol için 2 kez çekim yapıldı. Çekimlerin yapıldığı bölgelerin yerleşimleri, uzunlukları ve organ doz ölçümü için belirlenen organlar RANDO fantom ve ImPACT yazılımının kullandığı matematiksel fantom üzerinde Şekil 3.10’da gösterilmektedir.

Deneyde kullanılan TLD lerin sayım değerleri, TLD okuyucu cihaz ile alındı. 3 farklı anatomik bölge için helikal ve aksiyel olmak üzere her çekimde TLDleri 10 anatomik noktaya koyarak deneyde toplam 120 TLD okuması yapıldı (Şekil 3.11, Şekil 3.12). Her noktanın TL sayım değerinin ortalaması alındı. Organlar için elde edilen sayım değerleri doz dönüşüm faktörü kullanılarak mGy cinsinden doz değerlerine çevrildi.

Çizelge 3.3. TLD lerin RANDO fantomda yerleştirildiği organlar ve konumları

Organ	TLD konumu dilim no
Göz	4
Beyin	4
Tiroid	8
Kalp	13
Akciğer	16
Karaciğer	17
Böbrek	21
Mesane	29
Prostat	30
Uterus	30
Testis	32

Çizelge 3.4. Çekim protokolü

Çekim Protokolü	Çekim Tipi	kV	mA	Çekim Penceresi	Dönme süresi (sn)	Tarama uzunluğu (mm)	Kesit kalınlığı (mm)	Pitch
Kafa	Helikal	120	200	Küçük	1	263,5	2,5	0,75
Toraks	Helikal	120	200	Büyük	1	315	2,5	0,75
Pelvis	Helikal	120	200	Büyük	1	215	2,5	0,75
Kafa	Aksiyel	120	200	Küçük	1	257,5	2,5	1
Toraks	Aksiyel	120	200	Büyük	1	327,5	2,5	1
Pelvis	Aksiyel	120	200	Büyük	1	217,5	2,5	1

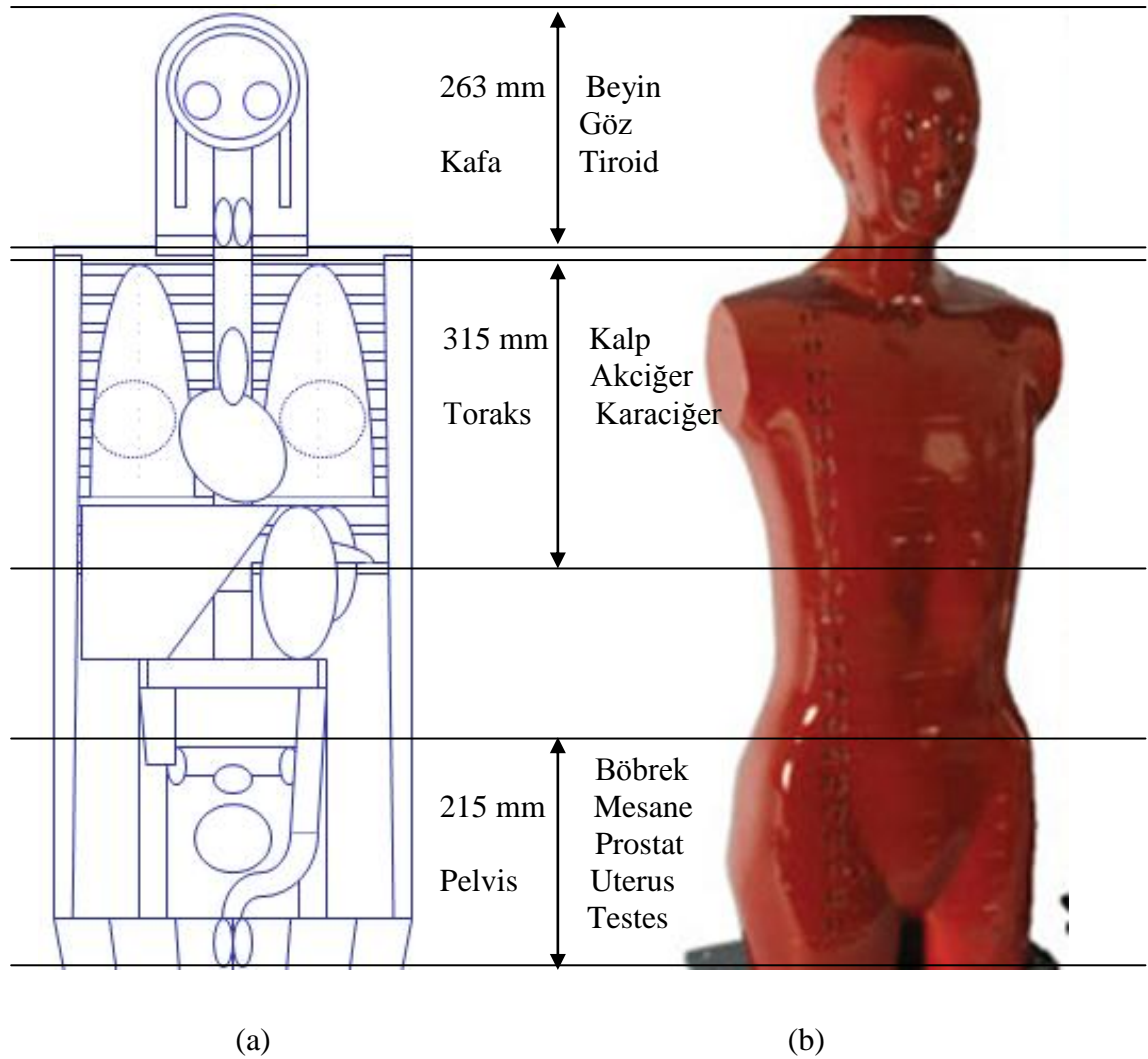
GE Light Speed RT BT cihazının çizelge 3.4 te verilen çekim protokolleri sonunda verdiği  $CTDI_{vol}$ , DLP ve efektif doz raporları her çekim protokolü için kaydedildi. Bu çalışmada yalnız  $CTDI_{vol}$ , DLP değerleri ele alındı.

Bu çalışmada kullanılan GE Light Speed RT BT cihazı için ImPACT yazılımı yönlendirilerek aksiyel çekim tipi için cm başına 120kV, 100 mA, bir turda 1 cm tarama/sn, 2,5 mm kesit kalınlığı/4 kesit olmak üzere kafa ve vücut fantomu için  $CTDI_m$

ve  $CTDI_k$  değerlerinden hesaplanan  $nCTDI_w$  (yazılımın yönlendirdiği 100 mA için) ImPACT yazılımına girilmesiyle  $CTDI_{vol}$ ,  $CTDI_w$ , ve DLP değerleri elde edildi.

Bu çalışmada kullandığımız cihaz tipine göre 120 kV için  $CTDI_{hava}$  ve  $nCTDI_w$  değerleri ayrıca ImPACT yazılımı içinde mevcut çizelgelerden  $CTDI_{vol}$ ,  $CTDI_w$ , ve DLP alındı.

Çalışmada kullandığımız cihaz tipi seçilerek  $CTDI_{hava}$  dozu; 120kV, 100 mA, bir turda 1 cm tarama/sn olmak üzere mGy/100mAs olarak ImPACT yazılımına girildi. Bu giriş sonucunda ICRP 103 da belirlenen organ ağırlık faktörlerini kullanarak organ doz hesaplaması değerleri alındı.

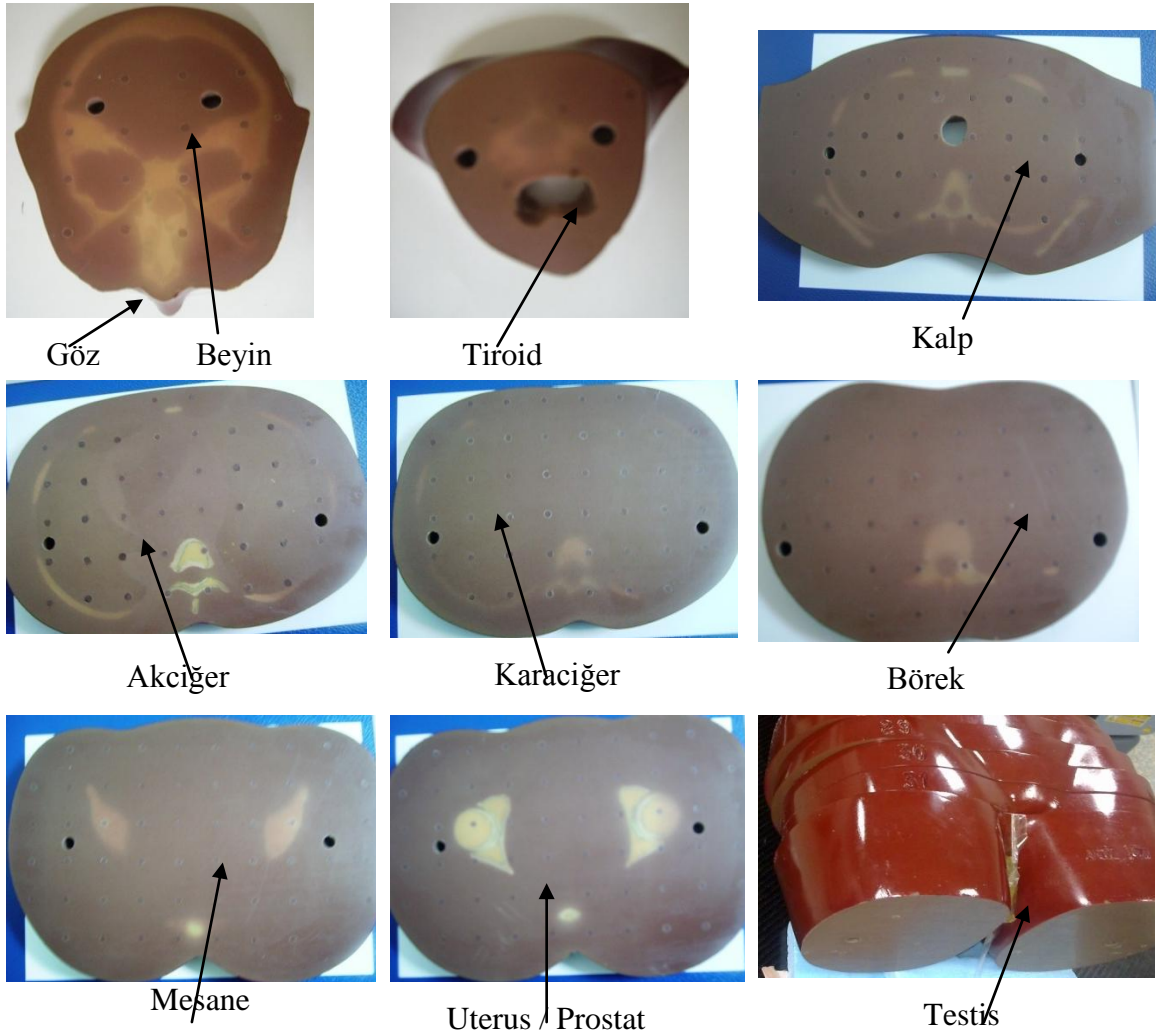


Şekil 3.10. Kafa, Toraks ve pelvis çekim protokollerinde çekim alanları ve doz ölçümü yapılan organlar a) Matematiksel fantom b) Alderson RANDO fantom





Şekil 3.11. BT’de RANDO fantom



Şekil 3.12. RANDO fantomun dilim görüntüsünde doz ölçümü yapılacak organlar için TLD yerleştirilen noktalar

## 4. BULGULAR

### 4.1. CTDI Değerleri

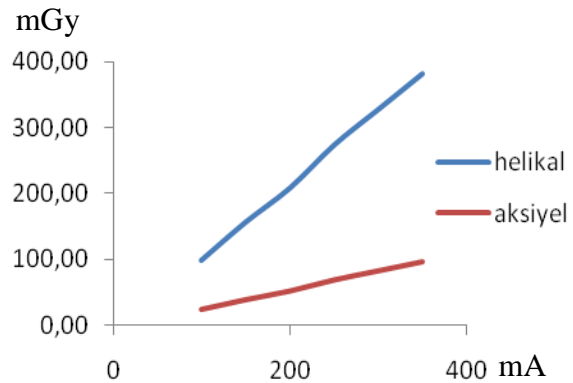
Bu çalışmada kullandığımız GE Light Speed RT BT cihazında  $CTDI_{hava}$  değeri için 120 kV, 200 mA, 2,5 mm kesit kalınlığı/4 kesit olmak üzere aksiyel çekim tipinde alınan ölçümün kullanılması önerilmektedir (GE Report 2005). Bu koşullarda iyon odası ölçümleri ile küçük ve büyük çekim pencerelerinde elde ettiğimiz  $CTDI_{hava}$  değeri sırasıyla 52,85 mGy ve 42,34 mGy'dir. ImPACT yazılımına organ dozlarının hesabını için  $CTDI_{hava}$  nın 100 mAs değeri kafa ve vücut çekimlerinde sırasıyla 26,43 mGy-(100mAs-cm), 21,17 mGy (100mAs-cm) olarak hesaplandı. ImPACT yazılımında bu değerlere karşılık gelen sırasıyla 30,16 mGy/100mAs ve 23,9 mGy/100mAs dir (Çizelge 4.1).

Çizelge 4.1. İyon odası ile ölçülen ve ImPACT yazılımının kullandığı  $CTDI_{hava}$  değerleri

		$CTDI_{hava}$	
Çekim tipi	Çekim penceresi	İyon odası ölçümü (mGy/100mAs)	ImPACT (mGy/100mAs)
Aksiyel	Küçük	26,43	30,16
Aksiyel	Büyük	21,17	23,9

İyon odası ile 120 kV da 150-350 mA aralığında ölçülen  $CTDI_{hava}$  değerleri helikal ve aksiyel çekim tipleri için Şekil 4.1 de gösterilmiştir.

mA	$CTDI_{hava}$ (mGy)	
	Helikal	Aksiyel
150	155,73	39,74
200	207,33	52,85
250	272,53	69,62
300	326,67	83,42
350	380,80	97,21



Şekil 4.1.  $CTDI_{hava}$  değerinin helikal ve aksiyel çekim tiplerinde mA ile değişimi (120 kV, 200 mA, 2,5 mm kesit kalınlığı/4 kesit)

Bu çalışmada kullandığımız GE Light Speed RT BT cihazı için  $nCTDI_w$  değeri kafa ve vücut fantomlarında iyon odası ile 120 kV, 200 mA, 2,5 mm kesit kalınlığı/4 kesit olmak üzere ölçülen  $CTDI_m$  ve  $CTDI_k$  değerleri kullanılarak hesaplandı. Ayrıca  $nCTDI_w$  değeri BT cihazının doz raporlarından alınan  $CTDI_{vol}$  değerinden 2.12 ve 2.14 bağıntıları kullanılarak elde edildi. Ölçüm sonuçlarından hesaplanan ve BT doz raporlarından hesaplan bu değerler ImPACT yazılımının mevcut çizelgelerinden alınan  $nCTDI_w$  değerleriyle karşılaştırıldı (Çizelge 4.2)

Çizelge 4.2. Kafa ve vücut fantomlarında iyon odası ile elde edilen, BT doz raporlarından hesaplanan ve ImPACT yazılımının kullandığı  $nCTDI_w$  değerleri (120kV, 100 mA, bir turda 1 cm tarama/sn, 2,5 mm kesit kalınlığı/4 kesit)

		$nCTDI_w$		
Çekim tipi	Fantom	İyon odası ölçümü	BT den hesaplanan	ImPACT
Aksiyel	Kafa	0,24	0,18	0,2
Aksiyel	Vücut	0,13	0,09	0,1

#### 4.2. TLD ile Sayım Profilleri ve Doz Dönüşüm Katsayısı

Işınlama çubuğuna dizilen TLDler, fantom merkezine yerleştirilerek 120kV, 100 mA, bir turda 1 cm tarama/sn, 2,5 mm kesit kalınlığı/4 kesit olmak üzere helikal ve aksiyel çekim tiplerinde kafa fantomu için küçük, vücut fantomu için büyük çekim pencerelerinde BT çekimleri yapıldı. TLD okuyucuda okunan sayım değerleri ve profilleri Ek.1 de verilmiştir. Hava dozlarını elde etmek için cihazının izomerkezine yerleştirilen ışınlama çubuklarıyla aynı koşulda helikal ve aksiyel çekim tiplerinde büyük ve küçük çekim pencerelerinde yapıлып TLD okuyucuda okunan sayım değerleri ve profilleri Ek.2 de verilmektedir.

Fantom merkezinde ve havada TLDler ile elde edilen toplam sayım değerleri ve bu koşullarda iyon odası ile ölçülen doz değerleri Çizelge 4.3 te verilmiştir.

TLD ile okunan toplam sayım değerlerine karşılık iyon odası okuma değerleri grafiğe aktarıldı. Fantom merkezinde elde edilen grafikten  $4 \times 10^{-6}$  sayım/mGy ve hava

çekimlerinden elde edilen grafikten  $1,3 \times 10^{-5}$  sayım/mGy doz dönüşüm faktörleri olarak belirlendi.

BT cihazında yapılan kafa, toraks ve pelvis çekim protokollerinde tarama alanı dışında kalan organ dozlarının hesabında fantom, tarama alanı içinde kalan organ dozlarının hesabında hava ölçümlerinden elde edilen doz dönüşüm faktörleri kullanıldı.

Çizelge 4.3. Havada ve fantom merkezinde TLD ile okunan sayım değerleri ve iyon odası okumaları (120kV, 100 mA, bir turda 1 cm tarama/sn, 2,5 mm kesit kalınlığı/4 kesit)

		CTDI <sub>hava</sub>		CTDI <sub>m</sub>	
Çekim Tipi	Çekim Penceresi	TLD (Sayım)	İyon odası (mGy)	TLD (Sayım)	İyon odası (mGy)
Helikal	Küçük	15876703	155,5	8440955	31,28
	Büyük	10955494	124,6	2716198	10,07
Aksiyel	Küçük	5341354	52,85	2962163	8,08
	Büyük	3777438	42,34	978847	3,63

#### 4.3. CTDI<sub>w</sub>, CTDI<sub>vol</sub> ve DLP Değerleri

ImPACT yazılımında doz raporundan alınan CTDI<sub>w</sub>, CTDI<sub>vol</sub> ve DLP değerlerini etkileyen girdi verisi  $n$ CTDI<sub>w</sub> değeridir. Yazılıma bu  $n$ CTDI<sub>w</sub> değerinin mGy/100 mAs cinsinden girilmesi gerekmektedir.

Kullandığımız BT cihazı için iyon odası ölçümleri ile kafa ve vücut fantomlarında uygun pencere açıklıklarıyla elde edilen CTDI<sub>w</sub> değerleri sırasıyla 24 mGy/100mAs ve 13 mGy/100mAs ImPACT yazılımına veri olarak girilerek yazılımdan CTDI<sub>w</sub>, CTDI<sub>vol</sub> ve DLP değerleri hesaplandı (Çizelge 4.4).

Çizelge 4.4. ImpACT yazılıma iyon odası ile ölçümlerinden hesaplanan  $nCTDI_w$  değerleri girilerek hesaplanan  $CTDI_w$ ,  $CTDI_{vol}$  ve DLP değerleri (120kV, 100 mA, bir turda 1 cm tarama/sn, 2,5 mm kesit kalınlığı/4 kesit)

Çekim Bölgesi	Çekim tipi	Fantom	$CTDI_w$ (mGy)	$CTDI_{vol}$ (mGy)	DLP (mGy.cm)
Kafa	Helikal	Kafa	48,0	64,00	1664,00
Toraks	Helikal	Vücut	26,0	34,67	1092,00
Pelvis	Helikal	Vücut	26,0	34,67	745,33
Kafa	Aksiyel	Kafa	48,0	48,00	1248,00
Toraks	Aksiyel	Vücut	26,0	26,00	819,00
Pelvis	Aksiyel	Vücut	26,0	26,00	559,00

BT cihaz tipi ve Çizelge 3.2 deki çekim protokolleri için, ImpACT yazılımında mevcut olan  $CTDI_w$  değerleri kafa ve vücut fantomları için sırasıyla 19,8 mGy/100mAs ve 9,9 mGy/100mAs kullanılarak yazılımın hesapladığı  $CTDI_w$ ,  $CTDI_{vol}$  ve DLP değerleri alındı (Çizelge 4.5)

Çizelge 4.5. ImpACT yazılımının çizelge değerlerinden hesaplanan  $CTDI_w$ ,  $CTDI_{vol}$  ve DLP değerleri (120 kV, 100 mA, bir turda 1 cm tarama/sn, 2,5 mm kesit kalınlığı/4 kesit)

Çekim Bölgesi	Çekim tipi	Fantom	$CTDI_w$ (mGy)	$CTDI_{vol}$ (mGy)	DLP (mGy.cm)
Kafa	Helikal	Kafa	39,6	52,80	1372,88
Toraks	Helikal	Vücut	19,8	26,42	832,35
Pelvis	Helikal	Vücut	19,8	26,42	568,11
Kafa	Aksiyel	Kafa	39,6	39,60	1029,66
Toraks	Aksiyel	Vücut	19,8	19,82	624,27
Pelvis	Aksiyel	Vücut	19,8	19,82	426,09

GE Light Speed RT BT cihazının aynı protokollerde yapılan çekimler sonunda verdiği  $CTDI_{vol}$ , DLP ve efektif doz raporları alındı.  $CTDI_w$  değeri cihazın teknik el kitabında belirtilen

$$CTDI_{vol} = CTDI_w / Pitch$$

bağıntısı kullanılarak  $CTDI_w$  değerleri hesaplandı (Çizelge 4.6).

Çizelge 4.6. GE Light Speed RT BT cihazının çekim sonunda verdiği doz raporlarından alınan  $CTDI_{vol}$ , DLP değerleri (120kV, 100 mA, bir turda 1 cm tarama/sn, 2,5 mm kesit kalınlığı/4 kesit)

Çekim Bölgesi	Çekim tipi	Fantom	$CTDI_w$ (mGy)	$CTDI_{vol}$ (mGy)	DLP (mGy.cm)
Kafa	Helikal	Kafa	35,99	47,99	1329,8
Toraks	Helikal	Vücut	18,70	24,93	821,67
Pelvis	Helikal	Vücut	18,70	24,93	572,37
Kafa	Aksiyel	Kafa	35,99	35,99	935,77
Toraks	Aksiyel	Vücut	18,70	18,7	617
Pelvis	Aksiyel	Vücut	18,70	18,7	411,33

### 4.3. Organ Dozları

ImPACT yazılımında organ dozu hesaplamalarını etkileyen  $CTDI_{hava}$  değeridir. Yazılımda giriş verisi olarak kullanılmak üzere BT cihazında küçük ve büyük çekim pencerelerinde iyon odası ile yapılan hava ölçümlerinden elde edilen  $CTDI_{hava}$  (100 mAs) değeri sırasıyla 26,43 mGy-(100mAs-cm), 21,17 mGy (100mAs-cm) dir. Bu değerlerin ImPACT yazılımına veri olarak girilmesiyle yazılımdan organ dozları hesaplandı.

Organ dozlarının TLD ile ölçmek için RANDO fantomda her bir organ için belirlenen noktalara TL dozimetreler yerleştirildi. Her bir protokol için TLD ölçümleri 2 kez tekrarlandı. TLDlerin okunmasından elde edilen sayım değerleri ortalamaları ve standart sapmaları Ek 3 de verilmiştir.

TLD okumaları sonucunda sayım olarak elde edilen değerler, çekim bölgesi içinde kalan organlar için fantom, çekim bölgesi dışında kalan organlar için havadan elde edilen doz dönüşüm faktörü kullanılarak mGy cinsinden hesaplandı.

ImPACT yazılımının da kullandığımız cihaz ve kV için mevcut olan  $CTDI_{hava}$  kullanılarak ve yazılıma iyon odası ile ölçtüğümüz  $CTDI_{hava}$  değeri girilerek hesaplanan ve TLD ölçümlerinden elde edilen organ doz değerleri kafa, toraks ve pelvis çekim bölgeleri için sırasıyla Çizelge 4.7, Çizelge 4.8 ve Çizelge 4.9 da verilmiştir. Çizelgelerde organının çekim yapılan bölgeye olan uzaklığı çekim bölgesinin organa yakın olan konumuna göre hesaplanarak verilmektedir. Her çekim bölgesi için alan içinde kalan organlar gri renkle ayrılmıştır.

Çizelge 4.7. Kafa çekimleri organ doz değerleri

Organ	Helikal			Aksiyel			Çekim bölgesine uzaklık (mm)
	ImPACT $CTDI_{hava}$ (çizelge) (mGy)	ImPACT $CTDI_{hava}$ (ölçüm) (mGy)	TLD (mGy)	ImPACT $CTDI_{hava}$ (çizelge) (mGy)	ImPACT $CTDI_{hava}$ (ölçüm) (mGy)	TLD (mGy)	
Göz	51	45	47,8	38	33	24,8	0
Beyin	43	37	38,0	32	28	19,7	0
Tiroid	58	51	64,3	44	38	47,6	0
Kalp	0,28	0,25	0,7	0,21	0,18	0,48	125
Akciğer	1,2	1,1	0,9	0,93	0,81	0,52	200
Karaciğer	0,065	0,057	0,213	0,048	0,042	0,170	225
Böbrek	0,016	0,014	0,094	0,012	0,011	0,130	325
Mesane	0,00017	0,00015	0,06641	0,00013	0,00011	0,07694	525
Prostat	0,00017	0,00015	0,06164	0,00013	0,00011	0,08090	550
Uterus	0,00016	0,00014	0,06164	0,00012	0,00011	0,08090	550
Testis	0	0	0,06752	0	0	0,11263	600

Çizelge 4.8. Toraks çekimleri organ doz değerleri

Organ	Helikal			Aksiyel			Çekim bölgesine uzaklık (mm)
	ImPACT CTDI <sub>hava</sub> (çizelge) (mGy)	ImPACT CTDI <sub>hava</sub> (ölçüm) (mGy)	TLD (mGy)	ImPACT CTDI <sub>hava</sub> (çizelge) (mGy)	ImPACT CTDI <sub>hava</sub> (ölçüm) (mGy)	TLD (mGy)	
Göz	0,48	0,42	0,44	0,36	0,32	0,30	12,5
Beyin	0,45	0,4	0,45	0,33	0,3	0,41	12,5
Tiroid	11	10	12,1	8,5	7,6	10,94	2,5
Kalp	37	33	35,7	28	25	34,1	0
Akciğer	37	33	48,3	28	25	31,5	0
Karaciğer	15	13	14,1	11	9,7	10,0	0
Böbrek	3,2	2,9	10,2	2,4	2,1	7,3	0
Mesane	0,033	0,029	0,174	0,025	0,022	0,178	20
Prostat	0,033	0,029	0,131	0,025	0,022	0,110	22,5
Uterus	0,12	0,11	0,131	0,093	0,083	0,110	22,5
Testis	0,0013	0,0012	0,10020	0,00098	0,00087	0,11082	27,5

Çizelge 4.9. Pelvis çekimleri organ doz değerleri

Organ	Helikal			Aksiyel			Çekim bölgesine uzaklık (mm)
	ImPACT CTDI <sub>hava</sub> (çizelge) (mGy)	ImPACT CTDI <sub>hava</sub> (ölçüm) (mGy)	TLD (mGy)	ImPACT CTDI <sub>hava</sub> (çizelge) (mGy)	ImPACT CTDI <sub>hava</sub> (ölçüm) (mGy)	TLD (mGy)	
Göz	0	0	0,09443	0	0	0,11552	52,5
Beyin	0,000092	0,000081	0,07580	0,000069	0,000061	0,08031	52,5
Tiroid	0,0015	0,0013	0,1351	0,0011	0,00098	0,07783	42,5
Kalp	0,033	0,029	0,134	0,025	0,022	0,135	42,5
Akciğer	0,022	0,019	0,206	0,016	0,015	0,163	22,5
Karaciğer	0,27	0,24	0,26	0,2	0,18	0,21	20
Böbrek	0,47	0,41	1,04	0,35	0,31	0,70	10
Mesane	36	32	28,4	27	24	21,0	0
Prostat	36	32	26,9	27	24	20,8	0
Uterus	29	25	26,9	21	19	20,8	0
Testis	36	32	10,3	27	24	8,5	0



## 5. TARTIŞMA

Çalışmada kullandığımız GE Light Speed RT BT cihazında iyon odası ile 120 kV, 200 mA, aksiyel çekim tipinde 2,5 mm kesit kalınlığı/4 kesit olmak üzere küçük ve büyük çekim pencerelerinde elde ettiğimiz  $CTDI_{hava}$  değerleri sırasıyla 52,85 mGy ve 42,34 mGy'dir. Ölçülen bu değerlerden  $CTDI_{hava}$  değerleri küçük çekim penceresi için 26,43 mGy/100mAs ve büyük çekim penceresi için 21,2 mGy/100mAs olarak hesaplandı. ImpACT yazılımının kullandığı ve cihazın teknik el kitabında bu değerler sırasıyla 30,16 mGy/100mAs ve 23,9 mGy/100mAs dir (GE Report 2005). İyon odası ile ölçülen  $CTDI_{hava}$  değerinin cihaz için rapor edilen değerlerden küçük ve büyük çekim pencerelerine göre sırasıyla % 14 ve % 13 daha az ölçülmüştür.

Şekil 4.1 de de görüldüğü gibi BT cihazının izomerkezinde iyon odası ile ölçülen hava dozu değerlerinden elde edilen  $CTDI_{hava}$  değerleri mA arttıkça lineer olarak artmaktadır. Hava dozlarının helikal çekimde aksiyel çekimden daha büyük olduğu görülmektedir. Bu  $CTDI_{hava}$  artışı mA'ye bağlı olarak 1,17 – 1,87 oranında hesaplanmış olup helikal çekim tipinde artış hızı daha büyüktür.

Kafa ve vücut fantomlarında iyon odası ölçümlerinden hesaplanan  $nCTDI_w$  değeri sırasıyla 0,24 mGy/mAs ve 0,13 mGy/mAs'dır. ImpACT yazılımının çizelgelerinden bu değerlerin kafa ve vücut fantomlarında 0,2 mGy/mAs ve 0,1 mGy/mAs olarak kullanıldığı görülmektedir. Ölçümlerden hesaplanan  $nCTDI_w$  değeri, yazılım tarafından kullanılan kafa ve vücut fantomlarında sırasıyla %17 ve %23 daha büyük bulunmuştur. İyon odasından bulunan  $nCTDI_w$  değerinin BT cihazından hesaplanandan kafa ve vücut için sırasıyla %25 ve % 31 daha büyük olduğu görülmektedir.

Küçük ve büyük fantomda kenarlarda ölçülen dozların ortalamalarıyla merkezde ölçülen doz oranları sırasıyla 1,06 ve 2,09 olarak gözlenmiştir. Buda kenar dozunun çekim penceresine göre yaklaşık 2 kat artışını göstermektedir.

BT cihaz tipi ve Çizelge 3.2 deki çekim protokolleri için, ImpACT yazılımında mevcut olan  $nCTDI_w$  çizelge değerleri kullanıldığında bu yazılımın hesapladığı  $CTDI_w$ ,  $CTDI_{vol}$  ve DLP değerleri ile BT cihazı için iyon odası ile elde edilen  $nCTDI_w$  değerlerinin ImpACT yazılımına veri olarak girilmesiyle yazılımdan hesaplananlar ve

BT cihazının çekimler sonunda verdiği değerler karşılaştırıldığında % farkları sırasıyla Çizelge 5.1 ve Çizelge 5.2 de verilmektedir.

Çizelge 5.1. ImPACT yazılımından, mevcut çizelgeler kullanılarak hesaplanan ile iyon odası ölçümünden hesaplanan  $nCTDI_w$  değerlerinin yazılıma girilmesiyle hesaplanan  $CTDI_w$ ,  $CTDI_{vol}$  ve DLP değerleri arasındaki % fark

Çekim Bölgesi	Çekim tipi	Fantom	$CTDI_w$ % fark	$CTDI_{vol}$ % fark	DLP % fark
Kafa	Helikal	Kafa	17	17	17
Toraks	Helikal	Vücut	24	24	24
Pelvis	Helikal	Vücut	24	24	24
Kafa	Aksiyel	Kafa	17	17	17
Toraks	Aksiyel	Vücut	24	24	24
Pelvis	Aksiyel	Vücut	24	24	24

Çizelge 5.1 de görülen kafa protokolü ile yapılan çekimlerde % 17, toraks ve pelvis protokolleriyle yapılan çekimlerde % 24 farkın yazılıma giriş yapılan  $nCTDI_w$  değerindeki farktan kaynaklanmaktadır.

Çizelge 5.2. GE Light Speed RT BT cihazının çekimler sonunda verdiği raporlardan elde edilen ile ImPACT yazılımında mevcut tablolardan hesaplanan  $CTDI_w$ ,  $CTDI_{vol}$  ve DLP değerleri arasındaki % fark

Çekim Bölgesi	Çekim tipi	Fantom	$CTDI_w$ % fark	$CTDI_{vol}$ % fark	DLP % fark
Kafa	Helikal	Kafa	-10	-10	-3
Toraks	Helikal	Vücut	-6	-6	-1
Pelvis	Helikal	Vücut	-6	-6	1
Kafa	Aksiyel	Kafa	-10	-10	-10
Toraks	Aksiyel	Vücut	-6	-6	-1
Pelvis	Aksiyel	Vücut	-6	-6	-4

Çizelge 5.2 de de görüldüğü ImPACT yazılımında mevcut tablolarından alınan  $CTDI_w$ ,  $CTDI_{vol}$  ve DLP değerleri ile BT cihazının çekimler sonunda verdiği  $CTDI_{vol}$  ve

DLP değerleri karşılaştırıldığında cihazın raporlamasında  $CTDI_{vol}$  için çekim tipinden bağımsız olarak kafa çekimlerinde %10, toraks ve pelvis çekimlerinde % 6 daha düşük değer görülmektedir. DLP değerlerinde görülen farkın ise BT de çekim yapılan uzunluk ile yazılımda hesaplama yapılan uzunluk arasındaki 2,5 ile 12,5 mm farkdan kaynaklanmaktadır. Bu fark kabul edilebilir sınırlar içindedir. Çizelge 5.3 te görülen DLP farklılıklarında da aynı yorum yapılabilmektedir.

Çizelge 5.3. GE Light Speed RT BT cihazının çekimler sonunda verdiği raporlardan elde edilen ile  $nCTDI_w$  değerinin ImPACT yazılımına girilmesiyle elde edilen  $nCTDI_w$ ,  $CTDI_{vol}$  ve DLP değerleri arasındaki % fark

Çekim Bölgesi	Çekim tipi	Fantom	$CTDI_w$ % fark	$CTDI_{vol}$ %fark	DLP % fark
Kafa	Helikal	Kafa	25	25	20
Toraks	Helikal	Vücut	28	28	25
Pelvis	Helikal	Vücut	28	28	23
Kafa	Aksiyel	Kafa	25	25	25
Toraks	Aksiyel	Vücut	28	28	25
Pelvis	Aksiyel	Vücut	28	28	26

Çizelge 5.3 de görüldüğü gibi  $nCTDI_w$  değerinin ImPACT yazılımına girilmesiyle hesaplanan  $CTDI_w$ ,  $CTDI_{vol}$  ve DLP değerleri ile BT cihazının çekimler sonunda verdiği  $CTDI_{vol}$  ve DLP değerleri karşılaştırıldığında cihazın raporlamasında  $CTDI_{vol}$  için çekim tipinden bağımsız olarak kafa çekimlerinde %25, toraks ve pelvis çekimlerinde % 28 daha büyük değer görülmektedir.

ImPACT yazılımının da kullandığımız cihaz ve kV için mevcut olan  $CTDI_{hava}$  kullanılarak ve yazılıma iyon odası ile ölçtüğümüz  $CTDI_{hava}$  değeri girilerek hesaplanan ve TLD ölçümlerinden elde edilen organ doz % farkları kafa, toraks ve pelvis çekim bölgeleri için sırasıyla Çizelge 5.4, Çizelge 5.5 ve Çizelge 5.6 da verilmiştir. s

Çizelge 5.4. Kafa çekimlerinde elde edilen organ dozlarının karşılaştırılması

Organ	ImPACT CTDI <sub>hava</sub> (çizelge) (mGy)	ImPACT CTDI <sub>hava</sub> (ölçüm) (mGy)	TLD (mGy)	ImPACT CTDI <sub>hava</sub> (çizelge- ölçüm) Fark (%)	ImPACT CTDI <sub>hava</sub> (çizelge) -TLD Fark(%)	ImPACT CTDI <sub>hava</sub> (ölçüm) - TLD Fark (%)	
Helikal	Göz	51	45	47,8	-13	-7	6
	Beyin	43	37	38,0	-16	-13	3
	Tiroid	58	51	64,3	-14	10	21
	Kalp	0,28	0,25	0,7	-12	58	63
	Akciğer	1,2	1,1	0,9	-9	-32	-21
	Karaciğer	0,065	0,057	0,213	-14	70	73
	Böbrek	0,016	0,014	0,094	-14	83	85
	Mesane	0,00017	0,00015	0,06641	-13	100	100
	Prostat	0,00017	0,00015	0,06164	-13	100	100
	Uterus	0,00016	0,00014	0,06164	-14	100	100
	Testis	0	0	0,06752	-	100	100
Aksiyel	Göz	38	33	24,8	-15	-53	-33
	Beyin	32	28	19,7	-14	-62	-42
	Tiroid	44	38	47,6	-16	7	20
	Kalp	0,21	0,18	0,48	-17	56	63
	Akciğer	0,93	0,81	0,52	-15	-78	-55
	Karaciğer	0,048	0,042	0,170	-14	72	75
	Böbrek	0,012	0,011	0,130	-9	91	92
	Mesane	0,00013	0,00011	0,07694	-18	100	100
	Prostat	0,00013	0,00011	0,08090	-18	100	100
	Uterus	0,00012	0,00011	0,08090	-9	100	100
	Testis	0	0	0,11263	-	100	100

Çizelge 5.5. Toraks çekimlerinde elde edilen organ dozlarının karşılaştırılması

Organ	ImPACT CTDI <sub>hava</sub> (çizelge) (mGy)	ImPACT CTDI <sub>hava</sub> (ölçüm) (mGy)	TLD (mGy)	ImPACT CTDI <sub>hava</sub> (çizelge- ölçüm) Fark (%)	ImPACT CTDI <sub>hava</sub> (çizelge) -TLD Fark(%)	ImPACT CTDI <sub>hava</sub> (ölçüm) - TLD Fark (%)	
Helikal	Göz	0,48	0,42	0,44	-14	-9	4
	Beyin	0,45	0,4	0,45	-13	1	12
	Tiroid	11	10	12,1	-10	9	17
	Kalp	37	33	35,7	-12	-4	8
	Akciğer	37	33	48,3	-12	23	32
	Karaciğer	15	13	14,1	-15	-7	8
	Böbrek	3,2	2,9	10,2	-10	68	71
	Mesane	0,033	0,029	0,174	-14	81	83
	Prostat	0,033	0,029	0,131	-14	75	78
	Uterus	0,12	0,11	0,131	-9	8	16
	Testis	0,0013	0,0012	0,10020	-8	99	99
	Aksiyel	Göz	0,36	0,32	0,30	-13	-21
Beyin		0,33	0,3	0,41	-10	19	26
Tiroid		8,5	7,6	10,94	-12	22	31
Kalp		28	25	34,1	-12	18	27
Akciğer		28	25	31,5	-12	11	21
Karaciğer		11	9,7	10,0	-13	-10	3
Böbrek		2,4	2,1	7,3	-14	67	71
Mesane		0,025	0,022	0,178	-14	86	88
Prostat		0,025	0,022	0,110	-14	77	80
Uterus		0,093	0,083	0,110	-12	16	25
Testis		0,00098	0,00087	0,11082	-13	99	99

Çizelge 5.6. Pelvis çekimlerinde elde edilen organ dozlarının karşılaştırılması

	Organ	ImPACT CTDI <sub>hava</sub> (çizelge) (mGy)	ImPACT CTDI <sub>hava</sub> (ölçüm) (mGy)	TLD (mGy)	ImPACT CTDI <sub>hava</sub> (çizelge- ölçüm) Fark (%)	ImPACT CTDI <sub>hava</sub> (çizelge) -TLD Fark(%)	ImPACT CTDI <sub>hava</sub> (ölçüm) - TLD Fark (%)
Helikal	Göz	0	0	0,09443	-	100	100
	Beyin	0,000092	0,000081	0,07580	-14	100	100
	Tiroid	0,0015	0,0013	0,1351	-15	99	99
	Kalp	0,033	0,029	0,134	-14	75	78
	Akciğer	0,022	0,019	0,206	-16	89	91
	Karaciğer	0,27	0,24	0,26	-13	-4	7
	Böbrek	0,47	0,41	1,04	-15	55	61
	Mesane	36	32	28,4	-13	-27	-13
	Prostat	36	32	26,9	-13	-34	-19
	Uterus	29	25	26,9	-16	-8	7
	Testis	36	32	10,3	-13	-248	-209
Aksiyel	Göz	0	0	0,11552	-	100	100
	Beyin	0,000069	0,000061	0,08031	-13	100	100
	Tiroid	0,0011	0,00098	0,07783	-12	99	99
	Kalp	0,025	0,022	0,135	-14	82	84
	Akciğer	0,016	0,015	0,163	-7	90	91
	Karaciğer	0,2	0,18	0,21	-11	3	12
	Böbrek	0,35	0,31	0,70	-13	50	55
	Mesane	27	24	21,0	-13	-29	-14
	Prostat	27	24	20,8	-13	-30	-15
	Uterus	21	19	20,8	-11	-1	9
	Testis	27	24	8,5	-13	-217	-182

İyon odası ile ölçülen CTDI<sub>hava</sub> değerinin yazılıma girilmesiyle hesaplanan organ dozlarının yazılımın kullandığı CTDI<sub>hava</sub> değeriyle hesaplanan organ dozlarından küçük ve büyük çekim pencerelerinde sırasıyla %9 - %18, %7 - %16 arasında daha az olduğu görülmektedir. İyon odası ile ölçülen CTDI<sub>hava</sub> değerinin ImPACT yazılımının kullandığı değerden küçük çekim penceresinde %14 ve büyük çekim penceresinde %13 daha az ölçülmesi yazılımdan hesaplanan organ dozlarına da yansıdığı düşünülmektedir.

Organ dozlarını ölçmek için TLD yerleştirilen konumlarda noktasal doz değeri olduğu fakat ImpACT yazılımında organ konumlarının hacimsel doz hesaplamasına dayanması nedeniyle organ dozu eşleştirmesinde yaklaşım mevcuttur. Ölçülen organ dozlarında farklılığın seviyesi çekim alanı içinde (primer radyasyon) ve dışında (saçılan radyasyon) kalan nokta dozları da ayrıca etkindir.

TLD ile ölçülen organ dozlarıyla  $CTDI_{hava}$  ölçüm değerlerinin ImpACT yazılımına girilmesiyle elde edilen organ dozları arasındaki % farklara bakıldığında çekim alanı içinde kalan organ dozları:

Helikal kafa çekimlerinde dozlar daha düşük iken (% 3 ila %21) aksiyelde daha yüksek (%-42 ila %20); doz farkları göz, beyin ve tiroid için sırasıyla helikalde 2.8, 1 ve 13.3; aksiyelde -8.2,-8.3 ve 9.6 mGy dir.

Toraks çekimlerin de helikal (% 8 ila %71) ve aksiyel (% 3 ila %71) çekimde daha yüksek; doz farkları kalp, akciğer, karaciğer ve böbrek için sırasıyla helikalde 2.7, 15.3, 1.1; aksiyelde 9.1, 6.5, 0.3 ve 5.2 mGy dir.

Pelvis çekimlerinde helikal çekimlerde % -7 ila % -209 ve aksiyel çekimlerde % -182 ila % 9 farklı, doz farkları mesane, prostat, uterus ve testis için sırasıyla bu fark sırasıyla helikalde -3.6, -5.1, 1.9 ve -21.7 aksiyelde -3, -3.2, 1,8 ve -15,5 mGy dir.

Bütün çekim bölgelerinde böbrekte okunan organ dozunun yüksek olması TLD yerleştirdiğimiz noktanın yazılımın bu organ için kullandığı geometriden farklı olmasıdır.

Pelvis alanı içinde kalan testis için alan içinde de organ dozunda büyük fark görülmüştür. Bu durum organ konumunun yanı sıra kullandığımız fantomda testis olmamasında dolayı TLDlerin tahmini olarak belirlenen noktada üzerine bolus yerleştirilerek ölçülmesinden kaynaklanabilir.

TLD ile ölçülen organ dozlarının; pelvis bölgesindeki kemik yapısının yoğunluğundan dolayı absorplanmanın fazla olması nedeniyle daha az; toraks bölgesinde ise akciğer yoğunluğunun 0,30 g/cc olması nedeniyle daha fazla olması beklenen bir durumdur.

TLD ile organ doz ölçümlerinde BT çekim alanı dışında kalan organlarda dozların 0.1 mGy'in altında ve civarında olması nedeniyle belirsizlik içerdiği görülmektedir. Çekim alanı dışında kalan yerlerde TLD ile ölçülen organ dozları daha büyük okunmaktadır. Bu değerleri daha hassas okuyabilmek için düşük doz seviyesinde kalibrasyona ihtiyaç olduğu düşünülmektedir.

Literatürde farklı matematiksel fantomlar üzerinde organ dozlarının MC ile hesaplanan değerleri ve TLD ile ölçülen değerlerin karşılaştırılmasına yönelik farklı çalışmalar bulunmaktadır. Farklı çalışmalarda farklı BT protokollerinde CTDI dan organ doz dönüşümleri ile dönüşüm katsayılarının doğruluğu araştırılmıştır (Hatziioannou 2003).

Organ dozlarının RANDO fantom kullanılarak fiziksel olarak ölçülmesinin yanı sıra insan benzeri matematiksel fantomlar üzerinde Monte Carlo yöntemiyle hesaplanması medikal fizikte önemli bir dozimetri yöntemi haline gelmiştir. Struelens ve arkadaşlarının bildirdiğine göre; Geleijns ve arkadaşları RA fantomda toraks ve batının BT incelemelerinde elde ettikleri etkin doz değerlerini hesaplamalardan elde edilenden %40 daha düşük, Brix ve arkadaşları doz hesaplamaları için CT-EXPO programını kullanarak ve TLD ölçümlerinden hesapladıkları etkin doz değerlerinin %9 daha düşük, Cohen ve arkadaşları TLD ile eldekleri efektif doz ile hesaplanan arasında %30 a varan fark bulmuşlardır. RANDO fantomda TLD ile yaptıkları çalışmada ölçülen organ dozlarını MC hesaplamaları ile karşılaştırmışlar (voxelized model ) ve %65 e varan farklar bulmuşlardır. TLDlerin enerji bağımlılıkları düzeltmelerini yaparak ölçülenle hesaplanan arasındaki farkı % 15, alan dışındaki organlar için %30 fark bildirmişlerdir (Struelens 2008).

Groves ve arkadaşları 16 dedektörlü BT de RANDO fantomda TLD ile efektif doz ölçümü yapmışlar ve ölçülen değerlerin MC ile hesaplanandan %18 daha fazla olduğunu belirtmişlerdir (Groves 2004).

Farklı BT cihazlarında 120 kV – 130 kV arasında batın bölgesi çekimlerinde protokollerinde yapılan çalışmada yazılım kullanılarak organ dozları hesaplanmış kafa çekimlerinde beyin için 25.8-61 mGy, göz için 40.5-97.9 mGy; göğüs bölgesi çekimlerinde akciğer için 14.00-75.94 mGy, tiroid için 3.49-15.22; karın bölgesi



çekimlerinde karaciğer için 12.09-67.87 mGy böbrek için 21.72-72.00 mGy, pelvis çekimlerinde uterus için 12.77-51.43 mGy testis için 3.14-15.10 mGy doz ölçüldüğü bildirilmiştir (Breiki 2008). Çok kesitli tomografi cihazlarında vücut protokolleri ile yapılan bir ortalama CTDI doz değeri 19 mGy'dir (Clarke vd 2000). 14 adet çok kesitli tomografi cihazında kafa protokolleri için yapılan bir 33 mGy – 81 mGy arasında ölçülen dozların ortalamasının 60 mGy olduğu bildirilmiştir (Smith vd 1998).

Bilgisayarlı tomografi cihazlarında Avrupa Birliğinin  $CTDI_w$  için önerdiği referans değerler kafa için 60 mGy, göğüs için 30 mGy, karın ve pelvis için 35 mGydir (EG 16262).

Çalışmamızda elde ettiğimiz  $CTDI_w$  kafa için 48 mGy, vücut için 26 mGy olup literatürde verilen değerleri ve Avrupa Birliği tarafından önerilen doz limitlerini aşmadığı görülmektedir.

## 6. SONUÇ

Teşhis amacıyla kullanımı son yıllarda oldukça artan Bilgisayarlı Tomografi (BT), hastanın aldığı radyasyon dozunda görüntüleme cihazları arasında en yüksek paya sahip olduğundan doz miktarları hakkında bilgi edinebilmek için insan vücudunun her çekim bölgesinde protokollere gerek vardır.

Hastaya verilen radyasyon dozunun ALARA (As Low As Reasonably Achievable - kabul edilebilir alt sınır) prensibine göre kaliteli görüntü düşük doz dengesinin dikkate alarak hesaplayabilmek için çekim parametreleri yanında BT için doz tanımlayıcı indekslerin (CTDI ve türevleri) ölçümüne gerek vardır.

Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi AD'nda yapılan bu çalışmada General Electric (GE) marka Ligh Speed RT model BT cihazında kafa, toraks ve pelvis bölgeleri için 120kV, 100 mA, bir turda 1 cm tarama/sn, 2,5 mm kesit kalınlığı/4 kesit olmak üzere çekimler yapıldı. Yapılan çekimler sırasında iyon odası ile havada küçük ve büyük pencere genişliklerinde iyon odası kullanılarak  $CTDI_{hava}$  ölçümleri yapıldı. Kafa ve vücut fantomlarında  $CTDI_w$  hesaplamasında kullanılan  $CTDI_m$ , ve  $CTDI_k$  ölçümleri alınarak  $nCTDI_w$  değeri hesaplandı. Elde edilen  $nCTDI_w$  değerinin yazılımın kullandığı ve cihaz için verilen değerden büyük olduğu gözlemlendi.

Çalışmada Monte Carlo (MC) simülasyon tekniği kullanarak hesaplama yapan ImPACT ver.1.03 yazılımı kullanıldı. Yazılıma cihaz ve çekim protokolü bilgileri girildikten sonra  $CTDI_w$  (100 mAs) kullanılarak hesaplanan doz raporlarında yer alan  $CTDI_w$ ,  $CTDI_{vol}$ , DLP sonuçları; yazılımın mevcut çizelgeleri kullanılarak hesaplanan ve CT cihazının çekimler sonunda verdiği doz raporlarıyla karşılaştırıldığında ölçüm değerinin kullanılması sonucunda daha büyük doz değerleri hesaplandığı görüldü. ImPACT yazılımına veri girişinde kullanılan  $nCTDI_w$  değerinin yazılımdaki ile farkı  $CTDI_w$ ,  $CTDI_{vol}$  ve DLP sonuçlarında aynı düzeyde farka neden olmuştur. Kullanılan BT cihazının verdiği doz sonuçları ise ImPACT yazılımından elde edilen sonuçlardan daha düşük olduğu görüldü.

RANDO fantomda TLD ile ölçülen organ dozları ImPACT yazılımında kullandığımız cihaz ve kV için mevcut olan  $CTDI_{hava}$  kullanılarak ve yazılıma iyon odası ile ölçtüğümüz  $CTDI_{hava}$  değeri girilerek hesaplanan değerlerle karşılaştırıldı.

Organ dozlarını ölçmek için TLD yerleştirilen konumlarda noktasal doz değeri olduğu fakat ImPACT yazılımında organ konumlarının hacimsel doz hesaplamasına dayanması nedeniyle organ dozu eşleştirmesinde yaklaşım mevcuttur.

TLD ile organ doz ölçümlerinde BT çekim alanı dışında kalan organlarda dozların 0.1 mGy'in altında olması nedeniyle belirsizlik içerdiği, TLD ile ölçülen organ dozları daha büyük olduğu görüldü. Bu değerleri daha hassas okuyabilmek için düşük doz seviyesinde kalibrasyona ihtiyaç olduğu düşünülmektedir.

Kullanılan fantom, organlarının geometrik uzaklıklarının yanı sıra organ dozlarında etkili olan organların fiziksel yoğunluğu ve hacimlerini içermektedir. ImPACT yazılımının kullandığı matematiksel fantomda bu yapıların yerleşimleri bulunmaktadır. Bu nedenle alan içinde kalan bölgelerde bölgenin yapısına göre farklılıklar gözlenmiştir.

Literatürde BT çekim protokollerine göre hesaplanan organ dozlarının değişiminin incelendiği çalışmalarda radyasyon dozunu etkileyen en önemli parametrelerin; çıkan fotonların enerjisi, X-ışını tüp akımı (mA-mAs), kolimatör, hasta boyutu, spiral BT'lerde ise ek olarak "pitch" değeri olduğu belirtilmektedir. Çalışmamızda da pitch değerinin 0,75 olarak kullanıldığı helikal çekim tipinde 1 olarak kullanıldığı aksiyel çekim tipinden daha fazla doz alındığı görülmüştür.

Bilgisayarlı tomografi cihazında  $CTDI_{hava}$  değeri ölçüldükten sonra ImPACT yazılımına bu değer girilmesiyle organ dozlarının hesaplanması uygun olabilecektir.

Başka cihazlar içinde aynı şekilde uygunluklar kontrol edilerek uyumluluk tespiti yapıldıktan sonra programla hesaplanan değerleri çekim esnasında hastanın alacağı organ dozlarının tespitinde kullanılabilir.

## 7. KAYNAKLAR

- AAPM 1991. Standardized methods for measuring diagnostic x-ray exposure. Report no. 31, Available at: [www.aapm.org/pubs/reports](http://www.aapm.org/pubs/reports).
- AAPM 1993. Specification and Acceptance Testing of Computed Tomography Scanners. AAPM Report No. 39. New York: Specification and Acceptance Testing of Computed Tomography Scanners
- AAPM 2010. Comprehensive Methodology for the Evaluation of Radiation Dose in X-Ray Computed Tomography. AAPM Report No. 111.
- BRENNER, D. J., HALL, D., ERIC, J. and PHIL, D. 2007. Computed Tomography - An Increasing Source of Radiation Exposure *n engl j med* 357;22 [www.nejm.org](http://www.nejm.org).
- BAUER, W.F. 1958, *J.Soc. Indust. Appl. Math.* Vol. 6, No.4 U.S.A
- BAUHS, J. A., VRIEZE, T. J., PRIMAK, A. N., BRUESEWITZ, M. R., and MCCOLLOUGH, C. H. 2008. CT Dosimetry: Comparison of Measurement Techniques and Devices, *RadioGraphics*; 28:245–253
- CLARKE, J., CRANLEY, K., ROBINSON, J., SMITH, P.H.S. AND WORKMAN, A. 2000. Application of Draft European Commission Reference Levels to a Regional CT Dose Survey, *The British Journal of Radiology*, Vol 73; 43-50.
- KARABULUT, N. ve ARIYÜREK N. 2006. Düşük doz BT: üniversite hastanelerindeki stratejiler ve pratik uygulamalar, *Diagn Interv Radiol*,12:3-8
- BIELAJEW, A. F. 2001, Fundamentals of the Monte Carlo method for neutral and charged particle transport, The University of Michigan U.S.A.
- BOR, D. 2009 Nükleer Tıp: Sayısal Görüntüleme Yöntemleri, Bilim Yayınları, Ankara.
- BREIKI G., ABBAS Y., EL-ASHRY M. and DIYAB H. 2008. Evaluation of Radiation Dose and Image Quality for Patients Undergoing Computed Tomography (CT) Examinations, *IX Radiation Physics & Protection Conference, 15-19*, Nasr City - Cairo, Egypt
- BUSHBERG, J. T., SEIBER, A., LEIBHOLOT, E. M. and BONE, J. M. 2002 The Essential Physics of Medical Imaging; Lippincott Williams &Wilkins, USA
- DEMARCO, J. J., CAGNON, C. H., CODY, D. D., STEVENS, D. M., MCCOLLOUGH, C. H., O'DANIEL, J., and MCNITT-GRAY, M.F., 2005. A Monte Carlo based method to estimate radiation dose from multidetector CT (MDCT): cylindrical and anthropomorphic phantoms, *Phys. Med. Biol.* 50, 3989–4004
- EBDON, L., EVANS, E.H., FISHER, A. and HILL, S.J., 1998. An Analytical Atomic Spectrometry. John Wiley&Sons Ltd., England.
- EDYVEAN, S., LEWIS, M. A., and BRITTEN, A.J. 1997. CT Scanner Dose Survey Measurement Protocol. Ver. 5. St George's Healthcare, LONDON
- EUR 16262 1999. European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography, Available at: [www.dr.dk/guidelines/ct/quality/index .htm](http://www.dr.dk/guidelines/ct/quality/index.htm).
- GE LightSpeed RT CT scanner technical evaluation 2005. Report 05070; [www.pasa.nhs.uk/cep](http://www.pasa.nhs.uk/cep).
- GROVES, A. M., OWEN, K. E., COURTNEY, H. M., YATES, S. J., GOLDSTONE, K. E., BLAKE, G. M., and DIXON, A. K. 2004. 16-detector multislice CT: dosimetry estimation by TLD measurement compared with Monte Carlo simulation, *The British Journal of Radiology*, 77: 662–665

- HAMMERSLEY, J.M. and HANDSCOMB, D.C. 1974. Monte Carlo Methods, Methuen&Co Ltd. London
- HATZIOANNOU, K., PAPANASTASSIOU, E., DELICHAS, M. and BOUSBOURAS, P. 2003. A Contribution to the Establishment of Diagnostic Referene Levels in CT, *The British Journal of Radiology*, Vol 76; 541-545.
- HINTENLANG, D. E., MOLONEY, W. E., and WINSLOW, J. 2010. Physical Phantoms for Experimental Radiation Dosimetry. In: X. G. Xu, K. F. Eckerman (Editors), Handbook of Anatomical Models for Radiation Dosimetry, Taylor and Francis Group, pp. 389, USA.
- HOROWITZ, Y. S., OSTER, L., and DATZ, H. 2007. The Thermoluminescence Dose-Response and Other Charesteristic of the High Temperature TL in LiF:Mg,Ti (TLD-100), *Radiation Protection Dosimetry* (2007), pp. 1–15
- ICRP 26. Annals of the ICRP 1977; 21. Oxford, England:Pergamon, 1977.
- ICRP 103 The 2007 Recommendations of the International Comission on Radiological Protection, JAICRP 37/2-4 2007
- ICRP 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 60, Pergamon Press, Oxford, 1991
- ICRP 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 103, Elsevier.
- IMPACTSCAN PRESENTATIONS, 2003. Web sitesi. <http://www.impactscan.org>.
- JONES, D. G. and SHRIMPTON, P.C. 1991. Survey of CT Practice in the UK. Part 3: Normalised Organ Doses Calculated using Monte Carlo Techniques. *NRPB-R250*, London: HMSO.
- JOHNS, H. E. 1983. The Physics of Radiology, C.C.Thomas, pp. 576, U.S.A.
- KALENDER, W. 2006. X-ray computed tomography, *PhysicsIn Medicine and Biology*, 51 R29–R43.
- MCKINLAY, A. F. 1981. Thermoluminescence Dosimetry-Medical Physics Handbook 5, Adam Hilger pp. 118
- MCNITT-GRAY, M. F. 2002. AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Topics in CT Radiation Dose in CT, *RadioGraphics*, 22:1541–1553
- MYRONAKIS, M., PERISINAKIS, K., TZEDAKIS, A., GOURTSOYIANNI, S. and DAMILAKIS, J. 2009, Evaluation of a Patient-Specific Monte Carlo Software for CT Dosimetry, *Radiation Protection Dosimetry*, Vol. 133, No. 4, pp. 248–255
- PODGORSAK, E. B. 2006. Radiation physics for medical physicists. Springer, Germany.
- SHRIMPTON, P.C., JONES, D.G. and HILLIER, M.C. 1991. Survey of CT practice in the UK. Part 2: dosimetric aspects, R249. London,UK: National Radiological Protection.
- SMITH, A., SHAH, A.G. and KRON, T., 1998. Variation of patient dose in head CT, *The British Journal of Radiology*, Vol 71; 1296-1301.
- SOARES, C., DRUPIESK, I C., WINGERT, B., PRITCHETT, G., PAGONIS V., O'BRIEN, M., SLISKI, A., PAWEL, I. B. and OLKO, P. 2006. Absorbed dose measurements of a handheld 50 kVP X-ray source in water with thermoluminescence dosimeters 120 (1-4): 78-82. doi: 10.1093/rpd/nci622
- STRUELENS, L., VANHAVERE, F. and SMANS, K. 2008. Experimental validation of Monte Carlo calculations with a voxelized Rando–Alderson phantom: a study on influence parameters, *Physiscs in Medicine and*

*Biology*, 53: 5831–5844

SLOVIS, T.L. 2002. The ALARA concept in pediatric CT: myth or reality? *Radiology*, 223:5–6.

TECHNICAL REPORTS SERIES No. 398 2000. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy. An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water , INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY VIENNA,

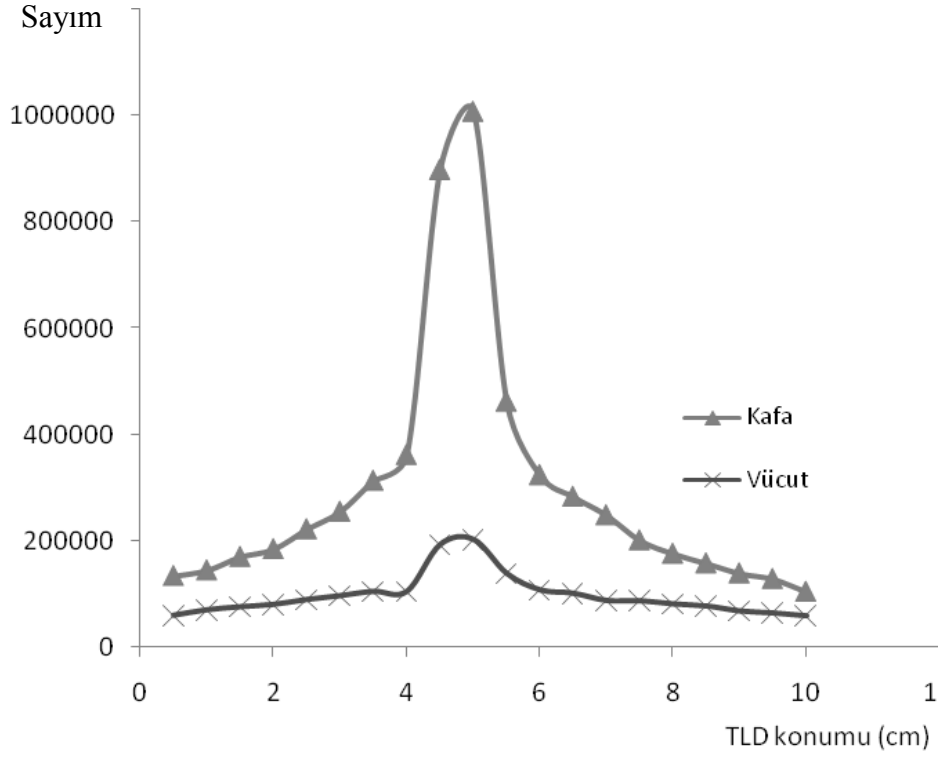
UNSCEAR 2000. Sources and Effects of Ionizing Radiation. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation Report to the General Assembly with Scientific Annexes. Vol. II: Effects. United Nations, New York, NY.

UNSCEAR 2008. Effects of Ionizing Radiation. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation Report to the General Assembly with Scientific Annexes. United Nations, New York.

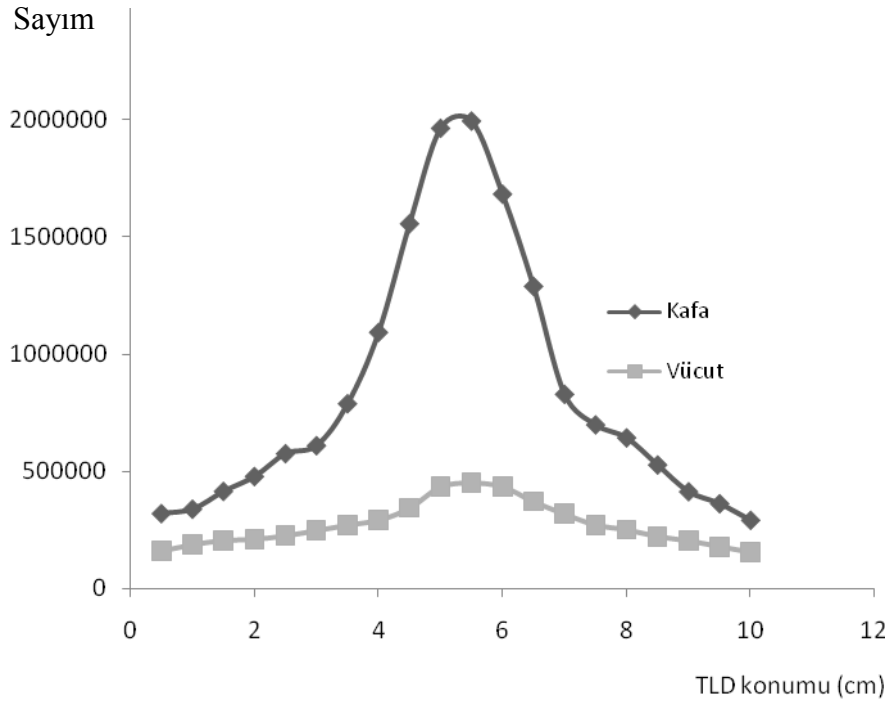
## 8. EKLER

EK.1. PMMA kafa ve vücut fantomu merkezinde helikal ve aksiyel çekim tipleri için TLD okuma değerleri (120kV, 100 mA, bir turda 1 cm tarama/sn, 2,5 mm kesit kalınlığı/4 kesit)

TLD Konumu (cm)	Kafa		Vücut	
	Aksiyel	Helikal	Aksiyel	Helikal
0,5	134454	320541	60481	159661
1	145232	339301	70679	186641
1,5	170344	415187	76299	204654
2	185018	478626	80856	210247
2,5	222514	576334	89972	225049
3	255530	610469	97135	247629
3,5	313828	788949	105209	270766
4	362026	1093531	105258	291666
4,5	898879	1556941	193303	343594
5	1008279	1964268	202748	434884
5,5	462401	1995116	138833	451615
6	324404	1683489	108042	435415
6,5	283598	1290032	101684	371509
7	248820	829531	88019	318175
7,5	201570	699193	87592	271305
8	176380	643497	81560	251063
8,5	158280	528096	77777	221867
9	139370	414128	68310	203499
9,5	128794	362766	64707	178731
10	104604	291914	59229	154426



Kafa ve vücut fantomu merkezinde aksiyel çekim tipi için TLD doz profili

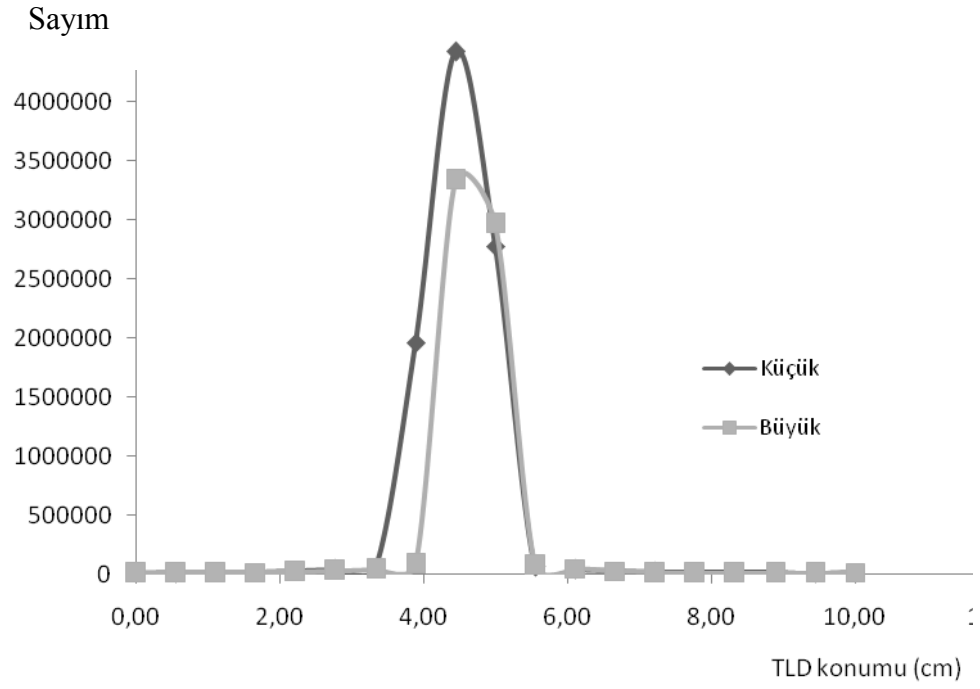


Kafa ve vücut fantomu merkezinde helikal çekim tipi için TLD doz profili

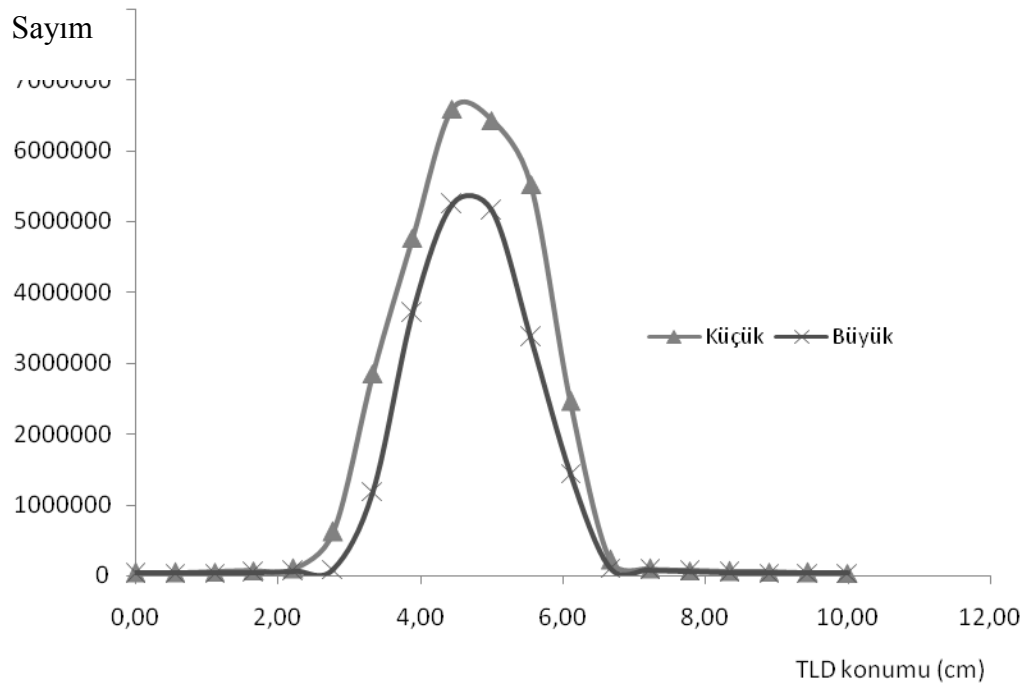


**EK.2.** Helikal ve aksiyel çekim tiplerinde küçük ve büyük çekim pencereleri için havada alınan TLD okuma değerleri (120kV, 100 mA, bir turda 1 cm tarama/sn, 2,5 mm kesit kalınlığı/4 kesit)

TLD Konumu (cm)	Aksiyel Çekim Penceresi		Helikal Çekim Penceresi		
	Küçük	Büyük	TLD Konumu (cm)	Küçük	Büyük
0,00	14469	15258	0,00	40165	29475
0,56	16169	16212	0,53	43007	33097
1,11	18090	16425	1,05	50985	33636
1,67	20971	17246	1,58	68601	46566
2,22	30350	22426	2,11	96297	62145
2,78	44066	32378	2,63	623684	85752
3,33	60732	47339	3,16	2849808	1191244
3,89	1962923	88730	3,68	4766586	3715830
4,44	4418463	3333802	4,21	6595788	5247258
5,00	2773491	2965883	4,74	6432174	5153253
5,56	68361	78718	5,26	5527308	3364304
6,11	46930	49978	5,79	2466280	1445123
6,67	30595	29123	6,32	220896	103825
7,22	21574	16250	6,84	96081	74478
7,78	17918	14570	7,37	73210	57719
8,33	19237	11623	7,89	56043	41401
8,89	17189	13710	8,42	48812	36545
9,44	15646	12454	8,95	40222	31911
10,00	17264	17264	9,47	36246	32423
			10,00	33543	29454



TLD ile havada helikal çekim tipinde elde edilen doz profili



TLD ile havada helikal çekim tipinde elde edilen doz profili

**EK 3.** RANDO fantomda kafa çekim protokolünde TLD ile okunan organ doz sayım değerleri ortalamaları ve standart sapmaları

Kafa						
	Helikal			Aksiyel		
	Sayım	Ortalama	Standart sapma	Sayım	Ortalama	Standart sapma
GÖZ	3598271	3674015,25	-2,06	1876057	1906624,5	-1,60
	3749759,5		2,06	1937192		1,60
BEYİN	2956072	2919507,25	1,25	2919507,25	4808087,5	6,09
	2882942,5		-1,25	5087855		2,83
TROİD	5087855	4947971,25	2,83	3893703	3657850	6,45
	4808087,5		-2,83	3421997		-6,45
KALP	169709	166966,5	1,64	111101	115867	-4,11
	164224		-1,64	120633		4,11
AKCİĞER	71488	69710,25	2,55	38205	40154	-4,85
	67932,5		-2,55	42103		4,85
KARACİĞER	53119,5	53357,75	-0,45	43505	42983	1,21
	53596		0,45	42461		-1,21
BÖBREK	23656,5	23445	0,90	25578	29030,5	-11,89
	23233,5		-0,90	32483		11,89
MESANE	18560,5	16601,75	11,80	19150	19193	-0,22
	14643		-11,80	19236		0,22
PROSTAT/ UTERUS	18430,5	15409,25	19,61	17692	18958,5	-6,68
	12388		-19,61	20225		6,68
TESTİS	17089	16879,5	1,24	21890	25024	-12,52
	16670		-1,24	28158		12,52

RANDO fantomda toraks çekim protokolünde TLD ile okunan organ doz sayım değerleri ortalamaları ve standart sapmaları

Toraks						
	Helikal			Aksiyel		
	Sayım	Ortalama	Standart sapma	Sayım	Ortalama	Standart sapma
GÖZ	111549,5	109912,75	1,49	79863	74137,5	7,72
	108276		-1,49	68412		-7,72
BEYİN	112753	113245,5	-0,43	98717	101810	-3,04
	113738		0,43	104903		3,04
TROİD	972172,5	928262	4,73	875459	841711	4,01
	884351,5		-4,73	807963		-4,01
KALP	2711595,5	2746159,5	-1,26	2539157	2625304,5	-3,28
	2780723,5		1,26	2711452		3,28
AKCİĞER	3752422,5	3713120,75	1,06	2412071	2421345	-0,38
	3673819		-1,06	2430619		0,38
KARACİĞER	3574718,5	3515134,5	1,70	2549801	2505735,5	1,76
	3455550,5		-1,70	2461670		-1,76
BÖBREK	2621051	2538187	3,26	1841883	1821586	1,11
	2455323		-3,26	1801289		-1,11
MESANE	39933,5	43615,25	-8,44	42098	44380	-5,14
	47297		8,44	46662		5,14
PROSTAT/ UTERUS	33242,5	32758	1,48	23448	27523,5	-14,81
	32273,5		-1,48	31599		14,81
TESTİS	22790,5	25049	-9,02	25947	27705	-6,35
	27307,5		9,02	29463		6,35

RANDO fantomda pelvis çekim protokolünde TLD ile okunan organ doz sayım değerleri ortalamaları ve standart sapmaları

Pelvis						
	Helikal			Aksiyel		
	Sayım	Ortalama	Standart sapma	Sayım	Ortalama	Standart sapma
GÖZ	22002	23607	-6,80	28377	28880,5	-1,74
	25212		6,80	29384		1,74
BEYİN	17059	18951	-9,98	21145	20076,5	5,32
	20843		9,98	19008		-5,32
TROID	34040	33779	0,77	26503	19456,5	36,22
	33518		-0,77	12410		-36,22
KALP	38337	33540	14,30	33162	33866	-2,08
	28743		-14,30	34570		2,08
AKCİĞER	47415	51570	-8,06	42384	40741,5	4,03
	55725		8,06	39099		-4,03
KARACİĞER	65853	64603	1,93	50949	51323,5	-0,73
	63353		-1,93	51698		0,73
BÖBREK	273516	260246,5	5,10	175324	173793,5	0,88
	246977		-5,10	172263		-0,88
MESANE	2169814	2182605	-0,59	1664447	1614967	3,06
	2195396		0,59	1565487		-3,06
PROSTAT/ UTERUS	2093358	2068576	1,20	1568416	1602954,5	-2,15
	2043794		-1,20	1637493		2,15
TESTİS	840053	795998,5	5,53	630195	654832,5	-3,76
	751944		-5,53	679470		3,76

## ÖZGEÇMİŞ

Emine Dilek GÜNDOĞMUŞ ÇAKMAK 1969 yılında Antalya'da doğdu. İlk, orta, lise öğrenimini Antalya'da tamamladı. 1986 yılında girdiği Hacettepe Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Fizik Mühendisliği Bölümü'nden 1993 yılında mezun oldu. 1998-2007 yılları arasında Hacettepe Üniversitesi Edebiyat Fakültesi Psikoloji Bölümünde Akademik Uzman olarak görev yaptı. Halen Türkiye İş Kurumu Antalya İl Müdürlüğünde Eğitim uzmanı olarak görev yapmaktadır.