



T.C.

YILDIRIM BEYAZIT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**TORAKS BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ ÇEKİLEN BAYAN
HASTALARDA MEME DOZLARININ TLD İLE ÖLÇÜLMESİ
VE BU ÖLÇÜMLERİN BİLGİSAYARDAN ELDE EDİLEN
VERİLERLE KARŞILAŞTIRILMASI**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Esra DEMİRCİ ELMALI

SAĞLIK FİZİĞİ PROGRAMI

Ankara, 2016

2016

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Esra Demirci Elmal



T.C.

YILDIRIM BEYAZIT ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

RADYOLOJİ ANABİLİM DALI

**TORAKS BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ ÇEKİLEN
BAYAN HASTALARDA MEME DOZLARININ TLD İLE
ÖLÇÜLMESİ VE BU ÖLÇÜMLERİN BİLGİSAYARDAN
ELDE EDİLEN VERİLERLE KARŞILAŞTIRILMASI**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Esra DEMİRCİ ELMALI

SAĞLIK FİZİĞİ PROGRAMI

Ankara, 2016

T.C.
YILDIRIM BEYAZIT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
RADYOLOJİ ANABİLİM DALI

**TORAKS BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ ÇEKİLEN
BAYAN HASTALARDA MEME DOZLARININ TLD İLE
ÖLÇÜLMESİ VE BU ÖLÇÜMLERİN BİLGİSAYARDAN
ELDE EDİLEN VERİLERLE KARŞILAŞTIRILMASI**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Esra DEMİRCİ ELMALI

SAĞLIK FİZİĞİ PROGRAMI

Ankara, 2016

T.C.
YILDIRIM BEYAZIT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Toraks Bilgisayarlı Tomografi Çekilen Bayan Hastalarda Meme Dozlarının TLD ile Ölçülmesi ve Bu Ölçümlerin Bilgisayardan Elde Edilen Verilerle Karşılaştırılması

Esra DEMİRCİ ELMALI

Yüksek Lisans Tezi

Tez Savunma Tarihi: 24.10.2016

Tez Danışmanı
Doç. Dr. Mehmet GÜMÜŞ

Tez Jürisi Üyeleri

Doç. Dr. Mehmet GÜMÜŞ

Prof. Dr. Halil ARSLAN

Doç. Dr. Oktay ALGIN

Okuduğumuz ve Savunmasını dinlediğimiz bu tezin bir Yüksek Lisans derecesi için gereken tüm kapsam ve kalite şartlarını sağladığını beyan ederiz.

Prof. Dr. Özen ÖZENSOY GÜLER

Enstitü Müdürü

Bu tezin Yüksek Lisans derecesi için gereken tüm şartları sağladığını tasdik ederim.

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün aşamalarda patent ve telif haklarını ihlal edici etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tezde kullanılmış olan tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi beyan ederim.

24-10-2016

Esra DEMİRCİ ELMALI



Kızım Zeynep Lina ELMALI' ya ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Çalışmamın her aşamasında yardım, öneri ve desteğini esirgemeyen çok değerli danışmanım Doç. Dr. Mehmet GÜMÜŞ' e, Atatürk Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyoloji Bölümünde çalışan, her türlü desteği veren çok değerli teknisyen arkadaşlarıma gönülden teşekkür ederim.

Bilgi ve tecrübeleriyle her zaman yanımda olan, yardımlarını esirgemeyen çok değerli hocam Öğretim Görevlisi İsmail FINDIKLI' ya, araştırmalarıma ışık tutan, tecrübelerini benimle paylaşan sayın Anıl USLU' ya, Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü çalışanlarına ve her konuda yardımcı olan çok sevdiğim hocam Uzman Şule KAYA KELEŞ' e teşekkürüm en büyük borcumdur.

Tez çalışmamın sonucunda elde ettiğim verilerin istatistiksel analizinde yardımlarını esirgemeyen Yıldırım Beyazıt Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik ve Tıbbi Bilişim Anabilim Dalı Araştırması Görevlisi Sayın Afra ALKAN' a teşekkür ederim.

Araştırmamın her aşamasında maddi ve manevi her zaman desteğini hissettiğim, tecrübelerinden istifade ettiğim, en sıkıntılı dönemlerimde bile sabırla yanımda olan çok değerli eşim Nazım ELMALI' ya ve babam Ömer DEMİRCİ' ye, annem ve kız kardeşlerime, dostlarımız Seda HABERGÖTÜREN ATEŞ ve İbrahim ATEŞ' E yardımlarından dolayı en içten duygularıyla teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

ÖZET	iv
ABSTRACT	v
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	vi
TABLolar DİZİNİ	iv
ŞEKİLLER DİZİNİ	iv
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Radyasyonun Tanımı	4
2.1.1 Elektromanyetik Dalgalar	5
2.1.2. İyonlaştırıcı Fotonun Madde İle Etkileşmesi	7
2.1.3. X ve Gama Işınlarnın Oluşumu	8
2.2. X Işınlarnın Tıpta Kullanım	10
2.3. Doz Birimleri	11
2.3.1. Aktivite Birimi	11
2.3.2. Işınlanma Birimi.....	11
2.3.3. Soğurulmuş Doz Birimi	12
2.3.4. Doz Eşdeğeri Birimi.....	12
2.4. Bilgisayarlı Tomografi.....	15
2.4.1. BT' nin Temel Fiziksel Özellikleri	15
2.4.2. BT' nin Çalışma Prensibi	16
2.4.3. BT' nin Tarihsel Gelişimi	19
2.4.4. BT' de Radyasyon Dozu Nicelikleri	21
2.4.4.1. Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi (CTDI)	21
2.4.4.2. Doz Uzunluk Çarpımı (DLP).....	23
2.4.4.3. Etkin Doz	24

2.5. Soğurulan Doz Ölçümü ve Ölçüm Cihazları.....	25
2.5.1. İyon Odası	25
2.5.2. Termolüminesans Dozimetri (TLD).....	25
2.6. Radyasyon Dozunu Etkileyen Faktörler	28
2.6.1. Tüp Voltajı (Kvp).....	28
2.6.2. Tüp Akımı-Gantri Dönüş Süresi (mAs).....	28
2.6.3. Pitch.....	29
2.6.4. Demet Kolimasyonu.....	30
2.6.5. Kesit Genişliği ve Kesit Kolimasyonu	32
2.6.6. Fazladan Tarama	34
2.6.7. Hasta Merkezlemesi	34
2.6.8. Hasta Kalınlığı.....	35
2.6.9. Kernel	35
2.6.10. Filtrasyon.....	36
3. MATERYAL ve YÖNTEM.....	37
3.1. Materyal.....	37
3.1.1. BT Sistemi ve Özellikleri.....	37
3.1.2. Tez Çalışmasında Kullanılan Dozimetri Sistemleri	38
3.1.2.1. LİF (TLD-100) Termolüminesans Dozimetre	38
3.1.2.2. Harshow-3500 TLD Okuyucusu.....	40
3.1.2.3. PTW-TLDO TLD Fırını	40
3.1.2.4. Elektrometre	42
3.1.2.5. İyon Odası.....	42
3.1.3. CTDI Fantom	43
3.1.4. ImPACT (Imaging Performance Assessment of CT Scanners) Yazılımı.....	44
3.2. Yöntem	45

3.2.1. TLD Kalibrasyon İşlemi	47
3.2.2. TLD Hazırlanması.....	48
3.2.3. Toraks BT Çekimi Öncesi Hasta Hazırlığı	48
3.2.4. Harshow-3500 TLD Okuyucusu ile TLD Okuması.....	48
3.2.5. CTDI Fantomunda Doz Ölçme İşlemi	49
3.2.6. İstatistiksel Analizler.....	50
4. BULGULAR.....	51
4.1. PMMA Fantomu, BT Cihazı ve ImPACT Yazılımı ile Alınan Doz Değerleri	52
4.2. CTDI Değerinin Teknik Parametreler ile Değişimi.....	54
4.3. TLD ile Elde Edilen Meme Cilt Dozu Ölçümü ve Impact Yazılım ile Elde Edilen Cilt Dozu Değerleri	58
4.4. İstatistiksel Bulgular	62
5. TARTIŞMA	65
6. SONUÇ ve ÖNERİLER.....	70
7. KAYNAKLAR	72
8. EKLER.....	75
EK-1. ARAŞTIRMANIN YAPILMASI İÇİN GEREKLİ ETİK KURUL RAPORU	75
EK-2. ÖZGEÇMİŞ	77

ÖZET

Toraks Bilgisayarlı Tomografi Çekilen Bayan Hastalarda Meme Dozlarının TLD ile Ölçülmesi ve Bu Ölçümlerin Bilgisayardan Elde Edilen Verilerle Karşılaştırılması

Bu tez çalışmasında; Ankara Atatürk Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyoloji Anabilim Dalı'nda iki tüplü Siemens Somatom Definition Flash model BT cihazı kullanılarak toraks BT çekilen toplam altmış adet bayan hasta üzerinden termoluminesans dozimetre (TLD) kullanılarak meme cilt giriş dozları ölçülmüştür. Bu ölçüm sonuçları, BT sistemi tarafından verilen parametreler kullanılarak, Monte Carlo simülasyon tekniğini kullanan yazılım yoluyla ICRP 103'e göre hesaplanan hastanın aldığı meme cilt giriş dozları ile karşılaştırılmıştır. Bilgisayarlı tomografi cihazında toraks çekimlerinde ölçülen meme cilt dozları ile MC simülasyon yönteminden elde edilen değerleri karşılaştırarak doz raporlamalarında yazılımın kullanılabilirliğinin araştırıldığı bu çalışmada memenin maruz kaldığı dozun kilo ve yaşa göre değişiminin araştırılması da amaçlanmıştır.

Belirlenen çekim protokollerinde PMMA malzemesinden yapılmış CTDI fantom üzerinden iyon odası ile ölçüm alınmış ve bu ölçüm sonuçları sistemin verdiği ölçüm değerleri ile karşılaştırılmıştır. Aynı parametrelerde MC tekniğini kullanan ImpACT yazılım yoluyla hesaplama yapılmıştır.

TLD ve ImpACT yazılım sonuçlarına göre; toraks BT çekilen bayanlarda ortalama meme cilt giriş dozu değerleri sırasıyla 8.53mGy ve 6.32 mGy olarak hesaplanmıştır. TLD ile ölçülen meme cilt dozu ile ImpACT yazılımın hesapladığı meme cilt dozu değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu tespit edilmiştir. Buna göre TLD ile ölçülen meme cilt giriş dozu değerlerinin ImpACT ile elde edilen değerlerden anlamlı düzeyde (%25) yüksek olduğu görülmüştür.

Anahtar Kelimeler: Bilgisayarlı Tomografi, Dozimetrik Yöntem, ImpACT Meme dozu, Monte Carlo, TLD, Toraks BT

ABSTRACT

Breast Dose Measurement by TLD Technique in Patients with Thorax CT Acquisition History and Comparison of These Dose Measurement with Computer Based Analyses

In this study, breast doses have been measured using the TLD Technique in totally sixty women patient who Thorax CT Acquisition using Siemens Somatom Definition Flash model with two tubes in Ankara Ataturk Training and Research Hospital, Department of Radiology. This measurement results have been compared to breast doses which calculated according to ICRP 103 software that uses Monte Carlo simulation technique, using the parameters that delivered by CT systems. Breast doses that measured in Thorax CT Acquisition and values that obtained using Monte Carlo simulation have been compared. The purposes of this study are researching ability of using software in reports of dose and researching the change dose that patient expose with weight or age.

In given protocols, measure has been via CTDI is made of PMMA material with ion chamber and this results of the measurement have been compared to measurement values that given by system. Also in the same parameters calculation has been made via ImPACT software that uses Monte Carlo simulation.

According to results of TLD and ImPACT software, average values of breast dose respectively are 8.53 mGy ve 6.32 mGy in women who Thorax CT acquisition. The significant difference is identified statistically between breast dose that measured via TLD and the values of breast dose that calculated via ImPACT software. According to this, it was observed the values of breast dose that measured via TLD are significant higher level (25%) than the values that obtains via ImPACT.

Keywords: Breast Dose, Computed Tomography, Dosimetric Technique, ImPACT, Monte Carlo, TLD, Thorax CT

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

BT	: Bilgisayarlı Tomografi
ÇDBT	: Çok Dedektörlü Bilgisayarlı Tomografi
SDBT	: Tek Dedektörlü Bilgisayarlı Tomografi
Gy	: Gray
CTDI	: Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi
CTDI _{vol}	: Hacimsel CTDI
CTDI _w	: Ağırlıklı CTDI
DLP	: Doz Uzunluk Birimi
ICRP	: International Commission on Radiological Protection
ImPACT	: Imaging Performance Assessment of Computed Tomography
MC	: Monte Carlo
AEC	: Otomatik Işınlama Kontrolü
mA	: Miliamper
mAs	: Miliamper saniye
kVp	: Kilovolt Pik Değeri
CNR	: Kontrast-Gürültü Oranı
TLD	: Termoluminesans Dozimetre
HU	: Hounsfield Numarası
PMMA	: Polimetil Metakrilat

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1. 1982 ve 2006 yıllarına ait toplum ışınlamaları yüzde değerleri	1
Şekil 2.1. Radyasyon Çeşitleri.....	4
Şekil 2.2. Elektromanyetik spektrum.....	6
Şekil 2.3. Fotoelektrik olay.....	7
Şekil 2.4. Compton saçılması	8
Şekil 2.5. Çift oluşumu	8
Şekil 2.6. X-ışını tüpü.....	10
Şekil 2.7. Spiral BT.....	16
Şekil 2.8.Hounsfield Ünitisi (HU).....	17
Şekil 2.9. Piksel ve Voksel	18
Şekil 2.10. A) 1. Nesil B) 2. Nesil C) 3.Nesil D) 4. Nesil Bilgisayarlı Tomografi Cihazları.....	20
Şekil 2.11. (a) Tek kristal yapıya sahip katının enerji band diagramı (b) Radyasyon ile uyarılan kristalde oluşan elektronlar ve deşiklerin tuzaklanması (c) Isıtma sonucu yeterli termal enerji alan tuzaklanmış elektronların daha düşük enerji durumlarına dönmeleri halinde ışık fotonu yayınlanması	27
Şekil 2.12. Farklı pitch faktörlerinde kesitlerin şekilleri	29
Şekil 2.13. Birinci görüntüde pitch değeri 0,64 iken doz değeri 47,8 mGy'dir. İkinci görüntüde pitch değeri 0,83 iken doz değeri 37 mGy'dir. Üçüncü görüntüde pitch değeri 1,48 iken doz değeri 20,6 mGy'dir	30
Şekil 2.14. Penumbra etkisi. İkinci resimde demet genişliği artırılarak penumbra etkisi azaltılmıştır	32
Şekil 2.15. Tek dedektörlü ve çok dedektörlü sistemlerde kesit genişliği ve kesit kolimasyonu	33
Şekil 2.16. Cilt giriş dozuna filtrasyonun etkisi.....	36
Şekil 3.1. Tez çalışmasında kullanılan BT cihazı.....	38
Şekil 3.2. TLD ışınlama tepsisi.....	39

Şekil 3.3. TLD kristallerinin tepsiye diziliminde kullanılan cımbız.....	39
Şekil 3.4. Harshaw-3500 marka TLD okuyucusu.....	40
Şekil 3.5. TLD fırını tavlama ve ön ısıtma programları	42
Şekil 3.6. İyon Odası.....	43
Şekil 3.7. CTDI Fantom.....	43
Şekil 3.8. ImPACT yazılımında veri girişinin yapıldığı ve doz değerlerinin verildiği “scancalculation” sayfası	44
Şekil 3.9. Matematiksel Fantom	46
Şekil 3.10. Harshow-3500 TLD Okuyucusuna TLD’ lerin yerleştirildiği bölme.....	49
Şekil 4.1. kVp-CTDIvol değişim grafiği.....	55
Şekil 4.2. mAs- CTDIvol değişim grafiği.....	56
Şekil 4.3. Pitch - CTDIvol değişim grafiği	57

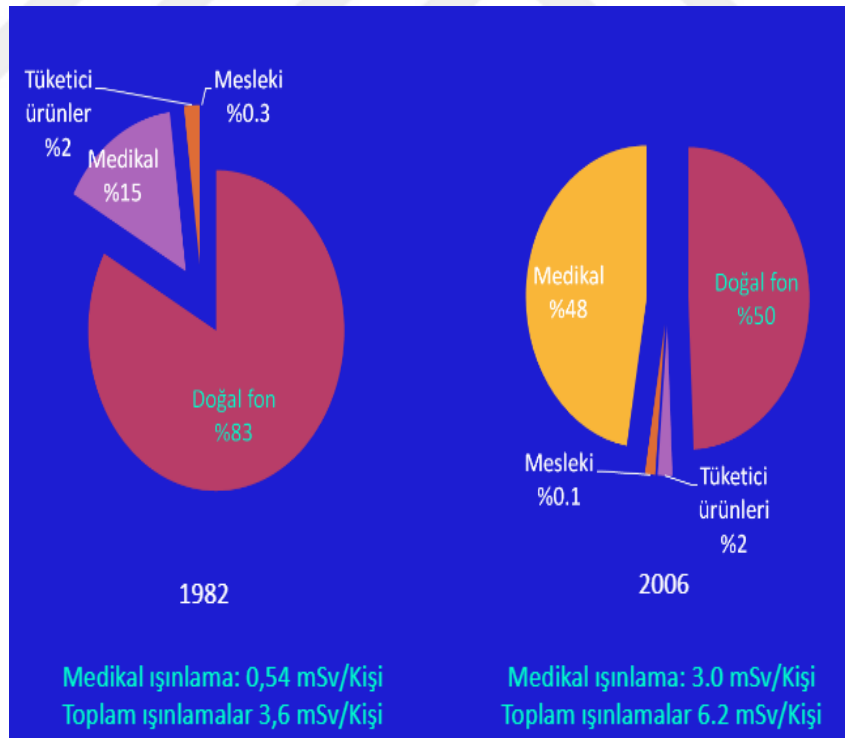
TABLolar DİZİNİ

Tablo 2.1. Radyasyon ağırlık faktörleri.....	13
Tablo 2.2. Radyasyon terimleri ve özel birimleri.....	14
Tablo 2.3. ICRP 103'e göre çeşitli organların organ ağırlık faktörleri. (ICRU, 9)	24
Tablo 2.4. Etkin doz dönüşüm katsayıları (Shrimpton' dan, 10).	25
Tablo 3.1. Siemens Somatom Definition Flash Bilgisayarlı Tomografi cihazının özellikleri.....	37
Tablo 3.2. PTW-TLDO TLD Fırınında Program 1 ve izlediği adımlar.	41
Tablo 4.1. 100 mm uzunluğunda iyon odası kullanılarak ölçülen CTDI değerleri (10mm kesit kalınlığı/1 kesit).	52
Tablo 4.2. BT cihazından elde edilen doz değerleri (pitch=1).	53
Tablo 4.3. PMMA vücut fantomundan iyon odası ile elde edilen, BT cihazından hesaplanan ve İmpact yazılım kullanılarak elde edilen mAs değerine normalize edilmiş CTDI_w değerleri.	54
Tablo 4.4. CTDI_{vol} değerinin kVp ile değişimi.	55
Tablo 4.5. CTDI_{vol} değerinin mAs ile değişimi.	56
Tablo 4.6. CTDI_{vol} değerinin pitch faktörü ile değişimi.	57
Tablo 4.7. Sistemden ve yazılımdan alınan veriler	60
Tablo 4.7. (Devam)	61
Tablo 4.8. Kilo ve yaş değerlerine ait uygun tanımlayıcı istatistikler.....	62
Tablo 4.9. TLD ve ImPACT yazılım değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler.....	63
Tablo 4.10. 100 kV uygulanan hastaların cilt dozları dağılımı	63
Tablo 4.11. Yaş ve ağırlık ile TLD arasındaki ilişkiler.....	64
Tablo 4.12. Regresyon analizi sonuçları	64

1. GİRİŞ

X-ışınları, tıbbi görüntülemelerde birçok cihazda kullanılmaktadır. Günümüz klinik uygulamalarında en kapsamlı kullanım Bilgisayarlı Tomografi cihazı (BT) tarafından olmaktadır. 1970'lerde kliniğe giren BT cihazının kullanımı gün geçtikte artmaktadır. ABD'de 2007'de yıllık 72 milyon tetkik sayısına ulaşmış olan BT çekimleri 1990'lı yıllara göre üç kat daha fazladır. Bilgisayarlı Tomografideki hızlı teknolojik gelişmeler, istenilen düzlemde anatomik kesit görüntüsü elde edilebilmesi, kısa süren çekimler klinikte BT kullanımının artışına neden olmuştur.

NCRP report 160' a göre 2006 yılında toplum ışınlamalarının % 48' ini medikal ışınlamalar oluşturmaktadır. Bu değer 1982 yılında % 15 iken son yıllarda yaklaşık üç katlık bir artış meydana gelmiştir (Şekil 1.1.).



Şekil 1.1.1982 ve 2006 yıllarına ait toplum ışınlamaları yüzde değerleri (Bor' dan, 1).

Medikal ışınlamalar içerisinde Bilgisayarlı Tomografi yüzdesi %24' lük bir değere sahiptir. Bilgisayarlı Tomografi kullanımının fazla olması, hastanın fazla doz almaması için gerekli önlemlerin alınması gerçeğini ön plana çıkarmaktadır. BT incelemelerinde vücut tüm yönlerden ışımlandığı için istenilen çekim bölgesi dışında ki organlarda ışınlamaya maruz kalmaktadır. Bu organ dozlarının en az olması için gerekli çekim protokolleri oluşturulmaktadır. BT'de alınan organ dozu miktarı birçok faktöre bağlıdır. Bunlardan en önemlileri hasta boyutu, pitch faktörü, tüp voltaj ve akım değeri, kesit kalınlığı ve kesit sayısıdır. Bu çekim parametrelerinin çoğunun çekim sırasında radyolog veya teknisyenler tarafından değiştirilebilmesi mümkündür. Fakat otomatik ışınlama kontrolü ile hastanın anatomik yapısına göre uygun parametreler, hasta daha az doz alacak şekilde sistem tarafından verilmektedir. Toraks çekimlerinde bayan memesi çekim bölgesi içerisinde yer aldığı için direk olarak birincil ışınların etkisinde kalmaktadır. Hem iyi bir görüntü kalitesi için hem daha az radyasyon dozu için parametrelerin dikkatli bir şekilde seçilmesi oldukça önemlidir. Zira bayan memesinin radyasyon hassasiyeti yüksek olduğu için fazla doz meme kanseri riskinin artmasına sebebiyet verebilmektedir.

A.M. Groves ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada; 16 dedektörlü BT cihazında termoluminesans dozimetre (TLD) ve antropomorfik fantom kullanarak doz ölçümleri yapılmış ve bilgisayar simülasyon yöntemi kullanılarak karşılaştırılmıştır. Elde edilen verilere göre, MC simülasyon yöntemi kullanılarak hesaplanan doz değerlerinin TLD ile doğrudan ölçülen doz değerlerinden % 18 daha az olduğu ortaya konulmuştur (2).

Lara Struelens ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada; Rando-Alderson fantom üzerinden TLD ile deneysel olarak ölçtükleri organ dozlarını Monte Carlo tekniğini kullanarak hesapladıkları organ dozları ile karşılaştırmışlardır. Başlangıçta TLD ile ölçülen değerlerin % 65 daha yüksek çıktığı anlaşılmış fakat TLD' lerin enerji bağımlılığı, açısal bağımlılığı, malzeme boyutu ve konumu üzerinde yapılan düzeltmeler ile bu fark % 15' e kadar düşmüştür (3).

Anıl Uslu'nun yaptığı çalışmada; farklı tomografik sistemlerde meme dozlarının toraks fantomunun meme aparatı üzerinden ölçümü gerçekleştirilmiştir. Farklı kalınlıktaki meme kalıpları kullanılarak radyasyon dozunun glandüler ve yağ

dokuya göre değişimi gözlemlenmiştir. Meme dozlarının teknik parametrelere göre nasıl değişim gösterdiği araştırılmıştır (4).

Bu çalışmada toraks BT çekilen bayan hastalar üzerinden dozimetrik yöntemle meme cilt giriş dozları llmştir. Sistem tarafından verilen parametreler ile Monte Carlo (MC) simülasyon tekniğini kullanarak organ dozu hesabı yapan ImPACT yazılımı kullanılarak ICRP 103' e göre meme cilt giriş dozu değerleri hesaplanmıştır. Elde edilen deneysel ve teorik meme cilt giriş dozu değerleri karşılaştırılmıştır. Doz değerlerinin teknik parametrelere göre değişimi araştırılmıştır.



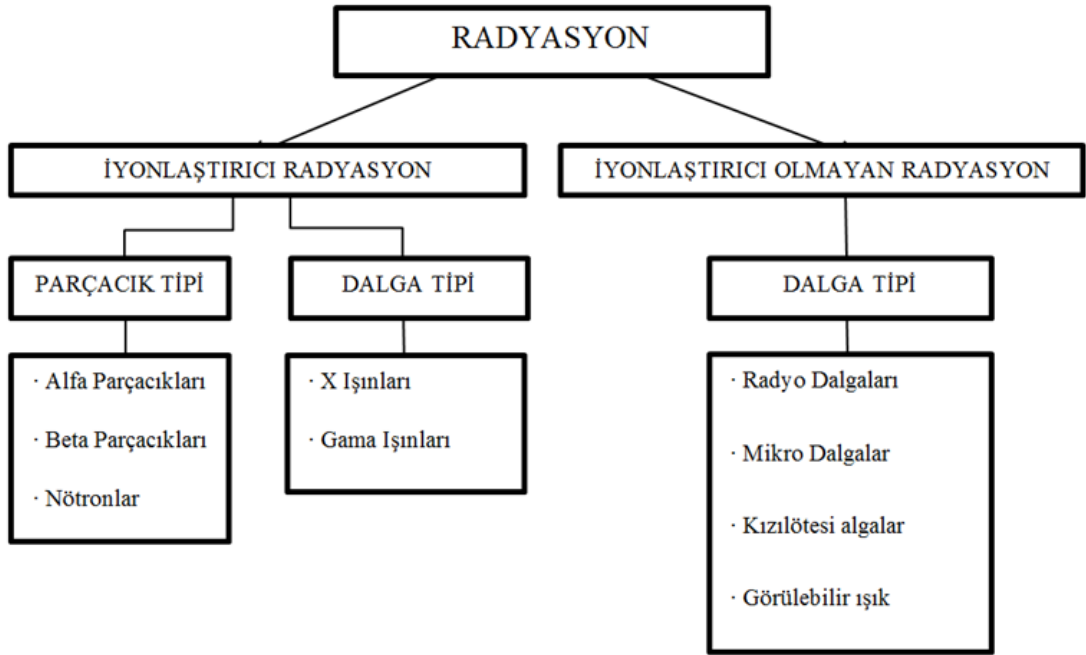
2. GENEL BİLGİLER

2.1. Radyasyonun Tanımı

Radyasyon, enerjinin parçacık veya elektromanyetik dalga (EMD) şeklinde herhangi bir kaynaktan salınmasıdır. Radyoaktif maddelerin çevreye alfa, beta ve gama gibi ışınlar yayması ya da uzaya yayılan bir elektromanyetik dalga oluşturan unsurların hepsi radyasyon olarak tanımlanır.

Radyasyon kaynakları doğal ve yapay radyasyon olmak üzere iki gruba ayrılır. Doğal radyasyon, dünyanın oluşumundan beri var olan doğal radyoaktif maddelerden ve uzaydan gelen kozmik ışıklardan oluşur. Doğal olmayan yani yapay radyasyona ise insan yapımı radyoaktif kaynaklar ve X-ışını üreten cihazlar örnek gösterilebilir.

Radyasyon iyonlaştırıcı ve iyonlaştırıcı olmayan radyasyon olarak iki çeşittir.



Şekil 2.1.Radyasyon çeşitleri.

2.1.1 Elektromanyetik Dalgalar

Elektromanyetik dalga, boşlukta ışık hızı ile hareket eden elektrik alan ve manyetik alan dalgalarının birbirlerine dik ve eş zamanlı salınım yapması ile oluşur.

Dalga tipi radyasyonlar (elektromanyetik dalgalar) belli enerjisi olan, kütsüz, titreşim yaparak ilerleyen elektrik ve manyetik enerji dalgalarıdır. Dalga tipi radyasyonların hepsi ışık hızında (3×10^8 m/sn) hareket eder.

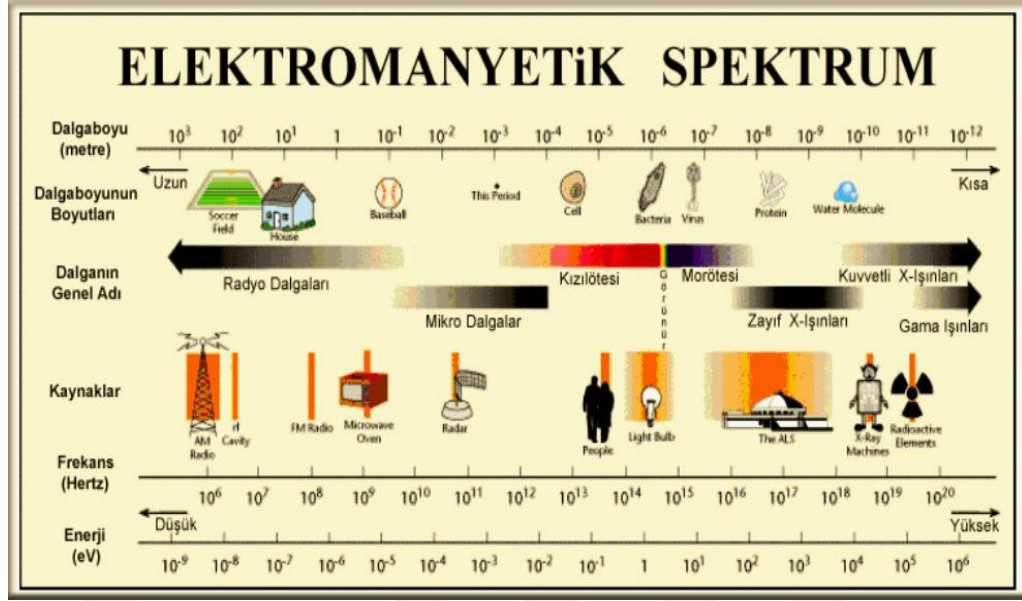
Elektromanyetik dalgalar, boşlukta düz bir çizgi boyunca yayılırlar. Hızları ışık hızına eşittir ve geçtikleri ortama dalga boylarıyla ters orantılı ancak frekanslarıyla doğru orantılı olarak enerji verirler. Enerjileri maddeyi geçerken saçılma ve soğurma nedeniyle azalır, boşlukta da uzaklığın karesiyle ters orantılı olarak azalır.

Elektromanyetik dalgaların en küçük birimi enerjinin kuantumlanmış hali olan fotonlardır. Bir fotonun enerjisi ise belirli bir frekans (ν) için;

$$E = h\nu$$

ile ifade edilir. Burada kullandığımız h plank sabitidir.

Elektromanyetik dalgaların, dalga boyu ve frekansa göre sıralanışına spektrum denir. Bu spektrumun bir ucunda dalga boyları en büyük, frekansları ve enerjileri en küçük olan radyo dalgaları bulunur. Diğer ucunda ise dalga boyları çok küçük, fakat enerji ve frekansları büyük olan X ve γ ışınları bulunur.



Şekil 2.2. Elektromanyetik spektrum.

Elektromanyetik dalga, iyonlaştırıcı radyasyon ve iyonlaştırıcı olmayan radyasyon olmak üzere iki gruba ayrılır.

İyonlaştırıcı radyasyon; ortamda iyon oluşturabilen radyasyondur. Bu radyasyon türü atoma enerji vererek atomu uyarır. Eğer atomdaki elektron tarafından absorbe edilen enerji, elektronu atomdan koparmaya yetecek kadar büyükse elektron atomdan ayrılır ve atom iyon haline geçer. Eğer absorplanan enerji elektronu atomdan koparmaya yetmiyorsa elektron üst bir enerji seviyesine çıkar ve kararsız hale gelir. Üst enerji seviyesine çıkan elektron eski enerji seviyesine geçişi sırasında iki enerji seviyesi arasındaki fark kadar bir radyasyon yayar ve kararlı hale döner. Yüksek frekanslı ve dolayısıyla yüksek enerjili olan x-ışınları ve gama ışınları iyonlaştırıcı radyasyonlardır. Eğer iyonlaştırıcı elektromanyetik radyasyon çekirdekten yayımlanıyorsa gama ışını, yörüngeden yayımlanıyorsa X-ışını adını alır.

İyonlaştırıcı olmayan radyasyon; daha düşük frekanslı yani düşük enerjili elektromanyetik dalgalar (RF gibi) ise iyonlaştırıcı olmayan radyasyon olarak adlandırılırlar.

2.1.2. İyonlaştırıcı Fotonun Madde İle Etkileşmesi

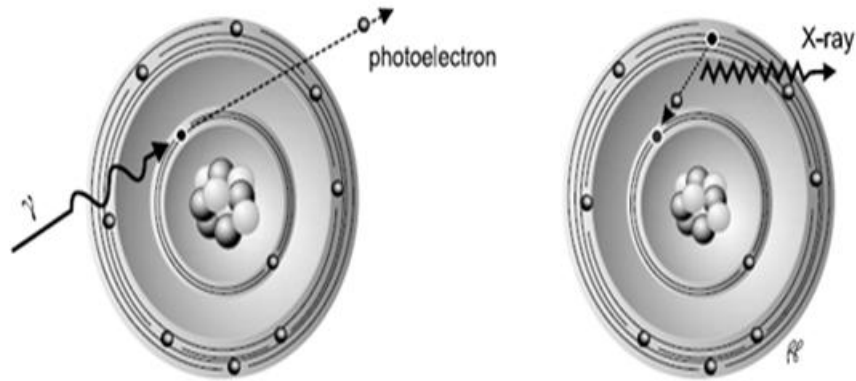
X ve gama ışınları madde içerisinde geçerken genellikle aşağıdaki etkileşimleri yaparlar.

1-Fotoelektrik olay ($E < 0.5 \text{ MeV}$)

2-Compton olayı ($0.5 > E > 2.0 \text{ MeV}$)

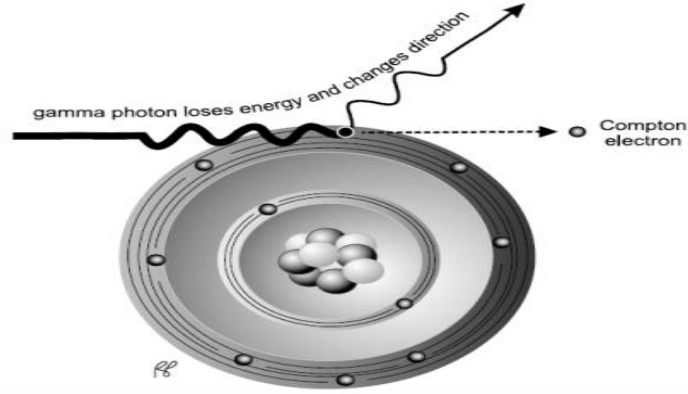
3-Çift Oluşumu ($E > 1.02 \text{ MeV}$)

Fotoelektrik olay; foton, etkileştiği atomun yörüngesindeki bir elektron tarafından tamamıyla soğurulur. Eğer fotonun enerjisi elektronun bağlanma enerjisinden fazla ise elektron yörüngeyi aradaki enerji farkı kadar bir kinetik enerji ile terk eder. Atomdan ayrılan bu elektrona, fotoelektron adı verilir. Bir elektronunu kaybeden atom ise iyonlaşmış olur.



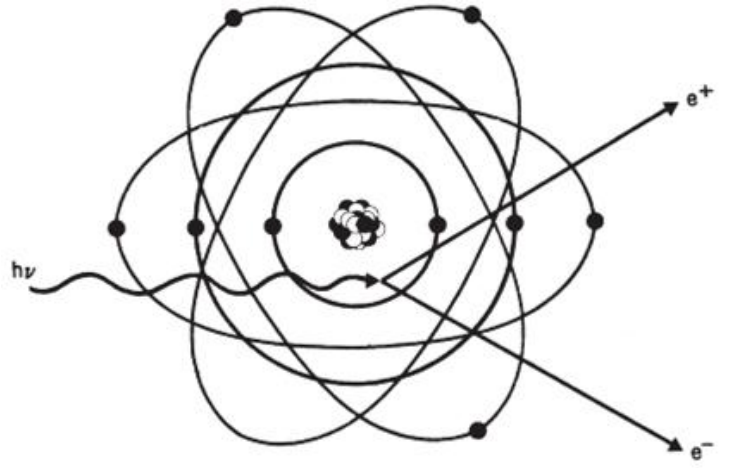
Şekil 2.3. Fotoelektrik olay

Compton saçılması; atomun bir dış yörünge elektronu enerjisi kendisine kıyasla çok daha büyük olan bir fotonla çarpışır. Foton, enerjisinin bir kısmını elektrona aktarır ve saçılıma uğrayarak yoluna devam eder. Bu olaya Compton saçılması denir. Elektron ile foton arasında oluşan açı fotonun enerjisine bağlıdır. Yüksek enerjili fotonlar enerjileri belirli bir seviyeye düşene kadar Compton saçılımına uğrarlar.



Şekil 2.4. Compton saçılması (Yalçın'dan,5)

Çift oluşumu; foton yeterli enerjiye sahip olduğunda, madde tarafından soğurulur ve zıt elektrik yüklü parçacıklar meydana getirir. Kısaca çift oluşum, fotonun elektron-pozitron çiftine dönüşmesidir. Bu olay, momentum korunumunu sağlamak için üçüncü bir cismin varlığında meydana gelir. Pozitronun kütlesi elektronun kütlesine eşit olduğundan, elektron-pozitron çift oluşumu için eşik enerjisi $h\nu \approx 2m_e c^2 = 1.02 \text{ MeV}$ olacaktır (5).



Şekil 2.5. Çift oluşumu

2.1.3. X ve Gama Işınlарının Oluşumu

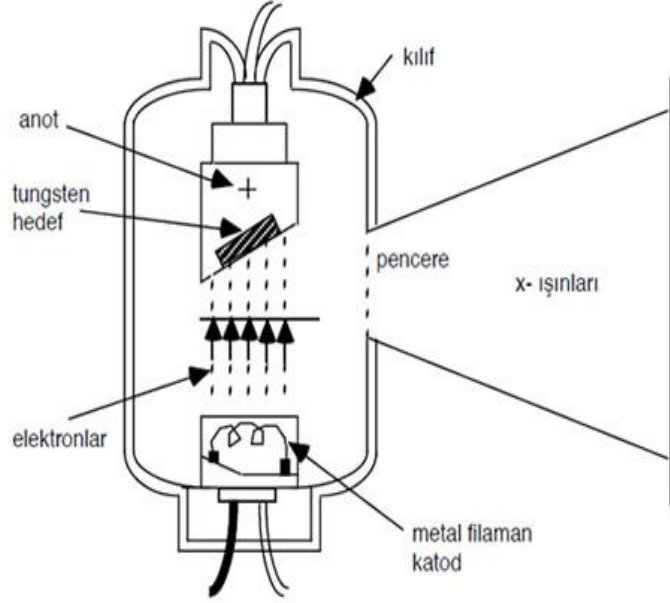
Elektromanyetik spektrumda X-ışınları bölgesi, yüksek frekanslı gama ışınları bölgesiyle düşük frekanslı ultraviyole ışınları bölgesi arasında bulunur. X-ışınları kısa dalga boylu, yüksek frekanslı ve yüksek enerjilidir.

X-ışınları elektromanyetik dalga spektrumunda birkaç keV ile birkaç yüz keV arasındaki geniş bir enerji aralığını kapsayan ışınlardır. X-ışınları uyarılma sonucu iç kabuklarda oluşan boşluğa dış kabuk elektronlarının geçişi sırasında salınır. Bir atoma gelen yüksek enerjili elektronlar o atomun iç kabuklarından elektron koparır ve kopan bu elektronun yerine daha yüksek seviyelerden yani üst kabuklardan elektron atlayarak boşluğu doldurur. Bu sırada ortaya çıkan enerji seviyeleri arasındaki enerji fazlalığı X-ışını şeklinde dışarı salınır. X-ışınları, X-ışını tüpü veya hızlandırıcılar kullanarak elde edilir.

Gama ışınları; radyoaktif bozunmalar ya da nükleer reaksiyonlar sonucu oluşan kararsız atom çekirdeklerinden yayılan bir çeşit elektromanyetik ışınlardır.

X-ışını elde etmek için yaygın olarak X-ışını tüpü kullanılır (Şekil 2.6). X-ışını tüpü yüksek voltajlı bir katot ışını tüpüdür. Tüp yüksek vakumda havası boşaltılmış cam bir kılıftan oluşmuştur. Bir ucunda anot (pozitif elektrot), diğer ucunda katot (negatif elektrot) bulunur. Katot, ısıtıldığında termo iyonik yayınlama ile elektron salan tungsten materyalinden yapılmış bir flamandır. Anot, kalın bir çubuk ve bu çubuğun sonundaki metal hedeften oluşur. Anot ve katot arasında yüksek voltaj uygulandığında katot flamanda elektron yayınlanır. Anod ile katod arasında uygulanan voltaj arttıkça, elektronların hızı artar ve böylece oluşan X-ışınlarının da enerjisi artar. Bu elektronlar yüksek gerilim altında anoda doğru hızlandırılır ve hedefe çarpmadan önce yüksek hızlara ulaşır. Yüksek hızlı elektronlar metal hedefe çarptıklarında kinetik enerjilerini aktarırlar ve bir foton yayınlanır. Elektronun durdurulması sırasında kaybedilen kinetik enerjinin yüzde biri veya daha az kısmı X-ışını ışınmasına, geri kalan kısmı ise ısı enerjisine dönüşür.

Elektron demeti, hedef atomun çekirdeğine yaklaştığında, çekirdeğin pozitif yükünden kaynaklanan elektrik alandan etkilenir ve ivmeli hareket yapmaya zorlanarak dışarıya fotonlar yayar. Sürekli bir enerji spektrumuna sahip bu fotonlara sürekli x-ışınları, bu olaya da bremsstrahlung veya frenleme radyasyonu adı verilir. Hedef atom üzerine gönderilen elektronların, hedef atomun yörüngesindeki elektronlarla etkileşimi sonrasında, aldıkları enerjiyle üst enerji seviyelerine çıkarlar. Kararsız durumdaki bu enerji seviyeleri geri bozduğunda dışarıya foton yayınlanır. Enerjileri, seviyeleri arasındaki farka eşit olan bu fotonlara karakteristik x-ışınları adı verilir.



Şekil 2.6. X-ışını tüpü.

2.2. X Işınlarnn Tıpta Kullanımı

Tıp alanında 1895'te X-ışınlarının keşfi ile başlayan radyografi, gelişerek günümüze kadar gelmiş, tıpta tanı ve tedavi amaçlı kullanılmıştır. Klasik radyografide, X-ışınlarının değişik ortamlarda, farklı soğurulma özelliğinden yararlanır. X-ışını doku içinden geçerken ortamın fiziksel yoğunlukları, atomik yapıları, X-ışını enerjisi ve kat ettiği yola bağlı olarak soğurulur ve saçılmaya uğrar. Vücudu geçen X-ışınları, X-ışınlarına duyarlı bir film üzerine düşürülmeleri halinde bir görüntü oluştururlar. Film üzerine düşen şiddet değerleri, farklı soğurma katsayısına sahip bölgelerden geçerek geldiği için değişik tonda görüntü oluştururlar.

X-ışını tüpleri; kesitsel görüntülemeye dayalı Bilgisayarlı Tomografi cihazları, röntgen, fluoroskopi gibi cihazlarda görüntüleme için kullanılır. Yüksek enerjiye sahip X-ışınları radyoterapi alanında da kullanılır.

2.3. Doz Birimleri

Radyasyon dozu, hedef kütle tarafından belli bir sürede soğurulan veya alınan radyasyon enerjisi miktarıdır. Radyasyon dozunun hedef kütlede meydana getireceği etki doz hızına, doza maruz kalış süresine ve radyasyonun çeşidine bağlıdır. İyonlaştırıcı radyasyona maruz kalan kişilerde, radyasyon dozunun miktarının ölçülebilmesi için gerekli birimlere ihtiyaç vardır. Radyoaktivite ile ilgili birimler Uluslararası Radyasyon Birimleri Komisyonu (ICRU) tarafından tanımlanmıştır. Radyasyon birimleri radyasyon dozunun ölçülmesi ve radyasyondan korunma amacıyla kullanılmaktadır. Bu birimler eski ve yeni tanımlanmış halleri ile bir arada açıklanmıştır (Tablo 2.2).

2.3.1. Aktivite Birimi

Radyoaktif maddenin saniye başına gerçekleştirdiği bozunma sayısına aktivite denir.

Aktivite birimi Curie olarak tanımlanmıştır. 1 Curie saniyede $3,7 \times 10^{10}$ parçalanma gösteren aktiviteye sahip madde miktarını belirler. Becquerel radyoaktivite için kullanılan SI birimidir. 1 Becquerel, saniyede 1 parçalanma yapan radyoaktif madde miktarını ifade eder.

2.3.2. Işınlama Birimi

Işınlama X ve gama ışınlarının havayı ışınlama kabiliyetinin bir ölçüsüdür. X veya Gama radyasyonu ışıması Röntgen birimi ile verilir. Röntgen, radyasyonun iyonlaştırıcı etkisine dayanan radyasyon ışınlamasını ifade eden bir birimdir.

Röntgen, normal hava şartlarında havanın 1 kg'ında $2,58 \times 10^{-4}$ C' luk elektrik yükü değerinde pozitif ve negatif iyonlar oluşturan X-ve γ -ısını miktarıdır. SI sisteminde birimi Coulomb/kg (C/kg)' dır.

$$1 \text{ C/kg} = 3,876 \times 10^3 \text{ R}$$

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

2.3.3. Soğurulmuş Doz Birimi

İyonlaştırıcı radyasyon madde ile karşılaştığında enerjisini çeşitli etkileşimlerle (iyonizasyon vb.) maddeye aktarır. Maddeye aktarılan veya ortama depolanan bu enerji depolanmasına radyasyon absorpsiyon dozu yada soğurulan doz denir. SI birim sisteminde birimi Gray(Gy)' dir. Eski birim olan rad(radiation absorbed dose) hala yaygın olarak kullanılmaktadır.

Rad Işınlanan maddenin 1 kg'ına 10^{-2} joule' lük enerji veren radyasyon miktarıdır. Işınlanan maddenin bir gramının absorbe ettiği enerji 100 erg ise absorpsiyon dozu 1 RAD'dır.

$$1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad}$$

$$1 \text{ rad} = 10^{-2} \text{ Gy}$$

2.3.4. Doz Eşdeğeri Birimi

Farklı tip iyonlaştırıcı radyasyonlardan soğurulan enerji aynı miktar da olsa bile canlı mekanizmalar üzerinde ki biyolojik etkileri farklı olabilir. Biyolojik etki sadece soğurulan doza bağlı değildir. Canlı dokulardaki soğurulan dozun biyolojik etkilerinin farklı olmasının nedeni, gelen radyasyonun tipine ve enerjisine bağlı olmasıdır. Doz eşdeğeri, soğurulan dozun (Gy veya rad) radyasyon ağırlık faktörü (w_R) ile çarpımı sonucu elde edilen biyolojik etkiyi ifade eder. Doz eşdeğerinin SI birim sistemindeki değeri Sievert (Sv) dir. Eski birim olan rem hala yaygın olarak kullanılmaktadır.

Rem 1 röntgenlik x veya γ -ışınlarının meydana getirdiği aynı biyolojik etkiyi meydana getiren herhangi bir radyasyon miktarıdır.

$$1 \text{ Sv} = 100 \text{ rem}' \text{ dir.}$$

$$1 \text{ rem} = 10^{-2} \text{ Sv}$$

Doz eşdeğeri (Sv) = soğurulan doz (Gy) x radyasyon ağırlık faktörü

Doz eşdeğeri (rem) = soğurulan doz (rad) x radyasyon ağırlık faktörü

Formülü kısaltırsak;

$$H_T = \sum_R W_R \cdot D_{T,R}$$

İfadesi ile bulunur.

ICRP 1990'a göre farklı radyasyon türlerinin radyasyon ağırlık faktörü değerleri Tablo 2.1.' de verilmiştir.

Tablo 2.1. Radyasyon ağırlık faktörleri.

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

Tablo 2.2. Radyasyon terimleri ve özel birimleri.

TERİM	ESKİ BİRİMİ	YENİ BİRİMİ	DÖNÜŞÜM
AKTİVİTE	Curie (Ci): Saniyede 3.7×10^{10} parçalanma veya bozunma gösteren maddenin aktivitesidir.	Becquerel (Bq) : Saniyede 1 parçalanma yapan maddenin aktivitesidir.	$1 \text{ Ci} = 3.7 \times 10^{10} \text{ Bq}$ $1 \text{ Bq} = 2.7 \times 10^{-11} \text{ Ci}$
İŞINLANMA	Röntgen(R): Normal hava şartlarında (0°C ve 760 mmHg basınç havanın 1 kg'ında $2,58 \times 10^{-4}$ C'luk elektrik yükü değerinde pozitif ve negatif iyonlar oluşturan X ve γ ışını miktarıdır.	Coulomb/kilogram (C/kg): Normal hava şartlarında havanın 1kg'ında 1 Coulomb'luk elektrik yükü değerinde pozitif ve negatif iyonlar oluşturan x veya γ radyasyonu miktarıdır.	$1 \text{ C/kg} = 3876 \text{ R}$ $1 \text{ R} = 2.58 \times 10^{-4} \text{ C/kg}$
SOĞURULMUŞ DOZ	Radiation absorbed dose(rad): Işınlanan maddenin 1 kg'ında 10^{-2} Joule'lük enerji veren radyasyon miktarıdır.	Gray(Gy):Işınlananmaddenin 1 kg'ına 1 Joule'lük enerji veren radyasyon miktarıdır.	$1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad}$ $1 \text{ rad} = 0.01 \text{ Gy}$
DOZ EŞDEĞERİ	Röntgen equivalent man (rem): 1 Röntgenlik x veya γ ışını ile aynı biyolojik etkiyi oluşturan radyasyon miktarıdır. Rem=(Rad)x (QF)	Sievert(Sv): 1 Gy'lik x ve γ ışını ile aynı biyolojik etkiyi meydana getiren radyasyon miktarıdır. $\text{Sv} = (\text{Gy}) \times (\text{QF})$	$1 \text{ Sv} = 100 \text{ rem}$ $1 \text{ rem} = 0.01 \text{ Sv}$

2.4.Bilgisayarlı Tomografi

X-ışınları, tıbbi görüntülemelerde çeşitli cihazlarda kullanılmaktadır. Günümüz klinik uygulamalarında en kapsamlı kullanımı Bilgisayarlı Tomografi (BT) oluşturmaktadır. BT' nin teorisi Amerikalı fizik profesörü A. Cormak tarafından 1963 yılında geliştirilmiştir. Bilgisayarlı tomografi ile ilgili ilk başarılı klinik uygulamalar 1967 yılında G.Hounsfield tarafından gerçekleştirilmiş ve x-ışınının keşfinden bu yana yapılmış en büyük ilerleme olarak kabul edilen bu yöntem iki bilim adamına da 1979 da Nobel ödülü kazandırmıştır. Yöntem ilk defa beynin incelenmesinde kullanılmıştır ve adına Komputerize Aksiyel Tomografi (CAT) denilmiştir. Ülkemizde ise ilk defa 1975 yılında Ankara Hacettepe Üniversitesi'nde uygulanmaya başlanan bu yönteme "Bilgisayarlı Beyin Tomografisi" (BBT) adı verilmiştir.

2.4.1.BT' nin Temel Fiziksel Özellikleri

Bilgisayarlı tomografi cihazı ilk üretiminden bu güne kadar çok ilerlemeler kaydetmesi ile birlikte bütün cihazlarda ortak üç ünite mevcuttur. Bunlar tarama bölümü, bilgisayar sistemi ve görüntüleme ünitesidir.

Tarama bölümü; gantri ve hasta masasından oluşur. Gantri, içerisinde dedektörlerin ve X-ışını tüpünün bulunduğu, ortasında incelenecek kesimi içine alan "gantry açıklığı" denilen yuvarlak bir açıklık vardır. Hasta masası, seçilen kesit kalınlığına ve kesitler arasındaki aralığa göre bu açıklık içerisinde hareket edebilir.

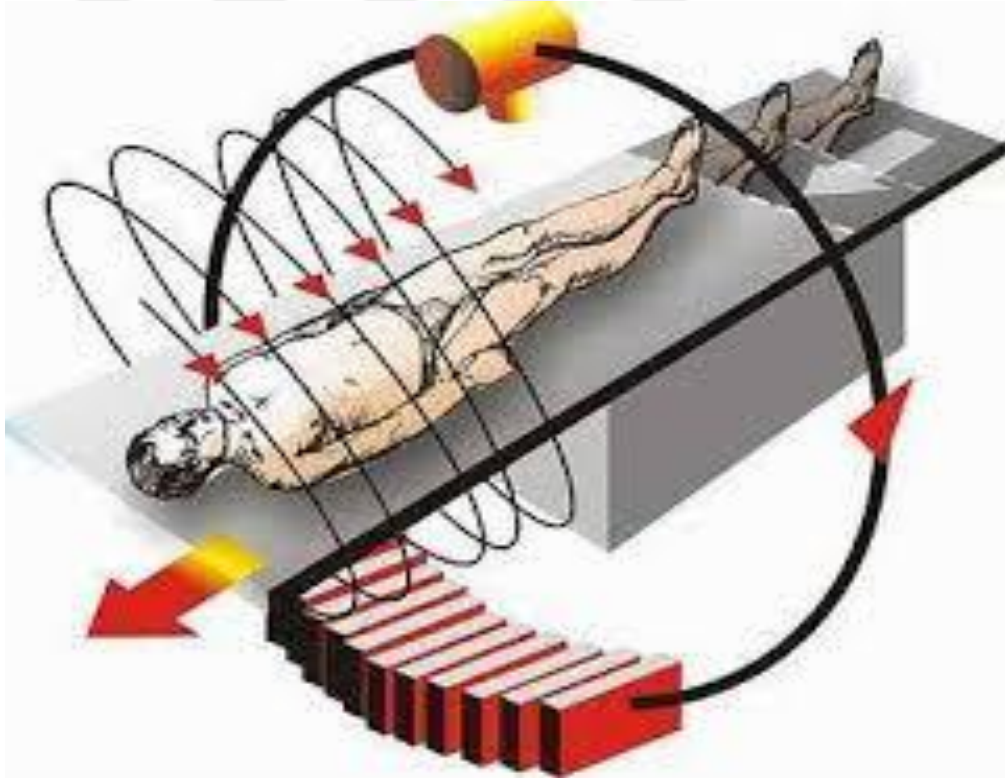
Bilgisayar sistemi; detektörde oluşan analog sinyaller analogdan dijitale çevirici (Analog to Digital Converter – ADC) yardımı ile sayısal hale getirilir. Bilgisayar sisteminin görevi, elde edilen dijital verileri kesiti oluşturacak voksellerin değerlerine dönüştürmektir.

Görüntüleme ünitesi; çözünürlüğü yüksek bir monitor ve kayıt sistemi bulunur. Sayısal değerlerden oluşan görüntünün işlendiği bölümdür. Görüntüler burada işlenir ve içlerinden seçilenler film üzerine basılır.

2.4.2. BT' nin Çalışma Prensibi

Temeli X-ışınlarına dayanan Bilgisayarlı Tomografi cihazının teorisi ilk olarak Allan Cormack tarafından 1963 yılında ortaya atılmıştır. 1967 yılında ise Godfrey Hounsfield ilk modeli geliştirmiştir.

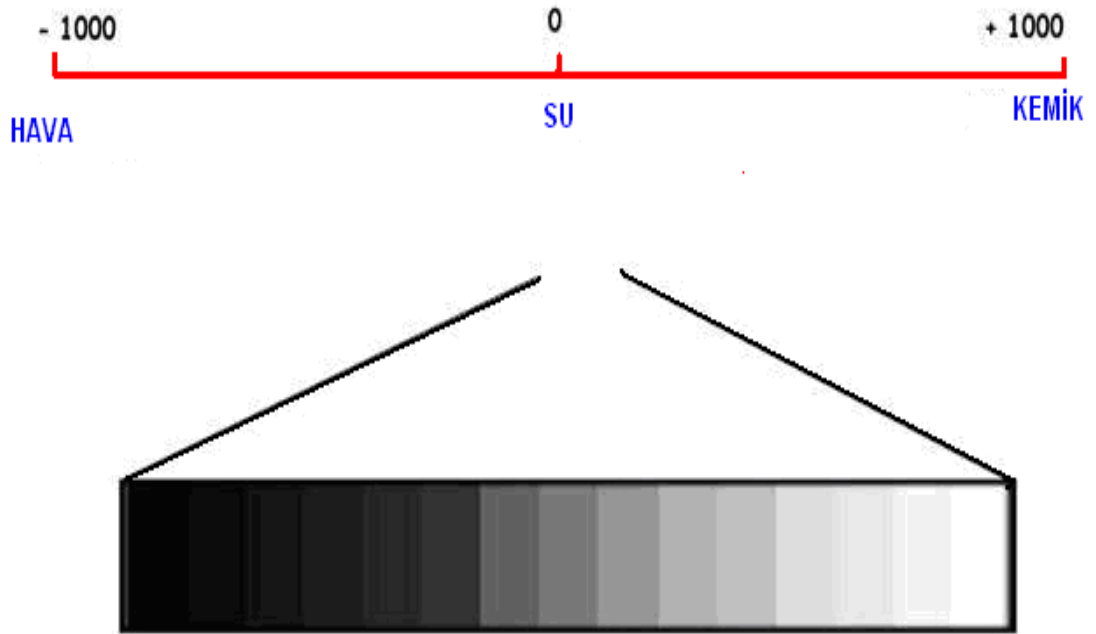
Bilgisayarlı Tomografi cihazı X-ışını demetini vücuda incelterek, çizgisel şekilde düşürür ve kesitsel görüntüleme sağlar. Bilgisayarlı tomografide kesit görüntünün alınabilmesi, X-ışını tüpü ve dedektörlerin hastanın etrafında 360° döndürülmesi ile elde edilen görüntülerin matematiksel olarak birleştirilmesiyle sağlanmaktadır. Tüpün inceleme sırasında devamlı döndüğü, hasta masasının ise devamlı gantri içerisinde ilerlediği tarama tekniği helikal(spiral) tipi taramadır. Tüpün bir dönme hareketini tamamladıktan sonra hasta masası gantri içinde hareket ettirilir ve diğer kesit görüntü alınır. Bu tekniğe ise aksiyel tipi tarama denir.



Şekil 2.7. Spiral BT

Çekim esnasında hastanın vücudundan geçen ve görüntü bilgilerini taşıyan X-ışını demeti dedektör tarafından absorbe edilir. Dedektörün topladığı veriler ADC (Analog Dijital Çevirici) kullanılarak sayısal verilere dönüştürülür. Her açıda toplanan sayısal veriler bilgisayara aktarılır ve BT görüntüleri oluşturulur. Böylece çekim yapılan bölgenin kesitsel görüntüleri elde edilmiş olur.

BT görüntüsü de diğer dijital modalitelerin görüntüsünde olduğu gibi piksellerden oluşmaktadır. Her bir pikseli temsil eden rakamsal değerler kendisine karşılık gelen renk tonu ile renklendirilir. Bilgisayarlı tomografide yapıların dansiteleri, -1000 ile $+1000$ arasında değişen rakamlarla temsil edilen bir gri skalada ele alınmıştır. Bu skala, cihazı geliştiren İngiliz fizikçi Godfrey Hounsfield'in adıyla anılmaktadır. Hounsfield skalasında saptanan rakamsal veriler Hounsfield Üniti (HU) olarak anılır (6).

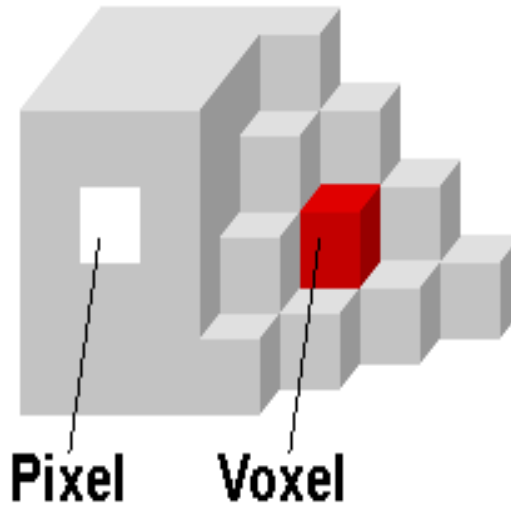


Şekil 2.8. Hounsfield Üniti (HU)

Skalada bir grup HU numarası belli bir gri seviyeye karşılık gelmektedir. BT numaraları (Hounsfield Unit-HU) görüntüsü alınan dokunun doğrusal azalım katsayısının suyun azalım katsayısına normalize edilmesiyle elde edilir.

$$BTnumarası = (\mu_{doku} - \mu_{su}) / \mu_{su} * 1000$$

Burada yapının yoğunluğunu belirleyen faktör, maddenin X-ışınını absorbe etme özelliği ile ilgilidir. Normalde 20 gri tonu ayırt edebilen insan gözünün bu yüksek yoğunluk farkı gösteren görüntüleri istenilen ayarda algılayabilmesi için piksellerdeki rakamsal değerler üzerinde oynanarak yapılan ayarlamalar ile görüntü üzerinde yoğunluk farklılıkları istenilen şekilde ortaya konabilmektedir. Bilgisayarlı tomografide, 1 mm ile 1 cm arasında değişen kesit kalınlıkları kullanılabilir. Kesit kalınlığı göz önüne alındığında görüntüye piksel olarak yansıyan alanın aslında üç boyutlu bir verisi olduğu görülecektir. Piksel ile kesit kalınlığı çarpılarak elde edilen dikdörtgen prizma olan voksel, BT deki birim hacim elemanıdır ve pikseldeki görüntünün temelinde voksele ait veriler bulunmaktadır (6).



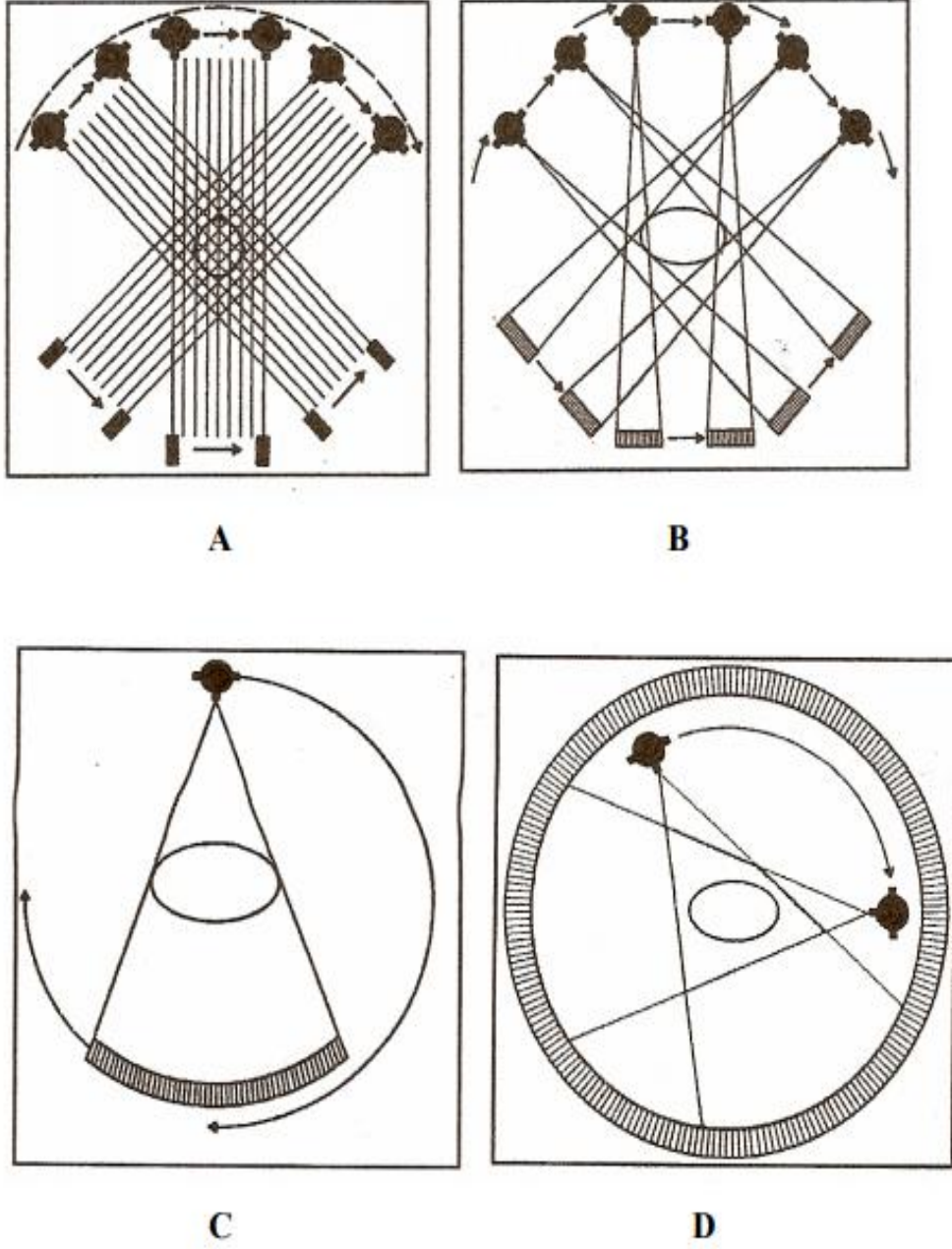
Şekil 2.9. Piksel ve Voksel

2.4.3. BT' nin Tarihsel Gelişimi

BT cihazları ilk üretilenden bugüne çok büyük değişiklikler göstermiştir. İlk tarayıcılar, tek dedektörlü ya da az sayıda dedektörden ibaret iken, yeni geliştirilen tarayıcılarda çok sayıda ve hatta tek sıra olmayan dedektör dizinleri kullanılmaktadır. Az sayıda dedektörle tarama yapan birinci ve ikinci jenerasyon BT cihazları günümüzde artık kullanılmamaktadır (6).

En sık kullanılan sistemler üçüncü jenerasyon sistemlerdir. Bu sistemlerde dedektörler ile tüp karşılıklı olarak dönme hareketini gerçekleştirirler. Dördüncü jenerasyon BT cihazlarında sadece tüpte rotasyon olurken, çepeçevre dizilimli sabit dedektör zinciri bulunmaktadır. BT aygıtlarında bir üst teknoloji de tüp ve dedektör düzeneğinin devamlı aynı yönde dönmesini sağlayan slip ring teknolojisinin geliştirilmiş olmasıdır. Bu teknoloji, kesitler arasında bekleme olmaksızın tarama yapılabilmesini sağlamaktadır. Bu sayede hasta masası kaydırılırken ardışık kesitler oldukça yüksek bir süratle alınabilmektedir. Spiral BT olarak adlandırılan bu aygıtlarda bir rotasyon ile kesit alma işlemi 0,5 ile 1 sn arasında olabilmektedir (6).

Mekanik taramalı BT aygıtları içinde günümüzde en son teknoloji, multislice teknolojisidir. Multislice BT aygıtlarında birden fazla sıralı detektörlerin bulunması ve bu detektörler sayesinde bir tarama sırasında birden fazla kesitin elde olunması olanaklı kılınmaktadır. Mekanik tarama sistemi dışında ayrıca tarayıcı ünitesi büyük bir röntgen tüpü gibi olan ve çevresel anot özelliği sayesinde elektronik olarak dönen çok süratli bir x-ışını oluşturulması ve bunların çevresel dizilimli dedektörlerle alınması ile görüntü oluşturan elektron beam tomografi aygıtları da BT teknolojisinde gelinen üst düzeylerden birisidir. Bu sistemlerde işlemin elektronik olarak gerçekleşmesi nedeniyle kesit alım süresi saniyenin 1/30 una kadar indirilebilmiştir (6).



Şekil 2.10. A) 1. Nesil B) 2. Nesil C) 3. Nesil D) 4. Nesil Bilgisayarlı Tomografi Cihazları

2.4.4. BT' de Radyasyon Dozu Nicelikleri

2.4.4.1. Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi (CTDI)

Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi (CTDI) bilgisayarlı tomografide doz değerlendirmesi için önemli bir niceliktir. CTDI ile taranan bölgenin toplam hacminden tek bir kesitin aldığı ortalama doz hesaplanır.

CTDI hastanın uzun eksenine paralel doğrultuda (z-ekseni doğrultusu) aksiyel tarama modunda, x-ışın kaynağının tek bir rotasyonu için ölçülür. Bu işlem için 3 cc, 100 mm (nominal ışın kolimasyonundan daha uzun bir iyon odası) uzunluğunda bir iyon odası kullanımı standart olarak kabul edilmiştir. Elektrometreden okunan değerlerin nominal toplam ışın kolimasyonuna bölünmesi ile hesap edilen CTDI'nın matematiksel olarak en temel hali aşağıdaki gibidir ve birimi mGy' dir (7).

$$CTDI_t = \frac{1}{N * T} \int_{-\infty}^{\infty} D(z) dz$$

D(z):z eksenine boyunca radyasyon doz profili

N: Aksiyel taramada tek dönüşte alınmış kesit sayısı

T: Tek turda aksiyel taramadaki kesit genişliği

CTDI niceliğinin hesaplanması için CTDI fantomundan faydalanılır. CTDI fantomu, soğurmaların ve saçılmaların dokuya eşdeğer bir şekilde olması için doku benzeşimi bir madde olan PMMA (PoliMetilMetaakrilat) malzemesinden yapılmıştır. İç içe geçmiş, 16 cm çapında kafa ve 32 cm çapında vücut (abdomen) silindirik fantomlarından oluşmuştur. Her bir fantom merkezde ve kenarlarda olmak üzere toplam dokuz delikten oluşmaktadır. Deliklerin boyutları kalem iyon odası büyüklüğünde olup, ölçüm alınacağı zaman 100 mm uzunluğunda iyon odası merkeze ve 0°, 90°, 180° ve 270° kenar noktalarına yerleştirilmektedir (4).

Boyu L olan iyon odası ile yapılan ölçüm için eşitlik;

$$CTDI_L = \frac{1}{N * T} \int_{-L/2}^{L/2} D(z) dz$$

CTDI tanımına göre eşitlik aşağıdaki eşitliğe dönüşür.

$$CTDI_L = \frac{\text{Elektrometreden okunan değer(R)} * f \frac{\text{Rad}}{\text{R}} * C * L(\text{mm})}{N * T}$$

f: Işınlamadan doza geçiş faktörü

C: İyon odası kalibrasyon faktörü

L: İyon odasının aktif uzunluğu

Pratikte kullandığımız 100 mm boyundaki iyon odası ile yapılan ölçüm için denklem aşağıdaki gibi olur.

$$CTDI_{100} = \frac{\text{Elektrometreden okunan değer(R)} * f \frac{\text{Rad}}{\text{R}} * C * 100(\text{mm})}{N * T}$$

Vücuttaki doz dağılımında, vücudun merkezi ve kenarlarından gelen katkılar derinlik faktörüne göre farklılık gösterir. Kenarlardaki noktaların değerleri X-ışını daha az mesafe kat edeceği için merkeze göre daha fazladır. Derinlik arttıkça X-ışını yüzeye göre daha az etki eder. Ayrıca hasta yatağına yakın kenarda da yatak azalımından dolayı ölçüm değeri daha küçüktür.

İyon odasının fantomun dört ayrı kenarına ve merkezine yerleştirilerek alınan ölçümleri sonucu CTDI değeri aşağıdaki formülden hesaplanır.

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{\text{merkez}} + \frac{2}{3} CTDI_{\text{kenar}}$$

Helikal taramalarda $CTDI_{vol}$ niceliği pitch faktörüne bağlı olduğundan CTDI değeri değişecektir. Aksiyel taramalarda pitch faktörü 1 iken helikal taramada 1'den farklı bir değer alır. Pitch faktörü 1'den küçük değer aldığında kesit görüntüler üst üste binecek, 1'den büyük bir değer aldığında kesitler arası boşluklar artacak. Pitch faktörünü hesaba katan $CTDI_{vol}$ değeri aşağıdaki gibi hesaplanır.

$$CTDI_{vol} = CTDI_W * \frac{N * T}{I}$$

I: Helikal taramada X-ışın tüpünün 1 turluk dönüşü başına masa hareket mesafesidir.

$$pitch = \frac{I}{N * T}$$

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_W}{pitch}$$

2.4.4.2. Doz Uzunluk Çarpımı (DLP)

DLP kavramı z ekseni boyunca taraması yapılan bölgenin hacimsel olarak toplam aldığı dozu ifade eder. CTDI doz değeri taranan hacmin tek kesitinin aldığı ortalama doz olarak tanımlanmıştır. Çekimi yapılan bölgenin aldığı toplam doz bilgisi için DLP değeri kullanılır ve aşağıdaki ifadeye göre hesaplanır. Birimi mGy-cm'dir.

$$DLP = CTDI_{vol} * L$$

L: Taranan bölgenin toplam uzunluğu

2.4.4.3. Etkin Doz

Vücuttaki tüm doku ve organların yoğunlukları, bileşimleri ve büyüklükleri farklılık gösterdiğinden dolayı her bir doku ve organın alacağı radyasyon dozu da farklı olacaktır. Bu durumda, tüm vücut için radyasyon etkisini hesaplamak için etkin doz kavramı tanımlanmıştır. Tüm vücudun aldığı etkin doz hesabı için organların ve dokuların eşdeğer dozu doku ağırlık faktörü ile çarpılır ve bu veriler tüm vücut üzerinden toplanarak etkin doz elde edilir. Etkin dozun birimi Sievert(Sv)' tir (8).

$$E_T = \sum_T W_T \cdot H_T$$

Bu bağıntıda T organ veya doku için E_T etkin doz, W_T organ ağırlık faktörü ve H_T ise eşdeğer dozdur.

Tablo 2.3.' de bazı organların radyasyon hassasiyetine göre organ ağırlık faktörleri verilmektedir (8).

Tablo 2.3. ICRP 103'e göre çeşitli organların organ ağırlık faktörleri.
(ICRU, 9)

Organ	W_T
Gonads	0,08
Akciğer, kolon, kırmızı kemik iliği, meme, mide	0,12
Karaciğer, mesane, troid, özofagus	0,04
İskelet, tükürük bezleri, deri	0,01
Diğer	0,05

BT'de etkin doz hesabı doz dönüşüm faktörlerinin DLP ile çarpılması sonucu elde edilir. Birimi mSv' dir.

$$E = DLP \times k$$

k: etkin doz dönüşüm faktörü (mSv/mGy*cm)

DLP: z eksenı boyunca taranan anatomik bölgedeki toplam doz (mGy*cm)

Tablo 2.4. Etkin doz dönüşüm katsayıları (Shrimpton' dan, 10).

İncelenen bölge	Yeni doğmuş	1 yaş	5 yaş	10 yaş	Yetişkin
Baş, boyun	0,013	0,0085	0,0057	0,0042	0,0031
Baş	0,011	0,0067	0,0040	0,0032	0,0021
Boyun	0,017	0,012	0,011	0,0079	0,0059
Göğüs	0,039	0,026	0,018	0,013	0,014
Karın	0,049	0,030	0,020	0,015	0,015
Gövde	0,044	0,028	0,019	0,014	0,015

2.5. Soğurulan Doz Ölçümü ve Ölçüm Cihazları

2.5.1. İyon Odası

Doz ölçümünde kullanılan yöntemlerden biri olan iyon odalarının çalışma prensibi X-ışınlarının gaz içerisinde geçerken iyon oluşturmaya dayanır. X-ışınları içerisinde gaz bulunan kapalı bir ortama geldiğinde gaz atomları ile etkileşime girerek iyonizasyona neden olur ve enerjisini kayıp eder. İyonizasyon sonucunda oluşan negatif iyonlar detektörün merkezindeki pozitif elektroda, pozitif iyonlar ise yine detektörün merkezinde yer alan negatif elektroda ulaşırlar. Bunun sonucunda bir iyon akımı meydana gelir. Oluşan bu iyon akımı elektrometre kullanılarak akım ya da doz birimi olarak okunur. İyon akımının okunması prensibine göre çalışan iyon odaları, ortama sürekli olarak giren radyasyonun meydana getirdiği ortalama iyonizasyonu algılar.

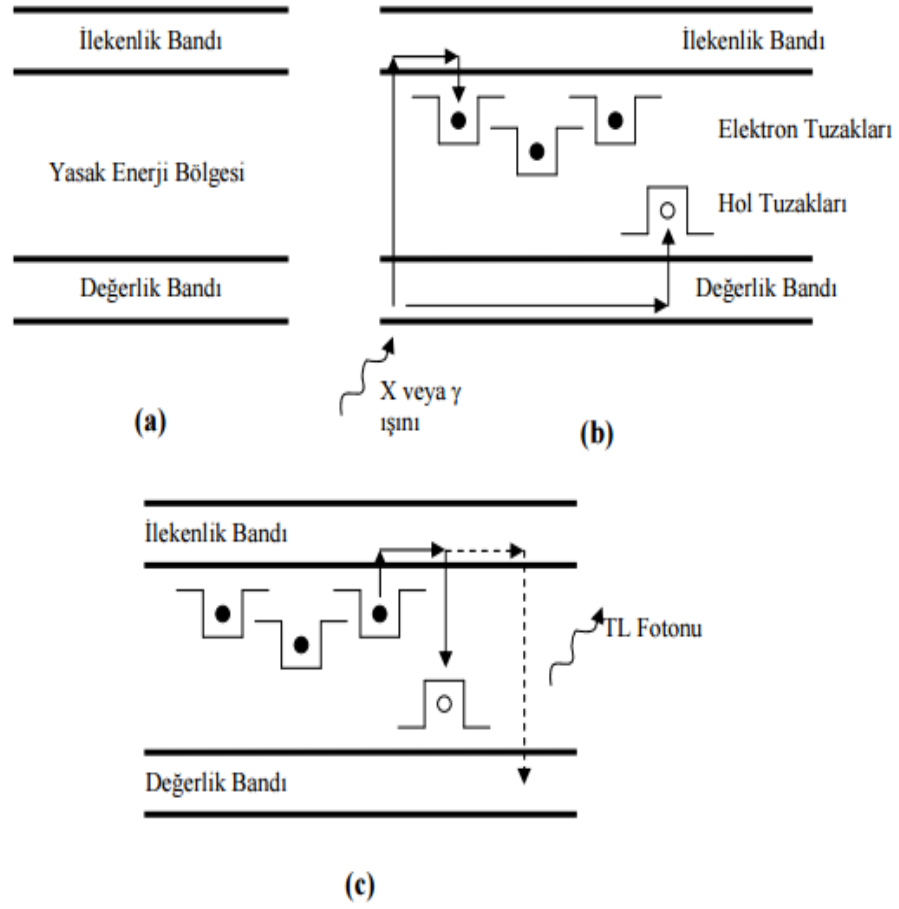
2.5.2. Termoluminesans Dozimetri (TLD)

Uyarılmış bir atom veya molekül kararsız durumdadır. Uyarılması sonucu fazla enerjisini geri vererek temel duruma dönmek ister. Atom veya molekül, temel enerji düzeyine dönerken fazla enerjisinin tümünü veya bir kısmını ısı veya ışık yayarak atabilir ve böylece sistemden ışığa gözlenir. Bu ışık yayılması olayına genel

olarak lüminesans denir. Yayınlanan ışığın dalga boyu lüminesans materyalinin kimliği hakkında bilgi içerir.

Termolüminesans özellik gösteren kristal materyal, iyonlaştırıcı radyasyon ile uyarıldığında enerjiyi soğurur ve soğurduğu bu enerjiyi ısıtıldığı zaman ışık şeklinde yayınlar. Termolüminesans madde radyasyona maruz kaldığı süre boyunca bu enerjiyi ısıtılana kadar depolar.

Şekil 2.11.' de termolüminesans olayı için tek kristal yapıya sahip bir katının enerji band yapısı gösterilmiştir. İletkenlik bandı, kristal örgüde serbestçe hareket eden ve bağlı olmayan enerji düzeyindeki elektronları; değerlik bandı ise bağlı düzeydeki elektronları temsil eder. İletkenlik ve değerlik bandı, yasak enerji aralığı ile birbirinden ayrılmıştır. Kristaldeki safsızlıkların veya yapı bozukluklarının varlığı yasak enerji bölgesinde, deşikler (holler) ve elektronlar için enerji tuzaklarının oluşmasını sağlar. Kristal ışınlandığında, değerlik bandında bulunan ve soğurulan radyasyonun enerjisini kazanan elektronlar arkalarında elektron boşlukları bırakarak iletkenlik bandına çıkarlar ve daha sonra Şekil 2.11.'de görüldüğü gibi bu tuzaklara yakalanırlar. Tuzaklanmış elektronlar kaçmak için yeterli enerjiye sahip olmadıkları sürece tuzaklarda kalırlar. Bu süreyi belirleyen tuzağın derinliği ve maddenin sıcaklığıdır. Kristal ısıtılınca, tuzaklanmış elektronlar tuzaklardan kurtulur, iletim bandına geçer ve daha alt enerji durumlarına dönerken enerji farkını ışık fotonu olarak dışarı yayarlar. Bu olaya termolüminesans denir. Kristalden yayınlanan ışık miktarı, tuzaklardaki elektron sayısı ile dolayısıyla soğurulan doz ile orantılıdır. Yayınlanan ışık miktarının ölçülmesi ile katının soğurduğu radyasyon dozu bulunabilir (11).



Şekil 2.11. (a) Tek kristal yapıya sahip katının enerji band diagramı (b) Radyasyon ile uyarılan kristalde oluşan elektronlar ve deşiklerin tuzaklanması (c) Isıtma sonucu yeterli termal enerji alan tuzaklanmış elektronların daha düşük enerji durumlarına dönmeleri halinde ışık fotonu yayınlanması (Baş' dan, 12).

Termoluminesans maddelerin ısıtılması sonucu yayınlanan ışık şiddetinin sıcaklığa ve zamana karşı değişim grafiğine "TL ışıma eğrisi" denir. Bu ışıma eğrisi altında kalan toplam alan, kristalin maruz kaldığı radyasyon ile ve aynı zamanda kristalin ısıtılması sonucu yayınlanan toplam ışık miktarı ile orantılıdır. Böylece yayınlanan ışık miktarının ölçülmesiyle kristalin ne kadar radyasyon soğurduğu hesaplanabilir.

2.6. Radyasyon Dozunu Etkileyen Faktörler

2.6.1. Tüp Voltajı (Kvp)

Tüp voltajı (kV) X-ışını tüpünün enerjisine ve tüp çıkışına etki eden bir parametredir. Tüp voltajının doz ve görüntü kalitesi üzerindeki etkisi önemlidir. Artan kVp ile foton sayısı artacağından demet giriciliği ve tüp çıkışı da artar. Buna bağlı olarak doz değerinde bir artış, gürültü de ise bir azalış görülür. kVp ile doz arasındaki etki eksponansiyel olarak değişir.

kVp değerinin artması kontrastı azaltırken gürültüde artan doz ile azalacaktır. Yani kV hem görüntü kontrastını hem de görüntü gürültüsünü etkilediği için görüntü kalitesi üzerinde ki etkisi önemlidir. Kontrastın gürültüye oranı olan CNR değeri artan kVp ile azalır.

2.6.2. Tüp Akımı-Gantri Dönüş Süresi (mAs)

BT' de mAs tüp akımı ve gantri dönüş süresinin çarpımıdır. mAs değeri X-ışını tüpünün bir dönüşünde ürettiği x-ışınları sayısını yani x-ışın demetinin şiddetini ifade eder. Artan mAs değeri ile foton sayısı artacağından radyasyon dozu da artar. Yani mAs ile radyasyon dozu arasında ki ilişki lineer bir ilişkidir. Buna bağlı olarak da mAs değerinin artması gürültü miktarını azaltır ve görüntü kalitesini iyileştirir. Gürültü ve mAs arasındaki bağlantı aşağıdaki gibidir.

$$\text{Gürültü} \approx \frac{1}{\sqrt{\text{mAs}}}$$

Efektif mAs değeri mAs'ın pitch faktörüne bölünmesi ile elde edilir.

$$\text{Efektif mAs} = \frac{\text{mAs}}{\text{pitch}}$$

2.6.3.Pitch

X-ışını tüpünün 360°'lik dönüşü boyunca masanın hareket mesafesinin kesit kalınlığına (toplam kolimasyon) oranı, masa hızı olarak tanımlanır. Pitch faktörünün matematiksel eşitliği aşağıdaki gibidir.

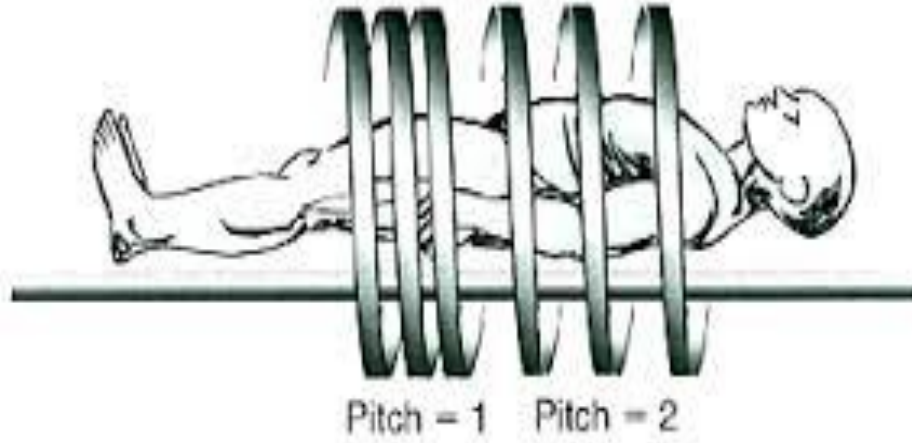
$$\text{Pitch} = \frac{I}{N * T}$$

I: Gantri dönüşü başına masanın hareket mesafesi (mm/rot)

N: Kullanılan kesit sayısı

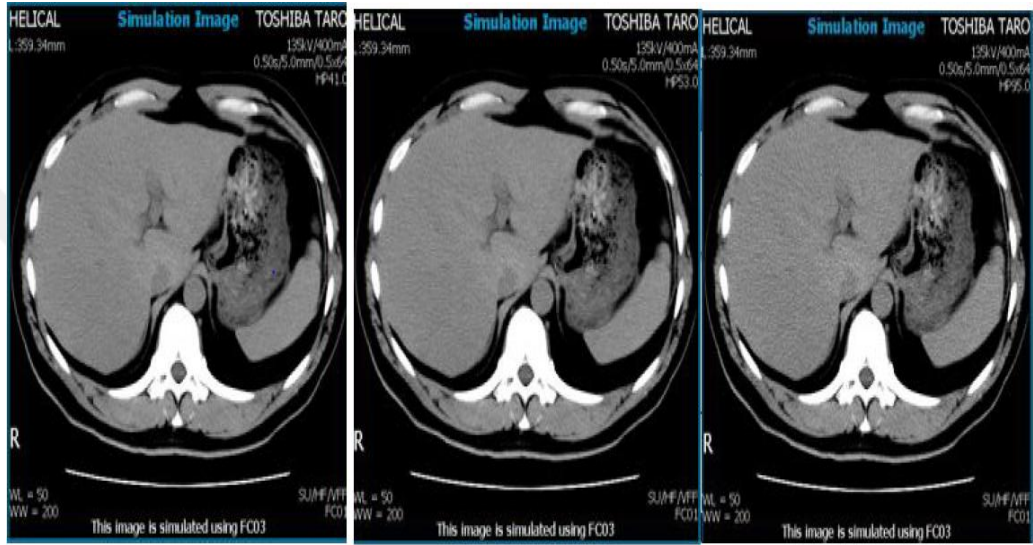
T: Tek bir kesit genişliği(z-ekseni boyunca kolimasyon) (mm)

Bilgisayarlı tomografide aksiyel ve helikal olmak üzere 2 türlü tarama seçeneği vardır. Helikal tarama da pitch faktörü hastanın fiziki durumuna ve taranacak bölgenin boyutuna göre 1'den farklı bir değer alırken, aksiyel taramada pitch faktörü 1'dir.



Şekil 2.12. Farklı pitch faktörlerinde kesitlerin şekilleri (Ataç'dan, 13).

Pitch faktörü ile radyasyon dozu arasındaki ilişki ters orantılıdır. Bu ters orantı lineer bir şekilde değişim gösterir. Çünkü azalan pitch değeri ile kesit görüntüler üst üste bineceği için taranan bölge 2 kez doz almış gibi olur ve dolayısıyla radyasyon dozu artar. Artan pitch değeri ile foton yetersizliğinden dolayı gürültü artar ve görüntü kalitesi düşer. Şekil 2.13.' de görüldüğü gibi artan pitch değerleri ile okunan doz değerlerinde bir azalma görülür. Gürültü değerleri de yine artan pitch değeri ile artar ve görüntü kalitesi bozulur.



Şekil 2.13. Birinci görüntüde pitch değeri 0,64 iken doz değeri 47,8 mGy'dir. İkinci görüntüde pitch değeri 0,83 iken doz değeri 37 mGy'dir. Üçüncü görüntüde pitch değeri 1,48 iken doz değeri 20,6 mGy'dir (Yurt'dan, 14).

Otomatik ışınlama kontrolü kullanan cihazlarda (GE,Siemens,vs.) doz değeri pitch değerinden bağımsızdır. Cihaz otomatik olarak diğer parametreler ve pitch değeri değişse bile doz değeri değişmeyebilir (15).

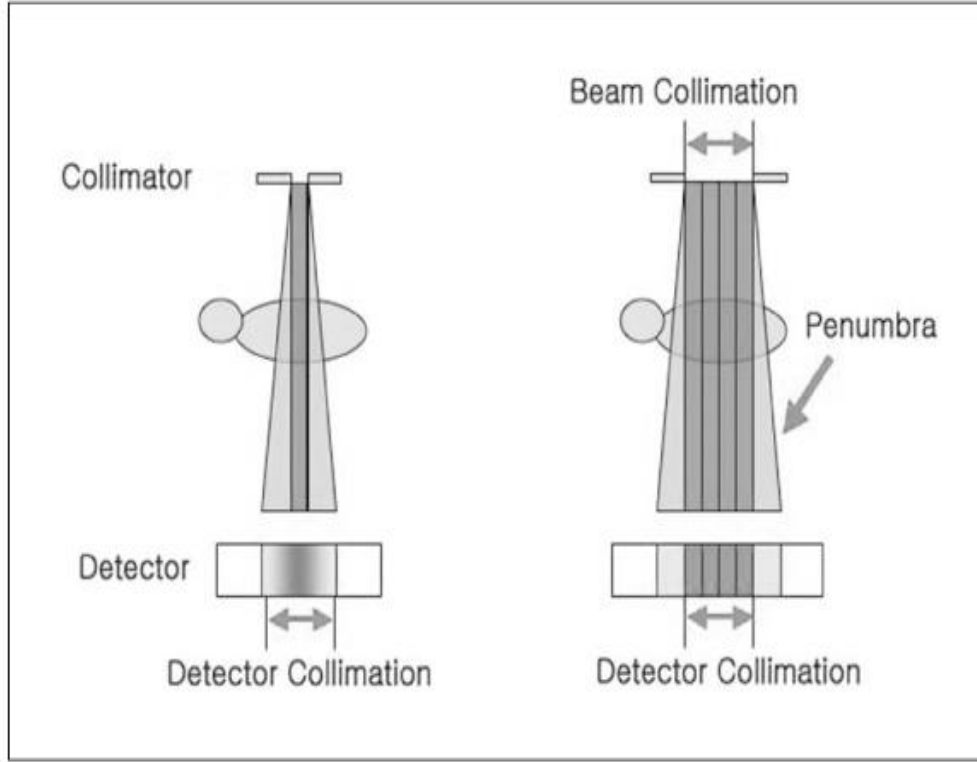
2.6.4.Demet Kolimasyonu

Radyolojik sistemlerde görüntüleme işlemi yapılırken, sadece görüntüsü istenilen organ ve dokulara ışın gönderilmesi amaçlanır. Sadece ilgili kısım görüntülenirse hasta daha az doz almış olur ve görüntü kalitesi saçılmanın azalmasıyla birlikte artar.

Bilgisayarlı Tomografide de diğer sistemlerde olduğu gibi kolimasyon radyasyon dozu için önemli bir faktördür. Doğru kolimasyon ile hasta dozu azaltılırken, saçılmalarda engellenir ve görüntü kalitesi artar. BT’ de 2 farklı kolimasyon vardır. Bunlardan birincisi hasta ile X-ışını tüpü arasında olan birincil kolimasyon, ikincisi ise detektöre yakın olan hasta sonrası (post-patient) kolimasyondur.

Birincil kolimasyon X-ışını tüpünden çıkan x-ışını demetinin genişliğini ayarlar. Birincil kolimasyon demet genişliğini azaltarak görüntüye katkı sağlamayan, sadece alınan dozu artıran fotonları azaltır. Böylece hem doz azalır hem de görüntü kalitesi daha düzgün olur. Ayrıca yarı gölge etkisi de azalmış olur. Demet genişliğinin gereksiz artırılması, demet taşması dediğimiz (overbeaming) dedektörün algıladığı ama kullanmadığı, alınan dozu artıran ve görüntü kalitesini bozan olayı meydana getirir. X-ışın demetinin görüntüsü alınan bölgeyi farklı açılarda kesmesi görüntünün kenarlarında keskinsizlik meydana getirir. Buna ‘penumbra’ etkisi denir. Penumbra etkisi doz dağılımını olumsuz yönde etkiler. Dedektör sayısını artıran yeni teknolojik sistemlerde penumbra etkisi azalmıştır. Penumbra etkisini azaltmak için X-ışını demet genişliği dedektör boyutundan büyük olacak şekilde seçilir ve penumbra dedektör alanı dışında bırakılmış olur. Böylece ÇDBT’ lerde tüm dedektör kanallarının eşit sinyal vermesi ile eş zamanlı olarak elde edilen görüntülerde fark olmaz.

Hasta sonrası (post-patient) dediğimiz ikincil kolimasyon ise saçılmayı önlemeye yarar. Görüntüyü bozan penumbra etkisi post-patient kolimasyonu ile engellenir.

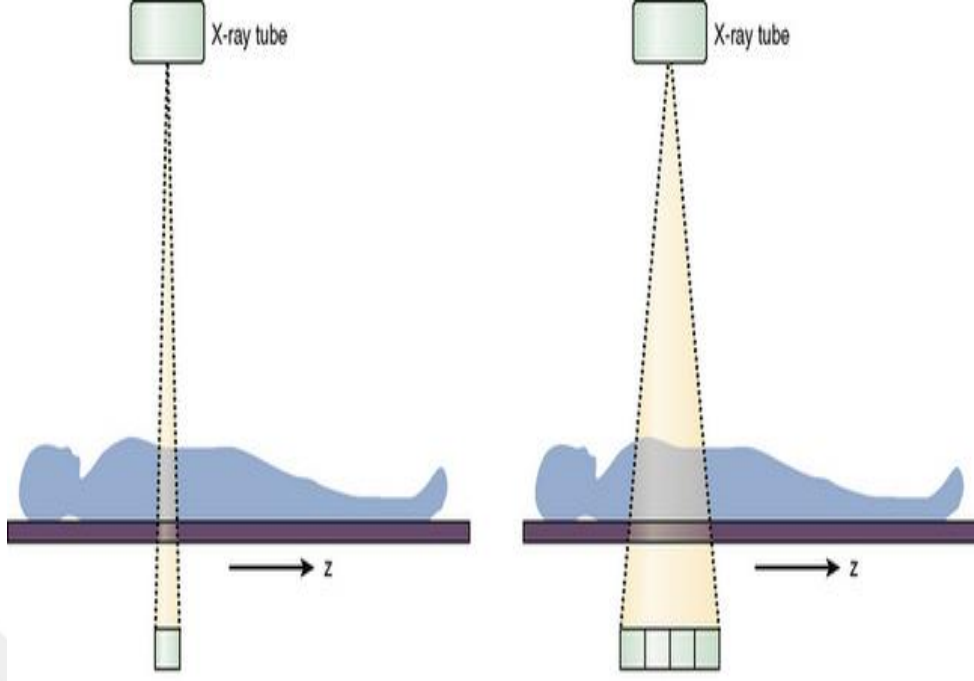


Şekil 2.14. Penumbra etkisi. İkinci resimde demet genişliği artırılarak penumbra etkisi azaltılmıştır (Chung' dan, 16).

2.6.5. Kesit Genişliği ve Kesit Kolimasyonu

Görüntüleme üzerinde kesit genişliği ve kolimasyonun etkisi oldukça önemlidir. BT sistemlerinde kesit kolimasyonu tarama esnasında bilgi toplama amacı taşırken, kesit genişliği bize görüntüleme esnasında görüntü birleştirmede yardımcı olur.

ÇDBT' lerde kesit kolimasyonu ve kesit genişliği değiştirilebilen parametreler oldukları için genel olarak değerleri birbirinden farklıdır. Ancak tek dedektörlü bilgisayarlı tomografilerde bu iki değer aynıdır. ÇDBT' lerde değiştirilebilen kesit kolimasyonu bize istediğimiz kesit genişliğinde görüntüler sağlar ve bu ÇDBT' leri avantajlı hale getirir.



Şekil 2.15. Tek dedektörlü ve çok dedektörlü sistemlerde kesit genişliği ve kesit kolimasyonu (Kim' den, 17).

Kesit genişliğinde ki incelme ince kolimasyon ile mümkün olurken buna bağlı bazı değerler değişiklik gösterir. İnce kolimasyon ile uzaysal çözünürlük artar, parsiyel volüm azalır ve hareket artefaktlarında da azalım görülür. Ancak ince kolimasyon gürültü değerini artırır ve görüntü kalitesi bozulur. Gürültü ve kesit genişliğindeki ilişki aşağıdaki gibidir.

$$\text{Gürültü} = \frac{1}{\sqrt{h}}$$

h: Kesit genişliği

Kesit genişliğindeki incelme gürültüyü ve ayırma gücünü artırırken kontrast çözünürlüğünü düşürür. Kontrast ve gürültüdeki bu değişim CNR değerinin azalmasına neden olur.

2.6.6.Fazladan Tarama

Bilgisayarlı Tomografide helikal taramalarda taranan brüt genişlik istenilenden daha büyüktür. Çünkü interpolasyon noktaları belirlenirken meydana gelen ek rotasyonlarda (fazladan tarama) hesaba katılır. Taranan net uzunluk aşağıdaki gibi hesaplanır.

$$L_{net} = I_{son \text{ kesit pozisyonu}} - I_{ilk \text{ kesit pozisyonu}} + h_{rec}$$

h_{rec} : Kesit kalınlığı

$$L_{brüt} = L_{net} + \Delta L$$

ΔL : fazladan taramadan dolayı tarama uzunluğundaki artış

Tarama uzunluğundaki artış L' ye bağlı olan DLP değerini de artırır. Dolayısıyla etkin dozda da artış olur. Yani tarama uzunluğu hasta dozunu etkiler ve bundan dolayı önemlidir. CTDI L' ye bağlı olmadığı için tarama uzunluğu CTDI etkilemez.

2.6.7.Hasta Merkezlemesi

Radyolojik sistemlerde çekim esnasında istenilen bölgenin taranması oldukça önemlidir. Hastanın doğru bir şekilde merkezlenmesi hem alınan doza hem de görüntü kalitesine etki etmektedir. Hasta gantri izomerkezine uyumlu şekilde pozisyon alırsa, taraması yapılacak bölge demet şekillendirici (beam shaper) ile çakışır. Böylece görüntü daha düzgün ve doğru bir radyasyon dozu ile alınır.

Hasta merkezlenmesi sırasında hasta kollarının pozisyonu da oldukça önemlidir. Özellikle kolların çekim alanına girmesi ile AEC (otomatik ışınlama kontrolü) kullanan sistemlerde artan hasta kalınlığından dolayı parametrelerde değişim söz konusu olur. Buda hastanın alacağı dozu arttırırken istenilen görüntüyü de bozmaktadır. Bundan dolayı hasta çekim esnasında kollarını arkaya doğru toplamalı ve doğru pozisyonlanma için lazer sisteminin koordinatlarına uygun masaya yatırılmalıdır.

2.6.8. Hasta Kalınlığı

Otomatik ışınlama kontrolü kullanan BT cihazlarında hasta ağırlığına göre mAs değeri otomatik olarak belirlenir. Hastanın aşırı doz alması böylelikle önlenmiş olur. Büyük boyutlu hastalarda X-ışınının katedeceği yol artacağı için giricilik azalacak ve görüntüsü istenilen bölgenin çekimi zorlaşacaktır. Giriciliği artırmak için kVp değerinin artırılması gerekecek ve dolayısıyla dozda da artış görülecektir. Hasta kalınlığının artması X-ışınlarının saçılmasına da etki eder. Daha fazla saçılma meydana gelir. Buda görüntünün kalitesini olumsuz yönde etkiler.

Klinik şartlarda otomatik ışınlama kontrolü kullanılması görüntü kalitesi içinde önemlidir. Çünkü sistem çekimi yapılan bölgenin kalınlık ve inceliğine göre mAs değerini düşürüp artırır. Böylece daha ince olan bölgelere daha az mAs değerinde daha az doz verilir. Bizim için önemli olan uygun koşullarda, hastanın daha az doz alarak daha kaliteli anatomik görüntüsünün elde edilmesidir.

2.6.9. Kernel

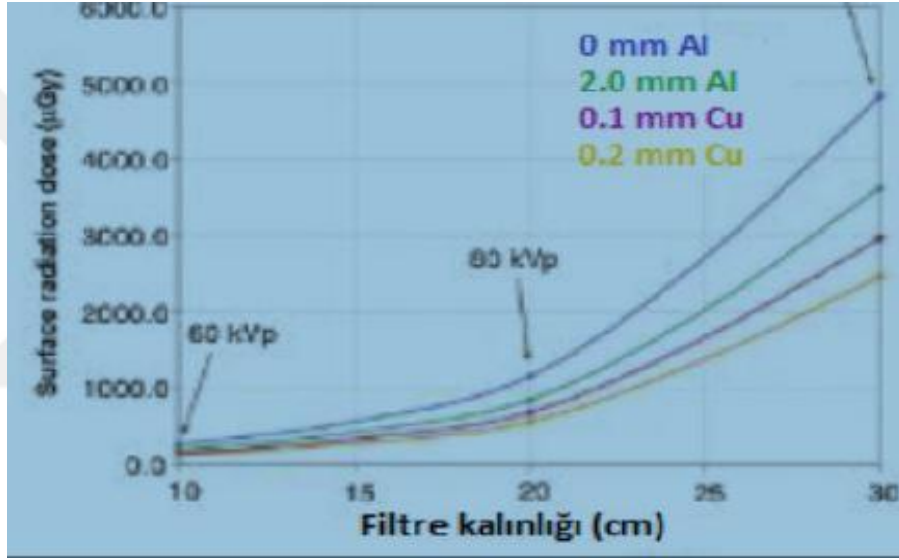
BT görüntüleri, kernel ya da görüntü oluşturma filtresi olarak bilinen matematiksel algoritmalar ile oluşturulur. Bu algoritmalar görüntü kalitesi açısından farklı özelliklere sahiptirler. Yüksek çözünürlükte filtreler ile uzaysal ayırma gücü iyileştirilebilirken gürültü artar. Bunun zıttı olarak yumuşatıcı filtreler gürültüyü azaltırken uzaysal çözünürlüğü kötüleştirir. Bu nedenle inceleme tipi için filtre seçimi önemlidir. Yumuşak (smooth) ve keskin (sharp) gibi başlıklar uzaysal ayırma gücü ve gürültü arasındaki dengenin kaba bir göstergesi olarak kullanılmaktadır (7).

Filtrenin uygun seçimi için iki pratik grup vardır. Birinci grupta verilen klinik amaç için objedeki uzaysal çözünürlük yeterlidir, bu yüzden üreticilerin önerilerinin aksine daha yumuşatıcı bir filtre seçilebilir ve böylece gürültü bir miktar azaltılmış olur. Bu tercih gürültünün artması pahasına doz azaltmak için kullanılabilecek bir tekniktir. İkincisi, yüksek kontrast yapılarda, yüksek çözünürlükte filtre kullanılmış olmasıyla CNR zaten yeterli olabileceği için (iskelet, akciğer vs.) doz azaltılsa bile, azalan doz ile artan gürültü tolere edilebilir (7).

2.6.10.Filtrasyon

Bilgisayarlı Tomografide X-ışını tüpünün ürettiği tanısal görüntülemeye katkı sağlayan fotonlar yüksek ve düşük enerjilere sahiptir. Yüksek enerjili fotonlar görüntü üzerinde olumlu sonuç bırakırken düşük enerjili fotonlar sadece hastanın fazla doz almasına neden olur ve görüntü üzerinde olumlu katkısı yoktur. Çünkü hastayı geçip detektöre ulaşacak güçte değildirler.

BT’ de kullanılan filtrasyonlar düşük enerjili fotonların soğurulmasına yardımcı olur ve tüpten çıkan X-ışınlarının ortalama enerjisi artar. Böylece hasta cilt dozu fazla ve gereksiz doz almamış olur.



Şekil 2.16. Cilt giriş dozuna filtrasyonun etkisi.

Bilgisayarlı tomografide papyon filtre kullanılmaktadır. Bu filtre ışın demeti içinde yayılan radyasyonun düzlemsel dağılımını değiştirerek hasta anatomisine uygun hale getirmeye çalışır. Hasta anatomisinde kenarlara gidildikçe obje boyutu azaldığı için gelen x ışınları kenarlarda daha az soğurulacaktır. Dolayısı ile merkez ve kenar dedektörlerde oluşan sinyaller arasında büyük farklılıklar oluşacaktır. Demet şekillendirici filtrenin şekli ve yapıldığı malzeme ile tüpten çıkan x – ışın demetinin şiddetini ve enerjisini değiştirerek kenarlardaki dedektörlere ulaşacak ışın miktarını azaltır ve dedektörler üzerinde eşit sinyaller oluşumunu sağlamaktadır (7).

3. MATERYAL ve YÖNTEM

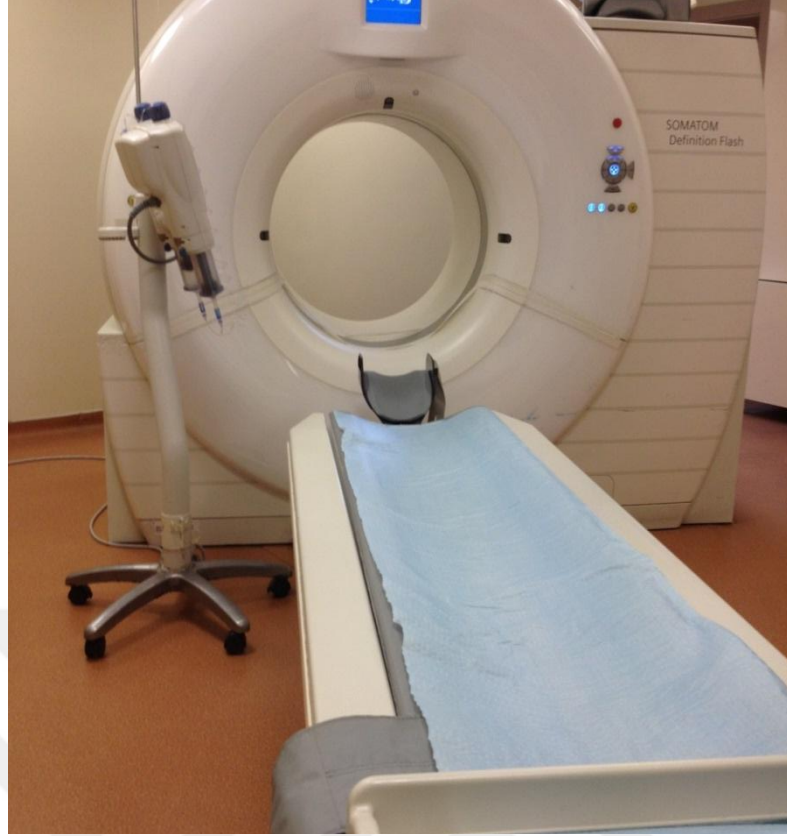
3.1. Materyal

3.1.1. BT Sistemi ve Özellikleri

Bu tez çalışmasında Siemens Somatom Definition Flash Bilgisayarlı Tomografi cihazı kullanılmıştır.

Tablo 3.1. Siemens Somatom Definition Flash Bilgisayarlı Tomografi cihazının özellikleri

Siemens Somatom Definition Flash Teknik Özellikleri	
Detector	2 x Stellar detector
Kesit Sayısı	2 x 128
Rotasyon Süresi	0.28 s1
Geçici Çözünürlük	75 ms1, heart-rate independent
Jeneratör Gücü	200 kW (2 x 100 kW)
KVp Seçenekleri	70, 80, 100, 120, 140 kV
İzotropik Çözünürlük	0.33 mm
Çapraz Düzey Çözünürlüğü	0.30 mm
Maks. Tarama Hızı	458 mm/s1 with Flash Spiral
Tablo yükü	up to 307 kg / 676 lbs1
Gantry Açıklığı	78 cm

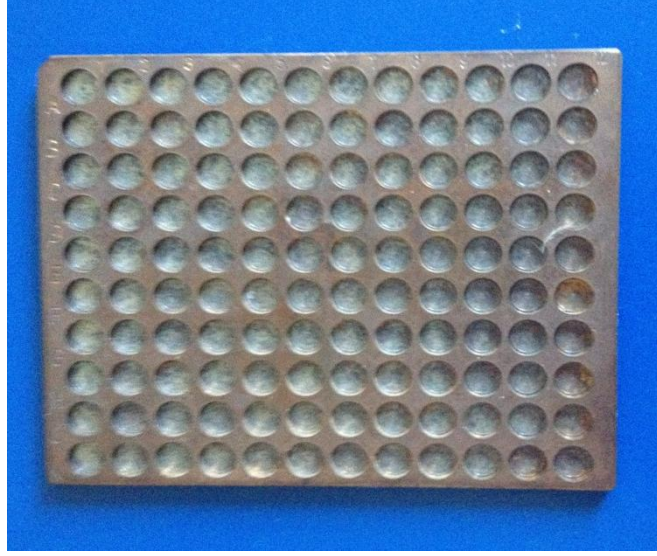


Şekil 3.1. Tez çalışmasında kullanılan BT cihazı

3.1.2. Tez Çalışmasında Kullanılan Dozimetri Sistemleri

3.1.2.1. LİF (TLD-100) Termolüminesans Dozimetre

Tez çalışmasında hasta üzerinden radyasyon dozu ölçümleri için Lityum florür termolüminesans dozimetreler kullanıldı. TLD' ler $10\mu\text{Gy}$ -10 Gy arası doz ölçme kapasitesine sahiptir. TLD kristallerini toplu şekilde doz ölçümünü okumak ve saklamak için özel olarak tasarlanmış ışınlama tepsisi kullanılır (Şekil 3.2.).



Şekil 3.2. TLD ışınlama tepsi

TLD kristallerinin ışınlama tepsinde dizilimi sırasında el temasını engellemek ve daha titiz çalışmak için cımbız kullanılır (Şekil 3.3.). Çünkü TLD kristalleri oldukça hassastır ve radyasyon dozu ölçümü yapılırken üzerinde ölçümü etkileyecek herhangi bir toz ya da küçük taneciğin olmaması önemlidir.



Şekil 3.3. TLD kristallerinin tepsiye diziliminde kullanılan cımbız

3.1.2.2. Harshow-3500 TLD Okuyucusu

TLD kristali okuma işlemi Harshow-3500 marka okuyucu ile yapılır (**Şekil 3.4.**). Harshow-3500 okuyucusu bilgisayar üzerine yüklü Winrems yazılımı ile birlikte çalışmaktadır. Okuyucuda TLD kristalini yerleştirebileceğimiz, sadece bir tane TLD okuması yapılabilen bir çekmece mevcuttur. Ayarlanabilir ve lineer ısıtma sistemi, soğutmalı fotoçoğaltıcı tüp ve yayılan ışını ölçmek için tasarlanmış elektronik kısımlar okuyucunun diğer bölümleridir. Okuyucu 600°C' ye kadar ısıtma kapasitesine sahiptir.



Şekil 3.4. Harshaw-3500 marka TLD okuyucusu

3.1.2.3.PTW-TLDO TLD Fırını

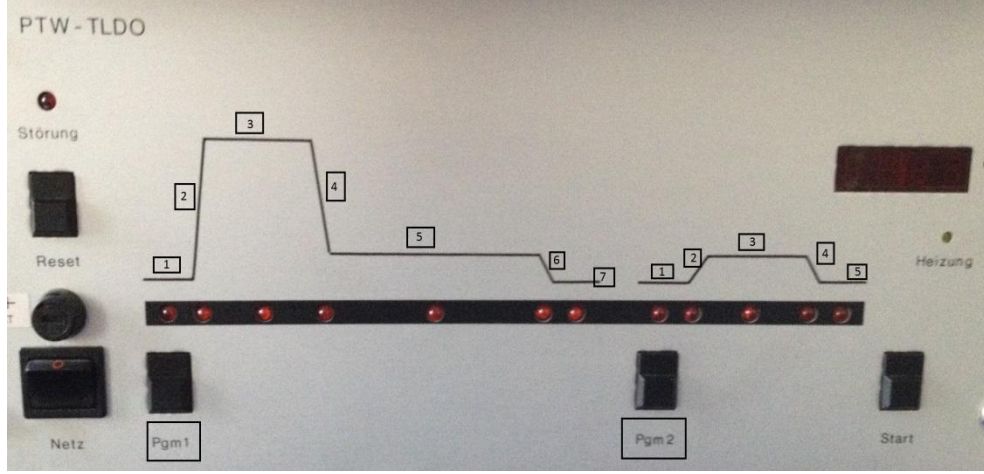
PTW-TLDO TLD fırını dozimetrelerin ön ısıtma ve tavlama işlemlerinin yapılması amacıyla kullanılır. Fırınlama işlemi için ısıtma tepsileri şeritlere yerleştirilir. Ön ısıtma ve tavlama işlemleri için iki standart programa sahiptir.

Tablo 3.2.PTW-TLDO TLD Fırınında Program 1 ve izlediği adımlar.

Program 1 (Tavlama)
1.Başlamaya hazır
2.400°C'ye kadar ısıtma
3.400°C'de 1 saat bekleme
4.100°C'ye kadar soğutma
5.100°C'de 2 saat bekleme
6. Oda sıcaklığında soğutma
7. Bitiş

Tablo 3.3.PTW-TLDO TLD Fırınında Program 2 ve izlediği adımlar.

Program 2 (Ön ısıtma)
1.Başlamaya hazır
2.100°C'ye kadar ısıtma
3.100°C' de 10 dakika tutma
4.Oda sıcaklığına soğutma
5. Bitiş



Şekil 3.5. TLD fırını tavlama ve ön ısıtma programları

Program 1’de TLD’ ler oda sıcaklığından başlanarak 400°C’ ye kadar ısıtılır ve 400°C’ de 1 saat bekletilir. Daha sonra 100°C’ ye kadar soğutulur ve 2 saat bekletilir. Oda sıcaklığına kadar soğutma işleminden sonra tavlama işlemi tamamlanmış olur (Tablo 3.2.).

Program 2’ de ön ısıtma işlemi yapılır. TLD’ ler oda sıcaklığından başlanarak 100°C’ ye kadar ısıtılır ve 10 dk bekletilir. Daha sonra oda sıcaklığına kadar soğutma işlemi yapılır (Tablo 3.3.).

3.1.2.4. Elektrometre

Tez çalışmasında iyon odası radyasyon dozu ölçümleri için Fluke TNT 12000 marka elektrometre kullanılmıştır.

3.1.2.5. İyon Odası

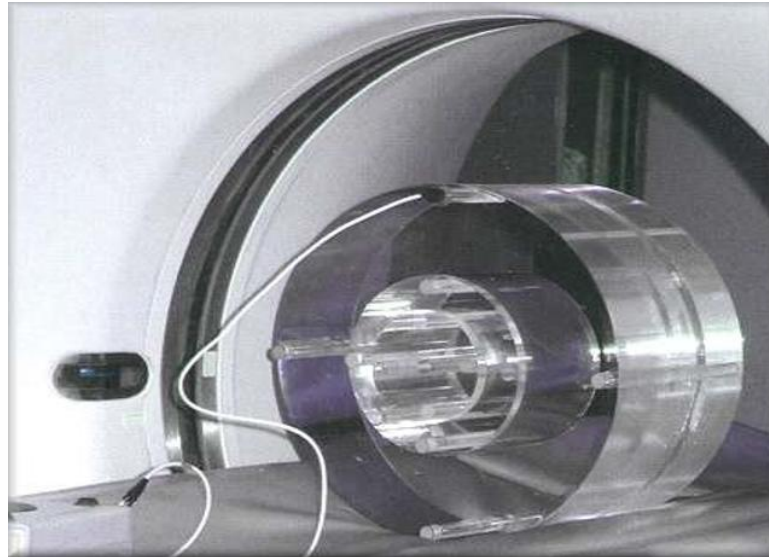
Tez çalışmasında radyasyon dozu ölçümlerinde Fluke TNT marka 10 cm boyutunda iyon odası kullanılmıştır.



Şekil 3.6. İyon Odası

3.1.3. CTDI Fantom

Poli Metil Metaakrilat (PMMA) malzemesinden yapılmış olan fantom organ ve doku eşdeğerine uygun standartlardadır. Fantom BT' de en çok çekimi yapılan kafa ve vücut bölgelerini temsil eden iç içe geçmiş silindirlere oluşur. Kafa fantomu 16 cm çapında ve vücut fantomu da 32 cm çapındadır. Abdomen ve toraks çekimlerinde 32 cm çaplı CTDI fantom kullanılırken çocuk abdomen ve yetişkin kafa çekimlerinde 16 cm çaplı fantom kullanılır. Bu fantomda radyasyon dozunu ölçebilmek için fantomun sağ, sol, üst ve altta olacak şekilde iyon odalarının girebileceği boyutta boşluklar mevcuttur.



Şekil 3.7. CTDI Fantom

3.1.4. ImpACT (Imaging Performance Assessment of CT Scanners) Yazılımı

BT cihazında çekim sırasında elde edilen verilere göre organ cilt dozu hesaplamaları için ImpACT ver.1.04. yazılımı kullanılmıştır. Tezde kullanılan cihazın modelinin birebir aynısı elimizde ki yazılımda var olmadığı için yakın bir model tercih edilmiştir. Yazılım, matematiksel fantomda taranan bölgenin uzunluğu ve diğer parametreler girilerek Monte Carlo tekniğini kullanarak belirlenen çekim bölgesinde organ dozu hesabı yapar. Programda ICRP 60 ve ICRP 103 ile belirlenen organ ağırlık faktörlerine göre doz hesaplamaları mevcuttur. Bu çalışmada ICRP 103 kullanılmıştır.

ImpACT CT Patient Dosimetry Calculator
Version 1.0.4 27/05/2011

Scanner Model:		Acquisition Parameters:	
Manufacturer:	Siemens	Tube current	259 mA
Scanner:	Siemens Definition AS	Rotation time	0,5 s
kV:	100	Spiral pitch	0,6
Scan Region:	Body	mAs / Rotation	129,5 mAs
Data Set:	MCSET20	Effective mAs	215,833 mAs
Current Data:	MCSET20	Collimation	19,2 (64° x) mm
Scan range:		Rel. CTDI	Look up 1,36 at selected collimation
Start Position:	38 cm	CTDI (air)	Look up 14,2 mGy/100mAs
End Position:	70 cm	CTDI (soft tissue)	15,2 mGy/100mAs
Organ weighting scheme:	ICRP 103	CTDI _w	Look up 4,4 mGy/100mAs
		CTDI _w	5,8 mGy
		CTDI _{vol}	9,6 mGy
		DLP	307 mGy.cm

Organ	w _T	H _T (mGy)	w _T .H _T
Gonads	0,08	0,022	0,0017
Bone Marrow	0,12	4,4	0,52
Colon	0,12	0,17	0,02
Lung	0,12	15	1,8
Stomach	0,12	4,5	0,54
Bladder	0,04	0,0089	0,00036
Breast	0,12	12	1,4
Liver	0,04	6,6	0,26
Oesophagus (Thymus)	0,04	18	0,71
Thyroid	0,04	3,2	0,13
Skin	0,01	3,4	0,034
Bone Surface	0,01	9,1	0,091
Brain	0,01	0,12	0,0012
Salivary Glands (Brain)	0,01	0,12	0,0012
Remainder	0,12	5,2	0,63
Not Applicable	0	0	0
Total Effective Dose (mSv)			6,2

Remainder Organs	H _T (mGy)
Adrenals	10
Small Intestine	0,19
Kidney	1,5
Pancreas	5,9
Spleen	5,5
Thymus	18
Uterus / Prostate (Bladder)	0,023
Muscle	3,4
Gall Bladder	1,6
Heart	15
ET region (Thyroid)	3,2
Lymph nodes (Muscle)	3,4
Oral mucosa (Brain)	0,12
Other organs of interest	H _T (mGy)
Eye lenses	0,22
Testes	0,00048
Ovaries	0,043
Uterus	0,037
Prostate	0,0089

Scan Description / Comments

© Nicholas Keat for ImpACT, 2000-2011
Imaging Performance Assessment of CT Scanners, an MHRA Evaluation centre
<http://www.impactscan.org>

Version Introduction **ScanCalculation** Phantom Paediatric

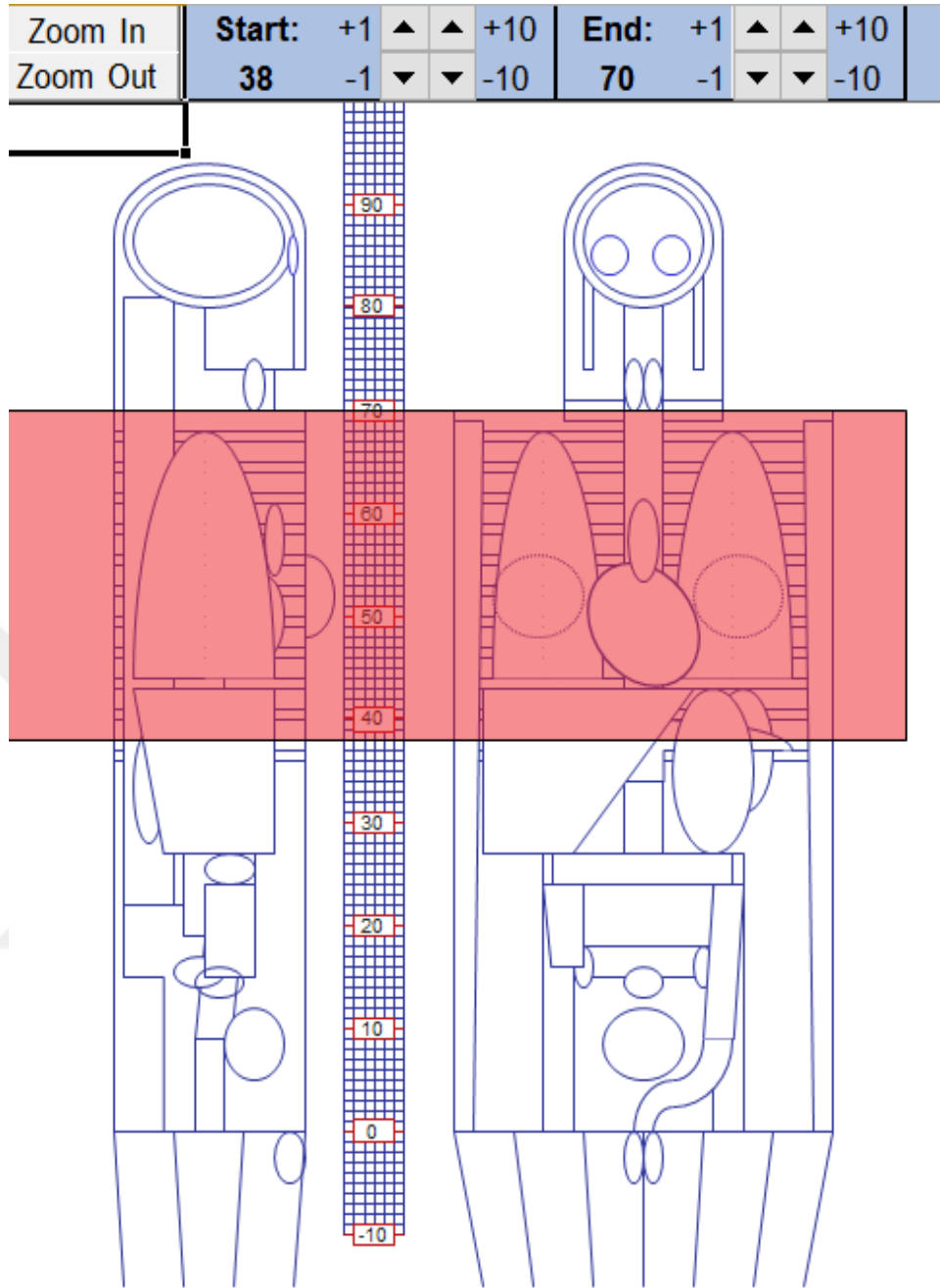
Şekil 3.8. ImpACT yazılımında veri girişinin yapıldığı ve doz değerlerinin verildiği “scancalculation” sayfası

3.2. Yöntem

Bu çalışma 2015 yılında Ankara Atatürk Eğitim ve Araştırma Hastanesinde Radyoloji bölümünde yapılmıştır. Tez çalışmasında Siemens Somatom Definition Flash Bilgisayarlı Tomografi cihazı kullanılmıştır. Siemens Somatom Definition Flash Bilgisayarlı Tomografi cihazı ile yetişkin toraks BT çekimi yapılan 60 adet bayan hastadan veri alınmıştır. Bu tez çalışması için gerekli izin üniversitemiz etik kurulundan alınmış olup etik kurul onayı ektedir (EK-1).

Tez çalışmasında kullanılan TLD'lerin kalibrasyon ve okuma işlemleri Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsünde gerçekleştirilmiştir.

Tez çalışmasında ilk etapta toraks BT çekilen bayan hastalara sistemin verdiği dozun doğruluğunu tespit etmek için iyon odası ve ImPACT yazılımında aynı parametreler kullanılarak elde edilen $CTDI_{vol}$ değerlerine göre sistem karşılaştırılması yapılmıştır. İkinci etapta meme cilt dozu ölçümlerinde dozimetrik yöntem kullanılacağı için TLD'ler kalibrasyon işleminden sonra kodlanarak kullanıma hazır hale getirilmiştir. TLD kullanarak dozimetrik yöntemle hasta üzerinden meme cilt dozu ölçülmüş ve TLD'lerin maruz kaldığı sistemin verdiği toplam $CTDI_{vol}$ değerleri ve diğer parametreler girilerek, yine ImPACT yazılım kullanarak matematiksel fantom üzerinde belirlenen bölgenin cilt dozu hesabı ICRP 103'e göre yapılmıştır. Toraks çekimleri sırasında sistemden okunan DLP ve $CTDI_{vol}$ değerlerine göre taranan bölgenin uzunluğu hesaplanmış, ImPACT yazılımında matematiksel fantomda toraks çekiminin yapıldığı bölgenin uzunluğu bu değere göre seçilmiştir (Şekil 3.9.). Elde edilen cilt dozları karşılaştırılıp sistemin verdiği doz değerlerinin doğruluğu hakkında sonuçlar yorumlanmıştır.



Şekil 3.9. Matematiksel Fantom

3.2.1. TLD Kalibrasyon İşlemi

Tez çalışmasında kullanılan TLD-100' lerin üretimden kaynaklanan duyarlılık farklılıklarının ortadan kaldırılması amacıyla öncelikle kalibrasyonları yapılmıştır. TLD' lerin iki temel kalibrasyonu vardır. Bunlar TLD' lerin duyarlılığını gösteren Element Correction Coefficient (ECC) ve okuyucudan alınan, nanocoulomb (nC) cinsinden verilen fototüp akımının soğurulan radyasyon miktarına çevirmede kullanılan dönüşüm katsayısı Reader Calibration Factor' ün (RCF) bulunmasıdır. Tüm TLD' ler aynı hassasiyette üretilmediği için, aynı miktarda radyasyon soğurmalarına karşın okuma sırasında farklı miktarda ışık salarlar. Bu farklılığı ortadan kaldırmak için her TLD' ye bir ağırlık faktörü verilir. Bu faktör ECC' dir. Okuyucunun ışın şiddetini soğurulan radyasyon miktarı cinsinden verilmesi için RCF' nin mutlaka bilinmesi gerekmektedir (18).

Eşit miktarda ve aynı koşullarda ışınlanan TLD' lerin aynı akım değerlerini vermesi beklenir. Ancak TLD' lerin imalat ve saklanma koşullarından kaynaklanan farklılıklardan dolayı tüm TLD' ler aynı sonucu vermezler. Hassasiyet farklılıklarının en aza indirilmesi amacıyla, TLD' ler kullanılacak x-ışın sisteminde ışınlanmış, hassasiyetleri $\pm\%5$ aralığının dışına çıkmış olan TLD' ler çalışmada kullanılmamıştır. Bu kalibrasyon ile TLD' lerin duyarlılık etkisi belirlenmiştir (ECC). Hassasiyetleri $\pm\%5$ aralığı içerisinde bulunan aynı geometriye yerleştirilmiş TLD 'ler ve referans bir iyon odası aynı anda aynı şartlarda (aynı kVp,mA) ışınlanır. TLD okuyucusunun kalibrasyon faktörü nC/mGy olarak belirlenmiştir (RCF). TLD kalibrasyonu yapılırken, aynı kVp değerinde TLD' ler ışınlanmış ve okuyucuda nC olarak verdiği akımlar okunmuştur. Aynı şartlarda ışınlanmış olan iyon odasından ise mGy olarak ışınlama değeri okunmuştur. TLD okuyucusunda bulunan nC değerlerinin ortalaması, iyon odasından elde edilen mGy değerine bölünerek RCF nC/mGy değerleri bulunmuştur (19).

3.2.2. TLD Hazırlanması

TLD' ler ışınlama tepsisine kodlarına göre yerleştirilir ve PTW-TLDO TLD fırınından program 1 seçilir. TLD' ler 400°C' ye kadar ısıtılır ve derin tuzaklardaki radyasyonların yüksek sıcaklık ile tamamen boşalması sağlanmış olur. Tavlama işleminden sonra TLD' ler cımbız yardımıyla streç filmlere sarılmış ve tepsideki kodlarını karıştırmamak için streç filmlere TLD' lerin sahip olduğu kodlar yazılmıştır. TLD' lerin tepside ki kodları çalışma boyunca sabit tutulmuştur.

3.2.3. Toraks BT Çekimi Öncesi Hasta Hazırlığı

Toraks BT çekilen bayan hastalar, hasta yatağına kollarını geriye uzatacak şekilde yatırılmıştır. Böylece kolların çekim alanına girmesi engellenir. TLD' ler hastanın sağ ve sol memesinin lateral kısımlarına flester yardımıyla yapıştırılmıştır. Çekim bittikten sonra TLD' ler hastanın üzerinden çıkarılmıştır.

3.2.4. Harshow-3500 TLD Okuyucusu ile TLD Okuması

Bütün TLD' ler ölçüm sonuçlarının doğruluğu için aynı zaman periyotlarında, ışık ve radyasyondan etkilenmeyecek şekilde bekletilmiştir. Hasta çekiminden sonraki gün TLD' lerin okuma işlemi gerçekleştirilmiştir. TLD' ler dikkatlice sarıldıkları streç filmden çıkarılıp cımbız yardımıyla, el değmeden ışınlama tepsisinde ki kodlarına yerleştirilmiştir. Ön ısıtma işlemi için PTW-TLDO TLD fırınından program 2 seçilmiştir. TLD' ler fırında 100°C de 10 dk bekletilip oda sıcaklığına kadar soğuması için beklenilmiştir. Böylece sığ tuzaklarda ki radyasyonlar tuzaklardan boşaltılmış olunur. Ön ısıtma işleminden sonra Harshow-3500 TLD marka okuyucusuna yerleştirilen TLD' lerin Winrems yazılımına göre okuması yapılmıştır (Şekil 3.4.).



Şekil 3.10.Harshow-3500 TLD Okuyucusuna TLD' lerin yerleştirildiği bölme

3.2.5. CTDI Fantomunda Doz Ölçme İşlemi

Ağırlıklı Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi ($CTDI_w$) hesaplanması için PMMA fantom kullanılmıştır. Toraks çekimleri için kullanılan 32 cm' lik vücut fantomunu merkezi gantri izomerkezine gelecek şekilde yerleştirilmiştir. $CTDI_k$ değerleri için fantomun kenarlarına sırası ile sağ kenar, üst kenar, sol kenar ve alt kenar boşluklarına, $CTDI_m$ değeri için fantomun merkezine boyutu 10 cm olan kalem tipli iyon odası yerleştirilmiştir. İyon odasının yerleştirildiği noktalar haricindeki boşluklar PMMA silindirlerle kapatılmıştır. Tüp çıkış değerleri 80, 100, 120, 140 kV olacak şekilde sabit mAs değerlerinde ölçümler alınmıştır. Elde edilen verilere göre $CTDI_w$ değeri hesaplanmıştır.

3.2.6. İstatistiksel Analizler

Tez çalışmasında elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için SPSS (Statistical Package for Social Sciences for Windows) 15.0 programı kullanılmıştır. Çalışmada yer alan yaş, ağırlık, ... gibi sürekli değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro-Wilk testi ile incelenmiştir. Yaş ve ağırlık normal dağılım gösterdiği için ortalama \pm standart sapma (ort \pm s) ile; TLD ve ImPACT meme cilt giriş dozu ölçümleri ise ortanca (min-maks) ile de ifade edilmiştir. 60 tane bayan hastadan alınan verilerden cihazın 100 kV uyguladığı çekimlerdeki veriler kullanılmıştır. Çünkü kV parametresinin doz değeri üzerindeki etkisini göz ardı etmek doğru istatistiksel sonuçlar elde etmemizi zorlaştırır. Bundan dolayı aynı kV değerleri için TLD ve ImPACT yazılım sonuçları istatistiksel olarak karşılaştırmıştır. Deneysel ve teorik değerlerin karşılaştırılması için farklar normal dağılım gösterdiği için eşleştirilmiş t test uygulanmıştır. Ağırlık, yaş ve TLD meme cilt giriş dozu arasındaki ilişkinin değerlendirilmesinde Spearman korelasyon analizi kullanılmıştır. Ağırlığın TLD değerlerinin nasıl etkilediğini belirlemek amacıyla basit doğrusal regresyon analizi kullanılmıştır. İstatistiksel anlamlılık düzeyi $p < 0.05$ kabul edilmiştir.

4. BULGULAR

Bu tez çalışmasında Siemens Somatom Definition Flash BT cihazı kullanılarak toraks BT çekilen altmış tane bayan hasta üzerinden, dozimetrik ölçüm yöntemlerinden biri olan Termolüminesans dedektörlerin(TLD) yardımı ile meme cilt dozu ölçümü yapılmıştır. TLD'lerin doz okuma işlemleri çekimden bir gün sonra ön ısıtma işlemi yapıldıktan sonra TLD okuyucusu ile yapılmıştır.

Teşhis ve tedavide, hastanın maruz kaldığı radyasyon dozunun deneysel yollarla elde edilmesi uzun zaman aldığı ve pratik olmadığı için bilgisayar vasıtası ile gerçeğe uygun biçimde tasarımı yapılmış vücut modelleri ile yapılan simülasyonlar kullanılmaktadır. Bu çalışmada deneysel yolla elde edilen meme cilt dozlarının teorik olarak hesaplanan meme cilt dozu ile karşılaştırılmasını yapmak için Monte Carlo yöntemini kullanan ImPACT yazılım tercih edilmiştir. Bilgisayarlı Tomografi cihazının bağlı olduğu sistemden alınan teknik parametre değerleri her bir hasta için ImPACT yazılımda kullanılarak, ICRP 103'e göre istenilen bölgedeki radyasyon dozu dağılımı hesaplanmıştır. Deneysel ve teorik yöntemle elde edilen meme cilt dozu değerlerinin ortalamaları hesaplanmış ve istatistiksel olarak karşılaştırılması yapılmıştır.

Siemens Somatom Definition Flash BT cihazı ile iyon odası kullanılarak yapılan ölçümlerde sistemden elde edilen CTDI değerlerinin bazı teknik parametreler ile değişimi incelenmiştir.

Çalışmada kullanılan Siemens Somatom Definition Flash BT cihazı için $CTDI_w$ değeri, PMMA fantomu ve iyon odası kullanılarak değişen kV değerlerinde ve sabit mAs parametresinde, elektrometre yardımıyla ölçülen $CTDI_m$ (merkezden ölçülen değer) ve $CTDI_k$ (kenarlardan ölçülen değerlerin ortalaması) verileri kullanılarak hesaplanmıştır. BT cihazından elde edilen $CTDI_{vol}$ değeri kullanılarak cihaz için $CTDI_w$ değeri hesaplanmıştır. BT cihazından elde edilen ve iyon odası yardımı ile PMMA fantom üzerinden hesaplanan $CTDI_w$ değerleri mAs değerinden bağımsız olarak tanımlanması için normalize edilmiştir. Normalize edilen değerler ImPACT yazılımı ile elde edilen veriler ile karşılaştırılmıştır.

4.1. PMMA Fantomu, BT Cihazı ve ImPACT Yazılımı ile Alınan Doz Değerleri

PMMA 32 cm' lik vücut fantomu üzerinden iyon odası kullanılarak aksiyel tarama modunda, sabit 100 mAs parametresinde, 80 kV, 100 kV, 120 kV ve 140 kV değerlerine göre elde edilen CTDI değerleri Tablo 4.1.' de ki gibidir. Bu değerler kullanılarak $CTDI_w$ aşağıdaki formül yardımı ile hesaplanır.

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_{merkez} + \frac{2}{3}CTDI_{kenar-ort}$$

Tablo 4.1. 100 mm uzunluğunda iyon odası kullanılarak ölçülen CTDI değerleri (10mm kesit kalınlığı/1 kesit).

CTDI	kV=80 mAs=100	kV=100 mAs=100	kV=120 mAs=100	kV=140 mAs=100
$CTDI_{merkez}$	94.52 μ Gy	208.2 μ Gy	376 μ Gy	574.5 μ Gy
$CTDI_{sağ}$	214 μ Gy	405.1 μ Gy	699 μ Gy	1028 μ Gy
$CTDI_{üst}$	244.8 μ Gy	414.9 μ Gy	705.9 μ Gy	1181 μ Gy
$CTDI_{sol}$	208.2 μ Gy	408.5 μ Gy	690 μ Gy	1015 μ Gy
$CTDI_{alt}$	196.7 μ Gy	365.8 μ Gy	625.6 μ Gy	1058 μ Gy
$CTDI_{kenar-ort}$	215.9 μ Gy	398.6 μ Gy	680.1 μ Gy	1070.5 μ Gy
$CTDI_w$	1.754 mGy	3.351 mGy	5.787 mGy	9.051 mGy

İlgili tabloda beklenildiği üzere merkez ölçümlerinde dozlar en düşük ölçülmüştür. Bunun yanı sıra $CTDI_{alt}$ ölçümlerinde doz sonuçları ise masa etkisi sebebiyle fantomun çevresindeki diğer ölçüm sonuçlarından daha düşük ölçülmüştür. PMMA vücut fantomunun kenarlarından ölçülen doz değerlerinin ortalaması alınarak ve merkezden ölçülen doz değeri kullanılarak her bir kV değeri için Ağırlıklı Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi ($CTDI_w$) hesabı yapılmıştır.

PMMA fantom üzerinden iyon odasıyla alınan ölçümler sırasında BT cihazından okunan $CTDI_{vol}$ değerleri kaydedilmiştir. BT cihazından 100 mAs için 80 kV, 100 kV, 120 kV ve 140 kV parametreleri ile elde edilen doz değerleri Tablo 4.2. 'de verilmiştir. Bu doz değerleri her kV değeri için sabit 100 mAs değerine normalize edilmiştir.

Tablo 4.2. BT cihazından elde edilen doz değerleri (pitch=1).

kV	mAs	$CTDI_{vol}$ (mGy)	DLP (mGy.cm)
80	100	1.78	2
100	100	3.70	4
120	100	6.07	6
140	100	8.93	9

ImPACT yazılımında $CTDI_w$ hesabı için Siemens markası seçilmiştir. Ancak model seçeneklerinde tez çalışmasında kullandığımız iki kaynaklı Siemens Somatom Definition Flash BT cihaz seçeneği olmadığı için ona en yakın model olan tek kaynaklı Siemens Definition AS model BT cihazı seçilmiştir. kV seçeneği kısmından 80 kV, 100 kV, 120 kV ve 140 kV parametreleri girilerek 100 mAs için $CTDI_w$ değerleri yazılımda hesaplanmıştır. Yazılımdan elde edilen $CTDI_w$ değerleri mAs değerine normalize edilmiştir. 100 mm uzunluğundaki iyon odası için hesaplanan $CTDI_w$ değerleri, BT cihazı ve ImPACT yazılımı ile elde edilen normalize edilmiş $CTDI_w$ değerleri karşılaştırılmıştır (Tablo 4.3.).

Tablo 4.3. PMMA vücut fantomundan iyon odası ile elde edilen, BT cihazından hesaplanan ve İmpact yazılım kullanılarak elde edilen mAs değerine normalize edilmiş $CTDI_w$ değerleri.

kVp	CTDI _w /mAs		
	İyon odası ölçümü	BT cihazından hesaplanan	ImPACT
80	0.018	0.018	0.016
100	0.034	0.037	0.033
120	0.058	0.061	0.056
140	0.091	0.089	0.083

Elde edilen verilere göre, iyon odası ile elde edilen, BT sisteminden hesaplanan ve ImPACT yazılımdan elde edilen mAs değerine normalize edilmiş $CTDI_w$ sonuçları birbiriyle uyum içerisindedir. Genel olarak, değişen kV değerlerinde ImPACT yazılımdan elde edilen $CTDI_w$ değerleri, iyon odası ve BT sistemine göre düşük çıkmıştır.

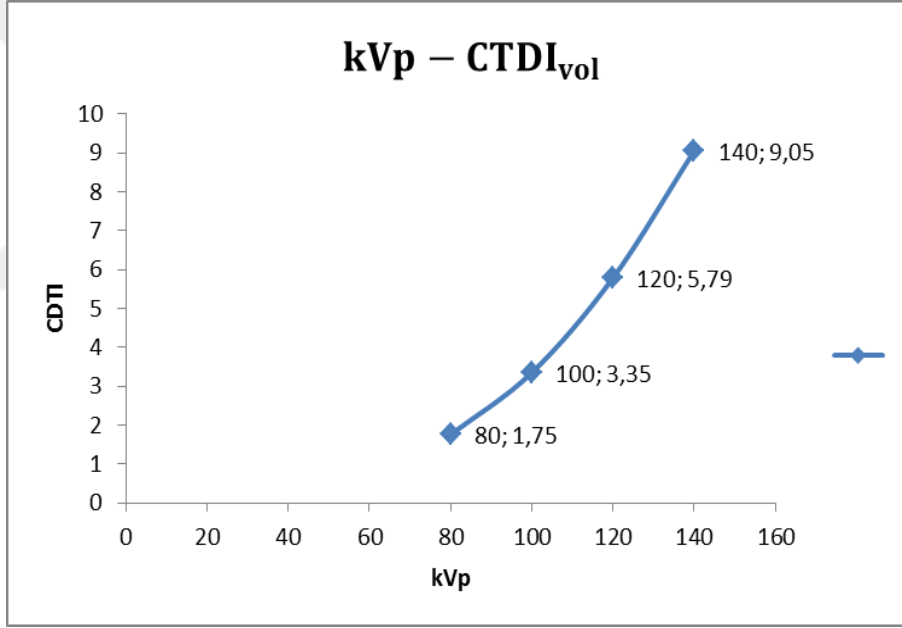
4.2. CTDI Değerinin Teknik Parametreler ile Değişimi

CTDI fantomu kullanarak aldığımız ölçüm değerleri ve BT çekimleri esnasında bilgisayardan elde edilen değerler kullanılarak $CTDI_{vol}$ değerinin kVp, mAs ve pitch faktörlerine göre değişimi incelenmiştir. Toraks çekimleri için 32 cm çapında ki PMMA fantom kullanılmıştır. $CTDI_{vol}$ değerindeki değişim Tablo 4.4., Tablo 4.5., Tablo 4.6.' da verilmiştir.

İlk olarak $CTDI_{vol}$ değerinin kVp ile değişimi incelenmiştir. İnceleme sırasında 80 kV, 100 kV, 120 kV ve 140 kV değerleri için diğer parametreler sabit kalacak şekilde ölçüm alınmıştır. Diğer parametreler; mAs=100, pitch=1, kesit kalınlığı 10mm/1 kesit olarak ayarlanmıştır.

Tablo 4.4. $CTDI_{vol}$ değerinin kVp ile değişimi.

kVp	$CTDI_{vol}$ (mGy)
80	1.754
100	3.351
120	5.787
140	9.051



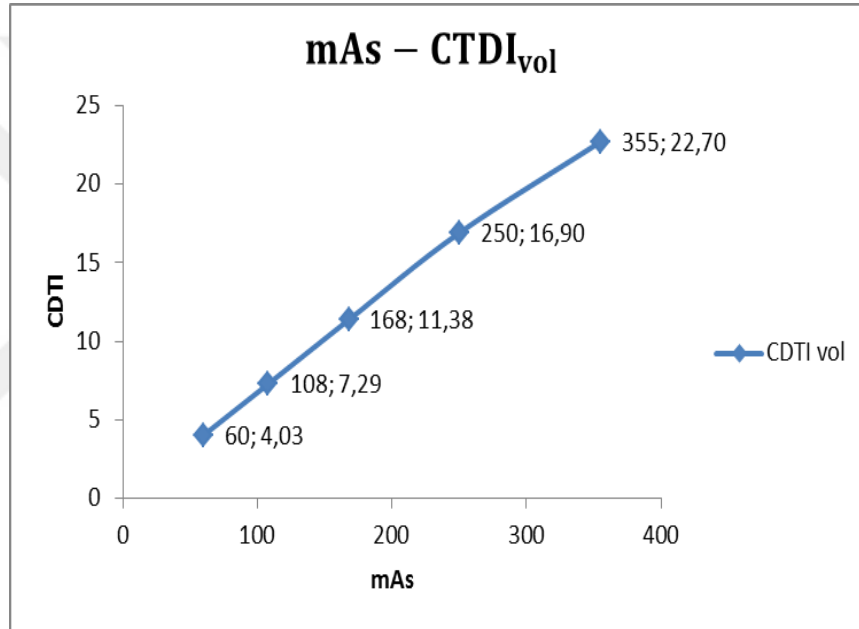
Şekil 4.1. kVp- $CTDI_{vol}$ değişim grafiği

Elde edilen grafiğe göre $CTDI_{vol}$ değerinin artan kVp değerine göre eksponansiyel artış gösterdiği görülmektedir.

İkinci olarak mAs değerindeki değişimin $CTDI_{vol}$ değerine nasıl etki ettiği incelenmiştir. İnceleme esnasında diğer parametreler sabit tutulmuştur. Diğer parametreler; kV=120, pitch=0.6, kesit kalınlığı 10mm/1kesit şeklinde ayarlanmıştır.

Tablo 4.5. $CTDI_{vol}$ değerinin mAs ile değişimi.

mAs	$CTDI_{vol}$ (mGy)
60	4.03
108	7.29
168	11.38
250	16.9
335	22.7



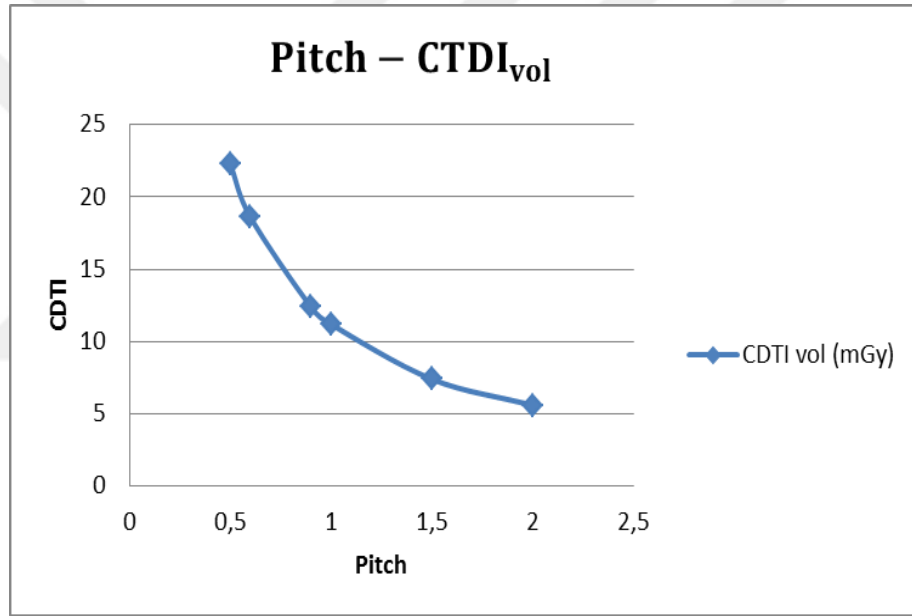
Şekil 4.2. mAs- $CTDI_{vol}$ değişim grafiği

Veriler incelendiğinde mAs değerindeki artış ile $CTDI_{vol}$ değerinin doğrusal olarak arttığı görülmüştür. mAs değerinin artması foton sayısını arttıracığı için $CTDI_{vol}$ değeri de aynı oranda artış gösterecektir.

Üçüncü olarak artan pitch faktörüne bağlı olarak değişen $CTDI_{vol}$ değeri incelenmiştir. İnceleme yapılırken diğer parametreler sabit tutulmuştur. Diğer parametreler; kVp=120, mAs=200, kesit kalınlığı 10mm/1 kesit şeklinde ayarlanmıştır.

Tablo 4.6. $CTDI_{vol}$ değerinin pitch faktörü ile değişimi.

Pitch	$CTDI_{vol}$ (mGy)
0.5	22.3
0.6	18.6
0.9	12.4
1	11.2
1.5	7.4
2	5.6



Şekil 4.3. Pitch- $CTDI_{vol}$ değişim grafiği

Artan pitch değeri kesitlerin üst üste gelmesini önleyeceği için alınan doz azalacaktır. Çünkü azalan pitch değeri ile kesit görüntüler üst üste biner ve taranan bölge 2 kez doz almış gibi olur. Bundan dolayı $CTDI_{vol}$ değeri pitch faktörüyle ters orantılı bir şekilde artar.

4.3. TLD ile Elde Edilen Meme Cilt Dozu Ölçümü ve Impact Yazılım ile Elde Edilen Cilt Dozu Değerleri

Bu bölümde toraks BT çekilen bayan hastalar üzerinden dozimetrik yöntemle elde edilen meme cilt giriş dozları, Monte Carlo (MC) simülasyon tekniğini kullanarak organ dozu hesabı yapan ImPACT yazılımı ile aynı parametrelerde ICRP 103' e göre elde edilen meme cilt dozu değerleri ile karşılaştırılmıştır. Toraks çekimi sırasında TLD' ler topogram ve pre-monitoring çekimlerinde ekstrasdan bir doza maruz kaldığı için toplam efektif mAs değeri dikkate alınmıştır. ImPACT yazılımında çalışmanın yapıldığı iki kaynaklı Siemens Somatom Definition Flash model olmadığı için Siemens Definition AS model seçilmiştir. Otomatik modda çekim yapan Siemens Somatom Definition Flash BT cihazından elde edilen parametreler her bir hasta için yazılıma girilmiştir. Toraks çekimi sırasında sistemden elde edilen DLP ve $CTDI_{vol}$ değerlerine göre taranan bölgenin uzunluğu hesaplanmıştır. Matematiksel fantom üzerinde toraks çekim bölgesi hesaplanan uzunluğa göre seçilmiştir ve ICRP 103' e göre cilt dozu hesabı yapılmıştır.

Meme dozu ölçümleri yapılırken hasta memesi üzerine yapıştırılan LİF(TLD-100) TLD' lerden istifade edilmiştir.

ImPACT yazılımında kullanılan farklı model cihazın farklılık payı için Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü tez çalışmalarında ki verilerden istifade edilmiştir. Yapılan çalışmada rando fantoma ait doku eşdeğeri memeler, Toraks fantomunda meme kısmına denk gelen yerlere yerleştirilerek farklı tomografik sistemlerde, klinikte kullanılan rutin toraks parametreleri kullanılarak inceleme yapılmış ve meme dozları hesaplanmıştır (4).

Yapılan çalışmada Siemens marka BT cihazlarının farklı modellerinde manuel ve otomatik modda toraks çekimleri karşılaştırılmış ve rando fantom kullanılarak meme dozları hesaplanmıştır (4). Bu çalışmada ImPACT yazılımında 64 dedektörlü Siemens Definition cihazı kullanıldığı için istifade ettiğimiz çalışmada aynı cihaz için elde edilen veriler kullanılarak, yazılımın hesapladığı meme dozu ile TLD yardımıyla rando fantom üzerinden alınan meme dozu değerleri karşılaştırılmış ve ne kadarlık bir fark meydana geldiği hesaplanmıştır. Otomatik moddaki değerler ImPACT yazılıma girilmiş ve meme dozu ICRP 103' e göre 5.5 mGy olarak hesaplanmıştır. Ancak TLD ile alınan ölçümde meme dozu değeri 8.26 mGy olarak

ölçülmüştür. Bu iki değer arasında 1.5 katlık fark vardır (8.26/5.5). Yani ImPACT yazılımın otomatik çekim modunda organ doz değerini yaklaşık olarak 1.5 kat daha az hesapladığı görülmüştür. Diğer modellerin karşılaştırılması yapıldığında; 2 dedektörlü Siemens Somatom Emotion Dua için otomatik modda fark 0.98(4.97/5.1), 4 dedektörlü Siemens Volume Zoom modeli için manuel modda fark 1.15(8.43/7.3), 16 dedektörlü Siemens Sensation 16 için otomatik modda ki fark 1.26(9.1/7.2) olarak hesaplanmıştır. Sonuçlara göre dedektör sayısı arttıkça okunan değerler arasında ki fark artmaktadır. Bu tez çalışmasında 128 dedektörlü sistem kullanıldığı için farkın artmasını bekleriz. Fakat yazılımda birebir aynı cihaz olmadığı için kesin olarak yorum yapılamamaktadır. Siemens Somatom Definition Flash cihazından elde edilen sistem verileri ve TLD'lerden okunan doz bilgileri ile ImPACT yazılımdan Siemens Definition AS modeli için alınan doz bilgileri Tablo 4.7.'de verilmiştir. Her bir hasta için kilo ve yaş bilgileri ve mAs değerine normalize edilmiş meme cilt dozları da tabloda sunulmuştur.

Tablo 4.7. Sistemden ve yazılımdan alınan veriler

Hasta No	Kilo	Yaş	kVp	mAs	TLD ve BT Sistemi			ImPACT		
					CTDI (mGy)	Ölçülen Cilt Dozu (mGy)	TLD Normalize (mGy/mAs)	CTDI (mGy)	Hesaplanan Cilt Dozu (mGy)	ImPACT Normalize (mGy/mAs)
1	59	34	100	220	9,2	5,9	0,02682	9,8	3,8	0,01727
2	36	75	100	160	6,7	4,02	0,02513	7,1	2,5	0,01563
3	87	48	120	300	20,7	11,7	0,03900	22,8	8	0,02667
4	89	49	100	422	17,5	10,2	0,02417	18,8	7,9	0,01872
5	60	67	120	110	7,8	4,28	0,03891	8,4	3,9	0,03545
6	66	70	100	144	6,08	5,37	0,03729	6,4	2,3	0,01597
7	60	52	100	233	9,75	7,47	0,03206	10,4	3,7	0,01588
8	85	62	100	252	10,56	6,9	0,02738	11,2	3,9	0,01548
9	66	46	100	288	12,02	8,67	0,03010	12,8	5,1	0,01771
10	60	65	100	264	11,02	6,3	0,02386	11,7	3,6	0,01364
11	94	50	120	316	21,82	13,5	0,04272	24,1	8,6	0,02722
12	65	40	100	201	8,45	4,96	0,02468	9	3,5	0,01741
13	110	55	120	294	20,3	10,5	0,03571	22,5	8,2	0,02789
14	65	40	100	255	10,64	5,46	0,02141	11,4	4,2	0,01647
15	70	62	100	411	17,11	10,3	0,02506	18,3	7,8	0,01898
16	110	58	100	467	19,4	13,81	0,02957	20,7	7,9	0,01692
17	68	51	100	229	9,58	8,66	0,03782	10,2	3,7	0,01616
18	80	73	120	227	15,8	8,98	0,03956	17,3	6,6	0,02907
19	90	50	120	250	17,1	9,42	0,03768	19	9,3	0,03720
20	102	40	100	531	22,07	12,3	0,02316	23,6	11	0,02072
21	101	61	100	500	20,74	15,3	0,03060	21,6	8	0,01600
22	65	75	100	226	9,48	7,72	0,03416	10,1	3,6	0,01593
23	87	59	120	296	20,48	11,15	0,03767	22,6	11	0,03716
24	90	41	100	425	17,68	8,37	0,01969	18,9	8,8	0,02071
25	68	54	100	252	10,56	6,91	0,02742	11,2	5	0,01984
26	78	49	100	260	10,88	6,26	0,02408	11,2	4,4	0,01692
27	90	69	120	210	21,26	7,29	0,03471	16	5,9	0,02810
28	60	84	120	270	18,65	10,07	0,03730	20,1	7,5	0,02778
29	45	45	100	161	6,8	4,24	0,02634	7,1	2,5	0,01553
30	74	50	100	360	15	8,92	0,02478	16	5,3	0,01472

Tablo 4.7. (Devam)

Hasta No	Kilo	Yaş	kVp	mAs	TLD ve BT Sistemi			ImPACT		
					CTDI (mGy)	Ölçülen Cilt Dozu (mGy)	TLD Normalize (mGy/mAs)	CTDI (mGy)	Hesaplanan Cilt Dozu (mGy)	ImPACT Normalize (mGy/mAs)
31	48	48	100	160	6,77	3,97	0,02481	7,1	2,7	0,01688
32	75	47	100	385	16,03	10,69	0,02777	12,6	7,6	0,01974
33	75	47	100	415	17,27	13,38	0,03224	18,5	7,6	0,01831
34	72	44	100	291	12,16	7,4	0,02543	13	4,8	0,01649
35	110	49	120	300	20,75	11,01	0,03670	22,8	8,5	0,02833
36	90	66	120	281	19,46	7,59	0,02701	21,4	8	0,02847
37	50	28	100	250	10,4	4,62	0,01848	11,1	3,5	0,01400
38	73	80	120	300	20,7	12,8	0,04267	22,8	7,6	0,02533
39	90	48	120	385	26,5	14,57	0,03784	29,4	10	0,02597
40	60	93	100	332	13,86	6,54	0,01970	14,8	5,7	0,01717
41	75	75	140	217	22,21	11	0,05069	24,6	11	0,05069
42	77	79	120	328	22,68	13,63	0,04155	25	11	0,03354
43	69	56	100	260	10,82	5,83	0,02242	11,6	4,6	0,01769
44	68	24	120	241	16,75	8,4	0,03485	18,4	7,9	0,03278
45	68	42	100	316	13,18	6,33	0,02003	14,1	5	0,01582
46	65	46	100	298	12,22	3,65	0,01225	13	4	0,01342
47	73	45	120	158	11,09	5,6	0,03544	12,1	4,9	0,03101
48	95	71	120	348	23,91	14,74	0,04236	26,5	9,4	0,02701
49	70	63	100	302	12,6	7,92	0,02623	13,4	4,1	0,01358
50	96	43	100	480	19,95	8,74	0,01821	21,3	10	0,02083
51	74	32	100	437	18,2	13,7	0,03135	19,4	8,6	0,01968
52	56	52	120	158	11,09	4,25	0,02690	12,1	4,7	0,02975
53	85	72	120	218	15,18	4,061	0,01863	16,6	6,7	0,03073
54	73	35	120	326	22,5	10,82	0,03319	24,9	8,6	0,02638
55	85	56	100	430	17,89	13,02	0,03028	19,1	6,7	0,01558
56	76	73	100	293	12,26	5,96	0,02034	13	5,7	0,01945
57	70	62	140	205	21,08	9,9	0,04829	23,2	8,7	0,04244
58	55	45	100	236	9,89	3,43	0,01453	10,5	3,9	0,01653
59	83	59	100	371	15,46	9,81	0,02644	16,5	6,8	0,01833
60	67	63	100	210	8,76	3,63	0,01729	9,4	3,5	0,01667

Tablo 4.7.' de Siemens Somatom Definition Flash cihazından elde edilen CTDI değerleri, hasta üzerinden TLD ile ölçülen meme cilt giriş dozları ve bu doz değerlerinin mAs değerine normalize edilmiş değerleri yer almaktadır. Tablo 4.7.' nin ikinci kısmında da ImPACT yazılıma girilmiş aynı parametrelere karşılık yazılımın verdiği CTDI değerleri, meme cilt giriş dozları ve bu doz değerlerinin mAs değerlerine normalize edilmiş hali yer almaktadır.

4.4. İstatistiksel Bulgular

Tez çalışmasında 60 adet bayan hastanın yaş ve kilo bilgileri kaydedilmiştir. SPSS programına göre tanımlayıcı istatistikler Tablo 4.8.' de verilmiştir.

Tablo 4.8. Kilo ve yaş değerlerine ait uygun tanımlayıcı istatistikler

	n	Ort±S	Min - Maks
Yaş	60	55.28±14.46	24 - 93
Ağırlık [kg]	60	75.05±16.03	36 - 110

Çalışmaya alınan toraks çekimi yapılan 60 kadının yaş ortalaması 55.28±14.46 yıl ve minimum ve maksimum yaş değerleri 24-93 yıl, ağırlık ortalaması 75.05±16.03 kg ve minimum ve maksimum ağırlık değerleri 36-110 kg olarak hesaplanmıştır (Tablo 4.8.).

TLD ile ölçülen doz değerleri ile yazılımdan okunan doz değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri Tablo 4.9.'da verilmiştir. Buna göre, cilt dozu ortancası TLD ile ölçümünde 8.39 (min-maks: 3.43 – 15.30) mGy, ImPACT ile ölçümünde 6.25 (min-maks: 2.30 – 11.00) mGy'dir.

Tablo 4.9. TLD ve ImPACT yazılım değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler

	n	Ortanca	Min - Maks	Ort±S
TLD [mGy]	60	8.39	3.43 - 15.30	8.53±3.33
ImPACT [mGy]	60	6.25	2.30 - 11.00	6.32±2.48

TLD ile ölçülen meme cilt dozu ve ImPACT yazılımın hesapladığı meme cilt dozu değerlerinin farklılığını incelemek için, sistemin 100 kV uyguladığı 38 hastanın cilt dozları dikkate alınmıştır. Bu hastaların TLD ile ölçülen meme cilt dozu ve ImPACT yazılımın hesapladığı meme cilt dozuna ait tanımlayıcı istatistikler Tablo 4.10.'da verilmiştir. TLD ile ölçülen meme cilt dozu ile ImPACT yazılımın hesapladığı meme cilt dozu değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu tespit edilmiştir ($t=7.563$, $p<0.001$). Buna göre TLD ile ölçülen meme cilt giriş dozu değerlerinin ImPACT ile elde edilen değerlerden anlamlı düzeyde yüksek olduğu görülmüştür.

Tablo 4.10. 100 kV uygulanan hastaların cilt dozları dağılımı

	n	Ortanca	Min - Maks	Ort±S
TLD [mGy]	38	7.16	3.43 - 15.30	7.81±3.21
ImPACT [mGy]	38	4.70	2.30 - 11.00	5.35±2.23

Yaş ve ağırlık ile dozimetrik yöntemle ölçülen meme cilt giriş dozlarının arasındaki ilişkiyi incelendiğinde, yaş ile TLD arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki olmadığı ($p=0.929$), ağırlık ile TLD arasında pozitif yönlü, orta dereceli bir ilişki olduğu belirlenmiştir (Tablo 4.11.).

Tablo 4.11. Yaş ve ağırlık ile TLD arasındaki ilişkiler

	TLD		
	n	Spearman rho	p
Yaş	38	0.015	0.929
Ağırlık	38	0.752	<0.001

Ağırlığın TLD değerlerini nasıl etkilediğini incelemek üzere regresyon analizi uygulandığında elde edilen sonuçlar Tablo 4.12.'te verilmiştir. Buna göre ağırlıktaki bir kg artış TLD ölçümlerinde 0.151 mGy'lik artışa neden olur. Elde edilen sonuca göre TLD cilt dozu ölçüm sonuçlarındaki değişimin % 55.0'i ağırlık ile açıklanmaktadır.

Tablo 4.12. Regresyon analizi sonuçları

	$\hat{\beta}$	% 95 GA	p
Sabit	-2.927	-6.288; 0.434	0.086
Ağırlık [kg]	0.151	0.104; 0.197	<0.001

F=43.956, p<0.001 R²=0.550,

5. TARTIŞMA

Yapılan tez çalışmasında Siemens Somatom Definition Flash BT cihazı kullanılmıştır. Öncelikle PMMA 32 cm'lik vücut fantomu üzerinden iyon odası kullanılarak aksiyel tarama modunda, sabit 100 mAs parametresinde, 80 kV, 100 kV, 120 kV ve 140 kV değerlerine göre elde edilen CTDI değerleri kullanılarak mAs değerine normalize edilmiş $CTDI_w$ değerleri hesaplanmıştır. Sistemden ve ImpACT yazılımından elde edilen, 100 mAs değerinde normalize edilmiş $CTDI_w$ değerleri iyon odasıyla alınan değerler ile karşılaştırılmıştır.

İyon odası ölçümlerinden hesaplanan $CTDI_w/100$ mAs değerleri 80 kV, 100 kV, 120 kV ve 140 kV için sırasıyla 0.018, 0.034, 0.058 ve 0.091 olarak hesaplanmıştır. BT sistemi için değerler sırasıyla 0.018, 0.037, 0.061 ve 0.089' dur. İyon odası ile ölçülen değerler 100 kV ve 120 kV için BT sisteminden elde edilen değerlerden %8 ve %5 daha küçük çıktığı görülmüştür. ImpACT yazılımdan elde edilen değerler sırasıyla 0.016, 0.033, 0.056 ve 0.083 olarak hesaplanmıştır. İyon odası ile yapılan ölçümlerden hesaplanan $CTDI_w/100$ mAs değerleri, yazılım tarafından hesaplanan değerlerden sırasıyla %11, %3, %3 ve %9 daha fazladır. BT sisteminden elde edilen değerlerin yazılım tarafından hesaplanan değerlerden sırasıyla %11, %11, %8 ve %7 daha büyük olduğu görülmüştür. Genel olarak iyon odası ve BT cihazı uyum içerisinde iken, yazılım değerleri her iki ölçüm sonucundan da küçük hesaplanmıştır.

PMMA 32 cm' lik vücut fantomu ile yapılan ölçümde fantom kenarında ölçülen değerler merkezdeki değerden fazla ölçülmüştür. Merkez ve kenarlarda yaklaşık 2 katlık bir fark mevcuttur. Buda X- ışının girciliğinin etkisini göstermektedir. Kenarların tüpe daha yakın olması ve doz dağılımının derinlikle değişiyor olmasından dolayı kenarlar daha fazla doz almaktadır. Ayrıca fantomun en alt kenarının ise diğer kenarlardan daha az doz aldığı görülmektedir. Ölçülen değer yatak azalımından dolayı en düşüktür (Tablo 4.1.).

BT sistemlerinde hasta dozunu etkileyebilecek parametrelerin (kVp, mAs, pitch) radyasyon dozuna etkisi incelenmiştir. İnceleme yapılan sistemde $CTDI_{vol}$ değerinin teknik parametreler ile değişimine bakılırsa, $CTDI_{vol}$ değerinin artan kVp değerine göre eksponansiyel artış gösterdiği görülmüştür. Çünkü artan

kVp demet giriciliğini artırdığı için tüpten çıkan foton sayısının da artırmaktadır. Diğer bir parametre olan mAs değeri ile $CTDI_{vol}$ değerinin doğrusal bir değişim gösterdiği görülmüştür. Çünkü akım değerinin artması X-ışını tüpü içerisinde anoda doğru hızlandırılan elektronların sayısını yani X-ışın foton akısını artıracaktır. Bu artış $CTDI_{vol}$ değerini doğrusal bir şekilde artırır. $CTDI_{vol}$ değerinin pitch faktörü ile değişimi incelendiğinde ters orantılı bir değişim görülmüştür. Artan pitch değeri kesitlerin üst üste gelmesini önleyeceği için alınan doz azalacaktır. Bundan dolayı pitch faktörünün yüksek seçilmesi radyasyon dozunu azaltır.

Elde edilen sonuçlara göre BT sistemlerinde hasta dozunu azaltmak için hastanın kalınlığına, iyi bir görüntü kalitesine ve uygun anatomik bölgenin çekim alanı içerisinde olmasına bağlı olarak kVp ve mAs parametreleri optimum düzeyde seçilmelidir. Otomatik ışınlama yapan sistemlerde hastanın uygun pozisyonlanması, taranacak alanın iyi görüntülenmesi ve doz miktarının optimum düzeyde verilmesi için oldukça önemlidir. Hasta kollarının gereksiz yere demetin önüne geçmesi artan hasta kalınlığından dolayı mAs değerinin değişimine neden olacaktır ve doz değerini önemli ölçüde artıracaktır.

Tez çalışmasında klinikte toraks BT çekilen bayan hastalar üzerinden meme cilt giriş dozları TLD kullanılarak ölçülmüştür. TLD' ler sağ ve sol memenin lateral kısımlarına flester kullanılarak yerleştirilmiştir. Meme cilt giriş dozu değerleri dikkate alınırken bu iki memenin aldığı radyasyon dozunun ortalama değerleri hesaplanmıştır. Sistem tarafından elde edilen teknik parametreler, Monte Carlo simülasyon tekniğini kullanan ImPACT yazılımında kullanılarak ICRP 103' e göre toraks bölgesi içinde kalan alanın cilt dozu hesabı yapılmıştır. Ancak tez çalışmasında kullanılan Siemens marka BT cihazı iki kaynaklı olup 128×2 dedektörlüdür. Kullandığımız ImPACT simülasyon yazılımında Siemens markanın model seçeneğinde, çalışmada kullanılan son teknoloji ürünü olan Somatom Definition Flash modeli olmadığı için kullanılan cihaza yakın sayılabilecek 64 dedektörlü Siemens Definition AS modeli seçilmiştir.

ImPACT yazılımında her bir hasta için sistemden elde edilen teknik parametreler kullanılarak meme cilt giriş dozları hesaplanmıştır. TLD ve MC simülasyonundan elde edilen meme cilt giriş dozları Tablo 4.7.' de yer almaktadır. Sonuçlara göre; dozimetrik yöntemle ölçülen meme cilt giriş dozu değerleri,

ImPACT yazılımından elde edilen sonuçlara kıyasla fazla çıkmıştır. Bu farklılığın büyük bir kısmı yazılımda kullanılan model seçeneğinin çekimde kullanılan model seçeneğinden farklı olmasından kaynaklanmaktadır. MC simülasyon hesabı yapılırken 64 dedektörlü Siemens Definition AS cihazının özellikleri kullanılmaktadır. Dedektör sayısı doz oranını önemli ölçüde etkilemektedir. Kullandığımız BT cihazı 128 dedektörlü iken yazılımda ki hesaplama 64 dedektöre göre doz bilgisi vermektedir. Doz sonuçlarında oldukça önemli olan bir etkende filtrasyon değeridir. Cihazın filtrasyon bilgisini bilmediğimiz için yazılımın hangi filtrasyon değerine göre hesap yaptığı belirsizdir. Buda doz değerleri arasında ki farklılığın nedenlerinden biridir. Yazılımda kolimasyon seçeneğinden aynı parametrelerde 64 dedektör ve 32 dedektör için cilt dozu hesaplamaları alınmış ve karşılaştırma yapılmıştır. Aynı marka-model de bile 64 dedektör ve 32 dedektör arasında 0.2 mGy-1 mGy' lik farklılık gözlenmiştir. 32 dedektörlü seçenekten alınan hesaplamalar 64 dedektörlüye göre daha az çıkmıştır. Bizde kullandığımız cihazın 128×2 dedektörlü olduğunu göz önünde bulundurursak yazılımdan hesaplanan değerlerin daha fazla çıkmasını bekleriz.

A.M. Groves ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada; rando fantom üzerinden TLD ile doz ölçümü yapılmış ve ölçülen değerler ImPACT yazılım sonuçları ile karşılaştırılmıştır. TLD ile ölçülen değerlerin yazılım sonuçlarına göre % 18 daha fazla çıktığı ortaya konulmuştur (2).

Lara Struelens ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada; rando fantom üzerinden TLD ile deneysel olarak ölçtükleri organ dozlarını Monte Carlo tekniğini kullanarak hesapladıkları organ dozları ile karşılaştırmışlardır. TLD ile ölçülen değerlerin MC tekniğine göre % 15 daha fazla çıktığını belirtmişlerdir (3).

Anıl Uslu' nun yaptığı çalışmada; rando fantoma ait doku eşdeğeri memeler, toraks fantomunda meme kısmına denk gelen yerlere yerleştirilerek farklı tomografik sistemlerde, klinikte kullanılan rutin toraks parametreleri kullanılarak inceleme yapılmış ve meme dozları hesaplanmıştır. Çalışmada 64 dedektörlü Siemens Definition cihazı kullanılarak TLD ile alınan ölçümde meme dozu 8.26 mGy olarak ölçülmüştür. Aynı parametreler ImPACT yazılımda kullanılmış ve meme dozu ICRP 103' e göre 5.5 mGy olarak hesaplanmıştır. Deneysel ve teorik değer arasında 1,5

katlık fark gözlenmiştir (8,26/5,5).Buda TLD ölçümlerinin yazılım sonuçlarından % 33 daha fazla çıktığını gösterir (4).

Hurwitz ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada; 16 dedektörlü BT cihazında klinik protokollerde (140 kVp, 380 mA, 0.8-sn rotasyon, 16 x 1.25 mm kolimasyon) akciğer emboli çekimi ile rando fantom üzerinden meme dozu MOSFET yardımıyla ölçülmüştür. Sonuçlara göre meme dozu yaklaşık olarak 40-60 mGy olarak ölçülmüştür. Pitch faktörü makalede belirtilmediği için ImPACT yazılımdan meme dozu hesabı yapılamadı. Ancak Uslu kendi çalışmasında aynı sonuçları kullanmış ve benzeşim programında meme dozunu 25 mGy olarak hesaplamıştır. Bu farkta deneysel ölçümlerin teorik ölçümlerden fazla olduğunu göstermektedir (4, 22).

BT cihazı görüntü alırken kesit kesit almaktadır. Cihaz AEC modunda, her kesite yağ dokunun fazlalığına ve hasta kalınlığına göre farklı mAs değeri uygulamaktadır. Sistemden elde ettiğimiz efektif mAs değeri bu mAs değerlerinin ortalamasını vermektedir. TLD' ler çekim esnasında her hasta için aynı konuma konulmuş olsa bile hastanın kilosuna ve yapısına göre daha fazla mAs değerine maruz kalmış olabilir. Sistemden bu farklılığı göremediğimiz için sistemin bize verdiği ortalama efektif mAs değerleri dikkate alınmıştır ve hesaplamalar bu mAs değerlerine göre yapılmıştır. TLD' ler toraks çekiminden önce topogram ve pre-monitoring çekimlerinden de ekstradan bir mAs değerine maruz kalmaktadır. Bu mAs değerleri sistemden görülmektedir. Bu mAs değerleri TLD' nin maruz kaldığı dozu etkilediği için yazılımda toplam efektif mAs değerine eklenmiştir. TLD ile aldığımız ölçümler noktasal doz değerlerini verirken, yazılımdan hesaplanan organ dozları hacimsel doz hesaplamasına dayanmaktadır. Bundan dolayı TLD ve ImPACT yazılım sonuçlarını karşılaştırırken birebir aynı değerler değil de yaklaşık olarak bir değer beklenmelidir.

TLD' ler çekim esnasında hasta cilt yüzeyinde olduğu için X-ışını tüpüne daha yakın mesafededir. X-ışınları TLD' lere direk ulaşır ve X-ışınını soğuracak herhangi bir maddeyle etkileşme içinde olmadığı için enerjisini azaltmadan TLD' lere ulaşır. Buda TLD' lerin aldığı dozu artırabilir. Çekim esnasında saçılmalarda olacağı için TLD' ler bu saçılmalara da maruz kalacaktır. Bu saçılmalar da fazla doz birikimine neden olur. Buda meme cilt giriş dozunu artırmaktadır. ImPACT yazılım

bir simülasyon programı olduğu için bu saçılmaları devreye katmamaktadır. Bundan dolayı daha az bir doz bilgisi vermektedir.

İstatistiksel olarak yapılan testlere göre; TLD ile ölçülen cilt dozu ortalama değerleri 8.53 ± 3.33 mGy, ImPACT yazılım ile hesaplanan cilt dozu ortalama değerleri 6.32 ± 2.48 mGy olarak bulunmuştur. Bu ortalama değerlere göre TLD ile ölçülen değerler yazılıma göre %25 daha fazla çıkmaktadır. Literatüre göre %15-%20 arasında olan bu farkın çalışmamızda % 25 çıkması yazılımdaki cihazın modelinin çekimde kullanılan cihaz modeliyle bire bir aynı olmamasından kaynaklanmış olabilir.

Kilo etkeninin cilt dozuna etkisi istatistiksel olarak % 55' dir. AEC modunda çekim yapan cihaz hastanın artan kilosu ve yapısına bağlı olarak mAs değerini artırır. Bu yüzden hastanın fazla ve gereksiz doz almaması için hasta pozisyonlanması oldukça önemlidir. Çekim alanına giren kollar cihaz tarafından hasta kalınlığı olarak algılanır ve mAs değeri otomatik olarak artırılır. Buda gereksiz doza maruz kalmak demektir. Hastayı çekime hazırlayan teknisyenlerin bu konuda dikkatli olmaları gerekmektedir. Hasta kollarının arkaya alınması sağlanmalıdır. Yaş etkeninin cilt dozuna bir etkisi olmadığı istatistiksel olarak görülmüştür.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Son yıllarda kullanımı artan Bilgisayarlı Tomografi (BT) cihazlarının diğer görüntüleme cihazlarına oranla hastaya daha fazla doz vermesinden dolayı çekim esnasında dozu etkileyecek teknik parametreler ve diğer etkenlerin seçimi oldukça önemlidir. Hastanın aldığı dozun deneysel ve teorik olarak karşılaştırılması neticesinde gerekli önlem ve düzeltmeler yapılabilmektedir. Zira cihazın kullanımı arttıkça ilk günkü performansı zamanla değişebilmektedir. Zamanla anot ve flaman yapısında deformasyon, sistemin verdiği kVp' nin hassasiyetinin zamanla değişmesi gibi nedenlerden dolayı sistemin verdiği doz bilgileri değişiklik gösterecektir. Bundan dolayı dozimetrik yöntemle ölçülen doz değerleri ile sistemin verdiği değerler arasında uyumsuzluk olduğu düşünülmektedir. Kullanılan sistemlerin rutin kalite kontrol testlerinin yapılması, gerekli düzeltmeler sağlandıktan sonra hastanın çekime alınması, teknisyenlerin teknik olarak bilgilendirilmesi oldukça önemlidir.

Çekim esnasında hastaya verilen radyasyon dozunun ALARA (As Low As Reasonably Achievable) prensibine göre düşük dozda kaliteli bir görüntü elde etmek için otomatik ışınlama kontrolü tercih edilmelidir. Otomatik ışınlama kontrolü yapan sistemlerde hastanın anatomik yapısı ve kalınlığı dikkate alınır. Sistem teknik parametreleri hasta boyutuna göre kendisi belirler. Buda zayıf ve çocuk hastaların fazla doz almaması için önemlidir. Hastanın doğru pozisyonlanması, kollarının X-ışın alanı önüne gelmemesi, hasta izomerkezi ile gantri izomerkezinin çakışık olması önerilir.

İncelemeler sırasında teknik parametrelerin radyasyon dozu üzerindeki etkisi araştırılmıştır. Sonuçlara göre; mAs değerinde ki artışın doz değerini orantılı artırdığı, mAs seçiminin hasta boyutu ve incelemenin tipine göre farklı boyut ve kontrast yapılardan oluşan vücut bölümleri için uygun olacak şekilde yapıldığı görülmüştür. Sistem toraks çekimlerinde genellikle 100 kV ve 120 kV değerlerini seçmektedir. 140 kV değeri çok kilolu hastalar için birkaç kez tercih edilmiştir. Artan kV değerinin dozu eksponansiyel olarak artırdığı görülmüştür. Buda otomatik ışınlama kontrolü ile yapılan çekimlerin hasta dozuna olumlu etkisini göstermektedir. Pitch faktörünün doza etkisi ters orantılıdır. Fakat efektif mAs ayarlı otomatik ışınlama yapan sistemlerde sabit bir görüntü kalitesi elde etmek için mA değerini

artan ya da azalan pitch faktörüne göre değiştirmektedir. Buda pitch faktörünün doza etkisini oldukça azaltmaktadır.

Bu tez çalışmasında ki amacımız Atatürk Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyoloji Anabilim Dalı' nda toraks çekimi yapılan bayan hastalar üzerinden dozimetrik yöntemle meme cilt giriş dozu ölçümü yapmak ve sistemin verdiği parametreler kullanılarak Monte Carlo simülasyon tekniğini kullanan ImPACT ver.1.04 yazılımı vasıtası ile hesaplanan meme cilt giriş dozlarını karşılaştırmaktır. Deneysel olarak ölçülen cilt dozlarının teorik olarak hesaplanan cilt dozu değerlerine göre fazla çıktığı görülmüştür. Meme cilt giriş dozlarını ölçmek için hasta memesine yerleştirilen TLD' lerin maruz kaldığı dozlar noktasal doz değeri sonuçlarını verirken ImPACT yazılımın hesapladığı doz değerleri hacimsel doz değerlerini vermektedir. Organ dozu eşleştirmesinde yaklaşık değerleri dikkate almak gerekmektedir. TLD' ler çekim esnasında saçılmalara maruz kalmaktadır ve simülasyon yazılımı bu saçılmaları hesaplamaya katmadığı için cilt dozu değerleri daha düşük hesaplanmış olabilir. Yazılımda kullanılan model ile çekimlerin yapıldığı model arasındaki farklılık; kolimasyon ve filtrasyon gibi değerlerin farklı olmasına neden olmuştur. Buda sonuçlar arasındaki farklılığın temel nedeni olabilir. Bundan dolayı yazılımdan seçilen marka-modelin bire bir olması doğru sonuçlar için oldukça önemlidir. Bu çalışma ile Monte Carlo hesaplamalarına dayalı ImPACT yazılım ile hastanın absorbe ettiği radyasyon doz hesabının yapılabilirliği ortaya konulmuştur. Yazılımın verdiği doz değerlerinin BT sisteminin verdiği doz değerlerine göre az olduğu dikkate alınmalı ve kıyaslama yapılırken bu göz ardı edilmemelidir.

Otomatik ışınlama yapılan sistemlerde kilonun hastanın aldığı dozu % 55 oranında etkilediği istatistiksel olarak bulunmuştur. Buda hastanın doğru pozisyonlanmasının önemini gösterir. Doz değerinin yaş faktörüne herhangi bir bağlılığının olmadığı istatistiksel olarak saptanmıştır.

7. KAYNAKLAR

1. Bor D. İş sağlığı ve güvenliğinde radyasyondan korunmanın yeri ve önemi. Radyasyondan korunma uzmanlığı eğitim programları ve uygulamaları, Antalya, 2014.
2. Groves AM, Owen KE, Courtney HM, Yates SJ, Goldstone KE, Blake GM, Dixon AK. 16-detector multislice CT: dosimetry estimation by TLD measurement compared with Monte Carlo simulation. *The British Journal of Radiology*, 2004, 77: 662-665.
3. Struelens L, Vanhavere F, Smans K. Experimental validation of Monte Carlo calculations with a voxelized Rando–Alderson phantom: a study on influence parameters. *Physics in Medicine and Biology*, 2008, 53: 5831-5844.
4. Uslu A. Bilgisayarlı Tomografide Meme Dozlarının Ölçülmesi ve Görüntü Kalitesi ile Birlikte Değerlendirilmesi. Nükleer Bilimler Enstitüsü, Medikal Fizik Anabilim Dalı. Yüksek Lisans Tezi, Ankara: Ankara Üniversitesi, 2014.
5. Yalçın L. Parçacıklar ve Radyasyonun Madde ile Etkileşmesi. İstanbul Üniversitesi, Fizik Bölümü.
6. Kaya T, Adapınar B, Özkan R. Temel Radyoloji Tekniği. Bursa, Güneş & Nobel, 1997: 7-10.
7. Fındıklı İ. Bilgisayarlı Tomografide Yetişkin ve Çocuk Hastalar için Farklı Sistemlerde Uygun Klinik Protokollerin Saptanması. Nükleer Bilimler Enstitüsü, Medikal Fizik Anabilim Dalı. Yüksek Lisans Tezi, Ankara: Ankara Üniversitesi, 2012.
8. Brenner DJ. Effective dose – A flawed concept that could and should be replaced. ICRP Symposium, New York, ICRP 2011, 2011.
9. ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements). Annals of the ICRP. Valentin J. *The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*, Report No.103, 2007.

10. Shrimpton PC, Hillier MC. Doses from computed tomography (CT) examination in the UK. *NRPB-W67*, 2003, 9-10.
11. Keleş S. Monte Carlo Yöntemi Kullanarak Nükleer Radyasyonun Dozimetrik Hedeflerde Doz Hesabı. Fen Bilimleri Enstitüsü, Fizik Anabilim Dalı. Yüksek Lisans Tezi, Ankara: Gazi Üniversitesi, 2011.
12. Baş H. Stereotaktik Radyocerrahi için Küçük Alanlarda 6 MV Foton Dozimetrisi. Fen Bilimleri Enstitüsü, Fizik Mühendisliği Anabilim Dalı. Yüksek Lisans Tezi, Ankara: Ankara Üniversitesi, 2005.
13. Ataç GK. BT hasta dozu hesaplama. Teknikerlere Yönelik Bilgisayarlı Tomografi Sistemlerinde Radyasyondan Korunma ve Performans Testleri Bilgilendirme Seminerleri, Ufuk Üniversitesi Tıp Fakültesi, TMRT'DER, 2004.
14. Yurt A. Radyolojide Doz Azaltım Yöntemleri. Dokuz Eylül Üniversitesi, 2003.
15. Elengovan V. CTDI (Computed Tomography Dose Index). <http://www.slideshare.net/VivekElangovan1/ctdi-42682868>. 9 Haziran 2016.
16. Chung MJ. MDCT application of thoracic imaging. *JKMA*, 2007, 50(1):57-64.
17. Kim JJ, Mukherjee P. Static anatomic techniques. <http://radiologykey.com/static-anatomic-techniques/>. 13 Haziran 2016.
18. Aksözen MT, Yaray K, Menteş S, Gündoğ M, Eroğlu C. LiF termoluminesans dozimetrelerin gama ışınları ile kalibrasyonu. *Türk Onkoloji Dergisi*, 2012, 27(1):24-28, 2012.714.
19. Berkmen G. Bazı Floroskopik İncelemelerde Hasta ve Çalışanların Aldıkları Radyasyon Dozlarının Saptanması. Fen Bilimleri Enstitüsü, Fizik Mühendisliği Anabilim Dalı. Yüksek Lisans Tezi, Ankara: Ankara Üniversitesi, 2006.
20. TÜMRAD. Bilgisayarlı Tomografi (BT). http://www.tumrad.net/FileUpload/ds58732/File/bilgisayarli_tomograf1__bt_.pdf. 25 Mayıs 2016.

21. Hall EJ, Brenner DJ. Cancer risks from diagnostic radiology. *Br J Radiol*, 2008, 81(965): 362-78.

22. Hurwitz LM, Yoshizumi TT, Reiman RE, Paulson EK, Frush DP, Nguyen GT, Toncheva GI, Goodman PC. Radiation dose to the female breast from 16-MDCT body protocols. *AJR Am J Roentgenol*. 2006 Mar, 186(3):871-6.



8. EKLER

EK-1. ARAŞTIRMANIN YAPILMASI İÇİN GEREKLİ ETİK KURUL RAPORU

YILDIRIM BEYAZIT ÜNİVERSİTESİ
SOSYAL VE BEŞERİ BİLİMLER ETİK KURULU

Tarih :/...../2015

Yer : Yıldırım Beyazıt Üniversitesi, Cinnah Cad. No: 16 Çankaya / ANKARA

Katılımcılar : Formda imzası bulunan üyelerimiz toplantıya katılmıştır.

PROJE ONAY FORMU

Projenin Adı:	Toraks BT çekilen bayan hastalarda meme dozunun dozimetrik yöntemle saptanması ve CTDİvol ile karşılaştırılması
Projenin Niteliği:	Yüksek Lisans Tezi
Proje Araştırmacıları:	Esra DEMİRCİ ELMALI
Proje Yürütücüsünün Haberleşme Bilgileri:	05468463674
Araştırmanın Amacı:	Dozimetrik yöntemle elde ettiğimiz meme dozunun cihazın verdiği dozla karşılaştırılması.
Araştırmanın Gerekçesi:	Görüntülenme esnasında cihazın hastaya verdiği dozun gerçekte hastaya yansıyan kısmının belirlenmesi.
Araştırmanın Yöntemi:	Tomografi cihazında toraks çekimi yapılan bayan hastalara Termolüminesans Dozimetresi, tezi çalışan kişi tarafından hastanın sağ ve sol memesine flester yardımıyla yapıştırılacaktır. Çekimin bitiminden sonra memeye yapıştırılan TLD bayan hastadan çıkarılıp gerekli laboratuvar ortamında okunacaktır.
Kullanılacak Biyoloji, Psikolojik ve Teknik vb. tüm yöntemleri Açıklayan Etik ile İlgili Özet:	TLD dozimetresi çok küçük boyutlarda, hastaya fiziksel ya da kimyasal hiçbir zararı olmayan, uygulanan dozu ölçmeye yarayan dozimetrik bir yapıdır. Hastanın sağ ve sol memesine flester yardımıyla yapıştırılır ve çekim sonunda geri çıkarılır.

Yıldırım Beyazıt Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Sağlık Fiziği Tezli Yüksek Lisans öğrencilerinden Esra Demirci Elmalı'nın 'Toraks BT çekilen bayan hastalarda meme dozunun dozimetrik yöntemle saptanması ve CTDIvol ile karşılaştırılması' adlı araştırması değerlendirilmiştir.

Proje etik açısından uygun bulunmuştur.

Proje etik açısından geliştirilmesi gerekmektedir.

Proje etik açısından uygun bulunmamıştır.

ETİK KURUL KARARI

Oturum / Sıra No.	07/10
Karar Tarihi	09.12.2015
Karar No.	189

KURUL BAŞKANI, BAŞKAN YARDIMCISI VE ÜYELER:

		İMZA
Prof. Dr. Cem Şafak ÇUKUR	Başkan	
Doç. Dr. Musa AYGÜL	Başkan Yardımcısı	
Prof. Dr. Şükrü ÖZEN	Üye	
Prof. Dr. Ergün ERASLAN	Üye	
Prof. Dr. Metin ÖZDEMİR	Üye	
Doç. Dr. Rıza GÖKLER	Üye	
Doç. Dr. Tekin AKDEMİR	Üye	
Doç. Dr. Necmiye ÜN YILDIRIM	Üye	

EK-2. ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER	
Adı Soyadı	:Esra DEMİRCİ ELMALI
Doğum tarihi	:21.10.1990
Doğum yeri	:Buca
Medeni hali	:Evli
Uyruğu	:TC
Adres	: Yıldırım Beyazıt Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Sağlık Fiziği Programı, Ankara
Tel	:05468463674
E-mail	:esra.9025@hotmail.com
EĞİTİM	
Lise	: Yarımca Süper Lisesi
Lisans	: Ankara Üniversitesi Mühendislik Fakültesi, Fizik Mühendisliği
Yüksek lisans	: Yıldırım Beyazıt Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Sağlık Fiziği Programı