

**T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ**



**CT ÇEKİMLERİNDE DOKU KALINLIĞI VE CİHAZ PARAMETRELERİNİN
DOZA ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

Buket ÇEÇEN

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FİZİK

ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

TEMMUZ 2019

ANTALYA

**T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ**



**CT ÇEKİMLERİNDE DOKU KALINLIĞI VE CİHAZ PARAMETRELERİNİN
DOZA ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

Buket ÇEÇEN

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FİZİK

ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

TEMMUZ 2019

ANTALYA

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

**CT ÇEKİMLERİNDE DOKU KALINLIĞI VE CİHAZ PARAMETRELERİNİN
DOZA ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

**Buket ÇEÇEN
FİZİK
ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**Bu tez Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu tarafından
FYL-2019-4804 nolu proje ile desteklenmiştir.**

TEMMUZ 2019

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**CT ÇEKİMLERİNDE DOKU KALINLIĞI VE CİHAZ PARAMETRELERİNİN
DOZA ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

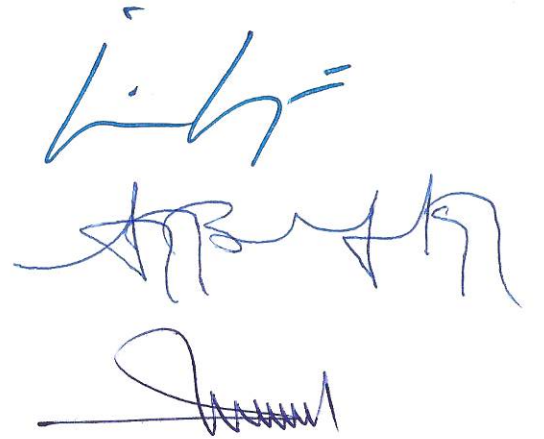
BUKET ÇEÇEN
FİZİK
ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS TEZİ

Bu tez 05/07/2019 tarihinde jüri tarafından Oybirliği ile kabul edilmiştir.

Doç. Dr. İsmail Hakkı SARPÜN (Danışman)

Prof. Dr. Ahmet BOZKURT

Prof. Dr. Bayram DEMİR



ÖZET

CT ÇEKİMLERİNDE DOKU KALINLIĞI VE CİHAZ PARAMETRELERİNİN DOZA ETKİSİNİN İNCELENMESİ

Buket ÇEÇEN

Yüksek Lisans Tezi, Fizik Anabilim Dalı

Danışman: Doç. Dr. İsmail Hakkı SARPÜN

İkinci Danışman: Medikal Fizik Uzman Dr. Aysun İNAL

Temmuz 2019; 51 sayfa

Bilgisayarlı tomografi (Computed Tomography; CT), kolime edilmiş x-ışını kullanılarak, incelenen bir nesnenin kesitsel görüntüsünü oluşturmaya yönelik bir radyolojik görüntüleme yöntemidir. CT görüntülerinin elde edilmesi esnasında x-ışınları üretmek için cihazda farklı voltaj (kV) ve farklı akım (mA) değerleri kullanılabilir. Bu farklı voltaj (kV) ve farklı akım (mA) değerlerinin oluşturacağı x-ışınları için hastanın alacağı doz miktarları değişmektedir. Ayrıca hastanın vücut yapısı da bu doz değerlerinde etkilidir.

Daha önce yapılan çalışmalarda kV değerleri kullanılarak ölçümler yapıp doz karşılaştırılması yapılmıştır. Bu çalışmada ise farklı kV, farklı mA, farklı doku ve kesit kalınlıkları seçilerek bilgisayarlı tomografi doz göstergesi (CTDI) ile yapılacak ölçümlerde en düşük dozun hangi parametrelere bağlı olduğu belirlenecektir.

Bu çalışmada hastanın alacağı doz, vücut eşdeğeri bir fantom kullanılarak hem cihaz parametrelerinde farklı voltaj ve farklı akım değerleri için, hem de farklı doku kalınlıkları için fantom içerisinde bulunan iyon odası yardımıyla ölçülecektir. Gerekli karşılaştırmalar yapılarak doz değerlerine göre optimum voltaj ve optimum akım değerleri farklı doku kalınlıkları için belirlenecektir.

ANAHTAR KELİMELELER: Bilgisayarlı tomografi, CT, CTDI, Fantom

JÜRİ: Doç. Dr. İsmail Hakkı SARPÜN

Prof. Dr. Ahmet BOZKURT

Prof. Dr. Bayram DEMİR

ABSTRACT

EFFECTS OF CT DEVICE PARAMETERS ON IMAGING

Buket ÇEÇEN

M.Sc. Thesis in Physics

Supervisor: Assoc. Prof. Dr. İsmail Hakkı SARPÜN

Second Supervisor: Medical Physicist Dr. Aysun İNAL

July 2019; 51 pages

Computed tomography (CT) is a radiological imaging method for cross-sectional view of an object using collimated x-rays. Different voltage and current values are adjustable parameters for operation of CT, which are important for the x-rays beam. Also, these parameters are very effective in determining dose of the patient.

In this study, the dose to be taken by the patient will be measured with the help of a phantom (computed tomography dose indicator (CTDI) phantom) using the body equivalent and with the help of an ion chamber located in side CTDI phantom at different voltage and different current values in the device parameters and for different tissue thicknesses. With necessary comparisons, optimum voltage and optimum current values will be determined for different tissue thicknesses according to dose values.

KEYWORDS: CT, Dose, CTDI, Phantom

COMMITTEE: Assoc. Prof. Dr. İsmail Hakkı SARPÜN

Prof. Dr. Ahmet BOZKURT

Prof. Dr. Bayram DEMİR

ÖNSÖZ

“CT Çekimlerinde Doku Kalınlığı ve Cihaz Parametrelerinin Doza Etkisinin İncelenmesi” başlıklı bu tez çalışması Antalya Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Ünitesi’nde yapıldı.

Bilgi ve tecrübeleriyle çalışmaların sırasında yardımların esirgemeyen danışmanım Sayın Doç. Dr. İsmail Hakkı SARPÜN’e ve ikinci danışmanım Sayın Medikal Fizik Uzmanı Dr. Aysun İNAL’a teşekkürlerimi sunarım.

Antalya Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi kliniği çalışanlarına teşekkür ederim.

Beni her zaman destekleyen sevgili aileme ve arkadaşlarıma teşekkürler ediyorum.

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT.....	ii
ÖNSÖZ	iii
AKADEMİK BEYAN	vi
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	vii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	ix
ÇİZELGELER DİZİNİ	xi
1. GİRİŞ	1
2. KAYNAK TARAMASI	3
2.1. Radyasyon	3
2.1.1. Radyasyonun sınıflandırılması	4
2.1.1.1. Alfa (α) parçacıkları.....	4
2.1.1.2. Beta (β) parçacıkları.....	5
2.1.1.3. X-ışınları	5
2.1.1.4. Gama ışınları.....	6
2.1.1.5. Nötronlar	6
2.1.2. Radyasyonun madde ile etkileşimi	7
2.1.2.1. Fotoelektrik olay	7
2.1.2.2. Compton saçılması.....	8
2.2. Radyasyon Dozu ve Birimleri	8
2.3. Bilgisayarlı Tomografi	9
2.4. CT'nin Temel Prensipleri.....	9
2.5. CT Ünitesinin Bölümleri	10
2.5.1. İnceleme odası ve ekipmanları	11
3. MATERYAL VE METOT	16
3.1. İyon Odası	16
3.2. Bilgisayarlı Tomografi Doz Göstergesi (CTDI)	16
3.3. Bilgisayarlı Tomografi (CT)	17
4. BULGULAR VE TARTIŞMA	20
4.1. Kafa (Head) Fantomu ile Alınan Ölçümler.....	20
4.2. Vücut (Body) Fantomu ile Alınan Ölçümler.....	25

4.3. Kafa Fantomu ile Alınan Ölçümlerin Karşılaştırılması	26
4.4. Vücut Fantomu ile Alınan Ölçümlerin Karşılaştırılması	29
5. SONUÇLAR	32
6. KAYNAKLAR	34
ÖZGEÇMİŞ	



AKADEMİK BEYAN

Yüksek Lisans Tezi olarak sunduğum “CT Çekimlerinde Doku Kalınlığı Ve Cihaz Parametrelerinin Doza Etkisinin incelenmesi” adlı bu çalışmanın, akademik kurallar ve etik değerlere uygun olarak yazıldığını belirtir, bu tez çalışmasında bana ait olmayan tüm bilgilerin kaynağını gösterdiğimi beyan ederim.

05/07/2019

Buket ÇECEN



SİMGELER VE KISALTMALAR

Simgeler

2D	: İki Boyutlu
3D	: Üç Boyutlu
α	: Alfa
β	: Beta
γ	: Gama
ϕ	: Fi
θ	: Teta
μ	: Lineer zayıflama katsayısı
$^{\circ}$	: Derece
A	: Amper
c	: Işık hızı
E	: Enerji
e	:Elektron
f	: Frekans
He	: Helyum
h ν	: Foton enerjisi
h ν_0	: Yüklü foton
I	: Geçen Işık Şiddeti
I $_0$	: Gelen Işık Şiddeti
keV	: Kilo elektron volt
kV	: Kilo volt
kVp	: Kilo volt pik
m	: Metre
mA	: Mili amper

mAs : Mili amper saniye

mGy : Mili Gray

mm : Milimetre

ms : Mili saniye

n : Nötron

p : Proton

s : Saniye

V : Volt

Z : Atom numarası

Kısaltmalar

AAPM : Amerikan Association Physicists in Medicine (Amerikan Tıp Fizikçiler Birliği)

AEAH : Antalya Eğitim ve Araştırma Hastanesi

CT : Computed Tomography (Bilgisayarlı Tomografi)

CTDI : Computed Tomography Dose Index (Bilgisayarlı Tomografi Doz Göstergesi)

DAS : Data acquisition system (Veri toplama sistemi)

DLP : Dose Length Product (Doz uzunluğu ürünü)

GE : General Electric

HU : Hounsfield unit

IAEA : International Atomic Energy Agency (Uluslararası Atom Enerjisi Kurumu)

ICRP : International Commission on Radiological Protection (Uluslararası Radyolojik Koruma Komisyonu)

NRC : National Research Council (Ulusal Araştırma Konseyi)

UNSCEAR : United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Elektromanyetik spektrum (Anonim 1).....	3
Şekil 2.2. Alfa bozunumu (Anonim 2).....	4
Şekil 2.3. Beta Bozunumu (Anonim 2).....	5
Şekil 2.4. X-ışını oluşumu (Anonim 2).....	6
Şekil 2.5. İyonlaştırıcı radyasyonların giriciliği (Anonim 3)	6
Şekil 2.7. Fotoelektrik olay (Khan ve Gibbons 2014)	7
Şekil 2.8. Compton saçılması (Khan ve Gibbons 2014).....	8
Şekil 2.9. CT sisteminde üç boyutlu insan vücudunun bilgisayarlar yardımı ile gerçekleştirilen matematiksel işlemler sonucunda iki boyutlu kesitsel görüntüsü elde edilmektedir (Baykal ve Oyar 2003)	10
Şekil 2.10. Bir CT ünitesini oluşturan bölümlerin yerleşim planı 3 boyutlu olarak görülmektedir (Baykal ve Oyar 2003)	11
Şekil 2.11. Gantry'nin dıştan (AEA 2019) ve ön kapağı açılarak iç yapısı görülmektedir (Baykal ve Oyar 2003)	11
Şekil 2.12. Bilgisayarlı tomografi cihazını tarayıcı ünitesinin, her iki yönde gerçekleştirebildiği eğim (Baykal ve Oyar 2003)	12
Şekil 2.13. Bilgisayarlı tomografi cihazı tarayıcı ünitesi içine alınan hastanın, koronal planlı inceleme için kesit yerinin, gantry açıklığındaki lokalizasyon ışığı yardımı ile belirlenmesi görülmektedir (Baykal ve Oyar 2003)	12
Şekil 2.14. CT'nin tarayıcı ünitesinde, x-ışınını hem hasta öncesinde hem de detektörlerin önünde sınırlayan kolimatörler bulunmaktadır (Baykal ve Oyar 2003)....	13
Şekil 3.1. İyon odası (Black Piranha- unbeatable, 2016).....	16
Şekil 3.2. Kafa ve Vücut Fantomu (Pehamed 2019)	16
Şekil 3.3. İyon odası kafa fantomun ortasına eklenerek izo-merkezine göre hizalanması (AEA, 2019).....	18
Şekil 3.4. İyon odası vücut fantomun ortasına eklenerek izo-merkezine göre hizalanması (AEA, 2019).....	18

Şekil 3.5. CTDI ölçümünde kullanılan silindirik fantomun merkezi ve periferel yerleşimi.....	19
---	----



ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1. Radyasyon özel birimleri ve SI birimleri arasındaki ilişki	9
Çizelge 4.1. Voltaj değeri 120 kV ve akım değeri 10 mA ,100 mA ve 440 mA de sabit tutularak farklı kesit kalınlıklarına göre değişimi.....	21
Çizelge 4.2. Akım değeri 400 mA sabit tutularak, voltaj değerleri 100 kV ve 120 kV kesit kalınlığına göre değişimi	21
Çizelge 4.3. Kesit kalınlığı 2,5 mm sabit tutularak ve voltaj değeri 100 kV ve 120 kV da sabit tutularak farklı akım değerlerine göre değişimi.....	22
Çizelge 4.4. Voltaj değeri 80 kV ve akım değerleri 50 mA, 100 mA, 200 mA ve 400 mA de sabit tutularak farklı kesit kalınlıklarına göre değişimi.....	22
Çizelge 4.5. Voltaj değeri 100 kV ve akım değerleri, 50 mA, 100 mA, 200 mA ve 400 mA de sabit tutularak farklı kesit kalınlıklarına göre değişimi.....	23
Çizelge 4.6. Voltaj değeri 120 kV ve akım değeri 50 mA, 100 mA, 200 mA ve 400 mA de sabit tutularak farklı kesit kalınlıklarına göre değişimi.....	24
Çizelge 4.7. Voltaj değeri 140 kV ve akım değeri 50 mA, 100 mA, 200 mA ve 400 mA de sabit tutularak farklı kesit kalınlıklarına göre değişimi.....	24
Çizelge 4.8. Voltaj değeri 80 kV ve akım değeri 50 mA, 100 mA, 200 mA ve 400 mA de sabit tutularak farklı kesit kalınlıklarına göre değişimi.....	25
Çizelge 4.9. Voltaj değeri 140 kV ve akım değeri 50 mA, 100 mA, 200 mA ve 400 mA de sabit tutularak farklı kesit kalınlıklarına göre değişimi.....	26
Çizelge 4.10. Voltaj değeri 80 kV Işınlama, $CTDI_{(100,c)}$, $CTDI_{Vol}$ ve DLP değerleri.....	26
Çizelge 4.11. Voltaj değeri 100 kV Işınlama $CTDI_{(100,c)}$, $CTDI_{Vol}$ ve DLP değerleri....	27
Çizelge 4.12. Voltaj değeri 120 kV Işınlama, $CTDI_{(100,c)}$, $CTDI_{Vol}$ ve DLP değerleri...	28
Çizelge 4.13. Voltaj değeri 140 kV Işınlama, $CTDI_{(100,c)}$, $CTDI_{Vol}$ ve DLP değerleri...	29
Çizelge 4.14. Voltaj değeri 80 kV Işınlama, $CTDI_{(100,c)}$, $CTDI_{Vol}$ ve DLP değerleri.....	30
Çizelge 4.15. Voltaj değeri 140 kV Işınlama, $CTDI_{(100,c)}$, $CTDI_{Vol}$ ve DLP değerleri...	30

1. GİRİŞ

X-ışınları, elektromanyetik radyasyondur ve bir atomun elektron enerji seviyeleri arasında bir geçiş olduğunda yayımlanır. Bir atom dışarıdan gelen ya da gönderilen yüksek enerjili elektronlar o atomun ilk halkalarından elektron koparırlar. Atomun halkalarından koparılan elektronların yerine daha üst halkalardan elektronlar atlayarak kopan elektrondan oluşan boşluğu doldurur. Bu sırada ortaya çıkan enerji fazlalığı x-ışını şeklinde dışarı salınır (Khan ve Gibbons 2014).

Bilgisayarlı tomografi (CT), kolime edilmiş x-ışını kullanılarak, incelenen objenin kesitsel görüntüsünü oluşturmaya yönelik geliştirilmiş radyolojik bir görüntüleme yöntemidir. Kolime edilmiş x-ışını demetinin objeyi geçen kısmı, x-ışını tüpü karşısına yerleştirilmiş detektörler tarafından saptanarak görüntüye dönüştürülmektedir.

CT görüntülerinin elde edilmesi esnasında x-ışınlarının elde edildiği x-ışını tüpünde farklı voltaj ve akım değerleri kullanılabilir. Dolayısıyla, bu farklı voltaj ve akım değerlerinin oluşturduğu x-ışınları için hastanın alacağı doz miktarları farklı olmaktadır. Ayrıca hastanın vücut yapısı da bu doz değerlerinde etkilidir.

Günümüzde, bilgisayarlı tomografi hastanın maruz kaldığı radyasyonun ana kaynağı haline gelmektedir. CT incelemelerinin tüm radyolojik prosedürlerin yaklaşık %11'ini oluşturduğu ve CT' den radyasyonun tıbbi olarak ilişkili radyasyon dozunun yaklaşık %70'ini sağladığı tahmin edilmektedir (Seeram 2008).

CT en sık kullanılan tanısal görüntüleme yöntemlerinden biridir. CT'den verilen iyonlaştırıcı radyasyon dozları, göğüs röntgeni veya mamografi cihazı gibi standart bir röntgenin 50 ila 500 katı kadar olabilir. Bu kadar büyük radyasyon dozlarının yanı sıra yaygın olarak kullanımı genel çevrede kanser riski oluşturabileceği endişesi oluşmaktadır. Bildirilen radyasyona aşırı maruz kalma olayları, CT incelemelerinde verilen dozların değerlendirilmesine olan ilginin artmasına neden olmuştur (UNSCEAR 2013).

CT taramasındaki radyasyondan kaynaklanan bireysel risk, doğru tanı ve tedavinin sağlayabileceği yararlar göz önüne alındığında oldukça küçüktür. Bununla birlikte, tıbbi prosedürler sırasında gereksiz radyasyona maruz kalmaktan kaçınılmalıdır. CT tarayıcı parametreleri hastanın çekilecek bölgesi için uygun olarak ayarlanmadığında hasta gereksiz radyasyona maruz kalabilir (Arch ve Frush 2008). Konvansiyonel röntgen prosedürlerinde tıbbi personel, hastanın aşırı doza maruz bırakılmadığını, ortaya çıkan filmin pozlandırılmasından dolayı karanlık bir görüntü üreterek sağlayabilir (IAEA 2001). Bununla birlikte, diğer dijital görüntüleme yöntemlerinde olduğu gibi CT ile de hastanın aşırı pozlanmış olduğuna dair net bir kanıt yoktur çünkü görüntünün kalitesi kötü olmayabilir (ICRP 2007).

Uluslararası Radyolojik Koruma Komisyonu (ICRP), ortalama bir popülasyon için risk katsayılarının %5 Sv⁻¹ olduğunu, çocuklar için ise rastgele etkileri için %13 Sv⁻¹ olduğunu tahmin etmektedir (ICRP 2007)(Streffler 2007). 1000 kişiden birinin bir

10 mSv radyasyon dozuna maruz kalması nedeniyle kanser geliştiği tahmin edilmektedir (NRC 2006). ABD'deki mevcut kanserlerin %2'si geçmişte yapılan CT çekimlerinden kaynaklanmaktadır (Brenner ve Hall 2007).

Bilgisayarlı tomografi doz indeksi (CTDI), yaygın olarak kullanılan bir radyasyon endeksidir. Bilgisayarlı tomografi uygulamalarında iyonize radyasyon kullanılması sebebiyle hastaların aldığı dozların hesaplanmasına kanser-risk değerlendirmesi açısından ihtiyaç duyulur. Bilgisayarlı tomografide hasta dozu hesaplamalarında kullanılan parametrelerinden birisi olan CTDI kavramı bir seri CT taramasında alınan radyasyon dozunu temsil etmektedir.

CT tarayıcılarında CTDI ölçümleri için kullanılan CT fantomu kafa ve vücut fantomu olarak iki adettir. Kafa fantomu 16 cm büyüklüğünde ve 5 deliklidir. Vücut fantomu ise 32 cm ve 4 deliklidir. Deliklerde kullanılan 9 adet akrilik çubuk vardır. Fantomun kalınlığı 15 cm ve ağırlığı 14 kg'dır

Bu çalışmada hastanın alacağı doz, vücut eşdeğeri bir fantom kullanılarak hem cihaz parametrelerinde farklı voltaj, farklı akım ve farklı kesit kalınlığı değiştirilerek kafa ve vücut fantomunda iyon odası yardımıyla doz ölçümü yapılacaktır. Gerekli karşılaştırmalar yapılarak doz değerlerine göre optimum voltaj ve optimum akım değerleri farklı doku kalınlıkları için belirlenecektir.

Bilgisayarlı tomografi cihaz parametreleri voltaj, akım ve kesit kalınlıkları farklı değerler seçilerek CT görüntüleri alınacak ve eş zamanlı olarak iyon odası kullanılarak doz ölçülecektir. Bu işlemler için Bilgisayarlı tomografi doz göstergesi (CTDI) fantomu kullanılacaktır. Fantomun içine iyon odası yerleştirilerek doz ölçümü yapılacaktır. Farklı doku kalınlıkları kullanılarak bilgisayarlı tomografide çekilen görüntüleri kullanılarak hastaya uygulanacak olan voltaj, tüp akımı ve kesit kalınlıkları ile ölçümler alınarak doz karşılaştırmaları yapılarak hastanın çekim için optimum değerlerin belirlenmesi sağlanacaktır.

Bu çalışmada Sağlık Bilimleri Üniversitesi Antalya Eğitim ve Araştırma Hastanesi Radyasyon Onkolojisi Kliniği'nde bulunan 16 kesitli GE markasına ait Optima 580 model bilgisayarlı tomografi cihazı kullanılmış olup, Piranha marka (Easy & Fast X-ray Control) kalem iyon odası kullanılarak ölçümler alınmış ve bilgisayarlı tomografi doz göstergesi (CTDI) kullanılarak hesaplamalar yapılmıştır. CTDI sonuçlarının alındığı Ocean 2014 programı kullanılmıştır. TURTEST Medikal Kalibrasyon Şirketinden Bilgisayarlı tomografi doz göstergesi (CTDI) fantomu alınarak ölçümler gerçekleştirilmiştir.

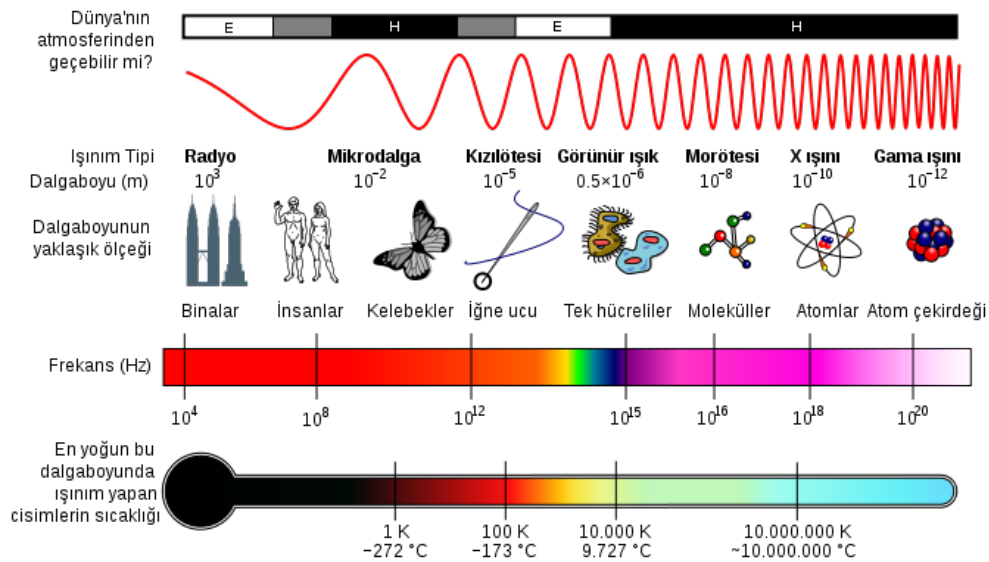
2. KAYNAK TARAMASI

2.1. Radyasyon

Radyasyon atomdan yayımlanan ve ortamda taşınan enerji olarak tanımlanabilir. Bu enerji elektromanyetik dalgalarla ya da yüklü ve yüksüz parçacıklarla bir yerden başka bir yere taşınır. Elektromanyetik dalgalar ise yüklü bir parçacığın ivmeli hareketi sonucu oluşan, birbirine dik elektrik ve manyetik alan bileşeni bulunan ve bu iki alanın oluşturduğu düzleme dik doğrultuda yayılan, yayılmaları için ortam gerektirmeyen, boşlukta c ışık hızıyla (299792458 m/s) yayılan enine dalgalardır. Elektromanyetik dalgalar dalga boyları, enerjileri ve frekanslarına göre bir spektrum oluşturulmuştur (Şekil 2.1). Oluşturulan bu spektrumda dalga boyu ve frekans arasında ters orantı vardır ve frekans arttıkça dalga boyu azalır. (Khan ve Gibbons 2014).

Radyasyon maddesel ortamlarda yayılırken karşılaştığı atomlarla veya moleküllerle çarpışır, çarpışma anında foton yeterli enerjiye sahipse atomdan elektron koparır ve atomu iyonlaştırır. Bu enerjiye sahip foton, geçtikleri ortamda iyonlar meydana getiriyorsa iyonlaştırıcı radyasyon olarak adlandırılır ve yüksek enerjiye sahip olurlar. Bunlar; alfa, beta, gama, nötron, kozmik ışınlar ve x-ışınlarıdır. Diğer durumda ise radyasyon iyonlaştıracak enerjiye sahip değilse iyonlaştırıcı olmayan radyasyon olarak adlandırılır ve zayıf enerjiye sahiptirler. Bunlar; radyo dalgaları, kızıl ötesi, görünür ışık ve morötesidir (Bakar 2012).

Elektromanyetik spektrum oluşumunda radyasyonlarda enerji, yüksüz ve kütesiz fotonlar aracılığıyla gerçekleştirilir. İyonize radyasyon çekirdekte yayınlanırsa gama, yörüngeden yayınlanırsa x-ışını olarak adlandırılır (Bakar 2012).



Şekil 2.1. Elektromanyetik spektrum (Anonim 1)

2.1.1. Radyasyonun sınıflandırılması

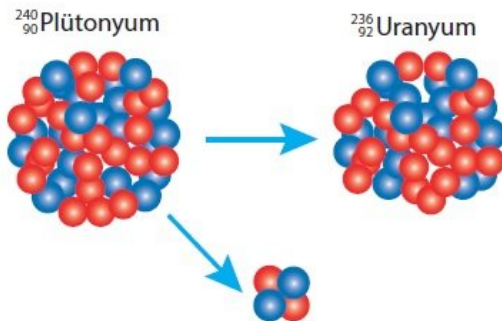
Radyasyon, yüksek hızda parçacıkların ve elektromanyetik dalgaların enerjisi olarak tanımlanır. Bunlar iki gruba ayrılır; iyonlaştırıcı radyasyon ve iyonlaştırıcı olmayan radyasyondur.

İyonlaştırıcı radyasyon, atomun dış yörüngelerinden elektron koparabilen, böylece çarptığı maddenin atomlarında yüklü parçacıklar (iyonlar) oluşturabilen, atomu iyonize edebilen radyasyon türüdür. Kütleli yapıya sahip parçacık radyasyonu ve foton enerjili dalga karakterinde elektromanyetik radyasyon olmak üzere iki gruba ayrılır. Elektromanyetik spektrumdaki x ve γ ışınları iyonlaştırıcı özelliğe sahip yüksek enerjili fotonlardan oluşan elektromanyetik dalga tipi radyasyonlardır. Parçacık tipi iyonize radyasyon türlerini ise alfa (α) ve beta (β) parçacıkları, elektron, proton ve nötronlar oluşturur (Khan ve Gibbons 2014).

İyonlaştırıcı olmayan radyasyonlar iyonlaştırıcı radyasyonlara göre daha düşük enerjilidir ve iyon oluşturmak için yeterli enerjiye sahip değildir. Elektromanyetik spektrumdaki radyo dalgaları, mikrodalgalar, kızılötesi, görünür ışık ve ultraviyole iyonlaştırıcı olmayan elektromanyetik radyasyon türleridir.

2.1.1.1. Alfa (α) parçacıkları

Alfa parçacığı iki proton ve iki nötrondan oluşmuş helyum (${}^4_2\text{He}$) çekirdeğidir. Kütlesi diğer radyasyon çeşitlerine göre daha fazladır ve protonlardan dolayı +2 elektrik yüküne sahiptir. Alfa bozunumu atom numarası büyük olan atom çekirdeklerinde görülür. Alfa parçacıkları ağır ve +2 yük değerine sahip olduğu için girdiği ortam içinde Coulomb etkileşimleri gerçekleştirerek iyonlaşmaya sebep olur ve enerjisini çabuk kaybeder (Şekil 2.2). Bundan dolayı alfa parçacığı etkileştiği ortam içinde nüfuz etme gücü çok zayıftır. Bir kâğıt parçası veya insan cildi alfa parçacığını durdurmak için yeterlidir (Knoll 2010).

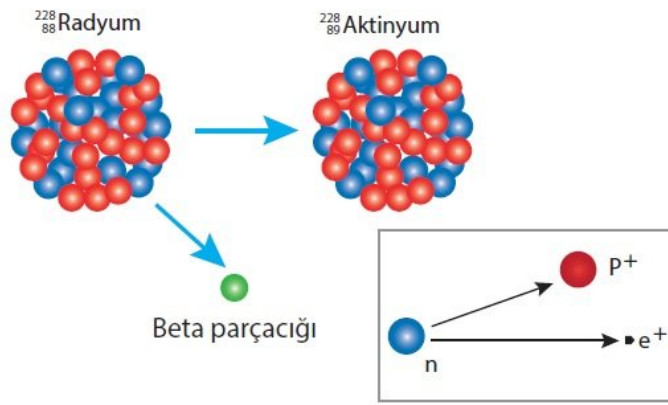


Şekil 2.2. Alfa bozunumu (Anonim 2)

2.1.1.2. Beta (β) parçacıkları

Beta parçacıkları, çekirdeğin eksi veya artı yüklü bir elektron yayımlaması olayıdır. Çekirdekte normalden fazla sayıda proton ve nötron bulunduğunda meydana gelmektedir. Bu fazlalık çekirdeği kararsız hale getirmektedir.

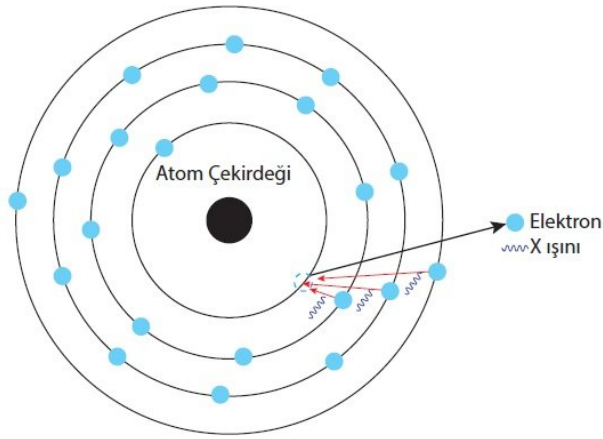
Çekirdeğin nötron sayısı fazla ise, çekirdekte bulunan nötronlardan biri, proton ve elektrona ayrılmaktadır. Elektron çekirdekten dışarı atılırken, proton çekirdekte kalır. Bu durumda çekirdeğin proton sayısı artarken, çekirdek farklı bir atoma dönüşmektedir. Çekirdeğin proton sayısı fazla ise bu sefer de protonlardan biri nötron ve artı yüklü bir elektrona olan pozitrona ayrılmaktadır. Pozitron çekirdekten dışarı fırlatılırken nötron çekirdekte kalmaktadır. Çekirdeğin proton sayısı bir azalırken, çekirdek farklı bir atoma dönüşmektedir (Şekil 2.3). Beta parçacıkları suya ve insan vücuduna 1 veya 2 cm kadar nüfuz edebilir. İnce bir alüminyum plaka beta parçacıklarını durdurmak için yeterlidir (Knoll 2010) (Şekil 2.5).



Şekil 2.3. Beta Bozunumu (Anonim 2)

2.1.1.3. X-ışınları

X-ışını 1895 yılında Wilhelm Conrad Röntgen tarafından keşfedilmiştir. X-ışınları Röntgen tüpü olarak adlandırılan x-ışını tüpünde üretilir. Havası vakumla boşaltılmış bir cam tüpten oluşan, bir ucunda katot (negatif elektron) diğer ucunda anot (pozitif elektron) bulunur. Yüksek voltajın katot-anot uçlarına uygulanmasıyla filamentten (ince ve yüksek sıcaklığa dayanıklı telden yapılmış olan bir tür lamba) yayılan elektronların hızlandırılarak tungstenden yapılmış olan anoda çarptırılmasıyla oluşur. X-ışını tüpünde katot ve anot arasında yüksek voltajda potansiyel fark uygulandığında, filamentten yayılan elektronlar anoda doğru hızlandırılır ve hedefe çarpılmadan önce yüksek hızlar elde edilir. Hızlı elektronlar hedefe çarptıklarında, hedefin atom çekirdeklerinin Coulomb alanı tarafından frenlenerek yavaşlarlar. Elektronlardaki yavaşlamadan kaynaklanan kinetik enerji kaybı x-ışını olarak yayınlanır (Şekil 2.4) (Khan ve Gibbons 2014).



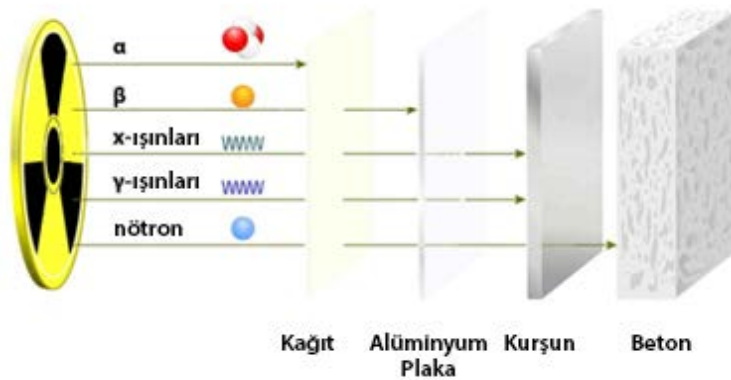
Şekil 2.4. X-ışını oluşumu (Anonim 2)

2.1.1.4. Gama ışınları

Gama ışınlarının kaynağı atomun çekirdeğidir. Gama ışınları atom çekirdeğinin enerji seviyelerindeki geçişlerden sonra meydana gelir. Alfa ya da beta ışıması yapan radyoaktif çekirdeğin enerji seviyesi bozunmadan sonra hala yüksek ise, çekirdek kararlı olabilmek için gama ışını yayımlayarak enerjisini azaltır. Gama bozunması yapan çekirdeğin proton ve nötron sayısında bir değişiklik olmaz.

2.1.1.5. Nötronlar

Nötron parçacığı çekirdekteki nükleer tepkimeler sonucunda yayımlanır. Nötron bir yüke sahip olmadığı için bulunduğu ortam içinde Coulomb etkileşmesi yapmaz. Nötron parçacığı ancak bir atom çekirdeği ile çarpıştığında enerjisini kaybeder (Knoll 2010). Bu sebeple nüfuz etme gücü çok yüksektir (Şekil 2.5).



Şekil 2.5. İyonlaştırıcı radyasyonların giriciliği (Anonim 3)

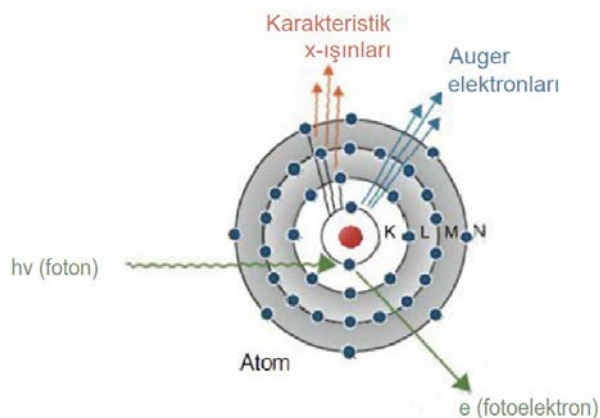
2.1.2. Radyasyonun madde ile etkileşimi

Fotonlar bir ortamdan geçerken beş farklı etkileşime maruz kalırlar. Bunlar; fotoelektrik olay, Compton saçılması, koharent saçılma, çift oluşumu ve fotodezentegrasyondur. Her etkileşim birbirinden bağımsız bir şekilde oluşmakta ve absorpsiyon olayına biraz katkı sağlamaktadır. Mega voltaj seviyelerinde enerjilere sahip olan fotoelektrik olay, Compton saçılması ve çift oluşumu radyoterapide etkin kullanılan etkileşim türlerindendir.

2.1.2.1. Fotoelektrik olay

Işın fotonunun, etkileşime girdiği maddenin atomunun, iç yörüngelerinden bir elektronu, atom dışına fırlatırken kendi enerjisini kaybettiği için gerçek bir absorpsiyon söz konusudur. Ortamda sadece atomdan ayrılan ve fotoelektron adı verilen elektron kalır ve yoluna devam eder (Şekil 2.7).

Bu tip etkileşimler, K, L, M veya N kabuklarındaki elektronlarla gerçekleşir. Elektron atomdan çıktıktan sonra, kabukta bir boşluk oluşur ve böylece atom uyarılmış bir durumda kalır. Bu oluşan boşluk karakteristik x-ışını ile dışta bulunan bir orbital elektron ile doldurulabilir. Ayrıca, boşluğu dolduran dış elektronun bir sonucu olarak salınan enerji, daha sonra fırlatılan daha yüksek bir kabuktaki başka bir elektrona verildiğinde ortaya çıkan Auger elektronlarının ışıma gücü olasılığı da vardır (Şekil 2.7). Yumuşak dokuların K- kabuk bağlanma enerjisi yaklaşık olarak 0,5 keV olduğundan, biyolojik emicilerde üretilen karakteristik fotonların enerjisi çok düşüktür ve absorbe edildiği düşünülebilir. Daha yüksek atom sayısına sahip materyaller için, karakteristik fotonlar daha yüksek enerjiye sahiptir ve fotoelektronun aralığına kıyasla daha uzak mesafelerde enerji depolayabilirler (Khan ve Gibbons 2014).

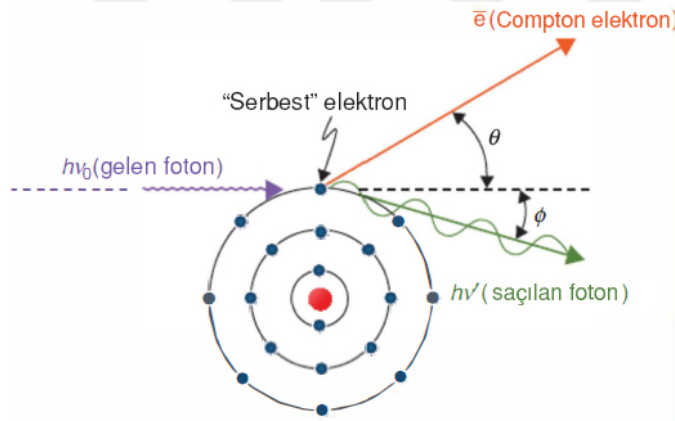


Şekil 2.6. Fotoelektrik olay (Khan ve Gibbons 2014)

Foton demetinin fotoelektrik etkileşime girme olasılığı, gelen fotonun enerjisi ve hedef atomun numarası ile ilişkilidir. Elektron bağlanma enerjisinden daha düşük enerjisi olan atom fotonu demeti fotoelektrik etkileşim yapamaz. Fotoelektrik etkileşimin oluşma olasılığı foton enerjisinin 3. kuvveti ile ters ($1/E^3$), buna karşın atom numarasının 3. kuvveti ile doğru orantılıdır (Z^3). Fotoelektrik olay, atom numarası yüksek ancak foton enerjisinin elektron bağlanma enerjisinden biraz fazla olduğu genellikle orta derece enerjili radyasyonlar ile atom numarası yüksek maddeler arasındaki etkileşimin bir sonucudur (Baykal ve Oyar 2003).

2.1.2.2. Compton saçılması

Compton saçılmasında foton, serbest elektronmuş gibi atomik bir elektronla etkileşime girer, bu yüzden elektronun bağlanma enerjisi, bombardıman fotonun enerjisinden çok daha azdır. Bu etkileşimde, elektron fotondan bir miktar enerji alır ve θ açısıyla yayılır (Şekil 2.8). Foton daha düşük enerjili bir ϕ açısıyla dağılır. Compton saçılması bir foton ve bir elektron olan iki parçacık arasındaki çarpışma açısından analiz edilebilir (Khan ve Gibbons 2014).



Şekil 2.7. Compton saçılması (Khan ve Gibbons 2014)

2.2. Radyasyon Dozu ve Birimleri

Radyasyon dozu hedef kütle tarafından, belli bir sürede soğurulan veya alınan radyasyon miktarıdır.

Aktivite, ışınlama, soğurulan doz ve eşdeğer doz Uluslararası Radyasyon Birimleri Komitesi (ICRU) radyasyon çalışmalarında kullandığı kavramlardır. Bunların birimleri sırasıyla; Curie (Ci), Röntgen (R), Rad ve Rem'dir. Bu özel birimler, 1986 yılından itibaren terkedilmeye başlanmış ve yerini tüm dünya da kullanılan birimlerin aynı olması düşüncesi ile MKS sistemini esas alan 'Uluslararası Birimler Sistemi (SI)'ne bırakmışlardır. Aynı kavramlar için SI birimleri sırasıyla Becquerel (Bq), Coulomb/kg, Gray (Gy) ve Sievert (Sv) olarak kullanılmaya başlanmıştır. Bunların eşdeğerlilik tablosu Çizelge 2.1'de verilmiştir (Anonim 4).

Çizelge 2.1. Radyasyon özel birimleri ve SI birimleri arasındaki ilişki

Fiziki Büyüklük	Eski Birim	SI Birimi	Dönüşüm
Aktivite Birimi	Curie (Ci)	Becquerel (Bq)	1Ci=3,7x10 ¹⁰ Bq 1Bq=2,7x10 ⁻¹¹ Ci
Işınlanma Birimi	Röntgen (R)	Coulomb/kilogram (C/kg)	1R=2,58x10 ⁻⁴ C/kg 1C/Kg=3876 R
Sogurulan Doz Birimi	Rad (rad)	Gray (Gy)	1 Rad=0,001 Gy 1 Gy=100 Rad 1 Gy=100 cGy
Eşdeğer Doz Birimi	Rem (rem)	Gray (Gy)	1 Rem= 0,001 Sv 1 Sv= 100 Rem 1 Sv= 1000 mSv

2.3. Bilgisayarlı Tomografi

Bilgisayarlı tomografi (CT), kolime edilmiş x-ışını kullanılarak incelenen bir nesnenin kesitsel görüntüsünü oluşturmaya yönelik radyolojik bir görüntüleme yöntemidir. Kolime edilmiş X-ışını demetinin objeyi geçen kısmı, X-ışını tüpünün karşısına yerleştirilmiş detektörler tarafından saptanarak görüntüye dönüştürülmektedir. CT, başta santral sinir sistemi olmak üzere vücudun hemen her bölgesinin incelenmesinde kullanılmaktadır. Toraks ve batin incelemelerinin yanında iskelet sistemi gerek koronal gerekse aksiyel CT kesitleri ile başarılı bir şekilde incelenebilmektedir (Baykal ve Oyar 2003).

CT cihazı 1963 yılında Cormack tarafından teorize edilmiş ve radyolojide yenilikler oluşmasına olanak sağlamış kesitsel bir görüntüleme yöntemidir. Bilgisayarlı tomografi cihazı ile ilgili ilk başarılı klinik uygulamalar 1967 yılında Hounsfield tarafından gerçekleştirilmiş ve 1971 yılında hastane şartlarında uygulanmaya başlanmıştır. Bilgisayarlı tomografi ünitesinin ülkemizde ilk kullanımı Mart 1976 yılında Hacettepe Üniversitesi'nde gerçekleşmiştir.

2.4. CT'nin Temel Prensipleri

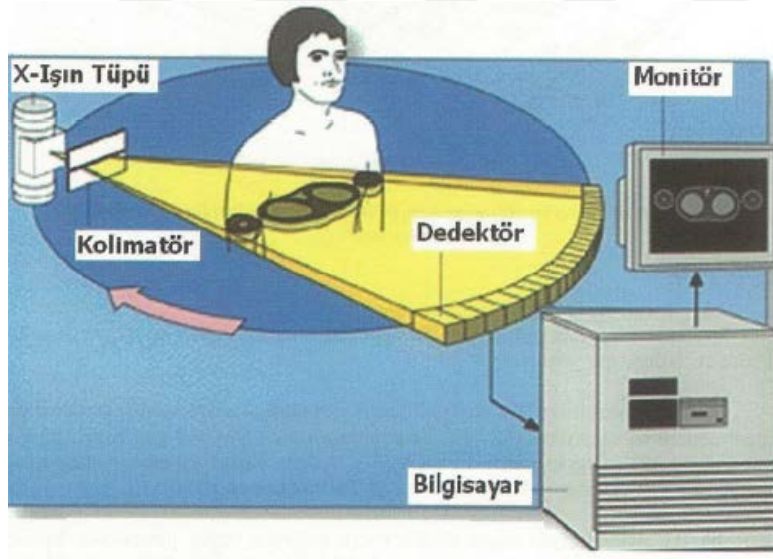
CT, üç boyutlu vücut bölümlerinden iki boyutlu görüntü oluşturan bir sistemdir. Üç boyutlu bir yapının iki boyutlu görüntüsünü oluştururken kontrast çözümleme olarak adlandırılan matematiksel teknikler kullanılır. CT sisteminin ilk amacı vücut içyapılarının iki boyutlu kesitsel görüntüsünü yaratmaktır (Şekil 2.9). Bu amaca CT'nin dokular arasındaki süperpozisyonu ortadan kaldırma ve doku kontrastları arasındaki

ufak farklılıkları göstermesindeki yeteneği sayesinde ulaşılmaktadır (Baykal ve Oyar 2003).

Tek bir dalga boyundaki ışınlar, demet halindeyken ve homojen bir ortamdan geçerken, ortam ile etkileşime bağlı olarak azalım gösterir. Diyagnostik enerji aralığında bu etkilenmeler Compton saçılması ve fotoelektrik olay (absorbsiyon) sonucu ortaya çıkan birinci moleküler iyonizasyonlardır. X-ışınlarının çok küçük kalınlıktaki ortamları katederken gösterdiği zayıflama x-ışınının başlangıçtaki seviyesi (x-ışını fotonlarının tüpten çıktığındaki sayısı) ve katedilen kalınlıkla orantılıdır (Baykal ve Oyar 2003). Bu orantı,

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

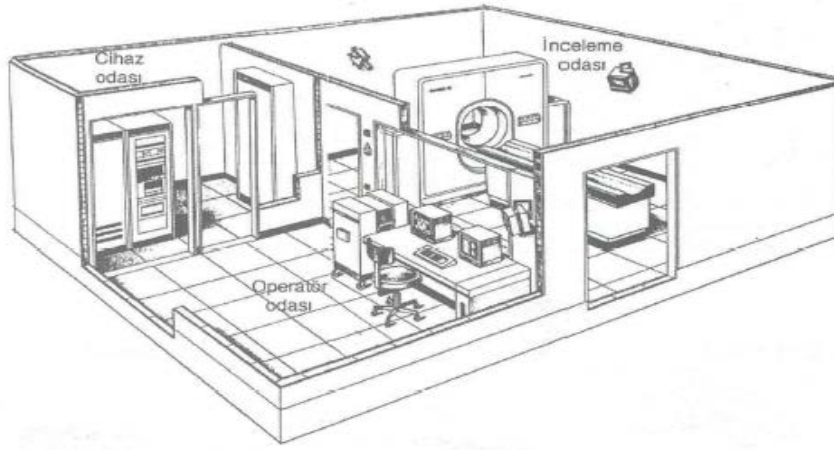
şeklinde ifade edilmektedir. Burada ΔI , X-ışınının ilgili madde veya yapıdan geçerken azalan yoğunluğunu, Δs ilgili maddenin ya da yapının kalınlığını, μ ise orantısız ve aynı zamanda lineer zayıflama katsayısını göstermektedir.



Şekil 2.8. CT sisteminde üç boyutlu insan vücudunun bilgisayarlar yardımı ile gerçekleştirilen matematiksel işlemler sonucunda iki boyutlu kesitsel görüntüsü elde edilmektedir (Baykal ve Oyar 2003)

2.5. CT Ünitesinin Bölümleri

Bir CT ünitesi başlıca 3 ana odadan oluşmaktadır. Bunlar, hastanın incelendiği oda (Scanner room), bilgisayar ve jeneratörün yer aldığı cihaz odası, çekim ve diagnostik görüntüleme konsollarının yer aldığı operatör odasıdır (Şekil 2.10).



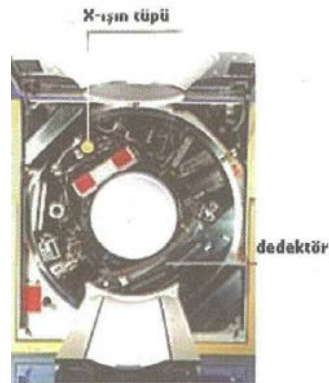
Şekil 2.9. Bir CT ünitesini oluşturan bölümlerin yerleşim planı 3 boyutlu olarak görülmektedir (Baykal ve Oyar 2003)

2.5.1. İnceleme odası ve ekipmanları

İnceleme odası hastanın tetkike alındığı, bilgisayarlı tomografi cihazının masa ve gantry bölümünün bulunduğu yerdir.

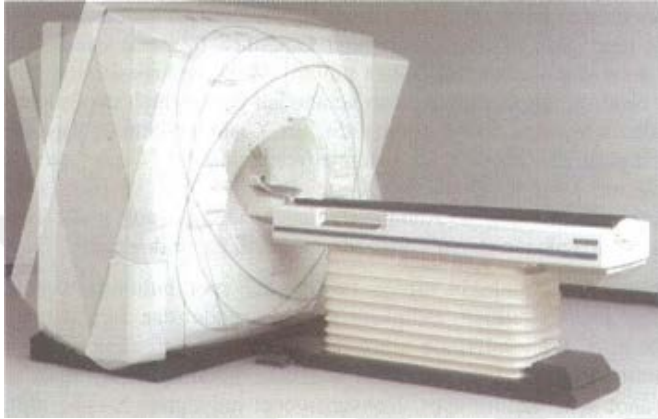
Gantry, kolimatör ve filtreleriyle birlikte x-ışını tüpü, dedektör, analog verileri dijital verilere dönüşümü sağlayan DAS (Data Acquisition System), slip-ring gibi x-ışını tüpü ve detektör dönüşünü sağlayan sistem ile gantry açılardırma motoru ve pozisyonlandırmada kullanılan lazer ışık kaynağını kapsayan, hareketli bir yapıdır (Şekil 2.11) (Baykal ve Oyar 2003).

İlk bilgisayarlı tomografi sistemlerinde x-ışını tüpüne enerji sağlayan küçük jeneratörler kablolar aracılığı ile işlev görmektedir ve x-ışını tüpü ile birlikte dönmekte idi. Gelişen teknoloji ile yeni cihazlarda jeneratörler gantry dışına alınmıştır (Baykal ve Oyar 2003).



Şekil 2.10. Gantry'nin dıştan (AEA 2019) ve ön kapağı açılarak iç yapısı görülmektedir (Baykal ve Oyar 2003)

Gantry öne ve arkaya doğru belirli bir derecede eğilmeye imkan tanıyan bir düzeneğe sahiptir. Genelde $+30^\circ$ ile -30° arasında açı verilmesine müsaade eden bu eğim sayesinde aksiyal ve koronal kesit düzlemleri belirli bir oranda açılarak x-ışınının incelenecek olan doku ya da objeye en uygun şekilde düşürülmesine olanak sağlamaktadır (Şekil 2.12). Gantry orta kesiminde çekim sırasında masa üzerinde yatan hastanın içinden geçebildiği gantry açıklığı adı verilen boşluk vardır. Gantry açıklığı genellikle 50-85 cm çapındadır (Baykal ve Oyar 2003).



Şekil 2.11. Bilgisayarlı tomografi cihazını tarayıcı ünitesinin, her iki yönde gerçekleştirebildiği eğim (Baykal ve Oyar 2003)

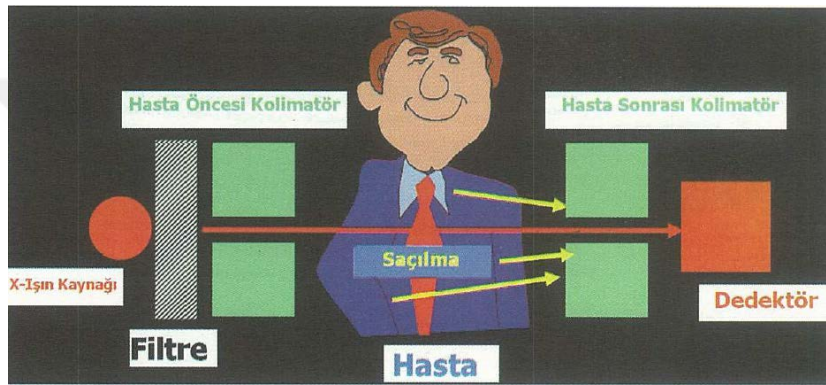
İncelenmeye alınan hasta, bilgisayarlı tomografi cihazının masasına sırtüstü ya da yüzüstü pozisyonda yatması sağlanır. Masa manuel ya da otomatik olarak uzaktan kumanda ile bilgisayarlı tomografi cihazının gantry açıklığına hasta alınır. Masa düzleminde sayısal değerler hastadan alınacak kesitin yerini belirlemektedir ve gantry üzerine monte edilmiş lazer ışık kaynağından elde edilen görülebilir ışık bantları ile de hasta üzerinde görülebilir (Şekil 2.13).



Şekil 2.12. Bilgisayarlı tomografi cihazı tarayıcı ünitesi içine alınan hastanın, koronal planlı inceleme için kesit yerinin, gantry açıklığındaki lokalizasyon ışığı yardımı ile belirlenmesi görülmektedir (Baykal ve Oyar 2003)

Bilgisayarlı tomografi sistemleri x-ışınını yüksek akım ve voltaj değerlerinde devamlı ya da milisaniye düzeylerinde titreşim tarzında üretir. Konvansiyonel spiral bilgisayarlı tomografi ve multidetektör bilgisayarlı tomografi (MDCT) x-ışını üretimi devamlıdır. Bu durum x-ışın tüpünün ısınmasına ve tüp ömrünün azalmasına yol açar.

Bilgisayarlı tomografi sistemlerinde x-ışın demeti kolimatörleri iki noktada bulunmaktadır. Tüp ya da hasta öncesi olarak adlandırılan kolimatörler x-ışın tüpü içerisinde yer almaktadır. Çekimde kullanılacak kesit kalınlığının ayarlanmasında kullanılır. Hasta sonrası ya da detektör öncesi olarak adlandırılan kolimatörler ise detektörlerin üzerine yerleştirilmiş olup ışının detektöre ayarlanan genişlikte ulaşmasını sağlarken, hastadan saçılan fotonları engeller (Şekil 2.14) (Baykal ve Oyar 2003).



Şekil 2.13. CT'nin tarayıcı ünitesinde, x-ışınını hem hasta öncesinde hem de detektörlerin önünde sınırlayan kolimatörler bulunmaktadır (Baykal ve Oyar 2003)

Breiki ve arkadaşlarının 2008'de yaptığı çalışmada CT çekimleri sırasında hastalara verilen radyasyon dozlarını ve görüntü kalitesini araştırmak için Mısır'daki farklı hastanelerdeki CT ünitelerindeki CT uygulamaları incelenmektedir. Doz ölçümleri en sık uygulanan radyasyona duyarlı kafa ve vücut fantomuyla yapılmaktadır. Seçilen CT uygulamaları; kafa, göğüs, batin ve pelvis. CTDI her CT için kafa ve vücut fantomu için üç ölçüm alınarak hesaplama yapılmaktadır. CT çekimlerinde kullanılan parametreler 90 kV için 100 mA-300 mA ve 120 kV için 50 mA-300 mA'dır. Ortalama CTDI_w değerleri kafa fantomu için 36,0-69,0 mGy ve vücut fantomu için 11,0-30,0 mGy'dir. Organ dozu ve dolayısıyla etkin doz, Monte Carlo simülasyon tekniği kullanılarak hesaplanmaktadır (Breiki vd. 2008).

CT'nin yaygın kullanımı ve hastanın aldığı radyasyon dozundaki artış, doğru bir doz değerlendirme tekniği gerektirir. CT, röntgen muayenesi sırasında hastalara verilen toplam dozun %70'ine katkıda bulunur. Çoklu ışın açıklıklarına sahip CT tarayıcılarında bulunan ışın genişlikleri, hastaya verilen toplam dozu ölçmek için mevcut CT iyonlaşma odalarının kullanılması doğru sonuçlar vermeyebilir. Standart 10 cm'lik bir CT iyonlaşma odasının kullanılması geniş ışınlar için doz profilinin önemsenmemesinden dolayı yanlış ölçümlere neden olabilir. Katı hal teknolojisine

dayanan CT doz profili oluşturulması ve RTI elektroniğinden Piranha elektrometresi kullanımı hastanın alacağı doz için potansiyel bir çözüm sunar. Corono ve arkadaşlarını yaptığı çalışmada CT tarayıcı üreticileri tarafından bildirilen her bir CT cihazı için CTDI ve DLP değerlerinin uygulanabilirliği ve doğruluğunu değerlendirmeyi amaçlamaktadır (Corono vd. 2015).

Hacim bilgisayarlı tomografi doz indeksi ($CTDI_{vol}$) standart bir CTDI fantomu için tarama hacmi içindeki ortalama dozu temsil eder. Hasford ve arkadaşlarının 2015 yılında yaptığı çalışmada kafa ve vücut fantomları için ($CTDI_{vol}$) hesaplanmış ve çekimlerde oluşan görüntülerdeki doz değerleri ile karşılaştırma yapılmıştır. Çalışmada 40 kesitli CT ve 100 mm uzunluğundaki kalem iyon odası kullanılarak ölçümler yapılmıştır. AAPM 96 nolu raporundaki formüller kullanılarak doz hesabı yapılarak karşılaştırma yapılmaktadır. Kafa fantomu için tahmini doz 120 kV-150 mAs değerleri için 44,30 mGy iken ölçüm sonucundaki doza göre %4,49 bir sapma olmaktadır. Vücut fantomu için 120 kV-100 mAs değerleri için 20,08 mGy iken ölçüm sonucundaki doza göre %3,05 bir sapma olmaktadır (Hasford vd. 2015).

CT cihazlarında hastanın alacağı doz tahmin etmek ve hastanın alacağı doz en aza indirmek için kullanılan en yaygın kullanılan parametre CTDI'dır. CTDI genellikle kalem şeklinde iyonizasyon odasıyla ölçülür ancak optik olarak uyarılmış bir ışıldama probu ve bir katı-hal dozimetresi ile alternatif dedektör kullanılabilen yöntemler geliştirilmiştir. CTDI homojen bir silindirik fantom için ortalama doz temsil ettiğinden dolayı ölçümler yalnızca hastanın alacağı doz tahmin edilebilmektedir (Bauhs vd. 2008).

Çocuk hastaların CT çekimi sırasında aldığı radyasyon dozu son zamanlarda önemli olmaktadır. Ayrıca çocuklardan yetişkinlere kadar değişen çeşitli hasta boyutları için radyasyon dozlarını belirleyebilmek önemlidir. AAPM protokolüne göre, 16 cm kafa fantomu ve 32 cm vücut fantomu ile radyasyon dozu ölçülebilmektedir. Nickoloff ve arkadaşlarının 2003 yaptığı çalışmada kullanılan fantomun boyutu (6 cm-32 cm aralığında), seçilen kVp ve kullanılan tarama modunda değişkenliği incelenmektedir. X-ışını tüpü potansiyeli 80 kVp-140 kVp arasında değişmekle beraber kullanılan tarama modları: ardışık eksenel taramalar, tek kesitli spiral taramalar, çok kesitli spiral taramalardır. Yapılan çalışmada CTDI fantomunun aynı kVp ve mA'ler için kafa fantomunun aldığı radyasyon dozu, vücut fantomunun aldığı dozdan daha fazladır (Nickoloff vd. 2003).

Gül ve arkadaşlarının 2018 yılında yaptığı çalışmada palyatif radyoterapi ile tedavi edilen kemik veya diğer organ metastazı olan hastalarda yapılan CT çekimlerinde radyasyon dozunu azaltma yöntemleri belirlemek istenmektedir. Radyoterapi ile tedavi edilen hastalarda tedavi planlama aşamalarında CT ile görüntülemesi yapılmaktadır. Bu çalışmada CT çekimi için kullanılan parametrelerde değişiklik yapılarak radyasyon dozunun ne kadar azaltılabileceği araştırılmaktadır. Kullanılan parametreler ilk CT

çekimi için 72 mAs-130 kVp, ikinci CT çekimi için 30 mAs-130 kVp olarak kullanılmaktadır. Bu yapılan değişiklik CT çekiminin sonucunda $62,68 \pm 0,02$ oranında azalmakta ve elde edilen görüntü kalitesi olarak tedavi planlamada herhangi bir sorun oluşturmadığı anlaşılmaktadır (Gül vd. 2018).

Son yıllarda çocuklarda görüntüleme aracı olarak kullanılan CT cihazının, yılda yaklaşık olarak %10 bir artış göstermektedir. Alzimami'nin 2014 yılında yaptığı çalışmada ise bu artışın çocuklar üzerindeki etkin radyasyon dozunu tahmin etmektir. Çalışmada CT cihazı olarak (64 kesitli, 16 kesitli ve çift kesitli) kullanılmaktadır. Organların aldığı dozları Ulusal Radyolojik Koruma Kurulu (NRPB) yazılımı kullanılarak hesaplamalar yapılmaktadır. 1-12 ay ve 10 yaşında kadar toplamda 182 çocuk hasta incelenmektedir. Çocuk hastaların ağırlıkları 5,0-29,0 kg arasında değişmektedir. DLP değeri beyin için 320,58 mGy, karın için 79,93 mGy ve göğüs için 66,63 mGy' dir. Etkin doz ise beyin için 20,05 mSv, karın için 1,8 mSv ve göğüs için 1,08 mSv olarak bulunmaktadır. Bu değerlere bakılarak hastanın aldığı dozun CT yönteminden bağımsız olduğu ve CT çekimin yapan teknikerin deneyimine ve CT parametrelerine bağlı olduğu sonucuna varılmaktadır. Bu çalışma Sudan'da bir referans oluşturulmak için yapılmaktadır (Alzimami 2014).

Shrimpton ve Wall 2000 yılında yaptığı çalışmada çocuklar için kullanılabilen 16 cm çapındaki kafa fantomu ile ölçümler alınarak CTDI_w ve DLP değerleri hesaplanarak çocuk hastalar için bir referans oluşturulmak istenmektedir (Shrimpton ve Wall 2014).

3. MATERYAL VE METOT

3.1. İyon Odası

Bu çalışmada kullanılan iyon odası olarak Piranha marka (Easy & Fast X-ray Control) kullanılmıştır (Şekil 3.1). Kalem iyon odası x-ışınının ulaştığı fantomun akrilik çubuklarla kapatıldığı, ölçüm yaparken istenilen noktadaki akrilik çubuk çıkarıldığında doz ölçümü yapabilmektedir ve x-ışınının taradığı alanın ne kadar geniş olduğuna bakılmaksızın, CT iyonlaşmasının sakıncaları olmadan bağımsız olarak toplam doz profili elde edilmesini sağlar.



Şekil 3.1. İyon odası (Black Piranha- unbeatable, 2016)

3.2. Bilgisayarlı Tomografi Doz Göstergesi (CTDI)

Bilgisayarlı tomografi doz göstergesi, yaygın olarak kullanılan bir radyasyon endeksidir. Bilgisayarlı tomografi uygulamalarında iyonize radyasyonun kullanılması sebebiyle hastaların aldığı dozların hesaplanmasına kanser-risk değerlendirmesi açısından ihtiyaç duyulmaktadır. Bilgisayarlı tomografide hasta dozu hesaplamalarında kullanılan parametrelerinden birisi olan CTDI kavramı bir seri CT taramasında alınan radyasyon dozunu temsil etmektedir. CT tarayıcılarında CTDI ölçümleri için kullanılan CT fantomu iki boyutlu olanlarda kafa ve vücut fantomu olarak iki adettir. Kafa fantomu 16 cm ve 5 deliklidir. Vücut fantomu ise 32 cm ve 4 deliklidir. Deliklerde kullanılan 9 adet akrilik çubuk vardır. Fantomun kalınlığı 15 cm ve ağırlığı 14 kg'dır (Şekil 3.2).



Şekil 3.2. Kafa ve Vücut Fantomu (Pehamed 2019)

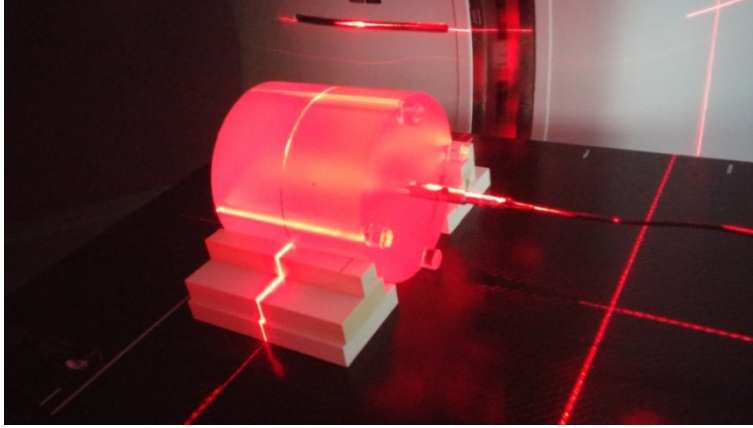
3.3. Bilgisayarlı Tomografi (CT)

CT’de radyasyon dozunun değerlendirilmesi, x-ışını kaynağının tek bir dönüşü sırasında ölçülen CT taramasının uzunlamasına eksen (z eksen) boyunca emilen dozu temsil eden bilgisayarlı tomografi dozu indeksini (CTDI) tahmin edilerek yapılır (AAPM, 2008, 2011). CTDI, CT başlığına ve gövde fantomuna yerleştirilmiş 100 mm uzunluğunda bir kalem iyonizasyon haznesi ile alınan ve $CTDI_{100}$ olarak belirtilen ölçümlerden tahmin edilmektedir (AAPM, 2011). Bilgisayarlı tomografi dozu indeksi, x-ışını kaynağının tek bir dönüşü için axial tarama modunda her zaman ölçülmekte ve taramanın yapıldığı durum için çoklu, bitişik CT taramalarından oluşan bir tarama hacminin merkezi bölgesi içindeki ortalama dozu teorik olarak tahmin eder. Merkezi dozun asimptotik üst sınırına yaklaşması için uzunluk yeterlidir (AAPM 2008).

Doz ölçümleri, fantom merkezinde ve çevresinde gerçekleştirilir ve bu değerler, fantom tek bir radyasyon dozu tahmini üretmek için ağırlıklı bir ortalama ($CTDI_w$) kullanılarak birleştirilir. Kafa ve vücut fantomu sırasıyla 16 cm ve 32 cm çapındadır. Küçük fantomda ölçülen $CTDI_{vol}$, kafa CT için bir referans olarak ve ayrıca bazı tarayıcı üreticileri için referans olarak kullanılır. Büyük fantomda ölçülen $CTDI_{vol}$, gövdede (göğüs, karın ve pelvis) erişkin CT için bir referans olarak kullanılır (Shrimpton 2004). $CTDI_{vol}$ değerinin birimi mGy’dir.

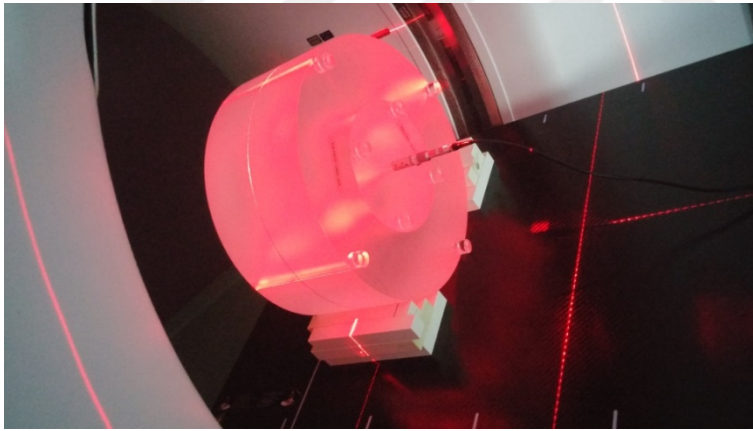
Yeni nesil CT tarayıcıları, helikal tarama modu veya koni-ışın ışınlama geometrilili ileri teknolojiler sayesinde, doz tahmini yöntemi Amerikan Tıp Fizikçileri Birliği (AAPM) Görev Grubu (TG) raporlarında belirtildiği şekilde gelişmeye devam etmektedir (AAPM 2008, 2010, 2011). Son zamanlarda, odanın konumunda doz dengesini sağlamak için fantoma yerleştirilmiş küçük hacimli iyon odasının kullanımı, absorbe edilen dozu tahmin etmek için önerilmektedir (AAPM 2010). Bu çalışmada dozun en düşük hangi değerler arasında olduğu araştırılmıştır.

Kafa ve vücut fantomları sırasıyla kullanılarak yapılmıştır. Kafa fantomu CT ünitesindeki masaya yerleştirilerek tarayıcının izo-merkezine göre hizalanmıştır (Şekil 3.3). Fantomun iki boyutlu görüntüsü hizalama amacıyla elde edilmiştir. İyon odası, fantomun ortasına yerleştirilerek ve voltaj değeri (120 kV) sabit tutularak kesit kalınlığı ve akım değerleri değiştirilerek ölçüm yapılmıştır. Aynı fantom akım değeri (400 mA) sabit tutularak kesit kalınlığı ve voltaj değerleri son olarak da kesit kalınlığı (2,5 mm) sabit tutularak akım ve voltaj değerleri değiştirilerek ölçümler yapılmıştır. Kafa fantomundan yapılan diğer bir ölçümde ise voltaj değerleri (80 kV, 100 kV, 120 kV ve 140 kV) seçilerek, kesit kalınlıkları (0,625 mm, 2,5 mm, 5 mm ve 10 mm) ve akım değerleri (50 mA, 100 mA, 200 mA ve 400 mA) sabit tutulmuştur. Her bir voltaj değeri için ölçümler tekrarlanmıştır. Yapılan ölçümlerde kullanılan bilgisayarlı tomografi cihazı 16 kesitli GE markasına ait Optima 580 modeli ve CTDI sonuçlarının alındığı Ocean 2014 programı kullanılmıştır.



Şekil 3.3. İyon odası kafa fantomun ortasına eklenerek izo-merkezine göre hizalanması (AEA, 2019)

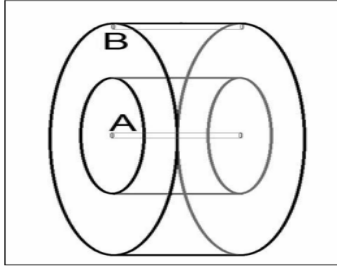
Kafa fantomunda yapıldığı gibi vücut fantomu da izo-merkezine göre hizalanmıştır (Şekil 3.4). CT cihazındaki sorunlardan dolayı 80 kV ve 140 kV ölçüm yapılabilmektedir. İyon odası, fantomun ortasına yerleştirilerek ve voltaj değeri 80 kV ve 140 kV sabit tutularak kesit kalınlığı (0,625 mm, 2,5 mm, 5 mm ve 10 mm) ve akım değerleri (50 mA, 100 mA, 200 mA ve 400 mA) değiştirilerek ölçüm yapılmıştır.



Şekil 3.4. İyon odası vücut fantomun ortasına eklenerek izo-merkezine göre hizalanması (AEA, 2019)

Matematiksel olarak, CTDI uzun eksen boyunca soğurulan dozun integralinin (toplamının) nominal kesit kalınlığına (s) bölünmesiyle bulunur. Bahsedilen nominal kesit kalınlığı, konik şekilli x-ışını demetinin, hastanın kesit alınan noktasındaki ortalama kesit kalınlığını göstermektedir (Sağsöz ve Alper 2013).

Soğurulan doz, hastanın görüntülenilen bölgesinin uzunluğu ile orantılıdır. Hastanın görüntülenilen bölgesinin CTDI'yı belirlemek için çapı 32 cm'den küçük akrilik bir fantom kullanıldığında, gerçek soğurulan doz daha yüksek olacaktır. Hasta büyük ise, gerçek soğurulan doz daha düşük olacaktır.



Şekil 3.5. CTDI ölçümünde kullanılan silindirik fantomun merkezi ve periferik yerleşimi

Bilgisayarlı tomografi doz indeksini hesaplamamanın bir diğer yol ise merkezi ve periferik CTDI değerlerini bir ağırlıklı toplam ($CTDI_w$) şeklinde ifade etmektir (Bauhs vd. 2008).

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{100}^A + \frac{2}{3} CTDI_{100}^B \quad (3.1)$$

Bilgisayarlı tomografi spiral bir tarama için pitch; x-ışını tüpünün bir dönüşü süresinde masanın mm cinsinden hareket miktarının, dedektörün tarayıcının eş merkezine izdüşümü olan nominal ışınlama genişliğine bölünmesiyle hesaplanır (Bauhs vd. 2008). Spiral tetkikler için hacim $CTDI_{vol}$ değeri;

$$CTDI_{vol} = CTDI_w \frac{1}{pitch} \quad (3.2)$$

Bilgisayarlı tomografi taramasında toplam soğurulan dozu hesaplamak için, taranan aralık dikkate alınmalıdır. Doz uzunluk çarpımı (DLP); $CTDI_{vol}$ ile tarama uzunluğunun (L) çarpımıdır. Doz uzunluk çarpımının birimi $mGy \cdot cm$ 'dir (Bauhs vd. 2008).

$$DLP = CTDI_{vol} \cdot L = \left(\frac{1}{3} CTDI_{100}^A + \frac{2}{3} CTDI_{100}^B \cdot \frac{1}{pitch} \right) L \quad (3.3)$$

4. BULGULAR VE TARTIŞMA

Bilgisayarlı tomografi cihazında radyasyon dozunu azaltmadaki en önemli kullanılan teknikler; taramaların sayısı, tüp akımı ve miliamper.saniye (mAs) cinsinden tarama süresi tüpün kilovolt.pik (kVp) hızlandırma gerilimi gibi parametreleri azaltmak, tarama adımını (pitch-bitişik bilgisayarlı tomografi kesitleri arasındaki üst üste gelme derecesi) artırmak şeklindedir. Bunların dışında radyasyon dozu kullanılan tarayıcının özel tasarımıyla da yakından ilişkilidir (Sağsöz ve Alper 2013).

Bilgisayarlı tomografi cihazlarında gelişen dedektör teknolojisi ile dedektör sıra sayısının, tarayıcı dönüş hızının artırılması son yıllarda çift ışınlı tüpü kullanılmasıyla beraber zamansal ve uzaysal çözünürlük arttırılmış ve tetkik süresi kısalmıştır.

Bilgisayarlı tomografi taraması sırasında, vücudun istenilen bölümleri kesitsel olarak ışınlanmaktadır. X- ışını dozu kullanıcı tarafından çekilmesi istenilen alan ile sınırlandırılmasına rağmen saçılma sebebiyle radyasyonun ulaştığı genişlik, seçilen alandan daha fazla olmaktadır.

Bilgisayarlı tomografi cihazında kafa ve vücut fantomunda iyon odası ile doz ölçümü yapılan çalışmada bilgisayarlı tomografi cihazının parametreleri olan kesit kalınlıkları, akım değerleri ve voltaj değerleri değiştirilerek aşağıdaki çizelgeler oluşturulmuştur. Bu parametreler değiştirilerek alınacak dozun hangi parametrelere bağlı olduğu belirlenmiştir. Kesit kalınlığı artıkça alınan doz azalır. Akım (mA) değeri artıkça kullanılan fantomdaki x-ışını akışını artırır. Voltaj (kV) değerinin artırılması, hem x-ışının akışını hem de ortalama bir x-ışını enerjisini artırır ve bunun sonucunda dozda bir artış olur.

CT çekimlerinde çekilecek bölgeye göre seçim yapıldığında alınacak doz bölgeye göre belirlenecektir. Bu çalışmada kullanılan fantomlarda kafa fantomu daha fazla doz alıyor. Bu da hasta zayıf veya küçükçe aldığı doz daha çok oluyor. Kullanılan bir diğer fantom olan vücut fantomu ise daha düşük doz alıyor. Sonuçta hastanın vücut tipine göre alacağı dozda değişkenlik göstermektedir.

4.1. Kafa (Head) Fantomu ile Alınan Ölçümler

Kafa Fantomu ile yapılan ölçümlerde Çizelge 4.1’de görüldüğü gibi voltaj değeri 120 kV sabit tutularak 10 mA, 100 mA ve 440 mA ve kesit kalınlıkları değiştirilerek yapılmıştır. Akım ve kesit kalınlığı artıkça CTDI₁₀₀ değerinde artış gözlenmiştir. DLP değeri ise en yüksek 440 mA artış göstermekle birlikte 10 mm kesit kalınlığında düşüş görülmektedir. Kesit kalınlığı 10 mm olduğunda CTDI₁₀₀, CTDI_{vol} ve DLP değerinde bir düşüş olmaktadır. Bunun sebebi ise taranan alanın genişliğinden dolayı doz azalması olmaktadır.

Çizelge 4.1. Voltaj değeri 120 kV ve akım değeri 10 mA ,100 mA ve 440 mA de sabit tutularak farklı kesit kalınlıklarına göre değişimi

	Kesit Kalınlığı (mm)	Işınlama (mGy)	Süre (s)	CTDI _{100,c} (mGy)	CTDI _w (mGy)	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy.cm)
10 mA	0,625	0,289	6,6	0,9324	0,9586	0,9586	14,38
	2,5	0,288	10,1	0,9223	0,9481	0,9481	14,22
	5	0,286	10,1	0,9194	0,9452	0,9452	14,18
	10	0,367	10,1	0,758	0,7792	0,7792	11,69
100 mA	0,625	2,82	10,1	9,174	9,431	9,431	141,5
	2,5	2,85	10,1	9,166	9,423	9,423	141,3
	5	2,86	10,1	9,322	9,583	9,583	143,7
	10	3,54	10,1	7,534	7,745	7,745	116,2
440mA	0,625	12,6	10,1	41,12	42,28	42,28	634,1
	2,5	12,3	10,1	40,59	41,72	41,72	625,9
	5	12,1	6,6	40,46	41,59	41,59	623,9
	10	15,6	10,1	33,57	34,51	34,51	517,6

Çizelge 4.2’de akım değeri 400 mA seçilerek voltaj değerleri 100 kV ve 120 kV olarak yapılan ölçümlerde kesit kalınlıkları farklı seçildiğinde CTDI₁₀₀, CTDI_{vol} ve DLP değerlerinde artış gözlenmektedir.

Çizelge 4.2. Akım değeri 400 mA sabit tutularak, voltaj değerleri 100 kV ve 120 kV kesit kalınlığına göre değişimi

	Kesit Kalınlığı (mm)	Işınlama (mGy)	Süre (s)	CTDI _{100,c} (mGy)	CTDI _w (mGy)	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy.cm)
100 kV	0,625	6,96	6,6	23,6	23,6	23,6	354
	2,5	7,16	10,1	23,6	23,6	23,6	354,8
	5	7,01	6,6	23,7	23,7	23,7	355,6
	10	8,78	10,1	19,1	19,1	19,1	286,5
120 kV	0,625	10,9	10,1	36,71	37,73	37,73	566
	2,5	11,3	10,1	37,36	38,41	38,41	576,1
	5	11,2	10,1	36,93	37,97	37,97	569,5
	10	11,9	10,1	30,08	30,92	30,92	463,8

Çizelge 4.3’de kesit kalınlığı 2,5 mm sabit tutularak 100 kV ve 120 kV olarak yapılan ölçümlerde farklı mA değerleri seçildiğinde CTDI₁₀₀, CTDI_{vol} ve DLP değerlerinde artış gözlenmektedir.

Çizelge 4.3. Kesit kalınlığı 2,5 mm sabit tutularak ve voltaj değeri 100 kV ve 120 kV da sabit tutularak farklı akım değerlerine göre değişimi

	Tüp Akımı (mA)	Işınlama (mGy)	Süre (s)	CTDI _{100,c} (mGy)	CTDI _w (mGy)	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy.cm)
100 kV	10	0,225	6,6	0,4675	0,4918	0,4918	7,378
	100	2,27	10,1	4,693	4,937	4,937	74,06
	440	9,26	10,1	19,29	20,29	20,29	304,3
120 kV	10	2,45	6,6	0,7481	0,7691	0,7691	11,54
	100	3,47	10,1	7,458	7,667	7,667	115
	440	14,8	10,1	31,63	32,52	32,52	487,7

Çizelge 4.4’de voltaj değeri 80 kV sabit tutularak akım ve kesit kalınlıkları değiştirilerek yapılan ölçümlerde CTDI₁₀₀, CTDI_{vol} ve DLP değerlerinde artış görülmektedir. Akım değeri 50 mA olduğu durumda 10 mm kesit kalınlığında doz azalması olurken 400 mA akım değerinde kesit kalınlığı artıkcı dozda da bir artış gözlenmiştir.

Çizelge 4.4. Voltaj değeri 80 kV ve akım değerleri 50 mA, 100 mA, 200 mA ve 400 mA de sabit tutularak farklı kesit kalınlıklarına göre değişimi

	Kesit Kalınlığı (mm)	Işınlama (mGy)	Süre (s)	CTDI _{100,c} (mGy)	CTDI _w (mGy)	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy.cm)
50 mA	0,625	1,449	10	1,435	1,569	1,569	23,53
	2,5	1,44	10	1,424	1,557	1,557	23,35
	5	1,449	10	1,429	1,562	1,562	23,43
	10	1,173	10	1,184	1,294	1,294	19,41
100 mA	0,625	2,865	10	2,83	3,093	3,093	46,4
	2,5	1,866	10	2,811	3,072	3,072	46,09
	5	2,888	10	2,85	3,116	3,116	46,73
	10	2,352	10	2,374	2,595	2,595	38,93
200 mA	0,625	5,746	10	5,625	6,148	6,148	92,23
	2,5	5,763	10	5,617	6,139	6,139	92,09
	5	5,779	10	5,695	6,225	6,225	93,37
	10	4,527	10	4,562	4,987	4,987	74,8
400 mA	0,625	27,75	24	19,72	21,55	21,55	323,3
	2,5	27,77	24	19,66	21,49	21,49	322,4
	5	27,94	24	20,05	21,91	21,91	328,7
	10	22,08	14	20,68	22,6	22,6	339

Çizelge 4.5’de voltaj değeri 100 kV’de sabit tutularak akım ve kesit kalınlıkları değiştirilerek yapılan ölçümlerde CTDI₁₀₀, CTDI_{vol} ve DLP değerlerinde artış görülmektedir. 10 mm kesit kalınlığında akım artmasına rağmen taranan alanın genişliğinden dolayı doz azalması olmuştur.

Çizelge 4.5. Voltaj değeri 100 kV ve akım değerleri, 50 mA, 100 mA, 200 mA ve 400 mA de sabit tutularak farklı kesit kalınlıklarına göre değişimi

	Kesit Kalınlığı (mm)	Işınlama (mGy)	Süre (s)	CTDI _{100,c} (mGy)	CTDI _w (mGy)	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy.cm)
50 mA	0,625	2,873	10	2,843	2,991	2,991	44,86
	2,5	2,887	10	2,836	2,983	2,983	44,75
	5	2,915	10	2,892	3,042	3,042	45,63
	10	2,365	10	2,383	2,507	2,507	37,61
100 mA	0,625	5,8	10	5,667	5,962	5,962	89,43
	2,5	5,802	10	5,716	6,013	6,013	90,2
	5	5,824	10	5,772	6,072	6,072	91,08
	10	4,658	10	4,692	4,936	4,936	74,04
200 mA	0,625	11,59	10	11,37	11,96	11,96	179,4
	2,5	11,65	10	11,32	11,91	11,91	178,6
	5	11,66	10	11,58	12,18	12,18	182,7
	10	9,386	10	9,464	9,956	9,956	149,3
400 mA	0,625	22,82	10	21,07	22,16	22,16	332,4
	2,5	22,96	10	21,13	22,23	22,23	333,5
	5	23,19	10	22,93	24,13	24,13	361,9
	10	18,66	10	18,81	19,78	19,78	296,8

Çizelge 4.6’da voltaj değeri 120 kV’de sabit tutularak akım ve kesit kalınlıkları değiştirilerek yapılan ölçümlerde 50 mA ve 400 mA akım değerlerinde 10 mm kesit kalınlığında CTDI₁₀₀ değerinde doz azalması olurken 100 mA ve 200 mA akım değerinde ise artış görülmüştür. CTDI_{vol} değeri ise akım değerleri 50 mA ve 400 mA olan 5 mm kesit kalınlığına kadar artarken 10 mm kalınlığında azalış göstermekle birlikte 100 mA ve 200 mA değerlerinde ise sürekli bir artış görülmektedir.

Çizelge 4.7’de voltaj değeri 140 kV’da sabit tutularak akım ve kesit kalınlıkları değiştirilerek yapılan ölçümlerde akım değeri 50 mA olduğunda 10 mm kesit kalınlığında doz düşerken diğer akım değerlerinde kesit kalınlığı artıkça CTDI₁₀₀ değerinde artış görülmektedir.

Çizelge 4.6. Voltaj değeri 120 kV ve akım değeri 50 mA, 100 mA, 200 mA ve 400 mA de sabit tutularak farklı kesit kalınlıklarına göre değişimi

	Kesit Kalınlığı (mm)	Işınlama (mGy)	Süre (s)	CTDI _{100,c} (mGy)	CTDI _w (mGy)	CTDI _{Vol} (mGy)	DLP (mGy.cm)
50 mA	0,625	4,472	10	3,043	3,128	3,128	46,92
	2,5	4,495	10	3,056	3,141	3,141	47,12
	5	4,72	10	4,659	4,79	4,79	71,84
	10	3,826	10	3,879	3,988	3,988	59,82
100 mA	0,625	22,85	24	15,83	16,27	16,27	244
	2,5	23,18	24	16,02	16,47	16,47	247,1
	5	23,13	24	16,07	16,52	16,52	247,8
	10	18,52	14	17,21	17,7	17,7	265,4
200 mA	0,625	46,34	24	32,01	32,91	32,91	493,7
	2,5	46,5	24	32,05	32,95	32,95	494,2
	5	46,56	24	32,4	33,31	33,31	499,6
	10	37,06	14	34,47	35,44	35,44	531,6
400 mA	0,625	37,96	10	37,2	38,25	38,25	573,7
	2,5	38,04	10	37,19	38,23	38,23	573,5
	5	38,09	10	37,59	38,64	38,64	579,7
	10	30,61	10	31,02	31,89	31,89	478,4

Çizelge 4.7. Voltaj değeri 140 kV ve akım değeri 50 mA, 100 mA, 200 mA ve 400 mA de sabit tutularak farklı kesit kalınlıklarına göre değişimi

	Kesit Kalınlığı (mm)	Işınlama (mGy)	Süre (s)	CTDI _{100,c} (mGy)	CTDI _w (mGy)	CTDI _{Vol} (mGy)	DLP (mGy.cm)
50 mA	0,625	6,85	10	6,705	6,805	6,805	102,1
	2,5	6,848	10	6,676	6,777	6,777	101,6
	5	6,868	10	6,804	6,906	6,906	103,6
	10	5,425	10	5,472	5,554	5,554	83,31
100 mA	0,625	33,69	24	23,09	23,44	23,44	351,5
	2,5	33,57	24	22,88	23,22	23,22	348,3
	5	33,82	24	23,41	23,76	23,76	356,5
	10	26,86	14	24,87	25,24	25,24	378,7
200 mA	0,625	67,77	24	46,42	47,11	47,11	706,7
	2,5	67,83	24	46,33	47,03	47,03	705,4
	5	67,76	24	46,86	47,56	47,56	713,5
	10	53,78	14	49,79	50,53	50,53	758
400 mA	0,625	129,6	24	89,09	90,43	90,43	1356
	2,5	129,7	24	88,8	90,13	90,13	1352
	5	129,8	24	89,86	91,2	91,2	1368
	10	102,8	14	93,88	95,29	95,29	1429

4.2. Vücut (Body) Fantomu ile Alınan Ölçümler

Vücut Fantomu ile yapılan ölçümlerde bilgisayarlı tomografi cihazındaki sorunlardan dolayı 80 kV ve 140 kV de ölçümler alınmış olup çizelge 4.8’de görüldüğü gibi voltaj değeri 80 kV sabit tutularak 10 mA, 100 mA, 200 mA ve 400 mA ve kesit kalınlıkları değiştirilerek yapılmıştır. Akım ve kesit kalınlığı artıkça CTDI₁₀₀ değerinde artış gözlenmiştir. DLP değeri ise en yüksek 5 mm ve 400 mA değerinde en yüksek olduğu değer gözlenmiştir.

Çizelge 4.8. Voltaj değeri 80 kV ve akım değeri 50 mA, 100 mA, 200 mA ve 400 mA de sabit tutularak farklı kesit kalınlıklarına göre değişimi

	Kesit Kalınlığı (mm)	Işınlama (mGy)	Süre (s)	CTDI _{100,c} (mGy)	CTDI _w (mGy)	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy.cm)
50 mA	0,625	0,406	10	0,4053	0,868	0,868	13,013
	2,5	0,408	10	0,4043	0,865	0,865	35,71
	5	0,409	10	0,4092	0,875	0,875	13,133
	10	0,332	10	0,3372	0,721	0,721	10,825
100 mA	0,625	0,82	10	0,8079	1,729	1,729	25,942
	2,5	0,82	10	0,8149	1,744	1,744	26,165
	5	0,817	10	0,8166	1,747	1,747	26,214
	10	0,654	10	0,6638	1,42	1,42	21,309
200 mA	0,625	1,638	10	1,621	3,469	3,469	52,04
	2,5	1,646	10	1,6139	3,454	3,454	51,808
	5	1,636	10	1,6384	3,504	3,504	52,583
	10	1,317	10	1,339	2,864	2,864	42,97
400 mA	0,625	3,225	10	3,0039	6,428	6,428	96,422
	2,5	3,245	10	3,0125	6,448	6,448	96,741
	5	3,254	10	3,2442	6,941	6,941	104,158
	10	2,618	10	2,6613	5,69	5,69	85,422

Çizelge 4.9’da voltaj değeri 140 kV’de sabit tutularak akım ve kesit kalınlıkları değiştirilerek yapılan ölçümlerde tüm akım değerlerinde kesit kalınlığı kalınlıklık artıkça doz değeri de artıyor fakat 10 mm kesit kalınlığında ise taradığı alanın genişliğinde dolayı doz düşüşü olmaktadır. CTDI₁₀₀, CTDI_{vol} ve DLP değerleri 50 mA akım değerinde kalınlık artıkça artması gerekirken 10 mm kesit kalınlığında doz düşüşü olmaktadır. CTDI₁₀₀, CTDI_{vol} ve DLP değerlerinde ise akım değeri ve kesit kalınlığı artıkça doz artışı olmaktadır.

Çizelge 4.9. Voltaj değeri 140 kV ve akım değeri 50 mA, 100 mA, 200 mA ve 400 mA de sabit tutularak farklı kesit kalınlıklarına göre değişimi

	Kesit Kalınlığı (mm)	Işınlama (mGy)	Süre (s)	CTDI _{100,c} (mGy)	CTDI _w (mGy)	CTDI _{Vol} (mGy)	DLP (mGy.cm)
50 mA	0,625	1,039	10	1,881	1,111	1,111	28,232
	2,5	1,039	10	1,873	1,106	1,106	28,094
	5	1,049	10	1,909	1,127	1,127	28,647
	10	0,828	10	1,535	0,906	0,906	23,037
100 mA	0,625	5,110	10	6,479	3,826	3,826	97,196
	2,5	5,092	10	6,420	3,790	3,790	96,311
	5	5,165	10	6,568	3,878	3,878	98,578
	10	4,102	10	6,978	4,119	4,119	104,717
200 mA	0,625	10,280	10	13,024	7,689	7,689	195,415
	2,5	10,289	10	12,999	7,676	7,676	195,055
	5	10,348	10	13,148	7,762	7,762	197,295
	10	8,213	10	13,970	8,247	8,247	209,600
400 mA	0,625	19,659	10	24,997	14,759	14,759	374,957
	2,5	19,674	10	24,915	14,710	14,710	373,851
	5	19,822	10	25,213	14,885	14,885	378,275
	10	15,699	10	26,341	15,552	15,552	395,143

4.3. Kafa Fantomu ile Alınan Ölçümlerin Karşılaştırılması

Kafa fantomu ile alınan ölçümlerde 80 kV voltaj değerinde ışınlama, CTDI₁₀₀, CTDI_{Vol} ve DLP değerleri akım ve kesit kalınlıklarıyla olan değişimi karşılaştırılmıştır. Çizelge 4.10'da voltaj değeri 80 kV olarak seçilmiş olup ışınlamada doz düşüşü 10 mm kesit kalınlığında ve tüm akım değerlerinde görülmüştür.

CTDI₁₀₀ değerinde akım değeri artmasına rağmen 10 mm kesit kalınlığında düşüş olurken 400 mA değerinde ise kesit kalınlığı artıkça artış olmaktadır. CTDI_{Vol} ve DLP değerlerinde 400 mA akım değerinde kesit kalınlığı artıkça doz artışı görülürken diğer akım değerlerinde 10 mm kesit kalınlığında doz düşüşü olmaktadır.

Çizelge 4.10. Voltaj değeri 80 kV Işınlama, CTDI_(100,c), CTDI_{Vol} ve DLP değerleri

Işınlama (mGy)		Tüp Akımı (mA)			
		50	100	200	400
Kesit Kalınlığı (mm)	0,625	1,449	2,865	5,746	27,75
	2,5	1,44	1,866	5,763	27,77
	5	1,449	2,888	5,779	27,94
	10	1,173	2,352	4,527	22,08

Çizelge 4.10'un devamı

CTDI _{100,c} (mGy)		Tüp Akımı (mA)			
		50	100	200	400
Kesit Kalınlığı (mm)	0,625	1,435	2,83	5,625	19,72
	2,5	1,424	2,811	5,617	19,66
	5	1,429	2,85	5,695	20,05
	10	1,184	2,374	4,562	20,68
CTDI _{Vol} (mGy)		Tüp Akımı (mA)			
		50	100	200	400
Kesit Kalınlığı (mm)	0,625	1,569	3,093	6,148	21,55
	2,5	1,557	3,072	6,139	21,49
	5	1,562	3,116	6,225	21,91
	10	1,294	2,595	4,987	22,6
DLP (mGy.cm)		Tüp Akımı (mA)			
		50	100	200	400
Kesit Kalınlığı (mm)	0,625	23,53	46,4	92,23	323,3
	2,5	23,35	46,09	92,09	322,4
	5	23,43	46,73	93,37	328,7
	10	19,41	38,93	74,8	339

Çizelge 4.11. Voltaj değeri 100 kV Işınlama CTDI_(100,c), CTDI_{Vol} ve DLP değerleri

Işınlama (mGy)		Tüp Akımı (mA)			
		50	100	200	400
Kesit Kalınlığı (mm)	0,625	2,873	5,8	11,59	22,82
	2,5	2,887	5,802	11,65	22,96
	5	2,915	5,824	11,66	23,19
	10	2,365	4,658	9,386	18,66
CTDI _{100,c} (mGy)		Tüp Akımı (mA)			
		50	100	200	400
Kesit Kalınlığı (mm)	0,625	2,843	5,667	11,37	21,07
	2,5	2,836	5,716	11,32	21,13
	5	2,892	5,772	11,58	22,93
	10	2,383	4,692	9,464	18,81
CTDI _{Vol} (mGy)		Tüp Akımı (mA)			
		50	100	200	400
Kesit Kalınlığı (mm)	0,625	2,991	5,962	11,96	22,16
	2,5	2,983	6,013	11,91	22,23
	5	3,042	6,072	12,18	24,13
	10	2,507	4,936	9,956	19,78

Çizelge 4.11'un devamı

DLP (mGy.cm)		Tüp Akımı (mA)			
		50	100	200	400
Kesit Kalınlığı (mm)	0,625	44,86	89,43	179,4	333,5
	2,5	44,75	90,2	178,6	332,4
	5	45,63	91,08	182,7	361,9
	10	37,61	74,04	149,3	367

Kafa fantomu ile alınan ölçümlerde 120 kV voltaj değerinde ışınlama, $CTDI_{100}$, $CTDI_{vol}$ ve DLP değerleri akım ve kesit kalınlıklarıyla olan değişimi karşılaştırılmıştır. Çizelge 4.11'de voltaj değeri 120 kV olarak seçilmiş olup ışınlamada doz düşüşü 10 mm kesit kalınlığında ve tüm akım değerlerinde görülmüştür. $CTDI_{100}$ ve $CTDI_{vol}$ değerlerinde akım değeri artmasına rağmen 10 mm kesit kalınlığında düşüş olmaktadır. DLP değerinde ise 400 mA akım değerinde kesit kalınlığı arttıkça doz artışı görülürken diğer akım değerlerinde 10 mm kesit kalınlığında doz düşüşü olmaktadır.

Çizelge 4.12. Voltaj değeri 120 kV Işınlama, $CTDI_{(100,c)}$, $CTDI_{vol}$ ve DLP değerleri

Işınlama (mGy)		Tüp Akımı (mA)			
		50	100	200	400
Kesit Kalınlığı (mm)	0,625	4,472	22,85	46,34	37,96
	2,5	4,495	23,18	46,5	38,04
	5	4,72	23,13	46,56	38,09
	10	3,826	18,52	37,06	30,61
$CTDI_{100,c}$ (mGy))		Tüp Akımı (mA)			
		50	100	200	400
Kesit Kalınlığı (mm)	0,625	3,043	15,83	32,01	37,2
	2,5	3,056	16,02	32,05	37,19
	5	4,659	16,07	32,4	37,59
	10	3,879	17,21	34,47	31,02
$CTDI_{vol}$ (mGy)		Tüp Akımı (mA)			
		50	100	200	400
Kesit Kalınlığı (mm)	0,625	3,128	16,27	32,91	38,25
	2,5	3,141	16,47	32,95	38,23
	5	4,79	16,52	33,31	38,64
	10	3,988	17,7	35,44	31,89
DLP (mGy.cm)		Tüp Akımı (mA)			
		50	100	200	400
Kesit Kalınlığı (mm)	0,625	46,92	244	493,7	573,7
	2,5	47,12	247,1	494,2	573,5
	5	71,84	247,8	499,6	579,7
	10	59,82	265,4	531,6	478,4

Kafa fantomu ile alınan ölçümlerde 100 kV voltaj değerinde ışınlama, $CTDI_{100}$, $CTDI_{vol}$ ve DLP değerleri akım ve kesit kalınlıklarıyla olan değişimi karşılaştırılmıştır. Çizelge 4.11’de voltaj değeri 100 kV olarak seçilmiş olup ışınlamada doz düşüşü 10 mm kesit kalınlığında ve tüm akım değerlerinde görülmüştür. $CTDI_{100}$ ve $CTDI_{vol}$ değerlerinde akım değeri artmasına rağmen 10 mm kesit kalınlığında düşüş olmaktadır. DLP değerinde ise 400 mA akım değerinde kesit kalınlığı artıkça doz artışı görülürken diğer akım değerlerinde 10 mm kesit kalınlığında doz düşüşü olmaktadır.

Kafa fantomu ile alınan ölçümlerde 140 kV voltaj değerinde ışınlama, $CTDI_{100}$, $CTDI_{vol}$ ve DLP değerleri akım ve kesit kalınlıklarıyla olan değişimi karşılaştırılmıştır. Çizelge 4.13’de voltaj değeri 140 kV olarak seçilmiş olup ışınlamada doz düşüşü 10 mm kesit kalınlığında ve tüm akım değerlerinde görülmüştür. $CTDI_{100}$ ve $CTDI_{vol}$ değerlerinde akım ve kesit kalınlığı artıkça doz artarken, 50 mA ve 10 mm değerinde doz azalması olmaktadır. DLP değerinde ise 50 mA ve 10 mm değerinde doz azalması görülürken diğer akım değerlerinde kesit kalınlığı artıkça doz artışı olmaktadır.

Çizelge 4.13. Voltaj değeri 140 kV Işınlama, $CTDI_{(100,c)}$, $CTDI_{vol}$ ve DLP değerleri

Işınlama (mGy)		Tüp Akımı (mA)			
		50	100	200	400
Kesit Kalınlığı (mm)	0,625	6,85	33,69	67,77	129,6
	2,5	6,848	33,57	67,83	129,7
	5	6,868	33,82	67,76	129,8
	10	5,425	26,86	53,78	102,8
$CTDI_{100,c}$ (mGy)		Tüp Akımı (mA)			
		50	100	200	400
Kesit Kalınlığı (mm)	0,625	6,705	23,09	46,42	89,09
	2,5	6,676	22,88	46,33	88,8
	5	6,804	23,41	46,86	89,86
	10	5,472	24,87	49,79	93,88
$CTDI_{vol}$ (mGy)		Tüp Akımı (mA)			
		50	100	200	400
Kesit Kalınlığı (mm)	0,625	6,805	23,44	47,11	90,43
	2,5	6,777	23,22	47,03	90,13
	5	6,906	23,76	47,56	91,2
	10	5,554	25,24	50,53	95,29
DLP (mGy.cm)		Tüp Akımı (mA)			
		50	100	200	400
Kesit Kalınlığı (mm)	0,625	102,1	351,5	706,7	1356
	2,5	101,6	348,3	705,4	1352
	5	103,6	356,5	713,5	1368
	10	83,31	378,7	758	1429

4.4. Vücut Fantomu ile Alınan Ölçümlerin Karşılaştırılması

Vücut fantomu ile alınan ölçümlerde 80 kV voltaj değerinde ışınlama, $CTDI_{100}$, $CTDI_{vol}$ ve DLP değerleri akım ve kesit kalınlıklarıyla olan değişimi karşılaştırılmıştır. Çizelge 4.14’de voltaj değeri 80 kV olarak seçilmiş olup ışınlamada doz düşüşü 10 mm

kesit kalınlığında ve tüm akım değerlerinde görülmüştür. $CTDI_{100}$, $CTDI_{vol}$ ve DLP değerlerinde akım ve kesit kalınlığı artıkcı doz artarken, tüm akım değerlerinde 10 mm kesit kalınlığında doz azalması olmaktadır.

Vücut fantomu ile alınan ölçümlerde 140 kV voltaj değerinde ışınlama, $CTDI_{100}$, $CTDI_{vol}$ ve DLP değerleri akım ve kesit kalınlıklarıyla olan değişimi karşılaştırılmıştır. Çizelge 4.15’de voltaj değeri 140 kV olarak seçilmiş olup ışınlamada doz düşüşü 10 mm kesit kalınlığında ve tüm akım değerlerinde görülmüştür. $CTDI_{100}$, $CTDI_{vol}$ ve DLP değerlerinde akım ve kesit kalınlığı artıkcı doz artarken, 50 mA ve 10 mm değerinde doz azalması olmaktadır.

Çizelge 4.14. Voltaj değeri 80 kV Işınlama, $CTDI_{(100,c)}$, $CTDI_{vol}$ ve DLP değerleri

Işınlama (mGy)		Tüp Akımı (mA)			
		50	100	200	400
Kesit Kalınlığı (mm)	0,625	0,406	0,820	1,638	3,225
	2,5	0,408	0,820	1,646	3,245
	5	0,409	0,817	1,636	3,254
	10	0,332	0,654	1,317	2,618
$CTDI_{100,c}$ (mGy)		Tüp Akımı (mA)			
		50	100	200	400
Kesit Kalınlığı (mm)	0,625	0,4053	0,8079	1,6210	3,0039
	2,5	0,4043	0,8149	1,6139	3,0125
	5	0,4092	0,8166	1,6384	3,2442
	10	0,3372	0,6638	1,3390	2,6613
$CTDI_{vol}$ (mGy)		Tüp Akımı (mA)			
		50	100	200	400
Kesit Kalınlığı (mm)	0,625	0,868	1,729	3,469	6,428
	2,5	0,865	1,744	3,454	6,448
	5	0,875	1,747	3,504	6,941
	10	0,721	1,420	2,864	5,690
DLP (mGy.cm)		Tüp Akımı (mA)			
		50	100	200	400
Kesit Kalınlığı (mm)	0,625	13,013	25,942	52,040	96,422
	2,5	12,981	26,165	51,808	96,741
	5	13,133	26,214	52,583	104,158
	10	10,825	21,309	42,970	85,422

Çizelge 4.15. Voltaj değeri 140 kV Işınlama, $CTDI_{(100,c)}$, $CTDI_{vol}$ ve DLP değerleri

Işınlama (mGy)		Tüp Akımı (mA)			
		50	100	200	400
Kesit Kalınlığı (mm)	0,625	1,039	5,11	10,28	19,659
	2,5	1,039	5,092	10,289	19,674
	5	1,049	5,165	10,348	19,822
	10	0,828	4,102	8,213	15,699

Çizelge 4.15'in devamı

CTDI _{100,c} (mGy)		Tüp Akımı (mA)			
		50	100	200	400
Kesit Kalınlığı (mm)	0,625	1,881	6,479	13,024	24,997
	2,5	1,873	6,42	12,999	24,915
	5	1,909	6,568	13,148	25,213
	10	1,535	6,978	13,97	26,341
CTDI _{Vol} (mGy)		Tüp Akımı (mA)			
		50	100	200	400
Kesit Kalınlığı (mm)	0,625	1,111	3,826	7,689	14,759
	2,5	1,106	3,79	7,676	14,71
	5	1,127	3,878	7,762	14,885
	10	0,906	4,119	8,247	15,552
DLP (mGy.cm)		Tüp Akımı (mA)			
		50	100	200	400
Kesit Kalınlığı (mm)	0,625	28,232	97,196	195,415	374,957
	2,5	28,094	96,311	195,055	373,851
	5	28,647	98,578	197,295	378,275
	10	23,037	104,717	209,6	395,143

5. SONUÇLAR

Bilgisayarlı tomografi cihazında kafa ve vücut fantomuyla yapılan ve iyon odası ile doz ölçümü yapılan çalışmada bilgisayarlı tomografi cihazının parametreleri olan kesit kalınlıkları, akım değerleri ve voltaj değerleri değiştirilerek çizelgeler oluşturulmuştur. Bu parametreler değiştirilerek alınacak dozun hangi parametrelerde daha az olacağı karşılaştırılmıştır. Kesit kalınlığı artıkça alınan doz azalır. Akım değeri artıkça kullanılan fantomdaki x-ışını akışını artırır. Voltaj değerinin artırılması, hem x-ışının akışını hem de ortalama bir x-ışını enerjisini artırır ve bunun sonucunda dozda bir artış olur. CT çekimlerinde çekilecek bölgeye göre seçim yapıldığında alınacak doz bölgeye göre belirlenecektir.

Kafa fantomu ile yapılan ölçümlerde 80 kV değeri sabit tutulduğunda CTDI₁₀₀ değeri ve DLP değerlerine bakıldığında 5 mm ve 200 mA değerinde artış gözlenirken 10 mm kesit değerinde azalma oluyor bunun nedeni ise taradığı alanın genişliğinden dolayı doz azalması olmaktadır. Tüp akımının 400 mA olduğu durumda ise sürekli bir artış görülmüştür. 100 kV değerinde CTDI₁₀₀ ve DLP değerlerinde 5 mm ve 200 mA değerlerinde artış gözlenirken 10 mm ve 400 mA değerlerinde bir azalış görülmektedir. Voltaj değeri 120 kV seçildiğinde ise 100 kV'daki değerlerle aynı azalış ve artışlar görülmektedir. Voltaj değeri 140 kV ise CTDI₁₀₀ ve DLP değerleri artmaktadır.

Body Fantom ile yapılan ölçümlerde bilgisayarlı tomografi cihazındaki sorunlardan dolayı 80 kV ve 140 kV'da ölçümler yapılmış olup 80 kV CTDI₁₀₀ ve DLP değerlerine bakıldığında 5 mm ve 400 mA değerinde artış görülürken 10 mm ve 400 mA değerinde azalış görülmektedir. Voltaj değeri 140 kV olarak seçildiğinde ise CTDI₁₀₀ ve DLP sürekli bir artış görülmektedir.

Hasford ve arkadaşlarının 2015 yılında yaptığı çalışmada 40 kesitli CT kullanılmıştır. Kafa fantomu çalışması için 120 kV ve 150 mA seçilerek yapılan ölçümlerde CTDI₁₀₀ değeri merkezde 3,5836 rad olarak CTDI_{vol} ise 42,40 mGy ölçülmüştür. Bu çalışmada tahmini doz 44,3 mGy olarak düşünülse de ölçülen doz 42,4 mGy olmuş ve %4,5 bir sapma gerçekleşmiştir. Vücut fantomunda ise 120 kV ve 100 mA seçilerek alınan ölçümlerden elde edilen tahmini doz 20,08 mGy olsa da yapılan ölçümde 19,49 mGy bulunarak %3,1'lik bir sapma görülmüştür (Hasford vd. 2015). Bu çalışma ile yaptığımız çalışma karşılaştırıldığında sonuçların oldukça uyumlu olduğu görülmektedir.

Bu çalışmada akım ve voltaj değerleri artıkça radyasyon dozu artmıştır ve kullanılan fantomlarda kafa fantomu daha fazla doz alıyor. Bu da hasta zayıf veya küçükse aldığı doz daha çok oluyor. Kullanılan bir diğer fantom olan vücut fantomu ise daha düşük doz alıyor. Sonuçta hastanın vücut tipine göre alacağı dozda değişkenlik göstermektedir.

Sonuç olarak CT cihazındaki parametreler değiştirilerek hastanın alacağı radyasyon dozunun azalabileceği düşünüldü.

İleride yapılabilecek çalışmalara bir öneri olarak; radyoterapide kullanılan CT cihazı, teşhis ve tedavide kullanılan diğer CT cihazlarının parametrelerine bakılarak çekim esnasında hastanın alacağı dozlar da karşılaştırma yapılabilir.



6. KAYNAKLAR

- AAPM. 2008. The measurement, reporting and management of radiation dose in CT. AAPM Reports No. 96. Report of AAPM Task Group 23 of the Diagnostic Council CT Committee. College Park, MD.
- AAPM. 2010. Comprehensive methodology for the evaluation of radiation dose in X-ray computed tomography. AAPM report no. 111. Report of AAPM Task Group 111: The future of CT dosimetry. College Park, MD.
- AAPM. 2011. Site specific dose estimates (SSDE) in paediatric and adult body CT examinations. AAPM report no. 204. Report of AAPM Task Group 204 of AAPM. College Park, MD
- Alzimami, K. 2014. Assessment of radiation doses to paediatric patients in computed tomography procedures. *Polish journal of radiology*, 79, 344.
- Anonim 1: <https://rasyonalist.org/yazi/isik-bir-elektromanyetik-radyasyon/> [Son erişim tarihi: 30.05.2019]
- Anonim 2: <https://www.afad.gov.tr/tr/23707/Radyasyon-Nedir> [Son erişim tarihi: 30.05.2019]
- Anonim 3: <https://www.istockphoto.com/tr/vekt%C3%B6r/penetrating-power-of-various-types-of-radiation-gm507636650-84828897> [Son erişim tarihi: 30.05.2019]
- Anonim 4: <https://www.afad.gov.tr/tr/23716/Radyasyon-Olcum-Birimleri-ve-Donusumleri> [Son erişim tarihi: 30.05.2019]
- Arch, M.E., and Frush, D.P. 2008. Pediatric body MDCT: a 5-year follow-up survey of scanning parameters used by pediatric radiologists. *American Journal of Roentgenology*, 191(2): 611-617.
- Bakar, K. 2012. Nükleer Tıp alanında çalışan personelin maruz kaldığı radyasyonun fiziksel dozimetri ile belirlenmesi ve radyasyonun insan sağlığı üzerindeki etkileri yüksek lisans tezi, Kütahya, 119 s.
- Bauhs, J.A., Vrieze, T.J., Primak, A.N., Bruesewitz, M.R. and McCollough, C.H. 2008. CT dosimetry: comparison of measurement techniques and devices. *Radiographics*, 28(1): 245-253.
- Baykal, B. ve Oyar, O. 2003. Tıbbi görüntüleme fiziği: Bilgisayarlı tomografi fiziği, Isparta, s. 235-276.
- Breiki, G., Abbas, Y., El-Ashry, M., and Diyab, H. 2008. Evaluation of Radiation Dose and Image Quality for Patients Undergoing Computed Tomography (CT) Examinations. 9. Radiation Physics and Protection Conference, Nasr City - Cairo, Egypt.
- Brenner, D.J. and Hall, E.J. 2007. Computed tomography an increasing source of radiation exposure. *New England Journal of Medicine*, 357(22): 2277-2284.

- Gül, S.S., Kabalay, G.İ., Avcı, G.G., Çoban, Y., Merih, A., Gül, T. ve Gürgül, S. 2018. CT parameter change and radiation dose effect for metastatic patients treated with palliative radiotherapy: *Cumhuriyet Medical journal*, 40: 50-55.
- Hasford, F., Wyk, B.V., Mabhengu, T., Vangu, M.D.T., Kyere, A.K. and Amuasi, J.H. 2015. Determination of Dose Delivery Accuracy in Ct Examinations: *Journal of Radiation Research and Applied Sciences* 8, 489-492.
- IAEA. 2001. Radiology Protection of Patients in Diagnostic and Interventional Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy. Proceedings of an International Conference hold in Malaga, Spain.
- Khan, F.M. and Gibbons, J.P. 2014. Khan's the physics of radiation therapy. 5rd edition, Lippincott Williams and Wilkins. USA, 586 p.
- Knoll, G.F., 2010. Radiation detection and measurement. 4rd edition, John Wiley and Sons, Inc., USA 857 p.
- Nickoloff, E. L., Dutta, A. K., and Lu, Z. F. 2003. Influence of phantom diameter, kVp and scan mode upon computed tomography dose index. *Medical physics*, 30(3), 395-402.
- Sağsöz, M.E. ve Alper, F. 2013 Kardiyak multi detektör bilgisayarlı tomografide (MDBT) Radyasyon dozu: *Türk Radyoloji Derneği*, 1: 16-25.
- Seeram, E. 2008. Computed Tomography: Physical Principles, Clinical Applications and Quality Control. 3rd edition, W.B. Saunders Co., USA, 337 p.
- Shrimpton, P. C., and Wall, B. F. 2000. Reference doses for paediatric computed tomography. *Radiation Protection Dosimetry*, 90(1-2): 249-252.
- Shrimpton, P. 2004. Assessment of patient dose in CT. Appendix C: patient dose in CT. In European guidelines for multislice computed tomography, funded by the European Commission.
- Streffer, C. (2007). The ICRP 2007 recommendations. *Radiation protection dosimetry*, 127(1-4): 2-7.
- UNSCEAR. 2013. Sources, effects and risk of ionization radiation. Report to the General Assembly. New York.

ÖZGEÇMİŞ

Buket ÇEÇEN
buketcecen@gmail.com



ÖĞRENİM BİLGİLERİ

Yüksek Lisans	Akdeniz Üniversitesi
2016-2019	Fen Bilimleri Enstitüsü, Fizik Bölümü, Antalya
Lisans	Akdeniz Üniversitesi
2011-2015	Fen Fakültesi, Fizik Bölümü, Antalya

MESLEKİ VE İDARİ GÖREVLER

Medikal Fizik Stajyeri	Antalya Eğitim ve Araştırma Hastanesi
2018-Devam Ediyor	Radyasyon Onkolojisi Ünitesi

KATILDIĞI KURSLAR, SERTİFİKALAR

- MCNP ile Modelleme Kursu, Akdeniz Üniversitesi Nükleer Bilimler Uygulama ve Araştırma Merkezi (2018)
- Nükleer ve Parçacık Fiziğinde Monte Carlo Uygulamaları Bahar Okulu Bursa Uludağ Üniversitesi (NUPAMC - 2018)
- Theoretical and Experimental Studies in Nuclear Applications and Technology (TESNAT - 2019)