

T.C
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ



**ABDOMEN CT ÇEKİMLERİNDE BAZI KRİTİK ORGANLARIN ALDIĞI
DOZUN MONTE CARLO YÖNTEMİ İLE BELİRLENMESİ**

CENGİZ ÖZSOY

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
FİZİK ANABİLİM DALI

Yüksek Lisans Tezi

Temmuz 2023

ANTALYA

T.C
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ



**ABDOMEN CT ÇEKİMLERİNDE BAZI KRİTİK ORGANLARIN ALDIĞI
DOZUN MONTE CARLO YÖNTEMİ İLE BELİRLENMESİ**

CENGİZ ÖZSOY

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FİZİK ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Temmuz 2023

ANTALYA

T.C
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ

**ABDOMEN CT ÇEKİMLERİNDE BAZI KRİTİK ORGANLARIN ALDIĞI
DOZUN MONTE CARLO YÖNTEMİ İLE BELİRLENMESİ**

CENGİZ ÖZSOY

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
FİZİK ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Bu tez 18/07/2023 tarihinde jüri tarafından Oybirliği ile kabul edilmiştir.

Prof. Dr. İsmail Hakkı SARPÜN (Danışman)

Prof. Dr. Yusuf SUCU

Doç. Dr. Hasan ÖZDOĞAN

ÖZET

ABDOMEN CT ÇEKİMLERİNDE BAZI KRİTİK ORGANLARIN ALDIĞI DOZUN MONTE CARLO YÖNTEMİ İLE BELİRLENMESİ

Cengiz ÖZSOY

Yüksek Lisans Tezi, Fizik Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. İsmail Hakkı SARPÜN

Temmuz 2023; 45 sayfa

Bilgisayarlı tomografi (Computed Tomography, CT) hastalara büyük faydalar sağlasa da radyasyona maruz kalmanın potansiyel riskleri hakkında endişeler vardır; özellikle radyasyona daha duyarlı olan pediatrik hastalar için. Kanser hastalarında tedavi öncesi planlamada ve tedavi boyunca hastanın pozisyonunu korumada CT çok önemlidir. Ancak kanser hastalarının tedavi planlamasında tedavi öncesi ve tedavi sırasında CT çekimlerinden kaynaklanan aldığı doz dikkate alınmaz. Bu nedenle, bu hastalarda CT çekimleri esnasında röntgen ışınlarına maruz kalan dokulara verilen radyasyon dozunun bilinmesi daha sağlıklı bir tedavi planlamasına olanak sağlayacaktır. Bu çalışmada Amerika Kanser Enstitüsü tarafından geliştirilen NCICT hazır programı kullanılacaktır. Bu program, Monte Carlo tabanlı olarak çalışmakta ve insan benzeri dijital yapı olarak tanımlanan fantomlar içinde hazır olarak bulunmaktadır. Programa gerekli çalıştırma bilgilerin girişi sağlandıktan sonra organ dozları Monte Carlo tekniğine dayalı olarak hesaplanmaktadır.

Bu çalışmada hastaların kritik organ olarak belirlenen kalp duvarı, karaciğer ve böbreklerinin aldığı doz, Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi (CTDI) kriterleri dikkate alınarak kütlelerine, boylarına ve cinsiyetine göre abdomen CT çekimleri için belirlenmiştir. Gerekli olan CT çalışma parametreleri sabit tutularak hesaplamalarda değişimin direkt olarak fantomun boyuna, kilosuna ve cinsiyetine bağlı olarak hesaplanması sağlanmıştır.

ANAHTAR KELİMELE:

Bilgisayarlı Tomografi (CT), CTDI, Fantom, Monte Carlo.

JÜRİ:

Prof. Dr. İsmail Hakkı SARPÜN

Prof. Dr. Yusuf SUCU

Doç. Dr. Hasan ÖZDOĞAN

ABSTRACT

DETERMINATION OF THE DOSAGE OF SOME CRITICAL ORGANS IN ABDOMEN CT SHOWS WITH THE MONTE CARLO METHOD

Cengiz ÖZSOY

Master Thesis, Department of Physics

Supervizor: Prof. Dr. İsmail Hakkı SARPÜN

July 2023 ; 45 pages

Although the use of computed tomography (Computed Tomography, CT) offers great benefits, there are concerns about possible risks of exposure to radiation; especially for pediatric patients who are more sensitive to radiation. CT is very important in pre-treatment planning in cancer patients and in maintaining the position of the patients throughout the treatment. However, in the treatment of cancer patients, observations from CT scans before and during treatment are not observed. For this reason, the radiation dose given to the tissues exposed to x-rays during CT scans allows these patients to go to a place in a healthier way than their children. This reader is the use of the NCICT ready program of inquiry by the Cancer Institute of America. This program works as the Monte Carlo foundation and exists in phantoms defined as human-like digital structure. Organ doses are calculated based on the Monte Carlo technique after the necessary operating information and keywords are given.

The heart wall defined as the critical organ of these patients, their explanations and the dose received by their transplants were determined for abdominal CT scans according to their mass, height, and gender, taking into account the Computed Tomography Dose Index (CTDI) measurement. By keeping the required CT operating parameters constant, the change in the calculations was calculated directly depending on the height, weight and gender of the phantom.

KEYWORDS: Computed Tomography (CT), CTDI, Monte Carlo, Phantom.

COMMITTEE: Prof. Dr. İsmail Hakkı SARPÜN

Prof. Dr. Yusuf SUCU

Doç. Dr. Hasan ÖZDOĞAN

ÖNSÖZ

“Abdomen CT Çekimlerinde Bazı Kritik Organların Aldığı Dozun Monte Carlo Yöntemi ile Belirlenmesi” başlıklı bu tez çalışması Akdeniz Üniversitesi Nükleer Bilimler Araştırma ve Uygulama Merkezinde yapılmıştır.

Bu çalışmalarım sırasında engin bilgi birikimini, tecrübesini benden esirgemeyen ve her zaman beni arkadaşça bir tavırla destekleyerek, çalışmaya teşvik eden değerli danışmanım Sayın Prof. Dr. İsmail Hakkı SARPÜN’e teşekkürlerimi sunarım. Emek verip zamanlarını ayıran ve bana destek veren Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Radyasyon Onkolojisi bölümünden Doç.Dr. Timur KOCA’ya da teşekkür ederim.

Her zaman yanımda olan sevgili eşime, kızıma ve arkadaşlarıma teşekkür ediyorum.

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖZET	i
ABSTRACT	ii
ÖNSÖZ	iii
İÇİNDEKİLER	iv
AKADEMİK BEYAN	vi
SİMGELER VE KISALTMALAR	vii
ŞEKİLLER DİZİNİ	ix
ÇİZELGELER DİZİNİ	x
1 GİRİŞ	1
1.1 Radyasyon	1
1.2 Radyasyonun madde ile etkileşimi	2
1.2.1 Fotoelektrik Olay	3
1.2.2 Compton Saçılması	4
1.2.3 Koherent Saçılma	4
1.2.4 Çift Oluşumu	4
1.2.5 Fotodezentegrasyon	5
1.3 Radyasyon Dozları	6
1.4 X Işınlığının Elde Edilmesi	6
1.4.1 X-Işını Tüpü ve Çalışma Prensipleri	7
1.5 Bilgisayarlı Tomografi	8
1.5.1 Bilgisayarlı Tomografinin Temel Prensipleri	8
1.5.2 CT'de Doz Hesaplamaları	9
1.6 Monte Carlo (MC) Simulasyon Yöntemi	10
2 KAYNAK TARAMASI	13
3 MATERYAL VE METOD	15
3.1 Organ Doz Hesaplama Algoritması	16
3.2 Organ Doz Katsayıları	16
3.3 CTDI _{vol} belirlenmesi	17
4 BULGULAR	19
5 TARTIŞMA VE SONUÇ	27

KAYNAKLAR	28
ÖZGEÇMİŞ	



AKADEMİK BEYAN

Yüksek Lisans Tezi olarak sunduğum “Abdomen CT Çekimlerinde Bazı Kritik Organların Aldığı Dozun Monte Carlo Yöntemi ile Belirlenmesi” adlı bu çalışmanın, akademik kurallar ve etik değerlere uygun olarak yazıldığını belirtir, bu tez çalışmasında bana ait olmayan tüm bilgilerin kaynağını gösterdiğimi beyan ederim.

18/07/2023

Cengiz ÖZSOY



SİMGELER VE KISALTMALAR

Simgeler

α	: Alfa
β	: Beta
γ	: Gama
ϕ	: Fi
θ	: Teta
A	: Amper
c	: Işık hızı
E	: Enerji
e	:Elektron
f	: Frekans
h ν	: Foton enerjisi
keV	: Kilo elektron volt
kV	: Kilo volt
kVp	: Kilo volt pik
m	: Metre
mA	: Mili amper
mAs	: Mili amper saniye
mSv	: Mili Sivert
Ci	: Curie
mGy	: Mili Gray
Bq	: Becquerel
mm	: Milimetre
ms	: Mili saniye

n : Nötron
p : Proton
s : Saniye
V : Vol
Z : Atom numarası = Proton sayısı

Kısaltmalar

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

NCICT : National Cancer Institute dosimetry system for Computed Tomography
(Bilgisayarlı Tomografi için Ulusal Kanser Enstitüsü dozimetri sistemi)

CT : Computed Tomography (Bilgisayarlı Tomografi)

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

DLP : Dose Length Product (Doz uzunluğu ürünü)

GE : General Electric

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

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

ICRU : International Committee of Radiation Units (Uluslararası Radyasyon Birimleri Komitesi)

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1. Elektromanyetik dalga spektrumu (Anonim).	2
Şekil 1.2. Fotoelektrik Olay (Khan ve Gibbons 2014)	3
Şekil 1.3. Compton Saçılması (Khan ve Gibbons 2014)	4
Şekil 1.4. Koherent saçılma	5
Şekil 1.5. Çift oluşumu	5
Şekil 1.6. X-Işını Tüpünün Görünümü (Arslan ve Yadigaroglu 2017).	7
Şekil 1.7. CT sisteminde üç boyutlu insan vücudunun bilgisayarlar yardımı ile gerçekleştirilen matematiksel işlemler sonucunda iki boyutlu kesitsel görüntüsü elde edilmektedir (Baykal ve Oyar 2003)	8
Şekil 1.8. Monte Carlo simülasyonunda bir foton öyküsü örneği.	12
Şekil 4.1. Erkek fantom seçeneği ile NCICT programı örnek input giriş penceresi.....	19
Şekil 4.2. Kadın fantom seçeneği ile NCICT programı örnek input giriş penceresi.	20
Şekil 4.3. Kadın fantomun kütleye göre ölçülen kalp duvarı ve karaciğer için organ dozları....	21
Şekil 4.4. Kadın fantom için kütleye göre ölçülen etkin dozları.....	22
Şekil 4.5. Erkek fantomun kalp duvarı ve karaciğer için kütleye göre ölçülen organ dozları	23
Şekil 4.6. Erkek fantom için kütleye göre ölçülen etkin doz.	23
Şekil 4.7. Kadın fantomun kalp duvarı, karaciğer ve böbrek için boya (uzunluğa) göre ölçülen organ dozları.....	24
Şekil 4.8. Kadın fantomun boya (uzunluğa) göre ölçülen etkin dozları.	25
Şekil 4.9. Erkek fantom için kalp duvarı, karaciğer ve böbrek için boy uzunluğuna göre ölçülen organ dozları	26
Şekil 4.10. Erkek Fantom için boya (uzunluğa) göre ölçülen etkin dozları.....	26

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 1. 1. Radyasyon özel birimleri ve SI birimleri arasındaki ilişki.	6
Çizelge 4. 1. Kadın bireyin kalp duvarı ve karaciğer için kütleye göre ölçülen organ dozları...	21
Çizelge 4. 2. Erkek bireyin kalp duvarı ve karaciğer için kütleye göre ölçülen organ dozları ..	22
Çizelge 4. 3. Dişi bireyin kalp duvarı, karaciğer ve böbrek için boy (uzunluğa) göre ölçülen organ dozları.....	24
Çizelge 4. 4. Erkek bireyin kalp duvarı, karaciğer ve böbrek için boy (uzunluğa) göre ölçülen organ dozları.....	25



1 GİRİŞ

Bilgisayarlı tomografi (CT, Computed Tomography), tıbbi teşhis ve değerlendirme süreçlerinde yaygın olarak kullanılan bir görüntüleme tekniğidir. Bu teknik, bir dizi röntgen ışını kullanarak vücudun kesitsel görüntülerini oluşturur. Her ne kadar BT çekimleri değerli bilgiler sağlasa da bazı riskleri de beraberinde getirebilir.

Bilgisayarlı tomografi çekimleri sırasında maruz kalınan radyasyon miktarı, potansiyel bir risk faktörüdür. Radyasyon, hücrelere zarar verebilir ve kanser gibi olumsuz etkilere yol açabilir. Bununla birlikte, CT cihazlarındaki gelişmeler ve radyasyon dozunun optimize edilmesiyle, bu riskler minimize edilmiştir. Modern CT cihazları, daha düşük doz seviyelerinde yüksek kaliteli görüntüler elde etmek için tasarlanmıştır. Ayrıca, sağlık profesyonelleri, CT çekimlerinin yararları ile potansiyel riskleri arasındaki dengeyi değerlendirerek hastaları bilgilendirmektedir.

Monte Carlo yöntemi, radyasyon dozu ve dağılımının belirlenmesi için CT çekimlerinde kullanılan bir simülasyon tekniğidir. Bu yöntem, radyasyonun foton veya parçacık şeklindeki davranışını simüle etmek için rastgele sayı üretimi kullanır. Monte Carlo yöntemi, radyasyonun dokudaki etkileşimlerini taklit ederek, doz dağılımını ve organizmanın radyasyona maruz kalma düzeyini tahmin etmek için kullanılır. Bu simülasyon, farklı dokuların radyasyon absorpsiyon özelliklerini, dokuların ve organların yoğunluklarını ve hastanın anatomisini dikkate alarak gerçekleştirilir.

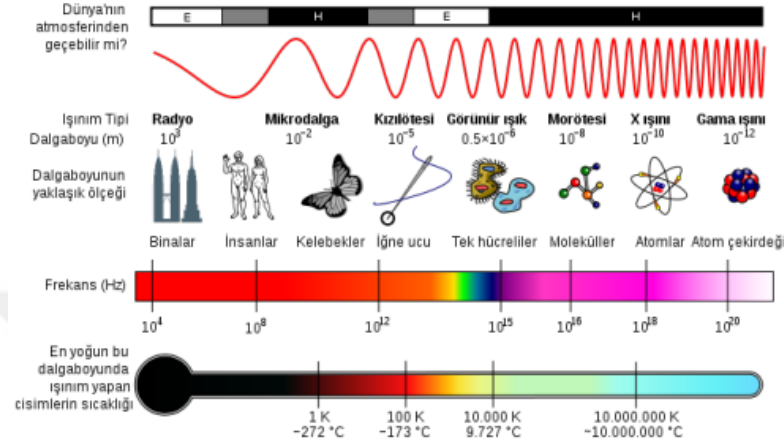
Monte Carlo yöntemi, CT çekimlerinin optimize edilmesi ve radyasyon dozunun azaltılması için önemli bir araçtır. Simülasyonlar, farklı tarama protokolleri ve parametrelerin değerlendirilmesine olanak tanır. Bu şekilde, optimize edilmiş tarama koşulları ve düşük doz seviyeleriyle bile yüksek kaliteli görüntüler elde edilebilir. Monte Carlo yöntemi ayrıca, radyasyonun farklı organlara ve dokulara olan etkilerini araştırmak için de kullanılır. Bu sayede, tıbbi uzmanlar, radyasyonun potansiyel etkilerini daha iyi anlayabilir ve hastaları daha iyi bilgilendirebilir.

Sonuç olarak, bilgisayarlı tomografi çekimleri önemli bir tıbbi görüntüleme tekniği olsa da radyasyon maruziyeti gibi bazı riskler içerebilir. Ancak, modern CT cihazları ve optimize edilmiş tarama protokolleri sayesinde bu riskler minimum düzeye indirilmiştir. Ayrıca, Monte Carlo yöntemi gibi simülasyon teknikleri, CT çekimlerinin analizinde ve optimize edilmesinde önemli bir rol oynamaktadır. Bu yöntem, radyasyon dozunu azaltmak ve görüntü kalitesini artırmak için kullanılan bir araçtır.

1.1 Radyasyon

Elektromanyetik dalgalar, yüklü bir parçacığın ivmeli hareketi sonucunda meydana gelen ve elektrik ile manyetik alan bileşenlerinin birbirine dik olduğu, bu iki alanın oluşturduğu düzleme dik doğrultuda yayılan enine dalgalardır. Maddesel bir ortama ihtiyaç duymadan yayılırlar ve boşlukta ışık hızında hareket ederler. Elektromanyetik dalgalar, dalga boyu, enerjisi ve frekansına bağlı olarak bir spektrum oluştururlar (Şekil 1.1). Bu spektrumda, dalga boyu ile frekans arasında ters orantı bulunur; yani frekans arttıkça dalga boyu azalır (Khan ve Gibbons 2014).

Radyasyon içinden geçtiği ortamda iyonlar oluşturuyorsa buna *iyonlaştırıcı radyasyon* denir. İyonlaştırıcı radyasyon diğer radyasyonlara göre yüksek enerjilidir. Diğer durumda, yani içinden geçtiği ortamı iyonlaştırmayan radyasyona *iyonlaştırıcı olmayan radyasyon* denir. İyonlaştırıcı olmayan radyasyon, iyonlaştırıcı radyasyona göre daha az enerjiye sahiptir. Radyo dalgaları, kızılötesi, görünür ve ultraviyole ışınlar iyonlaştırıcı olmayan radyasyona örnekler (Bakar 2012).



Şekil 1.1. Elektromanyetik dalga spektrumu (Anonim).

Elektromanyetik spektrumun belli bir bölgesi yüksüz ve kütesiz fotonlar şeklinde yayılan enerji demetleridir. Eğer, bu demetleri oluşturan fotonlar çekirdekten yayınlanıyorsa gama ışını olarak isimlendirilir. Eğer çekirdeğin etrafındaki atomik yörüngelerden yayınlanıyorsa karakteristik x-ışını olarak isimlendirilir (Bakar 2012). Ayrıca elektron demetlerinin frenlenmesi sayesinde de sürekli x-ışınları elde edilebilir.

1.2 Radyasyonun madde ile etkileşimi

Fotonlar maddesel bir ortam ile etkileşmesi beş değişik şekilde gerçekleşir. Bu etkileşimler:

- Fotoelektrik,
- Compton saçılması,
- Koharent saçılma,
- Çift oluşum,
- Fotodezentegrasyon'dur.

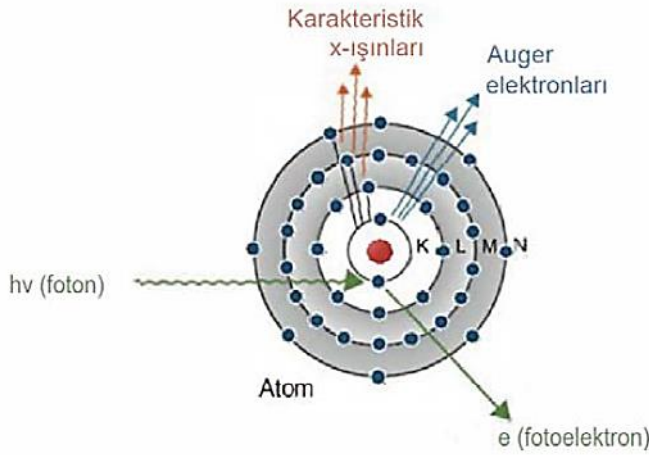
Her etkileşim birbirinden bağımsız olarak gerçekleşir. Gerçekleşen bu etkileşimler absorpsiyon fenomenine değişik oranlarda katkıda bulunur. Enerjileri MeV

mertebeğinde olan fotoelektrik etki, Compton saçılması ve çift oluşumu hem medikal fizikte hem nükleer fizikte etkin olarak kullanılan etkileşim türleridir. Bu etkileşimler kısaca aşağıda açıklanmıştır.

1.2.1 Fotoelektrik Olay

Fotoelektrik olayda, gelen foton etkileşime girdiği madde atomunun iç yörüngelerinden bir elektronu atom dışına fırlatırken, gerçekleşen bir absorpsiyondur. Ortamda sadece fotoelektron adı verilen ve atomdan ayrılmış olan elektron kalır. Ve bu elektron, maddenin iş fonksiyonuna ve gelen fotonun enerjisine bağlı bir kinetik enerjiyle yoluna devam eder (Şekil 1.2).

Fotoelektrikteki bu etkileşim, K, L, M veya N kabuklarındaki elektronlarla gerçekleşen bir süreçtir. Elektron atomdan ayrıldıktan sonra, bulunduğu yörüngede oluşan boşluk karakteristik x-ışını yayınlayarak geçiş yapan bir dış yörünge elektronu tarafından doldurulabilir. Ayrıca, dış elektronun boşluğu doldurması sonucunda açığa çıkan enerjinin karakteristik ışını yayınlanması yerine daha yüksek bir kabuktaki başka bir elektrona verilmesi ve daha sonra dışarı atılmasıyla *Auger* etkisi ile ortaya çıkan elektronların ışıınım gücünün olasılığı da vardır (Şekil 1.2). Yumuşak dokuların K-kabuğu bağlanma enerjisi keV mertebesinde olduğundan biyolojik soğurucu ortamlarda üretilen karakteristik x-ışınlarının enerjisi çok düşüktür. Daha büyük atom numarasına sahip malzemelerde, karakteristik x-ışınları daha yüksek enerjiye sahiptir ve fotoelektronun bıraktığı boşluktan kaynaklanana göre daha fazla enerjiye sahiptir (Khan ve Gibbons 2014).



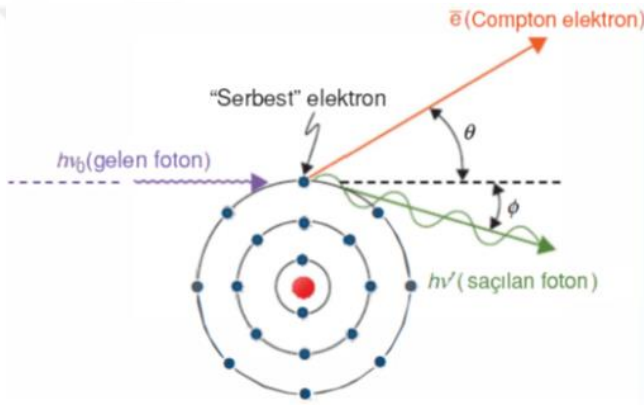
Şekil 1.2. Fotoelektrik Olay (Khan ve Gibbons 2014).

Foton demetinin fotoelektrik etkileşim olasılığı, gelen fotonun enerjisi ve hedef atomun numarası ile ilişkilidir. Eğer gelen fotonun enerjisi bağlanma enerjisinden düşükse, fotoelektrik etkileşim gerçekleşmez. Fotoelektrik etkileşimin oluşma olasılığı foton enerjisinin küpüyle ters ($1/E^3$), ancak atom numarasının küpüyle doğru orantılıdır

(Z^3). Fotoelektrik olay, genellikle orta derecede enerjili radyasyonlarla yüksek atom numarasına sahip maddeler arasındaki etkileşimin bir sonucudur. Bu durumda atom numarası yüksek olsa da foton enerjisi hala elektron bağlanma enerjisinden biraz fazladır (Baykal ve Oyar 2003).

1.2.2 Compton Saçılması

Compton saçılmasında, bir foton, bir atomik elektronla etkileşime girdiğinde, elektron serbest bir elektron gibi davranır. Bu nedenle, elektronun bağlanma enerjisi, bombardıman fotonunun enerjisinden çok daha düşüktür. Bu etkileşimde, elektron fotondan belirli bir miktarda enerji alır ve θ açısıyla saçılır (Şekil 1.3). Foton ise daha düşük enerjili bir ϕ açısıyla yayılır. Compton saçılması, foton ve elektron olmak üzere iki cisim arasındaki çarpışma açısından analiz edilebilir (Khan ve Gibbons, 2014).



Şekil 1.3. Compton Saçılması (Khan ve Gibbons 2014).

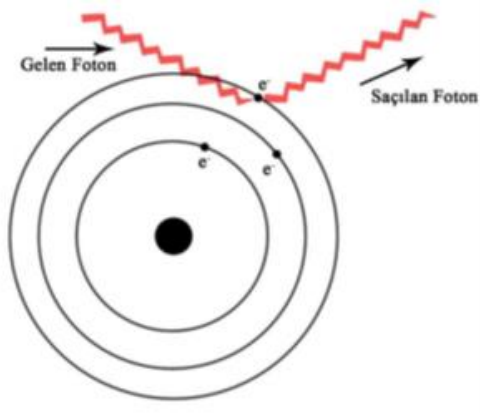
1.2.3 Koherent Saçılma

Koherent saçılma veya rezonans saçılması, fotonların sıkı bağlı elektronlar tarafından atom tarafından saçılması olarak bilinir (Şekil 1.4). Bu olay, bir fotonun bağlı bir elektronla etkileştiğinde elektronun atomdan kopacak kadar enerji alamadığı durumlarda gerçekleşir. Bu nedenle, bu tür saçılma genellikle düşük enerjilerde ve yüksek atom numaralı ağır elementlerde meydana gelir.

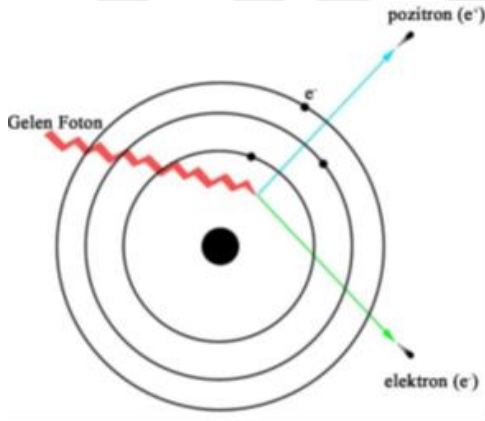
1.2.4 Çift Oluşumu

Çekirdekle etkileşime giren fotonun, bir elektron ve bir pozitrona dönüşmesi olayına çift oluşumu denir. Rölativistik enerjinin bir şekilden bir başka şekle dönüşmesi olaylarından biri de çift oluşumdur. Çift oluşumun gerçekleşebilmesi için gelen fotonun enerjisi 1,022 MeV'lik bir enerjiden daha büyük olmalıdır. Çift oluşumu yüklü bir parçacık veya bir çekirdek etrafında oluşabilir. Bu olay çekirdek etrafında oluştuğunda

hiçbir korunum ilkesi bozulmaz. Yani, bu olayda yük, toplam enerji ve çizgisel momentum korunur (Şekil 1.5).



Şekil 1.4. Koherent saçılma.



Şekil 1.5. Çift oluşumu.

Bu olayın tersi çift yokoluş olarak isimlendirilir. Elektron ve pozitron birleşerek 0,511 MeV'lık iki tane çizgisel momentum korunumunu sağlayacak şekilde ters yönlerde hareket eden foton oluşur.

1.2.5 Fotodezintegrasyon

Fotodezintegrasyon, yüksek enerjili gama ışınları çekirdeğe girdiğinde ve parçalara ayırdığında meydana gelen fiziksel bir süreçtir. Fotodezintegrasyon, 15 MeV'den daha büyük enerjili fotonlarda, atom çekirdeği tarafından tüm enerji absorplanır ve çekirdek geçici bir süreliğine radyoaktif olur. Çekirdek kararlı hale gelmek için nötron fırlatır. Bu nötronlar zincirleme olarak diğer atomları etkilerler ve radyoaktif çekirdeklerin oluşmasına sebep olurlar.

1.3 Radyasyon Dozları

Belirli bir süre boyunca hedef kütle tarafından emilen veya alınan radyasyon miktarı, radyasyon dozu olarak tanımlanır. Etkinlik, ısınlama, absorbe edilen doz ve eşdeğer doz, Uluslararası Radyasyon Birimleri Komitesi (ICRU) tarafından tanımlanan kavramlardır. Bu kavramların birimleri sırasıyla Curie (Ci), Röntgen (R), Rad ve Rem'dir. Bu birimler 1986 yılında terk edilmeye başlanmış ve dünya genelinde kullanılan bir "Uluslararası Birim Sistemi" (SI)'de yeni hali ile yer almıştır. Aynı kavramlar için SI birimleri sırasıyla Becquerel (Bq), Coulomb/kg, Gray (Gy) ve Sivert (Sv) olarak kullanılmaya başlanmıştır. Bunların eşdeğerlilik tablosu Çizelge 1.1'de verilmiştir.

Çizelge 1.1. Radyasyon özel birimleri ve SI birimleri arasındaki ilişki

Fiziki Büyüklük	Eski Birim	SI Birimi	Dönüşüm
Aktivite Birimi	Curie (Ci)	Becquerel (Bq)	$1 \text{ Ci} = 3,7 \times 10^{10} \text{ Bq}$ $1 \text{ Bq} = 2,7 \times 10^{-11} \text{ Ci}$
Isınlama Birimi	Röntgen (R)	Coulomb/kilogram (C/kg)	$1 \text{ R} = 2,58 \times 10^{-4} \text{ C/kg}$ $1 \text{ C/Kg} = 3876 \text{ R}$
Soğurulan Doz Birimi	Rad (rad)	Gray (Gy)	$1 \text{ Rad} = 0,001 \text{ Gy}$ $1 \text{ Gy} = 100 \text{ Rad}$ $1 \text{ Gy} = 100 \text{ cGy}$
Eşdeğer Doz Birimi	Rem (rem)	Gray (Gy)	$1 \text{ Rem} = 0,001 \text{ Sv}$ $1 \text{ Sv} = 100 \text{ Rem}$ $1 \text{ Sv} = 1000 \text{ mSv}$

1.4 X Işınlarnın Elde Edilmesi

X- ışınları yüksek enerjiye sahip elektronların yavaşlatılması veya atomların iç yörüngelerindeki elektron geçişleriyle meydana gelen ve dalga boyları elektromanyetik spektruma göre 0,1 – 100 Å arasında değişen fotonlardır. Vücut tarafından soğurulması durumunda radyasyon tahribatı, sıcaklık artması, fotoelektrik iyonizasyon, genetik değişme ve hücre ölümü gibi olaylara yol açabilir. X-ışınları, en basit tanımıyla bir flaman tüpünden elektronların yüksek hızda bir tungsten hedefine çarpmasından kaynaklanan bir enerji değişiminin ürünüdür. X-ışınları, hızlandırılan elektronlar bir hedefe yönlendirildiğinde ve çarpışma yoluyla enerji kaybettiğinde oluşur. Burada x-ışınlarnın oluşumunda iki mekanizma rol oynar:

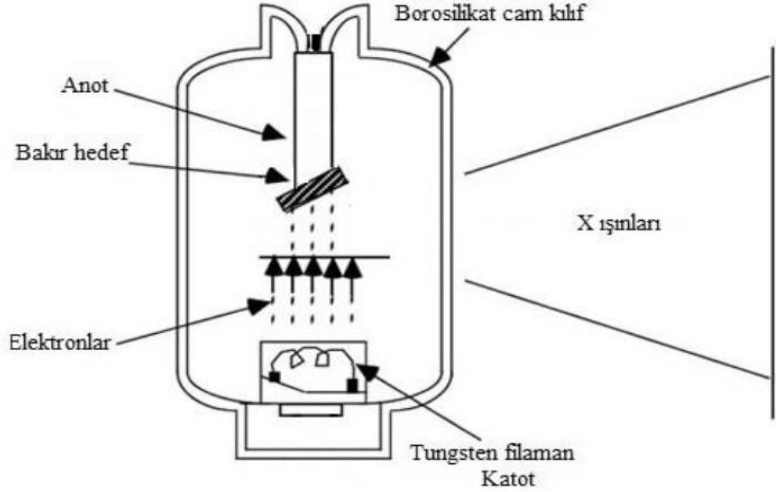
- Elektronların, atomunun çekirdeği ile etkileşmesi sonucu x-ışını oluşumudur. Bremsstrahlung veya frenleme ışınlamı adı verilir. Bu mekanizmada, elektron demeti hedef olarak seçilen atomun elektrik alanından etkilenmek suretiyle ivmeli harekete zorlanır. Bundan dolayı dışarıya fotonlar yaymaya başlar. Bu fotonlar sürekli bir

spektruma sahip olduğundan bunlara sürekli x -ışınları, gerçekleşen bu olaya da Bremsstrahlung veya frenleme ışıınımı denir.

- Elektronların, metal atomlarının yörünge elektronları ile etkilemesi sonucu x-ışınlarının oluşumu (Karakteristik x-ışını). Bu mekanizmada ise hedef olarak seçilen atomun üzerine gönderilen elektronlar atomun elektronlarıyla etkileştiğinde, elektronlar aldıkları enerji ile üst enerji seviyelerine çıkarlar. Uyarılmış hale geçen atomdaki bu elektronlar, tekrar eski seviyelerine dönerken iki enerji seviyesi arasındaki enerji farkına sahip foton yayınlr. Bu fotonlara karakteristik x-ışınları denir.

1.4.1 X-Işını Tüpü ve Çalışma Prensipleri

X-ışını tüpü, yüksek voltajlı bir katot ışıını tüpüdür. Tüp, içindeki havanın vakumla boşaltıldığı bir cam kabuktan oluşur. Katot, tungstenden yapılmış, ısıtıldığında elektronları serbest bırakan bir flmandır. Anot, Şekil 1.6’da görüldüğü gibi metal hedefi tutan bir yapıya sahiptir. Anot ve katot arasında yüksek bir voltaj uygulandığında, elektronlar katottan kopar. Bu elektronlar yüksek voltaj altında anoda hızlandırılır ve hedefe çarpmadan önce yüksek hızlara ulaşmaları sağlanır. Yüksek bir hıza ulaşmış olan elektronlar bir metal hedefe çarptığında, enerjilerini aktarırlar ve bir x-ışını fotonu yayınlamasını sağlarlar. Elde edilen x-ışını, cam kabuğun içindeki ince bir cam pencereden geçer. Bazı tüplerde, monokromatik x-ışını üretmek için bir filtre kullanılır.



Şekil 1.6. X-Işını Tüpünün Görünümü (Arslan ve Yadigaroğlu 2017).

Günümüzde kullanılan x-ışını lambalarının çoğu Coolidge lambalarıdır. Bu tip lamba Amerikalı bilim adamı William David Coolidge (1873-1975) tarafından geliştirilmiştir. Bu tüpler doğru akımla çalışır. Röntgen tüpünde ise alternatif akım uygulandığında katot, sinüzoidal dalganın yarı zamanında pozitif, diğer yarısında da negatif yüklenmiş olacaktır. Oysa tüpteki katot tarafı sürekli olarak negatif elektriksel yüklü olmalıdır. Bu olumsuzluğu önlemek için kullandığımız elektrik akımı röntgen

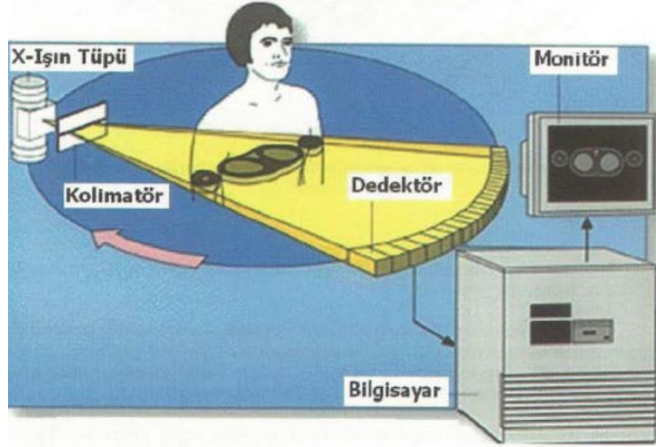
tüpüne erişmeden diyot aracılığı ile tanı dalga doğrultmalı olarak yapılandırılarak elde edilen birim zamandaki x-ışını sayısı iki katına ulaşmış olur. Ayrıca tüpün çalışma şeklinin röntgen tüpü yöntemleriyle benzer biçimde çalışmasına olanak tanınmış olunur.

1.5 Bilgisayarlı Tomografi

Bilgisayarlı tomografi (CT, Computed Tomography), kolimasyonlu bir x-ışını demeti kullanılarak incelenen nesnenin kesit kesit görüntüsünü oluşturmayı amaçlayan radyolojik bir yöntemdir. Nesneden geçen kolimasyonlu x-ışınının bir kısmı, x-ışını tüpünün karşısında bulunan dedektörler tarafından algılanır ve bir görüntüye dönüştürülür. CT, başta merkezi sinir sistemi olmak üzere vücudun hemen hemen her alanını incelemek için kullanılır. Göğüs ve karın boşluğunun yandan incelenmesi ile birlikte iskelet sisteminin hem koronal hem de aksel CT bölümleri başarıyla incelenebilir (Baykal ve Oyar 2003).

1.5.1 Bilgisayarlı Tomografinin Temel Prensipleri

CT, üç boyutlu vücut parçalarından iki boyutlu görüntüler oluşturan bir sistemdir. Kontrast analizi adı verilen matematiksel yöntemler kullanmak suretiyle, üç boyutlu bir yapının iki boyutlu bir görüntüsü oluşturulur. CT sisteminin ilk amacı, vücudun iç yapılarının iki boyutlu bir kesitini oluşturmaktır (Şekil 1.7). Bu amaca CT'nin dokular arasındaki süperpozisyonu yok etme ve doku kontrastları arasındaki küçük değişiklikler göstermesindeki yeteneğiyle ulaşılmıştır (Baykal ve Oyar 2003).



Şekil 1.7. CT sisteminde üç boyutlu insan vücudunun bilgisayarlar yardımı ile gerçekleştirilen matematiksel işlemler sonucunda iki boyutlu kesitsel görüntüsü elde edilmektedir (Baykal ve Oyar 2003).

Işınlar aynı dalga boyunda olduklarında ve homojen bir ortamdan geçtiklerinde, çevreleriyle etkileşime bağlı olarak azalır. Bu etkiler, tanısal enerji alanında Compton

saçılması ve fotoelektrik olaydan (absorpsiyon) kaynaklanan ilk moleküler iyonizasyon gibi fenomenlere yol açar. Çok küçük kalınlıktaki ortamın geçişi sırasında x-ışınlarının zayıflaması, başlangıçtaki x-ışını radyasyonu seviyesi (tüpten çıkan x-ışını fotonlarının sayısı) ve geçirilen kalınlık ile orantılıdır (Baykal ve Oyar 2003). Bu orantı,

$$\Delta I = -\mu I \Delta s \quad (1)$$

şeklindeydir. Burada ΔI , x-ışınının ilgili nesne veya yapıdan geçerken azalan yoğunluğunu, Δs ilgili nesnenin ya da yapının kalınlığını, μ ise orantısal ve aynı zamanda lineer zayıflama katsayısını göstermektedir.

1.5.2 CT'de Doz Hesaplamaları

CT'de radyasyon dozunun değerlendirilmesi, bilgisayarlı tomografi dozu indeksi (CTDI) kullanılarak yapılır. CTDI, x-ışını kaynağının tek bir dönüşü sırasında ölçülen CT taramasının uzunlamasına eksenini (z eksenini) boyunca emilen dozu temsil eder (AAPM 2008,2011). Bu değer, CT başlığına ve gövde fantomuna yerleştirilmiş 100 mm uzunluğunda bir kalem iyonizasyon haznesi ile alınan ve CTDI₁₀₀ belirtilen ölçümlerden tahmin edilir (AAPM 2011). CTDI, x-ışını kaynağının tek bir dönüşü için eksensel 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.

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.

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

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

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;

$$CTDI_{vol} = CTDI_w \frac{1}{pitch} \quad (3)$$

olur. CT taramasında toplam soğurulan dozu hesaplayabilmek için, taranan aralık dikkate alınmak durumundadır. Doz uzunluk çarpımı (DLP); $CTDI_{vol}$ ile tarama uzunluğunun (L) çarpımıdır. Doz uzunluk çarpımının birimi mGy.cm'dir (Bauhs vd. 2008).

$$DLP = CTDI_{vol} \cdot L = \left(\frac{1}{3}CTDI_{100}^A + CTDI_{100}^B \cdot \frac{1}{pitch} \right) \cdot L \quad (4)$$

1.6 Monte Carlo (MC) Simülasyon Yöntemi

Bilgisayar kullanmak suretiyle, bir deney veya fiziksel olgunun şekillenmesi ve canlandırılmasına simülasyon denir. Oluşturulan model kimi zaman bir denklem veya bir denklem grubu olabileceği gibi kimi zaman rastgele gruplar da içerebilir. Monte Carlo Sayısal Analiz (MC) yöntemi, fiziksel ölçümlerin çok karmaşık veya uygulanabilirliğinin imkansız olduğu durumlarda yaygın olarak kullanılan, genellikle çeşitli istatistiksel yöntemler kullanılarak bir olayı veya deneyi sayısal olarak tanımlamaya çalışan bir modelleme yöntemidir. Bu yöntemin diğer sayısal analiz yöntemlerinden ayırt edici bir özelliği de problemi çözmek için rastgele bir örnekleme yönteminin kullanılması ve karşılık gelen olasılık dağılımlarına dayanarak değişkenlerin stokastik bir modelinin oluşturulmasıdır.

İyonlaştırıcı radyasyonla ilgili birçok alanda, radyasyonun maddeden üç boyutta transferini hesaplamak önemlidir. Boltzmann denklemi, radyasyon parçacıklarının transferi için diferansiyel denklemi tanımlar. Bununla birlikte, Boltzmann transfer denkleminin genel bir analitik çözümü yoktur ve sayısal çözümleri vardır. Bunlar genellikle fiziksel kesinlik ile uygulanabilirlik arasındaki karşılıklı uzlaşmaya dayanan

yaklaşık yöntemlerdir. Bugüne kadar iki farklı yaklaşım geliştirilmiştir: deterministik yöntemler ve stokastik yöntemler, yani Monte Carlo yöntemleri (MC) rastgele örneklemeye dayalı sayısal yöntemlerdir. MC yöntemlerini çözmenin yolu, bir bilgisayar tarafından üretilen rasgele sayıları fiziksel olaylarla, olası etkileşimlerin olasılık yoğunluk işlevleriyle, yani tesir kesiti değerleri kullanarak ilişkilendirmektir. Bu nedenle, bir parçacığın etkileşime girme olasılığını hesaplamak için MC kodlarının tesir kesiti kütüphanelerini içermesi gerekir. Her bir etkileşim için tesir kesiti, gelen parçacığa, onun enerjisine ve yol aldığı maddeye bağlıdır.

MC modelleme yazılımı doğal koşullarda, fiziksel deneylerde, hızlandırıcılarda, nükleer fizikte, ağır iyonlarda, radyasyondan korunma hesaplamalarında, kozmik radyasyon koşullarında, uyduların radyasyondan korunmasında, kozmik ışınların uygulanmasında, astrofizikte, tıbbi görüntülemelerde, dozimetride, radyasyon tedavisinin planlanmasında kullanılır (Pearce vd. 2012). MC tekniği, fotonların ve parçacıkların her etkileşiminin olasılık dağılımlarını belirlemek için fiziğin temel yasalarını kullanır. Doğru dağılımları tahmin edilen (simülasyon geçmişi) simüle parçacıkların sayısı arttıkça, simüle edilmiş parçacıkların sayısındaki artışla, hesaplama süresi önemli ölçüde artacaktır. Bu nedenle, MC kodu yazarken en büyük sorun, ışın içindeki parçacıkların ortalama davranışını tahmin etmek için az sayıda kısmen rastgele seçilmiş parçacık kullanmaktır. Doz dağılımı, voksellerde çevreye enerji verilmesine yol açan iyonlaşma olaylarının biriktirilmesiyle hesaplanır. Radyasyon tedavisini yeterli doğrulukla planlamak için birkaç yüz milyonla bir milyar simülasyon öyküsünün gerekli olacağı tahmin edilmektedir.

Radyasyon etkileşimlerinin Monte Carlo yöntemi ile simülasyonunda kullanılan farklı bilgisayar programları (EGS, EGSnrc, GEANT4, CALDOSE X, PCXMC, FLUKA, MCNP vb.) bulunmaktadır. Bu çalışmada kullanılan PCXMC ve CALDOSE X programları ile foton ve elektron etkileşimlerinin simülasyonu yapılabilir.

Monte Carlo simülasyonu, aslında parçacıkların her izini istatistiksel anlamda, bilinen fiziksel yasalar ışığında saçılma ve soğurma kesitlerini kullanarak yeniden oluşturur. Simüle edilen parçacıklar, enerji kayboldukça, diğer parçacıklar üretildikçe izlenir ve sonuçta ilgilenilen geometriden ayrıldıklarında veya enerjileri belirli bir eşiğin altına düştüklerinde yok edilir. İşlemler, akı veya emilen doz (tahmini) gibi değerler hesaplanabilir. Hesaplanan değerler tahminlerdir ve belirli olasılıklara karşılık gelen aralıklarla sıralanırlar. Sonuçla ilgili belirsizlik, simüle edilen parçacıkların sayısına bağlıdır. Daha fazla simülasyon hikayesiyle belirsizlik daha az olur. Günümüzde, genellikle Linux altında çalışan güçlü bilgisayarlar, Monte Carlo bilgi işlem birimleri olarak etkin bir şekilde çalışmaktadır. Teori ve hesaplama yeteneğinin bu kesişimi, Monte Carlo yöntemlerini özellikle araştırma ile ilgilenen tıbbi fizikçiler için standart araçlardan biri haline getirmiştir.

Rasgele sayılar, rasgele sayı üreticileri adı verilen bilgisayar algoritmaları tarafından sağlanır. Bu rasgele sayılar gerçekten rastgele değildir, çünkü üretici tarafından üretilen rasgele sayı dizisi bu durumda rasgele sayı üretici tarafından önceden belirlenir. Bununla birlikte, çok yetenekli bir rasgele sayı üretici ilgisiz (ilgisiz) sayılar üretmelidir, bu nedenle bu sayılara genellikle rastgele (sözde rasgele) sayılar denir.

Rasgele bir x sayısı için $f(x)$ fonksiyonunun değerinin bir belirli aralık uzunluğuyla çarpılması, ilk ve çok yaklaşık bir tahmini olan gerçek bir integral verir. Ama tekrar edilebilir. Örnek olarak oldukça fazla sayıda rasgele sayı deneyebiliriz ve ortalama değerini alabiliriz. Bu ortalama değer, gerçek bir integrale, başka bir deyişle, sonsuz rasgele sayılar sınırındaki gerçek bir alana yakınladır. İstenen doğruluğu elde ettiğimizde bu tekrarlama işlemi tamamlanır.

Sorunun boyutları çok büyükse veya boyutlar sonsuzluğa yaklaşırsa Monte Carlo yöntemi önem kazanır. Benzer şekilde, bir hastada iyonlaştırıcı radyasyon tarafından üretilen dozların dağılımı hesaplanırken oldukça önemlidir. Bu amaçla çözülmesi gereken taşıma denklemi her hasta için farklıdır. Taşıma denklemi, örneğin ışın yönünü, alan boyutlarını, enerjiyi vb. tedavi koşullarına da bağlıdır. Fakat birçok parçacık geçmişini simüle ederek, taşınım denklemini MC yöntemiyle sayısal olarak çözebiliriz. Bu bağlamda, bir parçacığın olay içindeki geçmişi, tüm enerji emilene kadar veya parçacık ve tüm ikincil parçacıklar ilgilenilen hacimden ayrılana kadar hesaplama geometrisine giren bir foton veya elektronun izlediği yolla belirlenir. Örneğin etkileşimdeki Compton elektronu etkileşim bölgesinden ayrılır ve enerjisini kaybedene kadar aktarılır. Dağınık foton, bir çiftin oluşumu gibi diğer birçok etkileşime katılabilir. Her birincil veya ikincil parçacık, tüm enerji emilene veya geometrik ilgi alanını terk edene kadar modellenmelidir. Bu yol boyunca, parçacıkların enerjileri ve dürtüleri, doku molekülleri ile etkileşim süreçleri nedeniyle değişebilir ve ikincil parçacıklar oluşabilir. Bu işlemlerin özellikleri, toplam ve diferansiyel etkileşimin kesitleri tarafından verilen olasılık dağılımları ile belirlenir. Bu olasılık dağılımlarından işlem parametrelerinin rastgele örneklenmesi, radyasyon fiziğinde MC modellemesinin temelini oluşturur.



Şekil 1.8. Monte Carlo simülasyonunda bir foton öyküsü örneği.

2 KAYNAK TARAMASI

Radyasyonun tarihsel gelişimi Röntgen'in, 1895 yılında x-ışınlarını keşfetmesi ile başladığı kabul edilmektedir. Bu keşiften hemen sonra 1896 senesinde Curie'lerin Radyum elementini keşfetmesi önemli bir adım olarak kabul edilmektedir. Daha sonra, Becquerel doğal radyoaktivite ve uranyumu; 1898'de Villart, radyumdan çıkan gama ışınlarının x-ışınları ile aynı özelliklere sahip olduğunu bulmuştur. Deriden geçebilen ve vücudun içyapılarını ortaya çıkarabilen bu ışınların sağlık alanında kullanılması büyük bir aşamadır. Radyoaktivitenin, ilk başta zamanın araştırmacılarının dikkatini çekmediği; x-ışınları üzerine binden fazla makaleye kıyasla, keşfinden sonraki yılda radyoaktivite üzerine sadece bir düzine makale yayınlanmasından anlaşılmaktadır.

Hem Becquerel hem de Pierre Curie'nin, yelek ceplerinde küçük radyoaktif madde örnekleri taşımaktan dolayı vücutlarında hasar kaldığı bilinmektedir. Radyoaktif ışınların kötü huylu veya diğer istenmeyen dokuları yok etmek için yararlı olabileceğinin hızlı bir şekilde anlaşılması ile fizik ve tıp dünyasında ortaya çıkan bu gelişmeler büyük yankı uyandırmış ve sağlıkta bir devrin başlangıcını oluşturmuşlardır (Brodsky ve Kathren 1989).

Ülkemizde radyasyon ile ilgili ilk çalışmalar 1890'lı yıllarda iki tıp öğrencisi Türk subayının Fizik ve Kimya bilimlerine olan ilgileri sayesinde gerçekleşmiştir. Bir Fransız gazetesinde x-ışınlarının keşfedildiğini öğrenen Esat Fevzi ve Rıfat Osman isimli öğrenciler, Crookes gazlı katot ışını tüpü ve Ruhmkorft bobini ile kendilerinin yaptıkları pilleri kullanarak basit bir röntgen cihazı meydana getirmişlerdir.

CT cihazı, 1963 yılında Cormack tarafından teorize edilerek, ilk başarılı klinik uygulamaları 1967 yılında Hounsfield tarafından yapılmış ve 1971 yılında hastane ortamlarında kullanılmaya başlanmıştır. Ülkemizde bilgisayarlı tomografinin ilk uygulaması Mart 1976'da Hacettepe Üniversitesi'nde gerçekleştirilmiştir.

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 raporlarında belirtildiği şekilde gelişmeye devam etmektedir (AAPM 2008, 2010, 2011). Son dönemlerde, odanın konumunda doz dengesini sağlamak için fantoma yerleştirilmiş küçük hacimli iyon odasının kullanılması, absorbe edilen dozu tahmin etmek için önerilmektedir (AAPM 2010).

İlk olarak 1777'de Buffon tarafından önerilen rastgele örnekleme yöntemi, Monte Carlo tekniğinin temelini oluşturmaktadır. Bu yöntem ilk olarak Fermi tarafından radyasyon etkileşimlerinin belirlenmesinde nötron yayılımını hesaplamak için de kullanılmıştır. İlk ENIAC elektronik bilgisayarının geliştirilmesinden sonra, Amerika Birleşik Devletleri'ndeki Los Alamos Ulusal Laboratuvarı'nda (LANL) Ulam ve von Neumann tarafından bu rastgele örnekleme yöntemi, bilgisayarlara uygulanmıştır.

Son zamanlarda dozimetre bilgisayar programları, tıbbi tomografik görüntülemeyi baz alan ve önceki biçimlendirilmiş organ modellerine göre daha gerçekçi anatomi sunan voksel organ modellerini kullanmaya başlamışlardır. (Zaidi ve Xu 2007; Xu 2014; Lee vd. 2011). Ban vd. (2011), Japon yetişkin erkek voksel organ modellerine

ve PHITS (Particle and Heavy Ion Transport code System, Parçacık ve Ağır İyon Taşıma kod Sistemi) koduna dayalı WAZA-ARI ismiyle bir web-tabanlı CT doz hesaplama sistemi sunmuşlardır. Kalender vd. (1999) sunduğu ImpactDose7, bir dizi biçimlendirilmiş organ modeli ve ICRP'nin yetişkin erkek ve dişi vokal organ modellerini içermesi dolayısıyla WinDose programının geliştirilmiş bir versiyonu niteliğindedir (ICRP 2009).

Ayrıca VirtualDoseTMCT (Virtual Phantoms, Inc., Albany, NY) bir dizi pediatrik ve yetişkin deforme edilebilir organ modelleriyle Monte Carlo simülasyonunu baz alan Grafik İşletme Birimi (GPU-Graphics Processing Unit) ile ilişkilendirilmiş bir yazılım paketidir.

İngiltere Halk Sağlığı (The Public Health England-NRPB)'nin organ doz veri tabanı (Jones ve Shrimpton 1991) hermafrodit yetişkin organ modelini, Helmholtz Zentrum Munchen (GSF) veri tabanı (Zankl vd. 1991) ise ADAM ve EVE (Kramer 1982) olarak adlandırılan erkek ve dişi organ modelleri ve bununla birlikte iki pediatrik vokal (tomografik) organ modelini baz almışlardır (Veit 1989). Grafikselleştirilmiş kullanıcı ara yüzü (GUI)'ne dayalı CTDosimetry6 ve CTDOSE (Le Heron 1993) gibi yazılımlar NRPB veri tabanını; CT-Expo (Stamm ve Nagel 2002) ve WinDose (Kalender 1999) ise GSF veri tabanını baz almaktadır.

3 MATERYAL VE METOD

CT her ne kadar hastalar için yarar sağlasa da özellikle radyasyona duyarlı pediatrik hastalarda radyasyon dozlarından kaynaklı potansiyel riskler söz konusudur (Committee 2006). Bilgisayar tomografisine maruz kalan kanser riski taşıyan hastaların epidemiyolojik çalışmaları için CT tarayıcılarından salınan x-ışınına maruz kalan dokulardaki radyasyon dozunun belirlenmesi gerekmektedir. Bu amaca uygun olarak; çeşitli araştırmacılar araştırmanın gereksinimlerini karşılamak için bazı metotlar geliştirmişlerdir. Bu metotlar arasında ilk araştırmalarda karşımıza iki temel doz veri tabanı çıkmaktadır:

- i) İngiltere Halk Sağlığı (The Public Health England-NRPB) birimi organ doz veri tabanı
- ii) Helmholtz Zentrum Munchen (GSF) organ doz veri tabanı

Bilgisayarlı tomografi, x-ışını, mamografi ve girişimsel görüntülemeye maruz kalan hastaların doz takibi için kullanılan popüler yazılım paketi olan Radimetrics™, piyasada satışta fakat organ dozları seri olarak biçimlendirilmiş organ modellerine dayanmaktadır. Biçimlendirilmiş organ modellerinin anatomik yapıları 1980'lerde tanıtılmış (Cristy ve Eckerman 1987) ve karmaşık yapıdaki insan anatomisini sınırlı bir şekilde açıklayan matematiksel yüzey denklemleri ile sunulmuştur (Zaidi ve Xu 2007; Xu 2014). Biçimlendirilmiş organ modellerindeki anatomik gerçekliğin eksikliği özellikle vücudun belli bölgelerinin x-ışınına maruz kaldığı CT uygulamalarındaki gerçek hastaların (Lee vd. 2011; Liu vd. 2010) anatomisi ile karşılaştırıldığında radyasyon dozlarında tutarsızlık olduğu belirtilmiştir.

Sahbaee vd. (2014), organ doz katsayısı (h faktör olarak tanımlanan) ve hasta vücut ölçüleri arasındaki korelasyondan türetilen matematiksel bir modele dayanan iPhone-tabanlı bir yazılım öne sürmüşlerdir. Geçmişe ait epidemiyolojik çalışmalardaki CT görüntülerine ulaşamadığında, ICRP tarafından önerilen referans anatomi modelleri bunların yerine geçebilen en iyi vekillerdir. Fakat bazı yazılım araçlarını ihtiva eden bilişimsel organ modelleri hasta-özel anatomilerde sınırlı kalmış ve ICRP'nin önerdiği referans anatomi modellerinden farklılıklar göstermektedirler. Araştırmacılar eğer çok sayıda hasta için organ dozlarını hesaplamak isterlerse CT görüntüleri olmasına rağmen referans organ modellerini kullanabilirler. Bunun sebebi doz hesaplamasında her bir hastanın CT görüntülerinin yorumlanmasının mümkün olmamasıdır. Ayrıca yukarıda bahsi geçen bazı programlar büyük ölçekli klinik merkezlerinde hasta doz izlemi için tasarlanmışlar ve ticari olarak da piyasada bulunmaktadır.

Bu tezde kullanılan hesaplama kodu ise Lee vd. (2015) tarafından Windows, Macintosh ve LINUX gibi işletim sistemlerinin yer aldığı birçok platforma uygun olan Python bilgisayar dili kullanılarak GUI tabanlı CT doz hesaplama makinası geliştirilmiştir. Bu hesaplama kodu, Bilgisayar Tomografisi için Amerikan Ulusal Kanser Enstitüsü dozimetre sistemine uygun olarak NCICT (National Cancer Institute dosimetry system for Computed Tomography) olarak adlandırılmıştır.

3.1 Organ Doz Hesaplama Algoritması

Bu çalışmada kullanılacak olan NCICT kodunda, hastaya ve taramaya özgü parametrelerle, hangi organ dozunun hesaplanacağına göre belirlenen taramadan elde edilen $CTDI_{vol}$ değerlerinin birleşiminden elde edilen doz katsayıları (DC) kullanılarak organ dozlarının hesaplandığı bir algoritma kullanılmaktadır. Bu algoritma, Turner vd. (2010) tarafından bildirilen CT tarayıcıları arasındaki farklılıkları açıklamak için $CTDI_{vol}$ 'nin normalizasyon faktörü olarak kullanıldığı bulgulara dayanmaktadır. Algoritma kullanılan temel ifadeler aşağıda açıklanmaktadır.

$$D(org., yaş, cins., spek.) = \sum_{z=SS}^{z=SE} DC(org., yaş, cins., spek., z) \times CTDI_{vol} \quad (5)$$

Burada;

D (org., yaş, cins., spek.): Belirtilen yaş ve cinsiyetteki hastaların x ışını spektrumlu tarayıcılar tarafından taranan, ilgili organ için absorplanan dozu (mGy),

SS ve SE: Tarama başlangıç (SS, Scan Start) ve bitişteki (SE, Scan End) hastanın başından itibaren uzaklığı (cm),

DC (org., yaş, cins., spek., z): Her 1 cm eksen kesitindeki organ doz katsayısının 5D matrisi (mgY/mGy) olarak tanımlanır ki burada organ dozu Monte Carlo hesaplamaları için kullanılan referans CT tarayıcının $CTDI_{vol}$ (mGy) değerine göre normalize edilmiştir ve matris elemanları şu şekildedir: **Organ**, ilgili organ; **yaş ve cinsiyet**, hastaya ait değerler; **spektrum**, dört tüp potansiyelinin (80, 100, 120 ve 140 kVp) altılı kombinasyonundan bir ve belirlenen CT taramanın iki filtrasyonu (baş ve gövde); **z**, hastanın başından ayaklarına kadar olan aralıktaki kesit sayısı,

$CTDI_{vol}$: Organ dozunun hesaplanması için belirlenen taramadan elde edilen değerleri ifade etmektedir.

3.2 Organ Doz Katsayıları

Denklem (5)'deki algoritmanın tanımlanabilmesi için, DC ve $CTDI_{vol}$ bileşenlerinin bilinmesi gerekmektedir. Kapsamlı şekilde bir organ DC hesaplaması için, ICRP referans pediatrik ve yetişkin organ modelleri, referans alınan CT tarayıcısındaki x ışınlarının Monte Carlo simülasyonu ile kullanılmıştır. ICRP referans yetişkin erkek ve dişi voksel organ modellerini yayınlamış (ICRP 2009) ve son dönemlerde Florida Üniversitesi ve Ulusal Kanseri Enstitüsü'nün (Lee 2010) pediatrik hibrit voksel formatını kendi pediatrik referans organ modeli olarak tatbik etmiştir. ICRP yetişkin organ modeline uygunluk sağlanabilmesi için mevcut UF/NCI pediatrik organ modellerine ek olarak lenf bezi (Lee vd. 2013), kas ve göğüsteki bezelerde eklenmiştir. Voksel

çözünürlükleri $0,00029 \text{ cm}^3$ (yeni doğan) ile $0,3653 \text{ cm}^3$ (yetişkin erkek) arasında değişmektedir. ICRP referans pediatrik ve yetişkin organ modelleri ile referans olarak kullanılan CT tarayıcısındaki x-ışınlarının daha önceden onaylanan Monte Carlo taşıyıcı kodu, MCNPX2.7, ile simülasyonu birleştirilmiştir (Lee vd. 2011, 2012; Long vd. 2013). Işın kapsam alanındaki temel organların kısmi hatalarını %2'nin altında tutabilmek için Monte Carlo hesaplamalarında toplam 10^8 parçacık kaydı kullanılmıştır.

Toplam 12 pediatrik ve yetişkin erkek/dişi organ modelleri için önemli kesit alanlarına (başın üst kısmından ayak tabanına kadar olan 1 cm kesit kalınlığında) ve referans tarayıcısının çeşitli x-ışını spektrumuna (baş ve vücut filtreleri ve 80, 100, 120 ve 140 kVp) göre organ dozları hesaplanmıştır. $CTDI_{vol}$ 'nın organ doz katsayısına oranını (mGy/mGy) bulabilmek için organ dozu (mGy) referans tarayıcısındaki $CTDI_{vol}$ değerine (mGy) normalize edilmiştir. İki pediatrik ve iki yetişkin organ modelleri baz alınarak çeşitli ICRP ve CT-Expo organ modellerinin tüm vücut taramaları karşılaştırılmıştır. Bu karşılaştırma için CT-Expo için organ DC'si, organ dozlarının baş ve vücut CTDI organ modellerindeki $CTDI_{vol}$ 'e normalize edilmesi ile bulunmuştur.

3.3 $CTDI_{vol}$ belirlenmesi

Denklem (5)'deki ikinci bileşen, ilgili organ dozunun hesaplanması için belirlenen taramadaki $CTDI_{vol}$. En modern CT tarayıcıları, Radyasyon Doz Yapı Raporu (RDSR- Radiation Dose Structured Report)'nda (Sechopoulos vd. 2015) olduğu gibi doz page üzerindeki $CTDI_{vol}$ 'u doğrudan sağlayabilir. Eski tarayıcılarda veri doğrudan alınamasa da, eğer tarayıcı mevcutsa, kişi CTDI organ modeli ve iyon çemberi kullanarak $CTDI_{vol}$ 'u ölçebilir. Fakat tarayıcı mevcut değilse ve $CTDI_{vol}$ değeri bilinmiyorsa; değer, aşağıdaki denklemden bulunabilir:

$$CTDI_{vol} (make, model, spektrum) = \frac{nCTDI_w (make, model, spektrum)}{Pitch} \times \frac{l \times t}{100} \times k_{OB} \quad (6)$$

- **$nCTDI_w (make, model, spektrum)$** = belirtilen tarayıcı make, model ve x-ışını spektrumu için 100mAs ye normalize edilen ve daha önce yayınlanan (Lee vd. 2014) CTDI kütüphanesinden seçilebilen $CTDI_w$;
- **$l \times t \text{ (mAs)}$** = tüp akımı ve tekli dönüş süresinin çarpımı;
- **k_{OB}** Nagel ve arkadaşları tarafından (Reiser vd. 2004) tanımlanan fazla ışıma düzeltme faktörü.

Çalışmaya organ dozunun yanı sıra, doz-uzunluk-ürün (DLP-dose-length-product), özgül parçacık doz değerlendirmesi veya boyuta özel doz tahminleri (SSDE-size specific dose estimates) ve etkin doz da ilave edilmiştir. Hangi organ dozunun hesaplanacağına dair belirlenen uygun taramadan elde edilen tarama uzunluğu (cm) ve $CTDI_{vol}$ (mGy) değerleri kullanılarak, DLP (mGy cm) hesaplanmıştır. Etkin çap (cm) ve

AAPM TG 204'ün bildirdiği çevirim faktörleri arasındaki ilişkiden 16 cm ve 32 cm çapındaki CTDI organ modelleri için 2 regresyon denklemleri kullanılmıştır (AAPM 2011):

$$16 \text{ cm CTDI organ modeli: } y = 1,875e^{-0,039x} \quad (7)$$

$$32 \text{ cm CTDI organ modeli : } y = 3,705e^{-0,037x} \quad (8)$$

Denklem (3) ve (4) de y, CTDI_{vol}'den hesaplanan SSDE'nin ağırlık faktörünü, x ise, hastalardan ölçülen etkin vücut silindir çapını (cm) belirtmektedir. On iki organ modeli kullanılarak programın orta seviyedeki tarama aralığından en uygun etkin çapı seçebildiği vücutun gövde kısmından 1 cm aralıklarla, her bir kesitten etkin çap ölçülüp kod içerisinde hazır kullanılacak hale getirilmiştir. Ayrıca ICRP Yayın 60 (ICRP 2007) ve 103 (ICRP 2007)'da tanımlanan iki set doku ağırlık faktörü baz alınarak her bir organ modeli için iki etkin doz hesaplama ve görüntüleme amacıyla kod tasarlanmıştır.

4 BULGULAR

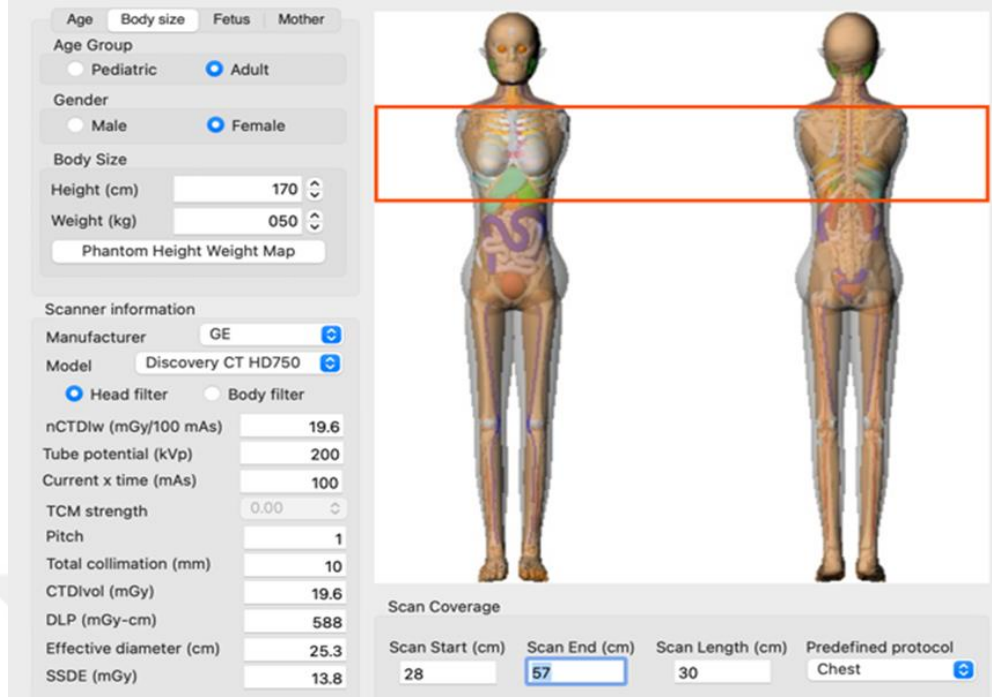
Bilgisayarlı tomografi (CT) hastalara büyük faydalar sağlasa da radyasyona maruz kalmanın potansiyel riskleri hakkında endişeler vardır; özellikle radyasyona daha duyarlı olan pediatrik hastalar için. Kanser hastalarında tedavi öncesi planlamada ve tedavi boyunca hastanın pozisyonunu korumada CT çok önemlidir. Ancak kanser hastalarının TPS'sinde tedavi öncesi ve tedavi sırasında CT'nin verdiği doz dikkate alınmaz. Bu nedenle bu hastalarda CT tarayıcılarından yayılan röntgen ışınlarına maruz kalan dokulara verilen radyasyon dozunun bilinmesi daha sağlıklı bir tedavi planlamasına olanak sağlayacaktır.

Bu çalışmada Amerika Kanser Enstitüsü tarafından geliştirilen NCICT hazır programı kullanılacaktır. Bu program Monte Carlo tabanlı olarak çalışmakta ve içinde hazır fantomlar bulunmaktadır. Programın input penceresinde gerekli girişler sağlandıktan sonra organ dozları otomatik olarak hesaplanmaktadır. Programa ait bir input penceresi Şekil 4.1’de verilmektedir.

The screenshot displays the NCICT program's input interface. On the left, a control panel includes tabs for 'Age', 'Body size', 'Fetus', and 'Mother'. Under 'Age Group', 'Pediatric' is unselected and 'Adult' is selected. 'Gender' is set to 'Male'. 'Body Size' parameters are 'Height (cm): 170' and 'Weight (kg): 050'. A 'Phantom Height Weight Map' button is present. Below this, 'Scanner information' includes 'Manufacturer: GE', 'Model: Discovery CT HD750', and 'Head filter' selected. Technical parameters listed are: nCTDIw (mGy/100 mAs): 19.6, Tube potential (kVp): 200, Current x time (mAs): 100, TCM strength: 0.00, Pitch: 1, Total collimation (mm): 10, CTDIvol (mGy): 19.6, DLP (mGy-cm): 588, Effective diameter (cm): 25.1, and SSDE (mGy): 13.9. On the right, a 3D model of a male phantom is shown from the front and back, with a red rectangular box highlighting the chest area. At the bottom, 'Scan Coverage' parameters are: 'Scan Start (cm): 28', 'Scan End (cm): 57', 'Scan Length (cm): 30', and 'Predefined protocol: Chest'.

Şekil 4.1. Erkek fantom seçeneği ile NCICT programı örnek input giriş penceresi.

Şekil 4.1’de görüldüğü gibi programda yüklü olan fantomların ilk önce seçimi yapılması gerekmektedir. Bu seçenekler yaş (Age), vücut ölçüsü (Body Size), fetüs (Fetus) ve anne (Mother) olarak görülmektedir. Çalışma amacımıza uygun olarak vücut ölçüsü (Body Size) seçilmiştir. Bu sayede fantomda istenilen boy ve kilo seçenekleri girilmesi sağlanmıştır. Bu seçimden sonra fantomun pediatrik veya yetişkin seçenekleri bulunmaktadır. Bu seçimlerden de “Yetişkin (Adult)” seçeneği seçilmiştir.



Şekil 4.2. Kadın fantom seçeneği ile NCICT programı örnek input giriş penceresi.

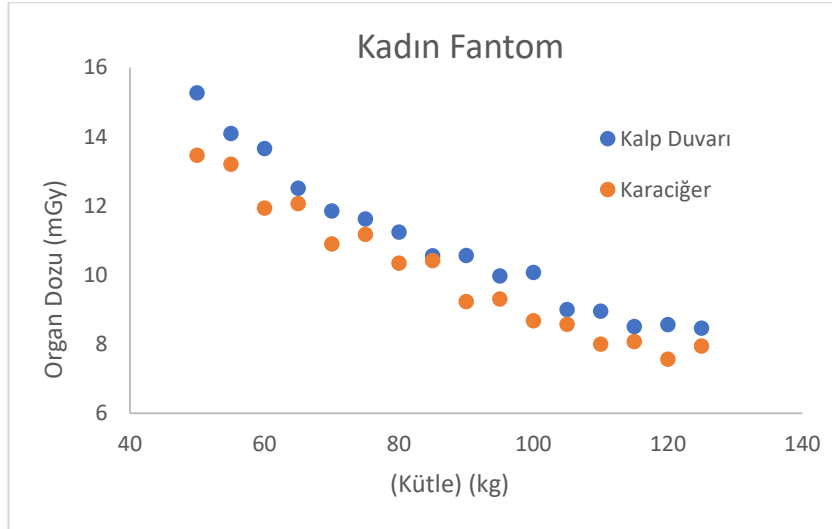
Akdeniz Üniversitesi Radyasyon Onkolojisi Kliniğinde bulunan CT tarayıcıya en çok benzeyen önceden tanımlanmış tarayıcılar içinde GE (General Electric) üretici firmasının Discovery CT HD 750 modeli seçilmiştir. Fantom olarak da 170 cm boyunda sabit erkek ve kadın fantomları farklı kilo seçenekleriyle kullanılmıştır. Parametrelerde, çalışılacak organ dozu için kullanılan tarayıcının imalat, filtre ve model çeşidini seçebilme olanağı bulunmaktadır. Çalışmada CT tarayıcının tüp voltajı olarak 200 kV ve tüp akım-zaman parametresi olarak da 100 mAs seçilmiştir. Monte Carlo tabanlı NCICT simülasyonunda önceden tanımlanmış göğüs bölgesi tarama (scan) seçeneği kullanılmıştır.

Taranan bölgede kritik organlar olarak belirlenen kalp duvarı ve karaciğer için organ dozları hesaplanmıştır. Bu hesaplama fantomun boy ve kilosunun etkisini gözlemlemek için iki aşamada gerçekleştirilmiştir. İlk önce hem kadın hem erkek fantomun boyu sabit tutularak farklı kütleye sahip fantomların kalp duvarı ve karaciğeri için seçilen tüp voltajı ve tüp akım zaman parametresinde aldığı dozlar ve ayrıca bütün vücudun aldığı etkin doz hesaplanmıştır. Bu hesaplamalar Çizelge 4.1 ve Çizelge 4.2’de tablo halinde verilmiştir.

Çizelge 4.1. Kadın fantomun kalp duvarı ve karaciğer için kütleye göre ölçülen organ dozları

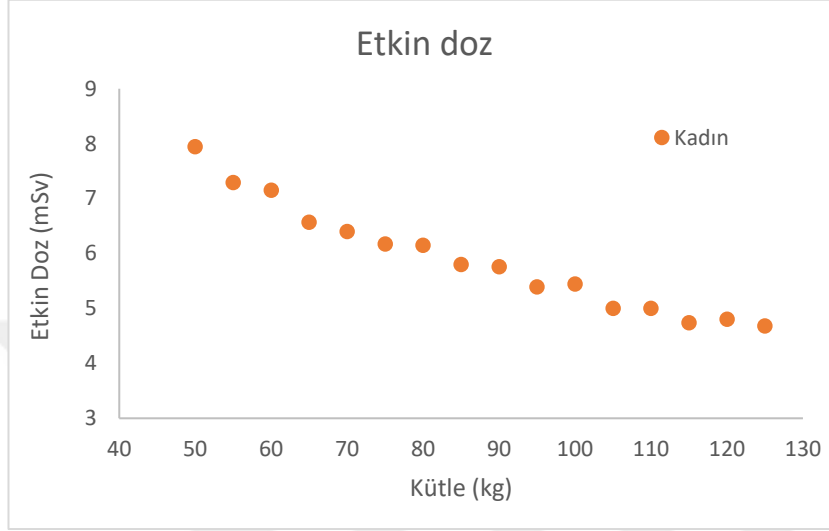
Kilo (kg)	Kalp (mGy)	Karaciğer (mGy)	Etkin doz (mSv)
50	15,27	13,46	7,94
55	14,09	13,20	7,29
60	13,65	11,93	7,15
65	12,51	12,06	6,57
70	11,85	10,90	6,40
75	11,62	11,17	6,17
80	11,24	10,34	6,15
85	10,55	10,41	5,80
90	10,56	9,23	5,76
95	9,97	9,30	5,39
100	10,07	8,67	5,44
105	9,00	8,57	5,00
110	8,95	8,00	5,00
115	8,51	8,07	4,74
120	8,56	7,56	4,80
125	8,46	7,94	4,68

Çizelge 4.1’de verilen kadın fantom için kütleye bağlı olarak kalp duvarı ve karaciğerin aldığı dozlar Şekil 4.3’de verilmiştir.



Şekil 4.3. Kadın fantomun kütleye göre ölçülen kalp duvarı ve karaciğer için organ dozları.

Şekil 4.3'te kadın fantomun kütlesi arttıkça organların hacmi de büyüyeceği için organların aldığı doz organların hacimleriyle yani fantomun kütlesi ile azaldığı görülmektedir. Şekil 4.4'te ise kadın fantom için etkin dozun değişimi kütleye bağlı olarak verilmiştir. Şekil 4.4 incelendiğinde kadın fantomun etkin dozu kritik organlar olarak belirlenen kalp duvarının ve karaciğerin aldığı dozlarla karşılaştırıldığında grafikteki eğim daha az olmaktadır.



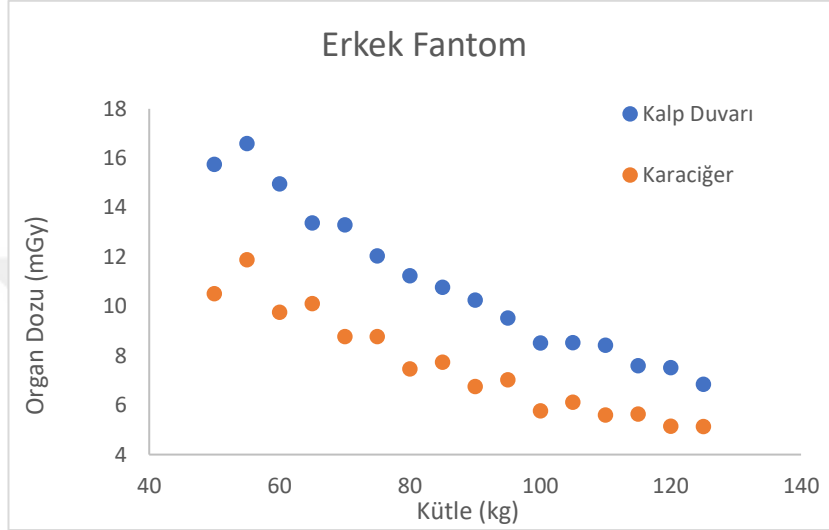
Şekil 4.4. Kadın fantom için kütleye göre ölçülen etkin dozları.

Çizelge 4.2. Erkek fantomun kalp duvarı ve karaciğer için kütleye göre ölçülen organ dozları

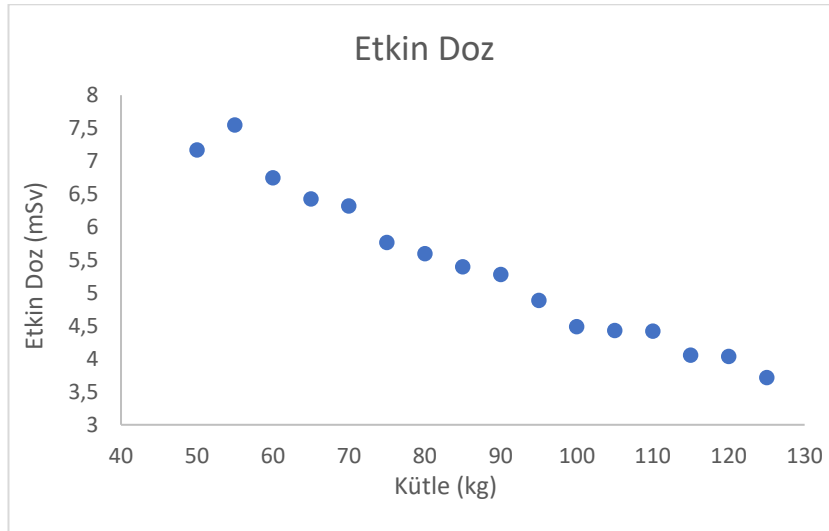
Kilo (kg)	Kalp (mGy)	Karaciğer (mGy)	Etkin doz (mSv)
50	15,74	10,51	7,17
55	16,59	11,89	7,55
60	14,96	9,76	6,75
65	13,37	10,11	6,43
70	13,30	8,77	6,32
75	12,04	8,77	5,77
80	11,23	7,46	5,60
85	10,77	7,74	5,40
90	10,25	6,75	5,28
95	9,52	7,03	4,89
100	8,51	5,76	4,49
105	8,53	6,12	4,43
110	8,42	5,60	4,42
115	7,59	5,64	4,06
120	7,52	5,14	4,04
125	6,84	5,13	3,72

Benzer şekilde Çizelge 4.2’de erkek fantom için boy sabit tutularak kütleye göre kalp duvarı ve karaciğerin aldığı dozlar ile erkek fantomun aldığı etkin doz verilmiştir.

Şekil 4.5’te erkek fantomun kalp ve karaciğer duvarının aldığı doz fantomun artan kütlesi ile azalmaktadır. Şekil 4.6’da ise erkek fantom için etkin dozun değişimi kütleye bağlı olarak verilmiştir. Şekil 4.6 incelendiğinde her iki grafikteki azalış eğimi benzerdir.



Şekil 4.5. Erkek fantomun kalp duvarı ve karaciğer için kütleye göre ölçülen organ dozları.



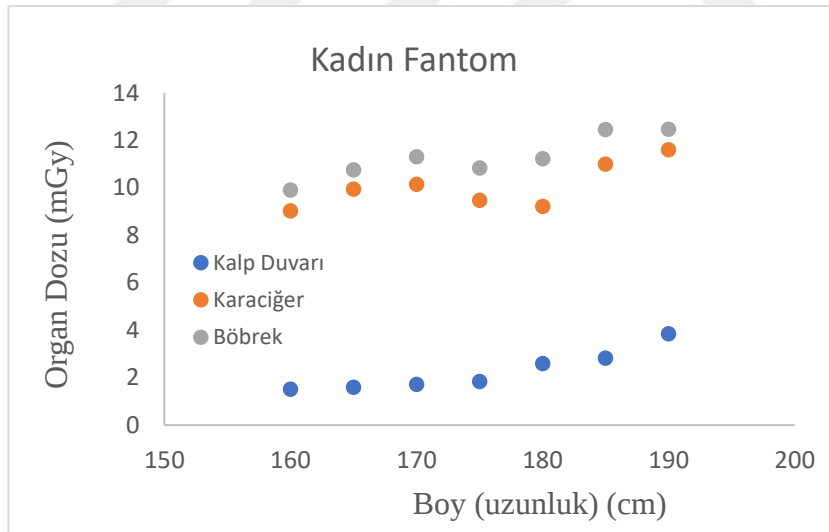
Şekil 4.6. Erkek fantom için kütleye göre ölçülen etkin doz.

Çalışmanın fantomun boyunun etkilerinin belirlenmesi aşamasında hem kadın fantomun hem de erkek fantomun kütlesi sabit tutulmuş ve fantomun boyu değiştirilerek kritik organ olarak belirlenen kalp duvarı, karaciğer ve böbreğin aldığı dozlar belirlenmiştir. Ayrıca fantomun aldığı etkin doz da hesaplanmıştır. Çizelge 4.3’de kadın fantoma ait hesaplanan değerlerin fantomun boyuna göre değişimi verilmiştir.

Çizelge 4.3. Kadın fantomun kalp duvarı, karaciğer ve böbrek için boya (uzunluğa) göre ölçülen organ dozları

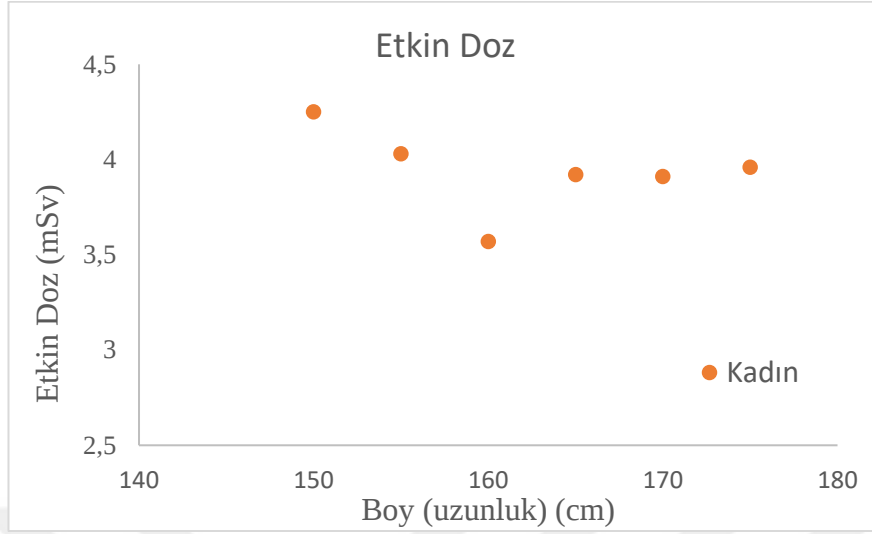
Boy (cm)	Kalp duvarı (mGy)	Karaciğer (mGy)	Böbrek (mGy)	Etkin doz (mSv)
150	2,89	9,79	11,21	4,25
155	2,05	9,66	11,68	4,03
160	1,33	7,89	10,99	3,57
165	1,40	8,98	13,50	3,92
170	1,42	9,51	13,55	3,91
175	1,42	9,67	13,95	3,96

Çizelge 4.3’teki değerler kullanılarak kritik olarak belirlenen organların aldığı dozlar kadın fantom için Şekil 4.7’de gösterilmiştir.



Şekil 4.7. Kadın fantomun kalp duvarı, karaciğer ve böbrek için boya (uzunluğa) göre ölçülen organ dozları.

Şekil 4.7 incelendiğinde kütlesi sabit tutulan fantomun boyu uzadıkça organların aldığı doz çok hafif bir şekilde arttığı görülmektedir. Bunun sebebi organların hacimlerinin artan toplam fantom hacmine göre azalmasıdır. Şekil 4.8’de Kadın fantomun aldığı etkin dozun boya göre değişimi görülmektedir.



Şekil 4.8. Kadın fantomun boy (uzunluğa) göre ölçülen etkin dozları.

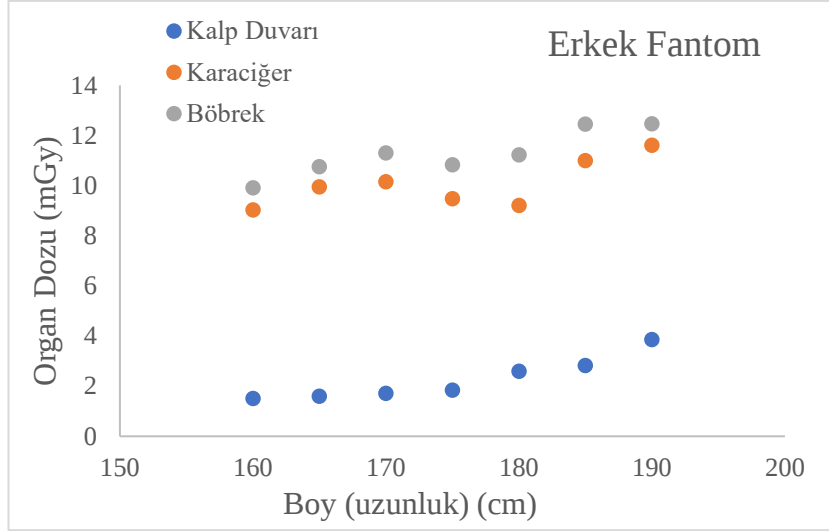
Şekil 4.8 incelendiğinde artan hacimden dolayı sabit tutulan tüp voltajı ve akım zaman sabitinden dolayı belli bir eğim ile azalması bekleniyordu. Fakat 160 cm uzunluğa sahip kadın fantomda Şekil 4.7’de görülmeyen ani bir azalma görülmüştür.

Çizelge 4.4’te ise erkek fantomun kalp duvarı, karaciğer ve böbrek için boy (uzunluğa) göre ölçülen organ dozları ve fantomun almış olduğu etkin doz verilmiştir.

Çizelge 4.4. Erkek fantomun kalp duvarı, karaciğer ve böbrek için boy (uzunluğa) göre ölçülen organ dozları

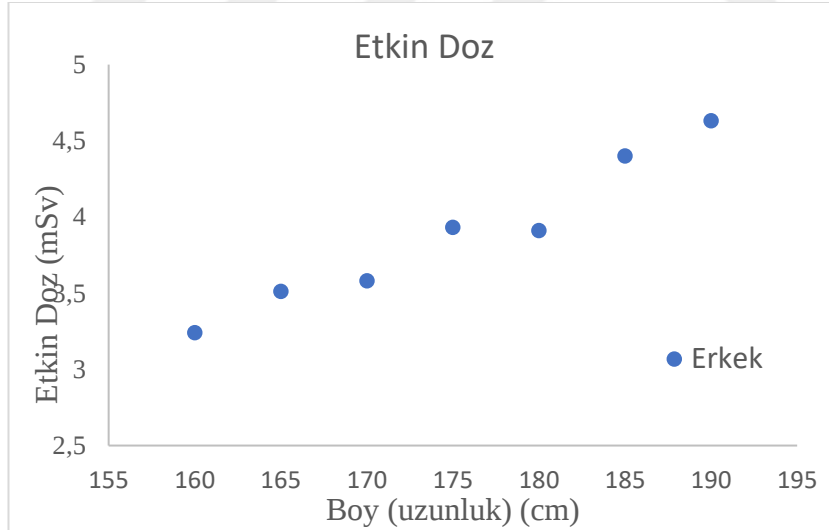
Boylar (cm)	Kalp duvarı (mGy)	Karaciğer (mGy)	Böbrek (mGy)	Etkin doz (mSv)
160	1,51	9,03	9,91	3,24
165	1,59	9,95	10,75	3,51
170	1,71	10,15	11,30	3,58
175	1,84	9,47	10,83	3,93
180	2,59	9,21	11,23	3,91
185	2,82	10,99	12,45	4,40
190	3,85	11,61	12,46	4,63

Çizelge 4.4 kullanılarak belirlenen kritik organların fantom boyuna göre değişimi Şekil 4.9’da verilmiştir.



Şekil 4.9. Erkek fantom için kalp duvarı, karaciğer ve böbrek için boy uzunluğuna göre ölçülen organ dozları.

Şekil 4.9’da görüldüğü gibi boy arttıkça organ hacimlerinin toplam hacme göre oran azalmasından dolayı aldıkları dozlar artmaktadır. Şekil 4.10’da ise erkek fantomun aldığı etkin doz grafiği görülmektedir. Kadın fantomda görülen bir değerdeki ani azalma bu ölçümlerde görülmemiş ve Şekil 4.9 ve Şekil 4.10 arasında bir uyum görülmektedir.



Şekil 4.10. Erkek Fantom için boya (uzunluğa) göre ölçülen etkin dozları.

5 TARTIŞMA VE SONUÇ

Kadın ve Erkek fantomlarda bazı organların aldıkları dozun hem kilo ile değişimi hem de boy ile değişiminin belirlenmesi amacıyla Monte Carlo tabanlı NCICT kodu kullanılmıştır. Kalp Duvarı, karaciğer ve böbrek organ dozlarının yanı sıra etkin dozun boy ve kilo ile değişimi de belirlenmiştir.

Bu çalışmada fantomun boy ve kilosunun etkisini gözlemlemek için hem kadın hem erkek fantomun boyu sabit tutularak farklı kütleyle sahip fantomların kalp duvarı ve karaciğeri için seçilen tüp voltajı ve tüp akım zaman parametresinde aldığı dozlar ve ayrıca bütün vücudun aldığı etkin doz hesaplanmıştır.

Çalışmanın fantomun boyunun etkilerinin belirlenmesi aşamasında hem kadın fantomun hem de erkek fantomun kütlesi sabit tutulmuş ve fantomun boyu değiştirilerek kritik organ olarak belirlenen kalp duvarı, karaciğer ve böbreğin aldığı dozlar belirlenmiştir. Fantomun boyu sabit tutularak kütlelerinin artırılması ile her iki fantom için organ dozları azalsa da etkin dozlara bakıldığında hem erkek fantom hem de kadın fantom değerlerinde düzensizlikler görülmüştür. Fantomun kilosu sabit tutularak boyunun artırılması durumunda boy ile yine düzensizlikler bulunsa da artan boy ile dozlarda artma gerçekleşmiştir. Fantomların artan boyu ile organ hacimlerinin düşmesi ile alınan dozlar artmaktadır. Kadın fantom için 160 cm boyda organların aldığı dozda ani bir düşüş gözlenmiştir. Bunun sebebinin fantomun boyu arttıkça göğüs bölgesinde de büyümenin olmasından kaynaklı olduğu düşünülmektedir.

Kilo arttıkça boy sabit tutulması organların hacminde artmaya sebep olduğu için alınan dozların düşmesi beklendiği gibi gerçekleşmiştir. Organ dozları ve etkin dozları incelendiğinde 55 ve 100 kg kütlelerdeki erkek ve dişi fantomlar için düzensiz sonuçlar vermektedir.

Elde edilen bu veriler, hesaplama sürecini karşılaştırmak için Monte Carlo doz hesaplaması için ICRP fantomlarını kullanan kullanıcılar için faydalı olacaktır.

KAYNAKLAR

- Arslan, M. ve Yadigaroglu, T. 2017. Sabit anotlu x ışını tüpü tasarımı ve imalatı. Lisans bitirme tezi. Ömer Halisdemir Üniversitesi, Niğde, 39 s.
- AAPM. 2011. Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations
- 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 Shrimpton 2004
- Bakar, K. 2012. Nükleer tıp alanında çalışan personelin maruz kaldığı radyasyonun fiziksel dozimetri ile belirlenmesi ve radyasyonun insan sağlığı üzerindeki etkileri, Dumlupınar Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yüksek Lisans Tezi)
- Ban, N., Takahashi, F. Sato, K., Endo, A., Ono, K., Hasegawa, T., Yoshitake, T., Katsunuma, Y. and Kai, M. 2011 Development of a web-based CT dose calculator: WAZA-ARI Radiat. Prot. Dosim. 147 333–7
- Baykal, B. ve Oyar, O. 2003. Tıbbi görüntüleme fiziği: Bilgisayarlı tomografi fiziği, Isparta, s. 235-276.
- Brodsky, A., Kathren, R.L. 1989 Historical development of radiation safety practices in radiology. Radiographies, 9(6), 1267-1275.
- Committee to Assess Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation 2006 Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation (Washington, DC: National Academies Press)
- Cristy, M and Eckerman, KF. 1987 Specific Absorbed Fractions of Energy at Various Ages from Internal Photon Sources (Oak Ridge, TN: Oak Ridge National Laboratory)
- ICRP. 2007. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection ICRP Publication 103, Ann. ICRP 37 1–332
- ICRP. 2009. Adult Reference Computational Phantoms ICRP Publication 110, Ann. ICRP 39 1–166

- Jones, D.G. and Shrimpton, P.C. 1991. Survey of CT Practice in the UK. Part 3: normalised organ doses calculated using Monte Carlo techniques (Didcot: National Radiologic Protection Board)
- Kalender, W.A., Schmidt, B. and Zankl, M. 1999. A PC program for estimating organ dose and effective dose values in computed tomography Eur. Radiol. 9 555–62
- Khan, F.M. and Gibbson, J.P. 2014, Khan's the physics of radiation therapy, 5th edition, Lippincott Williams and Wilkins, USA, 586 p.
- Kramer, R., Zankl, M., Williams, G. and Drexler, G. 1982. The Calculation of Dose from External Photon Exposures Using Reference Human Phantoms and Monte-Carlo Methods, Part 1: The Male (ADAM) and Female (EVA) Adult Mathematical Phantoms (Neuherberg: GSF-National Research Center for Health and Environment)
- Le Heron, J.C. 1993 CTDOSE: A User's Guide (Christchurch, New Zealand)
- Lee, C., Kim, K.P., Long, D., Fisher, R., Tien, C., Simon, S.L., Bouville, A. and Bolch, W.E. 2011. Organ doses for reference adult male and female undergoing computed tomography estimated by Monte Carlo simulations Med. Phys. 38 1196–206
- Lee, C., Lamart, S. and Moroz, B.E. 2013. Computational lymphatic node models in pediatric and adult hybrid phantoms for radiation dosimetry Phys. Med. Biol. 58 N59–82
- Lee, E., Lamart, S., Little, M.P. and Lee, C. 2014. Database of normalised computed tomography dose index for retrospective CT dosimetry J. Radiol. Protect. 34 363–88
- Liu, H., Gu, J., Caracappa, P.F. and Xu, X.G. 2010. Comparison of two types of adult phantoms in terms of organ doses from diagnostic CT procedures Phys. Med. Biol. 55 1441–51
- Long, D.J., Lee, C., Tien, C., Fisher, R., Hoerner, M.R., Hintenlang, D. and Bolch, W.E. 2013. Monte Carlo simulations of adult and pediatric computed tomography exams: validation studies of organ doses with physical phantoms Med. Phys. 40 13901
- Pearce, M.S. and others. 2012. Radiation exposure from CT scans in childhood and subsequent risk of leukaemia and brain tumours: a retrospective cohort study, National library of medicine, National center for biotechnology informatio. 380 (9840) : 499-505
- Reiser, M.F., Takahashi, M., Modic, M. and Becker, C.R. 2004. Multislice CT ed M F Reiser et al (Berlin: Springer)
- Sağsöz, M.E. ve Alper, F. 2013. Kardiyak multi dedektör bilgisayarlı tomografide radyasyon dozu, Türk Radyoloji Seminerleri, 1 (1) : 16-25.

- Sahbaee, P., Segars, W.P. and Samei, E. 2014. Patient-based estimation of organ dose for a population of 58 adult patients across 13 protocol categories Med. Phys. 41 072104
- Sechopoulos, I., Trianni, A. and Peck, D. 2015. The DICOM radiation dose structured report: what it is and what it is not J. Am. Coll. Radiol.: JACR 12 712–3
- Stamm, G. and Nagel, H.D. 2002. CT-expo—a novel program for dose evaluation in CT RøFo: Fortschr. Geb. Röntgenstrahlen Nuklearmedizin 174 1570
- Turner, A.C., Zankl, M., DeMarco, J.J., Cagnon, C.H., Zhang, D., Angel, E., Cody, D.D., Stevens, D.M., McCollough, C.H. and McNitt-Gray, M.F. 2010 The feasibility of a scanner-independent technique to estimate organ dose from MDCT scans: using CTDI_{vol} to account for differences between scanners Med. Phys. 37 1816
- Veit R, Zankl M, Petoussi N, Mannweiler E, Williams G and Drexler G 1989 Tomographic Anthropomorphic Models, Part I: Construction Technique and Description of Models of an 8 Week Old Baby and a 7 Year-Old Child (Neuherberg: GSF-National Research Center for Environment and Health)
- Xu, X.G. 2014. An exponential growth of computational phantom research in radiation protection, imaging, and radiotherapy: a review of the fifty-year history Phys. Med. Biol. 59 R233–302
- Zaidi, H. and Xu, X.G. 2007. Computational anthropomorphic models of the human anatomy: the path to realistic Monte Carlo modeling in radiological sciences Annu. Rev. Biomed. Eng. 9 471–500
- Zankl, M., Panzer, W. and Drexler, G. 1991. The Calculation of Dose from External Photon Exposures Using Reference Human Phantoms and Monte Carlo Methods, Part VI: Organ Doses From Computed Tomographic Examinations (Munche: GSF-Gesellschaft fur Strahlen und Umweltforschung mbH)
- Zankl M, Panzer W and Drexler G 1993 Tomographic Anthropomorphic Models. Part II: Organ Doses from Computed Tomographic Examinations in Paediatric Radiology (Munche: GSGesellschaft fur Strahlen und Umweltforschung mbH)

ÖZGEÇMİŞ

CENGİZ ÖZSOY

ÖĞRENİM BİLGİLERİ

Yüksek Lisans 2020-2023	Akdeniz Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Fizik Anabilim Dalı
Lisans 1987-1991	Dicle Üniversitesi Eğitim Fakültesi Fen Bilimleri Eğitimi Fizik Eğitimi / Fizik Öğretmenliği / Diyarbakır

MESLEKİ VE İDARİ GÖREVLER

Uzman Öğretmen 1994 – Devam Ediyor	Göynük Fen Lisesi Antalya
---------------------------------------	------------------------------

ESERLER

Uluslararası hakemli dergilerde yayımlanan makaleler

- 1- Sarpün İ.H., Özsoy C., Aydın V., Koca T. Variation of the Dose by the Weight of the Patient in CT Scanning 4(2) (2021) December (83-86pp)
DOI:10.53448/akuumubd.984623
- 2- Koca T., Sarpün İ.H., Özsoy C., Aydın V., Şahin S (2021). Effect of I-131 Radioisotope Activities on Organ Dose Used in Nuclear Medicine 4(2) (2021) December (87-92 s) DOI:10.53448/akuumubd.986161

Ulusal bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiri kitaplarında basılan bildiriler

- 1- Özsoy C., Sarpün İ.H., Aydın V., Koca T. Variation Of The Dosage Taken By Patients In Ct Scanning According To The Weight Of The Patient. 5th International Conference on Engineering Technology and Applied Sciences (ICETAS) August 02-06 2021 Sarajevo, Bosnia and Herzegovina
- 2- Özsoy C., Sarpün İ.H., Aydın V., Koca T., Turan S. The Effect Of Activities Of Radioisotopes Used In Nuclear Medicine On Organ Dose. 5th International Conference on Engineering Technology and Applied Sciences (ICETAS) August 02-06 2021 Sarajevo, Bosnia and Herzegovina
- 3- Sarpün İ.H., Yıldız E., Özsoy C., Türk Çakır İ. Astrophysical properties for the $^{197}\text{Au}(\alpha, n)^{200}\text{Tl}$ reaction in the energy range of 10-40 MeV. Astrophysics with Radioactive Isotopes. Budapest 12-17 June 2022
- 4- Yıldırım Ü., Aydın V., Özsoy C., Sarpün İ.H. Effects of Level Density Models on $^{165}\text{Ho}(\alpha, xn)$ Reaction Cross Section. XV. International Conference on Nuclear Structure Properties, Kırıkkale University, 28-30 June 2022