

**T.C.  
SÜLEYMAN DEMİREL ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ TARAMALARINDAKİ ANATOMİK  
BÖLGELERİN VE ORGANLARIN RADYASYON KÜTLE  
ZAYIFLATMA KATSAYILARININ MONTE CARLO METODU İLE  
İNCELENMESİ**

**Elif Ebru ALTUNSOY**

**Danışman  
Prof. Dr. İskender AKKURT**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ  
FİZİK ANABİLİM DALI  
ISPARTA - 2018**



© 2018 [Elif Ebru ALTUNSOY]

## TEZ ONAYI

Elif Ebru ALTUNSOY tarafından hazırlanan "Bilgisayarlı Tomografi Taramalarındaki Anatomik Bölgelerin Ve Organların Radyasyon Kütle Zayıflatma Katsayılarının Monte Carlo Metodu İle İncelenmesi" adlı tez çalışması aşağıdaki jüri üyeleri önünde Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü **Fizik Anabilim Dalı**'nda **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak başarı ile savunulmuştur.

Danışman

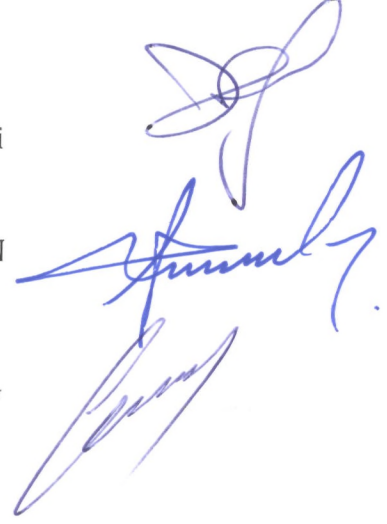
**Prof. Dr. İskender AKKURT**  
Süleyman Demirel Üniversitesi

Jüri Üyesi

**Doç. Dr. Hüseyin Ozan TEKİN**  
Üsküdar Üniversitesi

Jüri Üyesi

**Dr. Öğr. Üyesi Osman GÜNAY**  
İstanbul Okan Üniversitesi



Enstitü Müdürü

**Prof. Dr. Yasin TUNCER**

## **TAAHHÜTNAME**

Bu tezin akademik ve etik kurallara uygun olarak yazıldığını ve kullanılan tüm literatür bilgilerinin referans gösterilerek tezde yer aldığını beyan ederim.

**Elif Ebru ALTUNSOY**



## İÇİNDEKİLER

	Sayfa
İÇİNDEKİLER.....	i
ÖZET .....	iii
ABSTRACT .....	iv
TEŞEKKÜR.....	v
ŞEKİLLER DİZİNİ .....	vi
ÇİZELGELER DİZİNİ .....	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	x
1. GİRİŞ.....	1
1.1. Atom.....	1
1.2. Radyasyon Kavramı .....	4
1.2.1. Radyasyonun Tarihçesi .....	6
1.2.2. Doğal-Yapay Radyasyon.....	7
1.2.3. Parçacık Radyasyonu .....	9
1.2.4. İyonize Edici ve İyonize Edici Olmayan Radyasyon.....	9
1.3. Radyoaktif Bozunmalar .....	10
1.3.1. Alfa Bozunumu .....	10
1.3.2. Beta Bozunumu .....	11
1.3.3. Gama Emisyonu .....	13
1.4. Radyasyonun Madde ile Etkileşimi.....	14
1.4.1. Fotoelektrik Etki .....	15
1.4.2. Klasik (Rayleigh) Saçılma.....	16
1.4.3. Compton Saçılması.....	17
1.4.4. Çift Oluşumu .....	19
1.5. Radyasyon Birimleri.....	20
1.5.1. Ekspozur (X) .....	20
1.5.2. Kerma.....	20
1.5.3. Absorbe Doz (D) .....	21
1.5.4. Eşdeğer Doz (H) .....	22
1.5.5. Efektif (Etkin) Doz.....	23
1.6. X-Işını ve Gama Işını Zayıflatma Katsayıları.....	23
1.6.1. Lineer Zayıflatma Katsayısı .....	24
1.6.2. Kütle Zayıflatma Katsayısı .....	25
1.6.3. Atomik Zayıflatma Katsayısı .....	25
1.7. Radyobiyojoloji.....	25
1.7.1. Lineer Enerji Transferi (LET) .....	27
1.7.2. Radyasyonun DNA Üzerindeki Etkisi .....	28
1.7.3. Deterministik ve Stokastik Etkileri.....	29
1.7.3.1. Radyasyonun Deterministik Etkileri .....	29
1.7.3.2. Radyasyonun Stokastik Etkileri.....	31
1.7.4. Hücre-Yaşam Eğrileri.....	31
1.7.5. Radyasyonun Erken Dönem-Geç Dönem Etkileri .....	33
1.8. Radyoloji Alanında Kullanılan Radyasyon .....	34
1.8.1. X-Işınlarının Oluşumu.....	34
1.8.2. X-Işını Tüpü .....	36
1.9. Radyografik Görüntüleme .....	38
1.10. Bilgisayarlı Tomografi.....	39

1.10.1. Bilgisayarlı Tomografinin Tarihsel Gelişimi.....	40
1.10.2. Tek Dedektörlü Bilgisayarlı Tomografi Sistemleri .....	44
1.10.3. Helikal Bilgisayarlı Tomografi Sistemleri.....	46
1.10.4. Çok Dedektörlü Bilgisayarlı Tomografi Sistemleri .....	48
1.10.5. Kesit Oluşturma (Tomografik Rekonstrüksiyon) .....	48
1.10.6. Hasta Dozu.....	49
1.10.7. Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi (CTDI) .....	50
1.10.8. Görüntü Kalitesi ve Radyasyon Dozu .....	53
2. KAYNAK ÖZETLERİ.....	55
3. MONTE CARLO METODU.....	60
3.1. Monte Carlo Simülasyon Yöntemi .....	61
3.2. MCNP Kodu .....	62
3.2.1. MCNP İntput Dosyasının Genel Yapısı .....	63
3.2.2. Geometri Tanımlamaları .....	64
3.2.3. Hücre ve Yüzey Kartları .....	66
3.2.4. Data Kartları .....	68
3.3. MCNPX Kodunun Oluşturulması ve Yöntem .....	70
3.3.1. Beyin, Akciğer, Karaciğer ve Yağ Dokularının Kütle Zayıflatma Katsayılarının Hesaplanması.....	70
3.3.2. Beyin Anatomik Bölgesinin MCNPX Geometrisinin Oluşturulması .....	72
3.3.3. Toraks Anatomik Bölgesinin MCNPX Geometrisinin Oluşturulması .....	74
3.3.4. Abdomen Anatomik Bölgesinin MCNPX Geometrisinin Oluşturulması .....	76
3.4. XCOM ve WinXCom .....	79
4. ARAŞTIRMA BULGULARI.....	80
4.1. Beyin, Akciğer, Karaciğer ve Yağ Dokularının Kütle Zayıflatma Katsayılarının MCNPX ve XCOM Sonuçlarının Karşılaştırılması .....	80
4.2. Beyin Anatomik Bölgesinden Geçen Doz Miktarlarının Kalınlığa Bağlı Değişimi .....	82
4.3. Toraks Anatomik Bölgesinden Geçen Doz Miktarlarının Kalınlığa Bağlı Değişimi .....	84
4.4. Abdomen Bölgesinden Geçen Doz Miktarlarının Kalınlığa Bağlı Değişimi.....	86
5. TARTIŞMA VE SONUÇLAR.....	89
KAYNAKLAR .....	95
ÖZGEÇMİŞ.....	99

## ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

### BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ TARAMALARINDAKİ ANATOMİK BÖLGELERİN VE ORGANLARIN RADYASYON KÜTLE ZAYIFLATMA KATSAYILARININ MONTE CARLO METODU İLE İNCELENMESİ

Elif Ebru ALTUNSOY

Süleyman Demirel Üniversitesi  
Fen Bilimleri Enstitüsü  
Fizik Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. İskender AKKURT

Canlı organlar üzerinde meydana gelen radyasyon etkileşimleri ile ilgili yapılan araştırmalar, radyasyon fiziği ve medikal fizik alanında her zaman önemli konular arasında yer almıştır. Bu tez çalışmasında Bilgisayarlı Tomografi çekim bölgelerinden olan beyin, toraks ve abdomen anatomik bölgelerinden birer organ seçilerek bu dokuların kütle zayıflatma katsayıları hesaplandı. Ayrıca bu dokulara ek olarak yağ dokusunun da kütle zayıflatma katsayısı hesaplanarak; anatomik bölgelerin radyasyonu zayıflatma oranları ile yağ doku kalınlığı arasındaki ilişki incelendi. Tüm bu ölçümler için genel amaçlı bir Monte Carlo kodu da olan MCNPX programı kullanılarak simülasyon geometrileri oluşturuldu. Bu simülasyon geometrisinin validasyonunu sağlamak üzere, MCNPX simülasyon kodu ile gerçekleştirilen kütle zayıflatma katsayısı ölçümleri standart XCOM verileri ile karşılaştırıldı. Ölçümler sonucunda kütle zayıflatma katsayılarının standart XCOM verileri ve MCNPX sonuçları arasında uyum gözlemlendi. Bu karşılaştırmalar grafikler halinde sunuldu.

BT anatomik bölgeleri ile ilgili incelemelerde beyin bölgesindeki ölçümlerde beyin çapı artırılarak ölçümler gerçekleştirildi. Toraks bölgesinde meme dokusunun çapı artırılarak radyasyon zayıflama miktarına etkisi araştırıldı. Abdomen bölgesinde ise karın bölgesindeki yağlanmanın radyasyon zayıflamasına etkisini araştırmak üzere yağ kalınlığı artırılarak ölçümler alındı. Anatomik bölgelerin ölçümlerinde, yağ dokusu kalınlığının artması ile bölgenin radyasyonu zayıflatma etkisinin arttığı, detektörlere ulaşan doz miktarında azalma olduğu sonucuna ulaşıldı. Bu tez çalışmasında elde edilen sonuçlar medikal fizik ve tıbbi radyasyon uygulamalarında kullanılabilirlik açısından faydalı olabilir.

**Anahtar Kelimeler:** Bilgisayarlı tomografi, Monte Carlo yöntemi, MCNPX, kütle zayıflatma katsayısı, absorbe doz.

2018, 102 sayfa

## **ABSTRACT**

**M.Sc. Thesis**

### **INVESTIGATION OF RADIATION MASS ATTENUATION COEFFICIENTS OF ANATOMICAL REGIONS AND ORGANS IN COMPUTERIZED TOMOGRAPHIC SCANS BY USING MONTE CARLO METHOD**

**Elif Ebru ALTUNSOY**

**Süleyman Demirel University  
Graduate School of Natural and Applied Sciences  
Department of Physics**

**Supervisor: Prof. Dr. İskender AKKURT**

Researches on radiation interactions occurring in living organs have always been an important issue in the field of radiation physics and medical physics. In this thesis study, the mass attenuation coefficients of some of the tissues were calculated by selecting one organ from the brain, thorax and abdominal anatomical regions from the CT images. In addition to these tissues, the mass attenuation coefficient of fat tissue is calculated; to determine the relationship between radiation reduction rates of anatomical regions and fat tissue thickness. For all these measurements, simulation geometries were generated by using the MCNPX program, which is also a general purpose Monte Carlo code. The mass attenuation coefficient measurements performed were compared with standard XCOM data to ensure validation of this simulation geometry. As a result of the measurements, the agreement between the standard XCOM data and the MCNPX results of the mass attenuation coefficients was observed. These comparisons were presented in graphs.

In brain CT anatomical regions, the diameter of the brain region was increased and measurements were made by increasing the brain diameter. The diameter of the breast tissue was increased in the thorax region and the effect of radiation attenuation was investigated. In the abdominal region, the fat thickness was increased and the measurements were taken to investigate the effect of fat in the abdominal region on radiation reduction. In the measurements of anatomical regions, the increase in fat tissue thickness results in an increase in the attenuation effect of the radiation and a decrease in the amount of dose measured by the detectors. The results obtained in this thesis may be useful for medical physics and medical radiation applications.

**Keywords:** Computed tomography, Monte Carlo method, MCNPX, mass attenuation coefficient, absorbed dose.

**2018, 102 pages**

## TEŞEKKÜR

Bu araştırma için beni yönlendiren Sayın Danışman Hocam Prof. Dr. İskender AKKURT'a teőekkürlerimi sunarım.

Tez konumun belirlenmesinden yazma aşamasına kadar her zaman desteğini hissettiğim, tezimin metodunu oluşturan Monte Carlo yöntemi ve MCNPX kodu ile tanışmama ve akademik hayata adım atmama vesile olan değerli hocam Doç.Dr. Hüseyin Ozan TEKİN'e sonsuz teşekkür ederim.

4900\_YL2\_17 No`lu Proje ile tezimi maddi olarak destekleyen Süleyman Demirel Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Yönetim Birimi Başkanlığı'na teşekkür ederim.

Tezimin yazım aşamasında her zaman yanımda olan, tüm zorlukları beraber göğsleyip başarabildiğimiz Tuğba Manici'ye ve hayatıma girdiği günden itibaren beni destekleyen, bütün kararlarımın arkasında olan, varlığıyla güç bulduğum Bekir GÜÇLÜ'ye sonsuz teşekkür ederim.

Tezimin her aşamasında beni yalnız bırakmayan aileme sonsuz sevgi ve saygılarımı sunarım.

Elif Ebru ALTUNSOY  
ISPARTA, 2018

## ŞEKİLLER DİZİNİ

	Sayfa
Şekil 1.1. Atomun yapısı.....	1
Şekil 1.2. (a) Elektron enerji farkları sonucu meydana gelen karakteristik radyasyonun oluşumu ve (b) Auger Elektronun oluşumu .....	3
Şekil 1.3. Karakteristik radyasyon oluşumu .....	3
Şekil 1.4. Elektromanyetik spektrum.....	4
Şekil 1.5. İlk X-ışını görüntüsü; Anna Bertha Roentgen'in eli.....	7
Şekil 1.6. Doğal radyasyon kaynakları tarafından maruz kalınan dozlarının yüzdesel oranları.....	8
Şekil 1.7. Yapay radyasyon kaynakları tarafından maruz kalınan dozlarının yüzdesel oranları.....	9
Şekil 1.8. İyonize radyasyon .....	10
Şekil 1.9. Alfa bozunumu.....	11
Şekil 1.10. $\beta$ - bozunumu.....	12
Şekil 1.11. $\beta$ + bozunumu.....	12
Şekil 1.12. Elektron yakalama.....	13
Şekil 1.13. Gama emisyonu .....	14
Şekil 1.14. Fotoelektrik etki.....	16
Şekil 1.15. Klasik saçılma.....	17
Şekil 1.16. Compton saçılması .....	18
Şekil 1.17. Çift oluşumu .....	19
Şekil 1.18. DNA molekülünde (a)tek zincirde hasar (b)çift zincirde hasar...	28
Şekil 1.19. (a) Radyasyona maruz kalmayan ve (b) 600 rad X-ışınına maruz kalan Hamster hücre koloniler.....	33
Şekil 1.20. Bremstrahlung fotonunun oluşumu.....	35
Şekil 1.21. X-ışını tüpünde X-ışınının oluşumu .....	36
Şekil 1.22. Birinci nesil bilgisayarlı tomografi sisteminin yapısı .....	40
Şekil 1.23. ikinci nesil bilgisayarlı tomografi sisteminin yapısı.....	41
Şekil 1.24. Üçüncü nesil bilgisayarlı tomografi sisteminin yapısı.....	42
Şekil 1.25. Dördüncü nesil bilgisayarlı tomografi sisteminin yapısı.....	42
Şekil 1.26. Kardiyak çalışmaları için geliştirilmiş beşinci nesil bilgisayarlı tomografi sisteminin yapısı.....	43
Şekil 1.27. (a)Tek dedektörlü altıncı nesil (b)çok sıralı dedektörlü yedinci nesil bilgisayarlı tomografi sistemi.....	44
Şekil 1.28. Bilgisayarlı tomografi sisteminin önden görünüşü .....	44
Şekil 1.29. Hounsfield ölçeği.....	46
Şekil 1.30. Farklı pitch faktörleri .....	48
Şekil 1.31. Piksel ve voksel.....	49
Şekil 1.32. Uzamsal doz dağılımı. Kranial dilimde (a) normal projeksiyon radyografide izodoz dağılımı, (b) 3600 BT izodoz dağılımı .....	50
Şekil 3.1. MCNP input dosyasının genel yapısı.....	63
Şekil 3.2. Bir silindirin temsili geometrik çizimi .....	66
Şekil 3.3. MCNPX Visual Editor Version X22S silindir görüntüsü.....	67
Şekil 3.4. MCNPX Visual Editor Version X22S üç boyutlu silindir görünümü .....	67
Şekil 3.5. Doku örneklerinin kütle zayıflatma katsayılarını hesaplamak için total simülasyon geometrisi.....	71

Şekil 3.6. Kütle zayıflatma katsayısı hesaplamaları için geliştirilen input dosyasının MCNP görselleştirme aracındaki ekran görüntüsü .....	71
Şekil 3.7. Beyin anatomik bölgesinin MCNPX Visual Editor Version X22S'deki görüntüsü.....	73
Şekil 3.8. Beyin anatomik bölgesinin input dosyasının MCNP Plot görüntüsü.....	73
Şekil 3.9. Toraks anatomik bölgesinin (deri tabakası hariç) MCNPX Visual Editor Version X22S'deki vücudun ön tarafından görüntüsü.....	75
Şekil 3.10. Toraks anatomik bölgesinin (deri tabakası hariç) MCNPX Visual Editor Version X22S'deki vücudun arka tarafından görüntüsü.....	75
Şekil 3.11. Abdomen anatomik bölgesinin (deri ve yağ tabakası hariç) MCNPX Visual Editor Version X22S'deki vücudun ön tarafından görüntüsü .....	78
Şekil 3.12. Abdomen anatomik bölgesinin (deri ve yağ tabakası hariç) MCNPX Visual Editor Version X22S'deki vücudun arka tarafından görüntüsü .....	78
Şekil 4.1. Beyin dokusunun MCNPX ve XCOM'da alınan kütle zayıflatma katsayıları sonuçları .....	80
Şekil 4.2. Akciğer dokusunun MCNPX ve XCOM'da alınan kütle zayıflatma katsayıları sonuçları .....	81
Şekil 4.3. Karaciğer dokusunun MCNPX ve XCOM'da alınan kütle zayıflatma katsayıları sonuçları .....	81
Şekil 4.4. Yağ dokusunun MCNPX ve XCOM'da alınan kütle zayıflatma katsayıları sonuçları .....	82
Şekil 4.5. 0.08 MeV'de beyin anatomik bölgesinden geçen doz miktarının kalınlığa bağlı düşüş grafiği .....	83
Şekil 4.6. 0.10 MeV'de beyin anatomik bölgesinden geçen doz miktarının kalınlığa bağlı düşüş grafiği .....	83
Şekil 4.7. 0.12 MeV'de beyin anatomik bölgesinden geçen doz miktarının kalınlığa bağlı düşüş grafiği .....	84
Şekil 4.8. 0.14 MeV'de beyin anatomik bölgesinden geçen doz miktarının kalınlığa bağlı düşüş grafiği .....	84
Şekil 4.9. 0.08 MeV'de toraks anatomik bölgesinden geçen doz miktarının kalınlığa bağlı düşüş grafiği .....	85
Şekil 4.10. 0.10 MeV'de toraks anatomik bölgesinden geçen doz miktarının kalınlığa bağlı düşüş grafiği .....	85
Şekil 4.11. 0.12 MeV'de toraks anatomik bölgesinden geçen doz miktarının kalınlığa bağlı düşüş grafiği .....	86
Şekil 4.12. 0.14 MeV'de toraks anatomik bölgesinden geçen doz miktarının kalınlığa bağlı düşüş grafiği .....	86
Şekil 4.13. 0.08 MeV'de abdomen anatomik bölgesinden geçen doz miktarının kalınlığa bağlı düşüş grafiği .....	87
Şekil 4.14. 0.10 MeV'de abdomen anatomik bölgesinden geçen doz miktarının kalınlığa bağlı düşüş grafiği .....	87
Şekil 4.15. 0.12 MeV'de abdomen anatomik bölgesinden geçen doz miktarının kalınlığa bağlı düşüş grafiği .....	88

Şekil 4.16. 0.14 MeV'de abdomen anatomik bölgesinden geçen doz miktarının kalınlığa bağlı düşüş grafiği .....	88
Şekil 4.17. 0.08, 0.10, 0.12 ve 0.14 MeV'de beyin anatomik bölgesinden geçen doz miktarının kalınlığa bağlı düşüş grafiği .....	90
Şekil 4.18. 0.08, 0.10, 0.12 ve 0.14 MeV'de toraks anatomik bölgesinden geçen doz miktarının kalınlığa bağlı düşüş grafiği .....	90
Şekil 4.19. 0.08, 0.10, 0.12 ve 0.14 MeV'de abdomen anatomik bölgesinden geçen doz miktarının kalınlığa bağlı düşüş grafiği.	91
Şekil 4.20. Beyin anatomik bölgesinin farklı kalınlıklarında enerjiye bağlı detektöre ulaşan doz miktarları .....	92
Şekil 4.21. Toraks anatomik bölgesinin farklı kalınlıklarında enerjiye bağlı detektöre ulaşan doz miktarları .....	92
Şekil 4.22. Abdomen anatomik bölgesinin farklı kalınlıklarında enerjiye bağlı detektöre ulaşan doz miktarları .....	93



## ÇİZELGELER DİZİNİ

	<b>Sayfa</b>
Çizelge 1.1 Foton-madde etkileşimi .....	19
Çizelge 1.2. Radyasyon türlerinin ağırlık faktörleri .....	22
Çizelge 1.3. Doku Ağırlık Faktörleri.....	23
Çizelge 1.4. Yetişkinlerde bazı deterministik değerler için eşik doz değerleri .....	30
Çizelge 3.1. MCNP Geometri tanımlamaları (yüzey kartı) .....	65
Çizelge 3.2. MCNP kaynak tanımlamaları.....	69
Çizelge 3.3. Beyin, kranium ve deri dokularının elemental yüzdeleri ve yoğunlukları .....	72
Çizelge 3.4. Akciğer, kalp, vertebra, göğüs kafesi, meme ve deri dokularının elemental yüzdeleri ve yoğunlukları .....	74
Çizelge 3.5. Karaciğer, pankreas, vertebra, safra kesesi, deri, mide, böbrek, dalak, bağırsak ve deri dokularının elemental yüzdeleri ve yoğunlukları .....	76

## SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

A	Atomik kütle
ALARA	As low as reasonably achievable
BE	Bağlanma enerjisi
BT	Bilgisayarlı Tomografi
c	Elektromanyetik dalgaların hızı
C	Coloumb
Ca	Kalsiyum
CAT	Bilgisayarlı aksenal tomografi
Cl	Klor
CTDI	Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi
D	Absorbe doz
DLP	Doz uzunluğu ürünü
DNA	Deoksiribo Nükleik Asit
E	Enerji
eV	Elektron volt
Fe	Demir
Gy	Gray
H	Eşdeğer doz
h	Planck sabiti
H <sub>2</sub> O <sub>2</sub>	Hidrojen Peroks
HU	Hounsfield Numaraları
Hz	Hertz
I	Maddeden geçip zayıflayan ışın şiddeti
I <sub>0</sub>	Gelen ışın şiddeti
ICRP	International Commission on Radiological Protection
ICRU	International Commission on Radiation Units and Measurements
J	Joule
K	Potasyum
keV	Kilo elektron volt
kg	Kilogram
kVp	Kilovoltaj Peak
LET	Lineer enerji transferi
m	Kütle
mA	Mili amper
mAs	Miliamper saniye
MC	Monte Carlo
MCNP	Monte Carlo N-particle Transport Code
MCNPX	Monte Carlo N-particle Transport Code Extended
m <sub>e</sub>	Elektron kütlesi
MeV	Mega elektron volt
Mg	Magnezyum
m <sub>n</sub>	Nötron kütlesi
m <sub>p</sub>	Proton kütlesi
n	Yörünge kuantum sayısı
N	Avogadro katsayısı
N	Azot
Na	Sodyum

nm	Nanometre
O	Oksijen
OH <sup>-</sup>	Hidroksil
P	Fosfor
R	Röntgen
rad	Radyasyon absorpsiyon dozu
rem	Radyasyon eşdeğer dozu
s	Saniye
S	Yaşayan hücre sayısı
SI	System International
Sv	Sievert
T	Maddenin kalınlığı
UV	Ultraviole
V	Volt
W	Ağırlık faktörü
X	Ekspojur
Z	Atom numarası
$\rho$	Yoğunluk
$\mu$	Lineer zayıflatma katsayısı
$\mu_a$	Atomik zayıflatma katsayısı
$\mu_m$	Kütle zayıflatma katsayısı
$\alpha$	Alfa
$\beta$	Beta
$\lambda$	Dalga boyu
$\nu$	Frekans

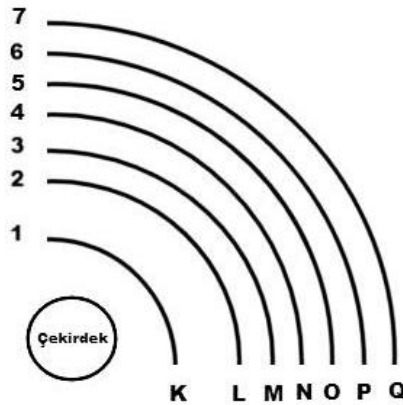
## 1. GİRİŞ

Dünya üzerinde yaşayan canlılar her an radyasyona maruz kalmaktadır. Radyasyona maruziyetin kaynağı doğada kendiliğinden var olan doğal radyasyonlar olabildiği gibi, insanlar tarafından üretilen yapay radyasyon kaynakları da olabilmektedir.

Son yıllarda özellikle Dünya Sağlık Örgütü'nün ve radyasyonla ilgili çalışmalar yapan diğer kuruluşların ALARA (As Low As Reasonably Achievable) prensibine verdikleri önem ve medikal çalışmalarda radyasyon dozunun öneminin vurgulanması, bu alanda radyasyon araştırmalarının hız kazanarak artmasını sağlamıştır.

### 1.1. Atom

Maddeler atomlardan, atomlar ise proton, nötron ve elektronlardan oluşurlar. Pozitif yüklü proton ve yüksüz olan nötronlar atomun çekirdeğinde konumlanmıştır ve atomun kütlesinin büyük bir bölümünü çekirdek kısmı oluşturur. Çekirdeğin çevresinde ise nötron ve protonlara göre çok daha hafif olan ve negatif elektrik yüküne sahip elektronlar bulunmaktadır. Bu elektronlar çekirdeğin çevresinde, belirli yörüngeler üzerinde dönme hareketi yapmaktadır. Orbit adı verilen yörüngeler en fazla 7 tane olabilmekte (Şekil 1.1) ve atomun çekirdeğinden dışına doğru K (n:1), L (n:2), M (n:3), N (n:4), O (n:5), P (n:6) ve Q (n:7) harfleri ile sembolize edilmektedirler (Hendee ve Ritenour, 2002).



Şekil 1.1. Atomun yapısı

Atomun her bir yörüngesinin taşıyabileceği maksimum elektron sayısı;

$$2n^2 \quad (1.1)$$

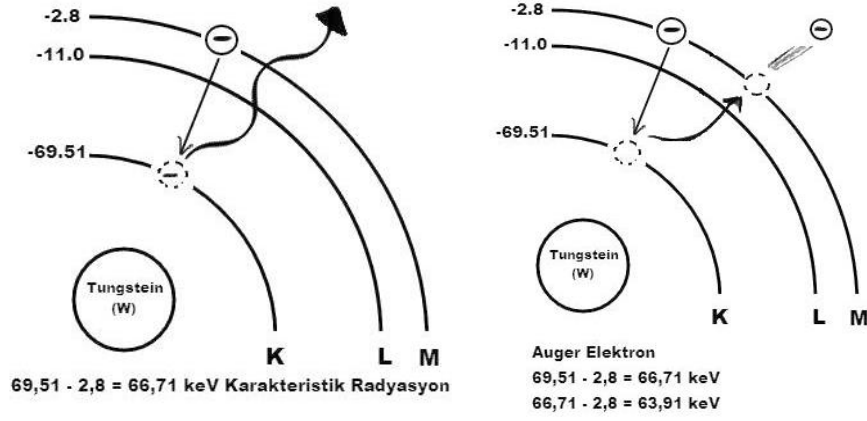
formülü ile hesaplanır. Burada n her bir yörüngenin kuantum numarasını temsil etmektedir. Örneğin K yörüngesinde en fazla  $(2.1^2)$  2 elektron, L yörüngesinde en fazla  $(2.2^2)$  8 elektron ve M yörüngesinde en fazla  $(2.3^2)$  18 elektron bulunabilmektedir.

Atomun en dış yörüngesinde bulunan elektron sayısı, atomun kimyasal ve manyetik özelliklerini belirlemede etkilidir. Nötr bir atomun en dış yörüngesi alabileceği elektron sayısına göre tam olarak dolmamışsa veya bu yörüngede bulunan elektronların toplam sayısı tek ise, bu atom kimyasal olarak daha reaktif ve manyetik özellik gösterebilir. Bunun aksine, son yörüngesi tam dolu olan atomlar ise, kimyasal olarak kararlı yapıdadır.

Atom çekirdeğindeki protonların pozitif çekim kuvveti, negatif yüklü elektronları yörüngelerinde tutmayı sağlamaktadır. Bir elektronu bulunduğu yörüngeden koparabilmek için çekirdek tarafından uygulanan çekimi yenecek kadar bir kuvvet uygulamak gerekmektedir. Bu bağlanma enerjileri atomun iç yörüngelerine doğru gittikçe yani çekirdeğe yaklaştıkça artmaktadır. Dış yörüngelerde elektron bağlanma enerjisi yaklaşık birkaç elektron volt iken, bu enerji iç yörüngelere doğru gittikçe artmakta ve en iç yörüngede binlerce elektron voltu bulmaktadır.

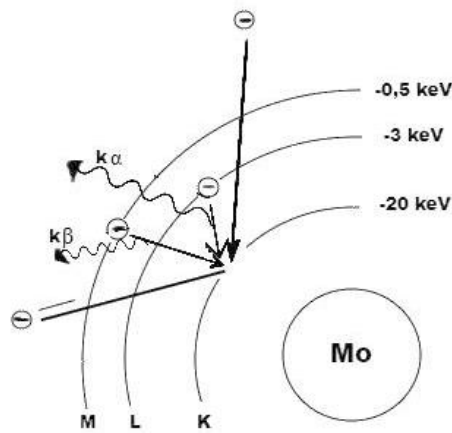
Bir atomun yörüngesinde bulunan elektrona çarpan parçacık veya fotonun enerjisi, eğer elektronun bağlanma enerjisinden fazla ise, bu enerji yörüngedeki elektronu koparır ve bu yörüngede oluşan boşluğu da bir üst yörüngedeki elektron alt yörüngeye geçerek doldurmaktadır. Yörüngeler arasındaki potansiyel enerji farkı ultraviyole (UV) veya karakteristik X-ışını gibi yollarla dışarıya aktarılır veya atomun dış yörüngelerinden bir elektronun dışarıya atılması için bu enerji farkı kullanılır. Atomun iç yörüngelerinden koparılan bir elektron sonucu oluşan boşluğun dış yörüngelerdeki bir elektron ile

doldurulması sonucunda meydana gelen enerji farkı karakteristik radyasyon olarak açığa çıkabilir (Şekil 1.2 a) veya bu enerji farkı dış yörüngelerinden bir elektron sökülmesine (Auger Elektron) sebep olabilir (Şekil 1.2 b).



Şekil 1.2. (a) Elektron enerji farkları sonucu meydana gelen karakteristik radyasyonun oluşumu ve (b) Auger Elektronun oluşumu

K yörüngesinden koparılan elektronun boşluğu L yörüngesindeki bir elektron ile doldurulmuş ve bunun sonucunda karakteristik radyasyon meydana gelmiş ise bu  $k_{\alpha}$  ile gösterilmektedir. Bu boşluk eğer daha üst yörüngelerdeki elektronlar ile doldurulursa bu durum  $k_{\beta}$  ile gösterilmektedir (Şekil 1.3). Yörüngeler arasındaki enerji farkı uzaklıkla orantılı olduğundan  $k_{\beta}$  daha enerjiktir.

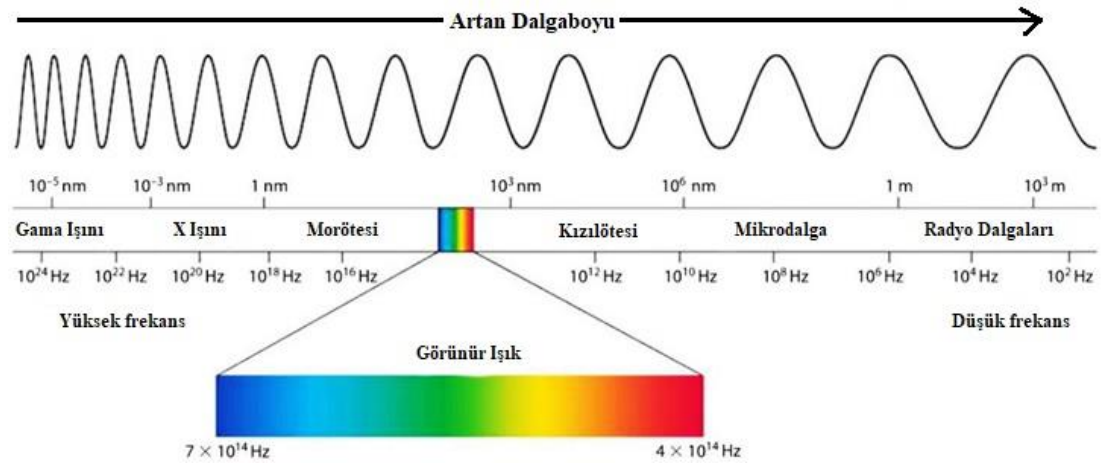


Şekil 1.3. Karakteristik radyasyon oluşumu

Atom yörüngelerinden çekirdeğe en yakın olan K yörüngesinden çıkan enerji hastanın dokularını geçebilecek kadar yüksektir, çekirdekten uzaklaştıkça yörüngelerin enerjileri de azalmaktadır ve bu düşük enerjiler X-ışını tüpünün penceresine yerleştirilen filtreler tarafından tutulmaktadır (Tuncel, 2012).

## 1.2. Radyasyon Kavramı

Bir atomdan salınan elektromagnetik parça veya dalga şeklindeki enerjiye radyasyon denir. Şekil 1.4'deki elektromanyetik spektruma bakıldığında radyasyonun iyonlaştırıcı ve iyonlaştırıcı olmayan radyasyon şeklinde sınıflandırıldığı ve bu sınıflamada radyasyonun taşıdığı enerjinin veya dalga boyunun etkili olduğu görülmektedir.



Şekil 1.4. Elektromanyetik spektrum

Elektromanyetik dalgalar genlik, dalga boyu ( $\lambda$ ), frekans ( $\nu$ ) ve hız ile karakterize edilmektedir. Dalga boyu, bitişik döngülerde özdeş noktalar arasındaki mesafedir. Genlik ise dalganın yoğunluğu olarak ifade edilmektedir. Frekans, birim zaman başına tam dalga titreşimlerinin sayısıdır. Bir dalganın hızı, dalga boyu ve frekansın çarpılması ile hesaplanır. Dalga hızının büyüklüğü, dalganın frekansına ve geçtiği maddenin yoğunluğuna bağlıdır.

Vakumlu bir ortamda tüm elektromanyetik dalgaların hızı, c ile gösterilen bir sabite eşittir ve

$$c = \lambda \cdot \nu \quad (1.2)$$

ile formülize edilir. X-ışınları için dalga boyu genellikle nanometre (nm) cinsinden ( $1 \text{ nm} = 10^{-9} \text{ m}$ ) ve frekansı da Hertz (Hz) cinsinden ( $1 \text{ Hz} = 1 \text{ s}^{-1}$ ) ifade edilmektedir.

En uzun dalga boyuna sahip olan ve dolayısıyla çeşitli elektromanyetik radyasyon türlerinde en düşük frekansa ve enerjiye sahip olan radyo dalgaları, elektromanyetik spektrumun bir ucunda yer alırken; en yüksek frekansa ve enerjiye sahip olan X-ışınları ve gama ışınları elektromanyetik spektrumun diğer ucunda yer almaktadır.

Radyo dalgaları, mikro dalgalar ve görünür ışık yüksek dalga boyuna ve düşük enerjiye sahip iyonlaştırıcı olmayan radyasyonlardır. İyonlaştırıcı olmayan radyasyonların düşük enerji seviyesine sahip olmaları, maddenin atomlarında titreşim etkisi yapmakta ve bu da maddelerde bir miktar ısı artışına sebep olmaktadır. Elektromanyetik spektrumda yüksek enerji, düşük dalga boyu özelliğine sahip olan X-ışınları ve gama ışınları ise iyonlaştırıcı radyasyon grubuna girmektedir. Yüksek enerji seviyeleri ve dalga boylarının kısa olması, maddenin atomları ile etkileşime girmelerini sağlamakta, bu durum da canlılar üzerinde olumsuz sonuçların gözlenmesine neden olmaktadır.

Foton, elektromanyetik radyasyonun en küçük birimidir. Kütlesi yoktur ve her fotonun enerjisi;

$$E = h \cdot \nu \quad (1.3)$$

ile hesaplanmaktadır. Burada E fotonun enerjisini, h Planck Sabitini ( $6.626 \times 10^{-34} \text{ J/s}$ ) temsil etmektedir. Tanısal radyolojide fotonun enerjisi genellikle kilo-elektron-volt (keV) cinsinden ifade edilir. 1 eV; 1 V'luk bir

potansiyel fark boyunca hızlandırılan elektron tarafından alınan enerjidir (Dance vd. 2014).

### 1.2.1. Radyasyonun Tarihçesi

Alman fizik profesörü Wilhelm Conrad Roentgen, X-ışınlarını Kasım 1895'de laboratuvarında Crook vakum tüpü ile ilgili çalışmalar yaparken, bir rastlantı sonucu bulmuştur. Roentgen, Crookes tüpünde katot ışınlarının etkilerini daha sağlıklı gözlemleyebilmek adına tüpü bir fotoğraf plağıyla örtmüş ve laboratuvarını da karartmıştı. Tüpe yüksek gerilimli elektrik akımı uyguladığında, tüpten uzakta durmakta olan baryum platinsiyanür kristallerinde floresans etki gözlemledi. Bu parlama etkisi, kristali Crook Tüpüne yaklaştırdığında artmaktaydı.

Tüp ve kristal arasına yerleştirdiği maddeler ile gözlemler yapan Roentgen, araya konulan materyallere bağlı olarak parlamanın şiddetinin değiştiğini tespit etti. Tüp ve kristal arasına kurşun yaprak koyduğunda ise parlama kayboluyordu. Bu çalışmaları haftalarca sürdü. Çalışmalarında görüntü oluşturmak için fotoğraf plağından faydalanan Roentgen, 22 Aralık 1895 tarihinde, eşi Berta'nın elini fotoğraf plağına yerleştirdi ve fotoğraf plağını banyolama işlemi sonucu eşinin el kemikleri ve parmağındaki yüzüğü plakta ortaya çıktı. Bu görüntü, ilk radyogram olarak tarihe geçmiştir (Şekil 1.5). Roentgen bulduğu bu ışına "bilinmeyen" anlamına gelen X-ışınları ismini vermiştir. W. C. Roentgen, 1901 yılında ilk Nobel Fizik ödülünü almıştır.



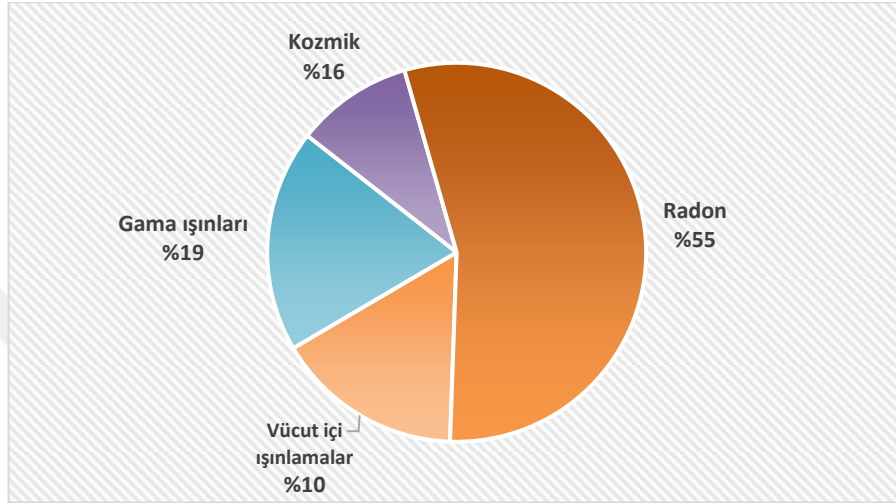
Şekil 1.5. İlk X-ışını görüntüsü; Anna Bertha Roentgen'in eli (Kaya vd., 2013)

X-ışınları Aralık 1895'de tıp alanında ilk kez kullanıldı. Bacağına kurşun saplanan bir hastanın X-ışını ile görüntüsü elde edilerek kurşunun yeri tespit edilmiştir. Bu gelişmelerden yaklaşık üç ay sonra 1896'da, Henri Becquerel, Uranyum elementi üzerinde yaptığı çalışmalar sırasında radyoaktivite kavramını keşfetti. Roentgenin X-ışınlarını, Becquerel'in de radyoaktiviteyi keşfetmesinden bu yana tıpta özellikle onkoloji ve radyoloji alanlarında muazzam gelişmeler yaşanmış ve yaşanmaya da devam etmektedir.

### 1.2.2. Doğal – Yapay Radyasyon

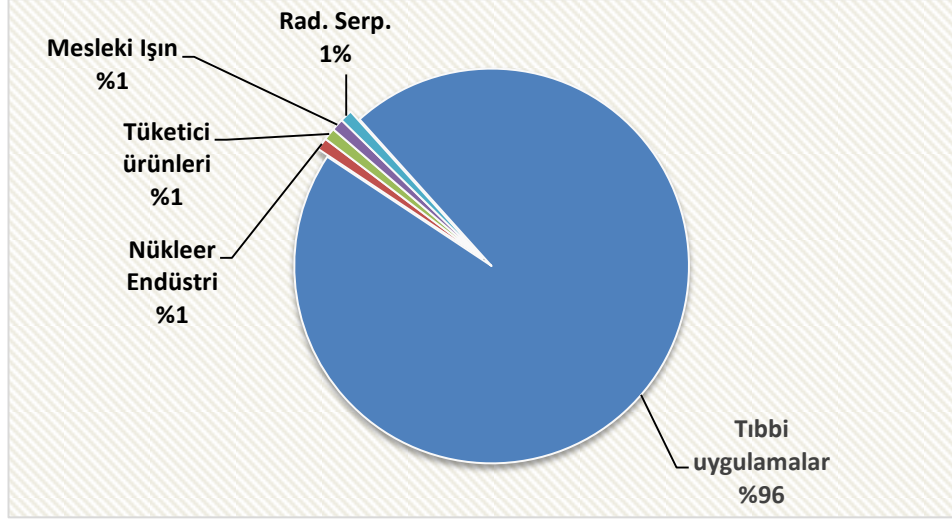
Radyasyon doğada kendiliğinden var olup olmamasına göre doğal ve yapay radyasyon olarak ikiye ayrılır. Doğal radyasyon kaynakları, toplam radyasyon kaynaklarının büyük bir kısmını oluşturur (Şekil 1.6). Doğal kaynaklar, doğada kendiliğinden radyoaktif özellik gösteren kaynaklardır. Radyoaktif kaynaklarda atom çekirdeğindeki toplam proton ve nötron sayıları arasındaki fark bir enerji fazlalığı meydana getirir. Bu fazla enerji; gama ışını, alfa ve beta parçacıkları, pozitronlar, nötronlar gibi farklı radyasyon çeşitleri ile atılır. Fazla enerjiye sahip olan çekirdek, bazı durumlarda bu enerjisini yörüngesinde bulunan elektronlara da aktarabilir. Bu durumda X-ışını salınımı meydana gelmektedir. Sonuç olarak X-ışınları diğer radyasyon türlerinin aksine, atomun çekirdeğinden değil, yörüngelerinden salınan bir radyasyon türüdür.

Doğal radyasyon kaynaklarına örnek olarak kozmik ışınlar ve radyoaktif elementler gösterilebilir. Radyum elementinin bozunması sonucu oluşan Radon gazı, doğal radyasyon kaynaklarının oranına büyük katkı sağlamaktadır. Ayrıca bazı yiyecek ve mineraller radyoaktif atom içerebilirler. Bu durum sonucunda da insanların tükettikleri yiyeceklerden radyasyon maruziyeti meydana gelebilmektedir.



Şekil 1.6. Doğal radyasyon kaynakları tarafından maruz kalınan dozlarının yüzdesel oranları

Toplam radyasyon maruziyetinin %21'i tıbbi ışınlamalar, nükleer endüstri gibi yapay radyasyon kaynaklarından gerçekleşmektedir. İnsan üretimi olan bu kaynaklara örnek olarak X-ışını tüpleri verilebilir. X-ışını tüpleri, istenilen enerjiye sahip ve şiddeti istenildiği şekilde ayarlanabilen X-ışınlarının üretilmesinde kullanılan aygıtlardır. Şekil 1.7'de yapay radyasyon kaynaklarının maruz kalınan radyasyon dozuna yüzdesel katkıları gösterilmektedir.



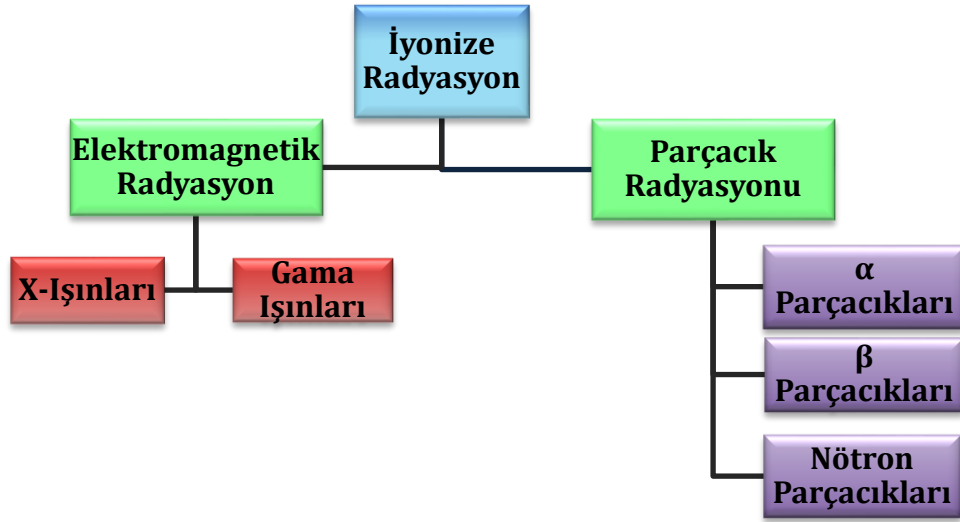
Şekil 1.7. Yapay radyasyon kaynakları tarafından maruz kalınan dozlarının yüzdesel oranları

### 1.2.3. Parçacık Radyasyonu

Radyasyonu genel olarak iki şekilde sınıflandırmak mümkündür: parçacık radyasyonu ve dalga tipi radyasyon. Kütle, enerji ve bir hıza sahip olan radyasyona parçacık radyasyonu denir. Proton ve nötronun kütleleri birbirine yakındır; protonun kütlesi  $m_p = 1,673 \times 10^{-27}$  kg ve nötronun kütlesi  $m_n = 1,693 \times 10^{-27}$  kg. Elektronların kütlesi ise proton ve nötronların kütlelerinden yaklaşık 2000 kat daha küçüktür;  $m_e = 9,11 \times 10^{-31}$  kg. Proton, nötron ve elektronların yükleri sırasıyla +1, 0 ve -1'dir (Kelsey vd., 2014).

### 1.2.4. İyonize Edici ve İyonize Edici Olmayan Radyasyon

Parçacık ve dalga tipi radyasyonları da kendi aralarında iyonize edici özellikleri olup olmamasına göre iki gruba ayırmak mümkündür. Bir atomdan elektron koparılarak elektron sayısı proton sayısından bir eksik duruma getirildiğinde, atom bir elektrik yükü kazanır. Bu olaya iyonlaşma denir. İyonize edici (yüksek enerjili) radyasyon, atomlardan elektron koparma yeteneğine sahiptir. İyonize radyasyon Şekil 1.8'de de görüldüğü gibi elektromanyetik ya da parçacık radyasyon şeklinde olabilir.



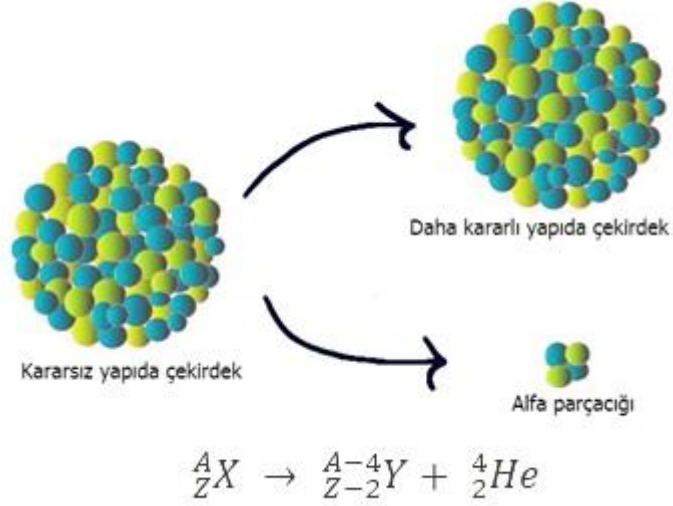
Şekil 1.8. İyonize radyasyon

### 1.3. Radyoaktif Bozunmalar

Radyoaktivite; kararsız haldeki çekirdeklerin kararlı hale geçebilmek için radyasyon yayımlaması olayıdır. Bu kararlılık, çekirdeğin proton ve nötron sayıları ile ilişkilidir. Proton ve nötron oranının 1'e yakın olması durumunda bu kararlılık sağlanmaktadır. Kararsız çekirdeklerin kararlı yapıya geçebilmek için sergiledikleri üç temel bozunma türü vardır ve bunların yanısıra nötron bozunmasına da uğrayabilirler.

#### 1.3.1. Alfa Bozunumu

Alfa parçacıkları, radyoaktif çekirdeklerin bozunumu sırasında yayılır. Bir alfa parçacığı 2 proton ve 2 nötrondan oluşur (net yükü +2'dir). Helyum çekirdeği olarak da adlandırılmaktadır (Şekil 1.9). Alfa bozunumu, genelde kütle numarası büyük (>190) çekirdeklerde görülür. Pozitif yüklü olan alfa parçacıkları, bir maddedeki elektronlarla etkileşerek, yolu boyunca karşılaştığı atomları iyonize eder. Bu etkileşimler neticesinde alfa parçacıklarının, büyük miktarda enerji kaybetmeleri ve ağır kütleleri sebebiyle havadaki penetrasyonları yalnızca birkaç santimetre ve insan derisinde ise en fazla 20-40 mikron ile sınırlıdır.

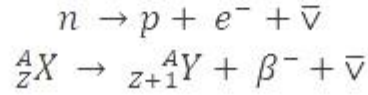
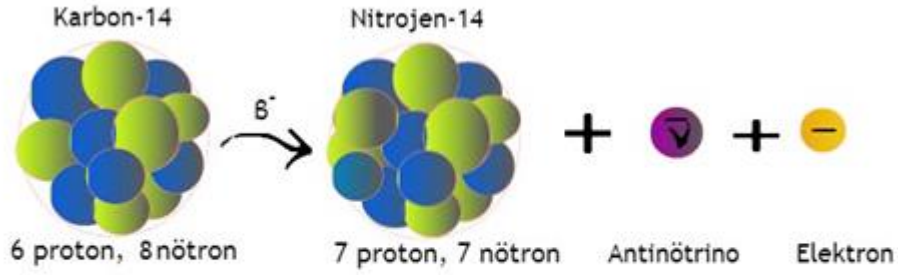


Şekil 1.9. Alfa bozunumu

### 1.3.2. Beta Bozunumu

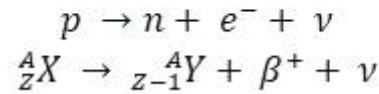
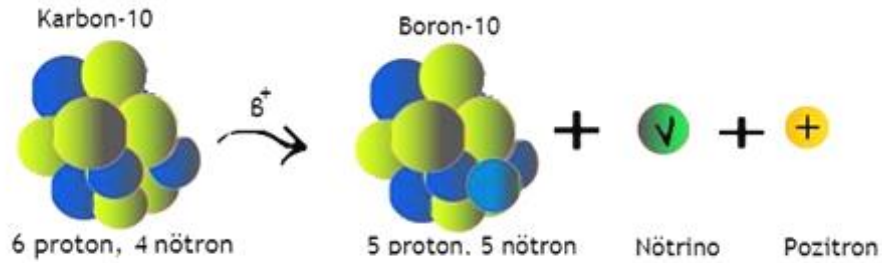
Üç tip beta bozunumu vardır. Her birinde çekirdeğin kütle numarası sabit kalırken, proton sayısı ve nötron sayısında birer birim değişiklikler meydana gelmektedir. Ayrıca, nötrino ve antinötrino adı verilen, kütsüz ve yüksüz parçacıkların emisyonları her beta bozunumu sonucunda gözlemlenmektedir. Nötrino ismini Fermi'nin verdiği parçacıkları, ilk kez 1930 yılında Pauli önermiştir.

Bir radyonüklid, çekirdeğinde fazla miktarda nötron bulundurmasından dolayı kararlı değil ise, denge durumuna ulaşabilmesi için çekirdeğindeki nötronlardan birini bir proton ve bir elektrona çevirir. Oluşan bu proton ve elektrondan, proton çekirdekte kalırken elektron hızla çekirdeğin dışına atılır. Bu olay  $\beta^-$  bozunumu olarak adlandırılır (Şekil 1.10). Çekirdekten dışarıya gönderilen yüksek hızlı elektron ise  $\beta^-$  parçacığı veya negatron olarak isimlendirilir. Sonuç olarak, radyonüklidin atom numarası bir birim artar fakat kütle numarasında bir değişim gözlenmez.



Şekil 1.10.  $\beta^{-}$  bozunumu

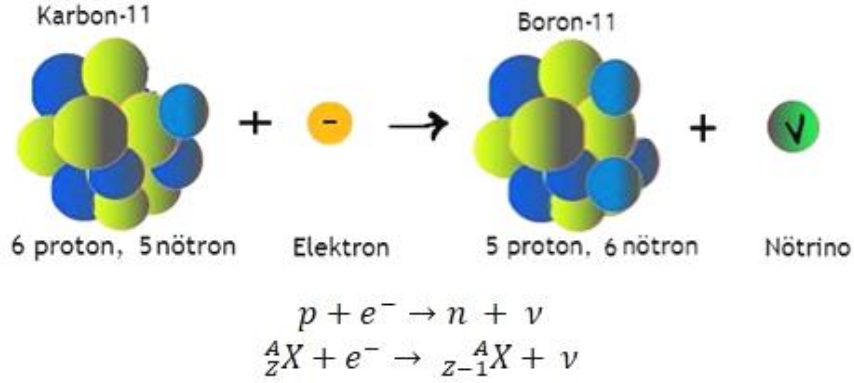
Radyonüklidin çekirdeği, proton miktarının fazla olması veya bir nötron eksikliği nedeniyle stabil durumda değilse, protonlardan biri bir nötrona ve bir pozitrona dönüşür. Bu olaya  $\beta^{+}$  bozunumu denir (Şekil 1.11). Pozitron çekirdek dışına atılırken, nötron çekirdeğin içinde kalır. Pozitron emisyonu yapan radyonüklidin kütle numarası değişmezken atom numarası bir birim azalır.



Şekil 1.11.  $\beta^{+}$  bozunumu

Çekirdek, aşırı proton miktarı sebebiyle dengesiz ise atomun K ve L orbitallerindeki çekirdeğe yakın elektronlardan biri çekirdek tarafından yakalanır. Bu elektron, çekirdekteki bir protonla birleşerek bir nötron ve nötrino üretir. Bu olaya elektron yakalama denir (Şekil 1.12). Sonuçta çekirdekten herhangi bir parçacık yayılmaz. Atom sayısında bir azalma

meydana gelir ancak beta bozunumlarında da olduğu gibi elektron yakalama olayı sonucunda da kütle numarası değişmemektedir. İç yörüngelerden çekirdeğe geçen elektronun boşluğunu, dış yörüngelerdeki bir elektron doldurur ve bunun sonucunda da karakteristik X-ışını yayılması meydana gelmektedir.

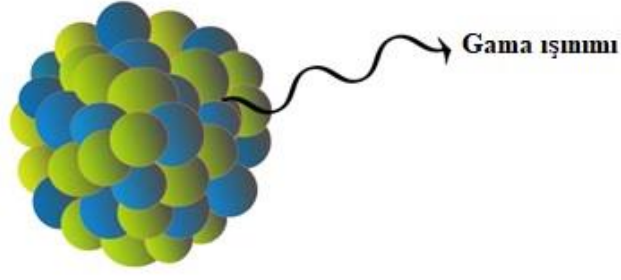


Şekil 1.12. Elektron yakalama

Beta parçacıkları, alfa parçacıklarına göre yaklaşık 8000 kat daha hafiftir. Beta parçacıkları, alfa parçacıklarında olduğu gibi madde ile etkileşime girdiklerinde iyonizasyona neden olurlar ancak düşük yükleri sebebiyle alfa parçacıklarına göre iyonlaştırma özellikleri daha azdır. Madde içindeki penetrasyonları ise hafif olmaları sebebiyle, alfa parçacıklarına kıyasla daha fazladır.

### 1.3.3. Gama Emisyonu

Radyoaktif bir çekirdeğin bozunumu sonucu her zaman kararlı yapıya geçmesi mümkün olmayabilir. Bazen çekirdek bozunumu ile yarı kararlı hale geçer. Çekirdeğin sahip olduğu fazla enerji daha sonra gama ışınımı olarak atomun çekirdeğinden yayılır (Şekil 1.13). Bu emisyon sonucunda çekirdeğin atom ya da kütle numarasında herhangi bir değişim olmamaktadır. Dalga formunda olan gama ışınlarının penetrasyonları, alfa ve beta parçacıklarından daha fazladır.



Şekil 1.13. Gama emisyonu

#### 1.4. Radyasyonun Madde ile Etkileşimi

X-ışını fotonları, maddenin içinden geçerken farklı davranışlar sergileyebilmektedir. Fotonlar madde ile hiç etkileşmeye uğramadan maddeden geçebilirler ki bu penetrasyon olarak adlandırılmaktadır, madde tarafından soğurularak enerjisini maddeye aktarabilir ya da maddenin atomlarında saçılmaya uğrayarak yön değiştirebilirler. Atenüasyon, fotonun madde içerisinde soğurulma veya saçılmaya uğramasıdır. Atenüasyon maddenin yoğunluğu, kalınlığı ve atom numarası ile doğru orantılı; fotonun enerjisi ile ise ters orantılıdır.

Fotonlar madde içerisinde ilerlerken karşılaştıkları elektronlara enerji aktarırlar ve enerjilerinin yeterli olması durumunda bu elektronları yörüngelerinden sökerler. Bu olaya iyonizasyon denir. İyonizasyonun sonucunda, elektron kaybetmiş pozitif yüklü bir atom ve serbest halde yeni etkileşimler yapma yeteneği olan elektron oluşmaktadır. Serbest halde bulunan elektronlar yeni iyonizasyonlara neden olurlar ve yüksek enerjili bir elektronun çok sayıda iyon çifti oluşturma ihtimali vardır. Bu olaya soğurulma denir. Saçılma ise, fotonların madde içerisinde ilerlerken atomlarla etkileşmeleri sonucunda yön değiştirmesidir.

Radyolojik görüntülerin oluşturulmasında temel prensip soğurulma olayıdır. Soğurulma görüntünün kontrastını artırır fakat hastanın aldığı dozun da artmasına neden olmaktadır. Saçılmalar ise hem görüntü kontrastını

düşürmekte hem de hastanın aldığı dozun artmasına sebep olmaktadır. Görüntü elde etmede temel prensip hastanın aldığı dozu en alt seviyede tutarak en iyi görüntüyü elde etmeye çalışmaktır (Bor, 2016).

X-ışınlarının madde ile etkileşim türlerini; Fotoelektrik Etki, Klasik (Rayleigh, Kohorent) Saçılma, Compton Saçılması ve Çift Oluşumu şeklinde sıralamak mümkündür. Diyagnostik radyoloji açısından en önemli etkileşimler Fotoelektrik Etki ve Compton Saçılmasıdır. Klasik saçılmanın diyagnostik radyolojideki önemi çok sınırlı olmakla birlikte çift oluşumunun ise yeri yoktur (Tuncel, 2012).

#### **1.4.1. Fotoelektrik Etki**

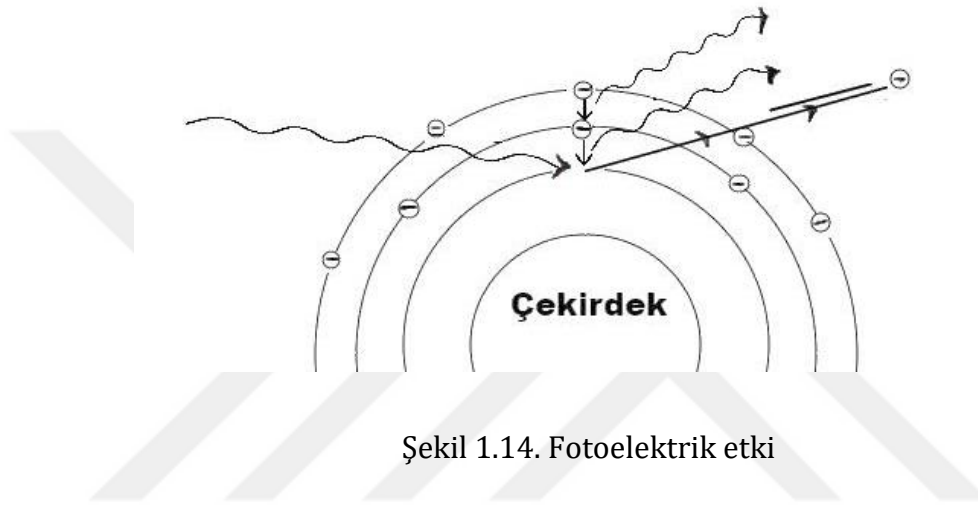
Fotoelektrik etki düşük foton enerjilerinde gözlemlenen bir süreçtir ve radyografik görüntü oluşumu için meydana gelen en önemli etkileşim türüdür. Bir fotoelektrik etkileşim, X-ışını fotonlarının maddeden geçerken atomdan elektron koparılması ve tüm enerjisini bu işte harcayarak absorbe edilmesini, kalan enerjisini de koparttığı elektrona transfer etmesi ile gerçekleşmektedir. Fotoelektrik etkinin gerçekleşebilmesi için, yörüngedeki elektronun bağlanma enerjisinin (BE) gelen fotonun enerjisinden daha düşük olması gerekmektedir. Çoğunlukla atomun iç yörüngelerindeki elektronda etkileşme meydana gelmektedir. Bu sebeple k yörüngesinde oluşma olasılığı diğer yörüngelere göre en fazladır. Yani fotoelektrik etki bağlanma enerjisi ile doğru orantılıdır (Kelsey vd., 2014).

Foton tarafından koparılan elektron, fotoelektron olarak adlandırılmaktadır. Fotoelektronun enerjisi, gelen fotonun enerjisi ile elektronun bağlanma enerjisi arasındaki farka eşittir:

$$KE_e = E_{\text{foton}} - BE_e^- \quad (1.4)$$

Burada  $KE_e$  fotoelektronun enerjisini,  $E_{\text{foton}}$  gelen fotonun enerjisini,  $BE_e^-$  ise elektronun bağlanma enerjisini temsil etmektedir.

Fotoelektron oluşumu sonucu kendi yörüngesinde meydana gelen boşluk, üst yörüngelerdeki elektronlar tarafından doldurulur. En dış yörüngeye kadar devam eden bu olayda her seferinde yörüngeler arasındaki enerji farkı kadar karakteristik X-ışını foton salınımı meydana gelmektedir (Şekil1.14). Bunun yanısıra, yörüngeler arasındaki enerji farkından dolayı ortaya çıkan enerji, elektronların serbest bırakılmasında da harcanabilmektedir. Bu serbest kalan elektrona Auger elektronu denir.



Şekil 1.14. Fotoelektrik etki

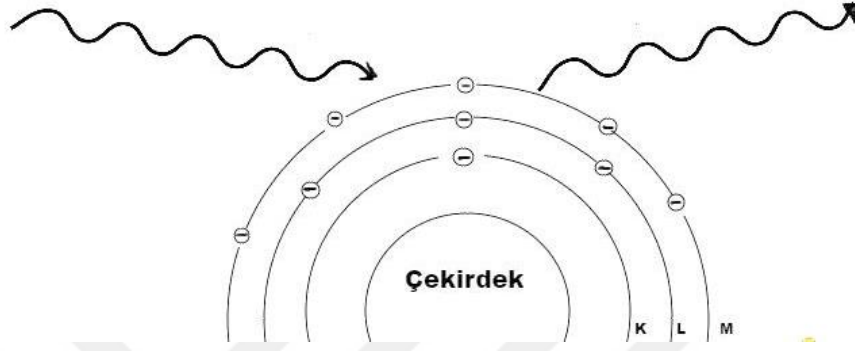
Fotoelektrik etkileşim olasılığı, gelen fotonun enerjisiyle ters orantılıdır. Fotonun enerjisi azaldıkça gerçekleşme olasılığı artar. Maddenin atom numarası ile ise doğru orantılıdır. Bu oranlar ( $Z^3/E^3$ ) ile ifade edilmektedir.

Fotoelektrik etki, sintigrafik görüntülemelerde, kontrast maddelerde ve özellikle kemik dokusunda en fazla görülen etkileşim türüdür. Fotoelektron atomdan ayrıldığında atomu iyonize etmiş olur ve sahip olduğu bu enerjiyi, dokudaki diğer atomları iyonize ederek kaybeder. Böylece hastanın aldığı dozu da arttırmaktadır (Sherer vd., 2018).

#### 1.4.2. Klasik (Rayleigh) Saçılma

Düşük foton enerjilerinde (<10 keV) meydana gelen elastik çarpışmadır. Gelen fotonun yönü değişir ancak atoma net bir enerji aktarımı olmamaktadır. Foton enerjisinin çok küçük bir kısmını kaybeder. Elastik çarpışma sonucu meydana

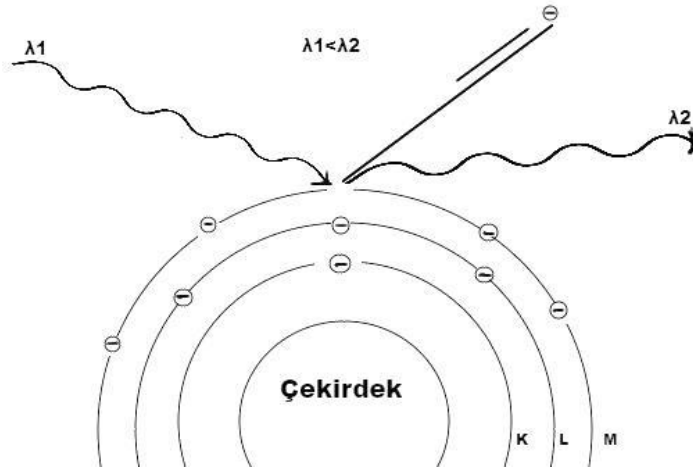
gelen saçılım genellikle fotonun gelme yönüyle aynı yöndedir fakat enerji azaldıkça saçılma açısı artar (Şekil 1.15). Bunun yanı sıra, Rayleigh saçılım oranı artan X-ışını enerjisi ile hızla azalır ve 50 keV üstünde tanısal alanda ihmal edilebilir düzeye gelmektedir.



Şekil 1.15. Klasik saçılma

### 1.4.3. Compton Saçılması

Compton etkileşimi bir foton ve bir yörünge elektronu arasındaki etkileşimi içermektedir. Compton olayında, atoma ulaşan foton atomun dış yörüngelerinden bir elektron kopartır, foton ise yön değiştirerek ve elektron koparması sırasında enerji kaybederek yoluna devam eder (Şekil 1.16). Compton etkileşiminin dış yörüngedeki elektronlarla gerçekleşmesi, bağlanma enerjisi düşük elektronlarla oluştuğunu göstermektedir. Bu elektronlar birkaç elektron voltluk bağlanma enerjisine sahiplerdir. Bu yörüngelerden sökülen elektronlara Compton elektron denir.



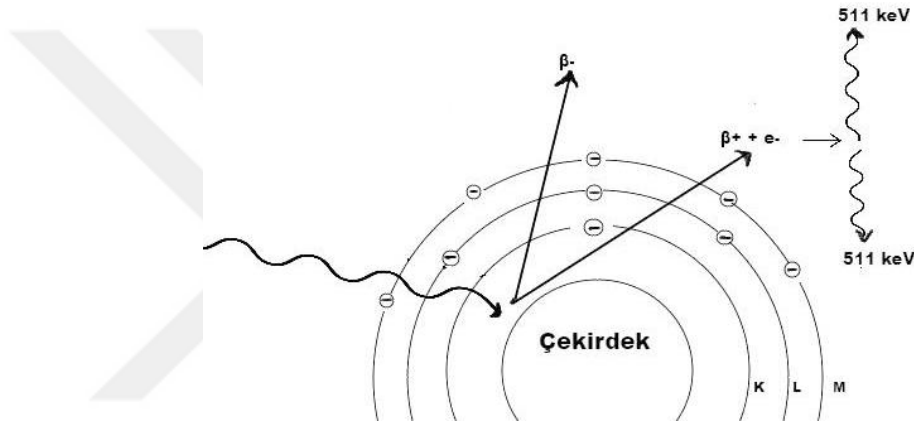
Şekil 1.16. Compton saçılması

Compton saçılmasında gelen fotonun enerjisi kopardığı elektronun bağlanma enerjisinden çok daha yüksektir. Foton, elektron kopartırken enerji kaybeder. Bu kaybettiği enerjiden geriye kalan enerjinin de bir bölümü kopan elektrona aktarılırken geriye kalan büyük kısmı da saçılıp yön değiştirerek yoluna devam eden fotonu aktarılır. Bu durumda gelen fotonun enerjisi; koparılan elektronun bağlanma enerjisi, koparılan elektrona aktarılan enerji ve saçılan fotonun enerjisinin toplamına eşittir. Compton etkileşim olasılığı ortamda bulunan elektron sayısı ve gelen fotonun enerjisi ile doğru orantılı olarak artmaktadır.

Compton olayı sonucunda saçılan fotonun enerji düzeyine bağlı olarak dokuda aynı olayların tekrarlanması olasıdır. Aynı zamanda saçılan fotonlar film veya dedektörlere ulaşarak radyografik görüntüde gürültü oluşmasına yani görüntü kalitesinin düşmesine sebep olabilmektedir. Ayrıca Compton saçılmasına uğrayan ve dedektörlere ulaşamayan fotonlar da sistem tarafından sanki soğurulmuş gibi algılanıp yorumlanır ve bu da görüntünün doğruluğunu olumsuz etkilemektedir. Dozimetrik işlemlerde de saçılan fotonların saptanamaması radyasyon doz hesaplamalarının doğruluğunu tehlikeye sokmaktadır (Tuncel, 2012).

#### 1.4.4. Çift Oluşumu

Çift oluşumu, ancak gelen foton enerjisi en az 1.02 MeV olması durumunda meydana gelmektedir. Gereken bu enerji, tanısal radyolojide kullanılan doz aralığının çok üstünde olduğundan bu olay tanısal radyolojide rol oynamaz. Çift oluşumunda yüksek enerjili (>1.02 MeV) foton, çekirdeğin yakınında kaybolur ve enerjisini enerjileri 511 keV olan bir elektron ve bir pozitrona dönüştürür. Hemen ardından pozitron bir elektronla birleşerek 511 keV'lik zıt yönlü anihilasyon (yok olma) fotonu olarak adlandırılan iki foton yayınlar (Şekil 1.17).



Şekil 1.17. Çift oluşumu

Çizelge 1.1'de fotonların madde ile etkileşim özellikleri tablo halinde verilmiştir.

Çizelge 1.1 Foton-madde etkileşimi (Tuncel, 2012)

Etkileşim Türü	Foton Enerjisi	Fotonun Etkileştiği Kesim	Ortaya Çıkan Atomik Parça	Çıkan Foton
Klasik saçılma	Düşük	Tüm atom	Yok	Sadece yön değişir, enerjide değişiklik olmaz.
Fotoelektrik etkileşim	Orta-düşük	K-yörünge elektronları	Fotoelektron	Karakteristik radyasyon
Compton saçılması	Orta	Dış yörünge elektronları	Compton elektron	Yönü değişir, enerjisi düşer.
Çift oluşum	Yüksek	Çekirdek yakını	Elektron, pozitron	Yok (hemen sonra iki foton)

Düşük enerjilerde toplam zayıflatma katsayısı çok yüksek olmakla birlikte, düşük enerjili ışınların çoğu hastalar tarafından absorbe edilir. Yüksek enerjilerde, Compton saçılması baskın hale gelir ve bu durum kontrastın düşmesine ve görüntü bulanıklığına sebep olur. Tanısal radyolojide en uygun görüntüleme aralığı 50 ile 80 keV aralığındadır ancak bazı uygulamalarda (örneğin bilgisayarlı tomografi) doz 150 keV'e kadar çıkabilmektedir.

## **1.5. Radyasyon Birimleri**

1975 yılı öncesinde radyasyon birim sistemi olarak klasik birimler kullanılmaktaydı. Ancak 1975 yılında SI (system international) birim sistemi tanımlandı ve kabul edilen bu yeni birimlere SI birimleri adı verildi.

Radyasyonun madde ile etkileşim olaylarında ve ortamda yayılmasında; radyasyonun türü, enerjisi, şiddeti gibi farklı parametreler önem teşkil etmektedir. Bu parametrelerin ölçümlerinde, havada oluşturdukları iyonizasyon ve madde ile etkileşimleri sonucu maddeye aktardıkları enerjilerin saptanması temel prensiptir.

### **1.5.1. Ekspojur (X)**

Ekspojur terimi, radyasyonun enerjisini, miktarını veya yoğunluğunu açıklamak için kullanılan bir terimdir. Radyasyonun, havanın birim kütlesinde meydana getirdiği elektronların toplamıdır yani havadaki iyonizasyonun ölçütüdür. SI sisteminde birimi Coulomb/kg'dır. Klasik sistemde ise röntgen (R) ile temsil edilmektedir.  $1 R = 2.58 \times 10^{-4} C/kg$  'dır. Ekspojur, kaynak ve hedef arasındaki mesafenin karesi ile ters orantılı olarak azalmaktadır.

### **1.5.2. Kerma**

Kerma, bir malzemenin birim kütlesi başına yüksüz radyasyon (foton veya nötronlar) tarafından serbest bırakılan bütün yüklü parçacıkların toplam kinetik enerjisi olarak tanımlanmaktadır. Birimi J/kg'dır (Turner, 2007).

### 1.5.3. Absorbe Doz (D)

Ekspozur bir alandaki radyasyon enerjisini tanımlamaktadır. Doz, herhangi bir radyasyon türü için ortam tarafından soğurulan enerjinin miktarının belirtilmesinde kullanılan terimdir. Absorbe doz ise, bir maddenin birim kütlesinde soğurulan radyasyon enerjisidir. SI sisteminde birimi, Gray (Gy), klasik sistemde ise rad (radyasyon absorpsiyon dozu)'dır. Gy, J/kg olarak ifade edilmektedir. 1 Gy = 100 rad'a eşittir.

Soğurulan doz radyasyonun enerjisine ve soğuran maddenin yoğunluğu, atom numarası gibi özelliklerine bağlıdır.

$$D = E/m \quad (1.5)$$

Burada E; soğurulan enerjiyi, m; maddenin kütesini ve D; absorbe doz miktarını göstermektedir.

Radyolojide absorbe edilen doz, bir hastanın bir diagnostik görüntüleme prosedürü sırasında aldığı iyonize radyasyon miktarını belirtmek için kullanılabilir. Vücuttaki anatomik yapılar radyasyonu farklı absorbe etme özelliklerine sahiptir. Bir yapı tarafından absorbe edilen enerji miktarı, o yapının içerdiği dokuların atom sayısına (Z), dokunun kütle yoğunluğuna ( $\text{kg/m}^3$ ) ve radyasyonun enerjisine bağlıdır. Absorpsiyon, atom sayısı ve kütle yoğunluğu arttıkça artar ve foton enerjisi arttıkça azalır. Bu nedenle, düşük enerjili fotonlar, yüksek enerjili fotonlara kıyasla biyolojik doku gibi bir malzemede daha kolay absorbe olmaktadır.

Radyasyona maruz kalmanın biyolojik sonuçlarını belirlemede doz ölçümü tek başına yeterli değildir. Diğer bir deyişle, doz vücut tarafından absorbe edilen enerjiyi ölçmek için kullanılabilir fakat bu enerjinin vücutta oluşturabileceği zararları ölçmede veya riskleri belirlemede kullanılamaz.

#### 1.5.4. Eşdeğer Doz (H)

Radyasyon maruziyeti sonrasında meydana gelen biyolojik sonuçlar, sadece enerji miktarına bağlı değil, aynı zamanda kişinin maruz kaldığı radyasyonun türüne ve radyasyonun uygulandığı bölgeye de bağlıdır. Eşdeğer doz, farklı radyasyon türlerinin madde ile etkileşimi sonucu meydana gelebilecek biyolojik etkilerinin göstergesidir. Eşdeğer doz birimi SI birim sisteminde Sievert (Sv), eski klasik sistemde ise rem (radiation equivalent man)'dir. 1 Sv = 100 rem, 1 rem = 10 mSv 'dir. Eşdeğer doz, soğurulan doz ve ağırlık faktörünün çarpılması ile hesaplanır.

$$H_T = \sum_R W_R \cdot D_{T,R} \quad (1.6)$$

Burada R radyasyonun türünü göstermektedir. T ifadesi ise doku veya organı temsil etmektedir.  $W_R$  ifadesi R türündeki radyasyonun ağırlık faktörüdür.  $D_{T,R}$  ise, T dokusundaki R ağırlık faktörlü radyasyon tarafından absorbe edilen dozu temsil etmektedir.  $H_T$  ifadesi tüm bu değerler çarpılarak bulunur ve T dokusundaki eşdeğer dozu belirtir.

Eğer soğurulan doz, farklı türdeki radyasyonların birleşiminden oluşuyorsa formülde her bir radyasyon türü için ayrı ağırlık faktörü ile hesaplama yapılır ve bütün sonuçlar toplanarak eşdeğer doz bulunur. Çizelge 1.2'de radyasyon türlerinin ağırlık faktörleri verilmiştir.

Çizelge 1.2. Radyasyon türlerinin ağırlık faktörleri (ICRP, 2007)

Radyasyon Türü	Enerji Aralığı	Ağırlık Faktörleri ( $W_T$ )
Fotonlar	Tüm enerji aralıklarında	1
Elektronlar	Tüm enerji aralıklarında	1
Nötron	<10 kV	5
Nötron	10-100 kV	10
Nötron	100 kV -2 MV	20
Nötron	2-20 MV	10
Nötron	>20 MV	5
Proton	>20 MV	5
Alfa parçacıkları, ağır iyonlar	Tüm enerji aralıklarında	20

### 1.5.5. Efektif (Etkin) Doz (E)

Etkin doz, hastanın radyografik görüntülenmesi sırasında aldığı toplam radyasyon dozunun hesaplanması ve böylece total risklerin tahmin edilmesini kapsamaktadır. Vücuttaki her bir organın radyasyon duyarlılığı farklıdır ve bu farklılık her organın kendine özgü ağırlık faktörlerine sahip olmalarına neden olmuştur.

Etkin doz hesaplanırken her bir organın eşdeğer doz değerleri ile organların kendilerine özgü ağırlık faktörleri çarpılır ve bu değerlerin toplanması ile de toplam etkin doz değeri ortaya çıkmaktadır.

$$H_E = \sum_T W_T \cdot H_T \quad (1.7)$$

$H_E$  etkin dozu,  $T$  doku ya da organı,  $H_T$  dokunun eşdeğer dozunu,  $W_T$  ise doku ağırlık faktörünü temsil etmektedir. Etkin doz birimi Sievert'tir. Çizelge 1.3'de organ ve dokuların ağırlık faktörleri verilmiştir.

Çizelge 1.3. Doku Ağırlık Faktörleri (ICRP, 2007)

Organ/Doku	Ağırlık Faktörleri, ICRP 103	Organ/Doku	Ağırlık Faktörleri, ICRP 103
Meme	0.12	Karaciğer	0.04
Kemik İliği	0.12	Özofagus	0.04
Kolon	0.12	Tiroid	0.04
Akciğer	0.12	Kemik Yüzeyi	0.01
Mide	0.12	Beyin	0.01
Gonadlar	0.08	Tükürük Bezleri	0.01
Mesane	0.04	Deri	0.01

### 1.6. X-Işını ve Gama Işını Zayıflatma Katsayıları

Bir ışın, hedef maddenin içinden geçerken madde tarafından absorbe olacağından, şiddetinde azalma meydana gelmektedir. Bir ışının azalış miktarı;

$$-dI_0 = I - I_0 \quad (1.8)$$

denklemleri ile gösterilmektedir. Burada  $dI_0$  ışın şiddetindeki değişikliği,  $I_0$  gelen ışının şiddetini,  $I$  ise maddeden geçtikten sonraki ışın şiddetini temsil etmektedir. Gelen ışın şiddetinde meydana gelen bu azalma, gelen ışının şiddeti ( $I_0$ ) ve ışının geçtiği maddenin kalınlığıyla orantılıdır.

$I_0$  ilk şiddetinde  $dt$  kalınlığındaki hedef maddeye yollanan radyasyon demetinin, ışın şiddetini  $dI$  kadar azaltması;

$$dI = -\mu \cdot I_0 \cdot dt \quad (1.9)$$

ile gösterilir. Burada  $\mu$  hedef maddenin lineer zayıflatma katsayısıdır. Buradan;

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot t} \quad (1.10)$$

denkleminde ulaşılır. Bu ifade "Beer-Lambert Yasası" olarak adlandırılmaktadır.

### 1.6.1. Lineer Zayıflatma Katsayısı

Lineer zayıflatma katsayısı; birim yüzeydeki enerjinin birim kalınlıkta zayıflatılma oranıdır.

$$\mu = \frac{\ln(I/I_0)}{t} \quad (1.11)$$

ile ifade edilmektedir.

Lineer zayıflatma katsayısı, gelen ışının enerjisine, içinden geçtiği hedef maddenin kalınlığına, hedef maddenin atom numarasına ve yoğunluğuna bağlıdır.

### 1.6.2. Kütle Zayıflatma Katsayısı

Lineer zayıflatma katsayısının, maddenin özgül ağırlığına bölünmesi ile kütle zayıflatma katsayısı ( $\mu_m$ ) hesaplanır. Kütle zayıflatma katsayısı, birim kütle başına gelen ışının zayıflama oranını vermektedir ve

$$\mu_m = \frac{\mu}{\rho} \quad (1.12)$$

eşitliği ile hesaplanmaktadır. Burada  $\rho$  ışının içinden geçtiği hedef maddenin yoğunluğunu temsil etmektedir.

### 1.6.3. Atomik Zayıflatma Katsayısı

Birim alanda atom başına düşen zayıflatma oranıdır ve

$$\mu_a = \frac{\mu}{\rho} \cdot \frac{A}{N} \quad (1.13)$$

ile hesaplanmaktadır. Burada A atomik kütle, N ise Avogadro sayısını temsil etmektedir.

## 1.7. Radyobioloji

Radyobioloji, iyonize radyasyonun canlı sistemler üzerindeki etkileşimlerini ve bu etkileşimlerin sonuçlarını araştıran klinik ve temel tıbbi bilim dalıdır. Radyasyonun doku ve organlar üzerindeki etkileri, canlının maruz kaldığı radyasyonun cinsine ve canlı dokuya ulaşan doz miktarına göre değişiklik gösterebilmektedir. Radyasyonun olumsuz etkileri; X-ışınları, gama ışınları, alfa ve beta parçacıkları, proton, nötron ve elektronlar gibi iyonlaştırıcı etkisi olan radyasyon türlerinde gözlemlenmektedir. Ultraviyole ışık, görünür ışık, mikrodalga ve radyo dalgaları gibi düşük enerjili radyasyon türleri canlı dokuda iyonizasyonda etkili olmamaktadır.

İyonlaştırıcı radyasyonun canlı organizma üzerindeki etkilerinin oluşması bir saniyeden çok daha kısa bir sürede oluşmaktadır. Canlı organizmayla etkileşime giren X-ışını ve gama ışınlarının; enerjilerini aktararak meydana getirdikleri yüksek kinetik enerji kazandırılmış elektronlar, bu yüksek enerjilerini çevre dokulara yaklaşık  $10^{-8}$  saniyeden daha kısa bir sürede iyonizasyon, uyarma veya ısı yoluyla aktarırlar. Bunun sonucunda çok miktarda ikincil iyonizasyon olay başlar ve bu olaylar da yeni elektronlar meydana getirir. Çok kısa sürede meydana gelen bu fiziko-kimyasal değişikliklere hücrelerin verdiği yanıtlar ise belirli bir sürenin geçmesi sonucu oluşmaktadır. Bu süre bazı durumlarda saatlerle ifade edilirken; bazen günler, aylar hatta yıllar ile ifade edilebilir.

İyonlaştırıcı radyasyonların canlı bir organizmada oluşturabilecekleri biyolojik etkilere örnek olarak genetik mutasyonlar, somatik mutasyonlar, kanserleşen hücreler ve hücre ölümleri verilebilir. Bu etkilerin görülebilmesi için, canlı dokunun iyonlaştırıcı radyasyona maruz kalmasından sonra, bu enerjiyi absorbe etmesi ve çevre dokularına da dağıtması gerekir. Radyasyonun bu geniş yelpazedeki etkileri, birçok parametre tarafından belirlenmektedir. Dokuya ulaşan dozun enerjisi ve hızı, doza maruz kalma süresi, dozun cinsi, ortamdaki kimyasal maddeler ve biyolojik ajanlar gibi parametreleri sıralamak mümkündür.

Radyasyonun canlı organizma üzerindeki etkisini değiştiren bazı parametreler vardır. Bunların en önemlilerinden biri ortamdaki oksijen varlığıdır. Radyasyon maruziyeti sonucu hücrede meydana gelen serbest radikallerin oksijen molekülleri ile etkileşime girmeleri sonucu peroksit radikelleri meydana gelebilir. Açığa çıkan peroksit moleküllerinin canlı organizma üzerinde toksik etkilerinin olduğu bilinmektedir (Özalpan, 2001).

Radyasyonun canlı dokuda absorbe edilmesi sonucu, hücre içinde serbest radikaller ve uyarılmış halde bulunan moleküller oluşmaktadır. Canlı organizmanın barındırdığı su oranının yüksek olması, verilen radyasyonun su moleküllerine ulaşma ihtimalini attırmaktadır. Su moleküllerinin radyasyon ile etkileşimi sonucu hidroksil ( $\text{OH}^-$ ) ve hidrojen ( $\text{H}^+$ ) radikalleri açığa çıkar. Oluşan

serbest radikallerin canlı organizmalar için olumsuz etkisi ise bu radikallerin hücrenin komponentlerine bağlanabilme yeteneklerinin olmasıdır. Serbest radikallerin birleşmesi ile canlıda toksik özellikteki hidrojen peroksit ( $H_2O_2$ ) molekülleri açığa çıkmaktadır.  $H_2O_2$ , Deoksiribo Nükleik Asit (DNA) molekülü için de toksiktir. Hücredeki moleküllerin serbest radikaller ile tepkimeye girmesi, radyasyonun indirekt etkisi olarak isimlendirilmektedir. İndirekt olarak nitelendirilmesinin sebebi, radyasyonun direkt hücre komponentlerini etkilemeksizin, oluşan serbest radikaller ile olumsuz etkilerin açığa çıkmasıdır.

Radyasyonun direkt etkisinde ise radyasyon, hücrenin moleküllerine (DNA, enzimler, protein vb.) ulaşması ile direkt etkileşime girer ve bu moleküller de fiziksel veya fonksiyonel kayıplara sebep olmaktadır.

### **1.7.1. Lineer Enerji Transferi (LET)**

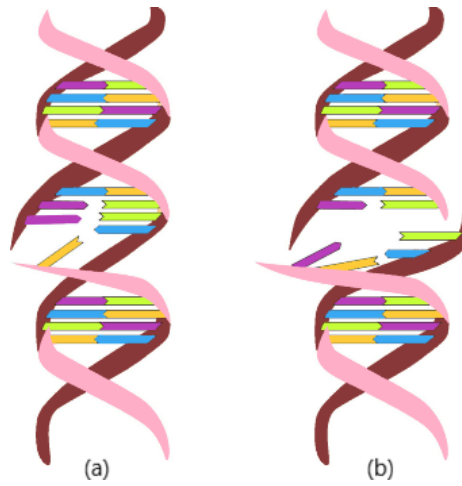
Lineer enerji transferi (LET), radyasyon tarafından yumuşak dokuya aktarılan enerjidir. LET, iyon çifti başına aktarılan ortalama enerjinin ve birim uzunluk başına iyon çiftlerinin sayısının bir ürünüdür. Genellikle keV/ $\mu$ m cinsinden ifade edilir. Spesifik iyonizasyon (yol uzunluğu başına iyon çiftleri), alfa parçacıkları gibi ağır yüklü parçacıklar için en uygundur. Alfa partikülleri, yoğun bir şekilde iyonize edilmiş partikül izi bırakır (yüksek spesifik iyonizasyon) ve uzunluk başına nispeten daha büyük miktarda enerji depolar. Alfa parçacıkları ve nötronlar yüksek-LET radyasyon olarak kabul edilmektedir. Öte yandan, beta ve fotonlar seyrek iyonize parçacık izi bırakır ve birim yol uzunluğu başına biriktirilen enerji miktarı da nispeten daha düşük olduğundan, beta parçacıkları ve X-ışınları/gama ışınları düşük-LET radyasyonları olarak kabul edilir (Kelsey vd., 2014).

LET, radyasyonun türüne ve enerjisine bağlıdır. Düşük enerjili parçacıklar aynı türdeki yüksek enerjili parçacıklarla karşılaştırıldıklarında, daha güçlü etkileşime girdikleri ve daha yüksek bir LET oluşturdukları bilinmektedir. Bazı radyasyon türleri aynı doz miktarında farklı biyolojik etkiler oluştururlar. Bu farklılıkların sonucunda, radyasyon ağırlık faktörleri tanımlanmıştır. Çizelge

1.2'de verilen ağırlık faktörleri düşük LET'de 1'e eşittir ve LET değeri yükseldikçe bu değer 20'yi bulmaktadır (Bor, 2016).

### 1.7.2. Radyasyonun DNA Üzerindeki Etkisi

Canlı organizmada, radyasyon maruziyetine bağlı meydana gelen serbest radikallerin ya da radyasyonun; direkt DNA molekülüne ulaşması sonucu, DNA çift sarmal yapısında etkileşimler meydana gelmektedir. Eğer bu etkileşimler DNA molekülünün tek zincirinde meydana gelirse (Şekil 1.18 (a)), DNA onarım mekanizmaları devreye girer ve oluşan hasarın onarılması mümkün olabilir. Ancak hasar DNA'nın iki zincirinde birden gözlemlenirse (Şekil 1.18 (b)), çift sarmal yapının bütünlüğü bozulur ve hasar onarım mekanizmasının devreye girişi engelleneceği için DNA molekülünde kalıcı hasar oluşabilir. Hasarlı DNA molekülüne sahip hücrelerin çoğalması sonucunda da, hasar tüm dokuya veya organa yayılır. Radyasyonun türüne, enerji düzeyine ve şiddetine bağlı olarak; canlı organizmada meydana gelebilecek olan fiziksel değişim ve fonksiyon kayıpları söz konusu olabilmektedir.



Şekil 1.18. DNA molekülünde (a) tek zincirde hasar, (b) çift zincirde hasar

### **1.7.3. Deterministik ve Stokastik Radyasyon Hasarı**

İnsan vücudundaki somatik (vücut) ve germ (üreme) hücrelerinin radyasyona maruziyeti sonucu, radyasyon hasarı ortaya çıkmaktadır. Somatik hücrelerinde meydana gelen radyasyon hasarları bireysel etki oluşturmaktadır, gelecek nesillere aktarılmaz. Bunun yanı sıra vücutta bulunan germ hücrelerinde meydana gelen hasarlar, gelecek nesillere aktarılır. Somatik etki; deterministik etki ve stokastik etki olarak ikiye ayrılmıştır.

Deterministik etki ve stokastik etki arasındaki temel fark etkileşim seviyesidir. Deterministik etkiler, doku ve organları oluşturan hücre seviyesinde meydana gelen hasarlar ile oluşurken; stokastik etkiler, DNA molekülü seviyesinde ve hücrelerde meydana gelen hasarlar ile oluşmaktadır. Deterministik etkide dokuyu oluşturan hücrelerde meydana gelen hasar, dokunun işlevini yitirecek kadar büyük olursa o doku veya organ işlevini kaybeder. Stokastik etki ise, germ hücrelerinde meydana geldiği durumlarda, gelecek nesillerde bunun sonuçları kanser veya genetik hastalıkların teşhisi şeklinde açığa çıkabilmektedir.

#### **1.7.3.1. Radyasyonun Deterministik Etkileri**

Radyasyona bağlı meydana gelebilecek olan hasarların, radyasyonun dozuna ve bu dozun aşılmasına bağlı olduğu etkilere radyasyonun deterministik etkileri denir. Deterministik etkilerde, radyasyonun şiddetine göre kişinin sağlığında meydana gelebilecek etkiler önceden bilinir ve radyasyonun şiddeti arttıkça etkisinde de artış gözlenir. Etkinin oluşması için belirli eşik değerinin aşılması gerekmektedir. Örneğin radyoterapide yüksek bir dozun tek seferde verilmesi eşik doz değerinin daha düşük olmasını sağlarken, dozun fraksiyonlar halinde verilmesi ve veriliş hızının da azaltılması eşik değerin daha yüksek değerlerde olmasına sebep olmaktadır.

Işınlanan bölgenin hacmi, o hacimde bulunan organ ve dokular, kişinin sağlık durumu gibi parametreler de eşik değerini doğrudan etkileyen değişkenlerdir.

Çizelge 1.4'de bazı organların deterministik etkiler için belirlenen eşik doz değerleri verilmiştir (ICRP, 1990).

Çizelge 1.4. Yetişkinlerde bazı deterministik değerler için eşik doz değerleri

Doku ve Etki	Tek Işınlamada Toplam Doz (Sv)	Zaman Aralıklı <sup>1</sup> Işınlamalarda Toplam Doz Eşdeğeri (Sv)	Yıllık Doz Hızı <sup>2</sup> (Sv/yıl)	Etkinin Ortaya Çıkacağı Süre
<b>Testisler</b>				
<b>Sürekli Kısırlık</b>	6,0 <sup>3</sup>	<6	2,0	3 hafta
<b>Geçici Kısırlık</b>	0,13	GD2	0,4	3-9 hafta
<b>Overler</b>				
<b>Kısırlık</b>	3 <sup>3</sup>	6,0	>0,2	<hafta
<b>Göz lensi<sup>4</sup></b>				
<b>Katarakt</b>	0,5 <sup>3</sup>	0,5 <sup>3</sup>	0,5 <sup>3</sup> /yıl	>20 yıl
<b>Kemik iliği</b>				
<b>Kan hücre üretiminin azalması</b>	0,5	GD	>0,4	1 – 2 ay
<b>Deri</b>				
<b>Kızarıklık</b>	3 – 6	30	GD	1 – 4 hafta
<b>Deri kaybı</b>	5 – 10	35	GD	1 – 4 hafta
<b>Geçici saç kaybı</b>	4	GD	GD	2 – 3 hafta
<b>Telenjiektazi</b>	10	40	GD	> 1 yıl
<p>GD: Geçerli değil.</p> <p><sup>1</sup> Her bir ışınlamada yaklaşık 2 Gy</p> <p><sup>2</sup> Işınlamanın bir yıl içerisinde sık aralıklarla ya da yıllara dağılmış olarak yapılması sonucunda eşik dozlar.</p> <p><sup>3</sup> Yaklaşık olarak</p> <p><sup>4</sup> Bu değerler ICRP 118 tarafından 0,5 gy olarak yeniden belirlenmiştir. Zamana dağılmış ışınlamalar için de aynı değer verilmektedir. Lens opasitelerine yönelik ayrı değerler önerilmemiştir. Opasitelerin, belirli bir zaman geçmesinin ardından görme sorununa neden olacağı öngörülmüştür. Opasiteler yüksek dozlarda (&gt; 1 Gy) birkaç yıl içerisinde, katarakt ise düşük doz ve doz hızlarına maruz kalınması sonucu yıllar sonra ortaya çıkmaktadır.</p>				

Deterministik etkiler, doku reaksiyonları olarak da bilinmektedir. Doku reaksiyonları veya deterministik etkiler, radyasyon ekspozuruna bağlı hücre kaybı ve hasarı ile ilişkilidir. Vücudun çoğu organ ve dokusu, meydana gelen birkaç hücre kaybindan etkilenmez, ancak kaybedilen hücrelerin sayısı yeterince fazla ise gözle görülür bir zarar ve dolayısıyla doku/organ işlev kayıpları oluşabilmektedir.

Deterministik etkiler, bir eşik değerinin aşılması durumunda ortaya çıkar ve bu etki, verilen dozun şiddeti ile doğru orantılı olarak artmaktadır. Deterministik etkiler, radyasyon maruziyetinden birkaç saat veya günler sonra ortaya çıkabilir. Dozun verilmesinden kısa bir süre sonra ortaya çıkabilen cilt reaksiyonları veya aylar hatta yıllar sonra ortaya çıkabilen göz merceğinde katarakt oluşumu deterministik etkilere örnek olarak verilebilmektedir. Oluşabilecek hasarın ciddiyeti verilen doza bağlıdır.

#### **1.7.3.2. Radyasyonun Stokastik Etkileri**

Stokastik etkiler, olasılıksal etkilerdir. Bu etkide dozu arttırmak, hasar olasılığını artırır; ancak bu etkinin şiddeti verilen dozdan bağımsızdır. Çok düşük seviyeli ışınlamalarda bile görülebilen etkilerdir, deterministik etkilerdeki gibi bir eşik değerinin aşılma zorunluluğu söz konusu değildir. Tipik diagnostik radyoloji uygulamalarındaki görülebilecek en büyük stokastik etki kaygıları, kanserler ve genetik etkilerdir. Bu etkiler, ekspozurdan aylar hatta yıllar sonra ortaya çıkan etkiler olduğu için radyasyonun geç etkileri olarak belirtilir. Canlının germ hücrelerinde meydana gelen hasarlar sadece o canlıyı etkilemekle kalmayıp, gelecek nesillerine de kalıtsal faaliyetler sonucu aktarılabilmektedir.

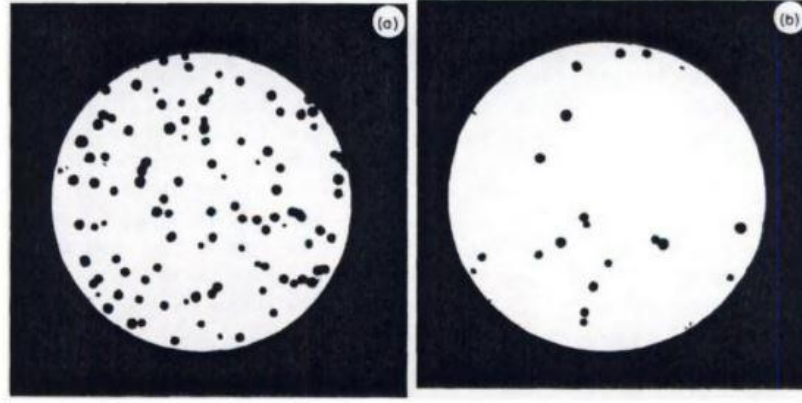
#### **1.7.4. Hücre – Yaşam Eğrileri**

Radyasyonun hücreler üzerinde meydana getirdiği etkiler, “hücre sağ kalım eğrileri” ile gösterilir. Bir hücre sağ kalım eğrisi, bir hücre kolonisine uygulanan radyasyon dozuna bağlı olarak hayatta kalan hücrelerin sayısının grafiğidir. Böylece, hücre sağ kalım eğrileri, çoğalan hücrelerin ölüm miktarını ölçer. Bazı

durumlarda, radyasyon maruziyetine bağlı hasarlanmış hücreselerde işlev kaybı görülmemekte, fonksiyonlarını eksiksiz bir şekilde yerine getirdikleri gözlenmektedir. Ancak bu hücreler çoğalmazlarsa, hayatta kalanlardan sayılamazlar.

Hücre sağ kalım deneylerinde, petri kaplarına hücre ekimi sonrasında bu petri kapları çeşitli radyasyon dozlarına maruz bırakılır. Daha sonra ise gelişen hücre kolonileri sayıları hesaplanır. Bir hücre sağ kalım eğrisi, radyasyon dozu karşısında hayatta kalan hücrelerin bir grafiğidir. Bu grafikte farklı koşullarda meydana gelen değişimler göz önünde bulundurularak, radyasyonun hücreler üzerindeki etkileri gözlemlenebilmektedir. Verilen radyasyonun çeşidi, hücre çevre şartlarının değiştirilmesi, kolonideki hücrelerin hücre döngüsünün hangi aşamasında buldukları, radyasyonun gönderilme hızının değiştirilmesi bu değişikliklere örnek olarak sıralanabilir. Aynı zamanda, radyasyonun tek seferde veya fraksiyonlar halinde verilmesi de önemli bir parametredir. Fraksiyona bölünüp verilen radyasyon sonucu hücreler kendilerini onarabilmek için yeterli zamanı bulabildiklerinden, hücrelerde görülebilecek hasarlar tek seferde verilen radyasyona bağlı hasarlara göre daha azdır.

Radyasyonun hücre üzerindeki etkilerini incelemek üzere, birçok petri kabına genetik olarak özdeş olan hücrelerin ekimi yapılır. Bunlardan bazıları kontrol grubu olarak ayrılır ve ışınlamaya maruz bırakılmazlar. Geriye kalan petri kaplarına ise farklı dozlarda radyasyon uygulanır. Bu uygulama sonrasında bir süre beklenerek hayatta kalan hücrelerin koloni oluşturmaları ve bu şekilde belirlenebilmeleri beklenir. şekil 1.19 hücre sağ kalım deneyinin temsili gösterimidir. Bu deneyde özdeş petri kapları, artan radyasyon dozu ile ışınlanmaktadır. Eğer bir hücre, şekildeki gibi radyasyon maruziyeti sonrasında koloni oluşturabilirse bu, ışınlamadan sağ kurtulduğu ve üreme yeteneğini de muhafaza edebildiğinin göstergesidir.



Şekil 1.19. (a) Radyasyona maruz kalmayan ve (b) 600 rad X-ışınına maruz kalan Hamster hücre kolonileri (Kelsey vd., 2014)

Radyasyon şiddeti ile hücre sayısının arasındaki ilişkiyi veren fonksiyon aşağıdaki gibidir:

$$S = \exp - [\alpha D - \beta D^2] \quad (1.14)$$

Burada, S yaşayan hücre sayısını,  $\alpha$  ve  $\beta$  ortam parametrelerini ve D ise verilen radyasyonun dozunu göstermektedir. Ortamda ya da verilen radyasyon üzerindeki değişiklikler  $\alpha$  ve  $\beta$  değerlerinin değişmesine, bu durum da S eğrilerinde farklılıklara sebep olmaktadır (Özalpan, 2001).

#### 1.7.5. Radyasyonun Erken Dönem - Geç Dönem Etkileri

Vücuda gönderilen radyasyonun şiddetine ve organların radyasyona karşı hassasiyetlerine göre, ışınlamadan çok kısa bir süre sonra veya günler, haftalar sonra doku ve organlarda fonksiyon bozulmaları meydana gelmeye başlamaktadır. Radyasyonun fraksiyonlar halinde bölünmüş dozlarla verilmesi kısa dönemde belirgin bir hasar tablosu oluşturmamaktadır fakat aynı miktardaki dozun ani ve tek seferde verilmesi ışınlanan bölgedeki dokuların da özelliklerine bağlı olarak çeşitli rahatsızlıklara ve hatta ölüme sebep olabilmektedir.

Erken dönemde gözlenen etkilere örnek olarak, vücudun belirli bir bölgesinin ışınlanması sonucu aniden meydana gelen cilt kızarıklıkları verilebilir. Radyasyonun geç etkisinde ise, ışınlama yapıldıktan bir süre sonra vücutta fonksiyon kaybı veya değişiklikler gözlemlenebilmektedir. Radyasyon maruziyetinden uzun süre sonra ortaya çıkabilen kısırlık ve gözde oluşan katarakt rahatsızlıkları radyasyonun geç dönem etkilerine örneklerdir.

## **1.8. Radyoloji Alanında Kullanılan Radyasyon**

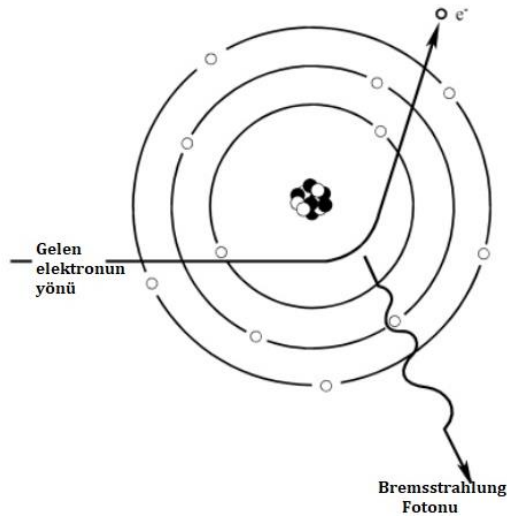
Radyasyonun tıbbi amaçla kullanımını genel olarak tanı ve tedavi alanlarında kullanımı şeklinde genel olarak ikiye ayırmak mümkündür. Günümüzde radyasyon kullanılarak görüntü elde edilmesi ile hastalıkların tanısı konulabilmekte ve yine radyasyon ile çeşitli tedaviler uygulanabilmektedir.

### **1.8.1. X-Işınlarının Oluşumu**

Yüklü parçacıklar madde içerisinden geçtiğinde, atomik elektronlarla etkileşime girer ve uyarma veya iyonlaşma süreçleri boyunca enerji kaybederler. X ışınlarının üretiminin temel prensibi de, yüksek voltaj altında yüksek kinetik enerji kazandırılmış elektronların bir anot hedefe bombardıman edilmesidir. Bu bombardıman sonucunda elektronların iki davranış ihtimali bulunmaktadır. Birincisi, yüksek kinetik enerji kazandırılmış elektronların hedef materyaldeki atomların iç yörüngelerindeki elektronlar ile direkt etkileşmesi sonucu oluşan olaydır. Anot materyalin yüksek kinetik enerjili elektronlar ile bombardıman edilmesi sonucu, yollanan elektronlar, hedef materyalin iç atomik yörüngelerindeki elektronları sökerek atomdan fırlatır. Yörüngedeki elektronun etkileşmeyle atomdan uzaklaşması sonucu oluşan boşluk, hemen atomun bir üst yörüngesinde bulunan elektron tarafından doldurulur. Bir atomun yörüngelerinin bağlanma enerjileri çekirdeğe olan uzaklığı ile değişmektedir. Yörünge çekirdekten uzaklaştıkça enerji azalmakta, yaklaştıkça ise bağlanma enerjisi artmaktadır. Bu sebeple, üst yörüngeden alt yörüngedeki boşluğu doldurmak için yer değiştiren elektron enerji farkından dolayı bir X-ışını fotonu yayımlar. Yayımlanan bu fotonun enerjisi, geçiş yaptığı enerji seviyeleri

arasındaki farka eşit olduğu için ve hedef olarak kullanılan her maddenin kendine has bağlanma enerjisi olduğu için, karakteristik X-ışını olarak isimlendirilmektedir. Foton salınımı, boşaltılan yörüngenin bir üst yörüngedeki elektron ile doldurulmasıyla en dış yörüngeye kadar devam etmektedir. Yörüngelerin bağlanma enerjilerinin çekirdeğe olan uzaklık ile ilgisi olması sebebiyle, her yörünge geçişinde ortaya çıkan karakteristik X-ışını enerjisi de azalmaktadır.

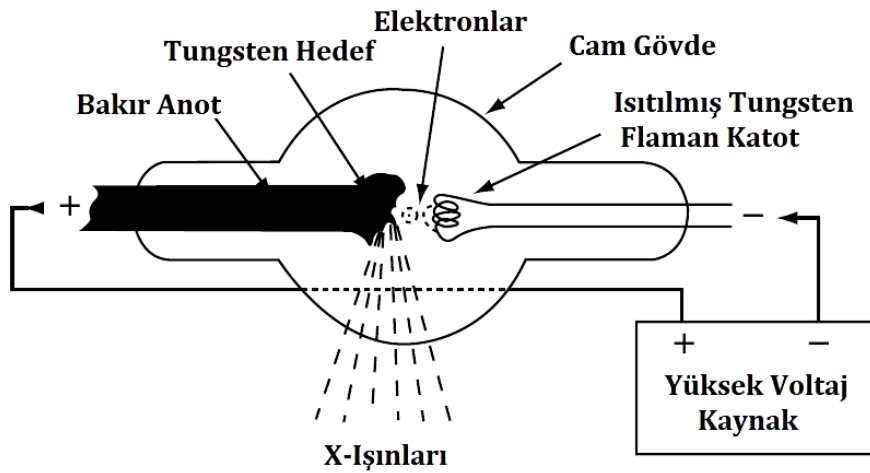
Yüksek kinetik enerji kazandırılmış elektronların anot hedefe bombardıman edilmesinin bir diğer muhtemel sonucunda ise, anot materyaldeki atom ile inelastik etkileşim yapan elektron, atom çekirdeğinin Coulomb kuvveti tarafından yavaşlatılır ve bununla birlikte yörüngesi veya yönü değiştirilebilir. Yavaşlama sonucunda kaybedilen enerji bir fotonla aktarılır ve bu enerji X-ışını olarak salınır. Elektron atom çekirdeğine ne kadar yaklaşırsa bu kuvvetten o kadar fazla etkilenecektir ve bunun sonucunda meydana gelecek X-ışının enerjisi de fazla olacaktır. Foton, elektronun yavaşlaması ile yayımlandığından, Almanca'da "fren radyasyonu" anlamına gelen Bremstrahlung veya frenleme ışınları olarak adlandırılmaktadır. Bremsstrahlung fotonları (Şekil 1.20), X ışını tüpleri tarafından yayılan X-ışını spektrumunun ana bileşenidir. Tüpe uygulanan voltaj ve tüpün anot kısmında kullanılan materyalin atom numarası arttıkça frenleme radyasyonu artmaktadır.



Şekil 1.20. Bremstrahlung fotonunun oluşumu (Hodges, 2017)

## 1.8.2. X-Işını Tüpü

Bremsstrahlung ve karakteristik X-ışını oluşumunda temel prensip hızlandırılmış bir elektronun hedef materyale çarptırılmasıdır. Bir X-ışını tüpü (Şekil 1.21); katot kısım, yüksek akım ile ısıtılarak elektronlara hız kazandıran katoda yerleştirilmiş bir flaman, hedef materyal veya anot kısımdan oluşur. Bu unsurlar, vakumlanarak havası tamamen boşaltılmış bir cam tüp içerisinde bulunmaktadır. Tüpün iç kısmının vakumlanmış olması, hızlandırma etkisinde havanın sürtünmesinden kaynaklanan hız kaybını önlemekte ve böylece elektronun hızlandırılması kolaylaşmaktadır. Günümüzde kullanılan modern tüpler, tüpün çalışması sırasında ortaya çıkan ısıyı azaltarak soğutulmasını sağlayan böylece yalıtım görevi gören yağın bulunduğu bir bölüme de sahiptir.



Şekil 1.21. X-ışını tüpünde X-ışınının oluşumu (Beyzadeoğlu vd., 2010)

Negatif yüklü katotta flaman bulunmaktadır. Bu flaman yüksek akım ile ısıtılır. Tüpün pozitif yüklü anot kısmı, elektronların hedefidir. Isınan flamandan salınan yüksek kinetik enerji kazandırılmış elektron bulutu, anot-katot arasındaki yüksek voltaj etkisi sayesinde hızlandırılarak anot yüzeyine çarptırılırlar. Anot yüzeye çarpan elektronların kinetik enerjilerinin neredeyse % 99'undan fazlası ısıya, %1'den az kısmı da X-ışınına dönüşmektedir. Dolayısıyla X-ışını tüpünde iki ana devre bulunmaktadır: flaman devresi ve tüp akımı devresi (Tuncel, 2012).

Elektronların, anotun odak noktasına çarptırılması sonucunda X-ışınları oluşur. Hedef anot materyalin, sabit ve döner başlıklı olarak iki çeşidi bulunmaktadır. Sabit anotlarda, hız kazandırılarak katottan yollanan elektronlar anotun her defasında aynı bölgesine ulaşacağı için bu bölgede hızlı tahribat ve ısı artışı gözlenir. Döner başlıklı anotlarda ise, sürekli dönme hareketi olması (dakikada yaklaşık 3000 tur) elektronların ulaştıkları noktaların farklı olmasını, her defasında aynı noktaya çarpmadıkları için ısınma ve çabuk tahribat gibi sorunların da önüne geçilmesini sağlamıştır. Bu özellik anot kullanım ömrünü uzatmaktadır. Anod materyal seçiminde, elektronların çarpması sonucu oluşabilecek yüksek ısı dikkate alınmaktadır. Bu sebeple, yüksek atom numarası ve yüksek erime noktasına sahip materyaller tercih edilmektedir. Günümüzde genellikle anot malzemesi olarak yüksek erime noktasından dolayı (3380 °C) Tungsten (W) kullanılmaktadır.

Yüksek kinetik enerji kazandırılarak hızlandırılmış olan elektronların, anot materyale çarpması ile X-ışınları oluşmaktadır. Bu ışınlar oluştuğu anda her yöne dağılırlar. Tüpün çevresinin kurşun zırhlama ile kaplanması bu yayılmanın önlenmesinde etkili olmaktadır. Bu sayede X-ışınları tüpte kurşun zırhlamanın olmadığı pencere kısmından geçerek genişleyen bir demet halinde hedef yüzeye yönlendirilmektedir. Ayrıca anot materyalin tüp içerisinde açılı olarak konumlandırılması (yaklaşık 7-18 derece) üretilen X-ışınının hedefe yönlendirilmesini sağlamaktadır.

Anotun açılı olması, katot tarafındaki X-ışını şiddetinin anot tarafındakine göre daha fazla olmasına neden olmaktadır. Seçilen anot açısı bu asimetriyi tamamen ortadan kaldırmaz ve bu farklılığa topuk etkisi (heel effect) denir. Topuk etkisini dengelemek adına, filtrenin eğiminde değişiklikler yapılabilmektedir. Bu modifikasyonlar mamografi cihazlarında kullanılır (Dendy ve Heaton, 2012).

Yüksek voltaj ile hızlandırılması sonucu anota çarparak oluşturulan ışınların şiddeti (X-ışını demetindeki foton sayısı), anot materyale çarpan hızlandırılmış elektron sayısına ve flamana uygulanan akıma bağlıdır ve doğru orantılı bir ilişki vardır. Hızlandırılan elektronların ve anota çarpmaları sonucunda oluşan

X-ışınlarının maksimum enerjisi, anot-katot arasında uygulanan yüksek voltaj tepe değeri (kVp) ile belirlenmektedir fakat elektronların anot materyal ile farklı etkileşime girmeleri enerjilerini farklı şekilde kaybetmelerine ve böylece oluşacak X-ışınlarının da farklı enerjilerde üretilmelerine neden olurlar. Tüp penceresine yerleştirilen filtreler ile çok düşük enerjili fotonlar durdurulabilir. Böylece, X-ışını demetinin maksimum enerjisini kVp değeri, minimum enerjisini ise pencerede bulunan filtreler ve bu filtrelerin kalınlıkları belirlemektedir.

Anot – katot yapıları arasındaki elektron akımı (mA), tüp akımı olarak adlandırılmaktadır. Bu akımın toplam ışınlama süresi ile çarpılmasıyla mAs birimi elde edilir. Bu birim X-ışınının şiddetini göstermektedir.

Katottan çıkan ve anot hedefe çarparak meydana gelen X-ışınlarının, X-ışını tüpünün penceresinden geçerken soğurulma miktarı, bu kısımdaki camın ve ısı yalıtımı görevi gören tüpteki soğutucu yağın kalınlığına bağlıdır.

### **1.9. Radyografik Görüntüleme**

X-ışını tüpüne uygulanan yüksek voltaj, mAs ve seçilen filtrenin kalınlığı ile hedeflenen enerji ve şiddette X-ışını demetleri üretilmektedir. Üretilen X-ışınının bu özelliklerini belirlemede, incelenecek organ ve anatomik bölgelerin yoğunluğu, boyutu, atomik ağırlığı, anatomik yapısı ve hastanın söz konusu görüntülenecek bölgesindeki kesit kalınlığı gibi faktörler etkili olmaktadır. Bu parametreler göz önünde bulundurularak kVp değeri belirlenir ve mAs ile de hastaya gönderilecek olan X-ışınının şiddeti ayarlanır (Bor, 2016).

X-ışını tüpünün gerilimi kVp, akım şiddeti ise mAs ile gösterilir. Görüntüleme tekniklerine, hasta hareketlerine bağlı olarak ortaya çıkabilecek görüntü artefaktlarını önleyebilmek adına, mA değeri mümkün olduğunca yüksek tutulup, ışınlama süresinin kısa tutulması hedeflenmektedir. Her hastanın kesit kalınlığına bağlı olarak ayarlanması gereken bu değerler, tasarlanan donanımlarla günümüzde basitleştirilmiştir. Bu donanımlar sayesinde ışınlama süresi hastanın kalınlığına bağlı olarak değişmekte ve minimum radyasyon

dozunda optimum görüntü kalitesi elde etmek için hastadan geçen fotonlardan dedektörlere ulaşan foton sayısı ile mA değeri otomatik olarak ayarlanmaktadır.

X-ışını tüpünde kullanılan filtrelerin kalınlıkları genelde değişmemektedir. Yetişkinlerde ortalama değerler kullanılmaktadır. Ancak radyasyon hassasiyeti daha yüksek olan çocuk ve bebek hastalarda düşük enerjili fotonların hastaya ulaşmasını engellemek amacıyla ekstra filtreler kullanılmaktadır. Bunun sebebi, düşük enerjili fotonların hasta cildinde soğurulma özelliğinin olması ve bunun önüne geçilmek istenilmesidir.

Kolimatörler radyasyonun alanının daraltılmasına yarayan sistem elemanlarıdır. X-ışını tüpünde üretilen fotonların, hastanın hedeflenen bölgesine gönderiminin sınırlandırılması hususunda kolimatörlerden yararlanır. Kolimatörler sayesinde hastanın hedef bölgesi dışında radyasyona maruz kalmasının önüne geçilmektedir. Radyografik görüntünün kalitesi de kolimasyon sayesinde artar.

X-ışını tüpünden çıkan farklı enerji ve şiddetteki fotonlar vücut içerisinde ilerlerken, hedef alanda bulunan organların yoğunluk ve yapılarına bağlı olarak farklı oranlarda soğurulurlar. Soğurulma oranlarındaki bu farklılık, vücuttan çıkan fotonların yoğunluklarında da değişimin olmasına neden olmakta ve böylece sonuçta bir foton dağılımı oluşturmasını sağlamaktadır. Aslında bu dağılım gözle görülmeyen bir X-ışını görüntüsü oluşturmaktadır. Dedektörlerce ölçülen bu fotonlar sonucu, X-ışını görüntüsü elde edilmektedir.

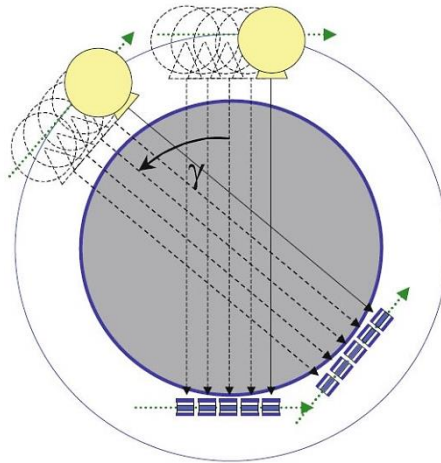
### **1.10. Bilgisayarlı Tomografi**

Tomografi kelimesi Yunanca "tomo" kelimesinden köken almaktadır. Yunancada tomo, kesmek veya katman yapmak anlamına gelmektedir. Bilgisayarlı tomografi (BT), karmaşık bir bilgisayar sistemi kullanılarak, insan vücudunun X-ışını ile kesitsel dilimlerini görüntülemek ve veriler elde etmek için kullanılan bir görüntüleme yöntemidir. Bilgisayarlı tomografide de radyografinin temelinde olduğu gibi hastaya X-ışını gönderimi ve hastadan geçen X-ışınlarının

absorbe olma miktarları göz önünde bulundurularak görüntü oluşturma prensibi yatmaktadır. Bilgisayarlı tomografinin, hastalıkların teşhisi ve takibi aşamalarında, radyoterapi uygulanacak olan hastaların tedavi planlamalarında ve belirli risk faktörlerine sahip sağlıklı bireylerin sağlık taramalarında kullanımı gibi birçok kullanım alanı bulunmaktadır.

### 1.10.1. Bilgisayarlı Tomografinin Tarihsel Gelişimi

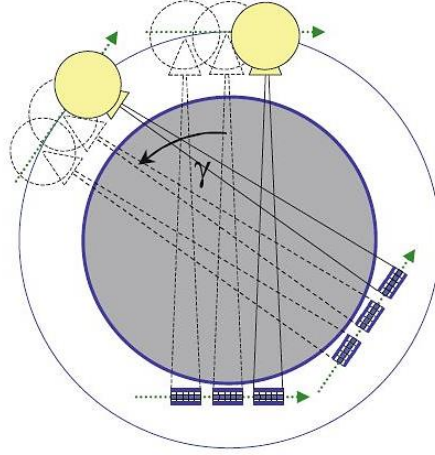
1971 yılında Godfrey Hounsfield tarafından geliştirilen ilk BT sistemi, tek dedektör ve tek X-ışını tüpü içermektedir. Hounsfield bu buluşu sayesinde, 1979 yılında, Alen M. Cormack ile birlikte tıp dalında Nobel Ödülü'ne layık görülmüştür. Dedektör, X-ışını tüpü ile eş zamanlı olarak karşılıklı hareket etmekteydi. İlk BT cihazlarında, 80x80 boyutlarında görüntü oluşturacak bir kesitin incelenmesi yaklaşık 4-5 dakika sürmekteydi. Bir kesit taramasının bu kadar uzun sürmesinin nedeni tüp-dedektör sisteminin her bir açıda lineer tarama yaparak görüntü elde etmesiydi. Bu ilk nesil tarayıcıların (Şekil 1.22) aksenal kesitler üretmeleri sebebiyle, bu teknikle çalışan cihazlar Bilgisayarlı Aksenal Tomografi (CAT, computed axial tomography) olarak adlandırılmaktaydı (Romans, 2011).



Şekil 1.22. Birinci nesil bilgisayarlı tomografi sisteminin yapısı (Buzug, 2008)

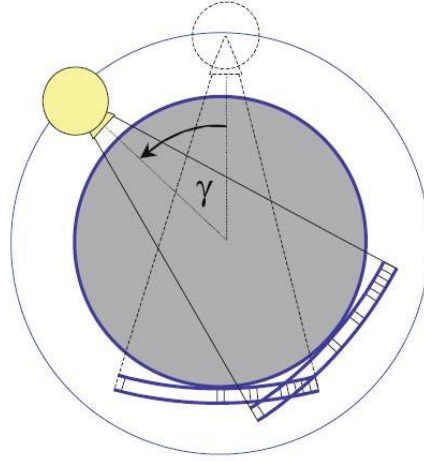
İkinci nesil BT sistemlerinde (Şekil 1.23), dedektör sayısı arttırılmış böylece lineer tarama süresi kısaltılmıştır. İkinci nesil tarayıcılarda ışın yelpazesi açısı

yaklaşık  $10^\circ$  idi. Bu gelişmeler neticesinde  $320 \times 320$  boyutlarında bir görüntü oluşturmak yaklaşık 20 saniye gibi bir süreye indirilmiştir. Ancak ölçüm alanının hala küçük olması sebebiyle birinci ve ikinci nesil tarayıcılar esas olarak kafatası görüntülemelerinde kullanılmıştır.



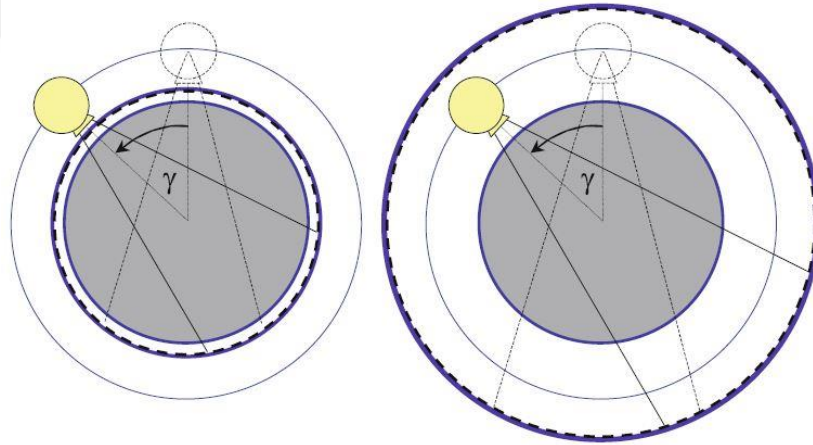
Şekil 1.23. İkinci nesil bilgisayarlı tomografi sisteminin yapısı (Buzug, 2008)

Hastaların nefes almalarına bağlı meydana gelen organ hacimlerindeki değişiklikler, görüntülerin devamlılığını bozmakta ve çeşitli artefaktlara neden olmaktaydı. Hastaların nefeslerini tutarken en az hata ile görüntü elde etmek adına daha kısa sürede kesit tarayabilecek cihaz çalışmaları yapıldı. Bu çalışmaların sonunda oluşturulan üçüncü nesil BT cihazlarında (Şekil 1.24) ise kolime edilen X-ışını demeti hastayı yelpaze şeklinde sarmakta ve karşısında çok sayıda dedektör bulunmaktaydı. Bu teknoloji sonucu 1980 sonlarında, artık  $1024 \times 1024$  boyutlarındaki bir görüntüyü oluşturmak için 3 saniyelik çalışma süresi yeterliydi. Günümüzde bir X-ışını yelpaze açısı yaklaşık  $40^\circ$  ile  $60^\circ$  arasındadır ve dedektör dizisi genellikle yay şeklinde konumlandırılmış 400 ile 1000 adet arasında dedektörden oluşmaktadır.



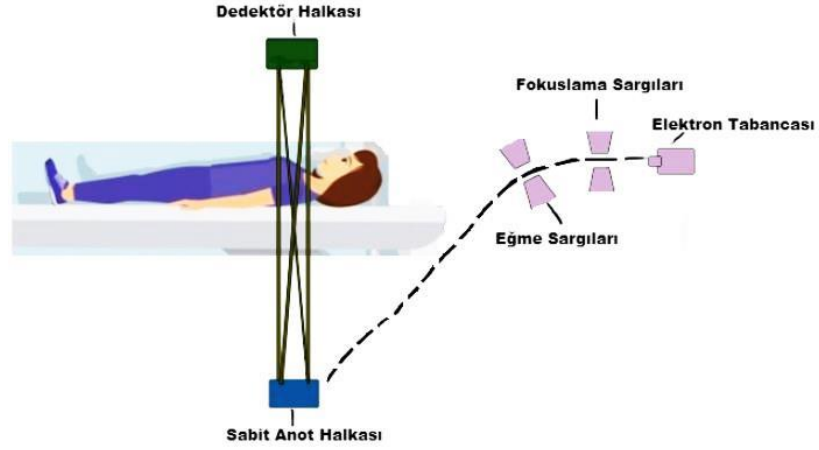
Şekil 1.24. Üçüncü nesil bilgisayarlı tomografi sisteminin yapısı (Buzug, 2008)

Dördüncü nesil BT cihazlarında (Şekil 1.25) hastanın etrafını 360° saran çok sayıda (5000'e kadar) dedektör ve hastanın çevresinde hareket edebilen X-ışını tüpü bulunmaktadır. Dördüncü nesil BT cihazlarında kesit görüntüsü oluşturma süresi daha da kısaltılarak 2 saniyeye indirilmiştir.



Şekil 1.25. Dördüncü nesil bilgisayarlı tomografi sisteminin yapısı (Buzug, 2008)

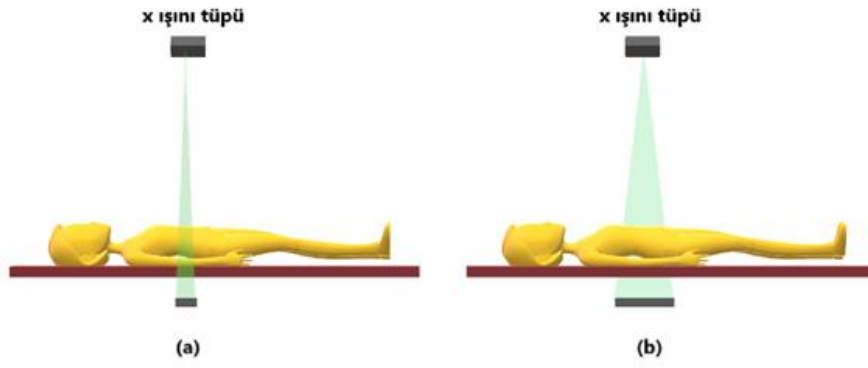
Beşinci nesil BT cihazları kardiyak alanında gerçekleştirilecek çalışmalar için geliştirilmiştir. X-ışını tüpü bulunmamakta, cihazda bulunan elektron tabancası hasta çevresinde bulunan tungsten anota elektron yollayarak X-ışını üretimi gerçekleşmektedir (Şekil 1.26). Tarama süresinin yaklaşık 50 milisaniyeye düşürülmüş olması kalbin çalışması esnasında kesit görüntülerinin alınmasını, canlı görüntü oluşturulmasını sağlamaktadır.



Şekil 1.26. Kardiyak çalışmaları için geliştirilmiş beşinci nesil bilgisayarlı tomografi sisteminin yapısı

Altıncı nesil (Şekil 1.27 (a)), Helikal Bilgisayarlı Tomografi olarak da adlandırılmaktadır. Çekim esnasında hastanın bulunduğu masa hareket ederken, X-ışını tüpü de hastanın çevresinde devamlı dönme hareketi yapmaktadır. Tarama süresini ciddi anlamda kısaltan bu gelişme ile birlikte örneğin tüm abdomen bölgesinin bir nefes tutma esnasında görüntülenmesi yaklaşık 30 saniye sürmektedir. Hızın bu denli fazla olması, hastanın hareketine bağlı artefaktların önlenmesini ve kontrast madde kullanılarak gerçekleştirilen çekimlerde de kullanılan kontrast madde miktarının azaltılmasını sağlamıştır.

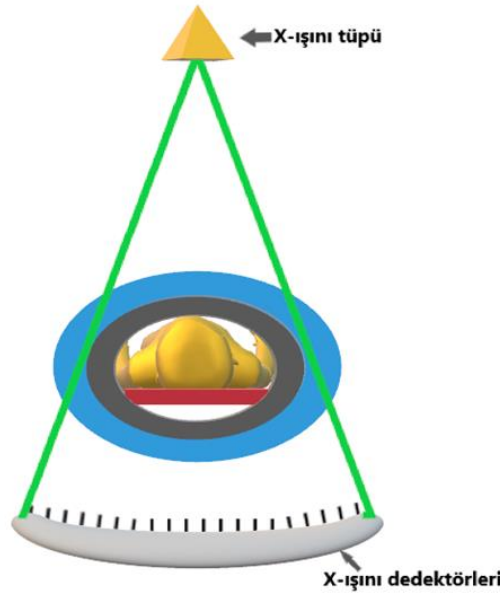
Yedinci nesil BT sistemleri Çok Dedektörlü Sıralı Bilgisayarlı Tomografi olarak da adlandırılmaktadır. Aynı anda birden fazla kesit alabilme özelliğinden dolayı (Şekil 1.27 (b)) Çok Kesitli Bilgisayarlı Tomografi ismi de verilmiştir. Çok kesitli BT teknolojisi ile birlikte tetkik süresi kısaltılmış, X-ışınından yararlanma oranı artırılmış ve aynı sürede incelenen alanın hacmi de artırılmıştır.



Şekil 1.27. (a) Tek dedektörlü altıncı nesil (b) çok sıralı dedektörlü yedinci nesil bilgisayarlı tomografi sistemi

### 1.10.2. Tek Dedektörlü Bilgisayarlı Tomografi Sistemleri

Tek dedektörlü BT sistemlerinde, dedektör dizileri halka şeklinde bir yapıya yerleştirilmiştir (Şekil 1.28). Bu yapıya yan yana dizilen dedektörler, hastaya gönderilecek olan X-ışını demetinin (x-y düzlemi boyunca) maksimum genişliğini vermektedir. Z eksenı boyunca dedektör sayısı tektir. Genişliği ise görüntüye alınacak olan anatomik bölgenin maksimum kalınlığını belirlemektedir.



Şekil 1.28. Bilgisayarlı tomografi sisteminin önden görünüşü

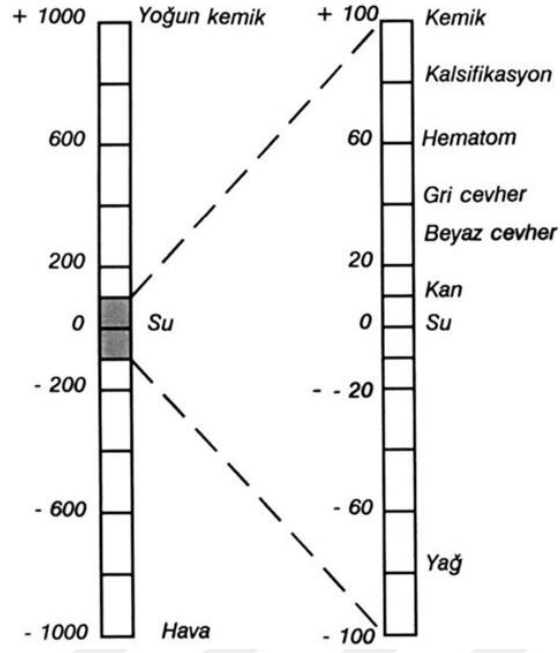
Görüntüleme esnasında gantri, hastanın etrafında 360° döner ve hastadan geçen X-ışınları şiddetleri azalarak karşı tarafta bulunan dedektörler tarafından algılanır. Bu dönüş ve sayımlar, hedef anatomik bölgenin tamamının taranmasına kadar devam eder. Dedektörler, kesitlerden geçmeleri esnasında azalan fotonları algılar ve bu foton miktarlarıyla orantılı olarak elektrik sinyalleri oluştururlar. Bu sinyaller sayısallaştırılarak bilgisayar kısmına gönderilir ve çok gelişmiş algoritmalar tarafından kesit görüntüsünün oluşturulması sağlanır. Her bir kesit için oluşturulan kesitsel görüntülerin birleştirilmesi ile hedef anatomik alanın üç boyutlu görüntüsü elde edilmektedir.

Dokuların azalım katsayıları, hem dokuya gönderilen ve etkileşimi gerçekleştiren fotonun enerjisine hem de dokunun kendi fiziksel özelliklerine bağlıdır. Kesit görüntülerini meydana getiren pikseller, farklı özellikteki dokulara karşılık gelen katsayıları belirli bir skala içerisinde gösteren Hounsfield Numaraları (HU) ile temsil edilir.

$$HU = 1000 \times [\mu_D - \mu_{su}] / \mu_{su} \quad (1.15)$$

Yukarıdaki eşitlikte  $\mu_D$  dokunun azalım katsayısını,  $\mu_{su}$  ise suyun azalım katsayısını vermektedir. Su için bu değer 0, hava ve kemik için -1000 ve +1000'dir. Farklı dokuların azalım katsayıları ise suyun azalım katsayısına göre verilir. Her bir doku için verilen bu HU değerleri görüntü ekranında siyah-beyaz arasındaki farklı gri tonlamaları bulunan bir ölçek (Şekil 1.29) ile boyanarak oluşturulmaktadır.

Hounsfield ölçeği -1000 değerindeki hava ile başlamaktadır. Su 0, yumuşak dokular ise -300 ile 100 arasında değerler almaktadır.



Şekil 1.29. Hounsfield ölçeği (Tuncel, 2012)

BT'de dokulardan geçen X-ışınlarının büyük çoğunluğunu Compton saçılmaları oluşturur. Örneğin yağ dokusunda %94 oranında, kas dokuda %91 oranında ve kemik dokuda ise %74 oranında görülmektedir. Hounsfield numaraları ile görüntü oluşturulurken Compton saçılmaları etkili olmaktadır. Bu etki de dokunun dansitesi ( $\text{g}/\text{cm}^3$ ) ve elektron dansitesi ile belirlenir. Elektron yoğunluğu atom numarasının ( $Z$ ) atom ağırlığına ( $A$ ) bölünmesi ile bulunur ( $Z/A$ ). Yumuşak dokuları meydana getiren karbon, oksijen ve azotun ortalama elektron dansiteleri 0.5, hidrojenin ise elektron dansitesi 1'dir. Bu sebepten, yağ gibi hidrojen yönünden zengin dokular Bilgisayarlı Tomografide çok iyi görüntülenir. Aynı zamanda kontrastın oluşmasında dansite ( $\text{g}/\text{cm}^3$ ) baskın bir rol oynamaktadır (Tuncel, 2012).

### 1.10.3. Helikal Bilgisayarlı Tomografi Sistemleri

Tek Dedektörlü BT sistemlerinde taranacak olan anatomik bölgenin her kesitinin ışınlanması ve hasta hareketine bağlı olumsuzluklar tarama süresini uzatmaktaydı. Bu süreyi kısaltmak adına geliştirilen Helikal BT sistemlerinde, hasta yatağının hareketi ile eş zamanlı olarak X-ışını tüpü hasta etrafında

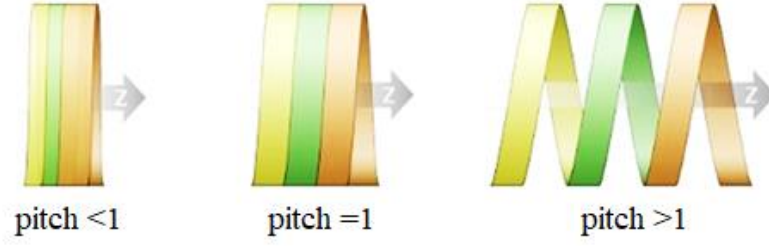
dönmekte ve böylece tek nefes alımında daha büyük alanlar taranmaktadır. Tek nefes olması hareket artefaktlarının önüne geçilmesini sağlamaktadır.

Çekim bölgesinde ardışık kesitlerin görüntülediği bilgisayarlı tomografi sistemlerinde, kesitlerin konumu hasta masasının hareketi ile ilişkilidir. Hasta masası her bir kesit görüntülemesinin ardından kesit kalınlığı kadar hareket ediyorsa bu kesitler arasında aralık oluşması ya da çakışma gözlenmez. Bu tür taramalara devamlı (continue) tarama denir. Eğer hasta masasının hareketi, kesitlerin kalınlığından daha az ise her bir kesitten sonra yeteri kadar ilerlemediğinden, kesitler üst üste çakışır. Bu tür taramalara üst üste binme (overlapping) şeklinde tarama denir. Hasta masasının hareketinin kesitlerin kalınlığından fazla olduğu durumlarda ise taranmadan atlanan kesitler kalmaktadır. Bu durum ise aralı tarama olarak adlandırılmaktadır (Buzug, 2008).

Helikal BT teknolojisinde “pitch faktörü” önemli bir ayrıntıdır. Helikal taramalarda, kolimatör alanı (pitch) faktörü kesit konumunu tanımlamak için kullanılmaktadır.

$$\text{Pitch Faktörü} = \frac{360^\circ \text{ dönüş sırasında yatak hareket mesafesi}}{\text{Kesit kalınlığı}} \quad (1.16)$$

Alan; görüntü kalitesini, tetkik süresini ve hastanın maruz kaldığı radyasyon dozunu belirlemektedir. Pitch değeri arttıkça hız artacağından, hastanın aldığı doz düşer. Pitch faktörünün 1'e eşit olması yatak hareket mesafesi ile kesit kalınlığının eşit olduğunu göstermektedir ve bu kesintisiz görüntülemenin yapıldığını belirtir. Eğer pitch faktörü 1'den küçük ise, taranan kesitler üst üste biner ve her kesitin maruz kaldığı doz miktarı yani hastanın aldığı toplam doz artmaktadır. Pitch değerinin 1'den büyük olması durumu ise, kesitler arasında boşluk oluşmasına neden olmakta yani atlanan kesitlerde görüntüleme yapılmamasını belirtmektedir (Şekil 1.30). Hastanın aldığı doz azalır ve görüntü eksik oluşmaktadır.



Şekil 1.30. Farklı pitch faktörleri

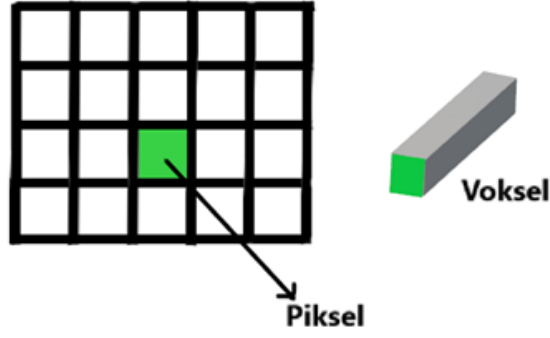
#### 1.10.4. Çok Dedektörlü Bilgisayarlı Tomografi Sistemleri

Çok Dedektörlü BT sistemlerinde hastanın etrafında bulunan ve z-ekseni boyunca konumlandırılmış birden fazla halka bulunmaktadır. Yanyana konumlandırılan bu halkalarla aynı anda birden fazla anatomik kesitin taranması sağlanmaktadır. Çok Dedektörlü BT sistemleri aksiyal tarama yapabildikleri gibi helikal tarama da yapabilmektedir. Bu özellikleri sayesinde anatomik alanların taranması saniyeler mertebesine indirilmiştir.

Çok Dedektörlü BT sistemlerinde çekim esnasında meydana gelen saçılan fotonların miktarını en aza indirebilmek adına, dedektörlerin önlerinde septa adı verilen ince kolimatörler bulunmaktadır. Septaların kalınlıkları ince olmasına rağmen sayı olarak fazla olmaları X-ışını veriminin bir miktar düşmesine neden olur.

#### 1.10.5. Kesit Oluşturma (Tomografik Rekonstrüksiyon)

Bilgisayarlı Tomografide görüntüleme alanındaki dokuların X-ışınlarına karşı lineer atenüasyon katsayılarının ( $\mu$ ) haritası, BT görüntülerinin oluşmasındaki temel prensiptir. Bu görüntüler belirli bir kesit kalınlığında oluşturulduğundan belirli sayıda voksellerden meydana gelmektedir (Şekil 1.31). Her bir vokselin lineer atenüasyon katsayısının hesaplanması ile de toplam görüntü alanının haritalandırılması yapılır.



Şekil 1.31. Piksel ve voksel

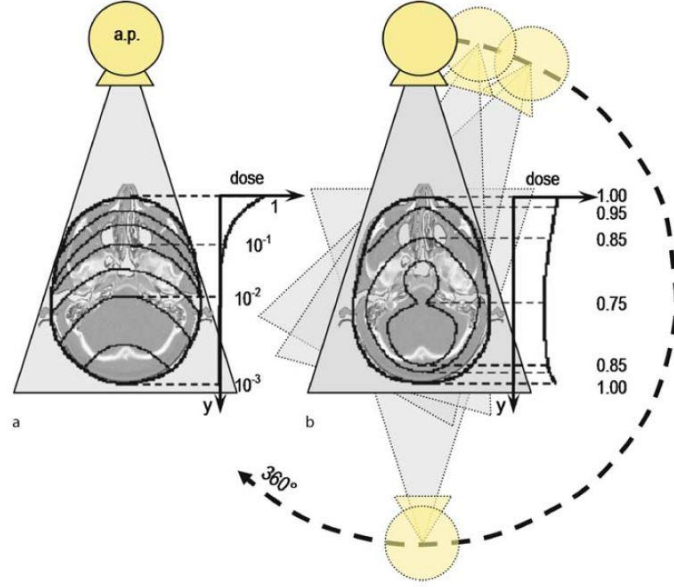
X-ışını tüpünden çıkan ışınların intensitesi  $I_0$  ve hastanın görüntülenecek anatomik bölgesinden geçip dedektörlerce ölçülen değer  $I_t$  arasında denklem (1.10)'da verilen bağıntı vardır.  $\mu t$  değeri hastanın anatomisi ile doğrudan ilişkilidir ve denklem (1.11)'de verilen bağıntı ile hesaplanabilir.

Görüntülemenin oluşturulmasında kullanılan temel veriler her bir vokselin  $\mu$  değerleridir. Her bir vokselin kalınlığı aynı olduğundan,  $t$  değeri hesaplamalardan çıkarılır. Bu durumda oluşturulan kesit görüntüsü cihaza bağlı olmamakta, hastanın anatomik özellikleriyle direkt ilişki göstermektedir.

#### 1.10.6. Hasta Dozu

Radyoloji çalışanları tarafından, hastaların aldığı dozu etkileyen faktörleri (kesit kalınlığı, mAs ve kVp vb.) radyasyondan korunma ve radyobiyojik etkilerini önleyebilmek adına çok iyi bilinmelidir.

Bilgisayarlı tomografide ışının kolime edilme özelliği sayesinde, sınırlandırılması başarılıdır. X-ışını tüpü, hasta masasının etrafında  $360^\circ$  dönmesinden dolayı, hastanın aldığı doz her taraftan eşit şekilde olmaktadır. Görüntü kalitesinin yüksek olması hedeflendiğinden, optimum doz aralıkları kullanılır ki bunlar da radyografik yönetime göre çok daha yüksek değerlerdir (Şekil 1.32).



Şekil 1.32. Uzamsal doz dağılımı. Kranial dilimde (a) normal projeksiyon radyografide izodoz dağılımı, (b) 360<sup>o</sup> BT izodoz dağılımı (Buzug, 2008)

Radyasyonun madde ile etkileşimi sonucunda saçılmalar meydana geldiğinden, doz profili görüntü oluşturulurken meydana gelen kesitlerle sınırlandırılmaz. Kesitin dışındaki dokularda da radyasyon maruziyeti meydana gelmekte ve kesit sayısının artmasıyla alınan toplam dozda da artış meydana gelmektedir.

### 1.10.7. Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi (CTDI)

Bilgisayarlı tomografi incelemeleri, vücudun dilimlerinin dönen bir X-ışını tüpü ile ışınlanması tekniğini içerdiğinden, ekspozur koşulları konvansiyonel radyolojide kullanılanlardan çok farklıdır. Bu farklılıklardan dolayı, radyasyon dozlarını ölçmek ve etkin dozları hesaplamak için farklı yöntemler ortaya çıkmıştır.

Bilgisayarlı tomografi doz indeksi (CTDI), bilgisayarlı tomografide doz ölçümünün özel kavramıdır:

$$CTDI = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{\infty} D(z) dz \quad (1.17)$$

Burada  $D(z)$ ;  $z$  aksisi boyunca radyasyon doz profilini,  $T$  ise kesit kalınlığını göstermektedir. CTDI,  $z$  aksisi boyunca ortalama absorbe dozu temsil etmektedir. Bir aksiyal BT kesitinin (X-ışını tüpünün bir rotasyonu) aksiyal doz profilinin integrali alınarak o kesitin kalınlığına bölünmesi ile hesaplanır.

Ağırlıklı BT doz indeksi ( $CTDI_w$ ), hacim ağırlıklı doz indeksi ( $CTDI_{vol}$ ) ve doz uzunluğu ürünü (DLP) kavramları; doz hesaplamalarında kullanılabilen tüm elverişli doz nicelikleridir. Bu niceliklerin bir kısmı veya tamamı BT cihazının marka ve modeline bağlı olarak konsol kısmında görüntülenebilmektedir (Dendy ve Heaton, 2012).

CTDI, sırasıyla baş ve gövdeyi temsil eden 16 cm ve 32 cm çapında polimetilmetakrilattan (PMMA) oluşan silindirik şeklindeki fantomlarla yapılan ölçümlerle elde edilir. Bu ölçümler 100 mm kalem tipi iyonizasyon odaları kullanılarak gerçekleştirilmektedir. Bu ölçüm  $CTDI_{100}$  olarak adlandırılır. Dozun tek bir rotasyonda integralini, böylece radyasyon doz profilinin yayılımını incelemektedir (McCollough vd., 2011).

$$CTDI_{100} = \frac{1}{NT} \int_{-50 \text{ mm}}^{50 \text{ mm}} D(z) dz \quad (1.18)$$

Burada  $N$ , eşzamanlı görüntülenmiş nominal dilimleri temsil etmektedir. CTDI, BT görüntü alanının derinliğine göre farklılık göstermektedir. Örneğin, kranial BT çekimlerinde yüzey/merkez doz oranı 1/1 iken, abdomen bölgesinde bu oran 2/1 olabilmektedir. Bu durum yüzeyde, derinden daha fazla doz ölçümü olduğunu kanıtlamaktadır. Yüzeysel ölçümün 2/3'sinin, merkezi ölçümün 1/3'ünün toplanması ile  $CTDI_w$  değeri bulunur (Buzug, 2008).

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{100,merkez} + \frac{2}{3} CTDI_{100,yüzey} \quad (1.19)$$

$CTDI_w$ , 100 mm integral limitinin ötesindeki saçılmaların ihmal edildiği bir seri aksiyal taramanın merkezindeki taramadaki  $x$  ve  $y$  eksenleri yönünde ortalama absorbe dozu temsil etmektedir.

Özel tarama protokolleri genellikle bir seri taramayı içerir ve bu özel protokollerde doz tanımını ifade etmek için, X-ışını kaynağının her bir ardışık rotasyonunda her bir boşluk ya da çakışmanın dikkate alınması gereklidir.

CTDI<sub>vol</sub> değeri,

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{pitch} \quad (1.20)$$

ile hesaplanır.

CTDI<sub>vol</sub>; x, y ve z eksenlerindeki ortalama absorbe radyasyon dozunu ifade etmektedir. Pitch faktörü ile ters orantılı olduğundan, pitch arttıkça CTDI<sub>vol</sub> değeri azalmaktadır. Yani hasta masasının hareketinin artması aldığı toplam dozu azaltmaktadır. CTDI<sub>vol</sub>, tarama alanının uzunluğundan bağımsız olduğundan, tarama alanının tamamında depolanan enerjiyi göstermemektedir. Tarama alanının genişlemesi, sonucu etkilemez.

Bilgisayarlı tomografide kullanılan belirli bir tarama protokolü tarafından iletilen toplam enerjiyi ifade etmek için absorbe doz miktarı, doz uzunluğu ürününü (DLP) hesaplamak için tarama uzunluğu boyunca integre edilebilir.

$$DLP = CTDI_{vol} \times \text{ışınlanan bölgenin uzunluğu} \quad (1.21)$$

ile hesaplanır. Genelde mGy-cm cinsinden ifade edilmektedir ve BT konsollarında gösterilmektedir. DLP, toplam taramada meydana gelen toplam absorbe enerjiyi (ve böylece potansiyel biyolojik efekti) yansıtır. Işınlanan bölgenin uzunluğu ile alakalı olduğundan, örneğin, bir Abdomen-BT taraması ile Abdomen/Pelvis BT taraması aynı CTDI<sub>vol</sub> değerine sahip olsa bile, Abdomen/Pelvis BT daha yüksek DLP değerinde olabilir. Bunun sebebi z-eksenindeki uzunluğun değişmesi, yani ışınlanan bölgenin uzunluğunun artmasıdır.

### 1.10.8. Görüntü Kalitesi ve Radyasyon Dozu

X-ışını ile oluşturulan görüntülerin kalitesini belirleyen birçok parametre bulunmaktadır. Bu kalitenin göstergelerinden biri, anatomik çekim bölgesindeki küçük ayrıntıların oluşturulan görüntüde bulunmasıdır. Görüntü çözünürlüğünün yüksek olması ve kaliteli bir görüntü oluşturulması için, hastaya gönderilecek olan X-ışını demetinin kVp, mAs değerlerini ve uygun filtre seçimini doğru bir şekilde yapmak gerekir. Hastadan geçen X-ışını demetinin soğurulma miktarının tespit edildiği dedektör kısmının da teknik özellikleri, görüntünün kalitesi için önem teşkil etmektedir.

X-ışınlarının madde ile etkileşimi sonucu etrafa saçılan ışınlar görüntü kalitesinde bozulmalara sebep olmaktadır. Etkileşim sonucunda saçılan fotonları önlemek adına, görüntülenecek anatomik bölgenin doğru sınırlandırılması önemlidir. Böylece diğer çevre bölgelerde ışınlamaya bağlı meydana gelebilecek saçılan fotonların oluşumu minimum seviyeye indirgenir. X-ışınlarının sadece istenilen anatomik bölgeye yönlendirilerek sınırlandırılmasına kolimasyon denir.

Elde edilen klinik görüntülerde gürültü miktarının fazla olması görüntünün detaylarının yetersiz olmasına ve yanlış yorumlanmasına, tanı konması noktasında da hatalara sebep olabilmektedir. Görüntü detaylarının yetersiz olduğunun tespit edilmesi durumunda çekim tekrarı yapılmakta ve bu da hastanın alacağı dozun iki katına çıkmasına neden olmaktadır. Bunun önüne geçebilmek adına radyasyon dozu ile görüntü kalitesi arasındaki ilişki incelenmeli ve bir optimizasyon sağlanmalıdır.

Klinik radyasyon uygulamalarında mAs değerinin düşürülmesi toplam foton sayısını azaltır. Böylece hastanın aldığı radyasyon dozu da azalır fakat bu durum görüntünün netliğini bozar ve ayrıntıları gösterme kapasitesini azaltır. Gürültüye bağlı sorunlar baş gösterir.

Tüp voltajının düşük olması X-ışını spektrumunun enerjisini azaltır. Buna bağlı olarak, ortamın atom ağırlığı ile hızla artan ( $Z^3$ ) fotoelektrik etkileşmeler baskın olmaktadır. Böylece farklı dokular arasında meydana gelen farklı foton soğurma oranları, görüntünün kontrastını arttırmaktadır. Düşük X-ışını enerjilerinde ise yapısal olarak aynı olan fakat kalınlıkları arasında küçük farklılıklar bulunan maddelerin fotonları soğurma oranları arasındaki fark artmaktadır. Yani objelerin kontrastı artmaktadır. Kontrastta meydana gelen bu artışlar, görüntüde olumlu katkılar sağlayacak fakat aynı zamanda hastanın soğurmaya bağlı daha fazla radyasyon almasına sebep olacaktır.

X-ışını spektrumunun ortalama enerjisinin yüksek olması yani yüksek kVp'lerin kullanılması, Compton etkileşimlerinin oranını arttırmakta, meydana gelen saçılan fotonlar da görüntü kalitesini olumsuz etkilemektedir. Bunun yanı sıra, demetin daha enerjik olması soğurulmaya bağlı hasta dozunu azaltmaktadır.

## 2. KAYNAK ÖZETLERİ

DeMarco vd. (1998), bilgisayarlı tomografi verileri kullanılarak üç boyutlu bir Monte Carlo simülasyonu için MCNP4A geometri ve radyasyon kaynağı gereksinimlerini otomatik olarak ayarlayan bir grafik kullanıcı arayüzü geliştirilmişlerdir. Geliştirilen grafiksel kullanıcı arayüzü, kullanıcının lattice (kafes) geometrisini kullanarak MCNP4A giriş dosyalarını otomatik olarak ayarlamasına izin verir; bu, bireysel voksel elemanları içinde homojen veya heterojen doz hesaplamalarına olanak sağlamaktadır. Bu çalışma MCNP4A'nın, özel lattice geometri ve çok yönlü kaynak yapısı nedeniyle foton tabanlı radyoterapi hesaplamaları için uygun bir aday olduğunu göstermektedir.

Fix vd. (2001), Monte Carlo metodunu kullanarak 6 MeV enerjili foton demeti ile çalışma gerçekleştirmişlerdir. Monte Carlo kodu ile elde ettikleri enerji spektrumu sonuçlarını, transmisyon ölçümlerinde elde ettikleri spektrum ile karşılaştırarak Monte Carlo yöntemi ile uyumunu ortaya koymuşlardır.

Yoriyaz vd. (2001), çalışmalarında bir Monte Carlo kodu olan MCNP-4B kodunun, BT ve SPECT'ten toplanan bilgilere dayanarak uzamsal doz dağılımını değerlendirme kabiliyetini doğrulamayı amaçlamışlardır. Radyoimminoterapide internal radyasyon kaynağı kullanımında yeni bir üç boyutlu doz hesaplama yaklaşımı olarak Monte Carlo yöntemi ile MCNP-4B kodu geliştirilmişlerdir. Bu çalışmanın sonucunda, eğer doz raporlaması uygun bir şekilde optimize edilirse MCNP-4B kodunun bir tedavi planlama sistemi geliştirmek için kullanılabileceğini göstermiştir.

Akkurt vd. (2004), barit, mermer ve limra gibi Türkiye'de yaygın olarak kullanılmakta olan yapı malzemelerinin toplam kütleli ve lineer zayıflatma katsayılarını XCOM yazılımını kullanarak hesaplamışlardır. XCOM'dan elde ettikleri sonuçları, NaI(Tl) dedektörü ile aldıkları deneysel sonuçlar ile karşılaştırarak sonuçların uyumluluğunu göstermişlerdir. Çalışmanın sonucunda baritin diğer malzemelere göre daha yüksek bir gama soğurucu özelliği olduğu bildirilmiştir.

Stoeckelhuber vd. (2005), sürekli ışımalı BT floroskopi klavuzluğu ile gerçekleştirilen girişimler esnasında işlemi gerçekleştiren operatörün elindeki radyasyon dozunun ölçümü ile ilgili bir çalışma yapmışlardır. Bu çalışma, BT floroskopi girişiminde olabildiğince kısa zamanda işlemin gerçekleştirilmesi gerektiğini, iğne tutucunun uzunluğunun ve radyasyon koruyucu malzemelerin önemini göstermiştir.

Salvado vd. (2005), çalışmalarında voksel tabanlı bir Monte Carlo simülasyon yöntemi kullanılarak BT incelemeleri sırasında alınan radyasyon dozlarını hesaplamak için bir yöntemin geliştirilmesi ve validasyonunu amaçlanmıştır. BT tarayıcı geometrisini simüle etmek ve X-ışını spektrumlarını uygulamak için EGS tabanlı bir kod tasarlayarak, fantomların ve hastaların görüntülerinden voksel tabanlı bir model oluşturmuşlardır. Bu çalışmada kullanılan Monte Carlo teknikleri ve voksel bazlı modellerin, BT incelemeleri sırasında radyasyon dozlarının tahmin edilmesi için uygulanabilecek bir yöntem olduğu sonuçlar ile onaylanmıştır. Voksel bazlı modellerin, hastalar için doz tahminleri yapmak üzere fantom olarak kullanılabilmesi belirtilmiştir.

Kim vd. (2007), Kore'de basit radyolojik incelemeler, baryum işlem prosedürleri, BT ve mamografi için hasta dozlarını tahmin etmek amacıyla çalışma gerçekleştirmiştir. Bu çalışmada radyografinin teknik koşulları ve genel tanı amaçlı radyoloji tetkikleri, BT taraması ve mamografi için hasta dozları araştırılmıştır. BT taramalarının uzun yıllardır yüksek dozlu görüntüleme yöntemi olarak kabul edildiği, bu nedenle de radyasyon risk tahminlerini doğru bir şekilde tahmin etmek ve protokolü optimize etmek için, BT tetkiklerinden hasta dozu hakkında bilgi verilmesinin önemi vurgulanmıştır.

Deak vd. (2008), BT tarama protokollerindeki doz dağılımını hesaplamak için bir Monte Carlo kodu geliştirmeyi amaçlamışlardır. Çalışmanın sonunda Monte Carlo tabanlı geliştirdikleri aracın, tarayıcı geometrisi, X-ışını spektrumu ve filtre gibi bilgiler bilindiğinde BT incelemelerinden kompleks doz dağılımının gerçekçi modellenmesini sağladığını göstermiştir.

Peixoto vd. (2008), radyasyon iletim çalışmaları için kullanılmak üzere BT görüntülerinden faydalanılarak bir erkek Wistar sıçan türünün tomografik modelini oluşturma üzerine çalışma gerçekleştirmişlerdir. Ayrıca, bu sıçan modeli ve MCNPX Monte Carlo kodu kullanılarak internal foton ve elektron kaynakları altında absorbe edilen fraksiyonların hesaplanması da sunulmuştur. Bu çalışmada geliştirilen ölçüm sonuçları ve Stabin vd. (2006) tarafından yayınlanan 248 g Sprague-Dawley sıçanı için tahmini absorbe edilen fraksiyon değerleri arasında karşılaştırma yapmışlardır. Karşılaştırmaların sonucunda MCNPX ile aldıkları ölçüm sonuçları ile Stabin vd. (2006) tarafından sunulan verilerin uyumluluğu gösterilmiştir.

Lee vd. (2011), BT çekimlerinde kullanılan organ doz dağılımlarını hesaplamak üzere BT organ doz tahmin yöntemi geliştirmeyi amaçlamışlardır. Oluşturdukları Monte Carlo simülasyonları ile deneysel ölçümlerin hem havadaki serbest hava doz profilleri hem de CTDI değerlerinin karşılaştırılması % 9 değerinde iyi bir uyum göstermiştir.

Tekin vd. (2016), BT baş bölgesi çekimlerinde, uzaklığa bağlı olarak değişen gerisaçılan radyasyon dozlarının klinik ölçümler ve Monte Carlo metodu ile karşılaştırılması gerçekleştirilmişlerdir. Radyasyondan korunmada temel prensiplerden biri olan uzaklığın etkisini tespit etmek üzere BT odasında gantriden itibaren çıkış kapısına kadar belirli mesafelerde ölçümler alınmış ve aynı ölçümler MCNPX'de modellenen BT odasında da gerçekleştirilerek uyumluluğu belirtilmiştir. Bu çalışmanın sonucunda Monte Carlo metodunun radyasyondan korunma ile ilgili çalışmalarda güçlü bir araç olduğu sonucuna varılmıştır.

Tekin vd. (2017), çalışmalarında MCNPX (versiyon 2.4.0)'i kullanarak WO<sub>3</sub> ve PbO'nun zırlama özelliklerinin ve etkilerinin radyasyon kütle zayıflatma katsayılarına etkisini araştırmışlardır. WO<sub>3</sub> ve PbO kütle zayıflatma katsayı sonuçlarının elde edildiği Monte Carlo geometrisinin validasyonu, standart XCOM verileri ile sağlanmıştır. XCOM ve MCNPX sonuçları arasında yüksek

kolerasyon olduğu saptanmıştır. Validasyon ile uygunluğu kanıtlanan MCNPX kodu ile farklı oranlarda  $WO_3$  ve  $PbO$  içeren beton karışımlar hazırlanarak kütle zayıflatma katsayıları hesaplanmış ve  $WO_3$  ve  $PbO$ 'nun etkisi araştırılmıştır. Sonuç olarak,  $PbO$ 'nun  $WO_3$ 'e göre kütle zayıflatma katsayısını daha fazla arttırdığı kanıtlanmıştır.

Morato vd. (2017), BT'de doz hesaplamaları ile ilgili gerçekleştirdikleri çalışmalarında, BT çekimleri sebebiyle iyonlaştırıcı radyasyona maruz kalan bir hastanın aldığı dozu elde etmek için otomatik bir metodoloji geliştirmeyi amaçlamışlardır. Bu çalışmada Monte Carlo kodu olarak MCNP.6.1.1 referans değerler olarak alınmış ve bu metodolojiye uygulanacak aday olarak da yüksek hesaplama hızından dolayı MC-GPU sunulmuştur. MC-GPU, gerçekçi insan anatomisi fantomları da dahil olmak üzere, radyografik projeksiyon görüntüleri ve BT vokselize edilmiş nesnelere taramalarını üretebilen bir X-ışını iletim simülasyonu kodudur. Elde edilen sonuçlar, MC-GPU ve MCNP6.1.1 ile elde edilen simülasyon değerleri arasında iyi bir uyumun olduğunu göstermektedir.

Tekin vd. (2017), çimento, Gypsum (alçı taşı) ve Gypsum- $PbCO_3$  karışımlarının kütle zayıflatma katsayılarının deneysel sonuçları ile MCNPX sonuçlarının validasyonunu gösteren bir çalışma gerçekleştirmişlerdir. 356, 662, 1173 ve 1333 keV'de alınan MCNPX ölçüm sonuçları ile XCOM verileri arasındaki uyum gösterilmiştir. Bu sonuçlar MCNPX'in, deneysel analizler olmaksızın foton etkileşim araştırmalarında kullanışlı olduğunu sergilemektedir. Ayrıca elde edilen sonuçlar ışığında, çimento-gypsum karışımlarının günlük yaşamda ve profesyonel alanlarda radyasyondan korunma ile ilgili birçok sahada kullanılabileceği öngörüsünde bulunulmuştur.

Tekin vd. (2017), MCNPX Monte Carlo kodu ile insan vücut organlarının kütle zayıflatma katsayılarını hesapladıkları bir çalışma gerçekleştirmişlerdir. MCNPX'de oluşturulan simülasyon ile adipoz doku, kan, kemik, beyin, göz lensi, akciğer, kas ve deri dokularındaki kütle zayıflatma katsayıları hesaplanmış ve bu sonuçlar da standart XCOM, FLUKA, GEANT4 ve NIST verileri ile desteklenmiştir. Tüm bu ölçüm metodları arasındaki uyumlar ile MCNPX'in,

kütle zayıflatma katsayılarının hesaplanması konusunda uyumlu ve verimli sonuçlar verdiğini göstermişlerdir.

Tekin vd. (2018), radyasyon zırhlama materyali olarak  $(75-x)\text{B}_2\text{O}_3-x\text{Bi}_2\text{O}_3-10\text{Na}_2\text{O}-10\text{CaO}-5\text{Al}_2\text{O}_3$  cam sistemlerinin ( $x = 0, 5, 10, 15, 20$  ve  $25$  mol%) değerleri için kütle zayıflatma katsayılarını, etkin atomik numara hesaplamalarını MCNPX Kodu ile hesaplamışlardır. Elde ettikleri sonuçları XCOM ile karşılaştırmışlar ve uyum ortaya koymuşlardır. Bu sonuçlar, Monte Carlo kodunun diğer cam sistemlerin radyasyon zırhlama özellikleri hakkında daha fazla hesaplama yapmak için kullanılabilceğini göstermektedir.



### 3. MONTE CARLO METODU

Monte Carlo metodunda temel prensip, sonuca ulaşılacak bir problemin analitik çözümlünü mümkün kılmak için basitleştirmek yerine, bu yöntem ile yaklaşık sonuçlar elde etmektir. Örneğın nötronların kompleks hareketlerinden dolayı analitik yollardan çözülemeyecek denli karmaşık bir problemi ele alalım. Bir atom reaktörünün etrafına dışarıya sızacak olan radyasyonu en aza indirmek için gerekli olan duvar kalınlığını hesaplayacak olursak, problemin çözümlünün analitik yollarla yapılamayacağı fakat Monte Carlo metodu ile yaklaşık bir değere ulaşılabileceğı görülür. Monte Carlo metodu ile çalışan Monte Carlo N-Parçacık Taşınım Kodu (MCNP) da fiziksel bilgi depoları sayesinde bilimde devrim niteliğinde bir programdır (Hançerlioğulları, 2006).

Günümüzde endüstriyel problemlerin çözümlü amacıyla yeni tekniklerin geliştirilmesi, sistemlerin karmaşıklığını arttırmakta ve dolayısıyla analitik çözümlerin mümkünlüğünü zorlaştırmaktadır. Problemlerin çözümlünde meydana gelen bu karmaşıklık teknolojinin gelişmesine bağlıdır. Simülasyon, gerçeğın bir temsilidir. Genel olarak simülasyon, problemlerin modellenmesinde ve çözümlü ulaşmada analitik yaklaşımlara kıyasla başarı oranı daha fazla olan bir tekniktir. Bu başarıya ulaşmak için ileri seviyede bilgisayar kullanımı gerektirir.

Simülasyon tekniğı ile Monte Carlo tanımının birleştirilmesi Von Neumann ve Stanislaw Ulam bilim insanlarının çalışmalarıyla, 1940 yılı sonlarında gerçekleştirilmiştir. Monte Carlo yönteminde, gerçeğe sistemden alınan veriler bilgisayar ortamında oluşturulan modellere işlenerek sayısal verilerin elde edilmesi hedeflenir. Bu veriler bir takım tahminler sonucu elde edilir. Sonuca ulaşma sırasında simülasyon çözümlünde bir ya da birden fazla olasılık dağılımından rastgele sayılar seçilmektedir.

### 3.1. Monte Carlo Simülasyon Yöntemi

Monte Carlo metodunun bir simülasyonda çalışmasının temel prensibi, yöntemin bir probleme uygulanması ve simülasyon sırasında problemin tesadüfi sayıları kullanarak yaklaşık hesaplamalarda bulunmasıdır. Monte Carlo simülasyonunun diğer yöntemlere kıyasla riski daha iyi temsil etmesi sebebiyle askeri savunma teknolojisi, mühendislik alanlarında, nükleer teknoloji, istatistiksel analiz, eğitimde ölçme-değerlendirme gibi birçok bilim alanında sıkça başvurulan bir yöntemdir.

Bir gerçek hayat sistemini simülasyona uygulamanın amacı, gerçek hayat sisteminde yapılması mümkün olmayan ya da çok zor olan değişiklikleri simülasyon sisteminde kolayca uygulayabilmek, sonuçları yaklaşık olarak elde edebilmek ve böylece zamandan, ekonomik yönden ve harcanan enerjiden tasarruf sağlamaktır.

Gerçek hayat sistemlerinin simülasyonu ile çalışılmasında çeşitli avantaj ve dezavantajları bulunmaktadır. Simülasyon yönteminin en büyük avantajlarından biri, klasik çözüm yöntemlerinin yetersiz kaldığı karmaşık problemlerde uygulanabilir olmasıdır. Gerçek hayatta uygulanamayacak ayrıntıların simülasyon üzerine eklenebilmesi, çalışmanın aşamalı olarak ve istenilen zamanda yapılabilmesi, sistemin çalışma esnasında duraksatılıp tekrar başlatılabilmesi gibi birçok avantajı bulunmaktadır. Tüm bu avantajlarının yanı sıra, başarılı bir simülasyon modelinin geliştirilmesi için ileri derecede bilgisayar kullanımı ve yeterli zamanın ayrılması gerekmektedir. Yapılacak olan küçük hatalar, alınacak olan sonuçlarda sapmalara neden olabilmektedir. Simülasyon sonucunda optimum bir çözüm üretme garantisinin bulunmadığı, bir deneme-yanılma yöntemi olduğu unutulmamalıdır.

Monte Carlo yönteminde 0-1 arasında değerler alan düzgün dağılımlı sayılar kullanılarak sayısal olarak bir deney ya da olay taklit edilir. Bu deney ya da olayda kullanılacak değerler kümesi bir gelişigüzel sayı kümesini oluşturur ve

Monte Carlo yönteminde hesaplama esnasında çok sayıda gelişigüzel sayıya ihtiyaç duyulduğundan bu sayılar bilgisayar tarafından üretilir.

Bir simülasyon sisteminin bir fotonun hareketlerini değerlendirmesi esnasında öncelikle kullanıcı tarafından belirtilen enerji değerinde, belirlenen türdeki kaynak tarafından foton üretimi gerçekleşir. Üretilen bu foton kaynaktan çıktığı andan itibaren simülasyon sistemi tarafından takip edilmeye başlamaktadır. Bu takip, foton enerjisinin simülasyon kullanıcısı tarafından belirtilen bir kesme (cutoff) değerinin altına düşmesi anında bitirilir ve bir yenisi üretilerek ölçümler devam ettirilir.

Radyasyonun madde ile etkileşimlerini etkileyen birçok parametre bulunmaktadır. Radyasyonun enerjisi, türü, ortam özellikleri, etkileşime gireceği maddenin özellikleri bu parametrelere örnek olarak verilebilir ve her bir kriter radyasyonun davranışları için olasılık faktörü sergiler. Bu olasılıksal davranışlar önceden tespit edilemezler.

### **3.2. MCNP Kodu**

MCNP kodu, Los Alamos Ulusal Laboratuvarında nükleer savunma ve silahları üzerine yapılan çalışmalar sırasında ortaya çıkarılan ve Monte Carlo (MC) metodunu kullanan bir programdır. Program Monte Carlo metodunu kullanarak nötronların ve gama ışınlarının taşınmasını analiz eder ve bunların sonucunda oluşabilecek kombinasyonların taşınmalarıyla ilgilenir. Aynı zamanda, hem birincil kaynak elektronların hem de gama ışınlarının madde ile etkileşimi sonucu oluşan ikincil elektronların taşınmalarıyla da ilgilenmektedir.

Monte Carlo N-particle Transport Code (MCNP) foton, elektron ve nötronların zamana bağlı sürekli enerji geçişlerini üç boyutlu bir geometride simüle eden koddur. MCNP kodu kendi içinde Monte Carlo simülasyonu ve farklı modelleri içermektedir. Kodun içerdiği fizik ve matematik bilgileri sayesinde, nükleer alandaki çalışmalar yapılabilir.

MCNP, geometri oluşturulurken kodlanan hücre ve yüzey bilgilerini kullanarak sistem üzerinde ölçümler yapan bir koddur. Bu kod, yüzeyler tarafından sınırlandırılarak oluşturulan hücrelerde ve bölgelerin bileşenlerinde gelişigüzel davranış sergiler.

MCNP'de yazılan kodun hesaplanması sonucu istatistiksel analiz MCNP'nin kendisi tarafından sağlanır. Yapılan hata tahminleri, simüle edilen sistemle gerçek sistemin fiziksel değerlerini karşılaştırıp sonuçların kesinliğini göstermez fakat MCNP tarafından yapılan hesaplamaların kesinliğini ifade etmektedir.

### 3.2.1. MCNP İntput Dosyasının Genel Yapısı

Bir MCNP input dosyası, simülasyonu planlanan sistemin geometrisini, sistemde kullanılacak tüm materyallerin özelliklerini, radyasyon kaynağının yapısını, dedektör sistemlerini ve radyasyonun iletim özellikleri ile ilgili tüm bilgileri içermelidir.

Şekil 3.1'de bir input dosyasının yapısı genel hatlarıyla gösterilmektedir. Bir MCNP input dosyası temel olarak üç ana bölümden oluşmaktadır: Hücre kartları, yüzey kartları ve data kartları. MCNP'de kart kelimesi tek bir satırı ifade etmektedir.



Şekil 3.1. MCNP input dosyasının genel yapısı (Shultis ve Faw, 2011)

Input dosyasının her bir satırında en fazla 80 sütunluk içerik yazılabilmektedir. 80 sütunu aşan satırlarda, satırın sonuna & karakteri konularak bir alt satıra geçilir ve üst satırda kalınan yerden devam edilebilmektedir. Ayrıca input dosyası hazırlanırken serbest alan formatı özelliği sayesinde, harfler büyük-küçük kullanılabilen, hatta büyük-küçük karışık yazım da söz konusu olabilmektedir. Bir satırın başına yazılan C veya c karakteri, MCNP çalışırken o satırı okumamasını sağlar. Input bilgilerinin yazıldığı herhangi bir satırın sonuna eklenen \$ karakteri ise kullanıcının o satır hakkında bilgi verici yorumları not almasına olanak sağlar ve yine MCNP tarafından okunmaz.

MCNP input dosyalarından kullanılan birim sistemleri; uzunluk için santimetre (cm), enerji için mega elektron-volt (MeV), atom yoğunluğu  $b^{-1}.c^{-1}$  ve kütle yoğunluğu  $g/cm^3$  olarak programa tanımlanmıştır. Başlık kartı, MCNP input dosyasının ilk satırındadır ve diğer satırlar gibi en fazla 80 karakter ile sınırlandırılmıştır. Başlık satırında, gelecek çalışmalara ışık tutmak adına problemi temsil edecek bir başlık verilir.

### **3.2.2. Geometri Tanımlamaları**

MCNP kodunda geometrinin tanımlanması ve simülasyona uyarlanması en önemli noktalardan biridir. Geometri tanımlanmasında, hacim ve hücrelerin belirlenmesi ve bu hücreleri oluşturan yüzeylerin geometri inputunda bulunması gerekir. Geometri tanımlamaları yapılırken koordinat düzleminde yararlanılır ve Çizelge 3.1'de verilen denklemler kullanılır.

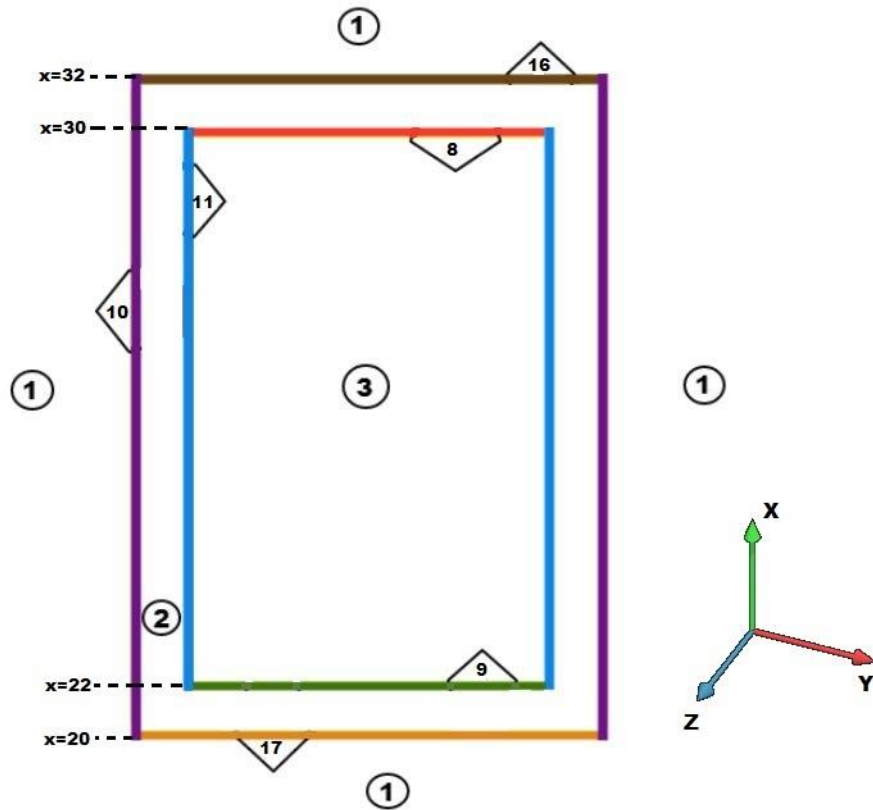
Çizelge 3.1. MCNP Geometri tanımlamaları (yüzey kartı)

İnput Kodu	Tür	Tanımlama	Denklemler	Kart İnanıtı
P PX PY PZ	Düzlem	Genel x-eksenine dik y-eksenine dik z-eksenine dik	$Ax + By + Cz - D = 0$ $x - D = 0$ $y - D = 0$ $z - D = 0$	A B C D D D D
SO S SX SY SZ	Küre	Orijinde merkezlenmiş Genel x-ekseninde merkezlenmiş y-ekseninde merkezlenmiş z-ekseninde merkezlenmiş	$x^2 + y^2 + z^2 - R^2 = 0$ $(x - \bar{x})^2 + (y - \bar{y})^2 + (z - \bar{z})^2 - R^2 = 0$ $(x - \bar{x})^2 + y^2 + z^2 - R^2 = 0$ $x^2 + (y - \bar{y})^2 + z^2 - R^2 = 0$ $x^2 + y^2 + (z - \bar{z})^2 - R^2 = 0$	R $\bar{x} \bar{y} \bar{z} R$ $\bar{x} R$ $\bar{y} R$ $\bar{z} R$
C/X C/Y C/Z CX CY CZ	Silindir	x-eksenine paralel y-eksenine paralel z-eksenine paralel x-ekseninde y-ekseninde z-ekseninde	$(y - \bar{y})^2 + (z - \bar{z})^2 - R^2 = 0$ $(x - \bar{x})^2 + (z - \bar{z})^2 - R^2 = 0$ $(x - \bar{x})^2 + (y - \bar{y})^2 - R^2 = 0$ $y^2 + z^2 - R^2 = 0$ $x^2 + z^2 - R^2 = 0$ $x^2 + y^2 - R^2 = 0$	$\bar{y} \bar{z} R$ $\bar{x} \bar{z} R$ $\bar{x} \bar{y} R$ R R R
K/X K/Y K/Z KX KY KZ	Koni	x-eksenine paralel y-eksenine paralel z-eksenine paralel x-ekseninde y-ekseninde z-ekseninde	$\sqrt{(y - \bar{y})^2 + (z - \bar{z})^2} - t(x - \bar{x}) = 0$ $\sqrt{(x - \bar{x})^2 + (z - \bar{z})^2} - t(y - \bar{y}) = 0$ $\sqrt{(x - \bar{x})^2 + (y - \bar{y})^2} - t(z - \bar{z}) = 0$ $\sqrt{y^2 + z^2} - t(x - \bar{x}) = 0$ $\sqrt{x^2 + z^2} - t(y - \bar{y}) = 0$ $\sqrt{x^2 + y^2} - t(z - \bar{z}) = 0$	$\bar{x} \bar{y} \bar{z} t^2 \pm 1$ $\bar{x} \bar{y} \bar{z} t^2 \pm 1$ $\bar{x} \bar{y} \bar{z} t^2 \pm 1$ $\bar{x} t^2 \pm 1$ $\bar{y} t^2 \pm 1$ $\bar{z} t^2 \pm 1$
SQ	Elipsoid Hiperbolik Parabolik	Eksenler; x, y ve z eksenlerine paralel	$A(x - \bar{x})^2 + B(y - \bar{y})^2 + C(z - \bar{z})^2 + 2D(x - \bar{x}) + 2E(y - \bar{y}) + 2F(z - \bar{z}) + G = 0$	A B C D E F G $\bar{x} \bar{y} \bar{z}$
GQ	Silindir, Koni Elipsoid Parabolik Hiperbolik	Eksenler; x,y ve z eksenlerine paralel değildir	$Ax^2 + By^2 + Cz^2 + Dxy + Eyz + Fzx + Gz + Hy + Jz + K = 0$	A B C D E F G H J K
TX TY TZ	Eliptik veya dairesel halka. Eksenler; x-,y- veya z- eksenlerin e paralel	$(x - \bar{x})^2 / B^2 + (\sqrt{(y - \bar{y})^2 + (z - \bar{z})^2} - A)^2 / C^2 - 1 = 0$ $(y - \bar{y})^2 / B^2 + (\sqrt{(x - \bar{x})^2 + (z - \bar{z})^2} - A)^2 / C^2 - 1 = 0$ $(z - \bar{z})^2 / B^2 + (\sqrt{(x - \bar{x})^2 + (y - \bar{y})^2} - A)^2 / C^2 - 1 = 0$	$\bar{x} \bar{y} \bar{z} A B C$ $\bar{x} \bar{y} \bar{z} A B C$ $\bar{x} \bar{y} \bar{z} A B C$	
XYZP	Yüzeyler, noktalar ile tanımlanır.			

### 3.2.3. Hücre ve Yüzey Kartları

Bir MCNP geometrisi oluşturulurken dikkat edilmesi gereken iki yapı vardır. Bunlardan birincisi, geometride var olan alanları kapsayan hücre terimi, ikincisi ise bu hücreleri sınırlandıran yüzey tanımlamalarıdır.

Geometride oluşturulan her bir hücre ayrı materyaller ile doldurulabilmekte veya vakumlu bir ortam yaratılacak şekilde kodlama yapılabilmektedir. Şekil 3.2'de hücreler ve yüzeyleri temsili olarak gösterilmiştir.

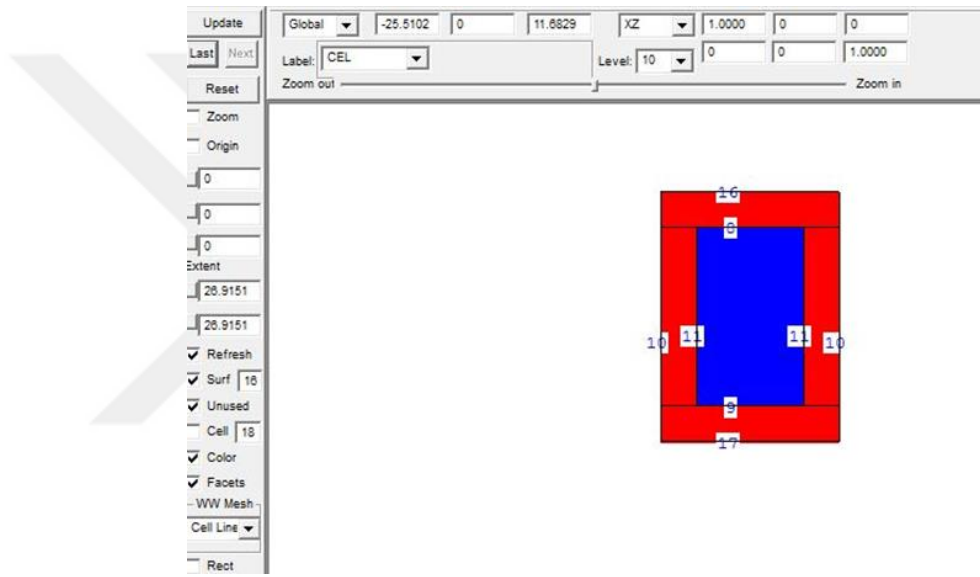


Şekil 3.2. Bir silindirin temsili geometrik çizimi

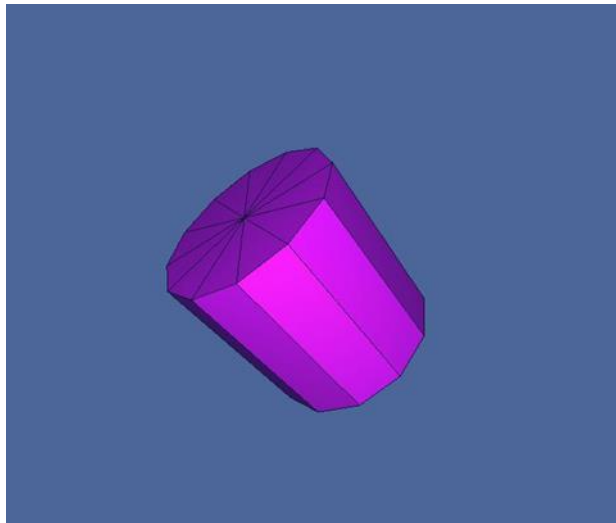
Şekildeki yapı bir silindirin geometrik çizimidir. Şekil 3.2'de üçgenler içerisindeki rakamlar her bir renkteki yüzeyleri, daire içerisindeki rakamlar ise bu yüzeylerin sınırladığı hücreleri temsil etmektedir.

1 numaralı hücre dış ortamı göstermekte, 2 numaralı hücre bu silindirin kalınlığını ve 3 numaralı hücre ise silindirin içini göstermektedir. 2 numaralı hücre 4 ve 5 numaralı yüzeylerle sınırlandırılarak oluşmuştur. Bu silindir x, y, z koordinat sistemine oturtulmuş ve x ekseninde tabanı oluşturan 8 numaralı yüzey  $x=20$  noktasında, 6 numaralı üstünü kapatan yüzey ise  $x=32$  noktasında konumlandırılmıştır.

Bu input dosyasının MCNPX Visual Editor Version X22S'de çalıştırıldığında Şekil 3.3'deki geometrisi ve Şekil 3.4'deki üç boyutlu görüntüsü oluşmaktadır.



Şekil 3.3. MCNPX Visual Editor Version X22S silindir görüntüsü



Şekil 3.4. MCNPX Visual Editor Version X22S üç boyutlu silindir görünümü

Bir hücre kartının formu aşağıdaki gibidir.

j m d geometri parametreler

Bu satırda j; hücrenin numarasını, m; hücrenin içerisinde bulunan materyali, d; o materyalin yoğunluğunu ifade etmektedir. Eğer birkaç hücrede aynı materyal kullanılıyorsa, hücrelerin numaraları (j) farklı fakat materyal numaraları (m) aynı olmaktadır. Geometri kısmında, o hücreyi sınırlayarak oluşturan yüzeylerin hücreyi ne şekilde kapladığı belirtilmektedir. Parametrelerin bulunduğu son bölüm ise, data kartları ile ilişkilidir. Örneğin, parametre bölümünde “imp:n” yazılması, o hücrede nötronlarla çalışma yapılacağını gösterir.

MCNP input dosyasında yüzey kartlarının formu aşağıdaki gibidir:

j a list

Bu satırda j, yüzey numarasıdır. a, yüzey türünü (silindirik, düzlem, konik vb.) ve list ise uzaysal düzlemdeki uzaklığı ya da yarıçapı cm cinsinden ifade etmektedir.

Örneğin;

1 cz 20

satır; 1 numaralı yüzeyin z ekseninde bulunan cz merkezli bir silindir yüzeyi olduğunu ve bu silindirin yarıçapının 20 cm olduğunu belirtmektedir.

#### 3.2.4. Data Kartları

Data kart bölümünün formatı, hücre ve yüzey kartları ile aynıdır. Medikal fizik çalışanlarının data kartlarında olması gereken en önemli bilgileri; problemin türü, kaynak tanımlamaları, sayım (tally) tanımlamaları, materyal ve cross-section tanımlamalarıdır.

Problem türü satırında belirtilen “mode” kodu, simülasyonda hangi parçacığın yaratılacağını ve problemde takip edileceğini belirtmektedir. Mode kodunun yanına yazılacak olan N harfi, o parçacığın türünün nötron olduğunu; P harfi foton olduğunu ve E harfi ise elektron ya da pozitron olduğunu ifade etmektedir.

Medikal fizik çalışmalarında kaynak tanımlaması için “SDEF” kodu kullanılmaktadır. Çizelge 3.2’de bu çalışmanın inputunda kullanılan kaynak tanımlamaları (SDEF) için kullanılan kodlar verilmiştir.

Çizelge 3.2. MCNP kaynak tanımlamaları

Değişken	Anlamı	Varsayılan
CEL	Hücre	XXX,YYY,ZZZ ve UUU,VVV,WWW ile belirlenir.
ERG	Enerji (MeV)	14 MeV
DIR	$\mu$ , VEC ve UUU,VVV,WWW arasındaki açının kosinüsü. Azimutla ilgili açı her zaman standart olarak $[0,2\pi]$ ’de örneklenir.	Hacim durumu: $\mu$ standart olarak $[-1,1]$ aralığında örneklenir (izotropik). Yüzey durumu: $\mu \in [0,1]$ için $p(\mu)=2\mu$ (kosinüs dağılımı)
POS	Örnekleme pozisyonu için referans noktası	0,0,0
AXS	EXT ve RAD için referans vektör	Yön yok
PAR	Kaynağın yayımladığı parçacığın türü	=1 (nötron) eğer MODE N veya P veya N P E; =2 (foton) eğer MODE P ; =3 (elektron) eğer MODE E ise.

Sayım (tally) kartları, kullanıcıların Monte Carlo hesaplamalarında elde etmek istedikleri bilgileri belirlemek için kullanılır. Bu çalışmada MCNP input dosyası hazırlanırken kullanılan F4 tally kodu, bir hücrenin içindeki ortalama akıyı vermektedir.

Bir MCNP input dosyasında materyal kartının gösterimi aşağıdaki gibidir:

mn and1 oran1 and2 oran2...

mn; materyalin numarasını, and1 materyali oluşturan elementlerin atom numarasını, oran1; nüklid oranını ifade etmektedir. Eğer materyal birden fazla farklı atomdan oluşuyor ise bütün atomlar bu şekilde sıralanarak yazılır.

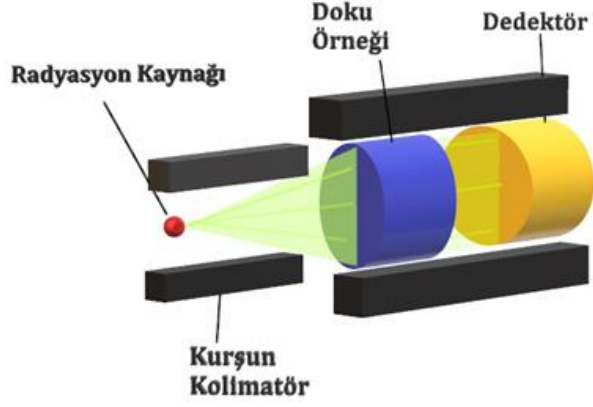
### **3.3. MCNPX Kodunun Oluşturulması ve Yöntem**

Bu çalışmada BT taramalarındaki anatomik bölgelerdeki bazı organların kütle zayıflatma katsayıları ve bu bölgelerin kalınlığa bağlı olarak radyasyon zayıflatma miktarları araştırılmış ve sonuçların karşılaştırmaları gerçekleştirilmiştir. Anatomik bölge olarak beyin, toraks ve abdomen bölgeleri belirlenmiş; kütle zayıflatma katsayıları hesaplanmak üzere de bu anatomik bölgelerden sırasıyla beyin dokusu, akciğer dokusu ve karaciğer dokusu seçilmiştir. Bunlara ek olarak toraks ve abdomen anatomik bölgelerindeki radyasyon azalımlarına etkilerini incelemek üzere, yağ dokusunun kütle zayıflatma katsayısı için ölçümler gerçekleştirilmiştir.

#### **3.3.1. Beyin, Akciğer, Karaciğer ve Yağ Dokularının Kütle Zayıflatma Katsayılarının Hesaplanması**

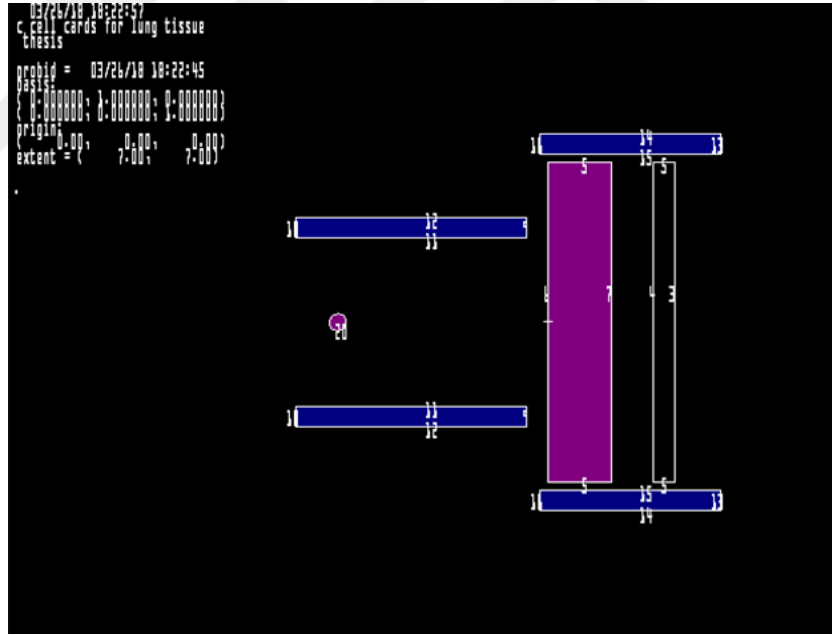
Bu çalışmada beyin, toraks ve abdomen anatomik bölgelerinden sırasıyla beyin, akciğer ve karaciğer organları seçilerek bu organlar MCNPX ile modellenmiş ve radyolojik enerji aralıklarındaki (0.08, 0.10, 0.12, 0.14, 0.511, 0.662, 1.173, 1.274 ve 1.333 MeV) kütle zayıflatma katsayıları XCOM verileri ile kıyaslanmıştır.

Şekil 3.5'de beyin, akciğer, karaciğer ve yağ dokularının kütle zayıflatma katsayılarını hesaplamak üzere hazırlanan simülasyon modelinin temsili görünümü verilmiştir.



Şekil 3.5. Doku örneklerinin kütle zayıflatma katsayılarını hesaplamak için total simülasyon geometrisi

Hedeflenen simülasyon görüntüsünün input dosyasına aktarılması sonucu elde edilen MCNPX simülasyon geometrisi Şekil 3.6'da gösterildiği gibidir.



Şekil 3.6. Kütle zayıflatma katsayısı hesaplamaları için geliştirilen input dosyasının MCNP görselleştirme aracındaki ekran görüntüsü

Beyin, akciğer, karaciğer ve yağ dokularının kütle zayıflatma katsayıları, kolime edilen ve mono-enerjik ışınli noktasal izotropik kaynak kullanılarak hesaplanmıştır. İzotropik kaynak, her bir doku kütle zayıflatma katsayısı hesaplaması için sırasıyla 0.08 MeV ila 1.333 MeV arasındaki radyolojik enerji

aralığında tanımlanmıştır. Bu MCNPX simülasyonunda, dokulardaki kütle zayıflatma katsayılarını belirlemek üzere *ortalama akı tally (F4)* kullanılmıştır. Tüm ölçüm ve hesaplamalar Intel® Core™ i5 CPU 2.71 GHz donanımlı bilgisayar kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

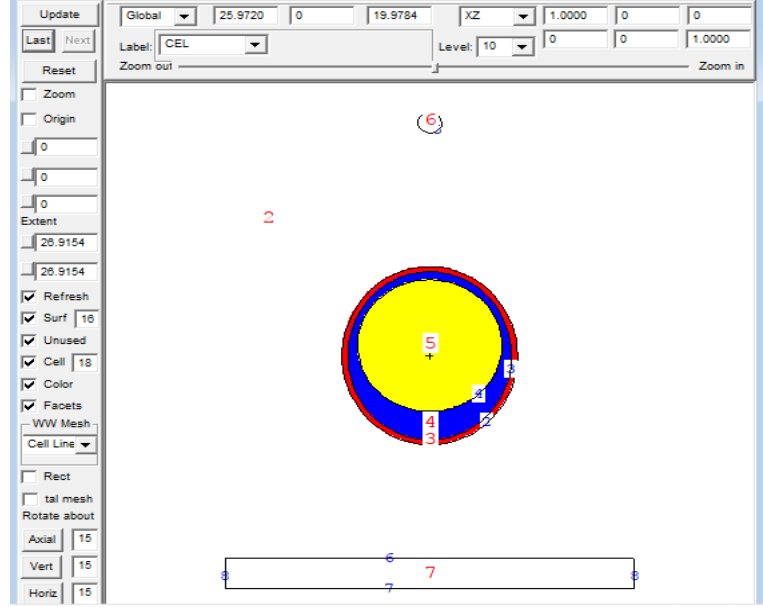
### 3.3.2. Beyin Anatomik Bölgesinin MCNPX Geometrisinin Oluşturulması

Beyin anatomik bölge geometrisi oluşturulurken hücre ve yüzeyler tanımlanmış ve ICRU 46 Raporu ışığında Çizelge 3.3'de verilen doku/organ elemental yüzdeleri ile materyal tanımlamaları gerçekleştirilmiştir.

Çizelge 3.3. Beyin, kranium ve deri dokularının elemental yüzdeleri ve yoğunlukları (ICRU-46, 1991)

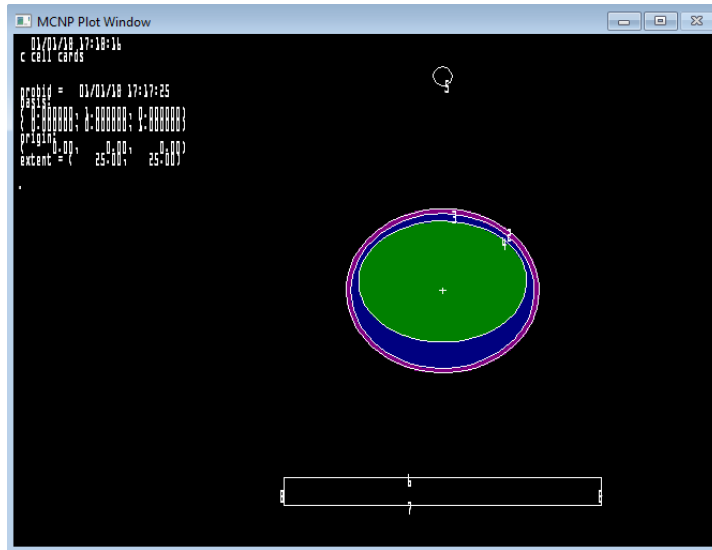
	Beyin (Yetişkin)	Kranium	Deri (Yetişkin)
Hidrojen (H)	10.7	5.0	10.0
Karbon (C)	14.5	21.2	20.4
Azot (N)	2.2	4.0	4.2
Oksijen (O)	71.2	43.5	64.5
Sodyum (Na)	0.2	0.1	0.2
Magnezyum (Mg)	-	0.2	-
Fosfor (P)	0.4	8.1	0.1
Kükürt (S)	0.2	0.3	0.2
Klor (Cl)	0.3	-	0.3
Potasyum (K)	0.3	-	0.1
Kalsiyum (Ca)	-	17.6	-
Yoğunluk ( $\rho$ ) (g/cm <sup>3</sup> )	1.04	1.61	1.09

İnput dosyasına geometri ve materyal tanımlamalarının oluşturulması sonucunda MCNPX Visual Editor Version X22S'de elde edilen iki boyutlu görüntüsü Şekil 3.7'deki gibidir.



Şekil 3.7. Beyin anatomik bölgesinin MCNPX Visual Editor Version X22S'deki görüntüsü

Şekil 3.7'de kırmızı renk ile belirtilen rakamlar hücreleri, mavi renk ile belirtilen rakamlar ise yüzeyleri temsil etmektedir. 5 numaralı sarı hücre beyin dokusunu, 4 numaralı lacivert hücre kraniumu (kafatası) ve 3 numaralı kırmızı hücre ise kafatası derisini oluşturmaktadır. Geometride hücre-yüzey tanımlamalarının ardından kaynak ve dedektör konumlandırılmıştır. 6 numaralı hücre radyasyon kaynağını ve 7 numaralı hücre de dedektörü temsil etmektedir. Bu input dosyasının MCNP görüntüsü Şekil 3.8'deki gibidir.



Şekil 3.8. Beyin anatomik bölgesi input dosyasının MCNP Plot görüntüsü

Beyin anatomik bölgesinin BT radyolojik enerjilerindeki radyasyon zayıflama miktarlarının belirlenmesinde ışının geçtiği ekseninde beyin çapı 17.6 cm'den 19.4 cm'e 0.6'şar cm arttırılarak ölçümler alınmıştır.

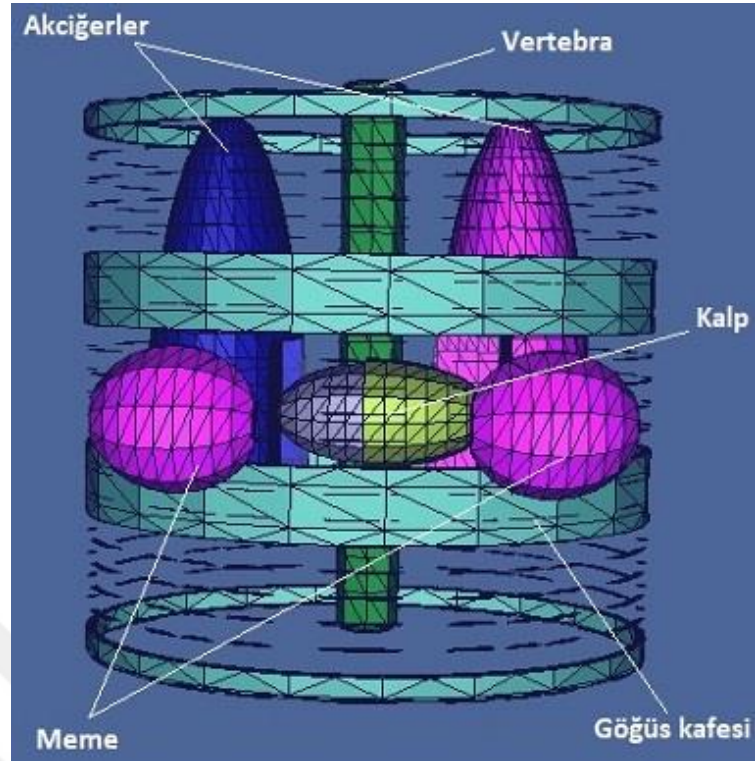
### 3.3.3. Toraks Anatomik Bölgesinin MCNPX Geometrisinin Oluşturulması

Toraks anatomik bölgesinin geometrisi oluşturulurken hücre ve yüzeyler tanımlanmış ve ICRU 46 Raporu ışığında Çizelge 3.4'de verilen doku/organ elemental yüzdeleri ile materyal tanımlamaları gerçekleştirilmiştir.

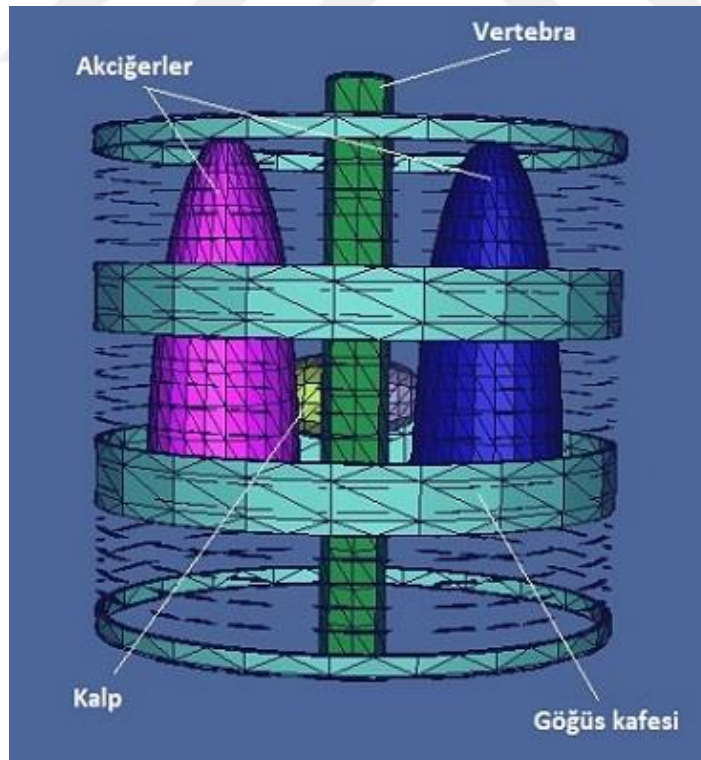
Çizelge 3.4. Akciğer, kalp, vertebra, göğüs kafesi, meme ve deri dokularının elemental yüzdeleri ve yoğunlukları (ICRU-46, 1991)

	Akciğer (Sağlıklı)	Kalp	Vertebra	Göğüs Kafesi	Meme	Deri
<b>Hidrojen (H)</b>	10.3	10.4	7.0	6.4	10.6	10.0
<b>Karbon (C)</b>	10.5	13.9	28.7	26.3	33.2	20.4
<b>Azot (N)</b>	3.1	2.9	3.8	3.9	3.0	4.2
<b>Oksijen (O)</b>	74.9	71.8	43.7	43.6	52.7	64.5
<b>Sodyum (Na)</b>	0.2	0.1	-	0.1	0.1	0.2
<b>Magnezyum (Mg)</b>	-	-	0.1	0.1	-	-
<b>Fosfor (P)</b>	0.2	0.2	5.1	6.0	0.1	0.1
<b>Kükürt (S)</b>	0.3	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2
<b>Klor (Cl)</b>	0.3	0.2	0.1	0.1	0.1	0.3
<b>Potasyum (K)</b>	0.2	0.3	0.1	0.1	-	0.1
<b>Kalsiyum (Ca)</b>	-	-	11.1	13.1	-	-
<b>Yoğunluk (<math>\rho</math>) (g/cm<sup>3</sup>)</b>	0.26	1.05	1.33	1.41	1.02	1.09

İnput dosyasına geometri ve materyal tanımlamalarının oluşturulması sonucunda MCNPX Visual Editor Version X22S'de elde edilen toraks simülasyonunun vücudun ön tarafından görünümü Şekil 3.9'daki, arka (sırt) tarafından görünümü ise Şekil 3.10'daki gibidir.



Şekil 3.9. Toraks anatomik bölgesinin (deri tabakası hariç) MCNPX Visual Editor Version X22S'deki vücudun ön tarafından görüntüsü



Şekil 3.10. Toraks anatomik bölgesinin (deri tabakası hariç) MCNPX Visual Editor Version X22S'deki arka tarafından görüntüsü

Toraks anatomik bölgesinin BT radyolojik enerjilerindeki radyasyon zayıflama miktarlarının belirlenmesinde gövde kısmının ışın geçen kalınlığı 13 cm olarak alınarak meme dokularının kalınlıkları kıyaslanmış olup; ışının detektöre doğru yollandığı ekseninde meme çapları 11, 13, 15 ve 17 cm alınarak toraks bölgesinden geçerek detektörlere ulaşan radyasyon doz miktarlarının ölçümleri gerçekleştirilmiştir.

### 3.3.4. Abdomen Anatomik Bölgesinin MCNPX Geometrisinin Oluşturulması

Abdomen anatomik bölgesinin geometrisi oluşturulurken hücre ve yüzeyler tanımlanmış ve Çizelge 3.4'de verilen doku/organ elemental yüzdeleri ile materyal tanımlamaları gerçekleştirilmiştir.

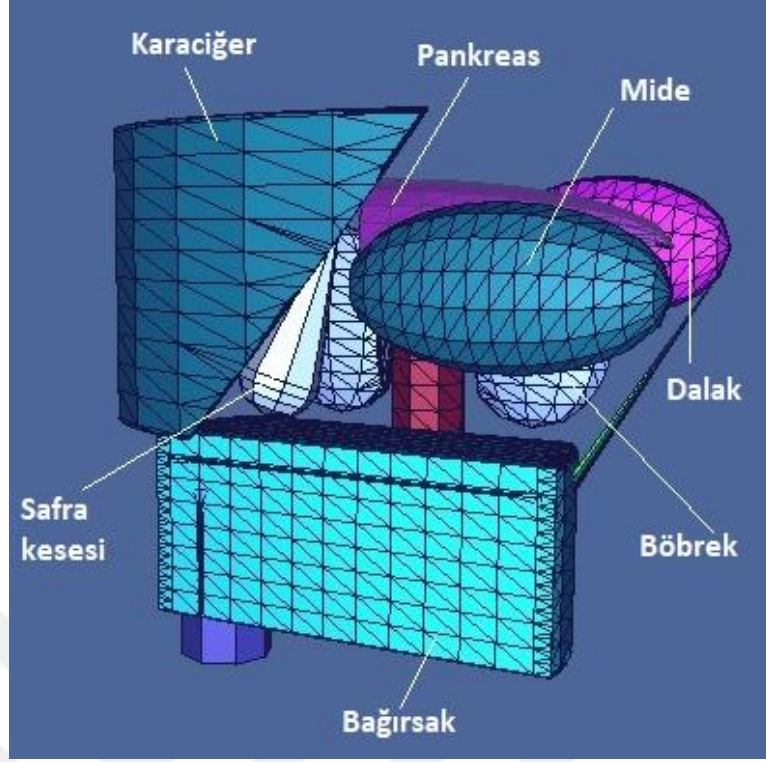
Çizelge 3.5. Karaciğer, pankreas, vertebra, safra kesesi, deri, mide, böbrek, dalak, bağırsak ve yağ dokularının elemental yüzdeleri ve yoğunlukları (Duck, 1990; ICRU-46, 1991)

	Karaciğer	Pankreas	Vertebra	Safra kesesi	Deri
<b>Hidrojen (H)</b>	10.2	10.6	7.0	10.8	10.0
<b>Karbon (C)</b>	13.9	16.9	28.7	6.1	20.4
<b>Azot (N)</b>	3.0	2.2	3.8	0.1	4.2
<b>Oksijen (O)</b>	71.6	69.4	43.7	82.2	64.5
<b>Sodyum (Na)</b>	0.2	0.2	-	0.4	0.2
<b>Magnezyum (Mg)</b>	-	-	0.1	-	-
<b>Fosfor (P)</b>	0.3	0.2	5.1	-	0.1
<b>Kükürt (S)</b>	0.3	0.1	0.2	-	0.2
<b>Klor (Cl)</b>	0.2	0.2	0.1	0.4	0.3
<b>Potasyum (K)</b>	0.3	0.2	0.1	-	0.1
<b>Kalsiyum (Ca)</b>	-	-	11.1	-	-
<b>Demir (Fe)</b>	-	-	0.1	-	-
<b>Yoğunluk (<math>\rho</math>) (g/cm<sup>3</sup>)</b>	1.06	1.04	1.33	1.026	1.09

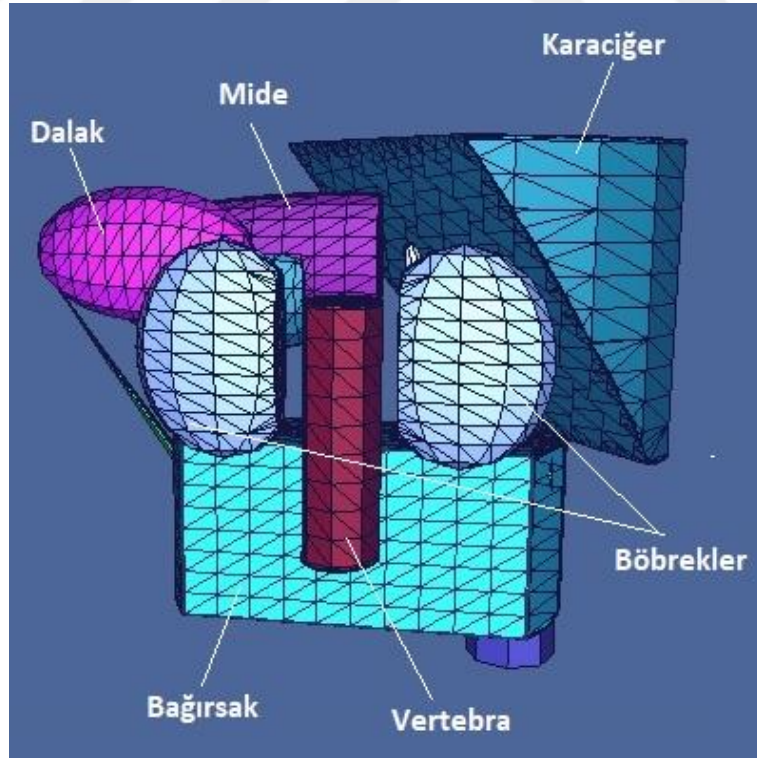
Çizelge 3.5. Karaciğer, pankreas, vertebra, safra kesesi, deri, mide, böbrek, dalak, bağırsak ve yağ dokularının elemental yüzdeleri ve yoğunlukları (Duck, 1990; ICRU-46, 1991) (Devam)

	Mide	Böbrek	Dalak	Bağırsak	Yağ
<b>Hidrojen (H)</b>	10.4	10.3	10.3	10.6	11.4
<b>Karbon (C)</b>	13.9	13.2	11.3	11.5	59.8
<b>Azot (N)</b>	2.9	3.0	3.2	2.2	0.7
<b>Oksijen (O)</b>	72.1	72.4	74.1	75.1	27.8
<b>Sodyum (Na)</b>	0.1	0.2	0.1	0.1	0.1
<b>Magnezyum (Mg)</b>	0.1	-	-	0.1	-
<b>Fosfor (P)</b>	0.2	0.2	0.3	0.1	0.1
<b>Kükürt (S)</b>	-	0.2	0.2	-	-
<b>Klor (Cl)</b>	0.1	0.2	0.2	0.2	0.1
<b>Potasyum (K)</b>	0.2	0.2	0.3	0.1	-
<b>Kalsiyum (Ca)</b>	1.05	0.1	-	-	-
<b>Demir (Fe)</b>	-	-	-	-	-
<b>Yoğunluk (<math>\rho</math>) (g/cm<sup>3</sup>)</b>	1.05	1.05	1.06	1.04	0.91

İnput dosyasına geometri ve materyal tanımlamalarının yapılması sonucunda MCNPX Visual Editor Version X22S'de elde edilen üç boyutlu abdomen görüntüsünün vücudun ön tarağından görünüşü Şekil 3.11'da, vücudun arka (sırt) tarafından görünüşü ise Şekil 3.12'de verilmiştir.



Şekil 3.11. Abdomen anatomik bölgesinin (deri ve yağ tabakası hariç) MCNPX Visual Editor Version X22S'deki vücudun ön tarafından görüntüsü



Şekil 3.12. Abdomen anatomik bölgesinin (deri ve yağ tabakası hariç) MCNPX Visual Editor Version X22S'deki vücudun arka tarafından görüntüsü

Abdomen anatomik bölgesinin BT radyolojik enerjilerindeki radyasyon zayıflama miktarları ölçülürken, abdomen bölgesinde ışının geçtiği kısmın kalınlığı 20 cm olarak hazırlanmış olup; abdomen bölgesinde derinin altında bulunan yağ tabakasının kalınlığı 2, 4, 6 ve 8 cm olarak değiştirilmiştir ve böylece yağ tabakasının radyasyon zayıflama miktarlarına etkisi araştırılmıştır.

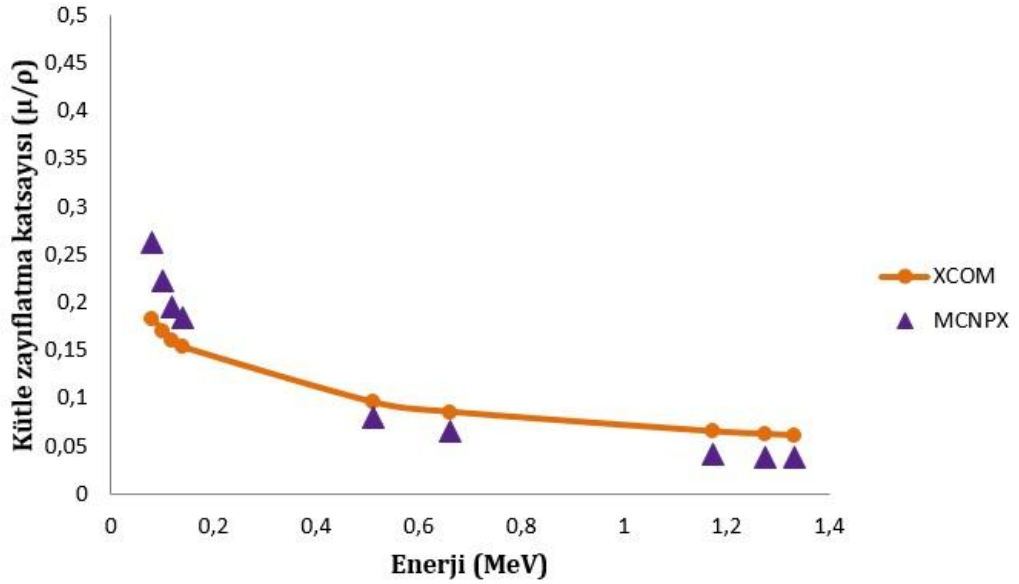
### **3.4. XCOM ve WinXCom**

Hubbell ve Seltzer 1995 yılında yaptıkları çalışmada 1 keV-20 MeV arasındaki foton enerjilerinde, çok sayıda farklı elementler için kütle zayıflatma katsayıları ve kütle enerji soğurma katsayılarını hesaplamışlardır. Daha sonra Berger ve Hubbell; bir element, bileşik veya karışım için 1 keV – 100 GeV enerji aralıklarında kütle zayıflama katsayılarını veya foton etkileşim tesir kesitlerini hesaplayabilmek adına XCOM'u geliştirdi. XCOM'un geliştirilmesinin ardından, bu program, Gerward vd. (2001) tarafından bir Windows platformuna taşınmıştır. Bu yeni Windows sürümüne WinXCom adı verilmiştir. Windows arayüzü sayesinde, kullanım kolaylığı sağlayan programda herhangi bir element, bileşik ya da karışımın kütle zayıflatma katsayıları, atomik fotoelektrik olay, inkohherent ve koherent saçılma, çift oluşumu gibi kısmi foton etkileşimlerini veya toplam foton etkileşimlerinin hesaplanmalarını barındırması, bu hesaplamaların sonuçlarında elde edilen verileri de Microsoft Excell ortamına aktarabilir olması kullanım kolaylığını daha da desteklemektedir (Gerward vd., 2004).

#### 4. ARAŞTIRMA BULGULARI

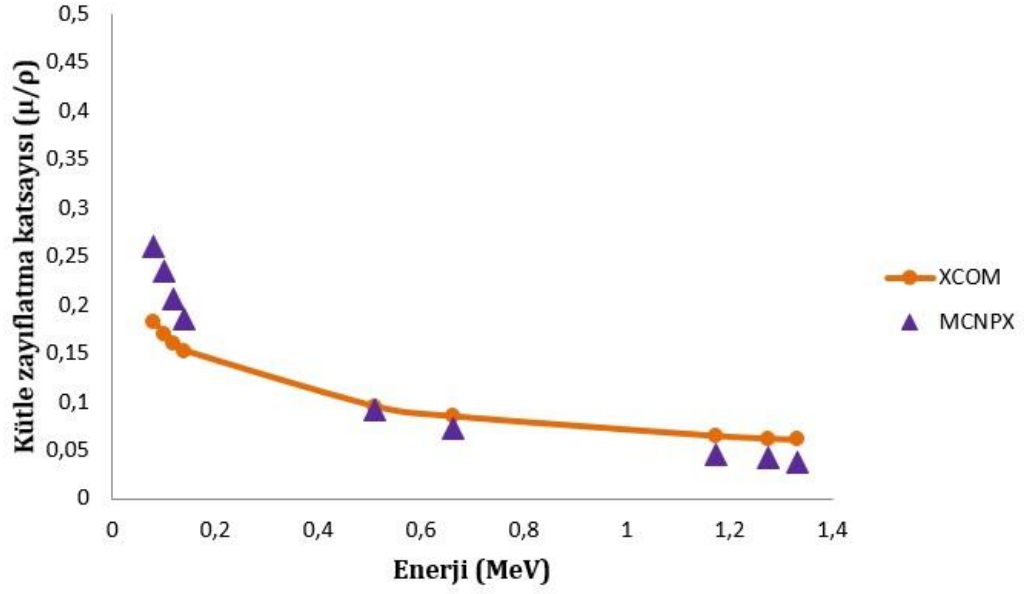
##### 4.1. Beyin, Akciğer, Karaciğer ve Yağ Dokularının Kütle Zayıflatma Katsayılarının MCNPX ve XCOM Sonuçlarının Karşılaştırılması

Beyin, akciğer, karaciğer ve yağ dokunun 0.08, 0.10, 0.12, 0.14, 0.511, 0.662, 1.173, 1.274 ve 1.333 MeV enerjilerinde kütle zayıflatma katsayıları MCNPX ve XCOM programları ile hesaplanarak aşağıdaki grafikler elde edilmiştir. Şekil 4.1 beyin dokusunun MCNPX ve XCOM sonuçlarının karşılaştırılmasını içermektedir.



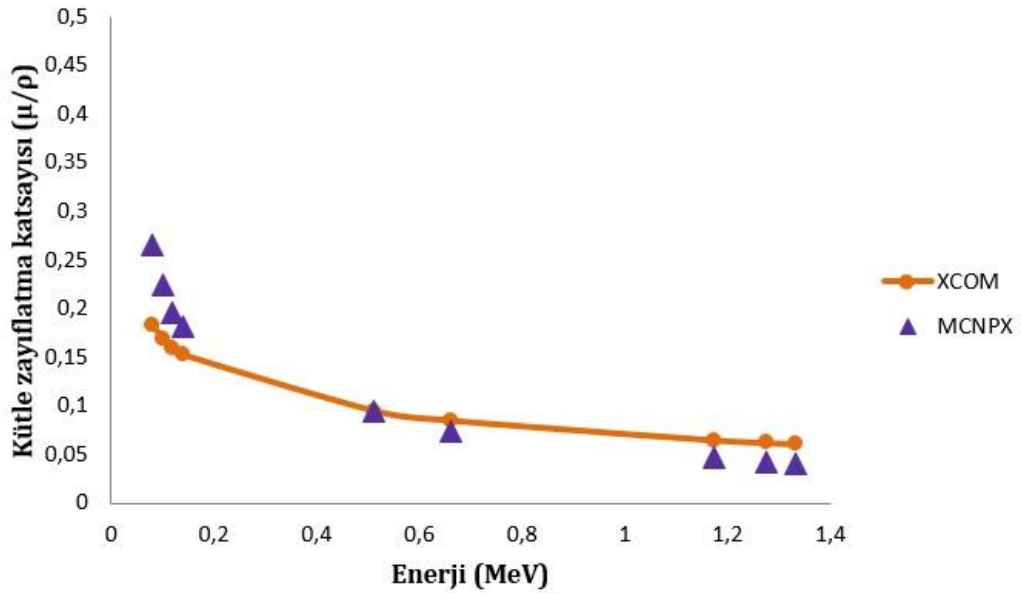
Şekil 4.1. Beyin dokusunun MCNPX ve XCOM'da alınan kütle zayıflatma katsayıları sonuçları

Şekil 4.2 BT toraks anatomik bölgesinde kütle zayıflatma katsayısının ölçülmesi için seçilen akciğer dokusunun, MCNPX ve XCOM sonuçlarının karşılaştırılmasını içermektedir.



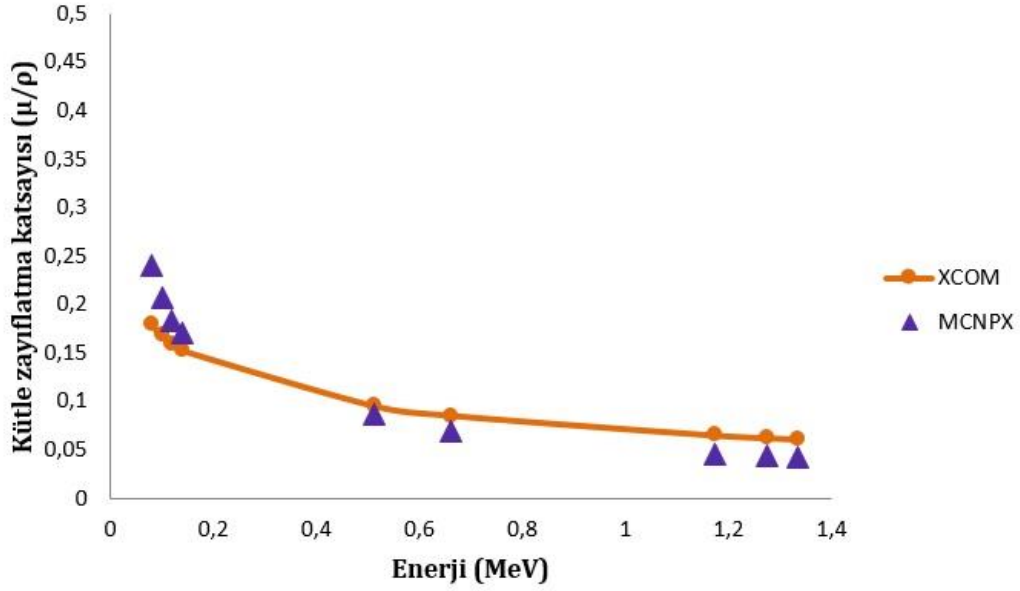
Şekil 4.2. Akciğer dokusunun MCNPX ve XCOM'da alınan kütle zayıflatma katsayıları sonuçları

BT abdomen anatomik bölgesinde kütle zayıflatma katsayısının ölçülmesi için seçilen karaciğer dokusunun MCNPX ve XCOM sonuçlarının karşılaştırılması Şekil 4.3'de verilmiştir.



Şekil 4.3. Karaciğer dokusunun MCNPX ve XCOM'da alınan kütle zayıflatma katsayıları sonuçları

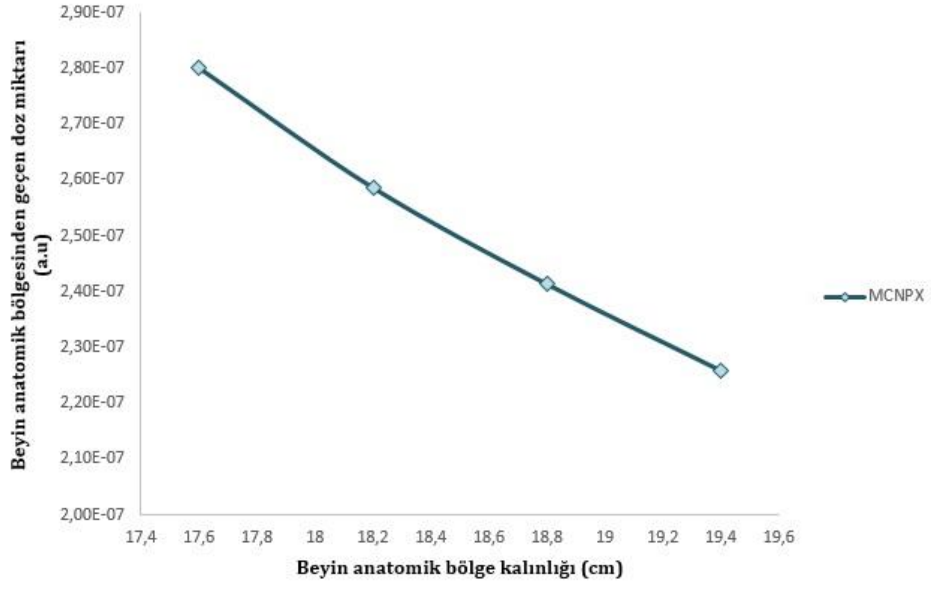
BT toraks ve abdomen bölgelerindeki radyasyon azalim miktarlarını kıyaslama çalışmalarında bu bölgelerdeki yağ dokusu miktarının değişimi ele alınmıştır. Şekil 4.4'de yağ dokusunun MCNPX ve XCOM sonuçlarının karşılaştırılması verilmiştir.



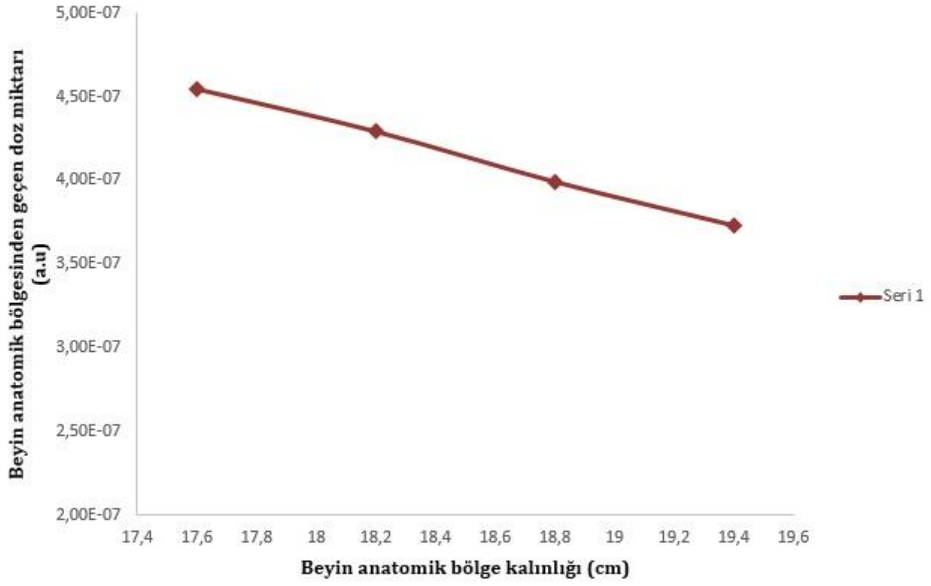
Şekil 4.4. Yağ dokusunun MCNPX ve XCOM'da alınan kütle zayıflatma katsayıları sonuçları

#### 4.2. Beyin Anatomik Bölgesinden Geçen Doz Miktarlarının Kalınlığa Bağlı Değişimi

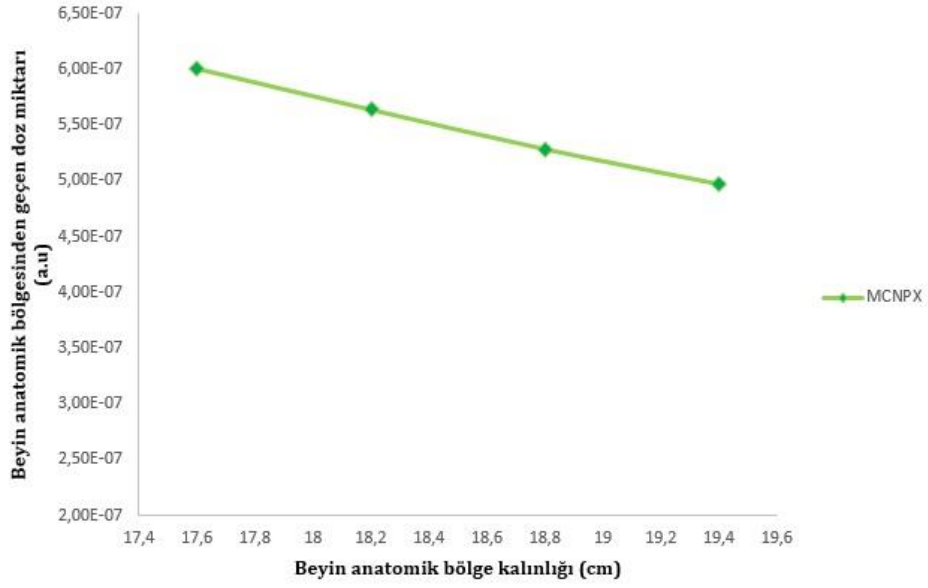
MCNPX'de simüle edilen Beyin BT çekimlerinin, 0,08, 0,10, 0,12 ve 0,14 MeV enerjilerinde gerçekleştirilen ve kafatası çapının 17,6 cm'den 19,4 cm'e kadar 0,6'şar cm arttırılarak gerçekleştirilen ölçüm sonuçları enerjilere göre sırasıyla Şekil 4.5, Şekil 4.6, Şekil 4.7 ve Şekil 4.8'de verilmiştir.



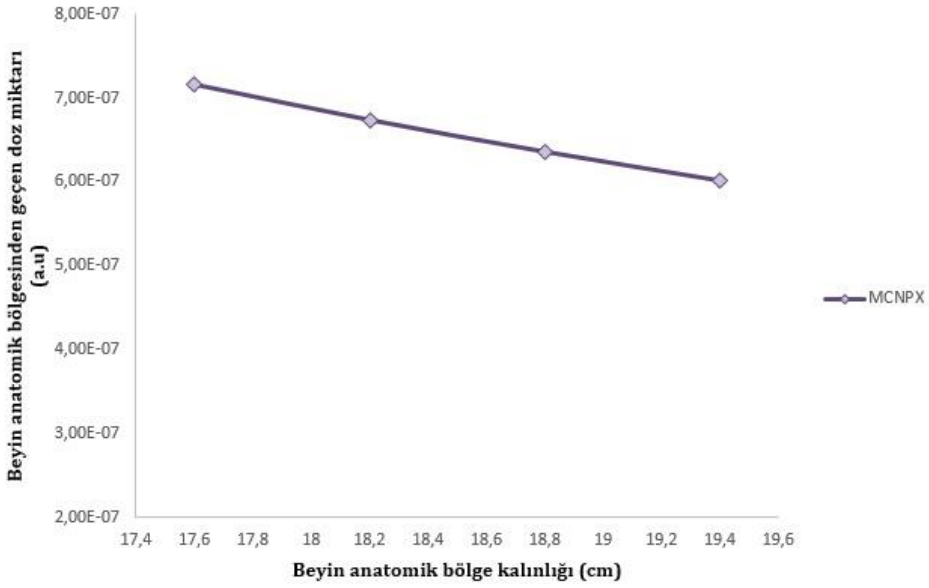
Şekil 4.5. 0.08 MeV'de beyin anatomik bölgesinden geçen doz miktarının kalınlığa bağlı düşüş grafiği



Şekil 4.6. 0.10 MeV'de beyin anatomik bölgesinden geçen doz miktarının kalınlığa bağlı düşüş grafiği



Şekil 4.7. 0.12 MeV'de beyin anatomik bölgesinden geçen doz miktarının kalınlığa bağlı düşüş grafiği

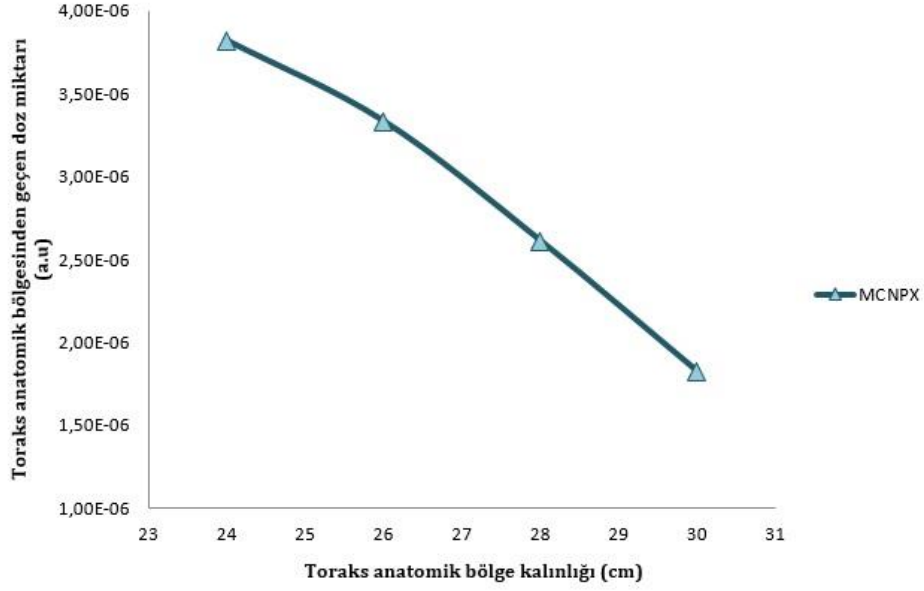


Şekil 4.8. 0.14 MeV'de beyin anatomik bölgesinden geçen doz miktarının kalınlığa bağlı düşüş grafiği

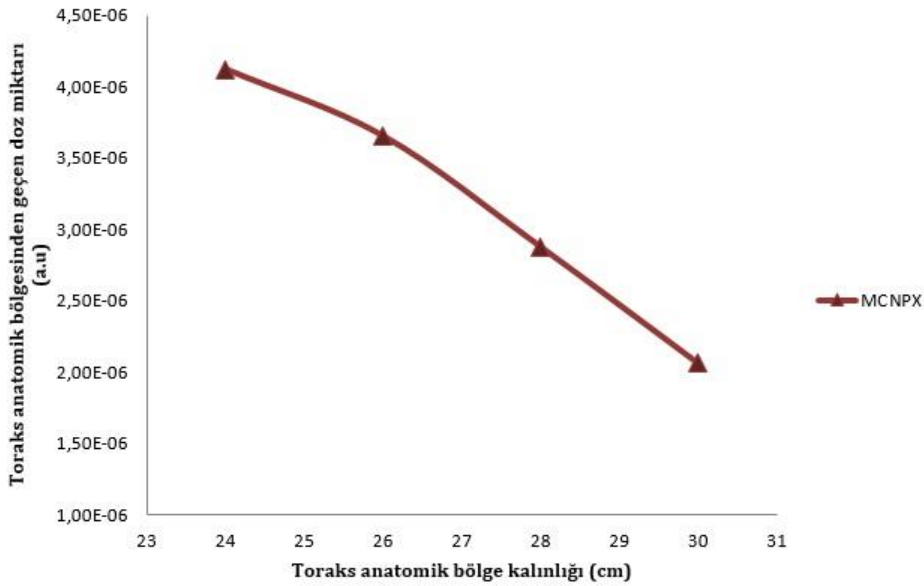
### 4.3. Toraks Anatomik Bölgesinden Geçen Doz Miktarlarının Kalınlığa Bağlı Değişimi

MCNPX'de simüle edilen Toraks BT çekimlerinin, 0.08, 0.10, 0.12 ve 0.14 MeV enerjilerinde gerçekleştirilen, toraks gövde kalınlığının 13 cm olarak ve meme

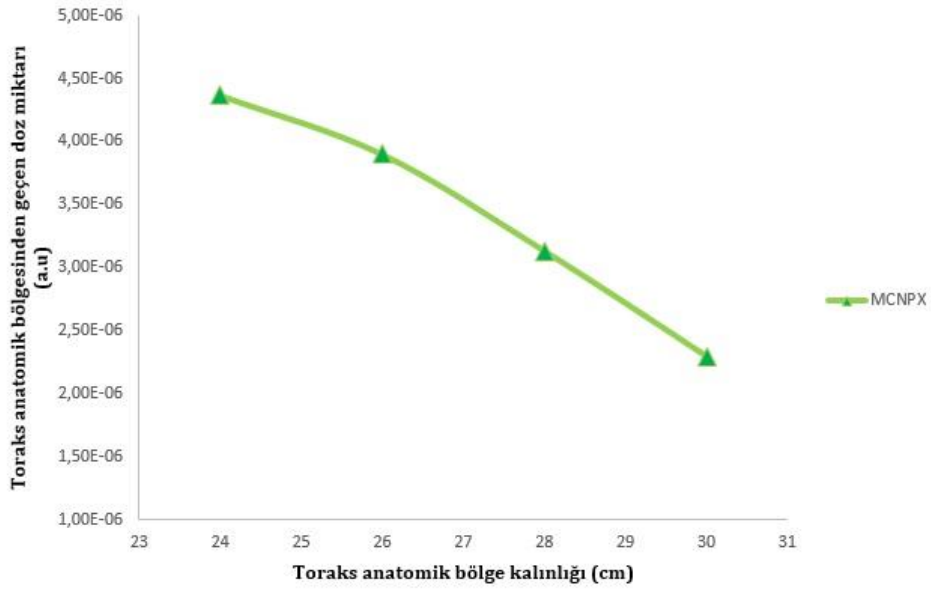
çaplarının 11 cm'den 17 cm'e, 2'şer cm arttırılarak gerçekleştirilen ölçüm sonuçları enerjilere göre sırasıyla Şekil 4.9, Şekil 4.10, Şekil 4.11 ve Şekil 4.12'de verilmiştir.



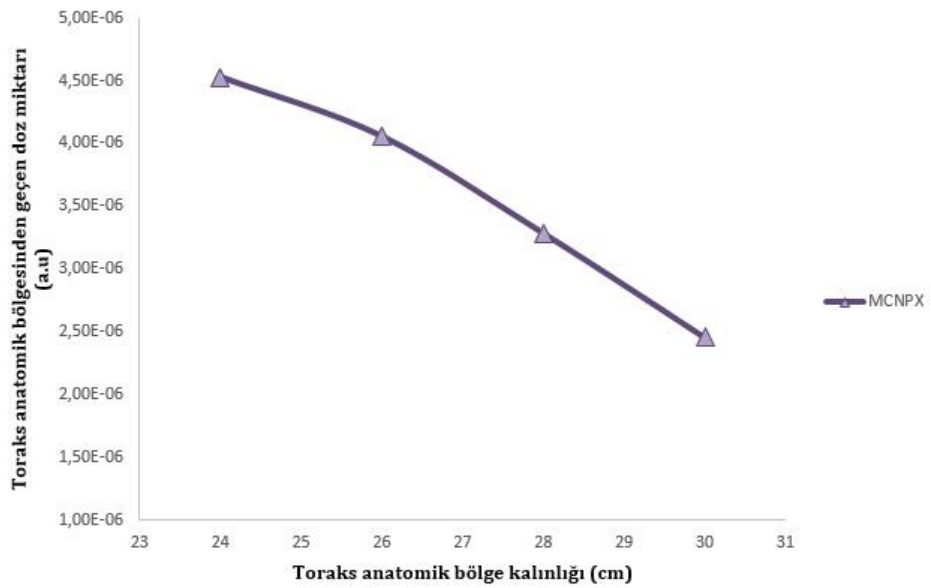
Şekil 4.9. 0.08 MeV'de toraks anatomik bölgesinden geçen doz miktarının kalınlığa bağlı düşüş grafiği



Şekil 4.10. 0.10 MeV'de toraks anatomik bölgesinden geçen doz miktarının kalınlığa bağlı düşüş grafiği



Şekil 4.11. 0.12 MeV’de toraks anatomik bölgesinden geçen doz miktarının kalınlığa bağlı düşüş grafiği

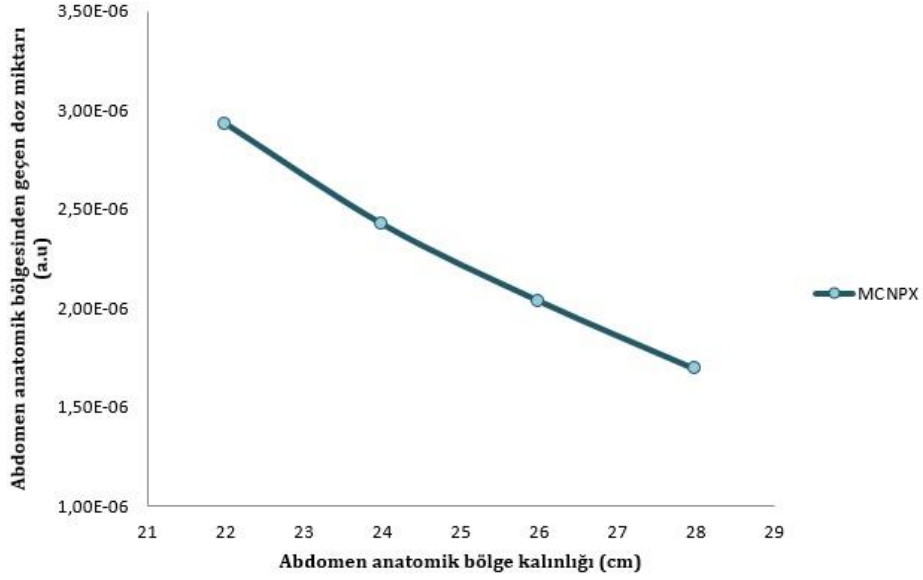


Şekil 4.12. 0.14 MeV’de toraks anatomik bölgesinden geçen doz miktarının kalınlığa bağlı düşüş grafiği

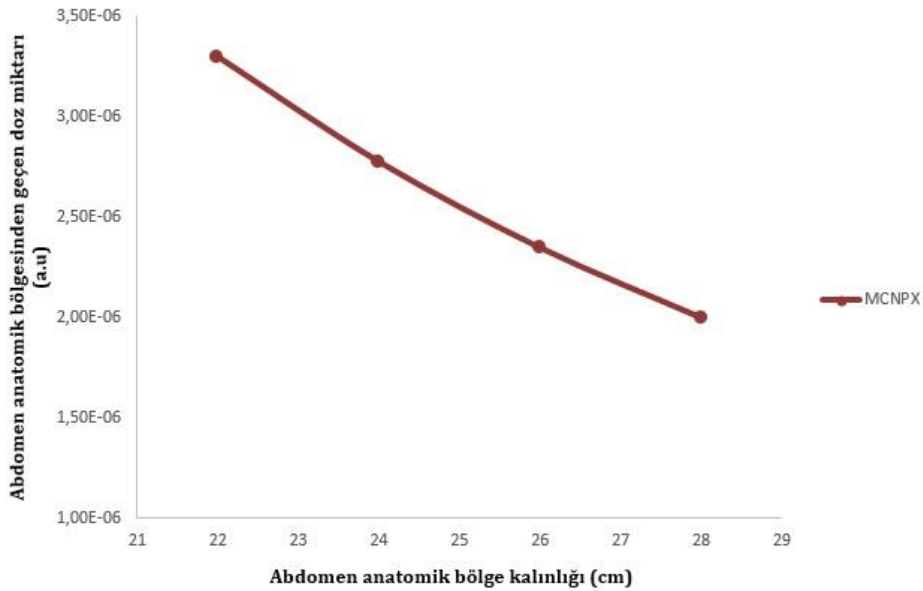
#### 4.4. Abdomen Anatomik Bölgesinden Geçen Doz Miktarlarının Kalınlığa Bağlı Değişimi

MCNPX’de simüle edilen Abdomen BT çekimlerinin, 0.08, 0.10, 0.12 ve 0.14 MeV enerjilerinde gerçekleştirilen, toraks gövde kalınlığının 20 cm olarak alınmış olup, abdomen kısmına eklenen yağ dokusu kalınlıkları 2, 4, 6 ve 8 cm olarak

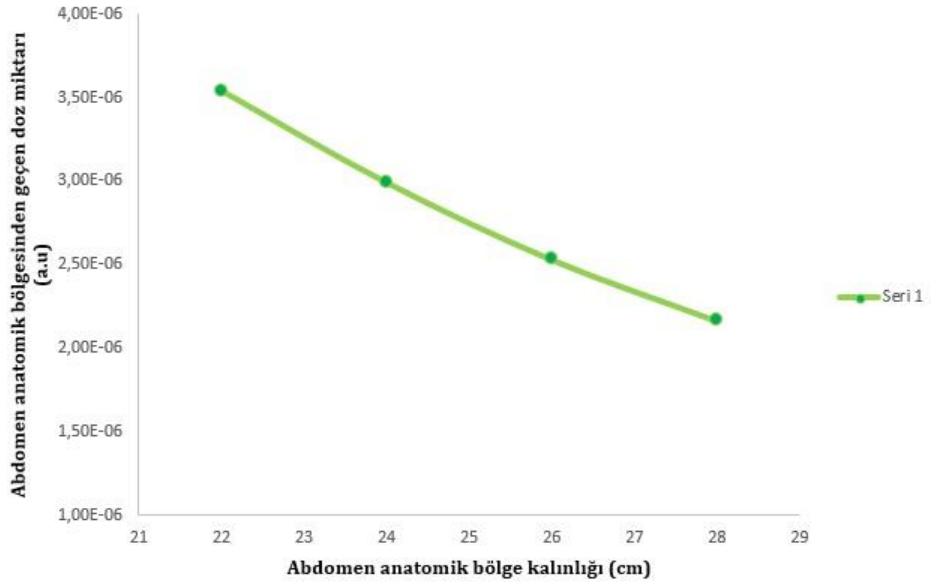
simüle edilmiştir. Böylece toplam abdomen kalınlığı sırasıyla 22, 24, 26 ve 28 cm olarak simüle edilmiştir. MCNPX’de gerçekleştirilen ölçüm sonuçları enerjilere göre sırasıyla Şekil 4.13, Şekil 4.14, Şekil 4.15 ve Şekil 4.16’da verilmiştir.



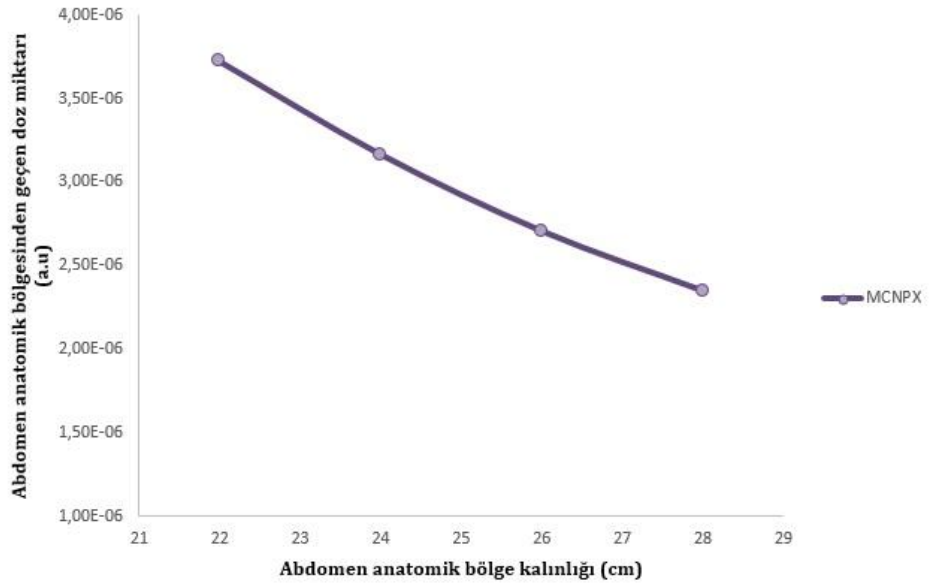
Şekil 4.13. 0.08 MeV’de abdomen anatomik bölgesinden geçen doz miktarının kalınlığa bağlı düşüş grafiği



Şekil 4.14. 0.10 MeV’de abdomen anatomik bölgesinden geçen doz miktarının kalınlığa bağlı düşüş grafiği



Şekil 4.15. 0.12 MeV'de abdomen anatomik bölgesinden geçen doz miktarının kalınlığa bağlı düşüş grafiği



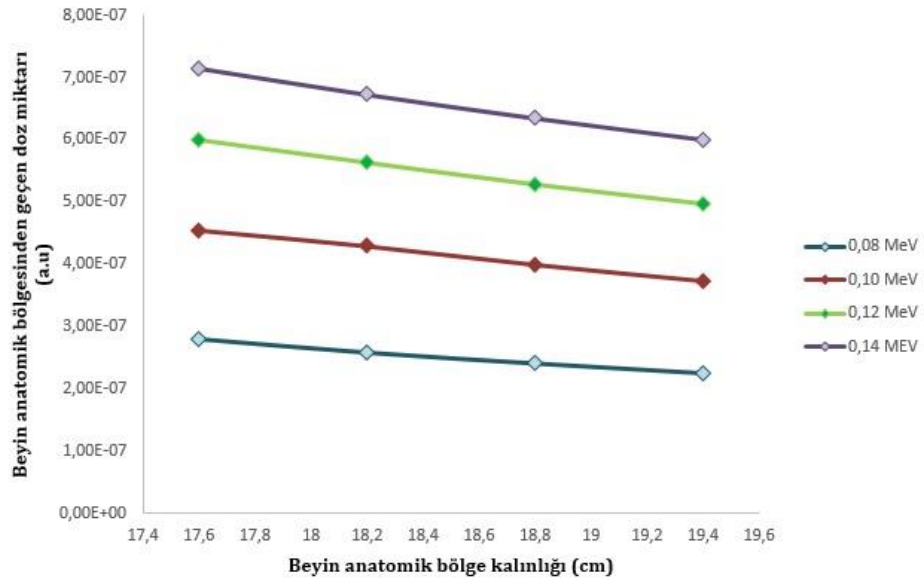
Şekil 4.16. 0.14 MeV'de abdomen anatomik bölgesinden geçen doz miktarının kalınlığa bağlı düşüş grafiği

## 5. TARTIŞMA VE SONUÇLAR

Bu çalışmada bilgisayarlı tomografi çekimlerinde beyin, toraks ve abdomen bölgelerinden spesifik organlar seçilerek hazırlanan MCNPX simülasyonu input kodunun çalıştırılması ile elde edilen kütle zayıflatma katsayıları ile standart XCOM verileri karşılaştırılmıştır. Kütle zayıflatma katsayılarının incelenmesinde seçilen anatomik bölgelerdeki organ ve dokulardan; beyin, akciğer ve karaciğer dokuları ile çekim bölgelerinde şişmanlığa bağlı yağ kalınlığının da etkisini incelemek üzere yağ dokusu seçilmiştir. Bu dokuların 0.08, 0.10, 0.12 ve 0.14 MeV BT çekim değerlerinde ve 0.511, 0.662, 1.173, 1.274 ve 1.333 MeV radyolojik enerji değerlerindeki ölçümleri MCNPX (versiyon 2.4.0) ile gerçekleştirilmiş ve standart XCOM verileri ile karşılaştırma grafikleri oluşturulmuştur. Şekil 4.1, Şekil 4.2, Şekil 4.3 ve Şekil 4.4'de görüldüğü üzere; beyin, akciğer, karaciğer ve yağ dokularının MCNPX simülasyonu ile elde edilen kütle zayıflatma katsayı sonuçları ile standart XCOM verileri arasında uyum gözlemlenmiştir. Bu uyum, oluşturulan MCNPX inputunun validasyonu için önem arz etmektedir ve Monte Carlo metodunun bu tür çalışmalarda güçlü bir araç olduğu sonucu desteklenmiştir.

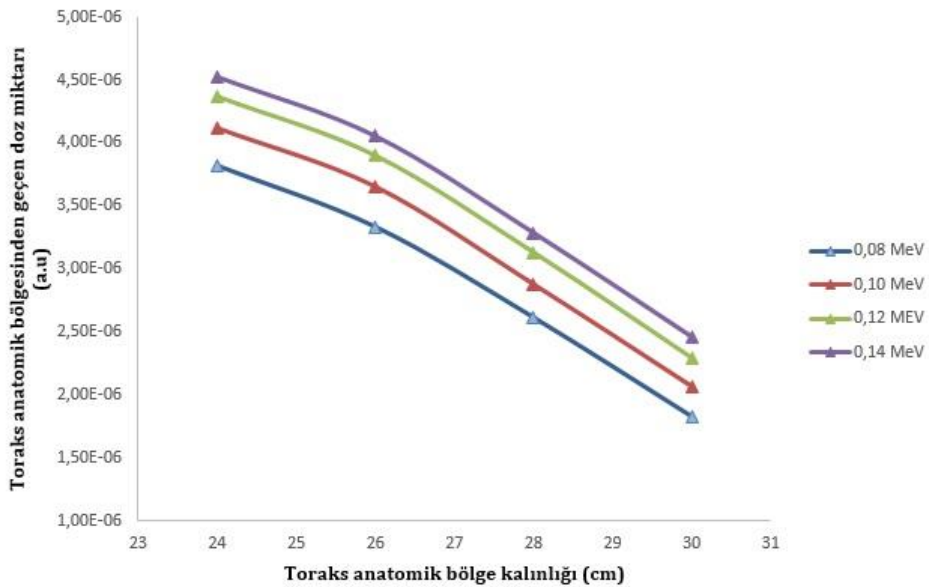
Beyin, toraks ve abdomen BT çekim bölgelerinde radyasyon azalım miktarlarının 0.08, 0.10, 0.12 ve 0.14 MeV'deki MCNPX ölçüm sonuçları bölgelere göre ayrı ayrı verilmiştir.

0.08, 0.10, 0.12 ve 0.14 MeV'de gerçekleştirilen beyin BT ölçümleri kıyaslanmak üzere Şekil 4.17'de bölgenin kalınlığına bağlı olarak dedektörler tarafından ölçülen radyasyon enerjilerindeki değişim sonuçları gösterilmiştir.



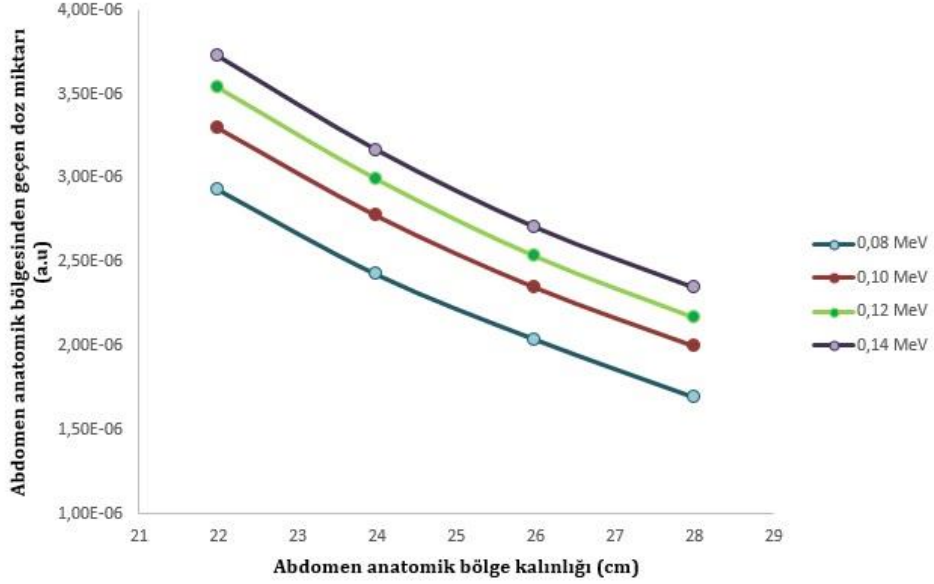
Şekil 4.17. 0.08, 0.10, 0.12 ve 0.14 MeV’de beyin anatomik bölgesinden geçen doz miktarının kalınlığa bağlı düşüş grafiği

0.08, 0.10, 0.12 ve 0.14 MeV’de gerçekleştirilen toraks BT ölçümleri kıyaslanmak üzere Şekil 4.18’de bölgenin kalınlığına bağlı olarak dedektörler tarafından ölçülen radyasyon enerjilerindeki değişim sonuçları gösterilmiştir.



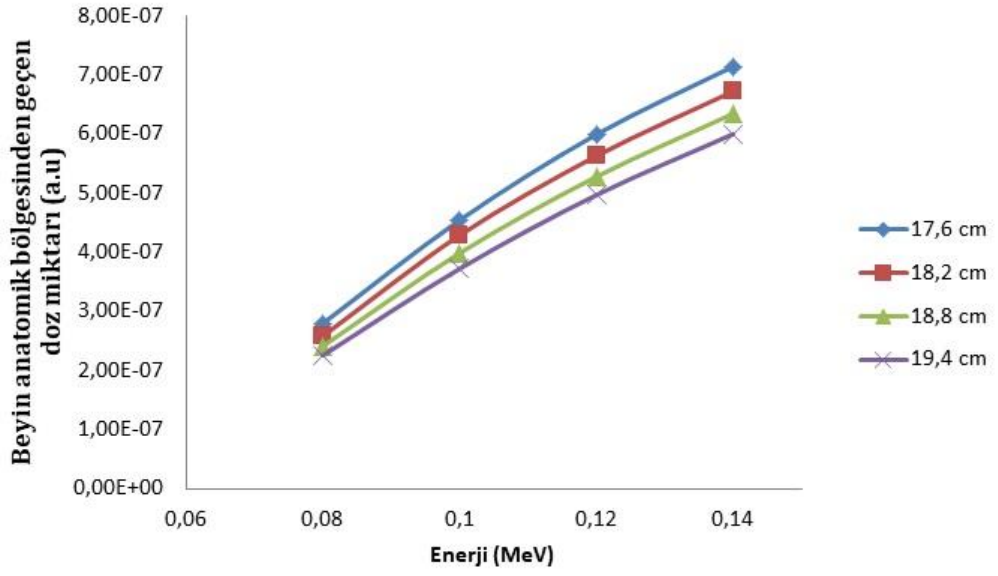
Şekil 4.18. 0.08, 0.10, 0.12 ve 0.14 MeV’de toraks anatomik bölgesinden geçen doz miktarının kalınlığa bağlı düşüş grafiği

0.08, 0.10, 0.12 ve 0.14 MeV'de gerçekleştirilen abdomen BT ölçümleri kıyaslanmak üzere Şekil 4.19'da bölgenin kalınlığına bağlı olarak dedektörler tarafından ölçülen radyasyon enerjilerindeki değişim sonuçları gösterilmiştir.

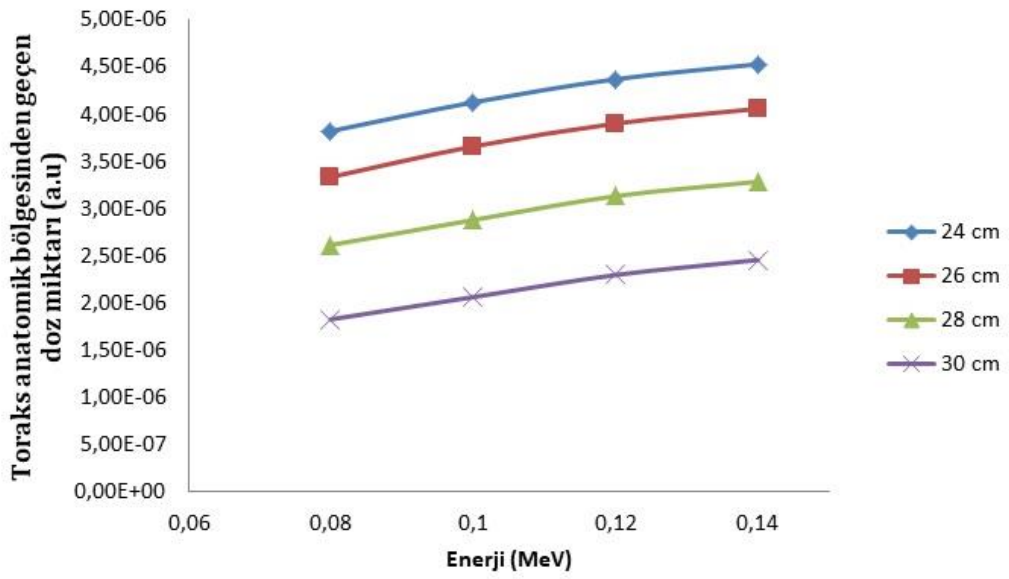


Şekil 4.19. 0.08, 0.10, 0.12 ve 0.14 MeV'de abdomen anatomik bölgesinden geçen doz miktarının kalınlığa bağlı düşüş grafiği

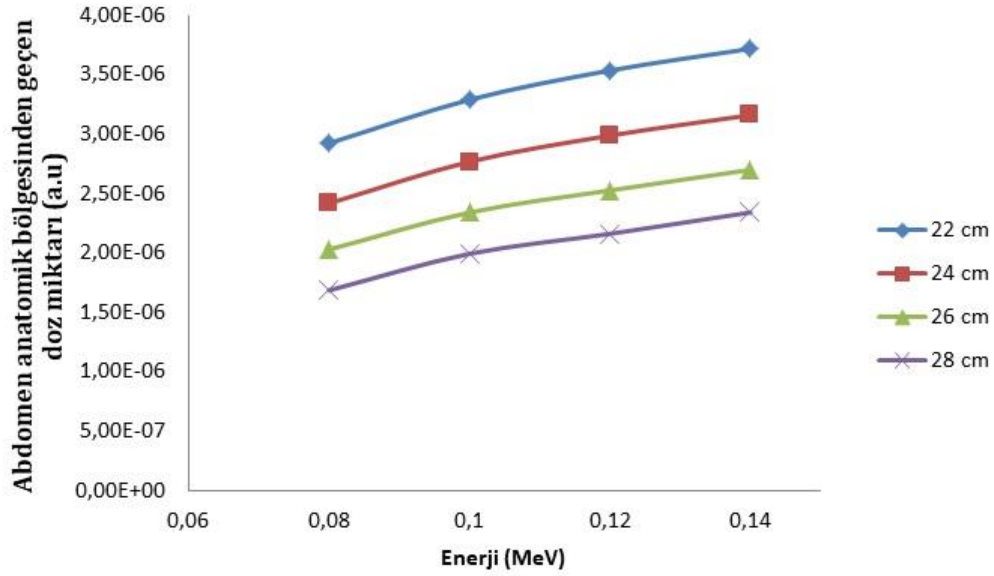
Farklı enerjilerde alınan ve anatomik bölgenin kalınlığına bağlı olarak radyasyon zayıflama miktarlarında gerçekleşen değişimlere ek olarak, aynı enerji seviyelerinde kalınlığın etkisini belirlemek üzere Şekil 4.20, Şekil 4.21 ve Şekil 4.22'deki grafikler oluşturulmuş ve anatomik bölgelerin kalınlıkları ile anatomik bölgelerden geçen ve detektöre ulaşan doz miktarları karşılaştırılmıştır.



Şekil 4.20. Beyin anatomik bölgesinin farklı kalınlıklarında enerjiye bağlı detektöre ulaşan doz miktarları



Şekil 4.21. Toraks anatomik bölgesinin farklı kalınlıklarında enerjiye bağlı detektöre ulaşan doz miktarları



Şekil 4.22. Abdomen anatomik bölgesinin farklı kalınlıklarında enerjiye bağlı detektöre ulaşan doz miktarları

Şekil 4.17, Şekil 4.18 ve Şekil 4.19'daki sonuçlara bakıldığında bu grafiklerden, BT çekim bölgesinin kalınlığı ile bölgeden geçerek detektöre ulaşan radyasyon miktarı arasında ters bir orantı olduğu görülmektedir. Işının geçtiği anatomik bölgenin kalınlığı arttıkça dedektöre ulaşan radyasyon miktarı azalmaktadır. Şekil 4.20, Şekil 4.21 ve Şekil 4.22'de gösterilen grafiklerde ise farklı anatomik bölge kalınlıklarındaki doz miktarlarındaki değişimler, ölçümlerin gerçekleştirildiği radyolojik enerjilere göre kıyaslanmıştır. Bu sonuçlar ışığında, kullanılan radyolojik enerji miktarı arttıkça bölgeden geçebilen radyasyon miktarının arttığı sonucuna varılmaktadır. Aynı radyasyon enerji değerinde ise kalınlığı düşük olan bölgeden daha fazla enerjinin dedektörler ulaştığı sonucuna varılmaktadır.

BT çekim protokollerinde, her bir çekim bölgesine ve hastanın fizyolojik durumlarına özel radyasyon dozu uygulanmaktadır. Örneğin abdomen bölgesinde BT çekimi için ALARA prensibine göre gerekli ve yeterli doz miktarı, hastanın abdomen bölgesinin kalınlığına bağlı olarak değişmektedir. Abdomen bölgesinde şişmanlığa bağlı yağ dokusunun kalınlaşması radyasyon zayıflatma katsayısını yükselteceğinden, bu hastalara daha fazla doz verilerek çözünürlüğü ve görüntü kalitesi yüksek BT kesitsel görüntülerinin oluşturulması

hedeflenmektedir. Ancak yağ dokusuna bağı olarak arttırılan bu doz, hastanın maruz kaldığı radyasyon miktarını da arttırmakta ve hastanın çekim bölgesinde daha fazla dozun absorbe olmasına neden olmaktadır. Abdomen bölgesi için yapılan bu çalışma, toraks bölgesinde ise meme doku büyüklüğü ile ilişkilendirilmiştir. Hastanın fizyolojik veya anatomik yapısından kaynaklanan ya da kilosuna bağı olarak meme dokusunun hacminin fazla olması Şekil 4.18'de görüldüğü üzere, hastanın çekim bölgesinde absorbe olan doz miktarını arttırmakta ve detektörlere ulaşan radyasyon dozunun düşmesine sebep olmaktadır. Aynı meme kalınlığında ise radyasyon dozu yükseldikçe detektörlere ulaşan doz miktarı da artmaktadır. Yine ALARA prensibi ışığında, radyasyonun olası biyolojik etkileri de dikkate alınarak, BT doz parametrelerinde artış olması gereken durumlarda bu sonuçlar göz önünde tutulmalı ve optimizasyon ile görüntü kalitesini için en uygun ve hasta için en güvenli doz aralıkları seçilmelidir.

## KAYNAKLAR

- Akkurt, I., Kiliçarslan, S., Basyigit, C., 2004. The Photon Attenuation Coefficients of Barite, Marble and Limra. *Annals of Nuclear Energy*, 31, 577–582.
- Beyzadeoglu, M., Ozyigit, G., Ebruli, C., 2010. *Basic Radiation Oncology*. Springer, s.4-18, Germany.
- Bor, D., 2016. *Radyasyon: Sağlık Riskleri ve Tanısal İncelemelerde Korunma*. Dünya Tıp Kitabevi, s.5-155, Ankara.
- Buzug, T.M., 2008. *Computed Tomography*. Springer, s.15-30 , Germany.
- Dance, D.R., Christofides, S., Maidment, A.D.A., McLean, I.D., Ng, K.H., 2014. *Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. International Atomic Energy Agency, s.2-44, Vienna.
- Deak, P., Straten, M.V., Shrimpton, P.C., Zankl, M., Kalender, W.A., 2008. Validation of a Monte Carlo Tool for Patient-Specific Dose Simulations in Multi-Slice Computed Tomography. *Eur Radiol.* 18, 759-772.
- DeMarco, J.J., Solberg, T.D., Smathers, J.B., 1998. A CT-Based Monte Carlo Simulation Tool for Dosimetry Planning and Analysis. *Med. Phys.*, 25(1), 1-11.
- Dendy, P.P., Heaton, B., 2012. *Physics for Diagnostic Radiology*. CRC Press, s.441-444, USA.
- Duck, F.A., 1990. *Physical Properties of Tissue A Comprehensive Reference Book*. Academic Press, s. 322-323, Great Britain.
- Fix, M.K., Stampanoni, M., Manser, P., Born, E.J., Mini, R., Rügsegger, P., 2001. A Multiple Source Model for 6 MV Photon Beam Dose Calculations Using Monte Carlo. *Institute of Physics Publishing*, 46, 1407-1427.
- Gerward, L., Guilbert, N., Jensen, K.B., Levring, H., 2004. WinXCom - a Program for Calculating X-ray Attenuation Coefficients. *Radiation Physics and Chemistry*, 71, 653-654.
- Haidekker, M.A., 2013. *Medical Imaging Technology*. Springer, s.13-52, USA.
- Hançerlioğulları, A., 2006. Monte Carlo Simülasyon Metodu ve MCNP Kod Sistemi. *Kastamonu Eğitim Dergisi*, 14(2), 545-556.
- Hendee, W.R., Ritenour, E.R., 2002. *Medical Imaging Physics*. Wiley-Liss, s.12, USA.

- Hodges, M.S., 2017. Fast Neutron Detection in Nuclear Material Photofission Assay Using a 15 MeV Linear Electron Accelerator. University of Nevada, PhD. Thesis, s.26, Las Vegas.
- ICRP, 2007. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. Ann ICRP, New York.
- ICRU, 1991. Photon, Electron, Proton and Neutron Interaction Data for Body Tissues. International Commission on Radiation Units and Measurements. ICRU Report 46, s.11-13, USA.
- Kaya, T., Özkan, R., Adapınar, B., 2013. Temel Radyoloji Tekniği. Nobel Tıp Kitabevleri, s.3, İstanbul.
- Kelsey, C.A., Heintz, P.H., Chambers, G.D., Sandoval, D.J., Adolphi, N.L., Paffett, K.S., 2014. Radiation Biology of Medical Imaging. Wiley Blackwell, s.42-76, USA.
- Kim, Y., Choi, J., Kim, C., Kim, J., Kim, S., Oh, Y., Lee, C., Kang, D., Lee, Y., Cho, P., Kim, H., Kim, C., 2007. Patient Dose Measurements in Diagnostic Radiology Procedures in Korea. Radiation Protection Dosimetry, 123(4), 540-545.
- Lee, C., Kim, K.P., Long, D., Fisher, R., Tien, C., Simon, S.L., Bouville A., Bolch, W.E., 2011. Organ Doses for Reference Adult Male and Female Undergoing Computed Tomography Estimated by Monte Carlo Simulations. Med. Phys. 38(3), 1196-1206.
- McCullough, C.H., Leng, S., Yu, L., Cody, D.D., Boone, J.M., McNitt-Gray, M.F., 2011. CT Dose Index and Patient Dose: They Are Not the Same Thing. Radiology, 259(2), 311-316.
- Morato, S., Garcia, C., Juste, B., Miro, R., Verdu, G., 2017. Dose Calculation in Computerized Tomography. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc., 560-563.
- Özalpan, A., 2001. Temel Radyobioloji. Haliç Üniversitesi Yayınları, s.30-35, İstanbul.
- Peixoto, P.H.R., Vieira, J.W., Yoriyaz, H., Lima, F.R.A, 2008. Photon and Electron Absorbed Fractions Calculated From a New Tomographic Rat Model. Phys. Med. Biol., 53, 5343-5355.
- Romans, L.E., 2011. Computed Tomography for Technologists: a Comprehensive Text. Wolters Kluwer Health, s.3-6, China.
- Salvado, M., Lopez, M., Morant, J.J., Calzado, A., 2005. Monte Carlo Calculation of Radiation Dose in CT Examinations Using Phantom And Patient Tomographic Models. Radiation Protection Dosimetry, 114(1-3), 364-368.

- Sayyed, M.I., Elbashir, B.O., Tekin, H.O., Altunsoy, E.E., Gaikwad, D.K., 2018. Radiation shielding properties of pentateryary borate glasses using MCNPX code. *Journal of Physics and Chemistry of Solids*, 121, 17-21.
- Sherer, M.A.S., Visconti, P.J., Ritenour, E.R., Haynes, K.W., 2018. *Radiation Protection in Medical Radiography*. Elsevier, s.44-55, Canada.
- Shultis, J.K., Faw, R.E., 2011. *An MCNP Primer*, s.1-16.
- Stabin, M.G., Peterson, T.E., Holburn, G.E., Emmons, M.A., 2006. Voxel-Based Mouse and Rat Models for Internal Dose Calculations. *J. Nucl. Med.*, 47(4), 655-9.
- Stoeckelhuber, B.M., Leibecke, T., Schulz, E., Melchert, U.H., Bergmann-Koester, C.U., Helmberger, T., Gellissen, J., 2005. Radiation Dose to the Radiologist's Hand During Continuous CT Fluoroscopy-Guided Interventions. *Cardio Vascular and Interventional Radiology*, 28, 589-594.
- Tekin, H.O., Kara, U., Ozturk, O., Manici, T., Altunsoy, E.E., Cavli, B., 2016. Comparison Study of Clinical Measurements and Monte Carlo Method on Backscattered Radiation Dose Rate Changes by Distance in Computerized Tomography (CT) Facility During Head Scans. *RAD Conference Proceedings*, 1, 136-138.
- Tekin, H.O., Sayyed, M.I., Altunsoy, E.E., Manici, T., 2017. Shielding Properties and Effects of WO<sub>3</sub> and PbO on Mass Attenuation Coefficients by using MCNPX Code. *Digest Journal of Nanomaterials and Biostructures*, 12(3), 861-867.
- Tekin, H.O., Singh, V.P., Manici, T., Altunsoy, E.E., 2017. Validation of MCNPX with Experimental Results of Mass Attenuation Coefficients for Cement, Gypsum and Mixture. *Journal of Radiation Protection and Research*, 42(3), 154-157.
- Tekin, H.O., Singh, V.P., Altunsoy, E.E., Manici, T., Sayyed, M.I., 2017. Mass Attenuation Coefficients of Human Body Organs using MCNPX Monte Carlo Code. *Iranian Journal of Medical Physics*, 14(4), 229-240.
- Tekin, H.O., Cavli, B., Altunsoy, E.E., Manici, T., Ozturk, C., Karakas, H.M., 2018. An Investigation on Radiation Protection and Shielding Properties of 16 Slice Computed Tomography (CT) Facilities. *International Journal of Computational and Experimental Science and Engineering*. 4(2), 37-40.
- Tuncel, E., 2012. *Klinik Radyoloji*. Nobel Tıp Kitabevleri, s.17-105, İstanbul.
- Turner, J.E., 2007. *Atoms, Radiation, and Radiation Protection*. Wiley-VCH, s.387, USA.

Yoriyaz, H., Stabin, M.G., Santos, A., 2001. Monte Carlo MCNP-4B-Based Absorbed Dose Distribution Estimates for Patient-Specific Dosimetry. *The Journal of Nuclear Medicine*, 42(4), 662-669.



## ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Elif Ebru ALTUNSOY  
Doğum Yeri ve Yılı : İstanbul, 1992  
Medeni Hali : Bekar  
Yabancı Dili : İngilizce  
E-posta : elifebru.altunsoy@uskudar.edu.tr

## Eğitim Durumu

Lise : Özel Mavigün Anadolu Lisesi, 2010  
Önlisans : Üsküdar Üniversitesi, SHMYO, Tıbbi Görüntüleme Teknikleri, 2016  
Lisans : Yıldız Teknik Üniversitesi, Kimya-Metalürji Fakültesi, Biyomühendislik, 2014

## Mesleki Deneyim

Üsküdar Üniversitesi, Sağlık Hizmetleri MYO 2016-....(halen)

## Yayınlar

### 1. Uluslararası hakemli dergilerde yayımlanan makaleler (SCI,SSCI,Arts and Humanities)

Tekin, H.O., Sayyed, M.I., **Altunsoy, E.E.**, Manici, T., 2017. Shielding Properties and Effects of WO<sub>3</sub> and PbO on Mass Attenuation Coefficients by using MCNPX Code. Digest Journal of nanomaterials and Biostructures, 12(3), 861-867.

Tekin, H.O., Kara, U., Manici, T., **Altunsoy, E.E.**, Erguzel, T.T, 2017. A Prediction Study on Bremsstrahlung Photon Flux of Tungsten as a Radiological Anode Material by using MCNPX and ANN Modeling. Acta Physica Polonica A, 132(3), 433-435

Tekin, H.O., **Altunsoy, E.E.**, Manici, T., Yilmaz, B., 2017. Quantitative Characteristic X-Ray Analysis for Different Compound Samples by Using Monte Carlo Method. Acta Physica Polonica A, 132(3), 439-441.

- Tekin, H.O., Manici, T., **Altunsoy, E.E.**, Yilacioglu, K., Yilmaz, B., 2017. An Artificial Neural Network-Based Estimation of Bremsstrahlung Photon Flux Calculated by MCNPX. *Acta Physica Polonica A*, 132(3), 967-969.
- Erguzel, T.T., Tekin, H.O., Manici, T., **Altunsoy, E.E.**, Tarhan, N., 2018. Comparison of Multiple Linear Regression Analysis and Artificial Neural Network Approaches in the Estimation of Monte Carlo Mean Glandular Dose Calculations of Mammography. *Digest Journal of nanomaterials and Biostructures*, 13(1), 163-176.
- Tekin, H.O., Sayyed, M.I., Manici, T., **Altunsoy, E.E.**, 2018. Photon shielding characterizations of bismuth modified borate - silicate-tellurite glasses using MCNPX Monte Carlo code. *Materials Chemistry and Physics*, 211, 9-16.
- Tekin, H.O., Erguzel, T.T., Sayyed, M.I., Singh, V.P., Manici, T., **Altunsoy, E.E.**, Agar, O., 2018. An Investigation On Shielding Properties Of Different Granite Samples Using McnpX Code. *Digest Journal Of Nanomaterials And Biostructures*, 13(2), 381-389.
- M.I. Sayyed, B.O. Elbashir, H.O. Tekin, **E.E. Altunsoy**, D.K. Gaikwad, 2018. Radiation shielding properties of pentateryary borate glasses using MCNPX code. *Journal of Physics and Chemistry of Solids*, 121, 17-21.
- H.O. Tekin, V.P. Singh, **E.E. Altunsoy**, M. Karahan, M.I. Sayyed, T.T. Erguzel, E. S. Kasikci, 2018. Gamma Shielding Properties Of Erbium Zinc Tellurite Glass System Using Monte Carlo Method. *Journal of Testing and Evaluation*. (In Press)
- M.I. Sayyed, H.O. Tekin, **E.E. Altunsoy**, Shamsan S. Obaid, M. Almatari, 2018. Radiation shielding study of tellurite tungsten glasses with different antimony oxide as transparent shielding materials using MCNPX code. *Journal of Non-Crystalline Solids* 498, 167-172.

## **2. Uluslararası diğer hakemli dergilerde yayınlanan makaleler**

- Tekin, H.O., Singh, V.P., Kara, U., Manici, T., **Altunsoy, E.E.**, 2016. Investigation of Nanoparticle Effect on Radiation Shielding Property Using Monte Carlo Method. *CBU Journal of Science*, 12(2), 195-199.
- Tekin, H.O., **Altunsoy, E.E.**, Manici, T., Kara, U., Cavli, B., 2016. Abdomen Bilgisayarlı Tomografi (Bt) Görüntülemesinde Geri Saçılan X Işını Miktarlarının Farklı Eksenlerde İncelenmesi. *Aydın Journal of Health*, 2(2), 13-21.
- Tekin, H.O., Mesbahi, A., Singh, V.P., Kara, U., Manici, T., **Altunsoy, E.E.**, 2017. Assessment of MCNPX Monte Carlo Code for Absorbed Dose Calculations in Mammography Examination. *AKU J. Sci. Eng*, 17, 48-55.

Tekin, H.O., Singh, V.P., **Altunsoy, E.E.**, Manici, T., Sayyed, M.I., 2017. Mass Attenuation Coefficients of Human Body Organs using MCNPX Monte Carlo Code. Iranian Journal of Medical Physics, 14(4), 229-240.

Tekin, H.O., Singh, V.P., Manici, T., **Altunsoy, E.E.**, 2017. Validation of MCNPX with Experimental Results of Mass Attenuation Coefficients for Cement, Gypsum and Mixture. Journal of Radiation Protection and Research, 42(3), 1-4.

Singh, V.P., Tekin, H.O., Badiger, N.M., Manici, T., **Altunsoy, E.E.**, 2018. Effect of Heat Treatment on Radiation Shielding Properties of Concretes. Journal of Radiation Protection and Research, 43(1), 20-28.

Tekin, H.O., Cavli, B., **Altunsoy, E.E.**, Manıcı, T., Ozturk, C., Karakas, H.M., 2018. An Investigation on Radiation Protection and Shielding Properties of 16 Slice Computed Tomography (CT) Facilities. International Journal of Computational and Experimental Science and Engineering. 4(2), 37-40.

### **3. Uluslararası bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiri kitabında basılan bildiriler**

Tekin, H.O., Kara, U., Manici, T., **Altunsoy, E.E.**, Cavli, B., 2016. Comparison Study Of Clinical Measurements And Monte Carlo Method On Radiation Dose Rate Changes By Distance In Computerized Tomography (Ct) Facility. Fourth International Conference On Radiation and Applications In Various Fields Of Research, 23-27 May, Nis / SIRBİSTAN.

Tekin, H.O., Kara, U., Manici, T., **Altunsoy, E.E.**, 2016. An Investigation On Photon Beam Spectra By Considering Angular Variations And Depth Dose Carachteristic For Mammography By Using Mcnp-X. Fourth International Conference On Radiation and Applications In Various Fields Of Research, 23-27 May, Nis / SIRBİSTAN.

**Altunsoy, E.E.**, Manici,T., Tekin, H.O., 2016. A Comparison Study On Spectral Photon Flux Density Change By Target Thickness Of Molybdenum (Mo) As A Mammographic Anode Material By Using Mcnp-X Code. Turkish Physical Society 32nd International Physics Congress, 6-9 September, Bodrum / TÜRKİYE.

**Altunsoy, E.E.**, Manici,T., Tekin, H.O., 2016. Effect Of The Electron Beam Energy On Spectral Photon Flux On Mammographic Anode Material Molybdenum (Mo) A Monte Carlo Study By Using Mcnp-X Code. Turkish Physical Society 32nd International Physics Congress, 6-9 September, Bodrum / TÜRKİYE.

Tekin, H.O., **Altunsoy, E.E.**, Manici, T., Şahin, H., 2016. A Monte Carlo Approach For Simulation Of Produced X-Ray Spectra By Electron Beam By Using Mcnp-X Code For Medical Imaging Applications. Turkish Physical Society 32nd International Physics Congress, 6-9 September, Bodrum/ TÜRKİYE.

Manici, T., **Altunsoy, E.E.**, Tekin, H.O., 2016. A Study On Absolute Efficiency Of 3x3 Inch NaI(Tl) Detectors: Monte Carlo Simulation By Using Mcnp Code. Turkish Physical Society 32nd International Physics Congress, 6-9 September, Bodrum/ TÜRKİYE.

Manici, T., **Altunsoy, E.E.**, Tekin, H.O., 2016. An Introduction To Monte Carlo Modeling Techniques Of 3x3 Inch NaI(Tl) Detectors By Using Mcnp-X Code. Turkish Physical Society 32nd International Physics Congress, 6-9 September, Bodrum / TÜRKİYE.

Tekin, H.O., Kara, U., Manici, T., Cavlı, B., Ekmekci, C., **Altunsoy, E.E.**, 2016. Quantitative Change In Computerized Tomography (Ct) Facility Between The Patient Absorbed Dose And Backscattered Dose By Considering Pns And Phantom Scan. International Conference On Computational And Experimental Science And Engineering (ICCESEN 2016). 19-24 October, Antalya / TÜRKİYE.

Tekin, H.O., **Altunsoy, E.E.**, 2016. Quantitative Characteristic X-Ray Analysis For Different Brass Samples By Using Monte Carlo (Mc) Method. International Conference On Computational And Experimental Science And Engineering (ICCESEN 2016). 19-24 October, Antalya / TÜRKİYE.

B. Güçlü, **E. E. Altunsoy,** T. Manici, H. O. Tekin. Investigation of humeral locking plate system effect on absorbed dose in breast tissue with different radiological energies by using MCNPX. 32nd International Congress and Exhibition on Computer Assisted Radiology (CAR) 20-23 June 2018. Berlin / ALMANYA.

#### **4. Ulusal bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiri kitabında basılan bildiriler**

Tekin, H.O., **Altunsoy, E.E.**, Akkurt, İ., 2017. Bilgisayarlı Tomografi (Bt) Beyin Taramalarındaki Organ ve Dokuların Monte Carlo Metodu ile Modellenmesi. 12. Uluslararası Katılımlı Radyoteknoloji Kongresi ve Eğitim Seminerleri. 23-26 Nisan, Antalya / TÜRKİYE.

**Altunsoy, E.E.**, Tekin, H.O., Gunoglu, K., Akkurt, I., 2018. Mass Attenuation Coefficients Of Some Human Organs In Radiological Energy Ranges Using Mcnpx Monte Carlo Code. 13th Radiotechnology Congress and Training Seminars with International Participation. 23-26 April 2018. Kaya Artemis Hotel / KIBRIS.