

**T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ
RADYOLOJİK BİLİMLER ANA BİLİM DALI**



**BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİDE X-IŞINLARININ VÜCUT
DOKU VE ORGANLARI TARAFINDAN SOĞURULMA
ÖZELLİKLERİNİN BELİRLENMESİ**

Doktora Tezi

Hasan GÜLBİÇİM

Danışman
Prof. Dr. Hüseyin AKAN

SAMSUN
2022

ÖZET

BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİDE X-IŞINLARININ VÜCUT DOKU VE ORGANLARI TARAFINDAN SOĞURULMA ÖZELLİKLERİNİN BELİRLENMESİ

Hasan GÜLBİÇİM

Ondokuz Mayıs Üniversitesi

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü

Radyolojik Bilimler Ana Bilim Dalı

Doktora, Haziran/2022

Danışman: Prof. Dr. Hüseyin AKAN

Bu çalışmanın temel amacı özellikle bilgisayarlı tomografiden yayınlanan x-ışını fotonlarının vücut doku ve organları tarafından soğurulma özelliklerini belirlemektir. Foton soğurma özellikleriyle ilgili parametrelerin hesaplanmasında radyasyon-madde etkileşmelerinin detaylı olarak modellendiği Monte Carlo (MC) simülasyon yöntemi tercih edilmiştir. Bu amaçla aynı zamanda doku ve organ materyallerinin foton soğurma parametrelerini hesaplayan EGSnrc tabanlı bir MC kodunun geliştirilmesi de hedeflenmiştir.

Bu çalışmada, vücut doku ve organlarının foton soğurma özellikleriyle ilgili literatürde hesaplanan kütle azaltma katsayısı (μ/ρ), etkin atom sayısı (Z_{eff}) ve etkin elektron yoğunluğu (N_{eff}) gibi parametrelerin yanında, aynı zamanda lineer azaltma katsayısı (μ), toplam atomik tesir kesiti ($\sigma_{t,a}$), toplam elektronik tesir kesiti ($\sigma_{t,e}$), yarı değer kalınlığı (HVL), onda bir değer kalınlığı (TVL) ve ortalama serbest yol (MFP) parametreleri EGSnrc tabanlı MC koduyla hesaplanmıştır. Bu parametrelerin dışında BT'den yayınlanan x-ışını enerjilerine maruz kalan bazı doku ve organlardaki derinliğe bağlı doz değişimleri de simülasyon yöntemiyle ayrıca incelenmiştir. Foton soğurma parametrelerini belirlemek için on iki farklı doku ve organ materyali seçilmiştir. Bu materyallere ait fiziksel özellikler kullanılarak Monte Carlo hesaplamaları için uygun formatta sanal fantom verileri üretilmiştir. Sonrasında bu veriler kullanılarak foton-madde etkileşmelerini içeren simülasyonlar standart dar demet geometrisinde gerçekleştirilmiştir. Geliştirilen kodla hesaplanan verilerin doğruluğu aynı zamanda NistXCom programıyla da test edilmiştir.

Sonuç olarak doku ve organlar için BT'den yayınlanan foton enerji aralığında hesaplanan parametrelerde belirgin farkların olduğu görülmüştür. Bu farklılıklar yoğunlukları farklı olan doku ve organlar için (akciğer, yumuşak doku ve kemik gibi) daha ön plana çıkarken, birbirine yakın yoğunluk değerlerine sahip doku ve organlarda daha az belirgindir. Ancak fotoelektrik etkileşmenin baskın olması nedeniyle yakın yoğunluklu organlardaki farklılıklar da kayda değer biçimdedir. Bu farklılıklar derinliğe bağlı doz değişimleri için elde edilen sonuçlarda da açıkça görülmüştür. Dolayısıyla bu çalışmada elde edilen sonuçlara göre, BT'den yayılan x-ışını enerjilerinde doku ve organların soğurma özelliklerinin oldukça farklı sonuçlar gösterdiği ve bu farklılıkların özellikle tıbbi uygulamalarda dikkate alınması gerektiği anlaşılmıştır.

Anahtar Sözcükler: Bilgisayarlı Tomografi, Doz, Monte Carlo, Soğurma, x-ışını

ABSTRACT

DETERMINATION OF THE ABSORPTION PROPERTIES OF X-RAYS BY BODY TISSUE AND ORGANS IN COMPUTERIZED TOMOGRAPHY

Hasan GÜLBİÇİM

Ondokuz Mayıs University

Institute of Graduate Studies

Department of Radiological Sciences

Ph.D., June/2022

Supervisor: Prof. Dr. Hüseyin AKAN

The main purpose of this study is to determine the absorption properties of x-ray photons, emitted especially from the Computerized Tomography (CT), by body tissues and organs. The Monte Carlo (MC) simulation method, in which the radiation-matter interactions are modeled in detail, was preferred in the calculation of the parameters related to the photon absorption properties. For this purpose, it was also aimed to develop an EGSnrc-based MC code that calculates the photon absorption parameters of tissue and organ materials.

In this study, besides the parameters such as mass attenuation coefficient (μ/ρ), effective atomic number (Z_{eff}) and effective electron density (N_{eff}), which are calculated in the literature related to the photon absorption properties of body tissues and organs, linear attenuation coefficient (μ), total atomic cross section ($\sigma_{t,a}$), total electronic cross section ($\sigma_{t,e}$), half-value layer (HVL), tenth-value layer (TVL) and mean free path (MFP) parameters were calculated with EGSnrc based MC code. Apart from these parameters, depth dependent dose changes in some tissues and organs exposed to x-ray energies emitted from CT were also investigated by simulation method. Twelve different tissue and organ materials were selected to determine the photon absorption parameters. By using the physical properties of these materials, virtual phantom data were produced in an appropriate format for Monte Carlo calculations. Afterwards, simulations involving photon-matter interactions using these data were performed in standard narrow beam geometry. The accuracy of the data calculated with the developed code was also tested with the NistXCom program.

As a result, it was observed that there are significant differences in the calculated parameters in the photon energy range from CT for tissues and organs. While these differences are more prominent for tissues and organs with different densities (such as, lung, soft tissue and bone), they are less evident in tissues and organs with similar density values. However, due to the dominance of photoelectric interaction, the differences in organs with close density are also significant. These differences were also clearly seen in the results obtained for depth-dependent dose changes. Therefore, according to the results obtained in this study, it has been understood that the absorption properties of tissues and organs show quite different results in x-ray energies emitted from CT, and these differences should be especially taken into account in medical applications.

Keywords: Computerized Tomography, Dose, Monte Carlo, Absorption, x-rays

İÇİNDEKİLER

TEZ KABUL VE ONAYI	i
BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK BEYANI	ii
TEZ ÇALIŞMASI ÖZGÜNLÜK RAPORU BEYANI	ii
ÖZET	iii
ABSTRACT	iv
ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR	v
İÇİNDEKİLER	vi
SİMGELER VE KISALTMALAR	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ	ix
TABLolar DİZİNİ	xi
1. GİRİŞ	1
1.1. Literatür Taraması	2
1.2. Tezin Amacı	3
2. GENEL BİLGİLER	5
2.1. X-Işını ve Türleri	5
2.2. X-Işını Üretimi	5
2.2.1. Karakteristik X-Işınları	5
2.2.1. Bremsstrahlung X-Işınları	7
2.3. X-Işınlarının Madde ile Etkileşimi	9
2.3.1. Koherent Saçılma	9
2.3.2. İnkoherent Saçılma	10
2.3.3. Fotoelektrik Soğurma	11
2.3.4. Çift Oluşumu ve Üçlü Üretimi	11
2.3.5. Fotonükleer Soğurma	12
2.4. Bilgisayarlı Tomografi	12
2.4.1. Bilgisayarlı Tomografinin Teknolojik Gelişimi	13
2.5. Bilgisayarlı Tomografide Doz Tanımlamaları	17
2.5.1. Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi (CTDI)	19
2.5.2. Doz Uzunluk Çarpanı (DLP)	22
2.5.3. Etkin Doz	23
2.6. Bilgisayarlı Tomografi Cihazının Bazı Teknik Özellikleri	23
2.6.1. Fokal Spot	23
2.6.2. Kolimasyon, Umbra ve Penumbra Bölgeleri	24
2.6.3. Filtreler	26
2.6.4. Dedektörler	27
2.7. Bilgisayarlı Tomografide Radyasyon Dozunu Etkileyen Parametreler	29
2.7.1. Tüp Voltajı	29
2.7.2. Tüp Akımı	29
2.7.3. Pitch Faktörü	30
2.8. Dozimetrik Nicelikler	31
2.8.1. Soğurulmuş Doz	31
2.8.2. Kerma ve Maruziyet (Exposure)	31
2.8.3. Parçacık Akısı	32
2.8.4. Düzlemsel Akı	33
2.9. Yüksüz Parçacıkların Bir Ortamdan Geçerken Zayıflaması	33
2.9.1. Üzerine Foton Gönderilen Bir Materyalin Radyasyon Soğurma Parametreleri	34
2.10. Parçacık Taşınımının Monte Carlo Benzetimi	37
3. MATERYAL VE YÖNTEM	41
3.1. Materyal	41
3.1.1. EGSnrc Monte Carlo Kodu	41
3.1.2. NistXCom Programı	41
3.1.3. Modellenecek Doku ve Organların Belirlenmesi	42

3.2. Yöntem.....	43
3.2.1. Radyasyon Soğurma Parametrelerinin Hesaplandığı Kullanıcı Kodunun Geliştirilmesi.....	43
3.2.2. Simülasyonda Kullanılacak Doku ve Organ Modellerinin Moleküler İçeriklerine Uygun Fantom Materyallerinin Hazırlanması	46
3.2.3. Doku ve Organlarda Derinliğe Bağlı Dozların Hesaplanması.....	47
3.2.4. İstatistiksel Analiz.....	49
4. ARAŞTIRMA BULGULARI VE TARTIŞMA.....	51
4.1. EGSnrc Kodu ve NistXCom Programıyla Hesaplanan Foton Soğurma Parametreleri.....	51
4.1.1. Makroskobik parametreler	51
4.1.2. Mikroskobik parametreler.....	56
4.2. Bazı Doku ve Organlar için BT'den yayınlanan X-Işını Enerjilerinde Hesaplanan Derinliğe Bağlı Doz Değişimleri	65
5. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	72
KAYNAKÇA.....	75



SİMGELER VE KISALTMALAR

AAPM	: American Association of Physicists in Medicine
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
CTDI	: Computed Tomography Dose Index (Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi)
CDF	: Cumulative Distribution Function (Birikimli Dağılım Fonksiyonu)
ÇKBT	: Çok Kesitli Bilgisayarlı Tomografi
D	: Doz
DLP	: Dose Length Product (Doz Uzunluk Çarpanı)
E	: Etkin Doz
FWHM	: Full Width Half Maximum (Yarı Maksimumdaki Tam Genişlik)
FWTM	: Full Width Tenth Maximum (Onda Bir Maksimumdaki Tam Genişlik)
Gy	: Gray
HVL	: Half Value Layer (Yarı Değer Kalınlığı)
K	: Kerma
kV	: Kilovolt
kVp	: Kilovolt Pik Değeri
LET	: Lineer Enerji Transferi
mA	: Miliamper
mAs	: Miliamper saniye
MC	: Monte Carlo
MFP	: Mean Free Path (Ortalama Serbest Yol)
NCRP	: National Council on Radiation Protection and Measurements
PDF	: Probability Distribution Function (Olasılık Dağılım Fonksiyonu)
SNR	: Signal to Noise Rate (Sinyal Gürültü Oranı)
TKBT	: Tek Kesit BT
TVL	: Tenth Value Layer (Onda Bir Değer Kalınlığı)
μ	: Lineer azaltma katsayısı
μ_m	: Kütle azaltma katsayısı
$\sigma_{t,a}$	: Toplam atomik tesir kesiti
$\sigma_{t,e}$	: Toplam elektronik tesir kesiti
N_{eff}	: Etkin elektron yoğunluğu
Z_{eff}	: Etkin atom sayısı

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Karakteristik x-ışını oluşumu diyagramı	6
Şekil 2.2. Karakteristik x-ışını spektrumu	7
Şekil 2.3. Bremsstrahlung x-ışını üretimi	8
Şekil 2.4. Bremsstrahlung x-ışını spektrumu	8
Şekil 2.5. Koherent saçılma diyagramı	9
Şekil 2.6. İnkoherent saçılma diyagramı	10
Şekil 2.7. Fotoelektrik soğurma diyagramı	11
Şekil 2.8. Çift oluşumu diyagramı	12
Şekil 2.9. Birinci nesil bilgisayarlı tomografi cihazı diyagramı	14
Şekil 2.10. İkinci nesil bilgisayarlı tomografi cihazı diyagramı	15
Şekil 2.11. Üçüncü nesil bilgisayarlı tomografi cihazı diyagramı	15
Şekil 2.12. Dördüncü nesil bilgisayarlı tomografi cihazı diyagramı	16
Şekil 2.13. Helikal bilgisayarlı tomografi cihazı diyagramı	17
Şekil 2.14. Standart kafa ve vücut fantomu. Kafa fantomunun silindir çapı 16 cm, vücut fantomunun silindir çapı ise 32 cm'dir	18
Şekil 2.15. İyon odasıyla elde edilen doz profili ve CTDI.....	20
Şekil 2.16. Rutin bir BT çekim protokolüne göre kafa ve vücut fantomlarının hem merkezi hem de kenar bölgelerindeki doz değişimleri	22
Şekil 2.17. Fokal spot boyutlarının penumbra üzerindeki etkilerinin gösterimi.....	24
Şekil 2.18. Demet kolimasyonu ile umbra ve penumbra bölgelerinin gösterimi.....	25
Şekil 2.19. BT'de papyon filtre diyagramı.....	26
Şekil 2.20. SSCT ve MSCT cihazlarında dedektör dizilimleri	28
Şekil 2.21. P merkezli bir küreden geçen radyasyon alanı diyagramı	33
Şekil 2.22. Düzlemsel akı kavramının 2 boyutlu şematik gösterimi. Eşit iki yatay çizgi üzerinden geçen parçacıkların sayısı aynıdır. Bu durum, orijinal demet yönüne göre düzlemsel akının sabit kaldığını gösterirken, eş iki daire içerisinde toplam iz uzunluğu olarak gösterilen akı miktarı için, saçıcı ortamın tarafındaki düzlemsel akı üst taraftakinden çok daha büyüktür	34
Şekil 2.23. Foton soğurulmasında dar demet geometrisi	35
Şekil 2.24. Foton-madde etkileşmelerinde baskın etkileşme türleri	39
Şekil 2.25. Olasılık Dağılım Fonksiyonu (PDF) grafiği	40
Şekil 2.26. Birikimli Dağılım Fonksiyonu (CDF) grafiği.....	40
Şekil 3.1. Simülasyon geometrisi.....	44
Şekil 3.2. Geliştirilen kod ile 0,662 MeV enerjili fotonların kemik dokusu tarafından soğurulma parametrelerinin gösterildiği veri çıktısı örneği.....	44

Şekil 3.3. Kas dokusu üzerinde kütle azaltma katsayısının foton enerjisine bağlı değişimleri için XCom ve EGSnrc'den elde edilen sonuçların karşılaştırılması	45
Şekil 3.4. Kas dokusunda HVL, TVL ve MFP parametreleri için EGSnrc kodu ve XCom programıyla hesaplanan sonuçların karşılaştırılması	45
Şekil 3.5. Kemik dokusu için PEGS4 kodu tarafından üretilen tesir kesiti verileri..	47
Şekil 3.6. Vokselize geometriye sahip fantomun yarı silindir görüntüsü	48
Şekil 3.7. Tek enerjili radyasyon kaynağıyla derinliğe bağlı doz değişimlerinin elde edilmesi için simülasyonda modellenen silindirik vokselize fantomun 3-boyutlu temsili görüntüsü.....	49
Şekil 4.1. On iki farklı doku ve organ için EGSnrc kodu ve XCom programıyla hesaplanan kütle azaltma katsayılarının foton enerjisine bağlı değişimleri.	53
Şekil 4.2. Doku ve organlara ait EGSnrc ve XCom programıyla hesaplanan yarı değer kalınlığının foton enerjisine göre değişimi	54
Şekil 4.3. Doku ve organlara ait EGSnrc ve XCom programıyla hesaplanan onda bir değer kalınlığının foton enerjisine göre değişimi	55
Şekil 4.4. Doku ve organlara ait EGSnrc ve XCom programıyla hesaplanan ortalama serbest yol değerinin foton enerjisine göre değişimi	55
Şekil 4.5. Doku ve organlara ait toplam atomik tesir kesiti ($\sigma_{t,a}$) verilerinin foton enerjisine göre değişimi	62
Şekil 4.6. Doku ve organlara ait toplam elektronik tesir kesiti ($\sigma_{t,e}$) verilerinin foton enerjisine göre değişimi.....	63
Şekil 4.7. Doku ve organlara ait Etkin atom numarası (Z_{eff}) verilerinin foton enerjisine göre değişimi	63
Şekil 4.8. Doku ve organlara ait etkin elektron yoğunluğu (N_{eff}) verilerinin foton enerjisine göre değişimi	64
Şekil 4.9. Kortikal kemik için BT'den yayınlanan foton enerjilerinde derinliğe bağlı soğurulan doz değişimleri	66
Şekil 4.10. Karaciğer için BT'den yayınlanan foton enerjilerinde derinliğe bağlı soğurulan doz değişimleri	67
Şekil 4.11. Akciğer için BT'den yayınlanan foton enerjilerinde derinliğe bağlı soğurulan doz değişimleri	67
Şekil 4.12. Boyu 50 cm ve çapı 20 cm olan silindirik akciğer fantomunda 140 keV enerjili fotonlar için elde edilen derinliğe bağlı doz değişimi	68
Şekil 4.13. Kortikal kemik, karaciğer ve akciğer fantomlarında 100 keV enerjili fotonlar için elde edilen derinliğe bağlı doz değişimlerinin karşılaştırılması	69
Şekil 4.14. Yumuşak dokuda 40 keV enerjili fotonlar için merkez eksen boyunca elde edilen derinliğe bağlı doz değişimiyle (siyah eğri) yarıçapa göre orjinden dışarı yönde sırasıyla 1, 2, 3 ve 4'üncü voksellerin uzun eksenleri boyunca elde edilen derinliğe bağlı doz değişimlerinin karşılaştırması (Voksel boyutları: $1 \times 1 \times 1$ mm).....	70

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 3.1. Hesaplamalarda kullanılan doku ve organların içerik tanımlamaları	42
Tablo 4.1. EGSnrc kodu ve XCom programıyla yumuşak doku için 0,02-2,0 MeV enerji aralığında hesaplanan kütle azaltma ve lineer azaltma katsayıları	52
Tablo 4.2. EGSnrc kodu ve XCom programı ile yumuşak doku için hesaplanan yarı değer kalınlığı (HVL), onda bir değer kalınlığı (TVL) ve ortalama serbest yol (MFP) sonuçları	54
Tablo 4.3. Beyin omurilik sıvısı (BOS) için $\sigma_{t,a}$, $\sigma_{t,e}$, Z_{eff} ve N_{eff} değerleri	56
Tablo 4.4. Kan dokusu için $\sigma_{t,a}$, $\sigma_{t,e}$, Z_{eff} ve N_{eff} değerleri	57
Tablo 4.5. Kompakt kemik için $\sigma_{t,a}$, $\sigma_{t,e}$, Z_{eff} ve N_{eff} değerleri.....	57
Tablo 4.6. Kortikal kemik için $\sigma_{t,a}$, $\sigma_{t,e}$, Z_{eff} ve N_{eff} değerleri	58
Tablo 4.7. Göz lensi için $\sigma_{t,a}$, $\sigma_{t,e}$, Z_{eff} ve N_{eff} değerleri	58
Tablo 4.8. Yağ doku için $\sigma_{t,a}$, $\sigma_{t,e}$, Z_{eff} ve N_{eff} değerleri	59
Tablo 4.9. Karaciğer için $\sigma_{t,a}$, $\sigma_{t,e}$, Z_{eff} ve N_{eff} değerleri	59
Tablo 4.10. Akciğer için $\sigma_{t,a}$, $\sigma_{t,e}$, Z_{eff} ve N_{eff} değerleri.....	60
Tablo 4.11. Kas doku için $\sigma_{t,a}$, $\sigma_{t,e}$, Z_{eff} ve N_{eff} değerleri	60
Tablo 4.12. Deri için $\sigma_{t,a}$, $\sigma_{t,e}$, Z_{eff} ve N_{eff} değerleri.....	61
Tablo 4.13. Yumuşak doku için $\sigma_{t,a}$, $\sigma_{t,e}$, Z_{eff} ve N_{eff} değerleri	61
Tablo 4.14. Su materyali için $\sigma_{t,a}$, $\sigma_{t,e}$, Z_{eff} ve N_{eff} değerleri	62

1. GİRİŞ

Wilhelm Conrad Roentgen'in 1895 yılında yaptığı x-ışınlarının keşfinden bu yana, bu ışınların tıbbi uygulaması üzerinde artan bir eğilim olmuştur. Bu tıbbi uygulamalarda, hasta anatomisinin radyolojik görüntülenmesinde en sık başvurulacak yöntemlerden biri bilgisayarlı tomografidir. Ulusal radyasyondan korunma ve ölçümler konseyinin (NCRP) 2009 yılında yayınladığı NCRP-160 nolu raporunda, yapay kaynaklardan radyasyona maruziyetin çoğunun tıbbi uygulamalardan olduğu ve Birleşik Devletlerde Bilgisayarlı Tomografiden (BT) kaynaklı radyasyonun toplam kollektif doza katkısının % 24 olduğu ifade edilmiştir (Schauer ve Linton, 2009). En son 2020 yılında yapılan bir araştırmada da görüntü modalitelerinden BT'nin kollektif doza katkısının geliştirilen çok kesitli BT (MSCT, Multi Slice Computed Tomography) ile % 3,5 daha arttığı belirtilmiştir (Masjedi vd., 2020). Burada kollektif doza katkısının artmasının nedeni olarak, çok kesitli BT cihazlarının hastaya daha fazla doz vermesi değil, hasta dozunu çok kısa sürede çok hızlı tarama özelliğiyle azaltmasından dolayı daha fazla tercih edilen bir görüntüleme tekniği olduğunu belirtmek gerekir. Bu tercih edilme modern BT cihazlarının yeteneklerinden kaynaklanmaktadır. BT cihazlarının çok yaygın bir şekilde kullanılması, bilgisayarlı tomografide radyasyon dozunu tahmin etmek için bir yöntemle sahip olmanın ne kadar önemli olduğunu göstermektedir. Ayrıca, bu tür bir modalitede aşırı maruziyeti keşfetmek zor olduğundan, BT'de radyasyon dozu için referans seviyeleri oluşturmak çok önemlidir (Morgan, 2016). Özellikle bilgisayarlı tomografi cihazlarından yayınlanan x-ışını enerji aralığında vücut doku ve organları için doz seviyeleriyle birlikte doku ve organların radyasyon soğurma parametrelerinin ayrıntılı olarak ele alınması gerekir. Bu nedenle, doğru BT doz tahminleri sağlayacak dozimetri araçlarından ve diğer metriklerden yararlanmak ve bunları tıbbi uygulamaya rehberlik etmek için kullanmak gereklidir.

Radyasyonun insan vücudundaki etkileri iki şekilde ifade edilir. Bunlar deterministik ve stokastik etkilerdir. Belli bir eşik değerinin üzerinde radyasyon dozuna maruz kalındığında etkisi doğrudan gözlenebilen deterministik etkiler genellikle deri veya göz merceği üzerinde ölçülürken, etkisi uzun yıllar sonra ortaya çıkabilen radyasyonun stokastik etkileri genellikle iç organlarda ölçülür (Boone vd., 2012). Ayrıca, BT dozimetri prosedürleri, daha küçük boyutları, büyüyen dokuları ve uzun ömürleri nedeniyle farklı cinsiyetteki yetişkinler ve pediatrik hastalar gibi

hastanın morfolojisinden, ağırlığından ve boyundan etkilenir (Albngali, 2020). Böyle bir durumda dozimetrik etkilerin incelenmesinin yanında, radyasyonun herhangi bir ortam içerisinde o ortamın ve radyasyonun özelliklerine bağlı olarak değerlendirilebileceği bazı parametreler bulunmaktadır. Bu parametreler radyasyonun o ortamda soğurulmasıyla ilgili temel parametrelere aittir. Bu parametrelerle ilgili insan vücudundaki doku ve organları üzerinde son yıllarda çalışmalar yapılmaya başlanmış olup literatürde yer alan mevcut çalışmalar aşağıda verilmektedir.

1.1. Literatür Taraması

İnsan vücudu içerisine ölçüm yapmak için dozimetre yerleştirilemediğinden referans doz seviyeleriyle veya radyasyon soğurma parametreleriyle ilgili yapılan çalışmalar ya iyon odası dozimetreleri kullanılarak ya da Monte Carlo (MC) simülasyonlarıyla gerçekleştirilmektedir. Örneğin, Bilgisayarlı Tomografide referans doz seviyeleri ile ilgili yapılan çalışmalarda Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi (CTDI) ve Doz Uzunluk Çarpanı (DLP) gibi parametrelerin ölçülmesiyle ilgili literatürde hem CTDI fantomu içerisine yerleştirilen iyon odası dozimetrelerinin kullanıldığı hem de MC simülasyonu ile yapılan çalışmalar mevcuttur (Mkimel vd., 2019; Kim vd., 2011; Fallah vd., 2016; Tomic vd., 2019; Cannilo vd., 2018). Bu tezin konusu olan radyasyon soğurma parametreleriyle ilgili olarak literatürde yapılan bir kısım benzer çalışmalar şöyledir: Shivaramu 2002 yılında yaptığı çalışmada bazı doku ve organlar için (kortikal kemik, over, göz lensi, testis, göğüs, adipoz, akciğer, yumuşak doku, kan, beyin ve iskelet kası) 1 keV – 20 MeV foton enerji aralığında etkin atom sayısı Z_{eff} parametrelerini XMuDat adlı programla hesaplamıştır (Shivaramu, 2002). Manohara ve arkadaşları 2011 yılında geometrik progresyon (GP) fit formülünden üretilen GP fit parametreleriyle yine bazı doku ve organlar için Z_{eff} parametrelerini ve enerji absorpsiyon build-up faktörlerini (EABF) 15 keV – 15 MeV enerji aralığında hesaplamışlardır (Manohara vd., 2011). Manjunatha ve Rudraswamy 2013 yılında insan vücudundaki bazı doku ve organlar için efektif atom sayısı Z_{eff} ve etkin elektron yoğunluğu N_{eff} parametrelerini WinXCom programını kullanarak 1,0 keV – 100 GeV enerji aralığında hesaplamışlar (Manjunatha ve Rudraswamy, 2013). 2014 yılında Kurudirek yine bazı doku ve organlarla birlikte 100 farklı bileşik ve karışım materyalleri için efektif atom sayısı Z_{eff} ve etkin elektron yoğunluğu N_{eff} parametrelerini Taylor ve arkadaşları tarafından

geliştirilen Auto- Z_{eff} (Taylor vd., 2011) adlı program yardımıyla hesaplamıştır (Kurudirek, 2014). Tekin ve arkadaşları 2017 yılında yaptıkları çalışmada MCNP, GENAT4 ve FLUKA adlı Monte Carlo kodlarıyla bazı doku ve organlar için (kan, kemik, göz lensi, akciğer, adipoz, deri, beyin ve kas doku) kütle azaltma katsayılarını (μ/ρ) hesaplamışlardır. 60 keV – 2,0 MeV foton enerji aralığında hesapladıkları simülasyon sonuçlarını XCom programıyla hesaplanan verilerle karşılaştırmışlardır (Tekin vd., 2017). Saleh ve arkadaşları 2019 yılında yaptıkları çalışmada Manohara ve arkadaşlarının 2011 yılında yaptıkları çalışmanın bir benzerini hem bazı doku ve organlar için hem de geliştirdikleri doku ve organlara eşdeğer bazı materyaller için 15 keV – 3 MeV enerji aralığında aynı yöntemle hesaplamışlardır (Saleh vd., 2019). Moradi ve arkadaşları 2019 yılında $^{99\text{m}}\text{Tc}$, ^{131}I , ^{137}Cs ve ^{60}Co radyoaktif kaynaklarından yayınlanan foton enerjilerinde su, yumuşak doku, kemik, akciğer, göğüs ve beyin dokusu için kütle azaltma katsayılarını (μ/ρ) MCNPX Monte Carlo koduyla hesaplamışlardır (Moradi vd., 2019). Rafiei ve arkadaşları 2020 yılında MCNPX kodu ve XCom programıyla 356, 662, 1173 ve 1332 keV foton enerjilerinde kütle azaltma katsayılarını (μ/ρ) ve enerji absorpsiyon build-up faktörlerini (EABF) su ve yumuşak dokuyla birlikte, A150TEP ve TEGMB adlı iki materyal için hesaplamışlar (Rafiei vd., 2020). Saleh ve arkadaşları 2021 yılında GP fitting yöntemiyle yaptıkları çalışmada EABF parametrelerinin 0,05 – 1,33 MeV aralığındaki kas-kemik-kas şeklinde sıralı üç ortamdaki değişimini incelemişler (Saleh vd., 2021). Kadri ve Alfurahi tarafından 2022 yılında yayınlanan bir çalışmada adipoz, kortikal kemik, akciğer, kas ve yağ dokuları için çok sayıda doku eşdeğeri materyaller oluşturulmuş ve 15 - 150 keV enerji aralığında bu materyallerin Z_{eff} ve EABF parametrelerini GP fitting yöntemini kullanarak hesaplamışlardır (Kadri ve Alfuraih, 2022).

1.2. Tezin Amacı

Literatürde yer alan çalışmalara bakıldığında insan vücudundaki doku ve organ materyallerinin radyasyon soğurma özellikleriyle ilgili kütle azaltma katsayısı (μ/ρ), enerji absorpsiyon build-up faktörü (EABF), etkin atom sayısı (Z_{eff}) ve etkin elektron yoğunluğu (N_{eff}) gibi soğurma parametrelerinin incelendiği görülmektedir. Ancak, bu parametrelerin dışında fotonların soğurulmalarıyla ilgili toplam atomik tesir kesiti ($\sigma_{\text{t,a}}$) ve toplam elektronik tesir kesiti ($\sigma_{\text{t,e}}$) gibi mikroskobik parametrelerle birlikte yarı değer kalınlığı (HVL), onda bir değer kalınlığı (TVL) ve ortalama serbest yol

(MFP) gibi makroskobik parametreler de bulunmaktadır. Bu tez çalışmasının temel amacı, insan vücudundaki bazı doku ve organların radyasyon soğurma özellikleriyle ilgili literatürde daha önce incelenmemiş olanları da kapsayacak mikroskobik ve makroskobik tüm parametreleri belirlemektir. Bu sayede doku ve organ materyalleri için ilk defa belirlenecek olan HVL, TVL ve MFP parametreleriyle de aynı zamanda radyoloji uygulamaları açısından hekimlere radyasyonun doku ve organlar üzerindeki davranışıyla ilgili pratik makroskobik veriler sunulmuş olacaktır.

Bu çalışmada hesaplanacak olan parametreler özellikle bilgisayarlı tomografi cihazlarından yayınlanan foton enerji aralığında daha ayrıntılı olarak incelenmiştir. Çünkü bilgisayarlı tomografi cihazları, geliştirilen slip ring teknolojisi ve çoklu dedektör kullanımı sayesinde tarama süresinin kısaltılması ve hastanın aldığı radyasyon dozunun azaltılması gibi avantajlar sağlandığından, ülkemizde ve dünyada en çok başvuru alan görüntüleme modalitelerinden biri olmuştur. Bu nedenle bu tez çalışmasında doku ve organların foton soğurma özellikleriyle ilgili parametrelerin incelenmesinde BT cihazlarından yayınlanan foton enerji aralığı üzerinde daha çok durulmuştur.

Bu çalışmada aynı zamanda radyasyonun doku ve organlar içerisinde ilerlerken bırakmış oldukları dozların ilgili doku içerisinde derinliğe bağlı olarak nasıl değiştiği de incelenecektir. Doku ve organlar için derinliğe bağlı doz değişimleri özellikle radyoterapi uygulamalarında oldukça önemlidir. Radyoterapi tedavi planlamaları yapılırken esasında bu doz dağılımlarından yararlanılmaktadır. Ancak bu tedavi planlamalarında henüz model tabanlı doz hesaplama algoritmaları tedavi planlama sistemlerine uyarlanmadığından planlama yapılırken vücut doku ve organ materyalleri genellikle su olarak kabul edilmektedir. Buradan hareketle bu tez çalışmasında aynı zamanda belirlenen doku ve organ materyalleri için gerçek içeriklerine bağlı olarak derinliğe bağlı doz değişimleri de incelenecektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. X-Işını ve Türleri

X-Işınları Alman fizikçi Wilhelm Conrad Röntgen tarafından 1895 yılında keşfedilen elektromanyetik dalgalardır (Cervantes, 2016). O yıllarda bilimsel incelemelerde yaygın olarak kullanılan katot ışını tüpünden W.C. Röntgen de bir adet geliştirmiştir. Crookes tüpü olarak da anılan bu tüp 1920'li yıllardan sonra daha da geliştirilerek günümüzdeki modern görüntüleme cihazlarında x-ışını tüpü olarak anılmakta ve kullanılmaktadır.

W.C. Röntgen havası boşaltılmış tüp içerisindeki anot ve katot levhalar arasına gerilim uygulayarak katot levhadan sökülen elektronların değişik anot materyallerine çarpması sonucu yayınlanan floresan ışıklarını gözlemlemekteydi. O sırada tüpün etrafına siyah bir film çekerek deneylerini tekrarladığında film üzerine iz bırakan farklı bir şeyin olduğunu fark etmiştir. Bu sayede keşfedilen ve gözle görülmeyen bu ışınları x-ışınları adı verilmiştir. X-ışınları, film üzerinde araya yerleştirilmiş herhangi bir cismin iz düşüm görüntüsünü vermesi nedeniyle bilimde adeta bir devrim yaratmış ve günümüzde özellikle başta tıpta modern görüntüleme cihazlarının da temelini oluşturmasının yanında bilim, sanayi ve endüstri alanında hızlı ve kayda değer gelişmelere yol açmıştır (Dunn, 2001).

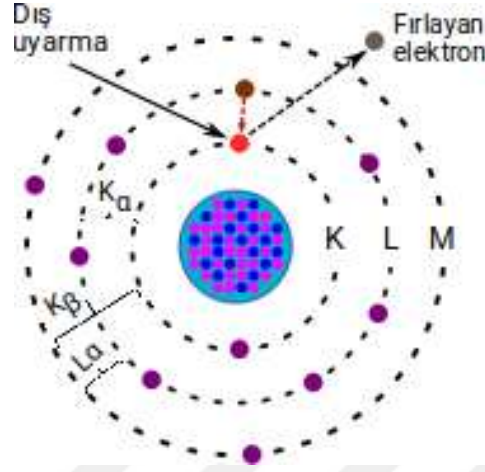
2.2. X-Işını Üretimi

Fiziksel oluşum mekanizmalarına göre x-ışınları iki farklı türde meydana gelmektedir. Bunlardan biri karakteristik x-ışını ışımaları, diğeri ise frenleme ışıması olarak da bilinen Bremsstrahlung x-ışımasıdır. Aynı elektromanyetik dalga karakterindeki bu x-ışını türlerinin oluşum mekanizmaları aşağıda detaylı olarak ifade edilmiştir.

2.2.1. Karakteristik X-Işınları

Karakteristik x-ışınları, bir atomun iç yörünge orbitalindeki elektronunun herhangi bir dış etki nedeniyle koparılması neticesinde daha kararlı enerji seviyesine sahip olan bu yörüngedeki boşluğun dış yörüngedeki başka bir elektron tarafından doldurulması sonucunda meydana gelmektedir. Dışarıdan uygulanan etkiler materyal atomları üzerine gönderilen fotonlar ya da yüksek enerjili elektronlar olabilir. Bu sayede yörünge elektronu kendi yörüngesinden fırlar ve atom yeniden elektron

konfigürasyonu moduna girer (Cervantes, 2016). Şekil 2.1’de bir atomun iç orbital kabuğundan (yörüngesinden) bir dış uyarma etkisiyle elektron koparılması sonucu yayınlanan karakteristik x-ışını oluşumu gösterilmektedir.

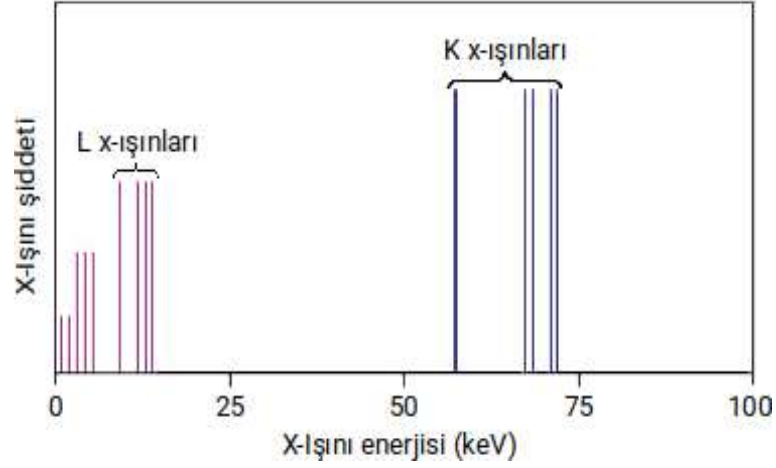


Şekil 2.1. Karakteristik x-ışını oluşumu diyagramı

Karakteristik x-ışınlarının enerjileri materyal atomlarının türüne göre spesifik değerlere sahiptir, bu yüzden atom türlerine ve orbital enerji düzeylerine göre birbirinden farklılıklar gösterirler. Çünkü her bir kabukta yer alan atom elektronlarının o yörüngedeki bağlanma enerjileri birbirinden farklıdır. Bir atom üzerinde elektron koparılması sonucu oluşan karakteristik x-ışını enerjisi (E_X), boşalan yörüngedeki elektronun bağlanma enerjisi (B_{BY}) ile o yörüngeye transfer olan elektronun transfer olmadan önceki yörünge bağlanma enerjisi (B_{TY}) arasındaki farka eşittir ve Eşitlik 2.1’deki gibi hesaplanır (McCollough, 1997; Rosenberg, 2008; Van Grieken ve Markowicz, 2001).

$$E_X = B_{BY} - B_{TY} \quad (2.1)$$

Bu şekilde oluşan x-ışınları tek enerjili ve karakteristik olduklarından çizgi spektrumuna sahiptir. Şekil 2.2’de L kabuğundan K kabuğuna ve M kabuğundan L kabuğuna geçiş sonucu yayınlanan karakteristik K ve L x-ışınlarının enerji spektrumu gösterilmektedir.

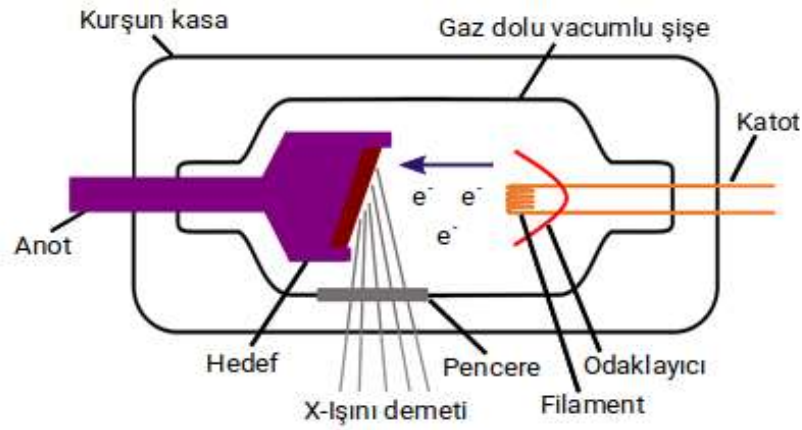


Şekil 2.2. Karakteristik x-ışını spektrumu

2.2.1. Bremsstrahlung X-ışınları

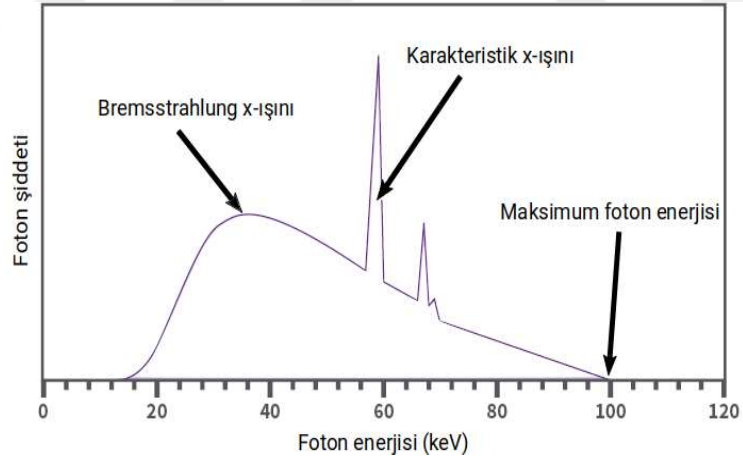
Fiziksel olarak ivmelenen yüklü parçacıklar ışıma yaparlar. Bir hedef üzerine yönlendirilen hızlandırılmış elektronların hedef materyalin atomlarının çekirdeğine yakın mesafelerden geçerken ani ivmelenmesi (yavaşlaması) sonucunda frenleme ışımaları olarak bilinen Bremsstrahlung x-ışınları oluşur. Hızlandırılmış elektronların bu şekilde ani ivmelenmesi ile kazanılan kinetik enerjinin sadece % 1-2'si Bremsstrahlung türü x-ışınlarına dönüşürken geriye kalanı ise ısı enerjisine dönüşmektedir (Meredith ve Massey, 2013).

Bir x-ışını tüpü içerisinde üretilen Bremsstrahlung ışınları, vakumlu bir cam kılıf içerisinde karşılıklı iki uca yerleştirilen iki elektrot üzerinden geçirilen potansiyel fark sayesinde oluşmaktadır. Tüp içerisindeki bu elektrotlar genellikle tungsten materyalinden oluşmaktadır. Tungsten filamentten yapılmış negatif yüklü elektrot olan katot üzerinden akım geçirildiğinde neredeyse serbest hale geçen elektronlar potansiyel fark altında yörüngelerinden koparak hızlandırılırlar ve anot hedefteki materyal üzerine çarptırılırlar (Meredith ve Massey, 2013). Hızlanan bu elektronlar anot hedefin atomlarıyla etkileşime girerek ani ivmelenmeyle yavaşlarlar ve bu sayede x-ışınları yayınlanır. Bu şekilde x-ışını tüpü içerisinde elektronların hızlandırılarak hedef materyal üzerine çarptırılıp ani ivmelendirilmesi sonucu oluşan Bremsstrahlung x-ışınlarının fiziksel oluşum mekanizmasının diyagramı Şekil 2.3'te gösterilmektedir.



Şekil 2.3. Bremsstrahlung x-ışını üretimi

Şekil 2.3'te gösterildiği gibi vakumlu bir tüp içerisinde belli bir potansiyel fark altında oluşan x-ışınları sürekli bir enerji spektrumuna sahiptir. Oluşan x-ışını fotonlarının enerjisi ve şiddeti tüp akımı (mAs) ve tüp gerilimi (kVp) ile doğrudan ilişkilidir. Bununla birlikte, meydana gelen x-ışınlarının kalitesi aynı zamanda anot materyali, ışın filtrasyonu ve voltaj dalga formu gibi parametrelere de bağlıdır. Uygulanan potansiyel farkına göre ışın şiddeti ve enerji değişimini gösteren x-ışını sürekli spektrumu Şekil 2.4'te gösterilmektedir.



Şekil 2.4. Bremsstrahlung x-ışını spektrumu

Şekil 2.4'te gösterildiği gibi oluşan Bremsstrahlung ışınlarının maksimum enerjileri keV cinsinden kVp değerine karşılık gelirken ortalama enerji değeri ise maksimum değerin yaklaşık olarak 1/3'üne denk gelmektedir. Grafikteki eğrilere dikkat edilirse artan potansiyel fark ile foton enerjisi artarken ışın şiddeti azalmaktadır. Bu durum üzerine elektron gönderilen anot materyalinin foton

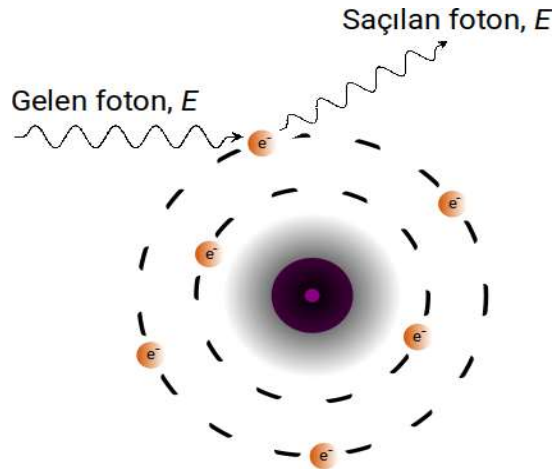
soğurma kabiliyetiyle ilgilidir. Şekil 2.4'teki grafik üzerinde kesikli olarak gösterilen pikler ise anot materyalinden yayınlanan karakteristik (tek enerjili) x-ışınlarıdır (Mayles vd., 2007). Burada oluşan karakteristik ışınlar, elektron-elektron etkileşmesi sonucu meydana gelir. Kısaca özetlersek, bu x-ışınları, anot materyalini oluşturan atomların orbitallerinden elektron-elektron çarpışması sonucu koparılan elektron sonrasında atomun elektron diziliminin yeniden konfigürasyonu sonucu bir alt kabuğa yerleşen elektronların yayınladıkları fotonlardır.

2.3. X-Işınlarının Madde ile Etkileşimi

X-ışınları elektromanyetik dalga formuna sahip foton paketçikleri şeklinde yayılırlar. Bu ışınlar bir ortam materyali ile karşılaştıklarında foton enerjisine ve materyal özelliklerine göre beş farklı şekilde etkileşerek ya soğurulur ya da saçılırlar. Enerjisi 150 keV ve altındaki enerjilerde x-ışınları ile madde arasında baskın olarak Rayleigh saçılması (koherent saçılma), Compton saçılması (inkoherent saçılma) ve Fotoelektrik soğurma gibi olaylar gerçekleşir. Daha yüksek enerjili olan x-ışınları ile madde arasında ise daha çok çift oluşumu, üçlü üretimi ve fotodisintegrasyon (fotonükleer soğurma) olayları gerçekleşmektedir (Mayles vd., 2007).

2.3.1. Koherent Saçılma

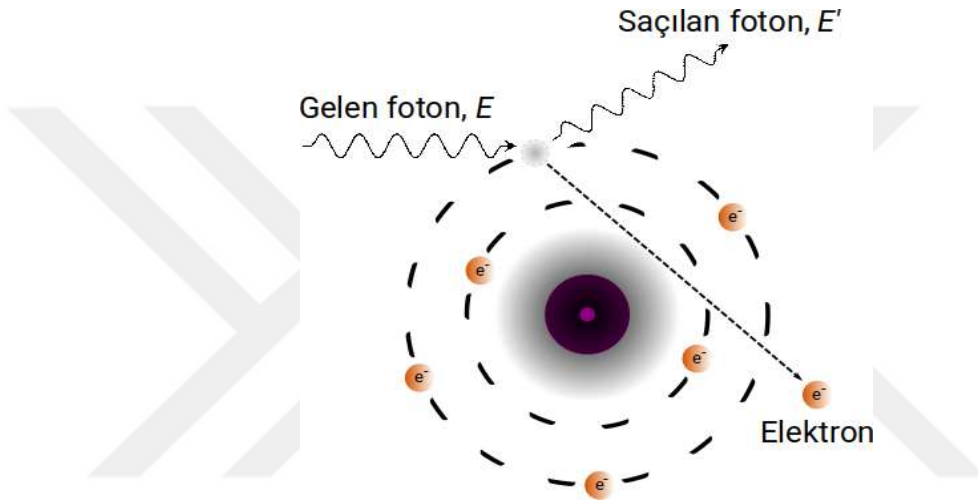
Koherent saçılmada foton tüm atom ile etkileşime girer ve materyali oluşturan atomun dış yörüngesindeki bir elektronu titreştirir. Bunun sonucunda gelen foton enerji kaybına uğramadan sadece yön değiştirerek elastik bir şekilde saçılır. Diğer adı Rayleigh saçılması olan koherent saçılma diyagramı Şekil 2.5'te gösterilmiştir.



Şekil 2.5. Koherent saçılma diyagramı

2.3.2. İnkohherent Saçılma

İnkohherent saçılma, foton ile hedef atoma zayıf bağlı elektronlar arasında gerçekleşen inelastik saçılma olayıdır. Hedef materyal üzerine gönderilen foton atom yörüngesindeki zayıf bağlı bir elektrona bir miktar enerjisini elektronu yörüngesinden sökmek için aktarır ve bir miktar kinetik enerjiyle elektronu yörüngeden fırlatır. Geriye kalan daha düşük enerji ile foton yön değiştirerek yoluna devam eder. İnkohherent saçılma (Compton saçılması) diyagramı Şekil 2.6'da gösterilmiştir. Saçılan foton ve elektronun enerjileri sırasıyla Eşitlik 2.2 ve 2.3'teki gibi hesaplanır.



Şekil 2.6. İnkohherent saçılma diyagramı

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + \frac{h\nu}{511 \text{ keV}}(1 - \cos\theta)} \quad (2.2)$$

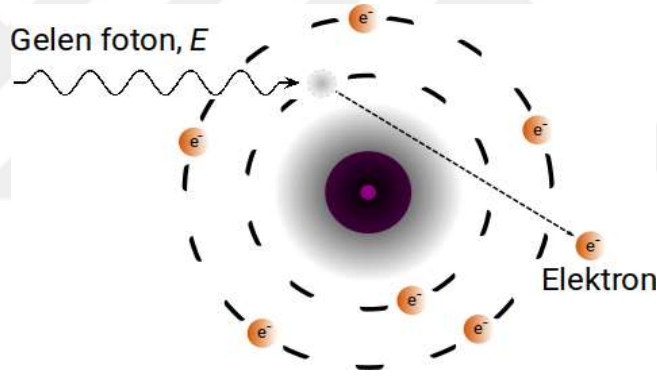
$$E_e = h\nu - \left[\frac{h\nu}{1 + \frac{h\nu}{511 \text{ keV}}(1 - \cos\theta)} \right] \quad (2.3)$$

Hedef materyal atomları üzerine gönderilen fotonlarla atom elektronları arasında inkohherent saçılma gerçekleşmesi için gönderilen fotonun enerjisinin elektronun yörüngeye olan bağlanma enerjisinden büyük olması gerekir. Enerji arttıkça inkohherent saçılma olasılığı da artar. Saçılma en dış yörünge elektronu ile gerçekleşirse foton ve elektron, enerji ve momentum korunum yasaları gereği farklı enerjilerde saçılırlar ve atom pozitif yüklü bir iyon olur. Eğer atomdan fırlatılan elektron iç yörünge elektronu ise, yani inkohherent saçılma bir iç yörünge elektronu

ile gerçekleşirse, iyonize hale geçen atomun dış yörüngesinde yer alan bir elektron fırlatılan elektronun oluşturduğu boşluğa geçiş yaparak atomun elektronik konfigürasyonu yeniden düzenlenir. Bu esnada geçiş yapan elektronun bağlanma enerjisi ile fırlatılan elektronun bağlanma enerjisi arasındaki fark kadar enerjiye sahip karakteristik bir x-ışını yayınlanır (Mayles vd., 2007; Knoll, 2010).

2.3.3. Fotoelektrik Soğurma

Fotoelektrik soğurmada, belli enerji değerine sahip foton tüm enerjisini atom elektronuna aktararak o elektronu yörüngeden fırlatır ve sonuçta foton tamamen soğurulur. Bu sırada foton enerjisinin bir kısmı elektronu yörüngeden sökmek için harcanırken, kalan kısmı ise elektrona kinetik enerji olarak transfer edilir. Fotoelektrik soğurma diyagramı Şekil 2.7’de gösterilmiştir. Genellikle iç yörünge elektronları ile gerçekleşen fotoelektrik soğurmada elektrona aktarılan kinetik enerji Eşitlik 2.4’teki gibi hesaplanır (Mayles vd., 2007; Knoll, 2010).

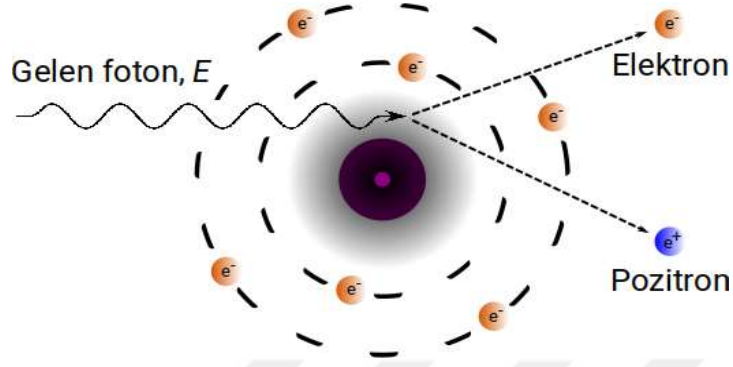


Şekil 2.7. Fotoelektrik soğurma diyagramı

2.3.4. Çift Oluşumu ve Üçlü Üretimi

Hedef bir materyal üzerine en az elektronun durgun kütle enerjisinin (0,511 keV) iki katı büyüklüğünde (1,022 MeV) bir foton gönderildiğinde bu foton tamamen yok olup sonrasında atom ve çekirdekten bağımsız elektron ve pozitron çifti oluşmaktadır. Bu olay çift oluşumu olarak tasvir edilmektedir. Pratikte birkaç MeV’in altında çift oluşumu olma olasılığı oldukça düşüktür, ancak daha yüksek foton enerjilerinde bu olasılık giderek artar. Bu olayda foton çekirdeğin çok yakınından geçecek kadar yüksek enerjiye sahiptir. Oluşan elektron ortam içerisinde soğurulurken pozitron pozitif yüklü olduğundan karşılaştığı ilk elektronla etkileşime

girerek yok olma (anihilasyon) olayı gerçekleşir. Bu şekilde gerçekleşen çift oluşumu olayında ikincil ürün olarak birbirine zıt yönde (180^0 açıyla) iki adet 511 keV enerjili gama fotonları yayınlanır (Mayles vd., 2007). Çift oluşumu diyagramı Şekil 2.8’de gösterilmiştir.



Şekil 2.8. Çift oluşumu diyagramı

Çift oluşumu olayı aynı zamanda atom elektronunun elektrik alanında da meydana gelebilmektedir. Bu durumda yeterli miktarda enerji alan elektron da geri tepme sonucu yörüngesinden fırlatılır ve sonuçta üç adet elektron açığa çıkmış olduğundan bu olay üçlü üretim olarak adlandırılır. Üçlü üretim meydana gelebilmesi için gerekli foton enerjisi elektronun durgun kütle enerjisinin tam dört katıdır.

2.3.5. Fotonükleer Soğurma

Hedef materyalin atomları üzerine gönderilen foton enerjisi atom çekirdeğindeki nükleonların bağlanma enerjisinden yüksek olduğunda foton ile çekirdek içindeki nükleonlar arasında fotonükleer reaksiyon gerçekleşir. Bu reaksiyon sonucunda foton çekirdek tarafından absorbe edilirken çekirdeği oluşturan nükleonlardan bir ya da bir kaç çekirdekten fırlatılabilir (Mayles vd., 2007).

2.4. Bilgisayarlı Tomografi

Bilgisayarlı tomografi (BT), kolime edilmiş x-ışınlarıyla gerçekleştirilen radyolojik bir görüntüleme tekniğidir. Bu görüntüleme işleminde karşılıklı olarak yerleştirilmiş x-ışını tüpü ile dedektör modülünün birbiriyle senkronize bir biçimde aynı hız ve açılarda dönüş yapmasıyla ikisi arasına yerleştirilen cismin ya da hasta vücudunun kesitsel görüntüsü elde edilmektedir. Hasta vücudu üzerindeki görüntü oluşumunda ışın şiddetlerinin farklı yoğunluklu doku ve organlar içerisinde

geçerken farklı oranlarda zayıflaması esas alınır. Cisim etrafında 360^0 derece dönüş yapabilen tüp ve dedektör bloğu projeksiyon sayısına göre belli açılarda tarama yapar. İstenilen bir noktadaki görüntü değeri her bir projeksiyon sonucu dedektöre ulaşan x-ışını şiddetlerinin ortalaması alınarak elde edilir.

2.4.1. Bilgisayarlı Tomografinin Teknolojik Gelişimi

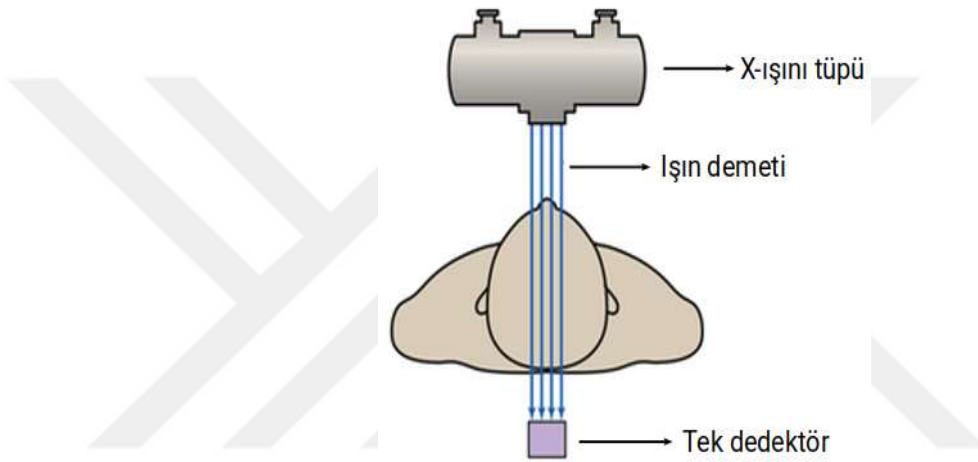
Bilgisayarlı tomografinin teorik temelleri 1960'lı yılların başında amerikalı fizikçi A.M. Cormack'ın çalışmalarıyla atılmıştır. Klasik röntgen cihazlarından elde edilen görüntüler planar görüntüler olup derinliğe bağlı doku yoğunlukları hakkında bilgi vermemekteydi. O dönemde Cormack tarafından, x-ışınlarının farklı açılardan ve kesitler halinde gönderilmesiyle yaptığı denemeler üzerine elde edilen verilerle yumuşak dokuların birbirinden ayırt edilebilirliği fark edilince yeni ve güçlü bir radyolojik görüntüleme tekniğinin gelişimi sağlanmış oldu. Ancak görüntü oluşturulan ilk deneysel model İngiliz bilim adamı elektrik mühendisi G. Hounsfield tarafından 1967-1971 yılları arasında tasarlandı ve bu iki bilim adamı tıp alanında sağladıkları bu katkılardan dolayı 1979 yılında Nobel ödülüyle ödüllendirilmişlerdir. BT cihazı ilk defa 1972 yılında klinik olarak beyin görüntülemesinde kullanılmıştır. Sonrasında ticari olarak üretilmeye başlayan bilgisayarlı tomografi cihazı Türkiye'de 1975 yılında ilk Hacettepe üniversitesinde kullanılmıştır (Şahin, 2005; Seeram, 2010; Cunningham ve Judy, 2003; Mahesh, 2002).

Bilgisayarlı Tomografi cihazları icat edildikten bu yana birçok gelişim sürecinden geçmiştir ve bu aşamalarda farklı jenerasyonlar üretilmiştir. Çünkü ilk jenerasyonlarda çekim süresinin uzun olmasından dolayı hastaların ve çalışanların maruz kaldığı radyasyon dozları oldukça yüksekti ve bunun yanında dedektör teknolojisi ile verimin artırılması, x-ışını tüpünden yayınlanan ışınların kalitesi vs. gibi birçok parametre bilgisayarlı tomografinin gelişmesinde önemli rol oynamıştır. İcadından günümüze kadar geliştirilen bilgisayarlı tomografi jenerasyonları aşağıdaki alt başlıklarda detaylı olarak verilmiştir.

2.4.1.1. Birinci Nesil Bilgisayarlı Tomografi Cihazları (1972)

Birinci nesil bilgisayarlı tomografi cihazları tek tüp ve tek dedektörden oluşan ilerle-dön (translate-rotate) prensibine göre çalışmaktadır. Bu cihazlarda dar bir paralel ışın demeti (pencil beam) oluşturabilmek için x-ışını tüpünün olduğu kısma

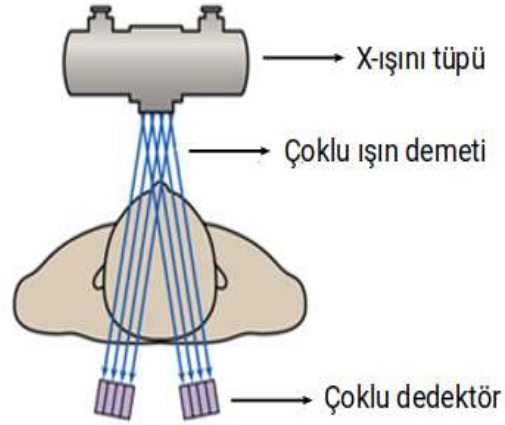
pinhole kolimatör yerleştirilmiştir. X-ışını tüpünün tam karşısına ise sadece tek bir dedektör yerleştirilmiş olan geometride dedektör ve tüp doğrusal bir çizgi boyunca belirli bir miktar ilerler ve sonra 1° 'lik açılarla hasta etrafında 180° 'lik tarama gerçekleşir. Tek bir kesitteki tarama yaklaşık 5-6 dakikalık bir sürede tamamlanabilmektedir. İlk nesil BT cihazları kesit sayısı az olan sadece beyin tomografilerinde kullanılmasına rağmen toplam çekim süresi saat mertebesini bulmaktadır. Günümüzde bu cihazlar artık kullanılmamaktadır (Cunningham ve Judy, 2003; Mahesh, 2002). Şekil 2.8'de birinci nesil bilgisayarlı tomografi cihazının şematik diyagramı gösterilmektedir.



Şekil 2.9. Birinci nesil bilgisayarlı tomografi cihazı diyagramı

2.4.1.2. İkinci Nesil Tomografi Cihazları (1979)

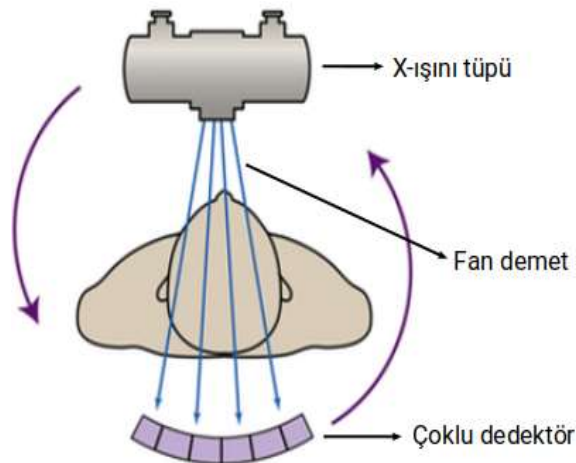
İkinci nesil tomografi cihazlarında birincisinden farklı olarak yelpaze biçimli (fan beam) ışın demeti ve üçlü dedektör modülü kullanılmıştır. Bu dedektörler de doğrusal dizilimden ziyade birbirlerine 1° 'lik açı yapacak şekilde yerleştirilmiştir. Yine de ilerle-dön prensibine göre çalışan bu sistemde ışın demeti boyunca bir defada üç projeksiyon görüntüsü elde edilebilmektedir. Dedektörler 1° 'er derecelik açılı şekilde yerleştirildiğinden üç derecelik dönüş yapılmış gibi davranmaktadır. Bu sayede 180 adımlık ilerleme yerine 60 adımlık ilerleme yapılarak görüntü elde etme süresi oldukça düşürülmüştür (Mahesh, 2002). İkinci nesil tomografi cihazının diyagramı Şekil 2.10'da gösterilmektedir.



Şekil 2.10. İkinci nesil bilgisayarlı tomografi cihazı diyagramı

2.4.1.3. Üçüncü Nesil Tomografi Cihazları (1983)

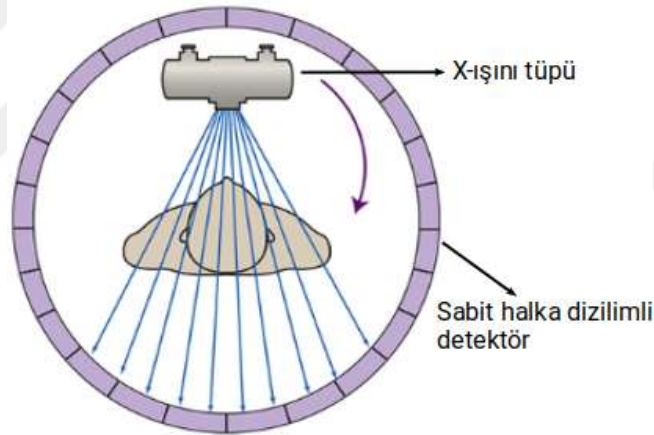
Üçüncü nesil bilgisayarlı tomografi cihazının mühendislik tasarımında ilerle ve dön hareketinin yerine zamandan kazanç sağlayacak sürekli dönme hareketi yapan ve daha geniş bir yelpaze ışın demeti kullanan formasyonu tercih edilmiştir. Bu şekliyle tomografi cihazının karşılıklı yerleştirilmiş olan x-ışını tüpü ve dedektör dizisi hasta etrafında farklı projeksiyonlarda 360^0 'lik dönüşünü hızlı bir biçimde tamamlayarak görüntü elde edebilmektedir. Önceki versiyonlarda tüp karşısındaki dedektör sayısı 50 civarında olmasına rağmen, üçüncü nesil bu cihazlarda 300-700 arasında değişen dedektör sayısı mevcuttur. Öteleme ve dönme hareketi yerine yumuşak sürekli dönme hareketi tercih edildiği için tarama süresi oldukça düşürülmüştür (Mahesh, 2002). Üçüncü nesil BT cihazının şematik diyagramı Şekil 2.11'de yer almaktadır.



Şekil 2.11. Üçüncü nesil bilgisayarlı tomografi cihazı diyagramı

2.4.1.4. Dördüncü Nesil Tomografi Cihazları (1989)

Tomografi cihazlarının bu jenerasyonunda, sadece dönme hareketinin ne kadar hızlı tarama yaptığı gibi bir avantaj bir önceki versiyondan öğrenildiği için, bir ring üzerine 360^0 dönme merkezi boyunca sabit dedektör dizisi yerleştirilmiştir. Bu şekilde dedektörler değil, sadece tüp hasta etrafında yelpaze biçimli geniş bir ışın demeti göndererek dönmektedir. İlk ticari ürünlerde yaklaşık 600 civarında dedektör kullanılırken daha sonraları bu sayı 4800'lere kadar çıkarılmıştır. Fakat muhtemelen maliyet kaynaklı olacaktır ki bu versiyonda daha az dedektörlü daha küçük dedektör ringi kullanıldığından, her hangi bir nokta taramasında $\frac{1}{4}$ 'den daha az dedektör kısmı kullanıldığı için dedektör performansı açısından verimli olmamıştır. Bunun yanında bu jenerasyon tarayıcılar, mekanizma içerisinde ışın saçılmalarını önleyici kolimatör kullanılmadığından saçılmadan kaynaklı görüntü bozukluklarına üçüncü nesildekilere göre daha hassastır (Mahesh, 2002). Şekil 2.12'de dördüncü nesil tomografi cihazının diyagramı yer almaktadır.



Şekil 2.12. Dördüncü nesil bilgisayarlı tomografi cihazı diyagramı

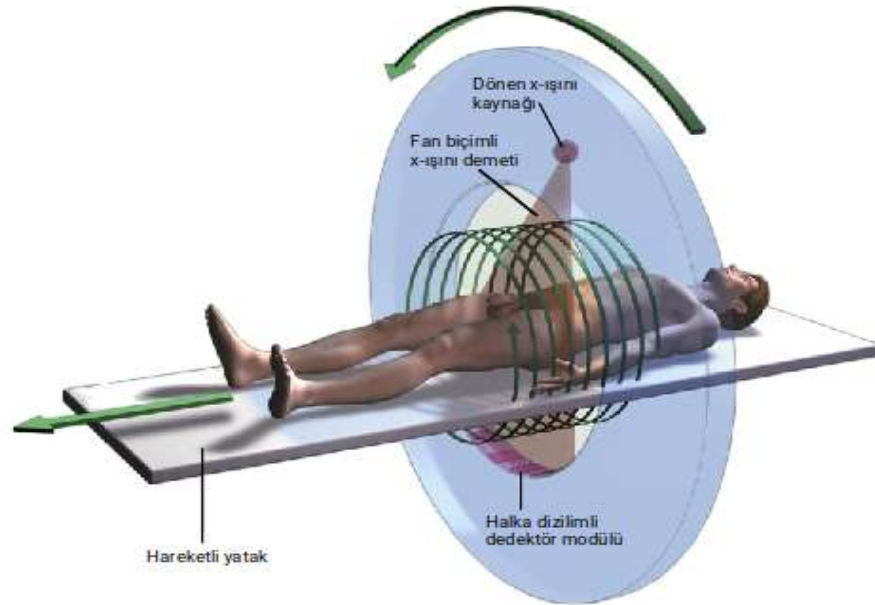
2.4.1.5. Elektron Demeti BT Cihazları (1985)

Özellikle kardiyak görüntülemede kalbin atış hızına bağlı olarak arterden geçen kan basıncına göre kalp kasılmasının zamanla değişen görüntülerini incelemek amacıyla üretilmiş bir cihazdır (Thompson vd., 1996).

2.4.1.6. Helikal BT Cihazları (1989)

Bilgisayarlı Tomografi cihazların ilk geliştirilmesinden bu yana teknolojik açıdan oldukça ilerleme kaydedilmiştir. Bu gelişmelerle birlikte hastanın tomografik

çekim süresi önemli ölçüde azaltılmış ve radyasyona olan maruziyet bu süreyle birlikte en aza düşürülmüştür. Bu bağlamda 1982' yılından itibaren geliştirilen Helikal BT cihazları diğer jenerasyonlara göre oldukça avantajlı olup hasta yatağının sürekli hareketiyle birlikte hastanın tek bir nefes alıp tutma süresinde çekim tamamlanabilmektedir (Seeram, 2015). Günümüzde radyoloji kliniklerinin çoğunda Helikal BT cihazları kullanılarak daha çok sayıda hastaya teşhis koyulabilmektedir. Yeni nesil Helikal BT cihazları PET-BT ve SPECT-BT gibi Nükleer Tıp alanında kullanılan hibrit cihazlarda da çoğunlukla tercih edilmekte ve önemli avantajlar sağlamaktadır. Bu hibrit cihazlardaki tomografik görüntülerin elde edilmesinde Helikal BT'nin kullanılmasıyla tek bir nefes tutma süresinde hastanın hızlıca görüntüsü alınabilmekte ve bu sayede hasta hareketinden kaynaklı görüntü artefaktı oluşmasının önüne büyük ölçüde geçilmektedir (Mahesh, 2002). Şekil 2.13'te Helikal BT tarayıcısının fiziksel diyagramı gösterilmektedir.



Şekil 2.13. Helikal bilgisayarlı tomografi cihazı diyagramı

2.5. Bilgisayarlı Tomografide Doz Tanımlamaları

X-ışınlarının kullanıldığı floroskopi, mamografi ve röntgen gibi iki boyutlu görüntülemelerde maksimum radyasyon dozu çoğunlukla hastanın yüzey (cilt) bölgesinde depolanır. Bu nedenle bu cihazların kullanıldığı alanlarda hastanın aldığı radyasyon dozlarını veya radyasyon riskini belirlemede uygun bir dozimetre ile

yüzey giriş dozunun ölçülmesi geçerli bir yöntem olabilir. Ancak, bilgisayarlı tomografi cihazlarıyla 360⁰ derece dönüş yapabilen gantry sayesinde hastaya farklı yönlerden gönderilen x-ışınları için hastada depolanan radyasyon dozunun çoğunlukla yüzeyde mi (periferik bölge) yoksa hastanın herhangi bir vücut derinliğinde ya da merkezinde mi depolandığını belirlemede yüzey dozu ölçümü pratik bir yöntem değildir. Bunun için pratik olması açısından doz ölçümlerinde kullanılmak üzere polimetil-metakrilat (PMMA) malzemeden üretilmiş özel bir fantom tasarlanmıştır. Bu fantom, merkezde uzun eksen (z-eksen) boyunca 1 tane ve bu eksene paralel 90 derece açıyla her bir periferik kısımda (saat 3, 6, 9, ve 12 yönlerindeki yüzeye yakın yerlerde) yine z-ekseni boyunca 4 adet delik içermektedir (Şekil 2.14). Kafa ve vücut bölgesi çap olarak birbirinden farklı oldukları için doz dağılımlarını belirlemede silindirik biçimde iki tür fantom tasarlanmıştır. Kesit uzunluğu genellikle 15 cm olan bu silindirik fantomlardan kafa kısmı için kullanılanın silindir çapı 16 cm, vücut için kullanılanın silindir çapı ise 32 cm kadardır (Morgan, 2016; Nickoloff vd., 2003). Doz dağılımlarını belirlemek için fantom delikleri içerisine uzunlukları genelde 100 mm olan kalem biçimli iyon odaları yerleştirilerek ilgili çekim protokolüne göre fantom ışınlanır ve dozimetrelerde soğurulan dozlar belirlenir. Elde edilen doz değerleriyle ilgili olarak hasta vücudunda soğurulan dozları tanımlamak için belirli parametreler üzerinden bazı doz tanımlamaları geliştirilmiştir. BT’de kullanılan bu doz parametreleri aşağıdaki alt başlıklarda verilmektedir.



Şekil 2.14. Standart kafa ve vücut fantomu. Kafa fantomunun silindir çapı 16 cm, vücut fantomunun silindir çapı ise 32 cm’dir

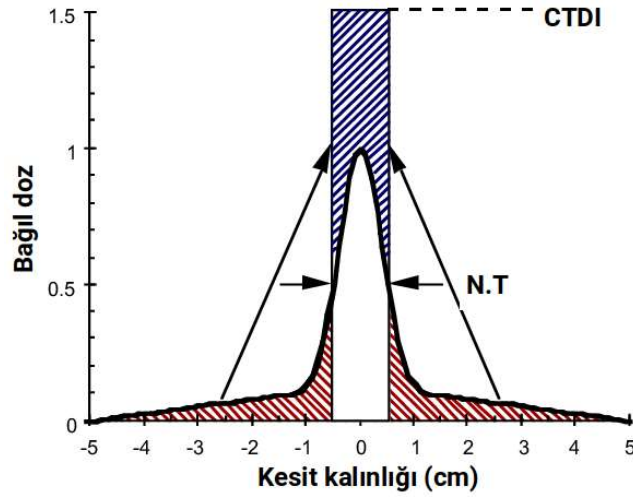
2.5.1. Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi (CTDI)

Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi BT'nin gelişiminden bu yana tomografi cihazından yayınlanan radyasyon dozu ölçümü için en çok kullanılan önemli bir parametredir. CTDI kavramı ilk olarak Amerika Birleşik Devletlerinin (ABD) Gıda ve İlaç Dairesi (FDA) tarafından önerilmiştir (Borbinha, 2017).

CTDI, tomografik çekimde ard arda taranan birbirine bitişik kesitlerden bir tanesinin ortalama dozunu hesaplamada kullanılan bir parametredir. CTDI değeri hesaplanırken kullanılan standart fantomun delikleri hasta yatağına hastanın uzun eksenine (z-ekseni) paralel olacak şekilde konumlandırılır. Deliklerin içerisine x-ışını tüpünden çıkan nominal ışın kolimasyonundan daha uzun boyda (100 mm uzunlukta) iyon odaları yerleştirilir. Uzun eksen boyunca kesit kesit yapılan aksiyel taramada bir tur rotasyon için iyon odaları tarafından ölçülen değerler iyon odalarının koordinat merkezlerine göre kaydedilir. Bilgisayarlı Tomografi cihazının x-ışını tüpünden çıkan ışınlar için her ne kadar ışın demeti kolimasyonu sağlansa ve maksimum doz merkezi kesit hacminde depolansa da saçılan ve dağılan ışınların bitişik kesitler üzerindeki doz değerlerine de bir doz katkısı söz konusudur. Bu katkıların dahil edildiği CTDI parametresinin z-ekseni boyunca tüm doz dağılımlarının toplamı biçiminde ifade edilen en genel matematiksel ifadesi Eşitlik 2.5'deki gibi verilmektedir (Albngali, 2020).

$$CTDI = \frac{1}{N \times T} \int_{-\infty}^{+\infty} D(Z) dz \quad (2.5)$$

Burada $D(Z)$; verilen bir z konumundaki doz değerini, N ; aksiyel tomografik kesitlerin sayısını ve T ; bir tek kesitin kalınlığını belirtmektedir. Eşitliğin paydasında yer alan kesit sayısı ile kesit kalınlığının çarpımı birlikte toplam kolimasyonun, yani ışın demeti genişliğinin nominal değerini ifade etmektedir. Bu nedenle CTDI değeri toplam absorbe dozun nominal ışın kolimasyonuna bölünmesiyle elde edilir diyebiliriz. Örneğin 1 cm genişlikte kolime edilmiş x-ışını demeti için 10 cm'lik bir iyon odası üzerinde depo edilen dozların doz profili Şekil 2.15'te (Nagel, 2007) gösterilmiştir.



Şekil 2.15. İyon odasıyla elde edilen doz profili ve CTDI

Şekil 2.15'te görüldüğü gibi merkezde 1 cm'lik kolime edilmiş demet genişliğindeki bölgede maksimum doz depolanırken, iyon odası uzunluğunca kaydedilen değerlere göre yukarıda bahsedildiği üzere sapan ve saçılan ışınların etkisiyle merkezi doz profili diliminin kenarlarında kuyruklar meydana gelmiştir. Bir kesitteki radyasyon dozunun tahmininde bu kuyrukların önemli etkileri vardır. Çünkü z-eksenindeki bireysel dilimin genişliğine ve bitişik dilimler arasındaki mesafeye bağlı olarak kuyruklar üst üste gelebilir ve doz birikimine neden olabilir (Benhalim, 2018).

2.5.1.1. CTDI₁₀₀

Bilgisayarlı tomografi doz parametrelerinin belirlenmesinde standart kafa ve vücut fantomu kullanıldığını ve bu fantomun delikleri içerisine 100 mm uzunluğunda iyon odaları yerleştirildiğinden söz edilmişti. BT tüpünün rotasyonu sonucu tek bir kesitte depo edilen dozu belirlemede nominal ışın kolimasyonundan daha uzun bir iyon odası çubuğu kullanılmasının sebebi istenilen kesitteki dozu hesaplarken aynı zamanda sapan ve saçılan ışınların da o kesitteki veya diğer kesitlerdeki doza katkısını hesaba katmak gerektiği bir önceki bölümde vurgulanmıştı. İşte CTDI₁₀₀, fantom içerisine z-eksini boyunca yerleştirilen 100 mm uzunluğundaki iyon odasında kaydedilen dozların her bir kesit üzerindeki katkısını yansıtan bir parametredir. Şöyle ki, 32 cm çaplı ve 15 cm uzunluklu silindirik vücut fantomunun merkezi ve periferik (kenar) bölgelerindeki deliklerin içerisine 100 mm uzunluklu iyon odaları yerleştirilmiş olsun ve bu fantom da BT tarayıcısının izomerkezine yerleştirilerek

belli kesit kalınlığındaki x-ışını kolimasyonu ile taranmış olsun. Her bir kesit taramasında ilgili kesite ve bitişik diğer kesitlere sapan ve saçılan ışınlardan gelen katkılar dikkate alınarak 100 mm uzunluklu iyon odası ve bu uzunluk boyunca mevcut fantom dilimi için belirlenen $CTDI_{100}$ parametresi Eşitlik 2.6'daki gibi hesaplanmaktadır (Borbinha, 2017; Albngali, 2020).

$$CTDI_{100} = \frac{1}{N \times T} \int_{-50\text{ mm}}^{+50\text{ mm}} D(Z) dz \quad (2.6)$$

$CTDI_{100}$ için Eşitlik 2.2'de verilen ifade aktif uzunluğu L olan bir iyon odası için genelleştirildiğinde Eşitlik 2.7'deki gibi yazılabilir (Albngali, 2020).

$$CTDI_L = \frac{1}{N \times T} \int_{-L/2}^{+L/2} D(Z) dz \quad (2.7)$$

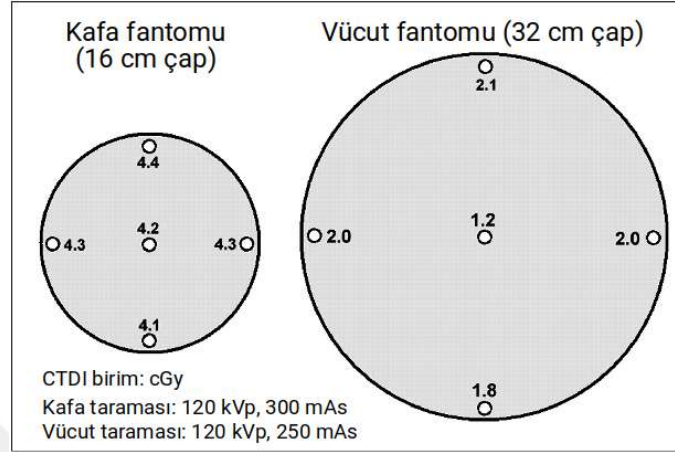
D(Z); z-ekseni boyunca doz profili, N; kesit sayısı ve T; kesit kalınlığıdır.

2.5.1.2. $CTDI_w$

BT cihazı ile görüntü elde edilirken x-ışını tüpünden gönderilen ışınlarla hasta vücudu aksiyel düzlemde 360° taranırken ışınların bir kısmı hasta vücudundaki doku ve organlarla etkileşime girerek soğurulur ya da saçılır, bir kısmı da hiç etkileşmeden hasta vücudunu geçer. Bu olaylar neticesinde hasta vücudu tarafından soğurulan radyasyon miktarı hastanın merkezi ve periferik bölgelerinde farklılıklar gösterir. Örneğin bir serilik tarama neticesinde hasta vücudunun yüzeye yakın bölgelerinde soğurulan radyasyon dozu merkez bölgede soğurulan miktardan daha fazladır. Bu farklılık hastanın çapına göre de değişiklik göstermektedir. Soğurulan bu dozlara katkıları belirlemek için ağırlıklı BT doz indeksi olarak tanımlanan $CTDI_w$ parametresi kullanılmaktadır. Bu parametre esasında standart PMMA malzemeden üretilmiş 16 cm çaplı kafa ve 32 cm çaplı vücut fantomu üzerinden tanımlanmıştır. Kafa fantomu için incelenen verilere göre periferik ve merkezi bölgedeki doz dağılımları hemen hemen birbirine eşit çıkarken, vücut fantomu için periferik bölgede soğurulan radyasyon dozları merkezi bölgeden yaklaşık iki kat oranında daha fazla elde edilmiştir. Ancak standart fantom ile elde edilen bu katkılar gerçek hasta boyutları düşünüldüğünde daha küçük çaplı olanlar için merkezi ve periferik bölgelerin oranları birbirine yaklaşırken, daha büyük çaplı hastalarda merkezi ve periferik bölge oranları standart BT protokolü çekiminde bir miktar daha artmaktadır. Genel olarak standart fantoma göre mevcut katkılar Eşitlik 2.8'de verilmektedir

(Borbinha, 2017; Albngali, 2020; Nagel, 2007). Doz dağılımlarıyla ilgili temsili bir görüntü de Şekil 2.16’da gösterilmektedir.

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{merkez} + \frac{2}{3} CTDI_{periferik} \quad (2.8)$$



Şekil 2.16. Rutin bir BT çekim protokolüne göre kafa ve vücut fantomlarının hem merkezi hem de kenar bölgelerindeki doz değişimleri

2.5.1.3. CTDI_v

Helikal BT taramalarında kesitler arası mesafe gantrinin bir turluk dönüşü sırasında hasta yatağının ne kadar hareket ettirildiğine bağlıdır. Helikal BT taramasında bu hareketi belirleyen “Pitch” faktörüdür. Bu harekete bağlı olarak ardışık her bir kesit için Şekil 2.15’te gösterilen doz profilindeki kuyruk katkıları da değişecektir. Dolayısıyla her bir kesitteki doz profiline bitişik kesitlerden gelen katkılar da değişecektir. Bu nedenle helikal BT taramalarında CTDI için pitch faktörüne bağlı olarak elde edilen hacimsel BT doz indeksi CTDI_v tanımlanmıştır. Pitch faktörüne bağlı olarak elde edilen hacimsel BT doz indeksi CTDI_v;

$$CTDI_v = \frac{CTDI_w}{Pitch} = \frac{N \times T}{I} \times CTDI_w \quad (2.9)$$

eşitliği ile hesaplanmaktadır. Burada I; kesitler arasındaki mesafeyi, N; kesit sayısını ve T; tek bir kesitin nominal genişliğini ifade etmektedir (Borbinha, 2017; Albngali, 2020; Nagel, 2007).

2.5.2. Doz Uzunluk Çarpanı (DLP)

BT’de bir serilik tarama boyunca her bir kesite gelen doz katkıları CTDI doz parametresi üzerinden yukarıda ifade edildi. Ancak hastanın aldığı radyasyon dozu

ve riskini belirlemek için taranan tüm kesitleri içeren hacmin aldığı toplam radyasyon dozunu dikkate almak gerekir. Bunu belirlemek için tek bir kesite ait BT doz indeksi olan $CTDI_v$ ile tarama uzunluğunun hesaba katıldığı ayrı bir parametre tanımlanmıştır. Doz Uzunluk Çarpımı (Dose Length Product, DLP) olarak bilinen bu parametre Eşitlik 2.10’da verilmiştir (Borbinha, 2017; Albngali, 2020; Nagel, 2007).

$$DLP = CTDI_v \times L \quad (2.10)$$

Burada L, hastanın uzun eksen boyunda taranan toplam uzunluğu belirtmektedir.

2.5.3. Etkin Doz

DLP parametresi dokuların radyasyona duyarlılığını içermeyi için yalnız başına uygun bir doz göstergesi olarak kabul edilemez. Bu nedenle daha anlamlı risk değerlendirmesi yapan “Etkin Doz” niceliği tanımlanmıştır. Etkin doz niceliğinin DLP ile ilişkisi Eşitlik 2.11’deki gibidir (Fındıklı, 2012).

$$E = DLP \times k \quad (2.11)$$

Burada E; Etkin Doz ve k; doku ve organlara ait etkin doz dönüşüm katsayısıdır.

2.6. Bilgisayarlı Tomografi Cihazının Bazı Teknik Özellikleri

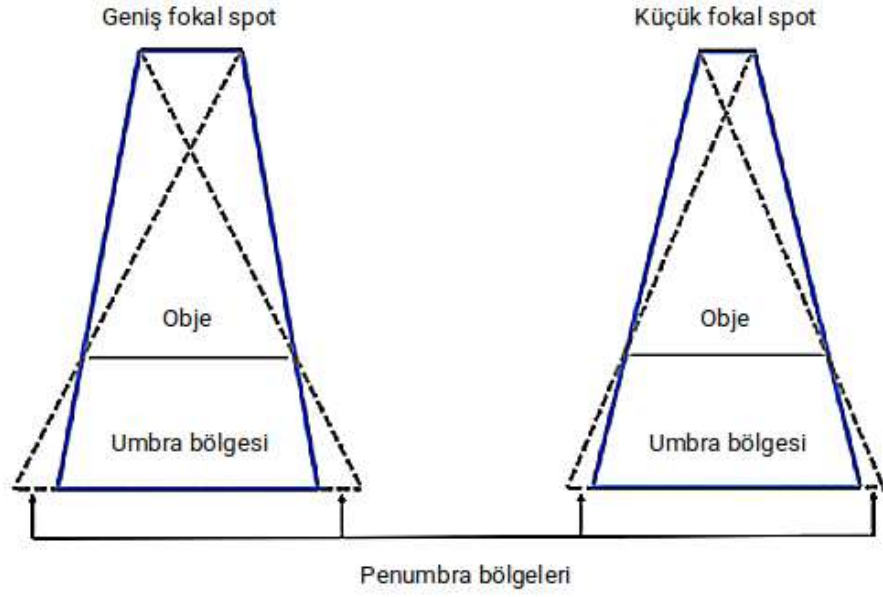
2.6.1. Fokal Spot

Elektron demetinin tüp anotuna çarparak x-ışınlarının yayılmasına neden olduğu nokta odak noktasıdır. Boyutu ve şekli, çarpma esnasında elektron ışınının boyutu ve şekli ile belirlenir. Ayrıca elektron demetinin boyutu ve şekli:

- Tungsten filaman bobin boyutlarıyla
- Odaklama kabı yapısıyla
- Odaklama kabındaki filament konumuyla
- Katot ve anot arasında var olan elektrik alanıyla

belirlenir.

Geleneksel BT röntgen tüpleri genellikle hem küçük hem de büyük odak noktaları içerir. Küçük nokta, dedektörler üzerindeki x-ışınlarının yarı gölgesini daraltarak daha fazla ayrıntı sağlar ve geometrik keskinliği iyileştirir (Şekil 2.17) (Albngali, 2020). Bu nedenle, uzamsal çözünürlük önemli olduğunda küçük bir odak noktası kullanılırken, kısa pozlama süresinin önemli olduğu durumlarda büyük bir odak noktası kullanılır.

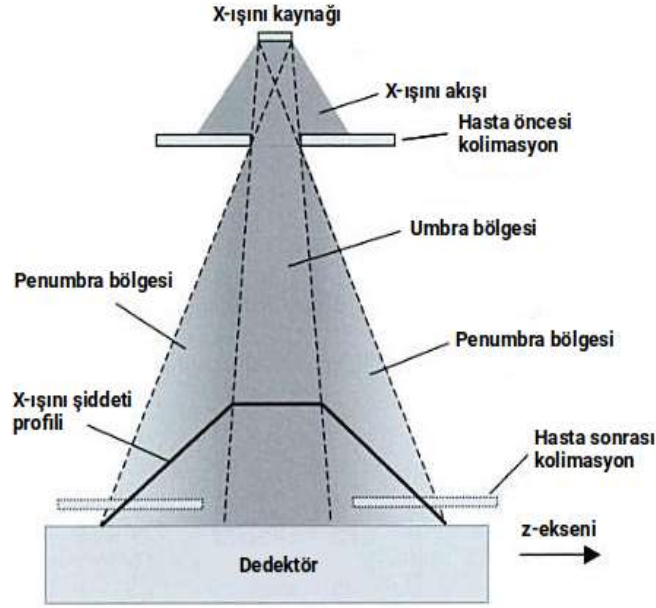


Şekil 2.17. Fokal spot boyutlarının penumbra üzerindeki etkilerinin gösterimi

Küçük odak noktası kullanımı, uzun mesafelerde yüksek çözünürlüklü görüntüler üretirken geleneksel x-ışını tüpü içindeki anotta termal hasar meydana geldiğinden, mevcut CT tarayıcılarının çoğunda sınırlıdır. Ayrıca, küçük bir odak noktası boyutu, algılanan fotonların sayısını sınırlar ve bu da gürültüyü artırır. Ancak, daha yeni modeller, aşırı ısınmayı önlemek için geliştirilmişmiş x-ışını tüpü soğutma sistemleriyle donatılmıştır. Aynı zamanda, soğutma sistemiyle birleştirilmiş daha büyük bir jeneratör, küçük odak noktası kullanılırken daha fazla fotonun algılanmasını sağlamaktadır.

2.6.2. Kolimasyon, Umbra ve Penumbra Bölgeleri

BT kolimasyonu öncelikle hastanın alacağı gereksiz radyasyon dozunu azaltmak için, sonra da iyi bir görüntü kalitesi sağlamak için kullanılır. Cihazda hasta öncesi ve hasta sonrası olmak üzere iki tip kolimatör bulunmaktadır. Işın kaynağı ile hasta arasına hasta öncesi kolimatör yerleştirilir. Yayılan x-ışını fotonları z-ekseni boyunca geniş bir aralığı kapsadığından, hasta öncesi kolimatör ışını Şekil 2.18'de (Albngali, 2020) gösterildiği gibi hastanın dar bir bölgesiyle sınırlar. Tek kesitli BT kullanırken bu kolimatör hasta dozunu azaltır ve görüntüleme düzleminin kesit kalınlığını belirler. Bununla birlikte, çok kesitli bir BT kullanıldığında, görüntüleme düzleminin kesit kalınlığı dedektör açıklığı tarafından belirlenir.

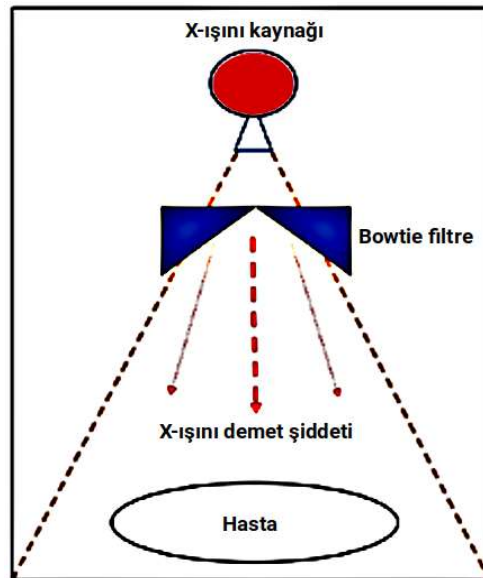


Şekil 2.18. Demet kolimasyonu ile umbra ve penumbra bölgelerinin gösterimi

Geometrik sınırlamalar nedeniyle hasta öncesi kolimatörden geçtikten sonra devam eden x-ışını demeti z-ekseni boyunca hem bir umbra bölgesine hem de bir penumbra bölgesine sahiptir. Ayrıca, x-ışını kaynağı kolimatör tarafından herhangi bir noktada bloke edilmediğinden ışın şiddeti umbra bölgesinde homojendir ve x-ışını odak noktasının tamamı bölgenin içinde herhangi bir yerde görülebilir. Öte yandan, Şekil 2.18’de görülen yarı gölge kısım homojen olmayan penumbra bölgesidir, çünkü x-ışını odak noktası o bölgede kolimatör tarafından her zaman kısmen bloke edilir. Hasta sonrası kolimatör saçılan fotonları dışlamak için kullanılan ikinci tip kolimatör çeşididir. Dedektörün önünde bulunur ve x-ışını kaynağına odaklanmaktadır. Saçılan radyasyon genellikle orijinal foton yörüngesinden sapar. Hasta sonrası kolimasyon o fotonların dedektöre çarpmasını engellemektedir (Albngali, 2020). Tek kesitli BT’de, kesit kalınlığı umbra ve penumbra bölgesinin yarı maksimumundaki tam genişliğine (FWHM) ve onda bir maksimumundaki tam genişliğine (FWTM) dayanır. Çok kesitli BT’de, umbra ve penumbra’nın birbirine göre boyutları, tarayıcı dozu kullanımında önemlidir. Çoğu ticari çok kesitli BT tarayıcıları, aktif dedektör hücrelerinin bulunduğu yerde BT görüntülerini formüle etmek için sadece umbrayı kullanır. Yarı gölge, kullanılmayan hasta dozunu temsil eder. Bu nedenle, kullanılmayan x-ışını fotonları azaltılarak doz verimliliği artırılabilir (Albngali, 2020).

2.6.3. Filtreler

BT cihazlarında üretilen x-ışını fotonları görüntü oluşumunda kullanılacak ortalama enerji değeri civarındaki fotonların dışında özellikle düşük enerji değerinde çok sayıda foton içeren geniş bir spektruma sahiptir. Bu fotonlar hasta dozunu azaltmak amacıyla bir filtre yardımıyla temizlenebilmektedir. Genelde iki tip filtre kullanımı söz konusudur. Bunlardan biri yassı biçimli düz (Flat) filtre, diğeri ise papyon (Bowtie) filtredir. Genellikle alüminyum veya bakırdan oluşan bu yassı filtre, x-ışını kaynağı ile hasta arasına yerleştirilir, böylece görüş alanı boyunca spektrumu eşit şekilde soğurarak düşük enerjili fotonları sistemden temizlemiş olur. Ancak, hasta vücudu şekil olarak oval yapıda olduğundan hasta anatomisinde kenarlara doğru gidildikçe obje boyutu azaldığı için gelen x-ışınları kenarlarda daha az soğurulacaktır. Dolayısıyla hastanın merkez ve kenar bölgeleri için dedektörlerde oluşan sinyaller arasında büyük farklılıklar oluşacaktır. Bu nedenle BT tarayıcılarında üretilen ışın demetinin yayıldığı düzlemsel dağılımı değiştirerek hasta anatomisine uygun hale getiren demet şekillendirici papyon filtreler kullanılmaktadır (Şekil 2.19) (Albngali, 2020). Bu filtreler hem yapıldıkları malzemeye göre hem de ilgili anatomik yapının boyutuna göre şekil bakımından farklılıklar gösterir. Örneğin, vücut bölgesine kıyasla daha küçük olan baş-boyun çekimlerinde farklı şekilli, kafa yapısına göre daha geniş olan vücut bölgesi çekimlerinde farklı şekilli papyon filtreler kullanılabilir. Bu papyon filtrelerin soğurduğu radyasyon miktarı standart yassı filtrelerle kıyaslandığında hasta dozunu % 50 oranında azalttığı ifade edilmektedir (Kalra vd., 2004).



Şekil 2.19. BT’de papyon filtre diyagramı

2.6.4. Dedektörler

BT’de iyi bir görüntü kalitesi elde edebilmek için dedektör özellikleri çok önemlidir. Bunu için ihtiyaç duyulan temel gereksinimler, doğruluk, dinamik aralık, kararlılık, tekdüzelik, tepki hızı, çözünürlük, geometrik verimlilik ve dedektör kuantum verimliliği şeklinde özetlenebilir. Genel olarak bilgisayarlı tomografi cihazlarında iki farklı dedektör tipi kullanılmaktadır. Bunlardan biri gazlı dedektörler, diğeri ise sintilasyon kristalli detektörlerdir (Shefer vd., 2013).

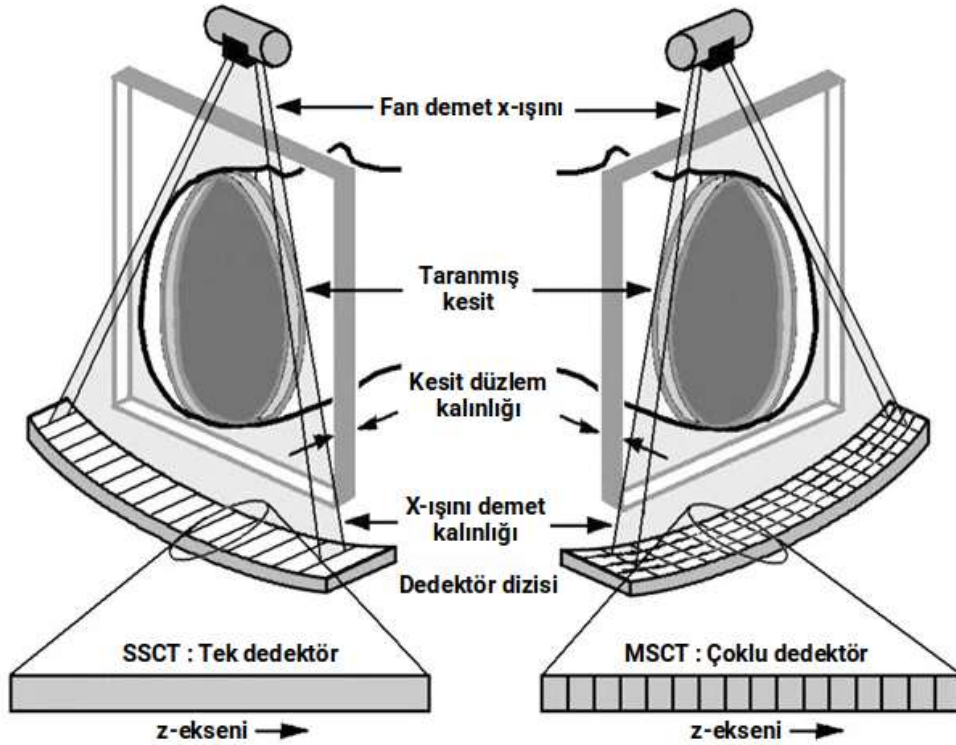
Gazlı dedektörler bir çeşit iyon odasıdır. Kendilerine ulaşan fotonların büyük bir kısmını ($\sim$ % 70 – 90) absorbe edebilen dedektör üretiminde, içi boş bir iyon odasının içerisini doldururken basınçlı zenon (Xe) gazı kullanılır. Zenon gazı, basınç altında kararlı kalabilmesi ve sintilasyon kristali çeşidine kıyasla daha ucuz olması nedeniyle tercih edilebilmektedir. Kalibre edilmesi daha kolay ve son derece kararlıdır (Mohammed, 2020).

Bir zenon dedektör kanalı, üç tungsten plakadan oluşmaktadır. Foton kanala girdiğinde zenon gazı iyonize olur. Oluşan iyonlar, plakalar arasındaki elektrik alanı tarafından hızlandırılarak ham veri olarak işlenen elektrik akımı üretilmiş olur. Burada zenon gazının dezavantajı sürekli olarak basınç altında tutulması gerektiğidir. Bunun yanında dedektör verimliliğini engelleyen başlıca faktörler ise kasa penceresindeki x-ışını fotonlarının kaybı ve plakaların kapladığı boşluktur (Mohammed, 2020).

Sintilasyon kristalli dedektörlerin yapımında üzerine bir x-ışını fotonu çarptığında parılayan ışık ışınları çıkaran floresan bir kristal kullanılır. Kristalde ışık ışınlarına dönüşen radyasyon fotokatot üzerinden elektronlar söker ve bu elektronlar birbirine farklı gerilimlerle bağlanmış bir dizi dinod tarafından çoğaltılıp anot plakaya çarptırılarak elektrik akımı oluşturulur. Yani burada ışık enerjisi elektrik enerjisine (analog sinyal) dönüştürülmüş olur. Görüntü elde etmede kullanılan bireysel dedektör elemanlarının hepsi BT cihazında bir devre kartına yapıştırılmış şekilde yer alır (Mohammed, 2020). Sintilasyon dedektörleri, sodyum iyodür, kadmiyum tungstat, sezyum iyodür, bizmut germanat ve seramik nadir toprak bileşiklerinden olan gadolinyum gibi çeşitli malzemelerden yapılmaktadır. Bu malzemelerden en yaygın olarak kullanılanı ise sodyum iyodürdür. Sintilasyon dedektörleri, gazlı dedektörlere kıyasla yüksek atom numaralı elementlere ve yüksek

yoğunluğa sahip olması nedeniyle daha yüksek foton soğurma kapasitesine sahiptir. Bu nedenle kendisine ulaşan tüm fotonların neredeyse tamamını soğurabildiklerinden dedektör verimi oldukça yüksektir (Mohammed, 2020).

Genellikle katı kristal olan sintilasyon dedektörlerinin tercih edildiği teknolojik olarak en yeni nesil BT cihazlarında iki tip dedektör dizilimi mevcuttur. Dedektör dizilimlerinin yerleşim tipine göre bu cihazlar tek kesit BT (TKBT) ve çok kesit BT (ÇKBT) olarak birbirinden ayrılmaktadır. Literatürde SCCT (Single Slice Computed Tomography) ve MSCT (Multi Slice Computed Tomography) olarak bilinen bu iki farklı cihaz tipinin dedektör dizilimi Şekil 2.20’de (Albngali, 2020) gösterilmiştir. Tek kesitli BT tarayıcılarına göre çok kesitli BT tarayıcıları yalnızca birden fazla dedektör dizisine sahip değil, aynı zamanda z-ekseni boyunca dedektör üzerine düşen ışınların her bir dedektör dizisinde birbirinden bağımsız ve daha etkin bir şekilde işlenmesine olanak sağlayan daha geniş bir x-ışını demeti algılama kapasitesine de sahiptir. Böylece, aynı anda birden fazla kesit için veri toplanabilmekte ve işlenebilmektedir (Albngali, 2020).



Şekil 2.20. SSCT ve MSCT cihazlarında dedektör dizilimleri

2.7. Bilgisayarlı Tomografide Radyasyon Dozunu Etkileyen Parametreler

Bir önceki bölümde BT cihazının bazı teknik özellikleri ifade edilirken demet kolimasyonu ve kullanılan filtrelerin hastanın aldığı radyasyon dozuna etkileri ifade edilmişti. Bunların dışında radyasyon dozunu etkileyen diğer parametreler ise aşağıdaki alt başlıklarda sunulmuştur.

2.7.1. Tüp Voltajı

Bilgisayarlı Tomografide x-ışını tüpünün katodu ve anodu arasın uygulanan potansiyel fark, yayınlanan ışınların ortalama enerji spektrumunu belirlemektedir. Tanısal radyolojide tüp voltajı genellikle 20 ila 140 kilovolt (kV) aralığındadır. Rutin çekim protokollerinde çoğunlukla 120 kVp değeri seçilir. Ancak bu tüp voltajı, üretilen herhangi bir ışının sahip olabileceği maksimum enerji miktarıdır ve ortalama ışın enerjisi uygulanan bu voltajın yaklaşık % 60'ı kadardır. Oluşan x-ışınlarının kalitesi uygulanan tüp voltajına göre belirlendiğinden görüntü kalitesi açısından bazen bu değeri değiştirmek gerekebilir. Örneğin ortalama bir hasta boyutu için standart olarak 120 kVp değerinde iyi bir görüntü kalitesi elde edilebilirken, daha geniş boyutlu (kilolu) hastalarda ışının doku içerisinde katetmesi gereken mesafe arttığı ve bu yüzden ışın miktarı daha fazla soğurulduğu için dedektöre ulaşan ışın miktarının azalması görüntü kalitesini olumsuz etkilemektedir. Bu tip hastalarda iyi bir görüntü kalitesi elde etmek için tüp voltajını 140 kVp değerine çıkarmak gerekebilir. Yüksek tüp voltajı kullanmanın bir dezavantajı, tüp voltajındaki artışla birlikte hastanın aldığı radyasyon dozu artmasıdır. Ayrıca tüp voltajındaki bu artış görüntüdeki kontrast çözünürlüğünü de azaltmaktadır (Morgan, 2016).

2.7.2. Tüp Akımı

Tüp akımı, katottan anoda doğru uygulanan gerilimle hızlandırılan elektronların sayısıdır ve miliamper (mA) cinsinden ölçülmektedir. Tüp akımı, tüpte oluşturulan fotonların sayısını yani x-ışını miktarı belirler. Görüntüdeki sinyal-gürültü oranı (SNR) tüp akımıyla orantılıdır. Artan tüp akımı aynı zamanda da hasta dozunun artmasına neden olmaktadır (Morgan, 2016).

Yeni nesil modern BT cihazlarında otomatik tüp akımı modülasyonu sistemi kullanır. Otomatik tüp akımı modülasyonu sistemi, x-ışını tüpünün 360 derecelik dönüşü boyunca gerçekleştirdiği ışınlamalar sırasında her bir kesiti tararken tüp

akımını doku derinliğine ve doku yoğunluğuna göre ayarlamaktadır. Bu geliştirmenin amacı, bir hastadan diğerine geçildiğinde anatomik boyutlardan kaynaklı ışın miktarındaki değişime bağlı olarak görüntü kalitesini korumak ve hasta dozunun azaltılmasına yardımcı olmaktır. Çünkü x-ışını ışınının zayıflaması, hastanın boyutuna veya içinden geçtiği dokunun kalınlığına göre artar. İçinden geçtiği her 4 cm doku için x-ışını yoğunluğu % 50 oranında azalır, bu nedenle aynı gürültü seviyesini korumak için tüp akımının hasta boyutu değişikçe değiştirilmesi gerekir. Bu modülasyon, lokalizör taramasından toplanan ışın zayıflama bilgilerini kullanarak dedektöre ulaşan yoğunluğu optimize etmek için tüp akımını değiştirecek, bu da gürültü seviyesinin uygun sınırlar içerisinde kalmasına izin verecek ve görüntüyü oluşturmak için kullanılan radyasyon miktarını azaltacaktır (Morgan, 2016).

2.7.3. Pitch Faktörü

Helikal tomografi cihazlarında 360⁰'lik bir tam turda masanın ilerleme hareket mesafesinin toplam nominal demet genişliğine oranı pitch faktörü olarak tanımlanır. Boyutsuz bir nicelik olan pitch faktörü Eşitlik 2.12'deki gibi hesaplanmaktadır (Borbinha, 2017).

$$Pitch = \frac{I}{N \times T} \quad (2.12)$$

I: Gantrinin bir tur dönüşü başına masa hareket mesafesi (mm/tur)

N: Kullanılan toplam kesit sayısı

T: Tek bir kesite ait genişlik (milimetre cinsinden kesit genişliği).

Görüntü kalitesi için belirleyici olan pitch faktörü hasta dozunu etkilemede de önemli rol oynamaktadır. Artan pitch faktörü ile görüntü veri toplama hızı artar. Buna karşın yüksek pitch faktörleri ile yapılan tomografi taramalarda doz etkinliği genel olarak yüksek olmasına rağmen, bu durum kesit profilinin bozulmasına ve helikal artefaktlara neden olmaktadır. Pitch faktörü ile hastanın aldığı radyasyon dozu arasında lineer ters bir ilişki vardır (Eşitlik 2.13). Pitch değeri arttıkça radyasyon dozu azalırken, pitch değeri azaldıkça doz artmaktadır (Gandhi, 2014). Ancak son zamanlarda efektif mAs (mAs_{eff}), yani ayarlı otomatik ışınlama kontrolü kullanan akım modülasyonlu tarayıcılarda, mAs_{eff} kullanımı ile değişen pitch

faktörleri söz konusudur. Bu tarayıcılar sayesinde sadece kesit profili değil aynı zamanda görüntü gürültüsü de sabit tutulabilmektedir. Böylece tarayıcı, değişen pitch faktörünü de hesaba katarak mA ayarı yaptığından pitch faktörünün doza etkisi olmamaktadır (Morgan, 2016).

$$Doz \propto \frac{1}{Pitc} \quad (2.13)$$

2.8. Dozimetrik Nicelikler

2.8.1. Soğurulmuş Doz

Soğurulmuş doz, maddenin birim kütlesi başına iyonlaştırıcı radyasyon tarafından aktarılan ortalama enerji miktarıdır. Birimi Gray ile ifade edilir ve “Gy” sembolüyle gösterilmektedir (1 Gy = 1 J/kg). Belirli bir m kütlesine sahip bir cisim için soğurulmuş doz Eşitlik 2.14’teki gibi hesaplanır.

$$D = \lim_{\Delta m \rightarrow 0} \frac{\Delta E}{\Delta m} \quad (2.14)$$

ΔE , belirli bir ΔV hacmi içerisindeki ortamdan belirli sürede geçen parçacıkların ortam materyaline bıraktıkları enerji miktarı, Δm ise ΔV hacmi içerisindeki kütle miktarıdır. Ortamda soğurulan bu enerji miktarını, ilgili hacim içerisine giren yüklü ve yüksüz parçacıkların enerjileri toplamı ile bu hacim içerisinde soğurulmayıp dışarı çıkan parçacıkların enerjileri farkı ve hacim içerisinde açığa çıkan ısı enerjisinin toplanması biçiminde Eşitlik 2.15’deki gibi ifade edebiliriz (Mayles vd., 2007).

$$\varepsilon = T_{in} - T_{out} + \sum Q \quad (2.15)$$

Burada T_{in} ; ΔV hacmine giren yüklü ve yüksüz parçacıkların enerjileri toplamını, T_{out} ; ΔV hacmi dışına çıkan yüklü ve yüksüz parçacıkların enerjileri toplamını ifade eder. $\sum Q$; ΔV hacmi içerisine giren ve çıkan parçacıklar neticesinde o hacimde yer alan çekirdek ve elementer parçacıkların durgun kütle enerjilerinde nükleer herhangi bir dönüşüm sonucunda meydana gelen tüm değişimlerin toplamını ifade etmektedir. Bu ifadeyi yukarıda kısaca ısı enerjisi olarak tanımladık. Çünkü atomik düzeyde bu değişimler ortamda ısı enerjisi olarak açığa çıkmaktadır.

2.8.2. Kerma ve Maruziyet (Exposure)

Kerma (kinetic energy released in material), iyonizasyona dolaylı olarak sebep olan ve sadece yüksüz parçacıklar (fotonlar ve nötronlar) için kullanılan bir niceliktir. Bu nicelik tanım olarak, söz konusu yüksüz parçacıkların maddesel ortamdaki elektron

ya da pozitron gibi yüklü parçacıklara birim kütle başına aktardıkları enerjinin beklenen değeri biçiminde Eşitlik 2.16'daki gibi ifade edilir.

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (2.16)$$

Burada dE_{tr} , yüksüz parçacıklar tarafından dm kütleli belirli bir hacimdeki yüklü parçacıklara transfer edilen enerjinin toplamıdır (Mayles vd., 2007).

Bir ortama giren yüksüz parçacıklar enerjilerini ortamdaki yüklü parçacıklara aktardıklarında, serbest hale geçen yüklü parçacıklar kazandıkları bu enerjiyi iki farklı yolla harcarlar. Bunlardan biri, serbest hale geçen bu yüklü parçacıkların, ortamdaki mevcut atomların yörünge elektronlarına çarpmasıyla gerçekleşir ve bu da çarpışma kerması (K_{col}) olarak ifade edilir. Diğeri ise yüklü parçacığın bir atom çekirdeğinin Coulomb etki alanına girerek ışıma yapması yoluyla enerji kaybetmesi şeklinde gerçekleşir. Bu enerji kaybı da ışıma yoluyla gerçekleştiği için radyatif kerma (K_{rad}) olarak ifade edilir. Böylece kerma niceliği Eşitlik 2.17'deki gibi yazılabilir (Attix, 2008).

$$K = K_{col} + K_{rad} \quad (2.17)$$

Maruziyet (Exposure), fotonların havada iyonizasyon üretebilme yetenekleriyle ilgili olan dozimetrik bir niceliktir. Maruziyet kavramı sadece gama ve x-ışını fotonları için tanımlanır. Kerma ile yakından ilişkili olan bu nicelik χ ile sembolize edilir ve Eşitlik 2.18'deki gibi gösterilir (Attix, 2008).

$$\chi = \frac{dQ}{dm} \quad (2.18)$$

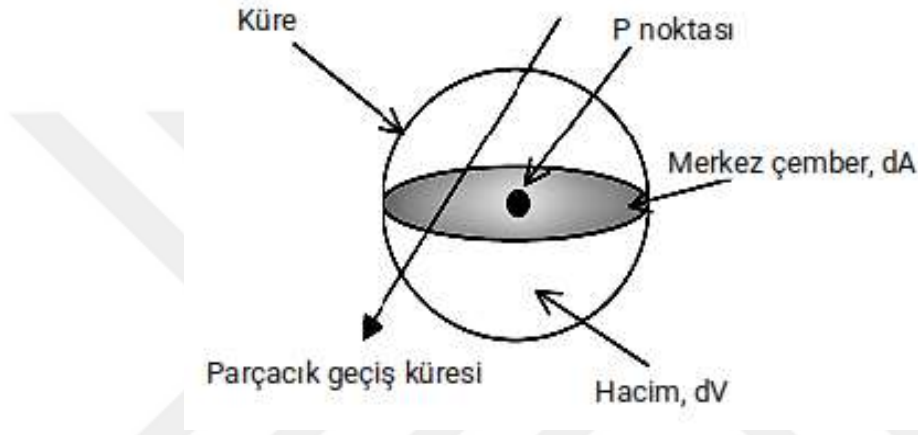
Burada dQ , bir dm kütleli hava hacmi içerisinde fotonlar tarafından serbest bırakılan tüm yüklü parçacıkların (elektron ve pozitronlar) tamamen durdurulduğunda havada oluşan tek işaretli iyonların toplam yükünün mutlak değeridir. Birimi Röntgendir ve R ile gösterilir. ($1 R = 2,58 \times 10^{-4} C/kg$). Maruziyet için ölçülen değer havada oluşan ikincil elektronların toplam kinetik enerjisini değil, havada meydana gelen iyonizasyonu belirtir. Bu değer aynı zamanda gama ve x-ışını fotonları için çarpışma kermasının (K_{col}) iyonizasyon eşdeğeridir (Attix, 2008).

2.8.3. Parçacık Akısı

Parçacık akısı, birim alan başına parçacık sayısını içeren temel bir niceliktir. Uzayın belli bir P noktasında sonlu hayali bir S küresi içerisinde geçen

parçacıkların sayısı N olsun. Bu küreyi P noktasını çevreleyen ve kesit alanı dA olan sonsuz küçük bir boyuta indirgediğimizde (Şekil 2.21) (Mayles vd., 2007), sonlu bir zaman aralığında dV hacimli kürenin herhangi bir dA kesit alanı içerisinde geçen parçacık akısı Eşitlik 2.19'daki gibi ifade edilir. Bu parçacık akısıyla ilgili hacim içerisindeki herhangi bir P noktasını içeren radyasyon alanının özelliklerini belirlemek mümkündür. Parçacık akısı, skaler bir nicelik olduğundan radyasyonun yönü dikkate alınmaz (Mayles vd., 2007).

$$\phi = \frac{dN}{dA} \quad (2.19)$$



Şekil 2.21. P merkezli bir küreden geçen radyasyon alanı diyagramı

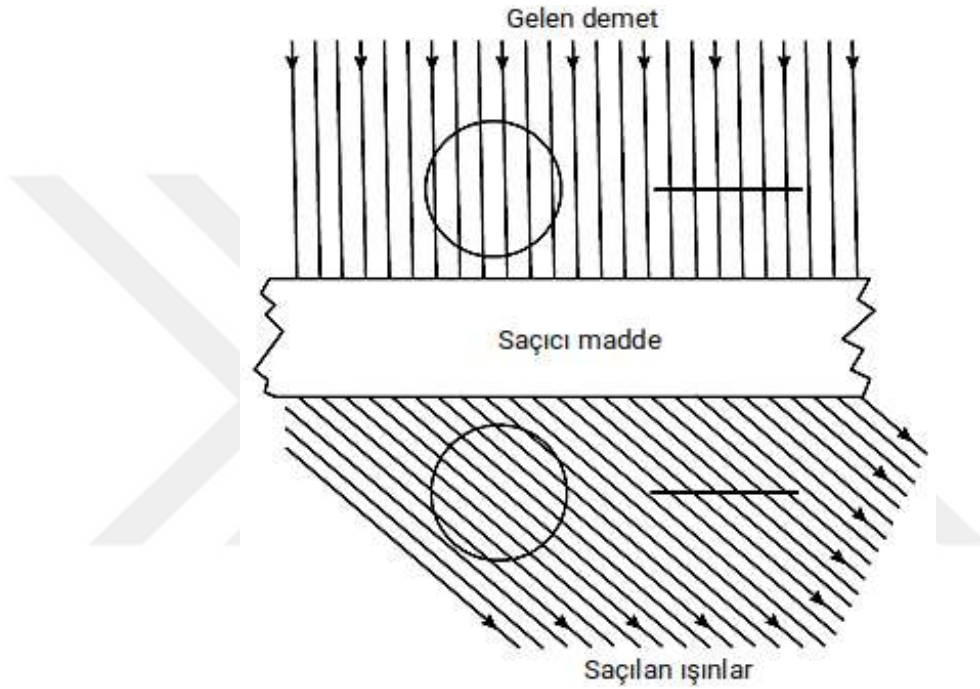
2.8.4. Düzlemsel Akı

Düzlemsel akı, bir düzlemi birim alanı başına her iki yönde geçen parçacıkların sayısı olarak ifade edilir. Düzlemsel akı, özellikle yüklü parçacık demetleriyle ilgili olarak yararlı bir kavramdır. Belirli durumlarda, örneğin küçük derinliklerde, bir ortam materyali üzerine paralel elektron demeti gönderildiğinde derinlik arttıkça düzlemsel akının sabit kaldığı söylenebilir. Ancak, akı genellikle elektron izlerinin yönündeki değişiklik nedeniyle artmaktadır (Şekil 2.22) (Mayles vd., 2007).

2.9. Yüksüz Parçacıkların Bir Ortamdan Geçerken Zayıflaması

Yüksüz iyonlaştırıcı parçacıklar (gama, x-ışını ve nötronlar) bir ortamdan geçerken o ortamı oluşturan maddenin atomik bileşenleriyle etkileşime girer ve ortamı geçen parçacık şiddetinde (sayısında) soğurulma ve saçılmalar neticesinde üstel bir zayıflama meydana gelir. Elektromanyetik türden olan gama ve x-ışını fotonları daha çok girdikleri ortamın atom elektronlarıyla etkileşirken, parçacık türü

nötronlar ise esas olarak atom çekirdekleriyle etkileşime girer. Ortamı geçen parçacık şiddetindeki azalma ortamın yoğunluğuna ve parçacıkların sahip olduğu enerjiye bağlı olarak değişen olasılıksal bir davranıştır. Bu olasılıksal davranış parçacık ile atom elektronları ve/veya atom çekirdeği arasındaki tesir kesitsel etkileşim mekanizmasıyla karakterize edilir. Bu tezin de konusu olan BT cihazlarından yayınlanan foton türü iyonlaştırıcı radyasyonların bir ortam materyali ile girdikleri etkileşmeler neticesinde uğradıkları üstel azalımla ilgili soğurulma parametreleri aşağıda verilmiştir.



Şekil 2.22. Düzlemsel akı kavramının 2 boyutlu şematik gösterimi. Eşit iki yatay çizgi üzerinden geçen parçacıkların sayısı aynıdır. Bu durum, orijinal demet yönüne göre düzlemsel akının sabit kaldığını gösterirken, eş iki daire içerisinde toplam iz uzunluğu olarak gösterilen akı miktarı için, saçıcı ortamın tarafındaki düzlemsel akı üst taraftakinden çok daha büyüktür

2.9.1. Üzerine Foton Gönderilen Bir Materyalin Radyasyon Soğurma Parametreleri

Fotonların bir ortam materyali tarafından soğurulmasını karakterize eden parametre lineer azaltma katsayısıdır ve μ ile sembolize edilir. Tabaka kalınlığı x olan bir materyal üzerine I şiddetinde foton gönderildiğinde materyalin küçük bir dx kesit kalınlığından geçip dar bir demet geometrisi boyunca (Şekil 2.23) dedektöre ulaşan foton şiddeti dI olsun. Materyalin bir dx kesit kalınlığı için foton şiddetinde meydana gelen azalma Eşitlik 2.20'deki gibi verilir (Attix, 2008; Knoll, 2010).

$$-\frac{dI}{I} = \mu dx \quad (2.20)$$

Burada (-) işareti azalmayı ifade etmektedir. Bu ifadenin her iki tarafı malzeme kesit kalınlığına ve foton şiddetindeki değişime göre Eşitlik 2.21'deki gibi integre edilirse;

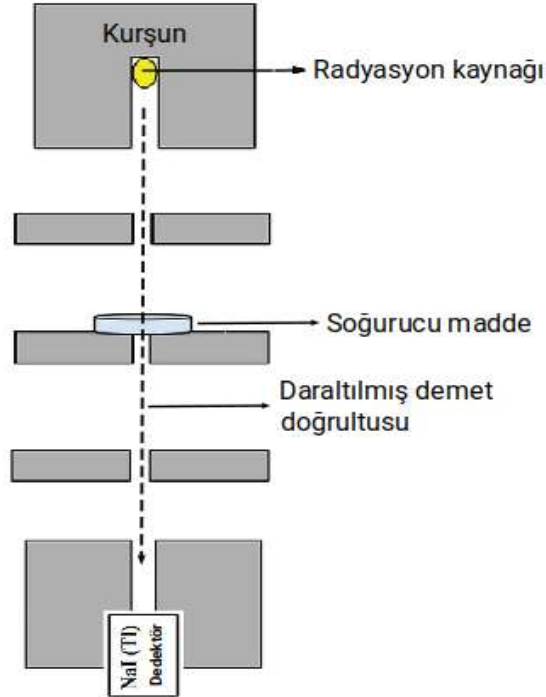
$$\int_{I(0)}^{I(x)} \frac{dI}{I} = - \int_0^x \mu dx \quad (2.21)$$

$$I(x) = I(0)e^{-\mu x} \quad (2.22)$$

Eşitlik 2.22'deki gibi üstel foton soğurma kanunu (Beer-Lambert kanunu) elde edilmiş olur. Burada μ makroskobik foton soğurma tesir kesiti olarak bilinen lineer azaltma katsayısıdır. Birimi cm^{-1} 'dir. Lineer azaltma katsayısı, foton ile madde arasındaki bütün etkileşmeler dikkate alındığında, etkileşme tesir kesitlerinin toplamı cinsinden Eşitlik 2.23'teki gibi ifade edilebilir (Mayles vd., 2007).

$$\mu = \sigma_{fe} + \sigma_{cs} + \sigma_{\text{ço}} + \sigma_{fn} \quad (2.23)$$

Burada σ_{fe} : fotoelektrik etkileşme tesir kesiti, σ_{cs} : inkoherent (Compton) saçılma tesir kesiti, $\sigma_{\text{ço}}$: çift oluşumu tesir kesiti ve σ_{fn} : fotonükleer etkileşme tesir kesitidir.



Şekil 2.23. Foton soğurulmasında dar demet geometrisi

Dar bir demet geometrisinde tek enerjili foton azalımını ortam materyalinin cinsine bağlı olarak karakterize eden, ancak aynı ortam materyalinin değişen

yoğunluk değerlerine göre farklı sonuçlar veren lineer azaltma katsayısının matematiksel ifadesi Eşitlik 2.22’de verilmişti. Yapılan çalışmalarda genellikle bu parametre yerine aynı cins materyalin farklı yoğunluklarına göre değişmeyen ve karakteristik bir azaltma katsayısı kullanılmaktadır. Bu katsayı kütle azaltma katsayısıdır ve μ_m ile gösterilir. Lineer azaltma katsayısının materyal yoğunluk değerine oranlanmasıyla elde edilir ($\mu_m = \mu/\rho$). Birimi cm^2/g ’dır (Knoll, 2010).

Bir ortamdan geçen foton azalımının soğurucu materyalin kalınlığı cinsinden ifade edildiği makroskopik 3 özel parametre daha bulunmaktadır. Bu parametreler lineer azaltma katsayısının elde edildiği Eşitlik 2.18 yardımıyla hesaplanmaktadır. Bu parametrelerden biri üzerine gelen foton şiddetindeki yoğunluğu yüzde elli oranında azaltan yarı değer kalınlığı HVL’dir. Diğeri ise foton şiddetini yüzde doksan oranında azalttığını gösteren onda bir değer kalınlığı TVL’dir. Bu parametreler sırasıyla Eşitlik 2.24 ve Eşitlik 2.25 yardımıyla hesaplanır.

$$HVL = \frac{\ln(2)}{\mu} \quad (2.24)$$

$$TVL = \frac{\ln(10)}{\mu} \quad (2.25)$$

Üçüncü diğer parametre ise belirli enerji değerine sahip fotonların materyal içerisinde katettiği ortalama mesafe olarak tanımlanır. Bu mesafe ortalama serbest yol anlamına gelen MFP olarak bilinir ve χ ile gösterilir. MFP, lineer azaltma katsayısının tersine eşit olup aşağıdaki gibi verilir (Gülbiçim vd., 2017).

$$MFP = \chi = \frac{1}{\mu} \quad (2.26)$$

Bu parametrelerin dışında tek tip element atomundan oluşmayan ortam materyalleri için (bileşikler ve karışımlar için) tanımlanmış, etkin atom sayısı: Z_{eff} , etkin elektron yoğunluğu: N_{eff} , toplam atomik tesir kesiti: $\sigma_{t,a}$, ve toplam elektronik tesir kesiti: $\sigma_{t,e}$ gibi 4 farklı foton soğurma parametresi daha mevcuttur. Bunlardan toplam atomik tesir kesiti ve toplam elektronik tesir kesiti parametrelerinin matematiksel ifadeleri sırasıyla Eşitlik 2.27 ve Eşitlik 2.28’te verilmiştir.

$$\sigma_{t,a} = \frac{1}{N_A} \sum f_i N_i (\mu_m)_i \quad (2.27)$$

$$\sigma_{t,e} = \frac{1}{N_A} \sum \frac{f_i N_i}{Z_i} (\mu_m)_i \quad (2.28)$$

Burada, N_i i’nci atomun atomik kütlesi, N_A Avogadro sayısı ve Z_i ’de i’nci atomun atom numarasıdır. Materyal içerisindeki i’nci elementin fraksiyonu (yüzdelik

ağırlığı) ise f_i ile verilmiştir (toplam fraksiyon $f_1+f_2+f_3+\dots+f_i = 1$ 'e normalizedir.). Etkin atom sayısı Z_{eff} toplam atomik tesir kesitinin toplam elektronik tesir kesitine oranıdır (Gülbiçim vd., 2017).

$$Z_{eff} = \frac{\sigma_{t,a}}{\sigma_{t,e}} \quad (2.29)$$

Etkin elektron yoğunluğu N_{eff} ise Eşitlik 2.30'da ifade edildiği gibi hesaplanır (Gülbiçim vd., 2017).

$$N_{eff} = \frac{\mu_m}{\sigma_{t,e}} \quad (2.30)$$

2.10. Parçacık Taşınımının Monte Carlo Benzetimi

Monte Carlo yöntemi, fen ve mühendislik alanlarında sıklıkla karşılaşılan stokastik olayların incelenmesinde yaygın olarak kullanılan güçlü bir hesaplama aracıdır. Monte Carlo tekniği ile simüle edilen ve bilgisayar ortamında modellenmiş gerçek bir sistemin simülasyon süreci, çok sayıda rasgele değişkene bağlı olaylar zincirinin zaman içerisindeki davranışını ayrıntılı bir şekilde inceleyebilmemize olanak sağlar. Bu yöntemle evrende olup biten çeşitli stokastik veya deterministik olayların sanal bir ortam içerisinde gerekli istatistiksel ve fiziksel parametreler hesaba katılarak benzetimi yapılabilmektedir. Bunun için benzetimi yapılacak örnek modelden elde edilen veriler kullanılarak rasgele örnekleme algoritmaları oluşturulmaktadır.

Parçacık taşınımının Monte Carlo (MC) benzetimi ilk olarak 1944 yılında Los Alamos bilimsel laboratuvarında atom bombası çalışmasındaki nötron difüzyon problemlerini çözmek için kullanılmıştır. Ancak isim olarak ilk 1940 yılı sonlarında J.V. Neumann ve S. Ulam'ın bilimsel çalışmalarında geçmektedir. Sonrasında ise bilimden mühendisliğe, nükleer teknolojiye uzay sistemlerine, ekonomiden trafik akışı ve hava tahminlerine kadar istatistiksel veri içeren alanlarda sıklıkla kullanılan bir yöntem haline gelmiştir. Monte Carlo yöntemine çoğunlukla ihtiyaç duyma sebebi olarak analitik çözümü olmayan problemlerin çözümü, gerçekleşmesi zor deneylerin modellenmesi ve olasılıksal davranış gösteren durumların istatistiksel hesaplamalarını içeren oldukça karmaşık problemler söylenebilir. Radyasyon madde arasındaki etkileşmelerin simülasyonu ve bu benzetimin radyasyonun yer aldığı tüm alanlarda kullanılması da buna güzel bir örnektir. Son zamanlarda teknolojinin de gelişmesiyle birlikte güçlü bilgisayar işlemcileri sayesinde Monte Carlo yöntemiyle

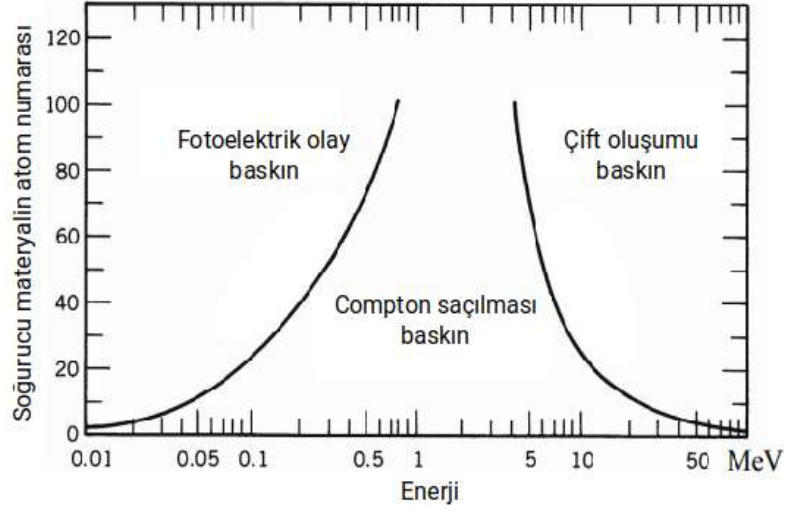
gerçeği yansıtacak yüksek doğrulukta sonuçlar elde edilebilmektedir. Bu nedenle Monte Carlo yöntemi yukarıda söz edilen alanlarda yaygın olarak kullanılmaktadır.

Radyasyon türleri bakımından yüklü ve yüksüz iyonlaştırıcı radyasyonların girdikleri bir ortamdaki maddenin atom elektronları ve çekirdeğiyle yaptıkları etkileşim mekanizmaları birbirinden farklıdır. Yüklü parçacıklar (alfa ve beta radyasyonu) için baskın etkileşme türü Coulomb etkileşimleri iken, yüksüz parçacıklar (gama ve x-ışını fotonları) ile madde arasındaki etkileşim mekanizmalarını foton enerjisine bağlı olarak fotoelektrik olay, koherent ve inkoherent saçılma, çift oluşumu ve üçlü üretimi ile fotonükleer reaksiyon şeklinde sıralamak mümkündür. Foton ve madde arasındaki etkileşme türlerinin foton enerjisine ve elementlerin atom numarasına göre değişen baskınlıkları Şekil 2.24'te (Knoll, 2010) gösterilmiştir.

Radyasyon ile madde etkileşimlerinin MC tekniğiyle modellenmesini basitçe 5 ayrı başlıkta açıklayabiliriz. Bunları, 1) Fiziksel süreçler, 2) Geometri tanımlama, 3) Olay üretimi, 4) Parçacık izi takibi ve 5) Sonuç verilerini kaydetme şeklinde ifade edecek olursak: Fiziksel süreçte, parçacık türü ve taşınım uzayındaki etkileşim mekanizmaları belirlenir. Geometri tanımlama kısmında parçacıkların taşınım uzayındaki sınırları ve o sınırları kapsayan materyallerin içerik ve boyut bilgileri tanımlanır. Olay üretiminde birincil parçacıklar ve madde arasında gerçekleşecek olaylarla birlikte bu olaylar neticesinde üretilen ikincil parçacıkların meydana gelme olasılıkları belirlenir.

Simülasyon hesaplamalarında istatistiksel olarak daha kesin bir sonuca ulaşabilmek ya da tahmin etmek için bir simülasyonun yeterli sayıda olayla (parçacıkla) başlatılması gerekir. Ancak, bazı durumlarda belirli bir istatistiksel kesinliği elde etmek için gereken olay sayısı o kadar yüksektir ki, bu durum simülasyon süresini uzatmakta dolayısıyla efektifliği ortadan kaldırmaktadır. Bu problem bazı varyans azaltma teknikleri uygulanarak giderilmektedir. Parçacık izi takibinde ise, her bir birincil ve ikincil parçacıkların belirtilen geometrideki materyal içerisinde gerçekleştirdiği etkileşimlerle tamamen soğurulana kadar geçirdiği öyküsü adım adım takip edilir. İkincil parçacıkların yeni enerjileri ve momentumlarına göre gerçekleştirecekleri etkileşim süreçleri olası tüm fiziksel süreçlerin meydana gelme olasılıklarına göre seçilir. Tesir kesiti cinsinden ifade edilen bu olasılıklar genelde

deneysel verilerden üretilerek hazırlanmış veri tabanlarından alınmaktadır. Parçacıkların her birinin öyküsü, kaybolana, durana veya yeterince küçük kabul edilen bir enerji değerine ulaşana kadar aynı şekilde takip edilir. Son olarak elde edilen sonuçlarla ilgili veri setleri uygun formatlarda kaydedilir.



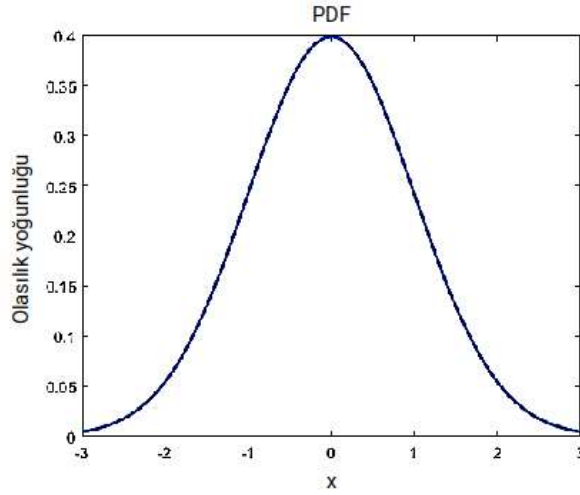
Şekil 2.24. Foton-madde etkileşmelerinde baskın etkileşme türleri

Belirli bir ortam içinde radyasyon parçacıklarının taşınımıyla ilgili Monte Carlo hesaplamalarındaki tüm fiziksel süreçler olasılığa bağlı davranışla modellenir. Bu nedenle MC hesaplamalarında olasılığa bağlı bir davranışın sonucunu ölçmede PDF (Probability Distribution Function) olarak bilinen olasılık dağılım fonksiyonundan yararlanılmaktadır. PDF, bir gözlenebilirin sonucunun bir minimum ve maksimum aralığında gözlemlenmesi olasılığının bir ölçüsüdür (Bielajew, 2016). Yani bu fonksiyon bir olayın belirlenen bir aralıkta ilgili değişkene bağlı olarak meydana gelme olasılığını ifade eder. Bir x değişkenine bağlı $f(x)$ gözlenebilirinin değerinin $a < x < b$ aralığındaki küçük bir dx diferansiyel kesiti içerisinde olma olasılığı $p(x)$ olsun (Şekil 2.25). Olasılık dağılım fonksiyonu olan $p(x)$ Eşitlik 2.31'deki gibi hesaplanır.

$$p(a \leq x \leq b) = \int_a^b f(x) dx \quad (2.31)$$

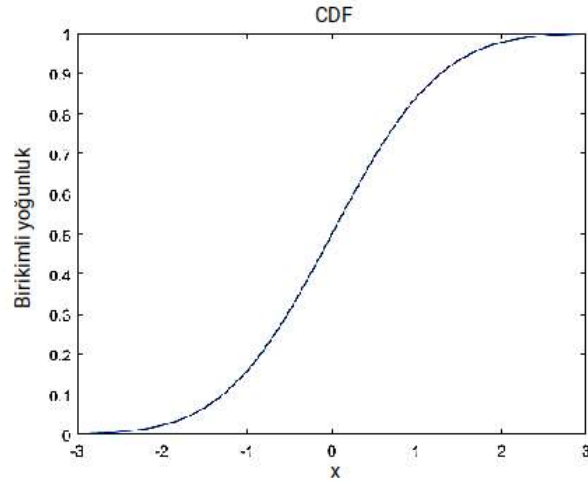
Olasılık dağılım fonksiyonunun sonucu her zaman $p(x) \geq 0$ olmalıdır. Negatif olasılıktan söz edilemez. Ayrıca $p(x)$ fonksiyonu $-\infty < x < +\infty$ tanımındaki aralıkta Eşitlik 2.32'deki gibi normalize edilebilmelidir.

$$\int_{-\infty}^{+\infty} f(x) dx = 1 \quad (2.32)$$



Şekil 2.25. Olasılık Dağılım Fonksiyonu (PDF) grafiği

Olasılığa bağlı süreçlerdeki fiziksel gözlenebilirleri simülasyonla örneklemede (Sampling) aynı zamanda birikimli dağılım fonksiyonu olan CDF kullanılmaktadır. CDF, bir x ' değişkeninin verilen bir x değerinden daha küçük olma olasılığına karşılık gelir (Şekil 2.26) ve PDF'si bilinen bir fonksiyondan Eşitlik 2.33'deki gibi hesaplanır.



Şekil 2.26. Birikimli Dağılım Fonksiyonu (CDF) grafiği

$$F(x) = \int_{-\infty}^x f(x')dx' = 1 \quad (2.33)$$

CDF'si bilinen bir fonksiyondan örnekleme yapmak için rasgele bir sayı (ξ) üretilir. $F(\hat{x}) = \xi$ olacak şekilde $\hat{x}$ değeri bulunur. Doğrudan çözümde $F^{-1}(\xi) \rightarrow \hat{x}$ dönüşümü kullanılarak örnekleme yapılır (Rubinstein, 2009; Yazid vd., 2019).

3. MATERYAL VE YÖNTEM

3.1. Materyal

Bu bölümde bilgisayarlı tomografi cihazından yayınlanan fotonların insan vücudundaki çeşitli doku ve organlar tarafından soğurulma özelliklerini Monte Carlo simülasyonu tekniğiyle incelemek için kullanılan program ve materyaller aşağıdaki alt başlıklarda sunulmuştur.

3.1.1. EGSnrc Monte Carlo Kodu

EGSnrc (Electron Gamma Shower), bilimsel hesaplamalar için kullanılan ve Fortran dilinin bir uzantısı olan Mortran dilinde yazılmış genel amaçlı bir Monte Carlo kodudur (Kawrakow ve Rogers, 2000). Son zamanlarda yapılan eklentiler ve C++ dili kütüphaneleriyle birlikte kullanıcılarına C++ dilinde kod yazma imkanı da sunmaktadır. EGSnrc ile birkaç keV'den GeV mertebesine kadar olan enerjilerde foton, elektron ve pozitron türü parçacıkların transportu simülasyon yoluyla gerçekleştirilebilmektedir. Herhangi bir ortamda parçacık taşınımı için EGSnrc'de tanımlanan yüksüz parçacık ve madde etkileşmelerindeki temel fiziksel süreçler fotoelektrik olay, Compton saçılması, Rayleigh saçılması, çift oluşumu ve üçlü üretim şeklindedir. Yüklü parçacıkların (elektron, pozitron) madde ile etkileşmeleri de çoklu ve tekli saçılmalar şeklinde gerçekleşmektedir. Bu saçılmalarda spin etkisi, yoğunluk etkileri, elektron çarpma iyonizasyonu (electron impact ionisation) ve Bremsstrahlung oluşumu gibi durumlar dikkate alınmaktadır.

3.1.2. NistXCom Programı

Bu çalışmada Monte Carlo yöntemiyle hesaplanan simülasyon sonuçlarını test etmek ve birbiriyle kıyaslamak için referans veri sağlayan NistXCom (XCom) adlı programdan yararlanılmıştır. Bu program, 1 keV ile 100 GeV arasındaki foton enerjilerinde herhangi bir tür element, bileşik ve karışım materyali için foton tesir kesitlerini ve kütle azaltma katsayılarını üretmektedir (Berger vd., 2018). Deneysel verilere dayanarak sonuçlar üreten XCom programı ile foton tesir kesiti veri tabanı oluşturulmasında fotoelektrik etki, koherent saçılma, inkoherent saçılma ve çift üretimi gibi ana etkileşim süreçleri dikkate alınmaktadır. Bu veritabanı, Ulusal Standartlar ve Teknoloji Enstitüsü (NIST) tarafından çevrimiçi bir platform aracılığıyla sağlanan en kapsamlı foton tesir kesiti veritabanıdır.

3.1.3. Modellenecek Doku ve Organların Belirlenmesi

Bu tez çalışmasında doku ve organlara ait radyasyon giricilik parametrelerinin hesaplanması için öncelikle parametrelerin hesaplanacağı doku ve organ modelleri belirlenmiştir. Doku ve organ modellerinin, literatürde yapılan çalışmaları da kapsayacak biçimde seçilmesine ve birbirinden farklı özellikte çok sayıda doku ve organı içermesine dikkat edilmiştir. Bu amaçla simülasyon hesaplamalarında kullanılmak üzere 12 farklı doku ve organ modeli belirlenmiş olup bu modellerin materyal içerikleri literatürdeki verilerden elde edilmiştir (Scott, 1993; Woodard ve White, 1986). Simülasyonlarda kullanılan doku ve organlara ait bilgiler aşağıdaki Tablo 3.1’de verilmiştir.

Tablo 3.1. Hesaplamalarda kullanılan doku ve organların içerik tanımlamaları

No	Doku ve Organ	Doku veya organ materyalini oluşturan elementlerin kütleli ağırlık yüzdeleri	Yoğunluk (g/cm ³)
1	Yağ doku	H: 0,114, C: 0,598, N: 0,007, O: 0,278, Na: 0,001, S: 0,001, Cl: 0,001	0,95
2	Yumuşak doku	H: 0,105, C: 0,256, N: 0,027, O: 0,602, Na: 0,001, P: 0,002, S: 0,003, Cl: 0,002, K: 0,002	1,03
3	Akciğer dokusu	H: 0,103, C: 0,105, N: 0,031, O: 0,749, Na: 0,002, P: 0,002, S: 0,003, Cl: 0,003, K: 0,002	0,26
4	Kan doku	H: 0,102, C: 0,110, N: 0,033, O: 0,745, Na: 0,001, P: 0,001, S: 0,002, Cl: 0,003, K: 0,002, Fe: 0,001	1,06
5	Kas doku	H: 0,102, C: 0,143, N: 0,034, O: 0,710, Na: 0,001, P: 0,002, S: 0,003, Cl: 0,001, K: 0,004	1,04
6	Beyin (Gri ve beyaz madde)	H: 0,107, C: 0,145, N: 0,022, O: 0,712, Na: 0,002, P: 0,004, S: 0,002, Cl: 0,003, K: 0,003	1,03
7	Göz merceği	H: 0,096, C: 0,195, N: 0,057, O: 0,646, Na: 0,001, P: 0,001, S: 0,003, Cl: 0,001	1,07
8	Kortikal kemik	H: 0,034, C: 0,155, N: 0,042, O: 0,435, Na: 0,001, Mg: 0,002, P: 0,103, S: 0,003, Ca: 0,225	1,92
9	Kompakt kemik	H: 0,064, C: 0,278, N: 0,027, O: 0,410, Mg: 0,002, P: 0,070, S: 0,002, Ca: 0,147	1,85
10	Deri	H: 0,101, C: 0,228, N: 0,046, O: 0,619, S: 0,002, K: 0,001	1,10
11	Karaciğer	H: 0,102, C: 0,139, N: 0,030, O: 0,716, Na: 0,002, P: 0,003, S: 0,003, Cl: 0,002, K: 0,003	1,06
12	Su	H: 0,112, O: 0,888	1,00

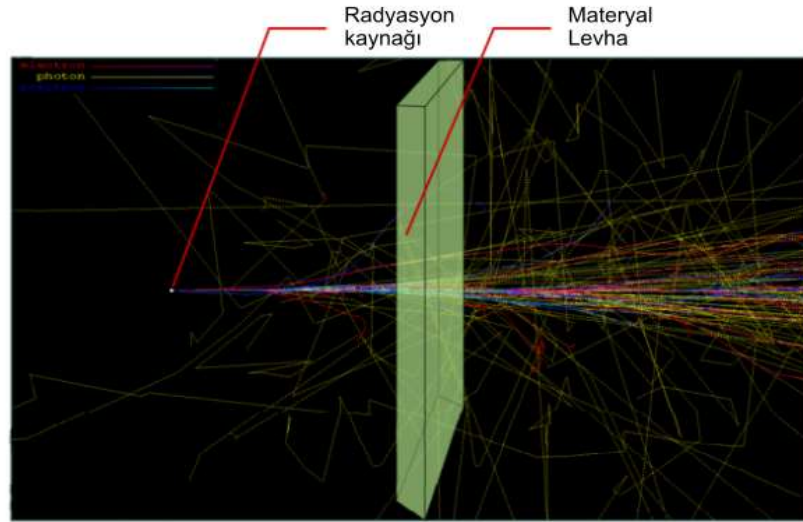
3.2. Yöntem

Bu çalışmada öncelikle doku ve organlara ait foton soğurma parametrelerini hesaplayan bir simülasyon kodu geliştirilmiştir. Çeşitli birçok denemeden geçirilen kodun güvenilir sonuçlar üretmesinden sonra doku ve organlara ait bilgilerin yer aldığı fantom materyalleri hazırlanmıştır. Kodun her hangi bir materyal (element, bileşik ve karışım) için doğru sonuçlar üretilip üretilmediği XCom adlı program yardımıyla kontrol edilmiştir. Sonrasında ise verilerin uyumlu olup olmadığının istatistiksel analizi yapılmıştır.

3.2.1. Radyasyon Soğurma Parametrelerinin Hesaplandığı Kullanıcı Kodunun Geliştirilmesi

EGSnrc Monte Carlo kodu, birkaç keV ile GeV aralığında belirli enerji değerine sahip foton, elektron ve pozitron türü radyasyonların, element, bileşik veya karışım özellikli herhangi bir ortam içerisinde transportunu gerçekleştirme yeteneğine sahiptir. Genel amaçlı bir hesaplama platformu olan EGSnrc, kurulum aşamasında içerisinde inceleme yapmak ve/veya kullanıcı kodunu bu platformda çalıştırmak gibi farklı amaçlarla hazırlanmış simülasyonların yapıldığı eğitici hazır bazı kullanıcı kodları yer almaktadır. Bu kullanıcı kodlarının dışında isteyen her kişi kendi amacına yönelik geliştirdiği kullanıcı kodunu (Mortran veya C++ dilinde yazılmış) aynı platformda çalıştırarak simülasyon yapabilir. Buradan hareketle bu çalışmada öncelikle EGSnrc içerisinde hazır bulunan kullanıcı kodları incelenmiştir. Mevcut bu kodlar içerisinden radyasyon parçacıklarının herhangi bir ortam içerisindeki saçılma açılarını ve enerji değişimlerini basit geometride simüle eden bir tanesi seçilmiş ve herhangi bir materyal için radyasyon soğurma parametrelerini hesaplayacak biçimde modifiye edilerek geliştirilmiştir. İlgili ortam materyalinin radyasyon soğurma özellikleri incelenirken sonsuz uzunluklu bir levha geometrisi ve paralel dar demet ışın hüzmesi kullanılmıştır. Hesaplamalarda kullanılan simülasyon geometrisinin temsili görüntüsü Şekil 3.1’de gösterilmektedir.

Foton soğurma parametrelerini elde etmek üzere çok kez test edilerek geliştirilen kullanıcı koduyla birlikte örnek olarak bir kas dokusu için 0,662 MeV enerjiye sahip fotonlar kullanılarak bazı foton soğurma parametreleri elde edilmiştir. Çalıştırılan programın sonlanması neticesinde hesaplanan parametrelerin gösterildiği bir sonuç veri çıktısı Şekil 3.2’de gösterilmektedir.



Şekil 3.1. Simülasyon geometrisi

```

----> ABSORPTION PARAMETERS <----
=====
Photon Energy:                0.662000    MeV
Total mass attenuation coefficient: 0.141214 cm^2/g
Half Value Layer (HVL) :      4.673747    cm
Tenth Value Layer (TVL) :      15.529247    cm
Mean Free Path (MFP) :        6.744223    cm
=====

Finished simulation

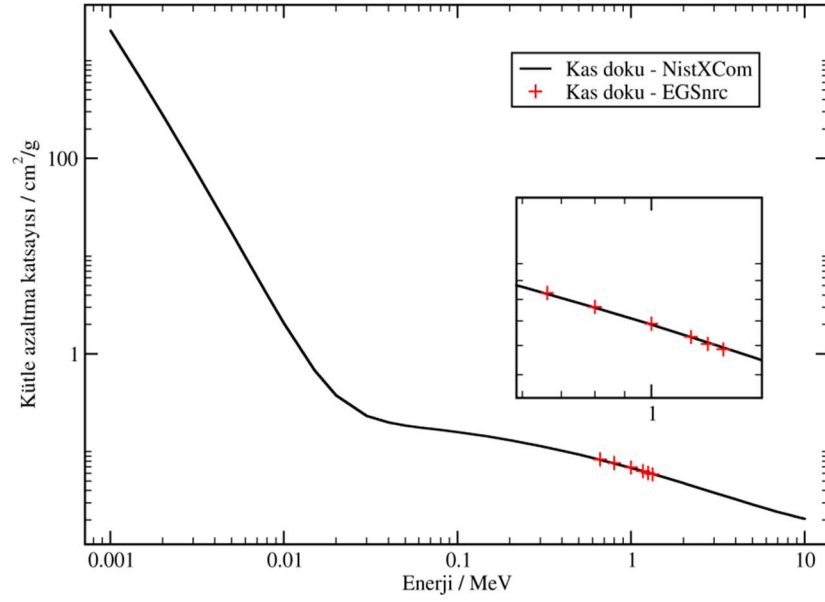
Elapsed time:                  38.5 s ( 0.011 h)
CPU time:                     29.5 s ( 0.008 h)
Ratio:                         1.305

End of run                                Fri Jun 12 01:43:17 2020
=====

```

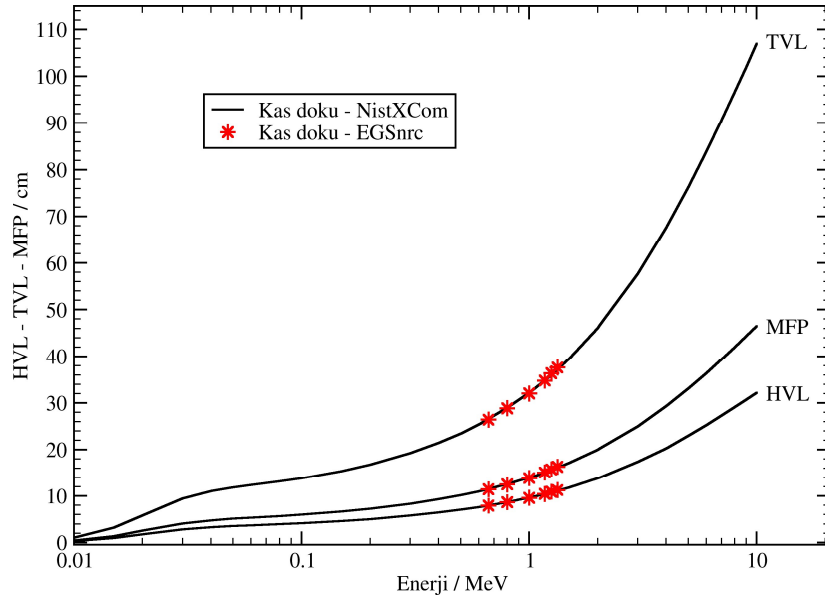
Şekil 3.2. Geliştirilen kod ile 0,662 MeV enerjili fotonların kemik dokusu tarafından soğurulma parametrelerinin gösterildiği veri çıktısı örneği

Doku ve organların foton soğurma parametrelerinin elde edilmesiyle ilgili geliştirilen kod yardımıyla başlatılan simülasyon hesaplamalarında ilk olarak 0,662, 0,800, 1,00, 1,173, 1,250 ve 1,332 MeV enerjili fotonlar tercih edilerek her bir doku ve organ için foton soğurma parametreleri hesaplanmıştır. Sonrasında ise XCom programı kullanılarak bu doku ve organlar için 1,0 keV – 10,0 MeV gibi geniş bir foton enerjisi aralığında hesaplamalar yapılmıştır. Geliştirilen kod ve XCom programıyla hesaplanan sonuçların kas dokusu örneği üzerinden yapılan bir karşılaştırması Şekil 3.3'te gösterilmiştir.



Şekil 3.3. Kas dokusu üzerinde kütle azaltma katsayısının foton enerjisine bağlı değişimleri için XCom ve EGSnrc'den elde edilen sonuçların karşılaştırılması

Şekil 3.3'teki karşılaştırmadan görüldüğü gibi kas dokusuna ait kütle azaltma (zayıflatma) katsayıları için belirlenen foton enerjilerinde EGSnrc kodu ve XCom programıyla elde edilen sonuçlar son derece uyum içindedir. Bu uyum geliştirilen kullanıcı kodunun güvenilirliği açısından oldukça önemlidir. Buradan hareketle yine kas dokusu için HVL, TVL ve MFP parametreleri de aynı enerji değerlerinde elde edilmiş ve hesaplama sonuçlarının karşılaştırması Şekil 3.4'te gösterilmiştir.



Şekil 3.4. Kas dokusunda HVL, TVL ve MFP parametreleri için EGSnrc kodu ve XCom programıyla hesaplanan sonuçların karşılaştırılması

Sonuç olarak kodun test edilmesi kısmında altı farklı foton enerjisinde foton soğurma parametreleri hesaplanmıştır. Monte Carlo yöntemiyle hesaplanan bu parametreler XCom ile elde edilen sonuçlarla karşılaştırılmıştır. Hesaplamalar sonucunda yapılan denemeler ve elde edilen uyumlar neticesinde hesaplamalarda kullanılacak kullanıcı kodunun geliştirilmesi aşaması tamamlanmıştır.

3.2.2. Simülasyonda Kullanılacak Doku ve Organ Modellerinin Moleküler İçeriklerine Uygun Fantom Materyallerinin Hazırlanması

Monte Carlo yöntemiyle gerçekleştirilen simülasyon hesaplamalarında foton ve madde arasındaki etkileşmeler fotonun enerjisine ve ortam materyallerini oluşturan atomların gelen foton karşısında gösterdikleri etkileşme tesir kesiti değerlerine bağlıdır. Bu nedenle, MC yöntemiyle yapılacak simülasyon hesaplamalarında fantom materyallerine ait bilgilerin alınacağı tesir kesiti verilerine ihtiyaç duyulmaktadır. Geliştirilen kullanıcı kodları, fantom materyallerine ait bu bilgileri belirli bir formatta oluşturulan tesir kesiti dosyalarındaki verilerden almaktadır. Bu işlem MC yöntemiyle parçacık taşınımında ortam hacmini oluşturan ilgili geometriye materyal ataması yapmak için kullanılan klasik yöntemidir.

Bu çalışmada, geliştirilen kod yardımıyla çeşitli vücut doku ve organları için oluşturulacak fantom materyallerine ait tesir kesiti verileri EGSnrc PEGS4 koduyla üretilmiştir. Belirli bir enerji aralığında ortam materyallerinin yoğunluk ve atomik içerikleri kullanılarak üretilen tesir kesiti verileri, hesaplamalarda kullanılmak üzere her bir doku ve organ bilgilerini içerecek şekilde, EGSnrc'nin kullandığı özel bir formatta (".pegs4dat" uzantılı) bir dosyada kaydedilmiştir. PEGS4 koduyla üretilen tesir kesiti dosyası Şekil 3.5'te gösterilmiştir. PEGS4 kullanıcı koduyla tesir kesiti verileri oluşturulurken foton enerjisinin alt ve üst sınırları sırasıyla 1,0 keV ve 10,0 MeV olarak alınmıştır. Böylece MC simülasyonlarında sadece bu enerji aralığındaki fotonlar simüle edilirken, bu aralığın dışındaki enerjiye sahip hiçbir foton simüle edilmeyecektir. Simülasyon sürecinde yüksek enerjili yüklü parçacıkların atomik yörüngelerden fırlatılması da söz konusudur. Fırlatılan bu parçacıklar ortam içerisindeki yüklü parçacıklarla Coulomb etkileşmesi yaparlar. Bu etkileşme neticesinde frenleme (Bremsstrahlung) ışınması dediğimiz x-ışını ortaya çıkar ve sonuçta bu yüklü parçacıklar enerjisini kaybederek ortamda soğurulur. Oluşan bu frenleme ışınları soğurulan yüklü parçacıklar da simülasyona dahil edilmektedir.

```

MEDIUM=ICRPBONE521ICRU ,STERNID=ICRPBONE521ICRU
MIXT,RHO= 1.8500E+00,NE= 9, IUNRST=0, EPSTFL=1, IAPRIM=1
ASYM=H ,Z= 1.,A= 1.008,PZ= 4.68605E-02,RHOZ= 4.72340E-02
ASYM=C ,Z= 6.,A= 12.011,PZ= 1.20163E-02,RHOZ= 1.44330E-01
ASYM=N ,Z= 7.,A= 14.007,PZ= 2.99785E-03,RHOZ= 4.19900E-02
ASYM=O ,Z= 8.,A= 15.999,PZ= 2.78820E-02,RHOZ= 4.46096E-01
ASYM=MG,Z=12.,A= 24.312,PZ= 9.04903E-05,RHOZ= 2.20000E-03
ASYM=P ,Z=15.,A= 30.974,PZ= 3.38899E-03,RHOZ= 1.04970E-01
ASYM=S ,Z=16.,A= 32.064,PZ= 9.82410E-05,RHOZ= 3.15000E-03
ASYM=CA,Z=20.,A= 40.080,PZ= 5.23777E-03,RHOZ= 2.09930E-01
ASYM=ZN,Z=30.,A= 65.370,PZ= 1.52975E-06,RHOZ= 1.00000E-04
1.48208E+01 5.21000E-01 1.00000E-02 5.55110E+01 5.50000E+01
0 200 0 150 0 0 0 0 0
9.99981E-01 -2.17379E-01 4.98834E-02 9.95743E-01 -2.33328E-01
9.52000E-01 1.00023E+00 -1.84220E-01 3.55144E-02 1.01460E+00
-2.37748E-01 9.52000E-01 1.00035E+00 -1.67165E-01 2.56571E-02
1.02430E+00 -2.40021E-01 9.52000E-01 9.99981E-01 -2.18020E-01
5.00304E-02 9.95731E-01 -2.34016E-01 9.52000E-01 1.00023E+00
-1.84774E-01 3.56211E-02 1.01465E+00 -2.38462E-01 9.52000E-01
1.00035E+00 -1.67672E-01 2.57349E-02 1.02438E+00 -2.40749E-01

```

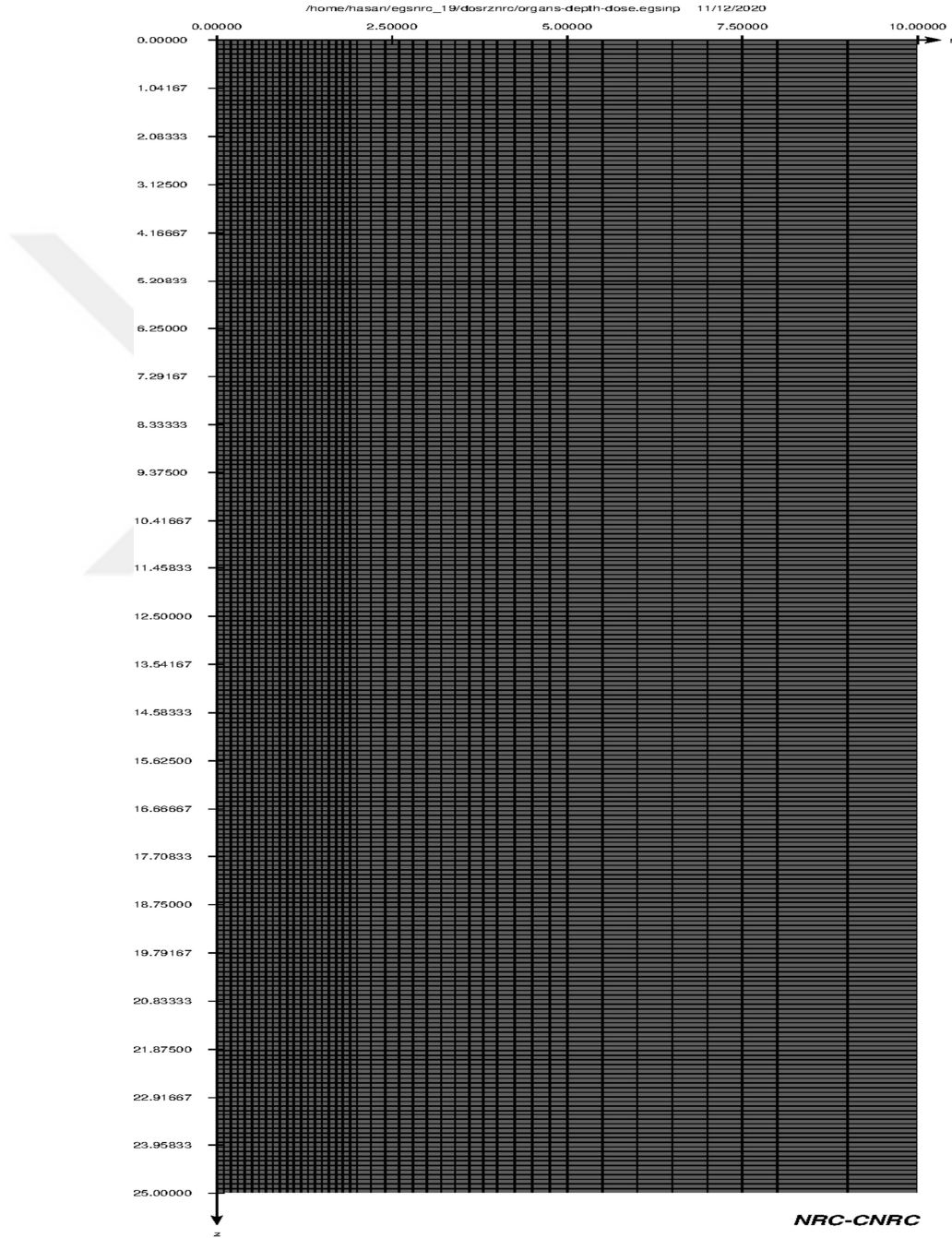
Şekil 3.5. Kemik dokusu için PEGS4 kodu tarafından üretilen tesir kesiti verileri

3.2.3. Doku ve Organlarda Derinliğe Bağlı Dozların Hesaplanması

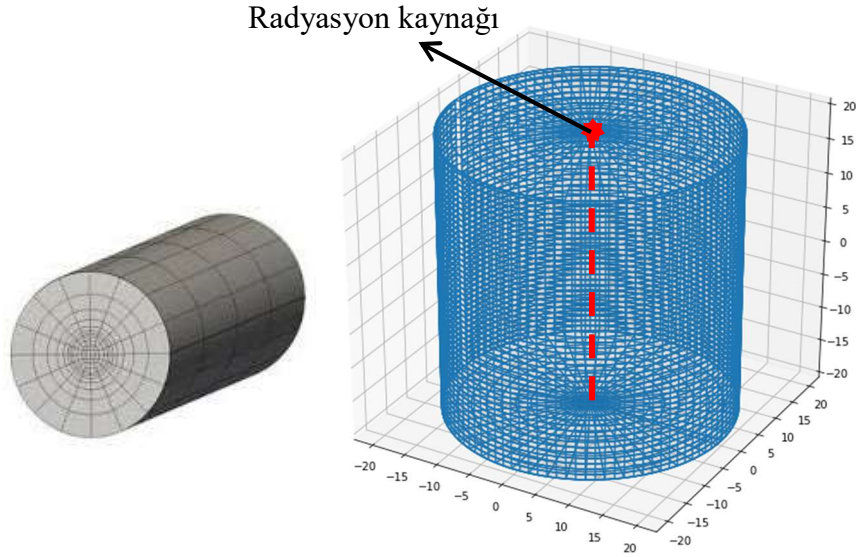
Fotonların doku ve organlar tarafından soğurulma parametrelerinin elde edilmesinden sonra dozimetrik bazı simülasyon hesaplamaları gerçekleştirilmiştir. Bu hesaplamalar için EGSnrc platformunda yer alan “dosrznrc” adlı başka bir kullanıcı kodu kullanılmıştır. Bu kod yalnızca silindirik geometride hesaplamalar yapabilmektedir. Doku ve organlarla ilgili derinliğe bağlı soğurulan doz değerlerini tespit etmek için bu kullanıcı kodu yeterli olduğundan hesaplamalarda bu kodun kullanılması tercih edilmiştir. Netice itibari ile bu kod yardımıyla her bir doku ve organ materyali için soğurulan doz değerlerindeki değişimler derinliğe bağlı olarak tespit edilmiştir. Hesaplamalar için hazırlanan silindirik geometriye sahip fantomun yarı silindir kısmının görüntüsü Şekil 3.6’daki gibidir.

Veri giriş dosyasında hazırlanan silindirik geometri modellenirken doz değerlerinin soğurulacağı noktalar Şekil 3.6’daki gibi belirlenmiştir. Bu geometride silindirin uzunluğu 25 cm ve yarıçapı 10 cm olarak ayarlanmıştır. Silindirin uzun eksen (z-ekseni) 1,0 mm’lik dilimlere bölünmüştür. Bununla birlikte bu silindir iç içe çok sayıda silindirlerden oluşmaktadır. Bu silindirlerden yarıçapı 2 cm (çapı 4 cm) olan en içteki silindirler arası mesafeler 1,0 mm olarak ayarlanmıştır. Çünkü bu bölge radyasyonun yoğunlukla soğurulacağı noktalar oldukları için böyle küçük hacimler oluşturulmuştur ki doz değerleri hassas bir biçimde elde edilsin. Yarıçapın 2,0 cm ile 5,0 cm arasındaki kısım 2,0 mm’lik mesafe bırakılacak şekilde, 5-8 cm

arası 5,0 mm ve 8-10 cm arası 1,0 cm’lik mesafe bırakılacak şekilde ayarlanmıştır. Çünkü radyasyon kaynağı silindirin merkez ekseninin tam orta noktasına konulacağı için silindirin dış kısımlarına doğru olan bölgelerde çok az ve hatta hiç doz soğurulmamaktadır. Silindirin üç boyutlu temsili bir görünümü ve radyasyon kaynağının yerleştirildiği eksen Şekil 3.7’de gösterilmiştir. Hesaplama sonuçları ise 4. bölümde verilmektedir.



Şekil 3.6. Vokselize geometriye sahip fantomun yarı silindir görüntüsü



Şekil 3.7. Tek enerjili radyasyon kaynağıyla derinliğe bağlı doz değişimlerinin elde edilmesi için simülasyonda modellenen silindirik vokselize fantomun 3-boyutlu temsili görüntüsü

3.2.4. İstatistiksel Analiz

Temeli rasgele sayılara dayanan Monte Carlo hesaplamalarındaki sonuçların istatistiksel olarak doğru sonuca en yakın olması için gereken en önemli koşul, simülasyondaki olayı örnekleme miktarının artırılmasıdır. Yani eğer parçacık simülasyonu ile çalışıyorsanız, daha kesin sonuç üretebilmek için simülasyonda örneklenen parçacık sayısını artırmak durumundasınız. Çünkü örneğin, parçacık sayısı N olan bir simülasyonda ilgilenilen niceliğin tahminindeki istatistiksel belirsizlik $1/\sqrt{N}$ ile orantılı olarak değişmektedir. Ancak bu durumda, araştırılan probleme ve istenilen istatistiksel doğruluğa göre çok uzun hesaplama süreleri gerekebilir. Bunu da göz önünde bulundurmak gerekir.

Monte Carlo simülasyonlarında kullanılan temel istatistiksel davranışın örnekleme miktarına bağlı olarak kod içerisinde uygulanmasının dışında bir de hesaplama sonuçlarının başka programlardan veya deneysel verilerden elde edilen sonuçlarla karşılaştırılarak geçerliliğini test etmek amacıyla başvurulmuş bazı istatistiksel analiz metotları bulunmaktadır. Bu analiz metotlarında da yine örnekleme sayısı gibi veri seti miktarına bağlı olarak kullanılan hipotezler kullanılmaktadır.

Bu çalışmada kod içerisindeki örnekleme miktarıyla ilgili istatistiksel belirsizliği % 0,5'in altına indirmek için en az $2,0 \times 10^8$ foton öyküsü kullanılmıştır. Bunun dışında geliştirilen kod yardımıyla hesaplanan verileri XCom programından elde edilen sonuçlarla kıyaslamak için ise hesaplanan her bir foton enerjisi için simülasyonu tekrarlama sayısına bağlı olarak istatistiksel t-test ve p-value analizleri yapılmıştır. Bu analizlerin gerçekleştirilmesinde python programlama dilinden yararlanılmıştır. Bu amaçla python kodunun statistics modülü kullanılarak girilen verilerin analiz sonuçlarını gerçekleştiren bir kod yazılmıştır. Yapılan analiz sonuçları dördüncü bölümdeki ilgili tablolarda verilmiştir.



4. ARAŞTIRMA BULGULARI VE TARTIŞMA

4.1. EGSnrc Kodu ve NistXCom Programıyla Hesaplanan Foton Soğurma Parametreleri

Bu çalışmada çeşitli vücut doku ve organları tarafından soğurulan fotonlarla ilgili soğurma parametreleri iki kısımda incelenmiştir. Birinci kısım, lineer azaltma katsayısı (μ), kütle azaltma katsayısı (μ/ρ), yarı değer kalınlığı (HVL), onda bir değer kalınlığı (TVL) ve ortalama serbest yol (MFP) gibi makroskobik parametreleri içermektedir. İkinci kısım ise foton madde etkileşmelerinde element türü malzemeler dışında bileşik ya da karışım yapısındaki materyaller için tanımlanmış mikroskobik parametreler yer almaktadır. Bunlar, etkin atom sayısı (Z_{eff}), etkin elektron yoğunluğu (N_{eff}), toplam atomik tesir kesiti ($\sigma_{t,a}$) ve toplam elektronik tesir kesiti ($\sigma_{t,e}$) şeklinde sıralanabilir.

4.1.1. Makroskobik parametreler

Doku ve organların temel foton soğurma parametreleri olan lineer azaltma katsayısı (μ) ve kütle azaltma katsayısı (μ/ρ) değerleri 0,020 – 2,000 MeV foton enerji aralığında geliştirilen EGSnrc koduyla hesaplanmıştır. Bu aralıkta 13 farklı foton enerjisi için Monte Carlo hesaplamaları gerçekleştirilmiştir. İncelenen foton enerjileri içinde bilgisayarlı tomografi cihazından yayınlanan 20 – 140 keV enerjili x-ışınlarına karşılık gelen aralık daha sık örneklenmiştir. Bu sık örneklemedeki amaç, düşük enerji bölgesine denk gelen bu foton enerji aralığında fotoelektrik etkileşmenin daha baskın olması ve bu etkileşmede fotonların soğurulması güçlü atom numarası bağımlı olduğundan, ilgili aralıktaki x-ışınlarının insan vücudundaki doku ve organlar tarafından soğurulmalarının daha detaylı incelenmesidir.

Monte Carlo simülasyonu hesaplamalarında belirlenen 12 farklı doku ve organ için hesaplanan lineer ve kütle azaltma katsayıları aynı zamanda 10 keV ile 10^5 MeV gibi geniş bir foton enerji aralığında XCom programıyla da hesaplanmıştır. Bu programda doku ve organlara ait kütle azaltma katsayıları elde edilirken materyal tanımlama kısmındaki materyal içerikleri simülasyon hesaplamalarında olduğu gibi tanımlanmıştır. Planlanan her bir doku ve organ için kütle azaltma katsayıları hesaplanmış ve yoğunluk değerleri yardımıyla lineer azaltma katsayıları elde edilmiştir. Bu doku ve organ materyallerinden yumuşak dokuya ait MC simülasyon

hesaplamalarından ve XCom programından elde edilen lineer azaltma ve kütle azaltma katsayısı sonuçları Tablo 4.1’de verilmiştir.

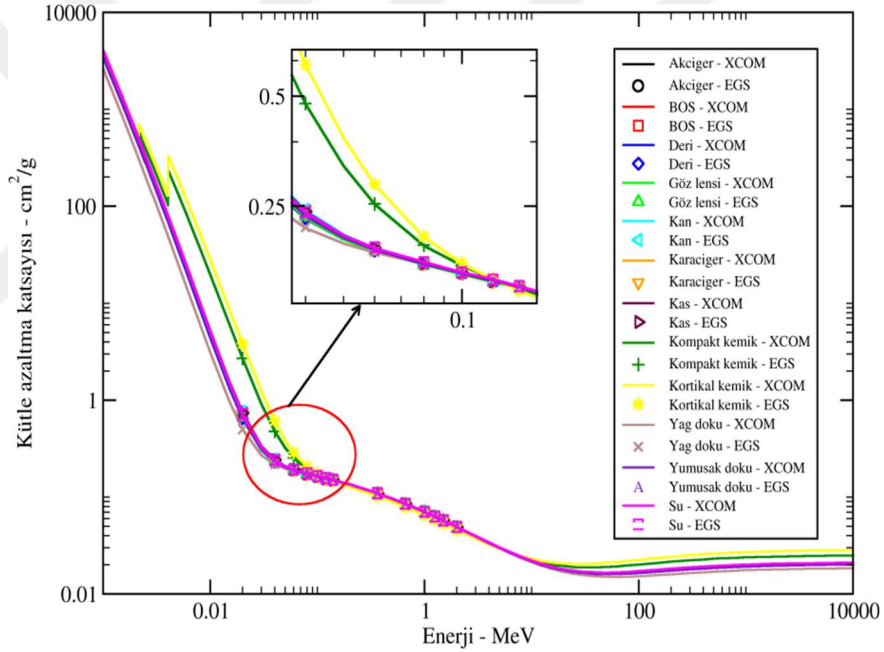
Tablo 4.1. EGSnrc kodu ve XCom programıyla yumuşak doku için 0,02-2,0 MeV enerji aralığında hesaplanan kütle azaltma ve lineer azaltma katsayıları

No	Enerji (MeV)	μ_m (cm ² /g)			μ (cm ⁻¹)		
		EGS	XCOM	% FARK	EGS	XCOM	% FARK
1	0,0200	0,6792	0,6780	0,1767	0,6995	0,6983	0,1716
2	0,0400	0,2366	0,2351	0,6340	0,2437	0,2422	0,6155
3	0,0600	0,1909	0,1902	0,3667	0,1966	0,1959	0,3561
4	0,0800	0,1742	0,1743	-0,0574	0,1794	0,1795	-0,0557
5	0,1000	0,1640	0,1643	-0,1829	0,1689	0,1692	-0,1776
6	0,1200	0,1560	0,1566	-0,3846	0,1607	0,1613	-0,3734
7	0,1400	0,1506	0,1501	0,3320	0,1551	0,1546	0,3224
8	0,3640	0,1089	0,1090	-0,0918	0,1121	0,1123	-0,1784
9	0,6620	0,0850	0,0851	-0,1176	0,0875	0,0876	-0,1143
10	1,0000	0,0704	0,0702	0,2841	0,0725	0,0723	0,2759
11	1,2500	0,0627	0,0628	-0,1595	0,0645	0,0647	-0,3101
12	1,5000	0,0571	0,0571	0,0000	0,0588	0,0589	-0,1701
13	2,0000	0,0490	0,0491	-0,2041	0,0504	0,0505	-0,1984
t-test			0,0032			0,0027	
p-value		0,9974	(0,0025; << 0,05)		0,9978	(0,0022; << 0,05)	

EGSnrc kodu ve XCom programından elde edilen Tablo 4.1’deki veriler üzerinde python programlama dilinde yazılmış bir kod yardımıyla t-test ve p-value değerleri istatistiksel olarak analiz edilmiştir. Yapılan analize göre t-test verileri sıfıra çok yakın olarak elde edildiği ve p-value değerinin de 1,0’a çok yakın olduğu anlaşılmıştır. Böylece p-value için aradaki farkın 0,05’ten, yani % 5 olarak belirlenen limit değerinden çok daha küçük olması nedeniyle EGSnrc kodu ve XCom programından elde edilen sonuçların son derece ilişkili olduğu anlaşılmaktadır. Bu sonuçla birlikte aynı zamanda simülasyon sonuçları ve XCom sonuçları arasında çok iyi bir uyum olduğu da söylenebilir. Tablo 4.1’de sadece yumuşak dokuya ait veriler sunulmuştur, ancak bu çalışmada incelenen diğer tüm doku ve organlara ait kütle azaltma katsayılarının foton enerjisine bağlı karşılaştırmaları aşağıdaki Şekil 4.1’de yer alan grafik üzerinde toplu olarak gösterilmiştir.

Şekil 4.1’e bakıldığında kütle azaltma katsayıları her bir materyal için artan foton enerjisiyle birlikte azalmaktadır. Bu veriler göz önüne alındığında materyaller içerisinde en yüksek yoğunluğa sahip olan kemik dokusu için hesaplanan kütle azaltma katsayıları, düşük ve yüksek enerji bölgelerinde diğer doku ve organlara

göre daha yüksektir. En düşük kütle azaltma katsayıları ise en az yoğunluk değerine sahip olan akciğer dokusu için elde edilmiştir. Diğer doku ve organlara ait sonuçlar ise birbirine çok yakındır. Çünkü bu doku ve organlar hemen hemen eşit ve yaklaşık su yoğunluğuna sahiptir. Orta enerji bölgesinde ise tüm materyaller için neredeyse eşit katsayı değerleri hesaplanmıştır. Şekilde kırmızı renkle belirtilen daire içerisindeki kısım BT cihazlarından yayınlanan foton enerji aralığını (20-140 keV) kapsamaktadır. Bu aralıkta doku ve organların yoğunluk değerlerinden kaynaklı belirgin farklılıklar göze çarpmaktadır. Çünkü bu bölge foton soğurma tesir kesitinin atom numarasıyla hızlı biçimde değiştiği fotoelektrik olayın baskın olduğu bölgedir. Tablo 4.1’deki veriler kullanılarak bu çalışmada esas hesaplanması amaçlanan HVL, TVL ve MFP parametrelerinin EGSnrc ve XCom programından elde edilen sonuçları yumuşak doku materyali için Tablo 4.2’de verilmiştir.



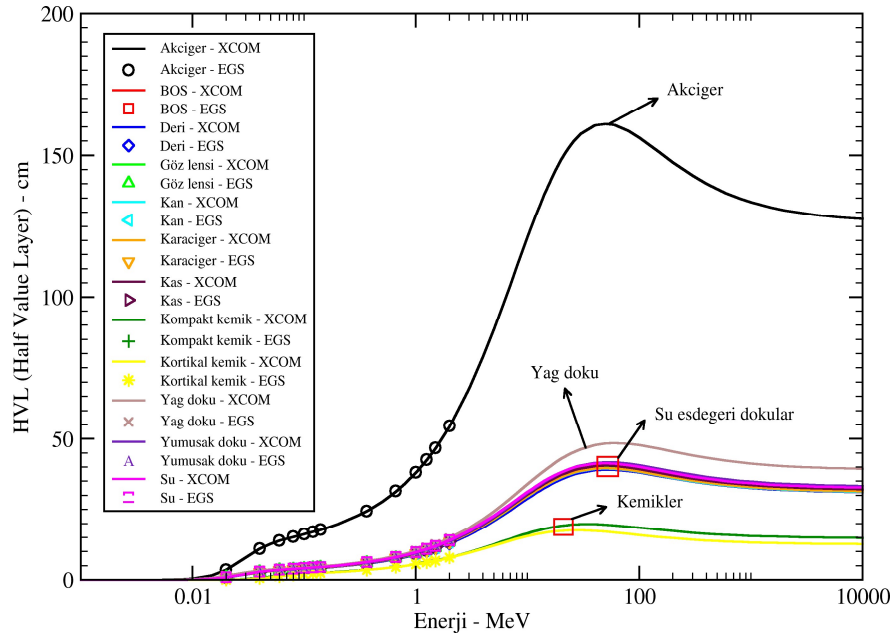
Şekil 4.1. On iki farklı doku ve organ için EGSnrc kodu ve XCom programıyla hesaplanan kütle azaltma katsayılarının foton enerjisine bağlı değişimleri

Yumuşak doku materyali için Tablo 4.2’deki verilerin istatistiksel sonuçlarına bakıldığında EGSnrc kodu ile XCom programından elde edilen veriler arasında son derece uyumlu sonuçlar elde edilmiştir. Buradaki veriler yorumlandığında artan foton enerjisi ile birlikte fotonun materyal içerisinde katettiği yol miktarı da artmaktadır. Bilgisayarlı tomografi cihazından yayınlanan x-ışını enerji aralığında (20 – 140 keV) HVL, TVL ve MFP değerleri yumuşak doku için sırasıyla 0,9 – 4,5

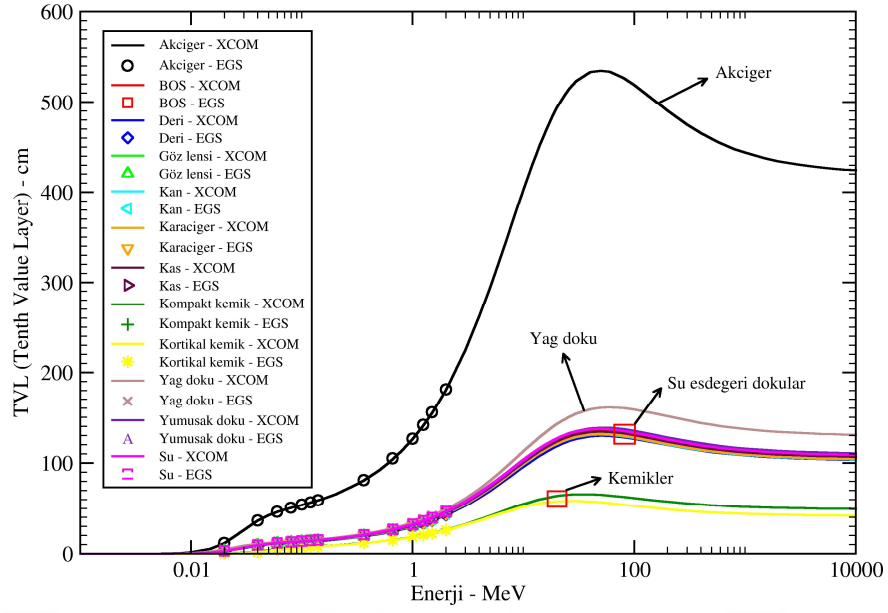
cm, 3,3 – 14,8 cm ve 1,4 – 6,4 cm şeklinde değişmektedir. Bu değerler yoğunluk değerleri birbirinden farklı olan tüm doku ve organ materyalleri için farklılıklar gösterecektir. Bu farklılıkları daha iyi görmek için diğer tüm doku ve organ materyallerine ait HVL, TVL ve MFP sonuçlarının karşılaştırmaları sırasıyla Şekil 4.2-4.4'te gösterilmiştir.

Tablo 4.2. EGSnrc kodu ve XCom programı ile yumuşak doku için hesaplanan yarı değer kalınlığı (HVL), onda bir değer kalınlığı (TVL) ve ortalama serbest yol (MFP) sonuçları

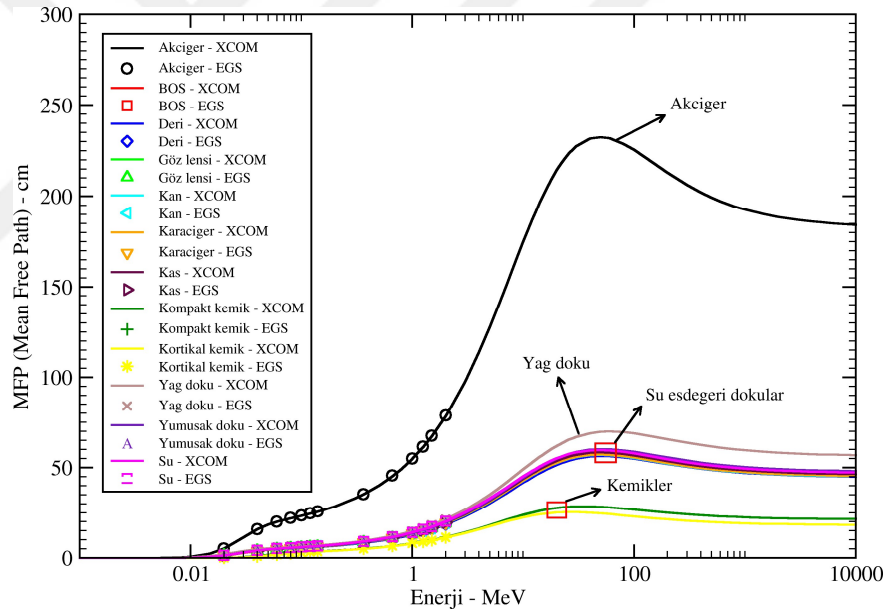
No	Enerji (MeV)	HVL (cm)		TVL (cm)		MFP (cm)	
		EGS	XCOM	EGS	XCOM	EGS	XCOM
1	0,020	0,991	0,992	3,292	3,297	1,430	1,432
2	0,040	2,844	2,862	9,451	9,509	4,104	4,130
3	0,060	3,525	3,537	11,713	11,754	5,087	5,104
4	0,080	3,863	3,860	12,835	12,826	5,574	5,570
5	0,100	4,103	4,095	13,632	13,606	5,920	5,909
6	0,120	4,313	4,296	14,331	14,275	6,224	6,200
7	0,140	4,468	4,482	14,846	14,894	6,447	6,468
8	0,364	6,180	6,173	20,535	20,509	8,918	8,907
9	0,662	7,918	7,910	26,309	26,282	11,426	11,414
10	1,000	9,556	9,586	31,751	31,850	13,789	13,832
11	1,250	10,739	10,717	35,682	35,609	15,496	15,465
12	1,500	11,780	11,775	39,140	39,124	16,998	16,991
13	2,000	13,743	13,714	45,663	45,567	19,831	19,790
t-test		0,0012		0,0012		0,0011	
p-value		0,999 (0,001)		0,999 (0,001)		0,999 (0,001)	



Şekil 4.2. Doku ve organlara ait EGSnrc ve XCom programıyla hesaplanan yarı değer kalınlığının foton enerjisine göre değişimi



Şekil 4.3. Doku ve organlara ait EGSnrc ve XCom programıyla hesaplanan onda bir değer kalınlığının foton enerjisine göre değişimi



Şekil 4.4. Doku ve organlara ait EGSnrc ve XCom programıyla hesaplanan ortalama serbest yol değerinin foton enerjisine göre değişimi

Hesaplanan verilerin karşılaştırılması her ne kadar geniş bir enerji aralığında yapılmış olsa da bu tez çalışmasında asıl odaklanılan bölge BT cihazlarından yayınlanan x-ışını aralığındaki değişimlerdir. Ancak bu grafiklere bakıldığında kemik ve akciğer dokusu için net bir fark elde edilirken diğer doku ve organ materyallerine ait sonuçlarda (yağ dokusu da hariç) hemen hemen benzerlik gözlenmiştir. Neticede bu materyallerin yoğunluk değerleri birbirlerine çok yakındır.

4.1.2. Mikroskobik parametreler

Bu çalışmada 12 farklı doku ve organ için mikroskobik parametreler olan Z_{eff} , N_{eff} , $\sigma_{t,a}$ ve $\sigma_{t,e}$ parametreleri 20,0 keV – 5,0 MeV foton enerji aralığında geliştirilen EGSnrc kodu kullanılarak hesaplanmıştır. Hesaplanan veriler her bir doku ve organ için aşağıdaki Tablo 4.3-4.14’de verilmiştir. Bu parametreler Bölüm 2’de açıklandığı gibi kütle azaltma katsayısı μ/ρ ifadesinden üretilmektedir.

İncelenen doku ve organ fantom modelleri için EGSnrc ve XCom tarafından hesaplanan değerleri birbiriyle son derece uyumlu olduğu gösterilmişti. Bu nedenle bu kısımda sunulan mikroskobik parametrelere ait tablo verileri (Tablo 4.3-4.14) EGSnrc koduyla hesaplanan verilerden oluşmakta iken, çizdirilen grafiklerdeki veriler daha geniş bir foton enerji aralığını göstermesi açısından XCom verileri kullanılarak oluşturulmuştur. Doku ve organlara ait mikroskobik parametrelerin karşılaştırması Şekil 4.5-4.8’de verilmiştir.

Tablo 4.3. Beyin omurilik sıvısı (BOS) için $\sigma_{t,a}$, $\sigma_{t,e}$, Z_{eff} ve N_{eff} değerleri

Enerji (MeV)	$\sigma_{t,a}$ (barn/atom)	$\sigma_{t,e}$ (barn/atom)	Z_{eff}	$N_{\text{eff}} (\times 10^{23})$
0,020	21,187	2,410	8,791	3,080
0,030	8,604	1,055	8,158	3,182
0,040	5,710	0,745	7,669	3,254
0,050	4,705	0,636	7,400	3,282
0,060	4,221	0,582	7,255	3,305
0,080	3,771	0,529	7,134	3,314
0,100	3,515	0,496	7,088	3,325
0,120	3,339	0,472	7,072	3,325
0,140	3,195	0,452	7,061	3,324
0,364	2,314	0,328	7,050	3,326
0,662	1,806	0,256	7,049	3,326
1,250	1,333	0,189	7,048	3,326
2,000	1,044	0,148	7,057	3,322
3,000	0,842	0,119	7,075	3,315
4,000	0,725	0,102	7,096	3,309
5,000	0,650	0,091	7,121	3,300

Tablo 4.4. Kan dokusu için $\sigma_{t,a}$, $\sigma_{t,e}$, Z_{eff} ve N_{eff} değerleri

Enerji (MeV)	$\sigma_{t,a}$ (barn/atom)	$\sigma_{t,e}$ (barn/atom)	Z_{eff}	$N_{eff} (\times 10^{23})$
0,020	22,520	2,461	9,149	3,070
0,030	9,054	1,070	8,463	3,169
0,040	5,930	0,751	7,896	3,238
0,050	4,838	0,639	7,571	3,266
0,060	4,314	0,583	7,393	3,291
0,080	3,833	0,529	7,240	3,298
0,100	3,564	0,496	7,182	3,309
0,120	3,381	0,472	7,158	3,311
0,140	3,233	0,453	7,145	3,310
0,364	2,340	0,328	7,127	3,314
0,662	1,826	0,256	7,126	3,312
1,250	1,347	0,189	7,126	3,312
2,000	1,056	0,148	7,133	3,308
3,000	0,852	0,119	7,151	3,300
4,000	0,733	0,102	7,172	3,295
5,000	0,657	0,091	7,195	3,285

Tablo 4.5. Kompakt kemik için $\sigma_{t,a}$, $\sigma_{t,e}$, Z_{eff} ve N_{eff} değerleri

Enerji (MeV)	$\sigma_{t,a}$ (barn/atom)	$\sigma_{t,e}$ (barn/atom)	Z_{eff}	$N_{eff} (\times 10^{23})$
0,020	154,365	8,978	17,193	3,003
0,030	48,786	3,000	16,263	3,033
0,040	23,042	1,551	14,861	3,068
0,050	13,934	1,038	13,429	3,099
0,060	9,914	0,809	12,261	3,126
0,080	6,689	0,619	10,815	3,159
0,100	5,464	0,540	10,116	3,175
0,120	4,851	0,496	9,773	3,183
0,140	4,477	0,467	9,579	3,182
0,364	3,049	0,329	9,267	3,192
0,662	2,372	0,256	9,251	3,191
1,250	1,750	0,189	9,249	3,191
2,000	1,377	0,148	9,282	3,189
3,000	1,126	0,120	9,367	3,183
4,000	0,984	0,104	9,463	3,178
5,000	0,896	0,094	9,569	3,170

Tablo 4.6. Kortikal kemik için $\sigma_{t,a}$, $\sigma_{t,e}$, Z_{eff} ve N_{eff} değerleri

Enerji (MeV)	$\sigma_{t,a}$ (barn/atom)	$\sigma_{t,e}$ (barn/atom)	Z_{eff}	$N_{eff} (\times 10^{23})$
0,020	229,141	12,799	17,903	2,993
0,030	71,420	4,122	17,326	3,008
0,040	32,906	2,013	16,345	3,024
0,050	19,282	1,268	15,207	3,039
0,060	13,283	0,937	14,169	3,055
0,080	8,511	0,670	12,707	3,076
0,100	6,735	0,565	11,927	3,086
0,120	5,876	0,510	11,519	3,091
0,140	5,364	0,475	11,284	3,092
0,364	3,586	0,329	10,892	3,101
0,662	2,787	0,256	10,872	3,099
1,250	2,056	0,189	10,870	3,099
2,000	1,621	0,149	10,907	3,097
3,000	1,332	0,121	11,004	3,092
4,000	1,171	0,105	11,113	3,091
5,000	1,072	0,095	11,232	3,085

Tablo 4.7. Göz lensi için $\sigma_{t,a}$, $\sigma_{t,e}$, Z_{eff} ve N_{eff} değerleri

Enerji (MeV)	$\sigma_{t,a}$ (barn/atom)	$\sigma_{t,e}$ (barn/atom)	Z_{eff}	$N_{eff} (\times 10^{23})$
0,020	17,191	2,163	7,949	3,088
0,030	7,406	0,984	7,527	3,181
0,040	5,185	0,716	7,240	3,241
0,050	4,412	0,622	7,096	3,262
0,060	4,030	0,574	7,020	3,280
0,080	3,658	0,526	6,961	3,286
0,100	3,432	0,495	6,939	3,294
0,120	3,268	0,471	6,933	3,295
0,140	3,132	0,452	6,927	3,291
0,364	2,273	0,328	6,924	3,296
0,662	1,774	0,256	6,924	3,294
1,250	1,309	0,189	6,923	3,294
2,000	1,025	0,148	6,930	3,291
3,000	0,826	0,119	6,945	3,284
4,000	0,711	0,102	6,962	3,279
5,000	0,636	0,091	6,982	3,271

Tablo 4.8. Yağ doku için $\sigma_{t,a}$, $\sigma_{t,e}$, Z_{eff} ve N_{eff} değerleri

Enerji (MeV)	$\sigma_{t,a}$ (barn/atom)	$\sigma_{t,e}$ (barn/atom)	Z_{eff}	$N_{eff} (\times 10^{23})$
0,020	11,168	1,593	7,012	3,136
0,030	5,435	0,834	6,517	3,245
0,040	4,120	0,659	6,256	3,307
0,050	3,647	0,594	6,141	3,329
0,060	3,413	0,561	6,084	3,332
0,080	3,141	0,520	6,042	3,345
0,100	2,973	0,493	6,028	3,341
0,120	2,831	0,470	6,024	3,349
0,140	2,722	0,452	6,021	3,339
0,364	1,977	0,328	6,019	3,346
0,662	1,543	0,256	6,019	3,346
1,250	1,138	0,189	6,019	3,345
2,000	0,890	0,148	6,024	3,344
3,000	0,715	0,118	6,038	3,339
4,000	0,614	0,101	6,053	3,330
5,000	0,547	0,090	6,071	3,323

Tablo 4.9. Karaciğer için $\sigma_{t,a}$, $\sigma_{t,e}$, Z_{eff} ve N_{eff} değerleri

Enerji (MeV)	$\sigma_{t,a}$ (barn/atom)	$\sigma_{t,e}$ (barn/atom)	Z_{eff}	$N_{eff} (\times 10^{23})$
0,020	20,962	2,402	8,726	3,078
0,030	8,548	1,052	8,127	3,175
0,040	5,697	0,743	7,664	3,243
0,050	4,707	0,635	7,410	3,270
0,060	4,229	0,581	7,273	3,292
0,080	3,784	0,528	7,160	3,300
0,100	3,529	0,496	7,117	3,310
0,120	3,352	0,472	7,101	3,311
0,140	3,208	0,452	7,091	3,309
0,364	2,325	0,328	7,081	3,311
0,662	1,814	0,256	7,080	3,311
1,250	1,339	0,189	7,079	3,312
2,000	1,049	0,148	7,087	3,308
3,000	0,846	0,119	7,105	3,300
4,000	0,728	0,102	7,125	3,295
5,000	0,653	0,091	7,148	3,285

Tablo 4.10. Akciğer için $\sigma_{t,a}$, $\sigma_{t,e}$, Z_{eff} ve N_{eff} değerleri

Enerji (MeV)	$\sigma_{t,a}$ (barn/atom)	$\sigma_{t,e}$ (barn/atom)	Z_{eff}	$N_{eff} (\times 10^{23})$
0,020	20,879	2,418	8,635	3,079
0,030	8,532	1,055	8,085	3,178
0,040	5,704	0,744	7,662	3,245
0,050	4,723	0,636	7,431	3,272
0,060	4,248	0,581	7,306	3,295
0,080	3,807	0,529	7,202	3,303
0,100	3,552	0,496	7,164	3,314
0,120	3,375	0,472	7,150	3,313
0,140	3,230	0,452	7,141	3,314
0,364	2,341	0,328	7,132	3,314
0,662	1,827	0,256	7,131	3,315
1,250	1,348	0,189	7,130	3,315
2,000	1,056	0,148	7,138	3,311
3,000	0,852	0,119	7,156	3,304
4,000	0,734	0,102	7,175	3,298
5,000	0,658	0,091	7,198	3,289

Tablo 4.11. Kas doku için $\sigma_{t,a}$, $\sigma_{t,e}$, Z_{eff} ve N_{eff} değerleri

Enerji (MeV)	$\sigma_{t,a}$ (barn/atom)	$\sigma_{t,e}$ (barn/atom)	Z_{eff}	$N_{eff} (\times 10^{23})$
0,020	20,879	2,418	8,635	3,038
0,030	8,532	1,055	8,085	3,154
0,040	5,704	0,744	7,662	3,233
0,050	4,723	0,636	7,431	3,264
0,060	4,248	0,581	7,306	3,290
0,080	3,807	0,529	7,202	3,300
0,100	3,552	0,496	7,164	3,310
0,120	3,375	0,472	7,150	3,311
0,140	3,230	0,452	7,141	3,309
0,364	2,341	0,328	7,132	3,314
0,662	1,827	0,256	7,131	3,312
1,250	1,348	0,189	7,130	3,312
2,000	1,056	0,148	7,138	3,307
3,000	0,852	0,119	7,156	3,299
4,000	0,734	0,102	7,175	3,294
5,000	0,658	0,091	7,198	3,283

Tablo 4.12. Deri için $\sigma_{t,a}$, $\sigma_{t,e}$, Z_{eff} ve N_{eff} değerleri

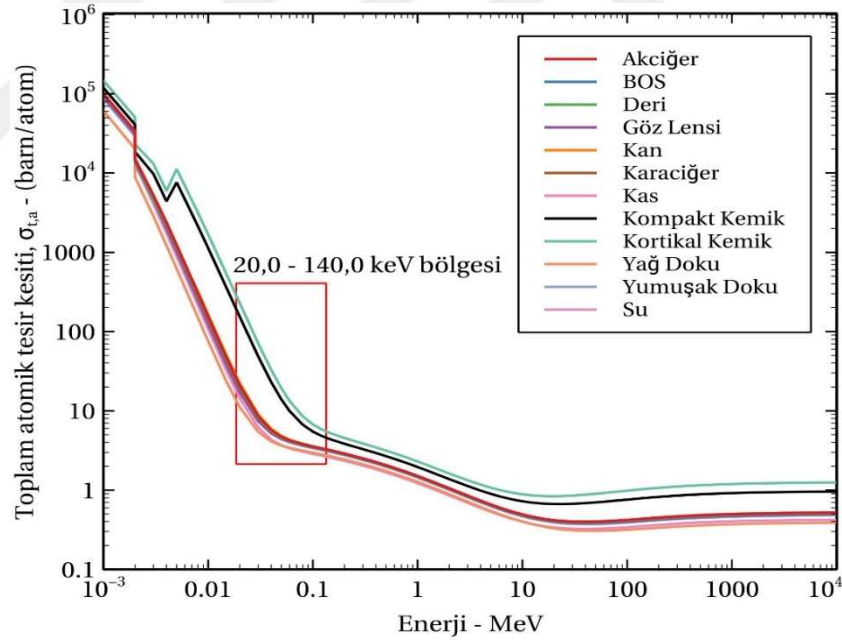
Enerji (MeV)	$\sigma_{t,a}$ (barn/atom)	$\sigma_{t,e}$ (barn/atom)	Z_{eff}	$N_{eff} (\times 10^{23})$
0,020	19,799	2,318	8,541	2,792
0,030	8,190	1,027	7,978	3,002
0,040	5,529	0,732	7,553	3,153
0,050	4,604	0,629	7,325	3,223
0,060	4,154	0,577	7,202	3,270
0,080	3,731	0,525	7,100	3,298
0,100	3,485	0,493	7,062	3,315
0,120	3,313	0,470	7,049	3,319
0,140	3,171	0,451	7,040	3,318
0,364	2,299	0,327	7,031	3,324
0,662	1,794	0,255	7,030	3,323
1,250	1,324	0,188	7,030	3,324
2,000	1,037	0,147	7,037	3,319
3,000	0,836	0,119	7,054	3,310
4,000	0,720	0,102	7,073	3,302
5,000	0,645	0,091	7,095	3,290

Tablo 4.13. Yumuşak doku için $\sigma_{t,a}$, $\sigma_{t,e}$, Z_{eff} ve N_{eff} değerleri

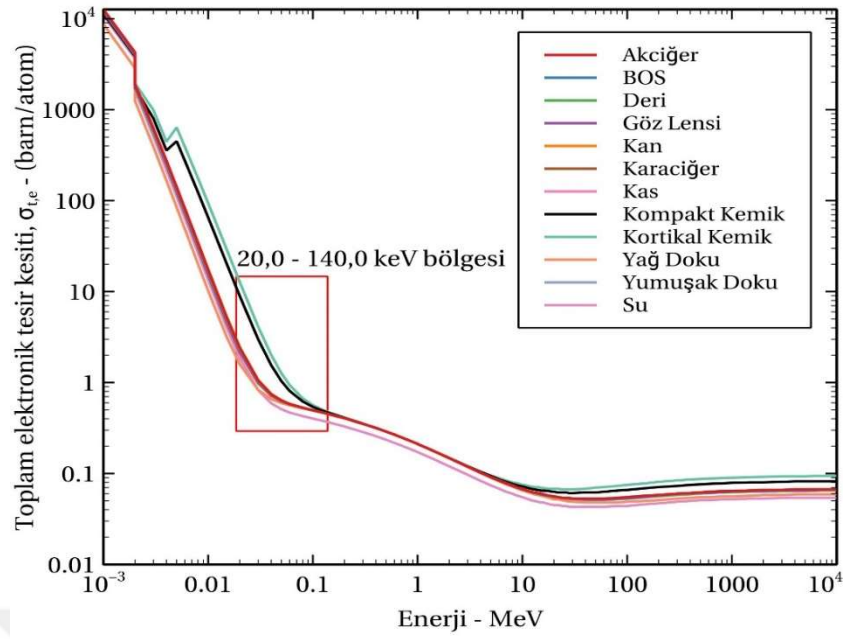
Enerji (MeV)	$\sigma_{t,a}$ (barn/atom)	$\sigma_{t,e}$ (barn/atom)	Z_{eff}	$N_{eff} (\times 10^{23})$
0,020	18,462	2,195	8,412	3,089
0,030	7,753	0,996	7,783	3,190
0,040	5,294	0,722	7,335	3,258
0,050	4,435	0,625	7,101	3,284
0,060	4,019	0,576	6,976	3,301
0,080	3,619	0,526	6,876	3,312
0,100	3,386	0,495	6,838	3,318
0,120	3,218	0,472	6,825	3,321
0,140	3,083	0,452	6,816	3,318
0,364	2,235	0,328	6,807	3,320
0,662	1,744	0,256	6,807	3,320
1,250	1,287	0,189	6,806	3,320
2,000	1,008	0,148	6,814	3,317
3,000	0,812	0,119	6,832	3,310
4,000	0,699	0,102	6,851	3,304
5,000	0,626	0,091	6,874	3,295

Tablo 4.14. Su materyali için $\sigma_{t,a}$, $\sigma_{t,e}$, Z_{eff} ve N_{eff} değerleri

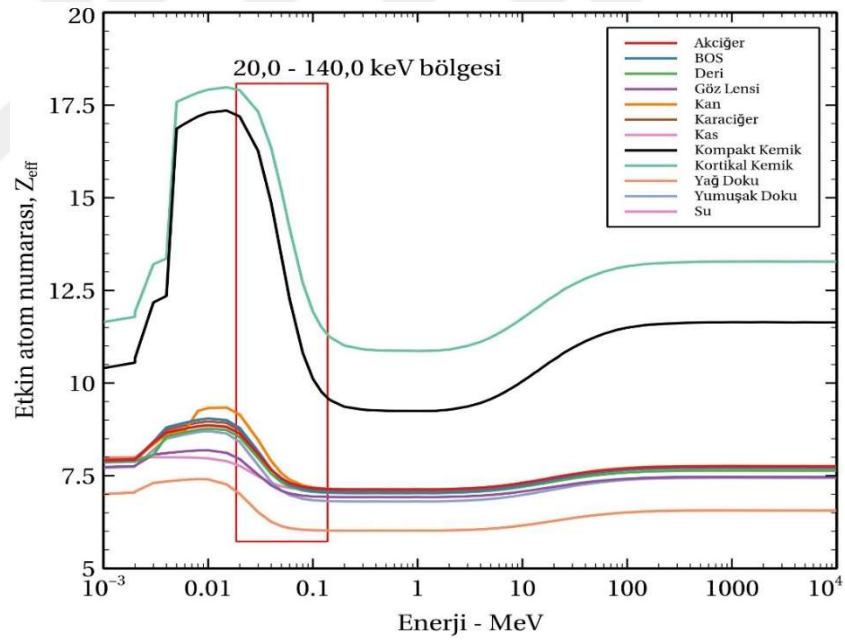
Enerji (MeV)	$\sigma_{t,a}$ (barn/atom)	$\sigma_{t,e}$ (barn/atom)	Z_{eff}	$N_{eff} (\times 10^{23})$
0,020	14,516	1,869	7,768	3,859
0,030	6,193	0,827	7,488	3,973
0,040	4,323	0,592	7,305	4,049
0,050	3,680	0,510	7,217	4,071
0,060	3,358	0,468	7,170	4,100
0,080	3,053	0,428	7,137	4,102
0,100	2,862	0,402	7,125	4,118
0,120	2,727	0,383	7,123	4,116
0,140	2,612	0,367	7,120	4,116
0,364	1,898	0,267	7,121	4,120
0,662	1,481	0,208	7,121	4,117
1,250	1,093	0,154	7,120	4,117
2,000	0,857	0,120	7,128	4,111
3,000	0,691	0,097	7,145	4,102
4,000	0,595	0,083	7,164	4,098
5,000	0,533	0,074	7,186	4,085



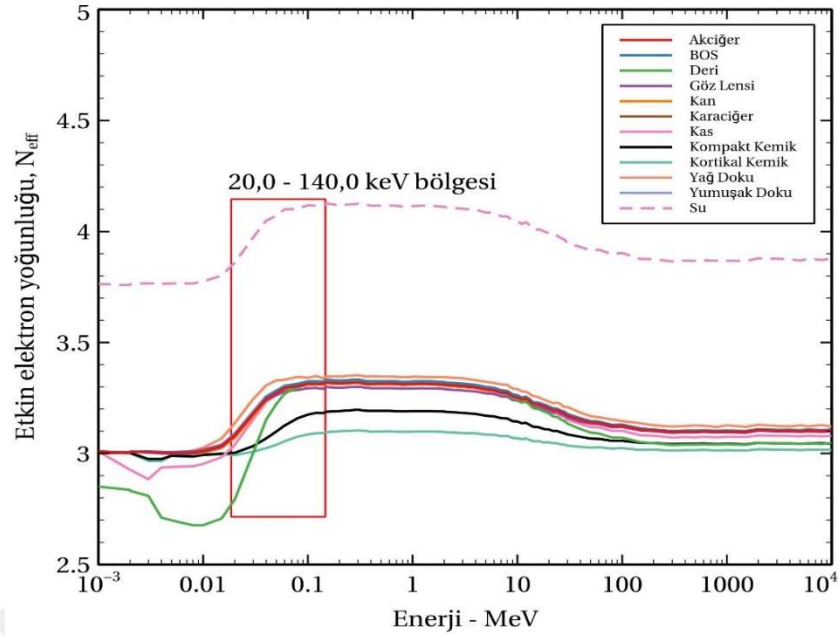
şekil 4.5. Doku ve organlara ait toplam atomik tesir kesiti ($\sigma_{t,a}$) verilerinin foton enerjisine göre değişimi



Şekil 4.6. Doku ve organlara ait toplam elektronik tesir kesiti (σ_{te}) verilerinin foton enerjisine göre değişimi



Şekil 4.7. Doku ve organlara ait Etkin atom numarası (Z_{eff}) verilerinin foton enerjisine göre değişimi



Şekil 4.8. Doku ve organlara ait etkin elektron yoğunluğu (N_{eff}) verilerinin foton enerjisi (Enerji - MeV) göre değişimi

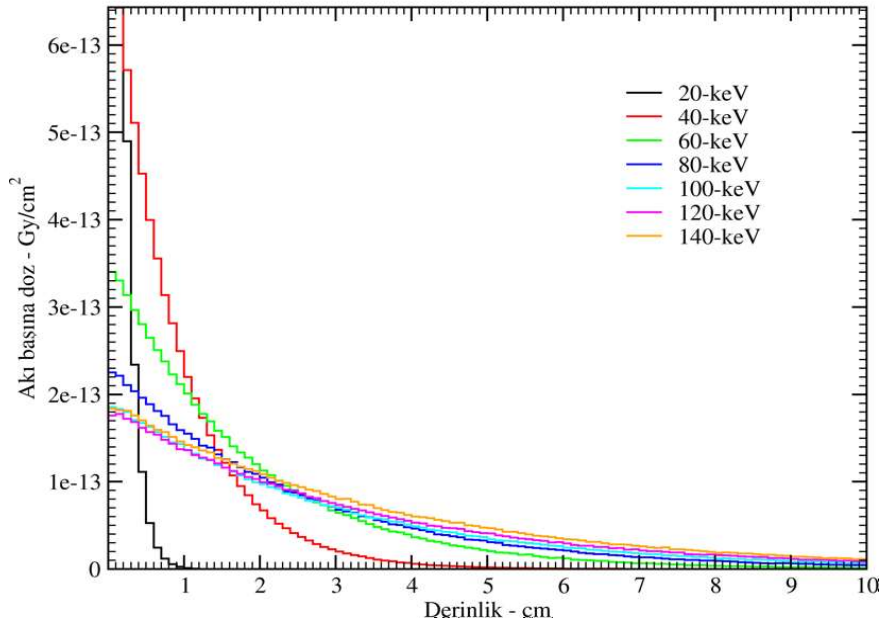
Şekil 4.5-4.8'de görüldüğü gibi kemik dokusu için fotonların soğurulmasında etkili olan parametrelerden toplam atomik tesir kesiti, toplam elektronik tesir kesiti ve etkin atom numarasının hesaplanan sonuçları diğer doku ve organlara göre daha yüksektir. Bunun nedeni, kemik dokusunun diğerlerine nazaran daha yoğun olmasının yanında kemik içerisinde yer alan molekül atomlarından bazılarının atom numarasının diğer doku ve organlardan daha yüksek ve içeriğinin yoğun olmasıdır. Bunların aksine etkin elektron yoğunluğu açısından Şekil 4.8'e bakıldığında su materyali için en yüksek daha yoğun olan kemik dokuları için ise en düşük değerler elde edilmiştir. Diğer doku ve organlar için de birbirine yakın sonuçlar elde edilmiştir. Su materyalinin en yüksek elektron yoğunluğu sonucunu vermesinin nedeni olarak da foton-madde etkileşmesi sırasında su materyali içerisindeki birim hacimde yer alan elektron yoğunluğunun diğerlerine göre daha fazla olması söylenebilir. Ayrıca şekillerden de anlaşılabileceği gibi bilgisayarlı tomografiden (BT) yayınlanan foton enerji aralıklarında (20 – 140 keV) değişen foton enerjilerine göre elde edilen parametre sonuçlarının daha belirgin bir şekilde değiştiği gözle çarpmaktadır. Bunun sebebi, bu enerji aralığında foton-madde etkileşmelerinde fotoelektrik olayın baskın olması ve foton soğurulmasında güçlü atom numarası bağımlılığının ($\sim Z^{4-5}$) olmasıdır.

4.2. Bazı Doku ve Organlar için BT'den yayınlanan X-Işını Enerjilerinde Hesaplanan Derinliğe Bağlı Doz Değişimleri

Bu çalışmada çeşitli vücut doku ve organlarının özellikle BT cihazlarından yayınlanan foton enerji aralığında foton soğurma parametrelerinin Monte Carlo yöntemiyle incelenmesinin yanında aynı zamanda bazı doku ve organlar için yine EGSnrc platformunda çalıştırılan bir başka kod yardımıyla dozimetrik açıdan inceleme yapılmıştır. Bu incelemede belirli enerjiye sahip iyonlaştırıcı fotonlar ortam içerisinde enerjilerini tüketene kadar ilerleyip tamamen soğurulmaktadırlar. Bu şekilde ortam materyali içinde mesafeye göre değişen radyasyon dozları depo edilmektedir. Bu radyasyon dozları fotonun enerjisine ve ortam materyalinin yoğunluğuna bağlıdır. Yapılan bu dozimetrik inceleme herhangi bir enerjideki radyasyonun bir ortam içerisinde hangi derinlikte ne kadar doz bıraktığıyla ilgili bilgi vermektedir. Bu açıdan doku ve organların radyasyon soğurma parametrelerinin belirlenmesinin yanında ilgili doku ya da organ içerisinde radyasyonun bıraktığı doz değerinin bilinmesi de çok önemlidir. Derinliğe bağlı olarak değişen bu doz dağılımları radyoterapide yapılan tedavi planlamalarının da temelini oluşturmaktadır. Ancak orada yapılan tedavi planlamalarında elde edilen doz dağılımları belirlenirken vücut doku ve organları tamamen su olarak kabul edilmektedir. Halbuki az miktar bile olsa yoğunluk değişiminden kaynaklı olarak radyasyon bir ortam değiştirdiğinde o ortamda bıraktığı doz değerleri de değişmektedir. Bu şekilde tamamı su kabul edilen ortam ile gerçek yoğunlukların hesaba katıldığı ortamlar için elde edilen doz dağılımları birbirinden farklı olacaktır. Çünkü farklı yoğunluk değerine sahip ortamlarda soğurulan radyasyon dozu miktarları da farklıdır. Örneğin bu çalışmada derinliğe bağlı doz değişimleri gerçek doku ve organ yoğunlukları hesaba katılarak belirlenmiştir. Bu tür yapılan simülasyon hesaplamaları radyoterapinin bir çok alanında gerçek dozun tahmin edilmesine ışık tutacaktır. Bu şekilde Monte Carlo yöntemiyle geliştirilen kodlar sayesinde radyoterapi planlamaları için daha gerçekçi yaklaşımlar oluşturulabilmektedir. Model tabanlı hesaplama algoritmalarının geliştirildiği kodlar sayesinde tedavi planlamalarında doku ve organların gerçek yoğunluk değerleri hesaba katılmakta ve doz dağılımlarında daha gerçekçi doz tahminleri yapılabilmektedir. Tedavi planlama sistemlerinde henüz yaygın olarak kullanılmaya başlanmamış olmasına rağmen bu şekilde model tabanlı algoritmaların kullanıldığı çalışmalar ve uygulamalar literatürde mevcuttur.

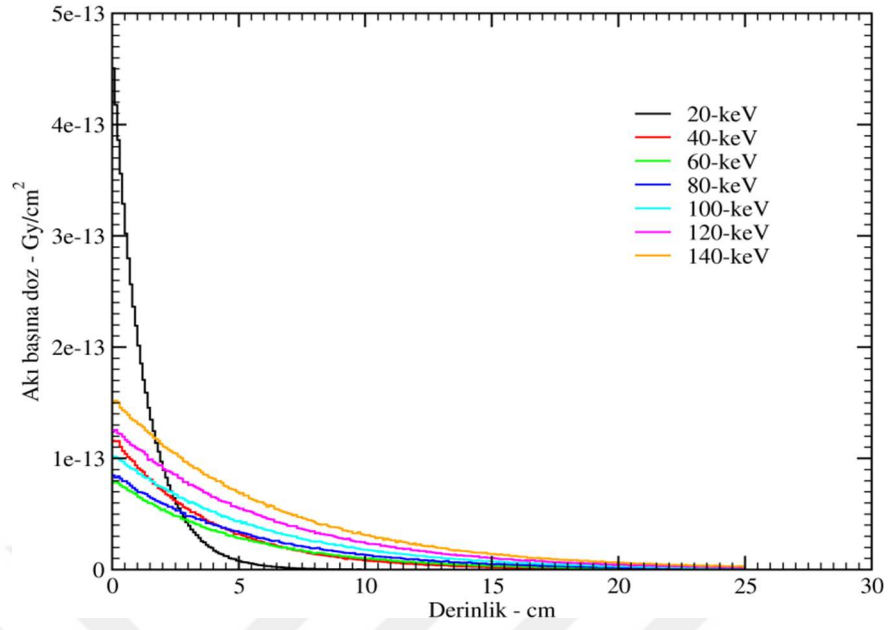
Bu çalışmada yapılan dozimetrik hesaplamalarda sadece belli doku ve organlar kullanılmıştır. Çünkü, lineer azaltma katsayısına bağlı hesaplanan HVL, TVL ve MFP parametreleri ile ilgili daha önce gösterilen Şekil 4.2-4.4'deki grafikler incelendiğinde akciğer ve kemik dokuları için elde edilen sonuçlarda belirgin bir fark olduğu görülmektedir. Bunun yanında bir miktar da yağ dokusu için elde edilen sonuçlarda farklılık görülmüştür. Ancak diğer doku ve organlara ait sonuçlarda hemen hemen bir benzerlik gözlemlenmiştir. Buradan hareketle bu tez çalışmasında yapılan dozimetrik değerlendirmeler, sonuçları belirgin farklı olan kemik ve akciğer dokusuyla birlikte sonuçları birbirine yakın ve yumuşak doku kategorisine girerek benzer grup hakkında sonuç verebilecek karaciğer dokusu için gerçekleştirilmiştir. Burada kortikal kemik insan vücudundaki en yüksek yoğunluklu materyali, akciğer ise en düşük yoğunluklu materyali temsil etmektedir. Diğer tüm doku ve organların yoğunlukları ise birbirine çok yakın olduklarından onlar arasından karaciğer organı temsil olarak kullanılmıştır. Bu üç materyal için 25 cm uzunluklu ve 10 cm yarıçaplı voksellere ayrılmış silindirik fantomla merkezi eksen (z-ekseni) boyunca doz değerlerinde meydana gelen derinliğe bağlı doz değişimleri BT cihazından yayınlanan enerji aralığında Şekil 4.9-4.11'de gösterilmiştir.

Kortikal Kemik



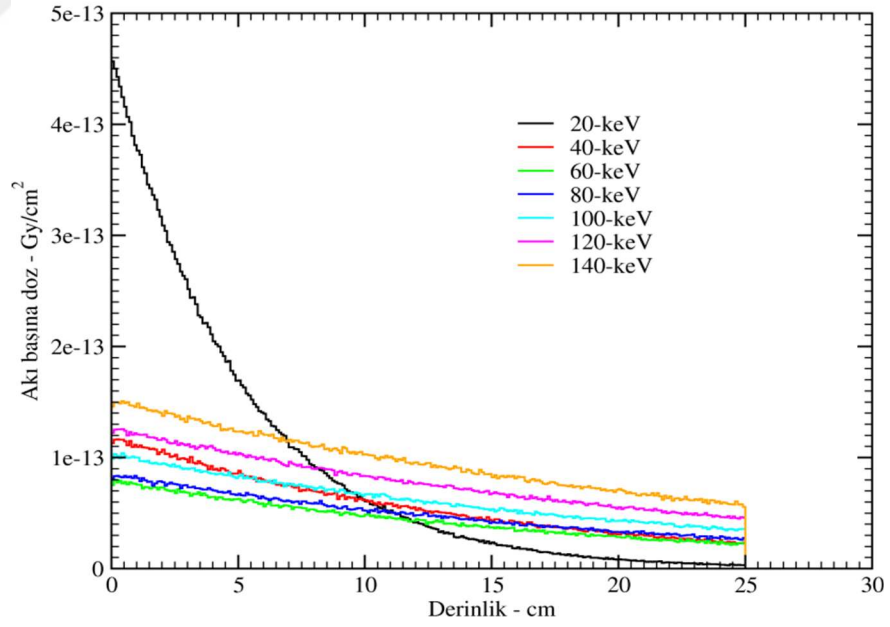
Şekil 4.9. Kortikal kemik için BT'den yayınlanan foton enerjilerinde derinliğe bağlı soğurulan doz değişimleri

Karaciğer



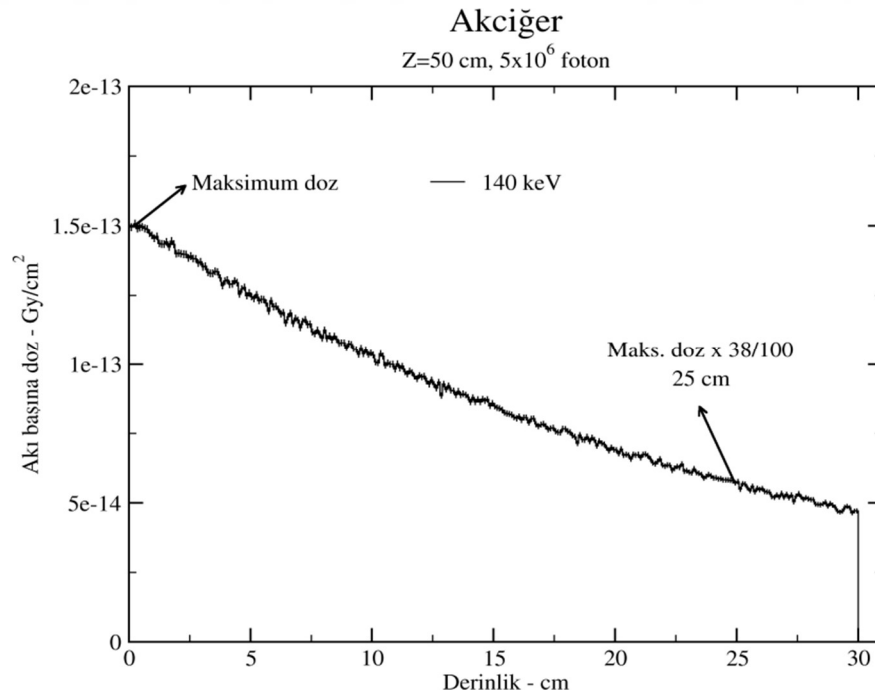
Şekil 4.10. Karaciğer için BT'den yayınlanan foton enerjilerinde derinliğe bağlı soğurulan doz değişimleri

Akciğer



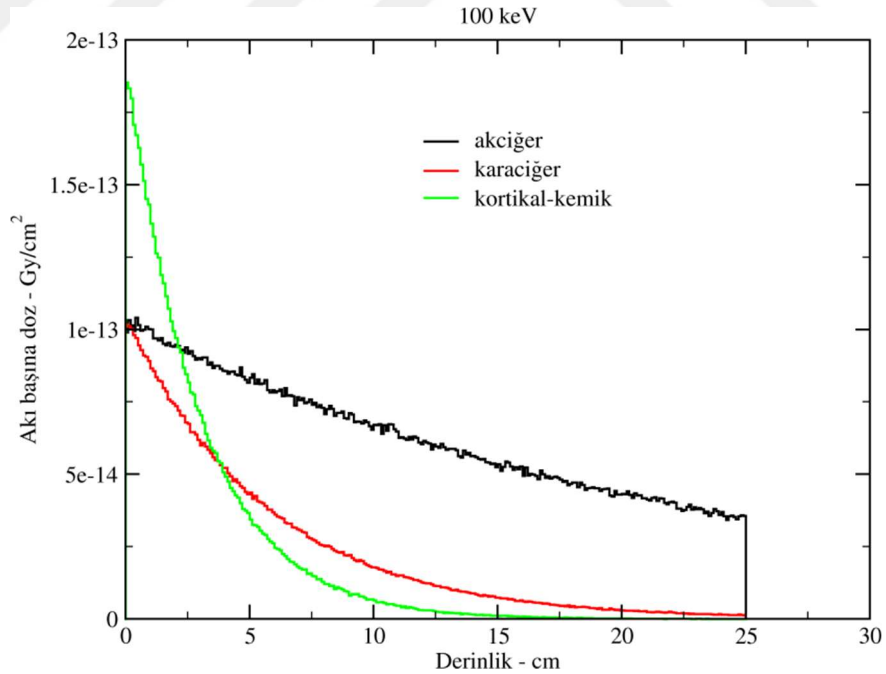
Şekil 4.11. Akciğer için BT'den yayınlanan foton enerjilerinde derinliğe bağlı soğurulan doz değişimleri

Derinliğe bağlı doz değişimi grafiklerine bakıldığında, BT'den yayınlanan maksimum 140 keV enerjili fotonların kortikal kemik materyali içinde 10 cm'ye kadar ilerleyebildiği, daha düşük enerjili fotonların ise daha kısa mesafelerde tamamen soğurulduğu görülmektedir. Simülasyon sonuçlarına göre karaciğer ortamı içerisinde de maksimum 140 keV enerjili fotonların neredeyse 25 cm'de tamamen soğurulduğu ve fakat 25 cm'den biraz öteye de bu fotonların ulaşabileceği anlaşılmıştır, ancak simülasyonda kullanılan fantom boyutu 25 cm ile sınırlı olduğundan bu mesafeden sonrası dikkate alınmamıştır. Yine karaciğer organı için de 140 keV'den daha düşük enerjili fotonların 25 cm'den kısa mesafelerde tamamen soğurulduğu grafiklerde görülmektedir. Akciğer organ materyalinde ise, akciğerin insan vücudundaki diğer doku ve organ materyallerine göre en düşük yoğunluk değerine sahip olmasından dolayı Şekil 4.11'deki grafiğe göre radyasyonun daha uzak mesafelere ulaşabildiği anlaşılmıştır. Bu nedenle akciğer için derinliğe bağlı doz değişimlerini incelerken yapılan simülasyon hesaplamalarında silindirik fantomun boyu 25 cm'den 50 cm'ye çıkarılmıştır. Bu şekilde akciğer organ materyali için BT'den yayınlanan maksimum foton enerjisi (140 keV) kullanılarak yapılan simülasyon hesaplamasında elde edilen derinliğe bağlı doz değişimi sonucu Şekil 4.12'de gösterilmiştir.



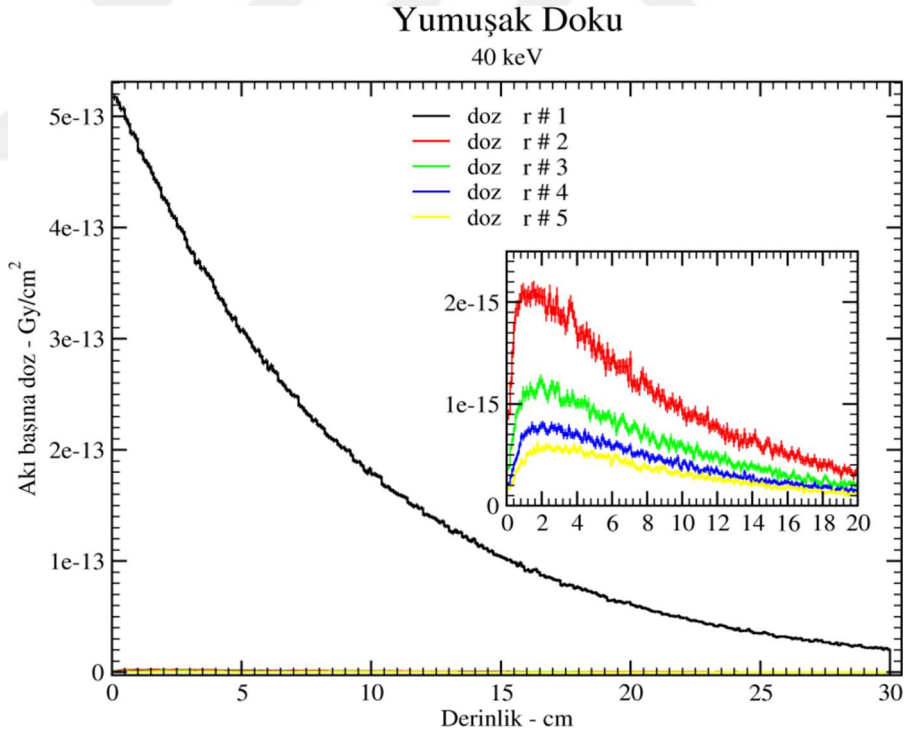
Şekil 4.12. Boyu 50 cm ve çapı 20 cm olan silindirik akciğer fantomunda 140 keV enerjili fotonlar için elde edilen derinliğe bağlı doz değişimi

Şekle bakıldığında 140 keV enerjili fotonların 25 cm'den fazla mesafeye ulaşabildiği, ancak bunu görmek için fantomun boyunun 50 cm'ye çıkarılarak yapılan simülasyon hesaplamalarından elde edilen sonuçlara göre 30 cm'den sonra doz okunmadığı, yani bu mesafenin ötesine radyasyonun ulaşamadığı anlaşılmıştır. Akciğer ve diğer organ materyalleri içerisinde soğurulan maksimum radyasyon dozunun en kısa mesafede, yani ilgili doku ya da organın yüzeye yakın bölgesinde soğurulduğu anlaşılmaktadır. Soğurulan doz miktarıyla ilgili yapılan analize göre akciğerde 25 cm'de soğurulan radyasyon dozu, organ içerisinde soğurulan maksimum dozun % 38'ine düşmüştür. Yani, maksimum radyasyon dozunun % 62'si bu mesafede soğurulmuştur. Doz değerlerindeki bu azalış hem fotonun enerjisine hem de materyal içeriğine bağlıdır. Kısaca söylemek gerekirse tam olarak radyasyon enerjisi ve madde özelliklerine göre belirlenen lineer enerji transferine (LET) bağlıdır. Birbirinden farklı yoğunluk değerlerine sahip kemik, karaciğer ve akciğer dokusu için derinliğe bağlı doz değişimlerini karşılaştırmak istediğimizde, örneğin 100 keV enerjili fotonlar için 25 cm uzunluklu fantom kullanılarak yapılan simülasyon hesaplamalarından elde edilen sonuçların karşılaştırması Şekil 4.13'te gösterilmiştir.



Şekil 4.13. Kortikal kemik, karaciğer ve akciğer fantomlarında 100 keV enerjili fotonlar için elde edilen derinliğe bağlı doz değişimlerinin karşılaştırılması

Derinliğe bağlı doz değişimleri silindir fantomun merkez eksen boyunca yer alan vokseller üzerinde elde edilmiştir. Çünkü radyasyon kaynağı bu eksen üzerine merkezleştirilmiş olup 0,05 cm çapında bir noktadan çıkan paralel ışın demeti şeklinde ayarlanmıştır. Dolayısıyla merkez eksen üzerindeki voksellerde soğurulan radyasyon dozu maksimum değerde iken yarıçapa göre bu eksen dışındaki vokseller içinde (yarıçap göre 1,0, 2,0, 3,0, 4,0 ve 5,0 mm mesafelerde) daha az radyasyon dozu soğurulmaktadır. Bu mesafelerdeki radyasyon dozu soğurulması saçılmaların etkisiyle gerçekleşmektedir. Çapı 0,05 cm olarak modellenen noktasal kaynağın Şekil 3.7'deki gibi yerleştirilerek gerçekleştirildiği simülasyon hesaplamalarında merkez eksen ve yarıçapa göre dışındaki eksenler boyunca radyasyon dozundaki değişimler ayrıca incelenmiştir. Yapılan incelemeye göre yumuşak doku örneği için BT'den yayınlanan ortalama foton enerjisinde (40 keV) merkezden dışarı doğru yarıçapa göre değişen mesafelerdeki eksenler boyunca edilen derinliğe bağlı değişimleri doz Şekil 4.14'te gösterilmiştir.



Şekil 4.14. Yumuşak dokuda 40 keV enerjili fotonlar için merkez eksen boyunca elde edilen derinliğe bağlı doz değişimiyle (siyah eğri) yarıçapa göre orjinden dışarı yönde sırasıyla 1, 2, 3 ve 4'üncü voksellerin uzun eksenleri boyunca elde edilen derinliğe bağlı doz değişimlerinin karşılaştırması (Voksel boyutları: 1×1×1 mm)

Şekilde siyah renkle gösterilen eğri silindirin merkez eksen boyunca olan voksellerde soğurulan dozların derinliğe bağlı değişimini göstermektedir. Sarı renkle gösterilen eğri ise silindirin yarıçapa göre merkezden 4 mm dışardaki (4'üncü vokselle) boyuna eksen üzerinde derinliğe bağlı doz değişimlerini göstermektedir. Şekilden de görüldüğü gibi en çok doz merkez eksen boyunca soğurulmuştur. Merkezden dışarı doğru gidildikçe her bir uzun eksenindeki soğurulan doz miktarı giderek azalmaktadır. En az doz soğurulması sarı renkle gösterilen en dıştaki boyuna eksen üzerinde olmuştur. Bu durum diğer foton enerjilerinde de aynı sonuçlar vermiştir. Çünkü derinliğe bağlı doz değişimlerini incelemek için yapılan simülasyonlarda noktasal radyasyon kaynağının Şekil 3.7'de gösterildiği biçimde fantomun uzun eksenine bakan dairesel yüzeyin tam merkezine yerleştirilmiştir. Bu nedenle, derinliğe bağlı doz değişimleriyle ilgili yapılan analizlerde silindirin merkez eksenini boyunca yer alan voksellerdeki doz değerleri dikkate alınmıştır.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmada, belirlenen 12 farklı doku ve organın foton soğurma özellikleri MC yöntemiyle belirlenmiştir. Bu amaçla özellikle bilgisayarlı tomografiden yayınlanan x-ışını enerjilerinde daha detaylı olmak üzere 20,0 keV – 2,0 MeV foton enerji aralığında bu doku ve organlar için μ/ρ , μ , HVL, TVL ve MFP parametreleri EGSnrc platformunda geliştirilen kod kullanılarak hesaplanmıştır. Bu parametrelerin dışında bu doku ve organlar için 20,0 keV – 5,0 MeV enerji aralığındaki $\sigma_{t,a}$, $\sigma_{t,e}$, Z_{eff} ve N_{eff} gibi foton soğurma parametreleri de hesaplanmıştır. Hesaplanan parametreler daha geniş enerji aralığında (10,0 keV – 10^4 MeV) NistXCom programıyla elde edilen verilerle karşılaştırılmış olup sonuçlar arasında iyi bir uyum olduğu görülmüştür. Bunun dışında bu çalışmada hesaplanan parametrelerden μ/ρ , Z_{eff} ve N_{eff} ile ilgili literatürde az sayıda yer alan çalışmalarda aynı doku ve organ materyaline ve aynı foton enerjilerine karşılık gelen sonuçları da karşılaştırılmış olup sonuçların uyumlu oldukları görülmüştür. Hesaplanan parametreler için elde edilen sonuçların uyumlu olması doku ve organların veya diğer materyallerin foton soğurma özellikleriyle ilgili hesaplamalarda bu çalışmada geliştirilen EGSnrc Monte Carlo kodunun medikal ve radyasyon fiziği alanında yapılacak çalışmalarda kullanılabileceğini göstermiştir. Geliştirilen kod sayesinde bu tez çalışmasıyla birlikte belirlenen 12 farklı doku ve organ materyaline ait literatürde hesaplanmayan foton soğurma parametreleri de aynı zamanda belirlenmiş oldu.

Hesaplamaların yapıldığı 12 farklı doku ve organ materyalini HVL, TVL ve MFP parametrelerine göre belirgin farkların olduğu üç gruba ayırmak mümkündür. Bunlar, kemik doku, su eşdeğeri dokular ve akciğer şeklindedir. Bu doku ve organlar için geniş bir foton enerji aralığında üretilen grafiklere bakıldığında soğurma parametrelerinde belirgin farklılıklar söz konusudur. Buna göre, bu üç grubu temsilen kemik, akciğer ve yumuşak doku için HVL, TVL ve MFP parametre hesaplamaları üzerinden yapılan değerlendirmede, insan vücudundaki en yüksek yoğunluğa sahip olan kortikal kemik için ($1,92 \text{ g/cm}^3$) Bilgisayarlı Tomografiden yayınlanan x-ışını foton enerji aralığında (20 – 140 keV) radyasyon şiddetinin yarıya indiği mesafe 0,1 – 2,5 cm aralığında değişirken, radyasyon şiddetinin soğurma ve saçılmalar nedeniyle yüzde doksan kadar azaldığı mesafe 0,3 – 8,2 cm arasında değişmektedir. Kortikal kemik için bu enerji aralığında belirlenen ortalama serbest

yol mesafesi ise 0,1 – 3,5 cm arasında değişmektedir. Su eşdeğeri olan yumuşak doku için yine 20 – 140 keV enerji aralığında hesaplanan HVL, TVL ve MFP parametreleri sırasıyla 0,9 – 4,5 cm, 3,3 – 14,8 cm ve 1,4 – 6,4 cm arasında değişmektedir. Yoğunluğu en düşük organ olan akciğer ($0,26 \text{ g/cm}^3$) için ise HVL, TVL ve MFP parametreleri sırasıyla 3,5 – 17,8 cm, 11,9 – 59,2 cm ve 5,1 – 25,7 cm şeklinde değişim göstermektedir.

Belirlenen doku ve organlarla ilgili yine üç grubu temsilen derinliğe bağlı doz değişimleri için yapılan değerlendirmede, kemik dokusuna bakıldığında 20,0 keV’lik fotonların tamamı 1,0 cm’den daha kısa mesafelerde tamamen soğurulurken 140 keV’lik fotonların kortikal kemik içerisinde en fazla 10,0 cm mesafede doz bıraktığı görülmüştür. Doz değerlerinin büyük kısmının ise (% 80 – 90) kortikal kemik içerisinde 2,0 – 3,0 cm’lik mesafelerde soğurulduğu görülmüştür. Akciğer dokusunda 20,0 keV’lik x-ışını fotonlarının 25,0 cm’ye kadar doz bıraktığı, fakat dozun büyük bir kısmının (% 80 – 90) yaklaşık 10,0 cm gibi bir mesafede soğurulduğu anlaşılmıştır. 140,0 keV’lik fotonların ise akciğerde kendi boyutundan çok daha uzun mesafelerde doz bıraktığı, ancak akciğer dokusunda bu fotonların birim uzunluk başına bıraktığı enerji miktarı (Lineer Enerji Transferi, LET) kemik dokusuna göre daha az olduğu için kısa mesafelerde akciğer dokusu içerisinde kemiğe göre daha az doz soğurulduğu görülmüştür. Su eşdeğeri olan karaciğer için ise 20,0 keV enerjili fotonların en fazla 6,0 cm’ye kadar doz bıraktığı, ancak dozun % 90’ının ise yaklaşık 2,5 cm içerisinde tamamen soğurulduğu görülmüştür. 140,0 keV’lik fotonların ise karaciğer dokusu içerisinde en fazla 20,0 cm’ye kadar doz bıraktığı, fakat bıraktığı dozların % 90’ının yaklaşık 7,0 – 8,0 cm içerisinde soğurulduğu elde edilen sonuçlardan anlaşılmaktadır.

Bu çalışmada hesaplanan parametrelerin sonuçları, her ne kadar anatomik boyut bakımından bazıları ölçüsünde insan vücudunda doku ve organ büyüklüğü olmasa da, radyasyonun bu ortamlar içerisindeki davranışını makroskobik verilerle belirlemek pratik açıdan radyasyona yaklaşımı da etkileyecektir. Bununla birlikte elde edilen bu veriler, insan vücudunda yer alan farklı yoğunluklardaki ardışık doku ve organlar düşünüldüğünde, radyasyonun şiddet ve doz değerlerindeki değişimler konusunda ilgili uzmanlara daha somut bilgiler sağlayacaktır.

Sonuç olarak, iyonlařtırıcı radyasyonun zararlı etkileri dűřűnűldűđűnde medikal ve radyasyon fiziđi uygulamalarında radyasyon gűvenliđi açısından ve ayrıca insan vűcudundaki doku ve organların gerçek yođunluk deđerleri hesaba katıldıldında sođurulan doz dađılımlarında oluřabilecek farklılıklar açısından yapılacak bilimsel çalıřmalarda bu çalıřmadaki verilerin dikkate alınması gerektiđi űnerilmektedir.



KAYNAKÇA

- Albngali, A. (2020). Accurate patient dosimetry in modern computed tomography systems. PhD thesis, National University of Ireland, Galway.
- Attix, F. H. (2008). Introduction to radiological physics and radiation dosimetry. John Wiley & Sons.
- Benhalim, M.R. (2018). Impact of acquisition protocol variations on effective dose and risk for CT head examinations. PhD thesis, University of Salford, United Kingdom.
- Berger, M.J., Hubbell, J.H., Seltzer, S.M., Chang, J., Coursey, J.S., Sukumar, R., Olsen, K. (2018). XCOM: photon cross sections database, NIST standard reference database 8 (XGAM).
- Bielajew, A.F. (2016). Fundamentals of the Monte Carlo method for neutral and charged particle transport. The University of Michigan, Department of Nuclear Engineering and Radiological Sciences, Michigan.
- Boone, J.M., Brink, J.A., Edyvean, S., Huda, W., Leitz, W., McCollough, C.H., & Wootton-Gorges, S. (2012). Radiation dose and image-quality assessment in computed tomography. *Journal of the ICRU*, 12(1), 9-149.
- Borbinha, J.C. (2017). Organ Dose Estimates in Thorax CT: Voxel Phantom Organ Matching With Individual Patient Anatomy. PhD thesis, Faculty of Sciences and Technology, Nova University of Lisbon, Portugal.
- Cannillo, B., Ostan, A., Dionisi, C., Fusco, G., Carriero, A., & Brambilla, M. (2018). Variability of the discrepancy between manufacturer and measured CTDI100 values by scanner type, acquisition parameters and phantom size. *Physica Medica*, 49, 34-39.
- Cervantes, G.A. (2016). The basics of x-rays. Technical Fundamentals of Radiology and CT: IOP Publishing, 1-1.
- Cunningham, I.A., & Judy, P.F. (2003). Biomedical Imaging, Computed tomography. CRC Press LLC.
- Dunn, P.M. (2001). Wilhelm Conrad Röntgen (1845–1923), the discovery of x rays and perinatal diagnosis. *Archives of Disease in Childhood-Fetal and neonatal* edition, 84(2), F138-F139.
- Fallah Mohammadi, G.R., Riyahi A.N., Geraily, G., & Paydar, R. (2016). Thorax organ dose estimation in computed tomography based on patient CT data using Monte Carlo simulation. *International Journal of Radiation Research*, 14(4), 313-321.
- Fındıklı, İ. (2012). Bilgisayarlı tomografide yetişkin ve çocuk hastalar için farklı sistemlerde uygun klinik protokollerin saptanması. Yüksek Lisans Tezi, Ankara Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü, Ankara.
- Gandhi, D. (2014). The Effects of Organ-based Tube Current Modulation on Radiation Dose and Image Quality in Computed Tomography Imaging. Master's thesis, Marquette University, Wisconsin.
- Gülbiçim, H., Tufan, M.Ç., Türkan, M.N., Alternative Radiation Shielding Materials for Gamma Rays: Vermiculite and Vermiculite-Borax Mixture. Lambert Academic Publishing (LAP), Germany, 2017.
- Kadri, O., & Alfuraih, A. (2022). Search for Tissue Equivalent Materials Based on Exposure and Energy Absorption Buildup Factor Computations. *Applied Sciences*, 12(2), 798.

- Kalra, M.K., Maher, M.M., Toth, T.L., Hamberg, L.M., Blake, M.A., Shepard, J.A. Saini, S. 2004. Strategies for CT radiation dose optimization1. *Radiology*, 230; 619 – 628.
- Kawrakow, I., & Rogers, D. W. O. (2000). The EGSnrc code system. NRC Report PIRS-701, NRC, Ottawa.
- Kim, S., Song, H., Samei, E., Yin, F.F., & Yoshizumi, T.T. (2011). Computed tomography dose index and dose length product for cone-beam CT: Monte Carlo simulations of a commercial system. *Journal of applied clinical medical physics*, 12(2), 84-95.
- Knoll, G. F. (2010). *Radiation detection and measurement*. John Wiley & Sons.
- Knoll, G.F. (2010). *Radiation detection and measurement*. John Wiley & Sons.
- Kurudirek, M. (2014). Effective atomic numbers and electron densities of some human tissues and dosimetric materials for mean energies of various radiation sources relevant to radiotherapy and medical applications. *Radiation Physics and Chemistry*, 102, 139-146.
- Mahesh, M. (2002). The AAPM/RSNA physics tutorial for residents: search for isotropic resolution in CT from conventional through multiple-row detector. *Radiographics*, 22(4), 949-962.
- Manjunatha, H.C., & Rudraswamy, B. (2013). Study of effective atomic number and electron density for tissues from human organs in the energy range of 1 keV–100 GeV. *Health physics*, 104(2), 158-162.
- Manohara, S.R., Hanagodimath, S.M., & Gerward, L. (2011). Energy absorption buildup factors of human organs and tissues at energies and penetration depths relevant for radiotherapy and diagnostics. *Journal of applied clinical medical physics*, 12(4), 296-312.
- Masjedi, H., Zare, M.H., Keshavarz Siahpoush, N., Razavi-Ratki, S.K., Alavi, F., & Shabani, M. (2020). European trends in radiology: investigating factors affecting the number of examinations and the effective dose. *La radiologia medica*, 125(3), 296-305.
- Mayles, P., Nahum, A., & Rosenwald, J.C. (2007). *Handbook of radiotherapy physics: theory and practice*. CRC Press.
- McCollough, C.H. (1997). The AAPM/RSNA physics tutorial for residents. X-ray production. *Radiographics*, 17(4), 967-984.
- Meredith, W.J., & Massey, J.B. (2013). *Fundamental physics of radiology*. Butterworth-Heinemann.
- Mkimel, M., Mesradi, M.R., El Baydaoui, R., Toufique, Y., Aitelcadi, Z., El Kharrim, A., & Hilali, A. (2019). Assessment of computed tomography dose index (CTDI) using the platform GEANT4/GATE. *Perspectives in Science*, 12, 100405.
- Mohammed, J.E.A. (2020). Estimation of Pediatric Dose During CT Brain Imaging. PhD thesis, Sudan University of Science and Technology, Sudan.
- Moradi, F., Khandaker, M.U., Alrefae, T., Ramazanian, H., & Bradley, D.A. (2019). Monte Carlo simulations and analysis of transmitted gamma ray spectra through various tissue phantoms. *Applied Radiation and Isotopes*, 146, 120-126.
- Morgan, A. (2016). Measuring Radiation Dose in Computed Tomography Using Elliptic Phantom and Free-In-Air, and Evaluating Iterative Metal Artifact Reduction Algorithm. PhD thesis, Cleveland State University, Ohio

- Nagel, H.D. (2007). CT parameters that influence the radiation dose. In *Radiation dose from adult and pediatric multidetector computed tomography* (pp. 51-79). Springer, Berlin, Heidelberg.
- Nickoloff, E.L., Dutta, A.K., & Lu, Z.F. (2003). Influence of phantom diameter, kVp and scan mode upon computed tomography dose index. *Medical physics*, 30(3), 395-402.
- Rafiei, M.M., Tavakoli-Anbaran, H., & Kurudirek, M. (2020). A detailed investigation of gamma-ray energy absorption and dose buildup factor for soft tissue and tissue equivalents using Monte Carlo simulation. *Radiation Physics and Chemistry*, 177, 109118.
- Rosenberg, I. (2008). Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students. *British journal of cancer*, 98(5), 1020-1020.
- Rubinstein, R.Y. (2009). *Random Variate Generation. Simulation and the Monte Carlo Method*, 190, 38. John Wiley & Sons.
- Saleh, H.H., Sharaf, J.M., & Abady, R.S. (2021). Gamma-ray buildup factor and radiation absorbed dose enhancement at tissue-bone interfaces. *Applied Radiation and Isotopes*, 167, 109464.
- Saleh, H.H., Sharaf, J.M., Alkhateeb, S.B., & Hamideen, M.S. (2019). Studies on equivalent atomic number and photon buildup factors for some tissues and phantom materials. *Radiation Physics and Chemistry*, 165, 108388.
- Schauer D.A., Linton O.W. (2009). National Council on Radiation Protection and Measurements report shows substantial medical exposure increase. *Radiology*, 253, 293-296.
- Scott, J.A. (1993). Photon, electron, proton and neutron interaction data for body tissues ICRU report 46. International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, 1992, \$40.00. *Journal of Nuclear Medicine*, 34(1), 171-171.
- Seeram, E. (2010). Computed tomography: physical principles and recent technical advances. *Journal of Medical Imaging and Radiation Sciences*, 41(2), 87-109.
- Seeram, E. (2015). *Computed Tomography. Physical Principles, Clinical Applications, and Quality Control* (4th ed.). Elsevier Health Sciences.
- Shefer, E., Altman, A., Behling, R., Goshen, R., Gregorian, L., Roterman, Y., & Zarchin, O. (2013). State of the art of CT detectors and sources: a literature review. *Current Radiology Reports*, 1(1), 76-91.
- Shivaramu, H. (2002). Effective atomic numbers for photon energy absorption and photon attenuation of tissues from human organs. *Medical Dosimetry*, 27, 1-9.
- Şahin, M. (2005). *Bilgisayarlı Tomografi ve Panoramik Görüntülemelerde, Çeşitli Organ Dozlarının Farklı Termoluminesans Dozimetre Tipleri ile Ölçülerek Karşılaştırılması. Doktora Tezi. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Oral Diagnoz ve Radyoloji Anabilim Dalı.*
- Taylor, M.L., Smith, R.L., Dossing, F., & Franich, R.D. (2012). Robust calculation of effective atomic numbers: The Auto-Zeff software. *Medical Physics*, 39(4), 1769-1778.
- Tekin, H.O., 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.

- Thompson, G.R., Forbat, S., & Underwood, R. (1996). Electron-beam CT scanning for detection of coronary calcification and prediction of coronary heart disease. *QJM: An International Journal of Medicine*, 89(8), 565-570.
- Tomic, N., Papaconstadopoulos, P., Bekerat, H., Antunovic, G., Aldelaijan, S., Seuntjens, J., & Devic, S. (2019). Monte Carlo simulations of different CT X-ray energy spectra within CTDI phantom and the influence of its changes on radiochromic film measurements. *Physica Medica*, 62, 105-110.
- Van Grieken, R., & Markowicz, A. (Eds.). (2001). *Handbook of X-ray Spectrometry*. CRC press.
- Woodard, H.Q., & White, D.R. (1986). The composition of body tissues. *The British journal of radiology*, 59(708), 1209-1218.
- Yazid, M.S.B., Lemaire, M., bin Mohd Sies, M., & Lee, D. (2019). Performance analysis of random sampling algorithms on GNU Octave. In *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, Vol. 555, No. 1, p. 012003. IOP Publishing.



ÖZ GEÇMİŞ

Hasan GÜLBİÇİM, Samsun Bafra Lisesi'ni bitirdikten sonra Bozok Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi, Fizik bölümünden 19.06.2012 tarihinde mezun oldu. 2012 yılında OMÜ LEE Fizik Ana Bilim Dalı Tezli Yüksek Lisans programına girdi. 2015 yılında OMÜ Lisansüstü Eğitim Enstitüsünde Nükleer Fizik alanında Tezli Yüksek Lisans programını bitirdi. 2020 yılında CBÜ Fen Bilimleri Enstitüsünde Nükleer Fizik alanındaki doktorasını aldı. 2021 yılından itibaren OMÜ Tıp Fakültesi Nükleer Tıp Anabilim Dalında Öğretim Görevlisi olarak görev yapmakta ve yabancı dil olarak iyi derecede İngilizce, temel düzeyde de Almanca bilmektedir. Temel ilgi alanları, Fizik ve Doğa, Model Tabanlı Algoritmalar ve Yeni Nesil Teknolojiler, Radyasyon-Madde Etkileşmelerindeki Fiziksel Olayların Bilgisayar Ortamında Modellenmesi şeklinde sıralanabilir.

İletişim Bilgileri

ORCID ID : 0000-0003-4518-2509

Yayınlar:

1. Gülbiçim, H., Türkan, M.N., Aksu, M. and Durmus, S. "A study on the investigation of gamma shielding properties of some metal borides", Progress in Nuclear Energy, 115:107–114, 2019.
2. İçkecan, D., Türkan, M.N and Gülbiçim, H. "Investigation of shielding properties of impregnated activated carbon for gamma rays", Applied Radiation and Isotops, publishing progress, 2020.
3. Abbasova, N., Yüksel, Z., Abbasov, E., Gülbiçim, H. and Tufan, M.Ç. "Investigation of gamma-ray attenuation parameters of some materials used in dental applications", Results in Physics, 12:2202–2205, 2019.
4. Gülbiçim, G., Tufan, M.Ç. and Türkan, M.N. "The investigation of vermiculite as an alternating shielding material for gamma rays", Radiation Physics and Chemistry, 130:112–117, 2017.
5. Gülbiçim, H., Tufan, M.Ç and Türkan, M.N. Alternative Radiation Shielding Material For Gamma Rays: Vermiculite and Vermiculite-Borax Mixture, ISBN:978-3-330-04678-8, Lambert-Academic Publishing, Germany, 2017.