



T.C.
KONYA TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ



BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİLERDE DOZ
ÖLÇÜMLERİNİN ANALİZİ

Mahmut ÇETİNKAYA

YÜKSEK LİSANS

Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Aralık 2025
KONYA
Her Hakkı Saklıdır

TEZ KABUL VE ONAYI

Mahmut ÇETİNKAYA tarafından hazırlanan “Bilgisayarlı Tomografilerde Doz Ölçümünün Analizi” adlı tez çalışması 26/12/2025 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından oy birliği / oy çokluğu ile Konya Teknik Üniversitesi Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı’nda YÜKSEK LİSANS TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Jüri Üyeleri

Başkan

Prof.Dr. Ercan YALDIZ

Danışman

Prof.Dr. Levent SEYFİ

Üye

Dr.Öğr.Üyesi Yunus Emre ACAR

İmza

.....

.....

.....

Yukarıdaki sonucu onaylarım.

Prof. Dr. Mevlüt UYAN
Enstitü Müdürü

TEZ BİLDİRİMİ

Bu tezdeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edildiğini ve tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu çalışmada bana ait olmayan her türlü ifade ve bilginin kaynağına eksiksiz atıf yapıldığını bildiririm.

DECLARATION PAGE

I hereby declare that all information in this document has been obtained and presented in accordance with academic rules and ethical conduct. I also declare that, as required by these rules and conduct, I have fully cited and referenced all material and results that are not original to this work.

İmza

Mahmut ÇETİNKAYA

Tarih:

ÖZET

YÜKSEK LİSANS TEZİ

BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİLERDE DOZ ÖLÇÜMLERİNİN ANALİZİ

Mahmut ÇETİNKAYA

**Konya Teknik Üniversitesi
Lisansüstü Eğitim Enstitüsü
Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı**

**Danışman: Prof. Dr. Levent SEYFİ
2. Danışman: Doç. Dr. Osman Vefa GÜL**

2025, 59 Sayfa

Jüri

**Prof. Dr. Levent SEYFİ
Prof. Dr. Ercan YALDIZ
Dr.Öğr.Üyesi Yunus Emre ACAR**

Bu çalışmada Bilgisayarlı Tomografi (BT) cihazları kullanılarak yapılan görüntülemelerde organ dozlarının dozimetrik olarak incelenmesi ve radyasyon dozlarını minimize etmek için kullanılan yöntemlerin etkinliğinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır. BT, yüksek tanısal doğruluğu nedeniyle yaygın olarak kullanılmaktadır. Ancak, BT'nin yüksek radyasyon dozları ile ilişkili olması, hasta için potansiyel riskleri beraberinde getirir.

Çalışma, Siemens Somatom Scope (16 kesitli Çok Dedektörlü BT) cihazında gerçekleştirilmiştir. Yetişkin bir insanı temsil eden Alderson Rando antropomorfik fantom kullanılmıştır. Doz ölçümü için iki yöntem kullanılmıştır. İn Vivo Ölçüm: Lityum florür, magnezyum ve titanyum katkılı TLD-100 çipleri kullanılmıştır. TLD'ler beyin, lens, kohlea, hipofiz, temporal eklem, parotis, tiroit ve meme gibi organlara yerleştirilmiştir. Yazılım ile Tahmin: Monte Carlo tabanlı bir yazılım olan NCICT 3.0 kullanılarak organ dozları tahmin edilmiştir.

Ayrıca Koruyucu Ekipman Etkinliğini belirlemek için de ek çalışmalar gerçekleştirilmiştir. Lensler için doku eşdeğeri bolus (0,5 cm kalınlığında) ve alan dışı radyoduyarlı organlar (tiroit ve meme) için 0,50 mm Pb eşdeğer kurşun içerikli koruyucular kullanılmıştır.

Kranial BT taramasında elde edilen TLD ölçüm sonuçları değerlendirildiğinde en yüksek soğurulan doz (ortalama 33,0 mGy), primer radyasyona doğrudan maruz kalan ve yüzeye yakın olan lenslerde ölçülmüştür. Sekonder radyasyona maruz kalan tiroit dozu 1,73 mGy, meme dokusundaki ortalama doz ise 0,18 mGy olarak ölçülmüştür. Alan dışı organlarda soğurulan dozdaki bu hızlı düşüş, ters-kare yasası ile açıklanmıştır. 0,50 mm Pb eşdeğer kurşun kalkanlar, saçılan düşük-orta enerjili fotonları etkin biçimde sönmüştür. Bu kalkanlar, tiroit dozunda %39,88, meme dokusunda ise %55,56 oranında belirgin ve anlamlı doz azalımı sağlamıştır ($p<0,001$). Bu sonuçlar, alan-dışı kalkanlamanın doz optimizasyonunda etkili bir araç olduğunu göstermektedir. Doku eşdeğeri bolus materyalinin kullanılması, lens dozunda sınırlı bir azalma sağlamış ve bu azalma istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Bu durum, bolusun birincil foton akısını yeterince azaltmadığını göstermektedir. NCICT 3.0 yazılımı tarafından tahmin edilen tüm soğurulan dozların, TLD ölçümlerine kıyasla sistematik olarak daha düşük olduğu gözlenmiştir. Alan içi organlarda (Beyin, Lens, Hipofiz) fark yaklaşık %29–33 civarındayken, alan dışı organlarda (Tiroit, Meme) fark çok daha belirgindir (Tiroit: %76,9, Meme: %72,2). Bu büyük fark, Monte Carlo tabanlı yazılımların cihaza özgü spektral ve filtrasyon etkilerini (özellikle uzak alandaki saçılmayı) tam olarak yakalayamadığını göstermektedir.

Anahtar Kelimeler: ALARA, Alderson Rando Fantom, Bilgisayarlı tomografi, Doz optimizasyonu, Kalkanlama, Organ dozu, Termoluminesans dozimetre, TLD-100.

ABSTRACT

MS THESIS

Analysis of Dose Measurements in Computed Tomographies

Mahmut ÇETİNKAYA

**Konya Technical University
Institute of Graduate Studies
Department of Electrical-Electronics Engineering**

**Advisor: Prof. Dr. Levent SEYFİ
2nd Advisor: Assoc.Prof. Dr. Osman Vefa GÜL**

2025, 59 Pages

**Jury
Prof.Dr. Levent SEYFİ
Prof.Dr. Ercan YALDIZ
Assist.Prof.Dr. Yunus Emre ACAR**

In this study, it was aimed to examine organ doses dosimetrically in imaging using Computed Tomography (CT) devices and to evaluate the effectiveness of the methods used to minimize radiation doses. CT is widely used due to its high diagnostic accuracy. However, the association of CT with high radiation doses poses potential risks for the patient.

The study was carried out on the Siemens Somatom Scope (16-slice Multidetector CT) device. Alderson Rando anthropomorphic phantom is used to represent an adult person. Two methods were used for dose measurement. In Vivo Measurement: TLD-100 chips with lithium fluoride, magnesium, and titanium doped were used. TLDs are located in organs such as the brain, lens, cochlea, pituitary, temporal joint, parotid, thyroid, and breast. Estimation with Software: Organ doses were estimated using NCICT 3.0, a Monte Carlo-based software.

Additional studies have also been conducted to determine Protective Equipment Effectiveness. Tissue-equivalent bolus (0,5 cm thick) for lenses and shielding with 0,50 mm Pb equivalent lead content were used for out-of-field radiosensitive organs (thyroid and breast).

When the TLD measurement results obtained in cranial CT scan were evaluated, the highest absorbed dose (mean 33,0 mGy) was measured in lenses that were directly exposed to primary radiation and were close to the surface. The thyroid dose exposed to secondary radiation was measured as 1,73 mGy, and the mean dose in breast tissue was 0,18 mGy. This rapid decrease in absorbed dose in out-of-field organs is explained by the inverse-square law. 0,50 mm Pb equivalent lead shields effectively damped scattered low-to-medium energy photons. These shields resulted in a significant and significant dose reduction of 39,88% in thyroid dose and 55,56% in breast tissue ($p<0,001$). These results suggest that out-of-domain shielding is an effective tool in dose optimization. The use of tissue-equivalent bolus material resulted in a limited reduction in lens dose, which was not statistically significant. This suggests that the bolus cannot adequately reduce the primary photon flux. All absorbed doses estimated by the NCICT 3.0 software were observed to be systematically lower compared to TLD measurements. While the difference is around 29-33% in intra-field organs (Brain, Lens, Pituitary), the difference is much more pronounced in extra-abular organs (Thyroid: 76,9%, Breast: 72,2%). This large difference suggests that Monte Carlo-based software cannot fully capture instrument-specific spectral and filtration effects (especially scattering in the far field).

Keywords: ALARA, Alderson Rando Phantom, Computed tomography, Dose optimization, Shielding, Organ dosing, Thermoluminescence dosimeter, TLD-100.

ÖNSÖZ

Yüksek lisans tezimin hazırlanmasında ve hayata geçirilme sürecinde desteklerini esirgemeyen, değerli danışmanlarım; Sn. Prof. Dr. Levent SEYFİ ve Doç.Dr. Osman Vefa GÜL hocalarıma en içten sevgi, saygı ve teşekkürlerimi sunuyorum.

Tez çalışmasına katkılarından dolayı Prof. Dr. MUSTAFA KOPLAY'a teşekkürlerimi sunarım.

Her aşamada desteklerini esirgemeyen değerli dostum Doç.Dr. Serhat ARAS'a teşekkür ederim.

Her zaman olduğu gibi, bu süreçte de sabır ve anlayışla yanımda bulunan değerli desteğini hissettiren sevgili eşim Hatice ÇETİNKAYA'ya teşekkür ederim.

Bu çalışmayı ise ülkelerini seven, iyi bireyler olacaklarına yürekten inandığım oğullarım Yiğit ve Mehmet Eren'e ithaf ediyorum.

Mahmut ÇETİNKAYA
KONYA-2025

İÇİNDEKİLER

ÖZET	i
ABSTRACT	ii
ÖNSÖZ	iii
SİMGELER VE KISALTMALAR	vi
1. GİRİŞ	1
1.1. Problem Tanımı ve Kaynak Araştırması	3
2. X-IŞININ TEMELLERİ	5
2.1. Radyasyonun Madde ile Etkileşimi	5
2.1.1. Rayleigh saçılması	5
2.1.2. Compton saçılması	6
2.1.3. Fotoelektrik etki	7
2.1.4. Doğrusal zayıflama	8
2.2. X-ışını Üretimi	8
2.2.1. Bremsstrahlung radyasyonu	9
2.2.2. Karakteristik radyasyon	9
2.3. X-ışını Tüpü	10
2.3.1. Katot	10
2.3.2. Anot	10
3. BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ	11
3.1. Bilgisayarlı Tomografinin Gelişimi	11
3.2. Çok Dedektörlü Bilgisayarlı Tomografi	13
3.3. Tüp Voltajı	14
3.4. Tüp Akımı	14
3.5. Yeniden Yapılandırma Parametreleri	15
3.6. Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi (CTDI)	17
3.7. Doz Uzunluğu Ürünü (DLP)	20
4. İYONLAŞTIRICI RADYASYONUN ETKİLERİ	22
4.1. Etkin Radyasyon Dozunu Hesaplama Yöntemi	22

5. DOZ ÖLÇÜMÜ VE ÖLÇÜM SİSTEMLERİ	24
5.1. İyon Odası.....	24
5.2. Termolüminesans Dozimetri (TLD)	24
5.3. Rando Fantom.....	26
6. MATERYAL VE YÖNTEM.....	27
6.1. Bilgisayarlı Tomografi (BT)	27
6.2. Termolüminesans Dozimetre (TLD).....	28
6.3. Harshaw TLD3500 Okuyucu	30
6.4. PTW-TLD Fırını	31
6.5. RW3 Katı Su Fantomu.....	32
6.6. RaySafe X2 Solo Base Unit.....	33
6.7. Alderson Rando Fantom	34
6.8. NCICT Yazılımı.....	36
6.9. Bolus	37
6.10. Koruyucu Ekipmanlar.....	38
7. ARAŞTIRMA SONUÇLARI VE BULGULAR.....	40
7.1. Kranial BT Taraması In Vivo Doz Ölçümleri.....	40
7.2. Koruyucu Ekipmanların Doz Dağılımına Etkisi	41
7.3. NCICT Yazılımının Doz Tahminlerinin Değerlendirilmesi	43
8. TARTIŞMA	45
9. SONUÇLAR	51
9.1. Temel Bulguların Özeti.....	51
9.2. Klinik Çıkarımlar ve Öneriler	52
KAYNAKLAR	54

SİMGELER VE KISALTMALAR

Simgeler

μ	: Soğurma Katsayısı
w_R	: Radyasyon Ağırlıklandırma Faktörü
w_T	: Doku Ağırlıklandırma Faktörü
l	: Kesit Aralığı (mm)
T	: Nominal Kesit Kalınlığı (mm)
n	: Kesit Sayısı
Δ	: Görüntü Çözünürlüğü
I	: İletilen Demet Şiddeti
I_o	: Ölçülen Başlangıç Demet Şiddeti
x	: Maddenin Kalınlığı (mm)
Gy	: Soğurulan doz
E	: Eşdeğer Doz (Sv)
D_T	: Maruz Kalınan Doz(Sv)
H_T	: Eşdeğer Doz (Gy)
Z_{eff}	: Etkin Atom Numarası

Kısaltmalar

ALARA	: Makul Olarak Ulaşılabilen En Düşük Doz (As Low As Reasonably Achievable)
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
CT	: Bilgisayarlı Tomografi (Computed Tomography)
CTDI	: Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi (Computed Tomography Dose Index)
CTDIvol	: Hacimsel Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi (Computed Tomography Dose Index Volume)
CTDIw	: Ağırlıklı Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi İndeksi (Weighted Computed Tomography Dose Index Volume)
DLP	: Doz Uzunluğu Ürünü (Dose Length P)
ECC	: Element Düzeltme Katsayısı (Element Correction Coefficient)
FDA	: Amerika Birleşik Devletleri Gıda ve İlaç Dairesi (Food and Drug Administration)
Gy	: Soğurulan doz birimi
HU	: Hounsfield Birimi (Hounsfield Unit)
ICRP	: Uluslararası Radyasyondan Korunma Komisyonu (International Commission on Radiological Protection)
MDCT	: Çok Dedektörlü Bilgisayarlı Tomografi (Multi Detector CT)
MSAD	: Çoklu Tarama Ortalama Dozu (Multiple Scan Average Dose)
NCICT	: Doz Tahmin Yazılımı (National Cancer Institute Computed Tomography)
NCRP	: Ulusal Radyasyondan Korunma ve Ölçüm Komisyonu (National

	Council on Radiation Protection and Measurements)
OSL	: Optik Uyarmalı Lüminesans Dozimetre (Optically Stimulated Luminescence)
PMMA	: Polimetil Metakrilat
PMT	: Fotoçoğaltıcı Tüp (Photomultiplier Tube)
Pb	: Kurşun
RCF	: Okuyucu Kalibrasyon Faktörü (Reader Calibration Factor)
RW3	: Katı Su Fantomu (Solid Water Phantom)
Sv	: Sievert (Eşdeğer/Etkili doz birimi)
TIA	: Geçici İskemik Atak (Transient Ischemic Attack)
TLD	: Termolüminesans Dozimetre
TLD-100	: LiF:Mg,Ti esaslı Termolüminesans Dozimetre
WR	: Radyasyon Ağırlıklandırma Faktörü
WT	: Doku Ağırlıklandırma Faktörü
kVp	: Tepe Tüp Voltajı (kilovolt peak)
keV	: kiloelektronvolt
mA	: miliamper
mGy	: miliGray

1. GİRİŞ

Tıbbi görüntüleme yöntemlerinde yaşanan önemli gelişmeler bu yöntemleri hastalık tanı ve tedavisinde vazgeçilmez bir konuma yükseltmiştir. Günümüz koşullarında hastalıkların tedavisinde erken tanı konulabilmesi tedaviyi de daha etkin hale getirebilmektedir. Hastanelerin en yüksek yatırımları yaptığı alanların başında gelen tıbbi görüntüleme cihazlarının sahip olduğu donanımlar son derece öneme sahiptir. Ayrıca görüntülerin dijital ortamlarda değerlendirilebiliyor olması görüntüleme tekniklerini daha da önemli hale getirmektedir. Günümüzde kullanılan tıbbi görüntüleme teknikleri; röntgen, bilgisayarlı tomografi, mamografi, panoramik röntgen, dijital floroskopi, manyetik rezonans görüntüleme, ultrasonografi, renkli doppler ultrasonografi, kemik yoğunluğu cihazları şeklinde sıralanabilmektedir. Bilgisayarlı tomografi, bahsedilen yöntemler arasında önemli bir yere sahiptir. Bilgisayarlı tomografi (BT) yüksek tanısal doğruluğu ve hızlı görüntüleme özellikleri nedeniyle, tıbbi tanı ve tedavi süreçlerinde sıklıkla kullanılmaktadır. Ancak, BT yüksek radyasyon dozları ile ilişkili olması, hastalar açısından potansiyel riskleri de beraberinde getirmektedir. Bu nedenle, BT görüntüleme prosedürlerinde kullanılan organ dozlarının ve doz ölçüm sistemlerinin kapsamlı bir şekilde incelenmesi önemlidir.

Ulusal Radyasyon Koruması ve Ölçümleri Konseyi (NCRP) Raporu 160'a göre, bilgisayarlı tomografiden kaynaklanan radyasyon, Amerika Birleşik Devletleri'ndeki toplam kolektif etkili dozun %24'ünü oluşturmaktadır (National Council on Radiation Protection and Measurements, 2009; Brenner, 2007). Bu, BT radyasyon dozunu tahmin etmek için bir yöntemle sahip olmanın ne kadar kritik olduğunu göstermektedir. Ayrıca, BT'de radyasyon dozu için referans seviyelerinin belirlenmesi çok önemlidir, çünkü bu tür bir yöntemde aşırı maruziyeti tespit etmek zordur. Geleneksel ekran filminin aksine, BT'de aşırı maruziyet, hasta dozu pahasına daha iyi bir görüntü sağlar. BT'ye özgü bir diğer özellik ise doz dağılımıdır. Geleneksel projeksiyon radyografisinde, giriş cilt dozu, çıkış cilt dozundan çok daha yüksektir; ancak, X-ışını tüpü/dedektör kombinasyonunun dönme hareketi, doz dağılımını anlamayı daha da zorlaştırır (McNitt-Gray, 2002; Dixon, 2005).

Günümüzde, bir BT taramasıyla ilişkili radyasyon dozu, BT doz indeksi (CTDI) ile tanımlanmaktadır. CTDI ilk olarak 1981 yılında Shope ve arkadaşları tarafından tanıtılmıştır (Shope, 1985). Z ekseni boyunca taranan bir hacim üzerindeki tek bir tarama profilinin integrali olarak tanımlanmıştır ve bu nedenle CTDI, MSAD'yi (MSAD:multiple scan average dose: çoklu tarama ortalama dozu) tahmin etmek için kullanılabilir. Tek bir tarama oluşturmak için

gereken doz, yüzey dozu ölçülerek veya bir dozimetri fantomu içinde düzlem içi doz ortalaması ölçülerek belirlenebilir. Bir dozimetri fantomunda CTDI'yi ölçmek için bir iyon odası kullanmak, baskın tekniktir (American Association of Physicists in Medicine, 1994).

BT yüksek tanısal doğruluğu ve hızlı görüntüleme özellikleri nedeniyle, tıbbi tanı ve tedavi süreçlerinde sıklıkla kullanılmaktadır. Ancak, BT yüksek radyasyon dozları ile ilişkili olması, hastalar açısından potansiyel riskleri de beraberinde getirmektedir. Bu nedenle, BT görüntüleme prosedürlerinde kullanılan organ dozlarının ve doz ölçüm sistemlerinin kapsamlı bir şekilde incelenmesi önemlidir. Bu tez çalışmasında, BT cihazları kullanılarak yapılan görüntülemelerde, organ dozlarının dozimetrik olarak incelenmesi amaçlanmaktadır.

Bu çalışmada, insan vücudundaki farklı organların (beyin, sağ/sol lens, sağ/sol kohlea, hipofiz, sağ/sol temporal eklem, sağ/sol parotis, tiroit) maruz kaldığı radyasyon dozlarının tespiti ve bu dozların minimize edilmesi için kullanılan yöntemlerin etkinliği değerlendirilmektedir. Ayrıca, BT'de kullanılan farklı doz ölçüm sistemlerinin doğruluğu ve güvenilirliği incelenmektedir, bu sistemlerin performansı üzerine karşılaştırmalı bir analiz yapılmaktadır. Farklı BT cihazları ve protokolleri kullanılarak radyasyona doğrudan veya dolaylı maruz kalan organların dozu ölçülmekte. Bu çalışmada, yetişkin bir insanı temsil eden antropomorfik (insan benzeri) fantom (Alderson Rando, The Phantom Laboratory, Salem, NY, USA) kullanıldı. Bu dozimetrik çalışmada Alderson Rando fantom üzerinde farklı cihazlar ile yapılan BT çekimleri sırasında farklı organların dozlarının in vivo dozimetrelerden olan termoluminesans dozimetreler (TLD) ile ölçülmektedir. İlgili organlardaki soğurulan doz, 3.2x3.2x0.89 mm boyutundaki TLD çekim öncesi cilt yüzeylerine ve organların içerisine yerleştirilmesi ile ölçülmektedir. Toplanan veriler, organların maruz kaldığı radyasyon miktarını ve bu dozların minimize edilmesine yönelik stratejilerin etkinliğini değerlendirmek için istatistiksel olarak analiz edilmekte. Bu çalışma kapsamında yapılan analizler şu şekilde sıralanabilir: Alderson Rando Fantom üzerinde organların tanımlanması, BT cihazında ışınlama parametreleri ve protokollerinin tanımlanması, TLD kalibrasyonu, TLD ile in vivo doz ölçümü.

Ek olarak bu tez çalışmasının özgünlüğü aşağıda özetlenmiştir. Radyolojik görüntüleme tekniklerinin yaygınlaşmasıyla birlikte, hastaların maruz kaldığı radyasyon miktarı giderek artmaktadır. Özellikle BT, yüksek çözünürlüklü görüntüler elde edebilmesi nedeniyle sıklıkla tercih edilmekte, ancak yüksek dozlarda radyasyon riski taşımaktadır. Bu durum, radyasyonun olası zararlı etkilerini minimize etmeyi zorunlu kılmaktadır. Tez, BT uygulamalarında hasta güvenliğini artırmak amacıyla organ dozlarının hassas ölçümü ve doz optimizasyonu üzerine odaklanarak, daha güvenli görüntüleme protokollerinin geliştirilmesine katkı sağlayacaktır. Bu

sayede, klinik uygulamalarda kullanılan doz ölçüm sistemlerinin doğruluğu değerlendirilerek, sağlık profesyonellerine daha güvenilir veri sunulmasına imkân tanınmış olacaktır.

1.1. Problem Tanımı ve Kaynak Araştırması

BT'nin artan kullanımı nedeniyle, BT'deki radyasyon, diagnostik maruziyete en fazla katkıda bulunan doz olduğundan, hasta için radyasyon maruziyetinin ve ilişkili radyolojik risklerin değerlendirilmesi önemlidir (Shdeed ve diğ, 2016). BT incelemesi tüm X-ışını incelemelerinin yalnızca %5'ini temsil eder, ancak özellikleri nedeniyle hasta tarafından soğurulan dozun %40 ila %67'sini temsil eder, bu nedenle BT çalışmaları sırasında dozun izlenmesi önemlidir (Mokhtar ve diğ, 2017). Akhlaghi ve ark. (2014), BT taramasıyla ilişkili hasta yaşamı boyunca tiroit, deri, beyin ve meme kanseri riskinin gençlerde yetişkinlere göre daha yüksek olduğuna dikkat çekmiş; bu nedenle Etkin doz (E) 'nin azaltılmasına yönelik her türlü çabanın özellikle genç bireyler için değerli olduğunu vurgulamışlardır. Dozu belirlemek için hesaplamalı ve/veya deneysel yöntemler kullanılır; bunlar arasında TLD veya Optik Uyarmalı Lüminesans (Optically Stimulated Luminescence – OSL) dozimetrelerin hastanın vücuduna veya hastanın vücudunun taklit edildiği insan dokusuna benzer malzemelere yerleştirilmesi gibi deneysel dozun ölçümü de yaygın olarak yapılmaktadır. BT dozimetrisinde şu anda üç tür dozimetrik değer bulunmaktadır: birincisi BT doz indeksini (CTDI_w) ve hacimsel doz indeksini (CTDI_{vol}), ikincisi doz uzunluk çarpımını (DLP) ve üçüncüsü etkin dozu içermektedir (Ding ve diğ, 2015). Etkin doz, insan vücudunun belirli tüm doku ve organlarındaki eşdeğer dozun doku ağırlıklı toplamıdır; değeri, tüm vücuda yönelik stokastik sağlık riskini temsil eden radyobiyojik hasarla orantılı tek bir sayıdır. BT taramasında radyasyon ışını sarmal olarak ve farklı boyutlarda ışın genişlikleriyle uygulanır, bu süreçte radyasyon saçılarak göz merceği, tiroit ve gonadlar gibi hassas organlara ulaşır, dolayısıyla bu organlardaki dozun incelenmesi önemlidir. Vázquez-Bañuelos ve ark. (2019) yapmış oldukları çalışmada BT sırasında saçılan radyasyon nedeniyle göz merceği, tiroit ve gonadlarda soğurulan dozu ölçmeyi ve bu organlardaki etkin dozu hesaplamayı amaçlamışlardır. Göz merceği, tiroit ve gonadlardaki etkili doz sırasıyla yaklaşık 57, 214 ve 9 μ Sv'dir. En büyük etkin dozun, radyasyonun saçıldığı bölgeye en yakın olan bölgede gerçekleştiğini bulmuşlardır. Beyin BT'de primer radyasyona maruz kalan göz merceği radyosensitif bir organdır ve soğurulan dozu mümkün olduğunca azaltmak önemlidir (Thakur ve diğ, 2013). ICRP (International Commission on Radiological Protection)'ye göre lens, insan vücudunda iyonlaştırıcı radyasyondan en çok etkilenen dokulardan biridir. ICRP, iyonlaştırıcı radyasyona

maruz kalmanın akut, uzun süreli veya kronik olmasına bakılmaksızın katarakt oluşumu için sınır değeri 500 mGy olarak belirlemiştir. Bununla birlikte, BT taramalarında katarakt oluşumu için bir eşik değer kesin olarak belirlenememektedir (D'Avino ve diğ., 2019; Dauer ve diğ., 2017; Apelman ve diğ., 2019; Günay ve diğ., 2020). Beyin BT taraması sırasında radyosensitif organlardan biri olan tiroit, birincil radyasyon alanının dışında olmasına rağmen ikincil radyasyona maruz kalmaktadır. Beyin BT taraması sırasında lens ve tiroidin maruz kaldığı doz düşük olsa da soğurulan doz çocuk hastalar için önemlidir. Radyasyona bağlı somatik etki olasılığını en aza indirmek için radyasyondan korunma kurumları tarafından ALARA (makul olarak ulaşılabilen en düşük doz) prensibi önerilmektedir (Prasad ve diğ., 2004; Cohen, 2015; Garba ve diğ., 2022). Bahreyni Toossi ve ark. (2018) TLD-100 kullanarak beş hastanede yaygın kafa BT görüntülemesi için pediatrik hastalarda lens ve tiroit dozlarını araştırmıştır. Bu çalışmada gantri eğimi olmadan 1,5-15 yaş arası pediatrik hastalar için CTDIvol değerini 24,90 mGy olarak bulmuşlardır. Lens ve tiroit için ölçülen dozlar sırasıyla 10,16 mGy ve 1,51 mGy olmuştur. Ploussi ve ark. (2018) beyin BT taraması sırasında lens ve tiroit organlarında soğurulan dozu 0-18 ay, 18 ay-5 yaş ve 5-15 yaş arasındaki 35 pediatrik hastayı gruplandırarak incelemişlerdir. Sonuç olarak, 0-18 aylık pediatrik hastalar için lens ve tiroit dozları sırasıyla $10,5 \pm 3,3$ ve $1,7 \pm 0,4$ mGy elde edilmiştir.

Bu literatür taraması, BT'de organ dozlarının hassas ölçümü ve dozimetri sistemlerinin değerlendirilmesi konusunda mevcut bilgi birikimini ortaya koymakta ve bu çalışmanın bilimsel temelini oluşturmaktadır. Bu çalışmada elde edilen sonuçların, literatürde kritik bir rol oynama potansiyelinin var olduğu düşünülmektedir.

2. X-IŞININ TEMELLERİ

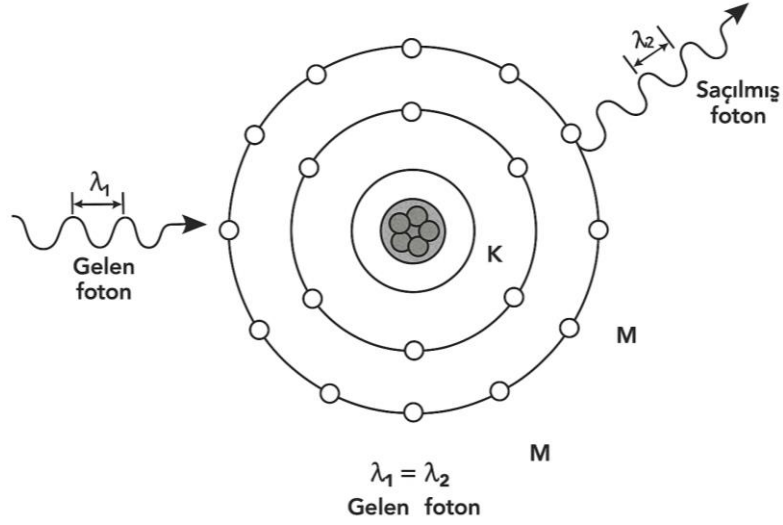
Tıbbi Görüntüleme, Wilhelm Röntgen'in 1895'te X-ışınını keşfetmesiyle başladı. Röntgen, geliştirdiği cihazla ilk olarak eşinin elini görüntülemiştir. Bu ünlü görüntü, tanısal radyolojinin başlangıcını temsil etmektedir. X-ışını kullanarak insan anatomisinin görüntülenmesi, keşfinden bu yana sürekli olarak geliştirilmektedir. X-ışını görüntüleme, hastanın bir tarafında X-ışını kaynağı, diğer tarafında ise X-ışını dedektörü ile yapılır. X-ışınının hasta anatomisiyle etkileşimi, hastadan çıkan X-ışınının heterojen yoğunluğuna neden olur ve bu yoğunluk, kullanılan görüntüleme türüne (örneğin radyografi, floroskopi, BT) bağlı olarak belirli bir dedektör tarafından tespit edilir (Boas ve ark., 2011; Watzke ve ark., 2004).

2.1. Radyasyonun Madde ile Etkileşimi

X-ışını fotonları bir ortamdan geçerken, etkileşime girmeden emilir, saçılır veya nüfuz eder. Fotonlar, foton enerjisine ve ortamın özelliklerine bağlı olarak beş farklı şekilde ortamlarla etkileşime girebilir. Rayleigh saçılması, Compton saçılması ve fotoelektrik soğurma, tanısal radyolojide karşılaşılan etkileşim türleridir. Tanısal radyolojide kullanılanlardan daha yüksek enerjili fotonlarda çift oluşumu ve fotodezentegrasyon görülür.

2.1.1. Rayleigh saçılması

Rayleigh saçılmasında, düşük enerjili fotonlar atomlardaki bağlı elektronlarla etkileşime girer. Şekil 2.1'de gösterildiği üzere gelen fotonun elektromanyetik dalgasına ait elektrik alan bileşeni, bağlı- elektronlarda zorlanmış titreşim oluşturur. Bu etkileşim sırasında fotonun enerjisinde herhangi bir değişim meydana gelmez. Elektron, soğurduğu enerjiyi, gelen fotonun enerjisiyle aynı enerjiye sahip, ancak farklı yönde (saçılmış foton) bir foton şeklinde yayabilir.

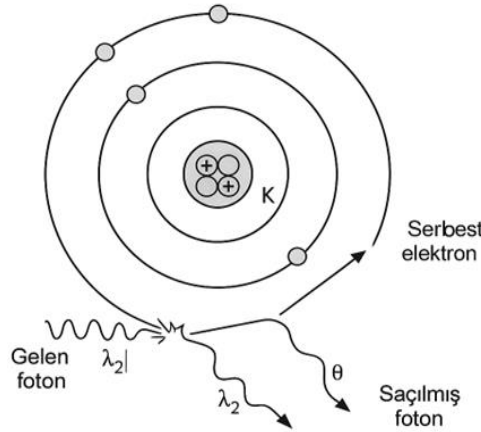


Şekil 2.1. Rayleigh saçılması diyagramı: Düşük enerjili bir foton, atomla etkileşir ve sonuç olarak aynı enerjiye sahip bir foton farklı bir yönde saçılır (Bu görsel ChatGPT Dall-E uygulaması tarafından üretilmiştir)

2.1.2. Compton saçılması

Compton saçılması, X-ışını fotonlarının yumuşak doku ile tanısal enerji aralığındaki baskın etkileşimidir. Şekil 2.2' de gösterildiği üzere compton saçılmasında, X-ışını fotonu dış kabuk elektronlarıyla etkileşime girerek değerlik elektronlarından birinin atomdan kopmasına neden olur. Saçılan foton, ortamdan geçerken daha fazla etkileşimle karşılaşabilir çünkü ortama girmesini ve daha fazla etkileşime girmesini sağlayan önemli miktarda enerjiye sahiptir. Enerjinin tanısal aralığında, saçılan fotonlar büyük bir saçılma açısında bile nispeten yüksek enerjiyi koruyacaktır. Saçılan fotonlar görüntü reseptörüne ulaşarak görüntü bozulmasına ve kontrast kaybına neden olabilir, çünkü saçılan fotonlar herhangi bir yararlı uzamsal bilgi taşımaz. Compton saçılmasıyla karşılaşılan bir diğer sorun ise, nispeten yüksek enerjili saçılan fotonların, floroskopi prosedürlerinde olduğu gibi, tarama sırasında hastaya yakın çalışan personele artan mesleki dozla sonuçlanmasıdır.

Compton etki diyagramı

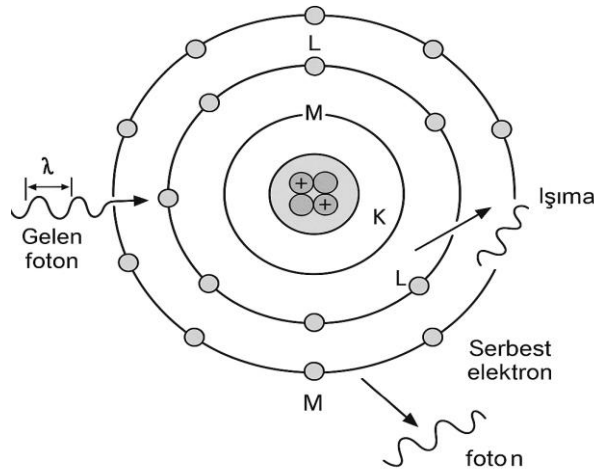


Şekil 2.2. Compton saçılması diyagramı: Foton, dış kabuk elektronlarıyla etkileşerek serbest bir elektron ve saçılmış bir foton oluşturur (Bu görsel ChatGPT Dall-E uygulaması tarafından üretilmiştir)

2.1.3. Fotoelektrik etki

Fotoelektrik etkide, Şekil 2.3'de görüldüğü üzere X-ışını fotonu iç kabuk elektronlarıyla etkileşime girer. Fotoelektrik etkideki X-ışını fotonu, tüm enerjisini hedef elektrona aktarır ve bu da elektronun kabuğundan atılmasına neden olur. Atılan elektronun kinetik enerjisi E_e , fotonun enerjisi E_o ile elektron bağlanma enerjisi E_b arasındaki farka eşit olacaktır.

Fotoelektrik etkileşme



Şekil 2.3. Fotoelektrik etki diyagramı: Gelen foton, K kabuğundaki elektronla etkileşir ve bunun sonucunda serbest bir elektron ve iyonize bir atom oluşur. Dış kabuktaki elektronlar, boşalan elektron seviyesini doldurur ve iki enerji seviyesi arasındaki fark kadar enerjiye sahip bir ışıma meydana gelir (Bu görsel ChatGPT Dall-E uygulaması tarafından üretilmiştir)

Fotonun enerjisi, elektronun bağlanma enerjisinden daha büyük olmalıdır ki, onu kabuğundan çıkarabilsin. Fotonun enerjisi, elektronun bağlanma enerjisinden biraz daha yüksek olduğunda, fotoelektrik etkileşim olasılığı daha yüksektir. Elektron kabuğundan çıkarıldığında, bir boşluk oluşur ve boşluğu doldurmak için başka bir dış kabuk elektronu düşer. Aynı süreç, daha düşük bağlanma enerjisi seviyesinden başka bir elektronun yeni boşluğu doldurmasıyla boşlukta da gerçekleşir. İki enerji seviyesi arasındaki enerji farkı, yumuşak dokuda baskın olan X-ışını fotonu (karakteristik X-ışını) veya Auger elektronu şeklinde açığa çıkar.

2.1.4. Doğrusal zayıflama

X-ışını fotonlarının, malzeme içinden geçerken ışıktan uzaklaşması zayıflama olarak tanımlanır. Maddeden geçen X-ışını demetinin zayıflaması, daha önce tartışılan etkileşimlerden bir veya daha fazlasının sonucudur. Malzemenin doğrusal zayıflama katsayısı, ana ışıktan birim uzunluk başına uzaklaştırılan fotonların yüzdesidir. Bir malzemenin doğrusal zayıflamasını etkileyen üç faktör vardır: atom numarası, yoğunluk, elektron yoğunluğu ve ışın enerjisi (Gies ve diğ., 1999). Doğrusal zayıflama, malzemenin atom numarası arttıkça artar. Yüksek atom numaralı (Z) malzemeler, yüksek doğrusal zayıflama gerektiren uygulamalarda (örneğin oda koruması ve kontrast ortamı) kullanılır. Ayrıca, bir malzemenin doğrusal zayıflaması, malzemenin elektron yoğunluğundaki artışla artar. Bu nedenle, malzemenin fiziksel hali ister gaz ister sıvı veya katı olsun, önemli bir faktördür. Benzer şekilde, doğrusal zayıflama, ışın enerjisi arttıkça azalır. Ancak, ışın enerjisi iç kabuk elektronlarının bağlanma enerjisinden daha yüksek olduğunda zayıflama katsayısında ani artışlar meydana gelir. Fotonların enerjisi bağlanma enerjisinden daha düşükse, emilim gerçekleşmez.

2.2. X-ışını Üretimi

X-ışınları, elektronların çok yüksek enerjiye hızlandırılması ve yüksek atom numaralı malzemeyle çarpıştırılmasıyla üretilir; elektronlar kinetik enerjilerini X-ışını fotonlarına dönüştürür. Elektronların ivmesi, elektron kaynağı ile hedef malzeme arasındaki yüksek potansiyel farkıyla sağlanır (Schaller ve diğ., 2008). X-ışını tüpü, X-ışını üretmek için gereken parçaları barındıran cihazdır.

2.2.1. Bremsstrahlung radyasyonu

Bremsstrahlung, Almanca'da "frenleme radyasyonu" anlamına gelir. Bu terim, hızlı hareket eden elektronların pozitif yüklü çekirdekle karşılaştığında oluşan X-ışını üretim sürecini tanımlamak için kullanılır. Elektronlar, çekirdeğin pozitif yükünün etkisiyle yön değiştirip yavaşladıkça enerji kaybederler. Ortaya çıkan kinetik enerji kaybı, X-ışını fotonları şeklinde yayılır.

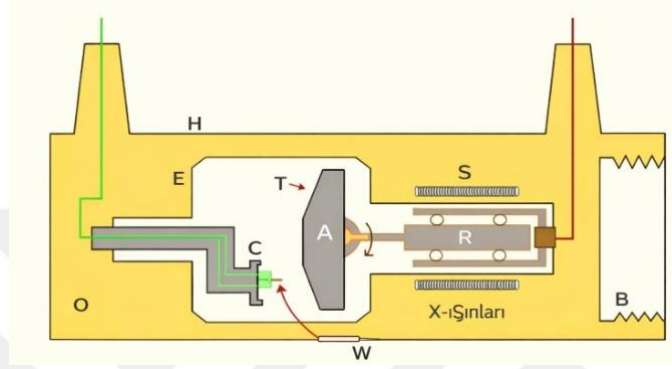
Bremsstrahlung ile üretilen X-ışını, geniş bir foton enerjisi spektrumuna sahiptir. Üretilen fotonun enerjisi, elektronun çekirdeğe ne kadar uzak veya yakın olduğuna bağlı olarak değişir. Elektron çekirdeğin yakınından geçtiğinde yavaşlar ve keskin bir şekilde sapar, bu da foton formunda önemli bir kinetik enerji kaybına neden olur. Öte yandan, elektron çekirdekten uzaklaştığında enerji kaybı çok büyük değildir. Bremsstrahlung, fotonların herhangi bir enerjiye sahip olabileceği sürekli bir spektrumdur. Klinik uygulamada, düşük enerjili fotonları gidermek için Bremsstrahlung spektrumu filtrelenir. Maksimum enerji, tüp potansiyelinin istenen maksimum değere ayarlanmasıyla elde edilir (Fahey ve diğ., 2007; McCollough ve diğ., 2008).

2.2.2. Karakteristik radyasyon

Karakteristik radyasyon, X-ışını üretmek için kullanılan hedef malzemeye bağlı olan ayrık enerji tepeleridir. Yüksek enerjili elektronlar, hedef atomdaki yörünge elektronlarından biriyle etkileşime girdiğinde üretilir. Fotonun elektronu kabuğundan çıkarmak (atomu iyonlaştırmak) için yeterli enerjisi varsa, o enerji kabuğunda bir boşluk oluşur. Boşluk, üst kabuklardan birinin elektronları tarafından doldurulur; bu geçiş sırasında elektron fazla enerjisini foton şeklinde verir. Yayılan fotonun enerjisi, iki kabuğun bağlanma enerjisi arasındaki farka bağlıdır. Her kabuğun elektronlarının bağlanma enerjisi o atomun karakteristiğidir ve enerji seviyeleri arasındaki fark, her elementin bir imzasıdır. Elektron bir kabuktan diğerine düştüğünde fotonlar şeklinde açığa çıkan enerji, Bremsstrahlung spektrumuyla örtüşen enerji tepeleri olarak görünür. Karakteristik radyasyon, yalnızca elektron kaynağı ile hedef arasındaki potansiyel farkı, istenen kabuğun bağlanma enerjisinden büyükse üretilir. Karakteristik radyasyon ile Bremsstrahlung radyasyon yoğunlukları arasındaki oran, enerjideki artışla birlikte artar.

2.3. X-ışını Tüpü

Şekil 2.4'te görülen X-ışını tüpü, potansiyel uygulandığında Bremsstrahlung radyasyonu ve karakteristik radyasyon süreçlerinin meydana gelmesi için tasarlanmış bir cihazdır. Tüpe harici potansiyel uygulanması, elektronları katottan anoda doğru yüksek kinetik enerjiye hızlandırır.



Şekil 2.4. X-ışını tüpü ve X-ışınlarının üretimi (Bu görsel ChatGPT Dall-E uygulaması tarafından üretilmiştir)

2.3.1. Katot

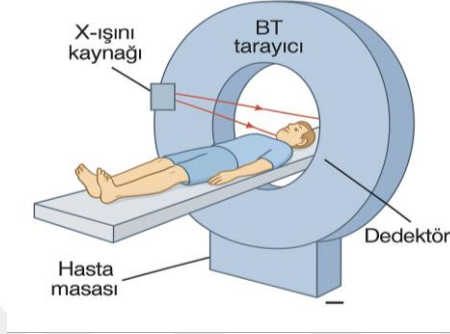
Katot, tüpün negatif elektrotudur. Elektron kaynağıdır ve içinden elektrik akımı geçtiğinde ısınan ve elektron yayan bir tungsten filament telinden oluşur. Serbest kalan elektron miktarı, filamentten geçen akımın kontrol edilmesiyle kontrol edilir. Tüp akımı, katottan anoda akan elektron akımıdır (Bongartz ve diğ., 2000).

2.3.2. Anot

Anot, tüpün pozitif elektrodudur. Elektronların hızlandırıldığı hedeftir. Tungsten, X-ışını tüpü hedefi yapımında kullanılan en yaygın elementtir. Çok yüksek bir erime noktasına ve yüksek bir atom numarasına sahip olması, onu uygulama için ideal bir element yapar. BT'de kullanılan X-ışını tüpü, BT'nin yüksek çıkış gücü ve birkaç saniye boyunca sürekli emisyon gerektirmesi nedeniyle ısı dağılımına olanak tanıyan döner hedef tasarımı kullanır.

3. BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ

Geleneksel radyografi, üç boyutlu insan vücudunu iki boyutta gösterir. X-ışını yönündeki bilgiler büyük ölçüde bozulur veya kaybolur ve x-ışını yönünde üst üste binen farklı dokular üst üste biner, bu da kontrastta önemli bir azalmaya neden olur. Şekil 3.1’de bilgisayarlı tomografi cihazı ve ekipmanları gösterilmiştir.



Şekil 3.1. Bilgisayarlı Tomografi ve ekipmanları (Bu görsel ChatGPT Dall-E uygulaması tarafından üretilmiştir)

Bilgisayarlı tomografi, ilgilenilen anatomik bölgenin birden fazla projeksiyonunu oluşturmak için dar bir X-ışını demeti kullanır. Hem X-ışını tüpü hem de dedektör hastanın etrafında dönerken bir kesit görüntüsü oluşturulur (Leitz ve diğ., 1995). Her gantry dönüşü için birçok projeksiyon alınır. Elde edilen tüm projeksiyonlardan ve görüntülerden toplanan bilgiler, görüntülen vücut bölümünün ortalama doğrusal zayıflama katsayısını hesaplamak için kullanılır.

3.1. Bilgisayarlı Tomografinin Gelişimi

Literatürde BT tarayıcılarının dört nesli tanımlanmıştır. Deneysel olarak kullanılan Hounsfield düzeneği, birinci nesil BT olarak kabul edilir. Birinci nesil BT tarayıcılar yalnızca baş bölgesini görüntüleyebilmekteydi ve kalem şeklinde dar bir X-ışını demeti ile tek bir dedektör kullanmaktaydı. Tüp ve dedektör hareketleri doğrusal ve dönel şekildedeydi; bu hareket modeli “çevir–döndür (translate–rotate)” olarak adlandırılmıştır. Bu tip bir tarayıcı ile yapılan tipik bir BT incelemesi 25–30 dakika sürmekte ve yalnızca tek bir kesit verisi elde edilebilmekteydi.

İkinci nesil tarayıcılar yine “çevir–döndür” hareketini kullanmakla birlikte, yelpaze şeklinde X-ışını demeti ve çoklu dedektörlerin eklenmesiyle veri toplama hızını önemli ölçüde

artırmıştır. Bu tasarım, daha kısa sürede daha fazla verinin elde edilmesine olanak sağlamıştır. Birinci ve ikinci nesil BT'ler, çok uzun tarama süreleri gerektirmiş ve bu da ciddi hareket artefaktlarına yol açmıştır.

1970'li yıllarda geliştirilen üçüncü nesil tarayıcılar, doğrusal hareketi tamamen ortadan kaldırmış ve “döndür–döndür (rotate–rotate)” hareket modelini kullanarak sürekli tüp dönüşüne ve dolayısıyla tarama süresinde önemli bir azalmaya olanak sağlamıştır. Bu sistemde hem X-ışını tüpü hem de dedektörler hastanın etrafında birlikte dönmektedir. Çoklu dedektörlü modern BT tarayıcıları, ilgilenilen bölgenin tamamını birkaç saniye içinde talar. Karın taraması tek bir nefes tutma süresinde gerçekleştirilebilir. Bu sistemde hareket artefaktı azalmış ve hasta konforu önemli ölçüde iyileşmiştir. Günümüzde en yaygın kullanılan BT tarayıcıları üçüncü nesil sistemlerdir.

Dördüncü nesil tarayıcılar ise esas olarak üçüncü nesil tarayıcılarda görülen “halka artefaktı” sorununu azaltmak amacıyla geliştirilmiştir. Halka artefaktı, dedektörlerin birbirleriyle yeterince iyi kalibre edilmemesi sonucu oluşur. Bu durumda dedektörler her projeksiyonda hatalı veri kaydeder ve bu hatalar rekonstrüksiyon sırasında görüntüde halka şeklinde artefaktlara yol açar. Bu halka, altta yatan anatomik yapıların değerlendirilmesini zorlaştırır. Dördüncü nesil tarayıcılarda “döndür–sabit (rotate–stationary)” hareket modeli kullanılır; X-ışını tüpü dönerken dedektör dizisi sabit kalır. Ancak bu sistemler üçüncü nesil tarayıcılara kıyasla daha pahalıdır ve bakımları daha zordur. Ayrıca günümüzde üçüncü nesil tarayıcılarda halka artefaktını azaltmaya yönelik ileri seviye algoritmalar geliştirilmiş olup, bu durum dördüncü nesil tarayıcıların gerekliliğini büyük ölçüde ortadan kaldırmıştır. Günümüzde kullanılan tek kesitli ve çok kesitli BT tarayıcılarının büyük çoğunluğu üçüncü nesil sistemlerdir.

Tek kesitli ve çok kesitli BT tarayıcılar arasındaki temel fark dedektör tasarımıdır. Tek kesitli tarayıcılarda dedektör dizisi tek boyutludur ve genellikle 750'den fazla dedektör tek sıra halinde, ışınlanan kesit boyunca yerleştirilmiştir. Çok kesitli BT'de ise her bir kesit dedektör elemanı daha küçük dedektör elemanlarına bölünerek iki boyutlu bir dizi oluşturur ve paralel çoklu dedektör sıraları meydana gelir. Aynı anda elde edilebilen veri veya kesit sayısı dedektör sayısına bağlıdır ve bu sayı 4 kesitli sistemlerden 256 kesitli sistemlere kadar değişebilmektedir.

3.2. Çok Dedektörlü Bilgisayarlı Tomografi

Dedektör, BT sistemindeki en önemli bileşenlerden biridir. BT dedektörünün işlevi, gelen X-ışınını elektrik sinyaline dönüştürmektir. Dedektör sistemi ayrıca sinyali yükseltir ve dijitalleştirir. 1970'lerde geliştirilen ilk BT tarayıcıları, sistemlerin aynı anda iki kesiti taramasını sağlayan iki dedektör sıralı teknolojiyi kullanıyordu. 2008 yılına gelindiğinde, 320 kesitli 320 sıralı tarayıcı geliştirildi. Tarayıcıların dedektör sıra sayısındaki hızlı artış, çok daha hızlı tarama ve hareket artefaktının azaltılmasını sağladı.

Tek kesitli ve çok kesitli tarayıcılar arasındaki bir diğer önemli fark, kesit kalınlığı ile X-ışını demet genişliği arasındaki ilişkidir. Tek kesitli BT'de kesit kalınlığı X-ışını demet kolimasyonu ile önceden belirlenir. Dedektörler kesit kalınlığı yönünde monolitikdir; yani tek bir dedektör elemanı X-ışını yelpaze demetinin tüm genişliğini karşılayacak kadar uzundur. Çok kesitli BT'de ise kesit kalınlığı dedektör genişliği ile belirlenir, X-ışını kolimasyonundan bağımsızdır. Bu sayede çok kesitli BT tarayıcılar çok daha ince kesitler elde edebilir ve yüksek kaliteli üç boyutlu rekonstrüksiyonların oluşturulmasına olanak sağlar.

Bazı anatomik yapıların görüntülenmesinde konvansiyonel veya tek kesitli BT çoğunlukla yetersiz kalmaktadır. Bunun nedeni, safra yolları gibi küçük yapıların gösterilmesinde uzaysal çözünürlüğünün düşük olması ve düşük dansiteli taşların saptanmasında başarısız olmasıdır. Çok kesitli BT ise geniş veri setlerinin hızlı şekilde elde edilmesine olanak tanınması ve yüksek uzaysal çözünürlüğe sahip olması nedeniyle dokuların değerlendirilmesinde belirgin üstünlük sağlamaktadır.

Modern hacimsel BT tarayıcıları, yüksek zamansal çözünürlükte görüntü elde etmek ve hasta hareketine bağlı artefaktları en aza indirmek amacıyla hastayı X-ışını demeti alanından çok hızlı bir şekilde geçirir. Görüntüleme masası z-ekseni boyunca (kraniyokaudal veya kaudokraniyal yönde) tarama alanı içinde ilerlerken, X-ışını tüpü ve dedektör sistemi BT gantrisi içerisinde vücut etrafında çok sayıda 360° dönüş yaparak helikal bir veri toplama gerçekleştirir.

Elde edilen ham veriler, konvolüsyon çekirdekleri olarak adlandırılan matematiksel algoritmalar kullanılarak işlenir. Bu algoritmalar, geri projeksiyon ve iteratif rekonstrüksiyon tekniklerinden yararlanarak dinamik sinogram veri akışlarını enterpole eder ve iki boyutlu, mozaik yapılı görüntü kesitleri oluşturur. Daha sonra bu iki boyutlu kesitler birleştirilerek üç boyutlu bir hacim oluşturulur. Bu hacim, her biri "voksel" olarak adlandırılan yüz milyondan fazla hacim elemanından oluşabilir.

İki boyutlu koni-demeti projeksiyonlarını kullanan MDCT tarayıcıları 2000'li yılların

başında kullanıma girmiştir. MDCT görüntüleme, tek bir X-ışını tüpü dönüşü sırasında z-ekseni kapsamını önemli ölçüde artırmış ve tarama sürelerini belirgin biçimde azaltmıştır. Veri toplama süresini kısaltmak ve çözünürlüğü artırmak amacıyla, kolime edilmiş koni demeti kaynakları çoklu dedektör dizileriyle birlikte kullanılır; böylece her gantri dönüşünde birden fazla görüntü kesiti elde edilir.

Günümüzde kullanılan BT tarayıcılarının çoğu, X-ışını tüplerinin yüksek yatırım ve bakım maliyetleri nedeniyle tek bir X-ışını kaynağına sahiptir. Ancak son yıllarda, bu sınırlamaları aşmak amacıyla çift enerjili ve çift kaynaklı BT sistemleri geliştirilmiştir.

3.3. Tüp Voltajı

Tüp voltajı, katot ve anot arasındaki potansiyel fark olarak tanımlanır ve elektronların katottan anoda X-ışını üretmeye yetecek kadar yüksek bir enerjiyle akmasını sağlar. Tüp voltajı genellikle kilovolt (kV) cinsinden tepe voltajı olarak ifade edilir. Tanısal radyolojide tüp voltajı genellikle 20-140 kVp aralığındadır. Tüp voltajı, üretilen herhangi bir fotonun sahip olabileceği maksimum enerjidir ve ortalama foton enerjisi, uygulanan maksimum voltajın (Tüp Voltajı) yaklaşık %60'ıdır. X-ışınının kalitesi tüp voltajı tarafından belirlenir. Tüp voltajı artırıldığında, ortalama foton enerjisi artar ve bu da daha iyi penetrasyon veya daha yüksek kaliteli foton ile sonuçlanır. Tüp voltajı, yapılacak işe göre belirlenir. Ortalama büyüklükteki bir hasta için rutin karın BT'si için genellikle 120 kVp'lik bir ayar kullanılır. Büyük boyutlu hastalar için tüp çıkışının 140 kVp'ye çıkarılması gerekebilir. Ayrıca, daha büyük implantlara sahip tarama hastalarının daha yüksek tüp voltajı kullanması gerekebilir. Örneğin, omuz implantı olan hastaların taranmasında, büyük metal omuz implantının metal implanta nüfuz edip kabul edilebilir bir görüntü oluşturması için 140 kVp'lik bir akım kullanılması gerekir. Yüksek tüp voltajı kullanımının dezavantajları, hastanın radyasyon dozunun artması ve görüntüdeki kontrast çözünürlüğünün azalmasıdır.

3.4. Tüp Akımı

Tüp akımı, tüpte katottan anota saniyede akan elektron sayısıdır. Tüp akımı miliamper (mAs) cinsinden ölçülür. Tüp akımı, tüpte oluşturulan foton sayısını (X-ışını miktarı) belirler. Görüntü sinyal-gürültü oranı tüp akımıyla orantılıdır. Tüp akımının artırılması hasta dozunda doğrusal bir artışa neden olurken, sinyal-gürültü oranındaki artış mAs'nin karakökü ile orantılıdır. Bu nedenle tüp akımının iki katına çıkarılması dozu iki katına çıkaracaktır, ancak

bu, sinyal-gürültü oranını yalnızca %40 oranında artıracaktır. Modern BT, otomatik tüp akımı modülasyonu (otomatik mA) kullanır. Bu geliştirmenin amacı, bir hastadan diğerine tutarlı görüntü kalitesi sağlamak ve hasta dozunun azaltılmasına yardımcı olmaktır. X-ışınının zayıflaması, hastanın boyutu veya içinden geçtiği malzemenin kalınlığı ve bileşimiyle artar. X-ışını, geçtiği her 4 cm'lik doku için yoğunluğunun %50'sini kaybeder, bu nedenle aynı gürültü seviyesini korumak için hasta boyutu değiştikçe mA'nın değiştirilmesi veya düzeltilmesi gerekir. Yerelleştirici taramasından toplanan zayıflama bilgilerini kullanarak, tüp akımı modülasyonu, dedektöre ulaşan yoğunluğu optimize etmek için tüp akımını değiştirir. Bu da gürültü seviyesi tutarlılığını sağlar ve görüntüyü oluşturmak için kullanılan radyasyon miktarını azaltır. Tüp modülasyonu üç seviyede yapılır; ancak genellikle üçünü birlikte kullanır. Birinci seviye, akımı hastanın genel boyutuna göre ayarlar, ikinci seviye, akımı z yönündeki zayıflama değişimine göre modüle eder ve üçüncü seviye, tüp dönerken ve X-ışını farklı açılarda farklı zayıflamalarla karşılaştığında xy düzlemindeki zayıflama değişimine göre tüp akımını modüle eder (Brenner ve diğ., 2001; International Commission on Radiological Protection (ICRP), 2007).

3.5. Yeniden Yapılandırma Parametreleri

Bilgisayarlı tomografide dedektör sırasının genişliği, elde edilebilecek en ince kesit genişliğini belirler. Yeniden oluşturulan kesit kalınlığı seçimi, istenen görüntü kalitesine ve ilgili anatomiye bağlıdır. Yeniden oluşturulan kesit kalınlığı, z yönündeki çözünürlüğü belirler. Daha kalın görüntülerin yeniden oluşturulması genellikle daha yüksek sinyal-gürültü oranı gerektiğinde ve sonuç olarak daha iyi kontrast elde edildiğinde gerçekleştirilir.

BT, doğrusal zayıflama katsayısı $\mu(x, y)$ 'nin mekânsal dağılımını ölçer. Ölçülen μ olsa da bunu mekânsal dağılımın bir fonksiyonu olarak göstermek, enerjiye bağlı olduğu için bir görüntü oluşturmak için yeterli faydalı bilgi sağlamayacaktır. Buna ek olarak, farklı enerji spektrumlarında veya farklı tarayıcılarda yapılan çalışmaları karşılaştırmak oldukça karmaşık olacaktır. Yukarıdaki zorluklara bir çözüm olarak, μ kullanılırken, BT değeri veya BT sayısı olarak bilinen -1000 ila +1000 arasında değişen bir bağıl değer geliştirilmiştir. BT sayısı, suyun zayıflamasına göre katsayı değeridir. Suyun BT sayısı sıfır Hounsfield Unit (HU)'dır. Aynı BT sayı ölçeği kullanıldığında, hava için BT sayısı -1000 HU olarak elde edilir. Önceki örneklerde gösterildiği gibi, hava ve su BT sayıları arasındaki değerler ve karşılaştırmalar tarayıcıdan bağımsızdır ve enerji spektrumları kullanılmıştır.

BT, yüksek uzaysal çözünürlüğü, akciğer dokusu için yüksek sinyal-gürültü oranı, hızlı görüntüleme süresi ve yaygın erişilebilirliği sayesinde akciğer görüntülemede güçlü bir yöntem olarak ortaya çıkmıştır. Çift kaynaklı BT görüntüleme, günümüzde yüksek zamansal çözünürlük ile akciğere ait anatomik, fonksiyonel ve kantitatif bilgileri birlikte sağlayabilmektedir. BT teknolojisi, 1970’li yılların başında tıba girmesinden bu yana hızla gelişmiş ve on yıllar boyunca süren evrimi, tanısal görüntülemenin tıptaki rolünde köklü bir değişime yol açmıştır. Geleneksel düz radyografilerde görülemeyen çok sayıda tıbbi durum BT görüntülerinde saptanabilmektedir. Bu sayede pek çok hastalığın tanı ve takibi yalnızca BT ile mümkün hâle gelmiş ve daha önce gerekli olan eksploratif cerrahi girişimlerin sayısı azalmıştır.

Bir ölçüm aracı olarak X-ışını BT tarayıcıları, ilk ortaya çıktıkları dönemden bu yana önemli bir gelişim göstermiştir. Günümüzde standart kalibrasyon prosedürleri sayesinde BT tarayıcıları, Hounsfield birimi (HU) cinsinden ifade edilen ve “BT sayıları” olarak adlandırılan değerleri ölçmektedir. Bu değerlerin taramadan taramaya ve farklı cihazlar arasında sabit kalması hedeflenmekte olup, bu özellik kantitatif analizlere olanak sağlamaktadır.

BT, akciğer hacimlerinin ve bölgesel akciğer yoğunluğunun belirlenmesinde güvenilir bir yöntemdir. Akciğerin kantitatif olarak değerlendirilebilmesi için akciğerin tamamının, lobların, hava yollarının ve vasküler yapıların segmentasyonu yapılmaktadır. Segmentasyonu yapılan ilgi alanları içerisindeki her bir voksel, X-ışını atenüasyonuna dayalı olarak bölgesel yoğunluk değerlerini yansıtır.

Kantitatif BT görüntülemenin temelini oluşturan BT sayıları, Hounsfield tarafından tanımlandığı şekilde, X-ışını demetinin soğrulma katsayısının (μ_{doku}) suyun soğrulma katsayısına (μ_{su}) göre karşılaştırılması esasına dayanır.

$$HU = 1000 \times (\mu_{\text{doku}} - \mu_{\text{su}}) / \mu_{\text{su}} \quad (3.1)$$

Burada μ_{doku} ilgili dokuya ait X-ışını soğrulma katsayısı ve μ_{su} ise suyun soğrulma katsayısıdır.

Hounsfield ölçeğin pozitif aralığında teorik bir üst sınır bulunmamakla birlikte, klinikte kullanılan tıbbi BT tarayıcıları genellikle -1024 HU ile $+3071$ HU aralığında çalışmaktadır. Bu ölçekte yağ dokusu yaklaşık -90 HU, kan 50 HU, kas dokusu 60 HU ve trabeküler kemik yaklaşık $300-500$ HU aralığında değerler göstermektedir.

BT’nin geliştirilmesinin ilk yıllarında üreticiler hem tarama süresini hem de görüntü rekonstrüksiyon süresini kısaltmaya yönelik yoğun çaba harcamıştır. Buna bağlı olarak, en

erken klinik cihazlarda bir hastanın taranması ve görüntünün oluşturulması birkaç saat sürerken, modern cihazlarda bu süre saniyenin çok küçük bir bölümüne kadar düşmüştür. Günümüzde çok kesitli ve helikal BT teknikleri kullanılarak çok sayıda kesit çok hızlı bir şekilde elde edilebilmekte; bu sayede üç boyutlu hacim veri setleri kolaylıkla oluşturulabilmektedir.

3.6. Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi (CTDI)

BT doz indeksi z eksenini boyunca ortalama soğurulan doz olarak tanımlanır. Otuz yıldan uzun bir süre önce tanıtıldığında, hasta dozunun gerçek bir ölçümü değil, bir endeks görevi görmesi amaçlanmıştı. Son otuz yılda, CTDI gerçek dozun ne olabileceğine daha yakından bakmak için geliştirildi. CTDI, BT’de doz ölçümü için tek standart olmuştur. CTDI, yalnızca CTDI ölçümü için tasarlanmış 100 mm uzunluğunda bir iyon odası kullanılarak ölçülür. Baş protokol dozu ve pediatrik abdominal doz için 16 cm’lik bir PMMA fantomu veya yetişkin abdominal doz için 32 cm’lik bir fantom kullanılarak ölçülür (ICRP, 1991; Brenner, 2010).

CTDI ölçümleri, aktif uzunluğu 100 mm olan kalem şeklindeki bir iyonizasyon odası kullanılarak, Gıda ve İlaç Dairesi (FDA) tarafından benimsenen ve BT doz ölçümünde sıklıkla kullanılan standart BT silindirik pleksiglas dozimetri fantomlarına yerleştirilerek gerçekleştirilir. Fantom, yetişkin bir karın bölgesini temsil eden 32 cm çapında bir fantomdan ve yetişkin bir başı temsil eden 16 cm çapında bir fantomdan oluşuyor. Her ikisi de 15 cm kalınlığında (z eksenini yönünde), uzun eksenine paralel olarak açılmış beş adet 13 mm çapında delik bulunuyor; biri aksel merkezde, dördü ise çevre boyunca, kenardan 90° aralıklarla ve 1 cm uzaklıkta. Deliklerin her biri silindirik, katı bir pleksiglas çubukla kapatılabilir. İyonizasyon odası, fantomun merkezi ve çevresel deliklerine yerleştirilir ve diğer tüm delikler akrilik çubuklarla doldurulur. CTDI_c ve CTDI_p, beyin muayenesi için bir baş fantomunda ve göğüs ve karın muayenesi için bir vücut fantomunda iyonizasyon odası ile ölçülür. CTDI_w, ortalama hasta dozuna, merkez veya çevresel ölçümlerden daha iyi yaklaşır.

BT’de temel radyasyon doz parametresi, CTDI olarak tanımlanır. CTDI, genellikle lityum florür (LiF) içeren TLD kullanılarak ölçülen bir değerdir. Bu dozimetrelerin manuel olarak analiz edilmesi gerektiğinden, CTDI klinik pratikte yaygın olarak kullanılan bir yöntem değildir.

CTDI₁₀₀, klinik ortam için daha pratik bir ölçüttür ve hasta görüntülemesi öncesinde tarama alanı içerisine yerleştirilen bir iyonizasyon odası kullanılarak elde edilir. İyonizasyon odası, gazla doldurulmuş bir radyasyon dedektörüdür ve radyasyona maruz kaldığında

ölçülebilir bir elektrik yükü üretir. Bu yük, 100 mm uzunluğundaki tek bir aksiyel alan boyunca sayılarak farklı tarama enerjileri ve tüp akımları altında radyasyon maruziyeti belirlenir.

CTDI₁₀₀ ölçümü, vücut içinde homojen bir doz dağılımı olduğunu varsayar. Ancak, nesnenin periferinin (örneğin deri) merkeze kıyasla görece daha yüksek doz absorbe ettiği bilinmektedir. Bu durumu hesaba katmak için CTDI_w ölçütü geliştirilmiştir. CTDI_w, iyonizasyon odaları ile ölçülen santral ve periferik CTDI₁₀₀ değerlerinin ağırlıklı ortalamalarına dayanmaktadır. Hem CTDI₁₀₀ hem de CTDI_w ölçümleri, idealize edilmiş 70 kg ağırlığında ve 30 yaşındaki bir hasta için tahmini doza dönüştürülmektedir.

Hacimsel BT görüntülemesindeki gelişmelerle birlikte, CTDI_w'nin daha güncel bir türevi olan hacimsel CTDI (CTDI_{vol}) tanımlanmıştır. CTDI_{vol}, üreticiler arasında doz raporlamasında tutarlılığı sağlamak amacıyla Uluslararası Elektroteknik Komisyonu tarafından standart doz parametresi olarak belirlenmiştir. CTDI_{vol}'ün CTDI_w'ye göre temel üstünlüğü, radyasyon dozunu yalnızca tek bir kesitte (x-y düzlemi) değil, hacimsel olarak (x, y ve z yönlerinde) ortalamasıdır.

CTDI_{vol} denklemi şu şekilde tanımlanır:

$$CTDI_{vol} = \frac{n \cdot T}{l} \cdot CTDI_w = \frac{1}{pitch} \cdot CTDI_w \quad (3.2)$$

Burada l kesit aralığını (mm), T nominal kesit kalınlığını (mm) ve n kesit sayısını ifade etmektedir. Radyasyon dozu için geleneksel birim rad olmakla birlikte, ölçülen CTDI sonuçları genellikle SI birimi olan gray (Gy) cinsinden raporlanır ve bu değerler soğurulan dozu temsil eder.

Doz, görüntüdeki gürültü ile Poisson dağılımına (yani kuantum gürültüsüne) bağlıdır ve görüntünün sinyal-gürültü oranı (SNR) ile doğrudan ilişkilidir. Dozun görüntü kalitesi üzerindeki etkisine ek olarak, toplam görüntü kalitesinde rol oynayan başka birçok faktör de bulunmaktadır. CTDI_{vol} denkleminde de görülebileceği üzere, doz; kesit kalınlığı ile ilişkili olan pitch parametresi ve piksel boyutu (görüntü çözünürlüğü, Δ) ile ilişkilidir. Bu nedenle denklem şu şekilde genişletilebilir:

$$Dose \propto \frac{SNR^2}{\Delta^3 \cdot T} \quad (3.3)$$

Örneğin, piksel boyutu küçültülerek (yani görüntünün uzaysal çözünürlüğü artırılarak)

etkin doz aynı seviyede tutulmaya çalışılırsa, daha yüksek uzaysal çözünürlüğe sahip görüntüde her bir pikselden geçen X-ışını foton sayısı azalacaktır. Bunun sonucunda, piksel başına düşen SNR düşecek ve görüntüdeki gürültü artacaktır.

X-ışını, Beer–Lambert yasasına göre davranır. Bu yasa, bir dalganın (örneğin X-ışını foton demetinin) bir maddeden geçerken, maddenin atenüasyon katsayısı ile dalganın kat ettiği yol uzunluğu arasındaki çarpımın, iletilen ışın şiddetiyle logaritmik bir ilişki oluşturduğunu belirtir. Başka bir deyişle, iletilen X-ışını yoğunluğu, maddenin soğurma özelliklerine ve kat edilen mesafeye bağlı olarak üstel olarak azalır.

Bu yasa aşağıdaki formda türetilir:

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (3.4)$$

Burada I iletilen demet şiddetini, I_0 ölçülen başlangıç demet şiddetini, μ doğrusal soğurma katsayısını ve x maddenin kalınlığını ifade etmektedir. Belirli bir nesneden geçen demetin iletimi ($\frac{I}{I_0}$), demet enerjisine bağlı olarak değişir ve ölçülebilir atenüasyon katsayısı farklılıklarını ortaya koyar. Bu farklılıklar, daha önce açıklanan Hounsfield denklemi kullanılarak doğrudan BT (Hounsfield) sayılarına dönüştürülebilir.

Bu etki, özellikle yüksek atom numarasına sahip elementlerden geçen projeksiyonlarda daha belirgin hale gelir. İlgilenilen bölgeler (Region of Interest, ROI), iyot ($Z=53$) ve ksenon ($Z=54$) gibi yüksek atom numaralı kontrast maddeler kullanılarak belirginleştirilebilir; bu maddeler, kalsiyum ($Z=20$) ve yağ gibi yumuşak dokulardan kolaylıkla ayırt edilebilir.

Tanısal X-ışını foton demetinin tamamı bir nesne tarafından basitçe soğurulmaz ya da doğrusal bir hat boyunca geçmesine izin verilmez. Demet atenüasyonu, X-ışını kaynağı ile dedektör arasında bulunan atomlar ve elektronlarla gerçekleşen etkileşimler sonucu fotonların hem soğurulması hem de saçılması nedeniyle ortaya çıkar. Saçılma, radyasyon demetinin X-ışını tüpünden dedektöre doğru ilerlerken beklenen yolundan sapmasıdır ve tanısal projeksiyon görüntülerinin bozulmasının başlıca nedenlerinden biridir. Işın sertleşmesi (beam hardening) ile birlikte, BT görüntü artefaktlarının en önemli bilinen nedenleri arasında yer alır. Erken dönem koni-demeti BT sistemlerinde, beklenen BT değerlerinden 300 HU'ya kadar sapmalar rapor edilmiştir.

Fotonlar bir nesneden geçerken üç temel etkileşim türünden biri gerçekleşebilir: Compton saçılması, fotoelektrik soğurma ve koherent saçılma. Bu etkileşimlerin göreceli katkıları, kullanılan X-ışını spektrumunun enerjisine ve incelenen nesnenin malzeme özelliklerine bağlıdır.

Bu üç etkileşim türü arasında en az önemli olanı koherent saçılma (Thomson veya Rayleigh saçılması olarak da bilinir). Koherent saçılmada, fotonun tüm enerjisi atomun elektronları tarafından soğurulur ve daha sonra aynı enerjiyle, rastgele bir yönde yeniden yayılır.

Fotoelektrik soğurmada ise fotonun tüm enerjisi soğurulur ve bu durum atomun dış kabuğundan bir elektronun kopmasına yol açar; böylece atom iyonize olur. İyonize atom tekrar nötr hâline dönerken düşük enerjili bir X-ışını fotonu yayar. Ancak bu düşük enerjili foton genellikle diğer materyaller veya filtreler tarafından soğurulduğundan, modern BT tarayıcılarında saçılmaya bağlı gürültünün önemli bir kaynağı değildir.

Compton saçılması, X-ışını fotonunun bir elektronla etkileşerek enerjisinin bir kısmını elektrona aktarması sonucu orijinal yolundan sapmasıdır. Bu etkileşim sonucunda gelen fotonun enerjisi azalır (dalga boyu artar) ve bu değişim sapma açısına bağlıdır. Sistemin toplam enerji ve momentumu korunur; kaybolan foton enerjisi bir elektronun koparılmasında kullanılarak atom iyonize edilir. Compton saçılması, bu olguyu ilk kez gözlemleyen ve 1923 yılında saçılma açısı ile dalga boyu değişimi arasındaki ilişkiyi tanımlayan fizikçi Arthur Compton'ın adıyla anılmaktadır.

3.7. Doz Uzunluğu Ürünü (DLP)

DLP, mGy cinsinden CTDI_{vol} ve cm cinsinden tarama uzunluğunun çarpımıdır. DLP, helikal protokollerdeki aşırı tarama da dahil olmak üzere tarama uzunluğunu hesaba katar. Tüm modern BT tarayıcıları, doz özeti çizelgesi olarak bilinen bir formda CTDI_{vol} ve DLP'yi rapor eder. DLP, radyasyon riskinin bir ölçüsü olan etkili dozla (ED) orantılıdır. ED/DLP oranı, görüntülenen DLP'den ED'yi tahmin etmek için dönüşüm faktörü olarak kullanılabilir. Aynı DLP'ye sahip iki farklı tarama, organların radyosensitivitesi tarama eksenini boyunca değiştiğinden farklı ED/DLP oranlarına sahip olabilir (Strauss ve diğ., 2011).

CTDI, hasta dozunun bir ölçümü değildir; aksine, protokolleri ve sistemleri karşılaştırmak için kullanılabilen bir endekstir. Sabit boyutlu silindirik bir fantom kullanmak, CTDI'nin sınırlamalarından biridir, çünkü sabit boyutlu fantom hastaların gerçek geometrisini tam olarak temsil etmez. Ayrıca, CTDI dokudaki dozu değil, havadaki dozu ölçer. BT'de daha geniş bir ışın kullanımındaki artışla birlikte, CTDI dozu 0,6-0,8 aralığında değişen bir faktörle olduğundan düşük tahmin edilmektedir (Christner, 2010). Çünkü kalem bölmesinin etkin uzunluğu doz profilinin kuyruklarını kapatmak için çok kısadır. Dozu doğru bir şekilde ölçmek

için, uzunluğu 400 mm'den fazla olan bir fantom kullanılmalıdır. Bazı durumlarda, ışın genişliği CTDI ölçümü için kullanılan kalem bölmesinin uzunluğunu aşar ve bu durumda CTDI, bu kadar geniş bir ışınla doz hakkında herhangi bir bilgi sağlamada tamamen başarısız olur. CTDI'nin herhangi bir mA modülasyonu olmadan ölçülmesi gerekir. Bununla beraber, mA modülasyonu kullanımı standart uygulama haline gelmiştir ve tüm tedarikçiler tarafından kullanılmaktadır. mA modülasyon tekniği, X-ışını tüpü hastanın etrafında dönerken mA'yı ayarlamak için keşif taramasından gelen zayıflama bilgilerini kullanır. mA modülasyonu, zayıflama profiline bağlı olarak mA'yı değiştirerek dozu azaltmaya yardımcı olur; ancak CTDI bunu hesaba katmaz çünkü CTDI fantomu, mA modülasyonunun kullanılmadığı mükemmel bir silindir olduğundan, mA modülasyonu olmadan standart protokol kullanılarak ölçölür (Langland ve diğ., 2002).



4. İYONLAŞTIRICI RADYASYONUN ETKİLERİ

X ışınları gibi iyonlaştırıcı radyasyonlar, atomların, moleküllerin, hücrelerin, dokuların, organların ve nihayetinde tüm vücudun iyonlaşmasına neden olur. Bu, alınan radyasyon miktarına bağlıdır. Organların iyonlaştırıcı radyasyonlara verdiği tepki, her dokunun hassasiyetine bağlıdır. Üreme hücrelerinin ve bağırsak mukozasının iyonlaştırıcı radyasyona karşı yüksek hassasiyete sahip olduğu bildirilmiştir. Tükürük bezleri, göz merceği ve tiroit bezi ise biraz daha az hassastır. Kas ve sinir dokuları nispeten duyarsız olarak sınıflandırılmıştır. Radyasyona maruz kalmaya karşı doku tepkileri açısından iki tür etki tanımlanmıştır. Belirli bir eşik doz maruziyetine bağlı olarak ortaya çıkan etkiler deterministik (stokastik olmayan) etkiler olarak adlandırılırken, minimum dozdan bağımsız şekilde gerçekleşen etkiler stokastik etkiler olarak tanımlanır (Sandblom, 2012).

Göz merceği, iyonlaştırıcı radyasyona duyarlı, oldukça aktif bölünen epitel hücrelerinden oluşan tek bir katman içerir. Bu hücrelerin bazıları olgun mercek lifi hücrelerine farklılaşır. Mercek şeffaflığı, bu katmanın iyi durumda olmasına bağlıdır. İyonlaştırıcı radyasyon, bu hassas hücrelerin mutasyonuna veya ölümüne yol açarak bu katmanın bozulmasına neden olabilir. Bu durum, merceğin bulanıklaşmasına ve dolayısıyla katarakt olarak bilinen görme bozukluğuna neden olabilir (Rehani ve diğ., 2011). ICRP, kataraktı iyonlaştırıcı radyasyonun stokastik olmayan bir etkisi olarak değerlendirir. 5 yıllık bir süre boyunca ortalaması alınarak, hiçbir yılın 50 mSv'yi aşmaması koşuluyla, yılda eşdeğer doz sınırı olarak 20 mSv önerilmektedir. Radyasyon kaynaklı katarakt için eşik mercek dozu 0,5 Gy'dir (ICRP, 2007). Tiroit, iyonlaştırıcı radyasyona karşı nispeten düşük duyarlılığa sahip bir organ olarak sınıflandırılmıştır. Bu, özellikle 12 yaşından önce, kansere yol açabilecek hücre hasarının minimal bir dozda bile meydana gelebileceği anlamına gelir. Tiroit kanseri, ICRP tarafından radyasyonun stokastik bir etkisi olarak sınıflandırılır (Chambers, 2014).

4.1. Etkin Radyasyon Dozunu Hesaplama Yöntemi

Radyasyon maruziyetinin dozunun veya miktarının belirlenmesi, dozimetri adı verilen fizik biliminin bir bölümü tarafından düzenlenir. Bu bilim, radyasyonun biyolojik etkilerinin tahminlerini sağlar ve bu nedenle uygun tedavi ve tanı amaçlı kullanımına olanak tanır (Ludlow ve diğ., 2006). Dozimetrde kullanılan bazı kavramlar soğurulan doz, eşdeğer doz, etkili doz ve kişisel doz eşdeğeridir. Soğurulan doz, Gray (Gy) cinsinden ifade edilir. Herhangi bir tür iyonlaştırıcı radyasyondan, herhangi bir tür maddenin birim kütlesi başına soğurulan enerjiyi

ifade eder. Eşdeğer doz, belirli bir radyasyon türünün biyolojik etkisini dikkate almak için radyasyon ağırlıklandırma faktörü (W_R) ile çarpılarak hesaplanır; bu nedenle, farklı radyasyon türleri arasındaki biyolojik etki farklılıklarını yansıtan daha özgül bir ölçüttür.

Eşdeğer doz (H_T) = Soğurulan doz $\times$ Radyasyon ağırlıklandırma faktörü

$$\text{Sieverts (Sv)} = \text{Gy} \times W_R \quad (4.1)$$

Etkin doz, radyasyona maruz kalan insanlardaki biyolojik riskleri dikkate alır. Başka bir deyişle, radyasyonun soğurulan dozunu, radyasyon türünü, radyasyona maruz kalan dokunun duyarlılığını ve kanserojen potansiyelini, eşik doz olmadan bile dikkate alır. Bu nedenle, doku ağırlıklandırma faktörü (W_T) ile ifade edilen radyasyonun stokastik etki olasılıklarını da hesaba katar. Maruz kalan organ oranı da dikkate alınır. Yüzde olarak ifade edilir.

Eşdeğer dozu bulduktan sonra, bunu ICRU 103' de tanımlanan organın rayosensitivite ağırlık faktörleri ile çarparak elde ederiz. Günümüzde eşdeğer doz hesaplaması, doğrudan okuma yerine kalibrasyon yöntemine dayalı dönüşüm katsayıları kullanılarak yapılmaktadır (Pauwels ve diğ, 2012).

$$E(Sv) = \sum_T w_T \times H_T = \sum_T w_T \times D_T \times w_R \quad (4.2)$$

Burada, $E(Sv)$ eşdeğer Dozu ifade ederken w_T doku ağırlık faktörü, w_R radyasyon ağırlık faktörü ve D_T maruz kalınan dozu ifade eder.

5. DOZ ÖLÇÜMÜ VE ÖLÇÜM SİSTEMLERİ

5.1. İyon Odası

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

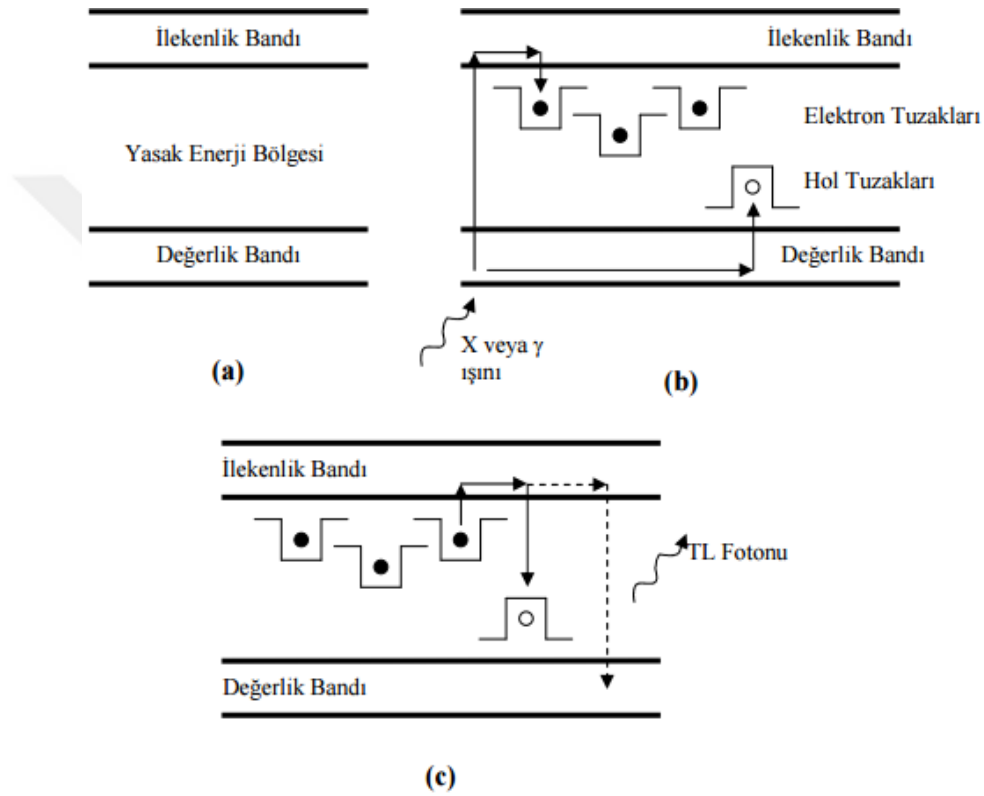
5.2. Termoluminesans Dozimetri (TLD)

Uyarılmış bir atom veya molekül kararsız durumdadır. Uyarılması sonucu fazla enerjisini geri vererek temel duruma dönmek ister. Atom veya molekül, temel enerji düzeyine dönerken fazla enerjisinin tümünü veya bir kısmını ısı veya ışık yayarak atabilir ve böylece sistemden ışıma gözlenir. Bu ışık yayılması olayı genel olarak lüminesans olarak ifade edilmektedir. Yayınlanan ışığın dalga boyu lüminesans materyalinin kimliği hakkında bilgi içerir.

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

Şekil 5.1’de termoluminesans olayı için tek kristal yapıya sahip bir katının enerji band yapısı gösterilmiştir. İletkenlik bandı, kristal örgüde serbestçe hareket eden ve bağlı olmayan enerji düzeyindeki elektronları; değerlik bandı ise bağlı düzeydeki elektronları temsil eder. İletkenlik ve değerlik bandı, yasak enerji aralığı ile birbirinden ayrılmıştır. Kristaldeki safsızlıkların veya yapı bozukluklarının varlığı yasak enerji bölgesinde,deşikler (holler) ve elektronlar için enerji tuzaklarının oluşmasını sağlar. Kristal ısıtıldığında, değerlik bandında bulunan ve soğurulan radyasyonun enerjisini kazanan elektronlar arkalarında elektron boşlukları bırakarak iletkenlik bandına çıkarlar ve daha sonra görüldüğü gibi bu tuzaklara

yakalanırlar. Tuzaklanmış elektronlar kaçmak için yeterli enerjiye sahip olmadıkları sürece tuzaklarda kalırlar. Bu süreyi belirleyen tuzağın derinliği ve maddenin sıcaklığıdır. Kristal ısıtılınca, tuzaklanmış elektronlar tuzaklardan kurtulur, iletim bandına geçer ve daha alt enerji durumlarına dönerken enerji farkını ışık fotonu olarak dışarı yayarlar. Bu olay termolüminesans olarak tanımlanmaktadır. Kristalden yayınlanan ışık miktarı, tuzaklardaki elektron sayısı ile dolayısıyla soğurulan doz ile orantılıdır. Yayınlanan ışık miktarının ölçülmesi ile katının soğurduğu radyasyon dozu bulunabilir.



Şekil 5.1. (a) Tek kristal yapıya sahip katının enerji band diagramı (b) Radyasyon ile uyarılan kristalde oluşan elektronlar ve deşiklerin tuzaklanması (c) Isıtma sonucu yeterli termal enerji alan tuzaklanmış elektronların daha düşük enerji durumlarına dönmeleri halinde ışık fotonu yayınlanması

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

5.3. Rando Fantom

Şekil 5.2’de görülen gerçek insan boyutlarında ve bazı organların yoğunluk inhomojenitelerine sahip olan bu insan şekilli fantom, sentetik izosiyanat maddesinden doku özelliklerine uygun olarak yapılmıştır.

Rando fantomun kemikleri gerçek insan kemiğidir ve insan vücudunda bulunan boşluklara sahiptir. Fantom 2,5 cm kalınlığında 35 adet kesitten oluşmaktadır. Her bir kesit soğurulan dozu ölçmede kullanılan TLD rodı yerleşimine uygun deliklere sahiptir.



Şekil 5.2. Rando antropomorfik fantomun kesitsel yapısı

6. MATERYAL VE YÖNTEM

Kranial BT görüntülemesine; kafa travması sonrası intrakraniyal kanama veya beyin ödemi şüphesi değerlendirmede, inme (stroke) veya geçici iskemik atak şüphesi durumunda, beyin apsesi, menenjit, ensefalit, sinüs kaynaklı enfeksiyonların yayılımını değerlendirmede ayrıca primer beyin tümörleri veya metastazların saptanması ve takibinde sıklıkla başvurulmaktadır. Radyasyonun stokastik etkileri göz önünde bulundurularak özellikle radyoduyarlı organlardaki soğurulan dozu mümkün olduğunca aza indirmek ALARA (As Low As Reasonably Achievable) prensibinin temel ilkeleri arasında yer almaktadır. BT görüntüleme sırasındaki hastaların organlarındaki dozlar doğrudan ölçülemediği için Monte Carlo tabanlı simülasyon yazılımları ile yaklaşık doz tahmini yapılmaktadır. Hastadaki organ dozlarını ölçmedeki zorluklar göz önünde bulundurularak insan eşdeğeri fantomlar ile doz ölçümleri yapılabilmektedir.

Bu tez kapsamında kranial BT görüntülemesi sırasındaki Ulusal Kanser Enstitüsü Bilgisayarlı Tomografi Dozimetri Sistemi (National Cancer Institute dosimetry system for Computed Tomography-NCICT) yazılımı ile tahmin edilen organ dozları ile TLD ile ölçülen dozlar karşılaştırılmıştır. Böylece NCICT yazılımının tarama alanı içindeki ve dışındaki organlardaki doz tahmin performansı değerlendirilmiştir. Ayrıca BT görüntüleme sırasında koruyucu ekipman kullanımının radyoduyarlı organlardaki radyasyon dozunun azaltılmasındaki etkisi in vivo doz ölçümleri ile incelenmiştir. Çalışmada gerekli verilerin toplanması için Selçuk Üniversitesi Tıp Fakültesi Etik Kurulundan 05 Mayıs 2025 tarih ve 2025/326 sayılı kararı ile etik kurul onayı alınmış olup EK-1’de sunulmuştur.

6.1. Bilgisayarlı Tomografi (BT)

Bu tez çalışmasında bütün BT taramaları Siemens Somatom Scope cihazında yapılmıştır. Somatom Scope (Siemens Healthineers, Erlangen, Germany) tek X-ışını tüpüne sahip 16 kesitli çok kesitli BT (MDCT) cihazıdır. Kompakt tasarımı ve kolay kullanım hizmeti ile acil servis, yoğun bakım ve ayaktan görüntüleme merkezleri gibi alanlarda yaygın olarak tercih edilmektedir. Cihazın dedektör yapısı sub-milimetrik izotropik çözünürlüğe sahip olup, aynı anda 16 dilim veri toplayan 24 sıralı adaptif dedektör dizisi bulunmaktadır. Yaklaşık 70 cm gantri iç açıklığına sahip olup, spiral ve aksiyel taramaları yapabilmektedir. Cihazda $\pm 30^\circ$ aralığında gantri eğimi verilebilmesi sayesinde özellikle kranial çekimlerde göz merceğinin daha az radyasyona maruz kalması sağlanabilmektedir.

Hasta masası, 200 kg'a kadar ağırlığı taşıyabilmektedir. Masa yüksek radyolüsent özellikte olup karbon fiberden üretilmiştir. Masa yüksek hassasiyet özelliği sayesinde ± 0.25 mm hassasiyetle kesit hizalaması yapabilmektedir. Ek olarak cihaz 80–130 kVp arasında radyasyon üretebilen X-ışını tüpüne sahiptir. Bu tüpün maksimum tüp akımı yaklaşık 300 mA'dır. X-ışını tüpü ve masanın koordine hareketi ile üç boyutlu veri elde edilebilmektedir. Tüm BT cihazlarında olduğu gibi Somatom Scope cihazında da hastadaki radyasyon dozu doğrudan yapılamamaktadır. Cihaz CTDIvol, DLP değerlerini standart fantom ölçümleri üzerinden tanımlanan doz indeksleriyle elde edilebilmekte bu durum da dolaylı yoldan soğurulan doz tahminine izin vermektedir. CTDIvol ve DLP değerleri, farklı cihazlar ve protokoller arasında göreceli doz karşılaştırması yapmaya ve doz optimizasyonu (ALARA) ilkelerini uygulamaya olanak tanımaktadır. Somatom Scope cihazının görseli Şekil 6.1'de gösterilmektedir.



Şekil 6.1. Siemens Somatom Scope cihazı

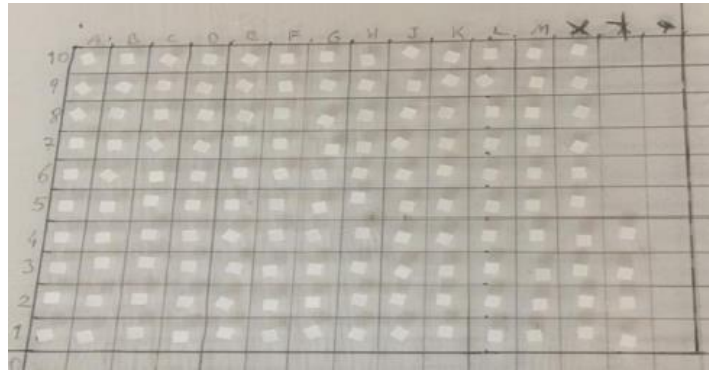
6.2. Termolüminesans Dozimetre (TLD)

Bu tez çalışmasında in vivo doz ölçümleri için lityum florür, magnezyum ve titanyum katkı (LiF:Mg,Ti) ve $3,2 \times 3,2 \times 0,9$ mm boyutundaki TLD-100 çipleri (Thermo Fisher Scientific, USA) kullanılmıştır. Doz ölçümlerinde kullanılan TLD'ler Şekil 6.2'de

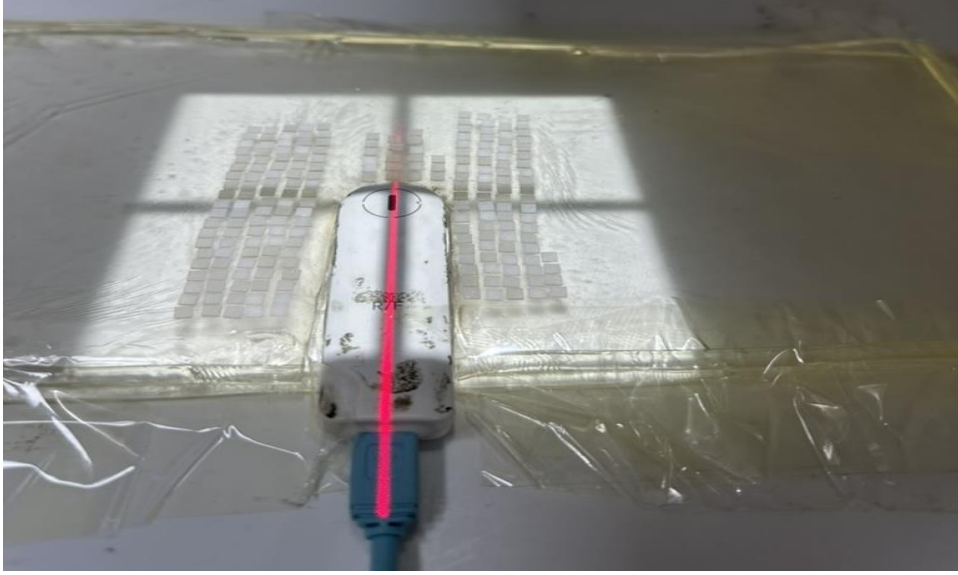
gösterilmiştir. TLD-100 çiplerinin yoğunluğu yaklaşık $2,64 \text{ g/cm}^3$ olup atom numarası (Zeff) ise 8,2 dir. Bu Zeff değeri yaklaşık olarak yumuşak doku değerine eşdeğerdir. BT görüntülemeye radyasyonun madde ile etkileşimindeki baskın fiziksel olay fotoelektrik olay olduğu için Zeff değeri özellikle artefakt olmaması adına çok önemlidir. Dolayısıyla çalışmada doz ölçümleri sırasında kullanılan TLD-100 çipleri artefakt yaratmamıştır.

Çalışma kapsamındaki tüm tarama işlemlerinde primer radyasyona maruz kalan organlardaki ve sekonder radyasyon maruz kalan tiroit ve meme gibi radyoduyarlı organlardaki doz ölçümlerinde TLD çipleri kullanılmıştır.

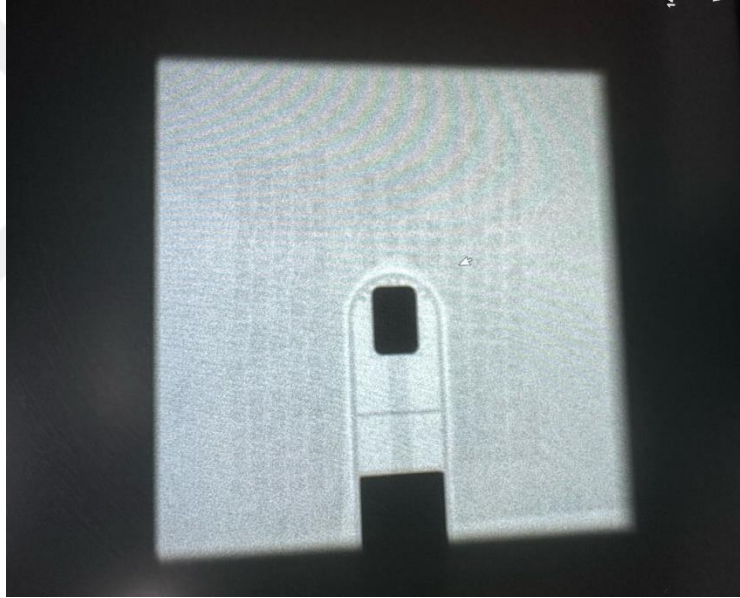
TLD'ler kullanılmadan önce kapsamlı bir kalibrasyon işleminden geçirilmiştir. TLD'lerin kalibrasyonu için 110 kV ve 150 mAs tüp akımında üretilen X- ışını ile 30 mGy doz soğurulacak şekilde ışınlanarak kalibre edilmiştir. TLD'lerin kalibrasyon sırasında kurulan düzenek Şekil 6.3 ve 6.4'te gösterilmiştir. Kalibrasyon işlemleri sırasında her bir TLD'nin karakteristik özellikleri farklı olduğu için doz hassasiyeti benzer olan TLD çiplerini seçmek adına kalibrasyon adımları ile TLD'lerde eleme yapılmıştır. Öncelikle her bir TLD çipinin bireysel duyarlılığını ortalama duyarlılığa göre normalize eden düzeltme katsayısı olan Element Correction Coefficient (ECC) katsayıları her bir TLD için elde edildi. Daha sonra, Harshaw 3500 TLD okuyucusunun ürettiği ışık sinyali miktarını soğurulan doz (mGy) cinsine dönüştüren çeviri katsayısı Reader Calibration Factor (RCF) elde edildi. Çalışmaya dahil edilen benzer sinyaller üretebilen TLD'lerin ECC değerleri tekrar elde edilerek doz ölçümlerine hazır hale getirildi. Çalışmaya dahil edilen TLD'ler 0.1 mGy'den 40 mGy kadar doz verim testine tabi tutuldu. Doz verimliliği %3 içerisinde olan TLD'ler çalışmaya dahil edildi.



Şekil 6.2: TLD -100 Çipleri



Şekil 6.3. TLD'lerin kalibrasyon sırasındaki doz ölçüm düzeneği



Şekil 6.4. TLD'lerin ve dozimetri sisteminin kalibrasyon sırasındaki filmi

6.3. Harshaw TLD3500 Okuyucu

Çalışma kapsamında iyonlaştırıcı radyasyona maruz kalmış TLD'lerin soğurduğu enerjiyi ışığa dönüştürerek ölçen yarı otomatik bir dozimetrik okuma sistemi olan Harshaw TLD Reader 3500 (Thermo Electron Corporation, USA) kullanıldı. Cihaz doz okumasında, WinREMS programı kullanıldı. WinREMS bir programdır ve aldığı sinyallerle tüm TLD okumalarının doz değerlerini ve ışıma eğrilerini oluşturup analiz edebilir ve hafızaya alabilmektedir. Ölçümü yapılacak TLD çipleri öncelikle alüminyum disk üzerine yerleştirdi.

Çip, 10 °C/s hızla 400 °C'ye kadar lineer olarak ısıtıldı ve bu sırada serbest kalan elektronların yaymış olduğu ışık Photomultiplier Tube (PMT) ile elektrik sinyaline dönüştürüldü. Elektrik sinyalinin dijitalleştirilmesi ile WinREMS yazılımı ile okuma sonucu elde edildi. Bütün okumalarda aynı parametreler kullanılarak doz belirsizliğinin önüne geçilmiştir. Şekil 6.5'te Harshaw 3500 TLD okuyucu gösterilmiştir.



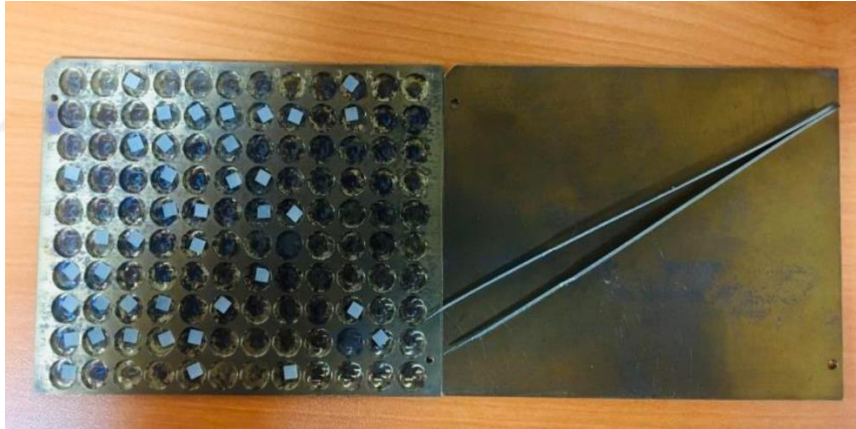
Şekil 6.5. Harshaw 3500 TLD okuyucu sistemi

6.4. PTW-TLD Fırını

PTW-TLD fırını kalibrasyon sırasında ve TLD çiplerinin sıfırlanarak yeniden kullanılması amacıyla çalışmanın bütün doz okuma işlemlerinde kullanılmıştır. PTW-TLD Fırını Şekil 6.6'da gösterilmiştir. TLD'ler alüminyum tabla içerisinde belirlenen yuvalara yerleştirildikten sonra fırın içerisine yerleştirilerek tavlama işlemine tabi tutulmuşlardır. TLD'lerin tabla içerisindeki konumu Şekil 6.7'de sunulmuştur. Tavlama işlemi bütün çalışma boyunca sabit tutulmuş olup, TLD'ler 400°C'de 1 saat ve 100°C'de 2 saat fırınlama işlemi yapılmıştır.



Şekil 6.6. TLD fırını



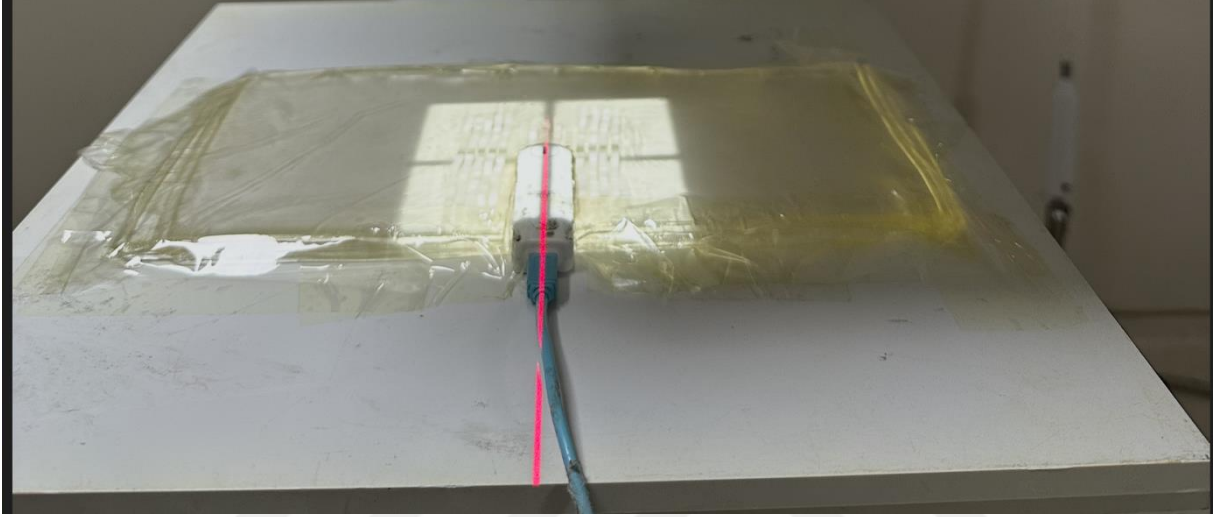
Şekil 6.7. Alüminyum tabla ve TLD'ler

6.5. RW3 Katı Su Fantomu

RW3, yüksek homojenlikte, polimer bazlı su eşdeğeri bir kompozit malzemedir. Bileşim, saf suyun (H_2O) radyasyonla etkileşim özelliklerini taklit edecek şekilde optimize edilmiştir. Zeff ve elektron yoğunluğu sırasıyla 7.3 ve $3.34 \times 10^{23} e^-/g$ olduğu için suya benzer özellik göstermektedir. Bu özelliği ile radyoloji ve radyoterapide yaygın olarak tercih edilmektedir. RW3 fantomları, radyasyon dozimetrisinde referans ortam olarak ICRU 44,

TRS-398 tavsiyeleri ile kullanılmaktadır. Çünkü gerçek su fantomlarına kıyasla taşınabilir, stabildir ve uzun süreli ölçümler için uygundur.

RW3 fantomlarının HU değerleri de yaklaşık +5 ila +10 HU aralığında olduğu için görüntü kalitesini de olumsuz etkilememektedir. İçeriğinde, Hidrojen, Karbon, Oksijen ve az miktarda Klor içeren polimer matris bulunmaktadır. Şekil 6.8’de görüldüğü üzere bu çalışmada RW3 katı fantom, TLD’lerin altına yerleştirilerek geri saçılmaları önlemek için kullanılmıştır.



Şekil 6.8. RW3 katı su fantomu

6.6. RaySafe X2 Solo Base Unit

İyonlaştırıcı X-ışını cihazlarının fiziksel parametrelerini doğrudan ölçmek için geliştirilmiş, yüksek doğruluklu bir X-ray dozimetrik ölçüm sistemi olan RaySafe X2 Solo Base Unit (Unfors RaySafe AB, İsveç) bu çalışmada doz TLD’lerin kalibrasyonu ve doz verim testlerinin yapılmasında kullanılmıştır. Bu elektrometre sistemi, ışınlama sırasında tüm ölçüm sinyallerini toplayarak hızlı analiz imkânı sunmaktadır. RaySafe X2 Solo Base Unit, modern diagnostik radyoloji cihazlarının dozimetri kalibrasyonu ve kalite kontrolü için geliştirilmiş, yüksek doğruluklu bir yarı iletken temelli X-ışını ölçüm sistemidir. RaySafe X2 Solo, yarı iletken dedektör prensibiyle çalışmaktadır. Bu nedenle BT, radyografi, floroskopi, mamografide yaygın olarak kullanılmaktadır. RaySafe X2 Solo Base cihazı Şekil 6.9’da gösterilmiştir.



Şekil 6.9. RaySafe X2 Solo Base cihazı

6.7. Alderson Rando Fantom

Alderson Rando fantomu, insan vücudunun radyolojik olarak gerçeğe en yakın şekilde modellenmesi amacıyla geliştirilmiş bir antropomorfik katı doku fantomudur. Fantom, insan vücudunun gerçek kemik, yumuşak doku ve hava boşluğu yapısını fiziksel ve radyolojik olarak simüle etmektedir. Bu nedenle hem dozimetri hem de görüntü kalitesi optimizasyonu için altın standart modellerden biridir. Bu çalışmada 1,55 m boyunda ve 55 kilogramlık erişkin kadın fantom kullanılmıştır. Bu fantom 2,5 cm kesit kalınlıklarından oluşmaktadır. Ayrıca her kesitte TLD çiplerinin yerleştirilebilmesi için küçük delikler bulunmaktadır. Malzeme yapısı, doku eşdeğeri epoksi reçineden oluşmakta ve yoğunluğu su eşdeğeri olup yaklaşık $1,04 \text{ g/cm}^3$ 'dir. İnsan dokusunun Zeff değeri 7,42 iken fantomun Zeff değeri 7,4'tür. Bu durum tıptaki radyasyon uygulamalarında bu fantomun sıklıkla kullanılmasının önünü açmıştır. BT, radyoterapi plan kalite kontrolü, Monte Carlo Simülasyon doğrulama, Nükleer Tıp bölümlerinde farklı amaçlar ile kullanılabilir. Bu çalışmada doz ölçümleri için kullanılan Alderson Rando fantom Şekil 6.10'da gösterilmiştir.

Siemens Somatom Scope cihazı ile yapılan kranial BT taramasında primer radyasyon alanı içinde kalan beyin, lens, kohlea, hipofiz bezi, temporal lob, parotis bezi dozlarının ölçümü için fantom içerisinde uygun anatomik bölgelere TLD'ler yerleştirilmiştir. Örneğin Şekil 6.11'de gösterildiği gibi TLD çipleri kohleaya yerleştirilmiştir. Ayrıca beyin anatomik bölgesine yerleştirilen TLD'ler de Şekil 6.12'de sunulmuştur. Sekonder radyasyona maruz kalan tiroit ve meme için de koruyucu ekipman olmadan ve koruyucu ekipman ile taramalar tekrarlanmıştır. Böyle görüntü kalitesini olumsuz etkilemeyecek kurşun içerikli koruyucuların meme ve tiroit dozu üzerindeki etkisi analiz edilmiştir.



Şekil 6.10. AldersonRando Fantom: radyasyon doz dağılımı ölçümlerinde kullanılan referans model



Şekil 6.11. Koklea bölgesine yerleştirilen TLD çipleri ile yapılan doz ölçüm düzeneği



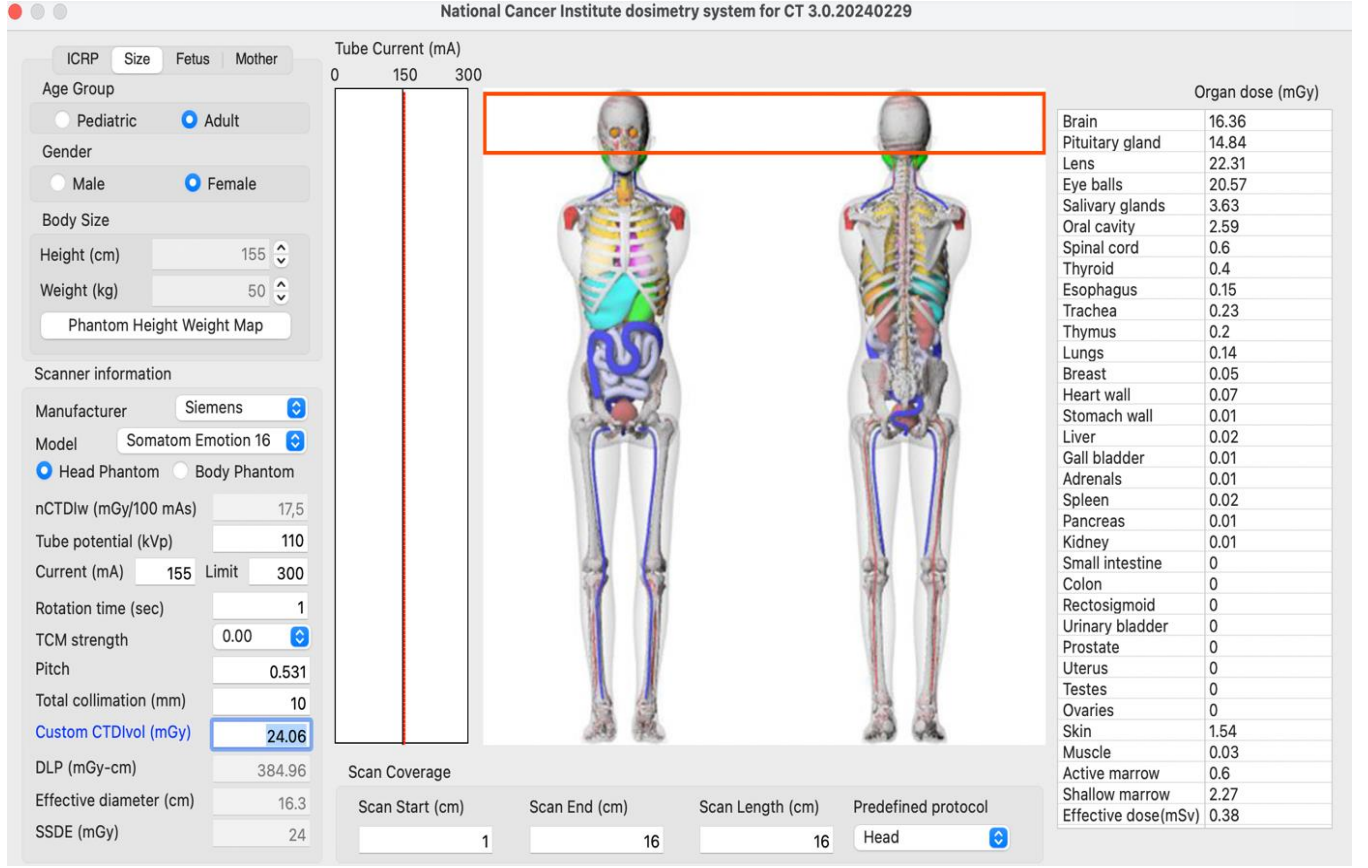
Şekil 6.12. Beyin anatomik anatomik bölgesine yerleştirilen TLD çipleri ile deneysel dozimetri uygulaması

6.8. NCICT Yazılımı

NCICT, ABD Ulusal Kanser Enstitüsü (National Cancer Institute, NCI) – Division of Cancer Epidemiology and Genetics (DCEG), Radiation Epidemiology Branch tarafından geliştirilmiş, BT incelemelerinde organ-özel soğurulan dozların hesaplanması için kullanılan bir yazılımdır. Klinik ve epidemiyolojik çalışmalarda pediatrik ve erişkin hastalar için Monte Carlo tabanlı organ dozu katsayıları ve ICRP referans fantomları kullanarak organ dozlarını (mGy) ve etkin dozu (ICRP-103 ağırlıklarıyla, mSv) tahmin etmektedir. NCICT; belirli BT protokollerinde (kVp, beam filtrasyonu/spektrumu, kolimasyon, pitch vb.) ön-hesaplanmış organ dozu katsayılarına (dose conversion coefficients, DCC) dayanır. Bu katsayılar ICRP 110 referans voksel/hibrid fantomları (yaşa ve cinsiyete göre) üzerinde ayrıntılı Monte Carlo benzetimleriyle üretilmiştir. NCICT yazılımına BT cihazı, cihazın teknik özellikleri, tarama uzunluğu, radyasyon parametreleri, kolimatör, CTDI ve DLP bilgilerine ek olarak hasta bilgileri de girilerek organ dozları tahmin edilebilmektedir.

Bu çalışmada NCICT 3.0, Bethesda, MD, USA) yazılımı kullanılmıştır. Programa fantom bilgileri ve çekim parametreleri girildikten sonra yazılım tarafından tahmini organ dozları elde edilmiştir. Şekil 6.13'te yazılıma girilen parametreler sonucu elde edilen tahmini

organ dozları gösterilmektedir.



Şekil 6.13. NCICT v3.0 Monte Carlo dozimetri yazılımı ile BT organ dozlarının tahmini hesaplanması

6.9. Bolus

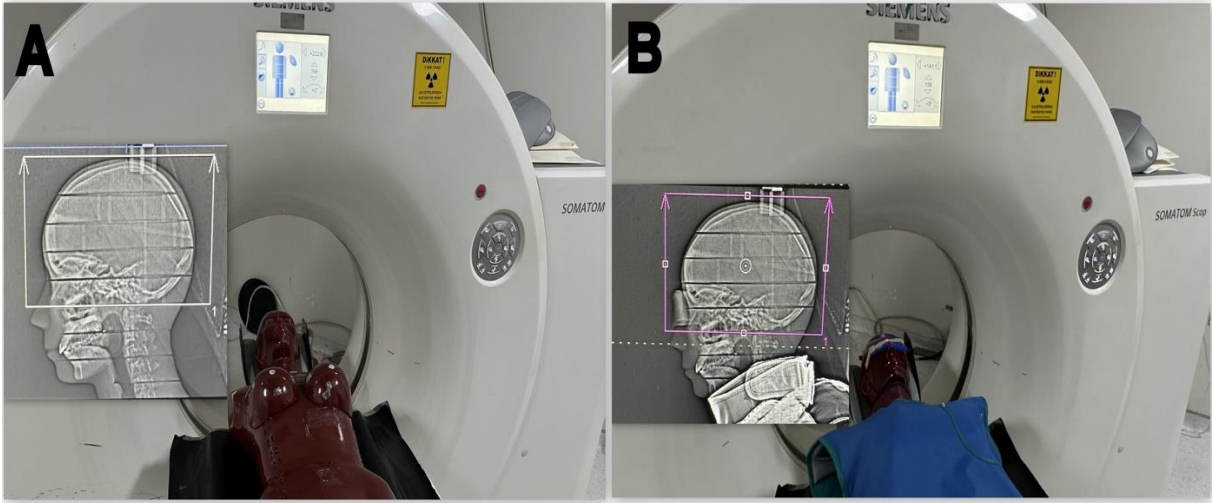
Bolus, “doku eşdeğeri” gösteren bir materyal olup, yüksek enerjili foton veya elektron ışınlamalarında, hedef yüzeyin hemen altında istenilen doz-artışını oluşturmak, giriş dozunu artırmak veya yüzeye yakın tümörleri etkin şekilde ışınlamak için kullanılan “yapılandırılmış materyaldir”. Bolusun yoğunluğu ve Zeff değeri insan yumuşak dokusuna eşdeğerdir. Her ne kadar bolus çoğunlukla radyoterapi alanında olsa da BT veya radyografi protokollerinde de “yumuşak doku eşdeğer materyal” olarak özellikle doz optimizasyonu veya kalkanlama çalışmalarında kullanılabilmektedir. Çalışmada, 0,5 cm kalınlığında doku eşdeğeri bolus materyali kullanılmış olup, bu materyalin lens dozlarını azaltmada koruyucu bir etki gösterip göstermediği araştırılmıştır. Bu amaçla Şekil 6.14’te görüldüğü üzere koruyucu materyalleri içeren Alderson Rando fantomun göz üzerine 0,5 cm kalınlığında bolus materyali yerleştirilerek TLD’ler ile doz ölçümü yapılmıştır.



Şekil 6.14. Lens dozunu azaltma potansiyeli araştırılan bolus materyalinin deneysel uygulaması

6.10. Koruyucu Ekipmanlar

0,50 mm Pb eşdeğer kurşun içerikli önlükler ve tiroit koruyucular özellikle alan dışındaki radyoduyarlı organları korumak için yaygın olarak kullanılmaktadır. Kurşun eşdeğerli koruyucular, primer ışın alanında artefakt oluşturma riski nedeniyle kullanılmamaktadır. Bu çalışmada, kranial BT taramalarında alan dışında kalan tiroit ve meme organları için koruyucu ekipman uygulanmıştır. Görüntü kalitesini olumsuz etkileyebileceği gerekçesiyle lens için koruyucu kullanılmamış; ancak tiroit ve meme için, görüntü kalitesini etkilemeyeceği göz önünde bulundurularak koruyucu ekipman tercih edilmiştir. Tiroit ve meme bölgelerine TLD'ler yerleştirilerek, bu koruyucu ekipmanların doz azaltmadaki etkinliği değerlendirilmiştir. Şekil 6.15'te koruyucu ekipman kullanılmadan ve koruyucu ekipman ile gerçekleştirilen fantom taramaları gösterilmektedir.



Şekil 6.15. Koruyucu ekipman kullanılmadan (A) ve koruyucu ekipman ile (B) gerçekleştirilen kraniyal BT taramalarının karşılaştırılması

7. ARAŞTIRMA SONUÇLARI VE BULGULAR

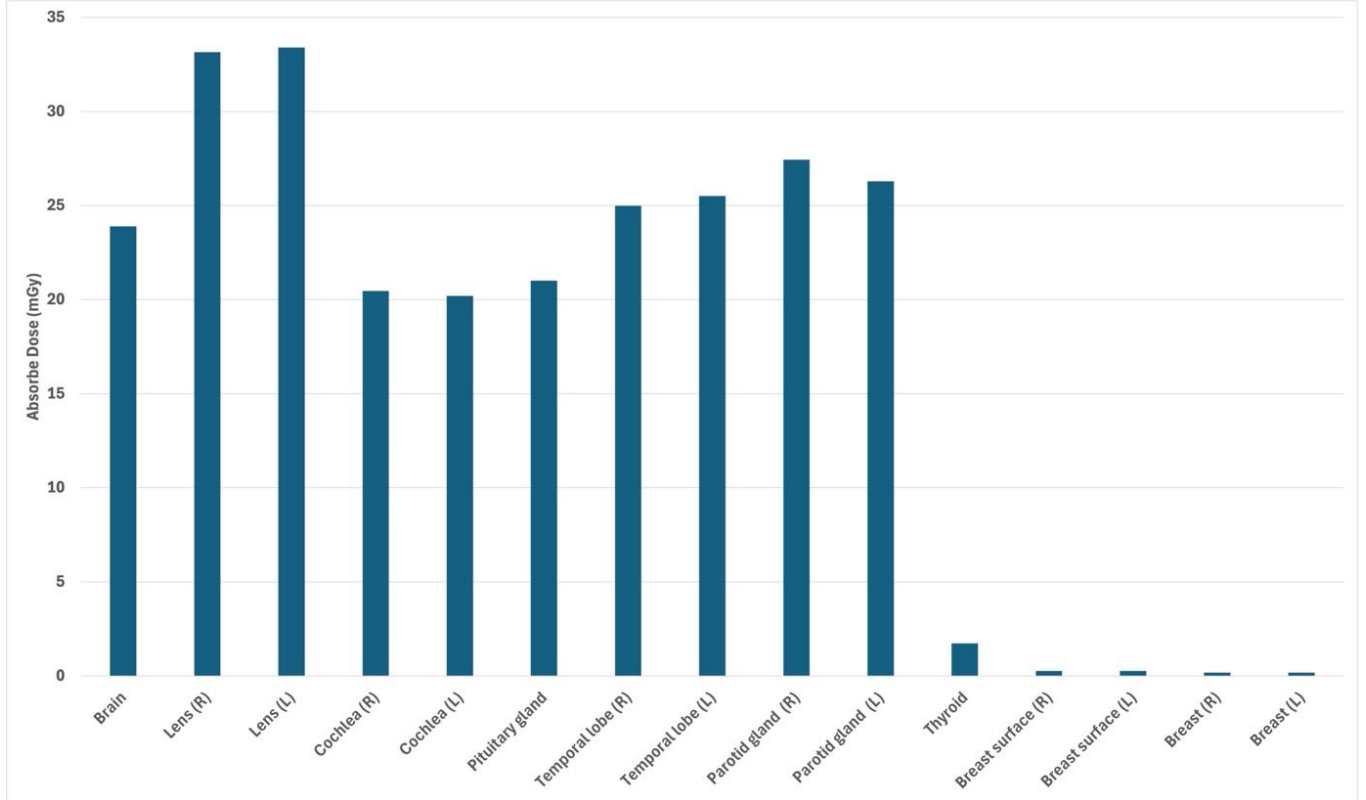
Bu tez kapsamında kranial BT taramasında primer radyasyona maruz kalan beyin, lens, kohlea, temporal lob, hipofiz, parotis bezi organlarındaki soğurulan doz ve sekonder radyasyona maruz kalan tiroit ve meme radyoduyarlı organlarındaki soğurulan dozlar in vivo dozimetrelerden olan TLD'ler ile ölçülmüştür. Ayrıca bolus, tiroit ve meme koruyucu kurşun içerikli malzemelerin doz azaltma etkinliği analiz edilmiştir. BT taramasında doğrudan organ doz ölçümleri yapılamadığı için NCICT 3.0 yazılımı kullanılarak kranial taramasında organların aldığı dozlar tahmin edilmiştir. NCICT 3.0 yazılımı ile yapılan organ dozları TLD ölçümleri ile karşılaştırılarak, yazılımın alan içi ve alan dışı organlardaki doz tahmin performansı analiz edilmiştir.

7.1. Kranial BT Taraması In Vivo Doz Ölçümleri

Siemens SOMATOM Scope 16 kesitli BT tarayıcıda, 110 kVp tüp voltajı, 151 ila 155 mAs arasında değişen tüp akım-zaman ürünü, $16 \times 0,75$ mm kolimasyon, 1,0 s dönüş süresi, 0,531 adım ve 5 mm kesit kalınlığı kullanılarak yapılan kranial BT taraması sırasında alan içi ve alan dışı organlarda TLD ile ölçülen soğurulan doz sonuçları Şekil 7.1'de sunulmuştur. Tarama, tepe noktasından C1'in arka kemerinin üst kenarına kadar, yaklaşık 16 cm'lik bir tarama uzunluğuna karşılık gelecek şekilde gerçekleştirildi. Şekil 7.1'den de görüleceği gibi kranial BT taramasında en yüksek dozun soğurulduğu organ lensler idi. Lenslerdeki ortalama soğurulan doz 33.0 mGy ölçüldü. Lens yüzeyden yaklaşık 2-3 mm derinlikte olduğu ve primer radyasyona doğrudan maruz kaldığı için lensde en yüksek doz ölçülmüştür. Yüzeye yakın lens dokusu, özellikle orbitanın anteriorundan giren demette, yüzey altı maksimum dozun yüzeye yaklaşması ve baş-boyun çekimlerinin düşük pitch (0,531) ve kısa rotasyon süresiyle helikal taramanın etkisi ile lens dozunun hacimsel ortalaması beyin dozunun üzerinde ölçülmüştür. Çekimin büyük bölümünde izomerkez yakınında ve ışın yoluna tangansiyel konumlandıkları için yüksek primer bileşen ve hasta-içi saçılmanın birleşik etkisine maruz kalan temporal loblar ve parotislerin ortalama dozları sırasıyla 25.5 mGy ve 26.5 mGy idi. Kohlea ve hipofiz ise ışın alanı içinde olsalar da petroz kemiğin yüksek atenüasyonu (koklea) ve sella çevresindeki kemik-yumuşak doku heterojenliği nedeniyle kısmi ışın örtüsü ve açı bağımlı sertleşmiş spektrum koşullarında lens/temporal loba göre daha düşük ortalama soğurulan doz ölçülmüştür. Bu organların ortalama dozları sırasıyla 20,0 mGy ve 21,0 mGy idi. Tiroit organ dozu, primer ışın alanı dışında kaldığı için; bow-tie filtre ile periferde çıkış foton akısının

azaltılması ve kolimasyon ile penumbra yönetimi sayesinde, detektör hizasında olmayan kesitlerde hasta içi saçılma ve sızıntı bileşenlerinin baskın ve sınırlı kalmasıyla hızlı bir şekilde düşmüştür. Sekonder radyasyona maruz kalan tiroit için soğurulan doz 1,7 mGy ölçüldü. Primer alandan oldukça uzak olmasına rağmen radyoduyarlı bir organ olan meme için, yüzey dozu ve organ içi dozu ayrı ayrı ölçüldü. Buna göre meme yüzeyindeki doz 0,26 mGy iken meme dokusundaki ortalama doz ise 0,18 mGy olarak ölçüldü. Soğurulan dozdaki bu hızlı düşüş ters-kare yasası ile açıklanmaktadır.

Kraniyal BT’de yüzeye yakın veya izomerkeze yakın lens, temporal lob, parotis organlar için yüksek; derin ama kemikle çevrili koklea, hipofiz gibi organlar için orta; tiroit, meme gibi alan-dışı ve uzak organlar için saçılma ağırlıklı çok düşük doz paternini sergileyerek geometri-spektrum-atenüasyon üçlüsünün beklenen fiziksel izini taşıdığı görülmektedir.



Şekil 7.1. Kraniyal BT taraması sırasında kritik organlarda ölçülen radyasyon dozlarının dağılımı

7.2. Koruyucu Ekipmanların Doz Dağılımına Etkisi

Kraniyal BT’de alan-içi ve alan-dışı organ dozlarının ışın geometrisi ve radyasyon saçılımı ile fiziğiyle tutarlı bir biçimde koruyucu materyallerden farklı etkilendiği

görülmektedir (Çizelge 7.1). Primer ışın alanına doğrudan maruz kalan lensler yüzeye sığ yerleşimli olduğundan, kullanılan doku-eşdeğeri bolus yalnızca giriş saçılımını kısmen zayıflatabilmiş; birincil foton akısını anlamlı düzeyde azaltmadığı için doz düşüşü sağ/sol için sırasıyla %1,24 ve %0,12 ile sınırlı kalmış ve istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p=0,068$ ve $p=0,069$).

Buna karşılık tiroit ve meme gibi primer alan dışındaki organlarda dozun baskın bileşeni hasta-içi/gantri-içi Compton saçılması olduğundan, alan dışına yerleştirilen 0,50 mm Pb eşdeğer kurşun kalkanlar düşük-orta enerjili saçılan fotonları etkin biçimde sönmülemiş ve tiroitte %39,88 ($p<0,001$), meme yüzeyinde sağ/sol %76,92–%73,08 ($p<0,001$) ve meme dokusu içinde her iki tarafta %55,56 ($p<0,001$) oranında belirgin doz azalımı sağlamıştır. Bu yüksek etkinlik, saçılan foton spektrumunun (filtrasyon ve doku içi zayıflama sonrası) nispeten daha yumuşak olması, ters-kare yasası ve bow-tie filtrenin periferik ışın çıkışını azaltması ile birleştiğinde, alan-dışı organa ulaşan foton akısının kurşunla daha kolay bastırılabilmesine dayanır. Standart sapmaların küçük olması (ör. tiroit $\pm 0,09$ mGy, meme dokusu $\pm 0,01$ – $0,02$ mGy), ölçümlerin tekrarlanabilirliğinin iyi olduğunu ve gözlenen farkların ölçüm gürültüsüyle açıklanamayacağını desteklemektedir.

Çizelge 7.1. Koruyucu malzemeli ve koruyucu malzemesiz doz ölçümlerinin karşılaştırılması ve istatistiksel farklılıkları

Organ	Soğurulan doz (mGy)		Yüzde	p-değeri
	Mean $\pm$ SD		Fark	
	Koruyucusuz	Koruyuculu		
Lens (Sağ)	33,15 $\pm$ 0,85	32,74 $\pm$ 0,65	1,24%	0,068
Lens (Sol)	33,40 $\pm$ 0,63	33,36 $\pm$ 0,61	0,12%	0,069
Tiroit	1,73 $\pm$ 0,09	1,04 $\pm$ 0,09	39,88%	<0,001*
Meme Yüzeyi (Sağ)	0,26 $\pm$ 0,06	0,06 $\pm$ 0,01	76,92%	<0,001*
Meme Yüzeyi (Sol)	0,26 $\pm$ 0,03	0,07 $\pm$ 0,01	73,08%	<0,001*
Göğüs (Sağ)	0,18 $\pm$ 0,02	0,08 $\pm$ 0,01	55,56%	<0,001*
Göğüs (sol)	0,18 $\pm$ 0,02	0,08 $\pm$ 0,02	55,56%	<0,001*

Çizelge 7.1, primer alan içindeki lens için bolusun klinik açıdan kayda değer bir katkı sunmadığını, buna karşın alan-dışı tiroit ve meme için kurşun eşdeğer kalkanlamanın saçılma kaynaklı dozu anlamlı ve büyük düzeyde düşürdüğünü; dolayısıyla kranial BT’de rutin görüntü kalitesini etkilemeden uygulanabilecek seçici alan-dışı kalkanlamanın (özellikle tiroit ve meme için) doz optimizasyonunda etkili bir araç olduğunu ortaya koymaktadır.

7.3. NCICT Yazılımının Doz Tahminlerinin Değerlendirilmesi

Şekil 7.2’de NCICT programına doz hesaplaması için girilen BT parametreleri CTDIvol ve DLP değerleri görülmektedir. Çizelge 7.2’de TLD ile ölçülen organ dozları ile NCICT 3.0 yazılımının öngördüğü değerler karşılaştırıldığında, tüm ortak organlarda NCICT’nin sistematik olarak daha düşük doz tahmin ettiği ve farkın primer alan içindeki organlarda ~%29–33 (beyin %31,5, lens %32,9, hipofiz %29,3) iken, alan-dışı organlarda çok daha belirgin olduğu (tiroit %76,9, meme %72,2) görülmektedir. Bu örüntü, kranial BT’de doz oluşumunu belirleyen fiziksel bileşenlerle uyumludur: Primer ışın alanında dozu belirleyen ana unsur birincil foton akısı ve hasta-içi saçılma iken, alan-dışı organlarda doz neredeyse bütünüyle düşük-orta enerjili (yumuşak) Compton saçılmasına bağlıdır. NCICT 3.0, ICRP referans/hibrid fantomlar ve ön-hesaplı Monte Carlo katsayılarına dayandığından, cihaza özgü spektrum/filtrasyon (bow-tie geometrisi, efektif Al eşdeğeri), helikal z-overscanning, kolimasyon penumbrası ve AEC/OBTCM davranışları gibi üretici-protokol ayrıntılarını yalnızca yaklaşık temsil eder; bu nedenle primer alanda dahi ölçüme göre ~%30 civarı sistematik eksik tahmin beklenebilir.

Saçılan foton alanı küçük geometri farklılıklarına, TLD’nin yerleşim yüksek çözünürlüğü lokal tepe değerleri yakalayabilirken, yazılım organı hacim ortalamasıyla hesaba katması, organ kontur eşleşmesinin yazılımdaki referans fantomla tam örtüşmemesi, NCICT yazılımının çoğu kurulumda koruyucu materyal kullanımını modele doğrudan dahil etmemesi ölçüm ve yazılım tahmini arasındaki doz farkına katkıda bulunmuştur.

Lens ve hipofizdeki yaklaşık %30 civarı fark, yüzeye yakın yapılar için build-up bölgesinin ve kemik-yumuşak doku heterojenliğinin yazılımda “düzgünleştirilmiş” kabul edilmesiyle açıklanabilir. Buna karşılık tiroit ve memede >%70’lik fark, uzak alan saçılmasının Monte Carlo veri tabanında daha konservatif kalma eğilimini, ayrıca ters-kare etkisi, bow-tie periferik attenüasyon ve baş-omuz kuşağının doğal siper etkisi gibi unsurların cihaz/kurulum-spesifik bileşimini yazılımın tam yakalayamamasını işaret etmektedir.

PatientApplicationsTransferEditViewImageToolsScrollEvaluationOptionsHelp

FANTOM, OLCUM SCOPE

123456

*05.02.1985, O, 40Y

05-Feb-2025 12:31

Ward:

Physician:

Operator:

Total mAs 2637

Total DLP 390 mGy*cm

Scan

kV

mAs / ref.

CTDIvol
mGy

DLP
mGy*cm

TI
s

cSL
mm

Patient Position H-SP

Topogram

Beyin

1

110

155 / 270

0.11(S)

2.81

3.4

0.6

24.77(S)

387.16

1.0

0.6

SELCUK UNIVERSITESI TIP FAK...

SOMATOM Scope

CT VC30 - easyIQ version

Şekil 7.2. Kranial BT çekim ve doz parametreleri

Çizelge 7.2. TLD kullanılarak elde edilen doz ölçümleri ile NCICT 3.0 yazılımı ile gerçekleştirilen doz tahminleri arasındaki karşılaştırma

Organ	Soğurulan doz (mGy)		Yüzde Fark
	Mean		
	TLD	NCICT	
Beyin	23,90	16,36	31,5%
Lens	33,28	22,31	32,9%
Hipofiz Bezi	21,00	14,84	29,3%
Tiroit	1,73	0,4	76,9%
Göğüs	0,18	0,05	72,2%
Kohlea	20,33	-	-
Temporal lob	25,24	-	-
Parotis Bezi	26,86	-	-

8. TARTIŞMA

İyonlaştırıcı radyasyonun tıbbi kullanımları, insan sağlığının iyileştirilmesinde küresel ölçekte vazgeçilmez araçlar olarak kabul edilmekle birlikte, aynı zamanda insan kaynaklı radyasyon maruziyetinin başlıca nedenlerinden birini de oluşturmaktadır. Tanı amaçlı hasta maruziyetlerinin etkileri, fayda/risk oranı ve maruziyetlerin olası uzun vadeli ikincil etkileri dikkate alınarak düzenlenebilir. Genellikle, radyasyonun tıbbi kullanımları kanserlerin etkili bir şekilde iyileştirilmesine ve dolayısıyla hastaların yaşam kalitesinin iyileştirilmesine büyük ölçüde katkıda bulunur. Ancak, düşük doz radyasyon maruziyetlerinin etkileri ve uzun vadeli sonuçları, yeterli veriye sahip olmaması nedeniyle belirsizliğini korumaktadır. 50 mSv'nin üzerindeki etkili dozlar için, kanser başlatma riski dozla doğrusal olarak artmaktadır. Doz-yanıt ilişkisi 50 mSv'nin altındaki dozlarda gösterilmemiştir. Düşük doz iyonlaştırıcı radyasyonun etkilerini incelemek için iyi bir olasılık, tanısal görüntüleme yapılan denekleri incelemektir. Ayrıca, ortaya çıkan eğilimlerin, tıbbi görüntülemeye maruz kalan nüfusun küresel olarak arttığını ve dolayısıyla hem hastalar hem de personel için kişi başına etkili dozu önemli ölçüde artırdığını gösterdiği vurgulanmaktadır. Mevcut tıbbi senaryoda, bilgisayarlı tomografi BT prosedürlerini çoğaltma eğiliminde olan invaziv olmayan tanı yöntemlerine daha fazla vurgu yapılmaktadır. Bu durum, hastaların radyasyondan kaynaklanan kümülatif riskini artırmakta ve stokastik etkilerin gelişmesine yol açabilmektedir. Günümüzde BT kullanımı büyük ölçüde artmıştır. BT incelemesi artık ABD'de tıbbi amaçlar için kullanılan kolektif radyasyon dozlarının yarısını, Almanya'da ise üçte birini oluşturmaktadır (Cohnen ve diğ., 2000). BT etkin dozu, geleneksel X-ışınından daha yüksektir, çünkü tam bir BT taraması, nesnenin etrafına dairesel yönlerde yansıtılan binlerce radyasyon ışınından oluşur. Göğüs BT incelemesinde gözlemlenen etkin dozun, geleneksel göğüs radyografisinden yaklaşık 300 kat daha yüksek olduğu bulunmuştur (Kawaura ve diğ., 2006).

Bu dozimetrik çalışmada, kranial BT taramaları sırasında farklı organlarda oluşan soğurulan dozlar TLD'ler kullanılarak ölçülmüştür. TLD ölçümleri, kranial BT taramalarında soğurulan dozların mGy düzeyinde olduğunu göstermesine rağmen, iyonlaştırıcı radyasyonun stokastik etkileri göz önünde bulundurulduğunda, ALARA prensibi çerçevesinde görüntü kalitesinden ödün vermeden organlardaki soğurulan dozun en aza indirilmesi büyük önem taşımaktadır. Bu doğrultuda, mevcut çalışmamızda tiroit ve meme dozlarını en aza indirmek amacıyla kurşun bazlı koruyucu kalkanlar kullanılmıştır. Bu kalkanlama materyallerinin kullanımının soğurulan dozu anlamlı düzeyde azalttığı bulunmuştur. Ancak, primer

radasyona doğrudan maruz kalan lens için, artefakt oluşturmeyen doku eşdeğeri bolus materyalinin doz azaltmada anlamlı bir katkı sağlamadığı gözlemlenmiştir.

Hastalara verilen gerçek dozların ölçülmesi kolay bir iş değildir ve oldukça karmaşıktır. TLD'lerin avantajları küçük olmaları, hastaya rahatsızlık vermemeleri, görüntü kalitesini etkilememeleri ve tanısal bilgileri bozmamalarıdır. TLD kullanımının dezavantajları ise, büyük saçılma radyasyonu nedeniyle doz değerlerinin güvenilirliğinin düşük olması ve dozların hemen ölçülememesi ve sonuçların beklenmesidir. TLD ölçümlerine göre tiroit dozunda %39,9, sağ ve sol meme yüzeylelerinde sırasıyla %76,9 ve %73,1, meme dokusunda ise %55,6 oranında azalma elde edilmiştir. Buna karşın, lens dozunda gözlenen yaklaşık %1'lik azalma istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Bu durum, lensin primer radyasyon alanına çok yakın konumda olması ve bolus materyalinin esas olarak giriş saçılımını zayıflatmasına karşın primer foton akısını yeterince azaltmamasının koruyucu etkinliği sınırladığını göstermektedir. Ayrıca, TLD ile yapılan in vivo doz ölçümleri ile NCICT 3.0 yazılımı tarafından yapılan doz tahminlerinin performansı karşılaştırılmıştır. NCICT yazılımı tarafından tahmin edilen tüm soğurulan dozların TLD ölçümlerine kıyasla daha düşük olduğu gözlenmiştir. Özellikle sekonder radyasyona maruz kalan organlarda NCICT yazılımının doz tahmininde sınırlılıklar gösterdiği belirlenmiştir. Bu bulgular, tarama alanı dışında kalan organlarda radyasyon dozlarının değerlendirilmesinde in vivo dozimetrelerle doğrulamanın önemini vurgulamaktadır.

Yapılan çalışmalarda, baş-boyun BT görüntülemesi sırasında gözün iyonize radyasyondan etkilenmesini azaltmak amacıyla üç temel yöntem önerilmektedir: koruyucu kurşun göz plaklarının kullanılması, cihazın doğrudan hedef bölgeye odaklanmasının sağlanması ve genel radyasyon dozunun azaltılması. Lund ve Halaburt'un (1982) çalışmasında, baş-boyun BT çekimlerinde gözün, özellikle de lensin, daha önceki çalışmalarda tahmin edilenden çok daha yüksek düzeyde iyonize radyasyona maruz kaldığı bildirilmiştir. Önceki araştırmalarda 5–8 mSv arasında bildirilen lens doz maruziyetinin, bu çalışmada çekim türüne bağlı olarak 38–312 mSv aralığında değiştiği belirlenmiştir. Akhilesh ve ark.'nın (2017) çalışmasında, lensin aldığı radyasyon dozunun 41,0–43,2 mGy aralığında olduğu bildirilmiştir. Jibiri ve ark.'nın (2014) çalışmasında ise, kontrastsız baş-boyun BT çekimlerinde lens dozu 19,58–25,08 mGy aralığında ölçülmüş, kontrastlı çekimlerde ise bu değerlerin 50,84 mGy'ye kadar yükseldiği rapor edilmiştir (ortalama: $35,60 \pm 12,37$ mGy). Bahreyni Toossi ve ark.'nın (2018) yaptıkları çalışmada, baş BT görüntülemesinde lenslerin aldığı radyasyon dozunun sırasıyla $17,64 \pm 1,69$ mSv ve $24,41 \pm 1,89$ mSv olduğu bildirilmiştir. Aynı çalışmada, tiroit bezine ait ortalama radyasyon dozunun $5,00 \pm 1,17$ mSv olduğu hesaplanmıştır. Ancak,

yazarlar bu ortalamaları hesaplariken beyin BT görüntülemelerinde elde edilen tiroit dozlarını da hesaplamaya dahil etmişlerdir

Kranial taramalarda, ICRP, katarakt gelişimini önlemek amacıyla lensin maruz kaldığı dozun 20 mSv sınırını aşmamasını önermektedir. Kosaka ve ark. (2020) tarafından yapılan çalışmada, 0,3 mm tungsten fonksiyonel kâğıt kullanımı ile lens dozunun %17,8 oranında azaltılabileceği bildirilmiş, ancak tungsten kullanımının artefakt oluşumuna neden olduğu rapor edilmiştir. Di Rosso ve ark. (2023) ise pediatrik kranial BT taramalarında bizmut kalkanlamanın lens dozunu yaklaşık %29,75 oranında azaltabildiğini göstermiş, ancak bizmut kullanımının orbital bölgede gürültü ve artefakt artışına yol açtığını rapor etmiştir. Bu tez çalışmasında, artefakt oluşumunu engellemek amacıyla 5,0 mm kalınlığında doku eşdeğeri bolus materyali kullanılmıştır. Bolus materyalinin lens dozunu yaklaşık %1 oranında azalttığı gözlenmiştir. Bu sonuç, kranial incelemelerde görüntü kalitesinden ödün vermeden bolus kullanımı ile lens dozunun belirli ölçüde azaltılabileceğini göstermektedir.

Omer ve ark. (2021), beyin BT prosedürleri sırasında hastaların aldığı efektif dozları ve organ eşdeğer dozlarını CT-Expo yazılımı kullanarak toplam 142 hasta üzerinde incelemiştir. CTDIvol, DLP ve hasta bilgilerini girerek ICRP 103 referanslarına dayalı ADAM/EVA matematiksel fantomlarını kullanmışlardır. Ortalama CTDIvol ve DLP değerlerini sırasıyla 94,16 mGy ve 1675 mGy·cm olarak, ortalama lens dozunu 91,44 mSv ve tiroit dozunu 30,47 mSv olarak rapor etmişlerdir. Mevcut dozimetrik çalışmamızda CTDIvol ve DLP değerleri sırasıyla 24,06 mGy ve 380 mGy·cm olarak bulunmuş, NCICT yazılımı ile yapılan doz tahminlerinde lens ve tiroit dozları sırasıyla 22,31 mGy ve 0,4 mGy olarak belirlenmiştir. TLD ile yapılan in vivo ölçümlerde ise lens ve tiroit doz ortalamaları sırasıyla 33,28 ve 1,73 mGy olarak bulunmuştur. CT-Expo ve NCICT yazılımları arasındaki doz farkında CTDIvol ve DLP değerlerinin belirleyici olduğu görülmüştür. Ayrıca, BT doz hesaplama yazılımlarının yaklaşık doz tahmini yapabilmesine rağmen, doğru doz değerlendirmesi için in vivo ölçümlerin gerekli olduğu sonucuna varılmıştır. Bilgisayarlı Tomografi Doz İndeksi (CTDI), hastanın tek bir eksenel kesitinde biriken enerjinin bir ölçüsüdür ve hastalara verilecek dozların büyüklüğünün bir göstergesidir. Dozlar, BT tarayıcı modeline ve çalışma koşullarına bağlı olarak değişir. CTDI, kesit içinde ve kesit dışında radyasyon saçılması nedeniyle soğurulan dozun toplamıdır. CTDI, taranan hacimdeki belirli bir konuma ait radyasyon dozunu tüm kesit serisinde tahmin etmek için kullanılır. Shope ve ark. (1981) tarafından ortaya atılan CTDI kavramı, CTDI'yi z eksenini boyunca tek tarama radyasyon doz profilinin integrali olarak tanımlayarak, dilim kalınlığına göre normalize edilmiş ve z boyunca negatif sonsuzdan pozitif sonsuza kadar ölçülmüş, böylece doz profilinin

altındaki toplam alanın, tüm saçılma kuyrukları dahil, entegre edilmesiyle oluşturulmuştur. Avrupa Komisyonu, tek bir kesit için BT ağırlıklı bilgisayarlı tomografi doz indeksi (CTDI_w) ve tam bir muayene için doz-uzunluk çarpımı (DLP) için kılavuzlar yayınlamıştır (European Commission, 1999). CTDI_w tek bir kesit için hasta dozunu tahmin eder. Ortalama CTDI, CTDI_w ile tahmin edilir ve CTDI_c (BT dozimetri fantomunun merkez eksenini boyunca bir dönüşten elde edilen CTDI) ile CTDI_p (tarama düzlemi içinde fantomun çevresinde ölçülen bir dönüşten elde edilen CTDI) birleştirilerek elde edilir. Fantomun çevresinde ölçülen yaklaşık olarak eşit dört CTDI_p değerinin ortalaması kullanılır. Birincil radyasyondan kaynaklanan doz, çevrede daha yüksektir; çünkü saçılan radyasyon nedeniyle saçılma dozu merkeze doğru önemli ölçüde artar. İyonizasyon odası ölçümü, doz profilinin kuyruklarını içerir, bu nedenle CTDI'lar derinliğe göre değişir ve hem birincil hem de saçılmanın doza katkılarını içerir. Bu nedenle, hastanın maruz kaldığı radyasyon dozunun bir göstergesi olarak kullanılabilen fantomdaki ortalama CTDI'yi ölçmek mantıklıdır; bu göstergeye ağırlıklı CTDI (CTDI_w) denir. Ek olarak, tek bir eksenel BT taramasından elde edilen radyasyon dozu profili, BT taramasındaki toplam dozu temsil eder ve tam eksenel doz profili $f(z)$ ölçümlerinden değerlendirilebilir. Bu profil, saçılmış radyasyon oluşumu nedeniyle kolime edilmiş tarama genişliğinin sınırlarının ötesine uzanır ve doz dağılımının kuyrukları olarak bilinen nominal tarama genişliğinin dışındaki bölgelere kadar uzanır. Kuyruklar, uzunlamasına eksen boyunca bir dizi taramadan biriken toplam dozda önemli bir rol oynar.

Zalokar ve Mekis (2021), Unfors EDD 30 elektronik dozimetre kullanarak yürüttükleri prospektif çalışmada, kranial BT taramalarında 0,5 mm Pb eşdeğer kurşun önlük kullanımının meme dozu üzerindeki etkisini incelemişlerdir. Kalkan kullanılmadan yapılan ölçümlerde meme cilt dozunu ortalama 0,29 mGy, kalkan kullanımıyla ise yaklaşık %77,5 azalma ile 0,065 mGy olarak bildirmişlerdir. Mevcut çalışmamızda, kalkan kullanılmadan ölçülen meme cilt dozu 0,26 mGy olup, 0,5 mm Pb içeren önlük kullanımıyla bu dozun yaklaşık %75 oranında azaldığı gözlenmiştir. Bu doz değerleri düşük kabul edilse de meme dokusunun radyoduyarlı bir organ olması ve radyasyonun stokastik etkileri göz önüne alındığında, alan dışı organlarda maruziyetin mümkün olduğunca düşük tutulmasının önemi vurgulanmaktadır. Liebmann ve ark. (2014), Siemens Somatom Sensation 64 BT tarayıcısında TLD ölçümleriyle kranial BT taramalarında sekonder radyasyona maruz kalan organlardaki dozun azaltılmasında kalkanlama ekipmanlarının etkisini analiz etmişlerdir. Herhangi bir koruyucu ekipman kullanılmadan yapılan ölçümlerde tiroit ve meme dozlarını sırasıyla 2,65 mSv ve 0,27 mSv olarak bulmuş, 0,5 mm Pb içeren kalkanlama materyalinin bu organlardaki dozları sırasıyla %33 ve %39 oranında azalttığını bildirmişlerdir. Mevcut çalışmamızda, aynı koruyucu

ekipman ve ölçüm yöntemleri kullanılarak tiroit ve meme dozlarında sırasıyla %39,88 ve %55,56 oranında azalma elde edilmiştir. Bu sonuçlar, Liebmann ve arkadaşlarının çalışmalarıyla paralel olup, ALARA prensibine uygun olarak primer radyasyon alanı dışında kalkanlama materyali kullanımının önemini bir kez daha göstermektedir. Abuzaid ve ark. (2017), 120 kVp, 180 mA ve 5 mm kesit kalınlığı parametreleriyle Toshiba Alexion BT tarayıcısında TLD kullanarak in vivo doz ölçümleri gerçekleştirmiş ve tiroit bezine ulaşan saçılan radyasyon dozunu nicel olarak belirlemişlerdir. Tiroit yüzeyinde kalkan kullanılmadan ölçülen ortalama giriş dozu 0,20 mGy iken, kalkan kullanımıyla bu değer %44,7 azalarak 0,11 mGy'ye düşmüştür. Santos ve ark. (2019) Alderson Rando fantomunun erkek versiyonunu kullanarak BT görüntülemeye tiroidin aldığı radyasyon dozunu bizmut kalkan uygulayarak ve uygulamadan ölçmüşlerdir. Çalışmada, kalkan kullanılmadığında 24,70 mGy, kullanıldığında ise 15,09 mGy doz kaydedilmiş ve bizmut kalkanın tiroit dozunu %39 oranında azalttığı belirlenmiştir. Yine Abuzaid ve ark. (2017) beyin BT görüntülemesi sırasında tiroidin aldığı radyasyon dozunu koruyucu kalkan kullanarak ve kullanmadan hesaplamışlardır. Çalışmada, koruyucu kalkan kullanılmadığında $0,20 \pm 0,05$ mSv, kullanıldığında ise $0,11 \pm 0,01$ mSv radyasyon dozu bildirilmiştir. Mevcut çalışmamızda, 110 kVp ve yaklaşık 150 mAs parametrelerinde Siemens SOMATOM Scope 16 kesitli BT cihazı kullanılarak yapılan taramada, kalkan kullanılmadan tiroit dozu 1,73 mGy olarak ölçülmüş; tiroit kalkanı kullanımıyla soğurulan doz %39,88 azalarak 1,04 mGy'ye düşmüştür. Görüntüleme parametreleri ve BT cihazına bağlı olarak alan dışı tiroit dozlarında farklılıklar olsa da tiroit kalkanı kullanımının radyoduyarlı organ dozlarını anlamlı biçimde azaltabileceği görülmüştür.

Özetle, bu çalışma, kranial BT incelemelerinde primer radyasyon alanı dışında yer alan tiroit ve meme gibi radyoduyarlı organlarda kurşun içeren kalkanlama kullanımının, tanısal görüntü kalitesini etkilemeden yaklaşık %70'e varan anlamlı doz azalması sağladığını göstermektedir. Lens dozundaki sınırlı azalmanın temel nedeni, doku eşdeğeri bolus materyalinin primer foton akısını yeterince zayıflatamamasıdır. Ayrıca, TLD ölçümleri ile NCICT yazılımı arasındaki doz farkları, özellikle alan dışı organlarda saçılan radyasyonun Monte Carlo tabanlı modeller tarafından tam olarak simüle edilemediğini ortaya koymuştur.

Bu çalışma, kranial BT incelemelerinde primer ışın alanı dışında yer alan radyoduyarlı organlarda (tiroit ve meme) kurşun içeren koruyucu kalkanların kullanılmasının, tanısal görüntü kalitesinden ödün vermeden anlamlı bir doz azalması sağladığını göstermektedir. Göz merceğine uygulanan doku eşdeğeri bolus materyalinin ise sınırlı düzeyde bir doz azaltımı sağlayabildiği belirlenmiştir. TLD ölçümleri ile NCICT yazılımı tahminleri

karşılaştırıldığında, Monte Carlo tabanlı yazılımın özellikle alan dışı organlarda saçılan radyasyonu olduğundan daha düşük tahmin etme eğiliminde olduğu gözlenmiştir.



9. SONUÇLAR

Bu yüksek lisans tez çalışması, Bilgisayarlı Tomografi (BT) cihazları kullanılarak yapılan görüntülemelerde organ dozlarının dozimetrik olarak incelenmesini ve radyasyon dozlarının minimize edilmesi amacıyla uygulanan koruyucu yöntemlerin etkinliğini değerlendirmeyi amaçlamıştır. Özellikle BT'nin, tıbbi tanısal maruziyete en fazla katkıda bulunan doz kaynağı olması nedeniyle, radyasyon maruziyetinin ve ilişkili radyolojik risklerin değerlendirilmesi kritik öneme sahiptir. Bu doğrultuda, Alderson Rando fantomu kullanılarak Siemens Somatom Scope 16 kesitli BT cihazında gerçekleştirilen in vivo Termoluminesans Dozimetre (TLD) ölçümleri, Monte Carlo tabanlı NCICT 3.0 yazılımı tahminleriyle karşılaştırılmış ve farklı koruyucu materyallerin etkinliği analiz edilmiştir.

9.1. Temel Bulguların Özeti

1. Doz Dağılımı: Kranial BT taraması (110 kVp, CTDIvol 24,06 mGy) sırasında, TLD ölçümlerine göre en yüksek soğurulan doz lenslerde (ortalama 33,0 mGy) ölçülmüştür. Lenslerin yüzeye yakın olması ve primer radyasyona doğrudan maruz kalması, bu yüksek dozun ana nedeni olarak belirlenmiştir. Diğer yüksek dozlar parotis bezlerinde (26,5 mGy, 27,0 mGy) ve temporal loblarda (25,5 mGy, 25,0 mGy) kaydedilmiştir.

2. Alan Dışı Organ Dozları ve Kalkanlama Etkinliği: Alan-dışı ve radyoduyarlı organlar olan tiroit (1,73 mGy) ve meme dokusu (0,18 mGy) dozlarının azaltılması amacıyla kullanılan 0,50 mm Pb eşdeğer kurşun kalkanlar, düşük-orta enerjili saçılan fotonları etkin biçimde sönümlemiştir. Bu kalkanlama sayesinde:

- Tiroid dozunda %39,88 oranında anlamlı bir azalma sağlanmıştır.
- Meme dokusunda %55,56 ve meme yüzeyinde %73,08–%76,92 oranında belirgin doz azalımı sağlanmıştır.
- Bu sonuçlar, kranial BT'de rutin görüntü kalitesini etkilemeden uygulanabilecek seçici alan-dışı kalkanlamanın doz optimizasyonunda etkili bir araç olduğunu kesin olarak göstermektedir.

3. Primer Alanda Kalkanlama Sınırlılığı (Lens): Primer ışın alanına doğrudan maruz kalan lensler için, doku eşdeğeri bolus (0,5 cm) materyalinin kullanılması, sınırlı bir doz azalması (%1,24 ve %0,12) sağlamış ve bu azalma istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Bu sınırlı etkinliğin nedeni, bolusun birincil foton akısını yeterince azaltamamasıdır. Lens için

ICRP tarafından belirlenen katarakt eşik dozu 500 mGy olup, bu organın maruz kaldığı dozun azaltılması büyük önem taşımaktadır.

4. Doz Tahmin Sistemlerinin Değerlendirilmesi: Monte Carlo tabanlı NCICT 3.0 yazılımı ile TLD ölçümleri karşılaştırıldığında, NCICT'nin tüm organlarda sistematik olarak daha düşük doz tahminleri yaptığı gözlenmiştir. Farklılık oranları:

- Primer alan içindeki organlarda bile (Beyin, Lens, Hipofiz) yaklaşık %29–33 civarındadır (Örn: Lens %32,9).
- Alan dışındaki radyoduyarlı organlarda (Tiroid: %76,9, Meme: %72,2) bu fark çok daha belirgindir.
- Bu durum, yazılımların cihaza özgü spektral ve filtrasyon etkilerini, helikal z-overscanning ve özellikle uzak alandaki saçılmayı tam olarak yakalayamadığını göstermektedir.

9.2. Klinik Çıkarımlar ve Öneriler

Bu tez, Alderson Rando antropomorfik fantom üzerinde gerçekleştirilen in vivo TLD ölçümleriyle, kranial BT taramalarındaki organ doz dağılımını ve koruyucu materyallerin etkisini yüksek hassasiyetle ortaya koymuştur. Elde edilen veriler, farklı BT protokollerinin ve cihazlarının radyasyon güvenliği performansını karşılaştırmak için kritik referanslar sağlamaktadır.

Öneriler:

Alan Dışı Kalkanlamanın Standartlaşması: Çalışma, primer ışın alanı dışında kalan ve radyoduyarlı olan tiroit ve meme gibi organlarda kurşun içeren koruyucu kalkanların rutin olarak kullanılmasını kesinlikle desteklemektedir. Bu kalkanlar, görüntü kalitesinden ödün vermeden önemli doz azalması sağlamaktadır.

Dozimetrik Doğrulama Gerekliliği: BT doz hesaplama yazılımları (NCICT gibi) yaklaşık doz tahmini yapabilse de doğru doz değerlendirmesi ve doz optimizasyon stratejilerinin güvenilirliği için, özellikle saçılan radyasyonun baskın olduğu alan dışı organlarda in vivo TLD ölçümlerinin veya sonuçların bu tür ölçümlerle doğrulanmasının gerekli olduğu sonucuna varılmıştır.

Gelecekteki çalışmaların, doz optimizasyon stratejilerini daha da geliştirmek amacıyla aşağıdaki konulara odaklanması önerilmektedir:

- Hasta spesifik anatomik modelleme ve adaptif kalkanlama sistemlerinin geliştirilmesi.

- Farklı BT cihazlarının, yeni nesil dozimetri sensörleri kullanılarak in vivo doz ölçümleri ile karşılaştırılması.

- Düşük enerjili Bremsstrahlung radyasyonu ve fotoelektrik etki gibi süreçlerin doz üzerindeki etkilerini daha hassas simülasyonlarla inceleyen Monte Carlo çalışmalarının, güncel cihaz spektrumları kullanılarak yapılması.

Bu çalışma, radyoloji alanında ALARA prensibinin uygulanmasına ve hasta güvenliğinin artırılmasına yönelik somut ve ölçülebilir bir temel sağlamaktadır. BT görüntülemeye kullanılan kalkanlama materyallerinin başarısı, saçılan radyasyonun etkisinin bir süzgeçle azaltılmasına benzetilebilir: Kalkanlama, filtre görevi görerek görüntülemeye faydası olmayan, düşük enerjili zararlı saçılmış fotonları ortadan kaldırır ve böylece teşhisin kalitesini düşürmeden organı korur.



KAYNAKLAR

- Abuzaid, M. M., Elshami, W., Haneef, C. ve Alyafei, S., 2017, Thyroid shield during brain CT scan: dose reduction and image quality evaluation, *Imaging in Medicine*, 9 (3), 45–48.
- Akhilesh, P., Kulkarni, A. R., Jamhale, S. H., Sharma, S. D., Kumar, R. ve Datta, D., 2017, Estimation of eye lens dose during brain scans using Gafchromic XR-QA2 film in various multidetector CT scanners, *Radiation Protection Dosimetry*, 174 (2), 236–241.
- Akhlaghi, P., Miri-Hakimabad, H. and Rafat-Motavalli, L., 2014, Effects of shielding the radiosensitive superficial organs of ORNL pediatric phantoms on dose reduction in computed tomography, *Journal of Medical Physics*, 39, 238–246.
- American Association of Physicists in Medicine, 1994, Specification, Acceptance Testing, and Quality Control of Diagnostic X-ray Imaging Equipment, Seibert, J. A., Barnes, G. T. and Gould, R. G. (eds.), AAPM.
- Apelmann, A., Kowald, B., Weinrich, N., Dischinger, U., Nienhaus, F., Seide, R. and Jürgens, H., 2019, Radiation dose to the eye lens through radiological imaging procedures at the surgical workplace during trauma surgery, *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 16 (20).
- Bahreyni Toossi, M. T., Zare, H., Eslami, Z., Ghorbani, M., Esmaili, J., Bakhshandeh, M., et al., 2018, Assessment of radiation dose to the lens of the eye and thyroid of patients undergoing head and neck computed tomography at five hospitals in Mashhad, Iran, *Iranian Journal of Medical Physics*, 15 (4), 226–230.
- Boas, F. E. and Fleischmann, D., 2011, Evaluation of two iterative techniques for reducing metal artifact in computed tomography, *Radiology*, 256 (3), 894–902.
- Bongartz, G., Golding, S. J., Jurik, A. G., Leonardi, M., Van Meerten, E. V. P., Geleijns, J., et al., 2000, European guidelines on quality criteria for computed tomography, *EUR Report*, Luxembourg.
- Brenner, D. J. and Hall, E. J., 2007, Computed tomography—an increasing source of radiation exposure, *New England Journal of Medicine*, 357 (22), 2277–2284.
- Brenner, D. J., 2010, Should we be concerned about the rapid increase in CT usage?, *Reviews on Environmental Health*, 25 (1), 63–68.
- Brenner, D. J., Elliston, C. D., Hall, E. J. and Berdon, W. E., 2001, Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from pediatric CT, *AJR American Journal of Roentgenology*, 176 (2), 289–296.
- Chambers, D., 2014, Effective dose of different scanning protocols using the Sirona Galileos Comfort CBCT scanner, Yüksek lisans tezi, *University of Western Ontario, School of Graduate and Postdoctoral Studies*, London (ON).
- Christner, J. A., et al., 2010, Estimating effective dose for CT using dose-length product, *Radiology*, 255 (2), 479–487.

- Cohen, M. D., 2015, ALARA, Image Gently and CT-induced cancer, *Pediatric Radiology*, 45 (4), 465–470.
- Cohnen, M., Fischer, H., Hamacher, J., Lins, E., Kötter, R. ve Mödder, U., 2000, CT of the head by use of reduced current and kilovoltage: relationship between image quality and dose reduction, *AJNR American Journal of Neuroradiology*, 21 (9), 1654–1660.
- D’Avino, V., Angrisani, L., La Verde, G., Pugliese, M., Raulo, A., Sabatino, G. and Coppola, F., 2019, New eye lens dose limit: status of knowledge in Campania hospitals, *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 16 (18).
- Dauer, L. T., Ainsbury, E. A., Dynlacht, J., Hoel, D., Klein, B. E. K., Mayer, D. and Blakely, E. A., 2017, Guidance on radiation dose limits for the lens of the eye: overview of the recommendations in NCRP Commentary No. 26, *International Journal of Radiation Biology*, 93 (10), 1015–1023.
- Di Rosso, J., Pansini, F., Battisti, S., Guarnieri, G. ve Ursino, S., 2023, Bismuth shielding in head computed tomography—still necessary?, *Journal of Clinical Medicine*, 13 (1), 218.
- Ding, A., Gao, Y., Liu, H., Caracappa, P. F., Long, D. J., Bolch, W. E. and Xu, X. G., 2015, VirtualDose: a software for reporting organ doses from CT for adult and pediatric patients, *Physics in Medicine and Biology*, 60, 5601–5625.
- Dixon, R. L., Munley, M. T. and Bayram, E., 2005, An improved analytical model for CT dose simulation with a new look at the theory of CT dose, *Medical Physics*, 32 (12), 3712–3728.
- Elshami, W., Abdalla, M. E., Sarhan, A. M. ve Abuzaid, M., 2017, Thyroid shield during brain CT scan: dose reduction and image quality evaluation, *Imaging in Medicine*, 9 (3), 45–48.
- European Commission, 1999, European guidelines on quality criteria for computed tomography, *EUR 16262 Report*, Brussels.
- Fahey, F. H., Palmer, M. R., Strauss, K. J., Zimmerman, R. E., Badawi, R. D. and Treves, S. T., 2007, Dosimetry and adequacy of CT-based attenuation correction for pediatric PET: phantom study, *Radiology*, 243 (1), 96–104.
- Garba, I., Fatima, A. M., Abba, M., Yakubu, M., Mansur, Y., Lawal, Y. and Usman, A. U., 2022, Analysis of image quality and radiation dose in routine adult brain helical and wide-volume computed tomography procedures, *Journal of Medical Imaging and Radiation Sciences*, 53 (3), 429–436.
- Gies, M., Kalender, W. A., Wolf, H., Suess, C. and Madsen, M. T., 1999, Dose reduction in CT by anatomically adapted tube current modulation. I. Simulation studies, *Medical Physics*, 26 (11), 2235–2247.
- Günay, O., Gündoğdu, Ö., Demir, M., Timlioğlu İper, H. S., Kuru, İ., Yaşar, D. and Yazar, O., 2020, Bilgisayarlı tomografi çekimlerinde lens, tiroit ve oral mukoza emilen radyasyon doz düzeylerinin belirlenmesi: fantom çalışması (Turkish), *Kocaeli Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi*, 6 (1), 23–27.

- International Commission on Radiological Protection (ICRP), 1991, 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, *Annals of the ICRP*, 21 (1–3), 1–201.
- International Commission on Radiological Protection (ICRP), 2007, The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, *Annals of the ICRP*, 37 (2–4), 1–332.
- International Commission on Radiological Protection (ICRP), 2007, The 2007 recommendations of the International Commission on Radiological Protection, *Annals of the ICRP*, 37 (2–4), 1–332.
- Jibiri, N. N. ve Adewale, A. A., 2014, Estimation of radiation dose to the lens of the eyes of patients undergoing cranial computed tomography in a teaching hospital in Osun State, Nigeria, *International Journal of Radiation Research*, 12 (1), 53–60.
- Kawaura, C., Aoyama, T., Koyama, S., Achiwa, M. ve Mori, M., 2006, Organ and effective dose evaluation in diagnostic radiology based on in-phantom dose measurements with novel photodiode dosimeters, *Radiation Protection Dosimetry*, 118 (4), 421–430.
- Kosaka, H., Matsubara, K., Takata, T., Iwata, M. ve Koshida, K., 2020, Radiation dose reduction to the eye lens in head CT using tungsten functional paper and organ-based tube current modulation, *European Journal of Radiology*, 124, 108821.
- Langland, O. E., Langlais, R. P. and Preece, J. W., 2002, Principles of Dental Imaging, 2nd ed., Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia.
- Leitz, W., Axelsson, B. and Szendrő, G., 1995, Computed tomography dose assessment—a practical approach, *Radiation Protection Dosimetry*, 57 (1–4), 377–380.
- Liebmann, M., Wiggli, B., von Allmen, G., Kloth, J. ve Alkadhi, H., 2014, Patient radiation protection covers for head CT scans: a clinical evaluation of their effectiveness, *RöFo*, 186 (11), 1022–1027.
- Ludlow, J. B., Davies-Ludlow, L. E., Brooks, S. L. and Howerton, W. B., 2006, Dosimetry of three CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT, *Dentomaxillofacial Radiology*, 35 (4), 219–226.
- Lund, E. ve Halaburt, H., 1982, Irradiation dose to the lens of the eye during CT of the head, *Neuroradiology*, 22 (4), 181–184.
- McCollough, C., Cody, D., Edyvean, S., Geise, R., Gould, B., Keat, N., et al., 2008, The measurement, reporting, and management of radiation dose in CT, *AAPM Task Group Report 23*, 1–28.
- McNitt-Gray, M. F., 2002, AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Topics in CT: Radiation Dose in CT, *Radiographics*, 22 (6), 1541–1553.

- Mokhtar, A., Elawdy, M., El-Hamid, M. A., Refaie, H., El-Diasty, T. A. and El Mogy, S., 2017, Radiation dose associated with common computed tomography examination, *European Journal of Radiology and Nuclear Medicine*, 48, 701–705.
- National Council on Radiation Protection and Measurements, 2009, Ionizing Radiation Exposure of the Population of the United States, *Report No. 160*, Bethesda (MD).
- Omer, H., Altawil, N. G., Alghamdi, A. A. ve Alghamdi, A. S., 2021, Eye lens and thyroid gland radiation exposure for patients undergoing brain computed tomography examination, *Saudi Journal of Biological Sciences*, 28 (1), 342–346.
- Pauwels, R., Beinsberger, J., Collaert, B., Theodorakou, C., Rogers, J., Walker, A., et al., 2012, Effective dose range for dental cone-beam computed tomography scanners, *European Journal of Radiology*, 81 (2), 267–271.
- Ploussi, A., Stathopoulos, I., Syrgiamiotis, V., Makri, T., Hatzigiorgi, C., Platoni, K. and Efstathopoulos, E. P., 2018, Direct measurements of skin, eye lens and thyroid dose during pediatric brain CT examinations, *Radiation Protection Dosimetry*, 179 (3), 199–205.
- Prasad, K. N., Cole, W. C. and Haase, G. M., 2004, Radiation protection in humans: extending the concept of as low as reasonably achievable (ALARA) from dose to biological damage, *British Journal of Radiology*, 77 (914), 97–99.
- Rehani, M. M., Vañó, E., Ciraj-Bjelac, O. and Kleiman, N. J., 2011, Radiation and cataract, *Radiation Protection Dosimetry*, 147 (1–2), 300–304.
- Sandblom, V., 2012, Evaluation of eye lens doses received by medical staff working in interventional radiology at Sahlgrenska University Hospital, Yüksek lisans tezi, *The Sahlgrenska Academy*, Gothenburg.
- Santos, F. S., Gomez, A. M. L., da Silva, C. A. M., do Carmo Santana, P. ve Mourao, A. P., 2019, Analysis of thyroid absorbed dose in cervical CT scan with the use of bismuth shielding, *Brazilian Journal of Radiation Sciences*, 7 (2A), 1–8.
- Schaller, A., Gunther, R. W. and Mahnken, A. H., 2008, Dose reduction during CT fluoroscopy: phantom study of angular beam modulation, *Radiology*, 246 (2), 519–525.
- Shdeed, T. A., Nahili, M., Issa, N. A. and Bitar, A., 2016, Study of absorbed dose in important organs during helical CT chest scan using MCNP code and MIRD phantom, *European Journal of Radiology and Nuclear Medicine*, 47, 1649–1663.
- Shope, T. B., Gagne, R. M. and Johnson, G. C., 1981, A method for describing the doses delivered by transmission x-ray computed tomography, *Medical Physics*, 8 (4), 488–495.
- Shope, T. B., Gagne, R. M. ve Johnson, G. C., 1981, A method for describing the doses delivered by transmission x-ray computed tomography, *Medical Physics*, 8 (4), 488–495.
- Strauss, K. J. and Goske, M. J., 2011, Estimated pediatric radiation dose during CT, *Pediatric Radiology*, 41 (Suppl 2), S228–S233.

- Thakur, Y., McLaughlin, P. D. and Mayo, J. R., 2013, Strategies for radiation dose optimization, *Current Radiology Reports*, 1 (1), 1–10.
- Vázquez-Bañuelos, J., Campillo-Rivera, G. E., García-Duran, Á., Rivera, E. R., Arteaga, M. V., Baltazar Raigosa, A. and Vega-Carrillo, H. R., 2019, Doses in eye lens, thyroid, and gonads due to scattered radiation during a CT radiodiagnosis study, *Applied Radiation and Isotopes*, 147, 31–34.
- Watzke, O. and Kalender, W. A., 2004, A pragmatic approach to metal artifact reduction in CT: merging of metal artifact reduced images, *European Radiology*, 14 (5), 849–856.
- Zalokar, N. ve Mekis, N., 2021, Efficacy of breast shielding during head computed tomography examination, *Radiology and Oncology*, 55 (1), 116–120.



EK-1 Etik kurul kararı



Evrak Tarih ve Sayısı: 04.06.2025-E.1019369

T.C.

SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
YEREL ETİK KURULU

Toplantı Sayısı: 2025/11

Toplantı Tarihi: 03.06.2025

Karar Sayısı 2025/326 S.Ü. Tıp Fakültesi Radyasyon Onkolojisi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Dr. Öğr. Üyesi Osman Vefa GÜL'ün "Bilgisayarlı Tomografilerde Doz Ölçümlerinin Analizi" başlıklı araştırmasının değerlendirilme talebi ile ilgili 05.05.2025 tarihli dilekçesi ve ekleri görüşüldü.

Yapılan inceleme ve görüşmelerden sonra; Dr. Öğr. Üyesi Osman Vefa GÜL'ün "Bilgisayarlı Tomografilerde Doz Ölçümlerinin Analizi" adlı araştırmasının kabulüne oy birliği ile karar verildi.

Yardımcı Araştırmacılar: Mustafa KOPLAY, Levent SEYFİ, Mahmut ÇETİNKAYA

NOT: 3359 sayılı Sağlık Hizmetleri Temel Kanunu Ek 10.madde hükümleri uyarınca; bazı çalışmalar için etik kurul onayı alındıktan sonra, Sağlık Bakanlığı veya bağlı kuruluşlarından (çalışmanın yapılacağı kurum) izin alınması zorunlu olduğundan araştırmacıların bu hususa dikkat etmeleri gerekmektedir.

