

Bilgisayarlı Tomografi Çekimlerinde Hastanın Yakın Çevresinde Radyasyon Dozu Ölçümleri

Osman GÜNAY¹, Mustafa DEMİR²

¹İstanbul Okan Üniversitesi, Sağlık Hizmetleri MYO, Tuzla İstanbul

²İstanbul Üniversitesi, Cerrahpaşa Tıp Fakültesi, Nükleer Tıp Anabilim Dalı İstanbul

(Alınış / Received: 26.03.2019, Kabul / Accepted: 17.09.2019, Online Yayınlanma/ Published Online: 30.12.2019)

Anahtar Kelimeler
BT,
TLD,
X ışınları,
Radyasyon dozları

Özet: İyonize radyasyonun en yoğun kullanıldığı görüntüleme yöntemlerinden biri bilgisayarlı tomografi (BT) dir. Bilgisayarlı tomografi çekimlerinde X-ışınları kullanılır. Çekim sırasında X-ışınlarının bir kısmı, radyasyon fiziği yasalarına göre hastadan ve sistemden çevreye saçılır. Bu saçılan radyasyondan kaynaklanan radyasyon dozunun belirlenmesi hasta, hastaya eşlik etme zorunda kalan hasta yakını ve sağlık çalışanları açısından önemlidir. Bu çalışmanın amacı BT görüntülemesi sırasında hastadan ve ortamdaki çeşitli materyallerden çevreye yayılan radyasyondan kaynaklanan dozunun belirlenmesidir. Bu çalışmada insan eşdeğeri olan Alderson Rando fantomun göğüs ve baş-boyun BT görüntülemesi yapıldı. BT görüntüleme sırasında fantomdan 10, 20, 30 ve 40 cm uzaklıklara termoluminisans dozimetreler (TLD) yerleştirilerek radyasyon dozu ölçümleri yapıldı TLD dozimetrelerin kalibrasyonları ve okumaları Çekmece Nükleer Araştırmalar Merkezinde yapıldı. Göğüs BT görüntülemesinde çevreye saçılan ortalama radyasyon dozunun $6.75 \pm 1.07 \mu\text{Sv}$ ile $21.68 \pm 1.45 \mu\text{Sv}$ arasında değiştiği belirlendi. Baş-boyun görüntülemesinde ise çevreye saçılan ortalama radyasyon dozunun $8.38 \pm 0.81 \mu\text{Sv}$ ile $26.57 \pm 0.98 \mu\text{Sv}$ arasında değiştiği belirlendi. Çekim sırasında hastaya eşlik etmek zorunda kalan şahısların doz maruziyetlerinin müsaade edilen limitlerin altında olduğu tespit edildi.

Radiation Dose Measurements around Patient in Computed Tomography Imaging

Keywords
CT,
TLD,
X-ray,
Radiation doses

Abstract: Ionizing radiation is intensively used in diagnostic medical imaging and Computed tomography (CT) is the most requested among the modalities. During exposure, X-rays are usually scattered from the patient and the system according to the radiation physics laws. Thus, estimation of the received dose caused by the scattered radiation is important for the patients, patients' companions and the healthcare workers. The aim of this study was to determine the radiation dose from the patient's body and various materials in the environment during CT imaging. In this study, chest and head and neck CT scans were performed on human tissue equivalent Alderson Rando phantom. During CT imaging, radiation dose measurements were achieved by thermoluminescent dosimeters (TLD) placed at distances of 10, 20, 30 and 40 cm from the phantom. In chest CT imaging, the mean radiation dose to the environment ranged from $6.75 \pm 1.07 \mu\text{Sv}$ to $21.68 \pm 1.45 \mu\text{Sv}$. While, Head and neck imaging led to radiation dose ranged from $8.38 \pm 0.81 \mu\text{Sv}$ to $26.57 \pm 0.98 \mu\text{Sv}$. The exposure danger of the accompanying individuals was found to be minimal and below the permissible limits.

1. Giriş

Bilgisayarlı Tomografi (BT) tıpta en sık kullanılan bir tanısal görüntüleme yöntemidir [1]. Bilgisayarlı tomografi (BT) incelemelerinde, X-ışını tüpünün hastanın etrafında 360° dönmesi sonucunda üç boyutlu görüntü ve bu görüntünün bilgisayarda

işlenmesi ile kesitsel görüntüler elde edilmektedir. X-ışını tüpü BT görüntüsünü oluşturmak için belirli bir vücut bölgesi etrafında dönerken vücuda 80-140 keV enerjili X-ışınları gönderir. X-ışınları vücudun bir tarafından girip karşıdaki detektörlere ulaşırken vücut içinde Compton Saçılması yaratır. Saçılan fotonların enerjisi X-ışını enerjisinden nispeten daha

az olmakla birlikte intensiteleri oldukça yüksektir [2]. Saçılan fotonların çevrede oluşturabileceği radyasyon tehlikesi nedeniyle BT çekim odaları kurşun ile izole edilir.

BT ile yapılan incelemelerde hastanın maruz kaldığı absorbe radyasyon dozu miktarı; doku kalınlığı, X-ışını demeti, organın konumu, X-ışını tüpüne uygulanan kVp, tüp akımı, ışınlama süresi, taranan alan boyutu, tarama modu, pitch faktörü ve kesit kalınlığı gibi birçok ışınlama parametresine bağlı olarak değişir. Bu parametlerin çoğu BT kontrol odasında operatör tarafından değiştirilebilmektedir. Fakat genellikle yoğun iş akışı içinde normal boy ve kilodaki insanlarda bu parametreler sabit tutulmaktadır [3-4]. BT çekim parametrelerine bağlı olarak hem hastanın maruz kaldığı radyasyon dozu hem de Compton Saçılması ile hastadan dışarı yayılan radyasyondan dolayı hastanın yakın çevresindeki absorbe radyasyon dozunda değişiklikler olur.

Günümüzde, Uluslararası Radyasyon Korunması (ICRP) tavsiyelerine göre radyasyon görevlilerinin yıllık doz limitleri 20 mSv, hasta yakınlarının doz limitleri 5 mSv'tir [5]. Rutin klinik çalışmalarda bu doz limitlerinin üzerine çıkılmaması amaçlanır.

Radyasyon dozlarının ölçülmesinde kullanılan TLD'ler ile absorbe radyasyon dozu belirlenmesi en etkin yöntemlerden biridir. TLD'ler radyasyon görevlilerinin yakasına bağlanır, rutin çalışmalar sırasında yakada tutularak belli bir süre ışınlanır. Süre sonunda özel cihazlarda okunarak alınan kümülatif radyasyon dozu belirlenir. Ayrıca TLD'ler deneysel amaçlı çalışmalarda da benzer şekilde kullanılarak radyasyon dozunun belirlenmesine olanak sağlar [6].

Radyasyonun insan sağlığına zararlı etkileri olduğu bilinen bir gerçektir. Bu nedenle radyasyon maruziyeti olan deneysel çalışmalar genellikle insan eşdeğeri malzemeden yapılmış fantomlar kullanılarak yapılır. Bu tür fantomlardan biri de Alderson Rando fantomdur [7].

BT görüntüleme sırasında zorunlu olmadıkça çekim odasında hastadan başka kimse bulunmaz. Ancak çekim sırasında hastanın hareket etmesini engellemek ve/veya ihtiyaç duyulan başka bir nedenden dolayı hasta yakınları çekime eşlik etmektedir. Bu durumda çekime eşlik eden şahsın radyasyon dozuna maruz kalması kaçınılmaz olup, muhtemel radyasyon dozunun önceden bilinmesi ve dozun azaltılmasına yönelik önlemlerin uygulanması sağlık açısından önemlidir.

Bu çalışmanın amacı insan vücut eşdeğeri bir fantom kullanılarak, BT görüntüleme hastaya yakın mesafeden çevreye yayılan radyasyondan kaynaklanan absorbe radyasyon dozunun belirlenmesidir.

2. Materyal ve Metot

Bu deneysel çalışmada, Antropomorfik Alderson Rando Fantomu (ART) kullanıldı. ART Phantom, bir yetişkin insana eşdeğeri özelliklere sahiptir. Fantomun malzeme yoğunluğu 0.985 gcm^3 olan plastik olup, iç kısmı doğal insan iskeletinden oluşmuştur. Fontom, her biri, 2.5 cm kalınlığı olan 32 farklı kesitten oluşmuştur. 155 cm boyunda ve 50 kg ağırlığındaki bir dişi temsil etmektedir [8].

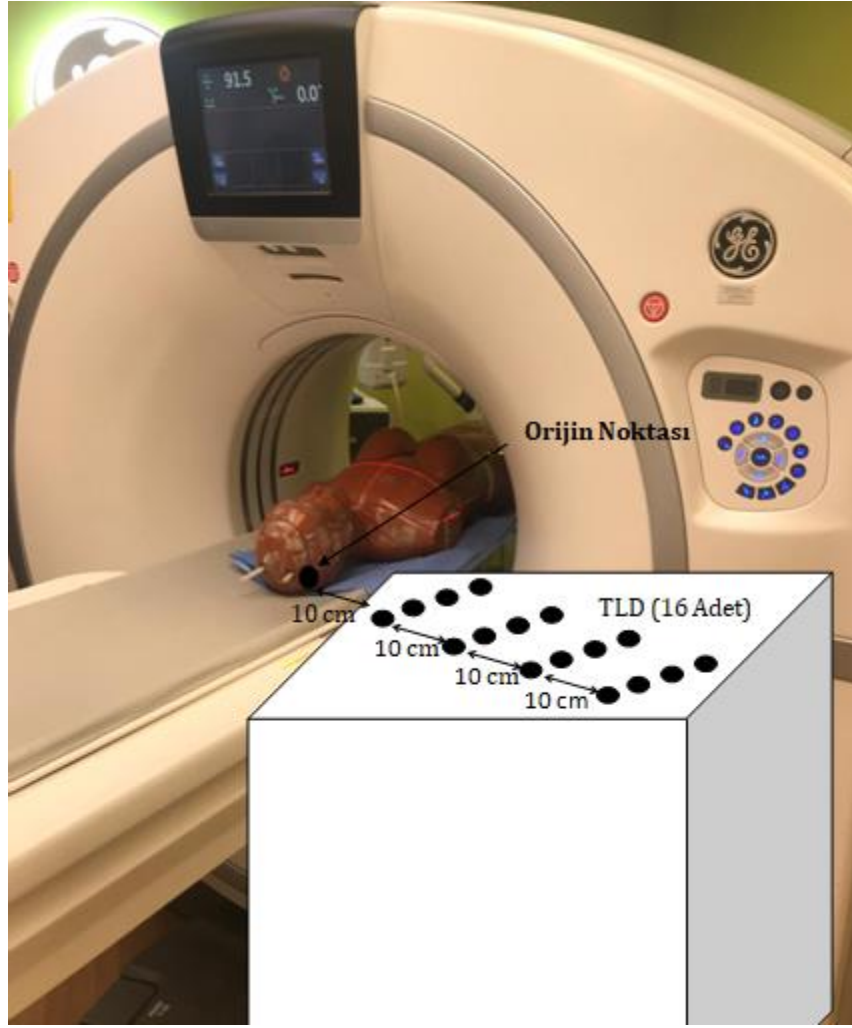
Çekimler Cerrahpaşa Tıp Fakültesinde 128 kesitli General Electric marka, Revolution Apex model, BT cihazında yapıldı. BT çekimleri, Cerrahpaşa Tıp Fakültesinin rutin görüntüleme protokolüne uygun olarak göğüs ve baş-boyun bölgesinden yapıldı. Çekim parametreleri; göğüs çekimlerinde 120 kVp ve 80 mAs olup, çekim süresi 7.63 saniye, $\text{CTDI}_{\text{vol}} 66.4 \text{ mGy}$ ve kesit kalınlığı 5 mm dir. Baş-boyun çekimlerinin parametreleri ise, 120 kVp ve 80 mAs olup, çekim süresi 10.62 saniye, $\text{CTDI}_{\text{vol}} 11.6 \text{ mGy}$ ve kesit kalınlığı 5 mm dir. Hem göğüs çekimlerinde hem de baş-boyun çekimlerinde hasta yatağının sağ tarafının gantriye giriş yeri hastaya refakat eden kişilerin bulunduğu yer olduğundan burası orijin olarak belirlendi. Orijin noktasından 10, 20, 30 ve 40 cm uzaklıklara TLD detektörleri yerleştirildi (Şekil 1).

Bu çalışmada boyutları, 3.2 mm x 3.2 mm ve kalınlığı 0.89 mm olan TLD-100 detektörleri kullanıldı. TLD detektörlerin içerikleri Lif, Mg ve Ti den oluşmaktadır. TLD'lerin kalibrasyonu ve ışınlama sonrası değerlendirmeleri Çekmece Nükleer Araştırmalar Merkezindeki İkincil Standart Dozimetri Laboratuvarı'nda (SSDL) yapıldı.

TLD'lerin okunma işlemi, SSDL laboratuvarındaki, WinREMS yazılımıyla bilgisayara bağlı olan Harshaw 4500 model TLD okuyucuda yapıldı. TLD okuyucu sisteminin ısıtma işlemi, sıcak azot gazı ile gerçekleştirilmektedir.

TLD okuyucusu için okuyucu kalibrasyon faktörü (RCF) ve TLD çiplerinin element düzeltme katsayıları (ECC'ler), WinDEMS yazılımının kullanıcı kılavuzuna göre, SSDL'deki standart Cs-137 gama kaynağı kullanılarak belirlendi [9].

TLD sistemi kalibrasyonu için, Cs-137 radyoaktif kaynağı, Yxlon International MGC 41 model X-ışını sistemi ve doz hızı ölçümleri için referans standart dozimetre kullanıldı [9]. TLD'ler, enerji bağımlılığı olan, pasif dozimetrelere, Enerji bağımlılığı, özellikle düşük enerjilerde çok yüksektir. Enerji bağımlılığını ortadan kaldırmak için, TLD kalibrasyon çipleri, ISO 4037-3: 1999'da verilen dar serilerde N100 kVp radyasyon kalitesi ile ışınlandı [10]. TLD okuma sisteminde kalibrasyon fişleri okundu, kalibrasyon düzeltme katsayısı alındı ve TLD sistem kalibrasyonu güncellendi.



Şekil 1. TLD kristallerinin lokasyonu

Çalışmamızda toplam 40 adet TLD detektörü kullanıldı. Bu detektörlerden 16 tanesi göğüs çekiminde, 16 tanesi baş-boyun çekiminde ve 8 tanesi de arkaplan (background) doz seviyesinin belirlenmesinde kullanıldı. Göğüs ölçümlerinde, 4 adet detektör orijin noktasından 10 cm uzaklığa, 4 tanesi 20 cm uzaklığa, 4 tanesi 30 cm uzaklığa ve 4 tanesi de 40 cm uzaklığa yerleştirilip, BT çekimleri gerçekleştirildi. Baş-boyun çekimlerinden önce, orijinden 10 cm uzaklığa 4 detektör, 20 cm uzaklığa 4 detektör, 30 cm uzaklığa 4 detektör ve 40 cm uzaklığa 4 detektör yerleştirildi. Her iki BT görüntüleme, otomatik parametrelerle gerçekleştirildikten sonra, TLD detektörlerinin sonuçları Çekmece Nükleer Araştırmalar Merkezinde değerlendirildi. Ölçüm sonuçları, her ölçüm noktasında 4 adet TLD'nin ortalaması ve standart Hata değerleri belirlenerek verildi.

3. Bulgular ve Tartışma

Bilgisayarlı tomografi kullanılarak yapılan göğüs çekimlerinden sonra TLD'ler Çekmece Nükleer Araştırmalar Merkezindeki SSDL laboratuvarında okundu. Arkaplan radyasyon dozunun belirlenmesi için ayrılmış olan 8 TLD nin ortalaması hesaplandı.

Daha sonra diğer detektörlerde okunan değerlerden arkaplan radyasyon dozu çıkartılarak detektörlerin kaydettiği gerçek radyasyon dozları belirlendi. Tablo 1'de ölçüm her bir uzaklıktaki 4 TLD'den elde edilen okuma sonuçlarının ortalaması ve standart hatası olarak verilmiştir. Buna göre orijin noktasından 10 cm uzaklıktaki ortalama radyasyon dozu $21.68 \pm 1.45 \mu\text{Sv}$ olarak hesaplandı. 20 cm uzaklıktaki ortalama radyasyon dozu $14.18 \pm 0.78 \mu\text{Sv}$, 30 cm uzaklıktaki ortalama radyasyon dozu $11.66 \pm 1.13 \mu\text{Sv}$ ve 40 cm uzaklıktaki ortalama radyasyon dozu $6.75 \pm 1.07 \mu\text{Sv}$ olarak hesaplandı. Orijinden uzaklık mesafesi (cm) ile ölçülen radyasyon dozu (μSv) ortalamalarının değişimi Şekil 2'de verilmiştir. Bu grafiğe göre orijinden uzaklık arttıkça TLD ile okunan doz değerlerinin azaldığı gözlemlenmektedir ($R^2=0,916$). Göğüs çekiminde çekim parametreleri, 120 kVp, 80 mAs ve çekim süresi 7.63 saniyedir.

Tablo2' de bilgisayarlı tomografide baş-boyun çekimi sırasında farklı uzaklıklarda ölçülen radyasyon dozları görülmektedir. Baş-boyun çekiminde çekim parametreleri 120 kVp, 80 mAs ve çekim süresi 10.62 saniyedir. TLD'ler okunduktan sonra arkaplan radyasyon dozu çıkartılmış ve her detektörlerin net radyasyon dozları belirlenmiştir. Aynı uzaklıktaki

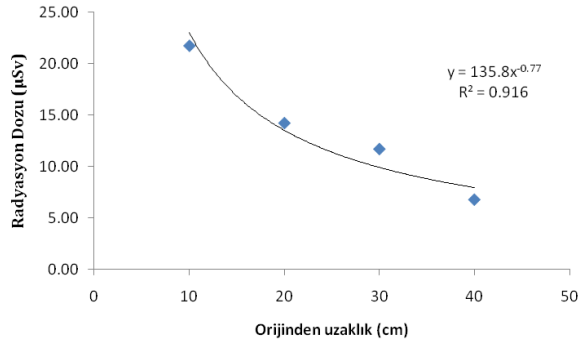
radyasyon dozu ortalamaları ve standart hataları hesaplanmıştır. Orijin noktasından 10 cm uzaklıktaki ortalama radyasyon dozu $26.57 \pm 0.98 \mu\text{Sv}$ iken, 20 cm uzaklıkta $17.86 \pm 1.62 \mu\text{Sv}$, 30 cm uzaklıkta $14.91 \pm 1.06 \mu\text{Sv}$ ve 40 cm uzaklıkta $8.38 \pm 0.81 \mu\text{Sv}$ olarak hesaplanmıştır. Ortalama radyasyon dozunun orijinden uzaklığa göre değişim grafiği çizildiğinde (Şekil 3), uzaklık arttıkça ortalama radyasyon dozunun azaldığı gözlemlenmiştir ($R^2=0,895$).

Tablo 1. BT göğüs görüntüleme çevreye saçılan radyasyon dozu

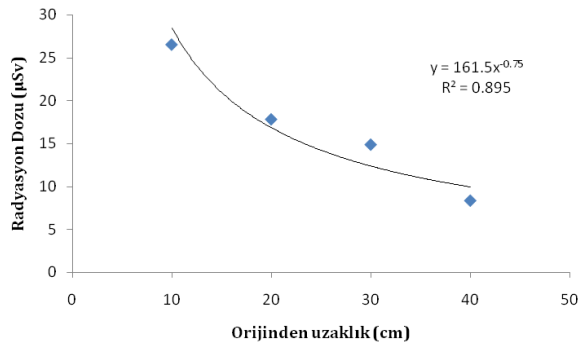
Orijinden Uzaklık (cm)	Ortalama Radyasyon Dozu \pm Standart Hata (μSv)
10	21.68 ± 1.45
20	14.18 ± 0.78
30	11.66 ± 1.13
40	6.75 ± 1.07

Tablo 2. BT baş-boyun görüntüleme çevreye saçılan radyasyon dozu

Orijinden Uzaklık (cm)	Ortalama Radyasyon Dozu \pm Standart Hata (μSv)
10	26.57 ± 0.98
20	17.86 ± 1.62
30	14.91 ± 1.06
40	8.38 ± 0.81



Şekil 2. BT göğüs görüntüleme çevreye saçılan radyasyon dozunun uzaklıkla değişimi



Şekil 3. BT baş-boyun görüntüleme çevreye saçılan radyasyon dozunun uzaklıkla değişimi

2016 yılında Tekin ve arkadaşları tarafından yapılan bir çalışmada, BT görüntüleme ortama yayılan radyasyon dozu hızı Polimaster Survey Meter (PM1405) kullanılarak ölçülmüştür. Abdominal BT görüntüleme, gantriden 20 cm uzaklıktaki radyasyon dozu hızı 98.1 mSv/h olarak bulunmuştur

[11]. 2018 yılında yapılan bir başka çalışmada, gantriden 20 cm uzaklıktaki radyasyon dozu hızı ise 48.5 mSv/h olarak bulunmuştur [12]. Her iki çalışmada da, gantriden farklı uzaklıklardaki radyasyon dozu hızları ölçülmüştür. Bizim çalışmamızdaki radyasyon dozu, dozu hızına dönüştürüldüğünde, göğüs BT görüntüleme, gantriden 20 cm uzaklıktaki radyasyon dozu hızı, 6.70 mSv/h ve baş-boyun görüntüleme, gantriden 20 cm uzaklıktaki radyasyon dozu hızı ise 6.05 mSv/h olarak hesaplanmıştır. Önceki çalışmaların sonuçlarıyla, bizim yaptığımız çalışma sonuçları karşılaştırıldığında, bizim çalışmamızdaki radyasyon dozu hızlarının diğer iki çalışmadan daha düşük olduğu görülmektedir. Bunun sebebi, cihazların çekim parametrelerinin farklı olması ve ölçüm yöntemlerinin farklılığı olabilmektedir.

4. Sonuç

Bu deneysel çalışma bilgisayarlı tomografide çekimlerinde hastanın yakın çevresindeki radyasyon dozlarının belirlenmesi amacıyla yapılmıştır. Bunun için insan eşdeğeri olan Alderson Rando Fantom kullanılmıştır. Fantomun hem göğüs hem de baş-boyun bölgesinin bilgisayarlı tomografisi çekilmiştir. Hasta etrafına farklı uzaklıklarda TLD detektörleri yerleştirilmiştir. TLD detektörlerinin okunması ve değerlendirilmesi Çekmece Nükleer Araştırmalar Merkezi SSDL laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

Çalışma sonucunda göğüs çekimleri esnasında çevreye saçılan radyasyonun hastadan uzaklık arttıkça azaldığı belirlenmiştir. Göğüs çekiminde çevreye saçılan ışınlardan kaynaklanan ortalama radyasyon dozunun $6.75 \pm 1.07 \mu\text{Sv}$ ile $21.68 \pm 1.45 \mu\text{Sv}$ arasında değiştiği bulunmuştur. Baş-boyun çekimlerinde ise çevreye saçılan ortalama radyasyon dozunun $8.38 \pm 0.81 \mu\text{Sv}$ ile $26.57 \pm 0.98 \mu\text{Sv}$ arası değiştiği bulunmuştur. Bilgisayarlı tomografinin vereceği X-ışını parametreleri otomatik olarak belirlenmiştir. Her iki çekimde de cihaz 120 kVp ve 80 mAs değerlerini kullanmıştır. Fakat göğüs çekimin süresi 7.63 saniye iken baş-boyun çekimin süresi 10.62 saniyedir.

Baş-boyun çekimi esnasında çevreye saçılan radyasyon miktarının, göğüs çekimlerinde saçılan radyasyon miktarından daha fazla olduğu bulunmuştur. Bunun sebebi baş-boyun çekim süresinin daha uzun olduğu olabilir. Ayrıca hastadan uzaklık arttıkça saçılan radyasyon miktarının önemli oranda azaldığı belirlenmiştir.

Hastaya eşlik eden şahsın absorbe doz limiti 5 mSv/yıl olarak belirtilmiştir. Bu çalışmada ölçülen doz değerleri müsaade edilen doz değerlerinin oldukça altında kalmaktadır. Fakat radyasyon maruziyeti açısından hastanın çekimine eşlik eden şahsın hastaya mümkün olan en uzak mesafede bulunması bu çalışmanın önemli bir sonucudur.

Bu konuda yapılacak yeni çalışmalarda, farklı kesitli BT cihazlarında, farklı kilolardaki hastaların, farklı vücut bölgelerinin çekimleri sırasında hastanın yakın çevresindeki radyasyon dozlarının belirlenmesi önerilir.

Teşekkür

Yazarlar bu çalışmada ARC fantomun ve BT cihazının kullanımına izin veren Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Radyoloji AD Başkanlığına ve Çekmece Nükleer Araştırmalar Merkezi Müdürlüğüne teşekkür eder.

Kaynakça

- [1] Sodickson, A., Baeyens, P.F., Andriole, K.P., Prevedello, L.M., Nawfel, R.D., Hanson, R., Khorasani, R., 2009. Recurrent CT, cumulative radiation exposure, and associated radiation-induced cancer risks from CT of adults. *Radiology*, 251(1), 175-184.
- [2] Cherry SR, Sorenson JA Phelps ME., 2003, *Physics in Nuclear Medicine*, 3rd edition, Philadelphia.
- [3] McNitt-Gray, M.F., 2002. AAPM/RSNA physics tutorial for residents: topics in CT: radiation dose in CT. *Radiographics*, 22(6), 1541-1553.
- [4] Işık Z, Selçuk H, Albayram S., 2010, *Bilgisayarlı Tomografi ve Radyasyon. Klinik Gelişim*, 23, 16-18.
- [5] Valentin, J., 2007. The 2007 recommendations of the international commission on radiological protection. ICRP publication 103. *Ann ICRP*, 37(2), 1-332.
- [6] Allisy-Roberts, P.J., Williams, J., 2007. *Farr's physics for medical imaging*. Elsevier Health Sciences.
- [7] Wildgruber, M., Müller-Wille, R., Goessmann, H., Uller, W., Wohlgemuth, W.A., 2016. Direct effective dose calculations in pediatric fluoroscopy-guided abdominal interventions with rando-alderson phantoms—optimization of preset parameter settings. *PloS one*, 11(8).
- [8] Lee, G.S., Kim, J.S., Seo, Y.S., Kim, J.D., 2013. Effective dose from direct and indirect digital panoramic units. *Imaging science in dentistry*, 43(2), 77-84.
- [9] Harshaw-Bicron, 1992. TLD Radiation Evaluation and Management System(TLD-REMS) User's Manual for use with TLD 8800 & 6600 Card Readers.REMS-0-U-0492-006. Bicron, Saint-Gobain/Norton Industrial Ceramics Corporation, Solon, OH, USA.
- [10] Harshaw-Bicron, 1994. Model 6600E Automatic TLD Workstation User's Manual. Publication no. 6600-E-U-0294-001. Bicron, Saint-Gobain/Norton Industrial Ceramics Corporation, Solon, OH, USA7
- [11] Tekin, H.O., Manici, T., Ekmekci, C., 2016. Investigation of backscattered dose in a computerized tomography (CT) facility during abdominal CT scan by considering clinical measurements and application of Monte Carlo method. *Journal of Health Science*, 4, 131-134.
- [12] Tekin H. O., Cavlı, B., Altunsoy, E. E., Manici, T., Ozturk, C., Karakas, H. Ml., 2018, An investigation on radiation protection and shielding properties of 16 slice computed tomography (CT) facilities. *International Journal of Computational and Experimental Science and Engineering*, 4(2), 37-40.