



Voltaj ve Akım Değerlerinin Hasta Dozu Üzerindeki Etkilerinin CTDI Fantomu ile Araştırılması

İsmail Hakkı SARPÜN^{*1,2}, Aysun İNAL³, Buket ÇEÇEN¹

¹Akdeniz Üniversitesi, Fen Fakültesi, Fizik Bölümü, 07057, Antalya, Türkiye

²Akdeniz Üniversitesi, Nükleer Bilimler Uyg. ve Araş. Merkezi, 07057, Antalya, Türkiye

³Sağlık Bilimleri Üniversitesi, Antalya Eğitim Araştırma Hastanesi, Radyasyon Onkolojisi, 07100, Antalya, Türkiye

*yazışılan yazar e-posta: isarpun@gmail.com

(Alınış / Received: 15.08.2019, Kabul / Accepted: 11.10.2019, Yayınlanma / Published: 30.11.2019)

Özet: Bilgisayarlı tomografi (CT) günümüzde etkin bir şekilde kullanılan modern bir cihaz olup, tanısal görüntüleme çok önemli bir yer tutmaktadır. Bu çalışmanın amacı, CT’de tüp voltajı (kVp), tüp akımı (mAs) ve kesit kalınlığı değerlerini değiştirerek farklı çaplara sahip biri 16 cm çapında ve diğeri 32 cm çapında olan su eşdeğeri silindirik iki adet fantomda doz değişimlerini incelemektir. İyonizasyon odası ile okunan soğurulan doz değerleri bilgisayarda var olan bir paket programı yardımıyla ilgili parametrelere çevrilmiştir. Belli bir hacim için hesaplanan $CTDI_{vol}$ ve kesit alınan uzunluk boyunca aldığı toplam doz değerini veren DLP değerleri karşılaştırılmıştır. Çalışma sonuçlarından da görüldüğü gibi, doz artışı akım ve voltaj değerini arttırdıkça yükselmektedir. Özellikle kafa fantomu örneğindeki gibi küçük ve zayıf hastalarda doz artışı daha fazladır.

Anahtar kelimeler: CT, CTDI, Doz, Fantom

Effects of Voltage and Current Values to Patient Dose by CTDI Phantom

Abstract: Computed tomography is a modern device and plays an important role in diagnostic imaging. The aim of this study was to examine the dose changes in two water-equivalent cylindrical phantoms with different diameters, one 16 cm in diameter and the other 32 cm in diameter, by changing the tube voltage (kVp), tube current (mU) and slices thickness values in CT. The absorbed dose values obtained by the ionization chamber were converted to the relevant parameters by means of a package program available on the computer. The calculated $CTDI_{vol}$ for a given volume and the DLP values giving the total dose value taken during the cross-sectional length were compared. As can be seen from the results of the study, the dose increases with increasing the current and voltage values. Especially in small and thin patients such as the head phantom, the dose increase is higher.

Key words: CT, CTDI, Dose, Phantom

1. Giriş

Bilgisayarlı tomografi (CT) gibi modern tanısal görüntüleme, tıpta çok önemli bir yer tutmaktadır. Bilgisayarlı tomografi birkaç saniye içinde vücudun herhangi bir bölümünün son derece ayrıntılı görüntülerini üretebilir. CT en sık kullanılan tanısal görüntüleme yöntemlerinden biridir fakat CT'den alınan iyonlaştırıcı radyasyon dozları, toraks röntgeni veya mamografi gibi standart bir röntgenin 50 ile 500 katı kadar olabilir [1]. Bu kadar yüksek radyasyon dozlarının yanı sıra, bu tanı prosedürlerinin yaygın ve artan kullanımının küçük ama önemli bir şekilde genel popülasyonda kanser riski oluşturabileceği endişesi doğmuştur. Bildirilen radyasyona aşırı maruz kalma olayları, CT incelemelerinde verilen dozların değerlendirilmesine olan ilgiye neden olmuştur [2].

BT'de radyasyon dozunun değerlendirilmesi, X-ışını kaynağının tek bir dönüşü sırasında ölçülen bilgisayarlı tomografi doz endeksini (CTDI) tahmin ederek yapılır. Bu endeks, CT tarayıcısının boyuna eksenine boyunca absorbe edilen dozu temsil etmektedir [3,4]. Doz ölçümleri, fantomun merkezinde ve periferinde gerçekleştirilir ve bu değerler, fantoma tek bir radyasyon dozu tahmini üretmek için ağırlıklı bir toplam değer (CTDI_w) kullanılarak birleştirilir. Piyasada var olan kafa ve vücut fantomları sırasıyla 16 cm ve 32 cm çapındadır. Kafa fantomda ölçülen hacimsel bilgisayarlı tomografi doz endeksi CTDI_{vol}, kafa CT için bir referans olarak ve ayrıca bazı tarayıcı üreticileri için pediatrik vücut CT için bir referans olarak kullanılırken vücut fantomunda ölçüldüğünde yetişkinler için referans olarak kullanılır. CTDI_{vol} birimi mGy'dir.

Yeni nesil CT tarayıcılarla, helikal teknoloji ile ileri teknolojiler tarama modu veya cone-beam ışınlama geometrileri, doz tahmin yöntemi Amerikan Tıp Fizikçiler Birliği (AAPM) Görev Grubu (TG) raporlarında belirtildiği şekilde gelişmeye devam etmektedir [3-5]. Genel olarak, doz dengesini sağlamak için bir fantoma yerleştirilmiş küçük hacimli bir iyonizasyon odasının kullanımı, absorbe edilen dozu tahmin etmek için önerilmektedir [5].

Bu çalışmanın amacı, CT'de tüp voltajı (kVp), tüp akımı (mAs) ve kesit kalınlığı değerlerini değiştirerek farklı çaplara sahip iki fantomda doz değişimlerini incelemektir.

2. Materyal ve Metot

Çalışmada, biri 16 cm çapında (kafa fantomu) ve diğeri 32 cm çapında vücut fantomu olan su eşdeğeri silindirik iki adet fantom kullanılmıştır. Ölçümler, Bilgisayarlı Tomografide (GE-Optima580, GE, USA), 4 farklı kesit kalınlığı (0,625, 2,5, 5 ve 10 mm), 4 farklı tüp akımı (50, 100, 200 ve 400 mAs) ve 4 farklı Tüp voltajı (80, 100, 120 ve 140 kVp) değişimi yapılarak alınmıştır. Çalışmada pitch değeri 1 olarak kabul edilip tüm ölçümlerde bu değer kullanılmıştır.

Ölçümlerde, 100 mm uzunluğunda pencil iyonizasyon odası ve okuma değerlerinin gerçekleştirildiği X-ışını elektrometre (Piranha, RTI Electronics) kullanılmıştır. Okunan absorbe doz değerleri bilgisayarda var olan Ocean programı (RTI Electronics) vasıtasıyla ilgili parametrelere çevrilmiştir. Çalışmada, belli bir hacim için hesaplanan CTDI_{vol} ve kesit alınan uzunluk boyunca aldığı toplam doz değerini veren Dose Length Product (DLP) değerleri karşılaştırılmıştır.

Yukarıda bahsi geçen parametreler programda var olan algoritma ile hesaplanmaktadır. Hesaplama sırasında aşağıda var olan denklemler ile $CTDI_{vol}$ ve DLP parametrelerinin hesaplaması gerçekleştirilmektedir. CT doz indeksini hesaplamasının merkezi ve periferik CTDI değerlerini ağırlıklı toplam ($CTDI_w$) şeklinde ifade etmektir [6].

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

Bilgisayarlı tomografi helikal bir tarama için pitch; X-ışını tüpünün bir dönüşü süresinde masanın mm cinsinden hareket miktarının, detektörün tarayıcının eş merkezine izdüşümü olan nominal ışınlama genişliğine bölünmesiyle hesaplanır [6]. Helikal ölçümler için hacim $CTDI_{vol}$ değeri;

$$CTDI_{vol} = CTDI_w \frac{1}{pitch} \quad (2)$$

Bilgisayarlı tomografi taramasında toplam soğurulan dozu hesaplamak için, taranan aralık dikkate alınmalıdır. Doz uzunluk çarpımı (DLP), $CTDI_{vol}$ ile tarama uzunluğunun (L) çarpımıdır. Çalışmada tüm ölçümler 150 mm boyunca alınmıştır. Doz uzunluk çarpımının birimi mGy.cm'dir [6].

$$DLP = CTDI_{vol} \cdot L = \left(\frac{1}{3}CTDI_{100}^A + \frac{2}{3}CTDI_{100}^B \right) \frac{1}{pitch} \cdot L \quad (3)$$

3. Bulgular

Kafa fantomu için kesit kalınlığı, tüp akımı ve tüp voltajına bağlı $CTDI_{vol}$ değişimi Tablo 1'de görülmektedir. Bulgulara göre, tüm voltaj ve akım değerlerinde kesit kalınlığına göre değişim 0,625-5 mm aralığında ortalama %1,58 (%0,45 - %8,85) olmak üzere, 0,625-10 mm aralığında ise ortalama %13,2 artmıştır (%4,9 - %18,9). Tüp akımı değişimine göre $CTDI_{vol}$ değeri akım yükseldikçe artma göstermiştir. En fazla, tüp akım değeri 50 mAs'dan 400 mAs'ya yükseldiğinde 140 kVp tüp voltajı ve 10mm kesit kalınlığında $CTDI_{vol}$ değerinin 17,5 kat artmış olduğu hesaplanmıştır. Tüp voltajı arttıkça tüm kesit kalınlıkları ve tüp akım değerleri için doz değerlerinde artış gözlenmiştir. Voltaj değeri 80 kVp'den 140 kVp'ye yükseldiğinde 200 mAs'lik tüp akımı değeri ve 10 mm kesit kalınlığı için $CTDI_{vol}$ değerinin yaklaşık 10 kat artmış olduğu hesaplanmıştır.

Tablo1. Kafa fantomu için tüp voltajı ve kesit kalınlığına göre $CTDI_{vol}$ (mGy) değerleri

Tüp Akımı	Kesit Kalınlığı (mm)	$CTDI_{vol}$ (mGy)			
		Tüp Voltajı (kVp)			
		80	100	120	140
50 mAs	0,625	1,57	2,99	4,43	6,81
	2,5	1,56	2,98	4,49	6,78
	5	1,56	3,04	4,50	6,91
	10	1,29	2,51	3,82	5,55
100 mAs	0,625	3,09	5,96	8,91	23,44
	2,5	3,07	6,01	8,89	23,22
	5	3,12	6,07	8,89	23,76
	10	2,60	4,94	7,48	25,24
200 mAs	0,625	6,15	11,96	17,93	47,11

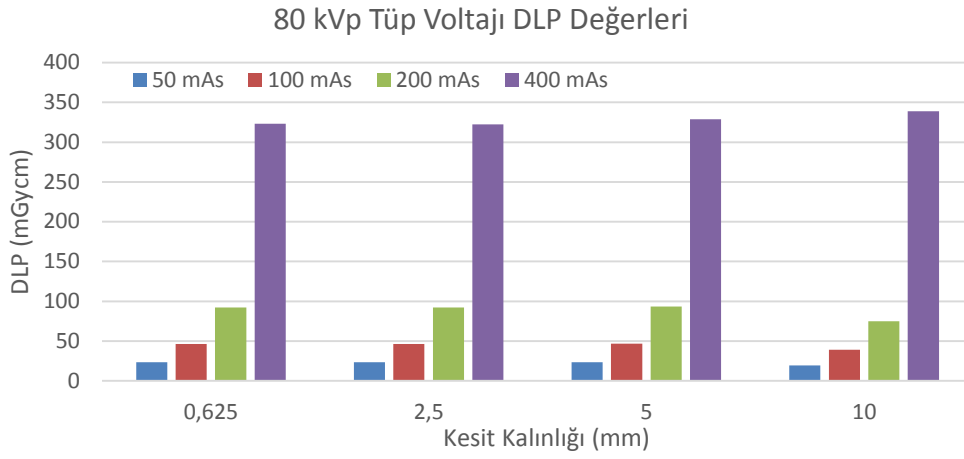
	2,5	6,14	11,91	17,94	47,03
	5	6,23	12,18	17,91	47,56
	10	4,99	9,96	14,93	50,53
400 mAs	0,625	21,55	22,16	39,02	90,43
	2,5	21,49	22,23	39,03	90,13
	5	21,91	24,13	39,21	91,20
	10	20,45	19,78	31,96	95,29

Vücut fantomu için kesit kalınlığı, tüp akımı ve tüp voltajına bağlı $CTDI_{vol}$ değişimi Tablo 2’de görülmektedir. Bulgulara göre, tüm voltaj ve akım değerlerinde kesit kalınlığına göre değişim 0,625-5 mm aralığında ortalama %1,93 (Minimum ve maksimum: %0,81 ve %8,0) olmak üzere, 0,625-10 mm için $CTDI_{vol}$ değeri farkı ortalama %12,8 artmıştır. (Minimum ve maksimum: %5,4 ve %18,45). Tüp akımı değişimine göre $CTDI_{vol}$ değeri akım yükseldikçe artma göstermiştir. Tüp akım değeri 50 mAs’dan 400 mAs’ya yükseldiğinde 140 kVp tüp voltajı ve 10 mm kesit kalınlığında $CTDI_{vol}$ değerinin 17,2 kat artmış olduğu hesaplanmıştır. Tüp voltajı arttıkça tüm kesit kalınlıkları ve tüp akım değerlerinde artış gözlenmiştir. Voltaj değeri 80 kVp’den 140 kVp’ye yükseldiğinde $CTDI_{vol}$ değerinin 2,9 kat artmış olduğu hesaplanmıştır.

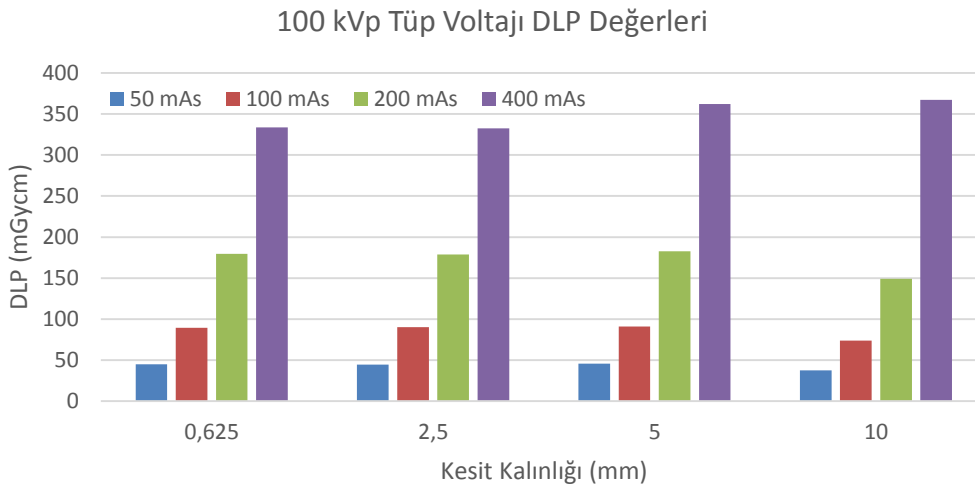
Tablo2. Vücut fantomu için tüp voltajı ve kesit kalınlığına göre $CTDI_{vol}$ (mGy) değerleri

Tüp Akımı	Kesit Kalınlığı (mm)	$CTDI_{vol}$ (mGy)	
		Tüp Voltajı (kVp)	
		80	140
50 mAs	0,625	0,868	1,111
	2,5	0,865	1,106
	5	0,875	1,127
	10	0,721	0,906
100 mAs	0,625	1,729	3,826
	2,5	1,744	3,790
	5	1,747	3,878
	10	1,42	4,119
200 mAs	0,625	3,469	7,689
	2,5	3,454	7,676
	5	3,504	7,762
	10	2,864	8,247
400 mAs	0,625	6,428	14,759
	2,5	6,448	14,710
	5	6,941	14,885
	10	5,69	15,552

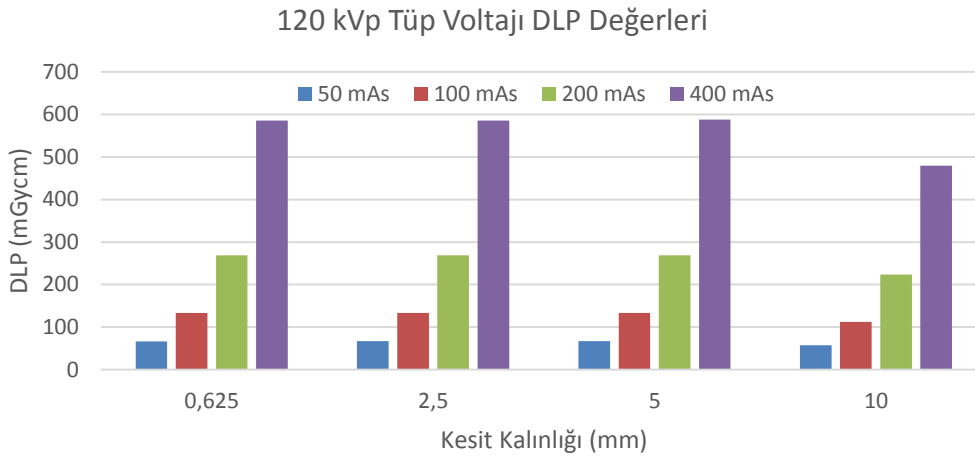
Kesit kalınlığı ve tüp akımına göre DLP değişimleri 80, 100, 120 ve 140 kVp için sırasıyla Şekil 1, 2, 3 ve 4’de görülmektedir. Tüp akımı arttıkça DLP değeri artmıştır. En büyük artış 10 mm kesit kalınlığında, 80 kVp tüp voltajında 50 mAs ile 400 mAs arasında 17,5 kat olarak bulunmuştur.



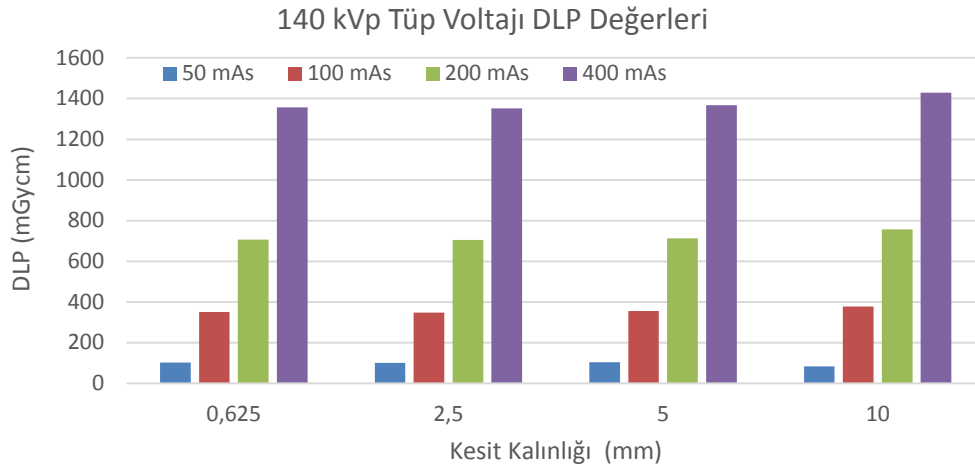
Şekil 1. 80 kVp için Tüp akımı ve kesit kalınlığına göre DLP değerlerinin değişim grafiği



Şekil 2. 100 kVp için Tüp akımı ve kesit kalınlığına göre DLP değerlerinin değişim grafiği



Şekil 3. 120 kVp için Tüp akımı ve kesit kalınlığına göre DLP değerlerinin değişim grafiği



Şekil 4. 1400 kVp için Tüp akımı ve kesit kalınlığına göre DLP değerlerinin değişim grafiği

4. Sonuç ve Yorum

CTDI_{vol}, kullanıcıların saçılan radyasyon miktarını ölçmelerini ve farklı tarama protokolleri veya tarayıcıları arasındaki radyasyon çıkışını karşılaştırmasını sağlayan, silindirik bir akrilik fantomla ölçülen radyasyon dozunun standart ölçü parametresidir. Fakat, CT'den çıkan dozu, hasta dozu ile eşleştirmek için hastanın boyutu, ışınlanmış organlar, vücut kompozisyonu ve tarama aralığı dikkate alınarak karmaşık hesaplamalar gerekir [7-9]. Çoğu çalışma, tüp voltajı değerinin düşürülmesi, genel doz üzerinde tüp akımı değerinin düşürülmesinden daha büyük bir etkiye sahip olduğundan; hasta dozunu en aza indirmek için tüp voltajını azaltmaya (80 kVp bölgesine kadar) odaklanır [10-13].

Çalışmalar sonucu, kontrastlı çekimler, çocuklar ve zayıf hastalar için düşük tüp voltajı önerilirken, obez hastalar ve gürültü etkisinin azaltılması gereken hastalar için yüksek tüp voltajları önerilmektedir [14].

Yapılan çalışmalarda, tüp akımı sabit tutulup, tüp voltajı değişimi yapıldığında dozun %24,7 ile %45 arasında değiştiği bildirilmiştir [15-17]. Bizim çalışmamızda da kesit kalınlığı 0,625 mm iken 120 kVp'den 100 kVp'ye düştüğünde dozun 50,100, 200 ve 400 mAs akım değerleri için sırasıyla %48,2, %49,4, %49,9 ve %76,1 oranında düştüğü bulunmuştur.

Shah vd. [18] pediatrik hastalarda tüp akım değerinin azaltılmasının görüntü kalitesinde önemli bir etkiye sebep olmadığını bildirmişlerdir. Kranial CT çekimlerinde tüp akımlarının 90-130 mAs'den 76-90 mAs aralığına düşürülmesinin etkisinin olmayacağını göstermişlerdir. Frush vd. [19] abdominal pediatrik CT çekimlerinde düşük tüp akımı değerinin kullanımının çözünürlük üzerine etkisini incelemiştir. 80 mAs ve altındaki akım değerlerinde çözünürlüğün azalmasının belirgin olduğunu bulmuşlardır. Bununla beraber, Lucaya vd. [20], daha düşük tüp akımı değerlerinde (34-50 mA) kabul edilebilir bir görüntü kalitesine sahip olabileceğini öne sürmüşlerdir. Kamel vd. [21] ise 80-240 mAs arasında görüntü kalitesi veya tanı koyma aşamasında anlamlı bir fark olmadığını bulmuşlardır. Bizim çalışmamızda, artan akım değerinin tüm kesit kalınlığı ve voltaj değerleri için dozu arttırdığı gözlenmiştir. Örneğin, 400 mAs akım değerinde doz artışı bütün kesit kalınlıklarında 100 mAs'a göre kafa fantomu için yaklaşık 7 kat artarken, vücut fantomu için, yaklaşık 3,7 kat artmaktadır.

Saini vd. [22] kesit kalınlığının azaltılması durumunda, gürültü etkisini dengeleyebilmek için radyasyon dozunun arttırılması gerektiği bildirilmiştir. Konuyla ilgi çok fazla çalışma olmamakla beraber bizim çalışmamızda, 100 mAs ve 80kVp için kesit kalınlığı artışı ile (0,625mm-10mm) kafa fantomu için %15,8 iken vücut fantomu için %17,9 oranında dozun azaldığı bulunmuştur.

Sonuç olarak, yukarıda bahsedilen çalışmalar sonucunda, iyi bir CT görüntüsünün yüksek dozlara gereksinim duymadığı açıktır. Tüp voltajının ve akımının ayarlanması ile görüntü kalitesinden ödün vermeden alınan doz azaltılabilir. Çalışma sonuçlarından da görüldüğü gibi, literatürle uyumlu olarak, doz artışı akım ve voltaj değerini arttırdıkça yükselmektedir. Özellikle kafa fantomu örneğindeki gibi küçük ve zayıf hastalarda doz artışı daha fazladır. Literatürde çok fazla çalışma bulunmamasına rağmen çalışmada kesit kalınlığı arttıkça doz düşmektedir. Fakat, özellikle kanser tanı hastalarda, kesit kalınlığını küçük almak radyoterapi planlamasında, hedef hacmi tanımlamakta oldukça faydalı olabileceği düşünülmektedir.

Teşekkür

Bu çalışma, Buket Çeçen'in Yüksek lisans tez çalışması olup Akdeniz Üniversitesi BAPK FYL-2019-4804 nolu proje ile desteklenmiştir.

Kaynakça

- [1] S. Reynolds, "The downside of Diagnostic Imaging," *NCI Cancer Bulletin*, 7(2), 8-9, 2010.
- [2] UNSCEAR, "Sources, effects and risks of ionization radiation," UNSCEAR Report 2013 Vol. I, Report to General Assembly, New York, 2013, pp. 1-19.
- [3] AAPM, "The measurement, reporting, and management of radiation dose in CT," AAPM Report No. 96, Report of AAPM Task Group 23 of the Diagnostic Imaging Council CT Committee, College Park, 2008, pp. 27-35.
- [4] AAPM, "Site specific dose estimates (SSDE) in pediatric and adult body CT examinations," AAPM Report No. 204, Report of AAPM Task Group 204 of AAPM, College Park, 2011, pp. 41-56.
- [5] AAPM, "Comprehensive methodology for the evaluation of radiation dose in X-ray computed tomography," AAPM Report No. 111, Report of AAPM Task Group 111: The future of CT dosimetry, College Park, 2010, pp. 21-23.
- [6] J. A. Bauhs, T. J. Vrieze, A. N. Primak, M. R. Bruesewitz, and C. H. McCollough, "CT dosimetry: comparison of measurement techniques and devices," *Radiographics*, 28 (1), 245-253, 2008.
- [7] M. J. Siegel, B. Schmidt, D. Bradley, C. Suess, and C. Hildebolt, "Radiation dose and image quality in pediatric CT: effect of technical factors and phantom size and shape," *Radiology*, 233 (2), 515-522, 2004.
- [8] J. J. DeMarco, C. H. Cagnon, D. D. Cody, D. M. Stevens, C. H. McCollough, M. Zankl, E. Angel, and M. F. McNitt-Gray, "Estimating radiation doses from multidetector CT using Monte Carlo simulations: effects of different size voxelized patient models on magnitudes of organ and effective dose," *Phys. Med. Biol.*, 52 (9), 2583-2597, 2007.
- [9] A. C. Turner, M. Zankl, J. J. DeMarco, C. H. Cagnon, D. Zhang, E. Angel, D. D. Cody, D. M. Stevens, C. H. McCollough, and M. F. McNitt-Gray, "The feasibility of a scanner-independent technique to estimate organ dose from MDCT scans: using CTDIvol to account for differences between scanners," *Med. Phys.*, 37 (4), 1816-1825, 2010.
- [10] S. M. Lee, W. Lee, J. W. Chung, E.-A. Park, and J. H. Park, "Effect of kVp on image quality and accuracy in coronary CT angiography according to patient body size: a phantom study," *Int. J. of Cardiovascular Imaging*, 29, 83-91, 2013.
- [11] Q. Li, H. Yua, L. Zhang, L. Fana, and S.-Y. Liu, "Combining low tube voltage and iterative reconstruction for contrast-enhanced CT imaging of the chest - Initial clinical experience," *Clinical Radiology*, 68 (5), 249-253, 2013.
- [12] Z. Szucs-Farkas, C. Schaller, S. Bensler, M. A. Patak, P. Vock, and S. T. Schindera, "Detection of pulmonary emboli with CT angiography at reduced radiation exposure and contrast material volume: comparison of 80 kVp and 120 kVp protocols in a matched cohort," *Investigative Radiology*, 44 (12), 793-799, 2009.
- [13] L. Schimmoller, R. S. Lanzman, S. Dietrich, J. Boos, P. Heusch, F. Miese, G. Antoch, and P. Kropil, "Evaluation of automated attenuation-based tube potential selection in combination with

- organ-specific dose reduction for contrast-enhanced chest CT examinations," *Clinical Radiology*, 69 (7), 721-726, 2014.
- [14] H. W. Goo, "CT radiation dose optimization and estimation: an update for radiologists," *Korean Journal of Radiology*, 13 (1), 1-11, 2012.
- [15] C. M. Heyer, P. S. Mohr, S. P. Lemburg, S. A. Peters, and V. Nicolas, "Image quality and radiation exposure at pulmonary CT angiography with 100- or 120-kVp protocol: prospective randomized study," *Radiology*, 245 (2), 577-583, 2007.
- [16] A. Sodickson, and M. Weiss, "Effects of patient size on radiation dose reduction and image quality in low-kVp CT pulmonary angiography performed with reduced IV contrast dose", *Emerg. Radiol.*, 19 (5), 437-445, 2012.
- [17] P. Bjorkdahl, and U. Nyman, "Using 100- instead of 120-kVp computed tomography to diagnose pulmonary embolism almost halves the radiation dose with preserved diagnostic quality," *Acta Radiologica*, 51 (3), 260-270, 2010.
- [18] R. Shah, A. K. Gupta, M. M. Rehani, A. K. Pande, and S. Mukhopadhyay, "Effect of reduction in tube current on reader confidence in pediatric computed tomography," *Clinical Radiology*, 60, 224-231 2005.
- [19] D. P. Frush, C. C. Slack, C. L. Hollingsworth, G. S. Bisset, L. F. Donnelly, J. Hsieh, T. Lavin-Wensell, and J. R. Mayo, "Computer simulated radiation dose reduction for abdominal multidetector CT of pediatric patients," *AJR Am. J. Roentgenol.* 2002;179: 1107-13.
- [20] J. Lucaya, J. Piqueras, P. Garcia-Pena, G. Enriquez, M. Garcia-Macias, and J. Sotil, "Low-dose high resolution CT of the chest in children and young adults: dose, cooperation, artifact incidence, and image quality," *AJR Am. J. Roengenol.*, 175 (4), 985-992, 2000.
- [21] I. R. Kamel, R. J. Hernandez, J. E. Martin, A. E. Schlesinger, L. T. Niklason, and K. E. Guire, "Radiation dose reduction of the pediatric pelvis," *Radiology*, 190 (3), 683-687, 1994.
- [22] S. Saini, "Multi-detector row CT: principles and practice for abdominal applications," *Radiology*, 233, 323-327, 2004.