

## PENGUKURAN COMPUTED TOMOGRAPHY DOSE INDEX (CTDI) PADA FANTOM KEPALA DENGAN MENGGUNAKAN CT DOSE PROFILER

Naeli Ni'matin Ahadiyah\*, Evi Setiawati, Zaenal Arifin, dan Choirul Anam

\*Departemen Fisika, Fakultas Sains dan Matematika, Universitas Diponegoro, Semarang

E-mail: [naely.azhaar@gmail.com](mailto:naely.azhaar@gmail.com)

Received: 15 Juli 2020; revised: 20 Agustus 2020; accepted: 25 Agustus 2020

### ABSTRACT

*This study aims to measure computed tomography dose index (CTDI) on a head polymethyl methacrylate (PMMA) phantom using a CT dose profiler for various slice thicknesses. The slice thicknesses were 3, 5, and 10 mm. Dose measurements were performed in spiral mode for every hole within the head PMMA phantom. A CT dose profile analyzer software integrated the profile dose along 100 cm to find the  $CTDI_{100}$ . The  $CTDI_w$  was calculated as  $1/3 \times (CTDI_{100,center}) + 2/3 \times (\text{average } CTDI_{100,perifer})$ . Since the pitch was unity, the  $CTDI_{vol}$  was similar to the  $CTDI_w$ . The values of  $CTDI_{vol}$  for slice thickness variations were from 45.7 mGy to 46.0 mGy. This result indicated that there is no significant different of  $CTDI_{vol}$  measured using CT dose profiler for slice thicknesses from 3 mm up to 10 mm.*

**Keywords:** CT dose profiler, CTDI,  $CTDI_{100}$ ,  $CTDI_w$ ,  $CTDI_{vol}$ , slice thickness

### ABSTRAK

*Tujuan penelitian adalah untuk mengukur nilai computed tomography dose index (CTDI) pada fantom polymethyl methacrylate (PMMA) kepala menggunakan CT dose profiler untuk variasi tebal irisan. Ketebalan irisan dalam penelitian ini dipilih sebesar 3, 5, and 10 mm. Pengukuran dosis dilakukan dengan mode spiral untuk setiap lubang yang ada di dalam fantom PMMA kepala. Software CT dose profile analyzer mengintegrasikan profil dosis yang diperoleh sepanjang 100 mm untuk mendapatkan  $CTDI_{100}$ .  $CTDI_w$  dihitung dengan persamaan  $1/3 \times (CTDI_{100,tengah}) + 2/3 \times (\text{rata-rata } CTDI_{100,tepi})$ . Karena nilai pitch adalah 1, maka dalam hal ini  $CTDI_{vol}$  sama dengan  $CTDI_w$ . Nilai  $CTDI_{vol}$  yang diperoleh untuk variasi ketebalan irisan berkisar antara 45.7 mGy hingga 46.0 mGy. Hasil ini menunjukkan bahwa tidak terdapat perbedaan yang signifikan pada nilai  $CTDI_{vol}$  yang diukur menggunakan CT dose profiler untuk slice thickness antara 3 hingga 10 mm.*

**Kata kunci:** CT dose profiler, CTDI,  $CTDI_{100}$ ,  $CTDI_w$ ,  $CTDI_{vol}$ , tebal irisan

### PENDAHULUAN

Pada awalnya, pesawat *computed tomography scanner* (CT scan) menggunakan *mode* aksial, tetapi dengan semakin berkembangnya teknologi dalam bidang radiologi, pesawat CT scan mulai menggunakan *mode* spiral pada

tahun 1990-an. Berikutnya, mulai digunakan *multi slices* dengan *mode* spiral pada tahun 2000-an [1].

Dosis radiasi yang diterima pada *multi slices* lebih besar sekitar 10–30% dibandingkan CT scan dengan *single slice*.

Pada *single slice*, penggunaan arus tabung dan panjang *scan* dibatasi oleh kapasitas tabung sinar-X, sedangkan pada *multi slices* digunakan daya tinggi guna mempercepat waktu rotasi dan total waktu *scanning*. Peningkatan daya tabung sinar-X pada *multi slices* dapat meningkatkan kualitas citra tetapi juga meningkatkan dosis [2-4].

Dosis radiasi pada pemeriksaan *CT scan* pada suatu *slice*, selain berasal dari *slice* tersebut, juga dipengaruhi oleh kontribusi dosis dari *slices* di kanan dan kirinya [5]. Oleh karena itu, dosis pada pemeriksaan *CT scan* tidak cukup hanya dengan memperhatikan dosis dari satu *slice*. Pengukuran dosis radiasi pada *CT scan* dimaksudkan untuk mengetahui dosis keluaran pesawat *CT scan* yang dapat digunakan untuk mengestimasi rata-rata dosis yang diterima pasien. Dalam pengukuran dosis radiasi *CT scan*, indeks yang digunakan untuk menggambarkan dosis keluaran pesawat *CT scan* disebut *computed tomography dose index* (CTDI) [6].

Pengukuran CTDI biasanya menggunakan *pencil ionization chamber* atau *thermoluminescence dosimeter* (TLD). Penggunaan *pencil ionization chamber* yang memiliki *active length* sepanjang 100 mm sangat mudah digunakan dan tidak membutuhkan waktu yang lama, tetapi dengan *active length* hanya 100 mm menyebabkan banyak radiasi hambur di luar daerah 100 mm tidak terukur. Sedangkan, TLD membutuhkan waktu yang lama, harga yang mahal, dan kurang efisien karena untuk tujuan ini membutuhkan banyak TLD dan membutuhkan *TLD reader* khusus. Saat ini, telah diperkenalkan detektor *solid state* dengan ukuran yang sangat kecil dan dapat mengukur dosis radiasi secara *real time*. Jika *detector solid state* ini digunakan dalam *mode spiral*, maka dapat menghasilkan profil dosis sepanjang sumbu *scan* dan dapat menghasilkan pengukuran dosis radiasi (CTDI) untuk *scan* yang lebih panjang dibandingkan *pencil ionization chamber* [6, 7]. Detektor *solid state*

untuk tujuan ini disebut dengan *CT dose profiler* [8].

Selain dapat mengukur profil dosis radiasi dan CTDI, *CT dose profiler* juga dapat dimanfaatkan untuk mengukur dosis pada satu titik tertentu, yaitu saat digunakan dengan *mode aksial*. Sebelumnya, Retnoningsih dkk (2011) telah melakukan penelitian menggunakan *CT dose profiler* untuk mengukur dosis titik pada *CT scan*. Hasil pengukuran dosis titik dibandingkan dengan nilai CTDI pada monitor yang menunjukkan bahwa nilai dosis titik lebih kecil dibanding nilai CTDI dengan selisih pada rentang 36,7-43,4% [9]. Dalam penelitian tersebut, dilakukan pengukuran dosis titik untuk variasi *slice thickness* dan diperoleh hasil bahwa dosis mengalami kenaikan dengan penurunan *slice thickness* [9].

Dalam penelitian ini, akan dilakukan pengukuran CTDI menggunakan *CT dose profiler* pada fantom *polymethyl metaacrylate* (PMMA) kepala untuk variasi *slice thickness*.

## DASAR TEORI

Pada *Multi slices CT* (MSCT), terdapat dua *scanning mode*, yaitu *mode spiral* dan *mode aksial*. Pada *mode spiral*, tabung sinar-X bergerak mengelilingi pasien dengan diikuti pergerakan meja pada kecepatan yang konstan.

Dosis radiasi pada pemeriksaan *CT scan* dipengaruhi oleh tegangan tabung (kV), arus tabung (mA), waktu eksposi (s), *slice thickness*, atenuasi (ketebalan objek), dan *pitch* [2, 10]. Dosis radiasi pada *CT scan* yang menggambarkan dosis rata-rata pada suatu fantom atau disebut sebagai dosis keluaran (*output dose*) pesawat *CT scan* yaitu *computed tomography dose index* (CTDI).

CTDI merupakan estimasi dosis rerata pada fantom PMMA yang diukur dengan mengintegrasikan profil dosis  $D(z)$  sepanjang sumbu *scan* (sumbu- $z$ ) tegak lurus terhadap bidang *scan* dan dibagi dengan *collimation beam width* (NT). Pengukuran CTDI biasanya menggunakan *pencil ionization chamber* yang memiliki panjang aktif 100 mm sehingga dinamakan  $CTDI_{100}$ . Untuk pengukuran CTDI, *pencil ionization chamber* dimasukkan ke lubang dalam fantom kepala (16 cm) atau abdomen (32 cm). Secara matematis  $CTDI_{100}$  dihitung dengan persamaan (1) [11-13].

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

Dalam persamaan (1), nilai  $CTDI_{100}$  diperoleh dengan mengintegrasikan profil dosis di sumbu  $z$  ( $D(z)$ ) dari -50 mm sampai 50 mm. Dari nilai  $CTDI_{100}$  dapat diperoleh dosis serap rata-rata di dalam fantom PMMA dengan menggunakan pembobotan yang dikenal dengan *weighted CTDI* atau  $CTDI_w$  [14, 15]. Pembobotan pada CTDI mulai diperkenalkan oleh Leitz dkk [16] dan digunakan pada *IEC report* [14] dengan nilai pembobotan 1/3 untuk pusat dan 2/3 untuk tepi. Secara matematis, nilai  $CTDI_w$  dinyatakan dalam persamaan (2) [10, 13].

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{100,center} + \frac{2}{3} CTDI_{100,perifer} \quad (2)$$

Pada persamaan (2),  $CTDI_{100,center}$  dan  $CTDI_{100,perifer}$  masing-masing adalah  $CTDI_{100}$  di pusat fantom dan  $CTDI_{100}$  rata-rata di tepi fantom.

Namun berdasarkan riset terbaru yang dilakukan oleh Haba dkk [17] dengan menggunakan simulasi Monte Carlo diperoleh bobot sebesar 1/2 untuk pusat dan 1/2 untuk tepi. Dari riset tersebut, nilai dosis yang diperoleh lebih mendekati nilai dosis rata-rata

pada fantom daripada menggunakan bobot 1/3 dan 2/3.

Pada *CT scan* untuk *mode* spiral dikembangkan sebuah konsep CTDI yang memperhitungkan pengaruh pergerakan meja atau *pitch*, yaitu volume CTDI ( $CTDI_{vol}$ ) yang dihitung dengan persamaan (3) [10, 13].

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{Pitch} \quad (3)$$

*Pitch* merupakan perbandingan besar pergerakan meja untuk satu kali rotasi  $360^\circ$  (I) dengan lebar berkas terkolimasi  $N \times T$ . Secara matematis, dinyatakan dalam persamaan (4) [5, 6, 10, 13].

$$Pitch = \frac{l}{N \times T} \quad (4)$$

Selain menggunakan *pencil ionization chamber*, pengukuran CTDI dapat menggunakan *thermoluminescence dosimeter* (TLD) dan *optically stimulated luminescence* (OSL). Namun TLD dan OSL membutuhkan waktu yang lama dan harga yang mahal. Oleh karena itu, diperkenalkan sebuah metode pengukuran CTDI dengan menggunakan detektor *solid state*, yaitu *CT dose profiler* [7].

*CT dose profiler* mempunyai sensor yang terdiri dari *chip* detektor yang sangat kecil (lebar 0,3 mm). Detektor tersebut mempunyai resolusi yang tinggi dan mampu menghasilkan profil dosis sepanjang fantom.

Pada *software CT dose profile analyzer*,  $CTDI_w$  dihitung dengan metode *central point*. Metode ini dihitung berdasarkan rasio antara nilai  $CTDI_{100,perifer}$  dan  $CTDI_{100,center}$  untuk masing-masing tipe fantom (kepala atau abdomen) atau yang disebut faktor-k. Apabila nilai faktor-k telah diketahui maka

hanya dengan mengukur nilai  $CTDI_{100,center}$ , *software* akan secara otomatis menghitung nilai  $CTDI_w$  dan  $CTDI_{vol}$  [18, 19].

## METODE PENELITIAN

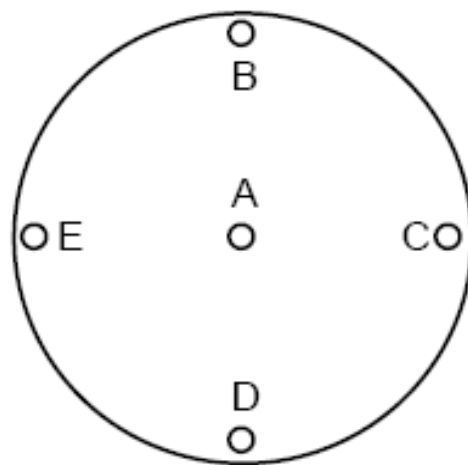
Pada penelitian ini, peralatan yang digunakan yaitu pesawat *MSCT Siemens Somatom 64 Cardiac* yang di-install di Instalasi Radiodiagnostik RSUP Dr. Kariadi, Semarang. Alat ukur dosis yang digunakan yaitu *CT dose profiler* merk RTI Electronics (Swedia). Detektor tersebut disambungkan dengan elektrometer Barracuda merk RTI Electronics (Swedia).

Pada pengukuran dosis radiasi, detektor *CT dose profiler* dimasukkan ke dalam fantom khusus untuk dosimetri yang terbuat dari material PMMA. Fantom tersebut memiliki panjang 15 cm, diameter 16 cm, dan terdapat

lima lubang untuk pengukuran dosis, yaitu satu lubang pada pusat dan empat lubang pada tepi fantom (Gambar 1).

Alat ukur yang digunakan dapat dilihat pada Gambar 2 dan 3. Pengukuran  $CTDI$  menggunakan *CT dose profiler* dengan *mode* spiral. Dalam penelitian ini menggunakan arus-waktu 370 mAs, tegangan tabung 120 kVp, total kolimasi 64 x 0,6 mm, dan *pitch* 1. Terdapat 3 variasi *slice thickness*, yaitu 3, 5, dan 10 mm.

Sebelum dilakukan pengukuran  $CTDI$ , detektor yang sudah terpasang pada fantom disambungkan dengan multimeter, kemudian dilakukan *scanning* dengan parameter dan panjang *scanning* yang telah ditetapkan, yaitu mencakup seluruh bagian fantom. Parameter yang dimasukkan pada *CT dose profiler* harus sama dengan parameter yang diisikan pada *CT scan*.



**Gambar 1.** Posisi penempatan detektor *CT dose profiler* pada *phantom*. Terdapat lima lubang, yaitu tengah (A), tepi atas (B), tepi kanan tengah (C), tepi bawah (D), dan tepi kiri tengah (E).



**Gambar 2.** *CT dose profiler* merk RTI.



(a)



(b)

**Gambar 3.** (a) Elektrometer Barracuda merk RTI, dan (b) Fantom PMMA untuk pengukuran CTDI.

Data hasil *scanning* dikirim ke komputer yang akan diolah dan ditampilkan oleh *software CT dose profile analyzer*. *CT dose profile analyzer* menampilkan kurva profil dosis dan beberapa parameter, seperti  $CTDI_{100}$ ,  $CTDI_w$ , dan  $CTDI_{vol}$  dan *full width at half maximum* (FWHM). Meskipun nilai  $CTDI_w$  dan  $CTDI_{vol}$  secara otomatis langsung ditampilkan oleh *CT dose profile analyzer* saat pengukuran di bagian tengah fantom karena di dalamnya terdapat *database* distribusi dosis (faktor-k), dalam penelitian ini nilai  $CTDI_w$  dan  $CTDI_{vol}$  dihitung secara manual dengan persamaan (2) dan (3).

**HASIL DAN PEMBAHASAN**

Dari profil dosis dapat diperoleh nilai FWHM. Nilai FWHM di pusat fantom dapat dilihat pada Tabel 3. Seperti telah diperkirakan bahwa nilai FWHM hasil pengukuran jauh lebih besar dibandingkan dengan nilai *slice thickness*. Hal ini disebabkan karena pengukuran dilakukan di tengah fantom sehingga dosis hambur di dalamnya sangat besar dan menyebabkan pelebaran profil dosis [12]. Hal ini berbeda,

seandainya pengukuran dilakukan di udara, nilai FWHM terukur kemungkinan mendekati nilai *slice thickness* atau *beam width*.

**Tabel 1.** Nilai FWHM pada pusat fantom untuk variasi *slice thickness*.

<i>Slice thickness</i> (mm)	FWHM (mm)	Penyimpangan
3	4,5	50,3 %
5	7,3	45,5 %
10	15,0	50,4 %

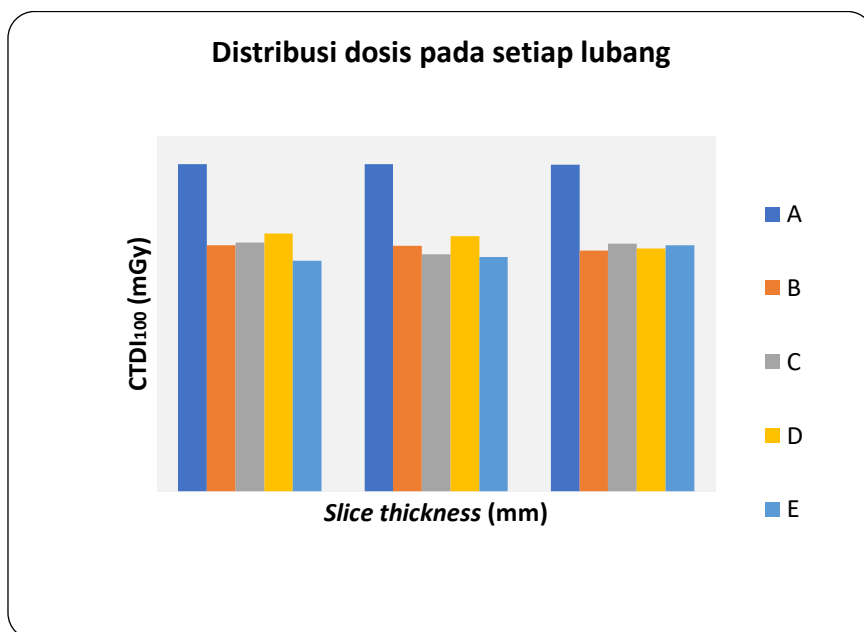
Sedangkan nilai CTDI yang diperoleh dengan mengintegrasikan profil dosis sepanjang sumbu *scan* ditunjukkan pada Tabel 2. Integral dibatasi pada panjang 100 mm sehingga CTDI yang terukur adalah  $CTDI_{100}$ . Jika, nilai  $CTDI_{100}$  yang diperoleh pada lubang bagian pinggir dan tengah dibobot (dirata-rata dengan pembobotan), diperoleh nilai  $CTD_w$ . Disebabkan nilai *pitch* pada pengukuran ini sebesar 1, maka nilai  $CTDI_{vol}$  sama dengan nilai  $CTDI_w$ .

**Tabel 2.** Hasil pengukuran CTDI<sub>100</sub> dan CTDI<sub>vol</sub> untuk *slice thickness* 3, 5, dan 10 mm.

<i>Slice thickness</i> (mm)	Posisi pengukuran	CTDI <sub>100</sub> (mGy)	CTD <sub>w</sub> atau CTDI <sub>vol</sub> (mGy)
3	A	55,2	46,0
	B	41,5	
	C	42,0	
	D	43,5	
	E	38,9	
5	A	55,2	45,7
	B	41,4	
	C	40,0	
	D	43,1	
	E	39,5	
10	A	55,1	45,9
	B	40,6	
	C	41,8	
	D	41,0	
	E	41,5	

Sedangkan, distribusi nilai CTDI<sub>100</sub> yang diterima setiap detektor pada posisi lubang A, B, C, D, dan E dengan *slice thickness* 3 mm, 5 mm, dan 10 mm dapat dilihat pada Gambar 4. Pada fantom kepala, besarnya dosis pada lubang tepi dan pusat

fantom seharusnya mendekati sama [5]. Berdasarkan hasil pengukuran CTDI<sub>100</sub> yang ditunjukkan oleh Gambar 4, nilai CTDI<sub>100</sub> yang terukur pada lubang pusat fantom lebih besar dibandingkan hasil pengukuran dengan posisi detektor di tepi fantom.



**Gambar 4.** Distribusi dosis pada setiap lubang pengukuran pada fantom PMMA.

Dari Gambar 4 tampak bahwa untuk penggunaan *slice thickness* dari 3 mm hingga 10 mm pada *mode* spiral tidak memberikan pengaruh yang besar terhadap nilai  $CTDI_w$  dan  $CTDI_{vol}$  yang dihasilkan. Selisih dosis antara variasi *slice thickness* hanya sebesar 0,3 mGy.

## KESIMPULAN

Berdasarkan hasil penelitian diperoleh bahwa nilai  $CTDI_{vol}$  dengan menggunakan *CT dose profiler* untuk *slice thickness* 3 mm, 5 mm, dan 10 mm yaitu berkisar antara 45,7 mGy sampai dengan 46,0 mGy. Hal ini menunjukkan bahwa nilai  $CTDI_{vol}$  untuk variasi *slice thickness* tersebut tidak berbeda secara signifikan.

## DAFTAR PUSTAKA

- [1] Seeram E. *Computed tomography: Physical principles, clinical applications and quality control*. United State of America: W.B. Saunders Company; 2001.
- [2] Valentin J. Managing patient dose in multi-detector computed tomography (MDCT). ICRP publication 102. *Ann ICRP*. 2007; 37(1): 1-79.
- [3] Shrimpton PC, Hillier MC, Lewis MA. *Doses from computed tomography (CT) examinations in the UK – 2003 Review*. Oxon: NRPB-W67, National Radiological Protection Board; 2005.
- [4] McCollough CH, Zink FE. Performance evaluation of a multi-slice CT system. *Medical Physics*. 1999; 26(11): 2223-2230.
- [5] McNitt-Gray MF. AAPM/RSNA physics tutorial for resident: Topics in CT (Radiation dose in CT). *RadioGraphics*. 2002; 22: 1542-1549.
- [6] Anam C, Haryanto F, Widita R, Arif I, Fujibuchi T, Toyoda T, Dougherty G. Scatter index measurement using a CT dose profiler. *Journal of Medical Physics and Biophysics*. 2017; 4(1): 95-102.
- [7] Cederquist B. *Evaluation of two thin CT Dose Profile detectors and a new way to perform QA in a CTDI head phantom*. Sweden: Thesis of Master Degree in Radiation Physics, Göteborg University; 2008.
- [8] Khusniatul P, Hidayanto E, Arifin Z, Anam C. Pengaruh variasi faktor eksposi (tegangan tabung dna aus waktu) serta pitch terhadap computed tomography dose index (CTDI) di udara menggunakan CT dose profiler. *Younsgter Physics Journal*. 2014; 3(4): 363-372.
- [9] Retnoningsih DS, Anam C, Setiabudi W. Studi uniformitas dosis radiasi CT scan pada fantom kepala yang terletak pada sandaran kepala. *Jurnal Sains dan Matematika*. 2012; 20(2): 41-45.
- [10] Bauhs JA, Vrieze T, Primak A, Bruesewitz M, McCollough CH. CT dosimetry: Comparison of measure techniques and devices. *RadioGraphics*. 2008; 28(1): 246-252.
- [11] Andriani I, Anam C, Setiawati E. Penentuan CT dose index (CTDI) untuk variasi slice thickness dengan program DOSXYZNRC. *Berkala Fisika*. 2012; 15(3): 69-76.
- [12] Anam C, Fujibuchi T, Haryanto F, Widita R, Arif I, Dougherty G. An evaluation of computed tomography dose index measurements using a pencil ionisation chamber and small

- detectors. *J Radiol Prot.* 2019; 39: 112–124.
- [13] Mulyono NPN, Hidayanto E, Arifin Z, Anam C. Analisis distribusi computed tomography dose index (CTDI) pada body phantom. *Younster Physics Journal.* 2014; 3(4): 357-362.
- [14] International Electrotechnical Commission. *Medical electrical equipment Part 2-44: Particular requirements for the safety of x-Ray equipment for computed tomography*, IEC-60601-2-44 Consolidated Ed. 2.1. Geneva; IEC; 2002.
- [15] International Atomic Energy Agency. *IAEA Human Health Series No. 19: Quality assurance programme for computed tomography diagnostic and therapy applications.* Vienna: IAEA; 2012.
- [16] Leitz W, Axelsson B, Szendro G. Computed tomography dose assessment: A practical approach. *Radiat Prot Dosim.* 1995; 57: 377–380.
- [17] Haba T, Koyama S, Ida Y. Influence of difference in cross-sectional dose profile in a CTDI phantom on X-ray CT dose estimation: A Monte Carlo study. *Radiological Physics and Technology.* 2014; 7: 139-140.
- [18] Anam C, Haryanto F, Widita R, Arif I, Dougherty G. Profile of CT scan output dose in axial and helical modes using convolution. *Journal of Physics: Conference Series.* 2016; 694: 012034.
- [19] RTI Electronics. *CT dose profile analyzer manual version 4.0B.* Sweden: RTI Electronics; 2009.