

ANALISIS NILAI COMPUTED TOMOGRAPHY DOSE INDEX (CTDI) PHANTOM KEPALA MENGGUNAKAN CT DOSE PROFILER DENGAN VARIASI PITCH

Devi Artika Sari, Evi Setiawati, dan Zaenal Arifin

Departemen Fisika, Fakultas Sains dan Matematika, Universitas Diponegoro, Semarang
E-mail: deviartika@st.fisika.undip.ac.id

Received: 2 Maret 2020; revised: 15 April 2020; accepted: 17 April 2020

ABSTRACT

The purpose of this study was to measure the value of computed tomography dose index (CTDI) using the CT dose profiler, to compare the values of CTDI obtained in the five holes within the head of polymethyl-methacrylate (PMMA) phantom, and to analyze the effect of pitch on CTDI values. The CTDI values were measured with the pitch variations of 0.562, 0.938, 1.375, and 1.750. The phantom was scanned with fixed parameters of 120 kVp, 200 mAs, 10 mm width collimation, 150 mm scan length, and 0.50 s tube rotation. Measurements were conducted at Kersaras hospital using the CT scanner of GE Optima CT580 16 slice. The results showed that if the pitch increases, the CTDI will decrease (< 25 mGy). The highest CTDI is 55,36 mGy and it is found on a pitch of 0,562 at upper hole of phantom (B position), and the lowest CTDI is 11,9 mGy and it is found a pitch of pitch 1,750 within a hole at three o'clock position (C position). If the pitch < 1 , then the high CTDI is obtained (> 50 mGy) and it takes longer to scan.

Key words: CTDI, CTDIvol, pitch, CT dose profiler

ABSTRAK

Tujuan dari penelitian ini adalah untuk mengukur nilai computed tomography dose index (CTDI) menggunakan CT dose profiler, untuk membandingkan besarnya nilai CTDI yang didapat pada lima lubang di dalam fantom kepaladari bahan polymethyl-methacrylate (PMMA), dan untuk menganalisis pengaruh variasi pitch terhadap nilai CTDI. Dalam penelitian ini dilakukan variasi pitch yaitu 0,562, 0,938, 1,375, dan 1,750. Fantom discan menggunakan parameter tetap yaitu tegangan 120 kVp, arus waktu 200 mAs, lebar kolimasi 10 mm, scan length 150 mm, dan tube rotation 0,50 s. Penelitian ini dilakukan di rumah sakit Kersaras menggunakan modalitas CT scanner GE tipe Optima CT580 16 slice. Hasil penelitian menunjukkan bahwa semakin besar pitch maka dosis yang didapat semakin kecil (< 25 mGy). Dosis tertinggi yaitu 55,36 mGy pada pitch 0,562 dan pada posisi lubang atas fantom (posisi B), dan dosis terendah 11,9 mGy pada pitch 1,750 dan pada posisi lubang fantom jam 3 (posisi C). Jika pitch < 1 maka dosis tinggi (> 50 mGy) dan waktu yang diperlukan untuk scanning lebih lama.

Kata kunci: CTDI, CTDIvol, pitch, CT dose profiler

PENDAHULUAN

Computed tomography (CT) scanner merupakan suatu alat pencitraan atau prosedur medis untuk mendapatkan citra bagian-bagian dalam tubuh tertentu menggunakan sinar-X. Dibandingkan dengan foto roentgen, *CT scanner* mendapatkan citra yang lebih detail

karena citra yang didapatkan berupa citra potongan-potongan organ yang diperiksa. Citra *CT scanner* diperoleh dari serangkaian proyeksi sinar-X yang ditembakkan dari berbagai sudut, kemudian menggunakan sistem komputerisasi untuk menggabungkan data proyeksi tersebut untuk mendapatkan suatu kesatuan citra organ tubuh yang akan diperiksa, selapis demi selapis

[1]. Saat proses *scanning*, pasien menerima radiasi sinar-X, sehingga perlu dilakukan pengukuran besarnya dosis radiasi yang diterima pasien dalam setiap pemeriksaan. *CT dose index* (CTDI) adalah standar metrik untuk *output* dosis radiasi *CT scanner* yang memungkinkan pengguna untuk membandingkan *output* radiasi dari beberapa pesawat *CT scanner* yang berbeda. Pengukuran CTDI dapat dilakukan dengan beberapa peralatan [2], diantaranya adalah menggunakan *pencil ionization chamber*, *thermoluminescence dosimeter* (TLD), atau menggunakan *CT dose profiler*, dan fantom *polymethyl-methacrylate* (PMMA) [3].

Sebelumnya, Mulyono et al [4] membandingkan pengukuran CTDI menggunakan *CT dose profiler* dan *pencil ionization chamber* dengan variasi *slice thickness*. Penelitian ini menggunakan fantom tubuh PMMA dengan diameter 32 cm. Dari penelitian ini diperoleh hasil bahwa *slice thickness* tidak berpengaruh terhadap nilai CTDI [4].

Penelitian lainnya telah dilakukan oleh Cory et al [5]. Pada penelitian ini dilakukan pengukuran CTDI menggunakan *CT dose profiler* pada *CT scan mode spiral* dengan menggunakan fantom kepala untuk berbagai lubang di dalam fantom. Penelitian ini menggunakan pesawat *CT scanner* General Electric (GE) VCT-64. Hasil penelitian menunjukkan bahwa nilai CTDI pada lubang bagian atas lebih tinggi dari nilai CTDI pada pusat dan lubang bawah fantom kepala [5].

Tujuan dari penelitian ini adalah untuk mengkaji nilai volume CTDI (CTDI_{vol}) yang diukur menggunakan *CT dose profiler* untuk pengaruh variasi *pitch* dan membandingkan nilai dosis yang terukur pada setiap lubang fantom.

DASAR TEORI

Sinar-X

Sinar-X adalah gelombang elektromagnetik yang memiliki energi antara 100 eV sampai 100 keV. Sifat dari Sinar-X adalah memiliki daya tembus yang sangat besar, panjang gelombang yang sangat pendek, dan memiliki efek fotografik artinya dapat menghitamkan film. Karena memiliki sifat-sifat tersebut, sinar-X banyak digunakan dalam bidang radiografi [6].

CT scanner

CT scanner merupakan pesawat pencitraan menggunakan sinar-X. *CT scanner* mendapatkan citra yang merupakan penggabungan serangkaian citra yang diperoleh dari sinar-X yang ditembakkan dari berbagai sudut, kemudian menggunakan sistem komputerisasi untuk mendapatkan citra potongan tubuh atau citra 3D yang merupakan suatu kesatuan citra tubuh pasien [1].

Berkas sinar-X menembus irisan melintang tubuh. Sinar-X kemudian diserap oleh obyek bagian-bagian tubuh, sebelum akhirnya ditangkap oleh serangkaian detektor. Pada satu pesawat *CT scanner*, biasanya terdapat 500 – 1000 detektor dalam satu baris. Setiap elemen detektor ini mengukur intensitas sinar-X yang *teratenuasi* yang melewati suatu obyek. Intensitas sinyal elektrik dari detektor kemudian diubah oleh *analog to digital converter* (ADC) menjadi sinyal digital dan merupakan data masukan untuk komputer.

Intensitas sinar-X mula-mula (I_0) mewakili intensitas sebelum *teratenuasi* atau intensitas yang melalui udara saja. Intensitas yang ditangkap detektor dilambangkan dengan (I). Perbandingan intensitas yang ditangkap detektor dan intensitas mula-mula dinyatakan oleh persamaan (1).

$$\ln(I/I_0) = -L \mu(x, y) \quad (1)$$

Logaritma natural (\ln) dari (I/I_0) adalah akumulasi dari koefisien atenuasi (μ) sepanjang jalur obyek (L) yang ditembus sinar-X [7]. Nilai piksel pada citra CT mewakili nilai koefisien atenuasi linear suatu titik tertentu pada organ. Disebabkan, nilai atenuasi linear memiliki rentang yang sangat besar, nilai tersebut kemudian dinormalisasi dengan koefisien atenuasi linear air. Nilai piksel yang sudah dinormalisasi tersebut dinyatakan dalam Hounsfield unit (HU).

Pitch

Pitch adalah komponen penting pada protokol CT yang secara fundamental mempengaruhi kualitas gambar, waktu scanning dan dosis radiasi pada pasien. Parameter ini hanya ada pada mode spiral atau helical. *Pitch* merupakan perbandingan antara pergerakan meja atau *table movement* per satu kali rotasi *gantry* 360° dengan *beam width* atau *beam collimation*. Saat jarak pergerakan meja selama satu putaran penuh, tabung sinar-X sama dengan *slice thickness/ beam collimation*, maka *pitch ratio* yaitu 1:1 atau sederhananya besar *pitch* adalah 1. *Pitch* ditingkatkan nilainya untuk meningkatkan kecepatan proses *scanning* atau menurunkan dosis radiasi [8].

Computed tomography dose index (CTDI)

CTDI didefinisikan sebagai integral profil dosis radiasi sepanjang sumbu z , yang dinormalisasikan pada *slice thickness* (Persamaan 2). CTDI mewakili dosis rata – rata dari *phantom silinder* yang *homogen*, namun perhitungan yang didapat dianggap sebagai perkiraan yang mendekati dari dosis pasien sebenarnya [2].

$$CTDI = \frac{1}{NT} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz \quad (2)$$

Dimana N adalah jumlah detektor pada arah sumbu-Z untuk CT *multi-slice* [7], T adalah lebar untuk masing-masing detektor, dan $D(z)$ adalah profil dosis sepanjang sumbu z .

CTDI100

Untuk memberikan standar pengukuran berdasarkan panjang obyek yang di-*scan*

diperkenalkan konsep CTDI100. CTDI100 diukur berdasarkan integrasi dari *profile* dosis sepanjang 100 mm, atau integrasi dari -50 mm hingga + 50 mm [2].

CTDI_w

Nilai CTDI pada fantom belum tentu homogen. Terkadang pada bagian tengah, nilai CTDI jauh lebih kecil dibanding di bagian pinggir fantom. Oleh karena itu, kemudian dikenalkan konsep CTDI terbobot atau *weighted CTDI* (CTDI_w) CTDI_w didefinisikan sebagai penjumlahan 1/3 CTDI100 yang diukur pada tengah phantom dan 2/3 diukur pada bagian pinggir (peripheral) fantom. CTDI_w memberikan perkiraan rata-rata nilai CTDI pada fantom [2].

CTDI_{vol}

Konsep CTDI awal dikenalkan untuk CT *scanner* mode aksial. Pada tahun 1990an mulai dikenalkan CT *scanner* mode *helical* atau spiral. Untuk estimasi dosis radiasi pada mode helical, dikenalkan konsep volume CTDI (CTDI_{vol}).

CTDI_{vol} didefinisikan sebagai CTDI_w dibagi *pitch* (Persamaan 3). CTDI_{vol} mewakili dosis merata untuk scan volume (3D pada mode *helical*). Harus dicatat bahwa CTDI_{vol} menampilkan hasil keluaran CT *scanner* bukan sebagai dosis estimasi dosis yang diterima pasien [2].

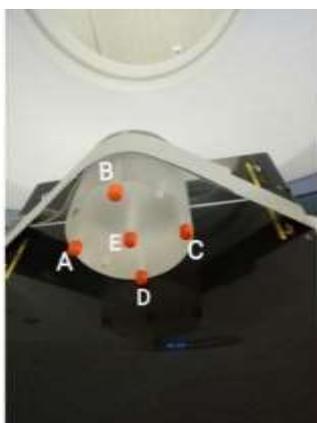
$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{Pitch} = \frac{NT}{I} CTDI_w \quad (3)$$

METODE

Pengukuran CTDI dilakukan di rumah sakit Kearsas menggunakan *CT Scanner GE* tipe Optima CT580. Parameter tetap yang digunakan yaitu tegangan tabung 120 kVp, arus waktu 200 mAs, lebar kolimasi 10 mm, *scan length* 150 mm, dan *tube rotation* 0,50 s.

Tahap awal penelitian ini adalah mempersiapkan alat ukur dan fantom kepala yang akan dijadikan objek pengukuran dosis radiasi. Dalam penelitian ini dilakukan variasi *pitch*. Besar variasi *pitch* adalah 0,562, 0,938, 1,375, dan 1,750.

Detektor yang digunakan dalam penelitian ini adalah *CT dose profiler* yang dihubungkan dengan *X-ray multimeter* yang disambungkan ke laptop dengan konektivitas *bluetooth*. *X-ray multimeter* yang digunakan adalah *black piranha* (RTI Electronics, Swedia) [8]. *CT dose profiler* dimasukkan pada lubang fantom untuk melakukan pengukuran nilai CTDI. Peletakan posisi *CT dose profiler* dapat dilihat pada Gambar 1. Fantom harus diposisikan dengan tepat sesuai dengan persilangan laser horizontal dan vertikal. Kemudian dilakukan *scanning* topogram untuk melihat posisi detektor pada fantom dan menentukan area *scanning* yang ditentukan yaitu meliputi seluruh bagian fantom. Setelah multimeter *black piranha* dihubungkan dengan *software ocean*, dilakukan proses *scanning* dengan mengatur variabel terkontrol dan variasi *pitch*. Hasil dari *scanning* dibaca oleh *software Ocean* dan ditampilkan pada layar komputer. *Software Ocean* juga akan menampilkan profile dosis sepanjang sumbu-Z.



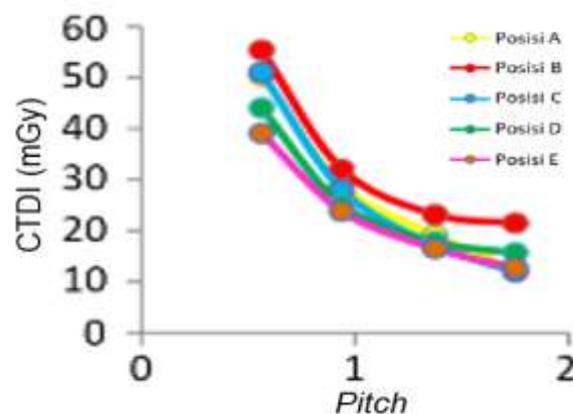
Gambar 1. Posisi peletakan detektor untuk pengukuran CTDI pada variasi *pitch*.

Gambar 1 menunjukkan ketika posisi detektor berada di A organ yang akan terkena sinar-X meliputi telinga kanan dan pelipis kanan. Pada posisi B organ yang akan terkena sinar-X meliputi mata, hidung, mulut, dahi. Pada posisi C organ yang akan terkena sinar-X meliputi telinga kiri dan pelipis kiri. Pada posisi D organ yang akan terkena sinar-X meliputi ubun-ubun dan kepala bagian belakang. Pada posisi E organ yang akan terkena sinar-X meliputi otak.

HASIL DAN PEMBAHASAN

Pengukuran CTDI dilakukan pada tegangan tabung 120 kVp, arus-waktu 200 mAs, lebar kolimasi 10 mm, *scan length* 150 mm, dan *tube rotation* 0,50 s. Grafik CTDI untuk variasi *pitch* ditunjukkan oleh Gambar 2. Tampak dengan jelas bahwa besarnya nilai CTDI berbanding terbalik terhadap besarnya nilai *pitch*. Artinya jika nilai *pitch* semakin besar, maka nilai CTDI yang terukur semakin rendah. Demikian pula sebaliknya, jika nilai *pitch* kecil, maka nilai CTDI menjadi besar.

Tampak juga bahwa nilai CTDI yang diukur dari lima lubang yang ada pada pada fantom PMMA, nilai CTDI paling kecil adalah pada lubang B atau lubang pada bagian atas fantom. Hal tersebut dikarenakan sinar-X yang dari atas sampai pada lubang bagian atas tidak diserap oleh bahan lain, sementara untuk di bagian bawah, sinar-X dari bawah diserap oleh meja atau *head support* [9, 10].



Gambar 2. Grafik nilai CTDIvol pada kelima posisi detektor dengan variasi *pitch*.

Pada posisi E dosis yang diterima juga tidak sebesar posisi B, karena adanya atenuasi di pinggir fantom sampai akhirnya dideteksi oleh *CT dose profiler*. Pada fantom kepala, dosis di bagian tengah (E) relatif tidak berbeda jauh dengan dosis di bagian pinggir. Pada posisi A maupun C dosis yang diterima lebih kecil daripada pada posisi B karena adanya atenuasi parsial sebagian sinar-X oleh meja pasien saat sinar-X ditembakkan dari arah kanan atau kiri fantom.

Pitch adalah faktor yang menggambarkan hubungan antara pergerakan meja pasien, kecepatan putaran tabung (*rotation time*), dan lebar kolimasi sinar-X [11, 12]. *Pitch* didefinisikan sebagai perbandingan kecepatan gerak pergerakan translasi meja pasien per kecepatan rotasi tabung sinar-X untuk setiap lebar kolimasi [13]. Ketika *pitch* yang digunakan lebih besar dari 1 maka berkas

radiasi pada fantom renggang dan akibatnya dosis radiasi rendah. Sebaliknya, Ketika *pitch* kurang dari satu, maka berkas radiasi akan saling bertempuk sehingga dosis menjadi meningkat. Konsekuensi lainnya, saat *pitch* lebih dari satu, maka pencitraan akan lebih jauh cepat, tetapi kualitas citra akan cenderung menurun. Sebaliknya, saat *pitch* kurang dari satu, maka pencitraan akan lebih lama dan kualitas citra cenderung meningkat. Pada *pitch* sama dengan 1 maka berkas radiasi yang membentuk pola spiral akan saling berhimpitan satu sama lain. Dalam aplikasi klinis, pemilihan *pitch* ini disesuaikan dengan kondisi klinis.

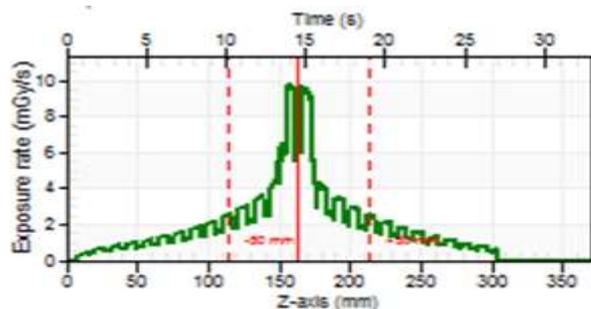
Pada bagian kepala terdapat beberapa anatomi. Pengetahuan tentang distribusi dosis memungkinkan untuk mengestimasi dosis pada setiap anatomi pada kepala. Tabel 1 menunjukkan distribusi dosis (CTDI) dan estimasi dosis pada anatomi organ di kepala.

Tabel 1. Anatomi di kepala dan estimasi distribusi dosis yang akan diterima untuk setiap anatomi.

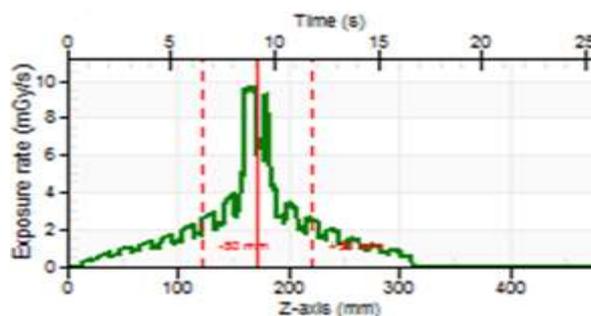
Posisi Detektor	Organ	CTDI (mGy)			
		<i>pitch</i> 0,562	<i>pitch</i> 0,938	<i>pitch</i> 1,375	<i>pitch</i> 1,750
A	Telinga Kanan, Pelipis Kanan	50,40	28,81	19,07	12,32
B	Mata, Hidung, Mulut, Dahi	55,36	32,02	23,14	21,48
C	Telinga Kiri, Pelipis Kiri	51,02	27,91	17,12	11,90
D	Ubun-ubun, Kepala Belakang	44,00	25,02	17,72	15,61
E	Otak	39,07	23,70	16,41	12,66

Dari Tabel 1, tampak bahwa pada *pitch* kecil dosis radiasi semakin besar dan sebaliknya pada *pitch* besar, maka dosis radiasi semakin kecil. Dosis terbesar pada *pitch* 0,562 pada posisi bagian atas (posisi B), sednagkan dosis terkecil pada *pitch* 1,750 pada posisi C.

Pengukuran dosis pada penelitian ini menggunakan multimeter sinar-X tipe black piranha dengan menggunakan *software* Ocean 2014. Dari pengukuran ini, selain diperoleh besarnya dosis (CTDI), *software* Ocean juga dapat menampilkan profil laju dosis dari setiap pengukuran. *Profile* dosis sepanjang sumbu-Z untuk pengukuran di bagian tengah fantom (posisi E) dan variasi *pitch* dari 0,562 hingga 1,750 ditunjukkan oleh Gambar 3-6.

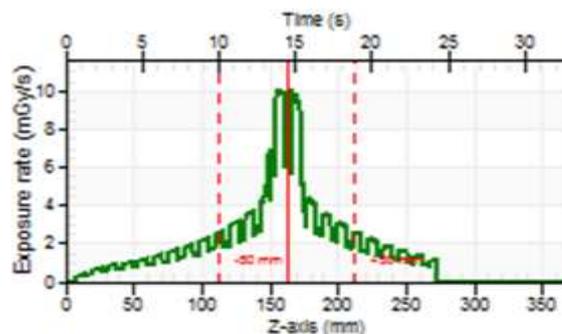


Gambar 3. Profil laju dosis pada posisi E untuk *pitch* 0,562.

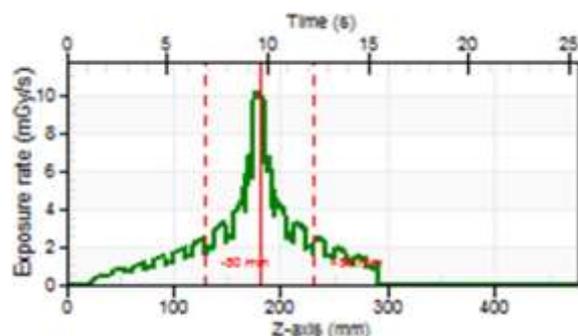


Gambar 4. Profil laju dosis pada posisi E dengan *pitch* 0,938.

CTDI dihitung sebagai integrasi kurva *profile* tersebut dari jarak -50 mm hingga 50 mm, seperti yang ditunjukkan oleh garis merah putus-putus, lalu dibagi dengan



Gambar 5. Profil laju dosis pada posisi E dengan *pitch* 1,375.



Gambar 6. Profil laju dosis pada posisi E dengan *pitch* 1,750.

beam collimation. CTDI dinyatakan dalam satuan mGy. Yang menarik adalah bahwa nilai *pitch* sudah include di dalam *profile* tersebut, sehingga untuk mendapatkan nilai CTDI_{vol} nilai CTDI yang diperoleh tidak perlu lagi dibagi dengan *pitch*. *Software* Ocean melakukan perhitungan dari kurva *profile* dan mendapatkan nilai CTDI dan CTDI_{vol} secara otomatis.

KESIMPULAN

Hasil pengukuran CTDI dengan variasi *pitch* menunjukkan bahwa semakin besar *pitch* (> 1) maka dosis yang didapat semakin kecil. Dosis tertinggi yaitu sebesar 55,36 mGy pada *pitch* 0,562 dan posisi lubang fantom bagian atas (posisi B), dan dosis terendah sebesar 11,9 mGy pada *pitch* 1,750 dan posisi lubang fantom jam 3 (posisi C).

DAFTAR PUSTAKA

- [1] Hofer M. *CT teaching manual systematic approach to CT reading. 4th edition.* New York: Springer-Verlag; 2000.
- [2] Bauhs JA, Vrieze TJ, Primak AN, Bruesewitz MZ, McCollough CH. CT Dosimetry: Comparison of measurement techniques and devices. *RadioGraphics.* 2008;28:245-253.
- [3] Seram E. *Computed tomograaphy: Physical principles, clinical applications and quality Control.* W.B Saunders Company; 2001.
- [4] Mulyono NPN, Hidayanto E, Arifin Z, Anam C. Analisis distribusi computed tomography dose index (CTDI) pada body phantom. *Youngster Physics Journal.* 2014;3:357-362.
- [5] Amelia C, Setiawati E, Zaenal A. Analisis CTDI pada phantom kepala dengan menggunakan CT dose profiler dan pencil ion chamber. *Youngster Journal Physics.* 2014;3:329-334.
- [6] Sprawls P. *Physical principles of medical imaging.* Rockville Maryland: Aspen Publisher; 1987.
- [7] Ohnesorge BM, Flohr TG, Becker CR, Reiser MF, Knez A. *Multi-slice and dual-source CT in cardiac imaging.* Verlag Berlin Heidelberg: Springer; 2007.
- [8] RTI. *CT dose profiler.* Sweden: RTI Electronics AB; 2009.
- [9] 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.
- [10] 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;20:41-45.
- [11] McNitt-Gray MF. AAPM/RSNA physics tutorial for residents: Topics in CT. *RadioGraphics.* 2002;22:1542-1549.
- [12] Primak AN, McCollough CH, Bruesewitz MR, Zhang J, Fletcher JG. Relationship between noise, dose, and pitch in cardiac multi-detector row CT. *RadioGraphics.* 2006;26:1785-1794.
- [13] 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.