

## **ANALISIS DISTRIBUSI COMPUTED TOMOGRAPHY DOSE INDEX (CTDI) PADA BODY PHANTOM**

**Nur Paramita Nira Mulyono, Eko Hidayanto, Zaenal Arifin dan Choirul Anam**  
Jurusan Fisika, Fakultas Sains dan Matematika, Universitas Diponegoro, Semarang  
E-mail: niramulyono@gmail.com

### **ABSTRACT**

*Measurement of Computed Tomography Dose Index (CTDI) Distribution in Body Phantom has been done in Dr. Karyadi's Hospital. The purpose of this research were to find out value of CTDI in the five holes in body phantom and to determine relation between slice thickness and CTDI. This research used CT Dose Profiler in helical CT and CT Dose Profile Analyzer Software. This measurement applied protocol of abdomen with tube voltage 120 kV, time rotation 200 mAs, pitch 1, scan length 160 mm, and scan time 5, 07 second. Measurement was applied variation of detector position in the five holes (center, top perifer, right perifer, bottom perifer, and left perifer) and slice thickness 1 mm, 2 mm, and 3 mm. Average CTDI value in five holes of body phantom has range about 11,97 mGy until 13,17 mGy. There are slight differences among all of five holes. It show that dose ditribution in the center and perofer of body phantom tend to be homogeneous. The fluctuation of CTDI values for 1 mm, 2 mm, and 3 mm slice thickness has nocertain pattern or trend. CTDI values have slight differences among the thickness. The measurement show that 1 mm, 2 mm, and 3 mm slice thickness has 0,5 mGy difference to CTDI value.*

**Keyword:** CTDI, five holes, body phantom, slice thickness

### **ABSTRAK**

*Pengukuran distribusi Computed Tomography Dose Index (CTDI) pada body phantom telah dilakukan di RSUP dr. Kariadi Semarang. Tujuan dilakukan penelitian yaitu untuk mengetahui nilai CTDI di kelima lubang pada body phantom dan mengetahui hubungan variasi slice thickness dengan CTDI. Pengukuran ini dilakukan dengan menggunakan CT Dose Profiler pada CT Scan helical dan Software CT Dose Profile Analyzer. Pengukuran dilakukan dengan menggunakan protokol abdomen yaitu tegangan tabung 120 kV, waktu rotasi 200 mAs, pitch 1, panjang scanning 160 mm, dan scan time 5,07 detik. Pengukuran dilakukan dengan variasi posisi detektor pada kelima lubang body phantom (pusat, tepi atas, tepi kanan, tepi bawah, dan tepi kiri) dan variasi slice thickness 1 mm, 2 mm, dan 3 mm. Nilai rata-rata CTDI yang dihasilkan pada kelima lubang body phantom memiliki rentang antara 11,97 mGy hingga 13,17 mGy. Terdapat perbedaan nilai CTDI tetapi hanya memiliki selisih yang kecil. Hal ini menunjukkan distribusi dosis pada pusat phantom dan tepi phantom cenderung homogen. Fluktuasi nilai CTDI untuk slice thickness 1 mm, 2 mm, dan 3 mm tidak memiliki pola atau trend tertentu. Nilai CTDI tidak naik atau turun secara beraturan, namun nilai CTDI naik turun dengan selisih yang kecil. Hasil pengukuran menunjukkan perubahan slice thickness 1 mm, 2 mm, dan 3 mm berpengaruh sebesar 0,5 mGy terhadap nilai CTDI.*

**Kata kunci:** CTDI, five holes, body phantom, slice thickness

### **PENDAHULUAN**

CT Scan merupakan modalitas pencitraan diagnostik yang canggih. Berdasarkan rekapitulasi ketersediaan CT Scan di RS Indonesia yang diperoleh dari Direktorat Jenderal Bina Upaya Kesehatan menunjukkan Indonesia memiliki 57 CT Scan.

Sebagaimana diketahui bahwa dalam PP 33 tahun 2007 membahas tentang proteksi radiasi terhadap pasien dan Perka Bapeten no 8 tahun 2011 tentang keselamatan radiasi dalam penggunaan sinar-X. Meskipun pasien

memperoleh manfaat dari radiasi yang diterimanya, namun harus dijaga seminimal mungkin radiasi yang diterimanya sehingga tidak memunculkan efek stokastik maupun deterministik.

Adanya kekhawatiran terhadap dosis CT Scan sehingga perlu dilakukan pengukuran dosis untuk mencegah dosis pasien yang berlebihan. Salah satu metode untuk menghitung dosis pada suatu slice sebagai kontribusi dari radiasi primer dan radiasi hambur dari slice disekitarnya dikenalkan

istilah *Computed Tomography Dose Index* (CTDI).

Hingga saat ini yang menjadi referensi dosis yang diterima pada pemeriksaan CT Scan umumnya menggunakan *phantom polymethyl methacrylate* (PMMA) yang berbentuk silinder atau yang lebih dikenal dengan *head* atau *body phantom*. *Body Phantom* (32 cm) memiliki ukuran yang lebih besar dari *head phantom* (16 cm). Oleh karena itu, penerimaan dosis pada *body phantom* kurang homogen daripada *head phantom* [1]. Pada *body phantom* dosis yang diterima pada pusat *phantom* kira-kira hanya menerima 50% dari tepi *phantom* [2,3].

Pada penelitian ini dilakukan penelitian tentang pengukuran nilai CTDI terhadap variasi *slice thickness* menggunakan CT Dose Profiler di pusat dan perifer (tepi) pada *body phantom* menggunakan variasi *slice thickness* yang lebih kecil yaitu 1 mm, 2 mm, dan 3 mm.

## DASAR TEORI

Terdapat dua metode pada CT Scan yaitu metode axial dan metode *helical*. CT scan metode axial (sekuen) adalah dasar dari CT scan mode “*step and shoot*”. Meja tidak bergerak selama akuisisi data. Sistem memerlukan 360 derajat data proyeksi dengan tabung sinar-x yang hidup, kemudian tabung mati, lalu meja bergerak tanpa penyinaran, lalu diperoleh *scan*, dan begitu seterusnya. Proses ini diulang sampai seluruh area anatomi ter-cover. Metode *Helical* (*spiral*) prinsipnya meja bergerak dengan kecepatan konstan sambil *gantry* berputar mengelilingi pasien. Keuntungan *scanning helical* lebih cepat karena mengeliminasi gerakan *start/stop* pada meja seperti CT *axial* [4].

Profil dosis adalah distribusi dosis sepanjang sumbu z atau paralel terhadap sumbu rotasi. Profil dosis dapat dipengaruhi oleh kolimator, jarak antara kolimasi dan tabung sinar-x, penumbra dan radiasi hambur. Profil dosis dapat diukur pada udara dan *phantom* [5]. Integral di sepanjang sumbu Z pada profil dosis kemudian dibagi dengan NT diperoleh nilai CTDI. NT

adalah kolimasi. Secara matematis ditunjukkan pada persamaan berikut:

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

Terdapat beberapa modifikasi dan adaptasi dari CTDI. CTDI<sub>100</sub> mempresentasikan akumulasi dosis dari beberapa *scan* pada pertengahan dari panjang *scan* 100 mm *scan* dan tidak memperhitungkan akumulasi dosis dari panjang *scan* yang melebihi panjang *scan* 100 mm. CTDI<sub>100</sub> memiliki batasan pengukuran -50 mm hingga +50 mm [2]. Secara matematis persamaan ditulis sebagai berikut:

$$CTDI_{100} = \frac{1}{NT} \int_{-50}^{50} D(z) dz \quad (2)$$

Nilai rerata CTDI yang diperoleh dari lima lubang pada *phantom* diperoleh nilai CTDI<sub>w</sub>. Secara matematis persamaan ditulis sebagai berikut:

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

dengan CTDI<sub>100,c</sub> di pusat dan CTDI<sub>100,p</sub> di tepi *phantom*. Dosis rata-rata pada seluruh *volume* dari rangkaian *scan* disebut CTDI<sub>vol</sub> yang merupakan pembagian CTDI<sub>w</sub> dengan *pitch*. *Pitch* adalah pergeseran meja dibagi dengan kolimasi. Untuk mode *helical* [6]:

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{P} \quad (4)$$

Dari nilai CTDI<sub>vol</sub> diperoleh nilai DLP (*Dose Length Product*) yang merupakan jumlah dosis serap dari keseluruhan rangkaian *scan*. DLP tergantung dari CTDI<sub>vol</sub> dan panjang *scan*.

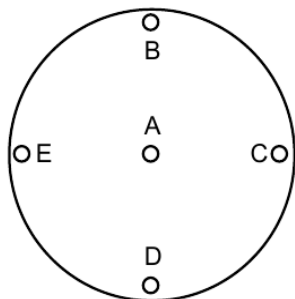
$$DLP = CTDI_{vol} \times L \quad (5)$$

Dimana L adalah panjang *scan* (cm). Satuan DLP adalah mGy cm.

## METODE PENELITIAN

Pengukuran distribusi nilai CTDI dilakukan di RSUP dr. Kariadi Semarang. *Phantom* yang digunakan adalah *body phantom* PMMA (*polymethyl metacrylate*) dengan diameter 32 cm dan panjang 15 cm yang memiliki 5 lubang dengan pusat (A) dan 4 titik lainnya yaitu tepi atas (B), tepi kanan

(C), tepi bawah (D), dan tepi kiri (E) seperti yang terlihat pada gambar 1 .



**Gambar 1.** Titik-titik pengukuran pada *body phantom* PMMA

Pesawat CT Scan yang digunakan pesawat CT Scan Siemens Somatom Sensation 64 dengan menggunakan CT Scan metode *helical*. Alat ukur yang digunakan adalah CT Dose Profiler dan elektrometer Barracuda yang diproduksi oleh RTI Electronic. Hasilnya ditampilkan pada laptop menggunakan Software CT Dose Profile Analyzer.

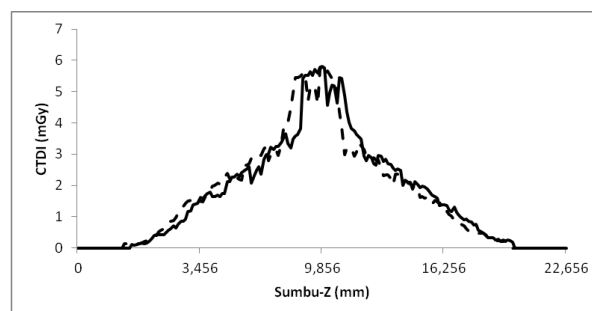
*Body phantom* diletakkan diatas meja pemeriksaan kemudian diatur sedemikian rupa agar pertengahan *phantom* tepat berada pada pertengahan laser (isosenter). Setelah mengatur posisi *phantom* lalu mengatur protokol pemeriksaan pada konsol untuk dilakukan topogram terlebih dahulu untuk menentukan posisi *phantom* dan panjang *scanning* yang diperlukan. Protokol pemeriksaan yang digunakan adalah protokol pemeriksaan abdomen yaitu dengan tegangan tabung 120 kV, arus rotasi tabung 200 mAs<sub>eff</sub>, pitch 1, *scan time* 5,07 detik, panjang *scan* 160 mm, dan variasi *slice thickness* 1 mm, 2 mm, dan 3 mm. Setelah dilakukan topogram lalu memasukkan CT Dose Profiler pada lubang pusat *phantom* yang kemudian dihubungkan dengan elektrometer dan elektrometer dihubungkan dengan laptop. *Scanning* dilakukan untuk setiap variasi *slice thickness* 1 mm, 2 mm, dan 3 mm dengan parameter lain konstan dan setiap variasi *slice thickness* dilakukan pada kelima posisi lubang *phantom*. Hasil dari penelitian ini adalah nilai

CTDI dari kelima lubang pada *phantom* dan nilai CTDI dari variasi *slice thickness*.

## HASIL DAN PEMBAHASAN

### Profil Dosis

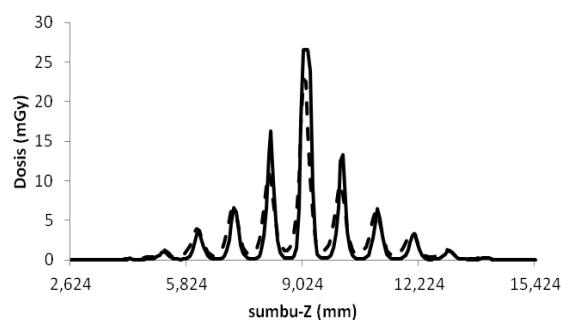
CT Dose Profile Analyzer diperoleh profil dosis. Gambar 2 menunjukkan profil dosis untuk *slice thickness* 1 mm (garis lurus) dan 2 mm (garis putus-putus).



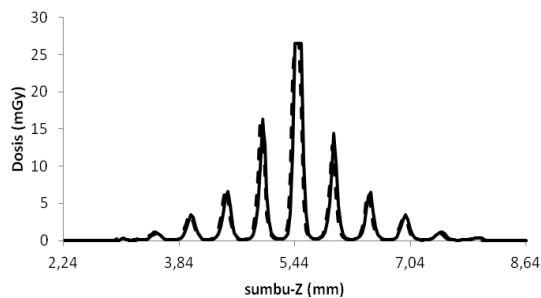
**Gambar 2.** Grafik profil dosis pada pusat *phantom* (A)

Tampak pada gambar bahwa profil dosis di pusat *phantom*, garis tepinya bergerigi dan setiap profil dosis hanya memiliki satu dosis puncak. Profil dosis untuk *slice thickness* 1 mm memiliki dosis puncak 5,8 mGy, sedangkan untuk *slice thickness* 2 mm memiliki dosis puncak 3,006 mGy, dan untuk *slice thickness* 3 mm memiliki dosis puncak 5,778 mGy.

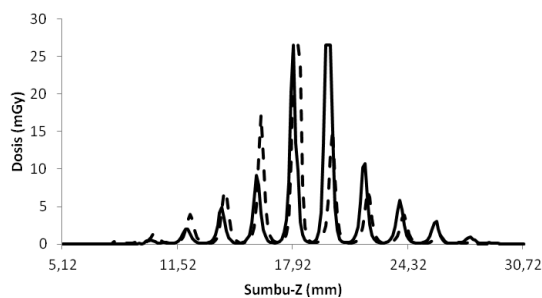
Profil dosis pada daerah tepi dapat dilihat pada gambar 3 sampai gambar 6 dengan setiap profil dosis merupakan superposisi dari *slice thickness* 1 mm sampai 3 mm.



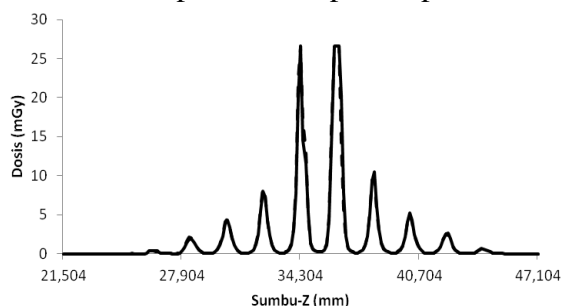
**Gambar 3.** Grafik profil dosis pada tepi atas



Gambar 4. Grafik profil dosis pada tepi kanan



Gambar 5. Grafik profil dosis pada tepi bawah



Gambar 6. Grafik profil dosis pada tepi kiri

Terlihat profil dosis dari tepi *phantom* dengan *slice thickness* 1 mm dan 3 mm memiliki pola yang sama. Kedua garis hampir berhimpit satu sama lain dengan empat puncak kecil dan satu puncak tertinggi. Profil dosis tersebut rata-rata memiliki 9 sampai 10 puncak yang diawali dengan puncak kecil kemudian sampai puncak tertinggi lalu kembali ke puncak kecil. Ketika dosis minimal pada sumbu-Z maka pada profil dosis akan membentuk lembah yang disebut ‘cold spots’ sedangkan ketika terdapat puncak yang saling *overlapping* maka disebut ‘hot spots’ [7].

Adanya puncak dan lembah ini karena perbedaan jarak detektor (*CT Dose Profiler*) dan

sumber sinar-X. Bila posisi detektor berada pada tepi atas maka jarak antara detektor dan tabung sinar-X tidak sama saat tabung berotasi. Saat tabung berada di atas tabung maka jarak antara sumber sinar-X dengan detektor lebih dekat sedangkan saat posisi sumber sinar-X dibawah maka jarak sumber sinar-X dengan detektor lebih jauh. Oleh karena itu, dengan adanya perbedaan jarak tersebut maka saat posisi sumber sinar-X dan detektor lebih dekat sehingga dosis yang dihasilkan maksimal dan pada profil dosis membentuk puncak sedangkan saat posisi sumber sinar-X dan detektor lebih jauh maka dosis yang dihasilkan minimal dan pada profil dosis membentuk lembah.

Berbeda dengan profil dosis yang ada di pusat *phantom*. Profil dosis hanya memiliki satu dosis puncak dan bentuknya tidak memiliki banyak puncak dan lembah. Penyebabnya karena pengukuran dosis di pusat *phantom* dilakukan dengan meletakkan detektor di pusat *phantom* yaitu tepat pada isosenter sehingga jarak antara sumber sinar-X dan detektor selalu sama. Dengan demikian, ketika tabung berputar jarak antara tabung sinar-X dan detektor selalu sama sehingga tidak ada dosis maksimal dan minimal.

Garis pada profil dosis di tepi tidak bergerigi seperti profil dosis di pusat *phantom*. Hal tersebut disebabkan karena hamburan yang menuju pusat *phantom* meningkat sehingga dalam profil dosis terlihat garis-garis yang bergerigi. Sedangkan profil dosis di tepi *phantom* memiliki garis yang tidak bergerigi dan lebar profil yang sempit karena daerah disekitar tepi *phantom* lebih banyak menerima radiasi primer daripada radiasi hambur [8].

### Pengukuran Nilai CTDI pada Body Phantom

Dari profil dosis tersebut dapat diperoleh nilai CTDI. Hasil pengukuran pada tabel 1 menunjukkan rata-rata nilai CTDI dari kelima posisi detektor pada *body phantom*

yang dilakukan masing-masing sebanyak tiga kali pengukuran.

Tabel 1. Nilai CTDI berdasarkan variasi posisi detektor

Posisi Detektor	Rata-rata $\pm$ Standar Deviasi		
	CTDI <sub>100</sub> (mGy)	CTDI <sub>w</sub> (mGy)	CTDI <sub>vol</sub> (mGy)
A	11,13 $\pm$ 0,23	11,97 $\pm$ 0,29	11,97 $\pm$ 0,29
B	12,30 $\pm$ 0,96	13,17 $\pm$ 1,00	13,17 $\pm$ 1,00
C	11,43 $\pm$ 0,06	12,23 $\pm$ 0,06	12,23 $\pm$ 0,06
D	11,67 $\pm$ 0,21	12,50 $\pm$ 0,27	12,50 $\pm$ 0,27
E	11,67 $\pm$ 0,32	12,47 $\pm$ 0,32	12,47 $\pm$ 0,32

Nilai CTDI di pusat *phantom* merupakan nilai CTDI terkecil diantara pada titik-titik pengukuran lainnya sedangkan nilai CTDI pada tepi atas merupakan nilai CTDI tertinggi diantara nilai CTDI pada tepi *phantom*. Namun, perbedaan nilai CTDI pada kelima lubang pada *phantom* hanya memiliki selisih yang kecil yang ditunjukkan dengan standar deviasi yang kecil. Hal ini menunjukkan distribusi dosis pada pusat *phantom* dan tepi *phantom* cenderung homogen.

Dosis pada tepi bawah *phantom* menunjukkan dosis yang lebih rendah dibandingkan dengan dosis pada tepi *phantom* lainnya. Hal tersebut diakibatkan adanya atenuasi dari meja pemeriksaan tetapi untuk jenis CT Scan yang modern meja pemeriksaan tidak menyebabkan atenuasi yang besar [9].

Adanya variasi dosis pada tepi *phantom* diakibatkan perbedaan sudut awal pergerakan tabung (*tube start angle*). Biasanya tabung bergerak dari arah 0° (arah jam 12). Namun, untuk CT Scan yang modern sudut awal pergerakan tabung tidak dapat dikontrol oleh penggunaannya. Sehingga tidak dapat diketahui posisi awal pergerakan tabung [7].

Distribusi dosis pada obyek dapat diakibatkan karena penggunaan *filter*. *Filter* pada CT Scan sering disebut dengan *bow tie filter* karena bentuknya seperti dasi kupu-kupu. *Filter* tersebut membentuk berkas sinar-X dengan menurunkan intensitas sinar-X pada bagian tepi. Bila tidak menggunakan *filter* maka distribusi dosis di tepi memiliki dosis yang jauh lebih tinggi

daripada pusat. Apabila menggunakan *filter* yang ideal distribusi dosis pada obyek hampir homogen. Apabila menggunakan *filter* yang kurang ideal maka distribusi dosis di pusat lebih besar daripada di tepi [4].

Dari penjelasan tersebut, distribusi homogen yang diperoleh dari penelitian ini diakibatkan karena CT Scan yang digunakan pada penelitian merupakan CT Scan yang modern sehingga faktor meja tidak menyebabkan atenuasi yang besar. Faktor lain yaitu sudut pergerakan awal tabung yang tidak diketahui karena sebelum melakukan *scanning* tabung melakukan pemanasan selama kurang lebih 5 detik yang disebut *delay time*. Kemudian dapat pula diakibatkan karena penggunaan *filter* yang ideal. Penggunaan *filter* yang ideal menyebabkan homogenitas pada obyek.

### Hubungan CTDI dengan *Slice thickness*

Hasil nilai CTDI<sub>vol</sub> dari pengukuran, dan konsul dengan variasi *slice thickness* 1 mm, 2 mm, dan 3 mm pada pusat *body phantom* ditunjukkan pada tabel 2. Nilai CTDI<sub>vol</sub> hasil pengukuran nilainya bervariasi sedangkan nilai CTDI<sub>vol</sub> pada konsul nilainya selalu sama pada semua variasi *slice thickness*. Pengukuran nilai CTDI terhadap variasi *slice thickness* di pusat *body* nilai CTDI mengalami kenaikan sebesar 4% dari *slice thickness* 1 mm menuju 2 mm dari 11,8 mGy menjadi 12,3 mGy. Kemudian menurun sebesar 4% pada *slice thickness* 3 mm menjadi 11,8 mGy.

Tabel 2. Pengukuran nilai CTDI dari pengukuran dan konsul di pusat *body phantom*

Slice thickness (mm)	CTDI <sub>vol</sub> (mGy)		Selisih (%)
	Konsul	Pengukuran	
1	13,42	11,8	12
2	13,42	12,3	8
3	13,42	11,8	12

Menurut *Radiation Protection in Radiology* (Kanada) dan *Atomic Energy Regulatory Board* (India) menyatakan

penyimpangan nilai CTDI dengan konsul adalah  $\pm 20\%$ . Dari hasil pengukuran dan penghitungan menunjukkan penyimpangan terhadap konsul masih dalam batas toleransi. Dari hasil tersebut dapat disimpulkan bahwa selisih antara pengukuran dan konsul masih dalam batas toleransi yang menunjukkan bahwa alat yang digunakan dalam pengukuran dinyatakan layak untuk digunakan.

Dari hasil penelitian ini diperoleh nilai CTDI yang sama pada *slice thickness* 1 mm dan 3 mm, sedikit berbeda pada *slice thickness* 2 mm. Pada *slice thickness* 1 mm menuju 2 mm memiliki selisih sebesar 0,5 mGy sedangkan dari *slice thickness* 2 mm menuju 3 mm memiliki selisih 0,5 mGy. Fluktuasi nilai CTDI tersebut secara keseluruhan tidak memiliki pola atau *trend* tertentu. Nilai CTDI tidak naik atau turun secara beraturan, namun nilai CTDI naik turun dengan selisih yang kecil yaitu 0,5 mGy. Hasil penelitian ini menunjukkan bahwa perubahan *slice thickness* berpengaruh kecil pada nilai CTDI. Hal ini menguatkan hasil penelitian sebelumnya yang menyatakan perubahan *slice thickness* berpengaruh kecil terhadap nilai CTDI.

Bila ditinjau dari kualitas citra perubahan *slice thickness* tidak mempengaruhi dosis radiasi tetapi *slice thickness* yang kecil dapat meningkatkan *noise* apabila parameter lain konstan. Bila parameter lain konstan tetapi dengan variasi *slice thickness* maka jumlah foton sinar-X yang dihasilkan tetap sama tetapi proporsinya berkurang untuk pembentukan tiap *slice thickness* sehingga dapat meningkatkan *noise* [4,11].

## KESIMPULAN

Kesimpulan dari penelitian ini adalah:

- a. Dari hasil penelitian diperoleh nilai CTDI di kelima lubang pada *phantom* berkisar antara 11,97 mGy sampai 13,17 mGy dengan selisih yang kecil. Dari hasil pengukuran menunjukkan distribusi dosis pada kelima lubang pada *body phantom* cenderung homogen.

- b. Perubahan *slice thickness* berdampak kecil pada nilai CTDI pada *slice thickness* 1 mm, 2 mm, dan 3 mm.

## DAFTAR PUSTAKA

- [1] AAPM. 2008. AAPM Report No.96. *The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT*. Collage Park: American Association of Physicists in Medicine.
- [2] McNitt-Gray, Michael F. 2002. *AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents : Topics in CT Radiation Dose in CT*. RadioGraphics. 22, 1541– 1553.
- [3] Goldman, Lee W. 207. Principles of CT: Multislice CT. Department of Radiation Therapy and Medical Physics. Vol. 36. No.2.
- [4] Bushberg, Jerold. 2011. *The Essential Physics of Medical Imaging*. Edisi ketiga. Philadelphia : Lippincott Williams and Wilkins.
- [5] Nagel, H.D. 2007. *CT Parameters that Influence the Radiation Dose*. Jerman: Philips Medical Systems.
- [6] Linton, Otha W dan Fred A. Mettler. 2003. *National Conference on Dose Reduction in CT , with an Emphasis on Pediatric Patients*. AJR. 181, 321–329.
- [7] Zhang, Di dan Maria Zankl. 2009. *Reducing radiation dose to selected organs by selecting the start tube angle in MDCT helical scans: A Monte Carlo based Study*. Medical Physics. Vol 36, 5654-5664.
- [8] Nakonechny. 2005. *Novel Methods of Measuring Single Scan Dose and Cumulative Dose in CT*. Medical Physic. Vol 32, 98-109.
- [9] Oliveira, Bruni Beraldo, Arnaldo Prata Mourão<sup>2</sup> dan Teógenes Augusto da Silva. 2011. *CT Dose Profiles and MSAD Calculations in A Chest Phantom*. International Nuclear Atlantic Conference.