

The Method of CT Dosimetry Based on the CTDI (Computed Tomography Dose Index) for the Treatment of the Human's Head

Rini Safitri dan Nurmalita*

Laboratorium Biofisika dan Fisika Medis, Jurusan Fisika, Fakultas MIPA, Universitas Syiah
Kuala, Banda Aceh 23111, Indonesia

Received January, 2014, Accepted May, 2014

The method of CT dosimetry based on the CTDI is a common measurement method by using a single, axial rotation about a pencil chamber in a stationary phantom. For some time now there has been a growing awareness that radiation dose originating from medical diagnostic procedures in radiology, is contributing an increasing proportion to the total population dose, with a large component coming from CT examinations. This is accompanied by rapid developments in CT technology, including the use of increasingly wide X ray scanning beams, which are presenting problems in dosimetry that currently cannot be adequately addressed by existing standards. When preparing any dosimetric assessment of a CT scanner it is essential to have a good knowledge of the production of X rays and the characteristics of the CT scanner. Factors that influence the X ray beam intensity and photon spectrum are the tube voltage, the anode material, and anode angle, the filtration of the X ray tube, and the tube current. The properties of the radiation field for CT dose considerations can be characterized by free in air measurements of air kerma (absorbed dose in air). Measurements in standard cylindrical phantoms yield dosimetric quantities such as CTDI that can be considered as a patient dose index, and are also useful for quality assurance purposes, however they should not be interpreted as patient dose.

Keywords : CT-Scan, CTDI, dosimetry, Current, Phantom

Pendahuluan

Computerized Tomography Scanning (CT-Scan), pada mulanya diperkenalkan dengan nama *Computed Axial Tomography (CAT)*, adalah salah satu peralatan medis untuk menegakkan diagnosa yang menggunakan sinar-X, dan menghasilkan gambar berupa potongan tubuh secara *axial*. Pemeriksaan dengan menggunakan cara *CT-Scan* pertama kali dilakukan oleh Godfred Newbold Hounsfield di London, Inggris dengan menggunakan sinar-X. Cara Honsfield ini diperkenalkan ke publik pada 1972, dan penemuan yang sama dilakukan oleh Allan Mc. Cleod Cormack dari Universitas Tufts, yang kemudian

keduanya memperoleh penghargaan *Nobel Prize* dalam bidang ilmu kedokteran pada tahun 1979 (Schmitt, 2004).

CT-Scan menghasilkan gambar berupa potongan *axial* yang dapat direkonstruksi melalui suatu proses yang dikenal dengan nama *windowing*. Proses ini menghasilkan gambar dalam bidang yang berbeda, misalkan gambaran kepala yang terdiri dari bagian kiri dan bagian kanan. Gambar yang dihasilkan oleh pesawat *CT-Scan* ini mampu memberikan informasi yang tepat, karena gambar obyek yang dihasilkan berupa potongan/irisan yang berasal dari lebih dari satu sudut pandang, yang tidak dapat dilakukan dengan pesawat sinar-X

konvensional. Lebih jauh lagi, dengan kemajuan teknologi saat ini *CT-Scan* mampu menghasilkan gambaran *axial* yang dapat direkonstruksi menjadi potongan *coronal*. Selain itu gambar hasil *scanning* pesawat *CT-Scan* dapat menampilkan citra struktur objek lapis demi lapis berdasarkan pada perbedaan kerapatan struktur materi penyusun jaringan.

Untuk meminimalisasi efek yang terjadi pada pemeriksaan *CT-Scan*, perlu dilakukan pemeriksaan (uji control) terhadap mesin *CT-Scan*. Pemeriksaan dapat dilakukan pada setiap penyinaran bagian tubuh dengan cara memantau dosis radiasi yang dihasilkan. Salah satu metodenya adalah CTDI (*Computed Tomography Dose Index*). CTDI merupakan dosis radiasi sinar-X *CT-Scan* pada irisan tunggal dan biasanya diukur menggunakan *phantom* silinder standar (Bauhs, 2008). Salah satu parameter penting yang diukur dalam penyinaran adalah parameter kelistrikan dan parameter pembangkit sinar-X yaitu tegangan dan kuat arus. Parameter ini akan memberi pengaruh pada intensitas radiasi yang diterima pasien (Suyatno, 2008).

Uji Kendali Kualitas sebagai bagian dari upaya mitigasi teknologi dapat dilakukan dengan mengkaji CTDI pada pesawat *CT-Scan* tersebut. Pengujian dilakukan untuk mengetahui bagaimana pengaruh arus dan tegangan terhadap dosis radiasi yang diterima oleh pasien dalam penyinaran *CT-Scan*, khususnya pada pemeriksaan kepala. Pengujian dapat dilakukan langsung dengan menggunakan objek *phantom* air sebagai pengganti kepala pasien. Uji parameter yang biasa dilakukan adalah melakukan pengukuran terhadap tahap uji kesesuaian pesawat *CT-Scan* dengan menggunakan standar *Australia Barat dan British Columbia CDC*, dan tahap dosimetri radiasi. Uji kesesuaian yang dilakukan meliputi uji ketepatan posisi laser dengan *slice*, uji akurasi ketebalan *slice*, uji resolusi kontras tinggi, uji linearity nilai *CT*

number, uji nilai rerata CT dan keseragaman nilai rerata CT, dan dosimetri radiasi

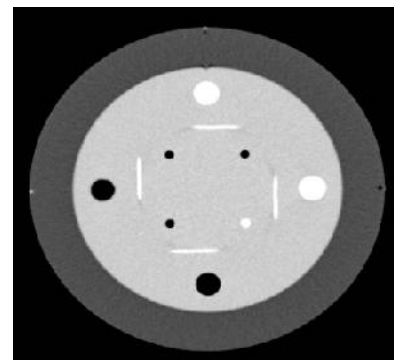
Metodologi

Uji Kendali kualitas terhadap mesin *CT-Scan* dapat dilakukan di Rumah Sakit yang memiliki pesawat *CT-Scan*. Pengolahan data dapat dilakukan dengan menggunakan *software* khusus pengolahan *image*. Untuk melakukan uji kendali kualitas diperlukan alat dan bahan yang sebagai berikut: Pesawat *CT-Scan*, *Phantom* khusus kepala, Higrometer, Termometer, Survey meter, *Water Pass* dan air.

Uji Kesesuaian Pesawat *CT Scan*

a. Uji Ketepatan Posisi Laser dengan *Slice*

Uji ini dilakukan untuk mengetahui ketepatan posisi laser dengan posisi *slice*. Hasil uji ketepatan posisi laser dengan *slice* diperlihatkan pada Gambar 1.



Gambar 1. Hasil uji ketepatan posisi laser dengan *slice*

Hasil lengkap gambaran yang akan didapatkan pada uji ketepatan posisi laser dengan *slice* dapat dilihat pada Tabel 1.

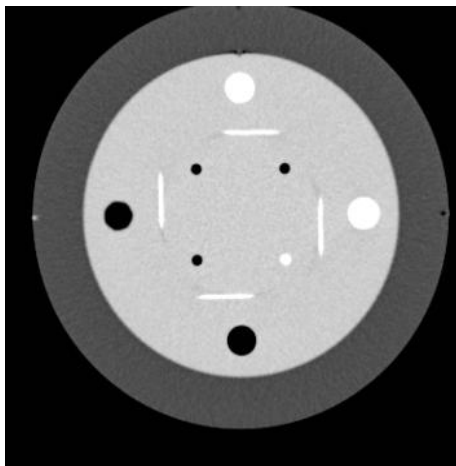
Tabel 1. Uji Ketepatan Posisi Laser dengan *Slice*

	Penyimpangan (mm)	Pergeseran laser (mm)
Sagital	4.9	2.058
Lateral	4.9	2.058

Sagittal adalah bidang yang membagi tubuh menjadi dua bagian dari titik tertentu (tidak membagi tepat dua bagian). Bidang ini sejajar dengan bidang median. Bidang yang membelah lateral adalah bagian yang menjauhi bidang median. Dari uji ketepatan posisi laser akan diperoleh posisi paling tepat dalam melakukan pengujian.

b.Uji Akurasi Ketebalan Slice

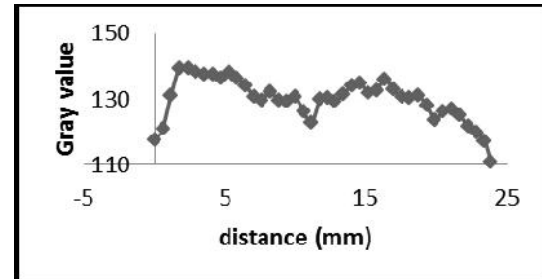
Uji ini dilakukan untuk menghitung tebal irisan hasil pengukuran dibandingkan dengan tebal irisan yang dipilih. Pada tahap ini, tebal irisan yang digunakan disesuaikan dengan *phantom* yang dipakai, misalkan tebal irisan 10 mm dengan faktor eksposi 130 kV, *rotating time* 1,5 s, dan arus tabung 167 mA. Hasil gambaran uji tebal irisan diperlihatkan pada Gambar 2.



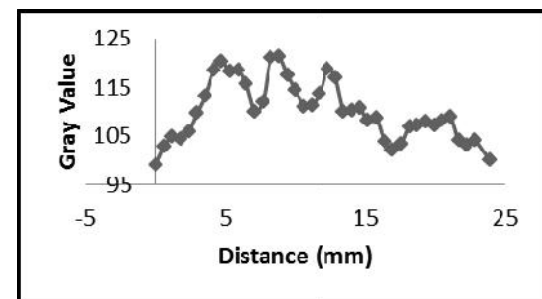
Gambar 2. Hasil gambaran uji tebal irisan

Untuk pengolahan data pada tahap ini menggunakan *software imageJ*, sehingga didapatkan nilai *Full Widht at Half Maximum* (FWHM) dari masing-masing garis yang terdapat pada hasil gambaran potongan *phantom*. Nilai FWHM untuk masing-masing posisi jam 12, jam 3, jam 6, dan jam 9 ditunjukkan dalam Gambar 3-6. Berdasarkan gambar tersebut, pada setiap *wire ramp* pada posisi jam, memiliki nilai *gray value* yang berbeda. Hal ini disebabkan karena image yang dihasilkan tergantung pada *CT-Scan* yang digunakan. Lebar *slice*

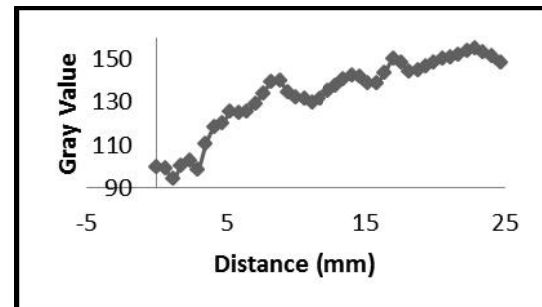
adalah lebar dari *Full Widht at Half Maximum* (FWHM) dikali 0,42, dimana perbedaan maksimal yang diperbolehkan adalah $\pm 0,5$ mm. Selanjutnya hasil lengkap lebar *slice* dapat dilihat di Tabel 3.



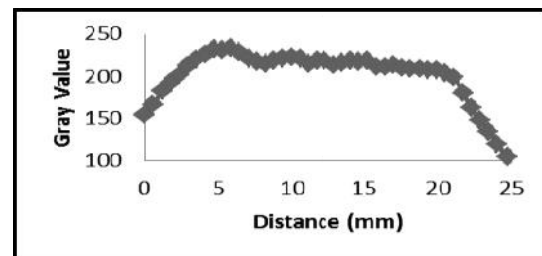
Gambar 3. FWHM posisi jam 12



Gambar 4. FWHM posisi jam 3



Gambar 5. FWHM posisi jam 6



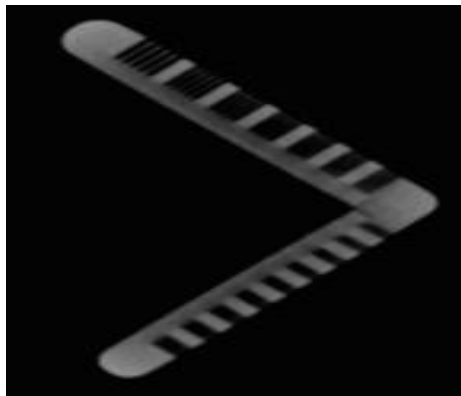
Gambar 6. FWHM posisi jam 9

Tabel 3. Lebar Slice

Posisi FWHM	Lebar FWHM (mm)	Tebal Slice (mm)	Tebal Slice (mm)	Toleransi (mm)
Posisi jam 12	23,9	10,038	0,038	0,5
Posisi jam 3	23,9	10,038	0,038	
Posisi jam 6	24,7	10,374	0,374	
Posisi jam 9	24,7	10,374	0,374	

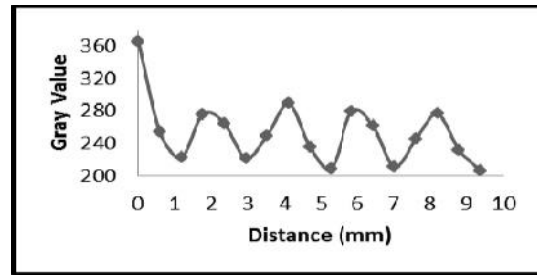
c. Uji Resolusi Kontras Tinggi

Uji resolusi kontras tinggi ini dilakukan untuk mengetahui resolusi gambar pada pesawat *CT Scan*. Gambaran berupa pasangan garis (*linepair*) dijadikan acuan dalam menentukan resolusi. Hasil gambaran resolusi kontras tinggi ditunjukkan seperti pada Gambar 7.

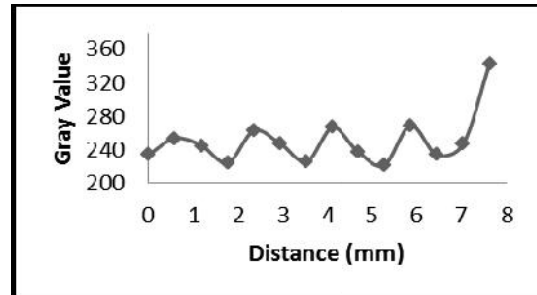


Gambar 7. Hasil gambaran resolusi kontras tinggi

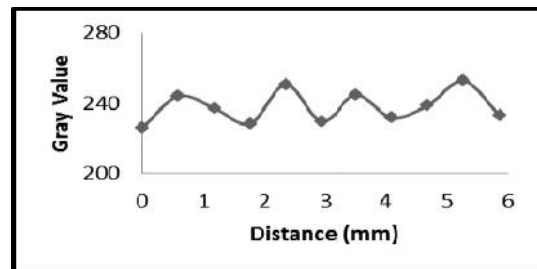
Dari hasil Gambar 7 dilakukan plot menggunakan *software imageJ* dan didapatkan hasil berupa grafik sesuai dengan pasangan garis yang terbaca oleh *software* sehingga data yang terlihat bersifat objektif. Grafik tersebut ditunjukkan pada Gambar 8-11. Dari gambar tersebut tampak bahwa pasangan garis yang masih dapat dibedakan adalah pada 8 lp/cm. Hal tersebut memperlihatkan kemampuan maksimal *CT-Scan* dalam membedakan pasangan garis yaitu 8 lp/cm.



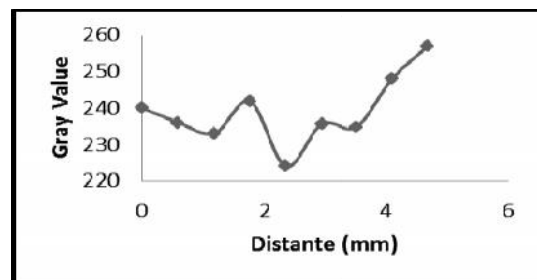
Gambar 8. Pasangan garis yang terlihat pada 5 lp/cm



Gambar 9. Pasangan garis yang terlihat pada 6 lp/cm



Gambar 10. Pasangan garis yang terlihat pada 7 lp/cm

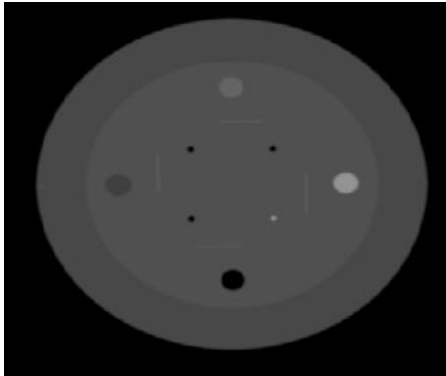


Gambar 11. Pasangan garis yang terlihat pada 8 lp/cm

d. Uji *linearity* nilai *CT number*

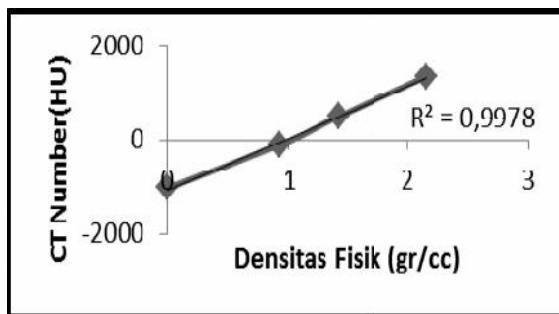
Uji ini bertujuan untuk melihat hubungan antar *CT number* dari beberapa material yang ada pada *phantom*, yaitu udara, Teflon, Delrin, dan LDPE (*low density polyethylene*), terhadap nilai densitas fisik dari masing-

masing material tersebut. Hasil *linearity* CT *number* ditunjukkan pada Gambar 12.



Gambar 12. Hasil *linearity* CT *number*

CT *number* merupakan bilangan yang digunakan untuk mewakili atenuasi rata-rata sinar-X untuk setiap *pixel* pada citra CT. Koefisien atenuasi linier ditentukan oleh komposisi dan densitas jaringan pada setiap *voxel* pada pasien. Semakin besar densitas elektron suatu jaringan, kemungkinan interaksi sinar-X dengan jaringan semakin besar. Hal ini berarti kemampuan atenuasi suatu jaringan semakin tinggi. Dari hasil pengukuran akan diperoleh bahwa nilai CT *number* suatu material sebanding dengan densitas elektron material tersebut. Nilai CT *number* material yang ada pada *phantom* dapat dilihat pada Tabel 3. Selanjutnya kurva hubungan antara CT *number* dan densitas elektron ditunjukkan pada Gambar 13.



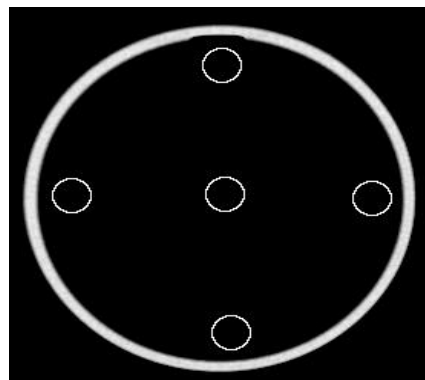
Gambar 13. Hubungan antara CT *number* dan densitas elektron dari material yang terdapat pada *phantom*

CT *number* memiliki hubungan yang linear dengan densitas elektron. Semakin

besar densitas elektron suatu bahan, nilai CT *number* semakin besar. Nilai koefisien korelasi (R^2) yang diperoleh dari kurva pengukuran adalah 0,9978. Dari pengukuran nilai koefisien korelasi yang diperoleh, terbukti bahwa nilai CT *number* memiliki hubungan yang sangat linear dengan densitas elektron. Berdasarkan aturan *Radiological Council of Western Australia*, diketahui bahwa nilai koefisien korelasi yang diperoleh masih dalam batas toleransi ($> 0,990$).

e. Uji Nilai Rerata CT dan Keseragaman Nilai Rerata CT

Ketepatan nilai CT *number* sangat berpengaruh dalam menentukan kepadatan organ sehingga memberi pengaruh besar terhadap diagnosa suatu penyakit. Uji ini bertujuan untuk mengetahui nilai rerata CT pada medium air, keseragaman nilai rerata CT dan nilai *nois*. Pengujian ini dapat dilakukan dengan menggunakan *phantom* air. Kondisi yang digunakan juga disesuaikan dengan *phantom* seperti tegangan 130 kVp, arus 250 mAs dan tebal irisan (*slice thickness*) 10 mm. Pengolahan hasil gambar menggunakan *software imageJ* dengan cara memilih *Region of Interest* (ROI) untuk kelima titik yang ada pada *phantom* (Gambar 14), yaitu satu titik pada posisi tengah, dan empat titik pada sekeliling gambaran yaitu di posisi jam 12, 3, 6, dan 9.



Gambar 14. Hasil Uji Nilai Rerata CT dan Keseragaman Nilai Rerata CT

Selanjutnya Nilai *CT number* dari hasil pengukuran dapat dilihat pada Tabel 4. Dari tabel hasil pengukuran dapat dianalisa apakah nilai rerata *CT* dan keseragaman nilai rerata *CT* telah sesuai dengan standard standar *Australia Barat dan British Columbia CDC*, pada tabel diatas teramati bahwa nilainya tidak sesuai dengan standard yaitu melebihi 2,5 HU dari nilai toleransi yang telah ditetapkan. Selanjutnya pada Tabel 5 ditunjukkan contoh hasil evaluasi

kualitas citra pesawat *CT-Scan* dan dapat disesuaikan dengan standard. Dari contoh data pada Tabel 5 teramati bahwa hasil evaluasi kualitas citra yang dilakukan dapat disimpulkan bahwa berdasarkan standar *Australia Barat dan British Columbia CDC*, pesawat *CT- Scan* berada dalam kondisi baik.

Tabel 3. Nilai *CT Number* pengukuran pada masing-masing material dibandingkan dengan nilai referensi (Sumber : Catphan Manual (2005))

No	Material	<i>CT number</i> Standar (HU)	<i>CT number</i> pengukuran (HU)	Densitas Fisik (gr/cc)	Densitas electron (elektron. $m^{-3} \times 10^{23}$)
1	Udara	-1000	-1023	0	4
2	LDPE	-100	-113	0,92	3180
3	Delrin	340	492	1,41	4560
4	Teflon	990	1347	2,16	6220

Tabel 4. Hasil *CT number* pada air pada kondisi 130 kVp, 250 mAs dan tebal irisan 10 mm

No	Posisi ROI	Nilai <i>CT number</i>	Noise/standar deviasi	<i>CT number</i>	<i>CT number</i> rerata	Toleransi
1	Pusat	88	3,1	0		
2	Jam 12	91	2,5	3		
3	Jam 3	87	2,4	1	2.5	2
4	Jam 6	83	2,5	5		
5	Jam 9	87	2,4	1		

Tabel 5. Hasil evaluasi kualitas citra pesawat *CT Scan*. Sumber: Radiological Council of Western Australia (2006)

No	Parameter	Hasil	Toleransi	Status
1	Ketepatan Posisi Laser dengan Slice	Terdapat pergeseran sebesar 2,058 mm	2 mm	Baik
2	ketebalan slice	Terdapat penyimpangan sebesar 0,374 mm	0,5 mm	Baik
3	Resolusi Kontras Tinggi	Pasangan Garis yang dapat dibedakan 8 lp/cm	Tidak ada	Dijadikan base line
4	<i>Linearity</i> nilai <i>CT Number</i>	Nilai koefisien kolerasi sebesar 0,997	0,990	Baik
5	Nilai Rerata <i>CT</i> dan Keseragaman Nilai Rerata <i>CT</i>	Nilai <i>CT number</i> rerata sebesar 2,5 HU	2 HU	Baik

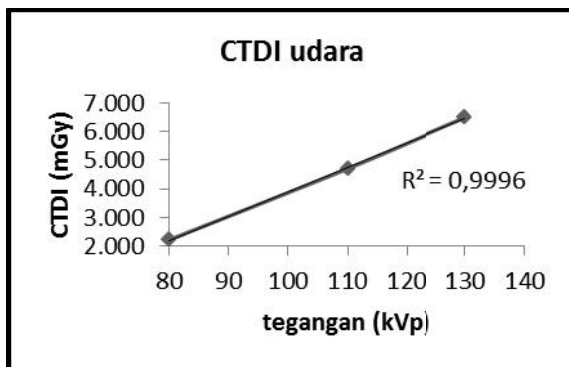
Tabel 6. Hasil CTDI udara

No	Tegangan (kV)	Arus Tabung (mAs)	Waktu scanning (s)	CTDI (mGy)
1.	80			2,224
2.	110	250	1,5	4,709
3.	130			6,483

f. Uji Dosimetri Radiasi

a. CTDI di udara

Pengambilan data CTDI di udara dilakukan dengan lebar *slice* 10 mm, dan selanjutnya data hasil pengukuran disajikan dalam Tabel 6 Berdasarkan data hasil pengukuran, dengan memvariasikan tegangan dimana nilai arus tabung dan waktu yang digunakan konstan, CTDI yang diperoleh dapat kita lihat pada Tabel 6. Semakin besar tegangan yang digunakan maka nilai CTDI di udara juga semakin besar, dimana pada tegangan 80 kVp dengan dosis radiasi yang diterima detektor 2,224 mGy, sementara pada tegangan 130 kVp dengan dosis radiasi yang diterima detektor 6,483 mGy.



Gambar 15. Hubungan Tegangan dan CTDI

Nilai koefisien korelasi (R^2) pada Gambar 15 yang diperoleh dari kurva antara tegangan dan nilai CTDI udara adalah 0,9996. Dari nilai koefisien korelasi yang diperoleh, tegangan memiliki hubungan yang sangat linear dengan nilai CTDI udara. Menurut McNitt-Gray (2007) dan Manzil (2001), tegangan tabung sinar-X sangat mempengaruhi dosis radiasi. Apabila tegangan antara katoda dan anoda ditingkatkan, elektron akan semakin dipercepat dan energi rata-rata sinar-X yang dihasilkan anoda akan semakin besar.

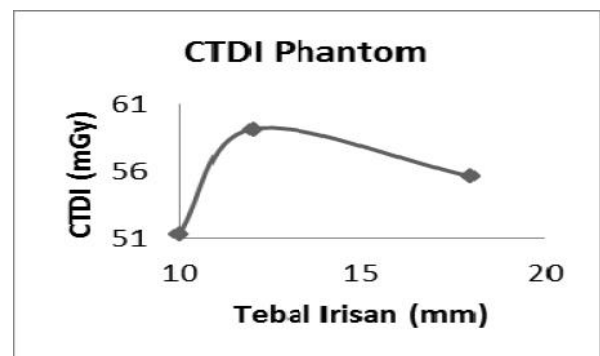
b. CTDI pada phantom

Data hasil pengukuran CTDI pada ketebalan irisan (*slice thickness*) yang berbeda dapat dilihat pada Tabel 7.

Tabel 7. Hasil pengukuran CTDI pada ketebalan irisan yang berbeda

No	Ketebalan irisan (mm)	CTDI (mGy)
1.	10	51,35
2.	12	59,12
3.	18	55,61

Berdasarkan data hasil pengukuran maka diperoleh nilai CTDI yang diterima *phantom* dari ketebalan irisan (*slice thickness*) yang ditentukan oleh operator pada monitor pesawat *CT-Scan*. Sampel yang digunakan pada 3 keadaan dimana pada saat ketebalan irisan 10 mm, CTDI yang diperoleh 51,35 mGy, sedangkan pada saat ketebalan irisan 12 mm, CTDI yang diperoleh 59,12 mGy dan pada saat ketebalan irisan 18 mm, CTDI yang diperoleh 55,61 mGy. Hasil ini menunjukkan ketidaklinearan antara tebal irisan dengan CTDI, yang ditunjukkan pada Gambar 16.



Gambar 16. Hubungan tebal irisan dan CTDI

Nilai CTDI di pusat dan di tepi *phantom* pada faktor eksposi 130 kVp, 250 mAs, dan ketebalan irisan 10 mm dapat dilihat pada Tabel 8. Nilai CTDI dibagian tepi *phantom* adalah 5,03428 mGy, 4,60495 mGy, 4,17697 mGy dan 4,57729 mGy. Sedangkan nilai CTDI dibagian pusat *phantom* adalah 4,46823 mGy

Tabel 8. Data hasil pengukuran CTDI pada *slice* 10mm

Posisi Detektor	CTDI (mGy)	CTDI _w (mGy)	100CTDI _w (mGy/100mAs)	CTDI _w panel (mGy)	Deviasi CTDI _w (%)
Pusat	4,46823				
Jam 12	5,03428				
Jam 3	4,60495	45,549	18,219	51,35	11,295
Jam 6	4,17697				
Jam 9	4,57729				

McNitt-Gray (2002) menyatakan bahwa untuk ukuran objek yang kecil, atenuasi radiasi oleh jaringan tidak terlalu besar sehingga intensitas radiasi yang keluar hampir sama dengan yang masuk dan menghasilkan distribusi dosis hampir merata. Distribusi dosis di *phantom* kepala ini memberikan gambaran mengenai dosis radiasi pada pasien yang berukuran kecil dan pasien anak-anak.

Kesimpulan dan Saran

Berdasarkan hasil penelitian yang telah dilakukan, dapat disimpulkan bahwa dalam melakukan Uji Kendali Kualitas pesawat *CT-Scan* harus melalui tahapan-tahapan seperti:

1. Uji Ketepatan Posisi Laser dengan *Slice*. Hasil pengujian kesesuaian *CT-Scan* dari peralatan *Scan* harus sesuai standard *Australia Barat dan British Columbia CDC* dengan melakukan uji ketepatan posisi laser dengan *slice* dan mengukur nilai rerata CT dan keseragaman nilai rerata CT
2. Uji Akurasi Ketebalan *Slice*. Uji ini dilakukan untuk menghitung tebal irisan hasil pengukuran dibandingkan dengan tebal irisan yang dipilih. Pada tahap ini, tebal irisan yang digunakan disesuaikan dengan *phantom*.
3. Uji Resolusi Kontras Tinggi, Uji ini dilakukan untuk mengetahui resolusi gambar pada pesawat *CT- Scan*. Gambaran berupa pasangan garis (*linepair*) dijadikan acuan dalam menentukan resolusi

4. Uji *linearity* nilai *CT number* bertujuan untuk melihat hubungan antar *CT number* dari beberapa material yang ada pada *phantom*, yaitu udara, Teflon, Delrin, dan LDPE (*low density polyethylene*), terhadap nilai densitas fisik dari masing-masing material tersebut
5. Uji Nilai Rerata CT dan Keseragaman. Uji ini bertujuan untuk mengetahui nilai rerata CT pada medium air, keseragaman nilai rerata CT dan nilai *noise*. Nilai Rerata CT dan Ketepatan nilai *CT number* sangat berpengaruh dalam menentukan kepadatan organ sehingga memberi pengaruh besar terhadap diagnosa suatu penyakit
6. Uji Dosimetri Radiasi. Uji ini mendapatkan nilai CTDI di udara, dengan menggunakan tegangan yang bervariasi untuk arus dan waktu *scanning* yang konstan. Hasilnya dibandingkan dengan Nilai CTDI pada pemeriksaan kepala menggunakan *phantom* air.

Referensi

- Akhadi, Mukhlis. 2000. *Dasar-dasar Proteksi Radiasi*. Rineka cipta, Jakarta.
- Arif. 2009. *Establishing Dose Reference Level For Computed Tomography (Ct) Examinations In Malaysia*. USM, Malaysia.
- Balza, A. dan Kartika, F. 2005. *Teknik Pengolahan Citra Digital dengan Delphi*. Ardi Publishing, Yogyakarta.
- BAPETEN. 2003. *Pedoman Dosis Pasien Radiodiagnostik Kepala Badan Pengawas Tenaga Nuklir*. Jakarta.
- Bauhs, John A, dkk. 2008. *CT Dosimetry: Comparison of Measurement Techniques and Devices*. RadioGraphics; 28:245 253.
- Beiser, Arthur. 1992. *Konsep Fisika Modern*. Erlangga, Jakarta.
- Bushberg, J. T., 2002, *The Essential Physics of Medical Imaging*, Second Edition, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia.
- Bushong, C, Stewart. 2000, *Computed Tomography*, Mc Graw Hill Company, New York.

Chiu Lee C, MD. 1995. *Clinical computed Tomography for the Technologist*, Second Edition. Raven Press, New York.

Catphan. R, Manual (2005). The Phantom Laboratory

Departemen radiologi. 2007. *Materi training dan pemeriksaan CT-Scan*. RSUDZA, Banda Aceh.

Dixon, R.L, dkk. 2010. *The CTDI paradigm: A Practical Explanation for Medical Physicists*. Image wisely.

Halls Steven B., MD, FRCPC, *Weight-based intravenous contrast injection parameters for*

EnhancedCT Scanning. Cross Cancer Institute, Edmonton, Alberta, Canada, available online: <http://www.halls.md/ct/ct.htm>, Tanggal akses tanggal 5 April 2012.

Hendee, dkk. 2002. *Medical Imaging Physics, fourth edition*. Wiley-Liss, New York.

IAEA. (2007). Technical Report Series No.457. Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice. 20 Februari 2013. IAEA. (<http://www-ub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/TRS457web.pdf>)