

**PENGARUH VARIASI *ROTATION TIME* TERHADAP
NILAI *DLP (DOSE LENGTH PRODUCT)* DAN *IMAGE
NOISE* PADA PESAWAT MSCT 128 SLICE (STUDI KASUS)**

¹Asmaul Fauziyah, ²Amillia Kartika Sari, ³Soegardo Indra P, ⁴Anggraini Dwi Sensusiaty, ⁵Pramono

^{1,3,4,5} *Program studi D-IV Radiologi Universitas Airlangga*

² *Instalasi Gawat Darurat RSUD Dr. Soetomo Surabaya*

ABSTRAK

Background: The patient's dose and image noise illustrate the quality of the CT scan. DLP (Dose Length Product) is a dose description on a CT-Scan tool by providing a measure of the total amount of radiation exposure for a series of scans. While image noise is the difference / variation in pixel values contained in an image matrix. The use of rotation time in CT scan is the most likely to contribute to patient dose and image noise.

Method: Toshiba Aquilion 128 MSCT aircraft and Acrylic phantom were used as material in this study. The parameters on the CT-Scan tool used are the suitability test parameters, namely at kV 120, 400mA, slice thickness 2 mm, FOV 240. Rotation time variations on CT scan imaging that can be selected are in the range of values of 0.35s, 0.375s, 0.4s, 0.45s, 0.5s, 0.6s, 0.75s, 1.0s while the other parameters are the same. From each rotation time value, the estimated dose value is the DLP value on the CT Scan monitor screen (Summary). Furthermore, the scanning results measure the noise value by measuring the ROI on the middle side of the area around a diameter of 2-3 cm². The measurement results are recorded and entered into tables, graphs and tests with statistics, and test the effect (regression) as hypothesis testing with a significant value (α) <0.05. This research was conducted in the Radiology IRD unit of Dr. RSUD. Soetomo.

Results: Obtained DLP values of 37.3 mGy.cm, 28.4 mGy.cm, 23.1 mGy.cm, 19.5 mGy.cm, 17.8 mGy.cm, 16 mGy.cm, 15.1 mGy.cm and 14.2 mGy.cm at rotation times of 1.0s, 0.75s, 0.6s, 0.5s, 0.45s, 0.4s, 0.375s, 0.35s. For the assessment of image noise the results are 5.6 HU, 5.5 HU, 5.3 HU, 5.1 HU, 4.8 HU, 4.5 HU, 4.1 HU and 3.4 HU at rotation time 0.35s, 0.375s, 0.4s, 0.45s, 0.5s, 0.6s, 0.75s, 0.5s, and 1s. From the above results obtained the value of DLP at the lowest radiation dose on the use of rotation time of 0.35 sec which is 14.2 mGy.cm and the largest at 1.0 sec is 37.3 mGy.cm, with a regression coefficient of $1,785 + 35,507$ with a value of 0,000 so that the effect is very significant. In this case it shows that the contribution of rotation time effect on optimization of the estimated DLP value is 100%. Noise value at the variation of rotation time values found that 0.35 s produces an optimum noise of 5.6 HU and 1.0 sec produces the smallest noise of 3.4 HU. This can be seen from the regression coefficient of $6,637 - 3,344$ with a value (α) <0.05. In this case it shows that the contribution of rotation time to the image noise value is 97.8% while the remaining 2.2% is influenced by other variables contained in the model.

Conclusion: The use of slower rotation time is still recommended to produce optimal image quality in certain cases, because the noise value is close to zero and is still within the limits of the normal noise

value. Each increase in rotation time of one unit will increase the optimization value of the estimated DLP by 35.507, so that it can be said there is no significant difference even though the measurement looks very varied in value.

Kata kunci : *Rotation Time, Dose Length Product, Image Noise, MSCT*

Pendahuluan

Menurut (WHO, 1980) kualitas radiografi haruslah meliputi kriteria sebagai berikut, yaitu dapat memberikan informasi diagnostik maksimal, menggunakan dosis radiasi minimum dan biaya yang rendah. Pemeriksaan CT Scan dalam memberikan informasi diagnostik tidak lepas dari pengelolaan dosis radiasi dan kualitas gambar.

Hubungan antara dosis radiasi dan kualitas citra pada CT Scan relatif kompleks, Pada pesawat CT Scan, perhitungan deskripsi dosis estimasi didasarkan pada tiga kuantitas, yaitu *Computed Tomography Dose Index (CTDI)*, *Dose Length Product (DLP)*, dan *Effective dose(E)*. (McNitt-Gray, 2002). Sedangkan kriteria penilaian untuk mengevaluasi kualitas citra adalah spatial resolusi, kontras resolusi, artefaks dan *image noise* (Seeram, 2001). *Image noise* merupakan perbedaan/variasi nilai-nilai pixel yang terdapat dalam sebuah matrix gambar. Semakin tinggi indeks *image noise*, kualitas gambar akan semakin menurun, dan semakin rendah indeks *image noise*, maka kualitas gambar akan semakin baik.

Hal ini harus menjadi pertimbangan utama bagi setiap radiografer karena faktor utama yang mempengaruhi dosis radiasi pada pemeriksaan CT Scan sangat tergantung dari penetapan parameter-parameter yang tersedia di alat CT Scan, tanpa mengurangi kualitas gambar yang dihasilkan.

Metode

Penelitian ini menggunakan pesawat MSCT Toshiba Aquilion 128 MSCT, *water acrylic phantom*, dan protokol parameter uji kesesuaian (*slice thickness, kV, mA, range, FOV*). Teknik pengumpulan data dilakukan dengan cara observasi eksperimental dengan proses yaitu melakukan

performance untuk parameter uji kesesuaian. Variasi *rotation time* pada pencitraan CT Scan yang dapat dipilih yaitu pada rentang nilai 0.35s, 0.375s, 0.4s, 0.45s, 0.5s, 0.6s, 0.75s, 1.0s sesuai dengan kebutuhan klinis. Dari masing-masing *rotation time* akan didapatkan nilai dosis yaitu nilai *DLP* pada layar monitor CT Scan (*Summary*). Adapun hasil gambar dari tiap *rotation time* akan diukur nilai noisnya dengan cara melakukan pengukuran ROI pada pusat *phantom*.

Prosedur penelitian ini melakukan pengujian langsung menggunakan objek *phantom* air, dengan tahapan:

1. Sebelum melakukan penelitian mempersiapkan *phantom*. *Phantom* ini merupakan *phantom* kalibrasi pemeriksaan kepala, dan isian *phantom* adalah material homogen air (H₂O) dengan diameter *phantom* 20 cm.
2. *Head holder* disiapkan untuk menempatkan *phantom* dalam tengah gantri. Pesawat CT Scan dilakukan pemanasan atau *warming up* dengan cara melakukan *scanning*.
3. *Holder* diposisikan dan dipasang pada meja pemeriksaan, pastikan pengaturan meja naik- turun dan kanan-kiri tepat pada pertengahan gantri.
4. *Phantom* ditempatkan pada *head holder*, dengan panduan sinar laser (*alignment system*) seperti pada gambar 1. Atur sinar aksial pada garis *circumferential section*, berikutnya mengatur sinar koronal pada garis horizontal di kedua sisi *phantom* dan yang terakhir mengatur sinar sagital berhimpit dengan garis vertikal bagian permukaan depan *phantom* tepat pada pertengahan lampu indikator horisontal dan vertikal di dalam gantri pesawat MSCT.



Gambar 1. Penempatan *phantom* pada alat CT Scan

5. Pengaturan parameter *scanning*, untuk menilai estimasi *DLP (Dose Length Product)* dan *image noise* pada citra CT Scan berikut adalah tabel 1 pemilihan parameter

CT Scan yang digunakan dalam penelitian:

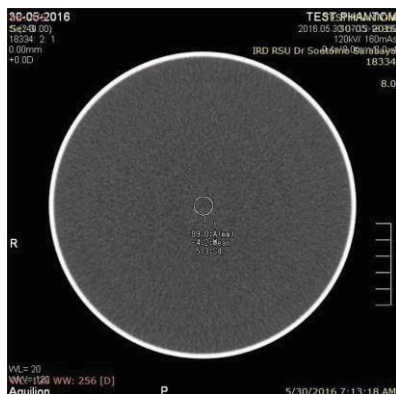
Tabel 1. Parameter CT-Scan

Parameter CT-Scan (units)	Nilai
Tegangan tabung (kV)	120
Arus tabung (mA)	400
Slice thickness (mm)	2
Scan length	8.0
FOV	240

- Hasil scanning tersebut dilakukan pengukuran nilai image noise dengan ROI pada sisi tengah luasan area sekitar 2-3 cm², dengan cara mengaktifkan tombol image processing pada sisi kiri monitor, kemudian pilih untuk pengukuran ROI (measure) dan bentuknya lingkaran.
- Hasil pengukuran di catat dan dimasukkan ke dalam bentuk tabel untuk diolah dan di analisa.

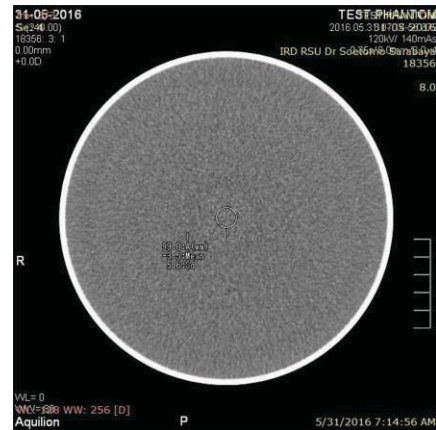
Hasil dan Pembahasan

Setelah dilakukan pengukuran nilai DLP (*Dose Length Product*) dan *image noise* dari *phantom* dengan material air (H₂O), berdasarkan parameter *scanning* yang sudah



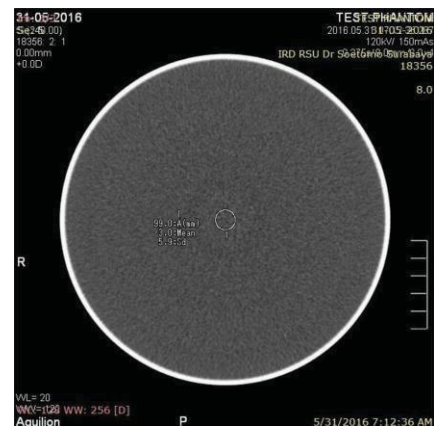
ditetapkan, didapatkan hasil sebagai berikut:

- Pengukuran uji *phantom* nilai *image noise* dengan *rotation time* 0,35 *sec* didapatkan nilai sebesar 5,6 HU seperti pada gambar 2.



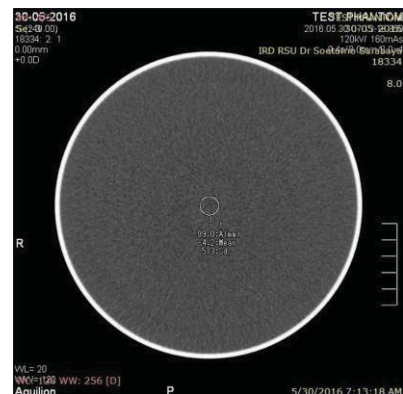
Gambar 2. Hasil pengukuran *phantom* dengan *rotation time* 0.35 *sec*

- Pengukuran uji *phantom* nilai *image noise* dengan *rotation time* 0,375 *sec* didapatkan nilai sebesar 5,5 HU seperti pada gambar 3.



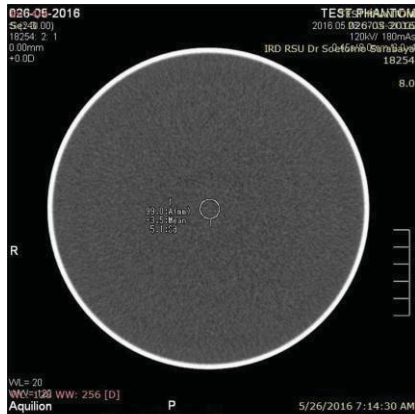
Gambar 3. Hasil pengukuran *phantom* dengan *rotation time* 0.375 *sec*

- Pengukuran uji *phantom* nilai *image noise* dengan *rotation time* 0,4 *sec* didapatkan nilai sebesar 5,3 HU seperti pada gambar 4.



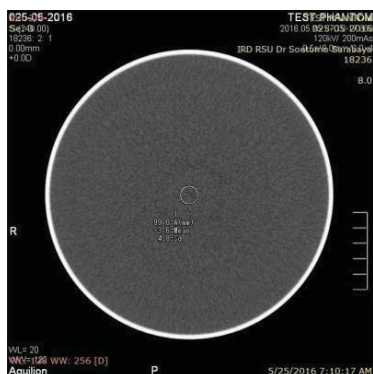
Gambar 4. Hasil pengukuran *phantom* dengan *rotation time* 0.4 *sec*

- Pengukuran uji *phantom* nilai *image noise* dengan *rotation time* 0,45 *sec* didapatkan nilai sebesar 5,1 HU seperti pada gambar 5



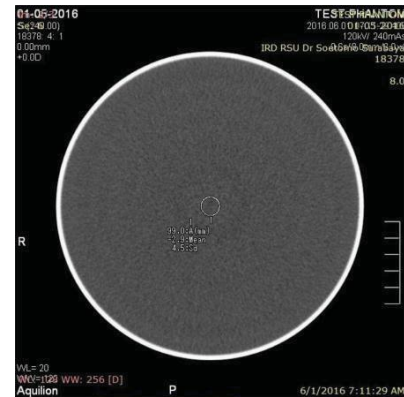
Gambar 5. Hasil pengukuran *phantom* dengan *rotation time* 0.45 *sec*

- Pengukuran uji *phantom* nilai *image noise* dengan *rotation time* 0,5 *sec* didapatkan nilai sebesar 4,8 HU seperti pada gambar 6



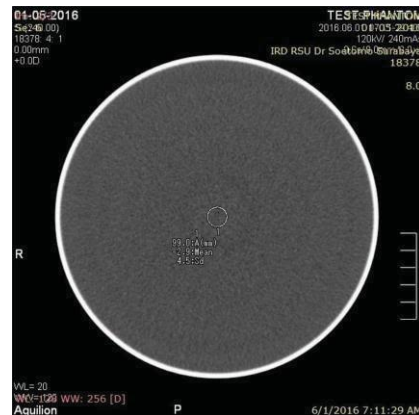
Gambar 6. Hasil pengukuran *phantom* dengan *rotation time* 0.5 *sec*

- Pengukuran uji *phantom* nilai *image noise* dengan *rotation time* 0,6 *sec* didapatkan nilai sebesar 4,5 HU seperti pada gambar 7.



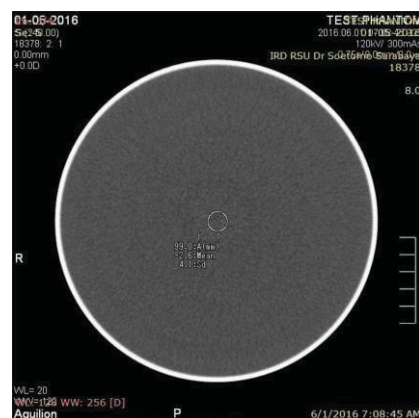
Gambar 7. Hasil pengukuran *phantom* dengan *rotation time* 0.6 *sec*

- Pengukuran uji *phantom* nilai *image noise* dengan *rotation time* 0,6 *sec* didapatkan nilai sebesar 4,5 HU seperti pada gambar 8.



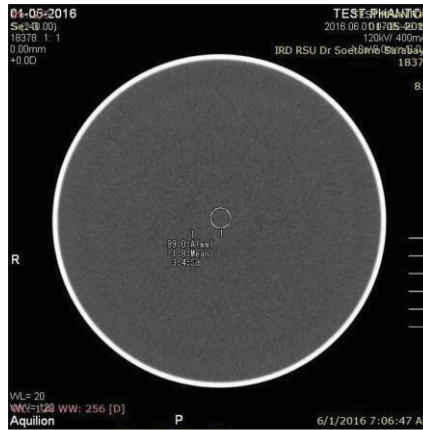
Gambar 8. Hasil pengukuran *phantom* dengan *rotation time* 0.6 *sec*

- Pengukuran uji *phantom* nilai *image noise* dengan *rotation time* 0,75 *sec* didapatkan nilai sebesar 4,1 HU seperti pada gambar 9



Gambar 9. Hasil pengukuran *phantom* dengan *rotation time* 0.75 *sec*

9. Pengukuran uji *phantom* nilai *image noise* dengan *rotation time* 1 sec didapatkan nilai sebesar 3,4 HU seperti pada gambar 10



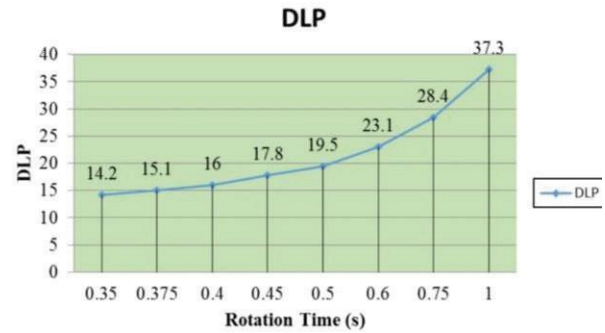
Gambar 9. Hasil pengukuran *phantom* dengan *rotation time* 0.75 sec

Dari hasil diatas didapatkan data akhir nilai dari pengukuran DLP dan *image noise* untuk variasi dari parameter *Rotation Time* sesuai dengan tabel 2.

Tabel 2. Hasil pengukuran DLP dan *Image Noise* berdasarkan variasi *Rotation Time*

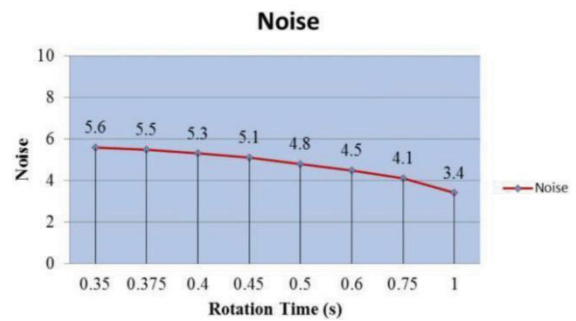
<i>Rotation Time</i> (sec)	DLP (mGy.cm)	Noise (HU)
0.35	14,2	5,6
0.375	15,1	5,5
0.4	16	5,3
0.45	17,8	5,1
0.5	19,5	4,8
0.6	23,1	4,5
0.75	28,4	4,1
1	37,3	3,4

Pengaruh parameter *rotation time* terhadap *DLP (Dose Length Product)* pada tabel 2, menjelaskan bahwa besar nilai *rotation time* 1.0s diperoleh nilai *DLP* 37,3 mGy.cm, *rotation time* 0.5s menghasilkan nilai *DLP* 19,5 mGy.cm dan nilai estimasi *DLP* 14,2 mGy.cm pada pemilihan *rotation time* 0.35s. Hasil analisis perubahan nilai *DLP (Dose Length Product)* dapat dilihat pada grafik 1, tampak nilai *DLP* meningkat seiring peningkatan *rotation time*.



Grafik 1. Grafik perubahan *rotation time* dengan nilai DLP pada citra CT San

Sedangkan nilai *image noise* masing-masing untuk *rotation time* 1.0 s adalah 3,4 HU, *rotation time* 0,5 s menghasilkan nilai *image noise* 4,8 HU, dan nilai *image noise* 5,9 HU pada pemilihan *rotation time* 0.35 s. Hasil analisis perubahan nilai *image noise* pada variasi *rotation time* dapat dilihat grafik 2, tampak nilai *image noise* menurun seiring peningkatan *rotation time*.



Grafik 2. Grafik perubahan *rotation time* dengan nilai *image noise* pada citra CT San

Analisa Statistik

Hasil uji statistik antara *rotation time* dan *DLP (Dose Length Product)* mendapat nilai *Sig* = 0,000 lebih kecil dari kesalahan (α) = 0,05 seperti pada tabel 3, dapat dikatakan bahwa *rotation time* berpengaruh signifikan terhadap optimasi *DLP (Dose Length Product)* pada pesawat *MSCT 128 slice*.

Tabel 3. Hasil uji statistik antara rotation time dan DLP (*Dose Length Product*)

Model	Sum of Squares	Df	Mean Square	F	Sig.
1 Regression	441.951	1	441.951	745502.303	.000 ^a
Residual	.004	6	.001		
Total	441.955	7			

Pada hasil uji statistik model regresi seperti pada tabel 4, diperoleh model regresi DLP = 1.785 + 35.507 *rotation time* artinya jika *rotation time* tidak berpengaruh sebenarnya optimasi DLP sebesar 1.785 dan setiap kenaikan *rotation time* satu kesatuan akan meningkatkan optimasi DLP sebesar 35.507, sehingga dapat dikatakan tidak ada perbedaan yang signifikan walaupun dalam pengukuran tampak sangat bervariasi nilainya.

Tabel 4. Hasil Uji DPL

Model		Unstandardized Coefficients		Standardized Coefficients	T	Sig.
		B	Std. Error	Beta		
1	(Constant)	1.785	.024		73.401	.000
	Rotation Time	35.507	.041	1.000	863.425	.000

Sedangkan uji statistik antara *rotation time* terhadap *image noise* mendapatkan nilai Sig=0.000 lebih kecil dari tingkat kesalahan(α)=0.05, hal ini dapat disimpulkan bahwa *rotation time* berpengaruh signifikan terhadap *image noise* seperti dijelaskan pada tabel 5.

Tabel 5. Hasil uji statistik antara *rotation time* terhadap *image noise*

Model	Sum of Squares	Df	Mean Square	F	Sig.
1 Regression	3.920	1	3.920	263.971	.000 ^a
Residual	.089	6	.015		
Total	4.009	7			

Simpulan

Berdasarkan hasil penelitian diatas dapat disimpulkan bahwa:

1. Penggunaan variasi *rotation time* yang semakin besar memberikan dosis radiasi yang semakin besar. Dosis radiasi terendah pada 0.35 s yaitu 14,2 mGy.cm dan terbesar pada 1.0 s yaitu 37,3 mGy.cm. Menunjukkan bahwa sumbangan pengaruh *rotation time* terhadap optimasi nilai DLP sebesar 100% dengan nilai R² = 1.
2. Nilai *image noise* pada variasi nilai *rotation time* didapatkan bahwa semakin besar nilai *rotation time*, maka nilai *image noise* semakin menurun dan semakin kecil nilai *rotation time*, maka semakin besar nilai *image noise*. 0.35 s menghasilkan noise optimum 5,6 HU dan 1.0 s menghasilkan noise terkecil 3,4 HU. Sumbangan pengaruh *rotation time* terhadap nilai *image noise* sebesar 97.8% sedangkan sisanya sebesar 2.2% dipengaruhi oleh variabel lain yang terdapat dalam model, dengan nilai R²= 0,978.
3. Penggunaan *rotation time* yang lebih lambat masih dianjurkan untuk menghasilkan kualitas gambar yang optimal dalam beberapa kasus CT, karena nilai noise mendekati nol dan masih dalam batasan nilai noise.

Daftar Pustaka

- Bushong, S. C, 2001, Radiologic Science for Technologist Physic, Biologic and Protection, The CV. Mosby Company : United States of America.
- Elojeimy S, Tipnis S, Huda W. Relationship between radiographic techniques (kilovolt and milliampere-second) and CTDIvol. Radiat Prot Dosimetry 2010;141:43-49.
- Goldman LW., 2007, Principles of CT: Radiation Dose and Image Quality, Journal Of Nuclear Medicine Technology, 35:213-225.
- Herzog P, Jakobs TF, Wintersperger BJ, Nikolaou K, Becker CR, Reiser MF. Radiation dose and dose reduction in multidetector row CT (MDCT)[in German]. Radiologe 2002;42:691-696.

Jung K-J, Lee KS, Kim SY, Kim TS, Pyeun YS, Lee JY. Low-dose volumetric helical CT: image quality, radiation dose, and usefulness for evaluation of bronchiectasis. *Invest Radiology*. 2000;35:557-563

McNitt-Gray MF. AAPM/RSNA physics tutorial for residents: topics in CT-radiation dose in CT. *RadioGraphics* 2002;22:1541–1553.

Neseth R, 2000, *Procedures and Documentation for CT and MRI*, CIC Edizioni Internazionali. Papp, Jeffrey, PhD,RT(R)(QM), 2006, *Quality Management in The Imaging Science*, third edition. Mosby Elsevier, Inc. Missouri.

Tsalafoutas, I.A., 2011, *A Method for calculating dose length product from CT DICOM Image*, Volume 43, the *British Journal of Radiology*, halaman 236.

Yi CA, Lee KS, Kim TS, Han D, Sung YM, Kim S. Multidetector CT of bronchiectasis: effect of radiation dose on image quality.

AJR Am J Roentgenol. 2003;8;181 (2):501-5.