

THE EFFECTS OF HIGH DOSE AND LOW DOSE PROTOCOLS IN THORAX'S CT SCAN IMAGE QUALITY

Ni Larasati Kartika Sari^{1*}, Deni Tiko Bahagia¹, Puji Hartoyo¹, dan Dewi Mulyati²

¹ Program Studi Fisika, Fakultas Teknik dan Sains, Universitas Nasional, Jakarta

² Program Studi Pendidikan Fisika, Universitas Negeri Jakarta, Jakarta, Indonesia

*nilarasati@civitas.unas.ac.id

Received 06-02-2021, Revised 08-08-2021, Accepted 21-08-2021, Published 1-10-2021

ABSTRACT

The aim of this research was to evaluate the effects of two different dose protocols' usage on image quality. This research was performed on three different CT Scanners using high dose and low dose protocols of thorax scan. Different exposure parameters were used, depending on each scanner's setting. GE QA CT Scan phantom was used for image quality assessment. Image quality measured were CT number accuracy, uniformity and linearity, noise uniformity, spatial resolution and Contrast To Noise Ratio (CNR). CT Scan's dose index, CTDIvol (Volumetric Computed Tomography Dose Index), was also measured to evaluate how these two protocols work in reducing radiation dose. The result showed that the usage of low dose protocols reduce the CTDIvol value at 85-91% compared to the high dose protocols, meanwhile most of the image quality parameters obtained from both protocols were still considered good. The CT number accuracy, uniformity, linearity and noise uniformity for all CT Scans were all still inside BAPETEN's (Indonesia National Regulator Agency) threshold. There were 20-23% difference on the spatial resolution value measured from both protocols. The most significant difference came from CNR. The CNR obtained from high dose protocols were 65-93% higher than the one from low dose protocols.

Keywords: contrast to noise ratio, CTDIvol, CT number, spatial resolution

ABSTRAK

Penelitian ini mengevaluasi pengaruh penggunaan protokol dosis tinggi dan protokol dosis rendah terhadap kualitas citra dan dosis khususnya pada pemeriksaan CT Scan thorax. Penelitian ini dilakukan pada 3 sampel CT Scan yang berbeda. Faktor eksposi yang digunakan berbeda untuk tiap scanner, bergantung pada setting yang terdapat pada scanner. Fantom yang digunakan untuk menilai kualitas citra adalah fantom GE QA CT Scan. Adapun kualitas citra yang diukur adalah keseragaman, akurasi, dan linearitas CT number, keseragaman noise, resolusi spasial, serta *Contrast to Noise Ratio* (CNR). Sementara dosis radiasi yang diamati adalah CTDIvol (*Volumetric Computed Tomography Dose Index*) yang tampil pada konsol. Hasil penelitian ini menunjukkan bahwa penggunaan protokol dosis rendah mampu mengurangi nilai CTDIvol sebesar 85-91% dibanding dengan protokol dosis tinggi, sementara sebagian besar parameter kualitas citra yang diukur masih dinilai baik. Nilai akurasi, keseragaman, dan linearitas CT number serta keseragaman noise pada protokol dosis tinggi dan dosis rendah, keseluruhannya masih dalam batas ambang BAPETEN. Terdapat perbedaan sebesar 20-23% pada nilai resolusi spasial yang terukur dari kedua protokol. Nilai CNR pada protokol dosis tinggi lebih baik dari pada protokol dosis rendah, dengan perbedaan yang cukup signifikan, yaitu 65-93%.

Kata kunci: *contrast to noise ratio*, CTDIvol, *CT number*, resolusi spasial

PENDAHULUAN

CT *Scan* adalah salah satu modalitas pencitraan medis yang menggunakan prinsip tomografi. CT *Scan* merupakan modalitas utama dalam beberapa pemeriksaan dikarenakan kualitas citranya yang baik, mampu menampilkan citra anatomi tubuh manusia secara dua dimensi berupa citra irisan aksial, sagital, coronal serta dapat direkonstruksi menjadi tampilan tiga dimensi. Kualitas citra CT *Scan* dapat diukur dengan parameter seperti akurasi *CT number*, *noise*, *Contrast to Noise Ratio* (CNR), dan resolusi spasial. Dibanding dengan modalitas pencitraan lain, CT *Scan* memberikan radiasi dosis yang tinggi ke pasien, yang dapat memicu kanker^[1,2]. Pemeriksaan rutin CT *Scan* thorax memberikan dosis 100 kali lebih besar dibanding pemeriksaan rutin thorax radiografi^[3]. CT *Scan* juga menyumbang 60% dari dosis yang diterima akibat pencitraan medis^[4]. Diestimasi 44% nilai kolektif dosis efektif global berasal dari pemeriksaan CT *Scan*^[5]. Kualitas citra CT *Scan* yang dihasilkan juga dipengaruhi dosis radiasi yang diterima tubuh. Sehingga dibutuhkan protokol yang didesain klinis agar pasien mendapat dosis *As Low As Reasonably Achievable* (ALARA) namun tetap mempertahankan kualitas citra.

Banyak strategi telah dilakukan untuk mengurangi dosis radiasi pada pemeriksaan CT *Scan*, diantaranya modulasi arus tabung otomatis atau biasa disebut *Automatic Exposure Control* (AEC)^[6], meningkatkan pengaturan *noise* yang diterima^[7], serta penggunaan algoritma rekonstruksi dengan teknik iterasi^[8,9]. Penggunaan AEC pada pemeriksaan CT *Scan* telah terbukti tetap menghasilkan kualitas citra yang baik dari segi CT number dan *noise*^[10]. Salah satu inovasi vendor CT *Scan* lainnya untuk optimisasi dosis adalah dengan membuat dua protokol *scanning* yaitu *low dose* dan *high dose protocols*. Keduanya memiliki perbedaan dalam hal nilai arus tabung (mA) dan tegangan tabung (kVp) yang digunakan, sehingga tentunya akan menghasilkan perbedaan kualitas citra^[11]. Pengurangan parameter dosis, seperti tegangan tabung, arus tabung dan *pitch*, telah terbukti tidak mengubah kualitas citra secara signifikan pada pemeriksaan *head and neck*^[12]. Pengurangan arus tabung dari 500 ke 100 mAs dapat meningkatkan *noise* sebanyak 40%^[13]. Pengurangan dosis yang berlebihan dapat menghasilkan citra dengan kualitas terlampau rendah dan mungkin tidak dapat digunakan untuk diagnosis^[14].

Oleh karena itu, penelitian ini bermaksud untuk mengevaluasi efek penggunaan protokol dosis tinggi dan dosis rendah dari berbagai merk CT *Scan*, terhadap kualitas citra, khususnya pemeriksaan thorax.

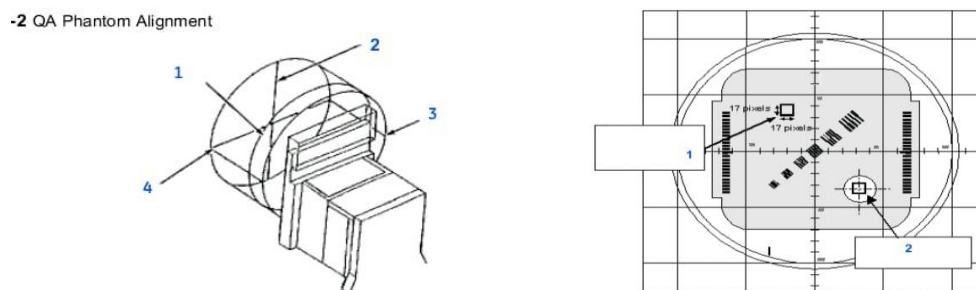
METODE

Penelitian ini bertujuan untuk mengevaluasi efek penggunaan protokol dosis tinggi dan dosis rendah terhadap kualitas citra CT *Scan* Thorax. Penelitian ini dilakukan pada 3 CT *Scan* dari vendor Siemens, Toshiba dan GE dengan spesifikasi CT *Scan* 16 slice merk Toshiba Alexion tipe TSX-032A dengan nomor seri 1AA1272567 dengan kondisi maksimum 135 kV. Selain itu, CT *Scan* 16 slice merk Siemens S Somatom emotion 16, seri: 86669 dengan tegangan tabung maksimal 130 kV, serta CT *Scan* 16 slice merk GE Optima dengan kondisi maksimum 140 kV dan 200 mA. Faktor eksposi yang digunakan sesuai dengan protokol dosis tinggi dan rendah masing-masing merk. Nilai faktor eksposi tersebut dapat dilihat pada Tabel 1. Diantara ketiga merk, GE memiliki faktor eksposi tertinggi untuk protokol dosis tinggi.

Tabel 1. Parameter Faktor eksposi dari masing masing CT Scan

Protokol	Siemens	GE	Toshiba	Pitch
Dosis Tinggi (kV dan mAs)	130 kV 200 mAs	140 kV 300 mAs	135 kV 52 mAs (setting otomatis)	0,8 mm
Dosis Rendah (kV dan mAs)	80 kV 100 mAs	80 kV 100 mAs	80 kV 52 mAs (setting otomatis)	0,8 mm

Objek *scan* menggunakan fantom QA CT, seperti pada Gambar 1. Fantom terdiri dari beberapa modul, diantaranya modul yang tersusun atas bahan homogen untuk uji *CT number* dan *noise*, modul yang terdiri dari material setara air, udara, dan akrilik, serta modul uji resolusi spasial yang terdiri dari pasang garis. Evaluasi kualitas citra meliputi keseragaman *CT number*, akurasi *CT number*, keseragaman *noise*, linearitas *CT number*, *Contrast to Noise Ratio* (CNR), dan resolusi spasial.

**Gambar 1.** Fantom QA CT Scan

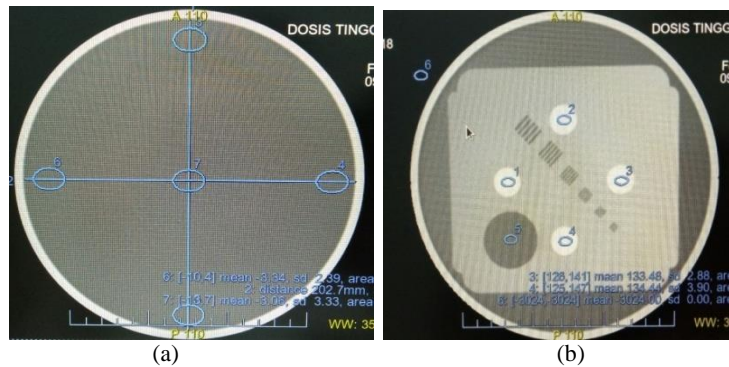
CT number merupakan angka yang menyatakan nilai koefisien atenuasi objek yang dicitrakan relatif terhadap koefisien atenuasi air, seperti pada persamaan 1. Nilai *CT number* bervariasi dari mulai 500-3000 HU untuk tulang, 0 untuk air, hingga -300 - -800 untuk paru paru^[2]. Evaluasi *CT number* dilakukan dengan memindai bagian modul homogen dari fantom yang terbuat dari bahan setara air. Citra dari objek homogen seharusnya memiliki nilai *CT number* yang juga seragam di segala sisi. Selain itu, karena fantom terbuat dari material setara air, maka nilai *CT number* dari citra harus setara dengan nilai *CT number* air, yaitu 0, atau berkisar dari 4 hingga -4, sesuai dengan standar uji kesesuaian Bapeten.

$$CT\ Number = \frac{\mu_t - \mu_w}{\mu_w} \times 1000 \quad (1)$$

Dimana μ_t adalah koefisien atenuasi dari jaringan yang terukur dan μ_w adalah koefisien atenuasi air^[2].

Pengukuran nilai akurasi *CT number* dan keseragaman *CT number* dilakukan dengan membuat *Region of Interest* (ROI) di *console* dengan kondisi *window width* 350 dan *window level* 40. ROI dibuat dengan diameter seragam yaitu 209 mm². ROI untuk akurasi *CT number* dibuat pada bagian tengah citra, sementara untuk keseragaman *CT number*

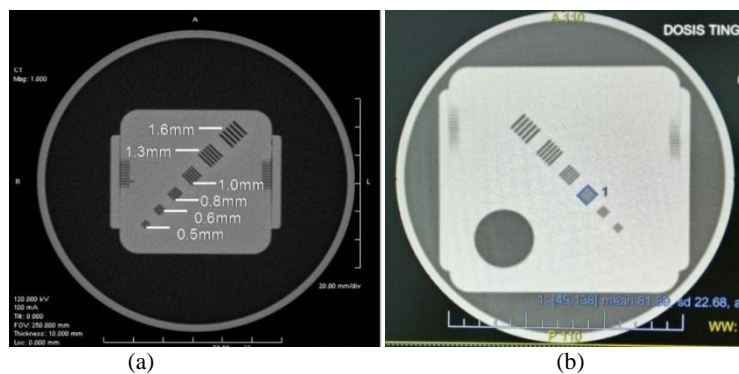
pengukuran dilakukan pada lima titik, yaitu di tengah citra, dan pada bagian tepi arah jam 12, 3, 6, dan 9 seperti pada Gambar 2a. Nilai rata-rata *CT number* atau *Hounsfield Unit* (HU) pada ROI diukur. Hasil pengukuran selanjutnya di evaluasi sesuai rekomendasi pada Perka Bapeten no. 2 tahun 2018, dimana nilai *CT number* pada pusat citra adalah -4 sampai 4, serta selisih *CT number* dari ROI di pusat citra dengan *CT number* tepi citra adalah -2 sampai 2^[15].



Gambar 2. Hasil scan fantom QA CT Scan. (a) untuk pengukuran keseragaman CT number, (b) untuk pengukuran linearitas CT number

Evaluasi linearitas *CT number* bertujuan untuk menilai apakah sistem pencitraan mampu menghasilkan citra yang sesuai dengan densitas dari objek yang dicitrakan. Objek dengan densitas lebih tinggi harus tampak lebih terang dari objek dengan densitas rendah. Pengukuran dilakukan pada citra hasil pemindaian fantom pada material akrilik, water dan udara, seperti gambar 2b. Selanjutnya dibuat grafik nilai rata-rata *CT number* terhadap densitas elektron pada ketiga material. Koefisien linearitas grafik harus memenuhi $R \geq 0,990$.

Noise merupakan besaran yang menyatakan variasi dari nilai *CT number* (*sumbu*). *Noise* diukur pada citra hasil pemindaian bagian modul homogen dari fantom, seperti pada *CT number*. Oleh karena itu, nilai *noise* pada berbagai posisi citra juga harus seragam. Pengukuran keseragaman *noise* dilakukan pada titik-titik tertentu di citra, seperti pada keseragaman *CT number*. Namun, nilai yang diukur bukan nilai rata-rata *CT number*, melainkan nilai standar deviasinya. Hasil pengukuran juga dibandingkan dengan rekomendasi BAPETEN, yaitu selisih standar deviasi dari ROI di pusat citra dengan standar deviasi tepi citra adalah -2 sampai 2.



Gambar 3. Pengukuran resolusi spasial. (a) Keterangan referensi nilai resolusi spasial (b) Hasil scan fantom modul resolusi spasial

Resolusi spasial menyatakan kemampuan untuk membedakan objek kecil dengan posisi berdekatan. Pengukuran resolusi spasial dilakukan pada citra hasil pemindaian modul *line pair* pada fantom, dengan melihat pasang garis mana yang masih nampak jelas secara dapat dibedakan secara visual, seperti pada Gambar 3. Pengukuran resolusi spasial lebih lanjut juga dilakukan dengan membuat grafik profil dengan menggunakan aplikasi ImageJ. Resolusi spasial berkaitan dengan ketelitian kedetail-an sistem pencitraan, sehingga semakin banyak pasang garis yang dapat nampak pada citra, maka semakin detail citra, dan semakin baik resolusi spasial.

Contrast to Noise Ratio (CNR) merupakan besaran untuk menilai kemampuan sistem pencitraan untuk menghasilkan citra object dengan jelas pada kondisi noise pada latar belakang. Evaluasi CNR dilakukan dengan mengukur nilai rata-rata *CT number* pada citra objek dan *background*, serta nilai standar deviasi *background* dari hasil pemindaian fantom. Selanjutnya, nilai CNR diolah dengan menggunakan Persamaan 2^[2].

$$CNR = \frac{P_i - P_b}{\sqrt{SD_i^2 + SDB^2}} \quad (2)$$

Dimana P_i adalah nilai *CT number* rata-rata objek, P_b adalah nilai *CT number* rata-rata *background*, SD_i adalah standar deviasi objek, dan SDB adalah standar deviasi *background*^[2].

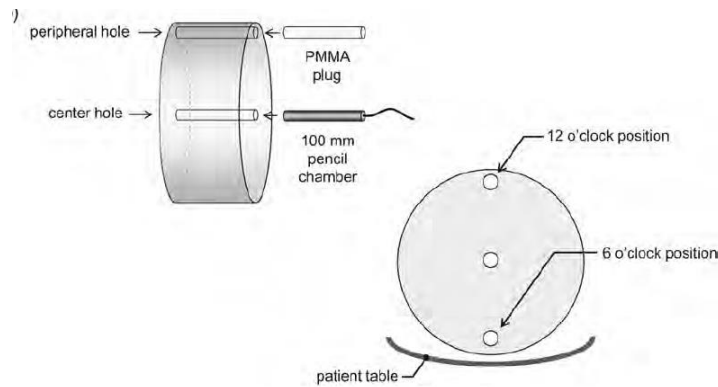
Selain kualitas citra, nilai CTDI (*Computed Tomography Dose Index*) yang tertera pada console juga dicatat untuk membandingkan apakah penggunaan protokol dosis tinggi dan rendah memberikan perbedaan keluaran dosis. CTDI merupakan indeks dosis pada pemeriksaan *CT Scan* yang dapat digunakan sebagai dasar dalam mengestimasi dosis pasien^[16]. CTDI biasanya diukur pada fantom khusus dan dengan menggunakan *pencil ion chamber* dengan panjang 100 mm, seperti pada Gambar 4, sehingga dinamakan CTDI₁₀₀. Pengukuran CTDI₁₀₀ dilakukan pada posisi tengah fantom dan tepi fantom. Gabungan nilai CTDI₁₀₀ pada posisi tengah dan tepi fantom disebut CTDI_w. CTDI_w dapat dilihat pada Persamaan 3^[17].

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

Dimana CTDI_{100,pusat} merupakan CTDI yang diukur pada tengah fantom dan CTDI_{100,tepi} adalah CTDI yang diukur pada posisi tepi fantom^[18]. Sementara itu, CTDI yang tertera pada console merupakan CTDI_{vol}. CTDI_{vol} mewakili dosis rata-rata untuk *scan* volum (3D pada mode *helical*). CTDI vol dirumuskan pada persamaan 4^[17].

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

Dimana *pitch* merupakan pergerakan tabel searah sumbu z (dalam mm) saat rotasi penuh berlangsung (360 derajat) dibagi dengan lebar berkas (dalam mm).



Gambar 4. Pengukuran CTDI pada fantom khusus dengan pencil ion chamber sepanjang 100 mm^[17]

HASIL DAN PEMBAHASAN

Tabel 2. Hasil Akurasi *CT number* dari 3 modalitas CT Scan

Protokol	Modalitas CT Scan 16 Slice			Ambang batas BAPETEN
	Toshiba	Siemens	GE	
Tinggi	-0,20	-2,8	-3,06	$-4 \leq CT \leq 4$
Rendah	-1,50	-3,14	-3,95	
Persentase perbedaan	65 %	12,14 %	29,08 %	

Berdasarkan hasil Tabel 2, nilai akurasi *CT number* dengan protokol dosis tinggi dan rendah masih memiliki rentang nilai *baseline* yang sesuai dengan rekomendasi BAPETEN yaitu berada pada range $-4 \leq CT \leq 4$. Nilai *CT number* dari CT Scan GE dengan protokol dosis rendah adalah -3,95, hampir mendekati nilai batas ambang dari BAPETEN. Persentase perbedaan antara akurasi *CT number* dengan protokol dosis tinggi dan dosis rendah yang dihasilkan pada merk Toshiba adalah yang paling signifikan, yaitu, 65 %. Selain itu, nilai *CT number* yang terukur dari ketiga merk CT Scan tidaklah sama walaupun diambil dengan protokol yang sama. Hal ini salah satunya disebabkan oleh perbedaan faktor eksposi seperti yang tertera pada tabel 1. Tiap merk memiliki perbedaan *setting* kV dan mAs pada tiap protokol. Perbedaan penggunaan kV dan mAs mempengaruhi energi dan intensitas berkas foton sehingga menghasilkan nilai *CT number* yang berbeda^[18,19]. Selain itu, perbedaan algoritma rekonstruksi juga mempengaruhi nilai *CT number*^[19]. GE menggunakan algoritma ASIR (*Adaptive Statistical Iterative Reconstruction*), Siemens SAFIRE (*Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction*), dan AIDR 3D (*Adaptive Iterative Dose Reduction 3D*)^[20]. Fungsi algoritma itu sendiri adalah untuk melakukan proses pemrosesan citra secara digital untuk dapat menghasilkan kualitas citra yang baik, dilihat dari *noise*, CNR dan nilai HU^[20].

Nilai keseragaman CT number juga masih berada dalam rentang ambang batas BAPETEN, seperti yang tertera pada tabel 3. Persentase perbedaan antara keseragaman *CT number* dengan protokol dosis tinggi dan dosis rendah yang paling signifikan dihasilkan pada merk GE, yaitu 58,75 %. Selain itu, nilai keseragaman *CT number* merk GE protokol dosis rendah hampir mendekati batas ambang BAPETEN. Hal ini konsisten terhadap hasil akurasi *CT number* pada tabel 2, yang artinya penggunaan protokol dosis rendah pada CT Scan GE menghasilkan kualitas citra yang paling rendah dalam hal akurasi dan keseragaman *CT number*.

Tabel 3. Hasil Keseragaman *CT number* dari 3 modalitas CT Scan

Protokol	Modalitas CT Scan			Ambang Batas BAPETEN
	Toshiba	Siemens	GE	
Tinggi	0,930	0,310	0,280	$\leq \pm 2$ CT/HU
Rendah	1,310	-0,800	1,925	
Persentase perbedaan	40,86%	36 %	58,75 %	

Nilai linearitas *CT number* dari ketiga pesawat CT Scan menunjukkan nilai $R \geq 0,990$, yang berarti hasil citra dari ketiga pesawat masih memenuhi standar BAPETEN. Berdasarkan Tabel 5, persentase perbedaan tertinggi antara penggunaan protokol dosis tinggi dan dosis rendah terdapat pada CT Scan Toshiba, yaitu 0,12%. Nilai linearitas *CT number* menunjukkan bahwa hubungan antara *CT number* citra dengan densitas material obyek scan adalah linear, sehingga citra benar-benar menampilkan perbedaan *greyscale* sesuai dengan densitas objek scan. Perubahan faktor eksposi tidak memberikan efek yang besar terhadap *feature-feature radiomic* dari citra CT Scan^[21].

Tabel 4. Linearitas *CT Number* dari 3 modalitas CT Scan

Protokol	Modalitas CT Scan			Ambang batas BAPETEN
	Toshiba	Siemens	GE	
Tinggi	0,9981	0,9995	0,9959	$R \geq 0,990$
Rendah	0,9971	0,9988	0,9952	
Persentase perbedaan	0,12%	0,07 %	0,07 %	

Nilai keseragaman *noise* dapat dilihat pada Tabel 5. Terlihat bahwa kedua protokol pada tiga *CT Scan* menghasilkan nilai yang masih masuk dalam batas ambang BAPETEN. Hal ini berarti sistem *CT Scan* dapat menghasilkan citra yang memiliki tingkat *noise* yang seragam pada semua posisi. Diantara ketiga pesawat, persentase perbedaan keseragaman *noise* terbesar antara protokol dosis tinggi dan dosis rendah yang dihasilkan pada pesawat Siemens yaitu 86,15 %.

Tabel 5. Hasil Keseragaman *noise* dari 3 modalitas CT Scan

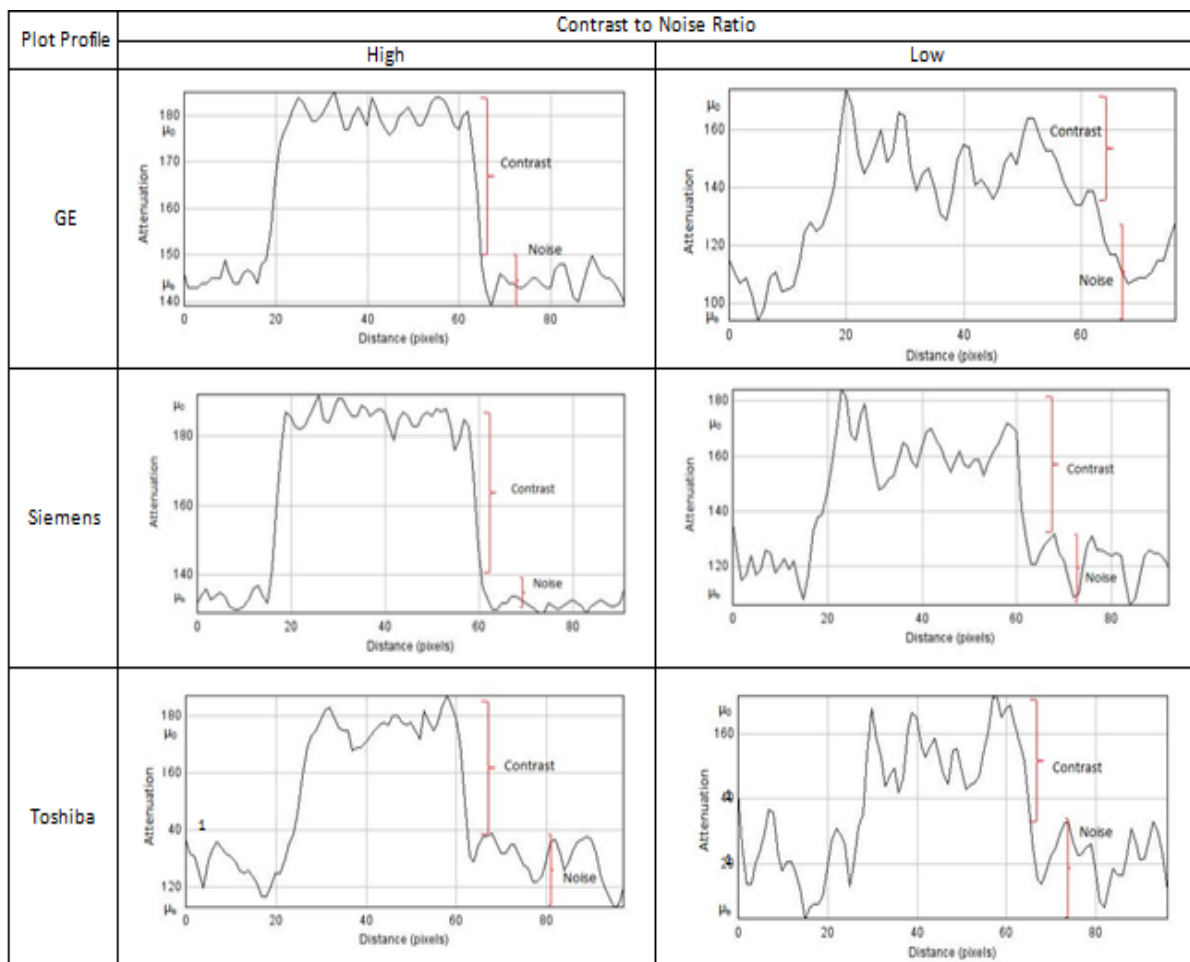
Protokol	Modalitas CT Scan 16 Slice			Ambang batas BAPETEN
	Siemens	GE	Toshiba	
Tinggi	1,12	0,94	1,00	$\Delta SD \leq \pm 2$ CT
Rendah	1,99	1,94	1,74	
Selisih Perbedaan	77,67%	86,15 %	74 %	

Nilai CNR menyatakan kemampuan sistem pencitraan dalam menghasilkan citra yang dapat menunjukkan kontras antara objek dan *background*. Semakin tinggi nilai CNR, maka semakin baik kualitas citra. Berdasarkan Tabel 6, terlihat bahwa terdapat penurunan yang cukup signifikan antara CNR dengan protokol dosis tinggi dan dosis rendah pada ketiga CT Scan. Perbedaan terbesar didapat pada CT Scan GE, yaitu 93,45 %. Hal ini berarti perubahan protokol dari dosis tinggi (faktor eksposi tinggi) ke protokol dosis rendah (faktor eksposi

rendah) memberikan pengaruh yang signifikan terhadap nilai CNR. Perbedaan CNR ini dapat dilihat lebih jelas pada grafik profil yang dibuat menggunakan imageJ pada Gambar 5. Terlihat bahwa perbedaan antara kontras dan *noise* paling terlihat jelas pada protokol dosis tinggi. Semakin tinggi faktor eksposi, semakin baik CNR^[22].

Tabel 6. Pengukuran CNR dari 3 modalitas CT scan 16 Slice

Protokol	Hasil Pengukuran CNR dari Merk CT Scan		
	Toshiba	Siemens	GE
Tinggi	77,71	364,50	178,59
Rendah	26,92	37,16	8,66
Persentase perbedaan	65,52 %	89,80 %	93,45 %



Gambar 5. Grafik profil untuk melihat contrast dan noise

Nilai resolusi spasial menggambarkan kemampuan sistem pencitraan untuk dapat mencitrakan objek yang kecil, berhubungan dengan ketelitian, sehingga semakin kecil nilainya maka resolusi spasial semakin baik. Berdasarkan Tabel 7, terlihat terdapat perbedaan yang tidak signifikan pada nilai resolusi spasial yang diperoleh dari kedua protokol. Hal ini berarti perubahan faktor eksposi hanya merubah nilai resolusi spasial sebanyak 20-23%.

Tabel 7. Hasil resolusi spasial dari 3 modalitas CT scan

Protokol	Resolusi Spasial		
	Toshiba	Siemens	GE
Tinggi	1,0 mm	0,8 mm	0,8 mm
Rendah	1,3 mm	1,0 mm	1,0 mm
Persentase perbedaan	23,1 %	20 %	20 %

Nilai CTDI_{vol} hasil kedua protokol dapat dilihat pada Tabel 8. Terlihat bahwa terdapat perbedaan yang sangat signifikan pada nilai CTDI_{vol} pada protokol dosis tinggi dan dosis rendah. Hal ini berarti perubahan faktor eksposi dari tinggi ke rendah dapat mengurangi keluaran radiasi hingga 85-91%. Jika dibandingkan dengan nilai IDRL (*Indonesian Diagnostic Reference Levels*) tahun 2020 dari BAPETEN, yaitu 11 mGy untuk *chest scan* dewasa, maka semua nilai CTDI_{vol} dengan protokol dosis tinggi berada di atasnya. Hal ini berarti perlu ada justifikasi dan optimasi dalam penggunaan protokol dosis tinggi.

Berdasarkan hasil penelitian, terlihat bahwa pengurangan nilai CTDI_{vol} hingga 85-91% hanya mempengaruhi nilai CNR, sementara nilai keseragaman CT *Number*, linearitas CT *Number*, keseragaman *noise*, dan resolusi spasial tidak mengalami perbedaan yang signifikan. Penggunaan protokol dosis yang terlalu rendah memang memungkinkan mengurangi kualitas citra dan dapat mengganggu diagnosis^[14]. Besaran CNR yang mengalami penurunan paling signifikan pada penelitian ini menunjukkan tingkat kontras objek dalam *background* ber-*noise*, sehingga penurunan CNR memungkinkan menurunkan visibilitas objek dengan kontras rendah. Sehingga penerapan protokol dosis rendah baru bisa diterapkan untuk mencitrakan objek tertentu yang dapat dikategorika sebagai objek kontras tinggi, seperti pada pemeriksaan CT *Scan* thorax. Thorax terdiri dari organ tulang rusuk, tulang dada, jantung dan paru-paru yang dikategorikan sebagai daerah kontras tinggi karena densitas antar organ sangat berbeda.

Tabel 8. Hasil CTDI_{vol} dari 3 modalitas CT scan

Protokol	CTDI _{vol}		
	Toshiba	Siemens	GE
Tinggi	15,60 mGy	20,32 mGy	26,85 mGy
Rendah	2,30 mGy	2,91 mGy	2,03 mGy
Persentase perbedaan	85,25 %	85,16 %	91,43 %

KESIMPULAN

Penggunaan protokol dosis tinggi dan rendah menghasilkan perbedaan dalam kualitas citra CT Scan thorax. Namun, nilai akurasi, keseragaman, dan linearitas CT *number* serta keseragaman *noise* pada protokol dosis tinggi dan dosis rendah keduanya masih dalam batas ambang standar BAPETEN. Sementara itu, nilai CNR pada protokol dosis tinggi lebih baik dari pada protokol dosis rendah, dengan perbedaan signifikan, yaitu 65-95%. Nilai resolusi spasial pada protokol dosis tinggi juga lebih baik daripada protokol dosis rendah, dengan perbedaan 20-23%. Selain itu, nilai dosis keluaran CTDI_{vol} juga menunjukkan perbedaan yang signifikan. Perubahan dari protokol dosis tinggi ke rendah, dapat mengurangi dosis 85-91%. Hasil ini menunjukkan bahwa penggunaan protokol dosis rendah dapat mengurangi

dosis keluaran yang signifikan dengan tetap mempertahankan sebagian besar kualitas citra, kecuali nilai CNR.

DAFTAR PUSTAKA

1. Hausleiter J, Meyer T, Hermann F, Hadamitzky M, Krebs M, Gerber T C, McCollough C, Martinoff S, Kastrati A & Schömig A. 2009. Estimated radiation dose associated with cardiac CT angiography. *J. Am. Med. Assoc*, 301 500–7.
2. Mulkens T., Salgado R., & Bellinck P. 2011. *Dose Optimization and Reduction in CT of the Brain and Head and Neck Region*. In: Tack D, Kalra MK, Gevenois PA (eds.). *Radiation Dose from Multidetector CT*. Springer, Berlin, Heidelberg; 281–306.
3. Smith-Bindman R., Lipson J., & Marcus R. 2009. Radiation dose associated with common computed tomography examinations and the associated lifetime attributable risk of cancer. *Arch Intern Med*, 169, 2078–2086.
4. European Commission. 2014. *Radiation Protection No 180 Medical Radiation Exposure of the European Population*, Publications Office of the European Union.
5. Dougeni, E., Faulkner, K. and Panayiotakis, G. 2012. A review of patient dose and optimisation methods in adult and paediatric CT scanning. *Eur. J. Radiol*, 81(4), e665–e683.
6. Kalra, M.K., Maher, M.M., Toth, T.L., Kamath, R.S., Halpern, E.F., & Saini, S. 2004. Comparison of Z-axis automatic tube current modulation technique with fixed tube current CT scanning of abdomen and pelvis. *Radiology*, 232 (2), 347–353.
7. Kambadakone, A.R., Prakash, P., Hahn, P.F., & Sahani, D.F. 2010. Low-dose CT examinations in Crohn’s disease: impact on image quality, diagnostic performance, and radiation dose. *Journal of the American College of Radiology*, 195 (1), 78–88.
8. McLaughlin, P.D., Murphy, K.P., & Hayes, S.A. 2014. Non-contrast CT at comparable dose to an abdominal radiograph in patients with acute renal colic; impact of iterative reconstruction on image quality and diagnostic performance. *Insights into Imaging*, 5 (2), 217–230.
9. Murphy, K.P., Crush, L., & Twomey, M. 2015. Model-based iterative reconstruction in CT enterography. *American Journal of Roentgenology*, 205 (6), 1173–1181.
10. Sari, N.L.K., Suzana, M., Muslim, M., & Mulyati, D. 2020. Analysis of the effect of care dose 4D software use on image quality and radiation dose on the CT scan abdomen. *Spektra: Jurnal Fisika dan Aplikasinya*, 5 (1).
11. Syamsidar, Abdullah, B., Dewang, S., & Mulyadin. 2017. Analisis Akurasi dan Keseragaman CT Number dari Citra CT Scan menggunakan Phantom Gammex. *Jurnal Pendidikan Fisika Universitas Hasanudin*, 2(1), 2356-301X.
12. Davoudi, M., Khoramian, D., Firouzjah, R.A., & Ataei, G. 2019. Strategy of computed tomography image optimisation in cervical vertebrae and neck soft tissue in emergency patients. *Radiation protection dosimetry*, 187 (1), 98-102.
13. Kalra M.K., Maher M.M., Toth T.L. 2004. Strategies for CT radiation dose optimization. *Radiology*, 230:619–28.
14. Kavanagh, R.G., O’Grady, J., Carey, B.W., McLaughlin, P.D., O’Neill, S.B., Maher, M.M., & O’Connor, O.J. 2018. Low-Dose Computed Tomography for the Optimization of Radiation Dose Exposure in Patients with Crohn’s Disease. *Gastroenterology Research and Practice*, Article ID 1768716.
15. BAPETEN. 2018. *Peraturan kepala BAPETEN no. 2 tahun 2018 tentang Uji Keseuaian Pesawat Sinar-X Radiologi Diagnostik dan Konvensional*.

16. Bushberg, J.T. 2011. *The Essential Physics Of Medical Imaging, Third Edition*. Philadelphia, USA.
17. ICRU. 2012. *ICRU report 87: Radiation Dose and Image-Quality Assessment in Computed Tomography*. Journal of the ICRU Volume 12 No 1, Oxford University Press.
18. Afifi, M.B., Abdelrazek, A., Deiab, N.A., ElHafez, A.I.A., & El-Farrash, A.H. 2020. The effects of CT x-ray tube voltage and current variations on the relative electron density (RED) and CT number conversion curves. *Journal of Radiation Research and Applied Sciences*, 13 (1), 1-11, DOI: 10.1080/16878507.2019.1693176.
19. Brent van der Heyden, Michel Öllers, André Ritter, Frank Verhaegen, Wouter van Elmpt. 2017. Clinical evaluation of a novel CT image reconstruction algorithm for direct dose calculations. *Physics and Imaging in Radiation Oncology* 2, 11–16
20. Seeram, E. 2016. *Computed Tomography Physical Principles, Clinical Applications, and Quality Control, Fourt edition*. Saunders.
21. Mackin, D., Ger, R., Dodge, C., Fave, X., Chi1, P.C., Zhang, L., Yang, J., Bache, S., Dodge, C., Jones, A.K., & Court, L. 2018. Effect of tube current on computed tomography radiomic features. *Scientific Reports*, 8, 2354.
22. Alsleem, H.A., & Almohiy, H.M. 2020. The Feasibility of Contrast-to-Noise Ratio on Measurements to Evaluate CT Image Quality in Terms of Low-Contrast Detailed Detectability. *Med. Sci.*, 8, 26.