

ANALISIS NOISE LEVEL HASIL CITRA CT SCAN PADA TEGANGAN TABUNG 120 kV DAN 135 kV DENGAN VARIASI KETEBALAN IRISAN (SLICE THICKNESS)

Ayu Adriyuni Lestari, Heri Sutanto dan Zaenal Arifin

Jurusan Fisika, Fakultas Sains dan Matematika, Universitas Diponegoro, Jl Prof Soedarto, SH.
Tembalang Semarang.

E-mail: ayuadriyunilestari@gmail.com

ABSTRACT

Some of the parameters that influence noise level are tube voltage and slice thickness, that can affect image quality and accuracy in diagnosis, with a tolerance limit of the CT number ± 7 HU. The objective of this study is to define the noise level on the tube voltage of 120 kV and 135 kV with slice thickness variations. The measurement used water phantom scanning of head with tube voltage 120 kV, 135 kV and slice thickness 2, 3, 5, 7 and 10 mm. water phantom scanning of the abdomen with tube voltage 120 kV and slice thickness 3, 5, 7, 10 and 20 mm. Noise level got from central ROI area phantom. The high tube voltage and increasing the slice thickness, that the noise level decreases because the x-ray tube produced high x-rays energy and high photons penetrating to tissues. Noise levels are good when using exposure parameters are current-time and tube voltage : 225 mAs, 135 kV with a slice thickness of 10 mm is 0.47 % for the head and 375 mAs, 120 kV with a slice thickness 3 mm is 0.45 % for the abdomen.

Keywords: Noise, Slice thickness, Phantom, CT number

ABSTRAK

Beberapa parameter pengaruh *noise level* yaitu tegangan tabung dan *slice thickness* yang dapat mempengaruhi kualitas citra dan keakuratan dalam diagnosa, dengan batas toleransi CT number ± 7 HU. Penelitian ini dilakukan untuk mengetahui *noise level* pada tegangan tabung 120 kV dan 135 kV dengan variasi *slice thickness*. Penelitian dilakukan dengan pemindaian fantom air kepala pada tegangan tabung 120 dan 135 kV dan variasi *slice thickness* 2, 3, 5, 7 dan 10 mm. Pemindaian fantom air abdomen dengan tegangan tabung 120 kV dan variasi *slice thickness* 3, 5, 7, 10 dan 20 mm. *Noise level* dilakukan dari daerah ROI pusat fantom. Tingginya tegangan tabung dan semakin meningkatnya *slice thickness* maka *noise level* semakin menurun karena energi sinar-x yang dihasilkan tinggi sehingga daya tembus foton terhadap jaringan tinggi. *Noise level* yang baik saat menggunakan parameter eksposi arus- waktu dan tegangan tabung : 225 mAs, 135 kV dengan *slice thickness* 10 mm yaitu 0,47 % untuk kepala dan 375 mAs, 120 kV dengan *slice thickness* 20 mm yaitu 0,45 % untuk abdomen.

Kata-kata kunci: Noise, Slice thickness, Fantom, CT number

PENDAHULUAN

Sejak diperkenalkan untuk pertama kali pada tahun 1975, *X-ray Computed Tomography* (CT) telah berkembang menjadi alat pencitraan diagnostik yang sangat penting untuk beberapa aplikasi klinik medik kedokteran. Peningkatan aplikasi klinis CT terutama karena perkembangan teknologi yang pesat dalam bidang pencitraan [1].

Meskipun CT dengan prosedur dosis tinggi dibandingkan dengan radiologi diagnostik konvensional, tetapi laporan terbaru menunjukkan kenaikan tingkat pemeriksaan CT dan peran penting terhadap teknik pengurangan dosis [2].

Terdapat 3 parameter kualitas citra *CT Scan*, yaitu: kontras, *image noise* dan resolusi spasial [3].

Parameter kontras dan *image noise* tergantung pada tegangan tabung. Jika posisi pasien keluar dari pusat FOV (*field of view*) maka menyebabkan peningkatan dosis permukaan pasien dan *image noise* sesuai dengan bentuk [2].

Daftar faktor yang mempengaruhi kualitas citra pada *CT Scan* meliputi karakteristik sinar-x, dosis radiasi, transmisi sinar-x sewaktu menembus material, ketebalan potongan irisan (*slice thickness*), radiasi hambur, efisiensi konversi data analog ke digital (ADC), ukuran piksel, rekonstruksi algoritma dan resolusi CRT (*cathode ray tube*) [11]. Peningkatan ukuran tubuh dikaitkan dengan peningkatan

paparan radiasi, *noise* dan kualitas citra lebih rendah. Pada pasien berukuran besar menggunakan pengaturan tabung yang lebih tinggi dan dengan paparan tabung yang lebih tinggi [4].

Noise pada gambaran CT Scan bisa diketahui dari standar deviasi CT number yang di daerah ROI (*region of interest*). *Noise* merupakan perbedaan/variasi dari nilai Hounsfield Unit (HU) pada suatu material yang sama sehingga dapat untuk membedakan koefisien atenuasi pada jaringan normal dan patologi [5].

Hasil *mean CT number* yang diharapkan pada tiap ROI *uniform/seragam*. Menurut *American College of Radiology* [6] kriteria penerimaan *mean CT number water* (air) masih terjaga jika nilai tersebut masih dalam standar dengan nilai antara -7 dan +7 HU. Di atas rentang tersebut dapat menimbulkan *noise* dan artefak.

Nilai *noise* menurun dalam peningkatan *slice thickness* pada scanning fantom air pengukuran kepala, dengan menggunakan parameter *CT Scan* yang optimal terjadi pengurangan *noise* [7]. Pemeriksaan untuk beberapa jaringan tampak jelas tergantung dengan tebal atau tipisnya *slice thickness* yang digunakan. Ada beberapa jaringan yang apabila menggunakan *slice thickness* yang lebih tipis didapatkan hasil diagnosa yang akurat dibandingkan ketika penggunaan *slice thickness* yang tebal.

Menurut Seeram [8] evaluasi *noise* sebaiknya dilakukan setiap hari salah satu upaya untuk mengurangi *noise* pada *CT Scan*, seperti yang dilaporkan oleh The American AAPM [5] bahwa pengukuran *noise* merupakan salah satu tes/uji yang sangat penting dilakukan. Pada pengukuran nilai HU gambaran *CT Scan* untuk air telah ditentukan besarnya adalah nol dan nilai dari *noise* dipresentasikan sebagai besarnya angka nilai standar deviasi yang dihasilkan dalam pengukuran ROI [9].

Maka tujuan penelitian ini yaitu untuk mengetahui nilai *noise level* hasil citra *CT Scan* pada tegangan tabung 120 kV dan 135 kV dengan variasi *slice thickness* pada pemindaian kepala dan abdomen menggunakan fantom air yang bermanfaat untuk memberi gambaran mengenai

citra *CT Scan* yang baik dan benar dalam pemeriksaan kepala dan abdomen dan untuk mengetahui *noise level* pada tegangan tabung tinggi dan variasi *slice thickness* pada pemindaian kepala dan abdomen.

LANDASAN TEORI

Noise Level

Noise level dapat dinyatakan sebagai persentase dari kontras atau di CT number dengan CT number kisaran ± 1000 . *Noise level* dinyatakan sebagai persentase kontras adalah sebagai berikut:

$$\text{Noise level (\%)} = \frac{\sigma}{1000} \times 100 \quad (1)$$

Dimana σ merupakan dari standar deviasi. *Noise* adalah fluktuasi nilai CT Number pada jaringan atau materi yang homogen. *Noise* dapat diuraikan dengan standar deviasi (σ) dari nilai matrik citra (piksel) menggunakan persamaan:

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum(x_i - \bar{x})^2}{n-1}} \quad (2)$$

Dimana x_i merupakan CT number masing-masing, \bar{x} adalah nilai rata-rata dari semua nilai CT number dan n adalah jumlah dari nilai-nilai CT number yang di rata-rata [8].

METODE DAN BAHAN

Penelitian dilakukan pada pesawat *Multislice Helical CT-Scanner* Toshiba model/tipe Aquilion 128 No. Series NCA09Y2091. Pemindaian menggunakan metode helical/spiral CT dengan memperoleh data dari pergerakan meja. Pasien bergerak menuju gantry, tabung sinar-x mengikuti jalur spiral di sekitar pasien, dan mengumpulkan data sambil berputar [8].

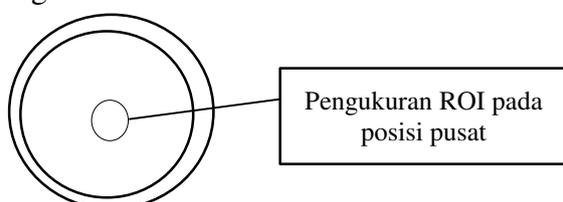
Fantom yang digunakan yaitu fantom air kepala (*water head phantom*) dengan diameter 20 cm dan fantom air abdomen berdiameter sekitar 32 cm. fantom ini terbuat dari bahan akrilik berisi air murni. [8][10].

Prosedur Penelitian:

- a. Mempersiapkan peralatan yang digunakan berupa fantom air. Kepala/*abdomen holder*

untuk menempatkan fantom dalam tengah gantry. Pesawat CT Scan dihidupkan dan dilakukan pemanasan atau *warming up* dengan cara melakukan pemindaian.

- b. Fantom kepala diatur atau ditempatkan pada *holder* kepala kemudian diposisikan pada meja pemeriksaan dan tepat pada pertengahan gantry, dengan panduan sinar laser (*alignment system*), pengaturan ini sama untuk pemindaian abdomen yang menggunakan fantom air untuk abdomen.
- c. Tahapan pertama, pengambilan gambar pada pemindaian fantom kepala dengan pemindaian diambil 3 potongan (*slice*) pengaturan parameter tegangan tabung 120 kV, 135 kV dan *slice thickness* 2 mm, 3 mm, 5 mm, 7 mm, 10 mm. Tahapan kedua, pemindaian fantom abdomen pengaturan parameter variasi tegangan tabung 120 kV dengan *slice thickness* 3 mm, 5 mm, 7 mm, 10 mm, 20 mm, untuk faktor lain tidak berubah dan seterusnya.
- d. Hasil pemindaian tersebut dilakukan pengukuran nilai HU pada sisi tengah fantom dengan luasan area ROI.



Gambar 1. Ilustrasi langkah pengambilan nilai standar deviasi ROI mencari nilai *noise level* hasil citra kepala dan abdomen

- e. Hasil pengukuran dicatat dan dimasukkan ke dalam bentuk tabel.
- f. Hasil pengukuran tersebut diolah untuk selesai dilakukan penarikan kesimpulan.

Batas yang diterima idealnya standar deviasi harus sangat kecil. CT number yang diharapkan tidak boleh melebihi 0 ± 7 HU [6].

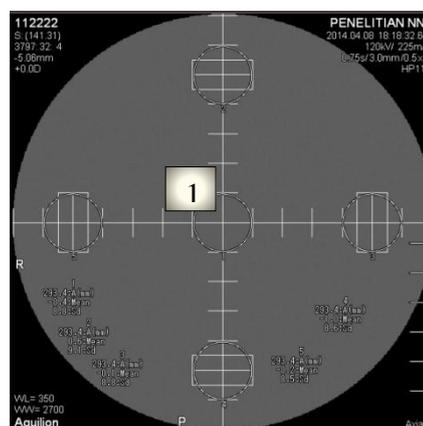
Pada penelitian ini pada setiap tahapan akan didapatkan variasi nilai *noise level* yang ditentukan fasilitas ROI yang terdapat pada perangkat monitor pada pesawat CT Scan. Dari data yang diperoleh maka dicari nilai *noise level*nya. Pada akhir penelitian akan didapatkan

besarnya nilai *noise* yang terukur dari standar deviasi CT number. Kemudian mencari *noise level* yang diperoleh akan dilihat perbedaannya sesuai persamaan yang digunakan dan dianalisa apakah nilai tersebut sama atau berbeda jauh sesuai dengan variasi *slice thickness* yang digunakan.

HASIL DAN PEMBAHASAN

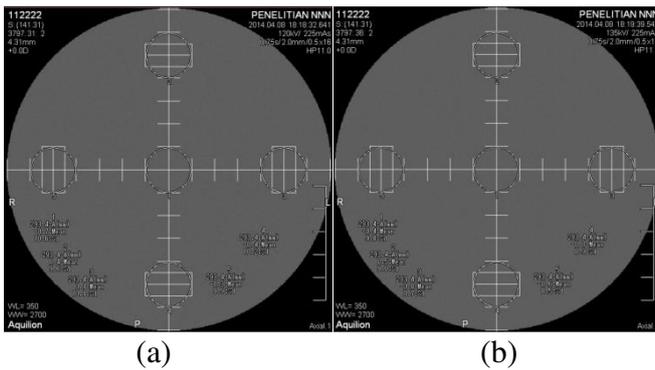
Dari hasil pengukuran *noise level* dengan ROI dengan pemindaian fantom air kepala dan abdomen. Luas area ROI untuk kepala yang diperoleh yaitu 293 mm^2 , seperti dalam gambar 2 dan abdomen 298 mm^2 .

Setelah penempatan ROI, kemudian dilakukan pengukuran standar deviasi dari rata-rata CT number yang didapat. Selanjutnya dirata-rata nilai standar deviasi yang menyatakan *noise*. Tahap terakhir yaitu nilai *noise* dijadikan presentase dari jarak (*range*) CT number ± 1000 . Maka *noise level* dinyatakan dalam persentase kontras pada suatu citra dengan variasi *slice thickness* untuk kepala dan abdomen.



Gambar 2. Barisan ROI pengukuran CT number dalam slice tertentu, pada daerah 1 yaitu pusat fantom pada pemindaian fantom air kepala dan abdomen

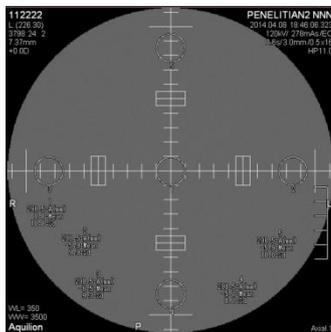
Perbedaan hasil citra pemindaian kepala dan abdomen pada tegangan tabung tinggi ditunjukkan pada gambar 3 dan 4 :



(a)

(b)

Gambar 3. Citra CT Scan pemindaian fantom air kepala dengan slice thickness 2 mm dan tegangan tabung: (a). 120 kV, (b). 135 kV



Gambar 4. Citra CT Scan pemindaian fantom air abdomen dengan tegangan tabung 120 kV

Citra pemindaian kepala tegangan tabung 120 kV dan 135 kV dengan variasi kenaikan slice thickness 2 mm, 3 mm, 5 mm, 7 mm dan 10 mm terlihat pada gambar 3 (a) dan (b). Kenaikan slice thickness pada tegangan tabung 120 kV dan 135 kV didapatkan hasil citra yang baik dan homogen. Terlihat pada gambar 3(a), nilai rata-rata CT number di pusat fantom yaitu -0,7 HU didapatkan nilai tidak melebihi batas toleransi sehingga memiliki kualitas citra yang baik. Pada gambar 3(b), nilai rata-rata CT number di pusat fantom yaitu -0,4 HU, didapatkan nilai yang tidak melebihi batas toleransi sehingga kualitas citra yang homogen.

Hasil citra CT Scan pemindaian abdomen dengan tegangan tabung 120 kV terlihat pada gambar 4, CT number pada pusat fantom memiliki nilai 0,1 HU yang tidak melebihi batas toleransi.

Pada gambar 3 dan 4 terlihat homogenitas citra. Hal ini disebabkan oleh tegangan tinggi yang digunakan dapat memberikan kemampuan daya tembus foton yang diproduksi di tabung sinar-x

terhadap ketebalan obyek/jaringan memiliki jumlah yang tinggi. Semakin tinggi tegangan tabung maka semakin banyak energi sinar-x yang ditransmisikan, sehingga energi foton sinar-x yang menjadi hamburan menjadi lebih kecil. Meskipun mengalami atenuasi pada jaringan tetapi energi rata-rata yang menembus pasien juga besar yang disebabkan oleh rentang energi yang berhasil menembus obyek sedikit sehingga detektor dapat merespon secara optimum. Atenuasi merupakan pengurangan intensitas berkas sinar radiasi saat melewati objek beberapa foton diserap tetapi yang lain dihamburkan. Setelah mengalami atenuasi ini maka intensitas sinar-x akan berkurang setelah menembus obyek. Intensitas radiasi sinar-x tergantung pada jumlah foton yang diproduksi tabung sinar-x tersebut. Dikarenakan pada tegangan tabung ini memiliki citra yang homogen dan daya tembus energi foton sinar-x yang tinggi maka didapatkan nilai CT number dan noise level yang baik sehingga dapat membantu keakuratan dalam menegakkan diagnosa.

Pada CT Scan, teknik tegangan tabung tinggi (sekitar 120 kV) secara umum digunakan dengan alasan yaitu: untuk mengurangi ketergantungan koefisien atenuasi pada energi foton, untuk mengurangi kontras tulang pada jaringan lunak dan untuk memproduksi radiasi tinggi pada detektor. Alasan tersebut sangat penting untuk respon detektor secara optimum, seperti untuk mengurangi artefak yang disebabkan oleh perubahan pada ketebalan kepala, yang mana dapat menyembunyikan perubahan kecil pada atenuasi dalam jaringan lunak, dan untuk meminimalkan artefak hasil dari efek berkas. CT number dapat berubah bergantung pada energi. Oleh karena itu diperlukannya keakuratan agar tidak terjadi kesalahan dalam diagnosa.

Semakin besar slice thickness maka nilai noise level semakin berkurang. Dengan meningkatnya tegangan tabung dan slice thickness, maka semakin tinggi energi foton yang ditransmisikan yang berasal dari tabung

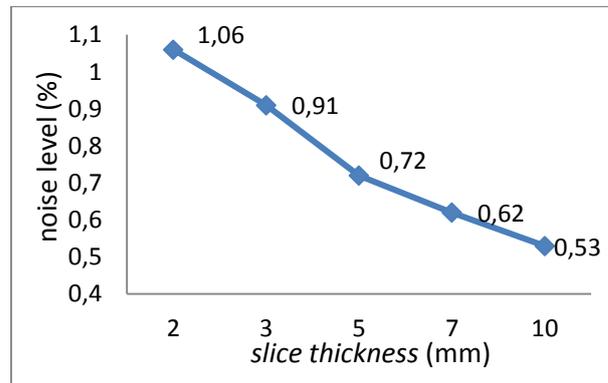
sinar-x, sehingga jumlah foton yang akan diukur atau yang diterima oleh detektor sinar-x meningkat dan menyebabkan turunnya *noise level*.

Pada pemeriksaan abdomen, *slice thickness* yang kecil memiliki hasil citra yang cukup bagus disebabkan ketebalan yang tidak begitu lebar sehingga gambar menjadi lebih detail. *Slice thickness* yang terlalu lebar juga dapat mengurangi detail dari gambar/citra. *Slice thickness* yang semakin besar maka nilai *noise* semakin berkurang tetapi citra dengan detail yang semakin rendah. Sebaliknya dengan ukuran yang tipis akan menghasilkan detail-detail citra yang tinggi. Bila ketebalan meninggi akan timbul gambaran-gambaran yang mengganggu (artefak) dan bila terlalu tipis *noise* akan meningkat.

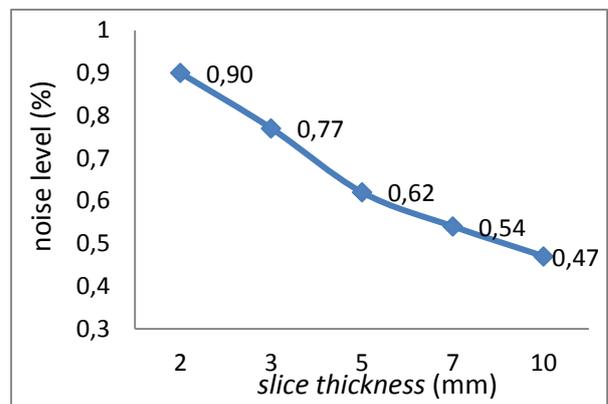
Penggunaan tegangan tabung tinggi dengan *slice thickness* rendah dapat mengurangi ketergantungan koefisien atenuasi pada energi foton, untuk mengurangi kontras tulang pada jaringan lunak dan untuk memproduksi radiasi tinggi pada detektor. Pada pemeriksaan abdomen tidak digunakan tegangan tabung 135 kV karena tidak banyaknya jaringan keras seperti tulang yang terdapat pada kepala.

Dengan meningkatnya tegangan tabung dan *slice thickness*, maka lebih banyak foton yang diproduksi di tabung sinar-x, sehingga jumlah foton yang akan diukur atau yang diterima oleh detektor sinar-x meningkat. Hal ini menyebabkan turunnya *noise*.

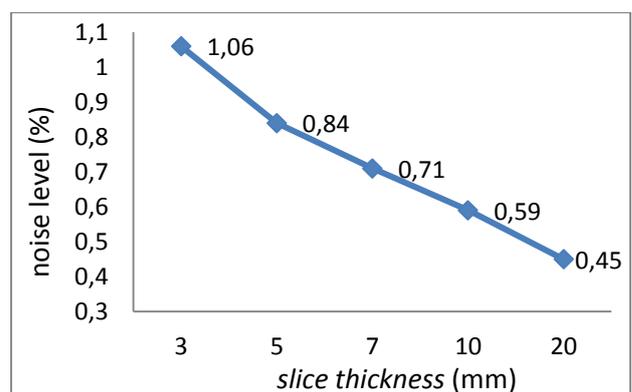
Berikut hasil pengukuran *noise level* pada pemindaian fantom air kepala dan abdomen dengan variasi *slice thickness* ditunjukkan pada gambar 5,6 dan 7.



Gambar 5. Grafik perubahan nilai *noise level* pemindaian kepala dengan *slice thickness* dari 2 mm sampai 10 mm dan tegangan tabung 120 kV



Gambar 6. Grafik perubahan *noise level* pemindaian kepala dengan *slice thickness* dari 2 mm sampai 10 mm dan tegangan tabung 135 kV



Gambar 7. Grafik perubahan *noise level* pemindaian abdomen dengan *slice thickness* dari 3 mm sampai 20 mm dan tegangan tabung 120 kV

Dari gambar 5, tampak bahwa pada tegangan tabung dari 120 kV dengan kenaikan *slice thickness* dari 2 mm sampai 10 mm menunjukkan *noise level* mengalami penurunan yang signifikan. Dari gambar 6, pada tegangan tabung dari 135 kV dengan kenaikan *slice thickness* dari 2 mm sampai 10 mm menunjukkan *noise level* mengalami penurunan yang signifikan pula. Gambar 7 pada tegangan tabung 120 kV dengan variasi *slice thickness* 3 mm sampai 20 mm menunjukkan nilai *noise level* mengalami penurunan.

Tegangan tabung merupakan faktor yang dominan dalam penentuan tingkat energi sinar-x yang dihasilkan guna menembus obyek yang akan diperiksa dan *slice thickness* yang digunakan, sehingga akan berpengaruh pada variasi tingkat energi radiasi sinar-x yang direspon oleh detektor. Tegangan tabung yang tinggi memudahkan energi foton sinar-x untuk menembus jaringan sehingga detektor dapat merespon secara optimum.

Semakin tebal *slice thickness* maka *noise level* berkurang dikarenakan pada *slice thickness* tebal energi rata-rata yang berhasil menembus medium/jaringan lebih besar dibandingkan dengan energi rata-rata yang menembus bahan pada *slice thickness* yang tipis.

Semakin besar tegangan tabung memudahkan foton sinar-x untuk menembus jaringan sehingga respon detektor secara optimum. Nilai *noise level* yang mengalami penurunan secara signifikan disebabkan abdomen yang memiliki kepadatan jaringan yang rendah dibandingkan kepala sehingga energi rata-rata foton sinar-x yang melewati medium tersebut mempunyai daya tembus lebih tinggi dengan koefisien atenuasi lebih rendah.

Hasil citra *CT Scan* pada tegangan tabung 120 kV, 135 kV untuk kepala dan 120 kV untuk abdomen didapatkan citra yang homogen dengan nilai CT number yang masih dibatas toleransi sehingga membantu menegakkan keakuratan diagnosa. Dari tegangan tabung 120 kV dan 135 kV dengan variasi *slice thickness* 2 mm, 3 mm, 5 mm, 7 mm dan 10 mm pemindaian kepala, maka yang baik dalam kualitas kontrol untuk

memperoleh kualitas citra yang sangat baik yaitu pada tegangan 135 kV dengan *slice thickness* 10 mm dengan *noise level* yaitu sebesar 0,47 %.

Hasil citra *CT Scan* abdomen pada tegangan tabung 120 kV hasil citra yang didapatkan sangat homogenitas dengan CT number yang masih dibatas toleransi. Maka tegangan tabung 120 kV dan *slice thickness* 20 mm dengan *noise level* 0,45 % baik dalam kualitas control untuk memperoleh kualitas citra yang baik pula.

KESIMPULAN

Untuk pemindaian kepala pada tegangan tabung 120 kV dan 135 kV dengan meningkatnya *slice thickness* maka *noise level* semakin menurun. *Noise level* yang baik ketika menggunakan tegangan tabung 135 kV dengan *slice thickness* 10 mm yaitu 0,47 %. Untuk pemindaian abdomen pada tegangan tabung 120 kV dengan meningkatnya *slice thickness* maka *noise level* semakin menurun. *Noise level* yang baik pada saat menggunakan *slice thickness* 20 mm yaitu 0,45 %.

DAFTAR PUSTAKA

- [1]. Zarb, F., Louise, R., mark, F.M., 2011, "Developing optimized CT scan protocols: Phantom measurements of image quality", *Radiography* 17, 109-114
- [2]. Habibzadeh, M.A., Ay, M.R., Kamali Asl, A.R., Ghadiri, H., Zaidi, H., 2012, "Impact of Miscentering on Patient Dose and Image Noise In X-ray CT Imaging: Phantom and Clinical Studies", *Physica Medica* 28, 191-199
- [3]. [3]. Schindera, S.T., Winklehner, A., Alkadhi, H., Goetti, R., Fischer, M., Gnannt, R., Szucs-Farkas, Z., 2013, "Effect of Automatic Tube Voltage Selection On Image Quality and Radiation Dose In Abdominal CT Angiography of Various Body Sizes: A

- Phantom Study*", *Clinical Radiology* xxx, e79-e86
- [4]. Qian, Z., Parag, H.J., Ayesha, F.S., Torrance, L., Ben, K., Lori, M., Allison, D., Erin, A., Eric, K., Ambar, B., Gustavo, V., Christian, O., Jeffrey, C., Sarah, R., Szilard, V., 2011, "Relationship Between Chest Lateral Width, Tube Current, Image Noise, and Radiation exposure Associated with Coronary Artery Calcium Scanning On 320-Detector Row CT", *Cardiovascular Computed Tomography* 5, 231–239
- [5]. AAPM Report No. 39, 1993, "Specification and Acceptance Testing of Computed Tomography Scanners", <http://www.aapm.org>, tanggal akses 15 November 2013
- [6]. American College of Radiology, 2004, "Computed Tomography (CT) Accreditation Program", Published 19 Agustus 2014, Amerika
- [7]. Cho, K.H., Cho, S.J., Lee, S., Min, C.K., Kim, Y.H., Moon, S.K., Kim, E.S., Chang, A.R., Kwon, S.I., 2012, "Dose Responses In A Normoxic Polymethacrylic Acid Gel Dosimeter Using Optimal CT Scanning Parameters", *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A* 675, 112-117
- [8]. Seeram, Euclid, 2001, "Computed Tomography Physical Principles, Clinical Applications, and Quality Control", W.B. Saunders Company
- [9]. Bushong S.C., 2001, "Radiologic Science for Technologist Physic, Biologic and Protection", The CV. Mosby Company, United States of America
- [10]. AAPM Report No. 1, 1977, "Phantom For Performance Evaluation and Quality Assurance of CT Scanner", <http://www.aapm.org>, tanggal akses 15 November 2013
- [11]. Bushberg Jerrold T., 2002, "The Essential Physics of Medical Imaging", Second Edition, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia USA

