

Pengukuran *CT Mean Value*, *CT Uniformity* dan Derau Citra Pada Tomografi Komputer

Emerita Setyowati¹

¹Program Studi Fisika, Universitas Kristen Immanuel, Jl. Solo Km 11,1 Yogyakarta
e-mail: *¹emeritasetyowati@gmail.com

Abstrak

Telah dilakukan *scan phantom* standar pada sistem tomografi komputer (TK) 64-*multi-slice* yang terdapat di RSUP Dr. Sardjito Yogyakarta menggunakan protokol yang sama yang digunakan untuk men-*scan* pasien yaitu *brain*, *abdomen* dan *chest*. Selanjutnya citra hasil rekonstruksi dianalisis kualitasnya meliputi analisis *CT mean value*, *CT uniformity*, dan derau citra. Pengukuran *CT mean value* menunjukkan bahwa untuk nilai *mAs* tinggi dihasilkan kualitas citra yang lebih baik. Pengukuran *CT uniformity* menggunakan *software* TK menunjukkan bahwa pada protokol *brain* hasilnya sesuai dengan standar sedangkan pada protokol *chest* dan *abdomen* nilai bedanya lebih besar dari standar. Pengukuran derau citra baik dengan *software* TK maupun *ImageJ* menunjukkan bahwa pada protokol *brain* mempunyai nilai derau citra terkecil karena nilai *mAs*-nya paling tinggi, tetapi pada protokol *abdomen* yang nilai *mAs*-nya lebih kecil mempunyai nilai derau yang lebih besar dari pada protokol *chest*.

Kata kunci—Tomografi Komputer, *phantom*, *ImageJ*, *software* TK

1. PENDAHULUAN

Tomografi komputer (TK) telah diterapkan secara luas dalam bidang industri, forensik, arkeologi dan kedokteran dalam beberapa dekade ini. TK merupakan alat diagnosis yang umum digunakan untuk metode uji tak rusak (*non destructive testing*) dan visualisasi tiga dimensi [1].

TK secara luas telah digunakan dalam bidang kedokteran sebagai alat inspeksi standar di rumah sakit karena keadaan internal tubuh seperti otak, leher, dada, sinus, tulang belakang, panggul, dan perut dapat diperiksa [2].

Terdapat tiga aspek dalam kontrol kualitas dalam TK yaitu unjuk kerja komponen, kualitas citra dan dosis radiasi. Menurut *Forum for Nuclear Cooperation in Asia* (FNCA) pengukuran kualitas citra meliputi resolusi spasial, resolusi kontras rendah, keseragaman citra, *noise*, dan evaluasi artefak [3].

Sebuah sistem TK harus menghasilkan kualitas citra yang baik supaya citra tersebut dapat dianalisis sehingga dokter dapat memberikan diagnosis yang akurat dan perawatan yang tepat bagi pasien. Fokus wilayah kontrol kualitas citra TK meliputi performa pencitraan dan ketepatan geometri dari pemayar TK, ketepatan geometri dan ketepatan *software* TK, ketepatan dan kualitas citra *DDR* (*digitally reconstructed radiographs*), ketepatan dan integritas transfer informasi antar berbagai perencanaan perawatan dan sistem pengirimannya [4]. Untuk mengetahui ketepatan dimensi dan bentuk citra hasil rekonstruksi sistem TK perlu dilakukan pengukuran dimensi citra hasil rekonstruksi [5].

Pada penelitian ini dilakukan pengukuran kualitas citra *phantom* TK 64- *multi-slice* di RSUP Dr. Sardjito yang meliputi *CT mean value*, keseragaman TK (*CT uniformity*), derau citra (*image noise*) menggunakan profil *water layer* dari hasil citra *scan phantom*. Pengambilan citra dilakukan sesuai protokol *brain*, *abdomen* dan *chest* yang diterapkan pada pasien di rumah sakit.

Zordo *et al.* (2011) [6] membandingkan kualitas citra *pulmonary CT angiography* (CTA) TK 128-*slice* yang diperoleh dengan 5 macam protokol yang berbeda yaitu *high-pitch dual source CT* (DSCT) dengan energi sinar-x 100 kV dan 120 kV, *dual-energy CT* (DECT) dengan energi sinar-x sebesar 100/140 kV, dan *spiral CT* konvensional *single-source* (SCT) dengan energi sinar-x sebesar 120 kV. Pasien dipilih berdasarkan jenis kelamin, umur, dan *body mass index* (BMI). Analisis data dilakukan dengan tiga metode yaitu subyektif oleh dua orang ahli, analisis parameter radiasi yang meliputi *computed tomography dose index* (CTDIvol (mGy)) dan *dose length product* (DLP (mGycm)) serta analisis obyektif. Dari kelima protokol *scan* yang dilakukan berdasarkan analisis subyektif dan analisis obyektif *contras to noise ratio*

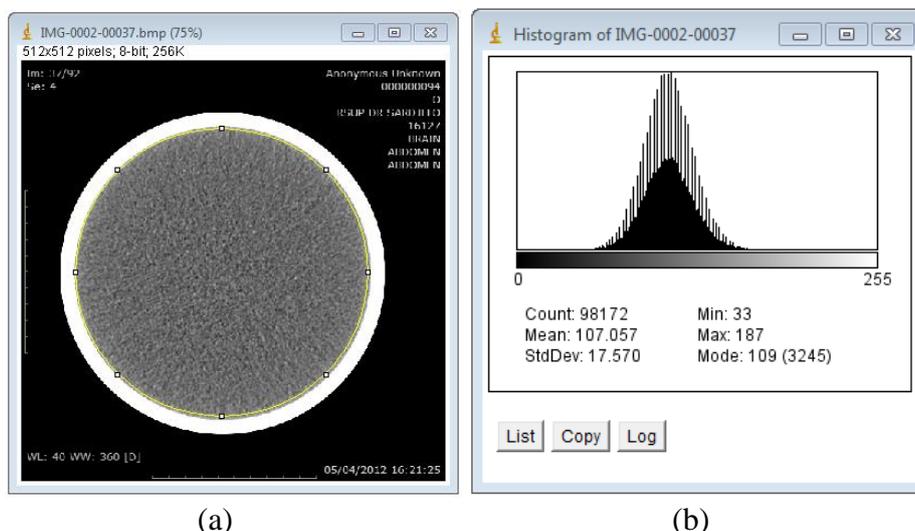
dan *signal to noise ratio*-nya kualitas citra yang dihasilkan tidak secara signifikan berbeda. Diperoleh nilai paparan radiasi yang berbeda untuk setiap protokol. Pengurangan radiasi terjadi secara signifikan pada protokol *high-pitch* DSCT pada energi sinar-x sebesar 100 kV. Paparan radiasi DECT berada di antara SCT 100 kV dan 120 kV.

Kestabilan dari sensitivitas alat sistem TK dan *Positron Emission Tomography* (PET) bergerak yang digunakan dalam mode tiga dimensi telah diteliti [7]. Sebuah *phantom* diuji secara eksperimen untuk memperbaiki kontrol kualitas citra yang telah direkomendasikan pabrik. Sistem TK/PET yang bergerak berbeda dengan sistem TK/PET yang digunakan menetap di satu tempat karena sistem ini mengalami perubahan lingkungan yang dapat mengganggu kinerjanya. Parameter sensitivitas diteliti karena parameter ini secara langsung menunjukkan nilai *uptake* terstandar yang merupakan faktor kunci dalam menentukan kanker. *Phantom* Ge yang konsentrasi aktivitasnya diketahui di-*scan* 6 kali setiap bulan selama 11 bulan menggunakan sistem TK/PET yang berpindah yang dioperasikan pada mode tiga dimensi. Data kemudian direkonstruksi menggunakan parameter yang identik dengan pasien *oncology*. Kemudian hasil citranya diteliti secara visual. Dari penelitian ini sensitivitas sistem TK/PET yang berpindah-pindah mempunyai nilai yang baik. Ketika nilai sensitivitasnya turun secara drastis perlu dilakukan perbaikan sebelum digunakan pada pasien.

2. METODE PENELITIAN

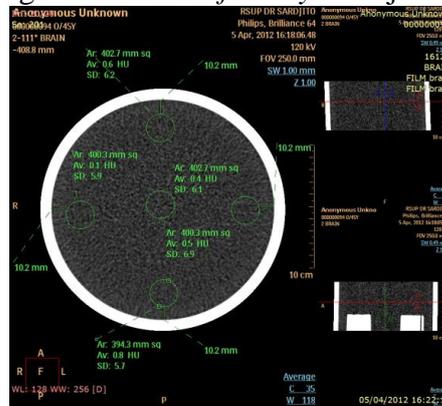
Alat yang digunakan dalam penelitian ini adalah sistem TK 64 *multislice* yang terdapat di RSUP Dr. Sardjito Yogyakarta dan sebuah *phantom*. Pertama *phantom* di-*scan* menggunakan protokol yang biasa digunakan untuk men-*scan* pasien pada bagian dada, perut dan kepala. Kemudian citra yang diperoleh dianalisis menggunakan software TK dan ImageJ meliputi *CT mean value*, *CT uniformity* dan derau citra.

Cara mengukur *CT mean value* citra dengan software yang terintegrasi pada sistem TK dilakukan pertama dipilih 5 citra *water layer* dari masing-masing protokol, ROI (*Region of interest*) ditandai di tengah-tengah citra *phantom*, nilai *CT mean value* untuk semua citra diukur. Sedangkan pengukuran menggunakan ImageJ pertama citra *water layer* dibuka dengan cara mengklik *file*, *import*, *image sequence* kemudian klik *ok*. Dipilih *oval selection* (lambang lingkaran) untuk dikenakan pada citra. Selanjutnya klik *analyze* kemudian klik *histogram* dan diperoleh histogram dari citra sekaligus nilai rata-rata *gray level*-nya yang merupakan nilai *CT mean value*. Setelah citra satu selesai, tanpa memindahkan *oval selection* klik citra selanjutnya sehingga luasan lingkaran yang diukur tetap untuk semua citra *water layer*. Kemudian *CT mean value*-nya dirata-rata untuk masing-masing protokol sehingga diperoleh *CT mean value* masing-masing protokol. Pengukuran CT Uniformity menggunakan ImageJ ditunjukkan oleh gambar 1.



Gambar 1 Pengukuran nilai *CT mean value* menggunakan software ImageJ
(a). Citra *water layer* (b). Histogram

Pengukuran *CT Uniformity* dilakukan dengan cara dipilih 5 citra water layer dari masing-masing protokol. Kemudian lima ROI dipilih yaitu pada tengah-tengah citra *phantom*, arah jam 3, 6, 9 dan 12 kira-kira 10 mm dari batas tepi *phantom*. Selanjutnya nilai rata-rata masing-masing ROI diukur. Terakhir nilai beda nilai *CT mean value* terbesar antara ROI di tengah dan masing-masing ROI di tepi ditentukan. Pengukuran *CT uniformity* ditunjukkan Gambar 2.



Gambar 2 Pengukuran *CT uniformity* dilakukan dengan mengambil nilai rata-rata derajat keabuan arah jam 12, 9, 6 dan 3

Pengukuran derau citra menggunakan *software* yang terintegrasi pada sistem TK dilakukan dengan dipilih 5 citra *water layer* dari masing-masing protokol. Kemudian nilai standar deviasinya ditentukan. Sedangkan menggunakan *software ImageJ* pertama citra *water layer* dibuka dengan cara mengklik *file, import, image sequence* kemudian klik *ok*. Dipilih *oval selection* (lambang lingkaran) untuk dikenakan pada citra. Selanjutnya klik *analyze* kemudian klik *histogram* dan diperoleh histogram dari citra sekaligus nilai rata-rata *gray level*-nya yang merupakan nilai *CT mean value*. Setelah citra satu selesai, tanpa memindahkan *oval selection* klik citra selanjutnya sehingga luasan lingkaran yang diukur tetap untuk semua citra *water layer*. Kemudian *CT mean value*-nya dirata-rata untuk masing-masing protokol sehingga diperoleh *CT mean value* masing-masing protokol. Selanjutnya diambil standar deviasi dari rata-rata *gray value* sehingga diperoleh nilai derau citra. Nilai standar deviasi dirata-rata sehingga diperoleh nilai derau citra untuk masing-masing protokol.

3. HASIL DAN PEMBAHASAN

1. Pengukuran *CT Mean Value*

1.1 Menggunakan *software* yang terintegrasi pada sistem TK

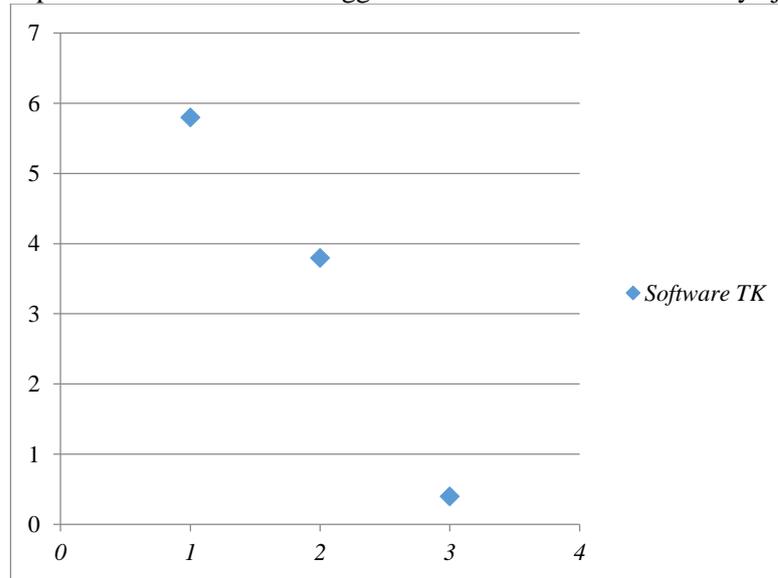
Pada pengukuran nilai *CT mean value* diambil secara berurutan 5 citra yang kemudian nilainya dirata-rata. Pertama ditentukan ROI (*region of interest*) diambil pada tengah-tengah *phantom water layer*. Tabel 1 menunjukkan hasil pengukuran *CT mean value* dalam satuan HU (*Hounsfield Unit*).

Tabel 1 Nilai *CT mean value* protokol abdomen, chest dan brain dari *software* TK

No	Nilai <i>CT Mean Value</i>		
	<i>Abdomen</i>	<i>Chest</i>	<i>Brain</i>
1.	5,2	4,7	0,5
2.	5,8	3,7	0,4
3.	6,1	3,6	0,3
4.	5,9	3,3	0,3
5.	5,9	3,8	0,3

Rata-rata	$5,8 \pm 0,3$	$3,8 \pm 0,5$	$0,40 \pm 0,08$
-----------	---------------	---------------	-----------------

Nilai *CT number* air adalah 0 HU dengan nilai toleransi sebesar ± 5 HU [8]. Dari hasil pengukuran nilai *CT mean value* protokol *brain* mempunyai nilai yang paling dekat dengan referensi yaitu $0,40 \pm 0,08$ sedangkan nilai *CT mean value* pada *abdomen* melebihi nilai referensi yaitu $5,8 \pm 0,3$. Hal ini berkaitan dengan nilai *mAs* pada masing-masing protokol yang nilainya berturut-turut untuk protokol *brain*, *abdomen* dan *chest* secara berurutan adalah 400, 67, dan 64. Nilai *mAs brain* paling tinggi sehingga dihasilkan citra yang baik. Tetapi nilai *mAs* pada masing-masing protokol juga mempertimbangkan dosis radiasi yang diterima pasien karena semakin tinggi nilai *mAs* maka dosis radiasinya juga semakin tinggi.

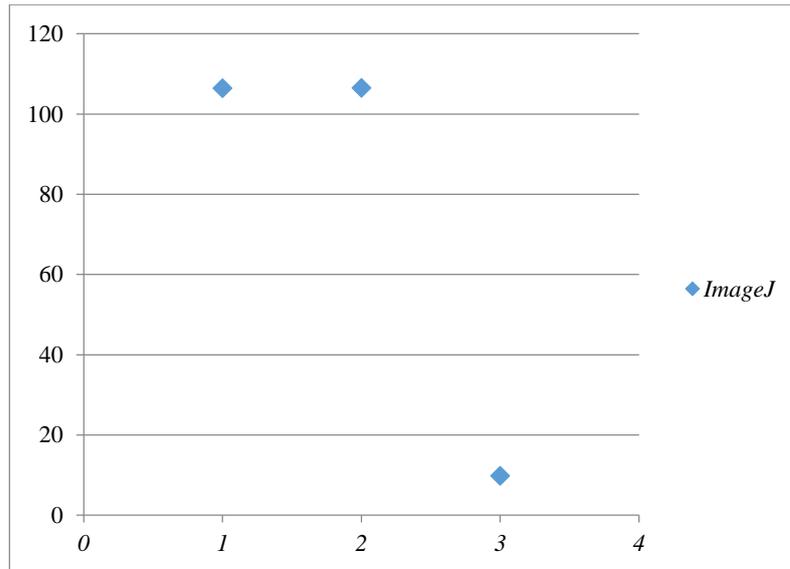


Gambar 3. Grafik *CT mean value* citra phantom menggunakan software TK

1.2. Menggunakan *Software ImageJ*

Nilai *CT mean value* merupakan nilai rata-rata *gray level* dari citra hasil rekonstruksi. Menggunakan *software ImageJ* dapat ditentukan nilai rata-rata *gray level*. Cara menentukan nilai *CT mean value* adalah dengan menganalisis citra menggunakan histogram. *Oval selection* yang dikenakan pada citra dibuat pada posisi dan luas yang sama. Pada protokol *abdomen* yang diperoleh 24 citra *water layer*. Nilai *CT mean value abdomen* $106,4 \pm 0,2$. Pada protokol *brain* diperoleh 59 citra *water layer* dengan nilai *CT mean value*-nya $9,8 \pm 0,2$. Pada protokol *chest* diperoleh 59 citra *water layer* dengan nilai *CT mean value*-nya $106,5 \pm 0,2$.

Pada pengukuran *CT mean value* menggunakan *software ImageJ* ini menghasilkan nilai yang sama untuk protokol *abdomen* dan *chest*. Berarti kenaikan *mAs* sebesar 3 *mAs* tidak cukup signifikan untuk menghasilkan nilai *CT mean value* yang berbeda, tetapi perbedaan ini dapat terlihat ketika digunakan *software TK*.



Gambar 4. Grafik CT mean value dari citra phantom menggunakan software ImageJ

Sebuah citra hasil rekonstruksi pada dasarnya adalah sebuah pemetaan dari energi perlemahan sinar-x yang melewati irisan obyek yang di-scan [8]. Nilai *gray level* yang berbeda mengindikasikan bahwa nilai perlemahan sinar-x yang melalui irisan obyek berbeda. Selain itu ketika dikenakan nilai arus tabung yang berbeda, obyek yang sama akan menghasilkan nilai *gray level* yang berbeda. Obyek yang di-scan pada ketiga protokol ini sama yaitu *phantom* yang di dalamnya berisi air.

Pada ketiga protokol digunakan nilai *kV* yang sama namun nilai *mAs*-nya berbeda. Energi sinar-x tergantung pada nilai *kV*-nya sedangkan dosis serapan tergantung pada nilai *mAs* yaitu arus yang mengalir antara anoda dan katoda dalam tabung sinar-x. Ketika nilai *mAs* yang mengalir antara katoda dan anoda semakin besar maka jumlah elektron yang mengalir lewat anoda dan katoda juga semakin besar. Jumlah elektron yang berinteraksi dengan materi akan mempengaruhi nilai *CT mean value* yang diperoleh. Semakin besar nilai jumlah elektron yang berinteraksi tampak bahwa nilai *CT mean value* semakin mendekati dengan nilai referensi yang berarti kualitas citra semakin baik. Tetapi karena besarnya dosis radiasi tergantung pada arus maka jumlah total dosis pada kasus tertentu adalah arus tabung dikalikan waktu paparan radiasi. Nilai dosis radiasi yang diterima pasien harus memenuhi prinsip *ALARA* yaitu *As Low As Reasonable Achievable* sehingga nilai *mAs* dibuat sekecil mungkin supaya dihasilkan kualitas citra yang optimum.

2. Pengukuran CT Uniformity

Pengukuran *CT uniformity* bertujuan untuk menentukan nilai beda terbesar antara *CT number* di tengah-tengah citra *phantom water layer* dengan empat ROI yang lain yang terletak pada arah jam 3, 6, 9 dan 12 kira-kira 10 mm dari batas tepi *phantom*. Hasil pengukuran *CT uniformity* dari scan *phantom* standar ditunjukkan oleh Tabel 2.

Tabel 2 Hasil pengukuran CT uniformity

No	Nilai selisih CT Uniformity		
	Abdomen	Chest	Brain
1.	7,1	5	0,7
2.	5,3	6,6	0,9
3.	8,3	6,6	0,5
4.	9	6,6	0,7
5.	9,1	8,1	0,4
Rata-rata	8 ± 1	7 ± 1	$0,6 \pm 0,2$

Citra *water layer* yang ideal mempunyai nilai beda terbesar ± 5 [8]. Tujuan dilakukan tes ini adalah untuk menentukan keseragaman spasial dari *CT number* pada bahan yang seragam. Selain itu tes

ini adalah metode sederhana untuk menentukan ketelitian proses rekonstruksi. Semakin kecil nilai beda terbesar nilai rata-rata *gray level* daerah pusat lingkaran dengan daerah tepi-tepinya maka citra hasil rekonstruksi semakin baik karena berarti nilai keseragamannya tinggi. Hasil eksperimen menunjukkan bahwa nilai keseragaman citra hasil rekonstruksi protokol *brain* paling baik dengan rata-rata $0,6 \pm 0,2$. Selanjutnya nilai *CT uniformity chest* 7 ± 1 dan *abdomen* 8 ± 1 . Hasil rekonstruksi TK pada protokol *chest* dan *abdomen* nilai bedanya lebih besar dari pada standar.

3. Pengukuran Derau Citra

3.1. Menggunakan *software* pada TK

Pengukuran derau citra dengan *software* yang terintegrasi pada sistem TK dilakukan dengan cara menghitung nilai deviasi standar dari *CT mean value* di dalam ROI yang diletakkan di tengah citra *phantom*. Pada pengukuran *CT mean value* secara bersamaan diperoleh nilai deviasi standar dari nilai *CT mean value* tersebut yang merupakan nilai derau citra.

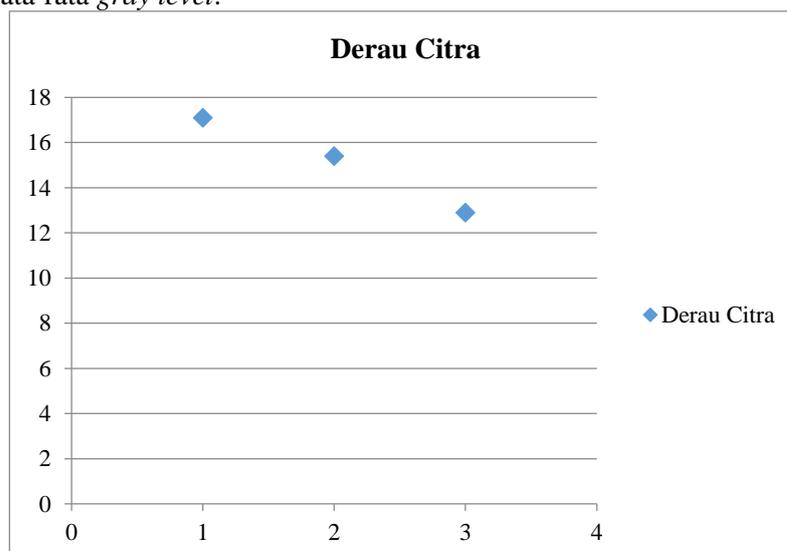
Tabel 3 Hasil pengukuran derau citra

No	Nilai derau citra		
	<i>Abdomen</i>	<i>Chest</i>	<i>Brain</i>
1.	22	18,9	6,5
2.	22,6	19,4	6,3
3.	22,5	19,2	6,5
4.	22,6	19,3	6,4
5.	22,4	19,3	6,4
Rata-rata	$22,4 \pm 0,2$	$19,2 \pm 0,2$	$6,4 \pm 0,1$

Pengukuran derau menggunakan *software* yang terintegrasi pada sistem TK memberikan nilai derau terbesar pada protokol *abdomen* yaitu sebesar $22,4 \pm 0,2$. Protokol *brain* menghasilkan nilai derau citra paling kecil yaitu $6,4 \pm 0,1$.

3.2 Menggunakan *software ImageJ*

Pengukuran derau citra menggunakan *software ImageJ* dilakukan dengan menentukan deviasi standar dari nilai rata-rata *gray level*.



Gambar 5. Grafik noise dari citra *phantom* menggunakan protokol *abdomen*, *brain* dan *chest*

Menggunakan *software ImageJ* diperoleh nilai derau citra *abdomen*, *chest* dan *brain* secara berturut-turut adalah $17,1 \pm 0,1$, $15,4 \pm 0,3$ dan $12,99 \pm 0,03$. Derau diukur dari deviasi standar dari nilai

piksel dalam ROI pada *scan phantom* air [8]. Derau citra dikategorikan ke dalam 2 jenis yaitu *quantum noise* dan *detector noise*. *Quantum noise* dihasilkan oleh fluktuasi stokastik yang berkaitan dengan proses serapan dan hamburan ketika radiasi melewati suatu obyek. Di samping itu jumlah quanta yang mencapai detektor juga selalu bervariasi. *Quantum noise* sebanding dengan intensitas sinar-x. Detektor *noise* disebabkan karena *noise* termal yang dihasilkan elektron pada detektor dan tidak tergantung pada paparan sinar-x.

Dari ketiga protokol *brain*, *chest* dan *abdomen* digunakan detektor yang sama nilai mAs dan ketebalan irisan ketiganya berbeda. Kemudian akan dibahas bagaimana ketergantungan nilai-nilai tersebut terhadap derau citra. Jumlah quanta yang mencapai detektor nilainya sebanding dengan rata-rata jumlah quanta sinar-x yang diteruskan dari pancaran sinar-x dikalikan dengan konstanta attenuasi [1]. Jumlah quanta tergantung arus dari tabung sinar-x. Semakin tinggi arus tabung sinar-x semakin tinggi intensitas radiasi dan semakin rendah nilai derau citranya [1]. Selanjutnya jumlah foton yang mencapai detektor ditentukan oleh hasil kali antara arus dengan waktu (*mAs*). Hal ini sesuai dengan hasil eksperimen menggunakan protokol *brain*. Nilai *mAs brain* paling besar yaitu 400 mAs sehingga derau citranya paling kecil. Tetapi hasil derau citra protokol *abdomen* dan *chest* nilainya tidak sesuai teori. Nilai derau citra *abdomen* yang nilai *mAs*-nya lebih kecil daripada *chest* mempunyai nilai derau yang lebih besar. Selisih nilai *mAs* antara *abdomen* dan *chest* kecil yaitu sebesar 3 mAs. *Noise* citra yang secara visual berupa titik-titik berbeda warna dengan warna sekelilingnya dan butiran yang kasar pada citra *water layer* tidak hanya bergantung pada intensitas radiasi tetapi juga bergantung antara lain pada algoritma rekonstruksi yang digunakan dan ketebalan irisan [1]. Perbedaan ini dapat juga disebabkan oleh jumlah quanta yang dihasilkan oleh generator sinar-x yang kemudian dideteksi detektor. Jumlah quanta ini merupakan fungsi ketebalan, kerapatan obyek yang di-*scan* dan kualitas pancaran sinar-x. Untuk mengetahui apakah generator sinar-x berfungsi dengan baik atau tidak dapat dilakukan uji ketelitian potensial tabung sinar-x dan setting *mAs*. Uji ketelitian ini penting karena miscalibrasi potensial tabung sinar-x dapat menyebabkan kesalahan dalam analisis TK secara kuantitatif [8].

4. KESIMPULAN

Dari hasil-hasil eksperimen yang telah dilakukan, dapat diambil kesimpulan sebagai berikut:

Menggunakan *software* TK diperoleh nilai *CT mean value* untuk protokol *abdomen*, *brain* dan *chest* secara berturut-turut adalah $5,8 \pm 0,3$, $0,40 \pm 0,08$ dan $3,8 \pm 0,5$ sedangkan menggunakan *software ImageJ* diperoleh nilai *CT mean value*-nya $106,40 \pm 0,2$, $9,8 \pm 0,2$ dan $106,5 \pm 0,2$. Nilai *CT uniformity* yang diperoleh dari hasil pengukuran berturut-turut untuk protokol *abdomen*, *brain* dan *chest* adalah 8 ± 1 , $0,6 \pm 0,2$ dan 7 ± 1 . Nilai derau citra menggunakan *software* TK untuk protokol *abdomen*, *brain* dan *chest* adalah $22,4 \pm 0,2$, $6,4 \pm 0,1$ dan $19,2 \pm 0,2$ sedangkan menggunakan *software ImageJ* adalah $17,1 \pm 0,1$, $12,99 \pm 0,03$ dan $15,4 \pm 0,3$.

UCAPAN TERIMA KASIH

Penulis mengucapkan terima kasih kepada Bapak Haryomo dan Ibu Kusindriyatiningasih atas bantuan dalam pengambilan data di RSUP Dr. Sardjito serta Group Riset Fisika Citra UGM untuk analisa data. .

DAFTAR PUSTAKA

- [1]. Buzug, T.M., 2008, *Computed Tomography From Photon Statistics to Modern Cone-Beam CT*, Springer-Verlag, Berlin.
- [2]. Davis, L.M., Davis, L., Gabaeff, S.C., Talavera, F., and Cohen, J.S., 2011, *CT Scan*, <http://www.emedicinehealth.com> diakses 13 Maret 2012.

- [3]. Jamal, N., Yunus, M.N., Dahalan, R., Zakaria, A., Shengzu, C., and Murayama, H., 2011, *Guideline for Radiation Protection and Performance Evaluation of PET-CT Imaging*, Forum for Nuclear Cooperation in Asia (FNCA).
- [4]. Mutic, S., Palta, J.R., Butker, E.K., Das, I.J., Huq, M.S., Loo, L.D., Salter, B.J., McCollough, C.H., Dyk, J.V., 2003, Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed tomography-simulation process: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 66, *Med. Phys.*, 30 (10)
- [5]. Hendre, W., dan Ritenour, E.R., 2002, *Medical Imaging Physics*, John Wiley and Son, New York.
- [6] Zordo, D.L., van Lutterotti, K., Decaco, C., Soegner, P.F, Frank, R., Aigner, F., Klauser, A.S., Pechlaner, C., Schoepf, U.J., Jaschke, W.R., and Feuchtner, G.M., 2011, Comparison of image quality and radiation dose of different pulmonary CTA protocols on a 128-slices CT: High-pitch dual source CT, dual energy CT and conventional spiral CT, *Eur. Radiol.*,doi 10.1007/s00330-011-2251-y.
- [7]. [Belakhlef, A.](#), Church C., Fraser R., and Lakhanpal S., 2007, Sensitivity and daily quality control of a mobile PET/CT scanner operating in 3-dimensional mode, [J. Nucl. Med. Technol.](#) 35(4):229-231.
- [8]. Lin, P.P., and Beck,T.J., 1993, *AAPM report no. 39 Specification and Acceptance Testing of Computed Tomography Scanners*, The American Institute of Physics, New York.