

## PENENTUAN *QUALITY CONTROL* (QC) RESOLUSI SPASIAL PADA CITRA CT SCAN DENGAN METODE *LINE SPREAD FUNCTION* (LSF) DAN *POINT SPREAD FUNCTION* (PSF) MENGGUNAKAN PHANTOM AAPM CT PERFORMANCE

Weirna Yusanti<sup>1\*</sup>, Wahyu Setia Budi<sup>2</sup> dan Kusworo Adi<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Prodi Magister Ilmu Fisika, Fakultas Sains dan Matematika, Universitas Diponegoro

<sup>2</sup>Laboratorium Fisika Atom dan Nuklir Jurusan Fisika Universitas Diponegoro

<sup>3</sup>Laboratorium Instrumentasi dan Elektronika Jurusan Fisika Universitas Diponegoro

\*Korespondensi penulis, E-mail: weirna\_ust@yahoo.co.id

### Abstract

*Computed Tomography (CT scan) is one of the X-ray modalities used in radiodiagnostic, as result it needs to do Quality Control (QC). This study focused on the image quality test of CT Scan by considering the spatial resolution parameters and using calculation method of the digital image. The effect of exposure factors (voltage and electric current) was also on image quality. This study using multislice CT (MSCT) 128 slice and AAPM CT Performance Phantom. Phantom scanned with the variation of exposure factors (80, 100, 120 kV and 50, 100, 150, 200, 250, 300, 350, 400, 450, 500 mA). The determination of spatial resolution value derived from the value of Full Width at Half Maximum (FWHM) of the Line Spread Function (LSF) and Point Spread Function (PSF) graphics. Results shown that the higher voltage applied, the smaller value of FWHM which show better image quality. This method is able to detect spatial resolution up to the 5<sup>th</sup> level (hole diameter 0.75 mm), whereas it is only up to 3<sup>rd</sup> level (1.25 mm) visually. The image quality in this study has been compared with the rules of West Austr Compliance Testing Protocol 2006, and it is proved that the image quality is still good, thus the CT Scanner is still feasible to use.*

**Key words:** *CT Scan, Spatial Resolution, Line Spread Function, Point Spread Function*

### Abstrak

*Computed Tomography (CT Scan) merupakan salah satu modalitas perangkat sinar X yang digunakan dalam radiodiagnostik, sehingga sangat perlu dilakukan Quality Control (QC). Pada penelitian ini mengkaji tentang uji kualitas citra CT Scan dengan memperhatikan parameter resolusi spasial dan menggunakan metode perhitungan dari citra digital. Serta pengaruh faktor ekspos (tegangan dan arus) terhadap kualitas citra yang dihasilkan. Penelitian ini menggunakan Multislice CT (MSCT) 128 slice, serta menggunakan AAPM CT Performance Phantom. Phantom dipindai dengan memberikan variasi faktor ekspos (80, 100, 120 kV dan 50, 100, 150, 200, 250, 300, 350, 400, 450, 500 mA). Penentuan nilai resolusi spasial diperoleh dari nilai Full Width at Half Maximum (FWHM) dari grafik Line Spread Function (LSF) dan Point Spread Function (PSF). Hasil penelitian menunjukkan bahwa semakin tinggi tegangan yang diberikan, maka nilai FWHMnya semakin kecil yang menunjukkan kualitas citra semakin baik. Metode ini mampu mendeteksi resolusi spasial hingga level ke-5 (diameter lubang 0.75 mm), sedangkan secara visual hanya mampu mendeteksi hingga level ke-3 (1.25 mm). Dari hasil penelitian kualitas citra yang dihasilkan dan telah dibandingkan dengan peraturan West Austr Compliance Testing Protocol 2006, kualitas citranya masih bagus karena diameter lubang yang terbaca  $\leq 1$  mm, sehingga perangkat CT Scan masih layak untuk digunakan.*

**Kata kunci :** *CT Scan, Resolusi Spasial, Line Spread Function, Point Spread Function*

## Pendahuluan

Salah satu modalitas sinar-X yang sering digunakan dalam radio diagnostik adalah CT Scan. Dalam perkembangannya CT Scan mengalami kemajuan yang cukup pesat mulai dari generasi pertama yang hanya memiliki satu detektor dan menggunakan berkas pensil, hingga saat ini sudah menggunakan *Multi Slice detector* (MSCT) dan *Dual Source CT* (DSCT) [1]. CT telah mengalami evolusi yang mengarah ke peningkatan resolusi spasial dan resolusi temporal [2]. Resolusi spasial sendiri merupakan salah satu parameter dari kualitas citra.

Kualitas citra yang dihasilkan oleh CT Scan menjadi sangat penting untuk diperhatikan, karena citra tersebut akan digunakan untuk diagnosa sebuah penyakit. Jika citra yang dihasilkan tidak baik maka akan berdampak pada kesalahan diagnostik yang dapat mengakibatkan efek biologis pada pasien. Oleh karena itu, kontrol citra juga harus diperhatikan dalam diagnostik. Untuk *Quality Control* (QC) citra pada CT Scan sendiri telah diatur dalam AAPM report 39, IAEA No. 19 tahun 2012 dan *West Austr Compliance Testing Protocol 2006*.

Penentuan nilai resolusi spasial dapat dilakukan secara visual atau juga dengan perhitungan. Secara umum metode penentuan resolusi spasial dapat diketahui dari *Modulation Transfer Function* (MTF). MTF sendiri dapat diperoleh dari metode *Point Spread Function* (PSF), *Line Spread Function* (LSF) dan *Edge Spread Function* (ESF). Metode ini dapat menjelaskan ketelitian spasial suatu sistem pencitraan yang mempertimbangkan aspek pengaburan [3]. Dari penelitian yang telah dilakukan penentuan nilai MTF dengan menggunakan FFT [4-8]. Serta belum pernah membahas pengaruh faktor ekspos terhadap kualitas citra. Oleh sebab itu, penelitian ini akan mengkaji tentang pengaruh faktor ekspose

terhadap kualitas citra yang dihasilkan menggunakan metode LSF dan PSF.

## Metode Penelitian

Penelitian ini dilakukan di RS. Ken Saras, Kab. Semarang dengan menggunakan CT Scan Toshiba 128 *Slice* dan menggunakan AAPM CT *Performance Phantom*. Pemindaian phantom dilakukan beberapa kali dengan memberikan variasi faktor ekspos (80, 100, 120 kV dan 50, 100, 150, 200, 250, 300, 350, 400, 450, 500 mA).

Setelah mendapatkan citra phantom, langkah berikutnya adalah menentukan ROI. Dari ROI tersebut diperoleh data ESF, yang kemudian dilakukan *fitting* data. Proses *fitting* data dilakukan dengan menggunakan software *Matlab R2010a*, dengan menggunakan fasilitas *toolbox 'Curve Fitting Tool atau cftool'*. Dengan menggunakan toolbox ini fitting data dapat dilakukan dengan pendekatan terhadap fungsi referensi ESF berikut ini:

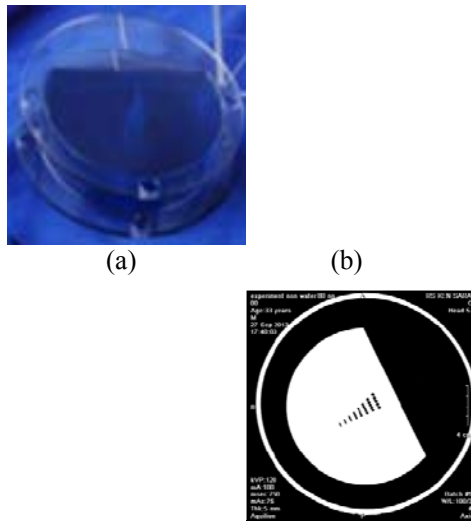
$$ESF(x) = \frac{1}{2} + \left( \frac{1}{\pi} \tan^{-1}(\lambda(x-x_0)) \right) \quad (1)$$

$x$  merupakan posisi titik *pixel* citra,  $x_0$  merupakan posisi awal titik *pixel* dari citra yang diuji dan  $\lambda$  menunjukkan parameter resolusi spasial citra yang diuji [9].

Kemudian dilanjutkan dengan analisa data yang telah difitting untuk mendapatkan fungsi sebaran garis atau LSF. LSF sendiri merupakan turunan pertama dari ESF. Dari data LSF ini dapat ditentukan nilai lebar setengah puncak atau *Full Width at Half Maximum (FWHM)* dan dapat dilakukan plotting grafik PSF yang merupakan turunan ke dua dari ESF. Nilai resolusi spasial dapat ditentukan dari FWHM kurva LSF dan PSF.

### Hasil dan Pembahasan

Phantom dilakukan pemindaian sesuai dengan protokol yang telah ada. Bagian phantom yang dipindai hanyalah bagian yang digunakan untuk pengukuran resolusi spasial seperti pada Gambar 1 (a). Hasil citra pemindaian phantom dengan pemberian parameter factor ekspos 120 kV dan 100 mA ditunjukkan pada Gambar 1(b).



Gambar 1 (a) AAPM CT Performance Phantom untuk QC citra resolusi spasial. (b) Hasil citra pemindaian phantom dengan faktor ekspos 120 kV dan 100 mA.

Berdasarkan *West Austr Compliance Testing Protocol 2006*, dimana nilai resolusi spasial yang baik pada citra dengan matriks 256, memiliki diameter lubang  $\leq 1\text{mm}$ . Citra yang dihasilkan pada Gambar 1 (b) dapat terlihat bahwa pada pemberian tegangan 120 kV dan arus 100 mA, lubang-lubang yang terpisah hanya sampai pada baris ke tiga (diameter lubang 1.25 mm). Pada baris berikutnya lubang-lubang tampak menyatu. Jadi pada Gambar 1 (b) menunjukkan resolusi spasial yang kurang baik, karena dari 8 baris lubang yang tampak terpisah hanya 3 baris lubang saja. Dengan semakin banyak

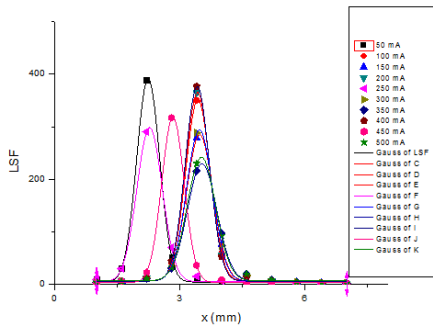
baris yang antara lubangnya terpisah, menunjukkan bahwa semakin baik nilai resolusi spasial yang dihasilkan oleh citra. Hal tersebut menunjukkan penentuan nilai resolusi spasial secara visual.

Resolusi spasial dapat juga dilakukan dengan perhitungan. Setelah memperoleh citra phantom, kemudian dipilih ROI (*Region Of Interest*) yang berada pada perbatasan citra hitam dan putih atau bagian tepi dari objek yang densitasnya berbeda. Perubahan skala keabuan tersebut digunakan untuk memperoleh resolusi spasial. Dari citra ROI diubah dalam *mode text* kemudian dirata-rata sehingga menghasilkan data 1 dimensi. Data 1 dimensi tersebut kemudian dilakukan *fitting*. Untuk validasi pendekatan terhadap fungsi referensi *Edge Spread Function (ESF)*. Dari *curve fitting* ESF diperoleh nilai  $x_0$  dan  $\lambda$ , yang kemudian nilai  $x_0$  dan  $\lambda$  dimasukkan dalam persamaan

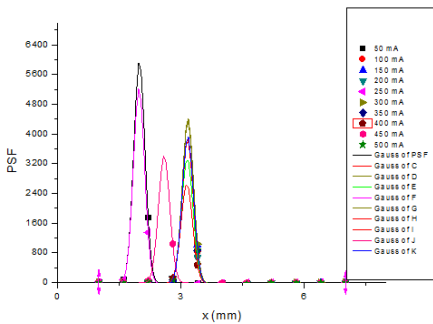
$$LSF(x) = \frac{\lambda/\pi}{1 + (\lambda^2(x - x_0)^2)} \quad (2)$$

Plot grafik LSF tersebut dibuat hubungan antara  $x$  dengan hasil kalkulasi LSF. Setelah memperoleh grafik LSF, kemudian membuat grafik fungsi sebaran titik atau *Point Spread Function (PSF)* yang merupakan turunan dari LSF atau turunan kedua dari ESF. Dari data LSF dan PSF ini dapat ditentukan nilai lebar setengah puncak atau *Full Width at Half Maximum (FWHM)* yang menyatakan nilai resolusi spasial dari citra CT scan yang dihasilkan.

Nilai FWHM dari beberapa citra yang telah dihasilkan dapat dilihat hubungan antara nilai LSF dengan perubahan arus seperti pada ( Gambar 2) dan nilai PSF dengan perubahan arus seperti pada ( Gambar 3). Sedangkan hubungan nilai LSF dengan perubahan tegangan ditunjukkan pada Gambar 4.



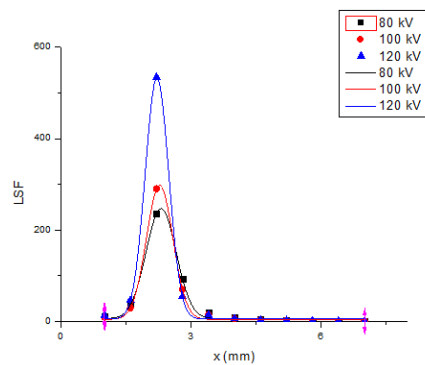
Gambar 2. Grafik LSF yang merupakan turunan dari ESF pada arus 50, 100, 150, 200, 250, 300, 350, 400, 450 dan 500 mA dan pada tegangan 120 kV.



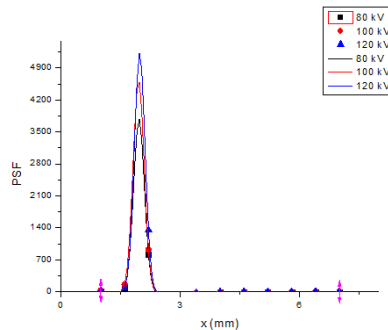
Gambar 3. Grafik PSF yang merupakan turunan ke dua dari ESF pada arus 50, 100, 150, 200, 250, 300, 350, 400, 450 dan 500 mA dan pada tegangan 120 kV.

Dari Gambar 2 dan 3 menunjukkan bahwa arus dan tegangan mempengaruhi hasil kualitas citra. Dimana dengan bertambahnya arus maka intensitas yang dihasilkan bertambah pula, begitu juga sebaliknya. Namun, berdasarkan Gambar 3 menunjukkan bahwa perubahan arus tidak berpengaruh secara signifikan terhadap nilai FWHM. Sedangkan untuk tegangan tinggi yang merupakan daya dorong elektron di dalam tabung dari katoda ke anoda. Supaya dapat menghasilkan sinar-X daya dorong ini harus kuat sehingga mampu menembus obyek. Dengan demikian perubahan kV sangat berpengaruh terhadap daya tembus sinar-X. Selain itu intensitas sinar-X yang dihasilkan oleh citra juga

bergantung pada objek yang dilaluinya. Hal tersebut dapat ditunjukkan pada Gambar 4. Namun untuk resolusi spasial tidak hanya arus dan tegangan saja yang mempengaruhi. Beberapa faktor yang terkait diantaranya ukuran matriks, ukuran pixel, *Field Of View* (FOV), ukuran voxel, *slice thickness*, ukuran focal spot dan bluring (Romans, 2013). Pada penelitian ini ukuran pixel, FOV, ukuran voxel, *slice thickness*, dan ukuran focal spot dibuat sama.



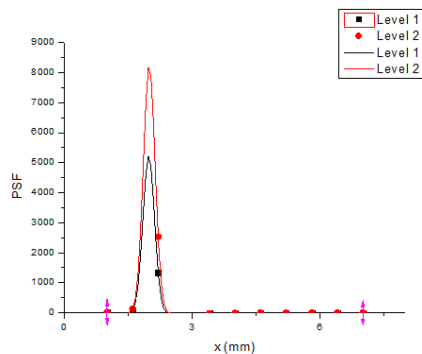
Gambar 4. Grafik LSF dengan perubahan tegangan pada arus 250 mA.



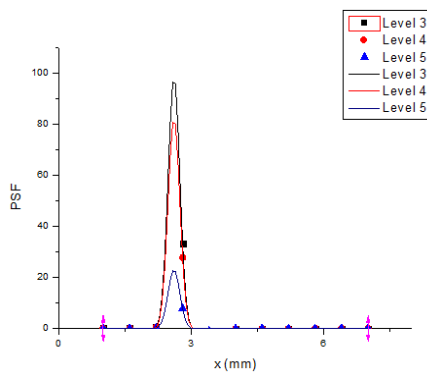
Gambar 5. Grafik PSF dengan perubahan tegangan pada arus 250 mA.

Gambar 4 dan Gambar 5 menunjukkan bahwa nilai FWHM dari beberapa citra yang diperoleh. Nilai FWHM yang diperoleh tidak mengalami perubahan yang signifikan, namun nilai FWHM paling kecil terdapat pada tegangan 120 kV dan arus 250 mA yaitu 0.31902 mm. Hal tersebut menunjukkan bahwa ketika pemindaian pada

parameter faktor ekspose (Tegangan 120 kV dan arus 250 mA), menghasilkan resolusi spasial yang paling baik, dan juga menghasilkan kualitas citra yang paling baik. Metode LSF dan PSF ini juga mampu mendeteksi resolusi spasial hingga level ke-5 (diameter lubang 0.75 mm), seperti ditunjukkan pada Gambar 6 dan 7. Sehingga dapat disimpulkan bahwa dengan metode LSF dan PSF ini mampu menganalisa nilai resolusi spasial secara teliti jika dibandingkan dengan metode visual.



Gambar 6. Grafik hubungan antara PSF dengan posisi pixel pada tegangan 120 kV dan arus 250 mA, untuk level 1 dan 2.



Gambar 7. Grafik hubungan antara PSF dengan posisi pixel pada tegangan 120 kV dan arus 250 mA, untuk level 3,4 dan 5.

Berdasarkan peraturan *West Austr Compliance Testing Protocol 2006*, yang ditunjukkan pada tabel 1. berikut ini:

Tabel 1. Nilai resolusi spasial untuk berbagai ukuran pixel

Reconstruction matrix	MTF cut-off (mm <sup>-1</sup> )	lp.mm <sup>-1</sup>	hole diameter (mm)
256	≥ 0.5	≥ 0.5	≤ 1.0
512	≥ 1.0	≥ 1.0	≤ 0.5
1024	≥ 2.0	≥ 2.0	≤ 0.3

Hasil penelitian menunjukkan metode LSF dan PSF mampu membaca nilai resolusi spasial hingga lubang ke-5 dengan dimensi 0.75 mm. Serta memperoleh nilai FWHM terbaik yaitu 0.31902 mm. Berdasarkan peraturan *West Austr Compliance Testing Protocol 2006* pada citra dengan matrik 256, diameter lubang harus ≤ 1 mm, Sehingga hasil penelitian menunjukkan bahwa perangkat CT Scan yang digunakan dalam penelitian ini masih layak untuk digunakan.

### Kesimpulan

Pada variasi arus nilai FWHM yang dihasilkan pada penelitian mengalami perubahan, namun tidak stabil. Sedangkan pada variasi tegangan, mengalami perubahan. Semakin besar tegangan yang diberikan, maka semakin kecil nilai FWHMnya. Dimana ketika tegangan 80 kV nilai FWHMnya 0.32419 mm, 100 kV (0.32722 mm) dan 120 kV (0.31902 mm). Citra yang memiliki nilai resolusi spasial paling baik adalah ketika phantom dipindai dengan parameter faktor ekspos 120 kV dan 250 mA. Serta metode LSF dan PSF mampu mendeteksi resolusi spasial hingga level ke-5 (diameter lubang 0.75 mm), sedangkan secara visual hanya mampu mendeteksi hingga level ke-3 (1.25 mm). Berdasarkan *West Austr Compliance Testing Protocol 2006*, diameter lubang harus ≤ 1 mm. Dari

hasil penelitian menunjukkan kualitas citra CT Scan yang digunakan masih dalam kondisi bagus.

#### Ucapan Terima kasih

Peneliti mengucapkan terima kasih kepada Staf Instalasi radiologi RS. Ken Saras, Kab. Semarang.

#### Daftar Pustaka

- [1] I. Castellano and J. Geleijns, 2007, *Computed Tomography*, Physics for Medical Imaging Applications, UK and Netherlands, Springer.
- [2] Corno. A. F. and P. Festa, 2009, *Congenital Heart Defects Decision Making for Cardiac Surgery vol.3 CT Scan and MRI*, Germany, Springer.
- [3] Europe Commission, 2012, *Cone Beam CT for Dental and Maxillofacial Radiology*, Radiation Protection No 172. (Euratom) for nuclear research and training activities.
- [4] Dore, S. R.E. Kearney. J.A. De Guis, 1997, *Experimental correlation-based identification of X-ray CT point spread function. Part 1: method and experimental results*. Med. & Biol. Eng. & Comput, 35. 2-8.
- [5] Cunningham, I. A. and A. Fenster, 1987, *A method for Modulation Transfer Function Determination from Edge Profiles with Correction for finite-element Differentiation*, Toronto, Canada, Medical physics 14 (4).
- [6] Ohkubo, Masaki. Shinichi Wada. Masayuki Kunii. Et al. 2007, *Imaging of small spherical structures in CT: simulation study using measured point spread function*. International Federation for Medical and Biological Engineering.
- [7] Shin, Ho-Chul, Richard Prager, James Ng, Henry Gomersall, Nick Kingsbury, Graham Treece, Andrew Gee, 2008, *Sensitivity to point-spread function parameters in medical ultrasound image deconvolution*, United Kingdom, Elsevier.
- [8] Lee. Dong-Han, Ji Yeon Yang, Doo Chun Soo, Jeong Heon Song, Jae Heon Chung, Hyo Suk Lim, 2010, *Image restoration of the asymmetric point spread function of a high-resolution remote sensing satellite with time-delayed integration*, South Korea, Elsevier Ltd.
- [9] A.A. Harms. Wyman, 1986, *Mathematics and Physics of Neutron Radiography*, Dordrecht, Holland, Reidel Publishing Company.