

UJI RESOLUSI SPASIAL DAN SLICE THICKNESS PADA CT SCAN 128 DAN 16 SLICE DENGAN MENGGUNAKAN PHANTOM QUART DVT-AP

¹⁾ Baghaskoro Otniel Kathon, ¹⁾ Puji Hartoyo, ¹⁾ Samsun

¹⁾Jurusan Fisika. Fakultas Teknik dan Sains Universitas Nasional, Jakarta.

Email : pujisuherman61@gmail.com

Abstract

CT-Scan is one of the main diagnostic modalities, the image quality of CT-Scan is very influential on the diagnosis. To test the quality of the CT-Scan image, a measuring instrument in the form of a phantom is needed. This study aims to analyze the use of Phantom Quart DVT-AP on the value of spatial resolution and slice thickness on CT-Scan 128 Slice and 16 Slice. Spatial resolution and slice thickness tests were performed using calculations from digital images. Phantoms are scanned by varying the slice thickness values (2.5, 5, and 10 mm). Determination of the spatial resolution and slice thickness values obtained from the Edge Spread Function (ESF) value using Phantom's default software, namely Quart CT-TEC and also Matlab. Then, Phantom Gammex ACR is also used to compare the spatial resolution and slice thickness values obtained using Quart DVT-AP. The results of this study indicate that Phantom Quart DVT-AP is able to measure slice thickness on CT-Scan 128 and 16 slices and is able to measure up to the 6th line pair, which is 0.9 Lp/mm, which is higher than the results obtained using Phantom Gammex ACR. Slice thickness variations do not affect the results of spatial resolution and slice thickness measurements and the results of calculations from the CTTEC software show the same good results as Matlab. The spatial resolution and slice thickness values have been compared with the values passed the test according to BAPETEN recommendations, so the CT-Scan device is still feasible to use.

Keywords: Edge Spread Function (ESF), Phantom Quart DVT-AP, Resolusi Spasial, Slice Thickness, Software CTTEC

PENDAHULUAN

Perkembangan CT scan dalam hal kemampuan pemindaian dan kualitas citra telah berkembang pesat. CT scan modern dapat memberikan resolusi spasial isotropic yang menghasilkan set citra tiga dimensi (3D) yang sangat baik, termasuk citra potongan axial, koronal dan sagital (Bushberg, 2012). CT scan dalam radiografi dapat menunjukkan secara jelas mengenai detail anatomi kepada dokter radiologi dalam hal mendiagnosa berbagai jenis patologi (Mansour et al., 2016). Oleh karena itu kinerja pencitraan yang baik menunjukkan bahwa kualitas gambar harus cukup untuk memenuhi persyaratan klinis untuk pemeriksaan (LKPP, 2018). Pengujian kualitas citra

yang merupakan program jaminan kualitas CT scan perlu dilakukan untuk menjamin keakuratan hasil diagnostik. Parameter yang harus diuji dalam uji kualitas citra CT scan antara lain adalah akurasi dan keseragaman CT number, linearitas CT number, resolusi spasial, kesesuaian tebal slice. Uji kualitas citra sendiri sudah diatur dalam peraturan BAPETEN mengenai uji kesesuaian CT scan (Yusanti et al., 2014). Dalam prakteknya pengujian kualitas citra CT scan sangat tergantung dengan penggunaan phantom kualitas citra CT scan, sebagai contoh yang sudah dikenal dan sering digunakan di Indonesia adalah phantom AAPM CT Performance, phantom gammex CT ACR 464, phantom Cathphan. Phantom-phantom tersebut sudah mencakup semua

parameter uji sesuai peraturan BAPETEN.

Beberapa penelitian sebelumnya telah menggunakan salah satu dari beberapa phantom tersebut dalam menguji salah satu atau beberapa parameter kualitas citra CT scan antara lain dalam jurnal *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* (Mansour *et al.*, 2016). Kemudian dalam jurnal *Quality Control of CT image using American College of Radiology (ACR) phantom* (Roa *et al.*, 2015). Dan dalam jurnal ketiga dengan judul, *CT image quality over time : comparison of image quality for six different CT scanner over six-year period*, dimana dalam pengujiannya menggunakan phantom cathphan (Friedman *et al.*, 2013).

Computer Tomography (CT) Scan adalah suatu alat radiologi diagnostik yang menggunakan metode tomografi untuk menghasilkan citra digital berupa lembaran individual dari jaringan tubuh pasien. CT Scan (*Computed Tomography Scanner*) pada awal tahun 1970-an digunakan untuk diagnosa kedokteran. Citra CT-Scan didapat dengan mentransmisikan sinar-x ke tubuh pasien pada sejumlah besar sudut, dengan memutar tabung sinar-x disekeliling tubuh pasien yang kemudian data proyeksi ditangkap dan kumpulan oleh suatu susunan detektor. Oleh komputer serangkaian data numerik dari detektor direkonstruksi untuk mendapatkan gambar bidang tomografi dari objek (pasien) (Giancoli, 2014).

Citra digital terbentuk dari hasil pengukuran yang dilakukan pada lokasi

spesifik pada suatu susunan sistem detektor. Sinyal diskrit yang terukur pada detektor adalah intensitas dari transmisi sinar-x. direpresentasikan dalam bentuk susunan piksel yang memiliki nilai atau pixel value. nilai ini diambil dari intensitas sinar pada sumbernya, menghasilkan penyerapan total (disebut "proyeksi") sepanjang garis sinar itu. Pada CT-Scan ukuran lebar piksel ditentukan berdasarkan ukuran detektor atau lebar berkas sinar-x. Teknik matematika yang rumit digunakan untuk menganalisis semua proyeksi penyerapan untuk sejumlah besar pemindaian sinar yang diukur, memperoleh penyerapan pada setiap piksel dan menetapkan masing-masing "nilai keabu-abuan" sesuai dengan seberapa banyak radiasi yang diserap[8]. Citra yang terbentuk terdiri dari titik-titik kecil (piksel) dengan berbagai nilai tingkat keabu-abuan.

Nilai dalam piksel pada prakteknya tidak bisa diukur secara langsung. Sistem susunan detektor mengukur proyeksi atau penyerapan total di sepanjang setiap garis berkas sinar-x dalam irisan, dilakukan menggunakan pemindaian dari banyak berkas sinar-x yang dibuat pada banyak sudut yang berbeda. Teknik ini disebut dengan rekonstruksi iterative yang berarti rekonstruksi berulang (Giancoli, 2014). Parameter CT-Scan yang mempengaruhi hasil citra adalah slice thickness, range, volume investigasi, faktor eksposi, FOV, gantry tilt, window width, window level, rekonstruksi matriks, rekonstruksi algoritma.

Resolusi Spasial menjelaskan tentang tingkatan detail yang dapat dilihat dalam suatu citra, dengan kata lain resolusi spasial adalah kemampuan suatu

sistem pencitraan untuk dapat menampilkan objek yang terkecil. Beberapa metode dapat digunakan untuk mengukur resolusi spasial seperti *Point Spread Function (PSF)*, *Line Spread Function (LSF)*, *Edge Spread Function (ESF)* dan *Modulation Transfer Function (MTF)*, selain itu metode yang juga sering digunakan adalah metode *Line Pair Pattern* dengan satuan *Line Pair per Milimeter (Lp/mm)*. Metode PSF (Point Spread Function) adalah fungsi respon dari suatu sistem pencitraan terhadap input berupa titik yang sangat kecil. Untuk mendapatkan citra respon PSF, digunakan suatu objek kontras tinggi berupa bola logam yang berdiameter sangat kecil. LSF (Line Spread Function) adalah fungsi respon suatu sistem pencitraan terhadap input berupa garis. Untuk mendapatkan respon citra LSF digunakan input berupa lubang kecil berbentuk garis berukuran sangat kecil atau berbentuk slit. ESF (Edge Spread Function) adalah fungsi respon suatu sistem pencitraan terhadap input berupa tepian yang didapat dari 2 bahan yang memiliki perbedaan nilai kontras. Untuk metode MTF, dapat diperoleh dari metode PSF, LSF dan ESF dengan transformasi fourier. Untuk mendapatkan nilai resolusi spasial ESF harus diubah dalam bentuk MTF dengan sistem komputasi (Ningtias *et al.*, 2016).

$$MTF(f) = \frac{\sqrt{2}}{4} \pi \frac{\sqrt{SD(f) - N}}{Mo}$$

Keterangan:

SD : Standar Deviasi

N: Noise

Mo : Background citra

Ketebalan irisan (Slice Thickness) menentukan pusat rentang yang terlihat sebagai jarak antara dua titik pada profil sensitivitas sepanjang sumbu rotasi selama respons redaman hingga 50%. Endapan tertentu pada ketebalan lapisan tidak boleh melebihi batas karena merusak tingkat detail pada gambar. z dapat diterima untuk ketebalan lapisan dari 2 mm hingga kurang dari 8 mm. 2mm adalah $\pm 25\%$ dan $\pm 50\%$ masing-masing. Penggunaan pasca-kolimasi pasien yang terhubung ke beberapa pemindai CT untuk mengurangi profil sensitivitas irisan berkontribusi pada peningkatan yang signifikan dalam dosis pasien untuk serangkaian irisan berturut-turut. Slice thickness didapat menggunakan phantom *Quart DVT-AP* yaitu dengan metode ESF dengan mengambil nilai Frekuensi Nyquist, dan kemudian didapatkan nilai slice thicknessnya dengan system komputasi (Bushberg, 2012).

$$F_N = \frac{1}{2\Delta}$$

Keterangan:

F_N : Frekuensi Nyquist

Δ : Slice Thickness

Dalam Penelitian ini penulis melakukan pengujian kualitas citra pada CT scan 16 slice dengan menggunakan phantom *Quart DVT-AP* yang penggunaannya masih tergolong baru di Indonesia dan mengevaluasi hasil pengujian kualitas citra dengan menggunakan software bawaan phantom yaitu *Quart CT-TEC* dan membandingkan hasilnya dengan Matlab. Dengan melakukan uji kualitas citra dengan phantom baru ini diharapkan dapat memberikan alternatif pemilihan phantom uji kualitas citra dengan

mempertimbangkan kebutuhan dan harga yang relatif lebih murah dibanding dengan phantom yang selama ini telah dikenal luas

METODE PENELITIAN

Desain penelitian ini bersifat eksperimen dengan pendekatan deskriptif untuk mendapatkan dan mengevaluasi hasil uji resolusi spasial dan slice thickness pada CT scan menggunakan phantom quart DVT-AP. Penelitian ini dilakukan di Instalasi Radiologi RSUD Wongsonegoro Semarang, RS. St. Elisabeth Semarang, RSUP Adam Malik, dan RS Hermina Mekarsari pada bulan Juni-Agustus 2021.

Penelitian ini menggunakan peralatan, antara lain: pesawat MSCT Philips Incisive CT 128, MSCT Philips Ingenuity CT 128, MSCT GE BrightSpeed Elite 16 dan MSCT GE Revolution ACT 16 seperti pada Gambar 1 phantom Quart DVT-AP berikut software evaluasinya CT-TEC seperti pada Gambar 2. Pesawat CT Scan adalah milik RSUD Wongsonegoro Semarang yaitu Philips Ingenuity CT 128 slice, RS. St. Elisabeth Semarang yaitu Philips Incisive CT 128 Slice, RSUP Adam Malik Medan yaitu GE BrightSpeed Elite 16 Slice, dan RS Hermina Mekarsari Cileungsi yaitu GE Revolution ACT 16 Slice, *phantom Quart DVT-AP*, dan *phantom gammex ACR* adalah milik PT. Eksгон Brother, seperti Gambar 1 berikut.



Gambar 1. Pesawat *CT-Scan* Philips Incisive CT

Phantom yang digunakan dalam penelitian ini adalah Phantom Quart DVT-AP. Phantom ini dirancang untuk dapat mengukur kualitas citra CT-Scan salah satunya dapat mengukur resolusi spasial dan slice thickness. Memiliki diameter 16cm, memiliki objek tes ekuivalen yaitu udara, jaringan lunak dan tulang. Berbahan dasar PMMA yang ekuivalen dengan jaringan lunak dan dilengkapi dengan bahan udara, PVC yang ekuivalen dengan jaringan tulang. Sebagaimana ditunjukkan pada Gambar 2 berikut.



Gambar 2. *Quart DVT-AP phantom.*

Phantom Gammex ACR digunakan untuk mengukur resolusi spasial dan slice thickness dengan metode visual yaitu dengan metode line pair untuk mengukur resolusi spasial dan metode wire ramp untuk mengukur kesesuaian slice thickness sebagaimana ditunjukkan pada Gambar 3 berikut.



Gambar 3. Gammex ACR 464 phantom

Bahan yang dipakai dalam penelitian ini adalah hasil citra CT-Scan dari *scanning phantom Quart DVT-AP* dan *phantom Gammex ACR* kemudian juga *software CTTEC* dan *Matlab*

Penelitian dilaksanakan secara eksperimen, yaitu dengan mengukur parameter uji kualitas citra yaitu resolusi spasial dan slice thickness. Phantom citra yaitu *Quart DVT-AP* diposisikan pada gantry CT-Scan kemudian dilakukan scanning dengan faktor eksposi 120 Kv, 300mAs dengan memvariasikan nilai slice thickness yaitu 2,5 mm , 5 mm, dan 10 mm. Setelah proses scanning dan rekonstruksi selesai, hasil citra dalam bentuk dicom diambil, kemudian evaluasi uji resolusi spasial dan slice thickness dilakukan menggunakan *software CT-TEC* dan *Matlab*. Setelah itu dengan menggunakan phantom *Gammex ACR* dilakukan proses scanning dan pengambilan data dicom, kemudian dievaluasi secara visual pada citra dicomnya.

Uji Resolusi Spasial

1. Metode *ESF*

pengambilan citra *ESF* hasil pemindaian pada *phantom Quart DVT-AP* seperti *Gambar 4* berikut.



Gambar 4. Citra *ESF*

2. Metode *Line Pair Pattern*

Pemindaian pada *phantom* dilakukan dengan pengambilan citra seperti *Gambar 5* berikut.



Gambar 5. Citra Metode *Line Pair Pattern*

Selanjutnya hasil citra dari metode ini dianalisa secara visual, mana pola garis terkecil yang masih bisa terlihat terpisah, kemudian nilainya dicatat dalam satuan line pair per mm (lpmm). Kemudian hasil citra dari metode *ESF* dianalisa dengan plotting profil menggunakan *software CT-TEC* dan *Matlab* untuk mendapatkan *edge spread function (ESF)* dan *line spread function (LSF)*, kemudian dibuat kurva MTF dengan *transformasi fourier* terhadap *LSF*.

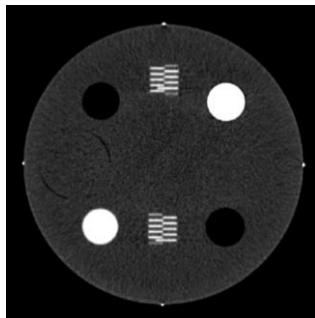
Uji Kesesuaian Tebal Slice

1. Metode *ESF*

Hasil citra dari metode ini dianalisa dengan plotting profil menggunakan *software CT-TEC* dan *Matlab* kemudian ditentukan *edge spread function (ESF)*. Nilai frekuensi Nyquist didapat dari sampling frekuensi *LSF*.

2. Metode *Wire Ramp*

Scanning pada *phantom* dilakukan dengan pengambilan citra seperti *Gambar 6* berikut.



Gambar 6. Citra Metode Wire Ramp

Selanjutnya hasil citra dari metode ini dianalisa secara visual, berapa susunan kawat (wire) pada bagian atas dan bawah yang masih terlihat jelas, setiap kawatnya mewakili 0,5 mm tebal slice, kemudian dihitung dan dibandingkan dengan nilai setting.

Langkah kerja penelitian yang dilakukan dalam alur kerja ini adalah dimulai dengan mempersiapkan alat dan bahan yaitu alat CT scan 128 slice dan 16 slice dan juga phantom quart DVT-AP, persiapan dilakukan dengan menghidupkan pesawat CT scan dan melakukan warming up, kemudian phantom diatur posisinya pada area scanning gantry, setelah itu untuk pengambilan citra dilakukan dengan memilih protokol pemeriksaan untuk kepala dewasa, kemudian setelah proses eksposi, tunggu sampai proses rekonstruksi selesai, dan hasil citra 3D akan tersimpan pada computer console. Kemudian akan dilakukan pengukuran dan pencatatan, dengan menggunakan software CT-Tec dan Matlab, untuk itu diperlukan pengambilan hasil citra dalam bentuk file DICOM yang tersimpan pada computer console dan memindahkannya ke media penyimpanan lain seperti CD, DVD ataupun flashdisk. Setelah nilai setiap parameter uji kualitas citra didapat maka hasil akan dianalisa dan dibandingkan dengan metode dan nilai

lolos uji dari BAPETEN sebagaimana ditunjukkan pada Tabel 1 berikut.

Tabel 1. Nilai Lolos Uji BAPETEN

1	Resolusi Spasial (MTF)	Matriks 256 \geq
		0.5 /mm
		Matriks 512 \geq
		1.0 /mm
		Matriks 1024
		\geq 2.0 /mm
2	Kesesuaian Tebal Slice	Δ slice \leq
		0.5mm

Alur penelitian sebagaimana ditunjukkan pada Gambar 7 berikut.



Gambar 7. Alur Penelitian

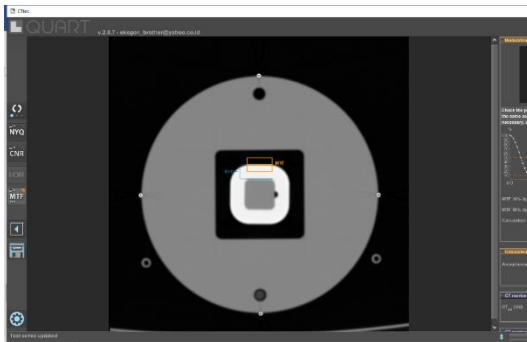
HASIL DAN PEMBAHASAN

1. Resolusi spasial

Pengambilan data dilakukan dengan menggunakan *Quart DVT AP phantom* dan *Gammex ACR phantom* dengan variasi parameter *scanning slice-thickness* (2,5mm, 5mm, 10 mm). Bagian *Quart DVT AP phantom* yang dipindai adalah bagian yang digunakan untuk

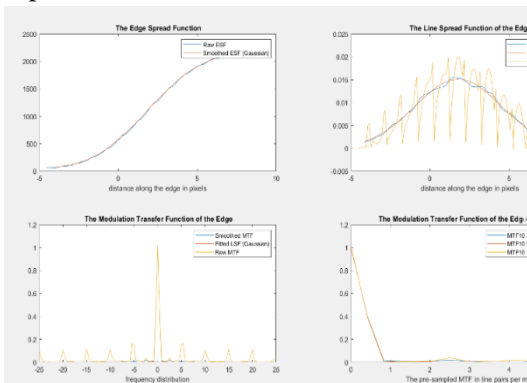
mengukur resolusi spasial dengan metode ESF seperti gambar 4.1.

Kemudian setelah diperoleh citra phantom dalam format DICOM untuk mendapatkan nilai resolusi spasial (MTF) dengan metode ESF maka digunakan software bawaan dari *Quart DVT AP phantom* yaitu software *CT-TEC* dengan meletakkan ROI pada bagian antara bahan udara dan PVC, maka didapat nilai dan grafik MTF10% seperti Gambar 8 berikut.



Gambar 8. Pengukuran MTF10% menggunakan software CT-TEC

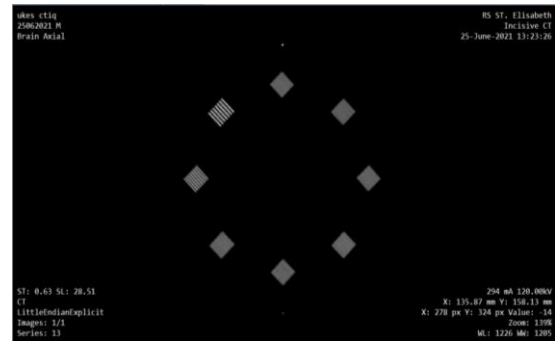
Setelah itu nilai resolusi spasial yaitu MTF10% yang didapatkan pada software CT-TEC dibandingkan dengan software matlab, dan didapatkan grafik MTF10% seperti Gambar 9 berikut.



Gambar 9. Pengukuran MTF10% menggunakan software Matlab

Pengambilan data selanjutnya dilakukan dengan menggunakan *Gammex ACR phantom* dengan variasi parameter

scanning slice-thickness (2,5mm, 5mm, 10 mm). Bagian *Gammex ACR phantom* yang dipindai adalah bagian yang digunakan untuk mengukur resolusi spasial dengan metode *line pair pattern* seperti Gambar 10.



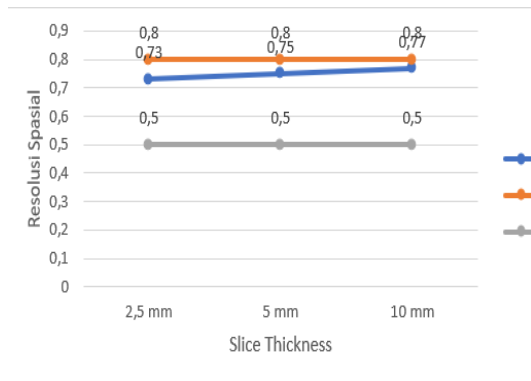
Gambar 10. Hasil Citra Resolusi Spasial *Gammex ACR phantom*

Setelah grafik MTF 10% pada *Quart DVT-AP phantom* dan resolusi spasial dengan metode line pair pada *Gammex ACR phantom* didapatkan berdasarkan variasi nilai slice thickness dari masing-masing metode seperti pada Tabel 2 sampai Tabel 5.

Tabel 2. Hasil Pengukuran MTF 10% dan line pair pada CT-Scan Philips Incisive CT 128 Slice.

Variasi Ketebalan Slice	<i>Quart DVT AP phantom</i>		<i>Gammex ACR phantom</i>	Ambang batas
	Nilai MTF 10% CTTEC	Matlab	Nilai Resolusi Spasial	
2,5 mm	0,8 mm ⁻¹	0,73 mm ⁻¹	0,5 Lp/mm	≥ 0,5/mm
5 mm	0,8 mm ⁻¹	0,75 mm ⁻¹	0,5 Lp/mm	
10 mm	0,8 mm ⁻¹	0,77 mm ⁻¹	0,5 Lp/mm	

Gambar 11 menunjukkan grafik nilai resolusi spasial pada CT-Scan Philips Incisive CT 128 slice sebagai berikut.



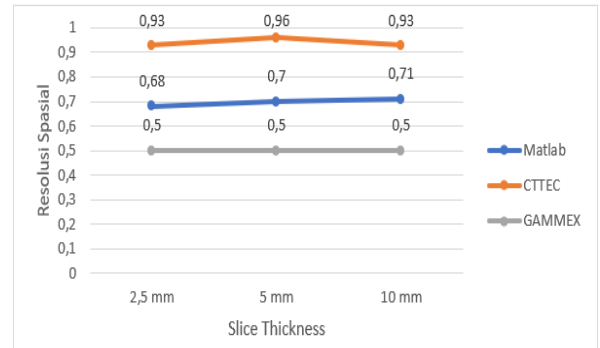
Gambar 11. Grafik nilai resolusi spasial

Tabel 3. Hasil Pengukuran MTF 10% dan line pair pada CT-Scan Philips Ingenuity CT 128 Slice.

Variasi Ketebalan Slice	Quart DVT AP phantom		Gammex ACR phantom	Ambang batas
	Nilai MTF 10% CTTEC	Matlab	Nilai Resolusi Spasial	
2,5 mm	0,93 mm ⁻¹	0,68 mm ⁻¹	0,5 Lp/mm	≥ 0,5/mm
5 mm	0,96 mm ⁻¹	0,70 mm ⁻¹	0,5 Lp/mm	
10 mm	0,93 mm ⁻¹	0,71 mm ⁻¹	0,5 Lp/mm	

Nilai resolusi spasial yang didapat pada CT-Scan 128 slice, variasi ketebalan slice tidak begitu mempengaruhi secara signifikan nilai resolusi spasial yang didapat menggunakan Quart DVT AP Phantom maupun menggunakan Gammex ACR Phantom, hal ini dikarenakan citra yang diambil adalah citra hasil rekonstruksi yang memiliki algoritma rekonstruksi yang sama, sehingga berapapun nilai ketebalan slice yang divariasikan akan tetap menghasilkan nilai resolusi spasial yang tidak jauh berbeda. Hal yang sama pun didapat pada hasil Tabel 4-5, nilai resolusi spasial yang didapat pada CT-Scan 16 Slice, dimana variasi ketebalan slice tidak begitu mempengaruhi nilai resolusi spasial baik menggunakan phantom Quart DVT AP ataupun Gammex ACR Phantom. Gambar 12 menunjukkan grafik nilai resolusi spasial

pada CT-Scan Philips Ingenuity CT 128 slice sebagai berikut.

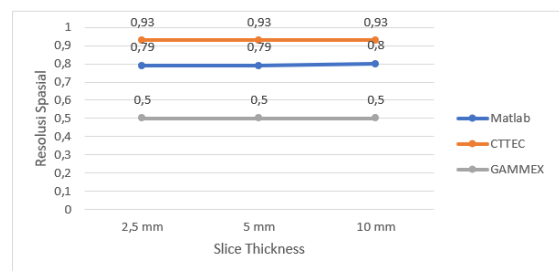


Gambar 12. Grafik nilai resolusi spasial pada CT-Scan Philips Ingenuity CT 128 slice

Tabel 4. Hasil Pengukuran MTF 10% dan line pair pada CT-Scan GE BrightSpeed Elite 16 Slice.

Variasi Ketebalan Slice	Quart DVT AP phantom		Gammex ACR phantom	Ambang batas
	Nilai MTF 10% CTTEC	Matlab	Nilai Resolusi Spasial	
2,5 mm	0,93 mm ⁻¹	0,79 mm ⁻¹	0,5 Lp/mm	≥ 0,5/mm
5 mm	0,93 mm ⁻¹	0,79 mm ⁻¹	0,5 Lp/mm	
10 mm	0,93 mm ⁻¹	0,80 mm ⁻¹	0,5 Lp/mm	

Gambar 13 menunjukkan grafik nilai resolusi spasial pada CT-Scan GE BrightSpeed Elite 16 slice sebagai berikut.

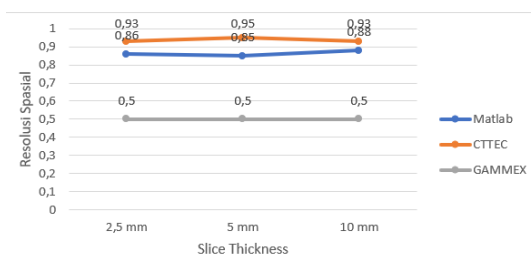


Gambar 13. Grafik nilai resolusi spasial pada CT-Scan GE BrightSpeed Elite 16 slice

Tabel 5. Hasil Pengukuran MTF 10% dan line pair pada CT-Scan GE Revolution ACT 16 Slice.

Variasi Ketebalan Slice	Quart DVT AP phantom		Gammex ACR phantom	Am
	Nilai MTF 10%		Nilai Resolusi Spasial	
	CTTEC	Matlab		
2,5 mm	0,93 mm ⁻¹	0,86 mm ⁻¹	0,5 lp/mm	≥ 0,5
5 mm	0,95 mm ⁻¹	0,85 mm ⁻¹	0,5 lp/mm	
10 mm	0,93 mm ⁻¹	0,88 mm ⁻¹	0,5 lp/mm	

Gambar 14. menunjukkan Grafik nilai resolusi spasial pada CT-Scan GE Revolution ACT 16 slice sebagai berikut.



Gambar 14. Grafik nilai resolusi spasial pada CT-Scan GE Revolution ACT 16 slice

Nilai resolusi spasial yang didapat menggunakan Quart DVT AP nilainya lebih tinggi jika dibandingkan dengan nilai resolusi spasial yang didapat dengan menggunakan Gammex ACR Phantom, hal ini menunjukkan bahwa hasil yang didapat Quart DVT AP phantom dengan perhitungan MTF menggunakan software, jauh lebih baik daripada menggunakan Gammex ACR phantom yang hanya dievaluasi secara visual dengan line pair pattern. Hasil perhitungan menggunakan Gammex ACR phantom dengan metode line pair pattern hanya terukur pada pasangan garis ke 2 dengan nilai 0,5 lp/mm, Sedangkan menggunakan Quart DVT AP phantom dengan metode MTF dapat terukur pada pasangan garis ke 6 dengan nilai 0,9 lp/mm. Hasil ini dapat dilihat pada Tabel 5.

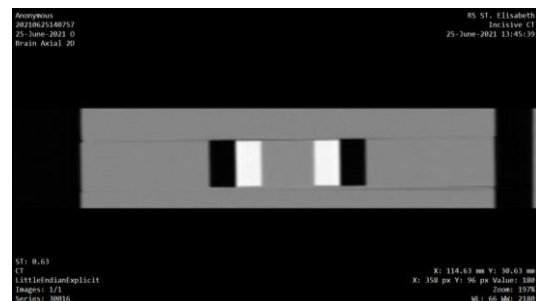
Berdasarkan Gambar 8-11, nilai resolusi spasial yaitu MTF10% yang didapat pada CT-Scan 128 Slice dan CT-

Scan 16 Slice yang dievaluasi dengan menggunakan software bawaan dari Quart DVT AP phantom dan menggunakan Matlab, didapatkan nilai MTF10% yang didapat menggunakan software CTTEC sedikit lebih tinggi dari hasil yang didapatkan pada software Matlab, namun masih dalam rentang yang tidak begitu jauh, nilai deviasi yang didapat berdasarkan Tabel 2-5 masing-masing adalah 0,03, 0,13, 0,07, dan 0,04. hal ini menunjukkan hasil perhitungan MTF10% dari software CTTEC memiliki hasil yang hampir sama baiknya dengan menggunakan software Matlab.

Berdasarkan Gambar 8-11, nilai resolusi spasial yang didapat pada CT-Scan 128 slice, dan CT-Scan 16 Slice menggunakan *Quart DVT AP phantom* dan *Gammex ACR phantom* masih memiliki rentang nilai yang sesuai dengan rekomendasi BAPETEN yaitu $\geq 0,5/mm$, sehingga menunjukkan alat CT-Scan yang diuji masih layak pakai.

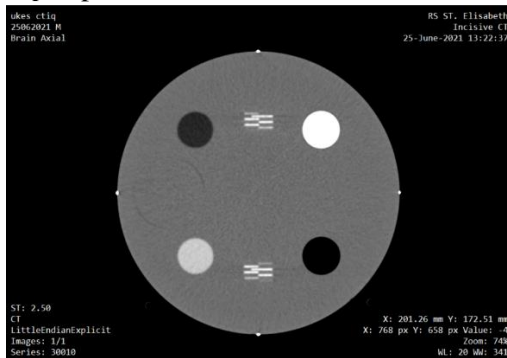
2. Slice Thickness

Pengambilan data slice thickness menggunakan *Quart DVT AP phantom* dengan variasi parameter *scanning slice-thickness* (2,5mm, 5mm, 10 mm). Citra yang diambil potongan sagital seperti Gambar 15 sebagai berikut.



Gambar 15. Hasil Citra Slice Thickness Potongan Sagital *Quart DVT AP phantom*

Pengambilan data selanjutnya dilakukan dengan menggunakan *Gammex ACR phantom* dengan variasi parameter *scanning slice-thickness* (2,5mm, 5mm, 10 mm). Bagian *Gammex ACR phantom* yang dipindai adalah bagian yang digunakan untuk mengukur resolusi spasial dengan metode *wire ramp* seperti Gambar 16.



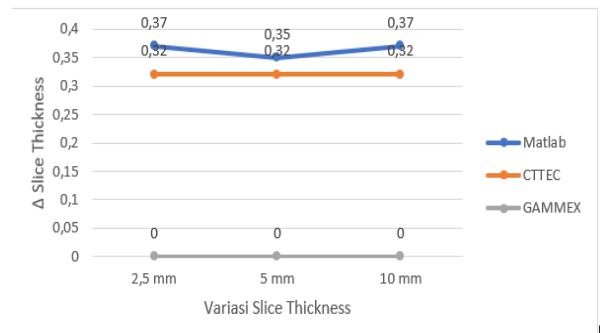
Gambar 16. Hasil Citra Slice Thickness *Gammex ACR phantom*

Berdasarkan hasil Tabel 6-7, nilai kesesuaian tebal slice yang didapat pada CT-Scan 128 slice, variasi ketebalan slice tidak begitu mempengaruhi secara signifikan kesesuaian tebal slice yang didapat menggunakan Quart DVT AP Phantom ataupun Gammex ACR Phantom, hal ini dikarenakan citra yang diambil adalah citra hasil rekonstruksi yang memiliki algoritma rekonstruksi yang sama, sehingga berapapun nilai ketebalan slice yang divariasikan akan tetap menghasilkan nilai kesesuaian tebal slice yang tidak jauh berbeda. Hal yang sama pun didapat pada hasil Tabel 8-9, nilai kesesuaian tebal slice yang didapat pada CT-Scan 16 Slice, dimana variasi ketebalan slice tidak begitu mempengaruhi nilai kesesuaian tebal slice baik menggunakan phantom Quart DVT AP ataupun Gammex ACR Phantom.

Tabel 6. Hasil Pengukuran Ketebalan Slice pada CT-Scan Philips Incisive CT 128 Slice

Variasi Slice Thickness	Quart DVT AP phantom		Gammex ACR phantom	Ambang batas
	Nilai Δ Slice CTTEC	Thickness Matlab	Nilai Δ Slice Thickness	
2,5 mm	0,32 mm	0,37 mm	0 mm	$\leq 0,5$ mm
5 mm	0,32 mm	0,35 mm	0 mm	
10 mm	0,32 mm	0,37 mm	0 mm	

Gambar 17 menunjukkan grafik nilai ketebalan slice pada CT-Scan Philips Incisive CT 128 slice sebagai berikut.

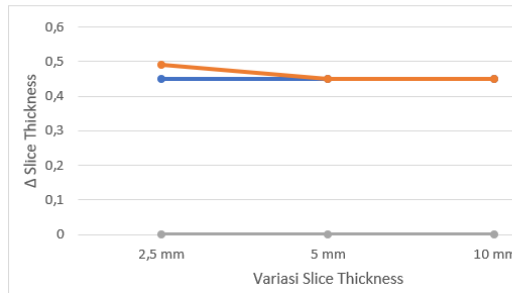


Gambar 17. Grafik nilai ketebalan slice pada CT-Scan Philips Incisive CT 128 slice.

Tabel 7. Hasil Pengukuran Ketebalan Slice pada CT-Scan Philips Ingenuity CT 128 Slice.

Variasi Slice Thickness	Quart DVT AP phantom		Gammex ACR phantom	Ambang batas
	Nilai Δ Slice CTTEC	Thickness Matlab	Nilai Δ Slice Thickness	
2,5 mm	0,49 mm	0,45 mm	0 mm	$\leq 0,5$ mm
5 mm	0,45 mm	0,45 mm	0 mm	
10 mm	0,45 mm	0,45 mm	0 mm	

Gambar 18 menunjukkan grafik nilai ketebalan slice pada CT-Scan Philips Ingenuity CT 128 slice sebagai berikut.

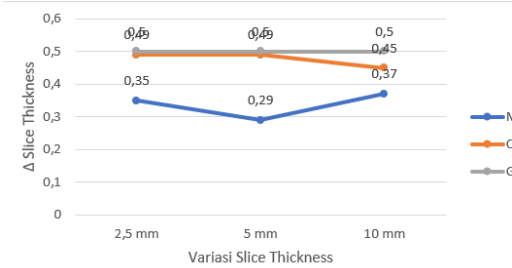


Gambar 18. Grafik nilai ketebalan slice pada CT-Scan Philips Ingenuity CT 128 slice

Tabel 8. Hasil Pengukuran Ketebalan Slice pada CT-Scan GE BrightSpeed CT 16 Slice.

Variasi Slice Thickness	Quart DVT AP phantom		Gammex ACR phantom	Ambat
	Nilai ΔSlice Thickness CTTEC	Matlab	Nilai ΔSlice Thickness	
2,5 mm	0,49 mm	0,35 mm	0,5 mm	≤ C mu
5 mm	0,49 mm	0,29 mm	0,5 mm	
10 mm	0,45 mm	0,37 mm	0,5 mm	

Gambar 19 menunjukkan grafik nilai ketebalan slice pada CT-Scan GE BrighSpeed Elite 16 slice sebagai berikut.

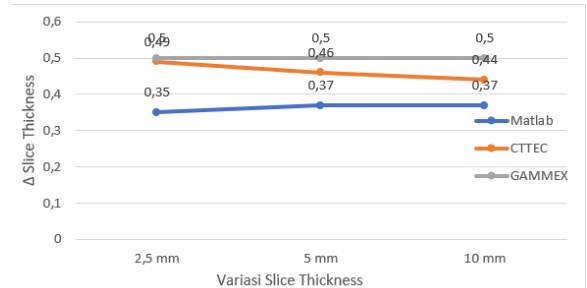


Gambar 19. grafik nilai ketebalan slice pada CT-Scan GE BrighSpeed Elite 16 slice

Tabel 9. Hasil Pengukuran Ketebalan Slice pada CT-Scan GE Revolution ACT CT 16 Slice.

Variasi Slice Thickness	Quart DVT AP phantom		Gammex ACR phantom
	Nilai ΔSlice Thickness CTTEC	Matlab	Nilai ΔSlice Thickness
2,5 mm	0,49 mm	0,35 mm	0,5 mm
5 mm	0,46 mm	0,37 mm	0,5 mm
10 mm	0,44 mm	0,37 mm	0,5 mm

Gambar 20 menunjukkan grafik nilai ketebalan slice pada CT-Scan GE Revolution ACT 16 slice sebagai berikut.



Gambar 20. Grafik nilai ketebalan slice pada CT-Scan GE Revolution ACT 16 slice

Nilai kesesuaian tebal slice pada CT-Scan 128 slice menggunakan phantom Quart DVT AP hasilnya sedikit lebih tinggi dari hasil yang didapatkan menggunakan Gammex ACR Phantom, kemudian untuk hasil kesesuaian tebal slice yang didapatkan pada CT-Scan 16 slice menggunakan phantom Quart DVT AP hasilnya sedikit lebih rendah dari hasil yang didapatkan menggunakan Gammex ACR Phantom, Hal ini dikarenakan keterbatasan yang dimiliki dari Gammex ACR phantom, karena tiap kawat hanya memiliki nilai tebal 0,5 mm, dan juga dievaluasi hanya secara visual sehingga hasilnya bisa berbeda secara subyektif, kemudian penempatan posisi phantom pada saat proses scan juga mempengaruhi nilai kesesuaian tebal slice. Berdasarkan Gambar 14-17, nilai kesesuaian tebal slice yang didapat pada CT-Scan 128 Slice dan CT-Scan 16 Slice yang dievaluasi dengan menggunakan software bawaan dari Quart DVT AP phantom dan menggunakan Matlab, didapatkan nilai kesesuaian tebal slice yang didapat menggunakan software CTTEC memiliki nilai yang hampir sama dengan hasil yang didapat dengan software Matlab, masih dalam rentang

yang tidak begitu jauh, nilai deviasi yang didapat berdasarkan Tabel 6-9 masing-masing adalah 0,03, 0,01, 0,09, dan 0,07 hal ini menunjukkan hasil perhitungan kesesuaian tebal slice dari software CTTEC memiliki hasil yang hampir sama baiknya dengan menggunakan software Matlab. Berdasarkan hasil Tabel 6-9, nilai kesesuaian tebal slice yang didapat pada CT-Scan 128 slice dan CT-Scan 16 Slice menggunakan *Quart DVT AP phantom* dan *Gammex ACR phantom* masih memiliki rentang nilai yang sesuai dengan rekomendasi BAPETEN yaitu $\leq 0,5$ mm. sehingga menunjukkan alat CT-Scan yang diuji masih layak pakai.

KESIMPULAN DAN SARAN

Kesimpulan

Dari hasil penelitian ini dapat diperoleh kesimpulan, sebagai berikut:

1. *Quart DVT AP Phantom* mampu mengukur resolusi spasial dan kesesuaian tebal slice pada *CT-Scan* 128 slice dan *CT-Scan* 16 Slice. Nilai resolusi spasial yang terukur mengukur sampai pasangan garis ke 6 yaitu 0,9 Lp/mm. Nilai kesesuaian slice thickness masih dalam rentang lolos uji yaitu $\leq 0,5$ mm.
2. Variasi Ketebalan slice tidak mempengaruhi hasil pengukuran resolusi spasial dan kesesuaian tebal slice. Hal ini dikarenakan hasil citra yang diambil memiliki algoritma rekonstruksi yang sama. slice thickness hanya merupakan faktor sekunder yang mempengaruhi nilai resolusi spasial dan nilai slice thickness. Faktor primer yang mempengaruhi hasil resolusi spasial

dan slice thickness adalah algoritma rekonstruksi[16].

3. Nilai Resolusi Spasial yang didapat menggunakan *Quart DVT AP Phantom* mampu mengukur sampai pasangan garis ke 6 yaitu 0,9 Lp/mm jika dibandingkan dengan menggunakan *Gammex ACR Phantom*.
4. Nilai Resolusi Spasial dan kesesuaian tebal slice yang didapat menggunakan *Quart DVT AP Phantom* dengan *software CTTEC* menunjukkan nilai yang sama baiknya dengan menggunakan *software Matlab*.
5. Nilai resolusi spasial dan kesesuaian tebal slice yang didapat dari hasil penelitian masih dalam rentang nilai sesuai rekomendasi BAPETEN, sehingga alat *CT-Scan* yang diuji masih layak pakai.

Saran

1. *Quart DVT AP Phantom* dapat diimplementasikan dalam pengukuran uji kualitas citra CT-Scan yaitu pengukuran resolusi spasial dan kesesuaian tebal slice
2. *Quart DVT AP Phantom* dapat dijadikan alternatif penggunaan phantom kualitas citra dalam pengujian resolusi spasial dan kesesuaian tebal slice selain yang sudah banyak dipakai di Indonesia saat ini.

DAFTAR PUSTAKA

- Baert, A. L., Knauth, L. M., & Sartor, G. K. (n.d.). *Diagnostic Imaging*.
- Barca, P., Paolicchi, F., Aringhieri, G., Palmas, F., Marfisi, D., Fantacci, M.

- E., Caramella, D., & Giannelli, M. (2021). A comprehensive assessment of physical image quality of five different scanners for head CT imaging as clinically used at a single hospital centre—A phantom study. *PLoS ONE*, *16*(1 January).
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0245374>
- Bentzen, S. M., Boone, J. M., Burns, D. T., Dawson, P., Fantuzzi, E., Gahbauer, R. A., Gregoire, V., Paretzke, H. G., Tatsuzaki, H., Wambersie, A., Whitmore, G. F., Allisy, A., & Seltzer, S. M. (2013). *Journal of the ICRU*.
<http://jicru.oxfordjournals.org/>
- Bushberg, J. T. (2012). *The essential physics of medical imaging*. Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins.
- CT Accreditation Clinical Instructions*. (n.d.). <https://acredit.acr.org>.
- Friedman, S. N., Fung, G. S. K., Siewerdsen, J. H., & Tsui, B. M. W. (2013). A simple approach to measure computed tomography (CT) modulation transfer function (MTF) and noise-power spectrum (NPS) using the American College of Radiology (ACR) accreditation phantom. *Medical Physics*, *40*(5).
<https://doi.org/10.1118/1.4800795>
- Hofer, M. (n.d.). *CT Teaching Manual A Systematic Approach to CT Reading Thiem e Technical Aspects, Including MDCT, Pitch and Detector Design Basic Rules of CT Reading Atlas of Sectional Anatomy with Sagittal / Coronal MPR я ' Common Pathologies я • Protocols for 1-, 4-, 6-, 16 and 64-row Scanners я * Dose Reduction*.
www.thieme.com
JDIH. (n.d.).
- Mansour, Z., Mokhtar, A., Sarhan, A., Ahmed, M. T., & El-Diasty, T. (2016). Quality control of CT image using American College of Radiology (ACR) phantom. *Egyptian Journal of Radiology and Nuclear Medicine*, *47*(4), 1665–1671.
<https://doi.org/10.1016/j.ejrnm.2016.08.016>
- Ningtias, D. R., Suryono, S., & Susilo, S. (2016). PENGUKURAN KUALITAS CITRA DIGITAL COMPUTED RADIOGRAPHY MENGGUNAKAN PROGRAM PENGOLAH CITRA. *Jurnal Pendidikan Fisika Indonesia*, *12*(2), 161–168.
<https://doi.org/10.15294/jpfi.v12i2.5950>
- Nurokhman, F.A., 2015. Prinsip kerja CT Scan dan Aplikasi dalam forensik. Universitas Airlangga. Surabaya. p.1-25
- Patrick Granton (2022). Slant Edge Script (<https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/28631-slant-edge-script>), MATLAB Central File Exchange.
- Physics by Giancoli (z-lib.org)*. (n.d.).
- Quality control of CT image using American College of Radiology (ACR) phantom (Egyptian journal)
- Roa, A. M. A., Andersen, H. K., & Martinsen, A. C. T. (2015). CT image quality over time: Comparison of image quality for six different CT scanners over a six-year period. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, *16*(2), 350–365.

<https://doi.org/10.1120/jacmp.v16i2.4972>

SALINAN_PERKA_2_TAHUN_2018_

Vassileva, J. (2004). A phantom approach to find the optimal technical parameters for plain chest radiography. *British Journal of Radiology*, 77(920), 648–653.

<https://doi.org/10.1259/bjr/3329107>

1

Yusanti, W., Setia Budi, W., & Kusworo Adi, dan. (2014). *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 (Vol. 17, Issue 2).