

PERBANDINGAN KUALITAS CITRA PADA SOFTWARE ASiR-V DAN NON ASiR-V DENGAN MENGGUNAKAN CT-SCAN GE

¹⁾ Faisal Bahrurridha, ¹⁾ Puji Hartoyo, ¹⁾ Desty Anggita Tunggadewi
¹⁾ Jurusan Fisika. Fakultas Teknik dan Sains Universitas Nasional, Jakarta
Email: faisaljr@gmail.com

Abstract

Abdominal MSCT examination generally uses a high exposure factor because the abdomen is a thick part of the body so it requires a high exposure factor. Adaptive Statistical Iterative Reconstruction (ASIR) is an IR-based reconstruction algorithm that can optimize image quality even though it uses a low exposure factor so that the radiation dose produced is also low. GE Healthcare offers Adaptive Statistical Iterative Reconstruction (ASIR) and introduces ASIR-V as the next generation in , the authors compare the image quality using ASiR-V and non ASiR-V software produced by comparing CT-number, CT-number uniformity, noise , uniformity of noise and spatial resolution, it is known that the use of non ASiR-V software has a better standard of image quality than ASiR-V in the aspect of spatial resolution.

Key word: abdominal CT scan, ASIR-V, non ASIR-V, image quality

PENDAHULUAN

Berkembangnya teknologi yang sangat pesat saat ini mempengaruhi secara langsung di bidang Kedokteran. Jenis-jenis Peralatan kedokteran yang digunakan untuk mendeteksi suatu penyakit semakin beragam. Peralatan diagnostik canggih yang digunakan untuk mendeteksi suatu kelainan tubuh seperti CT-Scan yaitu suatu peralatan diagnostik yang mempergunakan prinsip tomografi untuk mendapatkan gambaran irisan melintang tubuh, sehingga organ bagian kecil dilam tubuh dapat diperlihatkan dengan jelas. sala satu jenis CT-Scan yaitu GE-Healty memperkenalkan sofware ASIR-V yang berbasis hibrid untuk keperluan penyakit klinis, model ASiR-V menggabungkan matrik algebra untuk mengubah tiap piksel menjadi nilai piksel baru. Teknik ini di sebut ASiR-V oleh GE-Healty dapat mengurangi noise pada gambar, memungkinkan mengurangi dosis radiasi yang lebih rendah.

Menurut penelitian (Jiahua Fan, 2020) penelitian CT-Scan GE menggunakan

software ASiR-V terbukti mengurangi dosis hingga 82%[†] dibandingkan dengan tanpa software ASiR-V. Pengurangan dosis manfaat dari ASiR-V juga diamati dalam perbandingan gambar klinis aktual dari pasien yang sama yang diperoleh menggunakan ASiR-V dosis rendah dan rekonstruksi di banding tanpa ASiR-V yang menghasilkan dosis tinggi (Barca, et al , 2021). Menurut Patrizio Barca (2021) penelitian CT-Scan GE menggunakan software ASiR-V dapat menurunkan tingkat noise dari pesawat CT-scan sebesar 63,7 % sampai 52,9%, sementara tanpa menggunakan sofware ASiR-V pengurangan tingkat noise hanya berkisar 33,8 % sampai 39,9% (Fan, J., at al.2014).

Berdasarkan observasi pada saat melakukan pemeriksaan CT Scan GE di Rumah Sakit, sering dijumpai penggunaan ASiR-V tidak digunakan dikarenakan menilai aplikasi tersebut cukup dikhawatirkan dapat meningkatkan nilai image noise pada citra CT Scan. Oleh sebab itu perlu dilakukan penelitian mengenai penggunaan software ASiR-V dan tanpa

menggunakan software ASiR-V untuk optimisasi dosis radiasi pasien serta kualitas citra yang dihasilkan.

Computed Tomography (CT) Scan adalah teknik tomografi dan komputerisasi modern untuk pemeriksaan organ tubuh manusia. Sejak diperkenalkan pertama kali pada tahun 1972 alat penunjang diagnostik yang menggunakan cahaya sinar-X, CT-Scan berkembang menjadi alat pencitraan diagnostic yang sangat penting untuk beberapa aplikasi medis. Sir Godfrey Newbold Housefield merupakan seorang ilmuwan dari Inggris yang pertama kali menemukan CT-Scan pada tahun 1972, yang dipasang di Atkinson Morley's Hospitals di London untuk pemeriksaan menggunakan CT-Scan bertujuan untuk mengetahui suatu kelainan pada organ tubuh manusia dengan menggunakan radiasi pengion terutama sinar-X, sehingga didapat hasil diagnosis yang lebih optimal tanpa harus melakukan pembedahan.

Prinsip utama CT-Scan adalah agar menghasilkan gambaran CT-scan dengan menggunakan metode tomografi, lalu untuk mendapatkan gambaran yang tajam dan bebas superposisi dari kedua struktur di atas dan di bawahnya. sinar-x akan mengalami atenuasi, setelah itu menembus objek diteruskan ke detektor yang mempunyai sifat sangat sensitif dalam menangkap perbedaan atenuasi dari sinar-x yang lalu kemudian mengubah sinar-x tersebut menjadi sinyal listrik, kemudian sinyal listrik tersebut diperkuat oleh photomultiplier tube sinar-x. lalu data dalam bentuk sinyal-sinyal listrik tersebut diubah dalam bentuk digital oleh Analog Digital Converter (ADC), lalu kemudian masuk ke dalam sistem komputer dan diolah di komputer, kemudian Data Acquisition System (DAS) melakukan pengolahan data dalam bentuk data-data digital atau numerik. Data-data inilah yang merupakan informasi komputer dengan rumus matematika atau algoritma yang

kemudian direkonstruksi dan hasil rekonstruksi tersebut ditampilkan pada layar monitor berupa irisan tomografi dari objek yang dikehendaki dalam bentuk gray scale image yaitu skala dari kehitaman dan keputihan. Pada CT Scanner mempunyai koefisien atenuasi linier yang mutlak dari suatu jaringan yang diamati, yaitu berupa CT Number (Mas'uul, et al. 2014).

CT number adalah nilai koefisien autenitas (pelemahan energi) sinar X yang di nyatakan oleh rata-rata sinar X. Besarnya pelemahan sinar X yang telah melewati objek bergantung pada besarnya energi mula-mula dan nomor atom objek. Besarnya pelemahan sinar X berbanding lurus dengan nilai CT-number yang terbaca oleh detektor. Nilai CT-number juga dipengaruhi oleh besarnya marker penanda berbentuk bulat yang menandai jumlah pixel yang akan di nilai atau biasa disebut ROI. Masing-masing pixel dipertunjukkan di monitor pada tingkatan terang dan pada gambaran yang fotografis sebagai tingkatan densitas paling tinggi. Tingkatan ini sesuai dengan bilangan CT atau CT-Number dari (-) 1000 sampai (+) 1000 untuk masing-masing pixel. CT-Number (-) 1000 sesuai dengan udara, sedangkan CT-Number (+) 1000 sesuai dengan tulang padat, dan CT Number 0 sesuai dengan air. Nilai bilangan ini didapat dari besar kecilnya nilai koefisien atenuasi sinar X setelah melewati objek, semakin besar nilai koefisien atenuasi sinar X maka nilai CT number akan semakin besar hal ini ditunjukkan pada tulang padat yang nilai CT numbertnya mencapai 1000 HU sedangkan semakin kecil koefisien atenuasi yang diterima detektor maka nilainya semakin kecil pula, hal ini ditunjukkan pada nilai CT number udara yang mencapai - 1000 HU(Bushong, 2001),

Nilai bilangan CT untuk berbagai jaringan berhubungan dengan nilai koefisien atenuasi linier sinar-X. CT Number pada suatu pixel mewakili besarnya koefisien

atenuasi sinar-X dari suatu voxel. Nilai koefisien atenuasi sinar-X ditentukan oleh energi rata-rata sinar-X dan nomor atom efektif penyerap dan dinyatakan dengan koefisien atenuasi. Nilai suatu CT Number dinyatakan oleh:

$$CT\text{-Number} = K = \mu_t - \mu_w \dots\dots (1)$$

Keterangan :

μ_t : koefisien atenuasi jaringan.

μ_w : koefisien atenuasi terhadap air.

K : konstanta yang menetapkan faktor skala untuk jarak CT number.

Persamaan (1) menunjukkan bahwa jumlah CT untuk air selalu nol karena untuk sistem pencitraan CT beroperasi dengan presisi. Respon detektor harus dikalibrasi sehingga air selalu diwakili oleh nol. Ketika k adalah 1000, angka CT adalah unit Hounsfield. Maka, sejumlah besar informasi terbuang ketika rentang dinamis sebenarnya dari gambar adalah 2000, namun gambar ditampilkan pada layar video atau film tidak lebih dari 32 warna abu-abu (Bushberg, et al. 2012). Pengujian CT Number pada beberapa item yaitu untuk CT pusat: Nilai ROI CT Number dari pusat citra (-4 sampai 4), ΔCT : Selisih CTNumber dari ROI di pusat citra dengan CT Number dari ROI di tepi citra (-2 sampai 2).

Noise terdiri dari segala bentuk kontribusi yang tidak berguna ke gambar yang mengganggu visibilitas informasi yang berguna. Noise dapat mengganggu gambar, jadi jumlah "ideal" untuk kualitas gambar umumnya noise adalah seminimal mungkin. Dari perspektif yang lebih luas, noise adalah gambaran yang mengurangi kegunaan klinisnya. Selain Noise ada juga yang disebut bintik atau Mottle, setidaknya ada enam bentuk non-mottle noise dan menyinggung bentuk tambahan lainnya. Di era digital, bintik gambar telah melampaui pencar radiasi sebagai bentuk noise yang paling umum muncul pada gambar yang ditampilkan akhir. Mottle dapat muncul bila ada kombinasi penetrasi sinar Sinar-X

rendah (kVp), intensitas sinar rendah (mAs). Gambar medis umumnya memiliki penampilan kasar, yang disebut quantum mottle, yang merupakan ukuran terkecil obyek di lapangan yang dapat direkam pada data digital maupun pada citra. Semakin kecil ukuran terkecil yang dapat direkam oleh suatu sistem sensor, berarti sensor itu semakin baik karena dapat menyajikan data dan informasi yang semakin rinci disebabkan oleh sifat statistic proses akuisisi. Visibilitas quantum mottle dapat dikurangi dengan penyaringan spasial operasi yang disebut smoothing. Di sebagian besar algoritma pemulusan spasial, setiap nilai piksel dalam gambar yang dihaluskan diperoleh dengan rata-rata tertimbang dari piksel yang sesuai dalam gambar yang belum diproses. Meskipun smoothing mengurangi quantum mottle, itu juga dapat mengaburkan gambar. Gambar tidak dapat diperhalus sehingga tidak dapat menampilkan secara klinis detail yang signifikan. Pemfilteran spasial dapat meningkatkan tepi struktur disebuah gambar (Bushberg, et al, 2012).

Resolusi spasial menggambarkan tingkat detail yang dapat dilihat pada sebuah citra. Resolusi spasial berkaitan dengan seberapa kecil suatu objek dapat dilihat pada sistem pencitraan tertentu dan ini akan menjadi resolusi spasial yang terbatas. Namun, metode yang digunakan untuk menggambarkan resolusi spasial untuk sistem pencitraan memberikan ukuran seberapa baik kinerja sistem pencitraan pada rentang berkelanjutan dari dimensi objek. Pengukuran resolusi spasial umumnya dilakukan pada tingkat dosis tinggi dalam sistem pencitraan Sinar-X dan g-ray, sehingga presisi (noise rendah) penilaian dapat dilakukan. Sebagian besar sistem pencitraan dalam radiologi adalah digital, dan dengan jelas ukuran elemen gambar (piksel) dalam gambar penetapan batas. Objek yang lebih kecil dari ukuran piksel,

juga benar bahwa seseorang mungkin dapat mendeteksi objek kontras tinggi yang lebih kecil dari ukuran piksel jika amplitudo sinyalnya cukup untuk secara signifikan mempengaruhi nilai skala abu-abu dari piksel tersebut. Gambar dengan piksel kecil berpotensi menghasilkan resolusi spasial yang tinggi, banyak faktor lain yang juga memengaruhi resolusi spasial, dan dalam banyak kasus, ini bukan piksel ukuran yang merupakan faktor pembatas dalam resolusi spasial (Resmana, et al.2017).

ImageJ adalah sebuah software pengolah citra/gambar yang dikembangkan oleh Wayne Rasband dari National Institutes of Health (NIH). ImageJ ditulis menggunakan Java yang dapat dijalankan pada sistem operasi linux, macintosh, dan windows serta dapat digunakan pada mode 8 bit, 32 sampai 64 bit. Selain itu imagej dapat digunakan secara online maupun dipasang pada komputer. ImageJ memiliki keunggulan dibandingkan software pengolah gambar lainnya yaitu merupakan software domain public yang artinya tidak ada batasan hak cipta. Pengguna diizinkan untuk menjalankan program, membagikan salinan, dan membuat perubahan positif pada program (Peraturan Bapetan Nomor 9 tahun 2011).

GE healty memperkenalkan ASiR-V sebagai generasi selanjutnya dari ASiR, mamfaat ASiR-V untuk pengurangan dosis pasien. Algoritma ASiR-V lebih canggih dapat di gunakan untuk mempercepat rekontruksi dan penggunaanya di mulai dari tingkat 0% hingga 100% citra dengan ASiR-V 0% pada dasarnya adalah FBP di mana tidak ada IR yang di terapkan, sedangkan citra dari ASiR-V 100% merupakan citra dengan penggunaan IR maksimum. Adaptive Statistical Iterative Reconstruction (ASIR) merupakan salah satu rekonstruksi algoritma yang berbasis IR yang dapat mengoptimalkan kualitas citra meskipun menggunakan faktor eksposi yang

rendah sehingga dosis radiasi yang dihasilkan juga rendah. GE Healthcare menawarkan Rekonstruksi Iteratif Statistik Adaptif (ASIR) dan memperkenalkan ASIR-V sebagai generasi berikutnya. beberapa sistem GE CT. (Barca, et al. 2021)

Computed Tomography Dose Index (CTDI) Dosis pada CT tidak hanya ditentukan oleh radiasi berkas utama saja, tetapi radiasi di luar berkas utama juga memberikan dosis yang tinggi. Untuk mendapatkan dosis pada suatu titik sebagai gabungan dosis radiasi berkas utama dan radiasi dari scanning di sekitarnya, dikenal dengan konsep CTDI. Menurut, CTDI merupakan integrasi dosis $D(z)$ (dosis serap) disepanjang sumbu z tegak lurus terhadap bidang scan axial tunggal dibagi dengan jumlah irisan (N) dan lebar irisan (T). Secara matematis CTDI dapat ditulis seperti persamaan berikut (Seeram, 2001).

$$CTDI = \int (z) : N \dots\dots\dots (2)$$

$D(z)$ = radiasi profil dosis sumbu z
 N = jumlah irisan pada satu gambaran scan axial.

T = lebar irisan

N = Number of Photon

\sqrt{N} = Square root Number of Photon

METODE

Jenis Penelitian ini adalah penelitian Analisis Deskriptif yaitu untuk melakukan analisa kemudian membandingkan hasil kualitas citra yang dihasilkan software ASiR-V dan non ASiR-V. Penelitian ini dilaksanakan di RSUD Kabupaten Tangerang yang dilakukan pada tanggal 10 sampai dengan 15 Desember 2021. Dalam penelitian ini, digunakan Pesawat CT- Scan dengan spesifikasi sebagai berikut:

- Nama /Merk Pesawat : GE Healy japan comprosion
- Pabrik pembuat : PT MITRA solusi elektromedik
- Kapasitas pesawat : 240 slice



Gambar 1. Pesawat *CT-Scan* GE RSU Tangerang

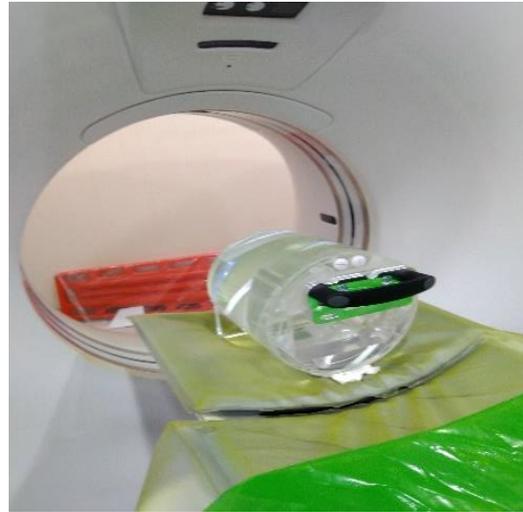
Bahan yang di gunakan dalam penelitian ini adalah phantom bawaan *CT-Scan* GE
Nama /Merk Phantom : Helios QA Phantom
Pabrik pembuat : PT MITRA solusi elektromedik



Gambar 2. Phantom bawaan *CT-Scan* GE

Pengumpulan data dilakukan dengan mengambil sampel data berupa citra yang dihasilkan menggunakan pesawat *CT-scan* GE dengan membandingkan hasil antara penggunaan software ASiR-V dan non ASiR-V. Dalam penelitian ini variabel terikatnya adalah kualitas citra yang dinilai dari penggunaan software ASiR-V dan non ASiR-V untuk menilai *CT-Number*,

keseragaman *CT-Number*, *Noise*, keseragaman *noise* dan *resolusi spasial* dan CTDI. Variabel bebas dalam penelitian ini adalah penggunaan obyek phantom *CT-scan* GE terhadap nilai *CT-Number*, keseragaman *CT-Number*, *Noise*, keseragaman *noise* dan *resolusi spasial* dan CTDI.

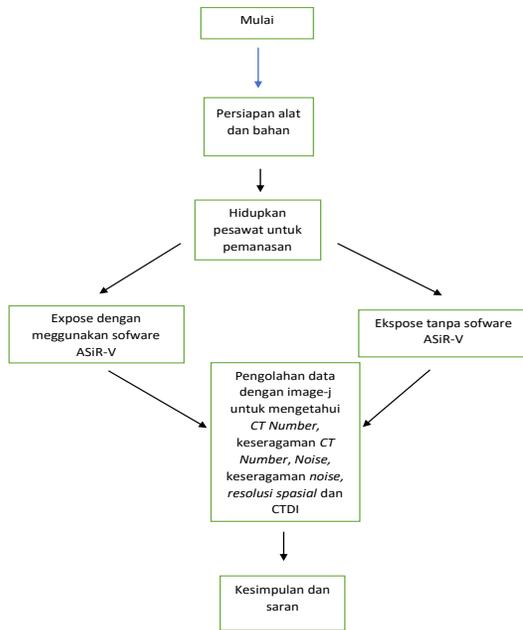


Gambar 3. Posisi titik phantom

Prosedur melakukan pengujian langsung dengan menggunakan objek phantom bawaan *CT-Scan* GE sebagai berikut:

1. mempersiapkan peralatan berupa phantom
2. mengatur posisi phantom supaya tepat pada gantry di meja pemeriksaan. Posisi phantom di tunjukan pada gambar-1
3. lalu pesawat *CT-scan* di hidupkan untuk pemanasan
4. Menggunakan faktor eksposi 120 kv dan 20 mas
5. mengatur penggunaan software ASiR-V dan non ASiR-V
6. melakukan scanning dengan software ASiR-V dan non ASiR-V
7. mengolah hasil *CT-scan* format dicom citra radiograf menggunakan software imagej untuk mengetahui *CT-Number*, keseragaman *CT-Number*, *Noise*,

keseragaman *noise*, *resolusi spasial* dan CTDI
 Adapun alur penelitian sebagaimana ditunjukkan oleh Gambar 4 berikut:



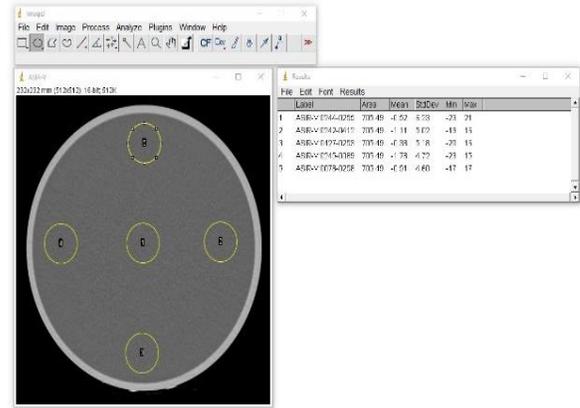
Gambar 4. Alur Penelitian

HASIL DAN PEMBAHASAN

Hasil dan pembahasan Pengukuran *CT-Number*

CT-number adalah nilai koefisien attenuasi sinar-x yang ditentukan oleh energi rata-rata sinar x dan nomor atom penyerap, hal ini dinyatakan dengan koefisien attenuasi. Perananan *CT-number* dalam pesawat *CT-Scan* yaitu untuk menilai serta membedakan kelainan pada organ manusia. Pengukuran *CT-Number* dilakukan setelah semua scan sehingga total keseluruhan citra yang diukur dan dianalisa berjumlah 5 titik sesuai aturan BAPETEN. Pengukuran dilakukan dengan meletakkan ROI (*region of interest*) pada ke 5 titik pengukuran seperti gambar 4.1 dan nilai yang di ambil adalah mean dan kemudian

hasilnya dicatat kedalam tabel, seperti tabel 1 dan hasilnya dibandingkan antara software ASiR-V dan non ASiR-V.



Gambar 5. ROI ASiR-V

Tabel 1. Hasil ROI CT number ASiR-V

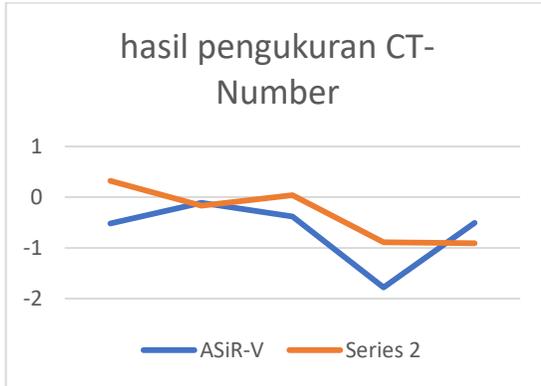
ASiR-V						
CT Number, Keseragaman CT Number dan Keseragaman Noise						
Parameter	CT Number (HU)					Batas toleransi
	pusat	jam 3	jam 6	jam 9	jam 12	
CT Number	-0,52	-1,11	-0,38	-1,78	-0,51	
Δ CT	0	0,59	-0,14	1,26	-0,01	
CT Number pusat	-0,52					$\leq \pm 4$
Rerata Δ CT	0,425					$\leq \pm 2$

Tabel 2. Hasil ROI CT number non ASiR-V

NON ASiR-V						
CT Number, Keseragaman CT Number dan Keseragaman Noise						
Parameter	CT Number (HU)					Batas toleransi
	pusat	jam 3	jam 6	jam 9	jam 12	
CT Number	0,32	-0,17	0,04	-0,89	-0,91	
Δ CT	0	0,49	0,28	1,21	1,23	
CT Number pusat	-0,32					$\leq \pm 4$
Rerata Δ CT	0,8025					$\leq \pm 2$

Tabel 3. Hasil akurasi CT number sftware ASiR-V dan non ASiR-V

protokol	ASiR-V	NON ASiR-V	Ambang batas
tinggi	-0,52	0,32	$\leq \pm 4$
rendah	-1,78	-0,91	$\leq \pm 4$
Selisih	1,4	1,23	



Gambar 6. Grafik nilai CT-Number

Berdasarkan tabel 3 akurasi *CT-number* dengan protokol tinggi rendah masih memiliki nilai sesuai dengan perka BAPETEN yaitu $\leq \pm 4$ pada software ASiR-V menunjukkan bahwa hasil tertinggi dengan nilai -0,52 sedangkan untuk nilai terendah pada -1,78 , maka selisih ke 2 ROI tersebut 1,26 . sedangkan pada software non ASiR-V menunjukkan bahwa hasil tertinggi pada nilai 0,32, sedangkan untuk nilai terendah pada -0,91 , maka selisih ke 2 ROI tersebut 1,23.

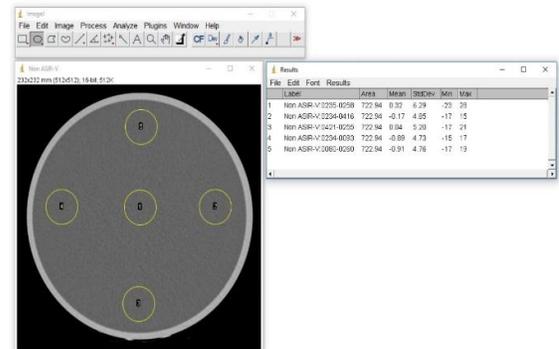
Hasil ini menunjukkan bahwa dalam nilai *CT-number* penggunaan software ASiR-V dan non ASiR-V tidak menunjukkan perbedaan nilai yang signifikan dan masih sesuai dengan perka BAPETEN.

Hasil dan pembahasan pengukuran keseragaman CT-Number

Pengukuran Keseragaman CT-Number dilakukan setelah semua scan sehingga total keseluruhan citra yang diukur dan dianalisa berjumlah 5 titik sesuai aturan BAPETEN. Pengukuran dilakukan dengan meletakkan ROI (*region of interest*) pada ke 5 titik pengukuran seperti gambar-5 dan kemudian hasilnya dicatat kedalam tabel, seperti tabel 1 dan hasilnya dibandingkan antara software ASiR-V dan non ASiR-V. Uji parameter keseragaman CT-Number mendeskripsikan kemampuan Sistem CT Scan untuk menghasilkan citra objek homogen dengan nilai CT-number yang seragam pada semua posisi.

Untuk nilai keseragaman noise pada software ASiR-V adalah 0,425 sedangkan untuk nilai keseragaman CT-number untuk software non ASiR-V memiliki kenaikan nilai menjadi 0,802 secara umum masih sesuai dengan perka BAPETEN yaitu $\leq \pm 2$. Maka dapat di pastikan respon detektor masih baik, distribusi dosis yang di terima pasien merata sehingga dapat berdampak pada kualitas citra yang memiliki ketajaman, detail dan densitas baik di rekontruksi Setelah melihat nilai hasil selisih dari ROI 1 sampai ROI 5 pengukuran program BAPETEN, maka dinyatakan bahwa nilai akurasi dan keseragaman CT-Number dari citra CT-Scan yang didapatkan pada penelitian ini menunjukkan nilai lolos uji. Hal ini menunjukkan bahwa koefisien atenuasi sinar-X untuk air sampai kedetektor masih baik sehingga nantinya akan berdampak pada pengukuran-pengukuran suatu kelainan pada organ yang diperiksa dengan hasil yang tepat.

Hasil dan pembahasan pengukuran noise
Pengukuran *noise* dilakukan setelah semua scan sehingga total keseluruhan citra yang diukur dan dianalisa berjumlah 5 titik sesuai aturan BAPETEN. Pengukuran dilakukan dengan meletakkan ROI (*region of interest*) pada ke 5 titik pengukuran seperti gambar-7 dan kemudian hasilnya dicatat kedalam tabel perbedaannya yaitu nilai yang di ambil adalah dari nilai *standard deviasi*.



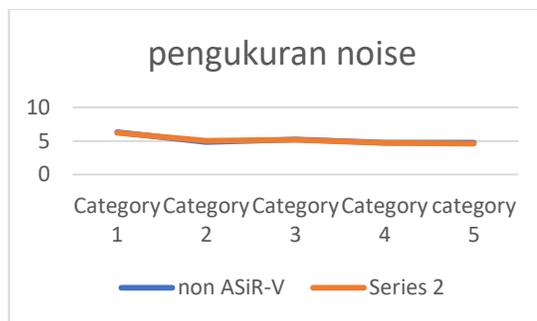
Gambar 7. Hasil ROI non ASiR-V

Tabel 4. Hasil ROI noise ASiR-V

Parameter	Standar Deviasi					Batas toleransi
	pusat	jam 3	jam 6	jam 9	jam 12	
Noise	6,23	5,02	5,18	4,72	4,6	
Δ Noise	0	1,21	1,05	1,51	1,63	
Noise maksimum	6,23					
Noise minimum	4,6					
Keseragaman Noise	1,63					$\leq \pm 2$

Tabel 5. Hasil ROI noise non ASiR-V

Parameter	Standar Deviasi					Batas toleransi
	pusat	jam 3	jam 6	jam 9	jam 12	
Noise	6,29	4,85	5,2	4,73	4,76	
Δ Noise	0	1,44	1,09	1,56	1,53	
Noise maksimum	6,29					
Noise minimum	4,73					
Keseragaman Noise	1,56					$\leq \pm 2$



Gambar 8. Hasil pengukuran nilai noise

Dari hasil tabel 4 dan 5 di dapat pada noise dengan menggunakan pada software ASiR-V menunjukkan bahwa hasil ROI tertinggi pada ROI 1 dengan nilai 6,29 sedangkan untuk nilai ROI terendah pada ROI 5 adalah 4,73 , maka selisih ke 2 ROI tersebut 1,56 . Sedangkan untuk software non ASiR-V menunjukkan bahwa hasil ROI tertinggi pada ROI 1 dengan nilai 6,23 sedangkan untuk nilai ROI terendah pada ROI 5 4,6 maka selisih ke 2 ROI tersebut 1,63.

Hasil ini menunjukkan bahwa dalam nilai noise penggunaan software ASiR-V dan non ASiR-V tidak menunjukkan perbedaan nilai yang signifikan di mana software ASiR-V memiliki nilai noise 1,56 dan non ASiR-V 1,63.

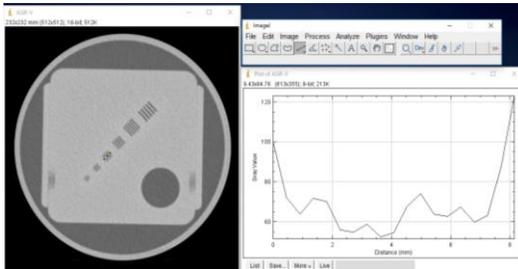
Hasil dan pembahasan pengukuran keseragaman noise

Pengukuran Keseragaman noise dilakukan setelah semua scan sehingga total keseluruhan citra yang diukur dan dianalisa berjumlah 5 titik sesuai aturan BAPETEN. Pengukuran dilakukan dengan meletakkan ROI (*region of interest*) pada ke 5 titik pengukuran seperti gambar-8 dan kemudian hasilnya dicatat kedalam tabel perbedaannya yaitu nilai yang di ambil adalah dari nilai standard deviasi.

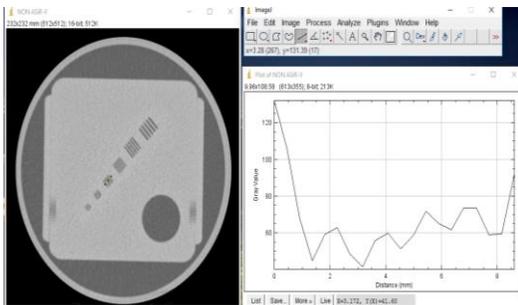
Berdasarkan data hasil keseragaman noise pada tabel 4 dan tabel 5 tidak memiliki perbedaan yang signifikan, untuk nilai keseragaman noise ASiR-V memiliki nilai noise maksimum yang di dapat adalah 6,29 noise minimum 4,73. Untuk nilai keseragaman noise adalah 1,56. sedangkan untuk non ASiR-V hampir mendekati nilai batas ambang dari BAPETEN dengan nilai keseragaman noise 1,63, sedangkan untuk nilai noise maksimum adalah 6,23 dan noise minimum 4,6. Untuk nilai keseragaman noise dari software ASiR-V dan non ASiR-V ke duanya tidak melebihi nilai toleransi yang di tetapkan BAPETEN yaitu $\leq \pm 2$

Resolusi spasial

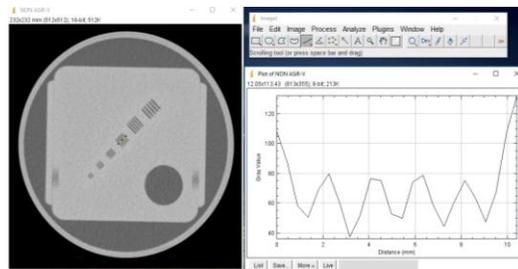
Resolusi spasial adalah kemampuan suatu alat untuk dapat membedakan objek yang kecil dan saling berhimpitan, semakin suatu alat mampu mencitrakan pasangan garis yang lebih kecil maka kualitas citra alat semakin baik. Pengambilan data dilakukan dengan membuat marker pda ASiR-V dan non ASiR-V pada kedalaman 1mm- 0,8 mm, selanjutnya untuk mendapat resolusi spasial dari sebuah citra dengan plat Line Bar, dengan aplikasi ImageJ kami menggunakan Line Bar yang terakhir dapat dibaca untuk dibuat Kurva Profil, Line bar yang terbaca oleh aplikasi untuk dibuat plot profile dengan ImageJ menjadi nilai terakhir untuk mengetahui nilai resolusi spasial.



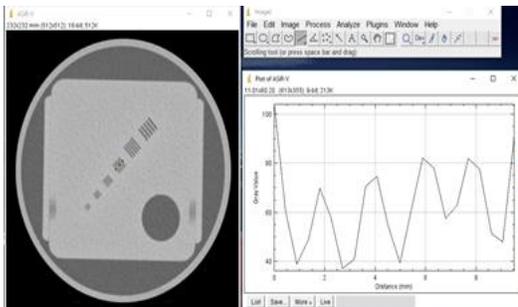
Gambar 9. Grafik plot *profil* di kedalaman 0,8 mm software ASiR-V



Gambar 10. Grafik plot *profil* di kedalaman 0,8 mm software non ASiR-V



Gambar 11. Grafik plot *profil* di kedalaman 1 mm software non ASiR-V

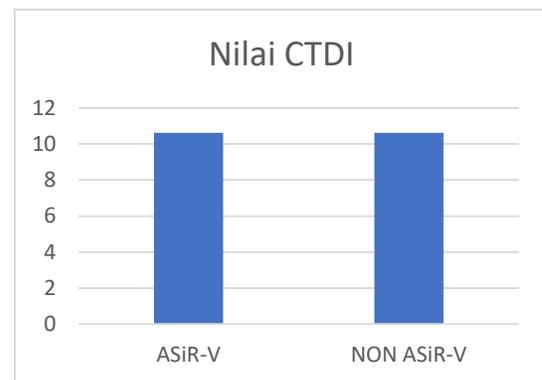


Gambar 12. Grafik *plot profil* di kedalaman 1 mm software ASiR-V dan non ASiR-V

Hasil pengukuran *resolusi spasial* software ASiR-V dan non ASiR V di Pasangan garis detail 1 mm dan 0,8 mm. *Resolusi spasial* Pada garis detail 1 mm memiliki hasil tabel plot profil yang hampir sama tidak ada perbedaan. sedangkan pada garis detail 0,8 mm pada ASiR-V pada tabel plot profil grafik densitas tinggi rendah tidak begitu jelas bisa di lihat pada garis detail ke 2 densitas nya tidak sampai 60 mm sedangkan garis detailnya lainnya di angka 70 mm ke atas pada non ASIR-V grafik *plot profil* densitas masih terlihat stabil di angka 60-70 mm. ini menandakan *resolusi spasial* untuk penggunaan software non ASiR-V lebih bagus.

Nilai CTDI

CTDI merupakan besaran dosis yang mewakili besarnya dosis yang di terima oleh pasien untuk tiap pemeriksaan VTDivol menangkap dosis rata-rata yang di kirim ke scanning dan di hitung volume CTDI nya.



Gambar 13. grafik nilai CTDI (dokumentasi pribadi)

Dari nilai CTDivol yang di dapat pada gambar-13 pemeriksaan ASiR-V di dapatkan nilai CTDivol 10,62 sedangkan pada pemeriksaan non ASiR-V di dapat nilai CTDivol 10,62 tidak ada perbedaan untuk nilai CTDI.

SIMPULAN DAN SARAN

Dari hasil penelitian tentang analisa kualitas citra dengan menggunakan software ASiR-V dan non ASiR-V maka dapat diambil kesimpulan sebagai berikut :

1. Hasil pengukuran *CT-number* tidak begitu adanya perbedaan yang signifikan masih sesuai dengan nilai toleransi perka BAPETEN .
2. Hasil pengukuran keseragaman *CT-number* tidak begitu adanya perbedaan yang signifikan masih sesuai dengan nilai toleransi perka BAPETEN .
3. Hasil pengukuran *noise* tidak begitu adanya perbedaan yang signifikan masih sesuai dengan nilai toleransi perka BAPETEN
4. Hasil pengukuran keseragaman *noise* tidak begitu adanya perbedaan yang signifikan masih sesuai dengan nilai toleransi perka BAPETEN
5. Dari hasil di *resolusi spasial* kualitas citra non ASiR-V lebih baik dari ASiR-V
6. Dari hasil pengukuran CTDI nilainya hampir sama tidak ada perbedaan .

Dapat ditarik kesimpulan bahwa dari enam aspek yang dinilai yaitu *CT-number*, keseragaman *CT-number*, *noise*, keseragaman *noise* dan *Resolusi spasial* dan CTDI diketahui bahwa penggunaan software non ASiR-V mempunyai standar nilai kualitas citra yang lebih baik daripada ASiR-V pada aspek *resolusi spasial*. Berdasarkan kesimpulan yang didapat di atas, Penulis mengharapkan software non ASiR-V sebagai SOP pemeriksaan *CT-scan abdomen non kontras* di RSUD Tangerang karna dari hasil *resolusi spasial* lebih baik dari ASiR-V.

DAFTAR PUSTAKA

Barca, P., Marfisi, D., Marzi, C., Cozza, S., Diciotti, S., Traino, A. C., &

- Giannelli, M. (2021). A voxel-based assessment of noise properties in computed tomography imaging with the asir-v and asir iterative reconstruction algorithms. *Applied Sciences (Switzerland)*,11(14). <https://doi.org/10.3390/app11146561>
- Fan, J., Yue, M., & Melnyk, R. 2014. *Benefits of ASiR-V Reconstruction for Reducing Patient Radiation Dose and Preserving Diagnostic Quality in CT Exams*. GE Healthcare.com
- Resmana, T.A., Darmini & Wijokongko, S., 2017. Analisis image noise dan nilai dosis radiasi penggunaan aplikasi care dose 4d dan non care dose 4d pada pesawat msct siemens analysis image noise and radiation dose value of application using care dose 4d and non care dose 4d in siemens msct. *Jurnal Imejing Diagnostik*, 3(2): 258-265.
- Roo'in Mas'uul, A., & Sutanto, D. H. (2014). uji kesesuaian ct number pada pesawat ct scan multi slice di unit radiologi rumah sakit islam yogyakarta pdhi. *In Youngster Physics Journal (Vol. 3, Issue 4)*.
- Bushberg, J.T., & Boone, J.M. 2011. *The Essential= Physics Of Medical Imaging*. LIPPINCOTT WW and Wolters Kluwer Business. ISBN 978-0-7817-8057-5
- Bushong, S.C.2001. *Radiologic Science for Technologist, Fourt Edition*, Mosby Company, Toronto.
- Peraturan Kepala Badan Pengawas Tenaga Nuklir. Nomor 9 tahun 2011. Tentang Uji Kesesuaian Pesawat Sinar-X Radiologi Diagnostik dan Intervensional.
- Seeram. 2001. *Computed Tomography: Physical Principles, Clinical Applications, and Quality Control*. W. B Saunders Company.