

*Original paper*

## **IDENTIFIKASI LEVEL NOISE, RESOLUSI SPASIAL DAN LOW CONTRAST CITRA CT SCAN PADA OBJEK FANTOM RAHIM BUATAN**

**Mutiara Gunawan<sup>1</sup>, Sri Dewi Astuty<sup>1\*</sup>, Syamsir Dewang<sup>1</sup>, Purwanto<sup>2</sup>**

<sup>1</sup>Laboratorium Fisika Medik dan Biofisika, Departemen Fisika, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Universitas Hasanuddin, Indonesia

<sup>2</sup>Instalasi Radiologi, RS dr. Wahidin Sudirohusodo, Makassar, Indonesia

Email: dewiastuti@fmipa.unhas.ac.id

*Received: 1 Juli 2024; revised: 11 Juli 2024; accepted: 15 Juli 2024*

### **ABSTRAK**

*Kontrol kualitas radiasi maupun kualitas citra memegang peranan penting dalam uji kelayakan klinis suatu modalitas pesawat radiologi. Quality Control (QC) dilakukan untuk mematuhi standar yang diijinkan baik terhadap keluaran radiasi maupun hasil citra yang optimal untuk mendukung penegakan diagnosa. CT-scan merupakan salah satu perangkat diagnostik yang memerlukan pengujian QC citra medis yang kompleks karena memiliki banyak indikator penilaian seperti resolusi spasial, low contrast, keseragaman noise, uniformity dan linearitas. Salah satu implementasi edukasi untuk penelitian terkait penggunaan radiasi adalah uji kualitas citra menggunakan fantom rahim buatan berbahan dasar agar, plastisin dan gel. Bagian dalam fantom diasumsikan sebagai jaringan kista (gumpalan darah lebih fluid), lesi (gumpalan darah lebih padat) dan kantung rahim (berisi air). Penelitian bertujuan untuk mengetahui kualitas citra CT-Scan fantom rahim berdasarkan nilai level noise, resolusi spasial (SNR) dan low contrast (CNR dan MTF). Hasil penelitian menunjukkan bahwa tegangan 80 – 120 kV menghasilkan nilai SNR antara 5,72 – 6,60. Nilai CNR untuk jaringan kantung rahim berisi cairan sebesar 6,77, untuk jaringan lesi sebesar 19,56 dan untuk jaringan kista sebesar 192,15. Karakteristik nilai CTN untuk setiap objek yang diuji mendekati nilai jaringan yang sebenarnya dengan hasil uji kualitas citra fantom meningkat dengan penambahan tegangan, sehingga untuk tujuan edukasi hasil tersebut dapat dikembangkan.*

**Kata Kunci:** *fantom rahim buatan, resolusi spasial, low contrast, level noise*

### **PENDAHULUAN**

Saat ini, radiasi medis adalah komponen penting dalam diagnosis dan pengobatan penyakit. Menurut Badan Perlindungan Radiologi Nasional (NRPB), 90% radiasi dikaitkan dengan pemeriksaan sinar-X. Penyebaran radiasi yang dihasilkan disekitar perangkat CT-Scan bervariasi tergantung pada perusahaan manufaktur, karakteristik tabung (kVp, mAs, pitch), jumlah detektor dan irisan [1].

Kualitas radiasi memegang peranan penting dalam suatu uji kelayakan

pengguna klinis suatu modalitas radiologi. Hal ini ditunjang dalam suatu mekanisme yaitu *Quality Control (QC)*. QC dilakukan untuk menjamin bahwa penggunaan radiasi lebih terkontrol dengan memperlihatkan sistem proteksi dan sistem pencitraan yang mampu menegakkan diagnosa. Salah satu implementasi edukasi dan penelitian dalam penggunaan radiasi dan prinsip *quality control*, yaitu dengan melakukan riset yang menguji kualitas radiasi dan kualitas citra menggunakan jaringan buatan dalam

penggunaan klinis, jaringan buatan disebut dengan fantom [2].

Fantom merupakan perangkat yang mewakili tubuh manusia yang telah digunakan dalam fisika medis dan fisika kesehatan sejak awal. Gambaran sinar-X manusia pertama diambil oleh prof. Wilhelm Roentgen pada tahun 1896. Namun, efek bahaya dari dosis tinggi radiasi menjadi kendala karena *eritema* dan *squamation* sel adalah efek samping umum yang terkait dengan penggunaan awal radiasi medis. Akibatnya, fisikawan mengembangkan fantom untuk melakukan pengukuran dosimetri dan untuk menguji sistem kualitas. Berbagai macam fantom diperlukan untuk menilai dengan tepat karakteristik sistem pencitraan radiasi [3].

Karakteristik bahan pembuatan fantom harus memiliki beberapa sifat, seperti sifat fisik, sifat optik dalam nilai serap, sifat mekanik (elastisitas) dan sifat radiologi [2]. Fantom cair paling mudah dibuat dan dikarakterisasi, tetapi fantom padat dapat digunakan sebagai model pengganti dari jaringan tubuh manusia (pasien). Desain dan komposisi fantom yang menggunakan bahan dasar agar cukup menjanjikan untuk pembuatan fantom karena memiliki struktur yang mirip dengan jaringan yang ada pada manusia, terutama jaringan lunak, tidak mudah mencair dan dapat digunakan berkali-kali [4,5].

Pada bidang medis, CT-Scan telah digunakan secara luas, namun citra yang dihasilkan masih belum sempurna. Pengolahan gambar atau *image processing* pada CT-Scan dilakukan dengan tujuan untuk mendapatkan kualitas citra yang lebih baik [6,7]. Parameter terpenting sehubungan dengan kualitas gambar citra CT adalah *noise* citra, *CT number*, *uniformity*, resolusi spasial, dan resolusi kontras rendah. Resolusi kontras rendah adalah kemampuan untuk membedakan objek dengan kepadatan yang sedikit berbeda. Potensi penyelesaian suatu objek tergantung pada tingkat kontras pada objek tersebut [8,9].

Penelitian ini berfokus pada uji kualitas citra CT-scan menggunakan fantom rahim buatan dan mengidentifikasi parameter kualitas citra yang dihasilkan berdasarkan level *noise*, resolusi spasial dan *low contrast* berdasarkan variasi tegangan, FOV dan *slice thickness*.

## BAHAN DAN METODE

Penelitian dilakukan di Instalasi Radiologi RSUP dr. Wahidin Sudirohusodo, dengan memanfaatkan modalitas pesawat CT-Scan merk Siemens Healthineers. Fantom rahim buatan berbahan dasar agar, plastisin dan air diasumsikan sebagai jaringan rahim yang disertai dengan jaringan kista, kantong rahim berisi air dan lesi/tumor. Faktor eksposi diatur dengan variasi tegangan tabung berkisar 80 - 120 kV, variasi FOV yaitu 50, 75 dan 100 mm dengan tebal irisan 10 mm.

Data yang diperoleh diolah menggunakan program Radiant DICOM dan IndoQCT dengan cara menentukan asumsi jenis citra yang akan dipilih, yaitu yang menampilkan berbagai objek yang berbeda. Data yang diperoleh yaitu nilai standar deviasi ROI pusat dan nilai standar deviasi ROI tepi yang terlihat pada computer CT-scan kemudian nilai *noise* dapat dihitung menggunakan persamaan (1).

$$SD_{\text{pusat}} - SD_{\text{tepi}} \leq \pm 2 \quad (1)$$

maka perlu dihitung nilai *noise* terkoreksi dimana setiap nilai *noise* di keempat tepinya yaitu tepi atas, kanan, bawah dan kiri dilakukan perhitungan dengan persamaan (2).

$$S_s = S_m \frac{kV}{120} \sqrt{\frac{mAs \times \text{Slice width}}{300 \times 8}} \quad (2)$$

Dimana :

$S_s$  adalah nilai *noise*

$S_m$  adalah nilai *noise* hasil pengukuran

kV adalah nilai tegangan *setting*

mAs adalah nilai arus *setting*

*Slice width* adalah tebal *slice setting*

Pada persamaan untuk menghitung nilai SNR dan CNR pada citra dengan objek fantom dengan persamaan (3) dan (4) [7, 10].

$$SNR = \frac{(Mean_{ROI_1}) - (Mean_{ROI_2})}{\sqrt{\frac{(SD_{ROI_1})^2 + (SD_{ROI_2})^2}{2}}} \quad (3)$$

$$CNR = \left| \frac{(Mean_{ROI_1}) - (Mean_{ROI_2})}{SD_{ROI_2}} \right| \quad (4)$$

Dimana :

$Mean_{ROI_1}$  = ROI dari objek

$Mean_{ROI_2}$  = ROI dari *background*

$SD_{ROI_1}$  = Standar deviasi Objek

$SD_{ROI_2}$  = Standar deviasi *background*

Standar deviasi dapat dianggap sebagai indikasi *noise* dalam konteks analisis citra ketika variasi nilai piksel di sekitar mean disebabkan oleh gangguan atau fluktuasi acak yang tidak diinginkan dalam data. *Noise* adalah fluktuasi nilai CT *number* pada jaringan atau materi yang homogen. *Noise* dapat diuraikan dengan standar deviasi dari nilai matrik citra (piksel) menggunakan persamaan (5) [11].

$$SD = \sqrt{\frac{\sum(x_i - \bar{x})^2}{n-1}} \quad (5)$$

Dimana :

SD = Standar Deviasi

$x_i$  = Nilai intensitas piksel ke-i dalam ROI

$\bar{x}$  = Nilai Rata-rata dari intensitas piksel dalam ROI

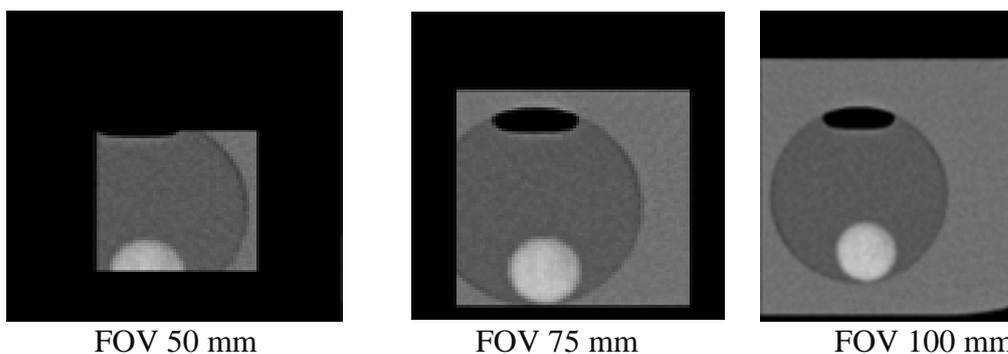
n = Jumlah Data pixel dalam ROI

## HASIL DAN PEMBAHASAN

### *Field of View (FOV)*

FOV (Field of View) pada pencitraan medis adalah area atau volume yang dicakup oleh sistem pencitraan medis saat mengambil citra. FOV menentukan seberapa besar bagian tubuh yang akan terlihat atau dimasukkan dalam citra akhir.

Gambar 1 menunjukkan hasil pemindaian citra dari variasi FOV. Teknik memvariasikan FOV untuk melihat diameter yang menghasilkan citra yang optimal sehingga akan mempengaruhi resolusi citra. Berdasarkan Gambar 1, diasumsikan dari ketiga citra ukuran FOV lebih kecil sangat berpengaruh. Area yang mungkin dibutuhkan untuk keperluan klinis menjadi sulit untuk dideteksi. Semakin besar nilai FOV maka citra yang dihasilkan menjadi optimal sehingga akan mempengaruhi kualitas citra yang baik.



FOV 50 mm

FOV 75 mm

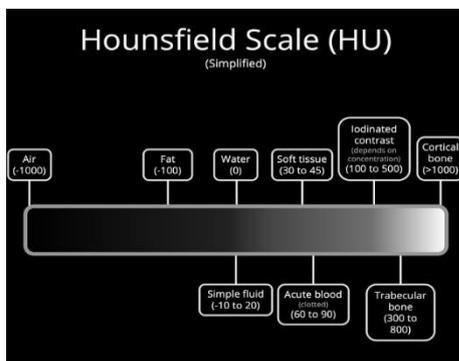
FOV 100 mm

**Gambar 1.** Hasil Citra berdasarkan variasi FOV.

**Karakteristik citra berdasarkan CT number setiap objek**

Citra yang dibaca menggunakan program Radiant DICOM dan IndoQCT dengan memilih luasan ROI yang ditempatkan pada beberapa titik yang diasumsikan sebagai objek dan latar. Data informasi yang disajikan pada setiap ROI terdiri dari mean (nilai HU) jaringan dan standar deviasi (SD) yang dinyatakan sebagai *noise*.

Nilai mean adalah rata-rata nilai pixel pada luasan ROI yang juga merupakan variabel nilai HU yang menunjukkan CT number yang mewakili setiap objek/jaringan pada citra. CT number ini merupakan cici dari indeks kehitaman/keabuan citra [12]. CT number juga merupakan nilai koefisien atenuasi sinar-X yang dihitung berdasarkan rata-rata sinar-X, besarnya pelemahan sinar-X yang telah melewati objek serta besarnya energi mula-mula dan nomor atom objek.

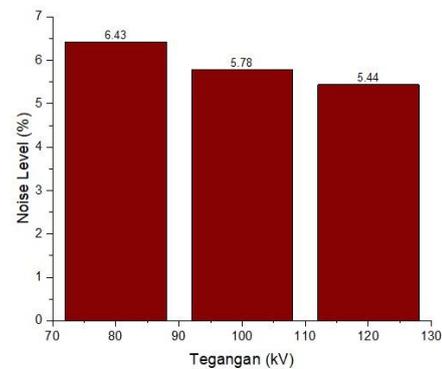


**Gambar 2.** Nilai CT number (HU) [13].

Gambar 2 menunjukkan skala HU pada citra CT. CT number menunjukkan koefisien atenuasi jaringan yang telah dikalibrasi dengan koefisien air. Skala CT number cukup luas, dengan batas bawah sekitar -1000 HU untuk (udara) dan >1000 HU untuk material logam seperti besi dan titanium. Diketahui bahwa CT number dapat dipengaruhi oleh beberapa faktor, termasuk tegangan tabung. Untuk semua data citra yang dihasilkan ditetapkan ROI setiap objek dengan nilai-nilai yang disajikan pada Tabel 1.

**Level Noise**

Level *noise* dapat dinyatakan sebagai persentase dari kontras atau CT number dengan CT number kisaran  $\pm 1000$ . *Noise level* dinyatakan sebagai persentase kontras. Hasil penelitian mengenai pengaruh tegangan (kV) terhadap nilai *noise* dapat dilihat pada Gambar 3.



**Gambar 3.** Grafik *Level Noise*.

**Tabel 1.** Data hasil nilai CT number.

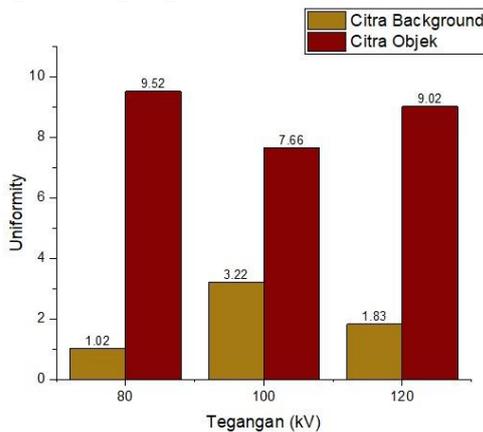
Tegangan (kV)	Mean (HU)				Deviasi Standar (HU)			
	Air	Lesi	Kista	Background	Air	Lesi	Kista	Background
80	0,65	139,14	-1029,76	38,20	6,72	8,66	8,11	5,59
100	0,84	146,29	-1023,34	40,32	6,41	7,64	5,39	5,52
120	1,94	155,62	-1024,44	37,48	6,84	8,23	3,83	5,51

Pada nilai tegangan yang besar yaitu 100 kV dan 120 kV, dihasilkan nilai *noise* yang kecil sebesar 5,78% dan 5,44%. Ketika tegangan yang diberikan kecil yaitu 80 kV terlihat bahwa nilai *noise* yang diperoleh menjadi besar sebesar 6,43%. Dengan demikian, semakin tinggi kV semakin kecil nilai *noise* sehingga semakin baik kualitas gambar yang diperoleh.

Semakin tinggi kV semakin turun nilai *noise*. Hal ini dapat disebabkan oleh peristiwa eksperimental sinar-X. Dimana pemanasan filament yang terjadi pada tabung sinar-X akan menghasilkan elektron yang menumbuk anoda akan semakin banyak sehingga energi foton akan semakin besar. Nilai *noise* yang rendah akan menghasilkan kualitas citra yang baik.

**Uniformity (Keseragaman)**

Nilai *uniformity* didapatkan dengan cara menghitung selisi CT number ROI pusat citra dengan ROI tepi citra yang kemudian dirata-ratakan. Gambar 4 memperlihatkan pengaruh tegangan terhadap *uniformity*.



**Gambar 4.** Analisis Grafik *Uniformity*.

Variasi nilai tegangan mempengaruhi kualitas dan kuantitas sinar-X karena perubahannya mempengaruhi nilai panjang gelombang yang dihasilkan. Semakin tinggi nilai tegangan semakin pendek panjang gelombang, maka semakin baik kualitas sinar-X sehingga nilai *uniformity* atau

keseragaman yang dihasilkan semakin meningkat [14].

*Uniformity* yang dekat dengan 1 menunjukkan *uniformity* yang baik. Untuk citra objek *uniformity*, cenderung tinggi pada tegangan 80 kV sebesar 9,52 HU dan tetap tinggi di tegangan 120 kV sebesar 9,02 HU. Penurunan terjadi pada tegangan 100 kV sebesar 7,66 HU. Untuk citra *background*, *uniformity* meningkat dengan tegangan 100 kV sebesar 3,22 HU, meskipun sedikit menurun ditegangan 80 kV dan 120 kV sebesar 1,02 dan 1,38 HU.

Perbedaan yang signifikan antara citra objek dan citra *background* menunjukkan bahwa area objek menyebabkan variasi intensitas yang lebih besar dibandingkan area *background*. *Uniformity* yang baik biasanya diindikasikan oleh nilai yang lebih rendah. Jadi, citra *background* pada 80 kV dan 120 kV memiliki *uniformity* yang lebih baik dibandingkan citra objek pada semua tegangan yang diuji.

**SNR (Signal-to-Noise Ratio)**

SNR (*Signal-to-Noise Ratio*) mengukur kualitas gambar dengan membandingkan tingkat sinyal (yang diinginkan) terhadap tingkat *noise* (yang tidak diinginkan). SNR yang lebih tinggi menunjukkan gambar yang lebih jelas dan berkualitas tinggi, dengan lebih sedikit *noise* yang mengganggu. Tabel 2 menyajikan hasil nilai pengukuran SNR.

**Tabel 2.** Data hasil pengukuran nilai SNR

Tegangan (kV)	SNR		
	Air	Lesi	Kista
80	6,07	13,84	153,33
100	6,60	15,89	194,97
120	5,72	16,86	223,80

Berdasarkan Tabel 2, dapat dilihat bahwa variasi tegangan mengakibatkan peningkatan nilai SNR, dimana semakin besar tegangan yang digunakan maka nilai SNR semakin besar. Namun pada tegangan 120 kV terjadi penurunan SNR, dimana hal ini terjadi karena jumlah *noise* yang dihasilkan meningkat. Hasil ini menunjukkan bahwa variasi tegangan memiliki pengaruh terhadap nilai SNR artinya tegangan berpengaruh secara signifikan terhadap nilai SNR yang diperoleh, sehingga mempengaruhi kualitas citra yang dihasilkan juga.

Kualitas citra yang baik artinya citra dapat menunjukkan bagian organ tubuh secara akurat dan dapat digunakan untuk mendiagnosis. Hasil ini didukung juga oleh penelitian yang dilakukan oleh Gede dkk. [15].

Dari hasil diatas menunjukkan bahwa objek kontras pada *fantom* bisa mensimulasikan bagaimana jaringan atau organ tersebut muncul dalam pencitraan medis. Ini menunjukkan bahwa *fantom* dapat menyerap atau memantulkan sinyal dari perangkat pencitraan seperti sinar-X atau gelombang ultrasound-nya.

**CNR (Contrast-to-Noise Ratio)**

CNR (*Contrast-to-Noise Ratio*), adalah ukuran yang digunakan dalam pencitraan medis untuk menilai kualitas gambar. CNR mengukur kemampuan untuk membedakan objek dari latar belakangnya dalam citra dengan mempertimbangkan tingkat *noise* yang ada dalam gambar. Pada Tabel 3 menyajikan hasil pengukuran nilai CNR.

**Tabel 3.** Data hasil pengukuran CNR

Tegangan (kV)	CNR		
	Air	Lesi	Kista
80	6,71	18,05	191,04
100	7,15	19,19	192,69
120	6,45	21,44	192,72

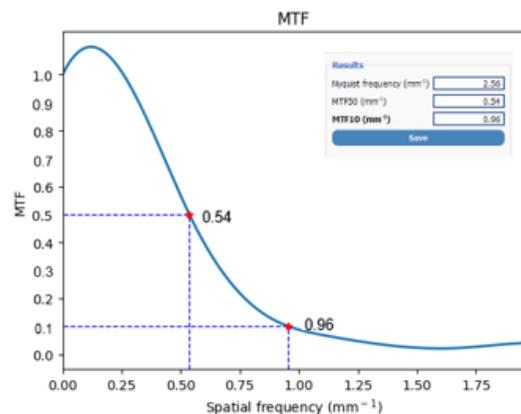
Nilai CNR menggambarkan perbandingan antara kontras terhadap *noise* pada suatu citra. Pengukuran nilai CNR dilakukan dengan variasi tegangan tabung 80 kV, 100 kV, dan 120 kV, tebal irisan 10 mm dan waktu rotasi 1 s.

Tabel 3 menunjukkan bahwa nilai CNR yang lebih tinggi menunjukkan kontras yang lebih baik antara objek dan *background* dengan tingkat kebisingan yang rendah, sehingga gambar lebih jelas dan lebih mudah untuk diinterpretasikan. Namun pada tegangan 120 kV terjadi penurunan CNR, dimana hal ini disebabkan adanya peningkatan *noise* sehingga dapat mengurangi nilai CNR.

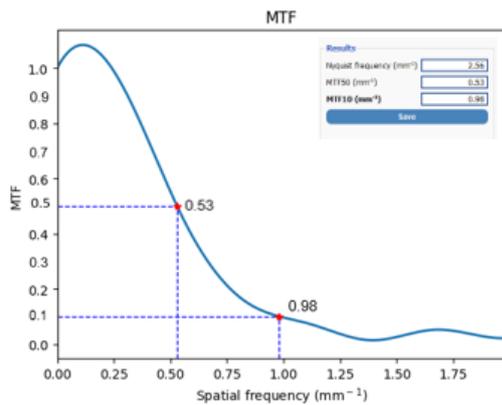
**Modulation Transfer Function (MTF)**

MTF adalah ukuran kemampuan suatu sistem optik untuk menghasilkan detail yang digambarkan. Dimana MTF bertujuan untuk melihat setiap garis atau citra spasial antara satu dengan yang lainnya.

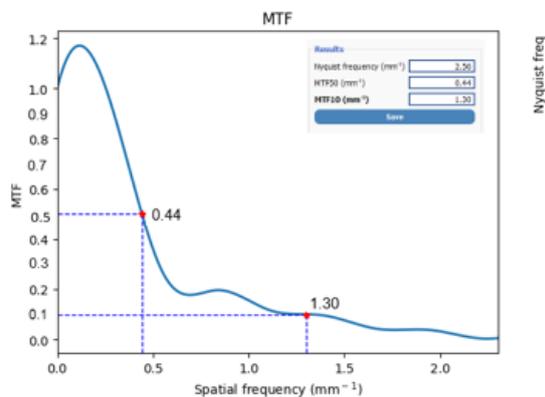
Pengukuran nilai MTF dilakukan pada variasi tegangan tabung 80 kV, 100 kV, dan 120 kV, tebal irisan 10 mm dalam waktu rotasi 1 s. Nilai MTF digambarkan dalam bentuk kurva, dimana nilai MTF 10% merupakan batas suatu objek yang dapat dilihat secara visual.



**Gambar 5.** Kurva MTF pada tegangan 80 kV.



Gambar 6. Kurva MTF pada tegangan 100 kV.



Gambar 7. Kurva MTF pada tegangan 120 kV.

Terlihat pada Gambar 5, 6, dan 7 grafik hasil MTF pada tegangan 80 kV, 100 kV dan 120 kV, menunjukkan bahwa nilai MTF10% semakin meningkat pada tegangan 80 kV menghasilkan nilai sebesar 0,96 mm<sup>-1</sup>, pada tegangan 100 kV menghasilkan nilai sebesar 0,98 mm<sup>-1</sup>, dan pada tegangan 120 kV menghasilkan nilai sebesar 1,30 mm<sup>-1</sup>.

Grafik MTF ini menunjukkan bagaimana kontras dari citra yang dihasilkan oleh sistem optik bervariasi dengan frekuensi spasial. Pada sumbu X menunjukkan frekuensi spasial dari detail dalam citra. Semakin ke kanan, semakin tinggi frekuensi spasial yang berarti gambar detail yang lebih kecil terlihat. Pada sumbu Y menunjukkan nilai MTF yang merupakan rasio kontras citra keluaran terhadap kontras objek asli [16].

MTF 50% adalah frekuensi spasial dimana kontras gambar yang dihasilkan oleh sistem pencitraan turun hingga 50% dari nilai kontras aslinya. Untuk MTF 10% adalah frekuensi spasial dimana kontras gambar yang dihasilkan oleh sistem pencitraan turun hingga 10% dari nilai kontras aslinya. Pada MTF 10% digunakan untuk menilai batas kemampuan sistem pencitraan dalam menangkap detail yang sangat halus.

Dalam istilah sederhana nilai MTF mengukur seberapa baik suatu sistem dapat menggambarkan detail gambar yang berbeda dalam tingkat kontras. Semakin tinggi nilai MTF, maka kualitas gambar dari sistem optik atau sensor semakin baik.

## KESIMPULAN

Fantom rahim buatan berbahan dasar agar dengan representasi jaringan air, lesi/tumor dan kista mendekati pengujian obyek organ manusia. Tegangan tabung sinar-X meningkatkan nilai SNR yang berimplikasi pada peningkatan kualitas citra. Berturut-turut diperoleh nilai SNR pada tegangan 80 dan 100 kV sebesar 6,07 dan 6,60. Terhadap nilai CNR diperoleh jaringan air sebesar 6,77, jaringan lesi/tumor sebesar 19,56 dan jaringan kista sebesar 192,15.

Untuk hasil penelitian mengenai pengaruh tegangan (kV) terhadap nilai level *noise* juga mengalami penurunan. Namun, hal ini menghasilkan kualitas citra yang baik. Dimana semakin tinggi tegangan (kV) maka semakin turun nilai *noise*. Pada nilai tegangan yang besar yaitu 100 dan 120 kV, dihasilkan nilai *noise* yang kecil sebesar 5,78% dan 5,44%. Ketika tegangan yang diberikan kecil yaitu 80 kV terlihat bahwa nilai *noise* yang diperoleh menjadi besar sebesar 6,43%.

Pada *Uniformity* perbedaan yang signifikan antara citra objek dan citra *background* menunjukkan bahwa area objek menyebabkan variasi intensitas yang lebih besar dibandingkan area *background*

dan Homogenitas *noise* menunjukkan bahwa variasi intensitas piksel dalam area homogen lebih tinggi pada area yang lebih terang (lebih banyak *noise*) dan lebih rendah pada area yang lebih gelap (lebih homogen).

Pada hasil pengukuran resolusi spasial (MTF) menghasilkan nilai yang tinggi, dimana hal ini menunjukkan bahwa sistem dapat menggambarkan detail gambar yang berbeda dalam tingkat kontras. Semakin tinggi nilai MTF, maka kualitas gambar dari sistem optik atau sensor semakin baik.

#### DAFTAR PUSTAKA

- [1] Ghaznavi H. Thyroid Cancer Risk in Patients Undergoing 64 Slice Brain and Paranasal Sinuses Computed Tomography. *Frontiers in Biomedical Technologies*. 2020;7(2):100–104.
- [2] Anugrah MA, et al. Composite gelatin/Rhizophora SPP particleboards/PVA for soft tissue fantom applications. *Radiation Physics and Chemistry*. 2020;173:108878.
- [3] Dewerd LA & Kissick M. *The Fantoms of Medical and Health Physics: Devices for Research and Development*. Springer. 2014.
- [4] Putri CFR, Maslebu G, Setiawan A. Analisis Densitas Larutan Berbasis Citra Fantom Agar dalam Kendali Mutu USG. *POSITRON: Berkala Ilmiah Fisika*. 2021;11(1):26-30.
- [5] Kathon BO, Hartoyo P, Samsun. Uji resolusi spasial dan slice thickness pada CT scan 128 dan 16 slice dengan menggunakan fantom QUART DVT-AP. *Jurnal Pembelajaran Fisika*. 2022;11(3):123–136.
- [6] Wahyuni S & Amalia L. Perkembangan dan Prinsip Kerja Computed Tomography (CT SCAN). *GALENICAL: Jurnal Kedokteran dan Kesehatan Mahasiswa Malikussaleh*. 2022;1(2):88-96.
- [7] Azhara MF, Dewang S, Astuty SD, Rosyidah U, Samad BA. Analisis modulation transfer function (MTF) dan kontras-to-noise ratio (CNR) untuk optimasi kualitas citra CT scan. *Berkala Fisika*. 2023;26(1):1-7.
- [8] Gulliksrud K, Stokke C, Martinsen AC. How to measure CT image quality: variations in CT-numbers, uniformity and low contrast resolution for a CT quality assurance phantom. *Phys Med*. 2014;30(4):521-526.
- [9] Almuslimiati, Milvita D, Prasetyo H. Analisis Nilai Noise dari Citra Pesawat CT-Scan pada Beberapa Rekonstruksi Kernel dengan Variasi Slice Thickness. *Jurnal Fisika Unand*. 2019;8(1):57-63.
- [10] Kusumaningsih LPR, Suryatika IBM, Trisnawati NLP, Irhas R. Pengaruh Slice Thickness terhadap Signal to Noise Ratio (SNR) dari Hasil Penyinaran CT Scan di RSUP Prof. Dr. I.G.N.G Ngoerah. *Kappa Journal*. 2023;7(2):326–330.
- [11] Lestari AA, Susanto H, Arifin Z. Analisis Noise Level Hasil Citra CT Scan pada Tegangan Tabung 120 kV dan 135 kV dengan Variasi Ketebalan Irisan (Slice Thickness). *Youngster Physics Journal*. 2014;3(3):189–196.
- [12] Cropp RJ, Seslija P, Tso D, Thakur Y. Scanner and kVp dependence of measured CT numbers in the ACR CT phantom. *J Appl Clin Med Phys*. 2013;14(6):338-349.
- [13] Herlinda S, Fitriyani D, Marzuki M. Analisis Pengaruh Kuat Arus dan Tegangan Terhadap Kualitas Citra Computed Tomography (CT) Scan Siemens Perspective di RSUP Dr. M.

- Djamil Padang. *POSITRON: Berkala Ilmiah Fisika*. 2019;9(1):39-43.
- [14] Greenway K, Sharma R, Vargas Carvajal D, dkk. Unit Hounsfield. Artikel referensi, Radiopaedia.org (Diakses pada 04 Sep 2024) <https://doi.org/10.53347/rID-38181>
- [15] Satwika LGP, Ratini NN, Iffah M. Pengaruh Variasi Tegangan Tabung Sinar-X terhadap Signal to Noise Ratio (SNR) dengan Penerapan Anode Heel Effect menggunakan Stepwedge. *Buletin Fisika*. 2021;22(1):20-28.
- [16] Hsieh J, Flohr T. Computed tomography recent history and future perspectives. *J Med Imaging (Bellingham)*. 2021;8(5):052109.