

*Original paper*

## **DESAIN FANTOM BERBASIS GELATIN DAN Zn UNTUK MENENTUKAN NILAI SNR DAN CNR HASIL PEMERIKSAAN CT SCAN**

**Siti Ainun Marwah<sup>1</sup>, Nanda Saharani<sup>1</sup>, Purwanto<sup>2</sup>, Sri Dewi Astuty<sup>1</sup>, Syamsir Dewang<sup>1</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, RSUD Wahidin Makassar, Indonesia*

Email: dewang1163@gmail.com

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

### **ABSTRAK**

Telah dilakukan pembuatan phantom berbasis bahan gelatin yang diuji dengan CT-Scan. Pengujian ini untuk mengetahui nilai HU pada setiap variasi gelatin serta untuk menentukan nilai SNR dan CNR pada phantom buatan ini. Parameter yang di analisis yaitu nilai tegangan tabung (kV) dengan variasi 80 kV, 100 kV dan 120 kV sehingga diperoleh nilai Signal to Noise Ratio (SNR), Contrasts to Noise Ratio (CNR), Hounsfield Unit (HU) dan Modulation Transfer Function (MTF). Metode yang digunakan adalah metode eksperimen dengan menggunakan perbandingan kandungan gelatin yang diuji dengan variasi 25, 26, 27, 28, dan 29 gr yang dicampurkan dengan Zn sebanyak 3 gr. Hasil yang didapatkan pada penelitian ini berdasarkan pengukuran nilai SNR dan CNR pada antar sampel pada tegangan terjadi peningkatan. Semakin tinggi tegangan tabung maka semakin tinggi juga nilai SNR dan CNR serta material komposit antara gelatin dengan Zn dapat digunakan sebagai phantom payudara untuk keperluan uji kesesuaian. Untuk nilai HU phantom payudara sesuai dengan nilai rentang HU organ payudara, kisaran nilai HU antara 40-71 HU yang setara untuk organ payudara.. Nilai MTF juga mengalami peningkatan di setiap tegangan dengan nilai  $0,21 \text{ mm}^{-1}$ ,  $0,28 \text{ mm}^{-1}$ , dan  $0,32 \text{ mm}^{-1}$

***Kata Kunci:*** *phantom gelatin dan Zn, Signal to Noise Ratio, Contrasts to Noise Ratio, Hounsfield Unit, Modulation Transfer Function.*

### **PENDAHULUAN**

Kanker adalah salah satu penyakit paling mematikan di dunia [1]. Salah satu jenis kanker yang paling umum di antara wanita di seluruh dunia adalah kanker payudara [2]. Kanker tersebut disebabkan oleh pertumbuhan sel jaringan payudara yang tidak terkendali dan tidak teratur. Saat ini, belum ada metode yang cocok untuk mencegah perkembangannya [3]. Kasus kanker payudara meningkat secara global, terhitung hingga 2,3 juta diagnosis pada tahun 2020 dan lebih dari 600.000 kematian. Kanker payudara terus menjadi

neoplasma yang paling sering didiagnosis untuk wanita, dengan 268.000 kasus baru kanker invasif didiagnosis pada tahun 2019 [4].

Kemajuan ilmu pengetahuan dan teknologi telah membuat radiasi elektromagnetik semakin banyak digunakan dalam berbagai bidang, termasuk di dunia medis. Penggunaan radiasi, seperti sinar-X, dalam diagnosis dan radioterapi kanker terbukti efektif. Meskipun begitu, radiasi juga berpotensi membahayakan jaringan sehat akibat proses ionisasi. Oleh karena itu, sangat penting untuk memastikan kualitas radiasi

yang digunakan tepat dan akurat agar dosis yang diberikan tidak membahayakan. Pengendalian kualitas radiasi menjadi kunci untuk memaksimalkan manfaat dan meminimalkan risiko penggunaan radiasi elektromagnetik dalam penanganan kanker [1]. Salah satu upaya untuk menyelidiki penggunaan radiasi pada jaringan tubuh adalah dengan menguji penggunaan radiasi pada fantom buatan.

Fantom merupakan salah satu bentuk pemodelan tubuh manusia yang digunakan dalam bidang radiologi, baik radiologi diagnostik maupun radioterapi untuk menilai kualitas citra sinar-X secara realistis. Fantom merupakan alat penting dalam *Quality Control* (QC) dan *Quality Assurance* (QA), khususnya untuk mengukur dosis radiasi. Fantom banyak digunakan dalam pelatihan dan penelitian fisika medis untuk mempelajari efek radiasi, pencitraan medis, serta dalam berbagai bidang radiologi seperti radioterapi, QA, analisis kualitas citra, dan pengukuran dosimetry [5]. Berbagai jenis fantom digunakan berdasarkan jenis radiasi dan organ target [6]. Fantom yang paling sering digunakan adalah fantom akrilik [7]. Pada penelitian ini, fantom yang digunakan terbuat dari gelatin dan campuran Zn (Seng) yang dikembangkan dari penelitian terdahulu [8].

CT-Scan adalah alat kesehatan yang biasa digunakan untuk menampilkan citra bagian tubuh yang terdeteksi menggunakan sinar X dengan bantuan computer [9]. Secara umum, kualitas citra pada CT-Scan bergantung pada empat faktor dasar yaitu kontras, spasial resolusi, *noise* pada citra serta artefak. *Noise* muncul sebagai hasil fluktuasi CT *number*. Pengukuran *noise* dapat dilakukan dengan menggunakan *Region-of-Interest* (ROI) pada citra yang dihasilkan dari pemindaian fantom homogen. Perhitungan nilai Standar Deviasi (SD) dari ROI pada citra dapat menjadi indikasi penyimpangan fluktuasi CT *number* yang berhubungan dengan *noise*. Semakin tinggi standar

deviasi maka semakin tinggi *noise* pada citra [10]. CT *number* dapat dinyatakan dalam Hounsfield Unit (HU) pada suatu material yang sama sesuai dengan standar yang sudah ditetapkan [11]. Kualitas citra yang optimal diindikasikan oleh *signal-to-noise ratio* (SNR) rasio yang tinggi [12].

Signal to noise ratio (SNR) adalah perbandingan antara besarnya amplitudo sinyal dengan amplitudo noise yang mana nilai SNR tersebut digunakan untuk menentukan kualitas citra. SNR berpengaruh terhadap kualitas citra CT-Scan yang dihasilkan karena kenaikan nilai SNR diikuti dengan kualitas citra. Nilai SNR yang tinggi dapat dimanfaatkan untuk menghasilkan citra dengan resolusi spasial yang baik karena SNR dipengaruhi oleh kekuatan arus tabung [13]. Sedangkan, *contrast-to-noise ratio* (CNR) adalah penilaian visual dengan ukuran kuantitas rasio kontras terhadap *noise*, sehingga dapat menghilangkan subjektivitas pengamat (manusia). CNR dapat ditentukan dengan membuat ROI pada objek yang terlihat pada citra [14].

Berdasarkan uraian di atas, penelitian ini dilakukan untuk menganalisis kualitas citra dari fantom buatan dengan parameter CT Number (CTN), SNR dan CNR. Pada penelitian ini, fantom buatan yang digunakan berbahan dasar gelatin dan campuran Zn.

## BAHAN DAN METODE

### Persiapan sampel

Zn, gelatin, akuades, dan PVA disiapkan terlebih dahulu dalam penelitian ini. Jumlah atau konsentrasi gelatin dalam penelitian ini divariasikan mulai dari 25, 26, 27, 28, dan 29 g. Gelatin kemudian dilarutkan dengan 60 mL akuades dan diaduk menggunakan *magnetic stirrer* pada suhu 40°C dengan kecepatan konstan 400 rpm selama 30 menit. Zn sebanyak 3 g selanjutnya dicampur dengan larutan PVA 10 mL, kemudian diaduk pada suhu 40°C dengan kecepatan 400 rpm selama 30

menit. Larutan gelatin dan larutan Zn disatukan, kemudian diaduk menggunakan *magnetic stirrer* pada suhu 40°C selama 30 menit dengan kecepatan konstan 400 rpm untuk mendapatkan larutan fantom. Kemudian, larutan tersebut dituangkan ke dalam cetakan dan dimasukkan ke dalam lemari es dengan suhu -4°C selama 24 jam [8]. Gambar 1 menampilkan proses detail sintesis fantom.

**Pengambilan citra CT-Scan**

Pengambilan data pada pesawat CT-Scan dimulai dengan tahap pemanasan atau *warming up*. Selanjutnya, fantom diletakkan pada *stand* meja yang akan bergerak memasuki *gantry*, seperti yang diperlihatkan pada Gambar 2. Sebelum *scanning*, fantom di atas meja pemeriksaan diposisikan dengan mengatur sumbu panjang, lebar, dan kedalaman fantom tepat di tengah *gantry*. *Scanning* dilakukan dalam dua tahap. Tahap pertama adalah penentuan area fantom berupa panjang *scanning* yang sebelumnya telah ditetapkan pada panel, menunjukkan ketebalan, jumlah potongan, kuat arus, dan waktu *scanning*. Tahap kedua melibatkan pengaturan tegangan dan mode *scanning* yang divariasikan, terdiri dari tegangan tabung 80, 100, dan 120 kV. Hasil citra yang diperoleh kemudian diolah

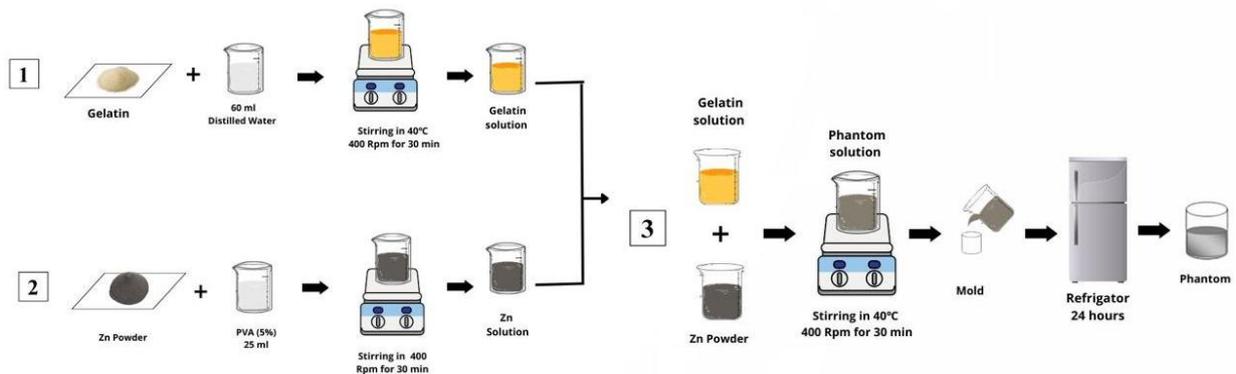
menggunakan aplikasi RadiAnt DICOM Viewer. Citra yang dipilih harus menampilkan beberapa objek berbeda. Saat menentukan lokasi ROI untuk setiap sampel, area yang sama digunakan untuk objek dan latar belakang sehingga diperoleh nilai mean dan standar deviasi (*noise*) yang sama. Nilai-nilai ROI tersebut kemudian ditabulasi sesuai dengan variasi dalam penelitian. ROI<sub>1</sub> diletakkan pada area objek utama untuk mengukur karakteristik tertentu seperti intensitas atau densitas piksel, yang membantu dalam memahami sifat fisik dan kimia objek tersebut. Di sisi lain, ROI<sub>2</sub> ditempatkan pada latar belakang yang homogen, bertujuan untuk mengukur tingkat *noise* atau variasi standar di sekitar objek.

Nilai SNR dan CNR pada citra dengan objek fantom dihitung menggunakan Persamaan (1) dan (2).

$$SNR = \frac{(Mean ROI_1) - (Mean ROI_2)}{\sqrt{\frac{(SD ROI_1)^2 + (SD ROI_2)^2}{2}}} \quad (1)$$

$$CNR = \frac{Mean ROI_1 - Mean ROI_2}{SD ROI_2} \quad (2)$$

dimana ROI<sub>1</sub> adalah ROI objek dan ROI<sub>2</sub> adalah ROI background.

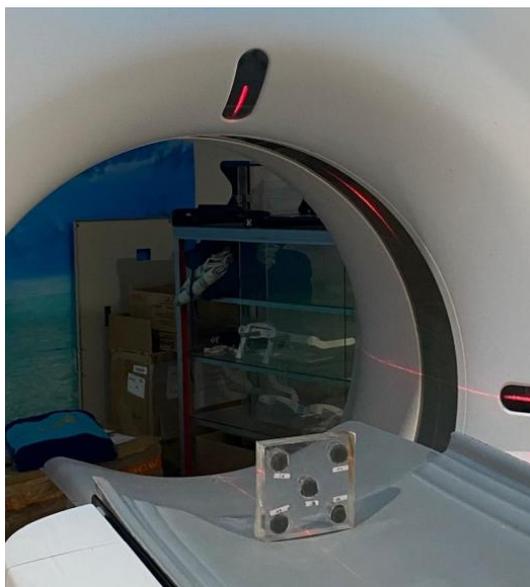


**Gambar 1.** Ilustrasi proses pembuatan fantom.

**HASIL DAN PEMBAHASAN**

Gambar 3 menampilkan citra hasil scan dengan penempatan ROI untuk mengukur

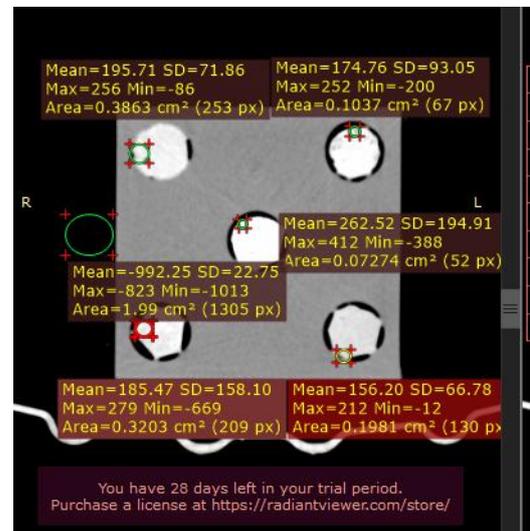
parameter penelitian. Nilai maksimum dan minimum diidentifikasi untuk mendapatkan nilai mean dan SD menggunakan ROI yang diletakkan pada objek dan background hitam dan putihnya yang diasumsikan sebagai objek dan latar. Ketika menghitung SNR dan CNR, perlu diingat bahwa hasil dapat dipengaruhi oleh faktor-faktor seperti parameter, pengaturan alat, dan teknik pemrosesan gambar yang digunakan. Terdapat 2 indikasi latar, yaitu bagian yang berwarna hitam dan bagian yang berwarna putih.



**Gambar 2.** Peletakan fantom di atas *stand* meja.

Besar area ROI yang digunakan untuk mendapatkan nilai mean berdiameter 2 cm karena tidak terlalu besar dan tidak terlalu kecil. Area ROI pada CT-Scan adalah bagian penting dalam analisis dan pengujian kualitas citra medis. Besarnya area ROI dapat mempengaruhi akurasi dan konsistensi pengukuran berbagai parameter seperti SNR dan CNR. Area ROI yang terlalu kecil tidak cukup merepresentasikan noise secara akurat, sedangkan area yang terlalu besar dapat mencakup variasi sinyal yang tidak diinginkan. Area ROI juga harus ditempatkan pada bagian yang *representative* dari fantom yang digunakan dengan ukuran yang cukup besar untuk

mencakup sinyal utama tetapi tidak terlalu besar sehingga mencakup noise atau artefak yang tidak diinginkan. Dalam hal ini, ROI biasanya ditempatkan di area yang menunjukkan lesi atau struktur yang menjadi fokus pemeriksaan, dan ukurannya disesuaikan berdasarkan kebutuhan diagnostik [15].



**Gambar 3.** Penentuan nilai ROI.

### Nilai SNR

Tabel 1 menunjukkan data hasil pengukuran nilai SNR dengan variasi tegangan tabung pada 5 sampel yang berbeda. SNR adalah parameter penting dalam menilai kualitas sinyal dalam sistem pengukuran, yang menunjukkan rasio antara kekuatan sinyal yang diinginkan dan kekuatan noise atau gangguan [16]. Data menunjukkan adanya peningkatan nilai SNR pada tegangan 80 kV. Namun pada variasi tegangan 100 kV, terdapat nilai SNR yang menurun pada variasi gelatin 26 gr. Pada tegangan 120 kV, untuk variasi gelatin 25 gr dan 26 gr mengalami penurunan namun untuk variasi selanjutnya mengalami kenaikan nilai SNR. Perbedaan nilai SNR antar sampel pada tegangan yang sama dapat disebabkan oleh variasi karakteristik sampel, seperti densitas, homogenitas, dan tebal sampel [17].

**Tabel 1.** Data hasil pengukuran nilai SNR dengan variasi tegangan tabung.

Tegangan Tabung (kV)	Nilai SNR				
	1	2	3	4	5
80 kV	9.04	12.36	16.72	53.38	16.13
100 kV	29.60	22.82	17.00	67.72	73.78
120 kV	85.36	52.36	95.83	79.30	94.33

**Tabel 2.** Data hasil pengukuran nilai SNR dengan variasi tegangan tabung.

Tegangan Tabung (kV)	Nilai CNR				
	1	2	3	4	5
80 kV	55.15	51.29	50.48	51.38	52.22
100 kV	59.96	55.20	54.92	55.88	56.31
120 kV	76.98	70.82	70.82	70.40	70.50

**Tabel 3.** Data hasil nilai CT Number dari ROI tiap posisi dengan variasi tegangan tabung.

Sampel	Nilai Hounsfield Unit (HU)	Organ
1	52 HU	Payudara
2	41 HU	Payudara
3	58 HU	Payudara
4	71 HU	Payudara
5	40 HU	Payudara

Penggunaan tegangan tabung yang lebih tinggi akan menghasilkan penetrasi sinar-X yang lebih baik, mengurangi noise, dan pada akhirnya meningkatkan nilai SNR dalam sistem pencitraan medis. Ini sesuai dengan temuan yang disajikan dalam Tabel 1, dimana peningkatan tegangan tabung dari 80 kV ke 120 kV menghasilkan kenaikan nilai SNR untuk semua sampel yang diukur.

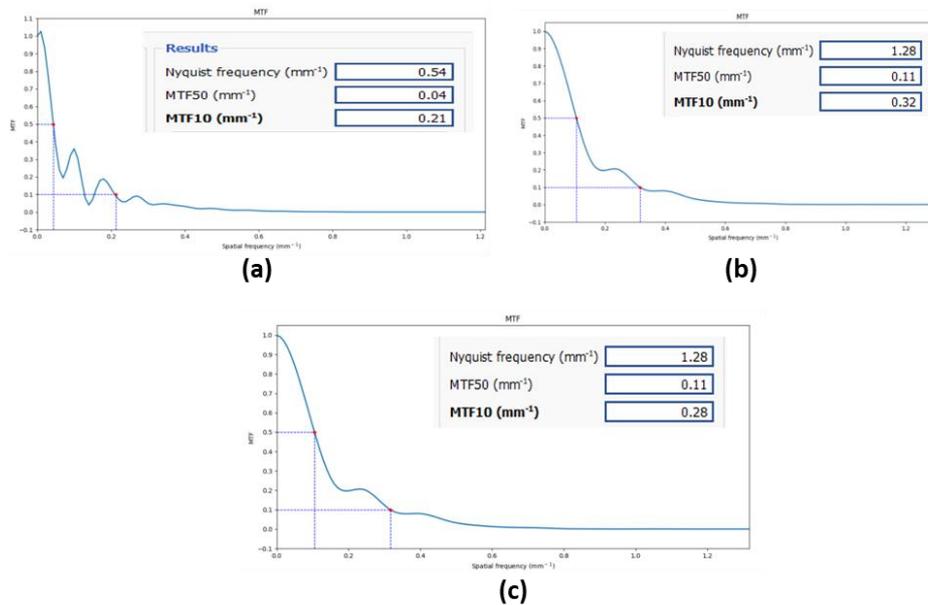
### Nilai CNR

Tabel 2 menunjukkan hasil pengukuran nilai CNR pada berbagai tegangan tabung. CNR adalah salah satu indikator utama dalam pencitraan medis untuk menilai kualitas citra. Semakin tinggi nilai CNR, semakin bagus kontras antara objek target dan latar belakang, yang pada akhirnya memudahkan identifikasi dan analisis yang lebih tepat [17]. Tabel 2 menunjukkan bahwa peningkatan tegangan tabung dari 80 kV ke 120 kV menghasilkan peningkatan nilai CNR yang signifikan [18]. Meningkatkan tegangan tabung dapat

meningkatkan energi foton yang digunakan dalam pencitraan, meningkatkan kemampuan penetrasi jaringan, dan mengurangi efek hamburan. Hal ini meningkatkan SNR yang pada akhirnya meningkatkan nilai CNR [19]. Pemilihan tegangan tabung yang optimal harus mempertimbangkan faktor-faktor lain seperti dosis radiasi, ketebalan objek, dan jenis pemeriksaan yang dilakukan. Oleh karena itu, meskipun tegangan tabung yang lebih tinggi dapat meningkatkan kualitas citra, penggunaannya harus diseimbangkan dengan dosis radiasi dan tujuan diagnostik yang spesifik.

### Nilai HU

Berdasarkan Tabel 3, nilai HU pada sampel payudara bervariasi antara 40 HU hingga 71 HU. Variasi nilai HU pada jaringan payudara dapat disebabkan oleh perbedaan dalam komposisi penyusun jaringan, seperti kandungan air, lemak, dan protein [20].



**Gambar 6.** Hasil perhitungan nilai MTF pada arus tabung (a) 80 kV; (b) 100 kV; dan (c) 120 kV.

Umumnya, payudara dengan komposisi lemak yang lebih tinggi memiliki nilai HU yang lebih rendah, sedangkan payudara dengan komposisi air dan protein yang lebih tinggi memiliki nilai HU yang lebih tinggi. Selanjutnya, studi oleh Park et al. [21] menunjukkan bahwa variasi nilai HU pada payudara juga dapat dipengaruhi oleh faktor-faktor lain, seperti densitas jaringan, ukuran lesi, dan teknik pencitraan yang digunakan. Perbedaan nilai HU yang cukup besar pada sampel payudara dalam tabel ini dapat mengindikasikan adanya variasi komposisi atau struktur jaringan payudara yang diperiksa.

### Nilai MTF

Secara lebih teknis, MTF menggambarkan seberapa baik sistem dapat mentransfer detail objek pada citra. Pengukuran ini dilakukan menggunakan *software* IndoQCT. Gambar 6 menunjukkan hasil pengukuran MTF pada seluruh sampel. Pada pengukuran MTF ini dilakukan dengan 3 variasi tegangan tabung yaitu 80 kV, 100 kV dan 120 kV. MTF adalah parameter penting dalam radiologi untuk

mengevaluasi kualitas citra, karena menunjukkan kemampuan sistem pencitraan dalam mempertahankan resolusi spasial [22]. Nilai MTF masing-masing variasi arus tabung 80 kV, 100 kV dan 120 kV mengalami peningkatan mulai dari 0.21 mm<sup>-1</sup>, 0.28 mm<sup>-1</sup>, dan 0.32 mm<sup>-1</sup>. Nilai MTF yang lebih tinggi mengindikasikan kinerja yang lebih baik dalam mempertahankan resolusi spasial. Perubahan tegangan tabung dari 80 kV ke 100 kV dan 120 kV mempengaruhi karakteristik resolusi spasial yang ditunjukkan oleh perubahan nilai MTF. Informasi ini dapat digunakan untuk mengoptimalkan protokol pencitraan dan memilih pengaturan tegangan tabung yang sesuai, sesuai dengan rekomendasi dari penelitian sebelumnya [23].

### KESIMPULAN

Berdasarkan penelitian yang telah dilakukan, maka dapat disimpulkan bahwa untuk nilai SNR dan CNR pada variasi tegangan tabung 80 kV, 100 kV dan 120 kV mengalami penurunan nilai mean dikarenakan bahan dalam fantom

mengalami perubahan densitas atau komposisi yang bisa mempengaruhi hasil pengukuran. Ini karena nilai mean di pengaruhi oleh banyak faktor lain seperti setting mAs, ketebalan slice dan karakteristik. Maka dari itu peningkatan tegangan tabung dalam CT-Scan dapat meningkatkan kontras dan kualitas gambar secara umum tetapi tidak secara langsung mengakibatkan peningkatan nilai mean dalam semua kasus. Nilai MTF masing-masing variasi arus tabung 80 kV, 100 kV dan 120 kV mengalami peningkatan mulai dari  $0.21 \text{ mm}^{-1}$ ,  $0.28 \text{ mm}^{-1}$ , dan  $0.32 \text{ mm}^{-1}$ .

#### DAFTAR PUSTAKA

- [1] Aji PS & Mandagi AM. Dampak paparan radiasi sinar x lingkungan terhadap leukosit dari petugas radiologi. *Jurnal Kesehatan Masyarakat*. 2022;11(3):270-275.
- [2] Łukasiewicz S, Czezelewski M, Forma A, Baj J, Sitarz R, Stanisławek A. Breast Cancer-Epidemiology, Risk Factors, Classification, Prognostic Markers, and Current Treatment Strategies-An Updated Review. *Cancers (Basel)*. 2021;13(17):4287.
- [3] Bahreyni Toossi MT, Mohamadian N, Mohammadi M, et al. Assessment of skin dose in breast cancer radiotherapy: on-phantom measurement and Monte Carlo simulation. *Rep Pract Oncol Radiother*. 2020;25(3):456-461.
- [4] Loizidou K, Elia R, Pitris C. Computer-aided breast cancer detection and classification in mammography: A comprehensive review. *Comput Biol Med*. 2023;153:106554.
- [5] Azlan M, Heryanto H, Sulieman A, Bradley DA, Tahir D. Composite Cassava Starch/Rhizophora spp particleboards/Zn nanoparticle for phantom applications. *Radiat. Phys. Chem.* 2024;218:111587.
- [6] Patlan-Cardoso F, Rodríguez-Romo S, Ibáñez-Orozco O, Rodríguez-Vázquez K, Vergara-Martínez FJ. Estimation of the central-axis-reference percent depth dose in a water phantom using artificial intelligence. *J. Radiat. Res. Appl. Sci.* 2021;14(1):91-104.
- [7] Sofyan M, Hidayati AO, Mayani AN. Pembuatan Phantom dari Gips Sebagai Pengganti Tulang Manusia dan Bahan Akrilik Sebagai Pengganti Soft Tissue. *J. Heal.* 2017;4(2):107-113.
- [8] Anugrah MA, Ilyas A, Tahir D. Gelatin/Poly (vinyl alcohol)/Inorganic filler composites for phantom breasts. *Mater. Chem. Phys.* 2021;262:124333.
- [9] Wahyuni S & Amalia L. Perkembangan dan Prinsip Kerja Computed Tomography (CT SCAN). *Galenical: Jurnal Kedokteran dan Kesehatan Malikussaleh*. 2022;1(2):88-96.
- [10] Rozanah R, Budi WS, Arifin Z. Perbandingan Kualitas Citra CT Scan Pada Protokol Dosis Tinggi dan Dosis Rendah Untuk Pemeriksaan Kepala Pasien Dewasa dan Anak. *Youngster Phys. J.* 2015;4(1):117-126.
- [11] Nurhayati OD. Analisis Citra Digital Ct Scan Dengan Metode Ekualisasi Histogram Dan Statistik Orde Pertama. *J. Sist. Komput.* 2015;5(1):1-4.
- [12] Tewabe H, Mitiku A, Yenesew A. Validation of the efficacy of pooled serum for serum glucose inhouse quality control material in comparison with commercial internal quality control in clinical chemistry laboratory. *Pract Lab Med*. 2024;39:e00377.

- [13] Arifah AN, Kartikasari Y, Murniati E. Analisis Perbandingan Nilai Signal to Noise Ratio (SNR) pada Pemeriksaan MRI Ankle Joint dengan Menggunakan Quad Knee Coil dan Flex/Multipurpose Coil. *J. Imejing Diagnostik*. 2017;3(1):220–224.
- [14] Louk AC, Suparta GB. Pengukuran Kualitas Sistem Pencitraan Radiografi Digital Sinar-X Quality Measurement of Imaging System of X-ray Digital Radiography. *Journal of Mathematics and Natural Sciences*. 2014;24(2):149–166.
- [15] Chityala R, Hoffmann KR, Bednarek DR, Rudin S. Region of Interest (ROI) Computed Tomography. *Proc SPIE Int Soc Opt Eng*. 2004;5368(2):534-541.
- [16] Seeram E. *Digital Radiography: Physical Principles and Quality Control, Second Edition*. Springer. 2019.
- [17] Buzug TM. *Computed Tomography*, In: Kramme, R., Hoffmann, KP., Pozos, R.S. (eds) Springer Handbook of Medical Technology. Springer Handbooks. Springer. 2011.
- [18] Lai ZH, Sá Dos Reis C, Sun Z. Effective dose and image optimisation of lateral lumbar spine radiography: a phantom study. *Eur Radiol Exp*. 2020;4(1):13.
- [19] Bushong SC. *Radiologic Science for Technologists*. Elsevier Health Sciences. 2016.
- [20] Dong Y, Feng Q, Yang W, et al. Preoperative prediction of sentinel lymph node metastasis in breast cancer based on radiomics of T2-weighted fat-suppression and diffusion-weighted MRI. *Eur Radiol*. 2018;28(2):582-591.
- [21] Park JM, Franken EA Jr, Garg M, Fajardo LL, Niklason LT. Breast tomosynthesis: present considerations and future applications. *Radiographics*. 2007;27 Suppl 1:S231-S240.
- [22] Samei E, Badano A, Chakraborty D, et al. Assessment of display performance for medical imaging systems: executive summary of AAPM TG18 report. *Med Phys*. 2005;32(4):1205-1225.
- [23] Samei E, Ranger NT, Dobbins JT 3rd, Chen Y. Intercomparison of methods for image quality characterization. I. Modulation transfer function. *Med Phys*. 2006;33(5):1454-1465.