



Pembuatan dan Uji Nilai HU Jaringan Tulang Buatan Berbahan Dasar Cangkang Telur

Eunike Yusmaliani¹, Sri Dewi Astuty^{1*}, Purwanto², Syamsir Dewang¹, Bannu¹, AjengAnggreny Ibrahim¹, dan Ayu Hardianti Pratiwi¹

¹Jurusan Fisika, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Universitas Hasannuddin

²Insatalasi Radiologi Rumah Sakit Wahidin Sudirohusodo Makassar

Email: dewiastuti@fmipa.unhas.ac.id

*Corresponding Author

Abstrak

Evaluasi kinerja modalitas radiologi diagnostik sangat mendukung kualitas radiasi dan citra untuk penegakan diagnosa. Pengujian ini memerlukan material tertentu sebagai pengganti objek manusia untuk menghindari radiasi yang berlebihan. Phantom sebagai salah satu media pengganti objek telah diarahkan sesuai dengan karakteristik jaringan. Penelitian ini bertujuan untuk mendapatkan respon radiasi jaringan tulang buatan berbahan dasar cangkang telur dengan penambahan bekatul, resin dan katalis, pada 4 (empat) komposisi campuran. Variasi pengujian dilakukan dengan mengubah tegangan tabung sinar-X (80 kV, 100 kV, 120 kV dan 140 kV) dengan variasi FOV 75 mm dan 100 mm dengan tebal irisan 5 mm dan arus 300 mA untuk mendapatkan citra CT-Scan dan dianalisis menggunakan *software Radiant DICOM*. Hasil penelitian menunjukkan bahwa nilai *Hounsfield unit* (HU) dari phantom tulang buatan sesuai dengan rentang nilai HU organ tulang asli, yaitu antara 100 hingga 700 HU. Nilai ini mempengaruhi analisis resolusi citra yang dihasilkan berupa nilai SNR dan CNR, dalam rentang berturut-turut (8,07-37,38) dan (14,98-28,20). Phantom jaringan tulang buatan berbahan dasar cangkang telur dan bekatul berpotensi sebagai media pengujian karena bersesuaian dengan karakteristik tulang manusia terutama usia dewasa, serta berpotensi sebagai media pengujian.

Kata kunci: Cangkang Telur, Nilai HU, Phantom Tulang Buatan.

Abstract

Performance evaluation of diagnostic radiology modalities strongly supports the quality of radiation and images for diagnosis. This test requires certain materials as a substitute for human objects to avoid excessive radiation. Phantom as one of the object replacement media has been directed according to the characteristics of the tissue. This study aims to obtain the radiation response of artificial bone tissue made from eggshells with the addition of rice bran, resin and catalyst, in 4 (four) mixture compositions. Test variations were carried out by changing the X-ray tube voltage (80 kV, 100 kV, 120 kV and 140 kV) to obtain CT-Scan images and analyzed using Radiant DICOM software. The results showed that the Hounsfield unit (HU) value of the artificial bone phantom corresponded to the HU value range of real bone organs, which is between 100 and 700 HU. This value affects the analysis of the resulting image resolution in the form of SNR and CNR values, in the range of (8.07-37.38) and (14.98-28.20), respectively. Conclusion Artificial bone tissue phantom made from

eggshells and rice bran has the potential as a testing medium because it corresponds to the characteristics of human bones, especially in adulthood, and has the potential as a testing medium.

Keywords: Artificial Bone Phantom, Eggshell, HU Value.

1. PENDAHULUAN

Teknologi pencitraan diagnostik telah mengalami perkembangan pesat dalam dunia medis dan menjadi salah satu pilar utama dalam upaya diagnosis penyakit serta deteksi dini kelainan pada tubuh manusia. Salah satu upaya peningkatan kualitas dan keamanan dalam pengujian alat CT-Scan adalah penggunaan phantom, yaitu objek tiruan yang mewakili jaringan tubuh manusia. Phantom tulang umumnya dibuat dari bahan akrilik, namun penelitian ini mengeksplorasi cangkang telur sebagai bahan utama karena kandungan kalsium karbonatnya yang tinggi, serta bekatul sebagai pengganti trabekula tulang. Salah satu modalitas pencitraan yang sangat penting adalah *computed tomography* (CT-Scan), yang memanfaatkan sinar-X dan sistem komputer untuk menghasilkan citra irisan tubuh dengan resolusi tinggi dan *noise* yang lebih rendah dibandingkan teknik konvensional. Keunggulan CT-Scan terletak pada kemampuannya menghasilkan gambaran detail struktur internal tubuh, sehingga sangat membantu dokter dalam menentukan diagnosis dan rencana terapi yang tepat. Namun, kecanggihan teknologi ini juga menuntut adanya pengujian dan pemantauan kualitas citra secara berkala untuk memastikan hasil diagnosis yang akurat dan aman bagi pasien [1].

Phantom 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 phantom untuk melakukan pengukuran dosimetri dan untuk menguji sistem kualitas. Berbagai macam phantom diperlukan untuk menilai dengan tepat karakteristik sistem pencitraan medis [2][3].

Karakteristik bahan pembuatan phantom harus memiliki beberapa sifat, seperti sifat fisik, sifat optik dalam nilai serap, sifat mekanik (elastisitas) dan sifat radiologi [4]. Nilai HU merupakan ukuran numerik yang digunakan dalam pencitraan CT untuk membedakan jenis jaringan berdasarkan densitasnya, dimana nilai 0 HU dikalibrasikan terhadap air dan -1000 untuk udara. Dalam jaringan tulang, nilai HU bervariasi tergantung pada jenis dan densitas tulang. Tulang trabekula (tulang spons) umumnya memiliki rentang nilai HU antara 100 hingga 300 HU, sedangkan tulang kortikal (tulang padat) menunjukkan nilai yang lebih tinggi yang berkisar antara 700 hingga 1000 HU. Oleh karena itu, bahan phantom yang baik seharusnya memiliki nilai HU dalam rentang tersebut agar dapat disimulasikan pada jaringan tulang secara akurat. Phantom yang umum digunakan biasanya terbuat dari akrilik karena kemiripannya dengan jaringan lunak manusia dalam hal penyerapan sinar-X. Namun, penelitian terbaru mulai mengeksplorasi bahan alternatif yang lebih mudah didapat, ramah lingkungan, dan memiliki karakteristik fisik menyerupai jaringan tulang asli [5].

Salah satu bahan yang menarik untuk dikembangkan sebagai phantom tulang buatan

adalah cangkang telur. Cangkang telur kaya akan kalsium karbonat (CaCO_3), yang merupakan komponen utama pembentuk tulang, serta mengandung protein, lipid, dan zat lain yang mendukung proses regenerasi tulang. Sedangkan pada bekatul mengandung senyawa kimia seperti selulosa (-OH) hidrosil, protein (-NH₂) amina, lemak tak jenuh (-COOH) karboksilat, serta senyawa fenolik (-OH) aromatik. Selain itu, pemanfaatan limbah cangkang telur sebagai bahan phantom memberikan nilai tambah dari sisi keberlanjutan lingkungan dan efisiensi biaya. Untuk meniru struktur trabekula tulang, digunakan pula bekatul dari padi yang memiliki tekstur dan porositas tinggi, menyerupai jaringan spons pada tulang trabekula. Trabekula sendiri berperan penting dalam menopang kekuatan tulang dan memberikan kemampuan penyerapan terhadap benturan (*shock absorption*), sehingga kombinasi cangkang telur dan bekatul diharapkan dapat menghasilkan phantom dengan karakteristik fisik dan radiologis yang mendekati tulang manusia [6].

Pada bidang medis, CT-Scan telah digunakan secara luas, namun gambar yang dihasilkan masih belum sempurna. Pengolahan gambar atau (*image processing*) pada CT-Scan dilakukan dengan tujuan untuk mendapatkan kualitas gambar yang lebih baik [6], [7]. Parameter terpenting sehubungan dengan kualitas gambar citra CT adalah nilai HU, SNR, CNR, *level noise*, MTF, resolusi spasial dan resolusi kontras rendah. Resolusi kontras rendah adalah kemampuan untuk membedakan objek dengan kepadatan yang sedikit berbeda [7], [8].

Penelitian ini berfokus pada nilai HU dari berbagai komposisi phantom tulang buatan, serta menganalisis akurasi, linearitas, *noise*, CNR, dan MTF (*Modulation Transfer Function*) dari setiap komposisi. Manfaat penelitian ini adalah memperoleh phantom tulang buatan dengan karakteristik yang mendekati tulang asli, sehingga dapat digunakan sebagai media edukasi dan uji QC pada CT-Scan.

2. METODE PENELITIAN

Penelitian dilakukan di Instalasi Radiologi RSUP dr. Wahidin Sudirohusodo, dengan memanfaatkan modalitas pesawat CT-Scan merk *Siemens Healthineers*. Phantom tulang buatan berbahan dasar cangkang telur, bekatul, resin dan katalis diasumsikan sebagai jaringan tulang buatan. Proses pembuatan phantom dilakukan melalui beberapa tahapan. Pertama, cangkang telur dibersihkan dari sisa membrane dan kotoran, kemudian dikeringkan menggunakan oven dengan suhu 200°C selama 30 menit hingga benar-benar kering. Setelah itu, cangkang digiling menggunakan blender hingga menjadi serbuk halus dan diayak menggunakan ayakan 200 mesh untuk memperoleh partikel yang seragam. Bekatul yang digunakan juga dikeringkan dan diayak dengan cara serupa. Kedua bahan kemudian dicampurkan dengan perbandingan komposisi sesuai variabel (sampel 1 (1:0), sampel 2 (1:1), sampel 3 (1:2) dan sampel 4 (2:1)). Campuran ini kemudian diberi tambahan resin sebagai bahan pengikat dan katalis (*hardener*) untuk mempercepat proses pengerasan. Seluruh bahan diaduk hingga homogen, lalu dituangkan kedalam cetakan silinder dan dibiarkan mengeras pada suhu ruang selama ± 24 jam. Setelah pengerasan sempurna, phantom dikeluarkan dari cetakan dan siap untuk dilakukan pengujian radiologi menggunakan CT-Scan. Setelah proses pembuatan selesai, faktor eksposi diatur dengan variasi tegangan tabung berkisar 80 - 140 kV, variasi FOV yaitu 75 dan 100 mm dengan tebal irisan 5 mm dan arus 300 mA.

Data yang diperoleh diolah menggunakan program *Radiant DICOM* dan *IndoQCT* dengan cara menentukan asumsi jenis gambar yang akan dipilih di area ROI. Dimana nilai maximum dan minimum untuk mendapatkan nilai mean dan SD menggunakan ROI yang diletakkan pada objek dan *background* hitam dan putihnya yang diasumsikan sebagai objek dan latar. Dimana ROI ini menampilkan beberapa angka yaitu; mean (nilai HU) jaringan dan standar deviasi (SD) yang dinyatakan sebagai *noise*. Data yang diperoleh yaitu nilai standar deviasi ROI pusat dan nilai standar deviasi ROI tepi yang terlihat pada komputer CT-scan kemudian nilai *noise* dapat dihitung menggunakan persamaan berikut: [9], [10].

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

Pada persamaan untuk menghitung nilai SNR dan CNR pada citra dengan objek phantom dengan rumus:

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

$$CNR = \frac{Mean ROI_1 - Mean ROI_2}{SD ROI_2} \quad (3)$$

Dimana:

Mean_{ROI1} = ROI dari objek

Mean_{ROI2} = ROI dari *background*

SD_{ROI1} = Standar deviasi objek

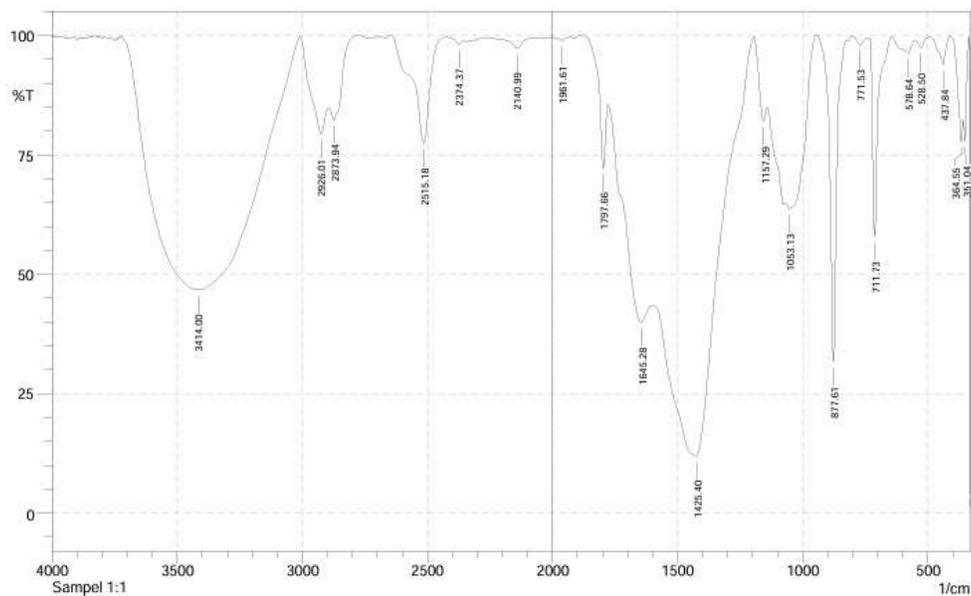
SD_{ROI2} = Standar deviasi *background*

3. HASIL DAN PEMBAHASAN

3.1 Spektroskopi Fourier Transform Inframerah (FTIR) untuk mengidentifikasi gugus fungsi kimia yang terdapat pada cangkang telur dan bekatul

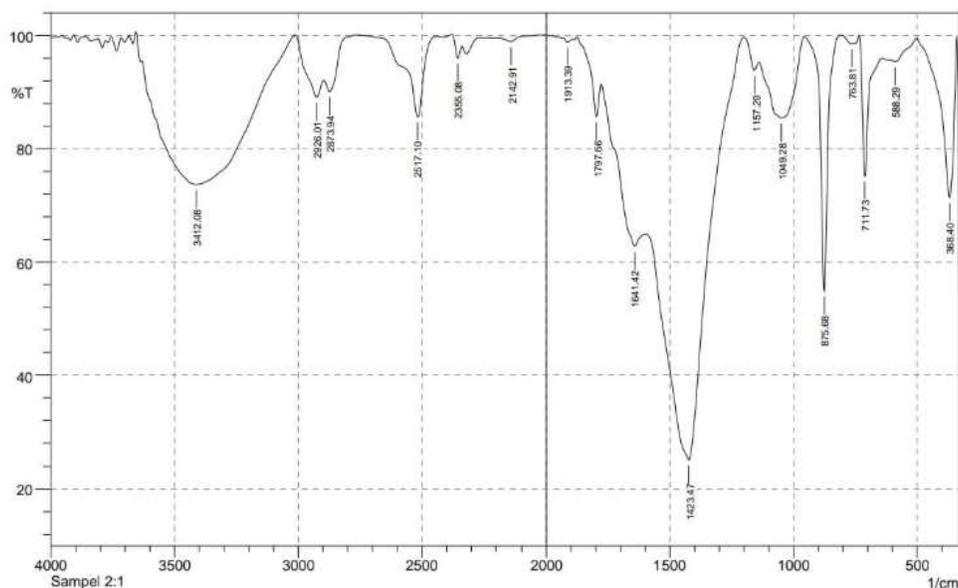
Spektroskopi fourier transform inframerah (FTIR) adalah Teknik spektroskopi yang digunakan untuk menganalisis dan mengidentifikasi struktur serta komposisi senyawa kimia, baik organik maupun anorganik dengan memanfaatkan radiasi sinar inframerah. Spektroskopi Fourier Transform Inframerah (FTIR) digunakan dalam penelitian ini untuk mengidentifikasi gugus fungsi kimia dari bahan penyusun phantom tulang buatan, yaitu cangkang telur dan bekatul, serta untuk mengevaluasi kemungkinan interaksi kimia antara komponen-komponen tersebut setelah dicampur dengan resin dan katalis. Analisis FTIR sangat penting dalam mengetahui struktur molekul serta jenis ikatan yang terbentuk, seperti ikatan O-H, C=O, C-H, dan C-O, yang berkontribusi terhadap karakteristik fisik dan kimia phantom. Keberadaan gugus fungsional ini dapat mempengaruhi densitas bahan, sifat mekanik, dan kemampuan dalam menyerap sinar-X yang secara tidak langsung berpengaruh terhadap nilai HU yang dihasilkan. Dengan demikian, analisis FTIR berperan penting sebagai

tahap awal karakterisasi bahan untuk memastikan kesesuaiannya sebagai media pengganti jaringan tulang dalam uji CT-Scan. Berikut ini disajikan spektrum FTIR dari masing-masing sampel dengan perbandingan komposisi berbeda.



Gambar 1. Spektrum FTIR sampel 1:1

Pada gambar 1 menunjukkan hasil karakteristik sampel 1:1. Berdasarkan gugus fungsional yang dihasilkan pada spektrum menyajikan plot persentase transmitansi (%T) versus bilangan gelombang (1/cm). Puncak-puncak serapan (lembah pada grafik transmitansi) menunjukkan bahwa gugus fungsi tertentu dalam sampel menyerap radiasi inframerah pada bilangan gelombang spesifik, yang mengakibatkan penurunan transmitansi. Puncak pada 3414 cm^{-1} yang berarti terdapat gugus O-H (hidroksil) dari alkohol atau air, atau bisa juga N-H dari amina (jenis ikatan yang terdapat yaitu ikatan hidrogen (hydrogen bonding) dan ikatan kovalen polar), puncak pada 2926 cm^{-1} dan 2873 cm^{-1} terdapat gugus C-H stretching (jenis ikatan yang terdapat yaitu ikatan kovalen non-polar), puncak pada 2140 cm^{-1} yang berarti terdapat gugus $\text{C}\equiv\text{C}$ (alkuna) atau $\text{C}\equiv\text{N}$ (nitril) jenis ikatan yang terdapat yaitu ikatan tiga kovalen. Puncak pada 1797 cm^{-1} terdapat gugus C=O (karbonil), ikatan yang terdapat yaitu ikatan rangkap dua kovalen polar, puncak pada 1645 cm^{-1} yang berarti terdapat gugus C=C (alkena) atau C=N (imina), jenis ikatan yang terdapat yaitu iaktan rangkap dua kovalen, serta puncak pada 1157 cm^{-1} dan 1053 cm^{-1} yang berarti terdapat gugus C-O (ester, eter atau alkohol) dimana terdapat jenis ikatan kovalen polar. Hal ini menunjukkan bahwa sampel ini merupakan jenis senyawa organik yang mengandung gugus fungsi utama seperti hidroksil (O-H), karbonil (C=O), alkil (C-H), dan kemungkinan gugus eter/ester (C-O) serta kemungkinan gugus nitril ($\text{C}\equiv\text{N}$) atau alkuna ($\text{C}\equiv\text{C}$).

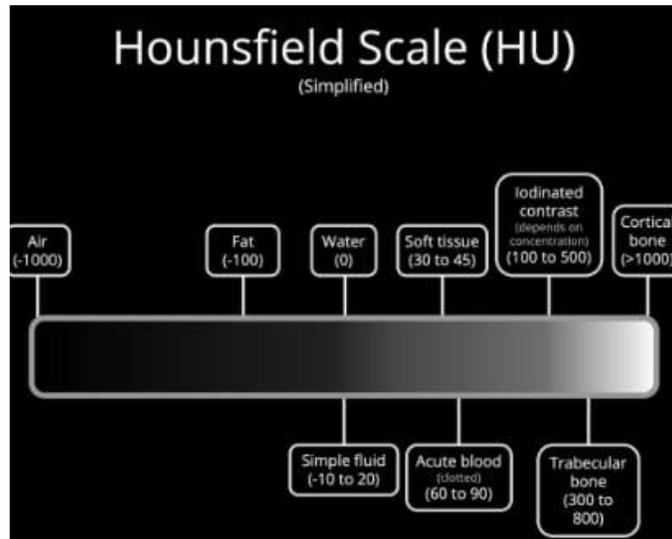


Gambar 2. Spektrum FTIR sampel 2:1

Pada gambar 2 menunjukkan hasil karakteristik sampel 2:1. Berdasarkan gugus fungsional yang dihasilkan pada puncak 3412 cm^{-1} terdapat gugus O-H (hidroksil/air), puncak pada 2926 cm^{-1} dan 2873 cm^{-1} terdapat gugus C-H (alkana), puncak pada 1797 cm^{-1} dan 1641 cm^{-1} terdapat gugus C=O (ester/asam karbosilat), puncak pada 1157 cm^{-1} dan 1049 cm^{-1} terdapat gugus C-O (eter/ester), puncak pada 2142 cm^{-1} dan 2355 cm^{-1} terdapat gugus C=C (alkuna) atau C≡N (nitril), puncak pada C-H (aromatik/alkena), serta puncak pada 588 cm^{-1} dan 368 cm^{-1} terdapat gugus C-Br atau C-I (halida organik).

3.2 Nilai Hounsfield Scale (HU)

Hounsfield scale adalah skala numerik yang digunakan dalam pencitraan CT untuk mengukur densitas radiologis suatu jaringan atau bahan. 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) dan standar deviasi (SD) yang dinyatakan sebagai *noise*. Nilai mean adalah rata-rata nilai pixel pada luasan ROI yang merupakan variabel nilai HU yang menunjukkan CT number yang mewakili setiap objek/jaringan pada citra [11]. CT number ini merupakan ciri indeks kehitaman/keabuan citra [12].



Gambar 3. Nilai *Hounsfield Scale* (HU) [1]

CT number 0 menunjukkan koefisien atenuasi jaringan yang telah dikalibrasi dengan atenuasi 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.

Tabel 1. Data hasil nilai HU

Tegangan Tabung (kV)	Nilai HU			
	Sampel 1	Sampel 2	Sampel 3	Sampel 4
80 kV	947 HU	321 HU	205 HU	568 HU
100 kV	810 HU	300 HU	200 HU	489 HU
120 kV	721 HU	278 HU	200 HU	452 HU
140 kV	678 HU	273 HU	200 HU	431 HU

Dari tabel 1, nilai HU digunakan untuk menilai karakteristik radiologis dari phantom tulang buatan berbahan dasar cangkang telur dan bekatul yang dibandingkan dengan jaringan tulang manusia asli. Data HU diperoleh dengan cara menempatkan ROI (Region of Interest) pada citra CT hasil pemindaian phantom. ROI ditempatkan secara hati-hati pada area representatif dari objek (phantom) dan background untuk menghindari ketidaksesuaian hasil. Dari ROI tersebut, dihitung nilai mean sebagai representasi nilai HU untuk masing-masing sampel dan masing-masing variasi tegangan tabung (80, 100, 120, dan 140 kV).

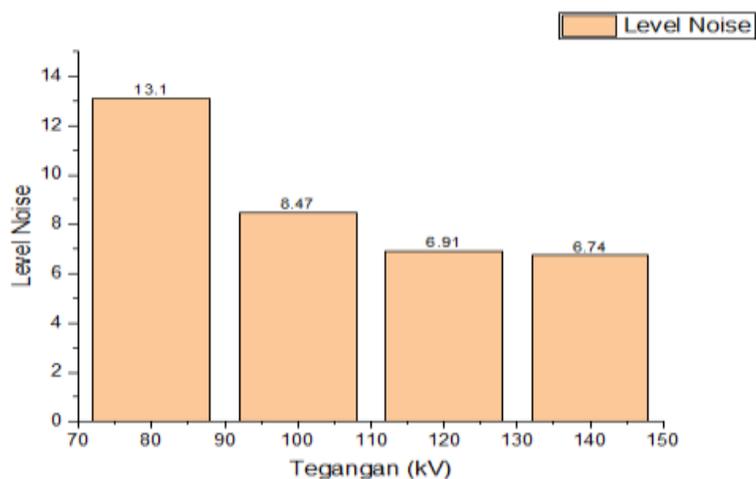
Hasil menunjukkan bahwa nilai HU tertinggi (947 HU) terdapat pada sampel 1:0 di tegangan 80 kV, mendekati karakteristik tulang kortikal yang padat. Sedangkan nilai HU terendah (200 HU) ditemukan konsisten di beberapa sampel pada tegangan tinggi, mencerminkan karakteristik tulang trabekular atau tulang spons. Nilai HU ini menunjukkan

bahwa semakin tinggi tegangan tabung, maka nilai HU cenderung menurun. Ini terjadi karena sinar-X dengan energi lebih tinggi memiliki daya tembus lebih besar, sehingga perbedaan atenuasi antar material menjadi lebih kecil. Sebaliknya, pada tegangan yang lebih rendah, kontras lebih besar dan nilai HU menjadi lebih tinggi, terutama untuk material dengan densitas tinggi.

3.3 Level Noise

Nilai level noise pada penelitian ini diperoleh dari hasil pengolahan citra CT menggunakan software Radiant DICOM dengan cara menempatkan dua ROI, yaitu pada area objek (phantom) dan background (latar belakang homogen), kemudian dihitung selisih nilai standar deviasi (SD) antara keduanya, di mana selisih ini merepresentasikan tingkat fluktuasi intensitas piksel akibat noise, sehingga semakin besar nilai noise menunjukkan semakin rendah kualitas citra yang dihasilkan

Level noise dapat dinyatakan sebagai persentase dari kontras atau *CT number* dengan kisaran 1000. *Level noise* dinyatakan sebagai persentase kontras [13]. (Listiyani et al., 2021). Hasil penelitian mengenai pengaruh tegangan (kV) terhadap nilai *noise* dapat dilihat pada (gambar 2) [14].



Gambar 4. Grafik *level noise*

Grafik level noise menunjukkan hubungan antara variasi tegangan tabung CT (80 kV, 100 kV, 120 kV, dan 140 kV) dengan nilai noise yang dihasilkan pada citra. Terlihat bahwa semakin tinggi tegangan tabung yang digunakan, nilai noise yang dihasilkan semakin menurun. Pada tegangan 80 kV, nilai noise tertinggi sebesar 13,10%, sedangkan pada tegangan 140 kV nilai noise menurun hingga 6,74%. Penurunan ini disebabkan oleh meningkatnya energi sinar-X pada tegangan tinggi yang menghasilkan jumlah foton lebih banyak dan distribusi yang lebih merata, sehingga fluktuasi intensitas (noise) menjadi lebih kecil. Hal ini menunjukkan bahwa peningkatan tegangan tabung dapat memperbaiki kualitas

citra dengan cara mengurangi noise, meskipun perlu mempertimbangkan dosis radiasi yang dihasilkan

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

SNR adalah parameter penting dalam menilai kualitas sinyal dalam sistem pengukuran, yang menunjukkan rasio antara kekuatan sinyal yang diinginkan dan kekuatan *noise* atau gangguan (Widiatmoko & Ramadanti, 2023). Perbedaan nilai SNR antar sampel pada tegangan yang sama dapat disebabkan oleh variasi karakteristik sampel, seperti ketebalan atau *homogenitas* material [14]. Pada tabel 2 dibawah ini disajikan hasil nilai pengukuran SNR.

Tabel 2. Data hasil nilai SNR

Tegangan Tabung (kV)	Nilai SNR			
	Sampel 1:0	Sampel 1:1	Sampel 1:2	Sampel 2:1
80 kV	8,07	21,72	20,99	15,16
100 kV	15,02	22,26	23,48	19,58
120 kV	37,38	28,53	25,03	31,72
140 kV	31,47	23,55	22,58	26,34

Berdasarkan (tabel 2) dapat dilihat hasil pengukuran nilai SNR (*signal-to-noise ratio*) dengan variasi tegangan tabung (80 kV, 100 kV, 120 kV dan 140 kV) pada ke-4 sampel yang berbeda. Dapat dilihat bahwa variasi tegangan mengakibatkan peningkatan nilai SNR, dimana semakin besar tegangan yang digunakan maka nilai SNR semakin besar. Namun pada tegangan 140 kV terjadi penurunan SNR. Pada sampel 1 dan 3 mengalami peningkatan nilai SNR dengan variasi tegangan yang berbeda, sedangkan pada sampel 2 dan 4 mengalami penurunan nilai SNR, dimana hal ini terjadi karena jumlah *noise* yang dihasilkan meningkat. Hal 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.

Semakin tinggi nilai SNR maka kualitas citra yang dihasilkan akan semakin baik, artinya citra dengan nilai SNR paling besar adalah citra yang optimal. Hal ini didukung juga oleh penelitian yang dilakukan oleh [15].

3.5 *Contrast-to-noise Ratio* (CNR)

CNR adalah ukuran yang digunakan dalam pencitraan medis untuk menilai kualitas gambar. Metode CNR telah banyak digunakan untuk mengukur kualitas citra secara kuantitatif, terutama pada citra tomografi. Semakin tinggi nilai CNR maka citra sinar-X yang didapatkan juga semakin baik. Nilai CNR menggambarkan perbandingan antara kontras terhadap *noise* pada suatu citra. Nilai ini didapatkan dengan pengukuran nilai CTN berdasarkan posisi tiap ROI. Pada tabel 3 dibawah ini disajikan hasil pengukuran nilai CNR phantom buatan dengan variasi tegangan tabung.

Tabel 3. Data hasil nilai CNR

Tegangan Tabung (kV)	Nilai CNR			
	Sampel 1:0	Sampel 1:1	Sampel 1:2	Sampel 2:1
80 kV	21,74	16,16	14,98	17,26
100 kV	27,46	20,22	18,72	22,66
120 kV	28,20	20,64	19,21	23,10
140 kV	22,55	16,93	16,04	19

Tabel 3 menunjukkan grafik perhitungan nilai CNR dengan variasi tegangan 80kV, 100 kV, 120 kV dan 140 kV, tebal irisan 5 mm dengan rotasi 1 s. Pada grafik tersebut menunjukkan bahwa nilai CNR yang lebih tinggi menunjukkan kontras yang lebih baik antara objek dan *background* dengan Tingkat kebisingan yang rendah. Namun pada tegangan 140 kV terjadi penurunan CNR dimana hal ini disebabkan adanya peningkatan *noise* sehingga dapat mengurangi nilai CNR.

Pada tegangan yang lebih tinggi, jumlah foton yang berenergi tinggi meningkat, tetapi Sebagian energi ini tidak berkontribusi secara signifikan terhadap kualitas gambar, yang mengakibatkan *noise* bertambah. Oleh karena itu, menyebabkan nilai CNR sulit dioptimalkan, meskipun nilai CNR meningkat. Selain itu, pada 4 sampel phantom, deteksi optimal hanya dapat dicapai pada energi sinar-X yang lebih rendah. Pada energi yang lebih tinggi, efek penghamburan sinarX menjadi dominan, sehingga menurunkan kualitas gambar, yang berakibat pada nilai CNR yang tidak optimal.

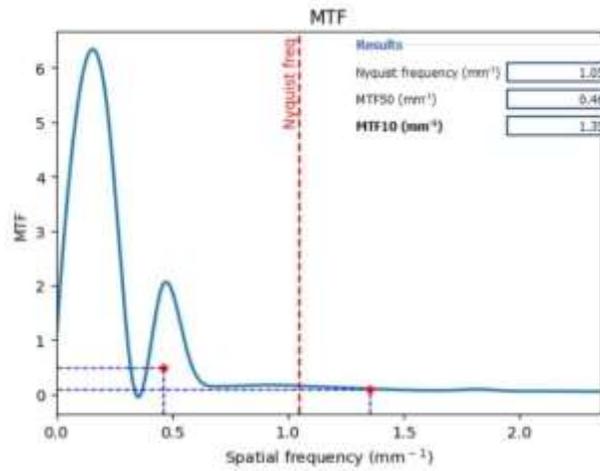
3.6 Modulation Transfer Function (MTF)

MTF adalah respon frekuensi spasial dari system pencitraan, hal tersebut merupakan kontras pada frekuensi spasial yang diberikan relative terhadap frekuensi rendah. Atau MTF adalah ukuran kemampuan suatu sistem optik untuk menghasilkan detail gambar. Nilai MTF menggambarkan perbandingan antara objek dan *background*. Nilai ini dapat digunakan untuk mengetahui resolusi kontras tinggi dari suatu citra. ROI ditempatkan pada objek menggunakan *software IndoCT*. Nilai MTF digunakan untuk menentukan resolusi kontras tinggi suatu citra.

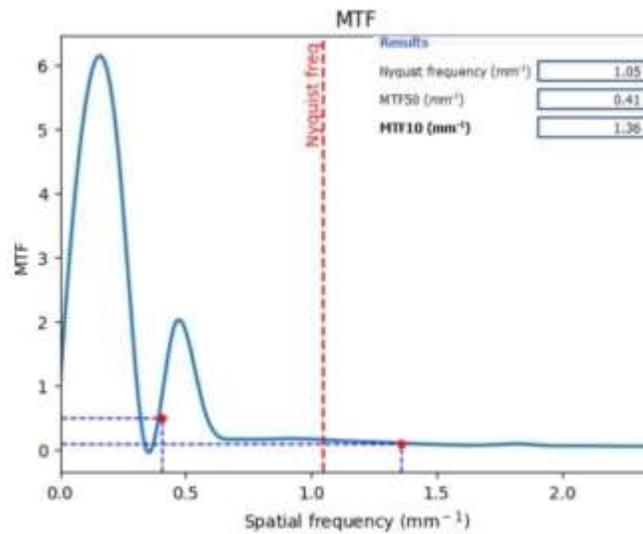
Grafik MTF menunjukkan bagaimana kontras dari citra yang dihasilkan oleh sistem optik bervariasi dengan frekuensi spasial. Pada sumbu X menunjukkan frekuensi spasial dari detail dalam citra. Semakin ke kanan, semakin tinggi frekuensi spasial yang berarti gambar detail yang lebih kecil terlihat. Pada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

Pengukuran nilai MTF dilakukan dengan variasi arus tabung 80 kV, 100 kV, 120 kV dan 140 kV, dengan tebal irisan mm dan waktu rotasi 0,5 s. nilai MTF di gambarkan dalam

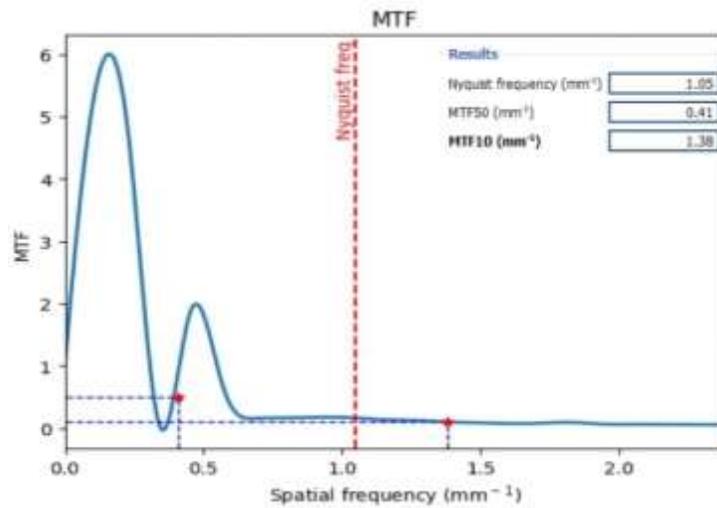
bentuk kurva MTF%. Dimana nilai MTF 10% merupakan batas suatu objek yang dapat dilihat secara visual. Gambar 6 menampilkan kurva MTF10% pada variasi arus tabung.



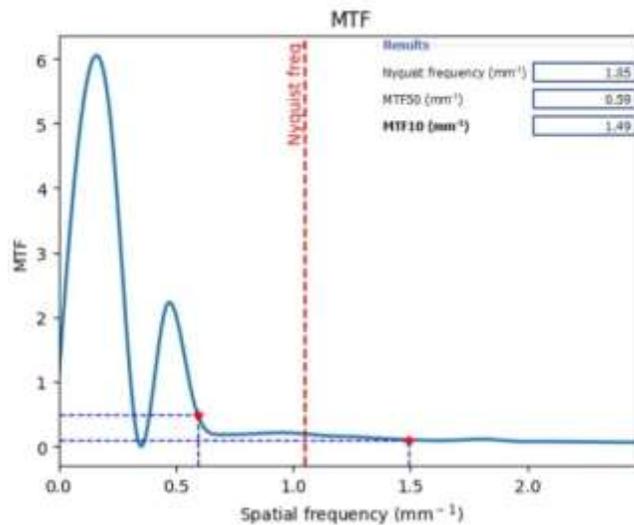
Gambar 5. Nilai MTF pada tegangan 80 kV



Gambar 6. Nilai MTF pada tegangan 100 kV



Gambar 7. Nilai MTF pada tegangan 120 kV



Gambar 8. Nilai MTF pada tegangan 140 kV

Terlihat pada (gambar 8,9,10 dan 11) grafik hasil MTF pada tegangan 80, 100, 120 dan 140 kV, dimana grafik menunjukkan nilai MTF 10% semakin meningkat, dapat kita lihat pada tegangan 80 kV menghasilkan nilai sebesar 1,35 mm^{-1} , pada tegangan 100 kV menghasilkan nilai sebesar 1,36 mm^{-1} , pada tegangan 120 kV menghasilkan nilai sebesar 1,38 mm^{-1} , dan pada tegangan 140 kV menghasilkan nilai sebesar 1,49 mm^{-1} . 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. Dimana semakin ke kanan, semakin tinggi frekuensi spasial yang berarti gambar detail

kecil terlihat. Sedangkan pada sumbu Y menunjukkan nilai MTF yang merupakan rasio kontras citra keluaran terhadap kontras objek asli.

MTF 0% adalah frekuensi spasial dimana kontras gambar yang dihasilkan oleh system pencitraan turun hingga 10% dari nilai kontras aslinya sedangkan MTF 50% adalah frekuensi spasial dimana kontras gambar yang dihasilkan oleh sistem pencitraan turun hingga 50% dari nilai kontras aslinya. Pada MTF 10% digunakan untuk menilai batas kemampuan system 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. Dimana, semakin tinggi nilai MTF maka kualitas gambar dari sistem optik atau sensor semakin baik.

4. SIMPULAN

Berdasarkan hasil penelitian, dapat disimpulkan bahwa phantom jaringan tulang yang dibuat dari campuran cangkang telur dan bekatul memiliki karakteristik fisik dan radiologis yang sesuai dengan tulang manusia dewasa, ditunjukkan oleh nilai HU yang berada pada rentang 100 hingga 700 HU. Nilai ini mempengaruhi analisis resolusi citra yang dihasilkan berupa nilai SNR dan CNR, dalam rentang berturut-turut (8,07-37,38) dan (14,98-28,20). Selain itu, hasil pengukuran MTF menunjukkan bahwa nilai MTF 10% meningkat seiring bertambahnya tegangan tabung, yaitu dari $1,35 \text{ mm}^{-1}$ pada 80 kV hingga $1,49 \text{ mm}^{-1}$ pada 140 kV, yang menunjukkan kemampuan sistem untuk menampilkan detail citra dengan baik. Hal ini menunjukkan bahwa phantom tersebut berpotensi besar sebagai media pengujian karakteristik tulang pada modalitas CT-Scan. Dengan demikian, phantom tulang buatan ini tidak hanya efektif sebagai media pengujian dan edukasi, tetapi juga menawarkan solusi yang ramah lingkungan dan efisien dalam pengembangan phantom medis. Hasil penelitian, phantom jaringan tulang buatan berbahan dasar cangkang telur dan bekatul menunjukkan karakteristik fisik dan radiologis yang sangat mendekati jaringan tulang manusia, khususnya pada rentang usia dewasa.

5. UCAPAN TERIMA KASIH

Ucapan terima kasih ditujukan pada pihak Instalasi radiologi RS Wahidin terkhusus pada fisikawan medik yang telah banyak membantu selama pelaksanaan penelitian.

6. DAFTAR PUSTAKA

- [1] Sari, A. W., Olivia Hidayati, A., Mahdo Hapiza, D., & Ridwan, A. (2023). Pembuatan Phantom Radiologi Menggunakan Cangkang Kerang Sebagai Pengganti Bahan Tulang. *Journal Online of Physics*, 8(2), 50–55. <https://doi.org/10.22437/jop.v8i2.22303>
- [2] Putri, T. C., & Puspitasari, R. (2022). Pengaruh Struktur Modal, Keputusan Investasi, Profitabilitas Sebagai Variabel Intervening Terhadap Nilai Perusahaan. *Jurnal Ilmiah Manajemen Kesatuan*, 10(2), 255–272. <https://doi.org/10.37641/jimkes.v10i2.1437>.
- [3] L. A. Dewerd and M. Kissick, "Biological and Medical Physics, Biomedical Engineering The Phantoms of Medical and Health Physics Devices for Research and Development." [Online]. Available: <https://www.springer.com/series/3740>

- [4] M. A. Anugrah *et al.*, “Composite gelatin/Rhizophora SPP particleboards/PVA for soft tissue phantom applications,” *Radiation Physics and Chemistry*, vol. 173, Aug. 2020, doi: <https://10.1016/j.radphyschem.2020.108878>.
- [5] Dewa, Y. R., Astina, K. Y., & Darmita, I. M. P. (2024). *Pengujian Quality Control CT Number Air dan Evaluasi Artefak pada MSCT di Rumah Sakit Hewan Sunset Vet Kuta*. 8(3), 388–392.
- [6] Yuliamdani, R., Sahara, S., & Fuadi, N. (2020). Pengujian Paparan Radiasi Sinar-X Di Unit Radiologi RSUD Kota Makassar. *JFT : Jurnal Fisika Dan Terapannya*, 7(1), 53. <https://doi.org/10.24252/jft.v7i1.13867>.
- [7] K. Gulliksrud, C. Stokke, and A. C. Traedje Martinsen, “How to measure CT image quality: Variations in CT-numbers, uniformity and low contrast resolution for a CT quality assurance phantom,” *Physica Medica*, vol. 30, no. 4, pp. 521-526, 2014, doi: <https://10.1016/j.ejmp.2014.01.006>
- [8] D. Milvita and H. Prasetio, “Analisis Nilai Noise dari Citra Pesawat CT_Scan pada Beberapa Rekonstruksi Kernel dengan Variasi Slice Thickness,” *Jurnal Fisika Unand*, vol. 8, no. 1, 2019.
- [9] M. Fatimah Azhara, Syamsir Dewang, Dewi Astuty, S., & Ulfah Rosyidah. (2023). Analisis Modulation Transfer Function (Mtf) Dan Contrast-To-Noise Ratio (Cnr) Untuk Optimasi Kualitas Citra CT Scan. *Berkala Fisika*, 26(1), 1–7. https://ejournal.undip.ac.id/index.php/berkala_fisika/article/view/54919.
- [10] L. P. R. Kusumaningsih *et al.*, “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*, vol. 7, no. 2, pp. 326-330, Aug. 2023, doi: <https://10.29408/kpj.v7i2.7675>
- [11] R. J. Cropp *et al.*, “Sagittal and kVp dependence of measured CT-numbers in the ACR CT Phantom,” *J Appl Clin Med Phys*, Vol. 14, no. 6, pp. 338-329, 2013, doi: <https://doi.org/10.1120/jacmp.v14i6.4417>.
- [12] Karulina Imanda Muhammad, W., Ngurah Sutapa, G., Gde Antha Kasmawan, I., Irhas, R., Studi Fisika, P., Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, F., Udayana, U., Bukit Jimbaran, K., Radiologi, I., Jimbaran, R., Kampus Unud No, R., Kuta Selatan, K., & Badung, K. (2022). Analisis Pengaruh Field of View (FOV) Terhadap Kualitas Citra Pesawat CT Scan di RSUD Bali Jimbaran. *Desember 2022*, 6(2), 383–389.
- [13] Listiyani, I. L., Nismayanti, A., Maskur, M., Kasman, K., Ulum, M. S., & Rahman, A. R. (2021). Analisis Noise Level Hasil Citra CT-Scan Pada Phantom Kepala Dengan Variasi Tegangan Tabung Dan Ketebalan Irisan. *Gravitasi*, 20(1), 5–9. <https://doi.org/10.22487/gravitasi.v20i1.15517>
- [14] Muttaqin, A., Oktavia, A., Fisika, D., Matematika, F., Alam, P., Andalas, U., Unand, K., & Manis, L. (2025). *Uji Kualitas Citra Pesawat CT-Scan Menggunakan Phantom ACR (American College of Radiology) di Instalasi Radiologi Rumah Sakit Universitas Andalas*. 14(1), 45–51.
- [15] Ayu, I. D., Biantari, S., Sutapa, G. N., Bagus, I., Paramarta, A., Nengah, I., Suardana, P., Komang, N., Suandayani, T., & Setiawan, H. (2025). *Pengaruh Variasi Arus Tabung*

(mA) Terhadap Kualitas Citra Pada Pesawat Computed Tomography (CT) Scan di RSUD Bali Mandara. 9(1), 82–87.

- [16] J. Hsieh and T. Flohr, “Computed Tomography recent history and future perspectives,” *Journal of Medical Imaging*, vol. 8, no. 05, Aug. 2021, doi: <https://doi.org/10.1117/1.jmi.8.5.052109>