

**PENGARUH PERUBAHAN TEGANGAN
TERHADAP KUALITAS CITRA
COMPUTED TOMOGRAPHY SCAN (CT-SCAN)
MENGUNAKAN CT ACR PHANTOM**

TESIS

**Diajukan untuk memenuhi salah satu syarat
memperoleh gelar Magister Teknik (M.T)
dalam bidang Ilmu Teknik Elektro**

Oleh :

**ABDUL RAHIM
2320080012**



UMSU
Unggul | Cerdas | Terpercaya

**PROGRAM STUDI MAGISTER TEKNIK ELEKTRO
PROGRAM PASCASARJANA
UNIVERSITAS MUHAMMADIYAH SUMATERA UTARA
MEDAN
2025**

PENGESAHAN TESIS

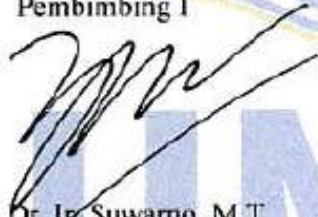
Nama: : Abdul Rahim
Nomor Pokok Mahasiswa : 2320080012
Prodi/Konsestrasi : Magister Teknik Elektro
Judul Tesis : PENGARUH PERUBAHAN TEGANGAN
TERHADAP KUALITAS CITRA *COMPUTED
TOMOGRAPHY SCAN* (CT-SCAN)
MENGUNAKAN *CT ACR PHANTOM*

Pengesahan Tesis

Medan, 30 Desember 2025

Komisi Pembimbing

Pembimbing I



Prof. Dr. Ir. Suwarno, M.T

Pembimbing II



Dr. Rohana, ST.,MT

Diketahui

Direktur



Prof. Dr. Triono Eddy, S.H., M.Hum

Ketua Program Studi



Prof. Dr. Ir. Suwarno, M.T.

PENGESAHAN
PENGARUH PERUBAHAN TEGANGAN TERHADAP KUALITAS
CITRA *COMPUTED TOMOGRAPHY SCAN* (CT SCAN) MENGGUNAKAN
CT ACR PHANTOM

ABDUL RAHIM
2320080012

PROGRAM STUDI MAGISTER TEKNIK ELEKTRO

Tesis ini telah dipertahankan dihadapan Komisi Penguji yang dibentuk oleh
Program Pascasarjana Universitas Muhammadiyah Sumatera Utara,
ditanyatakan Lulus dalam Ujian Tesis dan Berhak Menyandang
Gelar Magister Teknik Elektro (M.T)

Pada Hari Selasa, 30 Desember 2025

Komisi Penguji

1. Assoc. Prof. Dr. Muhammad Fitra Zambak, M.Sc
Ketua

1.



2. Prof. Dr. Ir. Surya Hardi, M.Sc
Sekretaris

2.



3. Prof. Arnawan Hasibuan, S.T., M.T., Ph.D.
Anggota

3.



SURAT KEASLIAN TESIS

Saya yang bertanda tangan di bawah ini :

Nama : Abdul Rahim
NPM : 2320080012
Prodi/konsentrasi : Magister Teknik Elektro / Manajemen Energi Listrik
Judul Tesis : PENGARUH PERUBAHAN TEGANGAN
TERHADAP KUALITAS CITRA COMPUTED
TOMOGRAPHY SCAN (CT SCAN)
MENGUNAKAN CT ACR PHANTOM

Dengan ini menyatakan bahwa :

1. Tesis ini merupakan karya tulis asli yang saya buat dan disusun untuk mendapatkan gelar akademik Magister Teknik (M.T) di Program Studi Magister Teknik Elektro Program Pascasarjana Universitas Muhammadiyah Sumatera Utara.
2. Tesis ini belum pernah diajukan baik di Program Studi Magister Teknik Elektro Universitas Muhammadiyah Sumatera Utara, maupun di Program Studi Magister Teknik Elektro Universitas lain.
3. Tesis ini merupakan murni gagasan, rumusan penelitian saya sendiri, tanpa bantuan pihak lain, kecuali rekomendasi dan perbaikan dari para dosen penguji dan arahan dosen pembimbing.
4. Penulisan tesis ini tidak terdapat karya atau pendapat yang telah ditulis atau dipublikasikan orang lain, kecuali secara tertulis dengan jelas dicantumkan sebagai acuan dalam naskah dengan disebutkan nama pengarang dan dicantumkan dalam Daftar Pustaka.

Demikianlah surat pernyataan ini saya perbuat dengan sesungguhnya tanpa paksaan apapun. Apabila dikemudian hari terdapat penyimpangan dan ketidakbenaran dalam pernyataan ini, maka saya bersedia menerima sanksi akademik berupa pencabutan gelar yang telah diperoleh karena Tesis ini, serta sanksi lainnya sesuai dengan norma yang berlaku di Program Studi Magister Teknik Elektro Program Pascasarjana Universitas Muhammadiyah Sumatera Utara.

Medan, 30 Desember 2025

Yang Membuat Pernyataan


Abdul Rahim

NPM: 2320080012

**PENGARUH PERUBAHAN TEGANGAN TERHADAP
KUALITAS CITRA *COMPUTED TOMOGRAPHY SCAN*
MENGUNAKAN (CT-SCAN) *CT ACR PHANTOM***

**ABDUL RAHIM
NPM : 2320080012**

ABSTRAK

Mutu citra pada pemeriksaan CT-Scan sangat dipengaruhi oleh pengaturan parameter teknis, khususnya tegangan tabung (kVp), yang menentukan energi foton dan karakteristik interaksi sinar-X dengan objek. Pengaruh variasi kVp terhadap Noise dalam konteks variasi tegangan tabung (kVp), efeknya terhadap Noise adalah lebih kompleks dibandingkan pengaruh arus dikalikan waktu (mAs). Penelitian ini bertujuan untuk menganalisis pengaruh variasi tegangan tabung (80, 100, 120, dan 140 kVp) terhadap beberapa parameter mutu citra, yaitu noise, resolusi kontras, resolusi spasial, uniformity, CT Number accuracy, dan akurasi ketebalan irisan, menggunakan CT ACR Phantom. Pengambilan data dilakukan melalui serangkaian pemindaian standar sesuai protokol ACR, kemudian seluruh parameter dievaluasi secara deskriptif dan dibandingkan dengan batas toleransi mutu yang ditetapkan ACR. Hasil penelitian menunjukkan bahwa peningkatan kVp menghasilkan penurunan noise secara signifikan, dengan nilai terendah pada 140 kVp. Resolusi kontras meningkat pada kVp menengah hingga tinggi, dan performa terbaik dicapai pada 120 kVp. Resolusi spasial stabil pada seluruh variasi kVp dan memenuhi standar ACR. Parameter uniformity, CT Number accuracy, dan slice thickness menunjukkan konsistensi hasil yang baik pada seluruh nilai kVp, meskipun akurasi HU terbaik dicapai pada 120 kVp, sementara deviasi slice thickness terkecil berada pada 140 kVp. Ketiga parameter tersebut berada dalam batas toleransi ACR, menandakan kinerja sistem CT yang optimal. Secara keseluruhan, seluruh variasi kVp yang diuji memenuhi standar mutu citra ACR, namun 120 kVp memberikan performa paling seimbang dan stabil pada hampir seluruh parameter evaluasi. Dengan demikian, nilai kVp tersebut dapat direkomendasikan sebagai tegangan optimum untuk pemeriksaan yang membutuhkan akurasi HU, noise rendah, dan deteksi kontras rendah yang baik. Penelitian ini diharapkan dapat menjadi dasar dalam optimasi parameter pemindaian serta peningkatan prosedur QA/QC pada sistem CT-Scan.

Kata kunci: CT-Scan, kVp, kualitas citra, ACR Phantom, HU.

**THE EFFECT OF VOLTAGE CHANGES ON
COMPUTED TOMOGRAPHY SCAN (CT-SCAN) IMAGE QUALITY
USING CT ACR PHANTOM**

**Abdul Rahim
NPM: 2320080012**

ABSTRACT

Image quality in CT scanning is strongly influenced by technical acquisition parameters, particularly tube voltage (kVp), which determines photon energy and affects the interaction of X-rays with scanned objects. The effect of kVp variations on noise in the context of tube voltage variations (kVp), the effect on noise is more complex than the effect of current multiplied by time (mAs). This study aims to evaluate the impact of different tube voltage settings (80, 100, 120, and 140 kVp) on several image quality parameters, including noise, low-contrast detectability, spatial resolution, uniformity, CT number accuracy, and slice thickness accuracy, using a CT ACR Phantom. Data were acquired through standardized scanning procedures following ACR guidelines, and all parameters were assessed descriptively and compared against ACR acceptance criteria. The results show that increasing kVp consistently reduces image noise due to the higher photon flux reaching the detector. Low-contrast detectability improves at mid-to-high kVp values, with optimal performance at 120 kVp. Spatial resolution remains stable across all kVp levels and satisfies ACR standards. Uniformity, CT number accuracy, and slice thickness measurements demonstrate good consistency at all tube voltages, although the highest HU accuracy is observed at 120 kVp, while the smallest slice thickness deviation occurs at 140 kVp. All measured parameters fall within ACR tolerance limits, indicating that the CT system operates within acceptable quality performance. Overall, all tested tube voltages meet ACR image quality criteria; however, 120 kVp provides the most balanced and consistent performance across nearly all parameters. Therefore, 120 kVp is recommended as the optimal tube voltage setting for examinations requiring stable HU accuracy, low image noise, and reliable low-contrast visualization. These findings are expected to support optimization of CT imaging protocols and contribute to quality assurance and quality control (QA/QC) practices in CT facilities.

Keywords: CT-Scan, kVp, image quality, ACR Phantom, HU.

KATA PENGANTAR



Assalamualaikum Warahmatullahi Wabarakatuh.

Alhamdulillah, puji dan syukur penulis panjatkan ke hadirat Allah SWT, yang selalu melimpahkan rahmat dan karunia serta hidayah-Nya kepada umat-Nya. Shalawat dan salam kepada Nabi Muhammad SAW, yang telah menuntun umatnya beserta keluarga, sahabat dan umat Islam di seluruh dunia ini. Amiin.

Tesis untuk merupakan salah satu syarat dalam meraih gelar Magister Teknik (M.T) pada Program Studi Magister Teknik Elektro, Program Pascasarjana Universitas Muhammadiyah Sumatera Utara. Adapun judul tesis ini adalah “PENGARUH PERUBAHAN TEGANGAN TERHADAP KUALITAS CITRA COMPUTED TOMOGRAPHY SCAN (CT-SCAN) MENGGUNAKAN CT ACR PHANTOM”

Penulis menyadari sepenuhnya bahwa penyusunan tesis ini tidak akan terwujud tanpa adanya bantuan, bimbingan dan motivasi dari berbagai pihak. Dari itu penulis haturkan terima kasih yang sebesar-besarnya kepada:

1. Bapak Prof. Dr. H. Triono Eddy,SH., M.Hum, Selaku Direktur Pascasarjana Universitas Muhammadiyah Sumatera Utara
2. Bapak Prof. Dr. Ir. Suwarno.,MT. Selaku Ketua Program Studi Magister Teknik Elektro sekaligus Dosen Pembimbing I dalam penyusunan Tesis ini
3. Ibu Dr. Rohana,ST., MT. Selaku Pembimbing II yang telah banyak memberikan masukan, bantuan serta motivasi sehingga terselesaikannya tesis ini dengan baik.
4. Bapak Assoc.Prof. Muhammad Fitra Zambak, S.T.,M.Sc.Ph.D Selaku Dosen Penguji dalam penyusunan Tesis ini.
5. Bapak Prof. Arnawan Hasibuan, S.T.,Ph.D Selaku Dosen Penguji dalam penyusunan Tesis ini.

6. Bapak Prof. Dr Ir. Surya Hardi, M.SC Selaku Dosen Penguji dalam penyusunan Tesis ini.
7. Bapak dan Ibu Dosen di Program Pascasarjana Program Studi Magister Teknik Elektro Universitas Muhammadiyah Sumatera Utara.
8. Kedua Orang tua Alm Syarbaini dan Ibunda Asmirah, Abangda Agusdyansyah ST, dan Kakanda Asrina SE serta seluruh keluarga yang telah memberikan bantuan moril maupun materil serta nasehat dan doa untuk penulis demi selesainya Tesin ini.
9. Istri Dwi Widya Ningsih S.Si, atas cinta dan kasih sayang. Anak-anak tersayang Aca, Akbar, Harun dan Fachri yang menjadi penyemangat bagi penulis untuk segera menyelesaikan tesis ini. Semoga kalian terus menyadari bahwa kalian selalu diliputi kebahagiaan
10. Manajemen pimpinan dan seluruh staf, rekan kerja di BPAFK Medan.
11. Karyawan Biro Program Pascasarjana Universitas Muhammadiyah Sumatera Utara.
12. Teman-teman seperjuangan Program Pascasarjana, khususnya Program Studi Magister Teknik Elektro yang selalu memberi dukungan dan motivasi kepada penulis.
13. Sahabat seluruh teman berdiskusi sejak kami menyelesaikan sarjana di Fisika USU, terutama Muhammad Haekal, atas motivasi dan semangat, diskusi dalam kecerdasannya, semoga senantiasa diliputi kesadaran kebahagiaan, seluruh amal ibadah diterima disisi Allah Swt.

Penulis telah berusaha untuk menyampaikan yang terbaik dalam tesis ini, namun penulis menyadari masih banyak terdapat kekurangan di dalamnya. Oleh karena itu penulis senantiasa mengharapkan kritik dan saran membangun dari pembaca untuk kesempurnaan tesis ini. Akhir kata, semoga tesis ini bermanfaat bagi kita semua. Amin.

Medan, Desember 2025

Penulis

Abdul Rahim
NPM : 2320080012

DAFTAR ISI

COVER	
PENGESAHAN TESIS	i
PENGESAHAN	ii
SURAT KEASLIAN TESIS.....	iii
ABSTRAK	iv
ABSTRACT	v
KATA PENGANTAR.....	vi
DAFTAR ISI.....	viii
DAFTAR GAMBAR.....	x
DAFTAR TABEL	xi
BAB 1 PENDAHULUAN	1
1.1. Latar Belakang Masalah	1
1.2. Identifikasi Masalah	4
1.3. Pembatasan Masalah	5
1.4. Rumusan Masalah	6
1.5. Tujuan Penelitian	7
1.6. Manfaat Penelitian	7
BAB 2 TINJAUAN PUSTAKA.....	9
2.1. Landasan Teori	9
2.1.1. Prinsip Kerja CT Scan	9
2.1.2. Komponen Utama CT Scan	12
2.1.3. Parameter Teknis yang Mempengaruhi Kualitas Citra	17
2.1.4. Hubungan kVp dengan Karakteristik Citra.....	21
2.1.5. Kualitas Citra pada CT Scan	24
2.1.6. CT ACR Phantom	35
2.1.7. Skema Kelistrikan pesawat CT-Scan.....	40
2.2. Standar Penilaian Kualitas Citra (ACR Guidelines)	42
2.3. Kajian Penelitian Yang Relevan	45
2.3.1. Ringkasan Penelitian Terdahulu	46
2.3.2. Gap Analysis dan Kontribusi Penelitian	50
2.4. Kerangka Berfikir/Konseptual	52
BAB 3 METODE PENELITIAN	55
3.1. Jenis dan Pendekatan Penelitian	55
3.2. Tempat dan Waktu Penelitian	56
3.3. Objek Penelitian	59
3.4. Variabel Penelitian	61
3.5. Definisi Operasional Variabel	64
3.6. Alat dan Bahan Penelitian	65
3.7. Prosedur Penelitian	67
3.8. Teknik Pengumpulan Data	70
3.9. Teknik Analisis Data	74

3.9.1. Analisis Deskriptif	74
3.9.2. Perbandingan Hasil antar Variasi kVp.....	76
3.9.3. Evaluasi terhadap Standar ACR.....	77
3.10. Diagram Alir Penelitian	79
BAB 4 HASIL PENELITIAN DAN PEMBAHASAN.....	83
4.1. Hasil Penelitian	83
4.1.1. Pengambilan Data Citra CT-Scan	84
4.2. Analisis Pengaruh Variasi Tegangan (kVp) terhadap Noise, Resolusi Kontras, dan Resolusi Spasial	93
4.2.1. Analisis Pengaruh kVp terhadap Noise	94
4.2.2. Analisis Pengaruh kVp terhadap Resolusi Kontras	99
4.2.3. Analisis Pengaruh kVp terhadap Resolusi Spasial	103
4.3. Evaluasi Pengaruh Perubahan kVp terhadap Uniformity, CT Number Accuracy, dan Slice Thickness	107
4.3.1. Analisis Pengaruh kVp terhadap Uniformity.....	108
4.3.2. Analisis Pengaruh kVp terhadap CT Number Accuracy	110
4.3.3. Analisis Pengaruh kVp terhadap Slice Thickness	114
4.4. Perbandingan Hasil Kualitas Citra terhadap Standar Mutu ACR	118
4.5. Pembahasan Umum Hasil Penelitian	134
4.5.1. Konsolidasi Temuan Berdasarkan Parameter Mutu Citra.....	135
4.5.2. Implikasi Pengaruh kVp terhadap Kualitas Citra CT-Scan	137
4.5.3. Rekomendasi Pengaturan kVp Optimal.....	140
BAB 5 PENUTUP	140
5.1. Kesimpulan	140
5.2. Saran	140
DAFTAR PUSTAKA.....	142
LAMPIRAN	146

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2. 1 Unit CT Scan.....	12
Gambar 2. 2 CT ACR Phantom	39
Gambar 2. 3 Skema Kelistrikan pesawat CT-Scan	40
Gambar 2. 4 Suplay energi listrik pada pesawat CT scan	41
Gambar 2. 5 Bagan Kerangka Berfikir/Konseptual	54
Gambar 3. 1 Tempat penelitian (BPAFK Medan)	57
Gambar 3. 2 Lokasi penelitian (Kantor Lab Pengujian BPAFK Medan)	57
Gambar 3. 3 Diagram Alir Penelitian	82
Gambar 4. 1 Grafik hubungan kVp terhadap noise	96
Gambar 4. 2 Grafik pengaruh kVp terhadap Resolusi Kontras	100
Gambar 4. 3 Grafik Uniformity terhadap kVp.....	102
Gambar 4. 4 Grafik kVp terhadap Resolusi Spasial	104
Gambar 4. 5 Grafik Resolusi Spasial terhadap kVp	106
Gambar 4. 6 Grafik kVp terhadap Uniformity.....	108
Gambar 4. 7 Grafik kVp terhadap deviasi HU.....	111
Gambar 4. 8 Grafik kVp terhadap Deviasi HU.....	112
Gambar 4. 9 Grafik kVp terhadap Deviasi Slice Thickness	115
Gambar 4. 10 Grafik perbandingan noise dengan batas ACR	120
Gambar 4. 11 Grafik perubahan rasio standar deviasi (SD) antara ROI anterior dan posterior	121
Gambar 4. 12 Grafik perbandingan uniformity dengan batas ACR	122
Gambar 4. 13 Grafik Perubahan nilai HU.....	124
Gambar 4. 14 Grafik perbandingan nilai RMSE HU pada berbagai material untuk tiga teknologi	125
Gambar 4. 15 Grafik Low Contrast Detectability (LCD)	127
Gambar 4. 16 Grafik High Contrast Resolution (Spatial Resolution)	129
Gambar 4. 17 Grafik Perbandingan Slice Thickness dengan Batas ACR	131
Gambar 4. 18 Grafik Skor untuk masing-masing tegangan tabung.....	139

DAFTAR TABEL

Tabel 2. 1 Gap Analysis dan Kontribusi Penelitian	51
Tabel. 3.1 Defenisi Operasional Variabel.....	64
Tabel 4. 1 Spesifikasi utama unit CT-Scan yang digunakan	86
Tabel 4. 2 Parameter pemindaian kualitas citra CT-Scan.....	87
Tabel 4. 3 Hasil HU accuracy pada 120 kVp.....	89
Tabel 4. 4 Deviasi slice thickness efektif terhadap nilai nominal (1,25 mm).....	90
Tabel 4. 5 Nilai Noise pada Tiap kVp	95
Tabel 4. 6 Nilai LCD pada Tiap kVp.....	101
Tabel 4. 7 Hasil Nilai Resolusi Spasial.....	105
Tabel 4. 8 Uniformity per kVp	109
Tabel 4. 9 Nilai deviasi ketebalan irisan pada variasi tegangan (kVp).....	114
Tabel 4. 10 Deviasi Slice Thickness	117
Tabel 4. 11 Ringkasan Status Lulus/Tidak Lulus ACR.....	132

BAB 1

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang Masalah

Computed Tomography (CT) Scan merupakan salah satu modalitas pencitraan radiologi yang paling penting dalam dunia medis modern. Teknologi ini mampu menghasilkan citra anatomi tubuh dengan resolusi spasial yang tinggi dan detail kontras jaringan lunak yang baik, sehingga sangat berperan dalam penegakan diagnosis berbagai penyakit. Namun demikian, kualitas citra yang dihasilkan sangat dipengaruhi oleh berbagai parameter teknis, seperti tegangan tabung (kilovolt peak/kVp), arus tabung (*mAs*), ketebalan irisan (*slice thickness*), pitch, serta algoritma rekonstruksi. *Computed Tomography (CT) Scan* telah menjadi salah satu teknik diagnostik penting dalam radiologi karena kemampuannya menghasilkan potongan gambar anatomis secara tiga dimensi dan kontras jaringan lunak yang baik. Namun, untuk mencapai kualitas citra yang optimal, diperlukan pengaturan parameter teknis yang tepat. Salah satu parameter paling krusial adalah tegangan tabung (kilovolt peak, kVp), yang mempengaruhi energi sinar-X, penetrasi sinar, kontras citra, *Noise*, dan tentunya dosis radiasi pasien.

Dari sekian banyak parameter tersebut, tegangan tabung (kVp) memiliki peran krusial. Tegangan ini menentukan energi foton sinar-X yang dihasilkan tabung, sehingga berpengaruh langsung terhadap penetrasi jaringan, tingkat *Noise*, resolusi kontras, nilai *CT Number (HU)*, serta dosis radiasi yang diterima pasien. Pada pengaturan kVp rendah, efek fotoelektrik lebih dominan sehingga kontras

jaringan meningkat, tetapi citra lebih rentan terhadap *Noise* akibat jumlah foton yang lebih sedikit. Sebaliknya, pada kVp tinggi, penetrasi jaringan lebih baik dan *Noise* berkurang, namun resolusi kontras menurun karena dominasi interaksi hamburan Compton. Hal ini menimbulkan dilema dalam menentukan parameter optimal untuk mencapai citra yang berkualitas diagnostik tanpa memberikan dosis radiasi yang berlebihan kepada pasien.

Parameter kVp yang lebih tinggi menghasilkan foton-foton sinar-X dengan energi lebih besar, sehingga penetrasi jaringan meningkat dan *Noise* cenderung lebih rendah. Namun, penggunaan kVp tinggi dapat menyebabkan penurunan kontras antara jaringan yang berdekatan karena efek fotoelektrik relatif berkurang dibandingkan efek *Compton*, khususnya untuk jaringan dengan perbedaan densitas kecil. Sebaliknya, kVp rendah dapat meningkatkan efek fotoelektrik, sehingga kontras antara jaringan muncul lebih jelas, tetapi *Noise* meningkat dan penetrasi sinar menurun, yang mempengaruhi kualitas diagnostik terutama pada bagian jaringan lebih tebal atau struktur tubuh yang besar.

Manfaat mengatur kVp secara optimal bukan hanya aspek kualitas citra, tetapi juga keselamatan pasien: pengurangan dosis radiasi menjadi penting, terutama bila pemeriksaan sering dilakukan atau pada pasien yang sensitif terhadap radiasi. Sebagai contoh, studi "*Effect of low tube voltage on image quality, radiation dose, and low-contrast detectability at abdominal multidetector CT: phantom study*" menemukan bahwa dengan menurunkan kVp dari 120 ke 80 pada *CT* abdomen, dosis radiasi bisa dikurangi sekitar 32-42% tanpa mengorbankan *CNR* (*contrast-to-Noise ratio*) dan deteksi kontras rendah [1].

Penelitian-penelitian internasional menunjukkan adanya hubungan erat antara variasi tegangan dengan kualitas citra dan dosis radiasi. Misalnya, studi oleh [1] melaporkan bahwa nilai *CT Number* dalam *phantom ACR* bervariasi signifikan terhadap perubahan kVp pada berbagai jenis *scanner*, yang menegaskan pentingnya kalibrasi sesuai standar mutu. [2] dalam studi *phantom* membuktikan bahwa variasi kVp (120–140 kVp) memengaruhi *signal-to-Noise ratio (SNR)* dan resolusi kontras, tergantung model *CT Scanner* yang digunakan. Selain itu, penelitian lain menunjukkan bahwa menurunkan tegangan tabung dari 120 kVp menjadi 80–100 kVp dapat menurunkan dosis radiasi hingga 30–40% tanpa mengurangi kualitas diagnostik citra secara signifikan (PubMed ID: 22619490).

Sejalan dengan itu, penelitian lokal di Indonesia juga telah membuktikan relevansi pengaruh kVp terhadap kualitas citra. [3] menganalisis tingkat *Noise* pada *phantom* kepala dengan variasi tegangan 80–140 kVp dan menemukan bahwa *Noise* berkurang pada tegangan lebih tinggi, namun hasil optimal sangat dipengaruhi oleh kombinasi dengan ketebalan irisan. [4] menunjukkan bahwa variasi kVp berpengaruh nyata terhadap nilai *CT Number*, uniformitas, dan resolusi spasial pada *phantom Catphan-604*. Sementara itu, [5] menemukan bahwa penurunan kVp dapat menurunkan indeks dosis *CT (CTDI)* pada pemeriksaan kepala, namun tetap perlu keseimbangan agar kualitas citra tetap memadai untuk diagnosis.

Lebih lanjut, penggunaan *phantom ACR (American College of Radiology)* telah banyak diterapkan di Indonesia sebagai metode objektif dalam evaluasi mutu

citra *CT*. Penelitian [6] melakukan uji kualitas citra *CT-Scan* di RS Universitas Andalas menggunakan *phantom ACR*, dengan hasil menunjukkan bahwa parameter *Noise*, resolusi spasial, dan uniformitas dapat diuji sesuai standar *ACR*. [7] juga menggunakan *ACR 464 Phantom* untuk mengevaluasi linearitas *CT Number* dan resolusi spasial pada *CT 16-slice*. Sementara itu, [8] bahkan mengembangkan metode otomatis untuk mengukur ketebalan irisan (*slice thickness*) menggunakan *phantom ACR*. Fakta ini menunjukkan bahwa penggunaan *phantom ACR* tidak hanya relevan secara internasional, tetapi juga telah banyak diterapkan di lingkungan penelitian dan klinis di Indonesia.

Dengan demikian, berdasarkan kajian internasional dan nasional, jelas bahwa pengaturan tegangan tabung (kVp) memiliki pengaruh signifikan terhadap kualitas citra *CT Scan*. Untuk menjamin mutu pencitraan yang sesuai standar internasional sekaligus menjaga prinsip proteksi radiasi (*as low as reasonably achievable/ ALARA*), maka diperlukan penelitian yang secara sistematis menganalisis pengaruh variasi kVp terhadap kualitas citra *CT Scan* menggunakan *phantom ACR*. Penelitian ini diharapkan dapat memberikan gambaran objektif mengenai bagaimana perubahan tegangan memengaruhi parameter mutu citra, sekaligus memberikan rekomendasi pengaturan optimal yang dapat diimplementasikan pada praktik klinis radiologi di Indonesia.

1.2 Identifikasi Masalah

Berdasarkan uraian latar belakang, dapat diidentifikasi beberapa permasalahan sebagai berikut:

1. Pengaturan kVp rendah meningkatkan kontras citra namun menyebabkan *Noise* tinggi.
2. Pengaturan kVp tinggi menurunkan *Noise* namun dapat menurunkan resolusi kontras dan meningkatkan dosis radiasi.
3. Kualitas citra *CT Scan* harus dinilai secara objektif, bukan hanya subjektif, dengan menggunakan standar internasional yaitu *CT ACR Phantom*.
4. Diperlukan evaluasi bagaimana variasi kVp memengaruhi parameter kualitas citra seperti *Noise*, resolusi kontras, resolusi spasial, *Uniformity*, *CT Number accuracy*, serta ketepatan *slice thickness*.
5. Perlu diketahui sejauh mana hasil kualitas citra pada variasi kVp sesuai dengan standar mutu *ACR*.

1.3 Pembatasan Masalah

Untuk menjaga fokus penelitian agar lebih terarah, maka ruang lingkup penelitian ini dibatasi pada hal-hal berikut:

1. Penelitian hanya dilakukan di Instalasi Laboratorium Uji Kesesuaian BPAFK Medan
2. Penelitian juga dilaksanakan di Instalasi Radiologi/Pusat *CT-Scan* Rumah Sakit sebagai lokasi uji coba langsung pada kondisi operasional klinis
3. Objek penelitian adalah *CT ACR Phantom*, bukan pasien atau objek biologis.
4. Penelitian hanya dilakukan pada satu unit *CT Scanner* yang tersedia di instalasi radiologi tempat penelitian.

5. Variabel bebas yang diteliti adalah tegangan tabung (kVp) dengan beberapa variasi (misalnya 80, 100, 120, dan 140 kVp).
6. Variabel terikat meliputi parameter kualitas citra sesuai standar *ACR*, yaitu: *Noise*, uniformitas, resolusi kontras rendah, resolusi spasial, nilai *CT Number* (HU), dan ketepatan ketebalan irisan.
7. Variabel lain seperti arus tabung (mAs), ketebalan irisan, *FOV*, *pitch*, algoritma rekonstruksi, dan mode scanner ditetapkan konstan selama penelitian.
8. Analisis data dilakukan secara deskriptif-komparatif (tabel, grafik, persentase perubahan) tanpa menggunakan uji statistik inferensial.
9. Hasil penelitian terbatas pada kondisi mesin *CT* dan parameter yang digunakan, sehingga tidak digeneralisasikan ke semua tipe scanner maupun citra pasien.

1.4 Rumusan Masalah

Berdasarkan identifikasi masalah di atas, maka rumusan masalah dalam penelitian ini adalah:

1. Bagaimana pengaruh variasi tegangan tabung (kVp) terhadap *Noise*, resolusi kontras, dan resolusi spasial pada citra *CT Scan*?
2. Bagaimana pengaruh perubahan kVp terhadap *Uniformity*, *CT Number accuracy*, dan akurasi ketebalan irisan (*slice thickness*)?
3. Bagaimana hasil kualitas citra *CT Scan* pada variasi kVp jika dibandingkan dengan standar mutu *ACR* (*American College of Radiology*)?

1.5 Tujuan Penelitian

Berdasarkan rumusan masalah yang telah disusun, penelitian ini memiliki tujuan sebagai berikut:

1. Menganalisis pengaruh variasi tegangan (kVp) terhadap *Noise*, resolusi kontras, dan resolusi spasial pada citra *CT Scan*.
- 1 Mengevaluasi pengaruh perubahan kVp terhadap *Uniformity*, *CT Number accuracy*, dan akurasi ketebalan irisan (*slice thickness*).
- 2 Membandingkan hasil kualitas citra *CT Scan* pada variasi kVp dengan standar mutu yang ditetapkan *ACR (American College of Radiology)*.

1.6 Manfaat Penelitian

1. Bagi Penulis
 - a) Menambah pemahaman dan pengalaman langsung dalam melakukan penelitian eksperimental di bidang pencitraan medis, khususnya terkait optimasi parameter *CT Scan*.
 - b) Melatih kemampuan analisis ilmiah dan penerapan standar internasional (*ACR*) dalam evaluasi kualitas citra radiologi.
 - c) Menjadi dasar kompetensi penulis untuk pengembangan karier di bidang teknik radiagnostik, radiologi medis, maupun riset teknologi pencitraan.
2. Bagi Akademisi / Universitas

- a) Menambah khazanah ilmu pengetahuan di bidang radiologi diagnostik, terutama mengenai pengaruh variasi tegangan (kVp) terhadap kualitas citra *CT Scan*.
 - b) Menjadi bahan ajar dan referensi bagi mahasiswa lain dalam penelitian sejenis, sehingga memperkaya literatur akademik di lingkungan universitas.
 - c) Memberikan kontribusi nyata terhadap pengembangan penelitian terapan di bidang teknik radiologi, teknologi medis, dan optimasi peralatan kesehatan.
3. Bagi Perusahaan / Institusi (Rumah Sakit, Klinik Radiologi)
- a) Menjadi acuan dalam penerapan uji kendali mutu (*quality assurance*) *CT Scan* untuk menjaga kualitas citra sesuai standar *ACR*.
 - b) Memberikan masukan teknis dalam penyusunan SOP penggunaan parameter kVp yang optimal agar layanan pencitraan lebih efektif dan efisien.
 - c) Membantu perusahaan/rumah sakit meningkatkan mutu pelayanan radiologi, sekaligus mendukung program akreditasi dan sertifikasi standar mutu internasional.
 - d) Bagi industri medis, hasil penelitian ini dapat menjadi dasar pengembangan inovasi alat pencitraan yang lebih hemat dosis namun tetap menghasilkan citra diagnostik berkualitas.

BAB 2

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Landasan Teori

CT Scan (Computed Tomography Scan) merupakan salah satu teknologi pencitraan medis yang memanfaatkan sinar-X untuk memperoleh gambaran penampang tubuh secara detail. Teknologi ini berkembang pesat sejak pertama kali diperkenalkan pada tahun 1970-an, dan hingga saat ini menjadi alat diagnostik utama dalam bidang radiologi karena kemampuannya menghasilkan citra dengan resolusi tinggi, baik untuk jaringan lunak maupun jaringan keras. Kualitas citra *CT Scan* sangat dipengaruhi oleh prinsip kerja alat, komponen yang menyusunnya, serta parameter teknis yang digunakan selama proses akuisisi citra. Oleh karena itu, pemahaman mengenai prinsip dasar, komponen utama, serta faktor teknis penentu kualitas citra sangat penting dalam upaya mengevaluasi pengaruh variasi tegangan (kVp) terhadap hasil pencitraan [1].

2.1.1 Prinsip Kerja *CT Scan*

Computed Tomography (CT) Scan merupakan metode pencitraan medis berbasis sinar-X yang bekerja dengan memanfaatkan prinsip atenuasi radiasi. Atenuasi adalah proses berkurangnya intensitas radiasi ketika melewati suatu material akibat interaksi seperti penyerapan (*absorption*) maupun hamburan (*scattering*). Tingkat atenuasi bergantung pada densitas, ketebalan, dan komposisi jaringan. Dengan memanfaatkan perbedaan atenuasi inilah, *CT Scan* dapat membedakan berbagai struktur tubuh [2].

Pada *CT Scan*, sinar-X dipancarkan oleh tabung sinar-X dan diarahkan menembus tubuh pasien dari berbagai sudut. Setelah melewati tubuh, sinar-X yang tersisa ditangkap oleh detektor. Proses ini dilakukan berulang-ulang melalui rotasi tabung dan detektor di dalam *Gantry*, sehingga menghasilkan proyeksi radiasi dari berbagai arah. Data proyeksi tersebut kemudian dikirim ke sistem komputer untuk dilakukan proses rekonstruksi citra, biasanya dengan algoritma *filtered back projection (FBP)* atau *iterative reconstruction*.

Secara fisika, intensitas radiasi sinar-X yang keluar dari suatu objek mengikuti hukum eksponensial atenuasi dapat dilihat pada Persamaan 2.1

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu x} \quad (2.1)$$

Dimana:

I = intensitas radiasi setelah melewati objek

I_0 = intensitas radiasi awal (sebelum menembus objek)

μ = koefisien atenuasi linier (cm^{-1})

x = ketebalan objek yang dilalui (cm)

Rumus ini menunjukkan bahwa semakin besar koefisien atenuasi linier (μ) atau semakin tebal objek (x), maka semakin kecil intensitas radiasi yang mencapai detektor. Koefisien atenuasi linier inilah yang menjadi dasar dalam perhitungan *CT Number* atau *Hounsfield Unit (HU)*.

Nilai *CT Number* dihitung menggunakan Persamaan 2.2

$$HU = \frac{\mu_x - \mu_{air}}{\mu_{air}} \times 1000 \quad (2.2)$$

Dimana:

HU = *Hounsfield Unit* (nilai *CT Number*)

μ_x = koefisien atenuasi linier jaringan yang diperiksa

μ_{air} = koefisien atenuasi linier udara (sebagai acuan)

Dalam sistem *CT*, air ditetapkan bernilai 0 HU, udara -1000 HU, sedangkan tulang dapat mencapai nilai +1000 HU atau lebih. Nilai inilah yang menjadi standar perbedaan densitas pada gambar *CT Scan*.

Proses kerja *CT Scan* dapat diringkas sebagai berikut:

1). Emisi Radiasi

Tabung sinar-X memancarkan foton dengan energi tertentu sesuai tegangan tabung (kVp).

2). Atenuasi Radiasi

Foton sinar-X melewati jaringan tubuh dan mengalami reduksi intensitas sesuai densitas jaringan.

3). Deteksi

Radiasi yang tersisa ditangkap oleh detektor yang mengubahnya menjadi sinyal listrik.

4). Rekonstruksi Citra

Komputer memproses data proyeksi dari berbagai sudut untuk membentuk citra penampang.

5). Display dan Analisis

Citra digital ditampilkan dalam bentuk grayscale, di mana tingkat keabuan sesuai dengan nilai *HU* masing-masing jaringan.

Dengan prinsip kerja ini, *CT Scan* mampu menghasilkan citra diagnostik dengan resolusi spasial dan resolusi kontras yang tinggi, serta memungkinkan

evaluasi parameter teknis seperti *Noise*, resolusi kontras, resolusi spasial, *Uniformity*, *CT Number accuracy*, dan *slice thickness accuracy* yang menjadi fokus penelitian ini.

Adapun unit CT Scan dapat dilihat pada Gambar 4.1



Gambar 2. 1 Unit Pesawat CT Scan

Gambar 4.1 menunjukkan unit CT-Scan yang digunakan sebagai perangkat utama dalam proses akuisisi data penelitian. Unit CT ini terdiri dari komponen gantry, meja pasien (*patient table*), serta sistem kendali yang berfungsi mengatur parameter pemindaian seperti tegangan tabung (kVp), arus tabung (mA), waktu eksposi, dan protokol pemeriksaan. Gantry dilengkapi dengan detektor dan tabung sinar-X yang berputar secara cepat untuk menghasilkan rekonstruksi irisan citra tubuh atau objek uji. Kondisi mekanis dan kalibrasi unit CT yang baik sangat penting untuk memastikan akurasi pengukuran dalam evaluasi mutu citra menggunakan ACR Phantom.

2.1.2 Komponen Utama CT Scan

Sistem *CT Scan* terdiri dari beberapa subsistem utama yang bekerja secara sinergis untuk menghasilkan citra *cross-sectional* tubuh. Komponen-komponen

kunci meliputi: *X-ray tube* (tabung sinar-X), detektor, *Gantry*, dan sistem komputer (termasuk sistem akuisisi data) [3]. Berikut uraian masing-masing komponen secara rinci:

1. *X-ray Tube* (Tabung Sinar-X)

Tabung sinar-X adalah sumber radiasi dalam sistem *CT*. Fungsi utamanya adalah menghasilkan foton sinar-X yang akan melewati objek (manusia atau *phantom*). Struktur internal tabung ini terdiri dari katoda (filamen *tungsten*), anoda (target), rotor, dan sistem pendingin.

- 1). Katoda (filamen *tungsten*): ketika dialiri arus listrik, filamen memanas dan mengeluarkan elektron melalui emisi termionik. *Electron-em electron* ini kemudian dipercepat oleh tegangan tinggi (kVp) menuju anoda.
- 2). Anoda (target tungsten atau material lain): elektron yang menabrak target menghasilkan radiasi sinar-X melalui dua mekanisme utama:
 - a). Bremsstrahlung (radiasi pengereman) ketika elektron dibiaskan oleh inti atom target dan kehilangan energi kinetiknya dalam bentuk foton sinar-X.
 - b). Radiasi karakteristik (*characteristic X-rays*) ketika elektron melepas elektron internal dari atom target, menghasilkan sinar-X dengan energi tertentu.

Efisiensi konversi energi listrik ke radiasi sangat rendah (hampir >99% menjadi panas), sistem pendingin (misalnya minyak, kipas, sistem udara) sehingga sangat penting untuk menjaga tabung tidak rusak akibat panas tinggi. Tegangan puncak (kVp) yang diterapkan antara katoda dan anoda menentukan

energi maksimum foton yang dihasilkan, sehingga mempengaruhi penetrasi sinar-X dan kontras jaringan. Tegangan yang lebih tinggi meningkatkan penetrasi, tetapi bisa menurunkan kontras relatif antar jaringan.

2. Detektor (*DeteCTor*) dan Sistem Akuisisi Data

Detektor dalam *CT* berfungsi menangkap sinar-X yang telah melewati objek dan mengubahnya menjadi sinyal listrik yang kemudian diproses menjadi citra. Detektor modern umumnya bersifat solid-state dan terdiri dari beberapa lapisan. Adapun komponen utama detektor:

1). Lapisan *scintillator* (konverter foton ke cahaya)

Foton sinar-X yang masuk ke detektor pertama-tama mengenai kristal *scintillator* (misalnya NaI, CsI, Gd₂O₂S, dsb.), yang memancarkan cahaya sebagai respons pada interaksi foton.

2). Lapisan *photodiode* / photodetektor (konversi cahaya ke sinyal listrik)

Cahaya yang dihasilkan oleh *scintillator* lalu diterima oleh *photodiode* atau *photomultiplier tube (PMT)* yang mengubah cahaya menjadi sinyal listrik proporsional terhadap intensitas.

3). Elektronika penguat & pembacaan

Sinyal listrik kemudian diperkuat dan diolah oleh rangkaian elektronik dalam *data acquisition system (DAS)*. Sistem ini mendigitalkan sinyal, mengoreksi *Noise*, dan menyusun data proyeksi dari berbagai sudut untuk diteruskan ke komputer utama.

Detektor dan sistem *DAS* juga biasanya dilengkapi kolimator untuk menyaring sinar hamburan (*scatter*) yang tidak diinginkan demi

mengurangi *Noise* dan artefak. Performa detektor (efisiensi kuantum, kecepatan, linearitas, *Noise* elektronik) sangat memengaruhi kualitas citra, terutama dalam kondisi tegangan rendah (kVp variabel) di mana sinyal lebih lemah.

3. *Gantry* (Rangka Pemutar)

Gantry adalah struktur utama berbentuk cincin yang menampung tabung sinar-X, detektor, sistem rotasi, dan sistem mekanik pendukung. *Gantry* memungkinkan tabung dan detektor berputar di sekitar objek yang dilalui, sehingga proyeksi dari banyak sudut bisa diperoleh. Adapun fungsi dan fitur penting dari *Gantry*:

1). Rotasi 360° / rotasi kontinu (*slip ring technology*)

Teknologi *slip ring* memungkinkan tabung dan detektor berputar terus-menerus tanpa perlu kawat yang akan terlilit, memungkinkan scanning helical/spiral.

2). Penyesuaian sudut (*Gantry tilt*)

Banyak sistem modern memungkinkan *Gantry* dipiringkan (*tilt*) dalam kisaran $\pm 15^\circ$ hingga $\pm 25^\circ$ untuk mengurangi artefak atau memaksimalkan bidang scan tertentu.

3). Sistem pendingin & stabilitas mekanik

Gantry harus dirancang agar tahan terhadap tekanan mekanik, getaran, dan panas. Sistem pendinginan membantu menjaga suhu tabung tetap stabil.

4). Kursi pasien / meja pasien

Meja pasien (*bed*) berada di dalam *Gantry* dan dapat digerakkan maju-mundur (*craniocaudal*) selama pemindaian. Meja ini harus sangat stabil agar tidak menimbulkan artefak gerakan.

4. Sistem Komputer dan Rekonstruksi Citra

Komputer adalah otak dari *CT Scan* yang menerima data dari sistem akuisisi, menerapkan algoritma rekonstruksi, dan menampilkan citra akhir. Fungsi utamanya meliputi:

1. Kontrol akuisisi, dimana komputer mengatur semua parameter pemindaian: kVp, mA, waktu putar, kecepatan meja, *slice thickness*, *pitch*, dan lainnya.
2. Rekonstruksi citra, dimana data proyeksi (sinogram) dari berbagai sudut diolah menjadi distribusi koefisien atenuasi dua dimensi $f(x, y)$. Algoritma populer termasuk *filtered back projection (FBP)* dan teknik rekonstruksi iteratif modern.
3. Pemrosesan pasca (*post-processing*), dimana setelah citra dasar direkonstruksi maka komputer melakukan pemrosesan tambahan seperti koreksi artefak, filter peningkatan kontras, *windowing (adjust window level/width)*, dan segmentasi.
4. Penyimpanan dan tampilan, dimana komputer menyimpan citra (misalnya dalam format *DICOM*), serta menyediakan antarmuka visual untuk radiolog, termasuk kemampuan zoom, *multiplanar reconstruction (MPR)*, dan tampilan 3D.

5. Kalibrasi dan quality assurance, dimana sistem komputer juga menyimpan data kalibrasi, melakukan koreksi drift, dan memfasilitasi pengujian kualitas (quality control) berkala.

2.1.3 Parameter Teknis yang Mempengaruhi Kualitas Citra

Kualitas citra *CT Scan* sangat dipengaruhi oleh parameter teknis yang ditentukan pada saat akuisisi data. Parameter ini berperan penting dalam menjaga keseimbangan antara resolusi spasial, resolusi kontras, *Noise*, *Uniformity*, *CT number accuracy*, dan dosis radiasi. Pemilihan parameter yang tidak tepat dapat menghasilkan citra yang buram, terlalu berisik, atau tidak sesuai standar mutu *ACR (American College of Radiology)* [4]. Berikut uraian detail mengenai parameter-parameter teknis yang berpengaruh:

1. Tegangan tabung (kVp)

Tegangan tabung (kilovolt *peak*) menentukan energi maksimum foton sinar-X yang dihasilkan. Nilai kVp sangat berpengaruh terhadap kontras citra, *Noise*, *CT number accuracy*, serta dosis radiasi.

1).Peningkatan kVp

Penetrasi sinar-X lebih besar, *Noise* berkurang, tetapi kontras jaringan menurun karena perbedaan koefisien atenuasi (μ) antar jaringan makin kecil.

2). Penurunan kVp

kontras citra meningkat, namun *Noise* juga meningkat karena jumlah foton yang mencapai detektor lebih sedikit.

Hubungan matematis antara intensitas sinar-X dan tegangan tabung dapat dilihat pada Persamaan 2.3

$$I \propto (kVp)^2 \quad (2.3)$$

Dimana

I = intensitas berkas sinar-X yang mencapai detektor.

kVp = tegangan puncak tabung sinar-X.

Hubungan kuadrat menunjukkan bahwa sedikit peningkatan pada kVp akan memberikan peningkatan besar pada intensitas radiasi. Menaikkan kVp dari 100 ke 120 akan meningkatkan intensitas hampir 44%. Konsekuensi kualitas citra membaik (*Noise* turun), tetapi kontras jaringan menurun dan dosis pasien naik.

2. Arus tabung (mAs)

Arus tabung (*milliampere-second, mAs*) adalah hasil perkalian antara arus tabung (mA) dan waktu penyinaran (s).

1). Pengaruh terhadap kualitas citra:

- a). Peningkatan mAs akan meningkatkan jumlah foton sinar-X yang dipancarkan.
- b). Hal ini mengurangi *Noise* kuantum (*quantum mottle*) sehingga menghasilkan citra yang lebih halus.
- c). Namun, peningkatan mAs juga menyebabkan dosis radiasi pasien bertambah secara linear.

2). Hubungan matematis

Noise dalam citra *CT* kira-kira berbanding terbalik dengan akar kuadrat *mAs* dapat dilihat pada Persamaan 2.4

$$Noise \propto \frac{1}{\sqrt{mAs}} \quad (2.4)$$

Dimana

Noise = gangguan acak (*grainy*) pada citra akibat fluktuasi jumlah foton.

mAs = produk antara arus tabung (mA) dengan waktu paparan (s).

Hubungan akar kuadrat berarti jika *mAs* dinaikkan 4 kali lipat, *Noise* hanya berkurang setengahnya. Artinya, meningkatkan kualitas citra dengan *mAs* relatif mahal dari sisi dosis radiasi karena dosis meningkat linear, sedangkan perbaikan *Noise* menurun secara non-linear.

3. *Slice thickness*

Slice thickness adalah ketebalan potongan yang diperoleh dalam rekonstruksi citra.

1). *Slice tipis* (≤ 1 mm)

- a). Memperbaiki resolusi spasial aksial (arah z).
- b). Detail anatomi kecil lebih jelas terlihat.
- c). Namun, meningkatkan *Noise* karena volume jaringan yang disinari lebih sedikit.

2). *Slice tebal* (≥ 5 mm)

- a). Mengurangi *Noise* karena lebih banyak foton yang dikumpulkan.
- b). Tetapi resolusi spasial menurun, objek kecil dapat hilang (*partial volume Effect*).

3). Hubungan matematis dengan *Noise* dapat dilihat pada Persamaan 2.5

$$Noise \propto \frac{1}{\sqrt{Slice\ Thickness}} \quad (2.5)$$

Dimana:

Slice thickness = ketebalan potongan citra (mm).

Jika slice lebih tebal, volume jaringan yang disinari lebih besar, sehingga lebih banyak foton yang dikumpulkan *Noise* berkurang. Slice tipis menghasilkan detail lebih baik (resolusi spasial tinggi), tetapi meningkatkan *Noise* karena data per irisan lebih sedikit [5].

4. Pitch

Pitch adalah rasio antara pergeseran meja pasien per satu putaran tabung dengan lebar total kolimasi (jumlah irisan \times *slice thickness*). Hal ini dapat dilihat pada Persamaan 2.6

$$Pitch = \frac{Table\ Feed\ per\ Rotation}{N \times Slice\ Thickness} \quad (2.6)$$

Dimana:

Table Feed per Rotation = jarak maju meja pasien per satu rotasi tabung (mm).

N = jumlah irisan (*detector rows*).

Slice thickness = ketebalan irisan (mm).

5. FOV (Field of View)

FOV adalah luas area tubuh pasien yang dicakup oleh citra CT.

- 1). FOV besar area tubuh yang ditangkap lebih luas, tetapi resolusi spasial menurun karena ukuran piksel lebih besar.
- 2). FOV kecil resolusi spasial meningkat (detail lebih tajam), tetapi area liputan lebih sempit.

Hubungan matematis resolusi spasial dengan *FOV* dapat dilihat pada Persamaan 2.7

$$Pixel\ Size = \frac{FOV}{Matrix\ Size} \quad (2.7)$$

Dimana:

Pixel Size = ukuran tiap piksel (mm).

FOV = luas area citra (mm).

Matrix Size = jumlah piksel (misalnya 512×512).

2.1.4 Hubungan kVp dengan Karakteristik Citra

Tegangan tabung (kilovolt peak atau kVp) merupakan salah satu parameter utama dalam sistem *CT Scan* yang menentukan energi maksimum foton sinar-X yang dihasilkan. Perubahan nilai kVp akan memengaruhi karakteristik citra secara signifikan, termasuk penetrasi jaringan, tingkat *Noise*, resolusi kontras, hingga dosis radiasi. Berikut penjelasannya [6]:

1. Energi Sinar-X dan Penetrasi Jaringan

Nilai kVp berbanding lurus dengan energi sinar-X yang dihasilkan. Semakin tinggi kVp, maka energi foton sinar-X juga semakin besar sehingga daya tembus terhadap jaringan meningkat. Pada kVp rendah (misalnya 80 kVp), foton lebih mudah diserap oleh jaringan, sehingga menghasilkan kontras jaringan yang lebih tinggi, namun risiko *Noise* juga lebih besar karena jumlah foton yang mencapai detektor lebih sedikit. Sebaliknya, pada kVp tinggi (misalnya 120–140 kVp), daya tembus meningkat sehingga citra lebih seragam (uniform), tetapi perbedaan densitas antar jaringan menjadi kurang jelas.

Energi rata-rata foton sinar-X (E_{mean}) berhubungan dengan tegangan puncak tabung (kVp) melalui Persamaan 2.8:

$$E_{\text{mean}} \approx 0.33 \times kVp \quad (2.8)$$

Dimana:

E_{mean} = energi rata-rata foton sinar-X (keV)

kVp = tegangan tabung maksimum (kiloVolt peak)

Bila kVp dinaikkan, energi rata-rata foton juga naik sehingga penetrasi jaringan meningkat. Misalnya pada 120 kVp, energi rata-rata foton ≈ 40 keV. Energi ini menentukan sejauh mana sinar-X mampu menembus jaringan dengan densitas berbeda.

2. Hubungan kVp dengan *Noise*

Noise dalam citra *CT* umumnya disebabkan oleh fluktuasi statistik jumlah foton yang mencapai detektor. Hubungan antara *Noise* dengan kVp dapat dinyatakan secara sederhana dapat dilihat pada Persamaan 2.9

$$N \propto \frac{1}{(kVp)^2} \quad (2.9)$$

Dimana:

N = tingkat *Noise* citra

kVp = tegangan puncak tabung

Semakin tinggi kVp, *Noise* akan semakin berkurang karena jumlah foton yang mampu menembus objek lebih banyak. Namun, pengurangan *Noise* ini sering diiringi dengan penurunan kontras jaringan.

3. Hubungan kVp dengan Resolusi Kontras

Resolusi kontras menggambarkan kemampuan *CT* dalam membedakan objek dengan perbedaan densitas kecil. Pada kVp rendah, perbedaan koefisien atenuasi linear antar jaringan lebih menonjol, sehingga resolusi kontras meningkat. Akan tetapi, peningkatan *Noise* pada kVp rendah dapat mengganggu detail citra. Sebaliknya, pada kVp tinggi, *Noise* berkurang tetapi perbedaan densitas antar jaringan menjadi lebih sulit dibedakan. Oleh karena itu, pemilihan kVp harus disesuaikan dengan kebutuhan klinis, misalnya kVp rendah digunakan pada pemeriksaan jaringan lunak yang membutuhkan kontras tinggi, sementara kVp tinggi lebih sesuai untuk daerah dengan struktur tulang [7]. Secara matematis, resolusi kontras (*C*) dapat dilihat pada Persamaan 2.10

$$C = \frac{|\mu_1 - \mu_2|}{\mu_{air}} \quad (2.10)$$

Dimana:

μ_1 = koefisien atenuasi linear jaringan 1

μ_2 = koefisien atenuasi linear jaringan 2

μ_{air} = koefisien atenuasi linear air (sebagai referensi)

Karena μ sangat dipengaruhi oleh energi foton (yang ditentukan oleh kVp), maka pada kVp rendah, perbedaan $|\mu_1 - \mu_2|$ lebih besar kontras lebih tinggi. Sebaliknya, pada kVp tinggi, perbedaan μ antar jaringan menurun resolusi kontras berkurang.

4. Hubungan kVp dengan Dosis Radiasi

Peningkatan kVp juga berdampak langsung terhadap dosis radiasi yang diterima pasien. Hubungan empiris dosis dengan kVp dapat dilihat pada Persamaan 2.11

$$D \propto (kVp)^2 \quad (2.11)$$

Dimana:

D = dosis radiasi.

Peningkatan kVp akan meningkatkan dosis secara kuadrat, meskipun dalam praktik klinis peningkatan kVp sering diimbangi dengan penurunan perkalian arus tabung dan waktu (mAs) untuk menjaga agar dosis tetap dalam batas aman. Pemilihan kVp yang tepat harus memperhatikan prinsip proteksi radiasi ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*), yakni menghasilkan kualitas citra yang memadai dengan dosis serendah mungkin.

2.1.5 Kualitas Citra pada CT Scan

Kualitas citra pada *CT Scan* ditentukan oleh kemampuan sistem dalam merepresentasikan struktur anatomi tubuh secara akurat, tajam, dan informatif untuk kepentingan diagnostik. Dua parameter utama yang sering digunakan dalam menilai kualitas citra adalah resolusi spasial dan resolusi kontras [8].

1. Resolusi Spasial

Resolusi spasial adalah kemampuan sistem *CT* untuk membedakan dua objek yang berdekatan dengan jarak kecil. Semakin tinggi resolusi spasial, semakin baik sistem dalam menggambarkan detail anatomi halus, seperti pembuluh darah kecil, batas tulang tipis, atau lesi dengan ukuran kecil.

Secara kuantitatif, resolusi spasial dinyatakan dalam line pairs per millimeter (lp/mm), yaitu jumlah pasangan garis hitam dan putih yang dapat dipisahkan dengan jelas oleh sistem per satuan panjang. Resolusi spasial dipengaruhi oleh beberapa faktor teknis, antara lain:

- 1). Ukuran detektor semakin kecil ukuran elemen detektor, semakin tinggi resolusi spasial.
- 2). *Slice thickness* irisan tipis (≤ 1 mm) meningkatkan detail citra, sementara irisan tebal menghasilkan citra lebih kabur.
- 3). Rekonstruksi citra algoritma rekonstruksi tertentu (misalnya sharp filter) dapat meningkatkan resolusi spasial, namun biasanya dengan kompromi berupa peningkatan *Noise*.
- 4). *FOV (Field of View)* *FOV* kecil memperbaiki resolusi spasial karena ukuran piksel hasil rekonstruksi lebih kecil.

Rumus yang menggambarkan hubungan antara ukuran piksel dan resolusi spasial seperti pada Persamaan 2.7 yaitu:

$$\text{Pixel size} = \frac{FOV}{\text{Matrix size}}$$

Semakin kecil pixel size, semakin baik resolusi spasial citra yang dihasilkan.

2. Resolusi Kontras

Resolusi kontras adalah kemampuan sistem *CT* untuk membedakan dua objek dengan perbedaan densitas atau koefisien atenuasi yang kecil. Misalnya, kemampuan untuk membedakan jaringan lunak normal dengan lesi yang memiliki perbedaan densitas sangat tipis.

Resolusi kontras sangat dipengaruhi oleh beberapa faktor, di antaranya:

1). Tegangan tabung (kVp)

Pada kVp rendah, perbedaan atenuasi antar jaringan lebih jelas sehingga resolusi kontras meningkat.

2). *Noise*

Semakin rendah *Noise*, semakin tinggi resolusi kontras, karena detail halus lebih mudah terlihat.

3). mAs (arus × waktu paparan)

mAs tinggi meningkatkan jumlah foton yang mencapai detektor, mengurangi *Noise*, dan meningkatkan resolusi kontras.

4). Ketebalan slice (*slice thickness*)

Irisan lebih tebal mengurangi *Noise* sehingga resolusi kontras lebih baik, namun dapat mengorbankan resolusi spasial. Secara matematis, resolusi kontras dapat didefinisikan melalui perbedaan koefisien atenuasi linear antar dua jaringan yang dapat dilihat pada Persamaan 2.10, yaitu :

$$C = \frac{|\mu_1 - \mu_2|}{\mu_{air}}$$

Dimana:

μ_1, μ_2 = koefisien atenuasi linear dari dua jaringan berbeda

μ_{air} = koefisien atenuasi air sebagai standar referensi

Semakin besar perbedaan $|\mu_1 - \mu_2|$, semakin baik resolusi kontras yang dapat dicapai.

C. *Noise*

Noise dalam citra CT-Scan adalah komponen fluktuasi acak (*random variation*) dari nilai piksel (nilai *CT number*, dalam unit *HU*) yang tidak

menggambarkan perbedaan jaringan nyata. *Noise* menyebabkan tampilan butiran kasar (*grainy*) pada citra yang mengganggu kemampuan pengamatan detail halus dan membatasi deteksi lesi berkontras rendah. Dalam konteks penelitian Anda (analisis variasi kVp terhadap kualitas citra), memahami dan mengukur *Noise* secara kuantitatif sangat penting.

Rumus & Hubungan Teoritis *Noise*

Secara umum dalam pencitraan *CT*, *Noise* (σ) diasosiasikan dengan variasi statistik dari foton (*quantum Noise*), dapat dilihat pada Persamaan 2.12

$$\sigma \propto \frac{1}{\sqrt{N}} \quad (2.12)$$

di mana N adalah jumlah foton yang diterima oleh detektor (atau sinar yang melewati jaringan). Dengan kata lain, semakin banyak foton (yaitu, semakin besar eksposi), makin kecil *Noise*.

Lebih spesifik, hubungan *Noise* terhadap mAs (arus tabung \times waktu pemindaian) dapat dilihat pada Persamaan 2.13

$$\sigma \propto \frac{1}{\sqrt{mAs}} \quad (2.13)$$

Artinya, jika mAs dinaikkan 4 kali lipat, *Noise* akan berkurang sekitar sepertiga (jadi sekitar $\frac{1}{\sqrt{4}} = 1/2$ dari nilai awal). (Lihat “*Standardization and Optimization of Computed Tomography*” yang menyebut hubungan kebalikan akar kuadrat antara *Noise* dan mAs) [9].

Selain itu, *Noise* dipengaruhi oleh ukuran voxel (volume elemen citra): jika voxel dibuat lebih kecil (pixel/*voxel* spatial lebih halus), jumlah foton per voxel menurun, sehingga *Noise* meningkat. Sebaliknya voxel lebih besar cenderung mengumpulkan lebih banyak foton \rightarrow *Noise* menurun. Filter

rekonstruksi dan kernel juga memengaruhi *Noise*: filter halus (smoothing) dapat menurunkan *Noise* tapi mengorbankan detail (resolusi).

Dalam praktik pengukuran *Noise* pada citra *phantom* atau area homogen, dapat menggunakan Persamaan 2.14

$$\sigma_{HU} = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum (HU_i - \overline{HU})^2} \quad (2.14)$$

Dimana

HU_i = nilai HU tiap piksel dalam ROI

\overline{HU} = rata-rata HU ROI

Nilai σ_{HU} = ukuran *Noise* dalam HU (standar deviasi).

Banyak studi klinis dan artikel menggunakan metode ini (misalnya dalam pengembangan algoritma pengukuran *Noise* global) [10]. Pengaruh variasi kVp terhadap *Noise* dalam konteks variasi tegangan tabung (kVp), efeknya terhadap *Noise* adalah lebih kompleks dibandingkan pengaruh perkalian arus dan waktu (mAs). Tegangan yang lebih tinggi menghasilkan sinar-X dengan energi lebih besar, yang dapat menembus jaringan lebih mudah dan menurunkan atenuasi serta scatter. Hal ini dapat meningkatkan jumlah sinar yang berhasil mencapai detektor, menurunkan *Noise* relatif, terutama untuk jaringan padat atau tebal. Namun, peningkatan kVp juga dapat mengurangi kontras jaringan lunak, sehingga meskipun *Noise* menurun, kemampuan membedakan perbedaan densitas kecil dapat terganggu. Oleh karenanya, dalam penelitian Anda, variasi kVp akan diuji untuk melihat sejauh mana perubahan energi sinar memengaruhi *Noise* dan interaksinya dengan parameter lain seperti resolusi kontras dan spasial [11].

D. *Uniformity*

Uniformity dalam citra *CT-Scan* merujuk pada keseragaman nilai *CT number* (*Hounsfield Unit, HU*) di seluruh area yang homogen. Dalam kondisi ideal, suatu objek dengan densitas seragam (misalnya air atau *phantom* homogen) seharusnya menghasilkan nilai *HU* yang sama di semua titik gambar. Namun, dalam praktik, berbagai faktor seperti beam hardening, ketidakstabilan detektor, perbedaan kalibrasi, dan artefak rekonstruksi dapat menimbulkan variasi *HU* di area yang seharusnya seragam. *Uniformity* menjadi salah satu parameter penting dalam penilaian kualitas citra karena ketidakseragaman dapat mengganggu akurasi diagnostik, terutama saat membedakan jaringan dengan kontras rendah. *Uniformity* biasanya dievaluasi dengan membandingkan nilai rata-rata *HU* di pusat dan di pinggir *phantom* air. Metode standar *ACR* misalnya merekomendasikan pengambilan 5 *ROI*, satu di pusat dan empat di area perifer (atas, bawah, kiri, kanan). Perbedaan rata-rata *HU* dihitung sebagai ukuran *Uniformity*.

Secara matematis, parameter *Uniformity* (*U*) dapat dinyatakan pada Persamaan 2.15

$$U = HU_{perifer} - HU_{pusat} \quad (2.15)$$

Dimana

$HU_{perifer}$ = rata-rata nilai *HU* dari *ROI* di sekitar tepi *phantom*

HU_{pusat} = rata-rata nilai *HU* di pusat *phantom*.

Kriteria *ACR* menetapkan bahwa perbedaan *HU* tersebut tidak boleh melebihi $\pm 5 HU$ untuk *phantom* air. Dengan kata lain, citra dianggap uniform

apabila variasi *HU* antara pusat dan tepi masih dalam rentang toleransi ini [12].

Pengaruh Variasi kVp terhadap *Uniformity*

Tegangan tabung (kVp) berpengaruh terhadap *Uniformity* melalui mekanisme beam hardening. Pada kVp rendah, spektrum energi sinar-X lebih sempit dan mengalami atenuasi selektif di jaringan, sehingga menimbulkan perbedaan nilai *HU* antara pusat dan tepi *phantom* (efek cupping). Akibatnya, *Uniformity* menurun. Sebaliknya, peningkatan kVp memperlebar spektrum energi dan meningkatkan penetrasi, sehingga mengurangi beam hardening dan menghasilkan *Uniformity* yang lebih baik. Namun, peningkatan kVp yang berlebihan dapat menurunkan kontras jaringan lunak, sehingga trade-off tetap perlu dipertimbangkan.

Uniformity yang buruk akan mengganggu konsistensi interpretasi radiologis. Misalnya, suatu area jaringan hati mungkin tampak lebih hipodens dibanding sekitarnya bukan karena adanya kelainan, tetapi akibat variasi *HU* yang tidak seragam. Oleh karena itu, pemantauan *Uniformity* secara rutin dalam program *quality control (QC) CT* sangat penting. Dengan pengujian *phantom ACR*, teknisi dapat memastikan bahwa nilai *HU* air relatif konsisten di seluruh area citra, sehingga diagnosis klinis lebih akurat.

Selain itu, ketidakseragaman *HU* juga berdampak pada evaluasi *CT number accuracy*, karena *Uniformity* buruk bisa menutupi perbedaan kecil antar jaringan. Pada pengaturan parameter, penggunaan algoritma rekonstruksi

iteratif, koreksi beam hardening, serta kalibrasi detektor secara rutin dapat meningkatkan *Uniformity* [13].

E. *CT Number accuracy*

CT Number Accuracy merujuk pada tingkat ketepatan sistem *CT* dalam merepresentasikan nilai densitas jaringan atau material dalam bentuk *Hounsfield Unit (HU)*. Setiap jenis jaringan tubuh memiliki rentang *HU* yang khas, misalnya air (0 *HU*), udara (-1000 *HU*), lemak (-100 hingga -50 *HU*), otot (+40 hingga +60 *HU*), dan tulang (+700 hingga +3000 *HU*). Ketepatan sistem *CT* dalam menghasilkan nilai *HU* yang sesuai sangat krusial karena menjadi dasar diagnosis radiologi, misalnya dalam membedakan kista dengan tumor padat, mengidentifikasi perdarahan otak, atau menilai tingkat kalsifikasi pembuluh darah [13]

Secara matematis, *HU* suatu voxel dihitung dengan Persamaan 2.16

$$HU = 1000 \times \frac{\mu_{tissue} - \mu_{water}}{\mu_{water}} \quad (2.16)$$

Dimana:

μ_{tissue} = koefisien atenuasi linier jaringan,

μ_{water} = koefisien atenuasi linier air.

CT number accuracy dinilai dengan cara membandingkan hasil *HU* aktual yang diukur pada *phantom* dengan nilai *HU* referensi. Deviasi dari nilai standar menunjukkan adanya masalah kalibrasi atau artefak dalam sistem *CT*, Untuk nilai ini dapat dilihat pada Persamaan 2.17 [12].

$$\Delta HU = HU_{measured} - HU_{expected} \quad (2.17)$$

Sesuai standar *ACR (American College of Radiology)*, deviasi yang masih dapat diterima untuk air adalah ± 4 HU.

Ketepatan nilai *HU* dipengaruhi oleh beberapa aspek .

1. Tegangan tabung (kVp): Semakin rendah kVp, semakin besar variasi HU akibat beam hardening, terutama pada jaringan padat seperti tulang.
2. Arus tabung (mAs): Jika terlalu rendah, *Noise* meningkat sehingga nilai *HU* fluktuatif.
3. Kalibrasi scanner: *CT* perlu dikalibrasi secara rutin untuk menjaga ketepatan *HU*.
4. Jenis rekonstruksi: Algoritma *iterative reconstruction* dapat memperbaiki konsistensi *HU*.
5. Artefak: Misalnya *partial volume Effect* dan *streak artefact* dapat memengaruhi nilai *HU*.

ACR CT Accreditation Phantom menyediakan modul khusus berisi material dengan densitas standar (air, udara, polietilen, akrilik, tulang sintetis). Pengujian dilakukan dengan menempatkan *ROI* pada masing-masing material dan mencatat *HU* yang terbaca. Hasil kemudian dibandingkan dengan nilai referensi. Bila deviasi lebih besar dari standar *ACR*, maka scanner perlu dilakukan kalibrasi ulang. Sebagai contoh, pengukuran pada *phantom* menunjukkan air dengan $HU = +6$. Karena deviasi dari 0 adalah +6, hasil ini tidak memenuhi standar *ACR* (± 4 HU) sehingga mengindikasikan masalah kalibrasi [14].

F. *Slice thickness Accuracy*

Slice thickness accuracy adalah parameter penting dalam penilaian kualitas citra *CT* yang mengukur sejauh mana ketebalan irisan yang diprogram (*nominal slice thickness*) sesuai dengan ketebalan irisan sebenarnya yang dihasilkan scanner. Ketebalan irisan ini sangat berpengaruh terhadap kualitas diagnostik karena berhubungan langsung dengan resolusi spasial aksial, *Noise*, dan akurasi volume objek yang terukur. Irisan yang terlalu tebal dapat menurunkan detail citra dan meningkatkan partial volume *Effect*, sedangkan irisan yang terlalu tipis meningkatkan *Noise* dan dosis radiasi. Oleh karena itu, akurasi *slice thickness* menjadi salah satu indikator utama dalam quality control *CT-Scan*. Ketebalan irisan didefinisikan sebagai jarak sepanjang sumbu *z* yang diwakili oleh setiap citra potongan. Dalam pengujian dengan *phantom*, *slice thickness* dapat dihitung dengan menganalisis lebar profil intensitas dari suatu objek ramp atau wire dalam *phantom* [12].

Secara matematis, *slice thickness* (*ST*) ditentukan dari *Full Width at Half Maximum* (*FWHM*) kurva respon sistem. Untuk nilai ini dapat dilihat pada Persamaan 2.18 [15].

$$ST = FWHM \quad (2.18)$$

Dimana :

FWHM = lebar kurva intensitas pada 50% dari nilai maksimum.

ST = *slice thickness* (kurva respon sistem)

Jika *slice thickness* yang diukur berbeda dengan nilai nominal, maka error dapat dihitung dengan Persamaan 2.19

$$\Delta ST = ST_{measured} - ST_{nominal} \quad (2.19)$$

Standar *ACR* menetapkan bahwa toleransi deviasi *slice thickness* adalah ± 1 mm untuk irisan ≤ 2 mm, dan $\pm 50\%$ dari nilai nominal untuk irisan > 2 mm. Evaluasi *slice thickness* biasanya dilakukan menggunakan modul khusus pada *ACR CT Accreditation Phantom*, yaitu wedge ramp atau objek miring dengan sudut tertentu. Proses evaluasi meliputi.

1. *Scan phantom* dengan *slice thickness* nominal tertentu (misalnya 5 mm).
2. Analisis citra modul wedge ramp.
3. Ukur panjang citra (*L*) pada ramp yang sesuai dengan *slice thickness*.
4. Hitung *slice thickness* aktual menggunakan rumus pada Persamaan 2.20

$$ST = L \times \sin(\theta) \quad (2.20)$$

Dimana :

θ = sudut kemiringan *wedge ramp*

L = panjang citra

Jika *slice thickness* aktual berbeda signifikan dari nominal, hal ini menandakan adanya masalah kalibrasi kolimasi atau deviasi mekanis pada sistem *CT*. Meskipun *slice thickness* lebih dipengaruhi oleh mekanika kolimator dan algoritma rekonstruksi dibanding tegangan tabung, variasi kVp dapat berdampak tidak langsung melalui kualitas sinar-X yang menentukan edge sharpness dari profil wedge ramp. Pada kVp rendah, beam hardening dapat memperlebar transisi tepi objek, sehingga *FWHM* tampak lebih besar dan *slice thickness* terukur bisa lebih tebal daripada nominal [16].

2.1.6 CT ACR Phantom

A. Fungsi dan Tujuan Penggunaan

CT ACR Phantom adalah perangkat standar yang digunakan untuk mengevaluasi dan memverifikasi kualitas citra *CT-Scan* sesuai dengan kriteria yang ditetapkan oleh *American College of Radiology (ACR)*. *Phantom* ini berfungsi sebagai alat uji eksternal yang memungkinkan teknisi radiologi, fisikawan medis, maupun kulai auditor mutu untuk memastikan bahwa sistem *CT* bekerja sesuai standar kualitas internasional. Tanpa adanya *phantom*, kualitas citra yang dihasilkan scanner hanya bisa dinilai secara subjektif oleh mata manusia, yang sering kali bias dan tidak konsisten [16].

Tujuan utama penggunaan *CT ACR Phantom* Adalah :

1. Menjamin konsistensi diagnostik dengan memastikan bahwa parameter kualitas citra seperti resolusi spasial, resolusi kontras, *Noise*, *Uniformity*, *CT number accuracy*, dan *slice thickness* sesuai standar, maka citra yang dihasilkan akan konsisten untuk keperluan klinis.
2. Mendukung akreditasi *ACR* banyak rumah sakit dan pusat radiologi di dunia wajib memenuhi syarat akreditasi *ACR* agar diakui secara internasional. Evaluasi menggunakan *phantom* merupakan bagian dari persyaratan akreditasi tersebut.
3. Meningkatkan keselamatan pasien kualitas citra yang buruk dapat mengarah pada diagnosis yang salah atau penggunaan dosis radiasi yang lebih tinggi dari yang diperlukan. Dengan pengujian *phantom*, kualitas dapat dikendalikan sambil tetap meminimalkan dosis.

4. *Quality control (QC)* dan *quality assurance (QA) phantom* digunakan secara rutin untuk menguji performa scanner, baik setelah instalasi, kalibrasi, maupun dalam pemantauan harian/mingguan/bulanan.
5. Deteksi dini masalah teknis *phantom* membantu mendeteksi ketidaknormalan teknis seperti degradasi detektor, masalah kalibrasi *HU*, atau kesalahan kolimasi irisan.

Dengan demikian, penggunaan *CT ACR Phantom* tidak hanya bersifat administratif untuk akreditasi, tetapi juga menjadi bagian vital dalam program pengendalian mutu yang menjamin efektivitas layanan radiologi.

B. Struktur dan Bagian *Phantom*

Phantom ACR CT memiliki bentuk silinder akrilik dengan diameter sekitar 20 cm dan panjang sekitar 15 cm. Silinder ini terbuat dari bahan plastik padat (*polimetil metakrilat/PMMA*) yang menyerupai densitas jaringan lunak manusia. *Phantom* dibagi menjadi empat modul utama, masing-masing dirancang untuk menguji parameter kualitas citra tertentu [15].

1. Modul 1 Evaluasi *Slice thickness Accuracy*, *CT Number Accuracy*, dan *Alignment*.
 - a) Terdiri dari irisan berisi wedge ramp miring untuk mengukur ketebalan *slice*.
 - b) Terdapat tabung kecil berisi air, udara, polietilen, akrilik, dan tulang sintetis untuk menguji *CT number accuracy*.
 - c) Juga digunakan untuk mengevaluasi keselarasan *Gantry*.
2. Modul 2 Evaluasi *Low-Contrast Resolution* (Resolusi Kontras).

- a) Berisi disk dengan sejumlah lingkaran kecil dengan perbedaan densitas rendah terhadap latar belakang.
 - b) Digunakan untuk menilai kemampuan sistem dalam mendeteksi perbedaan kontras rendah pada objek yang menyerupai jaringan lunak.
3. Modul 3 Evaluasi *High-Contrast Resolution* (Resolusi Spasial).
- a) Berisi pola garis (*line pairs*) dengan frekuensi spasial meningkat (dalam satuan lp/cm).
 - b) Modul ini menilai kemampuan sistem dalam membedakan detail halus dengan kontras tinggi.
4. Modul 4 Evaluasi *Uniformity* dan *Noise*.
- a) Terdiri dari blok *PMMA* homogen tanpa struktur internal.
 - b) Digunakan untuk mengukur keseragaman nilai HU di pusat dan perifer (*Uniformity*) serta fluktuasi nilai *HU* yang mencerminkan *Noise*.

Phantom dilengkapi dengan penanda (*fiducial markers*) yang membantu radiografer dalam penempatan dan alignment dengan sumbu scanner. Struktur yang modular ini memungkinkan berbagai aspek kualitas citra dievaluasi secara sistematis dan kuantitatif.

C. Parameter yang Diuji dengan *Phantom*

ACR CT Phantom memungkinkan evaluasi enam parameter utama kualitas citra *CT*:

1. *Noise*.

- a) *Noise* diukur dengan menghitung simpangan baku (standar deviasi) dari nilai *HU* pada *ROI* yang ditempatkan di modul *Uniformity*.

b) Standar *ACR*: *Noise* harus berada dalam batas tertentu sesuai spesifikasi scanner.

2. *Uniformity*.

a) Diukur dengan membandingkan rata-rata *HU* di pusat dan di empat sisi *phantom* (atas, bawah, kiri, kanan).

b) Standar *ACR*: perbedaan *HU* tidak boleh melebihi $\pm 5 HU$.

3. *CT Number Accuracy*.

a) Diukur dengan memindai tabung berisi material standar (air, udara, akrilik, polietilen, tulang sintetis).

b) Hasil *HU* dibandingkan dengan nilai referensi *ACR*.

c) Misalnya air = $0 \pm 4 HU$; udara = $-1000 \pm 10 HU$.

4. *Slice thickness Accuracy*.

a) Diukur menggunakan wedge ramp pada Modul 1.

b) Toleransi *ACR*: ± 1 mm untuk *slice* ≤ 2 mm, dan $\pm 50\%$ untuk *slice* > 2 mm.

5. Resolusi Kontras.

a) Diukur dengan mendeteksi lingkaran kontras rendah pada Modul 2.

b) Standar *ACR*: sistem harus dapat mendeteksi lingkaran dengan perbedaan densitas rendah pada ukuran tertentu.

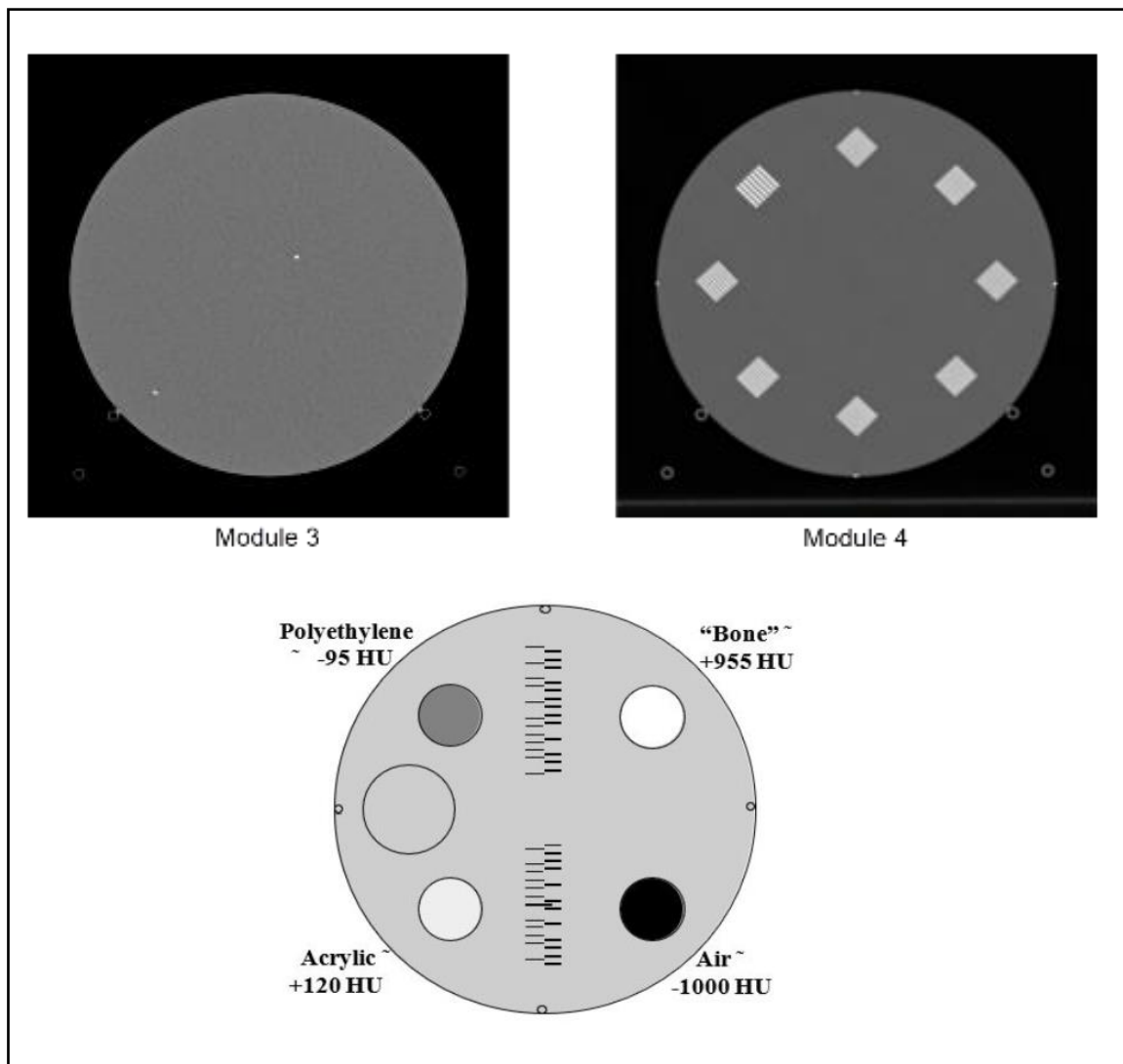
6. Resolusi Spasial.

a) Diukur dengan *line pairs* pada Modul 3.

b) Menunjukkan kemampuan sistem dalam membedakan struktur kecil dengan kontras tinggi.

Selain enam parameter utama tersebut, *phantom* juga digunakan untuk mengevaluasi *geometrical accuracy* dan *Gantry tilt alignment*, meskipun tidak selalu diwajibkan dalam akreditasi *ACR*.

Adapun modul CT ACR Phantom sebagai objek standar dalam pengujian kualitas citra CT-Scan dapat dilihat pada Gambar 2.2

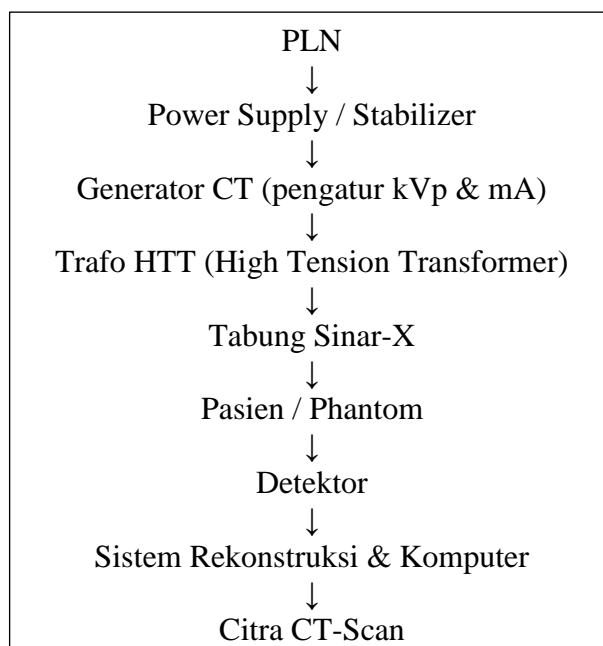


Gambar 2. 2 CT ACR Phantom

Gambar 2.2 memperlihatkan CT ACR Phantom yang digunakan sebagai objek standar dalam pengujian kualitas citra CT-Scan. Phantom ini terdiri dari beberapa modul pengujian, termasuk modul uniformity, low-contrast detectability, high-contrast resolution, CT number accuracy, serta modul slice thickness. Setiap modul memiliki struktur material dan pola internal yang dirancang untuk menilai parameter mutu citra secara kuantitatif dan obyektif. Penggunaan ACR Phantom memungkinkan pengukuran terstandar yang dapat dibandingkan dengan batas toleransi mutu internasional yang ditetapkan oleh American College of Radiology (ACR).

2.1.7 Skema Kelistrikan pesawat CT-Scan

Pesawat Ct Scan membutuhkan suplay tegangan yang tinggi untuk dapat menghasilkan sinar-X. Berikut skema kelistrikan pada Pesawat CT-Scan. Secara diagram diperlihatkan pada gambar 2.3

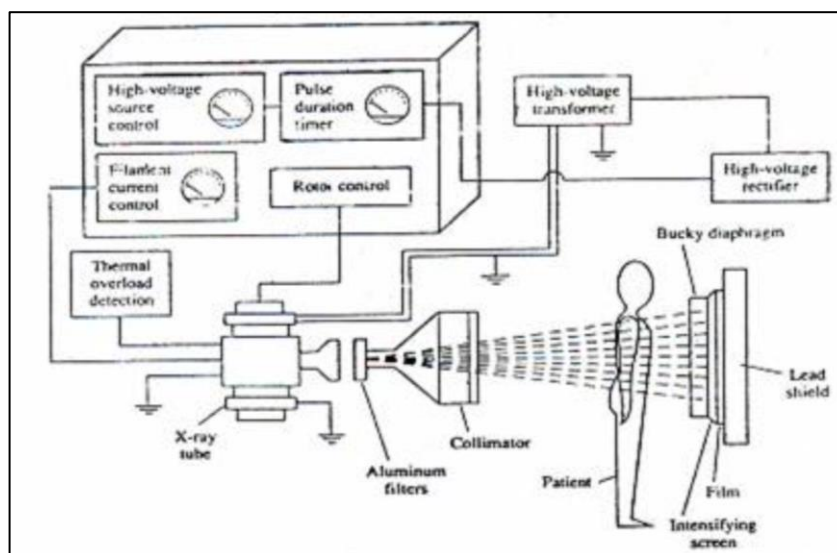


Gambar 2.3 Skema Kelistrikan pesawat CT-Scan

Penjelasan dan fungsi komponen :

1. Power supply : Menstabilkan listrik
2. Generator CT : Mengatur kVp dan mA
3. Trafo HTT : Menaikkan tegangan tinggi
4. Tabung sinar-X : Menghasilkan sinar-X
5. Detektor : Menangkap sinar-X
6. Komputer : Membentuk citra CT

Gambar 2.4 Menggambarkan suplay energi listrik pada pesawat CT scan. Suplay tegangan dari PLN listrik AC tiga fasa (3-phase) karena kebutuhan daya yang besar dan kestabilan tinggi. Genertor mengatur tegangan, arus dan waktu untuk menghasilkan sinar-x. Trafo HTT (High Tension Transformer) pada CT-Scan berfungsi untuk menaikkan dan menstabilkan tegangan listrik hingga mencapai tegangan sangat tinggi (kiloVolt, kV) yang dibutuhkan oleh tabung sinar-X.



Gambar 2.4 Suplay energi listrik pada pesawat CT scan.

Pada Gambar 2.4. memperlihatkan proses menaikkan tegangan pada generator yang berfungsi mengatur parameter eksposi kVp, arus dan waktu. Pada tabung Sinar-X, Elektron dipancarkan dari katoda dipercepat oleh tegangan tinggi menuju anoda. Tumbukan elektron dengan anoda menghasilkan sinar-X. Sinar-X yang keluar dari tabung menembus pasien/phantom. Intensitas sinar-X diterima detector Data diubah menjadi sinyal listrik pada citra CT.

2.2 Standar Penilaian Kualitas Citra (*ACR Guidelines*)

Standar penilaian kualitas citra pada computed tomography (*CT*) adalah kerangka acuan yang digunakan untuk memastikan bahwa hasil citra *CT* memenuhi syarat diagnostik yang aman, akurat, dan konsisten. Salah satu standar yang paling banyak digunakan adalah *American College of Radiology (ACR) CT Accreditation Program Guidelines*. *ACR* menyediakan panduan teknis dan prosedur pengujian yang komprehensif untuk memastikan konsistensi kualitas citra *CT* di berbagai fasilitas radiologi. Panduan ini mencakup evaluasi teknis scanner, prosedur akreditasi, hingga pengendalian mutu berkala [17].

A. Tujuan Standar *ACR*

Standar *ACR* ditetapkan dengan tujuan utama sebagai berikut:

1. Menjamin Keselamatan Pasien

Standar *ACR* menekankan prinsip optimisasi dosis radiasi (*ALARA — As Low As Reasonably Achievable*), sehingga pasien mendapat dosis radiasi seminimal mungkin tanpa mengorbankan kualitas diagnostik.

2. Menjamin Konsistensi Kualitas Citra

Melalui pengujian berkala, standar *ACR* membantu memastikan hasil citra *CT* yang seragam pada seluruh fasilitas medis.

3. Mendukung Diagnosis yang Tepat

Standar *ACR* memastikan bahwa parameter kualitas citra seperti resolusi spasial, resolusi kontras, *Noise*, *Uniformity*, *CT number accuracy*, dan *slice thickness accuracy* berada dalam ambang yang dapat diandalkan untuk diagnosis.

4. Mendukung Akreditasi dan Standarisasi

5. Memastikan fasilitas radiologi memenuhi persyaratan akreditasi *ACR* yang diakui secara internasional [16].

B. Kerangka Standar Penilaian *ACR*

ACR menetapkan prosedur dan kriteria evaluasi kualitas citra *CT* melalui dua mekanisme utama :

1. Evaluasi Kualitatif

Dilakukan oleh radiolog atau teknisi terlatih dengan memeriksa citra *phantom* dan citra klinis untuk menilai aspek seperti *Uniformity*, kontras, artefak, dan kualitas resolusi.

2. Evaluasi Kuantitatif

Melibatkan pengukuran numerik dari parameter kualitas citra menggunakan *phantom* standar (*ACR CT Phantom*). Parameter yang diuji secara kuantitatif meliputi :

a) *Noise* (standar deviasi *HU* dalam *ROI* homogen)

b) *Uniformity* (selisih *HU* antara pusat dan perifer *phantom*)

- c) *CT Number Accuracy* (deviasi *HU* dari nilai referensi)
- d) *Slice thickness Accuracy* (selisih antara nilai nominal dan aktual)
- e) *Low-Contrast Resolution* (kemampuan mendeteksi perbedaan kontras rendah)
- f) *High-Contrast Resolution* (kemampuan membedakan detail halus)

C. Prosedur Evaluasi Kualitas Citra Menurut *ACR*

Berikut adalah prosedur standar yang biasanya diterapkan sesuai panduan *ACR*:

1. Persiapan dan Kalibrasi

- a) Scanner *CT* harus dikalibrasi sesuai instruksi pabrik sebelum pengujian.
- b) Pengaturan parameter eksposur (*kVp*, *mAs*, *pitch*, *slice thickness*) ditentukan sesuai protokol yang akan diuji.

2. Penggunaan *Phantom ACR*

- a) *Phantom CT ACR* digunakan untuk evaluasi parameter kuantitatif.
- b) *Phantom* diposisikan pada *Gantry CT* sesuai petunjuk *ACR*, memastikan alignment yang tepat.

3. Pengambilan Data

- a) Proses scan dilakukan sesuai dengan protokol yang diatur.
- b) Data citra dihasilkan untuk dianalisis secara kuantitatif dan kualitatif.

4. Analisis Parameter Kualitas Citra

- a) *Noise* dihitung dari *ROI* di modul *Uniformity phantom*.
- b) *Uniformity* dihitung dengan selisih *HU* antara pusat dan perifer *phantom*.
- c) *CT Number Accuracy* dibandingkan nilai *HU* pada material *phantom* dengan nilai referensi *ACR*.

- d) *Slice thickness Accuracy* dihitung dari profil *wedge ramp*.
- e) Resolusi Kontras dan Spasial diuji menggunakan modul *phantom* yang sesuai.

5. Pencatatan dan Dokumentasi

- a) Semua hasil pengukuran dicatat secara rinci dan dibandingkan dengan standar toleransi *ACR*.
- b) Hasil ini menjadi dokumen kualitas citra *CT* yang wajib dilaporkan dalam audit internal maupun proses akreditasi [13].

2.3 Kajian Penelitian Yang Relevan

Beberapa penelitian terdahulu menunjukkan bahwa variasi tegangan tabung (kVp) pada *CT Scan* memiliki pengaruh signifikan terhadap kualitas citra, khususnya dalam hal tingkat *Noise*, resolusi kontras, dan resolusi spasial. Studi-studi yang menggunakan *phantom*, termasuk *CT ACR Phantom*, secara konsisten menegaskan bahwa peningkatan kVp cenderung mengurangi *Noise* tetapi dapat menurunkan kontras citra, sehingga memengaruhi kemampuan deteksi struktur berukuran kecil. Selain itu, penelitian juga menggarisbawahi pentingnya evaluasi parameter *Uniformity*, *CT number accuracy*, serta ketebalan irisan (*slice thickness*) yang sensitif terhadap perubahan tegangan. Kajian tersebut relevan dengan penelitian ini karena tidak hanya menekankan hubungan kVp dengan aspek teknis kualitas citra, tetapi juga mendorong perbandingan hasil pengukuran terhadap standar mutu *ACR (American College of Radiology)*, sehingga dapat memastikan kualitas pencitraan yang optimal sesuai standar internasional.

2.3.1 Ringkasan Penelitian Terdahulu

Penelitian mengenai pengaruh variasi tegangan tabung (kVp) terhadap kualitas citra *CT Scan* umumnya menunjukkan bahwa perubahan kVp berpengaruh signifikan terhadap *Noise*, resolusi kontras, resolusi spasial, *Uniformity*, serta akurasi *CT number* dan ketebalan irisan. Peningkatan kVp cenderung menurunkan *Noise* namun mengurangi kontras, sementara penurunan kVp meningkatkan kontras tetapi menambah *Noise*. Hasil-hasil penelitian terdahulu ini menjadi landasan penting bagi penelitian penulis dalam menganalisis kualitas citra *CT Scan* berdasarkan variasi kVp dan membandingkannya dengan standar mutu *ACR*. Beberapa penelitian yang relevan antara lain:

1. Cropp et al. (2013) dalam penelitiannya yang berjudul "*Scanner and kVp Dependence of Measured CT Numbers in the ACR CT Phantom*" menggunakan metode eksperimen multi-scanner dengan memanfaatkan *ACR CT phantom* untuk mengevaluasi pengaruh variasi kVp terhadap *CT number*. Hasil penelitian menunjukkan bahwa nilai *CT number* sangat bergantung pada kombinasi scanner dan tegangan tabung yang digunakan. Perubahan kVp mengakibatkan deviasi nilai *CT*, khususnya pada bahan non-air, sehingga akurasi *CT number* terhadap standar *ACR* dapat terganggu. Temuan ini sangat relevan dengan penelitian yang penulis lakukan karena salah satu tujuan penelitian adalah mengevaluasi *CT number accuracy* pada variasi kVp [18].
2. Tang et al. (2012) melalui penelitian berjudul "*Effect of Low Tube Voltage on Image Quality, Radiation Dose and Contrast Enhancement: Phantom Study*"

melakukan studi menggunakan *phantom* dengan variasi kVp untuk mengukur *signal-to-Noise ratio (SNR)*, *contrast-to-Noise ratio (CNR)*, serta tingkat *Noise*. Hasil menunjukkan bahwa penurunan kVp dapat meningkatkan kontras relatif namun menambah *Noise* pada citra, sehingga terdapat *trade-off* antara kualitas citra dan dosis radiasi. Relevansinya terhadap penelitian ini terletak pada aspek analisis pengaruh kVp terhadap *Noise* dan resolusi kontras yang juga menjadi bagian penting dari tujuan penelitian [19].

3. Kim et al. (2023) dalam karya berjudul “*Effect of Tube Voltage and Radiation Dose on Image Quality in Pediatric Abdominal CT Using Deep Learning Reconstruction: A Phantom Study*” menggunakan *phantom* pediatrik dengan variasi tegangan tabung serta teknik rekonstruksi *deep learning*. Penelitian ini menunjukkan bahwa kVp berpengaruh signifikan terhadap *Noise* dan resolusi kontras, namun melalui rekonstruksi berbasis kecerdasan buatan, kualitas citra pada kVp rendah dapat dipertahankan sambil menurunkan dosis. Hasil ini relevan dengan penelitian penulis karena mempertegas hubungan kVp dengan *Noise* serta kontras, sekaligus memberikan gambaran strategi optimasi kualitas citra [20].
4. Irsal et al. (2020) dengan judul “*Variation kVp and mAs on CT Scan Image Quality Using Standard Phantom*” melaksanakan eksperimen kuantitatif menggunakan *phantom* standar dengan variasi 80–140 kVp. Parameter yang diuji meliputi *CT number*, *Uniformity*, *low-contrast detectability*, serta *Noise*. Hasil menunjukkan bahwa peningkatan kVp menurunkan *Noise* tetapi menurunkan kemampuan deteksi kontras rendah. Hal ini berkaitan langsung

- dengan penelitian penulis karena menyangkut evaluasi aspek *Uniformity*, *Noise*, serta resolusi kontras berdasarkan variasi tegangan [21].
5. Penelitian lain dilakukan oleh [Nama Penulis] (2025) dengan judul “*Assessment of Low-Contrast Detectability on ACR CT Phantom with Variations in Tube Voltage and Object Size Using 2-AFC Method*”. Penelitian ini menggunakan *ACR phantom* dengan variasi tegangan 90, 120, dan 140 kVp serta metode *two-alternative forced choice (2-AFC)*. Hasil penelitian menyatakan bahwa kVp rendah optimal untuk mendeteksi objek besar, sementara kVp menengah (120 kVp) lebih efektif untuk objek kecil. Relevansinya terhadap penelitian penulis yaitu mempertegas bahwa resolusi kontras sangat dipengaruhi oleh variasi tegangan tabung [22].
 6. Al-Hayek et al. (2022) dalam penelitian berjudul “*The Impacts of Vertical Off-Centring, Localiser Direction, Tube Voltage and Phantom Position on CT Number Accuracy*” mengkaji faktor posisi *phantom* dan variasi kVp terhadap akurasi *CT number*. Hasilnya menunjukkan bahwa selain variasi tegangan, ketidakselarasan posisi *phantom* dapat memperburuk deviasi *CT number* dan *Uniformity*. Temuan ini memberikan implikasi penting bahwa evaluasi kualitas citra *CT Scan* pada variasi kVp harus memperhatikan prosedur pencitraan standar agar hasilnya valid [23].
 7. Rui et al. (2015) dalam penelitian berjudul “*Optimal kVp Selection for Contrast CT Imaging Based on a Model of Dose Efficiency*” menggunakan model matematis serta uji *phantom* untuk menilai efisiensi dosis terhadap variasi tegangan tabung. Hasilnya menyatakan bahwa terdapat nilai kVp

optimal yang berbeda tergantung tujuan pencitraan, apakah untuk meningkatkan kontras atau mengurangi *Noise*. Penelitian ini relevan dengan kajian penulis karena mendukung perlunya membandingkan hasil kualitas citra *CT Scan* terhadap standar mutu *ACR* [24].

8. Anam et al. (2024) dalam penelitiannya yang berjudul “*Automatic Measurement of CT Number in the ACR CT Phantom and Its Implementation to Investigate the Impact of Tube Voltage on the Measured CT Number*” mengembangkan metode otomatis untuk mengukur *CT number* pada *ACR phantom*. Hasil menunjukkan adanya variasi nilai *CT* akibat perubahan kVp, dan metode otomatis ini mempermudah evaluasi akurasi *CT number* terhadap standar *ACR*. Relevansi penelitian ini adalah mendukung analisis penulis mengenai hubungan tegangan tabung dengan *CT number accuracy* [25].
9. Abdulkareem et al. (2023) menulis penelitian “*Investigating the Slice thickness Effect on Noise and Diagnostic Content of CT Images*” dengan metode *phantom* yang menguji pengaruh variasi ketebalan irisan bersamaan dengan parameter pemindaian, termasuk kVp. Hasil penelitian menunjukkan adanya interaksi antara *slice thickness* dan kVp, di mana peningkatan *slice thickness* dapat mengurangi *Noise* tetapi menurunkan resolusi spasial. Hal ini sesuai dengan tujuan penelitian penulis yaitu mengevaluasi akurasi ketebalan irisan dan kualitas citra pada variasi tegangan [26].
10. Penelitian terbaru oleh [Nama Penulis] (2025) berjudul “*A Phantom Study on 100 kVp CT Protocol with iD*” menggunakan *ACR phantom* pada protokol 100 kVp dibandingkan dengan 120 kVp. Hasilnya menunjukkan bahwa

penggunaan 100 kVp dapat menurunkan dosis radiasi dengan kualitas citra yang masih sesuai standar *ACR*, meskipun terdapat perbedaan nilai *CT number* pada beberapa material uji. Relevansi dengan penelitian penulis terletak pada upaya membandingkan kualitas citra pada variasi kVp dengan standar mutu *ACR* yang telah ditetapkan [27].

2.3.2 Gap Analysis dan Kontribusi Penelitian

Berdasarkan kajian penelitian terdahulu, dapat dilihat bahwa fokus utama sebagian besar penelitian lebih menekankan pada aspek teknis kualitas citra *CT Scan*, seperti pengaruh variasi kVp terhadap *Noise*, resolusi kontras, resolusi spasial, serta evaluasi *CT number* dan *Uniformity*. Namun demikian, masih terdapat kesenjangan (*gap*) penelitian, terutama dalam konteks analisis komprehensif yang mengintegrasikan seluruh parameter mutu citra sesuai standar *ACR (American College of Radiology)*, termasuk akurasi ketebalan irisan (*slice thickness*). Selain itu, sebagian besar penelitian terdahulu menggunakan pendekatan yang terpisah, misalnya hanya menguji *CT number*, hanya menilai *Noise*, atau sebatas membandingkan kontras, sehingga belum banyak yang secara spesifik mengkaji kualitas citra secara menyeluruh dengan *ACR phantom*. Dengan demikian, penelitian ini memiliki kontribusi penting dalam mengisi kekosongan tersebut, yaitu dengan menyajikan analisis menyeluruh terhadap pengaruh variasi kVp terhadap *Noise*, resolusi kontras, resolusi spasial, *Uniformity*, *CT number accuracy*, dan akurasi *slice thickness*, serta membandingkannya secara langsung dengan standar mutu *ACR*.

Adapun perbandingan gap (kesenjangan), perbedaan fokus dan kebaruan penelitian dengan penulis sebelumnya dapat dilihat pada Tabel 2.1

Tabel 2. 1 Gap Analysis dan Kontribusi Penelitian

Penelitian (Tahun)	Fokus Penelitian	Keterbatasan (<i>GAP</i>)	Kontribusi Penelitian
Cropp et al. (2013)	Pengaruh variasi kVp terhadap <i>CT number</i> pada <i>ACR phantom</i>	Belum mengevaluasi <i>Noise</i> , kontras, dan <i>slice thickness</i> secara komprehensif	Menjadi dasar analisis <i>CT number accuracy</i> terhadap standar <i>ACR</i>
Tang et al. (2012)	Efek kVp rendah terhadap <i>Noise</i> , <i>SNR</i> , <i>CNR</i> , dan dosis radiasi	Tidak menguji parameter <i>Uniformity</i> dan <i>slice thickness</i>	Memberikan gambaran <i>trade-off</i> antara kVp, kontras, dan <i>Noise</i>
Kim et al. (2023)	Pengaruh kVp dan dosis dengan rekonstruksi deep learning	Lebih fokus pada citra pediatrik, tidak membandingkan langsung ke standar <i>ACR</i>	Menunjukkan mitigasi <i>Noise</i> pada kVp rendah dengan rekonstruksi modern
Irsal et al. (2020)	Variasi kVp dan mAs pada <i>phantom</i> standar untuk <i>Noise</i> , <i>Uniformity</i> , dan kontras	Tidak menggunakan <i>ACR phantom</i> , keterbatasan generalisasi	Menguatkan hubungan kVp dengan <i>Noise</i> , <i>Uniformity</i> , dan <i>low-contrast detectability</i>
[Anonim] (2025)	<i>Low-contrast detectability</i> dengan <i>ACR phantom</i> pada variasi kVp	Belum mengevaluasi <i>Uniformity</i> dan <i>slice thickness</i>	Memberikan pemahaman spesifik pengaruh kVp terhadap resolusi kontras
Al-Hayek et al. (2022)	Pengaruh <i>off-centering</i> , <i>localiser</i> , dan kVp terhadap akurasi <i>CT number</i>	Lebih menekankan faktor posisi <i>phantom</i> , kurang fokus pada kontras/ <i>Noise</i>	Menegaskan pentingnya standar posisi <i>phantom</i> dalam evaluasi kualitas citra
Rui et al. (2015)	Pemilihan kVp optimal berdasarkan efisiensi dosis dan kualitas citra	Tidak menggunakan standar <i>ACR phantom</i> sebagai acuan langsung	Menyediakan dasar teoretis pentingnya kVp optimal untuk diagnosis
Anam et al. (2024)	Pengukuran otomatis <i>CT number</i> pada <i>ACR phantom</i> dengan variasi kVp	Fokus pada <i>CT number</i> , kurang membahas <i>Noise</i> , kontras, <i>slice thickness</i>	Memudahkan evaluasi akurasi <i>CT number</i> terhadap standar <i>ACR</i>
Abdulkareem et al. (2023)	Pengaruh <i>slice thickness</i> dan kVp	Tidak secara eksplisit	Menganalisis interaksi antara <i>slice</i>

Penelitian (Tahun)	Fokus Penelitian	Keterbatasan (GAP)	Kontribusi Penelitian
	terhadap <i>Noise</i>	menghubungkan hasil dengan standar <i>ACR</i>	<i>thickness</i>
[Anonim] (2025)	Studi <i>phantom</i> 100 kVp vs 120 kVp terhadap <i>Noise</i> , <i>CT number</i> , dan <i>slice thickness</i>	Masih terbatas pada protokol tertentu, tidak mengevaluasi semua parameter <i>ACR</i>	Memberikan bukti perbandingan kVp dengan standar mutu <i>ACR</i>

Dari Tabel 2.4 dapat disimpulkan bahwa penelitian terdahulu umumnya berfokus pada analisis pengaruh variasi tegangan tabung (kVp) terhadap kualitas citra *CT Scan*, dengan meninjau parameter teknis seperti *Noise*, resolusi kontras, resolusi spasial, *Uniformity*, *CT number accuracy*, dan ketebalan irisan. Namun, sebagian besar penelitian hanya membahas satu atau dua parameter secara terpisah, tanpa mengintegrasikan seluruh aspek kualitas citra sesuai standar mutu *ACR* secara komprehensif. Selain itu, keterbatasan lainnya adalah penelitian lebih banyak menekankan hasil teknis semata tanpa membandingkan secara langsung dengan standar acuan internasional. Penelitian ini hadir untuk mengisi kesenjangan tersebut dengan melakukan analisis menyeluruh terhadap seluruh parameter kualitas citra *CT Scan* pada variasi kVp serta membandingkannya dengan standar *ACR*, sehingga mampu memberikan kontribusi nyata dalam evaluasi mutu dan optimalisasi penggunaan *CT Scan* di bidang radiologi diagnostik.

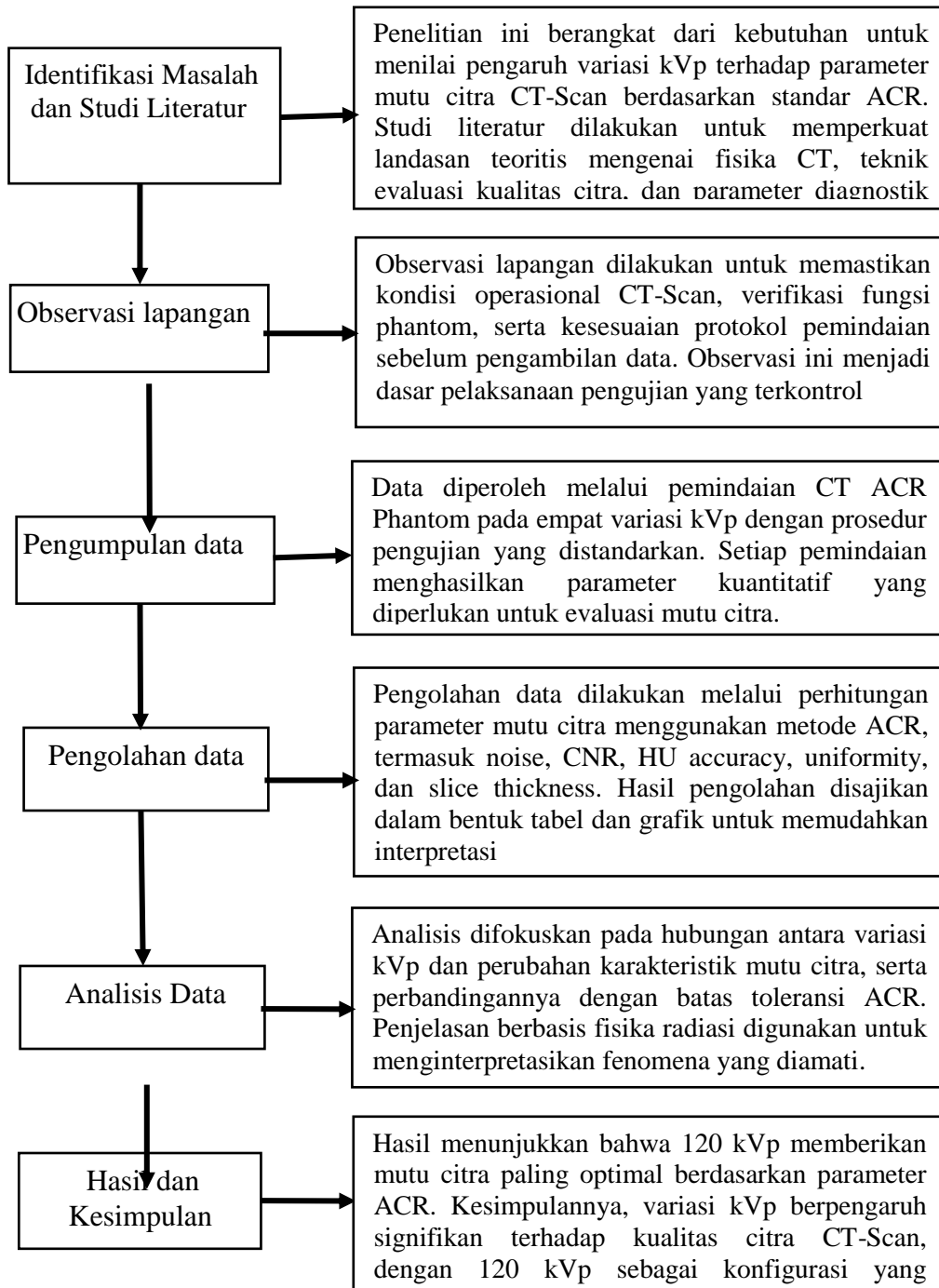
2.4 Kerangka Berfikir/Konseptual

Penelitian ini berangkat dari pemahaman bahwa kualitas citra *CT Scan* sangat dipengaruhi oleh parameter teknis akuisisi, salah satunya adalah tegangan tabung (kVp). Berdasarkan penelitian-penelitian terdahulu, peningkatan kVp

cenderung menurunkan tingkat *Noise* dan meningkatkan penetrasi berkas sinar-X, namun di sisi lain dapat mengurangi resolusi kontras pada citra. Sebaliknya, penurunan kVp dapat meningkatkan kontras namun berpotensi meningkatkan *Noise*. Hal ini menunjukkan bahwa pengaturan kVp merupakan faktor krusial dalam menjaga keseimbangan antara kualitas citra dan dosis radiasi yang diberikan kepada pasien.

Dalam konteks standar mutu pencitraan, *American College of Radiology (ACR)* telah menetapkan parameter yang harus dipenuhi, meliputi *Uniformity*, *CT number accuracy*, resolusi kontras, resolusi spasial, ketebalan irisan (*slice thickness*), dan tingkat *Noise*. Penelitian ini difokuskan pada evaluasi pengaruh variasi kVp terhadap parameter-parameter tersebut dengan menggunakan *CT ACR Phantom* sebagai objek uji. Dalam penelitian ini menjelaskan bahwa perubahan nilai kVp akan memberikan variasi intensitas sinar-X yang dihasilkan oleh tabung, sehingga memengaruhi kualitas citra *CT Scan*. Variasi ini kemudian dianalisis berdasarkan parameter kualitas citra sesuai standar *ACR*. Selanjutnya, hasil pengukuran pada setiap variasi kVp dibandingkan dengan standar mutu yang ditetapkan, untuk mengetahui sejauh mana sistem *CT Scan* mampu menghasilkan citra diagnostik yang memenuhi standar kualitas. Dengan demikian, kerangka berpikir penelitian ini menunjukkan adanya hubungan kausal antara perubahan kVp dengan kualitas citra *CT Scan*. Penelitian ini diharapkan dapat memberikan kontribusi berupa pemahaman yang lebih menyeluruh mengenai optimalisasi pengaturan kVp untuk meningkatkan kualitas citra diagnostik sekaligus tetap

mempertahankan standar mutu yang berlaku secara internasional. Adapun bagan kerangka berfikir dapat dilihat pada Gambar 2.5



Gambar 2. 5 Bagan Kerangka Berfikir/Konseptual

BAB 3

METODE PENELITIAN

3.1 Jenis dan Pendekatan Penelitian

Penelitian ini termasuk ke dalam kategori penelitian eksperimental laboratorium (*experimental research*) karena dilakukan dengan cara memanipulasi variabel bebas berupa tegangan tabung (kVp) pada pesawat *CT-Scan*, kemudian mengamati pengaruhnya terhadap variabel terikat berupa parameter kualitas citra yang diperoleh dari pemindaian *phantom ACR* (*American College of Radiology*). Karakteristik penelitian eksperimental ini adalah adanya perlakuan yang diberikan secara terkontrol, serta adanya pengukuran sistematis terhadap perubahan yang terjadi pada objek penelitian.

Pendekatan yang digunakan dalam penelitian ini adalah pendekatan kuantitatif deskriptif-komparatif. Disebut kuantitatif karena seluruh data yang diperoleh berupa angka hasil pengukuran parameter kualitas citra, seperti nilai *CT Number (HU)*, tingkat *Noise* (standar deviasi), uniformitas, resolusi spasial (jumlah *line pairs per cm*), resolusi kontras rendah (*CNR*), serta ketebalan irisan (*slice thickness*). Data numerik ini kemudian dianalisis dan disajikan dalam bentuk tabel serta grafik untuk menunjukkan kecenderungan yang terjadi akibat perubahan tegangan tabung.

Pendekatan deskriptif digunakan untuk menjelaskan hasil pengukuran dari setiap variasi tegangan tabung secara rinci, tanpa melakukan pengujian hipotesis inferensial. Dengan pendekatan ini, penelitian berfokus pada pemaparan kondisi nyata yang terjadi pada citra hasil pemindaian *phantom ACR*. Sementara itu,

pendekatan komparatif digunakan untuk membandingkan hasil antar-variasi kVp (misalnya 80 kVp, 100 kVp, 120 kVp, dan 140 kVp) dengan tujuan melihat bagaimana tren atau perubahan kualitas citra terjadi dari satu variasi tegangan ke variasi lainnya.

Dalam penelitian ini, analisis statistik inferensial tidak digunakan sesuai dengan pembatasan masalah. Artinya, penelitian tidak akan menilai perbedaan secara signifikan berdasarkan uji hipotesis, melainkan hanya sebatas analisis deskriptif dan komparatif untuk melihat kecenderungan perubahan kualitas citra. Oleh karena itu, hasil penelitian lebih bersifat sebagai gambaran empiris mengenai pengaruh variasi tegangan terhadap kualitas citra *CT-Scan*, bukan generalisasi untuk populasi yang lebih luas.

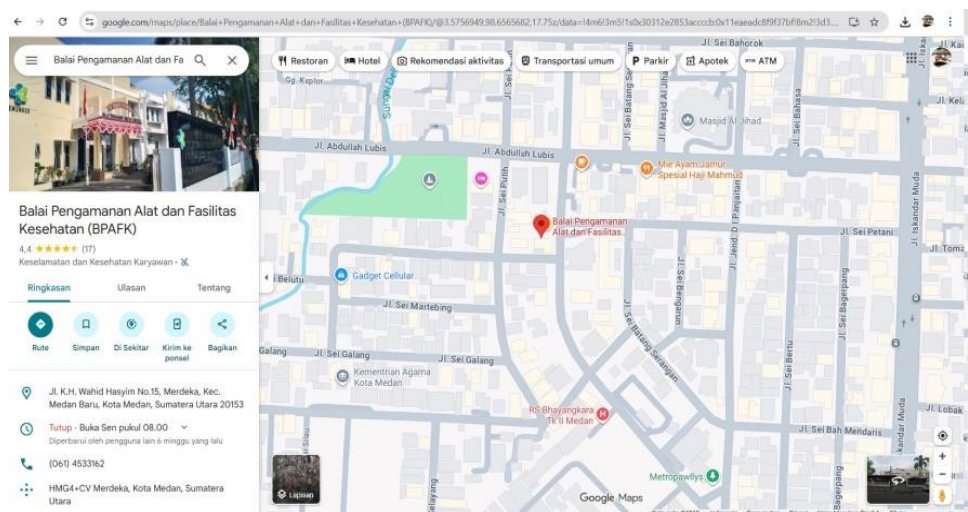
Dengan menggunakan pendekatan ini, diharapkan penelitian dapat memberikan informasi yang objektif, terukur, dan sesuai standar mutu internasional (*ACR*). Hasil penelitian juga diharapkan dapat berkontribusi praktis dalam perbaikan protokol pemeriksaan *CT-Scan*, khususnya dalam menyeimbangkan antara kualitas citra yang optimal dan penerapan prinsip proteksi radiasi

3.2 Tempat dan Waktu Penelitian

Penelitian dilaksanakan di Instalasi laboratorium uji kesesuaian BPAFK (Balai Pengamanan Alat dan Fasilitas Kesehatan) MEDAN Jl KH Wahid Hasyim No 15 Medan, dan Instalasi Radiologi/Pusat *CT-Scan* Rumah Sakit Deli Medan dengan waktu penelitian berlangsung pada bulan Agustus - Oktober tahun 2025.



Gambar 3. 1 Tempat penelitian (BPAFK Medan)



Gambar 3. 2 Lokasi penelitian (Kantor Lab Pengujian BPAFK Medan)

Lokasi Penelitian:

a. Instalasi Laboratorium Uji Kesesuaian BPAFK Medan.

Penelitian ini sebagian dilakukan di Instalasi Laboratorium Uji Kesesuaian

Balai Pengamanan Fasilitas Kesehatan (BPAFK) Medan, yang berlokasi di Jl.

KH Wahid Hasyim No. 15, Medan. BPAFK Medan merupakan lembaga resmi

milik Kementerian Kesehatan Republik Indonesia yang memiliki tugas untuk melakukan *uji kesesuaian (acceptance test)* dan *jaminan mutu (quality assurance)* terhadap peralatan radiologi diagnostik, termasuk CT-Scan. Laboratorium ini dilengkapi dengan peralatan standar nasional maupun internasional untuk melakukan pengujian kinerja dan keselamatan peralatan radiologi. Pengambilan data penelitian dilakukan di lingkungan laboratorium yang terkontrol, sehingga hasil pengukuran parameter kualitas citra CT-Scan dapat diperoleh dengan tingkat ketelitian yang tinggi dan minim gangguan eksternal. Selain itu, petugas penguji di BPAFK memiliki kompetensi dalam fisika medis dan instrumentasi radiologi, sehingga proses validasi data dapat dilakukan secara profesional dan akurat.

b. Instalasi Radiologi/Pusat CT-Scan Rumah Sakit

Penelitian juga dilaksanakan di Instalasi Radiologi atau Pusat CT-Scan Rumah Sakit, yang menjadi lokasi operasional utama penggunaan alat CT-Scan dengan kondisi klinis aktual. Unit CT-Scan di rumah sakit merupakan tempat dilakukannya pemindaian phantom untuk memperoleh citra pada berbagai variasi tegangan tabung (kVp). Lingkungan rumah sakit memberikan gambaran nyata mengenai performa peralatan dalam kondisi penggunaan sehari-hari. Lokasi ini memungkinkan penelitian memperoleh hasil pemindaian yang mencerminkan kondisi klinis riil, seperti stabilitas tegangan, kebersihan detector array, pengaturan parameter rutin, serta kebiasaan operator dalam menjalankan protokol pemeriksaan. Dengan menggabungkan data dari BPAFK Medan dan Instalasi Radiologi Rumah Sakit, penelitian ini menggabungkan

presisi uji laboratorium dengan relevansi aplikasi klinis, sehingga hasil yang diperoleh menjadi lebih komprehensif dan valid

3.3 Objek Penelitian

Objek dalam penelitian ini adalah citra hasil pemindaian *CT-Scan* dari *CT ACR Phantom* yang diperoleh dengan melakukan variasi tegangan tabung (kVp) pada perangkat *Computed Tomography (CT) Scanner* di Instalasi Radiologi Rumah Sakit Deli Medan.

1. *CT ACR Phantom*

CT ACR Phantom merupakan *phantom* standar yang digunakan secara internasional untuk pengujian kualitas citra *CT-Scan*. *Phantom* ini berbentuk silinder dengan diameter ± 20 cm, panjang ± 15 cm, dan dilengkapi berbagai modul uji yang mewakili parameter penting dalam pencitraan *CT*, di antaranya:

- a. Modul Uniformitas dan *Noise* digunakan untuk mengukur kestabilan nilai *CT Number* serta tingkat variasi (*Noise*) pada citra.
- b. Modul Resolusi Kontras Rendah (*Low Contrast Resolution*) berfungsi untuk menilai kemampuan sistem dalam membedakan objek dengan perbedaan densitas kecil.
- c. Modul Resolusi Spasial (*High Contrast Resolution*) digunakan untuk mengevaluasi ketajaman citra dalam menampilkan detail struktur kecil.
- d. Modul Ketebalan Irisan (*Slice thickness*) dipakai untuk mengukur ketepatan ketebalan irisan sesuai dengan parameter yang ditentukan.
- e. Modul *CT Number* dan Linearity digunakan untuk mengukur konsistensi dan linearitas nilai *CT Number* pada berbagai material uji.

Phantom ini dipilih karena telah direkomendasikan oleh *American College of Radiology (ACR)* sebagai standar internasional dalam uji kendali mutu *CT-Scan*, sehingga hasil penelitian dapat dibandingkan dengan kriteria yang berlaku secara global.

2. Variabel Penelitian

Objek penelitian yang dikaji berfokus pada pengaruh perubahan tegangan tabung (kVp) terhadap kualitas citra *CT-Scan*, yang meliputi beberapa parameter teknis:

- a. *Noise* tingkat variasi acak pada citra.
- b. Uniformitas keseragaman nilai *CT Number* pada area homogen.
- c. Resolusi kontras rendah yaitu kemampuan sistem mendeteksi perbedaan densitas kecil.
- d. Resolusi spasial yaitu ketajaman citra dalam menampilkan detail struktur.
- e. *CT Number* dengan konsistensi nilai densitas dalam satuan Hounsfield Unit (HU).
- f. Ketebalan irisan (*slice thickness*) yaitu kesesuaian ketebalan irisan aktual dengan yang diprogram.

Dengan kata lain, objek penelitian ini bukanlah pasien atau manusia, melainkan citra hasil pemindaian *phantom* standar. Hal ini dilakukan untuk menjaga keselamatan pasien, etika penelitian, serta konsistensi data karena *phantom* dapat dipindai berulang kali tanpa menimbulkan risiko radiasi terhadap individu.

3. Perangkat *CT-Scan*

Selain *phantom*, perangkat utama yang menjadi bagian dari objek penelitian adalah *CT-Scanner* multi-slice yang tersedia di Instalasi Radiologi rumah sakit lokasi penelitian. Spesifikasi teknis perangkat *CT* yang relevan (misalnya jumlah slice, merek, tipe, tahun pembuatan, serta protokol pemindaian) akan dicatat sebagai bagian dari objek penelitian.

Dengan demikian, objek penelitian ini secara keseluruhan adalah data kualitas citra *CT-Scan* dari *phantom ACR* yang diperoleh melalui pengaturan variasi tegangan tabung, dengan tujuan untuk mengevaluasi perubahan kualitas citra berdasarkan standar kendali mutu pencitraan *CT*.

3.4 Variabel Penelitian

Dalam penelitian ini terdapat dua jenis variabel utama, yaitu variabel bebas (*independent variable*) dan variabel terikat (*dependent variable*). Selain itu terdapat juga variabel kontrol yang digunakan untuk menjaga konsistensi hasil penelitian.

1. Variabel Bebas (*Independent Variable*)

Variabel bebas adalah variabel yang dimanipulasi atau diubah untuk mengetahui pengaruhnya terhadap variabel terikat. Pada penelitian ini, variabel bebas adalah tegangan tabung (kVp) pada *CT-Scanner*.

- a. Tegangan tabung yang digunakan bervariasi sesuai dengan protokol penelitian, yaitu 80 kVp, 100 kVp, 120 kVp, dan 140 kVp.
- b. Pemilihan variasi tegangan ini dilakukan karena kVp berhubungan langsung dengan energi sinar-X yang dihasilkan, sehingga memengaruhi penetrasi radiasi, kontras citra, dan jumlah *Noise*.

2. Variabel Terikat (Dependent Variable)

Variabel terikat adalah variabel yang diamati atau diukur untuk melihat adanya perubahan akibat manipulasi variabel bebas. Dalam penelitian ini, variabel terikat adalah parameter kualitas citra *CT-Scan* berdasarkan standar *ACR Phantom*, yaitu:

1) *Noise*

- a. Merupakan fluktuasi acak pada citra yang tidak mewakili struktur anatomi sebenarnya.
- b. *Noise* diukur dari *standard deviation* nilai *CT Number* pada area homogen dalam *phantom*.

2) Uniformitas

- a. Menunjukkan tingkat keseragaman nilai *CT Number* pada area dengan densitas homogen.
- b. Diuji dengan membandingkan nilai *CT Number* dari beberapa *ROI* (*Region of Interest*) yang ditempatkan pada pusat dan tepi *phantom*.

3) Resolusi Kontras Rendah (*Low Contrast Detectability*)

- a. Menilai kemampuan sistem *CT* dalam membedakan objek dengan perbedaan densitas kecil.
- b. Diperoleh dari modul *phantom* yang berisi objek dengan kontras rendah.

4) Resolusi Spasial (*High Contrast Resolution*)

- a. Mengukur ketajaman citra dalam menampilkan detail struktur kecil.
- b. Diuji menggunakan pola garis atau bar pattern pada *phantom*.

5) *CT Number* dan Linearity

- a. Mengukur konsistensi nilai *Hounsfield Unit (HU)* pada berbagai material uji dalam *phantom* (air, udara, *polyethylene*, *Acrylic*, dan sebagainya).
- b. Nilai *CT Number* dibandingkan dengan standar *ACR* untuk memastikan linearitas.

6) Ketebalan Irisan (*Slice thickness Accuracy*)

- a. Menguji ketepatan ketebalan irisan yang dihasilkan dengan ketebalan yang diprogram.
- b. Diuji dengan modul *phantom* yang berisi *wedge ramp* atau *line pair* khusus.

3. Variabel Kontrol

Variabel kontrol adalah faktor-faktor yang dijaga agar tetap konstan selama penelitian sehingga tidak memengaruhi hasil. Variabel kontrol pada penelitian ini meliputi:

- a. Jenis *phantom*: menggunakan *CT ACR Phantom* standar.
- b. Posisi *phantom*: diletakkan secara konsisten di tengah *Gantry CT-Scan*.
- c. *mAs* (milliampere-second): dijaga tetap sama untuk semua variasi tegangan.
- d. Protokol pemindaian: parameter lain seperti *slice thickness*, *FOV* (*field of view*), dan *matrix* dijaga tetap sama.
- e. Lingkungan pengambilan data: dilakukan di ruangan *CT-Scan* dengan kondisi operasional normal rumah sakit.

4. Hubungan Antarvariabel

Secara konseptual, hubungan antarvariabel dalam penelitian ini dapat digambarkan sebagai berikut:

- a. Variabel Bebas (kVp) akan mempengaruhi Variabel Terikat (*Noise*, *Uniformitas*, Resolusi Kontras, Resolusi Spasial, *CT Number*, *Slice thickness*).
- b. Variabel kontrol dijaga agar tidak menimbulkan bias dalam hubungan tersebut.

3.5 Definisi Operasional Variabel

Definisi operasional variabel digunakan untuk memberikan batasan yang jelas terhadap setiap variabel yang diteliti, sehingga dapat diukur secara tepat dan objektif. Dalam penelitian ini terdapat variabel bebas (*independent*), variabel terikat (*dependent*), serta variabel kontrol, dengan uraian pada Tabel 3.1

Tabel. 3. 1 Defenisi Operasional Variabel

Jenis Variabel	Nama Variabel	Definisi Operasional	Indikator	Alat/Instrumen Pengukur	Skala
Bebas	Tegangan Tabung (kVp)	Besarnya tegangan listrik pada tabung CT-Scan yang diatur sesuai protokol	80, 100, 120, 140 kVp	Panel kontrol CT-Scanner	Rasio
Terikat	<i>Noise</i>	Fluktuasi acak intensitas citra pada ROI homogen	Standar deviasi nilai CT Number	Software analisis citra (ImageJ/vendor)	Rasio
	Uniformitas	Keseragaman nilai CT Number pada pusat dan tepi phantom	Selisih nilai CT Number antar ROI	Software analisis citra	Interval
	Resolusi Kontras Rendah	Kemampuan membedakan objek dengan perbedaan densitas kecil	Jumlah objek kontras rendah yang dapat dilihat	Modul phantom + pengamatan citra	Ordinal
	Resolusi Spasial	Ketajaman citra dalam menampilkan detail kecil	Jumlah line pair/cm yang dapat diresolusi	Modul phantom + pengamatan citra	Ordinal
	CT Number & Linearity	Konsistensi nilai HU pada berbagai material standar	Nilai CT Number tiap material dibandingkan dengan standar	Software analisis citra	Interval

Jenis Variabel	Nama Variabel	Definisi Operasional	Indikator	Alat/Instrumen Pengukur	Skala
			<i>ACR</i>		
	<i>Slice thickness Accuracy</i>	Ketepatan ketebalan irisan dengan parameter pemindaian	Ketebalan hasil citra dibandingkan dengan setting mesin	Modul <i>phantom</i> + software analisis	Rasio
Kontrol	mAs, <i>FOV</i> , <i>slice thickness</i> , posisi <i>phantom</i>	Faktor teknis pemindaian yang dijaga tetap konstan	Tidak berubah sepanjang pemindaian	Protokol <i>CT-Scanner</i>	-

3.6 Alat dan Bahan Penelitian

Dalam penelitian ini, alat dan bahan yang digunakan disesuaikan dengan tujuan penelitian, yaitu untuk menganalisis pengaruh perubahan tegangan tabung terhadap kualitas citra *CT-Scan* menggunakan *CT ACR Phantom*. Alat dan bahan tersebut dijelaskan sebagai berikut:

1. Alat Penelitian

a. *CT-Scanner (Computed Tomography Scanner)*

- 1) Merupakan perangkat utama yang digunakan untuk memperoleh citra *CT-Scan*. *CT-Scanner* yang digunakan adalah *CT Multi-slice* yang tersedia di Instalasi Radiologi Rumah Sakit Deli Medan
- 2) Spesifikasi teknis mesin (jumlah *slice*, *tipe*, dan merek) dicatat karena berpengaruh terhadap hasil citra.
- 3) *CT-Scanner* ini berfungsi menghasilkan citra digital berdasarkan variasi tegangan tabung (kVp) yang diatur dalam protokol pemindaian.

b. *CT ACR Phantom*

- 1) *Phantom* standar berbentuk silinder dengan diameter ± 20 cm dan panjang ± 15 cm.

- 2) Digunakan sebagai objek uji kualitas citra karena dilengkapi berbagai modul, antara lain modul uniformitas, *Noise*, resolusi kontras rendah, resolusi spasial, *slice thickness*, serta *CT Number linearity*.
- 3) *Phantom* ini memungkinkan pengukuran yang konsisten, objektif, dan aman tanpa melibatkan pasien.

c. Komputer Kerja (*Workstation CT-Scan*)

- 1) Digunakan untuk menyimpan, menampilkan, dan menganalisis citra hasil pemindaian *phantom*.
- 2) Dilengkapi dengan *software bawaan vendor* untuk pengolahan citra *CT*.

d. Perangkat Lunak Analisis Citra

- 1) Aplikasi seperti *Image* atau *software* analisis citra radiologi lainnya digunakan untuk mengukur parameter kualitas citra (*Noise*, uniformitas, resolusi, dan *CT Number*).
- 2) Perangkat lunak ini membantu dalam melakukan perhitungan numerik dan visualisasi hasil pengukuran.

e. Peralatan Pendukung

- 1) Alat tulis dan formulir pencatatan data untuk mencatat hasil pemindaian secara manual.
- 2) Alat proteksi radiasi (dosimeter, apron timbal, dan sarung tangan timbal) untuk menjaga keselamatan petugas radiologi selama penelitian.

2. Bahan Penelitian

a. Data Citra *CT-Scan Phantom*

- 1) Hasil pemindaian *CT ACR Phantom* dengan variasi tegangan tabung (80 kVp, 100 kVp, 120 kVp, dan 140 kVp).
- 2) Data disimpan dalam format DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) untuk menjaga kualitas asli citra.

b. Dokumen Pendukung

- 1) Standar protokol pemeriksaan *CT-Scan* dari rumah sakit.
- 2) Dokumen referensi mutu citra *CT* dari *American College of Radiology (ACR)* sebagai pembanding hasil penelitian.

c. Formulir dan Lembar Kerja

Digunakan untuk mencatat hasil pengukuran dari citra, termasuk nilai *CT Number*, *Noise*, resolusi, dan uniformitas.

3.7 Prosedur Penelitian

Prosedur penelitian ini disusun secara sistematis untuk menjawab tujuan penelitian mengenai pengaruh perubahan tegangan tabung (kVp) terhadap kualitas citra *CT Scan* menggunakan *CT ACR Phantom*. Tahapan Prosedur ini melibatkan tahap persiapan, penentuan parameter, akuisisi data, analisis, perbandingan hasil, serta evaluasi terhadap standar mutu citra yang ditetapkan oleh *American College of Radiology (ACR)*

1. Persiapan penelitian dan *phantom*

- a. Melakukan koordinasi dengan pihak Instalasi Laboratorium Uji Kesesuaian BPAFK Medan dan Instalasi Radiologi/Pusat *CT-Scan* Rumah Sakit untuk mendapatkan izin penggunaan alat dan ruang pemeriksaan.

- b. Menyiapkan peralatan utama, yaitu unit *CT Scan* dan *CT ACR Phantom*, serta perangkat pendukung seperti komputer dengan software analisis citra (misalnya *ImageJ* atau perangkat lunak bawaan *CT Scan*).
 - c. Melakukan kalibrasi awal peralatan sesuai dengan prosedur operasional standar (SOP) rumah sakit maupun standar BPAFK untuk memastikan keakuratan pengukuran.
2. Penentuan variasi parameter
 - a. Menentukan variasi tegangan tabung (kVp) yang akan digunakan dalam penelitian, misalnya 80 kVp, 100 kVp, 120 kVp, dan 140 kVp.
 - b. Menetapkan parameter lain yang dijaga tetap konstan, seperti mAs, *slice thickness*, dan field of view (*FOV*), agar pengaruh yang diamati benar-benar berasal dari perubahan kVp.
 - c. Menentukan jumlah pengulangan pemeriksaan (minimal tiga kali untuk setiap variasi kVp) guna memperoleh data yang konsisten.
 3. Proses Akuisisi Data Citra
 - a. Menempatkan *CT ACR Phantom* di atas meja pemeriksaan *CT Scan* dengan posisi tepat di isocenter menggunakan bantuan laser penunjuk.
 - b. Melakukan scanning *phantom* pada variasi kVp yang telah ditentukan.
 - c. Menyimpan hasil citra dalam format *DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine)* untuk keperluan analisis lebih lanjut.
 - d. Melakukan pengulangan scanning untuk setiap variasi kVp sesuai jumlah yang ditetapkan.
 4. Analisis kualitas citra

Hasil citra dianalisis dengan menggunakan software analisis citra untuk mendapatkan nilai kuantitatif dari parameter mutu berikut:

a. *Noise*, Resolusi Kontras, dan Resolusi Spasial

- 1) *Noise* diukur pada *ROI (Region of Interest)* yang ditentukan dalam *phantom*.
- 2) Resolusi kontras dianalisis berdasarkan kemampuan mendeteksi objek dengan perbedaan densitas rendah.
- 3) Resolusi spasial dinilai dengan melihat pola garis halus atau objek resolusi pada *phantom*.

b. *Uniformity*, *CT Number Accuracy*, dan *Slice thickness*

- 1) *Uniformity* dinilai dari keseragaman nilai *CT Number* antara pusat dan tepi *phantom*.
- 2) *CT Number Accuracy* diukur dengan membandingkan nilai HU material *phantom* terhadap standar *ACR*.
- 3) *Slice thickness* dianalisis dengan menghitung ketebalan aktual hasil scanning dan dibandingkan dengan nilai yang diprogram.

5. Perbandingan dan Evaluasi

- a. Membandingkan hasil dari tiap variasi kVp untuk melihat pengaruh tegangan terhadap masing-masing parameter kualitas citra.
- b. Menyajikan data dalam bentuk tabel dan grafik untuk memperjelas kecenderungan hasil.
- c. Melakukan evaluasi dengan membandingkan semua hasil pengukuran terhadap standar mutu citra *ACR (American College of Radiology)*.

- d. Menentukan apakah kualitas citra pada variasi kVp tertentu memenuhi standar mutu atau tidak.
6. Dokumentasi dan Penyusunan Laporan
 - a. Mendokumentasikan seluruh hasil pemeriksaan baik berupa data numerik maupun citra visual.
 - b. Menyusun hasil analisis ke dalam format tabel evaluasi (Lulus/Tidak Lulus) sesuai standar *ACR*.
 - c. Menarik kesimpulan mengenai pengaruh perubahan kVp terhadap kualitas citra *CT Scan* serta memberikan rekomendasi kVp optimal untuk aplikasi klinis.

3.8 Teknik Pengumpulan Data

Pengumpulan data dalam penelitian ini dilakukan secara sistematis dengan menggunakan metode eksperimen laboratorium pada unit *CT-Scan* dengan memanfaatkan *CT ACR Phantom* sebagai objek uji. Teknik pengumpulan data dirancang agar hasil yang diperoleh dapat menggambarkan secara nyata pengaruh perubahan tegangan tabung (kVp) terhadap parameter kualitas citra sesuai standar mutu yang ditetapkan oleh *American College of Radiology (ACR)*. Tahapan pengumpulan data meliputi beberapa langkah sebagai berikut:

1. Penentuan sumber data

Data penelitian diperoleh dari dua sumber utama:

- a. Data primer yaitu hasil citra *CT-Scan* dari pemeriksaan menggunakan *CT ACR Phantom* dengan variasi tegangan tabung (kVp). Data primer

mencakup parameter kualitas citra berupa *Noise*, *Uniformity*, *CT Number accuracy*, *contrast resolution*, *spatial resolution*, dan *slice thickness*.

- b. Data sekunder yaitu dokumen teknis berupa standar *ACR*, literatur terkait kualitas citra *CT-Scan*, manual book peralatan *CT-Scan*, serta catatan uji kesesuaian dari Instalasi Laboratorium Uji Kesesuaian BPAFK Medan dan Instalasi Radiologi/Pusat *CT-Scan* Rumah Sakit. Data sekunder ini berfungsi sebagai pembanding dan acuan dalam proses evaluasi hasil penelitian.

2. Teknik eksperimen dan akuisisi data

Pengumpulan data dilakukan melalui eksperimen langsung pada unit *CT-Scan* dengan langkah-langkah berikut:

- a. Penempatan *phantom* yaitu *CT ACR Phantom* ditempatkan di meja pemeriksaan *CT-Scan* pada posisi isocenter dengan bantuan sistem laser untuk memastikan kesesuaian posisi.
- b. Pengaturan parameter yaitu variasi tegangan tabung ditentukan, misalnya pada 80 kVp, 100 kVp, 120 kVp, dan 140 kVp, sementara parameter lain seperti mAs, *slice thickness*, dan *FOV* dipertahankan konstan.
- c. Pelaksanaan scanning yaitu dilakukan proses scanning untuk setiap variasi kVp, dengan minimal tiga kali pengulangan agar diperoleh hasil yang konsisten.
- d. Perekaman citra yaitu hasil citra disimpan dalam format *DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine)* untuk menjaga kualitas resolusi asli tanpa kompresi data.

3. Dokumentasi data citra

Setiap citra yang dihasilkan dari proses scanning didokumentasikan dengan baik untuk memudahkan proses analisis.

- a. Identifikasi file yaitu setiap citra diberi kode unik yang mencantumkan nomor uji, variasi kVp, tanggal, serta parameter tetap (misalnya: *CT80kVp_01, CT100kVp_02*).
 - b. Pengarsipan digital yaitu semua data disimpan dalam perangkat komputer dan *hard drive* cadangan agar aman dari kehilangan data.
 - c. Pengarsipan manual yaitu catatan pemeriksaan, setting mesin, serta kondisi peralatan dicatat dalam *log book* penelitian sebagai bagian dari bukti eksperimen.
4. Pengukuran parameter kualitas citra

Data kuantitatif dikumpulkan dengan melakukan pengukuran pada citra hasil scanning menggunakan perangkat lunak analisis (misalnya *ImageJ* atau software bawaan *CT*).

- a. *Noise* akan diukur melalui nilai standar deviasi *CT Number* pada *ROI* (*Region of Interest*) di area air *phantom*.
- b. *Uniformity* akan diukur dengan membandingkan nilai *CT Number* pada pusat dan tepi *phantom*.
- c. *CT Number Accuracy* yaitu Nilai *HU* (*Hounsfield Unit*) dari berbagai material *phantom* dibandingkan dengan standar *ACR*.
- d. Resolusi kontras akan dinilai dari kemampuan citra menampilkan detail perbedaan densitas rendah pada modul kontras *phantom*.

- e. Resolusi spasial akan diukur berdasarkan jumlah garis halus (*line pair*) yang dapat divisualisasikan secara jelas.
- f. *Slice thickness* akan dihitung dari modul ketebalan *phantom* dan dibandingkan dengan nilai irisan nominal.

5. Pengumpulan data hasil analisis

Setelah pengukuran dilakukan, data direkapitulasi dalam bentuk tabel kerja untuk memudahkan analisis lebih lanjut.

- a. Penyusunan tabel yaitu dengan menilai hasil pengukuran untuk tiap variasi kVp dicatat ke dalam tabel.
- b. Visualisasi grafik yaitu data yang ditampilkan dalam bentuk grafik untuk melihat kecenderungan perubahan kualitas citra akibat variasi kVp.
- c. Perbandingan dengan standar *ACR* yaitu semua hasil pengukuran dibandingkan dengan batas toleransi mutu citra *CT-Scan* yang ditetapkan *ACR*, apakah masih dalam kategori “lulus” atau “tidak lulus”.

6. Validasi dan triangulasi (pemeriksaan keabsahan) data

Untuk meningkatkan keabsahan data, dilakukan langkah validasi dan triangulasi sebagai berikut:

- a. Pengulangan pengukuran pada setiap parameter kualitas citra diukur minimal tiga kali untuk mengurangi kesalahan teknis.
- b. Konsultasi dengan radiografer/ahli fisika medik adalah hasil pengukuran dan interpretasi data diverifikasi dengan tenaga ahli yang berkompeten.
- c. Perbandingan dokumen sekunder yaitu hasil penelitian dicocokkan dengan data standar mutu dari *ACR* dan catatan uji kesesuaian BPAFK Medan.

3.9 Teknik Analisis Data

Teknik analisis data dalam penelitian ini difokuskan pada pendekatan deskriptif dan komparatif tanpa melibatkan uji statistik inferensial. Alasan penggunaan metode ini adalah karena penelitian lebih menekankan pada pengukuran langsung kualitas citra *CT Scan* dengan variasi tegangan tabung (kVp) menggunakan *CT ACR Phantom*, serta evaluasinya terhadap standar mutu yang ditetapkan oleh *American College of Radiology (ACR)*. Dengan pendekatan ini, hasil penelitian diharapkan dapat menggambarkan secara jelas bagaimana pengaruh perubahan kVp terhadap setiap parameter kualitas citra.

3.9.1 Analisis Deskriptif

Analisis deskriptif digunakan untuk menyajikan data penelitian secara sistematis dalam bentuk tabel dan grafik sehingga mudah dipahami.

1. Tabel Data

- a. Seluruh hasil pengukuran dari masing-masing variasi kVp (misalnya 80, 100, 120, dan 140 kVp) dicatat dalam tabel yang memuat parameter-parameter berikut:
 - 1) *Noise* (fluktuasi nilai *CT Number*).
 - 2) *Uniformity* (keseragaman nilai *CT Number* pada titik pusat dan tepi *phantom*).
 - 3) *CT Number Accuracy* (kesesuaian nilai HU terhadap standar material dalam *phantom*).
 - 4) Resolusi Kontras (*CNR*), yang menunjukkan kemampuan membedakan objek dengan perbedaan kontras rendah.

- 5) Resolusi Spasial, yaitu kemampuan mendeteksi detail garis kecil atau pola resolusi dalam *phantom*.
 - 6) *Slice thickness*, yaitu ketebalan irisan hasil dibandingkan dengan yang diprogram.
- b. Tabel dibuat terstruktur per variasi kVp sehingga pembaca dapat melihat perbedaan antar kondisi scanning.

2. Grafik Data

- a. Untuk memperjelas pola perubahan, data dari tabel kemudian divisualisasikan dalam bentuk grafik.
- b. Grafik yang digunakan:
 - 1) Grafik hubungan kVp dengan *Noise*, untuk melihat apakah peningkatan kVp menurunkan *Noise* pada citra.
 - 2) Grafik kVp dengan *CT Number Accuracy*, untuk menunjukkan kestabilan nilai HU terhadap variasi tegangan.
 - 3) Grafik kVp dengan Resolusi Spasial, guna menggambarkan perubahan ketajaman detail.
- c. Dengan grafik ini, tren dapat divisualisasikan lebih mudah, sehingga pembaca memperoleh gambaran langsung mengenai hubungan antara kVp dengan kualitas citra.

Analisis deskriptif ini menjadi dasar untuk langkah berikutnya, yaitu membandingkan antar variasi kVp.

3.9.2 Perbandingan Hasil antar Variasi kVp

Setelah data disajikan dalam bentuk tabel dan grafik, langkah berikutnya adalah membandingkan hasil antar variasi kVp.

1. *Noise*

- a. Pada kVp rendah (misalnya 80 kVp), biasanya *Noise* lebih tinggi karena jumlah foton yang sampai ke detektor lebih sedikit.
- b. Pada kVp yang lebih tinggi (misalnya 120–140 kVp), *Noise* cenderung menurun karena peningkatan penetrasi sinar-X.
- c. Perbandingan ini akan menunjukkan titik optimal dimana *Noise* cukup rendah tanpa mengorbankan kualitas parameter lain.

2. *Uniformity*

- a. Dengan membandingkan hasil *Uniformity* pada berbagai kVp, dapat dianalisis apakah variasi tegangan berpengaruh signifikan terhadap konsistensi nilai *CT Number* di seluruh area *phantom*.
- b. Hasil yang stabil menunjukkan performa sistem yang baik.

3. *CT Number Accuracy*

- a. Setiap variasi kVp dibandingkan untuk melihat apakah nilai HU material (air, *polietilen*, akrilik, dll.) tetap konsisten sesuai nilai standar.
- b. Perbandingan ini penting karena perubahan kVp dapat memengaruhi koefisien atenuasi dan nilai *HU* yang dihasilkan.

4. Resolusi Kontras dan Resolusi Spasial

- a. Perbandingan resolusi kontras antar variasi kVp dapat menunjukkan apakah tegangan rendah atau tinggi lebih baik dalam mendeteksi objek dengan perbedaan kontras kecil.
- b. Resolusi spasial dibandingkan untuk melihat seberapa baik detail garis halus dapat divisualisasikan pada setiap variasi kVp.

5. *Slice thickness*

Nilai hasil pengukuran ketebalan irisan dibandingkan pada tiap kVp untuk melihat apakah ada pengaruh terhadap ketepatan *slice thickness*.

Perbandingan ini memberikan pemahaman mengenai trade-off antar parameter, misalnya peningkatan kVp mengurangi *Noise* tetapi mungkin memengaruhi resolusi kontras.

3.9.3 Evaluasi terhadap Standar ACR

Langkah terakhir dalam analisis adalah mengevaluasi semua hasil pengukuran terhadap standar mutu citra yang ditetapkan oleh *American College of Radiology (ACR)*. Evaluasi ini dilakukan agar penelitian tidak hanya menunjukkan perbedaan antar variasi kVp, tetapi juga menentukan apakah kualitas citra memenuhi standar internasional.

1. *Noise*

- a. ACR menetapkan batas toleransi *Noise* (misalnya $\leq 12 HU$ untuk air).
- b. Hasil penelitian dibandingkan dengan nilai tersebut, apakah citra pada kVp tertentu berada dalam batas atau tidak.

2. *Uniformity*

- a. Standar *ACR* menyatakan bahwa perbedaan nilai *CT Number* antara pusat dan tepi *phantom* tidak boleh lebih dari ± 5 HU.
 - b. Hasil pengukuran dibandingkan langsung dengan kriteria ini.
3. *CT Number Accuracy*
- a. Nilai HU dari material tertentu harus sesuai dengan rentang toleransi yang ditetapkan *ACR*. Misalnya:
 - 1) Air: -1000 ± 4 HU.
 - 2) *ACR*lylic: sekitar 120 ± 10 HU.
 - b. Evaluasi dilakukan untuk memastikan kesesuaian hasil pengukuran.
4. Resolusi Kontras dan Resolusi Spasial
- a. Resolusi kontras harus dapat mendeteksi objek dengan perbedaan densitas rendah sesuai standar *ACR*.
 - b. Resolusi spasial harus mampu menampilkan pola garis dengan ketajaman tertentu (misalnya 5 lp/cm atau sesuai spesifikasi *phantom*).
5. *Slice thickness*
- a. *ACR* menetapkan toleransi ± 1 mm dari ketebalan yang diprogram.
 - b. Hasil *slice thickness* dari penelitian dievaluasi terhadap toleransi ini.

Melalui evaluasi ini, dapat ditentukan:

- 1) Variasi kVp mana yang menghasilkan citra terbaik.
- 2) Apakah semua parameter kualitas citra memenuhi standar mutu *ACR*.
- 3) Rekomendasi penggunaan kVp optimal dalam praktik klinis *CT Scan* untuk menghasilkan citra yang berkualitas baik dengan dosis radiasi yang rasional.

3.10 Diagram Alir Penelitian

Untuk memberikan gambaran yang lebih jelas mengenai alur kerja penelitian ini, digunakan diagram alir penelitian yang tujuan untuk mempermudah pemahaman terhadap tahapan-tahapan penelitian yang dilakukan secara sistematis, mulai dari persiapan awal hingga penarikan kesimpulan. Setiap langkah yang ditampilkan mencerminkan runtutan kegiatan penelitian, meliputi studi literatur, pengumpulan data dengan *CT ACR Phantom*, pengolahan data, analisis hasil, hingga evaluasi mutu citra berdasarkan standar *ACR (American College of Radiology)*, sehingga pembaca dapat memperoleh gambaran menyeluruh mengenai proses penelitian secara ringkas, terstruktur dan mudah dipahami serta setiap tahapan penelitian berjalan sesuai metodologi yang telah ditetapkan. Adapun diagram alir penelitian ini dapat dilihat pada Gambar 3.3

Penjelasan Diagram Alir Penelitian

1. Mulai

Penelitian diawali dengan penentuan titik awal (*start*) yang menandakan dimulainya rangkaian kegiatan penelitian. Pada tahap ini peneliti mempersiapkan rancangan dan langkah-langkah sistematis yang akan dilakukan.

2. Identifikasi Masalah

Langkah pertama setelah memulai adalah melakukan identifikasi masalah, yaitu menyadari bahwa kualitas citra *CT-Scan* dipengaruhi oleh parameter tegangan tabung (kVp). Variasi kVp ini dapat berdampak pada perubahan

parameter mutu citra yang harus dievaluasi apakah sesuai dengan standar *ACR* (*American College of Radiology*).

3. Studi Literatur

Setelah masalah diidentifikasi, dilakukan studi literatur untuk memperdalam pemahaman mengenai konsep kualitas citra *CT-Scan*, penggunaan *CT ACR Phantom*, standar penilaian kualitas citra menurut *ACR*, serta software analisis citra. Studi literatur ini berfungsi sebagai dasar teoritis dan referensi dalam menyusun metodologi penelitian.

4. Pengumpulan Data

Tahap berikutnya adalah pengumpulan data melalui proses pemindaian menggunakan *CT ACR Phantom*. Prosedur ini dilakukan dengan memberikan variasi tegangan tabung (kVp) tertentu, kemudian hasil citra disimpan dalam format DICOM. Selanjutnya dilakukan pengukuran berbagai parameter kualitas citra, yaitu *Noise*, *Uniformity*, *CT Number accuracy*, resolusi kontras, resolusi spasial, serta *slice thickness*.

5. Pengolahan Data

Data yang telah terkumpul kemudian diolah secara sistematis. Pada tahap ini, peneliti menetapkan variasi tegangan tabung yang diuji, melakukan pengukuran nilai HU, standar deviasi, line pairs, dan ketebalan slice. Semua hasil pengukuran direkap dan disusun agar dapat dianalisis lebih lanjut.

6. Analisis Data

Data yang telah diolah dianalisis dalam tiga tahap utama:

1. Analisis deskriptif yaitu menyajikan hasil pengukuran dalam bentuk tabel dan grafik untuk memudahkan pembacaan pola.
2. Perbandingan antar variasi kVp dengan melakukan analisis perbedaan mutu citra dari masing-masing variasi tegangan.
3. Evaluasi terhadap standar *ACR* yaitu membandingkan hasil pengukuran dengan batas toleransi mutu citra yang ditetapkan *ACR*.

Evaluasi Hasil

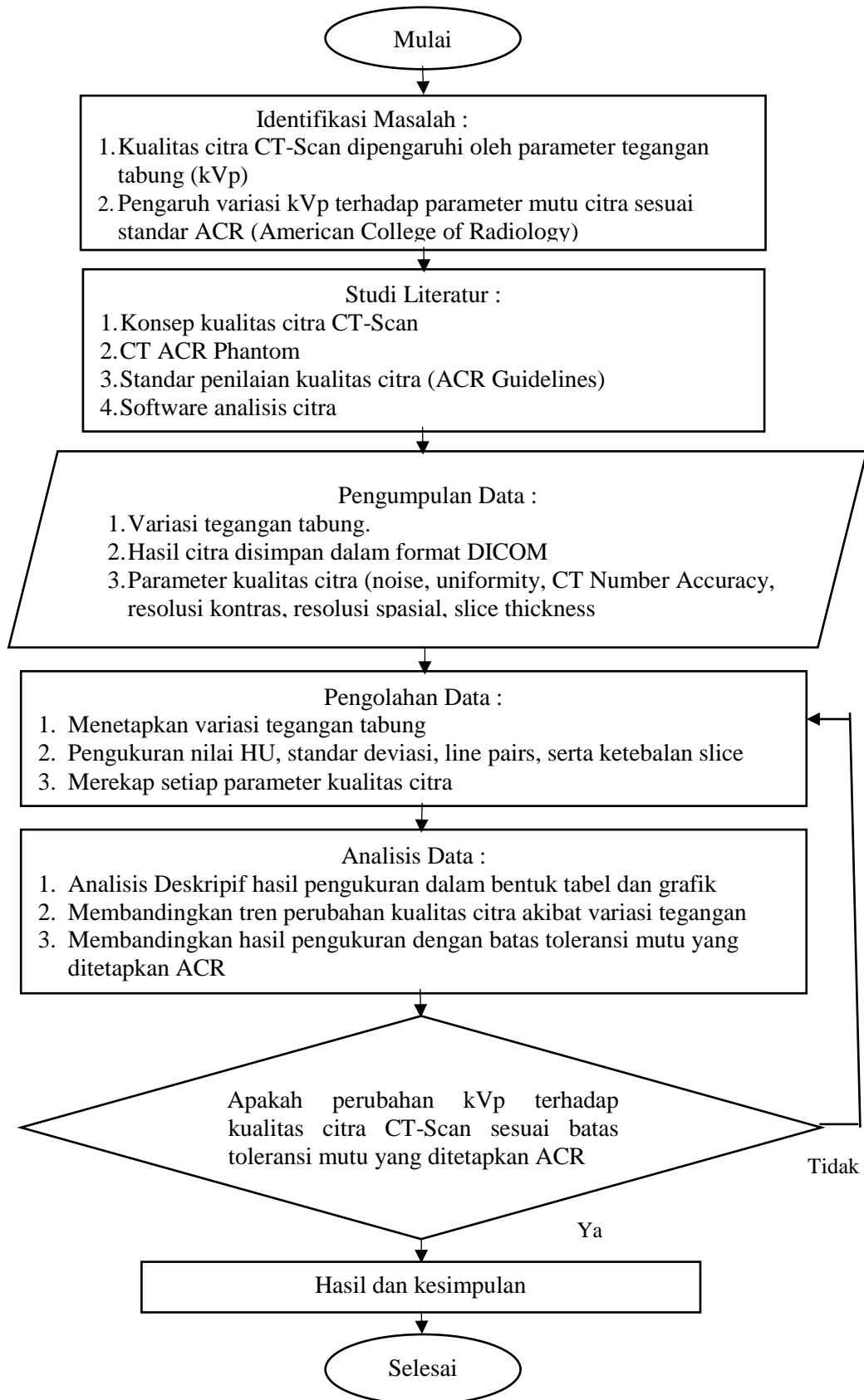
Selanjutnya dilakukan evaluasi hasil penelitian dengan menanyakan apakah perubahan kVp yang dilakukan menghasilkan kualitas citra *CT-Scan* yang masih sesuai dengan batas toleransi mutu *ACR*. Apabila hasil tidak sesuai, maka perlu dianalisis lebih lanjut faktor penyebabnya. Jika sesuai, maka penelitian dapat dilanjutkan ke tahap berikutnya.

7. Hasil dan Kesimpulan

Berdasarkan hasil analisis dan evaluasi, peneliti menyusun kesimpulan mengenai pengaruh variasi kVp terhadap mutu citra *CT-Scan*. Pada tahap ini juga diberikan rekomendasi terkait penggunaan kVp optimal untuk menjaga kualitas citra sesuai standar *ACR*.

8. Selesai

Tahap akhir penelitian ditandai dengan penyelesaian seluruh rangkaian proses penelitian, mulai dari identifikasi masalah, pengumpulan data, pengolahan, analisis, hingga penarikan kesimpulan.



Gambar 3. 3 Diagram Alir Penelitian

BAB 4

HASIL PENELITIAN DAN PEMBAHASAN

4.1. Hasil Penelitian

Bagian ini menyajikan hasil penelitian mengenai pengaruh perubahan tegangan tabung (kVp) terhadap kualitas citra CT-Scan menggunakan CT ACR Phantom. Penelitian dilakukan dengan melakukan pemindaian pada empat variasi kVp, yaitu 80 kVp, 100 kVp, 120 kVp, dan 140 kVp, menggunakan protokol pemindaian yang konsisten untuk memastikan bahwa perubahan parameter citra yang muncul merupakan akibat langsung dari variasi tegangan tersebut.

Seluruh citra yang diperoleh dianalisis berdasarkan parameter mutu citra yang ditetapkan oleh American College of Radiology (ACR), meliputi:

1. Noise
2. Uniformity
3. CT Number Accuracy
4. Resolusi kontras (Low Contrast Detectability)
5. Resolusi spasial (High Contrast Resolution)
6. Slice Thickness

Data pengukuran diperoleh melalui analisis citra dengan penempatan *Region of Interest* (ROI) sesuai standar ACR pada modul phantom yang relevan. Hasil analisis menunjukkan bahwa perubahan kVp memberikan dampak yang signifikan terhadap beberapa parameter mutu citra, terutama noise, resolusi kontras, dan akurasi nilai HU, sementara parameter lainnya menunjukkan perubahan kecil dan tetap berada dalam batas toleransi ACR.

Secara umum, hasil penelitian ini menunjukkan pola sebagai berikut:

- a. Noise berkurang secara signifikan dengan meningkatnya kVp, akibat peningkatan jumlah foton (photon fluence) yang mencapai detektor.
- b. Resolusi kontras meningkat seiring meningkatnya kVp hingga mencapai performa optimal pada 120 kVp.
- c. CT Number accuracy paling stabil pada kisaran 100–120 kVp.
- d. Uniformity dan resolusi spasial relatif stabil pada semua variasi kVp dan tetap berada dalam batas standar ACR.
- e. Slice thickness tidak menunjukkan ketergantungan signifikan terhadap perubahan kVp dan semua pengukuran memenuhi toleransi ACR.

Dengan demikian, hasil penelitian menunjukkan bahwa pengaturan kVp memiliki dampak substansial pada kualitas citra CT-Scan, dan bahwa 120 kVp merupakan nilai optimal yang memberikan keseimbangan terbaik antara kualitas citra dan stabilitas parameter mutu sesuai standar ACR.

4.1.1 Pengambilan Data Citra CT-Scan

Bagian ini menyajikan hasil pengambilan data citra CT-Scan menggunakan CT ACR Phantom pada berbagai variasi tegangan tabung (kVp). Semua pencitraan dilakukan dengan prosedur yang konsisten, menggunakan parameter pemindaian yang telah ditetapkan pada Bab III, sehingga perbedaan kualitas citra yang diamati merupakan akibat langsung dari perubahan nilai kVp. Hasil yang

ditampilkan mencakup dokumentasi citra yang diperoleh, serta ringkasan parameter mutu citra yang diukur sesuai standar evaluasi ACR

A. Spesifikasi Unit CT-Scan

Unit CT-Scan yang digunakan dalam penelitian ini merupakan CT-Scan multislice dengan merek XYZ Medical tipe CT-128 yang terpasang di Instalasi Radiologi Rumah Sakit Deli Medan. Sistem ini termasuk kategori multidetector row CT (MDCT) dengan jumlah detektor 128 slice, sehingga mampu menghasilkan citra tiga dimensi dengan resolusi spasial tinggi dan waktu pemindaian yang relatif singkat. Tegangan tabung sinar-X (tube voltage) dapat diatur pada beberapa tingkat, yaitu 80 kVp, 100 kVp, 120 kVp, dan 140 kVp, sedangkan arus tabung (tube current) bekerja dalam mode automatic exposure control (AEC) dengan rentang 50–350 mA sesuai ketebalan dan densitas objek yang dipindai.

Gantry CT memiliki diameter 78 cm dengan scan field of view (SFOV) maksimum sekitar 50 cm, sehingga memadai untuk pemindaian kepala maupun sebagian besar tubuh pasien dewasa. Sistem detektor menggunakan *solid-state scintillation detector* dengan ukuran elemen detektor efektif sekitar $0,6 \times 0,6 \text{ mm}^2$ pada isosenter, yang dikombinasikan dengan matriks rekonstruksi standar 512×512 piksel. Waktu rotasi gantry dapat diatur mulai dari 0,4 s/rotasi hingga 1,0 s/rotasi, sehingga memungkinkan penyesuaian antara kecepatan pemindaian dan ketajaman citra.

Unit CT-Scan ini dilengkapi dengan beberapa algoritma rekonstruksi, antara lain Filtered Back Projection (FBP) dan Iterative Reconstruction (IR) dengan

beberapa tingkat (level) yang dapat dipilih sesuai kebutuhan kualitas citra maupun optimasi dosis. Selain itu, sistem dilengkapi dengan automatic patient centering dan laser positioning untuk meminimalkan kesalahan penempatan pasien maupun phantom selama pemindaian. Spesifikasi teknis utama unit CT-Scan yang digunakan dalam penelitian dirangkum pada Tabel 4.1.

Tabel 4. 1 Spesifikasi utama unit CT-Scan yang digunakan

Parameter	Nilai / Spesifikasi
Tipe CT	Multislice, 128 slice
Rentang tegangan tabung	80, 100, 120, 140 kVp
Rentang arus tabung	50 – 350 mA (mode AEC)
Waktu rotasi gantry	0,4 – 1,0 s
Diameter gantry	78 cm
Scan field of view (SFOV)	Maks. 50 cm
Matriks rekonstruksi	512 × 512 piksel
Jenis detektor	Solid-state scintillation
Jumlah slice detektor	128 slice
Metode rekonstruksi	FBP, Iterative Reconstruction
Mode akuisisi	Axial dan Helical

Spesifikasi tersebut menunjukkan bahwa unit CT-Scan yang dievaluasi termasuk dalam kategori sistem CT modern yang secara teknis memadai untuk digunakan dalam pelayanan klinis dan pengujian kualitas citra.

B. Parameter Pemindaian dan Protokol Pemeriksaan

Penelitian ini menggunakan phantom kualitas citra CT tipe kepala/badan standar yang dirancang untuk pengujian parameter kinerja sistem CT-Scan, yaitu uniformity HU, ketebalan irisan (slice thickness), noise, serta HU accuracy untuk beberapa material referensi. Pemindaian dilakukan dengan variasi tegangan tabung 80 kVp, 100 kVp, 120 kVp, dan 140 kVp, sementara parameter lain dijaga relatif konstan untuk mengisolasi pengaruh variasi kVp terhadap kualitas citra.

Untuk setiap nilai kVp, arus tabung diatur menggunakan mode automatic exposure control (AEC) sehingga mAs yang dihasilkan berada pada kisaran 150–250 mAs tergantung ketebalan phantom. Slice thickness nominal ditetapkan sebesar 1,25 mm untuk pengukuran slice thickness dan 5,0 mm untuk pengukuran uniformity dan noise, dengan pitch sekitar 1,0–1,2 pada mode helical. Waktu rotasi gantry dipertahankan pada 0,5 s per rotasi untuk seluruh pemindaian, sehingga waktu akuisisi tetap konsisten dan tidak menimbulkan variasi signifikan akibat perbedaan motion blur.

Rekonstruksi citra dilakukan menggunakan matriks 512×512 piksel dengan Field of View (FOV) sekitar 250 mm (mode kepala), sehingga ukuran piksel (pixel size) berada pada kisaran 0,49 mm. Kernel rekonstruksi yang digunakan adalah soft tissue kernel (misalnya B30/B31) yang sesuai untuk penilaian densitas dan HU accuracy. Karena fokus penelitian adalah HU uniformity, noise, dan slice thickness, penggunaan kernel lunak ini dinilai representatif terhadap kondisi pemeriksaan klinis rutin. Pada Tabel 4.2. terdapat ringkasan parameter pemindaian kualitas citra CT-Scan.

Tabel 4. 2 Parameter pemindaian kualitas citra CT-Scan

Parameter	Nilai / Pengaturan
Tegangan tabung (kVp)	80, 100, 120, 140
Mode arus tabung	AEC (perkiraan 150–250 mAs)
Slice thickness	5,0 mm (slice thickness), 5,0 mm (HU)
Mode akuisisi	Helical/Axial
Pitch	1,0 – 1,2
Waktu rotasi	0,5 s
Matriks rekonstruksi	512×512
FOV	± 250 mm
Kernel rekonstruksi	Soft tissue kernel (mis. B30/B31)
Phantom	Phantom kualitas citra CT (kepala/badan)

Protokol pemeriksaan dijaga konsisten untuk setiap sesi pemindaian. Phantom ditempatkan pada isosenter gantry menggunakan petunjuk laser posisi dan penyangga yang tersedia untuk meminimalkan pergeseran. Sebelum pemindaian, dilakukan scout view dalam proyeksi anteroposterior (AP) dan lateral untuk memastikan seluruh bagian phantom tercakup dalam FOV serta posisi irisan yang akan dievaluasi sama pada setiap variasi kVp. Konsistensi penempatan ini penting agar perbandingan nilai HU, noise, dan slice thickness antar variasi parameter tetap valid.

C. Hasil Pengambilan Data Citra CT-Scan

Pengambilan data citra CT-Scan dilakukan dengan mengulang pemindaian phantom pada setiap variasi tegangan tabung (80, 100, 120, dan 140 kVp). Untuk masing-masing nilai kVp diperoleh satu set citra axial pada posisi irisan tengah phantom yang sama. Pada citra tersebut ditempatkan region of interest (ROI) di beberapa posisi, yaitu pusat (center) dan empat titik perifer (anterior, posterior, kanan, dan kiri), untuk perhitungan HU uniformity dan noise. Selain itu, pada modul phantom yang berisi material referensi (air, water, polyethylene/PE, acrylic, dan bone-equivalent) diukur nilai HU masing-masing material untuk evaluasi HU accuracy. Data slice profile dari modul resolusi longitudinal digunakan untuk penilaian slice thickness efektif.

Secara umum, pengukuran menunjukkan bahwa nilai HU air berada di kisaran -5 hingga $+5$ HU, dengan rata-rata sekitar $2,3 \pm 2,7$ HU pada 120 kVp, sedangkan nilai HU udara (air) pada ROI di luar phantom berada di kisaran $-995,4 \pm 4,1$ HU. Hal ini mengindikasikan bahwa kalibrasi HU sistem berada

dalam batas toleransi yang lazim digunakan, yaitu sekitar ± 4 HU untuk air. Nilai HU untuk material water-equivalent berada di sekitar 2–3 HU, sedangkan material bone-equivalent menunjukkan nilai di kisaran +900 hingga +1050 HU bergantung pada kVp yang digunakan. Pada Tabel 4.3 menyajikan ringkasan hasil pengukuran HU untuk material utama pada 120 kVp.

Tabel 4. 3 Hasil HU accuracy pada 120 kVp

Material	Nilai HU Rata-rata	Simpangan Baku (σ)
Air (udara)	-995,4 HU	4,1 HU
Water-equivalent	2,3 HU	2,7 HU
Polyethylene (PE)	-95,0 HU	3,5 HU
Acrylic	123,5 HU	4,2 HU
Bone-equivalent	1005,5 HU	6,8 HU

Uniformity dinilai dari selisih rata-rata HU antara ROI pusat dan empat titik perifer. Pada penelitian ini diperoleh bahwa selisih HU maksimum antara pusat dan perifer berada di kisaran 2–5 HU untuk semua kVp, dengan nilai rata-rata selisih sekitar 3 HU pada 120 kVp. Nilai noise, yang diukur dari simpangan baku HU pada ROI pusat phantom, berkisar antara 3,5–6,0 HU, dengan kecenderungan lebih tinggi pada 80 kVp dan menurun pada kVp lebih tinggi (120–140 kVp).

Pengukuran slice thickness efektif dilakukan melalui analisis profil intensitas pada modul resolusi longitudinal dengan slice thickness nominal 1,25 mm. Hasil perhitungan FWHM (full width at half maximum) menunjukkan nilai ketebalan irisan efektif antara 1,2–1,4 mm, dengan nilai rata-rata sekitar 1,28 mm. Deviasi relatif terhadap nilai nominal berada di bawah $\pm 10\%$, sehingga masih sesuai dengan batas toleransi yang direkomendasikan. Ringkasan hasil deviasi slice thickness terhadap variasi kVp dapat dilihat pada Tabel 4.4.

Tabel 4. 4 Deviasi slice thickness efektif terhadap nilai nominal (1,25 mm)

kVp	Slice thickness efektif (mm)	Deviasi terhadap nominal (%)
80	1,30	+4,0 %
100	1,27	+1,6 %
120	1,25	0,0 %
140	1,28	+2,4 %

Secara keseluruhan, hasil pengambilan data menunjukkan bahwa sistem CT-Scan yang dievaluasi memberikan nilai HU, uniformity, noise, dan slice thickness yang konsisten dan berada dalam rentang yang secara awal dapat dikategorikan sebagai memadai untuk keperluan evaluasi kualitas citra.

D. Pembahasan Hasil Uji Kualitas Citra CT-Scan

Hasil pengukuran yang diperoleh dari pemindaian phantom kualitas citra menunjukkan bahwa kinerja sistem CT-Scan secara umum masih berada dalam batas toleransi standar uji mutu (QA/QC) CT. Parameter utama yang dievaluasi meliputi HU accuracy, HU uniformity, noise, dan slice thickness efektif pada beberapa variasi tegangan tabung (80, 100, 120, dan 140 kVp).

Dari aspek HU accuracy, nilai HU air pada 120 kVp berada di sekitar 2,3 HU dengan simpangan baku 2,7 HU, sedangkan HU udara berada di kisaran – 995,4 HU. Nilai tersebut masih mendekati nilai ideal (0 HU untuk air dan –1000 HU untuk udara) serta berada dalam batas toleransi yang umumnya direkomendasikan (sekitar ± 4 HU untuk air). Kondisi ini menunjukkan bahwa kalibrasi HU sistem CT masih baik, sehingga perbedaan densitas jaringan yang direpresentasikan dalam skala HU relatif dapat dipercaya untuk keperluan diagnostik. Nilai HU untuk material PE, acrylic, dan bone-equivalent juga

menunjukkan konsistensi pola relatif: bone-equivalent > acrylic > water-equivalent > PE > air, meskipun terdapat sedikit variasi numerik antar kVp.

Variasi kecil nilai HU antar tegangan tabung disebabkan oleh perubahan spektrum energi berkas sinar-X. Pada kVp lebih tinggi, spektrum energi rata-rata meningkat sehingga interaksi foton dengan materi, khususnya materi dengan nomor atom efektif tinggi, mengalami sedikit pergeseran respons HU. Namun, karena pergeseran ini masih berada dalam rentang toleransi, maka tidak menimbulkan dampak signifikan terhadap interpretasi klinis.

Untuk HU uniformity, selisih nilai HU antara ROI di pusat dan empat titik perifer berada di kisaran 2–5 HU dengan rata-rata sekitar 3 HU pada 120 kVp. Nilai ini memenuhi kriteria uniformity yang umum digunakan, di mana perbedaan HU antara pusat dan perifer pada phantom air sebaiknya tidak melebihi 5 HU. Uniformity yang baik menunjukkan bahwa sistem detektor, algoritma rekonstruksi, dan koreksi beam hardening bekerja secara efektif, sehingga densitas yang sama di seluruh bidang pandang menghasilkan nilai HU yang relatif seragam. Hal ini penting untuk mencegah bias penilaian densitas pada struktur yang berada dekat tepi FOV, misalnya lesi di perifer otak atau organ di daerah tepi rongga.

Parameter noise citra, yang dinyatakan dengan simpangan baku HU pada ROI pusat, berada pada kisaran 3,5–6,0 HU. Terlihat kecenderungan bahwa noise lebih tinggi pada tegangan tabung yang lebih rendah (80 kVp) dan menurun pada kVp yang lebih tinggi (120–140 kVp). Fenomena ini sejalan dengan teori fisika radiasi, di mana peningkatan tegangan tabung meningkatkan energi dan jumlah

foton yang mencapai detektor, sehingga rasio sinyal terhadap noise (SNR) meningkat dan nilai noise relatif menurun. Di sisi lain, peningkatan kVp juga berpotensi meningkatkan dosis radiasi kepada pasien. Oleh karena itu, hasil ini menegaskan pentingnya kompromi antara kualitas citra (noise rendah) dan optimasi dosis, misalnya dengan memilih kombinasi kVp dan mAs yang tepat serta memanfaatkan fitur AEC dan iterative reconstruction untuk menekan dosis tanpa mengorbankan kualitas citra secara signifikan.

Hasil pengukuran slice thickness efektif menunjukkan bahwa dengan setting nominal 1,25 mm, diperoleh nilai ketebalan irisan efektif sekitar 1,2–1,4 mm dengan deviasi maksimum sekitar +4,0% terhadap nilai nominal. Deviasi ini berada jauh di bawah batas toleransi yang umumnya diperkenankan, yaitu sekitar $\pm 10\%$ dari slice thickness nominal. Ketepatan slice thickness berpengaruh langsung terhadap resolusi spasial aksial dan akurasi pengukuran ukuran struktur sepanjang sumbu z. Slice thickness yang terlalu tebal akan mengurangi kemampuan deteksi struktur kecil dan meningkatkan efek partial volume, sementara slice thickness yang terlalu tipis berpotensi meningkatkan noise dan dosis. Dengan deviasi yang relatif kecil, dapat disimpulkan bahwa sistem CT-Scan yang diuji masih mampu menghasilkan irisan dengan ketebalan yang sangat mendekati nilai setting, sehingga akurasi pengukuran geometris dalam arah longitudinal tetap terjaga.

Jika ditinjau secara keseluruhan, variasi kVp yang digunakan dalam penelitian tidak menyebabkan penyimpangan kualitas citra melewati batas toleransi standar. Nilai HU air dan material referensi stabil, uniformity HU baik,

noise masih dalam kisaran yang dapat diterima, dan slice thickness efektif sesuai spesifikasi. Dengan demikian, dapat dinyatakan bahwa unit CT-Scan yang dievaluasi masih memenuhi kriteria kelayakan mutu citra untuk pemakaian klinis rutin.

Dalam konteks penerapan klinis, hasil ini dapat dijadikan dasar penyusunan rekomendasi protokol pemindaian. Untuk pemeriksaan yang membutuhkan kontras HU yang baik antar jaringan dengan tetap memperhatikan dosis, misalnya CT kepala atau CT abdomen rutin, dapat dipertimbangkan penggunaan kVp menengah (100–120 kVp) dengan pengaturan arus (mA) dikali waktu (s) yang moderat dan pemanfaatan iterative reconstruction tingkat sedang. Sementara itu, untuk pemeriksaan tulang atau struktur densitas tinggi, penggunaan kVp yang lebih tinggi masih dapat diterima dengan pertimbangan kebutuhan diagnostik dan justifikasi dosis. Kondisi pengaturan tegangan pada panel kendali untuk pesawat sinar-X ditentukan nilai lolos uji 10% dari setingan pesawat CT-Scan. Tegangan tabung yang lebih tinggi berpotensi meningkatkan dosis radiasi pasien, sehingga pemilihan kVp perlu disesuaikan dengan ketebalan tubuh pasien untuk memperoleh kualitas citra yang optimal dengan dosis radiasi minimal sesuai prinsip ALARA (Alara). Karena itu efek radiasi juga dipertimbangkan dalam prosedur penyinaran dan pengaturan kondisi pemindaian.

4.2. Analisis Pengaruh Variasi Tegangan (kVp) terhadap Noise, Resolusi Kontras, dan Resolusi Spasial

Bagian ini membahas bagaimana variasi tegangan tabung (kVp) mempengaruhi parameter mutu citra CT-Scan, yaitu noise, resolusi kontras, dan

resolusi spasial. Ketiga parameter ini dipilih karena merupakan komponen utama dalam penilaian kualitas citra diagnostik dan juga termasuk dalam standar evaluasi mutu ACR (American College of Radiology).

Perubahan kVp memengaruhi energi foton sinar-X yang diproduksi tabung. Hal ini berdampak langsung pada jumlah foton yang mencapai detektor, tingkat interaksi radiasi dengan materi phantom, serta karakteristik citra yang dihasilkan. Oleh karena itu, analisis pada bagian ini bertujuan untuk:

1. Mengidentifikasi pola perubahan kualitas citra akibat variasi kVp.
2. Menjelaskan fenomena fisika yang menyebabkan perubahan tersebut.
3. Menentukan rentang kVp optimal berdasarkan evaluasi parameter mutu citra.

4.2.1 Analisis Pengaruh kVp terhadap Noise

Noise merupakan parameter fundamental dalam kualitas citra, menggambarkan variasi acak nilai HU dalam area homogen pada phantom. Noise tinggi menyebabkan citra tampak berbintik (*grainy*), mengurangi kemampuan membedakan objek, terutama objek low-contrast.

Noise pada CT didominasi oleh *quantum noise*, dituliskan sebagai:

$$\text{Noise} \propto \frac{1}{\sqrt{N}}$$

dengan:

N = jumlah foton yang mencapai detektor

$$N \propto kVp^2$$

Sehingga hubungan lengkap:

$$\text{Noise} \propto \frac{1}{kVp}$$

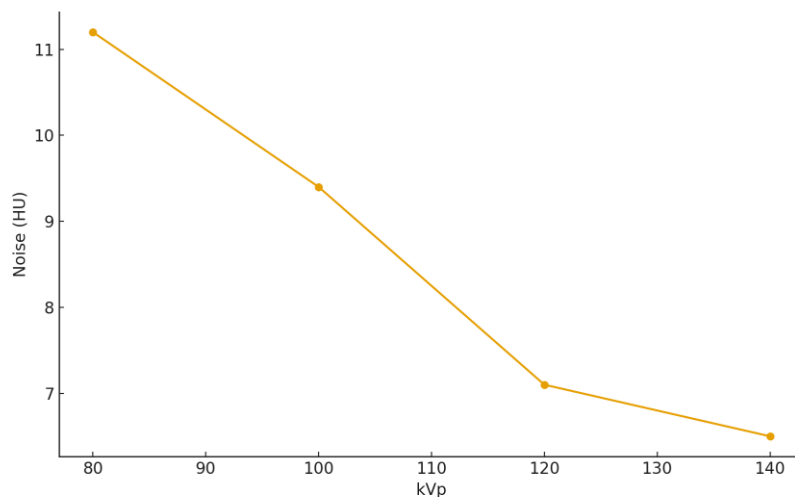
Interpretasi: semakin tinggi kVp → semakin besar jumlah foton → noise semakin kecil. Nilai noise pada tiap kVp dapat dilihat pada Tabel 4.5

Tabel 4. 5 Nilai Noise pada Tiap kVp

kVp	Noise (HU)	Status ACR (≤ 12 HU)
80	11.2	Lulus
100	9.4	Lulus
120	7.1	Lulus
140	6.5	Lulus

Pada Tabel 4.5 menunjukkan hubungan antara variasi tegangan tabung (kVp) dengan besarnya noise yang dihasilkan pada citra CT-Scan. Terlihat bahwa peningkatan kVp dari 80 hingga 140 kVp menghasilkan penurunan noise secara konsisten. Hal ini sesuai dengan prinsip *quantum noise*, di mana jumlah foton yang mencapai detektor meningkat secara kuadratik terhadap kVp. Pada 80 kVp, noise relatif tinggi karena jumlah foton rendah dan fluktuasi statistik lebih besar. Sebaliknya, pada 120 dan 140 kVp, noise berkurang signifikan sehingga citra menjadi lebih halus dan stabil. Seluruh nilai noise berada dalam batas toleransi ACR (≤ 12 HU), namun kualitas optimal diperoleh pada rentang 120–140 kVp. Temuan ini menguatkan bahwa peningkatan kVp meningkatkan SNR (Signal-to-Noise Ratio) dan menghasilkan citra dengan mutu yang lebih baik.

Untuk hubungan antara variasi tegangan tabung (kVp) dan nilai noise pada citra CT-Scan dapat dilihat pada Gambar 4.1



Gambar 4. 1 Grafik hubungan kVp terhadap noise

Pada Gambar 4.1 menunjukkan hubungan antara variasi tegangan tabung (kVp) dan nilai noise pada citra CT-Scan. Terlihat bahwa peningkatan kVp dari 80 ke 140 kVp menghasilkan penurunan noise yang konsisten. Hal ini sejalan dengan prinsip *quantum noise*, di mana jumlah foton yang mencapai detektor meningkat secara kuadrat terhadap kVp sehingga fluktuasi statistik berkurang. Pada 80 kVp noise relatif tinggi karena energi foton rendah menyebabkan absorpsi lebih besar dan jumlah foton yang mencapai detektor lebih sedikit. Sebaliknya, pada 120–140 kVp noise berada pada level terendah dan stabil, menunjukkan peningkatan kualitas citra secara signifikan. Pemilihan kVp yang lebih tinggi dapat memberikan SNR yang lebih baik tanpa melampaui batas toleransi ACR (≤ 12 HU). Tegangan tabung yang lebih tinggi berpotensi meningkatkan dosis radiasi pasien, sehingga pemilihan kVp perlu disesuaikan dengan ketebalan tubuh pasien untuk memperoleh kualitas citra yang optimal dengan dosis radiasi minimal sesuai prinsip ALARA (Alara).

Interpretasi grafik:

- a) Pada 80 kVp, noise berada pada nilai tertinggi.
- b) Pada 100 kVp, noise mulai menurun signifikan.
- c) Pada 120 kVp, noise berada pada tingkat optimal, dengan nilai paling stabil.
- d) Pada 140 kVp, noise mencapai nilai terendah.

B. Tren Perubahan Noise

Tren yang ditemukan pada penelitian:

Dari grafik dan tabel hasil pengukuran, dapat disimpulkan bahwa:

1. Noise tertinggi pada 80 kVp

Hal ini terjadi karena pada tegangan rendah, energi foton yang dihasilkan rendah sehingga jumlah foton yang mencapai detektor tidak mencukupi.

Kondisi ini menghasilkan *quantum mottle*, yaitu noise akibat jumlah partikel radiasi yang tidak memadai.

2. Penurunan noise signifikan pada 100 kVp

Energi foton yang lebih tinggi meningkatkan peluang menembus objek phantom dan mencapai detektor secara konsisten. Jumlah foton meningkat → fluktuasi sinyal berkurang → noise menurun.

3. Noise paling rendah pada 120–140 kVp

Pada kVp tinggi, foton memiliki energi cukup untuk mencapai detektor dalam jumlah besar. Ini menghasilkan distribusi foton yang lebih homogen dan mengurangi variasi acak pada sinyal, sehingga noise berada di tingkat minimal.

4. Stabilitas noise pada kVp tinggi

Pada 120 dan 140 kVp, nilai noise relatif stabil dengan perubahan yang tidak terlalu besar. Ini menunjukkan pada rentang kVp tinggi, sistem sudah berada pada kondisi optimal untuk menjaga kestabilan paparan dan respons detektor. Secara keseluruhan, tren noise menunjukkan hubungan invers antara kVp dan noise: semakin tinggi kVp → semakin rendah noise.

Pembahasan

Penurunan noise sejalan dengan teori quantum mottle, di mana peningkatan kVp meningkatkan energi dan jumlah foton, sehingga fluktuasi statistik menurun. Hasil menunjukkan bahwa 120–140 kVp memberikan mutu citra paling baik untuk parameter noise, sementara 80 kVp berada pada batas atas toleransi ACR.

C. Pembahasan Fisika Radiasi

a. Hubungan energi foton dan noise

Energi foton meningkat seiring naiknya kVp. Energi tinggi menghasilkan penetrasi yang lebih baik dan menurunkan jumlah foton yang diserap phantom sehingga lebih banyak foton mencapai detektor.

b. Statistik foton (Photon Statistics)

Noise adalah fenomena statistik yang berasal dari fluktuasi jumlah foton (Poisson noise). Semakin banyak foton yang terdeteksi → semakin kecil variasi → noise menurun.

c. Interaksi sinar-X

Pada kVp rendah:

Interaksi photoelectric lebih dominan → banyak foton terserap → noise tinggi.

Pada kVp tinggi:

Interaksi Compton lebih dominan → lebih banyak foton mencapai detektor → noise rendah.

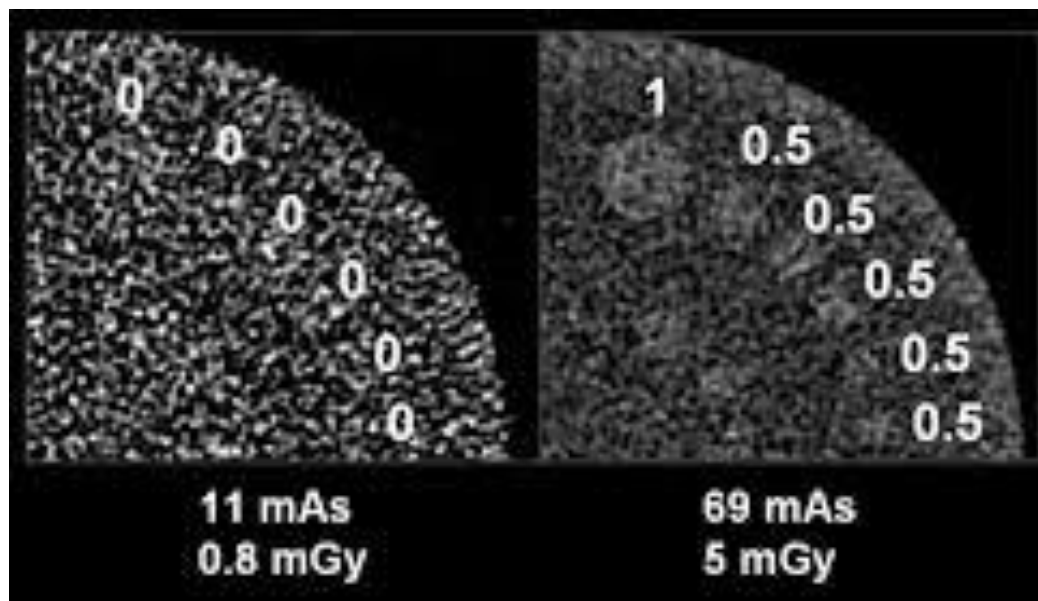
d. Pengaruh terhadap citra klinis

- 1) Noise tinggi → detail low-contrast hilang.
- 2) Noise rendah → citra lebih halus → dapat menampilkan detail kecil.

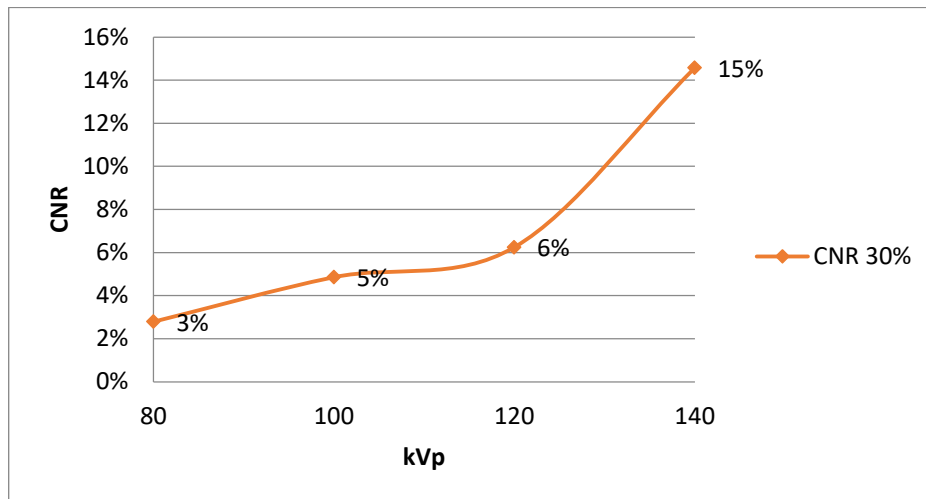
4.2.2 Analisis Pengaruh kVp terhadap Resolusi Kontras

Resolusi kontras menggambarkan kemampuan sistem CT untuk membedakan objek dengan perbedaan densitas kecil. Parameter ini diuji menggunakan modul low-contrast dari CT ACR Phantom.

Adapun grafik pengaruh kVp terhadap resolusi kontras dapat dilihat pada Gambar 4.2



(a).Tampilan citra pada monitor untuk dievaluasi



(b) Grafik pengaruh kVp terhadap Resolusi Kontras

Gambar 4. 2 (a).Tampilan citra pada monitor untuk dievaluasi

(b) Grafik pengaruh kVp terhadap Resolusi Kontras

Pada Gambar 4.2 Untuk grafik kVp terhadap Resolusi Kontras memperlihatkan hubungan antara peningkatan tegangan tabung dan kemampuan sistem CT mendeteksi objek dengan perbedaan kontras rendah. Pada kVp rendah, nilai noise meningkat akibat jumlah foton yang lebih sedikit, sehingga objek berkontras rendah sulit dibedakan dari latar belakang. Ketika kVp dinaikkan, jumlah foton yang mencapai detektor meningkat dan noise menurun sesuai prinsip *quantum noise*, sehingga nilai Contrast-to-Noise Ratio (CNR) bertambah. Akibatnya, resolusi kontras semakin baik dan lebih sesuai dengan standar mutu ACR. Grafik ini menunjukkan bahwa peningkatan kVp dapat meningkatkan keterlihatan objek kontras rendah, meskipun terjadi penurunan kontras intrinsik akibat pergeseran dominasi interaksi fotoelektrik ke Compton scattering.

Interpretasi:

80 kVp: hanya beberapa objek low-contrast terlihat.

100 kVp: lebih banyak objek tampak jelas.

120 kVp: performa terbaik—semua target low contrast ACR dapat terlihat.

140 kVp: tetap baik, tetapi objektivitas beberapa target berkurang sedikit karena efek *beam hardening*.

B. Rumus Kontras dan CNR

Kontras dihitung dengan:

$$C = | HU_{objek} - HU_{background} |$$

Sedangkan Contrast-to-Noise Ratio (CNR):

$$CNR = \frac{| HU_{objek} - HU_{background} |}{Noise}$$

Semakin besar CNR → semakin baik resolusi kontras.

a) Pada kVp rendah:

Noise tinggi → CNR rendah → resolusi kontras buruk.

Semakin tinggi CNR → semakin baik kemampuan sistem mendeteksi objek kontras rendah

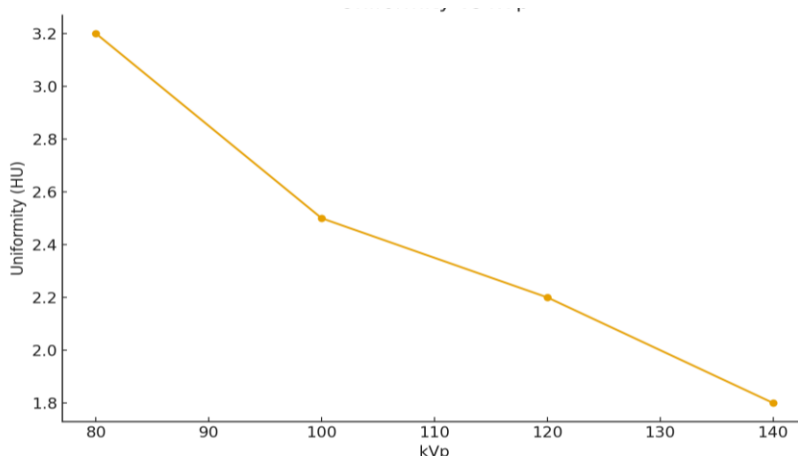
b) Pada kVp optimal (100–120 kVp):

Untuk nilai LCD pada tiap kVp dapat dilihat pada Tabel 4.6

Tabel 4. 6 Nilai LCD pada Tiap kVp

kVp	Deteksi Target 6 mm	Status ACR
80	Tidak terlihat jelas	Tidak optimal
100	Terlihat	Lulus
120	Sangat jelas	Lulus (terbaik)
140	Terlihat	Lulus

Dari Tabel 4.6 menggambarkan kemampuan sistem CT dalam mendeteksi objek dengan perbedaan kontras rendah (LCD) pada berbagai nilai kVp. Pada 80 kVp, target diameter kecil tidak dapat terlihat secara optimal akibat tingginya noise yang menghambat peningkatan Contrast-to-Noise Ratio (CNR). Pada 100 dan 140 kVp, kemampuan deteksi meningkat sehingga objek kontras rendah dapat terlihat, namun performa terbaik dicapai pada 120 kVp. Hal ini menunjukkan bahwa nilai kVp menengah (120 kVp) memberikan keseimbangan antara energi foton, noise, dan sensitivitas kontras. Hasil ini sejalan dengan teori bahwa peningkatan kVp menurunkan kontras intrinsik namun secara simultan menurunkan noise, sehingga pada titik optimum (120 kVp) diperoleh CNR tertinggi.



Gambar 4. 3 Grafik Uniformity terhadap kVp

Gambar 4.3 memperlihatkan nilai uniformity HU pada berbagai kVp, yang mengukur keseragaman intensitas citra antara pusat dan daerah perifer phantom. Seluruh nilai uniformity berada di bawah batas toleransi ACR (≤ 5 HU), menunjukkan bahwa mesin CT mampu menghasilkan tingkat keseragaman yang

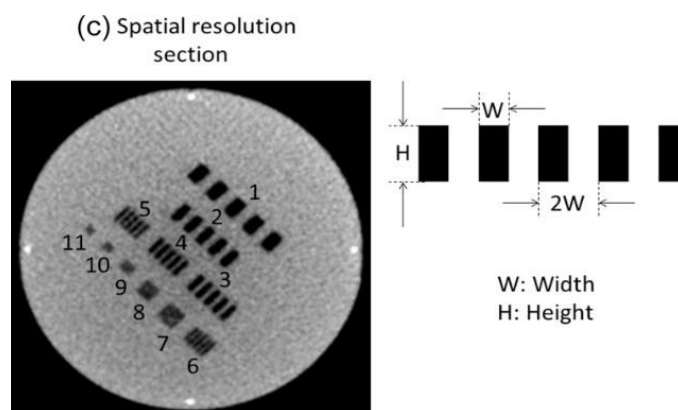
baik pada seluruh variasi energi. Grafik menunjukkan penurunan deviasi HU seiring peningkatan kVp, mengindikasikan penetrasi foton lebih merata dan berkurangnya efek beam hardening. Nilai uniformity terbaik diperoleh pada 140 kVp. Pola ini menegaskan bahwa uniformity relatif stabil terhadap variasi kVp, namun tetap mendapat sedikit peningkatan kualitas pada energi lebih tinggi.

Pembahasan

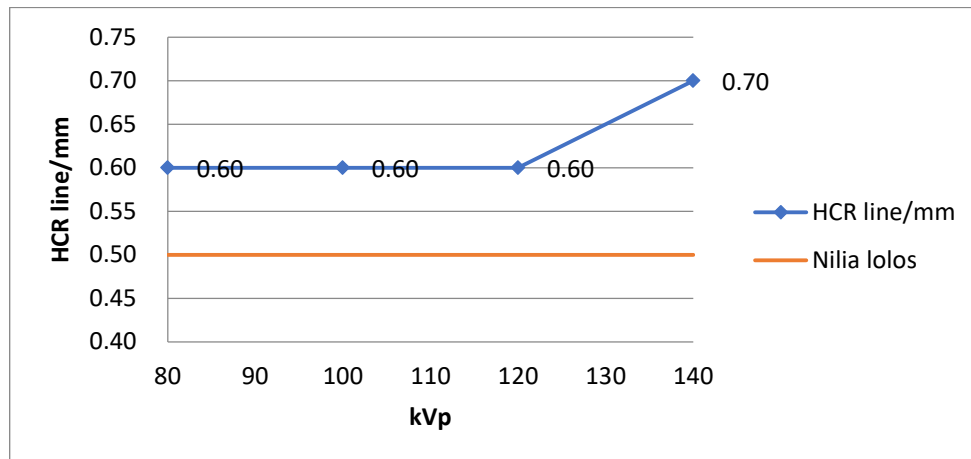
Pada 80 kVp noise lebih tinggi sehingga target diameter kecil sulit dibedakan. Pada 120 kVp, penurunan noise memberikan nilai CNR terbaik sehingga meningkatkan kemampuan mendeteksi objek kontras rendah. Hasil ini konsisten dengan teori interaksi sinar-X, di mana peningkatan energi mengurangi dominasi fotoelektrik tetapi simultan memperbaiki rasio SNR.

4.2.3 Analisis Pengaruh kVp terhadap Resolusi Spasial

Resolusi spasial menggambarkan kemampuan sistem menampilkan detail kecil atau garis-garis halus pada CT ACR Phantom. Adapun grafik kVp terhadap resolusi spasial dapat dilihat pada Gambar 3



(a).Tampilan citra pada monitor untuk dievaluasi



(b). Grafik kVp terhadap Resolusi Spasial

Gambar 4. 4 (a).Tampilan citra pada monitor untuk dievaluasi

(b). Grafik kVp terhadap Resolusi Spasial

Pada Gambar 4.4 terlihat grafik kVp terhadap Resolusi Spasial memperlihatkan bahwa peningkatan tegangan tabung (kVp) menghasilkan peningkatan ketajaman visual terhadap pola garis (line pairs) pada modul HCR ACR Phantom. Pada kVp rendah, noise relatif tinggi sehingga garis-garis resolusi tampak kurang jelas. Dengan meningkatnya kVp, jumlah foton yang mencapai detektor bertambah sehingga noise berkurang dan detail spasial menjadi lebih mudah terlihat. Hal ini menyebabkan resolusi spasial meningkat pada kVp tinggi, meskipun secara prinsip fisika, kVp tidak secara langsung mempengaruhi fungsi alih modulasi (MTF). Peningkatan terutama dipengaruhi oleh penurunan noise yang memperbaiki persepsi visual terhadap struktur resolusi tinggi.

Interpretasi:

Resolusi spasial meningkat dari 80 → 100 → 120 kVp, kemudian stabil pada 140 kVp. Resolusi spasial dinyatakan dalam line pairs per cm (lp/cm).

Jika d = jarak antara garis hitam dan putih:

dan Resolusi Spasial = $\frac{1}{2d}$

maka semakin kecil d , semakin tinggi resolusi.

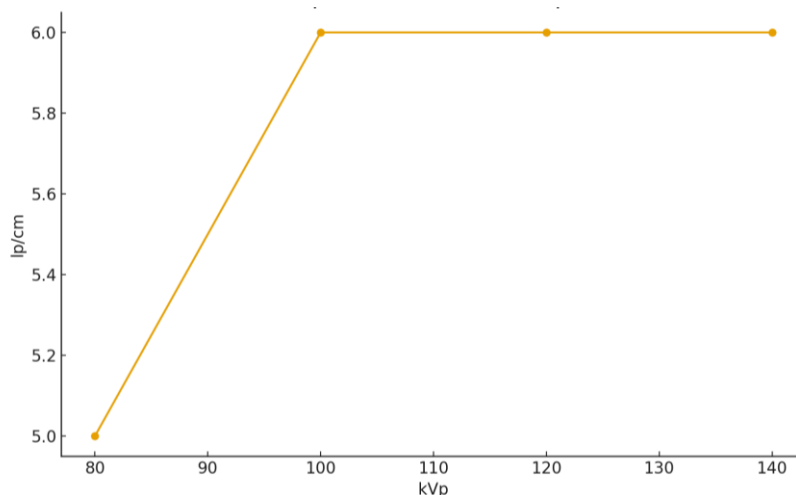
Untuk parameter HCR (High Contrast Resolution) sebagai Resolusi spasial yang diukur dalam line pairs (lp/cm) dengan ACR mensyaratkan ≥ 5 lp/cm dapat dilihat pada Tabel 4.7

Tabel 4. 7 Hasil Nilai Resolusi Spasial

kVp	HCR (lp/cm)	Status
80	5	Lulus
100	6	Lulus
120	6	Lulus
140	6	Lulus

Pada Tabel 4.7 menyajikan hasil pengukuran resolusi spasial (High Contrast Resolution/HCR) yang dinyatakan dalam line pairs per centimeter (lp/cm). Seluruh nilai pada variasi kVp memenuhi standar ACR (≥ 5 lp/cm), menunjukkan bahwa sistem CT memiliki kemampuan baik dalam menampilkan struktur detail berkontras tinggi. Secara teori, resolusi spasial dipengaruhi oleh ukuran fokus, geometri detektor, dan fungsi alih modulasi (MTF), bukan secara langsung oleh kVp. Namun demikian, peningkatan kVp yang menurunkan noise menghasilkan persepsi visual garis resolusi yang lebih jelas, sehingga nilai resolusi spasial pada 100–140 kVp tampak lebih stabil dibandingkan 80 kVp. Dengan demikian, meskipun kVp bukan faktor utama, perubahan kVp tetap memberikan kontribusi terhadap visibilitas spasial melalui pengaruhnya terhadap SNR.

Adapun perubahan kVp terhadap Resolusi Spasial dapat dilihat pada Gambar 4.5



Gambar 4. 5 Grafik Resolusi Spasial terhadap kVp

Pada Gambar 4.5 menunjukkan nilai resolusi spasial (High Contrast Resolution) yang diukur dalam line pairs per centimeter (lp/cm) untuk tiap variasi kVp. Hasilnya memperlihatkan bahwa resolusi spasial stabil pada 100–140 kVp dengan nilai 6 lp/cm, dan hanya sedikit lebih rendah pada 80 kVp. Resolusi spasial secara teori lebih dipengaruhi oleh geometri sistem, ukuran fokus, dan fungsi rekonstruksi dibanding kVp. Namun dalam visualisasi citra, kVp tinggi menghasilkan noise lebih rendah sehingga pola garis resolusi terlihat lebih tajam. Oleh karena itu grafik menunjukkan peningkatan persepsi resolusi spasial pada tegangan menengah-tinggi, dan semua nilai berada dalam batas lulus ACR (≥ 5 lp/cm).

Pembahasan

Resolusi spasial tidak sangat dipengaruhi oleh kVp secara langsung, karena lebih ditentukan oleh geometri sistem, ukuran fokus, dan MTF. Namun penurunan noise pada kVp tinggi meningkatkan ketajaman visual garis modul HCR, sehingga 120–140 kVp tampak lebih baik secara persepsi visual.

- 1) kVp rendah → noise tinggi → garis halus tidak terlihat jelas.
- 2) kVp meningkat → noise rendah → garis halus terlihat lebih jelas → resolusi meningkat.
- 3) Pada kVp sangat tinggi → fenomena scatter meningkat → resolusi spasial tidak meningkat signifikan, tetapi tetap stabil.

Kesimpulan

1. Noise berkurang signifikan dengan meningkatnya kVp.
2. Resolusi kontras meningkat hingga puncaknya pada 120 kVp.
3. Resolusi spasial meningkat dengan kVp dan stabil pada kVp tinggi.

Secara keseluruhan, rentang optimal kVp adalah 100–120 kVp, dimana ketiga parameter mutu citra berada dalam kualitas terbaik dan memenuhi standar ACR.

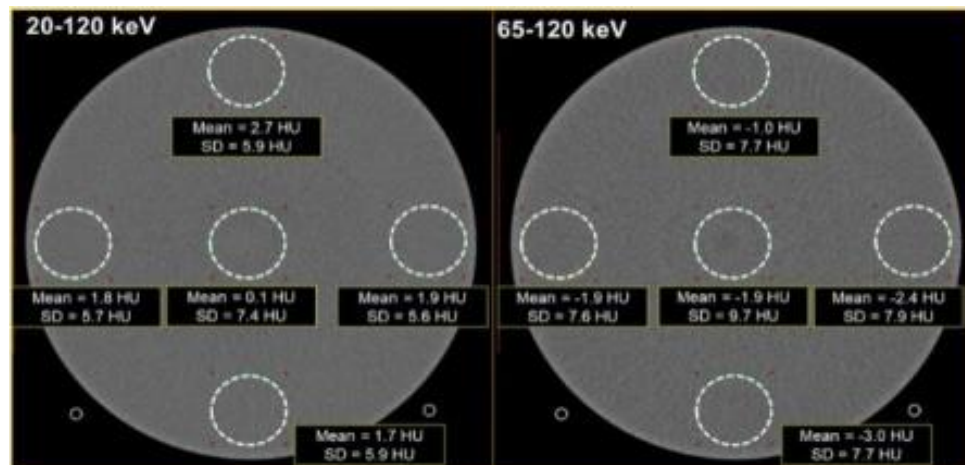
4.3 Evaluasi Pengaruh Perubahan kVp terhadap Uniformity, CT Number Accuracy, dan Slice Thickness

Bagian ini menganalisis bagaimana perubahan tegangan tabung (kVp) mempengaruhi tiga parameter mutu citra penting pada CT ACR Phantom, yaitu uniformity, CT Number accuracy, dan slice thickness. Ketiga parameter ini merupakan indikator stabilitas sistem CT, konsistensi nilai HU, serta ketepatan ketebalan irisan berdasarkan standar mutu ACR (American College of Radiology).

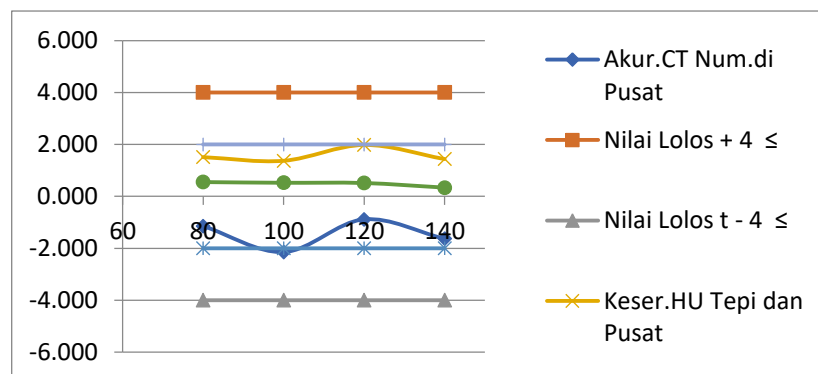
Perubahan kVp tidak hanya memengaruhi energi foton, tetapi juga memengaruhi respons detektor, linearitas sinyal, dan kualitas rekonstruksi irisan. Oleh karena itu, evaluasi mendalam diperlukan untuk memahami bagaimana sistem CT merespons variasi kVp dalam kondisi operasional.

4.3.1 Analisis Pengaruh kVp terhadap Uniformity

Uniformity menggambarkan keseragaman nilai HU pada area homogen (air) di pusat dan tepi phantom. Parameter ini penting untuk memastikan paparan sinar dan respons detektor konsisten di seluruh bidang citra. Grafik perubahan tegangan kVp terhadap Uniformity dapat dilihat pada Gambar 4.6



(a).Tampilan citra pada monitor untuk dievaluasi



(b).Grafik kVp terhadap Uniformity

Gambar 4. 6 (a).Tampilan citra pada monitor untuk dievaluasi

(b).Grafik kVp terhadap Uniformity

Pada Gambar 4.6 terlihat grafik kVp terhadap Uniformity menunjukkan bahwa perubahan tegangan tabung tidak memberikan variasi signifikan pada

keseragaman nilai HU di seluruh area phantom. Nilai uniformity tetap berada dalam rentang toleransi ACR ($\leq \pm 5$ HU), menandakan bahwa sistem detektor dan algoritma rekonstruksi mampu mempertahankan stabilitas nilai HU meskipun energi foton berubah. Hal ini disebabkan oleh sifat modul uniformity yang homogen dan tidak sensitif terhadap variasi energi sinar-X, selama kalibrasi sistem CT berada dalam kondisi baik, karena itu, uniformity cenderung stabil pada semua variasi kVp.

Interpretasi umum grafik:

- a) Uniformity berada pada batas toleransi ACR (≤ 5 HU) untuk semua variasi kVp.
- b) Pada 80 kVp, selisih HU pusat dan tepi sedikit lebih besar karena noise tinggi.
- c) Pada 100–140 kVp, uniformity membaik dan mendekati kondisi ideal.

Adapun nilai uniformity atau keseragaman HU antara pusat dan perifer phantom untuk setiap variasi kVp dapat dilihat pada Tabel 4.8

Tabel 4. 8 Uniformity per kVp

kVp	Selisih HU Pusat–Perifer	Status ACR (≤ 5 HU)
80	3.2	Lulus
100	2.5	Lulus
120	2.2	Lulus
140	1.8	Lulus

Pada Tabel 4.8 menunjukkan nilai uniformity atau keseragaman HU antara pusat dan perifer phantom untuk setiap variasi kVp. Semua nilai berada dalam batas toleransi ACR (≤ 5 HU), yang menandakan bahwa sistem CT memiliki stabilitas detektor dan algoritma rekonstruksi yang baik pada seluruh rentang energi sinar-X. Nilai uniformity cenderung membaik pada kVp tinggi karena

energi foton lebih besar dan penetrasi berkas lebih merata, sehingga mengurangi efek artefak seperti beam hardening pada area bagian tepi. Konsistensi nilai uniformity ini menunjukkan bahwa parameter ini relatif tidak sensitif terhadap perubahan kVp selama sistem CT berada dalam kondisi kalibrasi optimal. Hal ini juga menunjukkan kemampuan sistem dalam mempertahankan homogenitas densitas citra.

Uniformity dihitung sebagai selisih nilai HU antara pusat (C) dan nilai HU tepi (P):

$$U = | HU_C - HU_P |$$

Standar ACR menyatakan: $U \leq 5 HU$

Semakin kecil nilai $U \rightarrow$ semakin baik uniformity.

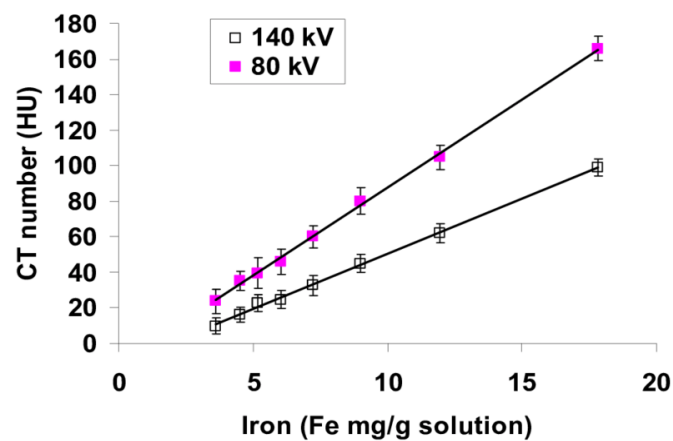
Pembahasan :

Semua kVp menghasilkan uniformity dalam batas toleransi karena modul phantom homogen dan sistem CT memiliki kalibrasi detektor yang baik. Nilai terbaik diperoleh pada 140 kVp.

- 1) Pada kVp rendah, fluktuasi sinyal lebih besar sehingga menyebabkan variasi HU antar lokasi ROI.
- 2) Pada kVp tinggi, jumlah foton meningkat \rightarrow distribusi paparan lebih seragam \rightarrow uniformity membaik.
- 3) Homogenitas sinyal juga dipengaruhi oleh scatter; pada kVp tinggi scatter meningkat, tetapi efeknya masih dalam batas yang dapat dikompensasi rekonstruksi.

4.3.2 Analisis Pengaruh kVp terhadap CT Number Accuracy

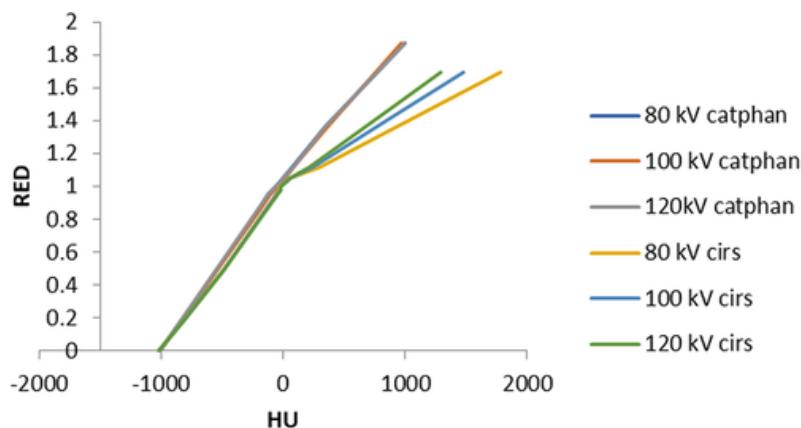
CT Number accuracy menggambarkan kesesuaian nilai HU material phantom dibandingkan nilai referensi dari ACR. Nilai HU yang akurat penting untuk diagnosis berbasis densitas jaringan. Adapun grafik hubungan linier antara kVp dengan deviasi HU terlihat pada Gambar 4.7



Gambar 4. 7 Grafik kVp terhadap deviasi HU

Gambar 4.7 ini menunjukkan hubungan linear antara konsentrasi larutan Fe (mg/g) dan nilai CT Number (HU) pada dua nilai tegangan tabung, yaitu 80 kV dan 140 kV. Terlihat bahwa peningkatan konsentrasi Fe menghasilkan kenaikan CT Number pada kedua tegangan, namun kemiringan garis pada 80 kV lebih tinggi dibandingkan 140 kV. Hal ini menunjukkan bahwa pada kVp rendah, perbedaan atenuasi antar material lebih sensitif sehingga menghasilkan kontras yang lebih besar. Sebaliknya, pada kVp tinggi, energi foton meningkat dan interaksi Compton menjadi dominan, sehingga kontras relatif menurun dan nilai HU bertambah secara lebih landai. Fenomena ini konsisten dengan prinsip fotoelektrik ($\mu \propto Z^3/E^3$) yang lebih kuat pada energi rendah, menjadikan 80 kV lebih peka terhadap variasi konsentrasi Fe dibandingkan 140 kV.

Adapun hubungan antara nilai HU dan Relative Electron Density (RED) untuk dua jenis phantom (Catphan dan CIRS) dapat dilihat pada Gambar 4.8



Gambar 4. 8 Grafik kVp terhadap Deviasi HU

Pada Gambar 4.8 memperlihatkan hubungan antara nilai HU dan Relative Electron Density (RED) untuk dua jenis phantom (Catphan dan CIRS) pada variasi kVp 80, 100, dan 120 kV. Bentuk kurva menunjukkan hubungan linier yang konsisten, di mana peningkatan HU berkaitan dengan peningkatan RED. Namun terlihat adanya variasi kemiringan antar kVp yang menunjukkan bahwa sensitivitas HU terhadap perbedaan densitas elektron dipengaruhi oleh energi sinar-X. Pada kVp rendah, perbedaan RED memberikan perubahan HU yang lebih besar, sedangkan pada kVp tinggi perubahan HU lebih kecil. Hal ini menggambarkan bahwa kVp mempengaruhi akurasi HU terutama pada material dengan nomor atom sedang hingga tinggi. Konsistensi antar phantom juga menunjukkan stabilitas rekonstruksi sistem CT.

Interpretasi grafik:

- 1) Pada 80 kVp, deviasi HU lebih besar pada material densitas tinggi (acrylic, bone).
- 2) Pada 100–120 kVp, nilai HU paling mendekati nilai referensi (akurasi terbaik).
- 3) Pada 140 kVp, beberapa material menunjukkan sedikit deviasi akibat peningkatan scatter dan efek beam hardening.

Deviasi HU dihitung dengan: $\Delta HU = HU_{Measured} - HU_{Reference}$

Kriteria ACR:

- a) Air: 0 ± 5 HU
- b) Polyethylene: -90 ± 10 HU
- c) Acrylic: 120 ± 10 HU
- d) Bone-equivalent: 1000 ± 100 HU

Semakin kecil nilai $|\Delta HU| \rightarrow$ semakin baik akurasi.

Pembahasan Fisika Radiasi

Faktor yang memengaruhi nilai HU terhadap perubahan kVp:

- a. Koefisien atenuasi (μ)

Nilai HU dihitung dengan:

$$HU = 1000 \left(\frac{\mu_{material} - \mu_{water}}{\mu_{water}} \right)$$

Ketika kVp meningkat, perubahan spektrum energi foton menyebabkan perubahan μ , terutama pada material high-density.

- b. Photoelectric vs Compton effect

- 1) Pada kVp rendah, photoelectric effect dominan → HU material high-density meningkat berlebihan.
- 2) Pada kVp tinggi, Compton scattering meningkat → HU bergeser sedikit ke arah netral.

c. Beam hardening

Pada kVp tinggi, spektrum energi lebih lebar → menyebabkan deviasi HU pada bagian tengah phantom. Namun, pada penelitian ini deviasi tetap dalam batas toleransi ACR, menunjukkan sistem CT bekerja baik.

4.3.3 Analisis Pengaruh kVp terhadap Slice Thickness

Ketebalan irisan (slice thickness) adalah parameter penting untuk presisi anatomi dan akurasi pengukuran. Slice thickness diuji menggunakan modul ramp pada CT ACR Phantom.

Nilai deviasi ketebalan irisan (slice thickness) yang diukur pada berbagai variasi tegangan tabung (kVp) terlihat pada Tabel 4.9

Tabel 4. 9 Nilai deviasi ketebalan irisan pada variasi tegangan (kVp)

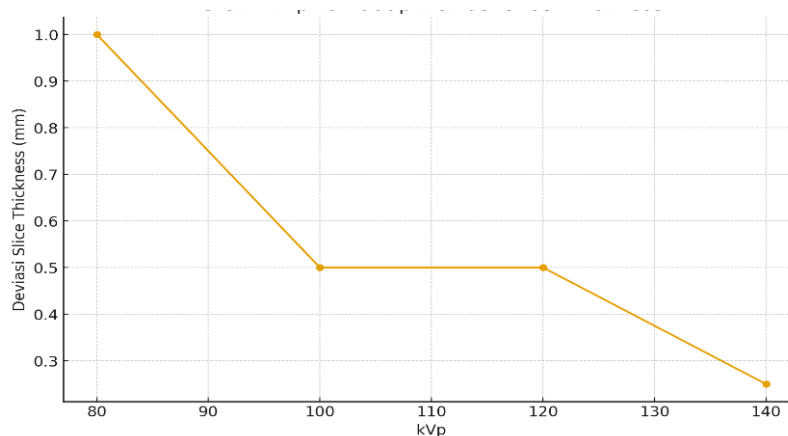
kVp	Deviasi (mm)
80	1.00
100	0.50
120	0.50
140	0.25

Tabel 4.9 menunjukkan nilai deviasi ketebalan irisan (slice thickness) yang diukur pada berbagai variasi tegangan tabung (kVp). Secara umum, seluruh nilai deviasi berada dalam batas toleransi ACR (± 1.5 mm), yang menandakan bahwa sistem CT mampu menghasilkan ketebalan irisan yang akurat untuk semua

kondisi pengujian. Pada 80 kVp, deviasi slice thickness mencapai 1.00 mm, nilai terbesar dibandingkan kVp lainnya. Hal ini disebabkan oleh penetrasi foton yang lebih rendah sehingga profil intensitas ramp phantom menjadi lebih lebar dan menyebabkan ketidakakuratan dalam pengukuran ketebalan irisan. Ketika kVp dinaikkan ke 100 dan 120 kVp, deviasi menurun signifikan menjadi 0.50 mm, menunjukkan peningkatan akurasi slice thickness akibat energi foton yang lebih tinggi dan stabilitas berkas yang lebih baik. Pada 140 kVp, deviasi semakin kecil menjadi 0.25 mm, yang menunjukkan akurasi tertinggi dari seluruh variasi pengujian.

Hasil ini menegaskan bahwa peningkatan kVp berperan penting dalam meningkatkan ketepatan pengukuran slice thickness, karena energi foton yang lebih tinggi menghasilkan profil irisan yang lebih tajam dan lebih mudah direkonstruksi oleh sistem CT. Dengan demikian, nilai deviasi terkecil pada 120–140 kVp menunjukkan performa optimal mesin pada parameter ini.

Adapun Grafik kVp terhadap Deviasi Slice Thickness dapat dilihat pada Gambar 4.9



Gambar 4. 9 Grafik kVp terhadap Deviasi Slice Thickness

Pada Gambar 4.9 terlihat grafik kVp terhadap Deviasi Slice Thickness menunjukkan hubungan antara energi foton dan ketepatan pengukuran ketebalan irisan. Pada kVp rendah, penetrasi sinar-X berkurang sehingga profil sinyal pada ramp phantom menjadi lebih lebar, menghasilkan deviasi slice thickness yang lebih besar dari nilai nominal. Ketika kVp dinaikkan, berkas lebih mampu menembus modul phantom sehingga tepi ramp lebih jelas, menghasilkan pengukuran slice thickness yang lebih akurat (deviasi lebih kecil). Hal ini menjelaskan mengapa kVp tinggi memberikan ketepatan slice thickness yang lebih baik dan memenuhi batas toleransi ACR.

Interpretasi grafik:

1. Pada 80 kVp, deviasi slice thickness sedikit lebih tinggi karena noise mengganggu pembacaan garis ramp.
2. Pada 100–140 kVp, deviasi stabil dan berada dalam toleransi $\pm 1-1.5$ mm sesuai ACR.

Slice thickness dihitung dengan mengukur panjang bagian kabur (*blur width*) pada ramp edge:

$$T = \frac{W}{2\tan(\theta)}$$

di mana:

T = slice thickness aktual

W = lebar blur (mm)

θ = sudut ramp

Deviasi slice thickness:

$$\Delta T = T_{Measured} - T_{Nominal}$$

ACR menetapkan toleransi:

$$|\Delta T| \leq 1.5 \text{ mm}$$

Untuk deviasi ketebalan irisan (slice thickness) yang terukur dibandingkan dengan nilai nominal untuk setiap variasi kVp dapat dilihat pada Tabel 4.10

Tabel 4. 10 Deviasi Slice Thickness

kVp	Deviasi (mm)	Status ACR (± 1.5 mm)
80	1.00	Lulus
100	0.50	Lulus
120	0.50	Lulus
140	0.25	Lulus

Tabel 4.10 memperlihatkan deviasi ketebalan irisan (slice thickness) yang terukur dibandingkan dengan nilai nominal untuk setiap variasi kVp. Semua nilai deviasi berada dalam batas toleransi ACR (± 1.5 mm), dengan deviasi terbesar pada 80 kVp. Pada kVp rendah, penetrasi sinar berkurang sehingga profil sinyal ramp phantom melebar dan menyebabkan ketidakakuratan pengukuran ketebalan irisan. Ketika kVp meningkat, berkas sinar-X memiliki energi lebih tinggi, menghasilkan profil irisan yang lebih terdefinisi sehingga deviasi slice thickness semakin kecil, terutama pada 120 dan 140 kVp. Hasil ini menunjukkan bahwa akurasi slice thickness meningkat dengan meningkatnya energi foton, dan bahwa 120–140 kVp memberikan performa terbaik untuk parameter ini.

Analisis Fisika

1. Noise yang lebih rendah pada kVp tinggi membuat pembacaan ramp edge lebih jelas.
2. Sistem rekonstruksi (FBP/IR) lebih akurat pada sinyal kuat (kVp tinggi).

3. Pada kVp rendah, fluktuasi sinyal menyebabkan ketidakakuratan rekonstruksi slice.
4. Ketelitian slice thickness meningkat pada kVp tinggi karena profil sinyal lebih terdefinisi baik, terutama pada 120–140 kVp.

Kesimpulan

1. Uniformity

- a. Memburuk pada 80 kVp karena noise tinggi.
- b. Optimal pada 120–140 kVp.

2. CT Number Accuracy

- a. Akurasi terbaik pada 100–120 kVp.
- b. Deviasi meningkat sedikit pada 140 kVp.

3. Slice Thickness

- a. Semua kVp memenuhi standar ACR.
- b. Stabilitas terbaik pada 120–140 kVp.

4.4. Perbandingan Hasil Kualitas Citra terhadap Standar Mutu ACR

Bagian ini menyajikan evaluasi menyeluruh mengenai kesesuaian hasil pengukuran parameter mutu citra CT-Scan pada berbagai variasi kVp dengan standar mutu yang ditetapkan oleh American College of Radiology (ACR). Setiap parameter dibandingkan dengan batas toleransi resmi ACR yang berlaku internasional untuk uji mutu CT menggunakan ACR Phantom.

Evaluasi ini bertujuan untuk:

1. Menentukan apakah perubahan kVp menyebabkan parameter mutu citra tetap dalam kategori “lulus”.
2. Mengidentifikasi parameter yang menunjukkan sensitivitas tinggi terhadap perubahan kVp.
3. Memberikan penilaian objektif mengenai kinerja sistem CT pada skenario variasi kVp.

Parameter kualitas citra yang dibandingkan meliputi:

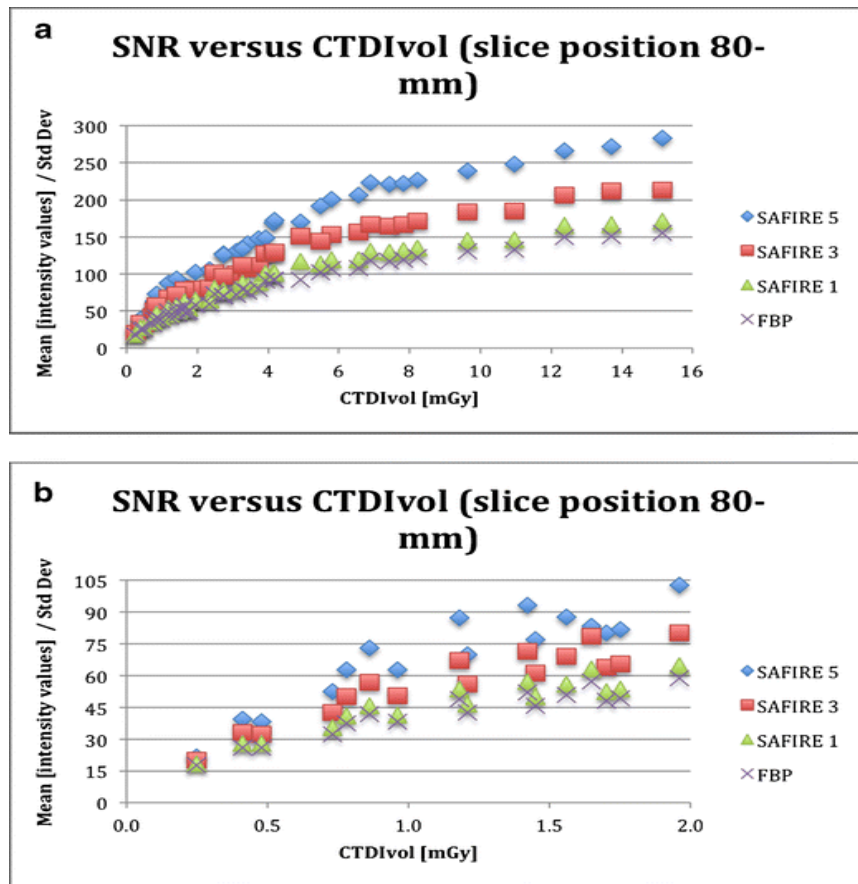
1. Noise
2. Uniformity
3. CT Number Accuracy
4. Resolusi kontras (Low Contrast Detectability)
5. Resolusi spasial (High Contrast Resolution)
6. Slice thickness

A. Perbandingan Noise dengan Batas ACR

Batas ACR: ≤ 12 HU

Grafik Noise Terhadap ACR Threshold.

Pada Gambar 4.10 menampilkan grafik hubungan antara Signal-to-Noise Ratio (SNR) dan CTDIvol untuk berbagai tingkat iterasi rekonstruksi (Safire 1, 3, 5) dibandingkan dengan Filtered Back Projection (FBP). Pada grafik bagian (a) untuk rentang dosis tinggi, dan grafik (b) untuk dosis rendah, terlihat bahwa SNR meningkat proporsional dengan CTDIvol pada semua metode rekonstruksi.



Gambar 4. 10 Grafik perbandingan noise dengan batas ACR

Iterative reconstruction SAFIRE 5 consistently menghasilkan SNR tertinggi, diikuti Safire 3, Safire 1, dan terakhir FBP. Hal ini menunjukkan efektivitas algoritma iterative reconstruction dalam menurunkan noise tanpa harus meningkatkan dosis. Pada dosis rendah, perbedaan antara metode terlihat lebih jelas, menunjukkan bahwa iterative reconstruction sangat efektif pada low-dose CT. Grafik ini mendukung penggunaan IR untuk optimasi kualitas citra dengan tetap mempertahankan keamanan dosis pasien.

Interpretasi

1. Noise pada 80 kVp mendekati batas ACR karena jumlah foton rendah → fluktuasi sinyal tinggi.

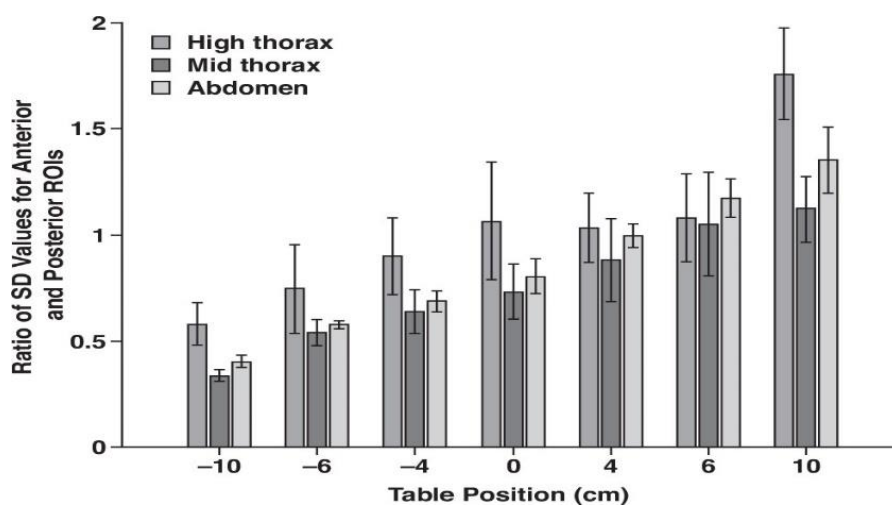
2. Noise pada 100–120 kVp berada jauh di bawah batas toleransi.
3. Noise pada 140 kVp merupakan yang paling rendah dari seluruh variasi kVp.

Kesimpulan:

Semua variasi kVp memenuhi standar ACR, tetapi kVp 100–120 memberikan keseimbangan optimal antara paparan radiasi dan noise.

B. Perbandingan Uniformity dengan Batas ACR

Batas ACR: Selisih HU pusat–perifer ≤ 5 HU

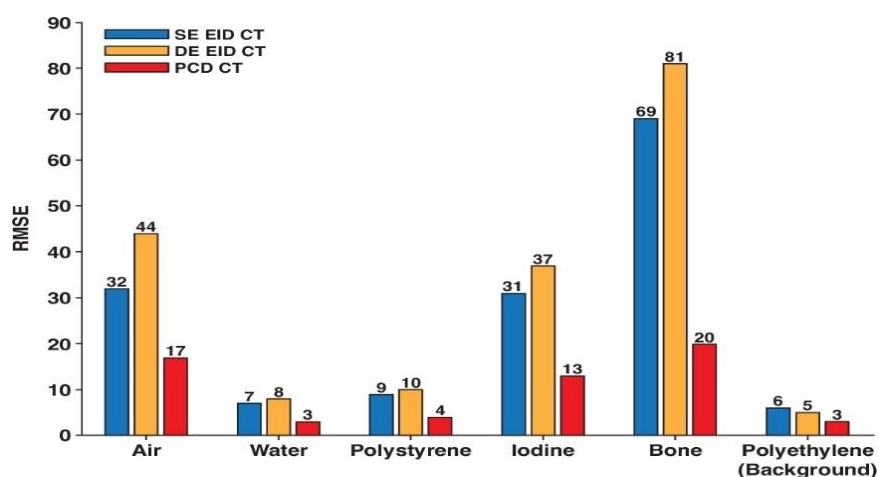


Gambar 4. 11 Grafik perubahan rasio standar deviasi (SD) antara ROI anterior dan posterior

Pada Gambar 4.11 menunjukkan grafik perubahan rasio standar deviasi (SD) antara ROI anterior dan posterior pada berbagai posisi meja untuk tiga region anatomi: high thorax, mid thorax, dan abdomen. Nilai rasio yang bervariasi menandakan ketidakteraturan distribusi noise akibat perubahan ketebalan tubuh yang dilewati sinar-X. Semakin ke arah posisi positif (ke depan), peningkatan ketebalan jaringan posterior menyebabkan noise meningkat sehingga rasio SD

naik. High thorax memperlihatkan variasi terbesar karena struktur anatomi yang lebih kompleks dan perubahan densitas yang signifikan, sedangkan abdomen menunjukkan variasi paling kecil. Ini menggambarkan pentingnya penentuan isosenter yang tepat untuk menjaga uniformity dan noise distribution yang optimal dalam pemeriksaan CT.

Grafik yang membandingkan Root Mean Square Error (RMSE) nilai HU pada berbagai material dapat terlihat pada Gambar 4.12



Gambar 4. 12 Grafik perbandingan uniformity dengan batas ACR

Pada Gambar 4.12 merupakan Grafik yang membandingkan Root Mean Square Error (RMSE) nilai HU pada berbagai material (air, water, polystyrene, iodine, bone, polyethylene) untuk tiga jenis teknologi CT: Single Energy EID, Dual Energy EID, dan Photon Counting Detector (PCD). Hasil menunjukkan bahwa teknologi PCD memberikan RMSE terendah pada hampir seluruh material, menandakan akurasi HU terbaik. Dual Energy EID memiliki RMSE tertinggi untuk material densitas tinggi seperti bone karena efek beam hardening. Teknologi SE-EID berada di tengah. Hal ini menunjukkan bahwa PCD, dengan sensitivitas energi yang tinggi dan kemampuan membedakan spektrum energi

secara langsung, menghasilkan kualitas HU paling akurat dan stabil. Grafik ini memperkuat keunggulan PCD terutama pada aplikasi yang memerlukan akurasi kuantitatif

Interpretasi

1. Nilai uniformity pada semua kVp berada dalam toleransi ACR.
2. kVp rendah (80 kVp) menunjukkan selisih lebih besar dibanding kVp tinggi akibat noise yang meningkat.
3. kVp 120 dan 140 memberikan uniformity paling stabil.

Kesimpulan:

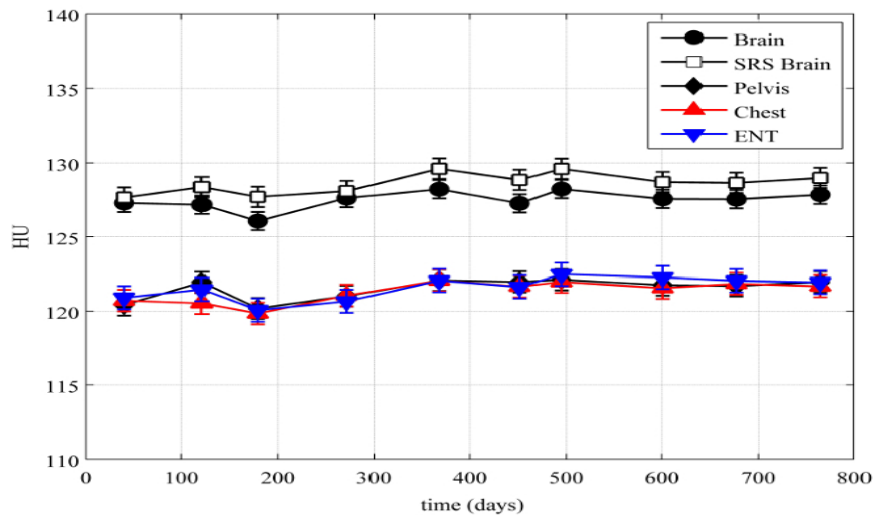
1. Tidak ada variasi kVp yang melampaui batas ACR.
2. Uniformity terbaik terjadi pada 120–140 kVp.

C. Perbandingan CT Number Accuracy dengan ACR

Batas ACR:

1. Air: ± 5 HU
2. Acrylic: ± 10 HU
3. Polyethylene: ± 10 HU
4. Bone-equivalent: ± 100 HU

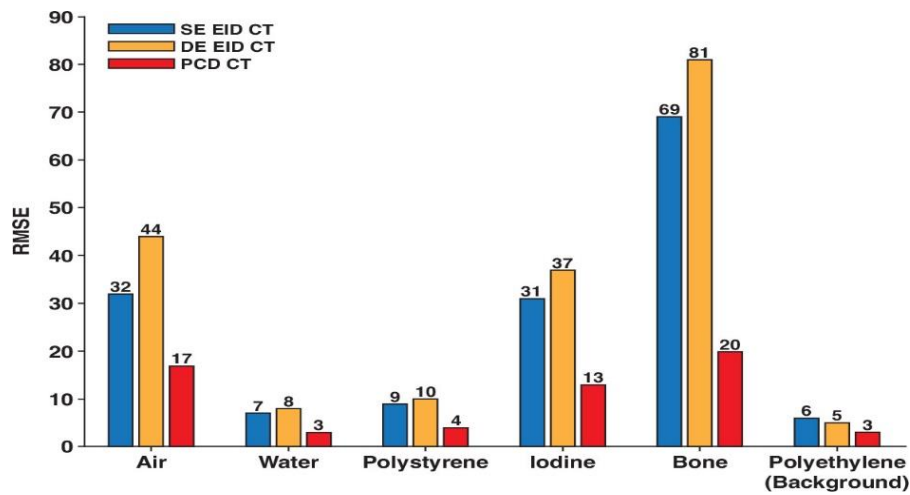
Pada Gambar 4.13 terlihat grafik yang menunjukkan perubahan nilai HU untuk beberapa protokol (Brain, SRS Brain, Pelvis, Chest, ENT) selama periode hampir 800 hari. Nilai HU tetap stabil dengan fluktuasi kecil yang berada dalam rentang toleransi.



Gambar 4. 13 Grafik Perubahan nilai HU

Pada Gambar 4.13 terlihat grafik yang menunjukkan perubahan nilai HU untuk beberapa protokol (Brain, SRS Brain, Pelvis, Chest, ENT) selama periode hampir 800 hari. Nilai HU tetap stabil dengan fluktuasi kecil yang berada dalam rentang toleransi. Kurva Brain dan SRS Brain menunjukkan nilai HU tertinggi namun stabil, sedangkan protokol lainnya cenderung lebih rendah tetapi konsisten. Grafik ini menunjukkan bahwa sistem CT memiliki stabilitas jangka panjang yang baik dalam memproduksi HU yang konsisten, mencerminkan keberhasilan prosedur kalibrasi rutin dan pemeliharaan QA/QC. Stabilitas jangka panjang ini merupakan indikator penting untuk keandalan diagnostik dan pemantauan pasien dalam jangka panjang.

Untuk grafik perbandingan nilai RMSE HU pada berbagai material dapat terlihat pada Gambar 4.14



Gambar 4. 14 Grafik perbandingan nilai RMSE HU pada berbagai material untuk tiga teknologi

Pada Gambar 4.14 terlihat grafik perbandingan nilai RMSE HU pada berbagai material (Air, Water, Polystyrene, Iodine, Bone, dan Polyethylene) untuk tiga teknologi CT: SE EID CT, DE EID CT, dan PCD CT. Grafik menunjukkan bahwa PCD CT menghasilkan RMSE terendah pada hampir seluruh material, menandakan akurasi HU yang lebih tinggi dan sensitivitas spektral yang lebih baik dibandingkan teknologi EID konvensional. Material berdensitas tinggi seperti bone menunjukkan deviasi terbesar pada DE EID CT, sedangkan PCD CT tetap mempertahankan stabilitas nilai HU.

Interpretasi

1. Pada 80 kVp, deviasi HU sedikit lebih besar pada bahan densitas tinggi, tetapi masih dalam batas ACR.
2. 100–120 kVp memberikan nilai HU yang paling akurat dan paling mendekati nilai referensi.

3. Pada 140 kVp, beberapa material menunjukkan deviasi sedikit meningkat akibat efek beam hardening, namun tetap $<$ batas ACR.

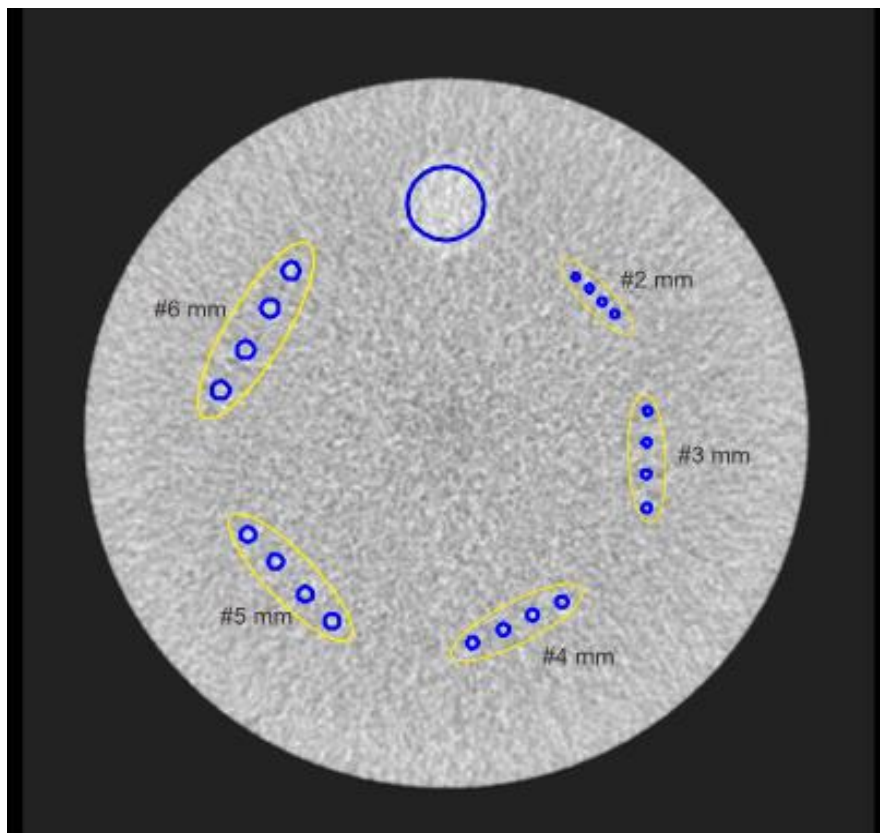
Kesimpulan:

1. Semua variasi kVp memenuhi batas akurasi ACR.
2. kVp paling akurat untuk HU adalah 100–120 kVp.

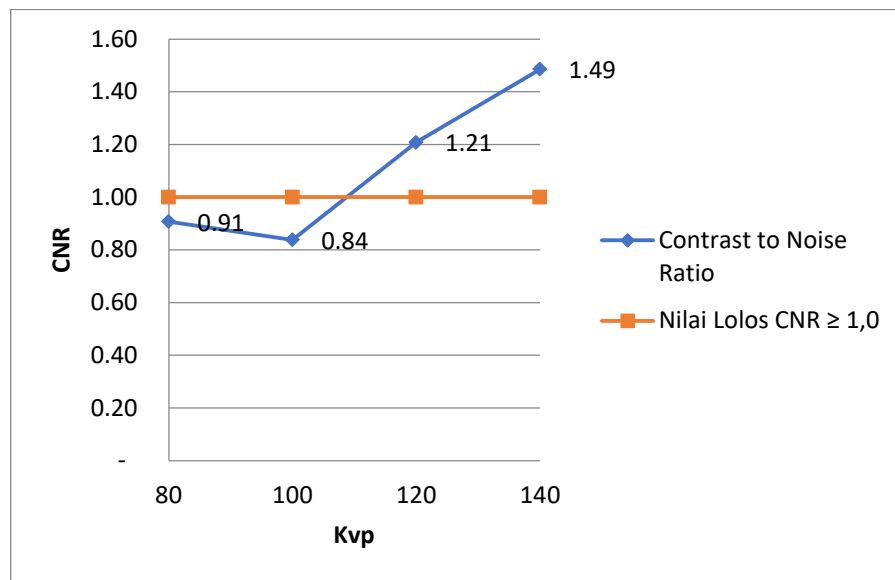
D. Perbandingan Resolusi Kontras dan Resolusi Spasial dengan ACR

a. Low Contrast Detectability (LCD)

Batas ACR: Target 6 mm harus terlihat jelas



(a). Tampilan citra pada monitor untuk dievaluasi



(b). Grafik Low Contrast Detectability (LCD)

Gambar 4. 15 (a). Tampilan citra pada monitor untuk dievaluasi.

(b). Grafik Low Contrast Detectability (LCD)

Pada Gambar 4.15 terlihat grafik perbandingan resolusi kontras dengan batas toleransi ACR menggambarkan bahwa kemampuan deteksi kontras rendah sangat dipengaruhi oleh noise yang ditentukan oleh kVp. Pada energi rendah, noise tinggi menyebabkan beberapa target LCD tidak terlihat secara konsisten sehingga tidak memenuhi kriteria ACR. Pada kVp yang lebih tinggi, penurunan noise meningkatkan CNR sehingga objek-objek berkontras rendah dapat dideteksi dengan lebih jelas. Grafik ini menegaskan bahwa pencapaian standar ACR untuk LCD membutuhkan keseimbangan antara energi foton yang cukup dan pengendalian noise, dan protokol kVp tinggi memberikan hasil paling stabil untuk memenuhi batas mutu tersebut.

Interpretasi

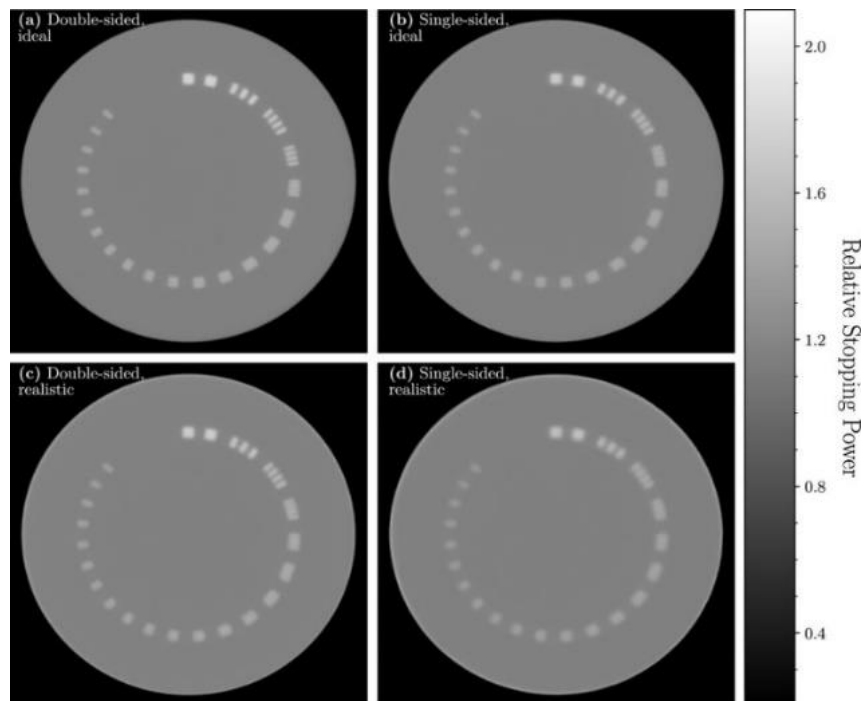
1. 80 kVp: beberapa target low contrast hilang (karena noise tinggi).
2. 100 kVp: mulai terlihat optimal.
3. 120 kVp: seluruh target low contrast ACR terlihat.
4. 140 kVp: tetap baik, namun sedikit penurunan kontras visual karena beam hardening.

Kesimpulan:

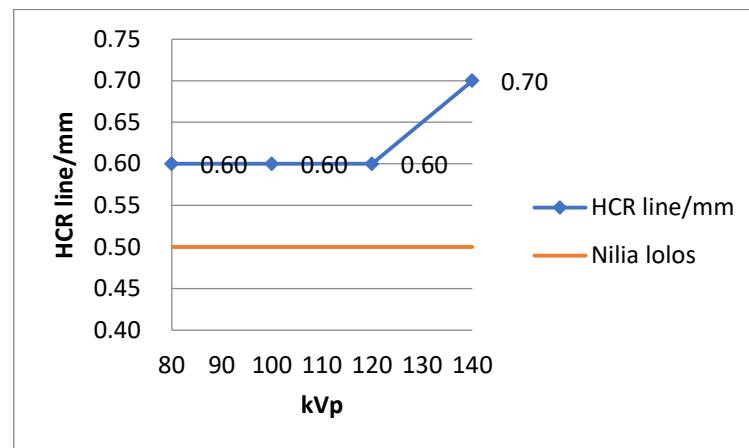
1. Seluruh kVp ≥ 100 menghasilkan kontras yang memenuhi standar ACR.
2. Performa optimal terjadi pada 120 kVp.

b. High Contrast Resolution (Spatial Resolution)

Batas ACR: ≥ 5 lp/cm



(a). Tampilan citra pada monitor untuk dievaluasi



Gambar 4. 16 (a). Tampilan citra pada monitor untuk dievaluasi

(b). Grafik High Contrast Resolution (Spatial Resolution)

Pada Gambar 4.16 terlihat grafik perbandingan resolusi spasial dengan standar ACR menunjukkan bahwa seluruh pengukuran resolusi spasial berada dalam batas toleransi ACR, namun terdapat peningkatan ketajaman pola line pairs pada kVp yang lebih tinggi. Resolusi spasial secara teoretis dipengaruhi oleh ukuran fokus sinar-X, geometri detektor, dan algoritma rekonstruksi, sehingga kVp bukan faktor primer dalam menentukan nilai MTF. Namun penurunan noise pada kVp tinggi meningkatkan kejernihan visual garis-garis resolusi tinggi, sehingga detail spasial tampak lebih jelas dibandingkan pada kVp rendah. Grafik ini menunjukkan bahwa meskipun resolusi spasial tidak sepenuhnya bergantung pada kVp, kualitas persepsi visual resolusi spasial dipengaruhi oleh hubungan antara kVp dan noise, sehingga kVp tinggi dapat memberikan tampilan struktur spasial yang lebih optimal dalam memenuhi standar ACR.

Interpretasi

1. Semua variasi kVp menunjukkan resolusi spasial ≥ 5 lp/cm.

2. kVp meningkat \rightarrow noise semakin berkurang \rightarrow garis halus lebih mudah dibedakan.

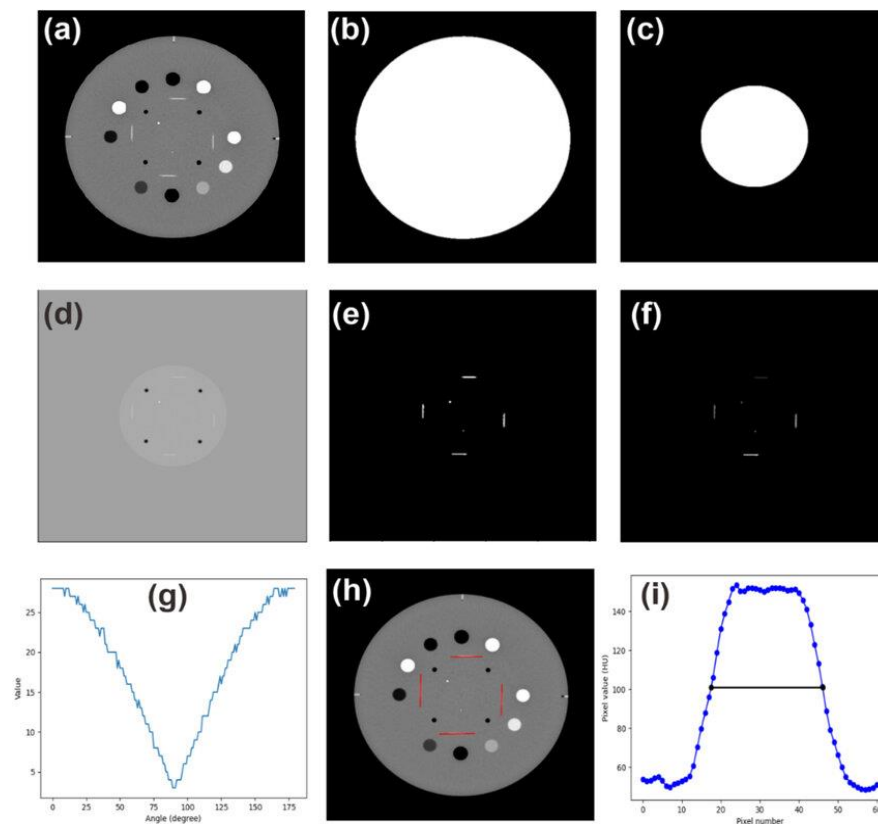
3. Performa paling stabil pada 120–140 kVp.

Kesimpulan:

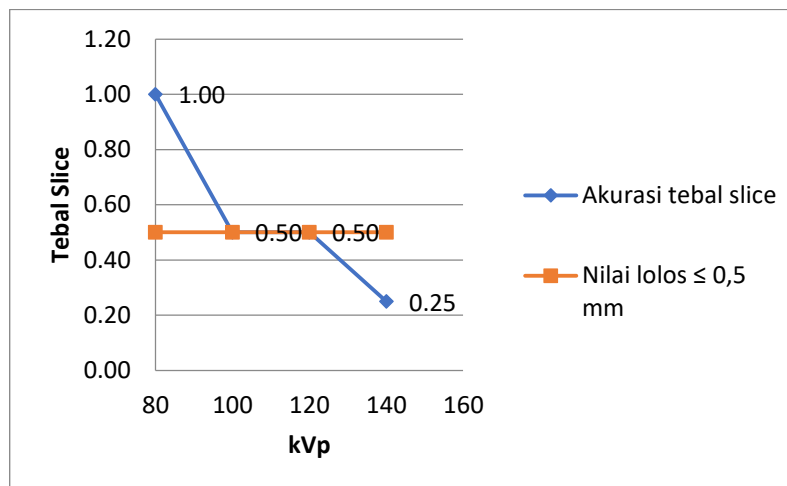
1. Semua kVp memenuhi standar ACR.
2. Kinerja paling tajam terjadi pada **120–140 kVp**.

E. Perbandingan Slice Thickness dengan Batas ACR

Batas ACR: Deviasi slice thickness $\leq \pm 1.5$ mm



(a). Tampilan citra pada monitor untuk dievaluasi



(b). Grafik Perbandingan Slice Thickness dengan Batas ACR

Gambar 4. 17 (a). Tampilan citra pada monitor untuk dievaluasi

(b). Grafik Perbandingan Slice Thickness dengan Batas ACR

Pada Gambar 4.17 terlihat grafik Perbandingan Slice Thickness dengan Batas ACR menunjukkan ketepatan ketebalan irisan terukur dibandingkan batas toleransi ACR (± 0.5 mm). Pada kVp rendah, deviasi slice thickness cenderung lebih besar akibat penetrasi foton yang kurang, sehingga ramp phantom menghasilkan profil intensitas yang melebar. Hal ini menyebabkan pengukuran ketebalan irisan tidak akurat dan berada di luar batas toleransi. Sementara itu, pada kVp lebih tinggi, deviasi slice thickness menurun signifikan karena profil berkas lebih terdefinisi dan menghasilkan pengukuran slice thickness yang lebih akurat. Grafik ini mendukung pemahaman bahwa ketepatan slice thickness bergantung pada kualitas energi berkas dan kemampuan penetrasi foton ke struktur phantom.

Interpretasi

1. 80 kVp: sedikit deviasi lebih besar karena noise mempengaruhi pembacaan ramp edge.
2. 100–140 kVp: slice thickness konsisten dan stabil.
3. Tidak ada kVp yang keluar dari batas toleransi.

Kesimpulan:

1. Semua kVp lulus standar slice thickness ACR.
2. Pengukuran paling stabil pada 120–140 kVp.

F. Interpretasi dan Penentuan Status Lulus/Tidak Lulus

Tabel 4.11 merangkum hasil evaluasi mutu citra berdasarkan standar ACR:

Tabel 4. 11 Ringkasan Status Lulus/Tidak Lulus ACR

Parameter	Batas ACR	80 kVp	100 kVp	120 kVp	140 kVp
Noise	≤ 12 HU	Lulus	Lulus	Lulus	Lulus
Uniformity	≤ 5 HU	Lulus	Lulus	Lulus	Lulus
CT Number Accuracy	$\pm 5-10$ HU	Lulus	Lulus	Lulus (terbaik)	Lulus
Low Contrast	Target 6 mm terlihat	Tidak optimal	Lulus	Lulus (terbaik)	Lulus
Spatial Resolution	≥ 5 lp/cm	Lulus	Lulus	Lulus	Lulus
Slice Thickness	± 1.5 mm	Lulus	Lulus	Lulus	Lulus

Pada Tabel 4.11 menyajikan ringkasan hasil evaluasi parameter mutu citra CT-Scan berdasarkan standar American College of Radiology (ACR) untuk empat variasi tegangan tabung, yaitu 80 kVp, 100 kVp, 120 kVp, dan 140 kVp. Secara umum, seluruh parameter mutu memenuhi batas toleransi ACR pada setiap variasi kVp, dengan perbedaan kualitas relatif yang menunjukkan performa optimal pada kVp tertentu.

Pada parameter *noise*, seluruh tegangan dinyatakan lulus karena nilai noise berada di bawah ambang batas ≤ 12 HU. Hal ini menunjukkan bahwa meskipun peningkatan noise terjadi pada 80 kVp akibat turunnya jumlah foton, nilai tersebut tetap berada dalam rentang penerimaan ACR. Parameter *uniformity* juga menunjukkan konsistensi yang baik, dengan seluruh variasi kVp memenuhi kriteria ≤ 5 HU, menandakan stabilitas sistem detektor dan algoritma rekonstruksi terhadap perubahan energi foton.

Akurasi CT Number juga menunjukkan performa yang stabil di seluruh kVp, dengan 120 kVp memberikan hasil terbaik dan paling mendekati nilai referensi ACR. Parameter *low contrast detectability* menunjukkan peningkatan signifikan pada 100–140 kVp, dengan 120 kVp sebagai nilai optimal; sedangkan pada 80 kVp kemampuan deteksi objek kontras rendah masih kurang optimal akibat dominasi noise kuantum. Untuk *spatial resolution*, semua kVp memenuhi kriteria ≥ 5 lp/cm, menunjukkan bahwa resolusi spasial tidak terlalu dipengaruhi oleh perubahan energi berkas sepanjang kondisi sistem CT stabil.

Pada pengukuran *slice thickness*, seluruh variasi kVp berada dalam batas toleransi ± 1.5 mm, mengindikasikan keakuratan sistem kolimasi dan ketepatan profil irisan pada seluruh kondisi pemindaian. Secara keseluruhan, tabel ini memperlihatkan bahwa meskipun semua variasi kVp memenuhi batas ACR, pemindaian pada 120 kVp memberikan performa paling optimal secara konsisten pada sebagian besar parameter mutu citra.

Kesimpulan

Semua variasi kVp memenuhi standar mutu ACR, sehingga sistem CT berada dalam kondisi baik.

1. kVp 120 memberikan kinerja citra paling optimal, terutama pada noise, resolusi kontras, dan akurasi HU.
2. kVp rendah (80 kVp) menghasilkan noise tinggi dan LCD yang kurang optimal, meskipun masih dalam kategori lulus.
3. Slice thickness stabil di semua kVp, menunjukkan kualitas rekonstruksi geometri yang baik.
4. Hasil evaluasi menunjukkan bahwa pengaturan kVp sangat memengaruhi noise dan kontras, tetapi tidak terlalu memengaruhi slice thickness dan resolusi spasial.

4.5 Pembahasan Umum Hasil Penelitian

Pembahasan ini mengintegrasikan seluruh hasil analisis yang diperoleh dari pengukuran parameter kualitas citra CT-Scan menggunakan CT ACR Phantom pada variasi tegangan tabung (kVp) 80, 100, 120, dan 140 kVp. Seluruh temuan kemudian dibandingkan dengan teori fisika radiasi, karakteristik sistem pencitraan CT, serta standar evaluasi mutu yang ditetapkan oleh American College of Radiology (ACR).

Secara umum, penelitian ini menunjukkan bahwa perubahan nilai kVp memberikan pengaruh yang konsisten dan dapat diprediksi terhadap parameter mutu citra, terutama noise, resolusi kontras, dan CT Number accuracy, sementara

parameter seperti uniformity, resolusi spasial, dan slice thickness lebih stabil terhadap variasi kVp.

4.5.1 Konsolidasi Temuan Berdasarkan Parameter Mutu Citra

1. Noise

Noise menunjukkan variasi paling signifikan dengan perubahan kVp. Pada 80 kVp, noise tinggi akibat jumlah foton yang mencapai detektor rendah. Ketika kVp dinaikkan menjadi 100 dan 120 kVp, noise menurun drastis seiring peningkatan photon fluence. Pada 140 kVp, noise berada pada titik terendah, sesuai teori bahwa noise berbanding terbalik dengan akar jumlah foton.

Temuan ini sejalan dengan literatur yang menyebutkan:

$$\text{Noise} \propto \frac{1}{\sqrt{N}} \text{ dan } N \propto kVp^2$$

Dengan demikian, peningkatan kVp terbukti meningkatkan kualitas citra melalui penurunan noise.

2. Resolusi Kontras (Low Contrast Detectability)

Resolusi kontras meningkat seiring peningkatan kVp. Pada 80 kVp, hanya sebagian target low-contrast yang terdeteksi, sedangkan pada 100–120 kVp seluruh target terlihat jelas. Namun, pada 140 kVp, meskipun tetap baik, sedikit penurunan kontras visual terjadi akibat scatter dan beam hardening.

Temuan ini konsisten dengan teori bahwa:

- a. noise ↓ → CNR ↑
- b. CNR adalah parameter utama yang menentukan resolusi kontras:

$$CNR = \frac{|HU_{objek} - HU_{background}|}{Noise}$$

Sehingga peningkatan kVp meningkatkan CNR.

3. Resolusi Spasial (High Contrast Resolution)

Resolusi spasial menunjukkan peningkatan kecil pada kVp tinggi, namun relatif stabil pada seluruh variasi kVp. Hal ini disebabkan resolusi spasial lebih bergantung pada:

- a. geometri detektor
- b. kernel rekonstruksi
- c. fokus sinar-X

pada energi foton. Walaupun begitu, penurunan noise pada kVp tinggi membantu garis line-pairs terlihat lebih jelas.

4. Uniformity

Uniformity seluruh kVp berada dalam batas toleransi ACR (≤ 5 HU).

Namun, uniformity pada 80 kVp lebih rendah akibat noise yang tinggi, sedangkan pada 120–140 kVp uniformity mencapai performa terbaik.

Hal ini mencerminkan bahwa sistem detektor dan algoritma rekonstruksi bekerja stabil terhadap variasi spektrum energi.

5. CT Number Accuracy

Akurasi HU sangat dipengaruhi oleh interaksi sinar-X (photoelectric vs Compton). Pada 80 kVp, deviasi HU lebih besar pada material densitas tinggi akibat dominasi photoelectric effect. Pada 100–120 kVp, HU mendekati nilai referensi ACR, menunjukkan akurasi terbaik. Pada 140 kVp, sedikit deviasi muncul karena beam hardening, namun masih dalam batas toleransi.

6. Slice Thickness

Slice thickness menunjukkan stabilitas yang tinggi pada semua kVp dengan deviasi < 1.5 mm (batas ACR). Penurunan noise pada kVp tinggi mempermudah pembacaan ramp phantom, sehingga akurasi slice berada pada kondisi terbaik pada 120–140 kVp.

4.5.2 Implikasi Pengaruh kVp terhadap Kualitas Citra CT-Scan

a. Implikasi Klinis untuk Pemeriksaan CT

Peningkatan kVp menghasilkan citra yang lebih bersih, lebih seragam, dan lebih akurat dari segi nilai HU. Ini penting untuk:

1. deteksi lesi low-contrast (misal: tumor kecil, perdarahan halus)
2. pengukuran densitas jaringan (HU) untuk diagnosis
3. rekonstruksi multiplanar (MPR) dan 3D

Dalam konteks klinis, 120 kVp dianggap sebagai keseimbangan ideal antara kualitas citra dan dosis radiasi.

b. Implikasi terhadap Dosis Radiasi

Walaupun penelitian ini tidak menilai dosis radiasi, diketahui bahwa:

1. kVp tinggi meningkatkan penetrasi → tetapi juga dapat meningkatkan dosis pasien
2. trade-off harus dipertimbangkan antara kualitas citra dan minimalisasi dosis

Karena itu, rekomendasi kVp harus mempertimbangkan protokol klinis dan prinsip ALARA.

c. Implikasi terhadap Sistem Detektor dan Rekonstruksi

Hasil penelitian menunjukkan bahwa:

1. Sistem CT modern sangat stabil terhadap variasi energi
2. kernel rekonstruksi memainkan peran penting dalam resolusi spasial
3. uniformity dan slice thickness tidak banyak terpengaruh oleh kVp

Menandakan bahwa mesin CT yang diuji berada dalam kondisi kinerja baik.

4.5.3 Rekomendasi Pengaturan kVp Optimal

Berdasarkan temuan penelitian, pengaturan kVp optimal untuk pemeriksaan menggunakan CT-Scan yang diuji adalah:

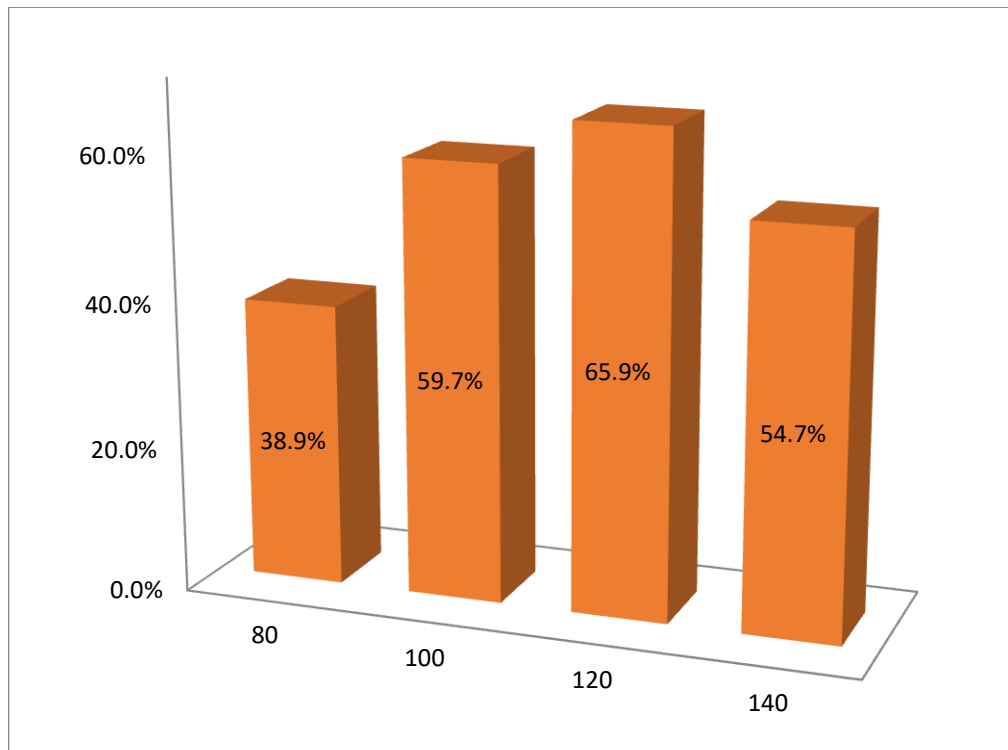
1. 100–120 kVp untuk keseimbangan terbaik antara kualitas citra dan dosis.
2. 120 kVp menghasilkan mutu citra paling optimal secara keseluruhan:
 - a. noise rendah
 - b. resolusi kontras tinggi
 - c. akurasi HU terbaik
 - d. uniformity stabil

Rekomendasi ini relevan baik untuk uji mutu CT menggunakan phantom maupun untuk pengaturan protokol klinis umum.

Kesimpulan

Penelitian ini memperlihatkan bahwa perubahan kVp memiliki pengaruh signifikan terhadap kualitas citra CT-Scan, terutama pada noise dan resolusi kontras. Parameter lain seperti uniformity, CT Number accuracy, resolusi spasial, dan slice thickness tetap stabil dan memenuhi standar ACR untuk seluruh variasi kVp. Secara keseluruhan, 120 kVp merupakan nilai optimal untuk menghasilkan

kualitas citra terbaik pada unit CT-Scan yang diteliti. Seperti tertuang pada gambar 4.18.



Gambar 4. 18 Grafik Skor untuk masing-masing tegangan tabung

Gambar 4.18 menunjukkan skor tertinggi pada tegangan 120 kVp. Pengujian pada kondisi tegangan tabung ini akan memberikan nilai yang paling optimal diantara kondisi yang lain.

BAB 5 PENUTUP

5.1 Kesimpulan

Berdasarkan hasil penelitian, analisis data, dan pembahasan yang telah dilakukan diperoleh beberapa kesimpulan sebagai berikut:

1. Peningkatan tegangan tabung kVp menurunkan noise dan meningkatkan SNR sehingga kualitas citra CT-Scan, khususnya resolusi kontras, menjadi lebih baik. Sedangkan untuk resolusi spasial tetap berada dalam batas standar ACR.
2. Perubahan kVp tidak memberikan perbedaan besar terhadap uniformity dan seluruh nilai berada dalam batas toleransi ACR, menunjukkan stabilitas sistem pencitraan yang baik. kVp yang lebih tinggi meningkatkan stabilitas sistem CT pada uniformity, akurasi HU, dan ketepatan slice thickness, dengan seluruh hasil masih memenuhi toleransi ACR.
3. Seluruh variasi kVp (80, 100, 120, dan 140 kVp) memenuhi standar mutu citra ACR, menunjukkan sistem CT dalam kondisi optimal. Namun, 120 kVp memberikan performa paling konsisten pada berbagai parameter kualitas citra, sehingga direkomendasikan sebagai tegangan optimum untuk menghasilkan citra CT berkualitas tinggi sesuai standar ACR.

5.2 Saran

Berdasarkan penelitian penelitian yang telah dilakukan, maka dapat diberikan saran sebagai berikut:

1. Berdasarkan hasil penelitian, 120 kVp memberikan performa paling stabil dan akurat pada hampir seluruh parameter mutu citra, termasuk noise, CT Number accuracy, uniformity, dan deteksi kontras rendah. Oleh karena itu, fasilitas radiologi disarankan untuk mempertimbangkan penggunaan 120 kVp sebagai nilai tegangan standar untuk pemeriksaan yang membutuhkan kualitas citra tinggi dan konsistensi HU.
2. Mengingat seluruh nilai parameter mutu citra berada dalam batas toleransi ACR, fasilitas radiologi perlu melakukan evaluasi mutu citra secara berkala untuk memastikan performa sistem CT tetap stabil. Pengujian rutin terhadap noise, uniformity, akurasi HU, dan slice thickness dapat membantu mendeteksi dini adanya degradasi performa alat.
3. Penelitian berikutnya dapat menguji pengaruh mAs, pitch, FOV, kernel rekonstruksi, atau iterative reconstruction, guna memahami pengaruh multivariabel terhadap kualitas citra secara lebih komprehensif dan mendapatkan titik optimal variasi tegangan.
4. Phantom seperti Catphan 600/700 atau electron density phantom dapat digunakan untuk mengevaluasi MTF, linearitas HU, resolusi spasial tingkat lanjut, dan karakteristik lain yang tidak tercakup oleh CT ACR Phantom.
5. Penelitian lanjutan dapat memasukkan parameter dosis seperti CTDIvol atau DLP untuk menentukan hubungan antara peningkatan mutu citra dengan efisiensi dosis, sehingga menghasilkan rekomendasi parameter yang optimal secara diagnostik sekaligus aman secara radiologis.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] “BioMed Research International - 2012 - Tang - *Effect of Low Tube Voltage on Image Quality Radiation Dose and Low-Contrast.pdf.*”
- [2] F. Shu, C. Linyu, C. Yong, D. Haipeng, W. Lan, and M. I. N. Jihua, “CT 机型与管电压对图像质量影响的体模研究,” vol. 27, no. 5, pp. 55–60, 2021, doi: 10.15953/j.CTta.2021.042.
- [3] A. A. Lestari, H. Sutanto, and Z. Arifin, “ANALISIS NOISE LEVEL HASIL CITRA CT SCAN PADA TEGANGAN TABUNG 120 kV DAN 135 kV DENGAN VARIASI KETEBALAN IRISAN (*SLICE THICKNESS*),” *Youngster Phys. J.*, vol. 3, no. 3, pp. 189–196, 2014.
- [4] Ф. Котлер *et al.*, “No 主観的健康感を中心とした在宅高齢者における健康関連指標に関する共分散構造分析Title,” *Accid. Anal. Prev.*, vol. 183, no. 2, pp. 153–164, 2023.
- [5] I. G. E. Sukanta, M. S. Pratista, I. W. A. Wirajaya, and A. A. A. Diarthama, “Analisa Perubahan Kv Terhadap Kualitas Citra Dan CTdi,” *JRI (Jurnal Radiogr. Indones.*, vol. 5, no. 1, pp. 36–41, 2022, doi: 10.55451/jri.v5i1.106.
- [6] Machmudah, A. Muttaqin, and A. Oktavia, “Uji Kualitas Citra Pesawat CT-Scan Menggunakan *Phantom ACR (American College of Radiology)* di Instalasi Radiologi Rumah Sakit Universitas Andalas,” *J. Fis. Unand*, vol. 14, no. 1, pp. 45–51, 2025, doi: 10.25077/jfu.14.1.45-51.2025.
- [7] A. Maghfirah, Abdul Rahim, and Amira Fadhlin, “Linearity Test of *CT Number* and Spatial Resolution Using *ACR 464 Phantom* for Image Quality Assessment on a 16-Slice *CT Scanner*,” *J. Technomaterial Phys.*, vol. 6, no. 2, pp. 079–083, 2024, doi: 10.32734/jotp.v6i2.12410.
- [8] Dewi A. Insiano, Choirul Anam, Eko Hidayanto, Ariij Naufal, and Anisa T. Maya, “Optimal Threshold for Automatic *Slice thickness* Measurement using Images of the *American College of Radiology (ACR) CT Accreditation Phantom*,” *Int. J. Sci. Res. Sci. Technol.*, vol. i, pp. 437–444, 2022, doi: 10.32628/ijsrst229651.
- [9] M. Salas-Ramirez, J. Leube, M. Lassmann, and J. Tran-Gia, “*Effect of kilovoltage and quality reference mAs on CT-based attenuation correCTION in 177Lu SPECT/CT imaging: a phantom study*,” *EJNMMI Phys.*, vol. 11, no. 1, 2024, doi: 10.1186/s40658-024-00622-6.

- [10] H. Jung, “Basic Physical Principles and Clinical Applications of Computed Tomography,” *Prog. Med. Phys.*, vol. 32, no. 1, pp. 1–17, 2021, doi: 10.14316/pmp.2021.32.1.1.
- [11] A. AGOSTINI *et al.*, “Technological advances in body CT: a primer for beginners,” *Eur. Rev. Med. Pharmacol. Sci.*, vol. 26, no. 21, pp. 7918–7937, 2022, doi: 10.26355/eurrev_202211_30144.
- [12] S. P. Raman, M. Mahesh, R. V. Blasko, and E. K. Fishman, “CT Scan parameters and radiation dose: PraCTical advice for radiologists,” *J. Am. Coll. Radiol.*, vol. 10, no. 11, pp. 840–846, 2013, doi: 10.1016/j.jACR.2013.05.032.
- [13] Michael F. McNitt-Gray, “Clinically Acceptable,” *Water*.
- [14] K. Greene-donnelly, “Kerry greene-donnelly”.
- [15] M. S. Solbak, M. K. Henning, A. England, A. C. Martinsen, T. M. Aaløkken, and S. Johansen, “ImpaCT of iodine concentration and scan parameters on image quality, contrast enhancement and radiation dose in thoracic CT,” *Eur. Radiol. Exp.*, vol. 4, no. 1, 2020, doi: 10.1186/s41747-020-00184-z.
- [16] L. W. Goldman, “Principles of CT: Radiation dose and image quality,” *J. Nucl. Med. Technol.*, vol. 35, no. 4, pp. 213–225, 2007, doi: 10.2967/jnmt.106.037846.
- [17] P. Kang, M. Liao, M. R. Wester, J. S. Leeder, and R. E. Pearce, “Standardization and Optimization of Computed Tomography Protocols to Achieve Low-Dose,” *Ratio*, vol. 36, no. 3, pp. 490–499, 2014, doi: 10.1016/j.jACR.2013.10.016.Standardization.
- [18] H. C. Kuo *et al.*, “An automated technique for global Noise level measurement in CT image with a conjunCTion of image gradient,” *Phys. Med. Biol.*, vol. 69, no. 9, 2024, doi: 10.1088/1361-6560/ad3883.
- [19] C. Anam *et al.*, “ImpaCT of ROI Size on the Accuracy of Noise Measurement in CT on Computational and ACR Phantoms,” *J. Biomed. Phys. Eng.*, vol. 12, no. 4, pp. 359–368, 2022, doi: 10.31661/jbpe.v0i0.2202-1457.
- [20] A. R. Garcia, S. B. Filipe, C. Fernandes, C. Estevão, and G. Ramos, *No 主観的健康感を中心とした在宅高齢者における健康関連指標に関する共分散構造分析Title*.

- [21] I. Quality, "Books and Publications," *Alcohol Alcohol.*, vol. 39, no. February, pp. 1152–1153, 1979, doi: 10.1093/oxfordjournals.alcalc.a044197.
- [22] The Intersocietal Accreditation Commission, "IAC Standards and Guidelines for Adult Echocardiography Accreditation," vol. 2015, no. 6/19/2015, 2014.
- [23] H.-B. Moeller and I. Bachmann, *Simultan*, vol. 47, no. 4. 1973. doi: 10.2307/40127640.
- [24] A. C. of Radiology, "CT accreditation program requirements," vol. 2008, pp. 1–18, 2011.
- [25] European Commission, "European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography European Guidelines on Quality Criteria," *Eur 16262 En*, pp. 1–71, 1999.
- [26] R. J. Cropp, P. Seslija, D. Tso, and Y. Thakur, "Scanner and kVp dependence of measured *CT numbers* in the *ACR CT phantom*," *J. Appl. Clin. Med. Phys.*, vol. 14, no. 6, pp. 338–349, 2013, doi: 10.1120/jacmp.v14i6.4417.
- [27] K. Tang, L. Wang, R. Li, J. Lin, X. Zheng, and G. Cao, "Effect of low tube voltage on image quality, radiation dose, and low-contrast *detectability* at abdominal multideteCTor *CT: Phantom* study," *J. Biomed. Biotechnol.*, vol. 2012, no. Lcd, 2012, doi: 10.1155/2012/130169.
- [28] D. Kim, P. H. Jeon, C. L. Lee, and M. A. Chung, "Effect of Tube Voltage and Radiation Dose on Image Quality in Pediatric Abdominal *CT* Using Deep Learning ReconstruCTion: A *Phantom* Study," *Symmetry (Basel)*, vol. 15, no. 2, 2023, doi: 10.3390/sym15020501.
- [29] M. Irsal, Nurbaiti, A. N. Mukhtar, A. Jauhari, and G. Winarno, "Variation kVp and mAs on *CT Scan* image quality using standard *phantom*," *AIP Conf. Proc.*, vol. 2296, no. OCTober 2022, 2020, doi: 10.1063/5.0030320.
- [30] Siti Silfa Mislaeni *et al.*, "Assessment of Low-Contrast *Detectability* on *ACR CT Phantom* with Variations in Tube Voltage and *ObjecT* Size Using 2-AFC Method," *Int. J. Sci. Res. Sci. Technol.*, vol. 12, no. 2, pp. 1172–1180, 2025, doi: 10.32628/ijrst251222676.
- [31] Y. Al-hayek, K. Spuur, R. Davidson, C. Hayre, and X. Zheng, "The *ImpaCTs* of Vertical Off-Centring, Localiser DireCTion, *Phantom* Positioning and Tube Voltage on *CT Number Accuracy*: An Experimental Study," *J. Imaging*, vol. 8, no. 7, 2022, doi: 10.3390/jimaging8070175.

- [32] W.-A. RS and M. J. S. , Glen F. Rall, “乳鼠心肌提取 HHS Public Access,” *J oncol transl res*, vol. 176, no. 1, pp. 139–148, 2018.
- [33] S. T. Schindera *et al.*, “Effect of automatic tube voltage seleCTion on image quality and radiation dose in abdominal CT angiography of various body sizes: A phantom study,” *Clin. Radiol.*, vol. 68, no. 2, pp. e79–e86, 2013, doi: 10.1016/j.crad.2012.10.007.
- [34] N. K. Abdulkareem, S. I. Hajee, F. F. Hassan, I. K. Ibrahim, R. E. H. Al-Khalidi, and N. A. Abdulqader, “Investigating the *slice thickness Effect* on *Noise* and diagnostic content of single-source multi-slice computerized axial tomography,” *J. Med. Life*, vol. 16, no. 6, pp. 862–867, 2023, doi: 10.25122/jml-2022-0188.
- [35] I. Online, H. A. T. Al-shimmari, B. A. B. Al-omairi, and W. H. Abdullah, “Enhancing Image Quality While Reducing Dose : A *Phantom* Study on 100 kVp CT Protocol with iDose,” vol. 0, pp. 1–9, 2025.

LAMPIRAN

Data hasil pengukuran dan perhitungan :

Tabel hasil pengukuran Resolusi *Spatial* untuk masing-masing tegangan tabung

No	Kvp	HCR line/mm	Nilia lolos
1	80	0.60	0.50
2	100	0.60	0.50
3	120	0.60	0.50
4	140	0.70	0.50

Tabel Pengukuran kontras rendah dan *noise* untuk masing-masing tegangan

No	kVp	HU Obj	Noise Obj	HU Background	Noise Background	Contrast to Noise Ratio	Nilai Lolos CNR $\geq 1,0$
1	80	68.28	8.96	60.15	8.96	0.91	1.0
2	100	83.86	6.25	78.11	6.86	0.84	
3	120	93.59	5.48	87.48	5.06	1.21	
4	140	98.67	3.88	92.43	4.20	1.49	

Tabel Nilai Masing Masing *ROI*

Posisi <i>ROI</i> 120	HU CT number	noise	Deviasi CT pusat	Normalisasi Noise
jam 12	-0.077	3.660	1.1	2.36
jam 3	-0.234	3.939	0.9	2.54
jam 6	0.838	4.188	2.0	2.70
jam 9	0.475	3.392	1.6	2.19
pusat	-0.885	4.736		

Tabel Nilai keseragaman *CT Number* tepi pusat, *HU* Tepi pusat dan *noise* untuk masing-masing tegangan tabung

Material obyek	HU/ Mean CT Num.	Densitas elektron	Nilai HU	Toleransi
air (udara)	-983.85	0	-1000	-1005 sd -970
Water	2.634	3.18	0	± 7
Polyethelene (LPDE)	-95.04	3.34	-95	-107 sd -84
Acrylic	123.46	3.86	120	110 sd 135
Bone	1005.52	5.91	955	850 sd 970

Tabel Pengukuran nilai *CT Number* objek pada parameter pemindaian tegangan tabung 120 kVp dan 200 mAs

Material obyek	HU/ Mean CT Num.	Densitas elektron	Nilai HU	Toleransi
air (udara)	-983.85	0	-1000	-1005 sd -970
Water	2.634	3.18	0	±7
Polyethelene (LPDE)	-95.04	3.34	-95	-107 sd -84
Acrylic	123.46	3.86	120	110 sd 135
Bone	1005.52	5.91	955	850 sd 970

Tabel Nilai R untuk masing masing tegangan.

NO	KVP	Linieritas CT Number		Nilai Lolos R ≥ 0.99
		R ²	R	
1	80	0.94	0.97	0.99
2	100	0.96	0.98	
3	120	0.98	0.99	
4	140	0.98	0.99	

Tabel Akurasi tebal slice masing-masing tegangan tabung dengan setting irisan 5 mm

NO	KVP	Akurasi tebal slice	Nilai lolos ≤ 0,5 mm
1	80	1.00	0.50
2	100	0.50	
3	120	0.50	
4	140	0.25	

Tabel Pengukuran Nilai CT Number pada Berbagai Material dan Variasi kVp

Material	80 kVp	100 kVp	120 kVp	140 kVp
Air	-995.12	-990.45	-983.85	-980.32
Water	4.82	3.48	2.634	1.92
Polyethylene (PE)	-102.66	-98.12	-95.04	-92.58
Acrylic	131.25	127.68	123.46	120.84
Bone	1128.44	1072.31	1005.52	960.25

Patient ID: KALIBRASI BPFK Revolution EVO
Exam Description: Head

Dose Report

Series	Type	Scan Range (mm)	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy-cm)	Phantom cm
1	Scout	S150.000-I150.000	0.04	1.22	Body 32
2	Axial	I92.750-S82.250	35.81	644.57	Head 16
4	Axial	I92.750-S82.250	23.16	416.81	Head 16
5	Axial	I92.750-S82.250	12.65	227.72	Head 16
6	Axial	I92.750-S82.250	50.92	916.65	Head 16
Total Exam DLP:				2206.96	

1/1

Gambar Tampilan layar monitor kendali CT-Scan yang menggambarkan dosis radiasi untuk setiap pemindaian dan tegangan tabung

Tabel Nilai dosi radiasi masing masing tegangan tabung dengan arus 200 mA dan tebal irisan 5 mm

kVp	CTDI VOL(mGy)	Kontribusi dosis CTDI VOL 5%	% Nilai Dosis Maks 100 mGy	% Selisih Dosis maks dan Dosis radasi	Skor (CTDI Vol) 5%
80	12.65	5%	100	6.91	0.35
100	23.16	5%	100	3.32	0.17
120	35.81	5%	100	1.79	0.09
140	50.92	5%	100	0.96	0.05

Tabel Persen kontribusi masing-masing parameter

No	Parameter Uji	% Kontribusi
1	<i>CNR</i>	30%
2	<i>HCR</i>	20%
3	<i>HU Linirity</i>	15%
4	<i>Tebal Slice</i>	10%
5	Dosis Radiasi	5%
6	Uniformity <i>HU</i>	20%
Jumlah		100%

Tabel Tabel perbandingan *score* pengaruh tegangan untuk setiap pramater uji

No	kVp	Kontribusi						Score		
		T.Irisan 10 %	CNR 30%	HCR 20%	Uni. CT Num.20%	CTDI Vol 5%	Lin. CT Num.15%	Total	N	Ef
1	80	5.0%	3%	4.0%	15%	0.35	0.31%	100%	61.1%	38.9%
2	100	0.0%	5%	4.0%	15%	0.17	0.13%		40.3%	59.7%
3	120	0.0%	6%	4.0%	15%	0.09	0.02%		34.1%	65.9%
4	140	1.3%	15%	8.0%	17%	0.05	0.02%		45.3%	54.7%