

SKRIPSI

**UJI KUALITAS CITRA DENGAN RESOLUSI KONTRAS TINGGI
DAN KONTRAS RENDAH PADA PESAWAT CT SCAN**

MUTIARA FATIMAH AZHARA

H021 19 1024



**DEPARTEMEN FISIKA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
UNIVERSITAS HASANUDDIN
MAKASSAR
2023**

**UJI KUALITAS CITRA DENGAN RESOLUSI KONTRAS TINGGI
DAN KONTRAS RENDAH PADA PESAWAT CT SCAN**

SKRIPSI

*Diajukan sebagai Salah Satu Syarat
Memperoleh Gelar Sarjana Sains
pada Program Studi Fisika Departemen Fisika
Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam
Universitas Hasanuddin*

MUTIARA FATIMAH AZHARA

H021 19 1024

**DEPARTEMEN FISIKA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
UNIVERSITAS HASANUDDIN
MAKASSAR**

2023

LEMBAR PENGESAHAN

UJI KUALITAS CITRA DENGAN RESOLUSI KONTRAS TINGGI
DAN KONTRAS RENDAH PADA PESAWAT CT SCAN

Disusun dan diajukan oleh:

MUTIARA FATIMAH AZHARA

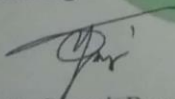
H021 19 1024

UNIVERSITAS HASANUDDIN

Telah dipertahankan di hadapan Panitia Ujian yang dibentuk dalam rangka Penyelesaian Studi Program Sarjana Program Studi Fisika Departemen Fisika Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Hasanuddin pada tanggal 16 Januari 2023 dan dinyatakan telah memenuhi syarat kelulusan

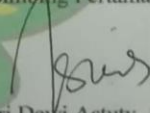
Menyctujui,

Pembimbing Utama,


Prof. Dr. Syamsir Dewang, MS.

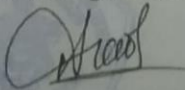
NIP. 196301111990021001

Pembimbing Pertama,


Dr. Sri Dewi Astuty, S.Si, M.Si.

NIP. 197505131999032001

Ketua Program Studi,


Prof. Dr. Arifin, M.T.

NIP. 196705201994031002

PERNYATAAN KEASLIAN

Yang bertanda tangan di bawah ini:

Nama : Mutiara Fatimah Azhara
NIM : H021 19 1024
Program Studi : Fisika
Jenjang : S1

Menyatakan dengan ini bahwa karya tulisan saya berjudul

Uji Kualitas Citra dengan Resolusi Kontras Tinggi dan Kontras Rendah pada Pesawat CT Scan

Adalah karya tulisan saya sendiri dan bukan merupakan pengambilan alihan tulisan orang lain bahwa skripsi yang saya tulis benar-benar merupakan hasil karya saya sendiri.

Apabila dikemudian hari terbukti atau dapat dibuktikan bahwa sebagian atau seluruh skripsi ini hasil karya orang lain, maka saya bersedia menerima sanksi atas perbuatan tersebut.

Makassar, 16 Januari 2023

Yang menyatakan,



Mutiara Fatimah Azhara

ABSTRAK

Analisis kualitas citra terhadap resolusi kontras tinggi dilakukan dengan menghitung nilai *Modulation Transfer Function* (MTF), sedangkan untuk kontras rendah dilakukan dengan menghitung nilai *Contrast to Noise Ratio* (CNR) berdasarkan variasi arus tabung dan tebal irisan. Penelitian dilakukan dengan memindai *phantom* AAPM, citra yang dihasilkan kemudian diolah pada *software* Radiant DICOM dan IndoQCT. Parameter yang divariasikan yaitu arus tabung dengan variasi 90 mA, 100 mA, 130 mA, 140 mA dan 150 mA, serta tebal irisan dengan variasi 0,625 mm; 1,25 mm; 3,75 mm; 5 mm dan 10 mm. Nilai CNR dengan variasi arus tabung 90 mA, 100 mA, 130 mA, 140 mA dan 150 mA ialah 2,253; 2,548; 3,016; 3,214; dan 3,482. Nilai CNR untuk variasi tebal irisan 0,625 mm; 1,25 mm; 3,75 mm; 5 mm; dan 10 mm ialah 2,163; 2,308; 2,613; 2,735; dan 3,073. Nilai MTF dengan variasi arus tabung 90 mA, 100 mA, 130 mA, 140 mA dan 150 mA ialah 0,74 *l/mm*; 0,75 *l/mm*; 0,72 *l/mm*; 0,73 *l/mm*; dan 0,81 *l/mm*. Nilai MTF untuk variasi tebal irisan 1,25 mm, 3,75 mm, dan 5 mm ialah 0,69 *l/mm*; 0,72 *l/mm*; 0,73 *l/mm*; 0,75 *l/mm*; dan 0,7 *l/mm*. Perubahan arus tabung dan tebal irisan menyebabkan perubahan pada nilai MTF dan CNR.

Kata Kunci: CT *scan*, resolusi kontras tinggi, resolusi kontras rendah, *modulation transfer function*, *contrast to noise ratio*

ABSTRACT

Image quality analysis for high contrast resolution is performed by calculating the Modulation Transfer Function (MTF) value, and for low contrast resolution it is performed by calculating the Contrast to Noise Ratio (CNR) value based on variations in tube current and slice thickness. The research was done by scanning the AAPM phantom, the image then processed in Radiant DICOM and IndoQCT software. The parameters varied were tube current with variations of 90 mA, 100 mA, 130 mA, 140 mA and 150 mA, and slice thickness with variations of 0.625 mm; 1.25mm; 3.75mm; 5mm and 10mm. The CNR value with tube currents variations of 90 mA, 100 mA, 130 mA, 140 mA and 150 mA is 2.253; 2,548; 3.016; 3.214; and 3,482. CNR values for slice thickness variations are 0.625 mm; 1.25mm; 3.75mm; 5mm; and 10 mm is 2.163; 2.308; 2,613; 2,735; and 3,073. The MTF value with tube current variations of 90 mA, 100 mA, 130 mA, 140 mA and 150 mA is 0.74 l/mm; 0.75 l/mm; 0.72 l/mm; 0.73 l/mm; and 0.81 l/mm. The MTF values for slice thickness variations of 1.25 mm, 3.75 mm, 5 mm, and 10 mm are 0.69 l/mm; 0.72 l/mm; 0.73 l/mm; 0.75 l/mm; and 0.7 l/mm. The changes of tube current and slice thickness cause changes in MTF and CNR values.

Keywords: CT scan, high contrast resolution, low contrast resolution, modulation transfer function, contrast to noise ratio

KATA PENGANTAR

Assalamu'alaikum Warahmatullahi Wabarakatuh.

Puji syukur penulis panjatkan kepada Allah SWT. atas berkat, rahmat dan karunia-Nya. Shalawat serta salam penulis panjatkan kepada sebaik-baik panutan, Rasulullah Muhammad SAW. Alhamdulillah rabbil'alamin, penulis telah diberikan kesempatan dan kesehatan, sehingga dapat menyelesaikan penyusunan skripsi dengan judul "**Uji Kualitas Citra dengan Resolusi Kontras Tinggi dan Kontras Rendah pada Pesawat CT Scan**" yang merupakan salah satu syarat dalam menyelesaikan studi dan mendapatkan gelar Sarjana Sains di Departemen Fisika Program Studi Fisika, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Hasanuddin. Dalam penyelesaian skripsi, penulis telah mengalami berbagai hambatan dari tahap awal penelitian sampai akhir penyusunan skripsi. Oleh karena itu, penulis menyadari bahwa penulisan skripsi ini masih jauh dari kesempurnaan karena keterbatasan pengetahuan yang dimiliki oleh penulis. Namun, atas kehendak-Nya dan dukungan dari banyak pihak yang sangat berarti, sehingga penulis termotivasi dan semangat untuk menyelesaikan penyusunan skripsi ini. Dengan segala kerendahan hati, penulis mengucapkan banyak terimakasih yang sebesar-besarnya kepada:

1. Orang tua tercinta, Ayahanda **Abdul Azis, ST.** dan Ibunda **St. Azisah** yang selalu mendoakan, memberi kasih sayang dan nasihat kepada penulis. Semoga Allah SWT. senantiasa memberikan kesehatan, kebahagiaan, keberkahan, dan meridhai penulis untuk selalu membahagiakan dan membanggakan beliau.
2. **Prof. Dr. Syamsir Dewang, MS.** selaku Dosen Pembimbing Utama dan Ibu **Dr. Sri Dewi Astuty, S.Si, M.Si.** selaku Dosen Pembimbing Pertama yang telah membimbing dan meluangkan waktu, tenaga, serta pemikirannya untuk penulis, sehingga skripsi ini dapat diselesaikan. Semoga Prof dan Ibu senantiasa diberi kesehatan dan kebahagiaan oleh Allah SWT.
3. **Prof. Dr. Bualkar Abdullah, M.Eng.Sc.** selaku Dosen Penguji Pertama dan **Prof. Dr. Tasrief Surungan, M.Sc.** selaku Dosen Penguji Kedua yang telah meluangkan waktu serta memberikan saran dan ilmunya untuk menjadikan skripsi ini lebih baik. Semoga Prof selalu diberi kesehatan dan kebahagiaan oleh Allah SWT.

4. **Prof. Dr. Arifin, M.T.** selaku Ketua Departemen Fisika serta **Bapak dan Ibu Dosen Pengajar Departemen Fisika Fakultas MIPA Universitas Hasanuddin**, yang telah senantiasa memberikan ilmu yang bermanfaat yang kelak menjadi bekal untuk masa depan penulis.
5. Ibu/Bapak **staff Pegawai FMIPA UNHAS**, terutama **Staff Departemen Fisika: Ibu Rana, Pak Syukur, dan Ibu Evi** yang selalu membantu penulis selama proses administrasi di kampus.
6. **Ibu Ulfah Rosyidah** dan **Kak Nurul Magfirawati** yang telah meluangkan waktu untuk membimbing penulis selama pengambilan data di rumah sakit.
7. Teman-teman sesama tiga angka NIM pertama, **Pitsnya Haechan, Gisela Canti, Jesika, Sals, Ririn, Widya, dan Ratih** terima kasih untuk semua haha hihi mulai dari maba sampai mahasiswa semester akhir, dari semester 1 sampai 7, hingga dari masa lab sampai masa covid.
8. Teman-teman dari jaman k-pop gen 2, **Dilanya Lee Jen0, Caca Lov, Titak, dan Nab adiknya Seulgi** terima kasih untuk setiap doa, dukungan, dan pengertiannya selama masa-masa pengerjaan tugas akhir yang agak menguras kewarasan.
9. Keluarga posko 1 KKNT PS Gel. 108, **Asmah Gaffar, Kaniyee, Nita, Emyy, Sari, Ainn, Kak Bas, Iqbal, dan Inzar**, terima kasih untuk 54 hari terbaik di sepanjang 2022.
10. **BTS**, terutama dan satu-satunya **Kim Taehyung**, terima kasih sudah hadir di dunia ini.
11. Semua pihak yang telah membantu penyusunan skripsi ini yang tidak dapat penulis sebutkan satu-persatu.

Harapan dari penulis hasil penelitian yang telah dilakukan semoga dapat bermanfaat bagi penulis dan pembaca. Penulis memohon maaf atas segala kekurangan yang terdapat dalam skripsi. Semoga ilmu yang diperoleh menjadi berkah.

Makassar, 16 Januari 2023

Mutiara Fatimah Azhara

DAFTAR ISI

HALAMAN SAMPUL	i
HALAMAN JUDUL	ii
LEMBAR PENGESAHAN	iii
PERNYATAAN KEASLIAN	iv
ABSTRAK	v
ABSTRACT	vi
KATA PENGANTAR	vii
DAFTAR ISI	ix
DAFTAR GAMBAR	xi
DAFTAR TABEL	xii
DAFTAR LAMPIRAN	xiii
BAB I PENDAHULUAN	1
I.1 Latar Belakang	1
I.2 Rumusan Masalah	2
I.3 Tujuan Penelitian	2
BAB II TINJAUAN PUSTAKA	3
II.1 <i>Computed Tomography Scan</i>	3
II.2 Pembentukan Citra pada <i>CT Scan</i>	4
II.3 Kualitas Citra <i>CT Scan</i>	4
II.3.1 Resolusi Spasial	5
II.3.2 Kontras Resolusi	7
II.3.3 <i>Noise</i>	9
II.3.4 Artefak.....	10
BAB III METODOLOGI PENELITIAN	13
III.1 Waktu dan Tempat Penelitian.....	13
III.2 Alat dan Analisis Data	13
III.2.1 Alat dan Bahan Penelitian.....	13
III.2.2 Analisis Data.....	14
III.3 Prosedur Penelitian	15
III.4 Bagan Alir Penelitian.....	17
BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN	18
IV.1 Hasil Pengukuran	18
IV.1.1 Hasil Pengukuran pada <i>Phantom</i>	18

a. Resolusi Kontras Rendah.....	18
b. Resolusi Kontras Tinggi	21
IV.1.2 Hasil Pengukuran pada Citra Abdomen	22
IV.2 Pembahasan	25
IV.2.1 Analisis Nilai CNR pada Citra <i>Phantom</i>	25
IV.2.2 Analisis Nilai MTF% pada Citra <i>Phantom</i>	27
IV.2.3 Analisis Nilai CNR pada Citra <i>Phantom</i>	30
BAB V PENUTUP	34
V.1 Kesimpulan	34
V.2 Saran	34
DAFTAR PUSTAKA	35
LAMPIRAN.....	38

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 Pesawat CT <i>scan</i>	3
Gambar 2.2 Citra resolusi spasial dengan <i>phantom</i> AAPM.....	5
Gambar 2.3 Proses pencitraan medik untuk pengukuran MTF.....	6
Gambar 2.4 Grafik MTF 10%	7
Gambar 2.5 Pencitraan detail besar (kiri) dan kecil (kanan).....	7
Gambar 2.6 Citra resolusi kontras rendah	8
Gambar 2.7 <i>Shading</i> artefak	11
Gambar 2.8 Artefak cincin	11
Gambar 2.9 <i>Streak</i> artefak.....	12
Gambar 3.1 Pesawat CT <i>scan</i>	13
Gambar 3.2 <i>Phantom</i> AAPM	13
Gambar 3.3 Aquabides	14
Gambar 3.4 <i>Software</i> Radiant DICOM	14
Gambar 3.5 <i>Software</i> IndoQCT.....	14
Gambar 3.6 Penempatan ROI untuk pengukuran resolusi kontras rendah.....	16
Gambar 3.7 Penempatan ROI untuk pengukuran resolusi kontras tinggi	16
Gambar 4.1 Penentuan nilai CTN dari ROI tiap posisi variasi arus tabung.....	19
Gambar 4.2 Penentuan nilai CTN dari ROI tiap posisi variasi tebal irisan.....	20
Gambar 4.3 Penempatan ROI untuk menghitung nilai MTF variasi arus tabung.....	21
Gambar 4.4 Penempatan ROI untuk menghitung nilai MTF variasi tebal irisan.....	22
Gambar 4.5 Penentuan nilai CTN dari ROI tiap objek	23
Gambar 4.6 Grafik nilai CNR (a) variasi arus tabung (b) variasi tebal irisan.....	27
Gambar 4.7 Hasil perhitungan nilai MTF% (a) Arus tabung 90 mA (b) Arus tabung 100 mA (c) Arus tabung 130 mA (d) Arus tabung 140 mA (e) Arus tabung 150 mA	28
Gambar 4.8 Grafik nilai MTF% (a) Tebal irisan 0,625 mm (b) Tebal irisan 1,25 mm (c) Tebal irisan 3,75 mm (d) Tebal irisan 5 mm (e) Tebal irisan 10 mm	30
Gambar 4.9 Grafik nilai rata-rata CNR	33

DAFTAR TABEL

Tabel 4.1 Data hasil nilai CTN dari ROI tiap posisi dengan variasi arus tabung.....	19
Tabel 4.2 Data hasil nilai CTN dari ROI tiap posisi dengan variasi tebal irisan.....	20
Tabel 4.3 Data hasil pengukuran nilai CTN.....	23
Tabel 4.4 Data hasil pengukuran nilai CTN.....	24
Tabel 4.5 Data hasil pengukuran nilai CTN.....	24
Tabel 4.6 Data hasil pengukuran nilai CNR dengan variasi arus tabung.....	25
Tabel 4.7 Data hasil pengukuran nilai CNR dengan variasi tebal irisan.....	26
Tabel 4.8 Data hasil pengukuran nilai CNR	30
Tabel 4.9 Data hasil pengukuran nilai CNR	31
Tabel 4.10 Data hasil pengukuran nilai CNR	32

DAFTAR LAMPIRAN

- Lampiran 1:** Pengisian *phantom* AAPM dengan aquabides
- Lampiran 2:** Penempatan *phantom* AAPM pada *head holder*
- Lampiran 3:** Tes *phantom* dan kalibrasi pesawat CT scan
- Lampiran 4:** Pengaturan area *scanning* pada *phantom*
- Lampiran 5:** Pengaturan parameter *scan*
- Lampiran 6:** Pengukuran pada *software* Radiant DICOM
- Lampiran 7:** Pengukuran pada *software* IndoQCT
- Lampiran 8:** Hasil pengukuran nilai CTN berdasarkan ROI tiap posisi pada *software* radiant DICOM (*phantom*)
- Lampiran 9:** Data hasil pengukuran nilai CNR pada citra *phantom* variasi arus tabung
- Lampiran 10:** Data hasil pengukuran nilai CNR pada citra *phantom* variasi tebal irisan
- Lampiran 11:** Hasil pengukuran nilai CTN berdasarkan ROI tiap posisi pada *software* Radiant DICOM pada citra abdomen
- Lampiran 12:** Data hasil pengukuran nilai CNR pada citra abdomen
- Lampiran 13:** Hasil pengukuran nilai MTF% berdasarkan ROI pada *software* IndoQCT

BAB I

PENDAHULUAN

I.1 Latar Belakang

Computed Tomography (CT) Scan merupakan modalitas yang banyak digunakan untuk menghasilkan citra radiografi dari objek tubuh bagian dalam menggunakan paparan sinar-X berenergi tinggi. Berdasarkan survei yang dilakukan oleh *Nationwide Evaluation of X-ray Trends (NEXT)* tahun 2000, modalitas *CT scan* mengalami perkembangan yang pesat, dari segi teknologi serta penggunaannya dalam pemeriksaan radiodiagnostik yang makin meningkat [1]. *CT scan* telah mengalami evolusi yang mengarah ke peningkatan resolusi spasial. Resolusi spasial merupakan salah satu parameter dari kualitas gambar yang dihasilkan oleh *CT scan* untuk digunakan dalam mendiagnosis suatu penyakit dengan tepat dan akurat [2, 3]. Kualitas citra merupakan proses mengubah citra asli menjadi citra baru yang memiliki kualitas yang baik melalui pengurangan *noise*. Secara umum, kualitas citra pada *CT scan* bergantung pada empat faktor dasar yaitu resolusi spasial, kontras resolusi, *noise* dan artefak [4, 5].

Resolusi spasial atau yang juga dikenal dengan resolusi kontras tinggi merupakan ukuran terkecil obyek di lapangan yang dapat direkam pada data digital maupun pada citra [6]. Parameter lain dari kualitas citra, yaitu kontras resolusi dapat dinyatakan sebagai kemampuan *CT scan* untuk menampilkan objek dalam ukuran 2 mm – 3 mm yang memiliki perbedaan densitas sangat kecil dari lokasi dimana objek berada. Kontras resolusi atau resolusi kontras rendah memiliki kemampuan untuk membedakan objek dengan densitas yang sedikit berbeda [7]. Secara karakteristik, kontras resolusi membedakan antara objek dan latar belakang kepadatannya. Perbedaan kecil antara objek dan latar belakang ini menyebabkan *noise* memiliki peran penting [3].

Secara umum, *noise* merupakan variasi citra yang tidak diinginkan dari nilai piksel dalam gambar dengan bahan yang homogen. Secara statistik, *noise* merupakan nilai *Standart Deviation (SD)*. Pengukuran SD adalah jumlah varian di antara nilai piksel dalam *Region of Interest (ROI)* yang dipilih. Pengukuran SD

dari ROI dari *phantom* seragam yang diketahui akan menunjukkan jumlah *noise* dalam suatu gambar. Semakin sedikit SD, semakin sedikit *noise* dan semakin unggul kemampuan kontras resolusinya [3].

Berdasarkan latar belakang di atas, penulis melakukan penelitian untuk mengevaluasi parameter kualitas citra CT *scan* abdomen terhadap nilai resolusi kontras tinggi dan kontras rendah suatu gambar radiografi. Variasi yang digunakan adalah arus tabung dan tebal irisan dengan cara mengklasifikasi data resolusi kontras tinggi dan kontras rendah. Penelitian ini akan bermanfaat untuk mengestimasi relevansi antara nilai arus tabung dan tebal irisan terhadap nilai CT *number* dan *noise* suatu citra objek pemeriksaan.

I.2 Rumusan Masalah

Rumusan masalah dari penelitian ini adalah:

1. Bagaimana kualitas citra dengan resolusi kontras rendah pada pesawat CT *scan* menggunakan *phantom* AAPM dengan variasi arus tabung dan tebal irisan?
2. Bagaimana kualitas citra dengan resolusi kontras tinggi pada pesawat CT *scan* menggunakan *phantom* AAPM dengan variasi arus tabung dan tebal irisan?
3. Bagaimana kualitas citra abdomen dengan relevansinya pada resolusi kontras rendah berdasarkan nilai *Contrast to Noise Ratio* (CNR)?

I.3 Tujuan Penelitian

Tujuan dari penelitian ini adalah:

1. Menganalisis kualitas citra dengan resolusi kontras rendah pada pesawat CT *scan* dengan menghitung nilai CNR menggunakan *phantom* AAPM dengan variasi arus tabung dan tebal irisan.
2. Menganalisis kualitas citra dengan resolusi kontras tinggi pada pesawat CT *scan* dengan menghitung nilai *Modulation Transfer Function* (MTF) menggunakan *phantom* AAPM dengan variasi arus tabung dan tebal irisan.
3. Menganalisis kualitas citra abdomen dengan relevansinya pada resolusi kontras rendah berdasarkan nilai CNR.

BAB II TINJAUAN PUSTAKA

II.1 *Computed Tomography Scan*

Computed tomography scan merupakan salah satu pelayanan radiologi diagnostik yang memanfaatkan radiasi pengion. Pesawat ini dapat menampilkan gambaran *cross-section* dari bagian internal tubuh manusia dengan memanfaatkan penyerapan radiasi sinar-X [8]. *CT scan* terdiri dari tiga bagian, yang pertama ialah sistem akuisisi citra, sistem komputer dan kendali. Bagian kedua ialah stasiun operasi, dan bagian ketiga yaitu stasiun pengamat. *CT scan* bekerja dalam sistem akuisisi citra yang terdapat dalam *frame* pipa dari mesin dan merupakan bagian sistem yang langsung berhadapan dengan pasien. *Scanner* terdiri dari sumber sinar-X, *collimator*, detektor, dan bagian akuisisi data [4].



Gambar 2.1 Pesawat *CT Scan* [4].

Prinsip dasar *CT scan* mirip dengan perangkat radiografi yang sudah lebih umum dikenal. Kedua perangkat ini sama-sama memanfaatkan intensitas radiasi setelah melewati suatu obyek untuk membentuk citra. Perbedaan antara keduanya terletak pada teknik yang digunakan untuk memperoleh citra dan citra yang dihasilkan. Tidak seperti citra yang dihasilkan dari teknik radiografi, informasi citra yang ditampilkan oleh *CT scan* tidak tumpang tindih sehingga dapat memperoleh citra yang menampilkan informasi tampak melintang obyek yang

disinari. Selain itu, citra CT *scan* juga dapat menghasilkan kontras yang besar antar jaringan. Oleh karenanya, citra ini dapat memberikan sebaran kerapatan struktur internal obyek, sehingga citra yang dihasilkan CT *scan* lebih mudah dianalisis dibanding citra dari teknik radiografi konvensional [9, 10].

II.2 Pembentukan Citra pada CT Scan

Pembentukan citra oleh CT *scan* terdiri dari akuisisi data, rekonstruksi citra dan tampilan gambar. Akuisisi data merupakan kumpulan hasil perhitungan transmisi sinar-X setelah melalui tubuh pasien. Sekali sinar-X menembus tubuh, berkas tersebut diterima oleh detektor khusus yang menghitung nilai transmisi atau nilai atenuasi. Pada skema kumpulan data yang pertama, tabung sinar-X dan detektor bergerak pada garis lurus atau translasi melewati kepala pasien dan mengumpulkan hasil perhitungan transmisi selama pergerakan dari kiri ke kanan. Lalu sinar-X berotasi 1 derajat dan mulai kembali melewati kepala pasien dengan pergerakan dari kanan ke kiri. Proses gerak translasi rotasi ini dinamakan tahap *scanning* [9].

Proses rekonstruksi citra pada CT *scan* melibatkan beberapa jenis algoritma untuk mengolah data nilai koefisien atenuasi linier dari jaringan tubuh pasien [11]. Sinar-X yang telah dideteksi oleh detektor, kemudian dikonversi menjadi arus listrik dan ditransmisikan ke komputer dalam bentuk sinyal. Setelah diperoleh arus listrik dan sinyal aslinya, maka sinyal tadi dikonversi ke bentuk digital menggunakan *A/D Convertor* agar sinyal digital ini dapat diolah computer [9].

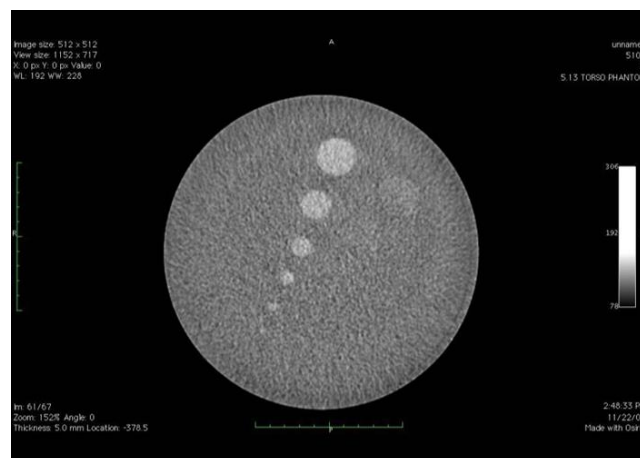
II.3 Kualitas Citra CT Scan

Citra CT *scan* telah digunakan secara luas pada bidang medis, akan tetapi citra yang dihasilkan masih belum sempurna. Hal ini disebabkan karena citra yang diperoleh pada CT *scan* memiliki *noise* dan keaburan, sehingga menurunkan resolusi spasial sampai pada level tertentu, dan kontras citra antara organ yang relatif rendah. Pengolahan citra atau *image processing* pada CT *scan* bertujuan untuk mendapatkan kualitas citra yang lebih baik, yakni *noise* yang lebih kecil, resolusi spasial yang lebih tinggi, dan kontras resolusi yang meningkat [12].

Secara umum, parameter yang menunjukkan kualitas citra CT *scan* meliputi resolusi spasial, kontras resolusi, *noise*, dan artefak [13].

II.3.1 Resolusi Spasial

Resolusi spasial merupakan teknik pengolahan citra digital yang dipengaruhi oleh kontras tinggi dan *noise* rendah untuk membedakan dua objek. Resolusi kontras tinggi dapat memperoleh gambaran citra secara detail tanpa adanya data yang hilang akibat tampilan gambar yang kabur [13]. Dalam CT *scan*, resolusi spasial tergantung pada beberapa perangkat keras dan fitur akuisisi data termasuk ukuran elemen detektor, ukuran titik fokus sinar-X, dan fungsi respons detektor, selain algoritma rekonstruksi gambar yang digunakan [14].



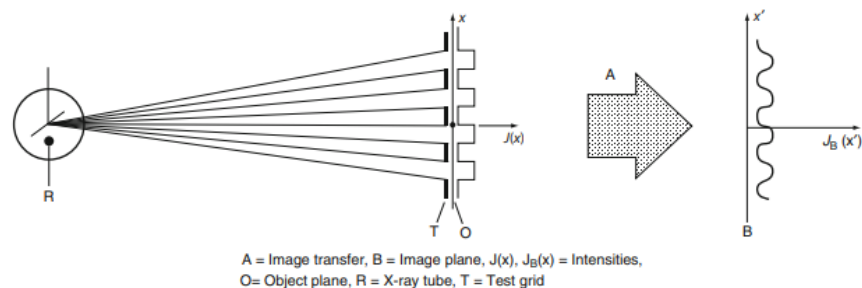
Gambar 2.2 Citra Resolusi Spasial dengan *Phantom AAPM* [14].

Penentuan nilai resolusi spasial dapat dilakukan secara visual untuk membedakan citra yang jelas terbaca dengan citra yang kabur. Berdasarkan perhitungan, terdapat domain spasial dan domain frekuensi dimana besarnya skala nilai citra dinyatakan dalam l/mm . Domain spasial terdiri dari fungsi sebaran tepi atau *Edge Spread Function* (ESF), fungsi sebaran garis atau *Line Spread Function* (LSF) dan fungsi sebaran titik atau *Point Spread Function* (PSF). Salah satu metode untuk menentukan domain frekuensi ialah *Modulation Transfer Function* (MTF) [13]. Metode ini dapat menjelaskan ketelitian suatu sistem pencitraan untuk menentukan nilai l/mm .

Dalam analisis sistem pencitraan, MTF digunakan untuk menyajikan transfer amplitudo sinyal pada setiap frekuensi spasial yang termasuk dalam spektrum frekuensi dan amplitudo spasial $A(v)$. Fungsi dari seluruh MTF dinyatakan sebagai MTF_{system} dimana seluruh sistem pencitraan dinyatakan sebagai modulasi yang merupakan perkalian setiap MTF individu yang dinyatakan sebagai [26]:

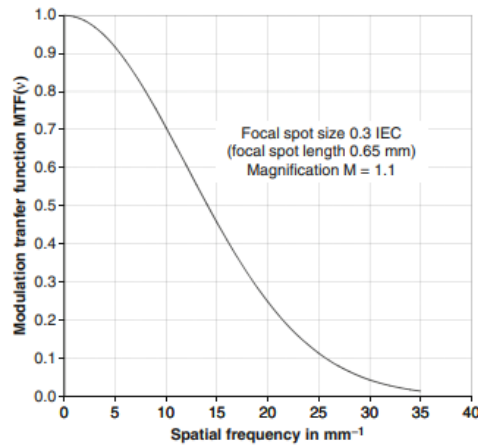
$$MTF_{System} = MTF_1 \cdot MTF_2 \cdot MTF_3 \dots MTF_n \quad (2.1)$$

Pengukuran MTF diawali dengan sumber sinar-X yang akan melewati grid sebelum menembus objek. Penggunaan grid ini bertujuan agar tidak semua radiasi masuk ke objek sehingga radiasi yang berhasil menembus objek tidak berlebihan. Penggunaan grid akan menghasilkan gelombang persegi yang kemudian akan ditransformasi dengan metode MTF sehingga akan menghasilkan gelombang yang dalam bidang citra ditampilkan sesuai dengan kualitas sistem pencitraan [26].



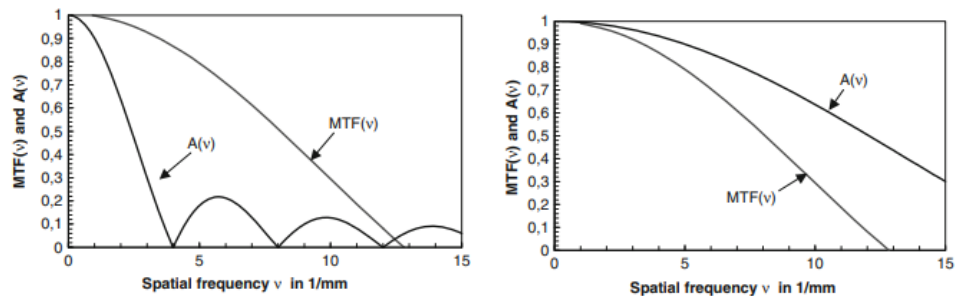
Gambar 2.3 Proses pencitraan medik untuk pengukuran MTF [26].

Nilai dari MTF akan digambarkan dalam grafik MTF 10% yang merupakan batas suatu objek dapat ditangkap oleh mata. Oleh karena itu, setiap objek dengan nilai MTF di bawah 10 % akan sulit untuk dilihat dan diidentifikasi. Semakin tinggi nilai MTF suatu objek maka akan semakin jelas objek tersebut terlihat. Berikut contoh grafik MTF 10% [26].



Gambar 2.4 Grafik MTF 10% [26].

Selama proses pencitraan, spektrum frekuensi spasial $A(v)$ disaring oleh MTF dari seluruh pencitraan. Sehingga MTF berpengaruh pada detail dari suatu pencitraan. Dalam hal ini pencitraan detail besar dan kecil diilustrasikan dalam Gambar 2.5 berikut [26].



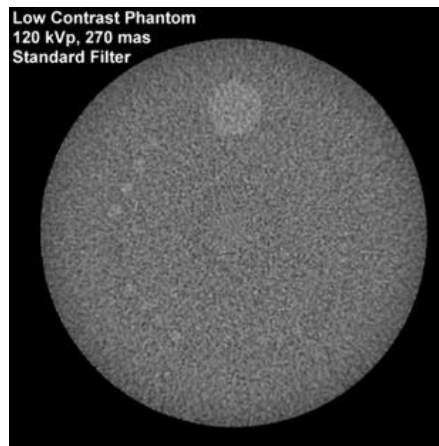
Gambar 2.5 Pencitraan detail besar (kiri) dan kecil (kanan) [26].

Gambar detail besar menunjukkan nilai MTF yang lebih besar dari nilai amplitudo dikarenakan tepi yang kabur pada amplitudo. Tepi yang kabur ini kemudian dihilangkan sehingga nilai amplitudo menjadi lebih besar dari MTF seperti pada gambar detail kecil. Singkatnya, dapat dikatakan bahwa MTF dari seluruh pencitraan, tidak hanya menentukan batas resolusi visual tetapi juga untuk tampilan gambar yang tajam [26].

II.3.2 Kontras Resolusi

Kontras resolusi disebut juga *tissue resolution* atau *low contrast resolution*, dimana resolusi jenis ini merupakan kemampuan suatu sistem pencitraan untuk memperlihatkan perubahan atau perbedaan terkecil dari kontras subjek dengan

variasi nilai kerapatan yang sangat rendah yaitu 2 mm – 3 mm. Kontras resolusi ini juga dikenal dengan nama *sensitivity of system*, karena dapat mendeteksi perbedaan kerapatan objek berkisar kurang dari 1% (0,25% – 0,5%) bila dibandingkan dengan radiografi konvensional yang hanya berkisar 10% [11]. Kontras resolusi yang bagus dapat membantu penegakan diagnosa yang lebih baik dan akurat, karena dapat membedakan perbedaan densitas yang sangat kecil yang ditunjukkan oleh CT scan [16]. Kontras resolusi dipengaruhi oleh faktor eksposi yang meliputi tegangan tabung, arus tabung dan waktu penyinaran.



Gambar 2.6 Citra Resolusi Kontras Rendah [17].

Analisa citra dari resolusi kontras rendah dapat dilakukan melalui pengukuran nilai *Region of Interest* (ROI) pada beberapa titik di setiap citra. Nilai ROI yang diperoleh dalam *Hounsfield Units* (HU) dapat digunakan untuk melihat kualitas citra melalui nilai perbandingan kontras terhadap *noise* (*Contrast to Noise Ratio* atau CNR). Cara untuk memperoleh nilai CNR tersebut yaitu dengan mengambil sedikitnya tiga titik ROI untuk masing-masing daerah bahan abu (*gray matter*) dan bahan putih (*white matter*) pada setiap citra. Nilai ROI yang diperoleh kemudian dirata-rata dan dicari nilai standar deviasinya [1]. CNR dapat dihitung dengan menggunakan persamaan [17]:

$$\text{CNR} = \frac{|A-B|}{\text{SD}} \quad (2.2)$$

dimana A = *mean* ROI dari objek

B = *mean* ROI dari *background*

SD = standar deviasi *background*

Nilai CNR harus lebih besar dari 1.0 untuk protokol kepala dan perut orang dewasa. Sedangkan untuk protokol perut anak-anak harus lebih besar dari 0.4 dan lebih besar dari 0.7 untuk protokol kepala anak-anak [7].

Metode CNR telah banyak digunakan untuk mengukur kualitas citra secara kuantitatif, terutama pada citra tomografi. Semakin tinggi nilai CNR maka citra sinar-X yang didapatkan juga semakin baik.

II.3.3 Noise

Noise dapat dideskripsikan sebagai standar deviasi dari nilai-nilai piksel yang terdapat dalam matriks dari sebuah gambar *CT scan*. *Noise* menggambarkan penurunan kontras resolusi suatu citra pesawat *CT scan*. Oleh karena itu, keberadaan *noise* ini membuat kualitas gambar memburuk, dan memperumit analisis citra medis secara keseluruhan [19, 20].

Nilai *noise* dihitung pada daerah ROI. *Noise* pada citra pesawat *CT scan* bisa diketahui dari nilai standar deviasi ROI maksimum dengan ROI minimum. *CT number* dapat dinyatakan dalam HU pada suatu material yang sama sesuai dengan standar yang sudah ditetapkan. Menurut Perka Badan Pengawas Tenaga Nuklir (BAPETEN) nomor 2 tahun 2018 tentang uji kesesuaian pesawat sinar-X radiologi diagnostik dan intervensional, batas toleransi nilai *noise* yang diperbolehkan ialah ≤ 2 HU [21].

Noise merupakan fluktuasi atau standar deviasi nilai CT number pada jaringan atau nilai yang homogen. Sebagai contoh, air memiliki CT number 0, sedangkan tulang mempunyai nilai +1000 HU, untuk nilai udara ialah -1000 HU [22]. CT Number dirumuskan sebagai berikut [23]:

$$\text{CT Number} = 1000 \left(\frac{\mu_j - \mu_a}{\mu_a} \right) \quad (2.3)$$

dimana μ_j = koefisien atenuasi jaringan

μ_a = koefisien atenuasi air

Noise level dapat dinyatakan sebagai persentase dari kontras atau di *CT number* dengan kisaran ± 1000 sebagai besarnya angka standar deviasi. *Noise level* dinyatakan sebagai berikut [23]:

$$\text{Noise Level (\%)} = \frac{\sigma}{1000} \times 100 \quad (2.4)$$

dimana σ ialah standar deviasi.

Noise dapat diuraikan dengan standar deviasi dari nilai matriks citra (piksel) menggunakan persamaan [23]:

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum(x_i - \bar{x})^2}{n-1}} \quad (2.5)$$

dimana x_i = CT *number* masing-masing

\bar{x} = nilai rata-rata dari semua nilai CT *number*

n = jumlah dari nilai-nilai CT *number* yang di rata-rata

II.3.4 Artefak

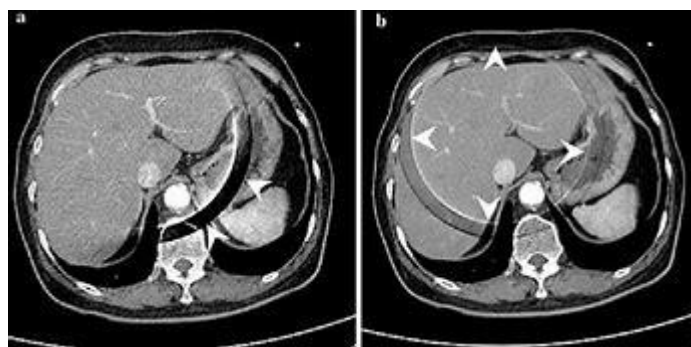
Artefak dapat didefinisikan sebagai struktur apapun yang terlihat pada gambar tetapi tidak mewakili anatomi sebenarnya. Artefak dalam CT *scan* terdiri dari *shading* artefak, artefak cincin, dan *streak* artefak. *Shading* artefak yang paling umum adalah efek pengerasan sinar. Artefak ini sebenarnya ada pada semua gambar CT *scan* sampai batas tertentu dan disebabkan oleh koreksi pengerasan sinar yang tidak sempurna.

Artefak ini muncul sebagai ketidakseragaman dalam CT *number* dari bahan yang seragam. Ketidakseragaman seperti ini umumnya cukup kecil (<5 HU) dan tidak terlihat. Terkadang jumlah pengerasan yang lebih besar terjadi ketika pemindaian melewati daerah tulang yang tebal atau melalui media kontras. Hamburan juga dapat menyebabkan *shading* artefak, meskipun hal ini jarang terjadi di sebagian besar pemindai modern [24].



Gambar 2.7 *Shading* Artefak [24].

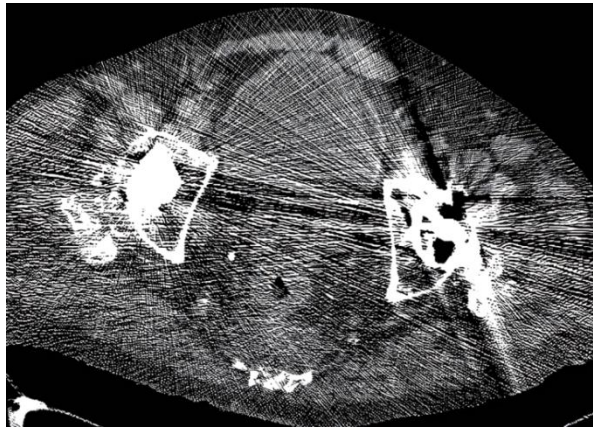
Artefak cincin timbul dari kesalahan, ketidakseimbangan, penyimpangan kalibrasi, atau ketidakakuratan pengukuran lainnya. Setiap detektor dalam pemindai generasi ketiga selalu mengukur sinar yang lewat pada jarak tetap dari pusat rotasi, dengan bergantung pada lokasi detektor dalam larik. Setiap ketidakakuratan yang terjadi selama pemindaian diproyeksikan kembali di sepanjang jalur sinar yang diukur oleh detektor itu. Ketidakakuratan ini hanya berkontribusi sedikit untuk piksel di sebagian besar gambar tetapi cenderung menguat di sepanjang cincin radius yang mana beberapa sinar tersebut berpotongan. Dalam praktiknya, pemindai generasi ketiga sensitif terhadap ketidakakuratan detektor yang tanpa algoritma korektif akan terlihat pada sebagian besar atau semua gambar CT [24].



Gambar 2.8 Artefak Cincin [24].

Streak artefak sebagian besar disebabkan oleh pengukuran detektor yang tidak konsisten atau buruk. Faktor yang menyebabkan inkonsistensi yakni

gerakan, efek volume parsial, intensitas terukur yang berada di bawah rentang kalibrasi detektor, dan kemungkinan efek pengerasan berkas dan volume parsial, intensitas sinar-X yang tidak mencukupi yang menyebabkan kesalahan acak yang tinggi, dan malfungsi (lengkungan tabung atau ketidaksejajaran sistem) [24].



Gambar 2.9 *Streak Artefak* [24].

Terlepas dari penyebabnya, efek inkonsistensi adalah terciptanya *streak* artefak karena sifat rekonstruksi proyeksi balik. Dalam beberapa kasus, inkonsistensi dapat dikenali dan diperbaiki oleh algoritma perangkat lunak. Dalam kasus lain, goresan dapat dihindari atau diminimalkan melalui teknik pemindaian yang sesuai. Teknik pemindaian ini yaitu pemindaian diatas 360° yang dikenal sebagai *overscanning* untuk mengurangi goresan karena beberapa gerakan, atau menggunakan irisan yang lebih tipis untuk meminimalkan efek volume parsial [24].