

**TE S I S**  
**ANALISIS KONTROL KUALITAS PESAWAT CT-SCAN DENGAN PHANTOM**  
**AAPM 610 DI RUMAH SAKIT HAJI MAKASSAR**

**OLEH:**  
**NURUL MAGFIRAWATI**  
**H032 20 2008**



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

**2022**

**ANALISIS KONTROL KUALITAS PESAWAT CT-SCAN DENGAN PHANTOM  
AAPM 610 DI RUMAH SAKIT HAJI MAKASSAR**

**TESIS**



**MAKASSAR**

**2022**

LEMBAR PENGESAHAN TESIS

ANALISIS KONTROL KUALITAS PESAWAT CT-SCAN DENGAN  
PHANTOM AAPM 610 DI RUMAH SAKIT HAJI MAKASSAR

Disusun dan diajukan oleh

**NURUL MAGFIRAWATI**  
**H032202008**

Telah dipertahankan di hadapan Panitia Ujian yang dibentuk dalam rangka penyelesaian studi Program Magister Studi Fisika Departemen Fisika Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Hasanuddin Pada Tanggal 22 Agustus 2022

Dan dinyatakan telah memenuhi syarat kelulusan

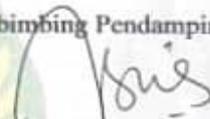
Menyetujui

Pembimbing Utama,



Prof. Dr. Syamsir Dewang, M.Eng.Sc  
NIP.19630111 199002 1 001

Pembimbing Pendamping,



Dr. Sri Dewi Astuty Ilvas, S.Si, M.Si  
NIP.19750513 199903 2 001



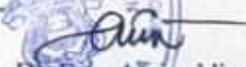
Ketua Program Studi,



Dr. Ir. Bidayatul Armynah, MT  
NIP. 19630830 198903 2 001



Dekan Fakultas,



Dr. Eng. Amruddin, M.Si.  
NIP. 19720515 199702 1 002

## PERNYATAAN KEASLIAN

Yang bertanda tangan di bawah ini:

Nama : Nurul Magfirawati

NIM : H032202008

Program Studi : Fisika

Jenjang : S2

Menyatakan dengan ini bahwa karya tulisan saya berjudul

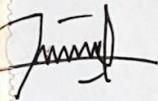
### **ANALISIS KONTROL KUALITAS PESAWAT CT-SCAN DENGAN MENGUNAKAN PHANTOM AAPM 610 DI RUMAH SAKIT HAJI MAKASSAR**

Adalah karya tulisan saya sendiri, bukan merupakan pengambilan alihan tulisan irang lain dan bahwa tesis yang saya tulis ini benar-benar merupakan hasil karya saya sendiri.

Apabila dikemudian hari terbukti atau dapat dibuktikan bahwa sebagian atau keseluruhan isi tesis ini hasil karya orang lain, maka saya bersedia menerima sanksi perbuatan tersebut.

Makassar 22 Agustus 2022



  
Nurul Magfirawati

## ABSTRAK

Pelaksanaan kontrol kualitas terhadap pesawat radiologi merupakan langkah preventif yang penting dilakukan sebelum pemeriksaan klinis. Kontrol kualitas secara periodik dilakukan setiap hari, setiap minggu, setiap bulan atau lebih sampai periode 1 tahun. Sebagai langkah untuk menjamin keselamatan radiasi baik untuk pekerja, pasien maupun lingkungan, hal ini perlu diperhatikan tujuan kontrol kualitas tentu dalam penelitian ini adalah uji kualitas citra dari beberapa parameter yaitu akurasi *CT number*, keseragaman *CT number*, keseragaman *noise*, linearitas *CT number* dan tebal slice. Sekarang pengujian harus memenuhi nilai toleransi yang ditetapkan oleh BAPETEN berdasarkan perka no 2 tahun 2022. Phantom yang digunakan berupa phantom body dengan jenis American Association of Physicists in Medicine (AAPM) dengan karakteristik phantom air. Hasil yang diperoleh untuk pengujian akurasi, keseragaman *CT number* dan keseragaman *noise* berada pada kisaran nilai toleransi yang diizinkan. Untuk uji linearitas mencapai 99% dan tebal slice 8,9 mm. Hasil di perbandingan dengan nilai toleransi untuk setiap pengujian mAs memenuhi standar Badan Pengawas Tenaga Nuklir (BAPETEN) sehingga diperoleh asumsi CT Scan di RSUD Haji Makassar layak klinik.

**Kata Kunci:** *Phantom AAPM model 610, akurasi, keseragaman CTN dan noise, linearitas CT number dan tebal slice*

## ABSTRACT

Implementation of quality control on radiology equipment is an important preventive step before clinical examination. Periodic quality control is carried out every day, every week, every month or more for a period of 1 year. As a step to ensure radiation safety for both workers, patients and the environment, it is necessary to pay attention to the purpose of quality control in this study, of course, to test the image quality of several parameters, namely CT number accuracy, CT number uniformity, noise uniformity, CT number linearity and slice thickness. Now the test must meet the tolerance value set by BAPETEN based on regulation no. 2 of 2022. The phantom used is a phantom body with the type of American Association of Physicists in Medicine (AAPM) with phantom water characteristics. The results obtained for testing accuracy, uniformity of CT number and uniformity of noise are in the range of permissible tolerance values. For the linearity test, it reaches 99% and the slice thickness is 8.9 mm. The results are compared with the tolerance value for each mAs test that meets the standards of the Nuclear Energy Supervisory Agency (BAPETEN) so that the CT Scan assumption at the Haji Makassar Hospital is suitable for clinics.

**Keywords:** *Phantom AAPM model 610, accuracy, CTN uniformity and noise, CT number linearity and slice thickness*

## KATA PENGANTAR



Segala puji dan syukur penulis panjatkan kepada Allah swt atas berkat dan rahmat-Nyalah sehingga penulis dapat menyelesaikan penyusunan tesis yang berjudul “**Analisis Kontrol Kualitas Pesawat CT-Scan Dengan Phantom AAPM 610 Di Rumah Sakit Haji Makassar**”. Tesis ini disusun untuk memenuhi salah satu persyaratan memperoleh gelar Magister Fisika pada program Pascasarjana Departemen Fisika Program Studi Fisika, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Hasanuddin.

Proses penyelesaian tesis penulis telah mengalami berbagai ujian dan hambatan sehingga menyadari bahwa penulisan tesis ini masih jauh dari kesempurnaan, hal ini terjadi karena keterbatasan pengetahuan yang dimiliki oleh penulis. Penulis menyadari bahwa tesis dapat diselesaikan berkat dukungan dan bantuan dari berbagai pihak, oleh karena itu penulis berterima kasih kepada semua pihak yang secara langsung dan tidak langsung memberikan kontribusi dalam menyelesaikan tesis ini kepada:

1. Keluarga besar terutama kedua orang tua **Almarhum Baso Oddang** dan **Hj. Minasa, S.Pd**, yang selalu memberikan do'a, dukungan moral, serta kasih sayang yang tiada hentinya agar penulis dapat menyelesaikan tesis ini.
2. Bapak **Prof. Dr. Syamsir Dewang, M.Eng.Sc.** dan ibu **Dr. Sri Dewi Astuty Ilyas, S.Si., M.Si.** selaku pembimbing utama dan selaku pembimbing pertama yang telah banyak membimbing dan meluangkan waktu, tenaga, serta pemikirannya untuk penulis sehingga tesis ini dapat terselesaikan.
3. Keluarga besar Balai Pengaman Fasilitas Kesehatan (BPFK) terutama bapak **Muliyadin, S.Si., M.Si.** dan bapak **Ikbal, S.Si.** selaku pembimbing lapangan yang telah banyak membantu selama penelitian, membimbing dan memberi masukan, waktu dan tenaga sehingga penulis bisa menyelesaikan tesis ini.
4. Ibu **Dr. Ir. Bidayatul Armynah, M.T.** selaku ketua prodi S2 sekaligus penguji atas arahnya selama masa kuliah serta masukannya saat ujian.
5. Bapak **Prof. Dr. Bualkar Abdullah, M.Eng.Sc.** dan ibu **Prof. Dr. Sri Suryani, DEA** selaku penguji atas seluruh masukannya saat ujian.

6. **Mbak Ulfa** selaku kepala ruangan radiologi di RSUD Haji Makassar yang telah banyak membantu peneliti selama proses penelitian di rumah sakit.
7. **Annisa Brilianti dan Jumiati** yang telah membantu dalam proses penelitian di RSUD Haji Makassar.
8. Teman-teman **Pejuang M.Si**, untuk supportnya selama masa studi.

Akhir kata semoga tesis ini dapat berguna dan bermanfaat bagi penulis dan pihak lain yang membutuhkan dan menjadi tambahan acuan untuk penelitian selanjutnya khususnya dalam fisika medik.

Makassar, 22 Agustus 2022

Nurul Magfirawati  
H032202008

## DAFTAR ISI

<b>SAMPUL .....</b>	<b>i</b>
<b>HALAMAN JUDUL .....</b>	<b>ii</b>
<b>HALAMAN PENGESAHAN .....</b>	<b>iii</b>
<b>PERNYATAAN KEASLIAN .....</b>	<b>iv</b>
<b>ABSTRAK .....</b>	<b>v</b>
<b>ABSTRACT .....</b>	<b>vi</b>
<b>KATA PENGANTAR.....</b>	<b>vii</b>
<b>DAFTAR ISI.....</b>	<b>viii</b>
<b>DAFTAR GAMBAR.....</b>	<b>x</b>
<b>DAFTAR TABEL .....</b>	<b>xi</b>
<b>DAFTAR LAMPIRAN.....</b>	<b>xii</b>
<b>BAB I PENDAHULUAN.....</b>	<b>1</b>
1.1 Latar Belakang.....	1
1.2 Rumusan Masalah.....	2
1.3 Tujuan Penelitian .....	3
<b>BAB II TINJAUAN PUSTAKA .....</b>	<b>4</b>
2.1 <i>Computed Tomography Scan (CT-Scan)</i> .....	4
2.2 Parameter <i>Multi Slice Computed Tomography</i> .....	6
2.3 Parameter Fisik Pengukuran Kontrol Kualitas Citra Alat CT-Scan .....	8
2.3.1 Akurasi <i>CT Number</i> .....	8
2.3.2 Uniformity (Keseragaman).....	9
2.3.3 Keseragaman <i>Noise</i> .....	9
2.3.4 Linearitas <i>CT Number</i> .....	10
2.3.5 Ketebalan Irisan (Slice Thickness).....	11
2.4 Phantom <i>America Association of Physicists in Medicine (AAPM)</i> .....	12
2.5 Radiant <i>DICOM Viewer</i> .....	13
<b>BAB III METODOLOGI PENELITIAN .....</b>	<b>14</b>
3.1 Waktu dan Tempat Penelitian.....	14
3.2 Alat dan Bahan.....	14
3.3.2 Alat.....	14

3.2.2 Bahan.....	15
3.3 Prosedur Kerja .....	16
3.3.1 Prosedur Pemindaian.....	16
3.3.2 Kualitas Citra.....	17
3.4 Bagan Alir Penelitian.....	20
<b>BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN .....</b>	<b>21</b>
4.1 Akurasi, Keseraagaman CT <i>Number</i> dan Keseragaman Noise .....	21
4.2 Linearitas CT <i>Number</i> .....	30
4.3 Ketebalan Irisan .....	38
4.4 Hasil Perbandingan Pada Phantom ACR.....	40
<b>BAB V PENUTUP.....</b>	<b>46</b>
5.1 Kesimpulan .....	46
5.2 Saran .....	46
<b>DAFTAR PUSTAKA.....</b>	<b>47</b>
<b>LAMPIRAN.....</b>	<b>50</b>

## DAFTAR GAMBAR

<b>Gambar 2.1</b> Radiografi sinar-X Rontgen dan sistem menunjukkan tulang jari .....	5
<b>Gambar 2.2</b> Akurasi dan keseragaman CTN.....	9
<b>Gambar 2.3</b> Linearitas CTN .....	10
<b>Gambar 2.4</b> Ketebalan irisan .....	11
<b>Gambar 2.5</b> Phantom AAPM model 610 .....	12
<b>Gambar 2.6</b> Phantom ACR.....	13
<b>Gambar 3.1</b> Pesawat CT-scan pada rumah sakit haji makassar .....	14
<b>Gambar 3.2</b> Tampilan software radiant DICOM.....	15
<b>Gambar 3.3</b> CT performance phantom.....	15
<b>Gambar 3.4</b> Hasil pengaturan area scanning .....	16
<b>Gambar 3.5</b> Custom window WW dan WL .....	17
<b>Gambar 3.6</b> Pengujian akurasi, keseragaman CT <i>number</i> dan kesergaman <i>noise</i> .....	18
<b>Gambar 3.7</b> Pengujian linearitas CTN .....	19
<b>Gambar 3.8</b> Pengujian pada slice thickness (ketebalan irisan) .....	19
<b>Gambar 3.9</b> <i>Flowchart</i> penelitian.....	20
<b>Gambar 4.1</b> Hasil citra dari CT <i>number</i> dan keseragaman .....	22
<b>Gambar 4.2</b> Hasil citra pada linearitas CTN .....	30
<b>Gambar 4.3</b> Hubungan antara densitas elektron dengan CTN .....	31
<b>Gambar 4.4</b> Hubungan antara densitas elektron dengan CTN .....	32
<b>Gambar 4.5</b> Hubungan antara densitas elektron dengan CTN .....	34
<b>Gambar 4.6</b> Hubungan antara densitas elektron dengan CTN .....	35
<b>Gambar 4.7</b> Hubungan antara densitas elektron dengan CTN .....	37
<b>Gambar 4.8</b> Hasil citra pada slice thickness .....	39
<b>Gambar 4.9</b> Hasil citra dari CTN dan kesergaman pada phantom gammex .....	41
<b>Gambar 4.10</b> Hasil citra slice thickness pada phantom gammex .....	42
<b>Gambar 4.11</b> Hasil citra linearitas CTN pada phantom gammex.....	43
<b>Gambar 4.12</b> Hubungan antara densitas elektron dengan CTN .....	44

## DAFTAR TABEL

<b>Tabel 3.1</b> Standar dari BAPETEN .....	17
<b>Tabel 4.1</b> Hasil Pengukuran pada akurasi CTN .....	23
<b>Tabel 4.2</b> Hasil pengukuran pada keseragaman CTN .....	23
<b>Tabel 4.3</b> Hasil pengukuran pada keseragaman <i>noise</i> .....	24
<b>Tabel 4.4</b> Hasil Pengukuran pada akurasi CTN .....	24
<b>Tabel 4.5</b> Hasil pengukuran pada keseragaman CTN .....	25
<b>Tabel 4.6</b> Hasil pengukuran pada keseragaman <i>noise</i> .....	25
<b>Tabel 4.7</b> Hasil Pengukuran pada akurasi CTN .....	26
<b>Tabel 4.8</b> Hasil pengukuran pada keseragaman CTN .....	26
<b>Tabel 4.9</b> Hasil pengukuran pada keseragaman <i>noise</i> .....	26
<b>Tabel 4.10</b> Hasil Pengukuran pada akurasi CTN .....	27
<b>Tabel 4.11</b> Hasil pengukuran pada keseragaman CTN .....	27
<b>Tabel 4.12</b> Hasil pengukuran pada keseragaman <i>noise</i> .....	28
<b>Tabel 4.13</b> Hasil Pengukuran pada akurasi CTN .....	28
<b>Tabel 4.14</b> Hasil pengukuran pada keseragaman CTN .....	28
<b>Tabel 4.15</b> Hasil pengukuran pada keseragaman <i>noise</i> .....	29
<b>Tabel 4.16</b> Linearitas CT <i>number</i> pada tegangan 100 kV dan 120 mA.....	31
<b>Tabel 4.17</b> Linearitas CT <i>number</i> pada tegangan 100 kV dan 125 mA.....	32
<b>Tabel 4.18</b> Linearitas CT <i>number</i> pada tegangan 120 kV dan 125 mA.....	34
<b>Tabel 4.19</b> Linearitas CT <i>number</i> pada tegangan 140 kV dan 125 mA.....	35
<b>Tabel 4.20</b> Linearitas CT <i>number</i> pada tegangan 120 kV dan 140 mA.....	37
<b>Tabel 4.21</b> Hasil pengukuran terhadap slice thickness .....	40
<b>Tabel 4.22</b> Hasil Pengukuran pada akurasi CTN .....	41
<b>Tabel 4.23</b> Hasil pengukuran pada keseragaman CTN .....	41
<b>Tabel 4.24</b> Hasil pengukuran pada keseragaman <i>noise</i> .....	42
<b>Tabel 4.25</b> Hasil pengukuran pada slice thickness.....	43
<b>Tabel 4.26</b> Hasil Pengukuran pada linearitas CTN .....	44

## DAFTAR LAMPIRAN

<b>Lampiran 1</b> Gambar pesawat CT scan .....	50
<b>Lampiran 2</b> Phantom .....	50
<b>Lampiran 3</b> Tes phantom dan kalibrasi pesawat CT scan.....	51
<b>Lampiran 4</b> Pengaturan area scanning pada phantom.....	52
<b>Lampiran 5</b> Pengukuran pada software radiant.....	53
<b>Lampiran 6</b> Hasil pengukuran dari akurasi CTN, kesergaman CTN, kesergaman <i>noise</i> , linearitas CTN dan ketebalan irisan.....	58
<b>Lampiran 7</b> Analisis data .....	61

# BAB I

## PENDAHULUAN

### 1.1 Latar Belakang

Teknologi pencitraan diagnostik telah banyak digunakan dalam bidang medis untuk penegakan diagnosa penyakit dan kelainan dalam tubuh. Gabungan antara interaksi foton terhadap jaringan yang di interpretasi oleh komputer, menjadikan modalitas computed tomography (CT) dapat menghasilkan citra dengan noise yang lebih rendah dan meningkatkan kontras. Kemajuan pencitraan teknologi CT-scan salah satunya adalah perbaikan kualitas citra dan proses akuisisi data yang sangat bergantung pada kecanggihan modalitas yang tersedia<sup>[1]</sup>.

Pemeriksaan CT-scan memanfaatkan kecanggihan komputer dan menggunakan mesin sinar-X yang berputar untuk menghasilkan gambar penampang tubuh yang bisa direkonstruksi guna keperluan digambar maupun Tindakan medis yang akan dilakukan<sup>[2]</sup>. CT-scan merupakan suatu sistem pencitraan medis yang cukup kompleks sehingga terdapat resiko terjadinya kesalahan kalibrasi dan kegagalan fungsi sistem pembangkit dan deteksi sinar-X. karena itu, pesawat CT-scan memerlukan program quality control (QC) untuk menjamin kualitas citra CT-scan dengan tetap menjaga dosis masih berada dibawah batas yang diijinkan<sup>[3]</sup>.

Program QC bulanan dan tahunan pesawat CT-scan adalah uji akurasi CT *number* (CTN), keseragaman CTN, keseagaman *noiser*, linearitas CTN dan slice thickness (tebal slice). Akurasi CTN ditentukan dari nilai CTN yang terukur pada posisi pusat citra. Keseragaman CTN dan keseragaman noise dilakukan pada empat nilai CTN yang terukur pada tepi citra yang umumnya diproyeksi sebagai tepi 1, 2, 3, dan 4 atau posisi jam 12, 3, 6, dan 9. Analisis linearitas CTN merupakan faktor koreksi dari material utama penyusun phantom yang terbaca pada citra. Nilai tersebut adalah hubungan antara nilai densitas jaringan/material penyusun terhadap nilai HU atau CTN yang berkorelasi dengan jaringan/material tersebut. Untuk analisis ketebalan irisan nilai yang tergambar adalah ukuran Panjang atau tebal citra<sup>[4]</sup>.

Phantom merupakan standarisasi bentuk manusia atau uji obyek sebagai bentuk yang khusus, ukuran dan strukturnya digunakan untuk kalibrasi alat dan mengaveluasi data

kinerja/performance alat CT scan. Banyak penelitian sebelumnya telah menyoroti keuntungan menggunakan phantom, terutama ketika penyelidikan melibatkan beberapa paparan radiasi dengan pengaturan akuisisi yang berbeda<sup>[5]</sup>.

Ki Baek Lee (2021) menguji kelayakan metode penilaian kuantitatif untuk kualitas kontrol pada pesawat CT-scan dalam evaluasi citra menggunakan phantom, penelitiannya dilakukan dengan merancang metode quality control (QC) berdasarkan tekstur statistic untuk resolusi kontras (CR) dan resolusi spasial (SR) dan mengusulkan kriteria CT QC kuantitatif. Sofiyatun (2021) mengukur otomatisasi ketebalan irisan gambar dari computed tomography. Tujuan dari penelitiannya adalah mengembangkan sistem otomatis untuk mengukur ketebalan irisan citra CT phantom menggunakan software MATLAB. Metode yang digunakan menghasilkan nilai ketebalan irisan yang akurat kurang dari 0,5 mm berbeda dari ketebalan irisan nominal dan pengukuran manual. Hasil yang serupa diperoleh saat phantom diputar, sistem ini lebih objektif dibandingkan dengan sistem manual.

Anam (2020) mengusulkan metode pengurangan noise hasil citra CT-scan dengan metode selective mean filter (SMF). Dengan pengurangan noise tetapi tetap mempertahankan resolusi spasial. Metode lain yang digunakan adalah bilateral filter (BF) dan adaptif mean filter (AMF). Hasil perhitungan menunjukkan bahwa metode BF lebih signifikan mampu mengurangi noise citra dibandingkan metode AMF. Hyun Joon An (2019) melakukan tes penerimaan (acceptance test) dan komisioning klinis untuk pesawat CT-scan simulator. Kemudian pada Nani Lasiyah (2021), meneliti prosedur otomatis untuk verifikasi ketebalan irisan dari gambar CT berdasarkan nilai variasi ketebalan irisan, posisi dari iso-pusat, dan rekonstruksi filter.

Berdasarkan uraian diatas, penelitian ini menganalisis kualitas radiasi berdasarkan hasil citra CT-scan phantom 610 analisis pengukuran data aplikasi radiant. Kebaruan yang ditampilkan dalam penelitian ini adalah phantom body medel 610 yang merupakan jenis phantom air. Analisis dilakukan pada akurasi dari CTN, keseragaman CTN, keseragaman *noise* linieritas terhadap CT *number* dan ketebalan irisan.

## **1.2 Rumusan Masalah**

Rumusan masalah pada penelitian ini adalah

1. Bagaimana perbandingan parameter quality control phantom AAPM dengan phantom ACR (gammex)?

2. Bagaimana karakterisasi uji akurasi, keseragaman CTN, keseragaman *noise*, lineritas CTN dan ketebalan irisan pada phantom AAPM 610?

### **1.3 Tujuan Penelitian**

Tujuan yang diharapkan pada penelitian adalah

1. Mengidentifikasi perbedaan nilai parameter kontrol kualitas phantom AAPM dan phantom ACR (gammex).
2. Menganalisis uji akurasi keseragaman CTN, keseragaman *noise*, lineritas CTN dan ketebalan irisan pesawat CT-scan GE Brivo 385 dengan phantom AAPM model 610.

## **BAB II**

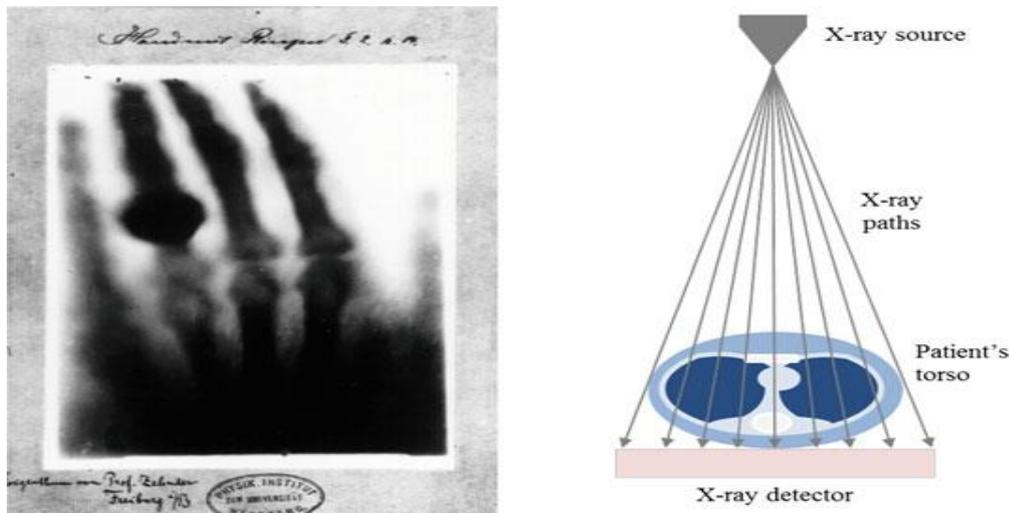
### **TINJAUAN PUTAKA**

#### **2.1 *Computed Tomography Scan (CT-Scan)***

Computed tomography (CT) adalah teknik pencitraan terkomputerisasi dimana sumber sinar-X berotasi mengelilingi pasien selama scanning<sup>[12]</sup>. Hasil CT-scan dikonversi dalam bentuk sinyal dan diproses secara komputerisasi sebagai menghasilkan nilai citra dari tubuh yang direkonstruksi<sup>[13]</sup>. Pemanfaatan CT untuk diagnosis berbasis citra meningkat dalam bidang medis<sup>[6]</sup>.

CT-scan merupakan metode pencitraan dimana objek disinari dengan sinar-X, proses komputerisasi menghasilkan algoritma matematika untuk menghasilkan citra<sup>[14]</sup>. Kata tomografi sendiri berasal dari bahasa Yunani tomo artinya “mengiris” atau bagian dan graffiti arti untuk menulis. Dalam proses tomografi, radiografi sinar-X digunakan untuk mengambil sejumlah besar proyeksi radiografi, yang kemudian direkonstruksi menggunakan algoritma matematika untuk membentuk irisan citra objek yang dipindai<sup>[15]</sup>. Irisan yang direkonstruksi ini kemudian dapat ditumpuk untuk membentuk representasi objek tiga dimensi (3D) yang dapat digunakan dalam beragam aplikasi<sup>[16]</sup>. Teknik tomografi pada awalnya dikembangkan sebagai metode visualisasi klinis baru, karena keunggulan yang disajikan oleh teknologi ini jika dibandingkan dengan radiografi 2D tradisional, yang menempatkan volume 3D menjadi proyeksi 2D<sup>[17]</sup>.

Sinar-X pada CT-scan untuk kedokteran pada awal 1970-an dilakukan oleh Godfrey Newbold Hounsfield<sup>[11]</sup>. Selanjutnya pengenalan indeks dosis tomografi terkomputasi (CTDI) sebagai metrik untuk mengukur keluaran radiasi dari pemeriksaan CT. Kata “indeks” secara khusus dimasukkan dalam nama CTDI untuk membedakan kuantitas dari dosis radiasi yang diserap oleh pasien. Konsep CTDI diperkenalkan sebagai cara sederhana untuk mengevaluasi descriptor dosis CT<sup>[10]</sup>.



**Gambar 2.1. (kanan) radiografi sinar-X Rontgen. (kiri) sistem menunjukkan tulang jari<sup>[14]</sup>.**

Tahun 1988 generasi terbaru dari CT scan diperkenalkan pada pertemuan RSNA di Chicago yang kemudian dikenal dengan *multi slice computed tomography* (MSCT). Penamaan MSCT berdasarkan pada penggunaan teknologi multi detektor untuk memindai empat atau lebih irisan tiap satu kali putaran tabung dan detektor sinar-X, sehingga meningkatkan kecepatan cakupan volume dari *single* dan *dual slice* CT scan<sup>[18]</sup>.

*Multi slice computed tomography* (MSCT) adalah salah satu alat pemeriksaan radiologi diagnostik yang memanfaatkan komputer untuk melakukan rekonstruksi data yang diperoleh dari sejumlah baris detektor yang menerima berkas sinar-X yang mengalami penyerapan sejumlah energi (*atenuasi*) dari obyek atau organ yang dilewatinya. Detektor adalah alat yang bekerja menangkap berkas sinar-X yang menembus obyek untuk dijadikan data dan diteruskan ke komputer sebagai data numerik, kemudian komputer mengubah data menjadi data analog<sup>[3]</sup>.

Cara kerja CT-scan mirip dengan perangkat radiografi lainnya yaitu keduanya menggunakan intensitas radiasi transmisi setelah melewati suatu obyek untuk membentuk citra atau gambar. Perbedaan mendasar dari kedua perangkat ini adalah pada teknik yang digunakan untuk memperoleh citra dan pada citra yang dihasilkan. Konvensional X-ray menampilkan obyek hanya dari satu sisi saja dan gambar yang dihasilkan seperti sebuah bayangan yang terekam pada sebuah film. Pada teknik CT, tabung X-ray dan sistem deteksi berputar mengelilingi obyek yang di-scan<sup>[19]</sup>. Sumber radiasi yang berputar mengelilingi

obyek akan melepaskan sinar yang kemudian melewati/menembus obyek. Detektor yang juga berputar mengelilingi obyek, mengukur intensitas dari sinar-X yang telah melewati obyek<sup>[20]</sup>.

Mesin CT harus mampu memperoleh sejumlah besar sampel data dari susunan detektornya dalam waktu yang sangat singkat untuk memberikan waktu pemindaian yang cepat dan mengurangi artefak gerak. Sinyal dari setiap detektor di digitalkan dan ditransfer ke prosesor array. Untuk setiap proyeksi pemindaian sejumlah operasi matematika dilakukan pada data mentah dari detektor. Rotasi yang berlangsung melakukan satu operasi pada data sinyal dan kemudian meneruskannya rotasi berikutnya menggunakan proses jalur pipa. Rekonstruksi citra adalah contoh pemrosesan saluran pipa. Banyak proses yang berbeda terjadi secara bersamaan sehingga meningkatkan kecepatan rekonstruksi dan presentasi citra. Hasilnya adalah matriks voxel yang berisi CTN atau *Hounsfield Unit* (HU)<sup>[20]</sup>.

Defenisi *Hounsfield Unit* (HU) adalah tingkat kepadatan dari berbagai jenis jaringan yang memiliki 4.096 warna keabuan dan memiliki tingkat kepadatan yang berbeda-beda yang terdapat pada CT scan. Klasifikasi CT *number* berkaitan dengan skala warna yang ditampilkan pada monitor konsol dimana<sup>[21]</sup>;

- a. Nilai -1000 HU merujuk pada udara
- b. Nilai 0 HU merujuk pada air
- c. Nilai -200 HU merujuk pada paru-paru
- d. Nilai -100 HU merujuk pada lemak
- e. Nilai +65 HU merujuk pada jaringan lunak
- f. Nilai -40 HU merujuk pada organ perenkim
- g. Nilai +1000 HU merujuk pada tulang

Salah satu tujuan penentuan nilai HU pada pemeriksaan CT scan adalah untuk membantu penegakan diagnosa dimana perbedaan nilai HU menjadi referensi bagi radiologi dalam upaya penegakan diagnosa<sup>[3]</sup>.

## **2.2 Parameter *Multi Slice Computed Tomography***

Penampilan citra yang baik pada *multi slice computed tomography* tergantung kualitas citra yang dihasilkan sehingga aspek klinis dari citra tersebut dapat dimanfaatkan untuk menegakkan diagnosa. Dalam *computed tomography* dikenal beberapa parameter untuk

pengontrolan eksposion output citra yang optimal<sup>[18]</sup>. Parameter *computed tomography* sebagai berikut<sup>[22]</sup>:

- a. *Range* adalah perpaduan/kombinasi dari beberapa *slice thickness*. Pemanfaatan *range* adalah untuk mendapatkan ketebalan irisan yang berbeda pada satu lapangan pemeriksaan.
- b. *Slice thickness* (ketebalan irisan) adalah tebalnya irisan atau potongan dari obyek yang diperiksa. Ukuran yang tebal akan menghasilkan citra dengan detail yang rendah sebaliknya dengan ukuran yang tipis akan menghasilkan detail-detail yang tinggi. Nilai *slice thickness* dapat dipilih antara 1-10 mm sesuai dengan keperluan diagnosa, *scanning* dapat berlanjut dengan memakai *slice thickness* 5 mm, 2 atau 1 mm di daerah yang strukturnya kecil. Semakin tipis *slice thickness* maka akan semakin baik detail gambar yang diperoleh<sup>[23]</sup>.
- c. Faktor eksposi adalah factor-faktor yang berpengaruh terhadap eksposi meliputi tegangan tabung (kV), arus tabung (mA) dan waktu ekspos (s). Besarnya tegangan tabung dapat dipilih secara otomatis pada tiap-tiap pemeriksaan.
- d. *Field of View (FOV)* adalah diameter maksimal dari gambar yang akan direkonstruksi. Besarnya bervariasi dan biasanya berada pada rentang 12-50 cm. *FOV* kecil akan meningkatkan detail gambar (resolusi) karena *FOV* yang kecil mampu mereduksi ukuran pixel, sehingga dalam rekonstruksi matriks hasilnya lebih teliti. Namun bila ukuran *FOV* lebih kecil maka area yang mungkin dibutuhkan untuk keperluan klinis menjadi sulit untuk dideteksi.
- e. *Gantry tilt* adalah sudut yang dibentuk antara bidang vertikal dengan *gantry* (tabung sinar-X dengan sektor). Rentang penyudutan antara -30° sampai +30°. Penyudutan gantry bertujuan untuk keperluan diagnosa dari masing-masing kasus yang dihadapi.
- f. Rekonstruksi Matriks adalah deretan baris dan kolom dari *picture element* (pixel) dalam proses perkonstruksian gambar. Rekonstruksi matriks ini merupakan salah satu struktur element dalam memori komputer yang berfungsi untuk merekonstruksi citra. Rekonstruksi matriks berpengaruh terhadap resolusi citra. Semakin tinggi matriks yang dipakai maka semakin tinggi detail citra yang dihasilkan.

- g. *Rekonstruksi* *algorithm*/filter *kernel* adalah prosedur matematis yang digunakan dalam merekonstruksi citra. Penampakan dan karakteristik dari citra tergantung dari kuatnya *algorithm* yang dipilih. Semakin tinggi *rekonstruksi algorithm* yang dipilih maka semakin tinggi resolusi citra yang dihasilkan. Dengan adanya metode ini maka citra seperti tulang, *soft tissue*, dan jaringan-jaringan lain dapat dibedakan dengan jelas pada layer monitor.
- h. *Window Width* mengacu pada rentang *CT number* yang ditampilkan sebagai skala keabuan. *Window* yang lebar mengindikasikan *CT number* yang lebih banyak pada sebuah kelompok (skala Panjang atau *low contrast*), sehingga *Window Width* mengontrol tampilan kontras citra.
- i. *Window Level* adalah nilai tengah dari *window* yang digunakan untuk penampakan citra. Nilainya dapat dipilih dan tergantung pada karakteristik pelemahan dari struktur obyek yang diperiksa. *Window Level* menentukan densitas (derajat kehitaman) citra yang dihasilkan<sup>[22]</sup>.

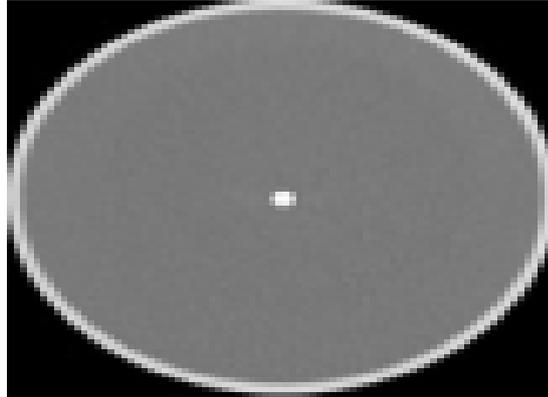
## 2.3 Parameter Fisik Pengukuran Kontrol Kualitas Citra Alat CT-Scan

Phantom merupakan standarisasi bentuk manusia atau uji obyek sebagai bentuk yang khusus, ukuran dan strukturnya digunakan untuk kalibrasi alat dan mengaveluasi data kinerja/performance alat CT scan<sup>[24]</sup>.

Data kinerja/performance CT scan dapat di cek melalui keberterimaan (acceptance test) uji kualitas setelah pemasangan dan perbaikan, merupakan hal yang terpenting, dan menggunakan uji kontrol kualitas periodik semenajak dilakukan standar operasional. Uji phantom mencakup beberapa parameter yang diuji, seperti akurasi *CT number*, uniformity (keseragaman) *CT number*, noise, linearitas *CT number* dan tebal slice<sup>[25]</sup>.

### 2.3.1 Akurasi CT Number

Akurasi nilai *CT number* dapat dibuktikan dengan pengujian terhadap obyek phantom dengan parameter standar yang biasa dipakai. Nilai *CT number* dipengaruhi tegangan tabung sinar-X, filltrasi sinar-X dan ketebalan obyek. Nilai *CT number* dari air adalah 0 HU, sedangkan nilai rata-rata *CT number* pada pusat phantom berkisar antara  $\pm 4\text{HU}$ <sup>[26]</sup>.



**Gambar 2.2. Akurasi dan keseragaman CTN<sup>[27]</sup>**

### 2.3.2 Uniformity (Keseragaman)

Uniformity (keseragaman) berkaitan dengan persyaratan untuk nilai masing-masing pixel pada homogenitas gambar obyek menjadi sama dalam batas yang sempit dari berbagai obyek seperti diameter silinder 16,5 cm. perbedaan rata rata *CT number* antara tepi dan daerah pusat dari homogenitas obyek harus kurang dari atau sama dengan 8 HU. Apabila perbedaannya lebih besar dapat disebabkan karena gejala fisik dari pancaran yang kuat/beam hardening<sup>[28]</sup>. Perhitungan keseragaman CTN dapat dituliskan pada persamaan 2.1<sup>[34]</sup>.

$$\Delta CT = CTN \text{ tepi} - CTN \text{ pusat} \quad (2.1)$$

### 2.3.3 Keseragaman Noise

*Noise* adalah fluktuasi *CT number* diantara titik (picture element) pada materi yang seragam misalkan air. *Noise* dapat dideskripsikan dengan standar deviasi (s) dari nilai-nilai pixel yang terdapat dalam matriks dari sebuah gambar CT scan<sup>[15]</sup>. Perhitungan keseragaman *noise* dapat dituliskan dalam persamaan 2.2<sup>[34]</sup>.

$$\sigma_s = \sigma_m \frac{KV_m}{120} \sqrt{\frac{mAs_m \times slice\ width_m}{300 \times 8}} \quad (2.2)$$

Dimana:

$\sigma_s = noise$

$\sigma_m = standar\ deviasi$

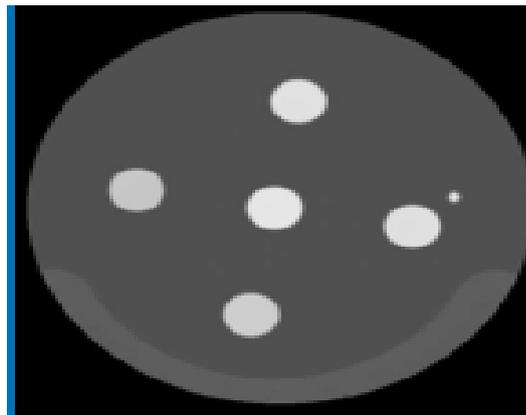
$KV_m = nilai\ kV\ saat\ melakukan\ scan\ pada\ phantom$

$mAs_m = nilai\ mAs\ saat\ melakukan\ scan\ pada\ phantom$

$slice\ width_m = slice\ width\ saat\ melakukan\ scan\ pada\ phantom$ <sup>[34]</sup>

### 2.3.4 Linearitas CT Number

Linearitas membahas hubungan linier antara perhitungan CT *number* dan koefisien attenuasi linear setiap elemen dari obyek. Hal ini sangat penting untuk mengevaluasi kebenaran gambaran CT scan, secara khusus untuk kebenaran dari kualitas CT. Nilai penyimpangan dari linearitas tidak boleh melebihi rentang  $\pm 5$  HU dari nilai yang seharusnya, yaitu pada rentang spesifik jaringan atau tulang<sup>[29]</sup>.



**Gambar 2.3. Linearitas CTN<sup>[27]</sup>**

Penentuan densitas elektron atau kerapatan elektron merupakan landasan perhitungan dosis foton atau partikel bermuatan dalam jaringan heterogen berdasarkan deteksi algoritma atau konvelus yang digunakan. Dalam perhitungan nilai HU objek citra dipengaruhi oleh densitas elektron dan massa relatif, dimana untuk objek udara nilai HU sebesar -1000 dan untuk tulang (objek padat) memiliki nilai HU +1000. HU adalah non-linear dan non-bijektif dengan kedua jenis kerapatan, karena nomor atom bervariasi terhadap jaringan. Sifat non-bijektif dari phantom akan membiaskan akurasi HU berikutnya ke konversi densitas elektron dalam jaringan manusia dengan energi yang lebih rendah menjadi lebih sensitif terhadap energi yang lebih tinggi. Untuk menunjukkan hubungan nilai densitas elektron dengan nilai CTN yang terukur digunakan dengan beberapa persamaan dasar, salah satunya korelasi antara nilai HU dengan koefisien linear serapan jaringan.

$$HU = 1000 \times \left( \frac{\mu_x - \mu_{air}}{\mu_{air}} \right) \quad (2.3)$$

Dengan  $\mu_x$  adalah koefisien serapan linear jaringan yang heterogen. Konstanta 1000 merupakan nilai empiris untuk pembacaan nilai CTN. Variasi nilai HU untuk setiap objek

berkisar antara -1000 untuk udara sampai 3000 untuk material yang memiliki nilai sifat permeabilitas yang tinggi.

$$\mu_x = \rho_x \sum_i \left( \omega_i \frac{\mu_i}{\rho_i} \right) \quad (2.4)$$

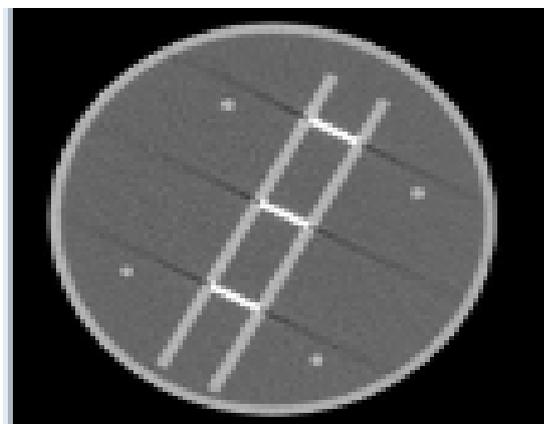
Koefisien atenuasi linear ditentukan oleh komposisi dan densitas jaringan pada setiap voxel citra pasien. Semakin besar densitas elektron suatu jaringan, maka interaksi sinar-X semakin tinggi. Hal ini berarti kemampuan atenuasi suatu jaringan semakin tinggi. Dari hasil pengukuran akan diperoleh bahwa nilai CTN suatu material sebanding dengan densitas elektron. Hubungan HU atau CTN dengan densitas elektron didefinisikan sebagai<sup>[35]</sup>.

$$\rho = (HU + 1000)/(HU_p + 1000) \quad (2.5)$$

### 2.3.5 Ketebalan Irisan (Slice Thickness)

Ketebalan irisan (slice thickness) menentukan pusat dari daerah yang terlihat sebagai jarak antara dua titik pada profil kepekaan sepanjang poros dari perputaran selama reaksi jatuh sampai 50%. Penyimpangan tertentu pada ketebalan irisan tidak boleh melebihi batas karena berpengaruh pada detail gambar, sebagai contoh, dengan 8 mm, deviasi maksimal +10% dapat diterima, deviasi yang dapat di toleransi untuk slice thickness yang lebih kecil dari 2 mm sampai dengan -8 mm dan < 2 mm adalah +25% dan 50% secara berturut-turut.

Penggunaan dari setalah kolimasi pasien yang melekat pada beberapa peralatan CT untuk mengurangi profil sensitifikasi irisan, berperan penting pada peningkatan yang signifikan dosis pasien untuk serangkaian irisan yang berdampingan<sup>[30]</sup>.

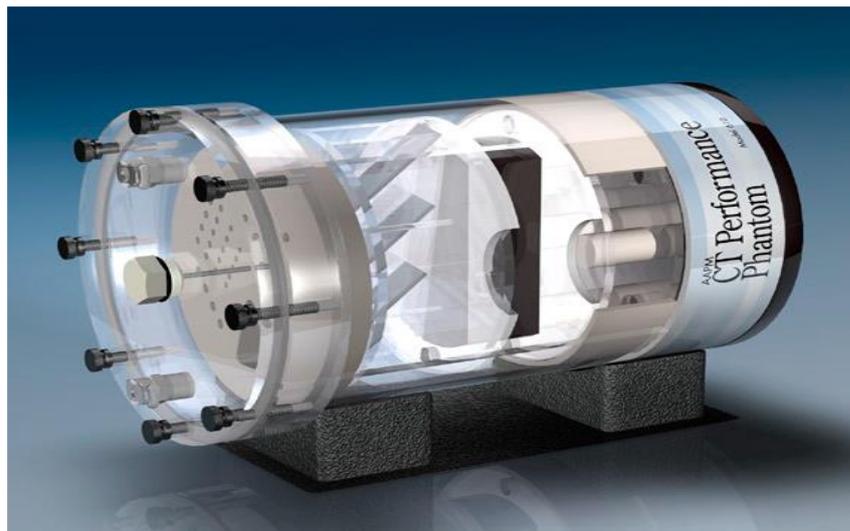


**Gambar 2.4. Ketebalan irisan<sup>[27]</sup>**

## 2.4 Phantom *America Association of Physicists in Medicine (AAPM)*

Phantom adalah suatu simulasi atau permodelan dari jaringan tubuh manusia yang memiliki komposisi penyusun dan sifat yang dibuat semirip mungkin dengan jaringan tubuh manusia. Phantom secara khusus dirancang dalam bidang pencitraan medis untuk mengavaluasi, menganalisis dan menyempurnakan kinerja berbagai perangkat pencitraan. Penggunaan phantom juga untuk mengurangi resiko dari radiasi<sup>[31]</sup>.

Model CIRS 610 AAPM CT performance phantom menawarkan pengguna objek uji tunggal yang mengukur sepuluh CT yang berbeda parameter kinerja. Desain phantom didasarkan pada pedoman yang disajikan dari *America Association of Physicists in Medicine (AAPM)* pada pemindai CT phantom. Tujuannya adalah mendefinisikan kinerja dari pemindai CT dan menjelaskan metode pengujian kinerja melalui pemanfaatan phantom tertentu<sup>[27]</sup>.



**Gambar 2.5. Phantom AAPM Model 610<sup>[27]</sup>**

Kemampuan pengukuran pada AAPM CT performance phantom yaitu:

1. Kebisingan
2. Sensitivitas/deteksibilitas
3. Penyelarasan mekanis
4. Pergerakan balok
5. Ketebalan irisan
6. Dosis radiasi
7. Keseragaman spasial
8. Linieritas HU
9. Resolusi spasial dan fungsi penyebaran garis<sup>[27]</sup>.

CT performance phantom adalah phantom modular yang memberi pengguna metode yang efisien untuk mengevaluasi kinerja pemindai CT. phantom memungkinkan pengujian

berbagai parameter kinerja seperti, noise, resolusi spasial, kontras rendah dan tinggi, ketebalan irisan, keselarasan dan linearitas<sup>[32]</sup>.

Jenis phantom lain yang umum digunakan untuk uji QC CT scan yaitu phantom ACR. Phantom ACR akreditasi CT (phantom Gammex 464) adalah sebuah phantom padat yang berisi empat modul, dan terbuat dari bahan yang setara dengan air. Setiap modul berdiameter 4 cm dan berdiameter 20 cm. Ada tanda pelurusan eksternal yang dicoret dan dicat putih (untuk merefleksikan lampu pelurus) pada setiap modul untuk memungkinkan pemantulan phantom di sumbu axial (sumbu z, kranial / kaudal), koronal (sumbu y, anterior / posterior), dan sagital (sumbu x, kiri / kanan) arah<sup>[33]</sup>.



**Gambar 2.6. Phantom ACR<sup>[33]</sup>**

## **2.5 Radiant DICOM Viewer**

DICOM viewer adalah *software* atau aplikasi untuk memproses dan menampilkan gambar medis berbasis DICOM (*digital imaging communication in medicine*) format. [26] DICOM viewer yang digunakan adalah radiant DICOM viewer. Radiant DICOM viewer merupakan program praktis untuk melihat gambar yang diambil dengan peralatan medis<sup>[32]</sup>. Perangkat lunak ini sangat berguna untuk professional perawatan kesehatan dan pelajar<sup>[31]</sup>.

Penampilan DICOM memungkinkan untuk melihat gambar yang diambil selama ultrasound, MRI, CT dan X-ray dalam mode layer penuh. Perangkat lunak ini berisi serangkaian fungsi dasar untuk melihat gambar. Fungsi perangkat lunak sebagai berikut:

- Melihat MRI, CT, ultrasound dan X-ray
- Kemungkinan melihat hingga 20 gambar secara bersamaan
- Medel layer penuh
- Catatan pribadi yang diambil oleh dokter langsung pada gambar<sup>[31]</sup>.

## **BAB III**

### **METODELOGI PENELITIAN**

#### **3.1 Waktu dan Tempat Penelitian**

Penelitian ini dilakukan pada bulan Agustus 2021 dan Februari 2022 di Ruang Radiologi Rumah Sakit Umum Daerah (RSUD) Haji Makassar.

#### **3.2 Alat dan Bahan**

##### **3.2.1. Alat**

Peralatan yang digunakan pada penelitian ini yaitu:

##### **a) Pesawat CT-Scan**

Pesawat CT-scan yang digunakan merk GE Brivo 385, type/model 46-274891G. CT-scan digunakan sebagai objek untuk menghasilkan gambar atau memberikan hasil pemindaian pada phantom



**Gambar 3.1. Pesawat CT-scan pada Rumah Sakit Haji Makassar**

##### **b) Software Radiant DICOM**

Software radiant DICOM digunakan untuk pengukuran hasil citra dari phantom.