

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Saat ini *computed tomography scan* sering digunakan untuk keperluan medis, sehingga dosis yang diterima oleh pasien merupakan masalah yang serius (Kalender, 2014). Hingga saat ini, per-tahunnya ada lebih dari 62 juta *CT Scan* di Amerika Serikat, termasuk dengan kurang lebih 4 juta *scan* untuk pasien anak-anak (Noor dan Indrastuti, 2014). Padahal, radiasi pengion pada *CT Scan* dengan dosis tinggi yang diterima oleh pasien dapat menyebabkan kanker atau tumor. Orang dewasa sering kali menjalani *CT Scan* sepuluh kali lebih sering daripada anak-anak, dan sebagian besar kasus kanker yang disebabkan oleh radiasi terjadi pada orang dewasa di usia paruh baya atau lebih tua (Cao dkk, 2022).

Keunggulan dari *CT Scan* dapat mendeteksi dan mendiagnosis berbagai kondisi medis dengan presisi tinggi. Salah satu aspek kritis dari kualitas citra *CT* adalah kemampuannya untuk mendeteksi perbedaan kontras rendah, yaitu kemampuan untuk membedakan struktur atau jaringan yang memiliki perbedaan kepadatan yang sangat kecil (Kalender, 2011). Deteksi kontras rendah pada citra *CT Scan* sangat penting dalam berbagai aplikasi klinis. Contohnya dalam bidang onkologi dapat digunakan untuk mendeteksi lesi kecil atau metastasis yang memiliki kontras rendah terhadap jaringan sekitarnya yang dapat secara signifikan mempengaruhi keputusan pengobatan pasien (Brenner dan Hall, 2007). Begitu juga dalam bidang neurologi, dapat mendeteksi infark kecil atau perubahan demielinasi (kerusakan pada sel saraf) pada tahap awal yang sangat mempengaruhi prognosis dan pengelolaan pasien (Hendee dan Ritenour, 2002).

Secara umum deteksi kontras rendah pada citra *CT Scan* dipengaruhi oleh tiga faktor utama yaitu, kontras objek terhadap *background*, ukuran objek dan *noise*. *Noise* pada citra yang dapat menyamarkan perbedaan kecil dalam kepadatan jaringan. *Noise* ini dipengaruhi oleh beberapa faktor, termasuk dosis radiasi yang digunakan dan teknik rekonstruksi citra (Seibert, 2006). Oleh karena itu, optimalisasi parameter pemindai dan penggunaan teknologi rekonstruksi sangat

penting dilakukan untuk meningkatkan deteksi kontras rendah (McCollough dkk, 2009).

Penyesuaian parameter *scanner* seperti arus tabung dan tegangan tabung dapat membantu mengurangi *noise*, tetapi harus seimbang dengan dosis radiasi yang diterima oleh pasien. Peningkatan nilai arus dapat mengurangi *noise* tetapi juga dapat meningkatkan dosis radiasi (Bushberg dkk, 2012). Begitu pula dengan peningkatan nilai tegangan, peningkatan nilai tegangan dapat meningkatkan penetrasi sinar-X dan kualitas citra, namun seringkali dengan konsekuensi peningkatan dosis radiasi (Banner dan Hall, 2007).

Salah satu metode yang telah terbukti efektif untuk mengurangi *noise* tanpa secara signifikan meningkatkan dosis radiasi adalah dengan teknik *iterative reconstruction* (IR) (Thibault dkk, 2007). Dengan pendekatan ini, dosis dapat dikurangi hingga 60% (Kalender, 2014). Hampir semua vendor CT saat ini menyediakan paket perangkat lunak IR dengan berbagai nama seperti *Adaptive Statistical Iterative Reconstruction* (ASIR), *Model-Based Iterative Reconstruction* (MBIR), *Sinogram-Affirmed Image Reconstruction* (SAFIRE), *Image Reconstruction in Image Space* (IRIS), dan *Image Reconstruction in Image Space* (AIDR) (Anam dkk, 2014).

Selama ini evaluasi kontras rendah pada citra CT dilakukan dengan pengamatan secara visual. Namun, pengamatan secara visual tentunya dapat menimbulkan bias yang berasal dari intra atau inter pengamat. Salah satunya yaitu pengamat sering kali mengetahui pola pada objek dengan kontras rendah. Sehingga dibutuhkan metode yang dapat meningkatkan objektivitas dari pengamat. Dalam beberapa tahun terakhir, telah dikembangkan metode yang dapat meningkatkan objektivitas pengamat yaitu metode *alternative forced choice* (AFC). AFC merupakan metode untuk mengumpulkan data berdasarkan jumlah pilihan. Pengamat harus memilih satu jawaban benar dari pilihan yang disediakan. Level tes AFC ini dapat terdiri dari 2-AFC atau 4-AFC. Level yang lebih tinggi akan mengarah pada identifikasi yang lebih kompleks (Zhang dkk, 2016).

Penelitian mengenai deteksi *low contrast* menggunakan metode AFC dengan variasi IR pernah dilakukan sebelumnya. Bellesi dkk, 2017 melakukan penelitian

sebagai upaya optimasi dosis. Penelitian tersebut menggunakan *phantom* Catphan dengan pemilihan objek berukuran 6 mm dan 7 mm dan penggunaan metode 4-AFC. Yu dkk, 2013 melakukan penelitian menggunakan *phantom* torso-shaped dengan kontras 15 HU yang memiliki objek berdiameter 3, 5 dan 9 mm dengan metode 2-AFC. Mie'ville dkk, 2013 melakukan penelitian menggunakan QRM-3D *low-contrast* modul dengan kontras 10 HU, pemilihan objek berdiameter 3, 4, 5, 6, 7, dan 8 mm dengan metode 4-AFC. Hasil yang diperoleh menunjukkan bahwa pemberian nilai IR yang semakin besar kualitas citra yang diperoleh juga semakin bagus dan *noise* semakin berkurang. Akan tetapi, penelitian tersebut memiliki keterbatasan menggunakan objek yang ukurannya masih terbilang besar dan kontras yang masih cukup tinggi.

Oleh karena itu, pada penelitian ini dilakukan analisis *low contrast detectability* pada citra *computed tomography* dengan menggunakan metode 4-AFC dengan variasi dosis dan nilai IR menggunakan phantom AAPM CT Performance berkontras 10 HU dengan pemilihan objek paling kecil yaitu berdiameter 2,5 mm. Penggunaan objek berukuran kecil penting untuk mendeteksi tumor atau lesi yang berukuran kecil dengan kontras yang rendah dan sebagai upaya deteksi dini. Objek berukuran kecil juga akan lebih sulit untuk dideteksi sehingga akan membantu mengevaluasi seberapa baik IR meningkatkan kualitas citra.

1.2 Tujuan Penelitian

Tujuan dari penelitian ini yaitu:

1. Menganalisis performa 4-AFC dalam mendeteksi objek *low contrast* pada citra CT.
2. Menganalisis pengaruh variasi dosis dan penggunaan *iterative reconstruction* (IR) terhadap kemampuan deteksi objek *low contrast* pada citra CT.

1.3 Manfaat penelitian

Manfaat dari penelitian ini yaitu:

1. Membantu meningkatkan kemampuan deteksi objek *low contrast* pada citra CT, yang penting untuk diagnosis yang lebih akurat dari lesi atau tumor kecil.

2. Memberikan panduan untuk mengoptimalkan penggunaan dosis radiasi dan teknik rekonstruksi IR, sehingga praktisi medis dapat mengembangkan protokol pencitraan yang lebih efisien, mengurangi paparan radiasi, dan meningkatkan efisiensi klinis dalam proses diagnosis.

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

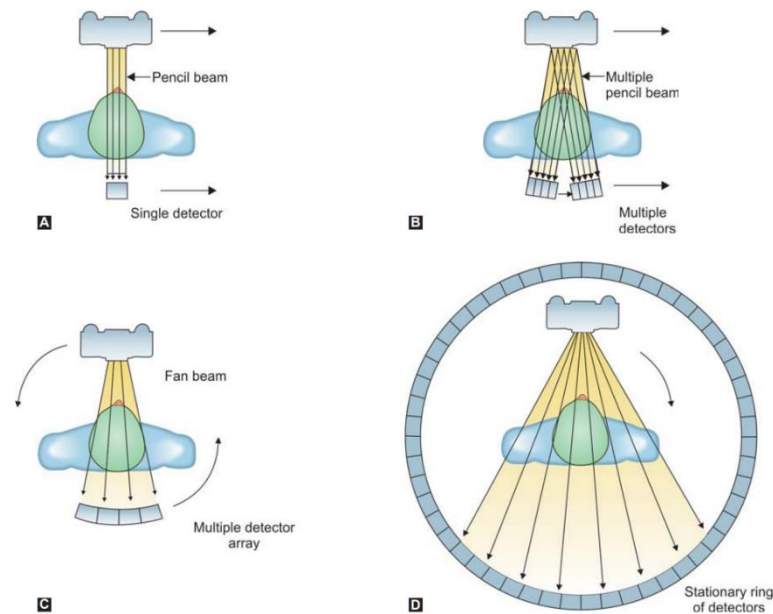
2.1 *Computed Tomography Scan (CT Scan)*

Computed Tomography Scan (CT Scan) merupakan sebuah perangkat diagnostik menggunakan sinar-X yang menghasilkan gambar penampang tubuh dengan memanfaatkan penyerapan sinar-X pada potongan tubuh yang kemudian direpresentasikan pada layar komputer. Sejak diperkenalkan untuk penggunaan klinis pada awal tahun 1970-an, teknologi *CT Scan* telah mengalami kemajuan yang signifikan hingga saat ini (Goldman, 2007). Tujuan *CT Scan* adalah untuk mengatasi batasan yang dimiliki oleh radiografi dan tomografi dengan mengurangi superposisi, meningkatkan kontras gambar, dan menunjukkan perbedaan yang sangat halus dalam kontas jaringan (Seeram, 2016).

CT Scan memiliki kemampuan untuk menghasilkan sinar-X dengan energi antara 50 KeV hingga 70 KeV dengan panjang gelombang berkisar antara 0,018 mm hingga 0,25 mm (IAEA, 2007). Secara umum, *CT Scan* dibagi menjadi tiga bagian. Bagian pertama mencakup sistem akuisisi citra, sistem kendali, dan komputer. Bagian kedua terdiri dari stasiun operasi, sementara bagian ketiga dilengkapi dengan stasiun pengamat (Sumijan dkk, 2019)

Berdasarkan perkembangan dan kemajuan teknologi, CT telah diklasifikasikan menjadi empat generasi: I, II, III, dan IV. Pembagian ini didasarkan terutama pada bentuk sumber sinar dan jumlah detektor (Suroyo, 1986). Dimulai dari generasi pertama menggunakan prinsip *linear rotating pencil beam system*, generasi kedua menggunakan prinsip *linear and rotating fan beam system*, generasi ketiga menggunakan prinsip *rotating (tube and detector)* dan generasi keempat *360° ring detector rotating tube system* yang dapat dilihat pada gambar 2.1 (Dawson, 2000).

- CT generasi I: sumber sinar-X kecil, satu detektor.
- CT generasi II: berkas sinar-X agak lebar, detektor ada beberapa.
- CT generasi III berkas lebar (seperti kipas), detektor lebih banyak.
- CT generasi IV: detektor tersusun sebagai lingkaran, berkas sinar-X lebar, yang berputar hanya berkas sinar-X (Suryo, 1986).



Gambar 2.1 Empat generasi pertama CT Scan. A generasi pertama, B generasi kedua, C generasi ketiga, D generasi keempat (Luke dkk, 2013).

Teknik pencitraan medis pada CT Scan merupakan proses yang cukup kompleks. Terdapat potensi terjadinya kesalahan pengukuran, kegagalan fungsi sistem, dan ketidakberhasilan dalam proses deteksi sinar-X. Oleh karena itu, penting bagi pesawat CT Scan untuk memiliki program *Quality Control* (QC) yang bertujuan untuk memastikan kualitas citra yang optimal sambil tetap memperhatikan asas limitasi dosis (Jumriah dkk, 2018).

2.2 Kualitas Citra CT Scan

Kualitas citra memegang peran krusial dalam proses diagnosa citra medis. Oleh karena itu, pemilihan citra harus memprioritaskan yang memiliki kualitas terbaik untuk mengurangi resiko kesalahan dalam diagnosis (Zarb dkk, 2010). Secara umum, kualitas citra CT Scan dipengaruhi oleh beberapa parameter kinerja utama meliputi resolusi spasial tinggi, resolusi kontras rendah, resolusi temporal, keseragaman (*uniformity*), akurasi, *noise*, dan artefak. Faktor-faktor ini tidak hanya bergantung pada kinerja sistem CT Scan itu sendiri, tetapi juga dipengaruhi oleh parameter-parameter protokol operator seperti tegangan tabung sinar-X (kV), arus tabung (mA), ketebalan irisan, *helical pitch*, parameter rekonstruksi, dan kecepatan pemindaian (Seeram, 2016).

2.2.1 Noise

Noise merupakan gangguan yang tidak diinginkan dalam citra. *Noise* dapat menyebabkan citra menjadi kabur atau kurang jelas. *Noise* dapat terlihat secara visual sebagai titik atau bercak pada citra (Almuslimiatik dkk, 2019). *Noise* dapat disebabkan oleh faktor eksposur, detektor, dan ketebalan irisan. Salah satu cara untuk mengurangi *noise* adalah dengan meningkatkan nilai arus (mAs). Semakin tinggi nilai arus maka semakin rendah tingkat *noise*. Selain itu *noise* juga dapat dikurangi dengan meningkatkan ukuran *pixel*. Semakin besar ukuran *pixel* maka semakin rendah tingkat *noise*, tetapi semakin kecil ukuran *pixel* semakin tinggi tingkat *noise* (Bushberg dkk, 2002). Menurut peraturan BAPETEN no.2 tahun 2018, nilai *noise* yang diterima adalah ≤ 2 HU.

2.2.2 Resolusi Kontras

Resolusi kontras mengacu pada kemampuan sistem untuk membedakan objek yang berdekatan dengan perbedaan densitas yang sangat kecil. Resolusi kontras meningkat seiring dengan peningkatan ukuran *pixel*. Beberapa faktor yang mempengaruhi resolusi kontras meliputi eksposur, FOV (*Field of View*), rekonstruksi algoritma (*filter kernel*), dan ketebalan irisan. Untuk meningkatkan resolusi kontras citra, dapat dilakukan dengan cara memperbesar ukuran *pixel*, meningkatkan nilai mAs, dan ketebalan irisan (Bushberg dkk, 2002). Batas toleransi untuk nilai resolusi kontras rendah yaitu > 1 (BAPETEN, 2011).

2.3 Iterative Reconstruction (IR)

Berbeda dengan metode konvensional *Filter Back Projection* (FBP), *Iterative reconstruction* (IR) menggabungkan aspek fisik akuisisi citra CT dengan pendekatan statistik atau model (Geyer dkk, 2015). Metode IR berbasis statistik mempertimbangkan fluktuasi dalam pengukuran proyeksi secara statistik, sementara yang berbasis model mencakup deskripsi yang lebih kompleks dari aspek fisik dan optik, menghasilkan representasi yang lebih baik tetapi memerlukan waktu rekonstruksi yang lebih lama (Barca dkk, 2021).

Iterative reconstruction (IR) adalah metode rekonstruksi yang digunakan untuk mendapatkan citra dengan *noise* yang rendah dan resolusi spasial tinggi, tetapi dengan perkalian arus waktu (mAs) yang rendah (Brady dkk, 2011). Tabel 2.1

menjelaskan algoritma *IR* pada beberapa vendor pesawat CT *Scan* (Seeram, 2016), sedangkan Tabel 2.2 menunjukkan fitur yang bekerja pada masing-masing program iterasi (Qiu D & Seeram, 2016).

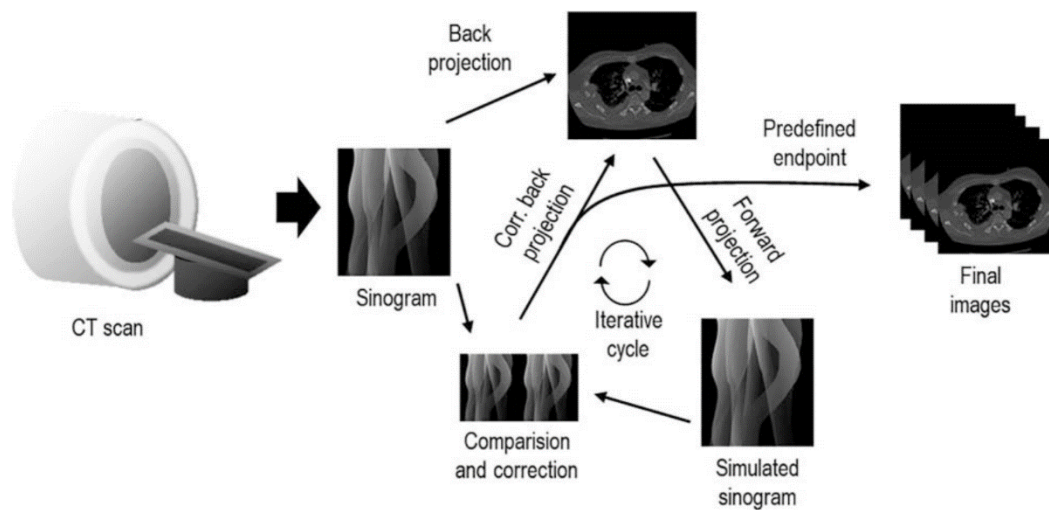
Tabel 2.1 Contoh Algoritma *Iterative Reconstruction* pada Empat Vendor CT *Scan* Terbesar (Seeram, 2016).

Vendor CT	Algoritma <i>Iterative Reconstruction</i> (<i>IR</i>)	Singkatan
<i>GE Healthcare</i>	<i>Adaptive Statistical Iterative Reconstruction</i>	ASIR
<i>GE Healthcare</i>	<i>Veo Model-Based Iterative Reconstruction</i> (dengan penggunaan modelling statistic yang optimal)	Veo (MBIR)
<i>GE Healthcare</i>	<i>ASIR-V</i> (termasuk pemodelan <i>noise</i> dan objek tingkat lanjut dengan beberapa pemodelan fisika)	ASIR-V
<i>Siemens Healthcare</i>	<i>Image Reconstruction in Image Space</i>	IRIS
<i>Siemens Healthcare</i>	<i>Sinogram-Affirmed Image Reconstruction</i>	SAFIRE
<i>Siemens Healthcare</i>	<i>Advance Modeled Iterative Reconstruction</i>	ADMIRE
<i>Philips</i>	<i>iDose</i> (proses iterasi dalam proyeksi (sinogram) dan dominan gambar)	iDose
<i>Toshiba Medical System</i>	<i>Toshiba Medical System</i>	AIDR
<i>Toshiba Medical System</i>	<i>Toshiba Medical System 3D</i>	AIDR 3D

Tabel 2.2 Perbedaan Inti Antara Beberapa Algoritma *Iterative Reconstruction (IR)* pada Vendor yang Berbeda (Qiu D & Seeram, 2016).

Algoritma <i>Iterative Reconstruction (IR)</i>	Fitur
ASIR	Generasi <i>hybrid</i> pertama dari algoritma rekonstruksi yang digabungkan dengan penambahan 10% FBP disesuaikan pilihan pengguna. Berdasarkan pada pemodelan statistical <i>noise</i> dan objek.
Veo (MBIR)	Algoritma <i>Iterative Reconstruction (IR)</i> berdasarkan pemodelan iterasi penuh.
ASIR-V	Generasi selanjutnya dari algoritma ASIR. Berdasarkan pada modeling fisika, juga statistik dan objek.
IRIS	Algoritma <i>Iterative Reconstruction</i> pertama kali.
SAFIRE	Mencakup perbedaan dua koreksi loop iterasi. Koreksi pertama ditunjukkan pada <i>raw</i> data untuk menghilangkan artefak, sebelum mengurangi <i>noise</i> dalam ruang gambar.
ADMIRE	Generasi selanjutnya dari algoritma SAFIRE.
iDose4	Koreksi iterasi ditunjukkan pada kedua data proyeksi dan ruang gambar.
AIDR	Koreksi iterasi hanya ditunjukkan pada gambar utama dan tidak pada data proyeksi. Waktu prosesing yang cepat namun terbatas dalam penurunan dosis secara keseluruhan.
AIDR 3D	Generasi selanjutnya dari algoritma AIDR. Koreksi iterasi ditunjukkan dalam kedua <i>raw</i> data dan dominan gambar. Penggabungan yang berat ditambahkan untuk menghindari penampakan tambahan dalam gambar.

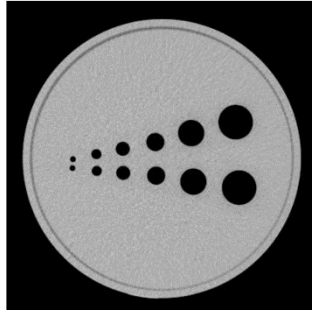
Metode IR pada Gambar 2.2 diawali dengan pembuatan citra serupa dengan FBP. Setelah itu, estimasi citra diproyeksikan menjadi sinogram buatan dan koreksi secara iteratif dengan membandingkannya terhadap sinogram *raw* data asli. Setiap kali perbandingan dilakukan, perbedaan antara sinogram buatan dan sinogram asli dihitung dan citra diperbaiki berdasarkan perbedaan tersebut. Proses ini diulangi berkali-kali hingga hasil perbaikan memenuhi kondisi akhir yang ditentukan oleh algoritma. Tujuan dari iterasi ini adalah untuk meminimalkan perbedaan antara sinogram buatan dan sinogram asli, sehingga menghasilkan citra yang lebih akurat dan sesuai dengan data asli (Arndt dkk, 2020).



Gambar 2.2 Ilustrasi sederhana proses *iterative reconstruction* (Arndt dkk, 2020)

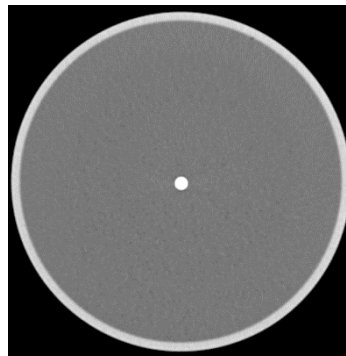
2.4 *Phantom American Association of Physicists in Medicine (AAPM)*

Phantom American Association of Physicists in Medicine (AAPM) dibuat dengan tujuan untuk menetapkan kinerja CT dan menyajikan metode pengujian kinerja yang praktis. *Phantom* ini dapat mengukur beberapa aspek seperti standarisasi rutin, *beam width*, *spatial uniformity*, *linearitas/contrast*, resolusi spasial, *linespread*, *noise*, *size independence*, dan dosis serap. *Phantom* ini disimpan dalam wadah transparan yang akan diisi dengan air, yang menjaga sistem tetap dalam posisi yang sesuai (AAPM, 2013).



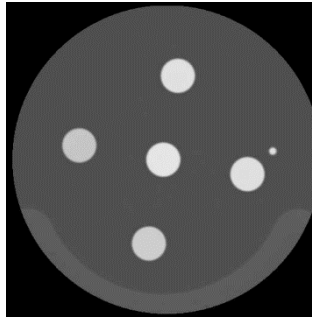
Gambar 2.3 *Contrast test object* (AAPM, 2013)

1. *Contrast test object* seperti yang terlihat pada Gambar 2.3 dapat menilai kemampuan pemindai dalam mendeteksi perbedaan kepadatan yang kecil. Modul ini adalah sebuah blok disk akrilik padat setara dengan 8,5 inci diameter luar dan 2,5 inci panjang, memiliki 12 rongga yang dapat diisi dengan kedalaman 2,25 inci. Dua rongga untuk setiap ukuran dengan diameter 1, 0.75, 0.50, 0.375, 0.25, dan 0.125 inci, terletak dua kali diameter mereka dari garis Tengah. Rongga-rongga dapat dengan mudah diisi dari luar dengan larutan dektosa atau natrium klorida dengan berbagai konsentrasi.



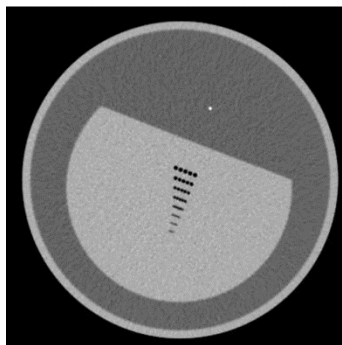
Gambar 2.4 *Alignment Pin* (AAPM, 2013)

2. *Alignment Pin* pada Gambar 2.4 berdiameter 0.25 inci dengan panjang 3 inci yang ditempatkan secara aksial di dalam pelat penutup phantom.



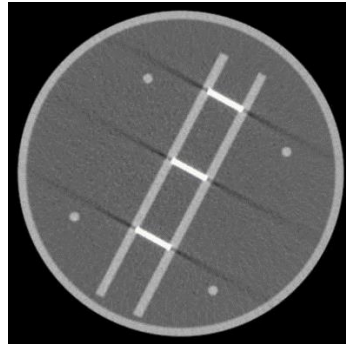
Gambar 2.5 *CT Number Linearity Insert* (AAPM, 2013)

3. *CT Number Linearity Insert* pada Gambar 2.5 memiliki 7,5 inci diameter luar dan 2,5 inci panjang, termasuk batang dengan diameter 1 inci. Batang-batang terbuat dari polietilena, PMMA (akrilik), polikarbonat, polistirena, dan nilon. Nilai densitas (g/cc) adalah polietilena – 0.95, polistiren – 1.05, nilon – 1.1, akrilik – 1.19, polikarbonat – 1.20.



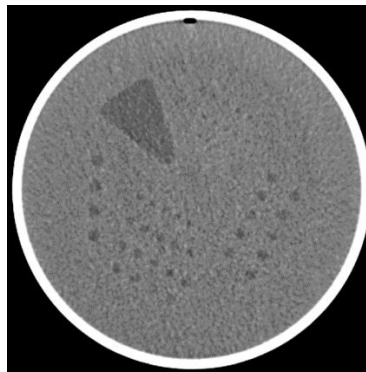
Gambar 2.6 *Resolution Insert* (AAPM, 2013)

4. *Resolution Insert* pada Gambar 2.6 memiliki ukuran diameter luar 5,7 inci dan panjang 2,5 inci, terdapat objek uji yang setara dengan akrilik yang memiliki delapan set lubang udara (lima lubang per set). Lubang-lubang memiliki diameter 1.75, 1.5, 1.25, 1.00, 0.75, 0.61, 0.50, dan 0.40 mm. jarak antara setiap lubang sama dengan diameter lubangnya. Setiap baris memiliki jarak 5 mm. selain itu terdapat kawat baja tahan karat berdiameter 0.009 inci yang ditempatkan secara longitudinal di dalamnya untuk menghitung fungsi penyebaran garis.



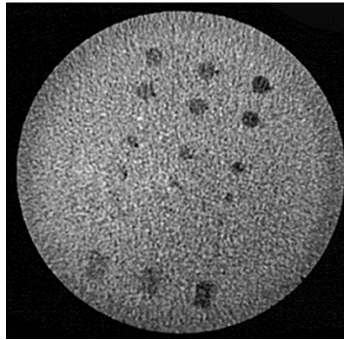
Gambar 2.7 *Slice Thickness Insert* (AAPM, 2013)

5. *Slice thickness insert* pada Gambar 2.7 memiliki diameter dengan ukuran luar 7,5 inci dan Panjang 3,5 inci. Terdapat tiga strip aluminium dengan dimensi 0,02 x 1,00 inci yang miring dengan sudut 45°, diletakkan di Tengah dan diselaraskan secara vertikal.



Gambar 2.8 *Low Contrast Insert* (AAPM, 2013)

6. *Low contrast insert* pada Gambar 2.8 epoxy eksklusif memiliki diameter luar 8 inci dan panjang 1,18 inci memiliki densitas CT 6 – 10 HU lebih tinggi dari air. Objek uji ini memiliki rangkaian lubang berisi air dengan diameter berkisar dari 2,5 hingga 7,5 mm, dengan selisih 0,5 mm. jarak antara pusat lubang adalah dua kali diameter lubang untuk setiap ukuran target.



Gambar 2.9 *Low Contrast Insert - Spherical Targets* (AAPM, 2013)

7. *Low contrast insert – spherical targets* pada Gambar 2.9 memiliki diameter luar 8 inci dengan panjang 1,18 inci dengan latar belakang yang setara dengan *Plastic Water®*. Dalam objek uji ini terdapat bola-bola dengan nilai CTU 5, 10, dan 20 di bawah latar belakang, serta 3 penutup referensi untuk setiap material yang digunakan sebagai bola.

2.5 Four-Alternative Forced Choice (4-AFC)

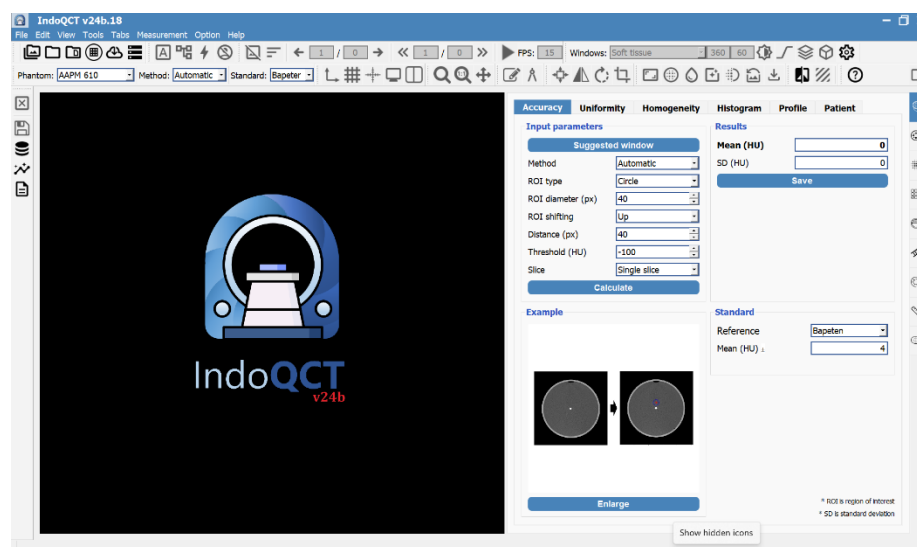
Four-Alternative Forced Choice (4-AFC) merupakan variasi dari *Two-Alternative Forced Choice* (2-AFC), sebuah metode psikofisik yang pertama kali dikembangkan oleh Gustav Theodor Fechner. Tes ini mengumpulkan respons dari peserta mengenai pengalaman mereka terhadap suatu rangsangan. “empat” dan “dua” mengindikasikan jumlah opsi kandidat yang tersedia setiap kali peserta membuat pilihan. Dengan demikian, tes tersebut dapat diadaptasi menjadi format pilihan paksa “*N*”-alternatif (N-AFC) tergantung pada setiap desain eksperimen tertentu (Zhang dkk, 2016).

Dalam bidang radiologi, tes 2-AFC, 4-AFC, dan 9-AFC telah digunakan untuk studi deteksi. Peserta adalah pengamat gambar, terutama ahli radiologi, dan stimulusnya dapat berupa lesi yang hadir atau tidak pada citra. Dengan menguji kecepatan pengambilan keputusan dan keakuratan pilihan kinerja pengamat dalam mendiagnosis lesi, kualitas metode pencitraan dalam menampilkan lesi dapat dievaluasi (Zhang dkk, 2016).

2.6 IndoQCT

IndoQCT adalah sebuah perangkat lunak yang dikembangkan oleh Departemen Fisika, khususnya dalam bidang radiasi medik di Fakultas Sains dan Matematika, Universitas Diponegoro, Semarang. Perangkat lunak ini digunakan untuk mengevaluasi *low contrast* pada citra CT secara manual maupun otomatis. Fitur-fitur yang tersedia dalam IndoQCT mencakup berbagai kemampuan untuk mengukur kualitas citra CT dengan menggunakan berbagai jenis *phantom* (Anam dkk, 2022). Untuk mengunduh perangkat lunak IndoQCT dapat dilakukan melalui situs www.indosect.com.

IndoQCT menyediakan beberapa fitur tambahan, termasuk analisis tekstur, beberapa metode pengurangan *noise*, pilihan *window* yang beragam, pengukuran parameter AFC, serta kemampuan untuk memformat ulang gambar dalam berbagai orientasi seperti sagital, koronal, miring, dan bidang tidak teratur. Selain itu, semua parameter pengukuran kualitas citra dan laporannya dapat disimpan langsung dalam *database* yang dapat dianalisis. Pengembangan indoQCT dimulai sejak tahun 2018 menggunakan Bahasa program Matlab dan pada tahun 2021 dilakukan pengembangan kembali menggunakan bahasa pemrograman Phyton untuk memudahkan distribusi (Anam dkk, 2023). Tampilan IndoQCT dapat dilihat pada Gambar 2.10.



Gambar 2.10 IndoQCT