



Aliansi Fisikawan Medik Indonesia

REKOMENDASI AFISMI No. 2

Kendali Mutu Pesawat Sinar-X Radiografi Umum dan *Mobile* Pedoman Teknis untuk Fisikawan Medik

Lukmanda Evan Lubis
Indah Lestariningsih
Muhammad Roslan A. Gani
Muhammad Leo Eriyanto Yuliansyah
Ika Hariyati
Hanendya Disha Randy Raharja
Mahfudz Fauzan
Syaukha Ahmad Risyad

Juli 2026

No. Rekomendasi

2

Kendali Mutu Radiografi Umum dan Mobile: Pedoman Teknis untuk Fisikawan Medik

Aliansi Fisikawan Medik Indonesia

Lukmanda Evan Lubis, S.Si., M.Si., Dr., F.Med. (Sp.RDI) (Editor)

*Departemen Fisika, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Universitas Indonesia,
Kampus UI Depok, Depok 16424*

Indah Lestariningsih, S.Si., M.Si.

Instalasi Radiologi, Rumah Sakit Umum Daerah Leuwiliang, Bogor 16640

Muhammad Roslan Abdul Gani, S.Si., M.Si.

Instalasi Radiodiagnostik, Rumah Sakit Kanker "Dharmas", Jakarta 11420

Muhammad Leo Eriyanto Yuliansyah, S.Si., M.Si.

*Laboratorium Proteksi Radiasi dan Uji Kesesuaian, Balai Pengamanan Alat dan Fasilitas Kesehatan
Jakarta, 10570*

Ika Hariyati, S.Si., M.Si.

PT. Interskala Medika Solusindo, Kota Tangerang, Banten 15147

Mahfudz Faudzan, S.Si., M.Si.

Unit Radiologi, RSUD Umar Wirahadikusumah, Sumedang 45311

Hanendya Disha Randy Raharja, S.Si.

Departemen Radiologi, MRCCC Siloam Hospitals Semanggi, Jakarta 12930

Syaukha Ahmad Risyad, S.Si., M.Si.

*Center for Medical Physics and Biophysics, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam,
Universitas Indonesia, Kampus UI Depok, Depok 16424*

Disclaimer

Buku **Kendali Mutu Radiografi Umum dan Mobile: Pedoman Teknis untuk Fisikawan Medik** ini disusun untuk tujuan referensi edukasi dan panduan teknis. Seluruh merek peralatan yang disebutkan dan/atau ditampilkan dalam buku ini hanya digunakan sebagai referensi dan contoh praktis, tanpa adanya maksud untuk mendukung atau mengiklankan produk tertentu. AFISMI tidak memiliki konflik kepentingan dengan pihak mana pun terkait penyebutan merek dalam buku pedoman ini.

Diterbitkan oleh:

Aliansi Fisikawan Medik Indonesia (AFISMI)
Sekretariat: Jl. SMP 211 No.42, RT.5/RW.7, Srengseng Sawah, Kec. Jagakarsa, Kota
Jakarta Selatan, Jakarta 12630
sekretariat.afismi@gmail.com | <http://afismi.org>

©2026 Hak Cipta Dilindungi Undang-Undang

Pengantar

Puji syukur kami panjatkan kepada Tuhan Yang Maha Esa, karena dengan rahmat dan izin-Nya, buku dengan judul Pedoman Teknis Fisikawan Medik: Kendali Mutu Radiografi Umum dan *Mobile* ini dapat disusun dan diterbitkan. Buku ini diharapkan menjadi panduan yang komprehensif bagi Fisikawan Medik dan tenaga kesehatan lainnya yang terlibat dalam pelayanan radiologi, khususnya dalam penerapan kendali mutu pesawat sinar-X di bidang radiografi umum.

Dengan berkembangnya teknologi radiologi dan peningkatan kebutuhan keselamatan serta kualitas pelayanan, kendali mutu peralatan radiografi telah menjadi suatu keharusan. Peraturan Bapeten No. 4 Tahun 2020 mengharuskan setiap fasilitas kesehatan yang menggunakan pesawat sinar-X untuk melakukan kendali mutu internal secara berkala guna memastikan keselamatan pasien, tenaga medis, dan lingkungan. Melalui pengukuran yang akurat dan analisis mendalam terhadap kinerja peralatan, kita dapat memastikan bahwa peralatan radiografi bekerja sesuai dengan standar yang ditetapkan.

Dalam konteks penguatan profesionalisme, Keputusan Menteri Kesehatan Republik Indonesia nomor HK.01.07/MENKES/322/2020 menetapkan bahwa kemampuan Fisikawan Medik dalam melaksanakan kendali mutu (*Quality Control/QC*) radiografi adalah bagian dari standar kompetensi yang wajib dikuasai. Ini relevan dengan amanat Peraturan Menteri Kesehatan Republik Indonesia no. 24 Tahun 2020 tentang pelayanan radiologi klinik, yang menekankan pentingnya jaminan mutu dalam setiap proses pelayanan radiologi untuk mendukung diagnosis dan terapi yang tepat dan aman.

Secara internasional, IAEA Human Health Series No. 25 menggarisbawahi pentingnya standar kualifikasi dan kompetensi Fisikawan Medik, termasuk kemampuan dalam melaksanakan kendali mutu di bidang radiologi. Buku ini sejalan dengan rekomendasi tersebut, karena memberikan panduan bagi Fisikawan Medik untuk dapat melaksanakan tugas kendali mutu sesuai standar internasional.

Lebih jauh, buku ini juga mengacu pada IAEA Human Health Series No. 47, yang merupakan panduan teknis mengenai prosedur dan pengukuran kendali mutu di bidang radiologi. Dokumen ini menekankan pentingnya pemantauan rutin terhadap peralatan radiologi untuk memastikan keamanan dan efektivitas dalam penggunaannya. Panduan yang diberikan dalam buku ini akan membantu para praktisi di Indonesia menerapkan standar kendali mutu yang tinggi sesuai dengan pedoman IAEA tersebut.

Sebagai organisasi profesi yang menaungi Fisikawan Medik di Indonesia, AFISMI berkomitmen untuk terus meningkatkan kompetensi anggotanya dalam pelaksanaan kendali mutu di bidang radiologi, termasuk radiografi umum. Buku ini diharapkan dapat menjadi salah satu rujukan penting dalam upaya tersebut, memberikan panduan teknis dalam pengukuran dan analisis kendali mutu pesawat sinar-X, serta mendorong penerapan standar nasional dan internasional.

Akhir kata, kami ucapkan terima kasih kepada penulis dan semua pihak yang telah berkontribusi dalam penyusunan buku ini. Semoga buku ini bermanfaat dalam meningkatkan kualitas pelayanan radiologi di Indonesia dan mendukung tercapainya pelayanan kesehatan yang lebih aman dan berkualitas.

Depok, Juli 2026
Ketua Umum
Aliansi Fisikawan Medik Indonesia

Abstrak.....	7
Pendahuluan	8
Teknologi Pesawat Radiografi Umum dan Mobile	9
Landasan Teori Kendali Mutu Radiografi Umum dan Mobile.....	25
Tujuan, Ruang Lingkup, Acuan, dan Definisi	30
Metode Pengujian	40
A.1. Cek visual	40
A.2. Uji mekanik dan interlock.....	40
A.3. Kalibrasi reseptor citra (CR/DR)	41
A.4. Kondisi kaset dan imaging plate (khusus CR)	43
A.5. Jarak dan skala	43
B.1. Iluminasi.....	44
B.2. Lapangan kolimasi	45
B.3. Ketegaklurusan berkas	46
C.1. Akurasi tegangan	47
C.2. Akurasi waktu penyinaran.....	48
C.3. Linieritas keluaran radiasi.....	49
C.4. Reproduksiabilitas keluaran radiasi.....	50
C.5. Kualitas berkas sinar-X (HVL)	51
C.6. Kebocoran wadah tabung	53
D.1. AEC – timer darurat.....	54
D.2. AEC – uniformitas	54
D.3. AEC – Penjejukan.....	56
D.4. AEC – waktu respon minimum.....	58
E.1. Uji uniformitas citra dan artefak	59
E.2. Uniformitas citra dan sensitivitas pelat (khusus CR)	60
E.3. Dosis reseptor citra	61
E.4. Kemampuan deteksi kontras rendah	62
E.5. Resolusi spasial (MTF)	63
E.6. <i>Dark noise</i>	67
E.7. <i>Ghosting</i> (khusus CR)	68
F.1. Akurasi metrik dosis radiasi	69
F.2. Informasi dosis pasien	70
G.1. Uji performa monitor	71

Kendali Mutu Radiografi Umum dan Mobile: Pedoman Teknis untuk Fisikawan Medik

ABSTRAK

Prosedur pencitraan medis planar dengan menggunakan pesawat sinar-X radiografi umum adalah prosedur terbanyak yang dilaksanakan di instalasi radiologi diagnostik. Tingginya populasi pasien prosedur ini menjadikan urgensi pelaksanaan kendali mutu peralatan sejenis menjadi sangat tinggi dan mendesak. Dalam Rekomendasi ini, Aliansi Fisikawan Medik Indonesia (AFISMI) menyusun panduan teknis pelaksanaan kendali mutu untuk pesawat radiografi umum dan *mobile* yang mengacu pada literatur dan standar internasional yang telah disesuaikan. Terdapat 25 parameter uji yang direkomendasikan untuk dilaksanakan secara rutin dengan waktu pelaksanaan dan frekuensi uji yang dapat disesuaikan. Parameter yang dimaksud mencakup Cek Visual, Uji Mekanik dan *Interlock*, Artefak Citra, Iluminasi, Lapangan Kolimasi, Ketegaklurusan Berkas, Akurasi Tegangan, Akurasi Waktu Penyinaran, Linearitas Keluaran Radiasi, Reprodusibilitas Keluaran Radiasi, Reprodusibilitas Tegangan Puncak, Reprodusibilitas Waktu Penyinaran, Kualitas Berkas Sinar-X (*Half Value Layer*, HVL), Kebocoran Wadah Tabung, Informasi Dosis Radiasi Pasien, Akurasi Matriks Dosis Radiasi (*Incident Air Kerma*, IAK/*Dose-Area Product*, DAP), *Automatic Exposure Control* (AEC)-Timer Darurat, AEC-Uniformitas, AEC-Penjejakan, AEC-Waktu Respon Minimum, Kualitas Citra (*Modulation Transfer Function*, MTF), Uji Respon Reseptor Citra (*Computed Radiography*, CR/*Digital Radiography*, DR), Uji *Viewing Boxes*, Uji Film Processor, dan Kalibrasi Monitor. Selain metode pengukuran, Rekomendasi ini juga disertai dengan metode pengolahan, analisa dan pengambilan keputusan tindak lanjut berdasarkan hasil uji.

Kata kunci: jaminan kualitas, kendali mutu, radiografi *mobile*, radiografi umum.

1. PENDAHULUAN

Kendali mutu (*quality control*, QC) merupakan tahapan tak terpisahkan dari program jaminan mutu (*quality assurance*, QA) pelayanan Radiologi Diagnostik dan Intervensional. Sebagai salah satu komitmen manajemen Rumah Sakit dalam memberikan layanan terbaik bagi pasien, QC merupakan aspek wajib yang harus dilaksanakan secara rutin dengan melibatkan partisipasi aktif berbagai profesi multidisiplin. Pada layanan Radiologi Diagnostik dan Intervensional yang menggunakan radiasi pengion, program jaminan kualitas juga melibatkan aspek Fisika yang secara nasional diatur dalam Peraturan BAPETEN Nomor 4 tahun 2020 tentang Keselamatan Radiasi pada Penggunaan Pesawat Sinar-X dalam Radiologi Diagnostik dan Intervensional dan Peraturan BAPETEN Nomor 2 tahun 2018 tentang Uji Kesesuaian Pesawat Sinar-X Radiologi Diagnostik dan Intervensional. Dalam kedua peraturan tersebut, disebutkan bahwa performa Fisika peralatan wajib diperiksa secara rutin oleh Penguji Berkualifikasi dan hasilnya dievaluasi (disertifikasi) oleh BAPETEN.

Disamping pengujian dari pihak luar (Penguji Berkualifikasi yang ditunjuk BAPETEN), proses yang lebih penting adalah pelaksanaan QC oleh Fisikawan Medik sebagai perwakilan Rumah Sakit (kendali mutu internal). Merujuk kepada Peraturan Menteri Kesehatan Nomor 83 Tahun 2015 tentang Standar Pelayanan Fisika Medik, tahapan QC peralatan merupakan standar layanan Fisika Medis yang pelaksanaannya menjadi tugas Fisikawan Medik. Dengan kedudukan pelaksanaan QC sebagai standar layanan, maka panduan teknis ini disusun sebagai upaya awal standarisasi metode QC Fisika di lingkungan klinis demi mencapai keseragaman persepsi dan metoda QC.

Dokumen panduan ini disusun atas kerjasama para anggota Aliansi Fisikawan Medik Indonesia (AFISMI) dan dibuat berdasarkan pengalaman di lapangan serta rujukan dari literatur mengenai pengujian Fisika rutin untuk Pesawat Sinar-X Radiografi Umum dan *Mobile*. Dokumen ini terdiri atas prosedur teknis untuk uji Fisika rutin yang akan disusul dengan dokumen evaluasi dalam bentuk digital (MS Excel) yang mendampingi. Jika sewaktu-waktu terdapat perubahan ataupun perkembangan teknologi yang menyebabkan sebagian atau seluruh isi dari panduan teknis ini menjadi kurang relevan secara ilmiah, maka panduan lain akan disusun untuk melengkapi dan/atau memperbaiki panduan ini.

2. TEKNOLOGI PESAWAT RADIOGRAFI UMUM DAN MOBILE

2.1 Konsep Dasar Sistem Radiografi Umum

Pesawat radiografi umum adalah sistem pencitraan sinar-X yang dirancang untuk menghasilkan citra proyeksi dua dimensi dari struktur anatomi pasien. Modalitas ini digunakan secara luas untuk pemeriksaan toraks, abdomen, ekstremitas, tulang belakang, pelvis, dan berbagai pemeriksaan radiografi konvensional lainnya. Secara fisika, sistem radiografi bekerja dengan membangkitkan berkas sinar-X dari tabung sinar-X, mengarahkan berkas tersebut ke tubuh pasien, dan merekam pola atenuasi radiasi yang keluar dari pasien menggunakan reseptor citra. Perbedaan atenuasi antara tulang, jaringan lunak, udara, lemak, dan bahan kontras menghasilkan perbedaan sinyal pada reseptor citra yang kemudian ditampilkan sebagai citra radiografi.

Pada radiografi umum, citra yang dihasilkan merupakan citra proyeksi. Artinya, struktur tiga dimensi tubuh pasien diproyeksikan menjadi citra dua dimensi. Oleh karena itu, kualitas citra tidak hanya ditentukan oleh karakteristik tabung sinar-X dan reseptor citra, tetapi juga oleh geometri penyinaran, posisi pasien, jarak fokus ke reseptor citra, kolimasi, penggunaan grid, teknik eksposi, dan pemrosesan citra. Keterbatasan utama radiografi proyeksi adalah superposisi anatomi, sedangkan keunggulannya adalah pemeriksaan relatif cepat, biaya lebih rendah, dosis lebih rendah dibandingkan beberapa modalitas tomografi, dan ketersediaan alat yang luas di fasilitas pelayanan kesehatan.

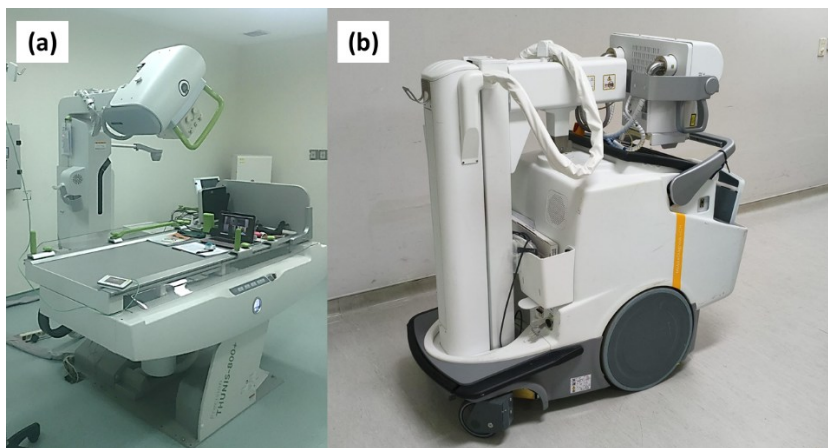
Secara umum, pesawat radiografi terdiri atas subsistem pembangkit sinar-X, subsistem pembatas dan pengarah berkas, subsistem penopang mekanik, subsistem meja atau bucky stand, subsistem reseptor citra, subsistem kendali eksposi, serta subsistem pemrosesan dan tampilan citra. Pada sistem modern berbasis digital radiography (DR), sebagian besar proses akuisisi, pemrosesan, penyimpanan, dan distribusi citra telah terintegrasi dengan komputer akuisisi, picture archiving and communication system (PACS), radiology information system (RIS), dan standar komunikasi DICOM.

2.2 Klasifikasi Pesawat Radiografi Umum

Berdasarkan mobilitas dan cara pemasangannya, pesawat radiografi umum dapat dibedakan menjadi pesawat radiografi terpasang tetap dan pesawat radiografi mobile (Gambar 2.1). Pesawat terpasang tetap dipasang secara permanen di ruang radiografi dan umumnya memiliki generator, tabung, kolimator, meja pasien, bucky table, bucky stand, dan panel kendali yang terintegrasi. Sistem ini digunakan untuk pemeriksaan rutin dengan kondisi

geometri yang lebih terkontrol, seperti pemeriksaan dada berdiri, pemeriksaan ekstremitas, abdomen, tulang belakang, dan pelvis.

Pesawat radiografi mobile dirancang agar dapat dipindahkan dari satu lokasi ke lokasi lain. Pesawat ini biasanya digunakan di ruang rawat inap, intensive care unit, unit gawat darurat, ruang operasi, neonatal intensive care unit, atau area klinis lain ketika pasien tidak memungkinkan dipindahkan ke ruang radiografi. Pesawat mobile dapat menggunakan generator bertenaga baterai atau daya listrik langsung, memiliki roda penggerak, lengan penopang tabung yang dapat digerakkan, kolimator, panel kendali, serta sistem reseptor citra berupa kaset CR atau detektor DR portabel. Pada sistem mobile DR modern, detektor nirkabel dan komputer akuisisi terintegrasi memungkinkan citra ditinjau segera setelah eksposi.



Gambar 2.1. Pesawat sinar-x radiografi (a) terpasang tetap dan (b) mobile.

Berdasarkan teknologi reseptor citra, sistem radiografi dapat dibagi menjadi radiografi film-screen, computed radiography (CR), dan digital radiography (DR). Sistem film-screen menggunakan film radiografi dan intensifying screen sebagai media perekam citra. Sistem CR menggunakan imaging plate berbasis photostimulable phosphor yang dibaca oleh CR reader. Sistem DR menggunakan detektor digital langsung atau tidak langsung yang dapat menghasilkan citra digital tanpa proses pembacaan kaset terpisah. Pada praktik klinis saat ini, sistem DR semakin dominan karena efisiensi alur kerja, kecepatan akuisisi, kemudahan integrasi PACS, dan kemampuan pemrosesan citra digital.

2.3 Tabung Sinar-X

Tabung sinar-X (Gambar 2.2) merupakan komponen utama yang menghasilkan radiasi sinar-X. Tabung ini berupa tabung vakum yang berisi katoda dan anoda.

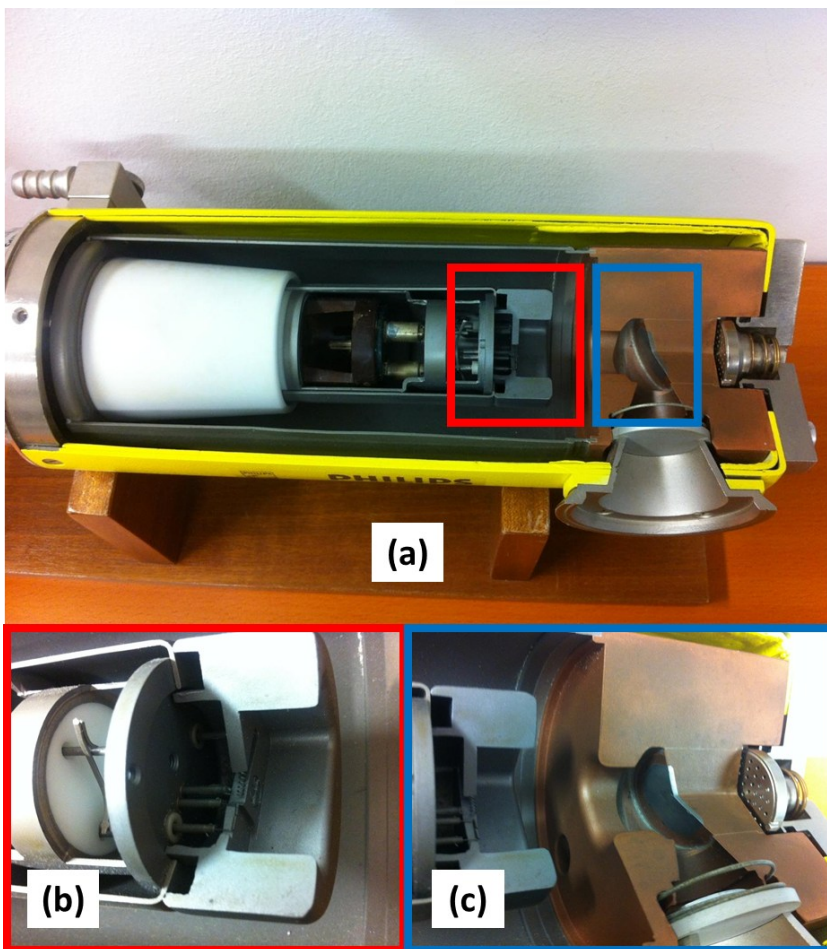
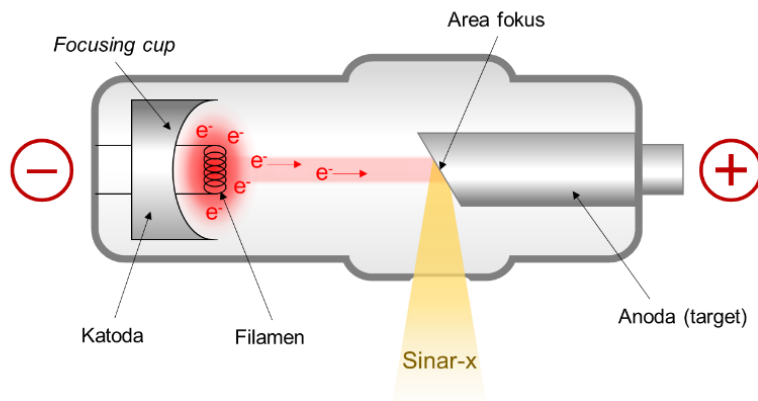
Katoda berfungsi sebagai sumber elektron, sedangkan anoda berfungsi sebagai target tempat elektron berenergi tinggi menumbuk dan menghasilkan sinar-X. Ketika arus filamen diberikan pada katoda, filamen menjadi panas dan melepaskan elektron melalui emisi termionik. Elektron tersebut kemudian dipercepat menuju anoda oleh tegangan tinggi antara katoda dan anoda. Saat elektron menumbuk target anoda, sebagian kecil energinya dikonversi menjadi sinar-X, sedangkan sebagian besar berubah menjadi panas.

Katoda umumnya terdiri atas filamen tungsten dan focusing cup. Filamen menghasilkan elektron melalui pemanasan, sedangkan focusing cup membantu memfokuskan awan elektron menuju area target anoda. Banyak tabung radiografi memiliki dua filamen, yaitu focal spot kecil dan focal spot besar. Focal spot kecil digunakan ketika diperlukan resolusi spasial lebih tinggi, sedangkan focal spot besar digunakan untuk eksposi dengan beban panas tinggi atau mA besar. Pemilihan focal spot merupakan kompromi antara ketajaman geometrik dan kapasitas panas tabung.

Anoda pada tabung radiografi dapat berupa anoda diam atau anoda berputar. Pada radiografi umum, anoda berputar lebih lazim digunakan karena mampu menyebarkan panas pada area target yang lebih luas. Target anoda biasanya terbuat dari tungsten atau paduan tungsten-rhenium karena memiliki nomor atom tinggi, titik leleh tinggi, dan efisiensi produksi sinar-X yang relatif baik. Sudut anoda mempengaruhi ukuran focal spot efektif dan cakupan lapangan radiasi. Sudut anoda yang lebih kecil menghasilkan focal spot efektif yang lebih kecil, tetapi membatasi cakupan lapangan karena efek heel anoda.

Efek heel anoda adalah variasi intensitas radiasi sepanjang sumbu anoda-katoda akibat penyerapan sebagian foton di dalam material target anoda. Intensitas berkas lebih rendah pada sisi anoda dan lebih tinggi pada sisi katoda. Dalam praktik klinis, efek ini dapat dimanfaatkan dengan menempatkan bagian tubuh yang lebih tebal pada sisi katoda agar memperoleh intensitas radiasi lebih besar. Namun, efek ini juga perlu dipahami dalam kendali mutu karena dapat mempengaruhi uniformitas paparan dan kualitas citra.

Tabung sinar-X dilindungi oleh housing atau wadah tabung. Housing berfungsi sebagai pelindung mekanik, isolasi listrik, peredam panas, dan perisai radiasi bocor. Di dalam housing terdapat minyak isolasi atau bahan pendingin lain yang membantu membuang panas dari tabung. Housing juga dilengkapi jendela keluaran berkas, tempat sinar-X keluar menuju kolimator. Kebocoran radiasi dari housing harus dikendalikan agar tidak melebihi batas keselamatan yang ditetapkan. Oleh karena itu, uji kebocoran wadah tabung merupakan bagian penting dalam program kendali mutu.



Gambar 2.2. Skematika dan (a) Tabung sinar-x secara lengkap dengan (b) katoda dan (c) anoda.

2.4 Generator Tegangan Tinggi

Generator tegangan tinggi berfungsi menyediakan beda potensial tinggi antara katoda dan anoda serta mengatur arus tabung dan waktu eksposi. Tegangan tabung atau kVp menentukan energi maksimum foton sinar-X dan mempengaruhi daya tembus berkas, kontras citra, serta dosis pasien. Arus tabung atau mA menentukan jumlah elektron yang mengalir dari katoda ke anoda per satuan waktu, sehingga berhubungan dengan jumlah foton sinar-X yang dihasilkan. Produk arus dan waktu eksposi, yaitu mAs, merupakan indikator utama kuantitas radiasi yang dihasilkan.

Pada pesawat radiografi generasi lama, generator dapat berupa generator satu fase atau tiga fase. Generator satu fase menghasilkan keluaran tegangan yang berdenyut dengan ripple besar, sedangkan generator tiga fase menghasilkan keluaran yang lebih stabil. Sistem modern umumnya menggunakan generator frekuensi tinggi. Generator frekuensi tinggi memiliki ripple tegangan lebih kecil, efisiensi lebih tinggi, waktu eksposi lebih presisi, dan keluaran radiasi lebih konsisten dibandingkan generator satu fase. Stabilitas generator sangat penting karena variasi kVp, mA, atau waktu eksposi dapat menyebabkan perubahan kualitas citra dan dosis pasien.

Generator juga mengatur urutan eksposi, termasuk persiapan rotasi anoda, pemanasan filamen, aktivasi eksposi, dan penghentian eksposi. Pada sistem dengan automatic exposure control (AEC), generator menghentikan eksposi berdasarkan sinyal dari detektor AEC ketika paparan yang memadai telah tercapai. Apabila AEC gagal menghentikan eksposi, backup timer atau timer darurat harus menghentikan eksposi untuk mencegah paparan berlebih. Fungsi ini menjadi dasar pengujian AEC timer darurat dalam kendali mutu radiografi.

2.5 Kolimator dan Pembatas Berkas

Kolimator adalah perangkat yang terpasang pada keluaran tabung sinar-X untuk membatasi ukuran dan bentuk lapangan radiasi. Kolimator radiografi umumnya terdiri atas daun kolimator primer dan sekunder yang terbuat dari timbal atau material penyerap radiasi lainnya. Daun kolimator dapat digerakkan untuk mengatur ukuran lapangan radiasi sesuai area anatomi yang diperiksa. Pembatasan lapangan radiasi sangat penting untuk menurunkan dosis pasien, mengurangi radiasi hambur, dan meningkatkan kontras citra.

Kolimator dilengkapi lampu kolimator dan cermin untuk memproyeksikan lapangan cahaya yang merepresentasikan lapangan radiasi. Prinsipnya, cahaya tampak diarahkan melalui sistem cermin sehingga lapangan cahaya pada

permukaan pasien atau reseptor citra sesuai dengan lapangan sinar-X yang akan keluar saat eksposi. Karena operator tidak dapat melihat sinar-X, kesesuaian lapangan cahaya dan lapangan radiasi menjadi sangat penting. Ketidaksesuaian dapat menyebabkan area yang tidak perlu ikut terpapar atau area diagnostik tidak tercakup secara memadai.

Selain ukuran lapangan, ketegaklurusan berkas juga penting. Berkas utama idealnya tegak lurus terhadap bidang reseptor citra untuk meminimalkan distorsi geometrik dan memastikan pusat berkas sesuai dengan pusat lapangan citra. Kesalahan alignment dapat menyebabkan distorsi, pemotongan anatomi, atau paparan tidak merata. Oleh karena itu, uji lapangan kolimasi dan uji ketegaklurusan berkas merupakan bagian esensial dari QC radiografi umum.

2.6 Filtrasi dan Kualitas Berkas

Berkas sinar-X yang keluar dari tabung bersifat polienergetik dan mengandung foton energi rendah. Foton energi rendah cenderung diserap di permukaan tubuh pasien dan tidak berkontribusi signifikan terhadap pembentukan citra. Filtrasi digunakan untuk mengurangi komponen energi rendah tersebut, sehingga kualitas berkas meningkat dan dosis kulit dapat dikurangi. Filtrasi total pada sistem radiografi terdiri atas filtrasi inheren dan filtrasi tambahan. Filtrasi inheren berasal dari material yang secara permanen berada pada jalur berkas, seperti kaca tabung, minyak, jendela tabung, dan komponen kolimator. Filtrasi tambahan berupa lembaran aluminium atau bahan lain yang sengaja ditempatkan pada jalur berkas.

Kualitas berkas biasanya dinilai menggunakan half-value layer (HVL). HVL adalah ketebalan bahan penyerap tertentu, umumnya aluminium, yang diperlukan untuk menurunkan intensitas radiasi menjadi setengah dari nilai awal. Nilai HVL yang lebih tinggi menunjukkan berkas yang lebih penetratif. Dalam radiografi diagnostik, HVL digunakan sebagai indikator kecukupan filtrasi dan kualitas berkas. Pengujian HVL menjadi penting karena filtrasi yang tidak memadai dapat meningkatkan dosis pasien tanpa meningkatkan kualitas citra secara bermakna.

Pada beberapa sistem, terutama untuk pemeriksaan tertentu, filtrasi tambahan dapat digunakan untuk memodifikasi spektrum sinar-X. Penggunaan filtrasi harus mempertimbangkan tujuan klinis, ukuran pasien, kVp, dan karakteristik detektor. Filtrasi yang terlalu rendah meningkatkan dosis kulit, sedangkan filtrasi yang terlalu tinggi dapat menurunkan intensitas berkas secara berlebihan sehingga memerlukan peningkatan mAs dan dapat mempengaruhi beban tabung.

2.7 Sistem Mekanik: Meja Pasien, Bucky Table, dan Bucky Stand

Sistem mekanik pada pesawat radiografi berfungsi menopang pasien, tabung sinar-X, grid, dan reseptor citra serta memastikan geometri penyinaran dapat diatur secara akurat dan berulang. Pada ruang radiografi umum, meja pasien digunakan untuk pemeriksaan dengan posisi pasien berbaring. Meja radiografi biasanya memiliki permukaan radiolusen agar tidak mengganggu transmisi sinar-X secara signifikan. Di bawah meja terdapat bucky tray atau laci bucky yang menampung grid dan reseptor citra.

Bucky table merupakan sistem yang mengintegrasikan meja pasien, grid, dan reseptor citra. Pada beberapa sistem, bucky dapat digerakkan secara longitudinal atau transversal untuk memudahkan penyesuaian posisi. Bucky stand atau wall stand digunakan untuk pemeriksaan dengan posisi pasien berdiri atau duduk, seperti radiografi toraks. Wall stand menampung grid dan reseptor citra dalam posisi vertikal. Pergerakan bucky stand harus stabil, dapat dikunci, dan memiliki indikator posisi yang jelas.

Sistem penopang tabung dapat berupa ceiling-suspended tube support, floor-mounted tube stand, atau tube crane. Sistem ceiling-suspended memungkinkan tabung bergerak fleksibel dalam arah longitudinal, transversal, vertikal, dan rotasi. Sistem floor-mounted memiliki rel atau tiang penopang dari lantai. Pada pesawat mobile, tabung biasanya ditopang oleh lengan artikulasi atau telescopic arm yang dapat dilipat dan diarahkan ke pasien. Stabilitas mekanik sangat penting karena ketidakstabilan posisi tabung dapat menyebabkan ketidaksesuaian SID, misalignment, atau kesulitan reproduksi posisi pemeriksaan.

Indikator source-to-image distance (SID), indikator sudut tabung, rem mekanik, kunci pergerakan, dan fitur interlock merupakan bagian penting dari sistem mekanik. SID mempengaruhi magnifikasi, ketajaman geometrik, dan intensitas radiasi pada reseptor citra. Kesalahan indikator SID dapat menyebabkan kesalahan teknik eksposi dan geometri citra. Oleh karena itu, akurasi jarak dan skala perlu diperiksa secara berkala.

2.8 Grid Antihambur

Grid antihambur digunakan untuk mengurangi radiasi hambur yang mencapai reseptor citra (Gambar 2.3). Radiasi hambur terutama terbentuk akibat interaksi Compton di dalam tubuh pasien. Hamburan yang mencapai detektor menurunkan kontras citra karena menambahkan sinyal yang tidak membawa

informasi spasial yang sesuai. Grid terdiri atas septa timbal tipis yang disusun bergantian dengan material interspace radiolusen. Septa timbal menyerap radiasi yang datang dengan sudut miring, sedangkan radiasi primer yang relatif sejajar dengan arah septa dapat melewati grid.



Gambar 2.3. Grid antihambur yang dapat dilepas.

Parameter penting grid meliputi grid ratio, frekuensi grid, fokus grid, dan orientasi grid. Grid ratio adalah perbandingan tinggi septa terhadap jarak antar septa. Grid ratio yang lebih tinggi lebih efektif menolak hamburan, tetapi memerlukan akurasi positioning lebih tinggi dan biasanya meningkatkan kebutuhan eksposi. Frekuensi grid menunjukkan jumlah garis grid per satuan panjang. Focused grid dirancang untuk digunakan pada rentang SID tertentu karena septa grid sedikit miring mengikuti divergensi berkas sinar-X.

Kesalahan penggunaan grid dapat menyebabkan grid cutoff, yaitu penurunan intensitas citra akibat radiasi primer ikut terserap oleh grid. Grid cutoff dapat terjadi karena SID tidak sesuai, grid terbalik, pusat berkas tidak sejajar dengan pusat grid, atau tabung miring terhadap grid. Pada sistem DR, artefak grid atau moiré pattern juga dapat muncul akibat interaksi antara pola grid dan matriks detektor. Oleh karena itu, kondisi grid, kesesuaian alignment, dan penggunaan grid yang benar perlu menjadi perhatian dalam praktik radiografi dan QC.

2.9 Reseptor Citra Film-Screen

Pada sistem film-screen, citra dihasilkan melalui kombinasi film radiografi dan intensifying screen. Sinar-X yang mencapai kaset berinteraksi dengan screen dan menghasilkan cahaya tampak. Cahaya tersebut mengekspos film sehingga terbentuk citra laten yang kemudian diproses secara kimia. Intensifying screen digunakan untuk meningkatkan efisiensi deteksi sehingga dosis pasien dapat dikurangi dibandingkan eksposi film langsung. Namun, penyebaran cahaya di dalam screen dapat menurunkan resolusi spasial.

Kualitas citra film-screen sangat dipengaruhi oleh jenis film, kecepatan screen, kontak film-screen, kondisi kaset, suhu dan waktu pemrosesan, serta kondisi bahan kimia. Sistem ini memiliki rentang dinamis yang relatif sempit, sehingga kesalahan eksposi dapat langsung tampak sebagai citra terlalu terang atau terlalu gelap. Meskipun sistem film-screen semakin jarang digunakan, pemahaman tentang prinsipnya tetap penting karena banyak konsep kualitas citra radiografi berasal dari era film-screen, seperti densitas optik, kontras film, dan karakteristik sensitometri.

2.10 Computed Radiography

Computed radiography (CR) menggunakan imaging plate berbasis photostimulable phosphor sebagai reseptor citra (Gambar 2.4.a). Ketika imaging plate terkena sinar-X, sebagian energi radiasi disimpan dalam bentuk elektron terperangkap pada tingkat energi metastabil. Setelah eksposi, imaging plate dimasukkan ke CR reader (Gambar 2.4.b). Di dalam reader, plate dipindai menggunakan laser sehingga energi tersimpan dilepaskan sebagai cahaya photostimulated luminescence. Cahaya ini dikumpulkan oleh sistem optik, dikonversi menjadi sinyal listrik, didigitalkan, dan diproses menjadi citra digital.

Keunggulan CR adalah dapat digunakan pada sistem radiografi konvensional yang sebelumnya memakai kaset film-screen, sehingga transisi ke citra digital dapat dilakukan tanpa mengganti seluruh sistem pesawat sinar-X. Namun, CR memiliki beberapa keterbatasan dibandingkan DR, antara lain waktu alur kerja lebih lama karena kaset harus dibaca di CR reader, efisiensi deteksi lebih rendah, potensi artefak akibat debu atau goresan pada imaging plate, serta risiko residual image atau ghosting apabila proses penghapusan tidak optimal. Dalam QC CR, kondisi kaset dan imaging plate sangat penting. Imaging plate yang kotor, tergores, retak, atau mengalami degradasi dapat menghasilkan artefak pada citra. Selain itu, sensitivitas antar plate dapat berbeda sehingga uniformitas dan konsistensi respons perlu dipantau. CR juga memiliki

indikator eksposi yang harus dipahami karena masing-masing pabrikan dapat menggunakan skala dan istilah yang berbeda. Pemantauan indikator eksposi membantu mencegah paparan detektor yang terlalu rendah atau terlalu tinggi.



Gambar 2.4. Sistem reseptor computed radiography dengan (a) imaging plate dan (b) reader.

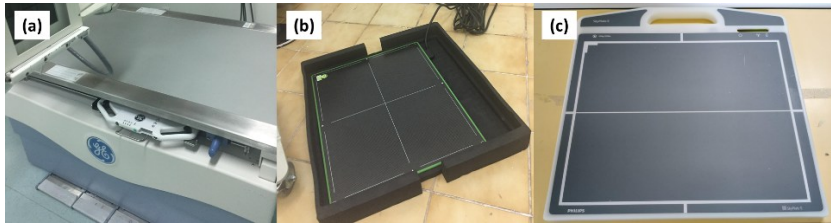
2.11 Digital Radiography

Digital radiography (DR) menggunakan detektor digital yang secara langsung atau tidak langsung mengubah sinar-X menjadi sinyal listrik. Pada detektor tidak langsung, sinar-X terlebih dahulu dikonversi menjadi cahaya oleh scintillator, misalnya cesium iodide atau gadolinium oxysulfide. Cahaya tersebut kemudian dideteksi oleh photodiode dan dibaca oleh thin-film transistor array. Pada detektor langsung, sinar-X dikonversi langsung menjadi muatan listrik menggunakan material fotokonduktor seperti amorphous selenium. Muatan listrik yang terbentuk kemudian dibaca dan dikonversi menjadi data digital.

Detektor DR dapat berupa detektor terintegrasi pada meja atau wall stand (Gambar 2.5.a), atau detektor portabel yang dapat digunakan pada pesawat mobile (Gambar 2.5.b dan 2.5.c). Detektor portabel dapat menggunakan koneksi kabel atau nirkabel. Sistem nirkabel meningkatkan fleksibilitas klinis, terutama untuk pemeriksaan bedside, tetapi memerlukan perhatian terhadap kondisi baterai, konektivitas, proteksi terhadap benturan, dan prosedur identifikasi pasien agar citra tidak tertukar.

Kinerja detektor DR dipengaruhi oleh efisiensi penyerapan sinar-X, ukuran piksel, fill factor, noise elektronik, koreksi gain dan offset, serta algoritma pemrosesan citra. Detektor digital umumnya memiliki rentang dinamis luas sehingga mampu menghasilkan citra yang dapat diterima pada rentang paparan yang lebih lebar dibandingkan film-screen. Namun, rentang dinamis yang luas dapat menyamarkan eksposi berlebih. Oleh karena itu, penggunaan indikator

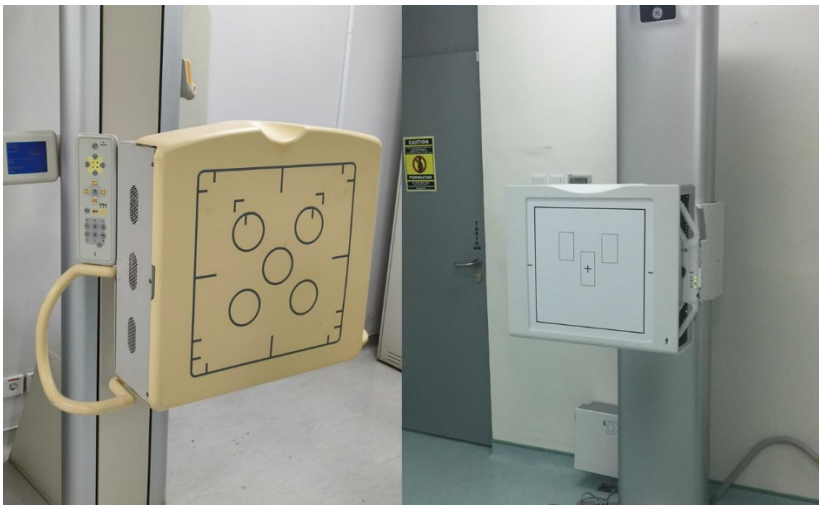
eksposi, monitoring reject analysis, dan audit dosis pasien menjadi bagian penting dari pengendalian mutu radiografi digital.



Gambar 2.5. Sistem reseptor digital radiography atau flat-panel detector (a) terintegrasi pada bucky meja dan (b dan c) portabel.

2.12 Automatic Exposure Control

Automatic exposure control (AEC) adalah sistem yang mengatur atau menghentikan eksposi secara otomatis ketika paparan yang mencapai detektor dianggap cukup. Sistem AEC biasanya menggunakan satu atau lebih chamber detektor yang terletak di depan atau di belakang reseptor citra, tergantung desain alat (contoh pada bucky stand di Gambar 2.6). Operator memilih chamber AEC yang sesuai dengan area anatomi yang diperiksa. Ketika eksposi berlangsung, chamber AEC mengukur radiasi yang melewati pasien. Setelah sinyal mencapai nilai tertentu, generator menghentikan eksposi.



Gambar 2.6. Sistem AEC pada bucky stand digital radiography.

AEC bertujuan menghasilkan paparan detektor yang konsisten pada variasi ketebalan pasien dan kondisi eksposi. Namun, AEC hanya bekerja optimal apabila pemilihan chamber, posisi pasien, kolimasi, kVp, dan densitas setting dilakukan dengan benar. Kesalahan positioning dapat menyebabkan chamber

membaca area yang tidak representatif, misalnya paru-paru, tulang, udara, atau bahan prostetik, sehingga eksposi menjadi terlalu rendah atau terlalu tinggi.

Komponen penting AEC meliputi chamber detektor, rangkaian integrator sinyal, density control, backup timer, dan antarmuka ke generator. Density control memungkinkan penyesuaian tingkat paparan detektor yang diinginkan. Backup timer mencegah eksposi berlangsung terlalu lama apabila sistem AEC gagal. Dalam QC, uji AEC dilakukan untuk menilai uniformitas antar chamber, kemampuan sistem mempertahankan indikator eksposi terhadap variasi ketebalan dan kVp, respons minimum, serta fungsi timer darurat.

2.13 Sistem Kendali, Konsol Operator, dan Perangkat Lunak Akuisisi

Konsol operator merupakan antarmuka utama antara radiografer dan pesawat radiografi. Melalui konsol, operator memilih parameter eksposi seperti kVp, mA, waktu, mAs, ukuran focal spot, penggunaan AEC, chamber AEC, dan program anatomi. Pada sistem modern, konsol juga terintegrasi dengan anatomical programmed radiography (APR), yaitu preset teknik eksposi berdasarkan jenis pemeriksaan dan ukuran pasien. APR membantu standarisasi teknik, tetapi tetap memerlukan verifikasi klinis karena kondisi pasien dapat bervariasi.

Pada sistem DR, konsol akuisisi juga berfungsi untuk memilih pasien dan pemeriksaan, menerima data dari detektor, melakukan pemrosesan citra, menampilkan citra awal, dan mengirim citra ke PACS. Perangkat lunak akuisisi biasanya menyediakan fitur windowing, cropping, anotasi, rotasi, stitching, reject analysis, dan pengaturan protokol pemrosesan citra. Sistem ini juga menyimpan metadata teknis seperti kVp, mAs, SID, exposure index, dose area product, dan informasi detektor apabila tersedia.

Keamanan dan integritas data menjadi aspek penting pada sistem radiografi digital. Kesalahan pemilihan pasien, kesalahan laterality marker, atau kesalahan pengiriman citra dapat berdampak klinis serius. Oleh karena itu, sistem identifikasi pasien, worklist, DICOM header, dan prosedur verifikasi citra perlu menjadi bagian dari jaminan mutu layanan radiografi, meskipun tidak seluruhnya termasuk dalam uji fisika peralatan.

2.14 Sistem Informasi Dosis

Pesawat radiografi modern dapat dilengkapi sistem informasi dosis, misalnya dose area product (DAP) meter atau kerma-area product (KAP) meter. DAP

menyatakan hasil kali kerma udara dengan luas lapangan radiasi dan biasanya dinyatakan dalam Gy.cm^2 atau satuan turunannya. DAP berguna karena mencerminkan total energi radiasi yang diberikan ke pasien secara lebih baik dibandingkan kerma udara di satu titik, terutama ketika ukuran lapangan berubah.

Beberapa sistem juga dapat menampilkan incident air kerma, entrance surface air kerma, atau indikator dosis lain tergantung desain alat. Informasi dosis dapat disimpan dalam DICOM header atau radiation dose structured report. Data dosis ini penting untuk audit dosis pasien, penyusunan diagnostic reference level, optimisasi protokol, dan investigasi apabila terjadi paparan tidak biasa. Namun, agar informasi dosis dapat dipercaya, akurasi DAP meter atau sistem dosis bawaan harus diuji secara berkala dengan alat ukur terkalibrasi.

2.15 Pesawat Radiografi Mobile

Pesawat radiografi mobile memiliki prinsip dasar yang sama dengan pesawat radiografi umum terpasang tetap, tetapi dirancang dengan penekanan pada portabilitas, fleksibilitas, dan keselamatan penggunaan di luar ruang radiografi. Komponen utama pesawat mobile meliputi generator, tabung sinar-X, kolimator, lengan penopang tabung, sistem roda, baterai, panel kendali, komputer akuisisi, dan reseptor citra portabel. Pada sistem mobile DR, detektor portabel dan komputer akuisisi biasanya menjadi bagian integral dari sistem.

Sistem roda dan rem merupakan komponen penting karena alat harus dapat dipindahkan dengan aman di lingkungan rumah sakit. Pesawat mobile modern dapat memiliki motor penggerak untuk membantu perpindahan alat. Rem harus berfungsi baik agar alat stabil saat eksposi. Lengan penopang tabung harus mampu mempertahankan posisi tabung tanpa drift. Drift atau pergeseran posisi tabung setelah diarahkan dapat menyebabkan perubahan pusat berkas, SID, dan kolimasi.

Baterai pada pesawat mobile berfungsi menyediakan daya untuk pergerakan alat, sistem komputer, dan pada beberapa model juga untuk eksposi. Kapasitas baterai mempengaruhi ketersediaan alat dalam pelayanan. Penurunan performa baterai dapat mengganggu kontinuitas pelayanan, terutama di area intensif atau gawat darurat. Oleh karena itu, indikator baterai, sistem pengisian daya, dan prosedur charging merupakan bagian operasional yang perlu diperhatikan.

Pemeriksaan mobile memiliki tantangan khusus. Pasien sering berada dalam kondisi kritis, posisi tidak ideal, banyak alat medis di sekitar pasien, dan ruang gerak operator terbatas. Penggunaan grid dapat sulit karena alignment antara tabung, grid, dan detektor harus akurat. Pada pemeriksaan toraks mobile, kesalahan posisi, rotasi pasien, SID pendek, dan kolimasi tidak optimal dapat menurunkan kualitas citra dan meningkatkan dosis. Karena itu, pengendalian mutu pesawat mobile perlu mencakup aspek mekanik, kolimasi, output, detektor portabel, dan keselamatan kerja di lingkungan non-radiologi.

2.16 Komponen Keselamatan Radiasi pada Pesawat Radiografi

Komponen keselamatan radiasi pada pesawat radiografi mencakup pembatas berkas, indikator eksposi, lampu peringatan, tombol eksposi, interlock, pelindung radiasi, dan sistem penghentian eksposi. Tombol eksposi biasanya memiliki dua tahap, yaitu tahap persiapan dan tahap eksposi. Pada tahap persiapan, anoda mulai berputar dan filamen disiapkan. Pada tahap eksposi, tegangan tinggi diterapkan dan radiasi dihasilkan. Desain dua tahap ini membantu memastikan eksposi hanya terjadi ketika sistem siap.

Lampu indikator dan bunyi eksposi memberi peringatan bahwa radiasi sedang dihasilkan. Interlock pintu pada ruang radiografi, apabila tersedia, mencegah eksposi ketika pintu terbuka. Pada pesawat mobile, interlock ruang biasanya tidak tersedia sehingga proteksi radiasi lebih bergantung pada jarak, kolimasi, komunikasi operator, penggunaan apron bila diperlukan, dan penerapan prinsip waktu-jarak-perisai.

Kolimator, filtrasi, dan housing tabung juga merupakan komponen keselamatan. Kolimator membatasi luas lapangan, filtrasi mengurangi foton energi rendah, dan housing menahan radiasi bocor. Keselamatan radiasi juga bergantung pada akurasi informasi dosis, fungsi AEC, dan kestabilan output generator. Dengan demikian, pengujian fisika peralatan merupakan bagian langsung dari sistem keselamatan radiasi.

2.17 Integrasi Digital, DICOM, RIS, dan PACS

Radiografi digital modern tidak dapat dipisahkan dari sistem informasi radiologi. RIS digunakan untuk mengelola data pemeriksaan, jadwal, dan identitas pasien. PACS digunakan untuk menyimpan, menampilkan, dan mendistribusikan citra medis. DICOM merupakan standar komunikasi dan format data yang memungkinkan citra dan metadata dari berbagai perangkat dapat disimpan dan dibaca secara konsisten.

Integrasi modality worklist memungkinkan data pasien dan jenis pemeriksaan dikirim dari RIS ke konsol radiografi sehingga mengurangi input manual dan risiko kesalahan identitas. Setelah citra diperoleh, citra dikirim ke PACS untuk dibaca oleh dokter radiologi. Metadata teknis seperti parameter eksposi, exposure index, dan informasi dosis dapat tersimpan di dalam DICOM header. Informasi ini sangat berguna untuk audit mutu, reject analysis, optimisasi protokol, dan penelusuran masalah teknis.

Namun, sistem digital juga menimbulkan tantangan baru. Kesalahan pemilihan pasien, kesalahan mapping protokol, perbedaan algoritma pemrosesan antar vendor, dan inkonsistensi indikator eksposi dapat mempengaruhi mutu pelayanan. Oleh karena itu, fisikawan medik perlu memahami bukan hanya aspek fisika tabung dan detektor, tetapi juga alur data digital yang menyertai proses pencitraan.

2.18 Implikasi Teknologi terhadap Kendali Mutu

Setiap komponen pesawat radiografi memiliki implikasi langsung terhadap parameter QC. Tabung dan generator berhubungan dengan akurasi kVp, akurasi waktu, linearitas output, reproduksibilitas output, HVL, dan kebocoran radiasi. Kolimator berhubungan dengan iluminasi, kesesuaian lapangan cahaya dan radiasi, serta ketegaklurusan berkas. Sistem mekanik berhubungan dengan akurasi SID, kestabilan posisi, dan keselamatan operasional. Grid berhubungan dengan kontras citra, artefak, dan potensi grid cutoff. Reseptor citra berhubungan dengan uniformitas, artefak, exposure index, ghosting, dark noise, resolusi spasial, dan kontras rendah. AEC berhubungan dengan konsistensi paparan detektor dan pencegahan eksposi berlebih. Monitor tampilan berhubungan dengan kemampuan pengguna menilai citra secara konsisten.

Dengan memahami teknologi dan bagian-bagian pesawat radiografi, fisikawan medik dapat menafsirkan hasil QC secara lebih bermakna. Misalnya, kegagalan uji reproduksibilitas output dapat mengarah pada evaluasi generator, tabung, atau stabilitas suplai daya. Artefak citra dapat berasal dari detektor, imaging plate, grid, pemrosesan citra, atau kontaminasi fisik. Ketidakesesuaian lapangan kolimasi dapat disebabkan oleh pergeseran cermin kolimator, lampu kolimator, daun kolimator, atau alignment tabung. Nilai exposure index yang tidak konsisten dapat berkaitan dengan AEC, protokol pemrosesan, kesalahan positioning, atau perubahan respons detektor.

Oleh karena itu, QC tidak boleh dipahami sebagai daftar uji yang berdiri sendiri, melainkan sebagai proses diagnosis teknis terhadap sistem pencitraan yang kompleks. Pengetahuan tentang teknologi pesawat radiografi membantu

fisikawan medik menentukan apakah suatu penyimpangan memerlukan pengulangan pengujian, koreksi prosedur, servis teknis, pembatasan penggunaan alat, atau investigasi lebih lanjut bersama radiografer, dokter radiologi, dan teknisi vendor.

3. LANDASAN TEORI KENDALI MUTU RADIOGRAFI UMUM DAN MOBILE

Radiografi umum merupakan salah satu modalitas pencitraan diagnostik yang menggunakan radiasi pengion untuk menghasilkan citra proyeksi dua dimensi dari struktur anatomi pasien. Dalam sistem radiografi, sinar-X dibangkitkan di dalam tabung sinar-X melalui interaksi elektron berenergi tinggi dengan target anoda. Elektron dipercepat oleh beda potensial tinggi antara katoda dan anoda, kemudian kehilangan energinya melalui dua mekanisme utama, yaitu radiasi bremsstrahlung dan radiasi karakteristik. Spektrum sinar-X yang dihasilkan bersifat polienergetik, sehingga kualitas dan kuantitas berkas dipengaruhi oleh tegangan tabung, arus tabung, waktu eksposi, filtrasi, geometri penyinaran, serta karakteristik generator dan detektor.

Dalam konteks pelayanan klinis, radiografi umum digunakan untuk memperoleh informasi diagnostik dengan paparan radiasi serendah mungkin. Oleh karena itu, kualitas citra dan dosis radiasi tidak dapat dipandang sebagai dua aspek yang terpisah. Kualitas citra yang baik diperlukan agar informasi anatomi dan patologis dapat dievaluasi secara memadai, sedangkan dosis radiasi perlu dikendalikan agar risiko stokastik akibat paparan radiasi tetap rendah. Prinsip ini sejalan dengan sistem proteksi radiasi ICRP yang menekankan justifikasi dan optimisasi sebagai prinsip utama dalam paparan medik. ICRP Publication 103 mempertahankan tiga prinsip dasar proteksi radiologi, yaitu justifikasi, optimisasi, dan penerapan batas dosis; dalam paparan medik, optimisasi menjadi sangat penting karena batas dosis tidak diterapkan pada pasien yang menjalani pemeriksaan dengan indikasi klinis yang sah.

Jaminan mutu atau *quality assurance* (QA) dalam radiologi diagnostik adalah keseluruhan kegiatan terencana dan sistematis yang bertujuan memastikan bahwa layanan radiologi menghasilkan citra diagnostik yang memadai, dosis pasien yang wajar, serta proses pelayanan yang konsisten dan aman. Kendali mutu atau *quality control* (QC) merupakan bagian operasional dari QA yang berfokus pada pengujian, pengukuran, pencatatan, analisis, dan tindak lanjut terhadap performa peralatan. Dengan demikian, QC bukan hanya kegiatan pengukuran alat, tetapi merupakan mekanisme ilmiah untuk mendeteksi perubahan performa sistem sebelum perubahan tersebut berdampak pada kualitas citra, dosis pasien, keselamatan pekerja, atau kontinuitas pelayanan. IAEA Human Health Series No. 47 menempatkan QC sebagai tingkat dasar dalam pengelolaan keselamatan dan mutu radiologi diagnostik, serta menyusun kompilasi uji QC untuk berbagai modalitas sinar-X.

Secara konseptual, program QC radiografi umum bertumpu pada tiga komponen utama, yaitu kestabilan keluaran radiasi, kesesuaian geometri berkas, dan kinerja sistem pencitraan. Kestabilan keluaran radiasi mencakup akurasi tegangan tabung, akurasi waktu penyinaran, linearitas keluaran terhadap mAs, reproduksibilitas keluaran, dan kualitas berkas. Parameter-parameter ini menentukan apakah generator dan tabung sinar-X menghasilkan paparan sesuai nilai yang dipilih operator. Jika tegangan tabung tidak akurat, spektrum energi sinar-X akan berubah sehingga mempengaruhi kontras citra dan dosis pasien. Jika keluaran tidak linear atau tidak reproduksibel, sistem menjadi tidak dapat diprediksi dan dapat menghasilkan variasi dosis maupun kualitas citra pada pemeriksaan yang sama. AAPM Report No. 74 menjelaskan bahwa program QC diagnostik harus mencakup komponen-komponen esensial yang dapat digunakan fisikawan medik dalam merancang program QC sesuai operasi klinis suatu fasilitas.

Kualitas berkas sinar-X umumnya dievaluasi melalui half-value layer (HVL), yaitu ketebalan bahan penyerap tertentu, biasanya aluminium, yang diperlukan untuk menurunkan intensitas berkas menjadi setengah nilai awal. HVL merupakan indikator praktis dari kemampuan penetrasi berkas dan kecukupan filtrasi. Berkas dengan filtrasi yang tidak memadai mengandung proporsi foton energi rendah yang lebih besar. Foton energi rendah tersebut cenderung diserap di permukaan tubuh pasien dan berkontribusi pada peningkatan dosis kulit tanpa memberikan kontribusi bermakna terhadap pembentukan citra. Oleh karena itu, pengujian HVL memiliki dasar fisika yang kuat dalam optimisasi dosis dan kualitas citra. IAEA TRS-457 memberikan kerangka dosimetri diagnostik berbasis kode praktik internasional, termasuk pentingnya pengukuran dosis dan kualitas berkas secara terkalibrasi dalam radiologi diagnostik.

Komponen kedua adalah kesesuaian geometri berkas, yang mencakup akurasi kolimasi, ketegaklurusan berkas, kesesuaian jarak, serta keselarasan antara lapangan cahaya dan lapangan radiasi. Secara fisika, geometri penyinaran mempengaruhi luas area pasien yang menerima radiasi, magnifikasi citra, ketajaman geometrik, dan jumlah radiasi hambur yang mencapai detektor. Lapangan radiasi yang lebih luas dari kebutuhan klinis akan meningkatkan dosis pasien dan radiasi hambur, yang pada akhirnya dapat menurunkan kontras citra. Ketidaksesuaian antara lapangan cahaya dan lapangan radiasi juga dapat menyebabkan bagian anatomi yang tidak diinginkan ikut terpapar atau area klinis penting tidak tercakup secara adekuat. Oleh karena itu, uji kolimasi dan ketegaklurusan berkas bukan sekadar uji mekanik, tetapi merupakan bagian dari kendali mutu berbasis optimisasi dosis dan kualitas citra.

Komponen ketiga adalah kinerja sistem pencitraan, yang meliputi reseptor citra, sistem computed radiography (CR) atau digital radiography (DR), automatic exposure control (AEC), artefak, uniformitas, resolusi spasial, kontras rendah, dark noise, ghosting, serta monitor tampilan. Pada sistem radiografi digital, detektor tidak hanya berperan sebagai penerima radiasi, tetapi juga sebagai sistem konversi, pemrosesan, dan penyajian data citra. Hubungan antara paparan pada detektor dan nilai piksel tidak selalu sederhana karena dipengaruhi oleh respons detektor, koreksi gain, algoritma pemrosesan citra, serta indikator eksposi. AAPM Report No. 116 menekankan pentingnya indikator eksposi digital radiography sebagai parameter yang mencerminkan paparan radiasi yang mengenai detektor dan berkaitan dengan tingkat noise pada citra.

Pada radiografi digital, salah satu tantangan utama adalah fenomena exposure creep, yaitu kecenderungan peningkatan paparan secara bertahap tanpa disadari karena citra digital tetap dapat ditampilkan dengan tampilan visual yang “baik” setelah pemrosesan otomatis. Berbeda dengan film-screen radiography, sistem digital memiliki rentang dinamis yang luas sehingga citra yang terlalu tinggi paparannya belum tentu tampak terlalu gelap. Akibatnya, operator dapat terdorong menggunakan faktor eksposi yang lebih tinggi untuk menurunkan noise citra, padahal hal tersebut meningkatkan dosis pasien. Oleh karena itu, pemantauan indikator eksposi, dosis reseptor citra, dan informasi dosis pasien merupakan bagian penting dari QC sistem radiografi digital.

Automatic exposure control (AEC) merupakan sistem yang dirancang untuk menghentikan eksposi ketika jumlah radiasi yang mencapai reseptor citra dianggap mencukupi. Secara teori, AEC membantu menghasilkan citra dengan tingkat paparan detektor yang konsisten meskipun terdapat variasi ketebalan pasien dan faktor eksposi. Namun, AEC juga dapat menjadi sumber masalah apabila detektor AEC tidak terkalibrasi, posisi anatomi tidak sesuai dengan chamber yang dipilih, atau respons sistem tidak stabil terhadap variasi ketebalan dan kVp. Oleh karena itu, uji AEC meliputi uniformitas, penjejakkan terhadap perubahan ketebalan dan kVp, timer darurat, serta waktu respons minimum. Uji-uji ini bertujuan memastikan bahwa AEC bekerja sebagai sistem optimisasi, bukan sebagai sumber variasi paparan yang tidak terkendali.

Kualitas citra radiografi ditentukan oleh beberapa parameter fisik, antara lain kontras, resolusi spasial, noise, uniformitas, artefak, dan dynamic range. Kontras menggambarkan kemampuan sistem membedakan perbedaan atenuasi antara jaringan atau objek; resolusi spasial menggambarkan kemampuan membedakan dua objek kecil yang berdekatan; sedangkan noise menggambarkan fluktuasi acak yang dapat mengganggu deteksi objek. Dalam radiografi digital, resolusi spasial dapat dievaluasi menggunakan pendekatan

limiting spatial resolution atau modulation transfer function (MTF). MTF menggambarkan kemampuan sistem mempertahankan kontras objek pada berbagai frekuensi spasial. Dengan demikian, MTF lebih informatif dibandingkan penilaian visual semata karena memberikan karakterisasi kuantitatif terhadap performa spasial sistem pencitraan.

Selain sistem akuisisi citra, monitor tampilan juga merupakan bagian dari rantai pencitraan diagnostik. Citra yang telah diperoleh dengan kualitas baik tetap dapat mengalami degradasi interpretasi apabila ditampilkan pada monitor dengan luminansi, kontras, uniformitas, atau grayscale response yang tidak memadai. AAPM Task Group 270 menyusun rekomendasi penilaian mutu display untuk flat-panel displays yang digunakan dalam kedokteran, termasuk LCD dan OLED, dengan tujuan membantu perancangan program QA display dan pengambilan keputusan dalam pemilihan monitor.

Kendali mutu radiografi juga perlu dipahami sebagai proses longitudinal. Hasil satu kali pengukuran hanya memberikan gambaran performa pada saat pengujian dilakukan. Nilai yang lebih penting dalam program QC rutin adalah tren performa dari waktu ke waktu. Oleh karena itu, konsep baseline sangat penting. Baseline adalah nilai acuan yang diperoleh pada saat peralatan berada dalam kondisi baik, misalnya setelah uji keberterimaan, instalasi, perbaikan besar, atau kalibrasi. Hasil QC rutin kemudian dibandingkan dengan baseline untuk mendeteksi perubahan performa. Perubahan kecil yang masih berada dalam batas toleransi dapat menjadi sinyal awal degradasi sistem apabila menunjukkan tren konsisten. Dengan pendekatan ini, QC berfungsi sebagai sistem peringatan dini untuk mencegah kegagalan alat, penurunan kualitas citra, atau peningkatan dosis pasien.

Dalam praktik klinis, nilai toleransi QC tidak boleh dipahami sebagai batas absolut antara “aman” dan “tidak aman” dalam arti sempit. Nilai toleransi adalah kriteria aksi yang membantu fisikawan medik menentukan apakah suatu hasil memerlukan pengulangan uji, investigasi, koreksi, servis teknis, pembatasan penggunaan, atau penghentian sementara pemakaian alat. IPEM Report 91 memberikan kerangka standar pengujian rutin sistem sinar-X diagnostik, termasuk penentuan jenis uji, frekuensi, pelaksana, dan tindakan yang perlu dilakukan apabila hasil menunjukkan penyimpangan.

Program QC radiografi umum dan mobile juga harus disesuaikan dengan konteks penggunaan klinis. Pesawat mobile memiliki tantangan tambahan karena sering digunakan di ruang rawat, ICU, IGD, atau ruang operasi, dengan kondisi lingkungan yang kurang ideal dibandingkan ruang radiografi tetap. Faktor seperti keterbatasan posisi pasien, variasi jarak, penggunaan grid, risiko gerakan, dan keterbatasan kolimasi dapat mempengaruhi kualitas citra dan dosis. Oleh karena itu, QC pesawat mobile tidak hanya perlu memastikan

performa generator dan detektor, tetapi juga memastikan bahwa fitur mekanik, baterai, kolimator, indikator jarak, serta keselamatan operasional tetap berfungsi baik dalam kondisi penggunaan yang berpindah-pindah.

Secara keseluruhan, landasan ilmiah QC radiografi umum dan mobile adalah keterkaitan antara performa fisika peralatan, kualitas citra, dosis pasien, keselamatan radiasi, dan konsistensi pelayanan klinis. Setiap parameter uji dalam buku ini memiliki rasional fisika yang spesifik: uji generator memastikan keluaran radiasi akurat dan stabil; uji kolimasi memastikan geometri penyinaran tepat dan dosis tidak meluas; uji HVL memastikan kualitas berkas dan filtrasi memadai; uji AEC memastikan paparan reseptor citra terkendali; uji reseptor citra memastikan detektor merespons paparan secara konsisten; uji kualitas citra memastikan sistem mampu menampilkan informasi diagnostik; uji metrik dosis memastikan informasi paparan dapat dipercaya; dan uji monitor memastikan citra ditampilkan secara layak untuk evaluasi klinis. Dengan dasar teori tersebut, prosedur teknis QC tidak berdiri sebagai daftar langkah kerja semata, melainkan sebagai penerapan prinsip fisika medis untuk mendukung mutu, keselamatan, dan optimisasi radiologi diagnostik.

4. TUJUAN, RUANG LINGKUP, ACUAN, DAN DEFINISI

Dokumen ini disusun sebagai acuan bagi Fisikawan Medik dalam melaksanakan program kendali mutu rutin. Secara umum, Program kendali mutu rutin bertujuan untuk;

1. memenuhi kewajiban akan pengecekan dengan frekuensi dan dokumentasi yang disyaratkan oleh program jaminan kualitas;
2. penilaian akan degradasi performa sistem dengan membandingkannya dengan nilai *baseline*;
3. evaluasi dari setiap penyesuaian, upgrade, perbaikan, dan penggantian *sparepart* yang dilakukan selama pesawat dioperasikan;
4. menilai konsistensi kualitas citra dan tingkat dosis radiasi;
5. menentukan komponen yang memerlukan perbaikan;
6. menjaga aspek keselamatan radiasi, dan;
7. menjalin komunikasi profesional secara berkesinambungan dengan staf terkait guna mengenai kondisi peralatan dan permasalahan yang timbul.

Prosedur kendali mutu Fisika Rutin Pesawat Sinar-X Radiografi Umum dan Mobile yang tercakup dalam dokumen ini dibagi berdasarkan frekuensi pelaksanaannya. Dokumen meliputi prosedur teknis dari 28 (dua puluh delapan) poin pengukuran seperti tertera pada Tabel 1. Adapun metode yang dideskripsikan dalam Rekomendasi ini mengadopsi dari berbagai rekomendasi internasional dengan penyesuaian, yakni IAEA *Human Health Series* No. 47, AAPM Report No. 74, IPEM Report No. 91, dan AAPM Report No. 116 untuk metode kendali mutu radiografi secara umum, IAEA *Technical Report Series* No. 457 untuk perihal dosimetri, AAPM Task Group Report No. 270 untuk metode kendali mutu layar monitor. Daftar peralatan yang dibutuhkan tertera pada Tabel 2.

Daftar definisi:

- Sistem Radiografi adalah rangkaian peralatan dan komponen yang digunakan untuk menghasilkan citra diagnostik menggunakan sinar-X;
- Pesawat Sinar-X atau Pesawat Radiografi adalah alat utama yang memproduksi sinar-X untuk menghasilkan citra diagnostik;
- Pesawat Sinar-X Radiografi Umum adalah Pesawat Sinar-X yang digunakan untuk menghasilkan citra radiografik tubuh pasien untuk pemeriksaan umum;
- Pesawat Sinar-X Radiografi Umum Terpasang Tetap adalah Pesawat Sinar-X Radiografi Umum yang terpasang secara tetap dalam ruangan;
- Pesawat Sinar-X *Mobile* adalah Pesawat Sinar-X yang dilengkapi dengan atau tanpa baterai *charger* dan roda sehingga mudah dipindahkan dan dapat dibawa ke beberapa ruangan;
- *Image Receptor* adalah perangkat yang menerima foton sinar-X yang kemudian dikonversi menjadi citra. *Image receptor* umumnya disimpan dalam kaset film radiografi, kaset *Computed Radiography*, atau berupa detektor *Digital Radiography*;
- *Imaging Plate* (IP) adalah pelat penyimpanan citra yang menyimpan informasi radiasi sebelum diproses secara digital;
- Kaset film adalah wadah tempat film radiografi yang digunakan untuk menangkap citra;
- *Computed Radiography* (CR) adalah sistem pencitraan radiografi yang menggunakan *image receptor* berupa *photostimulable phosphor* yang disimpan dalam kaset;
- *Digital Radiography* (DR) adalah sistem pencitraan radiografi yang menggunakan *flat panel detector* sebagai *image receptor*;
- *Source to Skin Distance* (SSD) adalah jarak tegak lurus *focal spot* ke permukaan kulit pasien pada saat eksposi;
- *Source to Image Distance* (SID) adalah jarak tegak lurus *focal spot* ke *image receptor* (kaset film/kaset CR/ detektor DR) pada saat pengujian;
- *Source to Detector Distance* (SDD) adalah jarak tegak lurus *focal spot* ke detektor radiasi/dosis, seperti multimeter;
- *Source to Object Distance* (SOD) adalah jarak tegak lurus *focal spot* ke objek yang diperiksa, seperti *test tool*;
- Lapangan berkas sinar-X adalah area yang dicakup oleh pancaran sinar-X;
- *Optical Density* (OD) adalah derajat kehitaman pada film radiografi yang sudah diproses;
- *Exposure Index* (EI), S-value, IgM, dan nilai lainnya (berbeda untuk vendor yang berbeda) adalah nilai yang merepresentasikan jumlah radiasi yang diterima detektor DR;
- Artefak adalah gangguan atau struktur non-anatomi pada citra radiografi yang tidak berasal dari objek yang diperiksa;

- *Entrance Surface Dose (ESD)* atau *Entrance Skin Dose* adalah dosis radiasi yang diterima pada permukaan masuk tubuh (atau kulit) pasien saat prosedur radiografi;
- *Dose-Area Product (DAP)* adalah kuantitas dosis serap total pada suatu luas lapangan berkas sinar-X
- *International Dose Reference Level (IDRL)* adalah batas panduan dosis radiasi diagnostik yang ditetapkan secara internasional untuk tujuan optimisasi proteksi radiasi;
- *Detector Dose Indicator (DDI)* adalah indikator dosis pada sistem radiografi yang memberi peringatan kepada radiografer terhadap kejadian paparan berlebih atau kurang pada citra yang dihasilkan;
- *Automatic Exposure Control (AEC)* adalah sistem otomatis yang menghentikan eksposi sinar-X ketika sensor mendeteksi jumlah radiasi yang telah ditentukan;
- *Region of Interest (ROI)* adalah area pada citra yang digunakan untuk kebutuhan analisis tertentu;
- *Mean Pixel Value (MPV)* adalah nilai piksel rata-rata dalam suatu ROI.

Tabel 1. Parameter Jaminan Kualitas Fisika Pesawat Sinar-X Radiografi Umum

Kode	Parameter	A	B	Nilai/ Syarat Lolos Uji	C	Nilai Lolos Uji	Frekuensi
A.	Uji Mekanis*						
A.1.	Cek visual				✓	Image receptor (kaset film/kaset CR/detektor DR) tidak rusak atau retak	Harian
A.2.	Uji mekanik (gerak tabung dan meja arah lateral, vertikal, horzontal, fungsi kolimasi) dan <i>Interlock</i>				✓	Pergerakan sesuai kondisi semestinya	Harian
A.3.	Kalibrasi reseptor citra				✓	Lolos rekomendasi vendor	6 Bulanan
A.4.	Kondisi kaset dan <i>imaging plate</i> (khusus CR)				✓	Bersih dan tidak rusak	Bulanan
A.5.	Jarak dan skala				✓	Perbedaan antara pita ukur dengan indikator SID $\leq 1,5$ cm	6 Bulanan
B.	Kolimasi*						
B.1.	Iluminasi		✓	Iluminansi ≥ 100 lux	✓	Iluminansi ≥ 100 lux	Bulanan
B.2.	Lapangan kolimasi		✓	$ \Delta X \leq 2\% \text{ SID}$	✓	$ \Delta X \leq 2\% \text{ SID}$	6 bulanan
				$ \Delta Y \leq 2\% \text{ SID}$		$ \Delta Y \leq 2\% \text{ SID}$	
					✓	$ \Delta X \leq 2\% \text{ SID}$	Tahunan
						$ \Delta Y \leq 2\% \text{ SID}$	
B.3.	Ketegaklurusan berkas		✓	Kemiringan pusat berkas $\leq 3^\circ$	✓	Kemiringan pusat berkas $\leq 3^\circ$	6 bulanan
C.	Generator						
C.1.	Akurasi tegangan		✓	$ \text{error} _{\text{maks}} \leq 10\%$	✓	$ \text{error} _{\text{maks}} \leq 10\%$	Tahunan
C.2.	Akurasi waktu penyinaran						Tahunan
	a) $t \geq 100$ ms		✓	$ \text{error} _{\text{maks}} \leq 10\%$	✓	$ \text{error} _{\text{maks}} \leq 10\%$	
	b) $t < 100$ ms (gen. 2 pulsa)		✓	$ \text{error} _{\text{maks}} \leq 1$ pulsa (10 ms)	✓	$ \text{error} _{\text{maks}} \leq 1$ pulsa (10 ms)	
	c) $t < 100$ ms (gen. HF/lainnya)		✓	$ \text{error} _{\text{maks}} \leq (10\%+1)$ ms	✓	$ \text{error} _{\text{maks}} \pm 15\%$ atau ± 2 ms	
C.3.	Linieritas keluaran radiasi		✓	Koefisien linieritas (CL) $\leq 0,1$	✓	Koefisien linieritas (CL) $\leq 0,1$	
C.4.	Reproduksibilitas						Tahunan

Kode	Parameter	A	B	Nilai/ Syarat Lolos Uji	C	Nilai Lolos Uji	Frekuensi
	a) keluaran radiasi (output)		✓	Koefisien varian (CV) $\leq 0,05$	✓	Koefisien varian (CV) $\leq 0,05$	
	b) tegangan puncak (kVp)		✓	Koefisien varian (CV) $\leq 0,05$	✓	Koefisien varian (CV) $\leq 0,05$	
	c) waktu penyinaran (ms)		✓	Koefisien varian (CV) $\leq 0,05$	✓	Koefisien varian (CV) $\leq 0,05$	
C.5.	Kualitas berkas sinar-X (HVL)		✓	$\geq 2,3$ mmAl pada 80 kV Tabung yang diproduksi setelah 2012: $\geq 2,9$ mmAl pada 80 kV	✓	$\geq 2,3$ mmAl pada 80 kV Tabung yang diproduksi setelah 2012: $\geq 2,9$ mmAl pada 80 kV	Tahunan
C.6.	Kebocoran wadah tabung	✓					
D.	Kendali Paparan Otomatis (AEC)						
D.1.	Timer darurat		✓	≤ 600 mAs / 6 s	✓	≤ 600 mAs / 6 s	Tahunan
D.2.	Uniformitas		✓	Error mAs terhadap parameter arus-waktu rerata $\leq 20\%$ Error indeks paparan terhadap indeks paparan rerata $\leq 10\%$	✓	Error mAs terhadap mAs rerata $\leq 20\%$ Error indeks paparan terhadap indeks paparan rerata $\leq 10\%$	Tahunan
D.3.	Variasi Penjejukan:						
	(a) ketebalan pasien (tegangan puncak (kVp) konstan)		✓	Error indeks paparan terhadap indeks paparan rerata $\leq 10\%$	✓	Error indeks paparan terhadap indeks paparan rerata $\leq 10\%$	Tahunan
	(b) tegangan puncak (kVp) (tebal konstan)		✓	Error indeks paparan terhadap indeks paparan rerata $\leq 15\%$	✓	Error indeks paparan terhadap indeks paparan rerata $\leq 15\%$	Tahunan
	(c) kombinasi tebal dan tegangan puncak (kVp)		✓	Error indeks paparan terhadap indeks paparan rerata $\leq 20\%$	✓	Error indeks paparan terhadap indeks paparan rerata $\leq 20\%$	Tahunan
D.4.	Waktu respon minimum:						
	(a) 1 fase		✓	t respon min < 20 ms	✓	t respon min < 20 ms	Tahunan
	(b) 3 fase atau HF		✓	t respon min ≤ 3 ms	✓	t respon min ≤ 3 ms	Tahunan
E.	Citra						
E.1.	Uji uniformitas citra dan artefak				✓	Tidak ada artefak	Bulanan
E.2.	Uniformitas citra dan sensitivitas pelat CR				✓	MPV: $\leq \pm 20\%$ dari rata rata Parameter arus-waktu: $\leq \pm 5\%$ dari rata rata pelat ukuran yang sama	6 Bulanan

Kode	Parameter	A	B	Nilai/ Syarat Lolos Uji	C	Nilai Lolos Uji	Frekuensi
E.3.	Dosis reseptor citra		✓	$\leq 30\%$ dari <i>baseline</i>	✓	$\leq 30\%$ dari <i>baseline</i>	Tahunan
E.4.	Kontras rendah				✓	ditetapkan oleh fisikawan medis, dokter radiologi dan radiografer	6 bulanan
E.5.	Resolusi spasial (MTF)				✓	sama dengan <i>baseline</i>	6 bulanan
E.6.	<i>Dark noise</i>		✓	$\leq \pm 50\%$ dari <i>baseline</i>	✓	$\leq \pm 50\%$ dari <i>baseline</i>	Tahunan
E.7.	<i>Ghosting</i> (khusus CR)		✓	Tidak ada <i>ghosting</i>	✓	Tidak ada <i>ghosting</i>	Tahunan
F.	Dosis						
F.1.	Akurasi matriks dosis radiasi (DAP)		✓	$\geq 25\%$ dengan DAP meter	✓	$\geq 25\%$ dengan DAP meter	Tahunan
				$\geq 35\%$ dengan DAP inheren		$\geq 35\%$ dengan DAP inheren	
F.2.	Informasi dosis pasien				✓	Dibandingkan dengan IDRL	Tahunan
G.	Performa Monitor						
G.1.	Uji performa monitor	✓		Tingkat <i>greyscale</i> memiliki $\Delta < 10\%$ terhadap <i>baseline</i>			2 Tahunan

Keterangan:

A = Uji keberterimaan (*acceptance test*)

B = Uji Kesesuaian atau Kendali Mutu Eksternal

C = Uji Kendali Mutu Internal

*) Parameter standar minimum (esensial)

Tabel 2. Daftar Peralatan Pendukung Uji Jaminan Kualitas Fisika Pesawat Sinar-X Radiografi Umum

Kode	Parameter	Peralatan Pendukung Uji
A.	Uji Mekanis	
A.1.	Cek visual	• Alat tulis;
A.2.	Uji mekanik (gerak tabung dan meja arah lateral, vertikal, horzontal, fungsi kolimasi, lampu kolimasi) dan <i>Interlock</i>	• Alat tulis;
A.3.	Kalibrasi receptor citra (CR/DR)	• Filter tambahan 21 mm Al atau 4 mm Al+0,5 mm Cu; • Multimeter (<i>ion chamber/solid-state</i>) • <i>Waterpass</i>.
A.4.	Kondisi kaset dan <i>imaging plate</i> (khusus CR)	• Larutan pembersih; • Kain pembersih.
A.5.	Jarak dan skala	• Pita ukur sepanjang 100 cm atau alat ukur panjang terkalibrasi lainnya
B.	Kolimasi	
B.1.	Iluminasi	• Luxmeter; • Meteran.
B.2.	Lapangan kolimasi	• <i>Image receptor</i> (kaset film/kaset CR/detektor DR); • Penanda koin/<i>collimator test tool</i>; • <i>Waterpass</i>; • Meteran.
B.3.	Ketegaklurusan berkas	• <i>Image receptor</i> (kaset film/kaset CR/detektor DR); • <i>Beam alignment test tool</i>; • <i>Waterpass</i> • Meteran.
C.	Generator	
C.1.	Akurasi tegangan	• Multimeter (<i>ion chamber//solid-state</i>) • <i>Waterpass</i> • Pelat timbal atau apron dengan ketebalan 0,35 mm, 0,5 mm, atau 1,0 mm • Meteran

Kode	Parameter	Peralatan Pendukung Uji
C.2.	Akurasi waktu penyinaran	- Multimeter (<i>ion chamber/solid-state</i>) <i>Waterpass</i> - Pelat timbal atau apron dengan ketebalan 0,35 mm, 0,5 mm, atau 1,0 mm - Meteran
	a) $t \geq 100$ ms	
	b) $t < 100$ ms (gen. 2 pulsa)	
	c) $t < 100$ ms (gen. HF/lainnya)	
C.3.	Linieritas keluaran radiasi	- Multimeter (<i>ion chamber/solid-state</i>) <i>Waterpass</i> - Pelat timbal atau apron dengan ketebalan 0,35 mm, 0,5 mm, atau 1,0 mm - Meteran
C.4.	Reproduksibilitas:	- Multimeter (<i>ion chamber/solid-state</i>) <i>Waterpass</i> - Pelat timbal atau apron dengan ketebalan 0,35 mm, 0,5 mm, atau 1,0 mm - Meteran
	a) keluaran radiasi (<i>output</i>)	
	b) tegangan puncak (kVp)	
	c) waktu penyinaran (ms)	
C.5.	Kualitas berkas sinar-X (HVL)	- Multimeter (<i>ion chamber/solid-state</i>) <i>Waterpass</i> - Pelat timbal atau apron dengan ketebalan 0,35 mm, 0,5 mm, atau 1,0 mm - Meteran - Filter Aluminum
C.6.	Kebocoran wadah tabung	- Multimeter (<i>ion chamber/solid-state</i>) atau surveymeter - Meteran; 2 mm pelat Pb.
D.	Kendali Paparan Otomatis (AEC)	
D.1.	Timer darurat	2 mm pelat Pb; <i>Timer elektronik/stopwatch.</i>
D.2.	Uniformitas	<i>Filter</i> 21 mm Al atau 2 mm Cu; 2 mm pelat Pb; <i>Image receptor</i> (kaset film/kaset CR/detektor DR); - Densitometer (untuk sistem analog cetak)

Kode	Parameter	Peralatan Pendukung Uji
D.3.	Variasi Penjejukan:	- Fantom perspex atau fantom PMMA; <i>Image receptor</i> (kaset film/kaset CR/detektor DR); - Densitometer (untuk sistem analog cetak)
	(a) ketebalan pasien (tegangan puncak (kVp) konstan)	
	(b) tegangan puncak (kVp) (tebal konstan)	
	(c) kombinasi tebal dan tegangan puncak (kVp)	
D.4.	Waktu respon minimum:	- Timer digital atau <i>stop watch</i>; 4 lembar fantom perspex atau fantom PMMA (30 cm × 30 cm × 2,5 cm) - Multimeter
	(a) 1 fase	
	(b) 3 fase atau HF	
E.	Citra	
E.1.	Uji uniformitas citra dan artefak	- Filter dari pabrikan 20 mm Al atau filter tambahan 0,5 mm Cu; <i>Grid</i>; - Komputer dengan <i>image processing software</i>.
E.2.	Uniformitas citra dan sensitivitas pelat CR	Fantom PMMA dengan ketebalan 20 cm, atau pelat tembaga setebal 1 mm. Luas fantom atau pelat cukup menutup seluruh reseptor citra (sekitar 35 cm × 43 cm).
E.3.	Dosis reseptor citra	- Pelat tembaga dengan ketebalan 1 mm atau atenuasi lainnya (misal fantom PMMA dengan ketebalan 10 cm) - Multimeter.
E.4.	Kontras rendah	- Objek uji kontras rendah; - Pelat Cu tebal 2,0 mm, ukuran 30 mm × 30 mm;
E.5.	Resolusi spasial (MTF)	- Pelat Cu tebal 2,0 mm, ukuran 30 mm × 30 mm; - Citra DICOM; - Perangkat lunak <i>ImageJ</i>.
E.6.	<i>Dark noise</i>	- Pb 2 mm - Apron Pb (hanya untuk sistem DR)
E.7.	<i>Ghosting</i> (khusus CR)	- Selemba material beratenuasi tinggi dengan ukuran lebih kecil dari pelat citra (misalnya lembar Pb dengan tebal 2 mm atau pelat tembaga dengan tebal 3 mm); - Apron timbal.

Kode	Parameter	Peralatan Pendukung Uji
F.	Dosis	
F.1.	Akurasi matriks dosis radiasi (DAP)	• Multimeter (<i>ion chamber/solid-state</i>) • Lembaran Cu 2 mm; • Penyangga (<i>styrofoam</i>).
F.2.	Informasi dosis pasien	• Fantom abdomen atau fantom perspex 20 cm (jika menggunakan fantom); • Multimeter (<i>ion chamber/solid-state</i>) • Meteran.
G.	Performa Monitor	
G.1.	Uji performa monitor	• Photometer/luxmeter; • Perangkat lunak ImageJ; • AAPM TG 270 <i>test pattern</i>; • Kaca pembesar/lup; • Kamera digital/kamera ponsel.

5. METODE PENGUJIAN

A.1. Cek visual

A.1.a. Tujuan

Memastikan kondisi reseptor citra (kaset film/CR/DR) yang digunakan tidak rusak atau retak.

A.1.b. Peralatan

1. Alat tulis;
2. Alat perekaman.

A.1.c. Metode

Periksa reseptor citra (kaset film/CR/DR) terhadap kecacatan seperti keretakan, pengelupasan, dan kotor.

A.1.d. Analisa dan tindak lanjut

Apabila ditemukan kecacatan pada reseptor citra (kaset film/CR/DR), diskusikan dengan operator atau radiografer yang bertugas. Reseptor citra tidak dapat digunakan apabila kecacatan mempengaruhi hasil citra.

A.2. Uji mekanik dan interlock

A.2.a. Tujuan

1. Untuk memastikan bahwa pesawat sinar-X lengkap dan sesuai standar operasional alat;
2. Untuk memastikan fungsi dan gerak pada pesawat sinar-X sesuai.

A.2.b. Peralatan

1. Alat tulis;
2. Alat perekaman.

A.2.c. Metode

Persiapan

1. Pastikan daftar peralatan yang dilakukan inspeksi sesuai dengan inventaris peralatan;
2. *Logbook* pemeriksaan peralatan.

Pemeriksaan Peralatan

1. Pastikan daftar peralatan yang dilakukan inspeksi sesuai dengan inventaris peralatan;

2. Periksa fungsi komponen yang melibatkan gerak mekanik dan fitur kunci keselamatan (*interlock*). Contoh fitur yang dimaksud adalah: gerak tabung arah lateral, vertikal, dan horizontal, gerak meja arah lateral, vertikal, horizontal, dan *tilting* (jika ada), gerak *bucky stand*; gerak *tray film/CR/DR* dalam *bucky*, fungsi kolimasi, dan lampu kolimasi. Fungsi keselamatan/*interlock* yang harus diperiksa adalah; lampu peringatan eksposi, dan *interlock* eksposi pada pintu (jika ada);
3. Periksa fungsi sistem pengisian daya, seperti kondisi baterai dan fungsi *system charging*;
4. Periksa fungsi peralatan penunjang, seperti *keyboard* dan fungsi *touch screen* (untuk radiografi mobile);
5. Isi *checklist* pada *logbook* sesuai dengan hasil pemeriksaan.

A.2.d. Analisa dan tindak lanjut

Apabila menemui komponen yang tidak berfungsi sebagaimana seharusnya, harus dicatat dalam *logbook* dan didiskusikan dengan operator/radiografer. Jika terkendalanya fitur tersebut mempengaruhi kualitas citra dan dosis radiasi kepada pasien, maka perlu direkomendasikan untuk tidak dioperasikan dahulu hingga komponen dapat diperbaiki.

A.3. Kalibrasi Reseptor Citra (CR/DR)

A.3.a. Tujuan

Memastikan kondisi nilai *Detector Dose Indicator* (DDI) pada reseptor citra (CR/DR) linear seiring dengan meningkatnya dosis dan membuat hubungan antara dosis yang terukur dengan *Pixel Value* dan *Exposure Index*.

A.3.b. Peralatan

1. Filter tambahan 21 mm Al atau 4 mm Al+0,5 mm Cu;
2. Multimeter *ion chamber*;
3. *Waterpass*;
4. Meteran.
5. Perangkat lunak untuk membaca citra *DICOM*

A.3.c. Metode

A.3.c.1. Pengukuran Kualitas Berkas Sinar-X standar

1. Atur jarak SID sebesar 180 cm, jika modalitas tidak mencapai 180 cm atur jarak semaksimal mungkin;
2. Posisikan multimeter tegak lurus dengan anoda dan katoda;
3. Pasang filter tambahan 21 mm Al atau 4 mm Al+0,5 mm Cu pada kolimator;
4. Pilih nilai parameter arus-waktu (contoh: 6,3 mAs; 8 mAs; 10 mAs, dsb), kondisi parameter arus-waktu bersifat tetap dan tidak divariasikan;

5. Lakukan eksposi dengan faktor eksposi yang dipilih;
6. Ulangi eksposi dan variasikan nilai tegangan puncak (kVp) dengan parameter arus waktu (mAs) tetap yang sudah dipilih hingga mencapai kualitas berkas (HVL) 6,8 mm Al.
7. Catat nilai tegangan puncak (kVp) yang mendapatkan nilai kualitas berkas (HVL) 6,8 mm Al.

A.3.c.2. Mencari Dosis Menggunakan Multimeter

1. Posisikan multimeter tegak lurus dengan anoda dan katoda;
2. Posisikan multimeter atau *Imaging Plate* (IP) dengan jarak SID 180 cm;
3. Tandai posisi multimeter untuk menjaga konsistensi;
4. Atur tegangan puncak (kVp) dan filter yang didapatkan dari A.2.c.1 (HVL 6,8 mm Al);
5. Lakukan eksposi;
6. Atur nilai parameter arus-waktu (mAs) agar mendapatkan dosis 10 μ Gy;
7. Catat nilai arus-waktu (mAs) yang didapatkan;
8. Lakukan eksposi dengan parameter tegangan puncak (kVp) tetap dan variasi nilai parameter arus-waktu (mAs) untuk minimal 5 (lima) nilai dosis yang berbeda. Pastikan kolimasi hanya mencakup bagian aktif dari reseptor citra;
9. Catat nilai dosis yang terukur pada multimeter.

A.3.c.3. Mencari nilai eksposi yang terbaca pada *Imaging Plate* (IP) atau *Detector Dose Indicator* (DDI)

1. Posisikan multimeter atau kaset IP dengan jarak SID 180 cm;
2. Tandai posisi multimeter untuk menjaga konsistensi;
3. Atur tegangan puncak (kVp) dan filter yang didapatkan dari A.2.c.1 (HVL 6,8 mm Al);
4. Atur nilai parameter arus-waktu (mAs) untuk dosis 10 μ Gy yang didapatkan dari A.3.c.2;
5. Lakukan eksposi;
6. Lakukan hal yang sama untuk nilai dosis lainnya (minimum 3 variasi) yang digunakan pada A.3.c.2;
7. Pembacaan kaset diberi waktu jeda 1 menit setelah eksposi;
8. Catat nilai *Detector Dose Indicator* (DDI) yang terbaca pada detektor.

A.3.d. Analisa dan tindak lanjut

1. Linearitas
Plot grafik antara hasil dosis yang terukur dengan nilai DDI, sebagai representasi hubungan antara Dosis Radiasi dengan *Exposure Index* (EI) detektor reseptor citra.
2. Sensitivitas

- Buat ROI pada hasil citra DICOM dengan area $\pm 80\%$ dari keseluruhan hasil citra dan catat rata-rata nilai piksel;
- Plot hasil dosis yang terukur dengan nilai piksel rata-rata pada citra, sebagai representasi hubungan antara Dosis Radiasi dengan *Pixel Value* (PV) detektor reseptor citra.

A.4. Kondisi Kaset dan *Imaging Plate* (khusus CR)

A.4.a. Tujuan

Memastikan *imaging plate* untuk pesawat sinar-X radiografi umum dan *mobile* bersih dan tidak memiliki cacat mekanik yang dapat menimbulkan artefak pada citra.

A.4.b. Peralatan

1. Larutan pembersih;
2. Kain pembersih.

A.4.c. Metode

1. Lakukan pemeriksaan visual terhadap kecacatan eksternal dari kaset. Perhatikan engsel dan baut;
2. Setiap kaset harus dibuka dan *imaging plate* harus dikeluarkan untuk pemeriksaan terhadap debu dan goresan. Catat hasil pemeriksaan;
3. Pembersihan *imaging plate* harus dilakukan mengikuti panduan dari *supplier*;
4. Lakukan proses *erasure* atau penghapusan citra pada seluruh kaset;
5. Lakukan eksposi pada kondisi kaset kosong.

A.4.d. Analisa dan tindak lanjut

Apabila ditemukan artefak bintik putih kecil pada hasil citra akibat dari kecacatan *imaging plate* yang dapat mempengaruhi penggunaan klinis, harus dilakukan pembersihan sesuai dengan panduan dari *supplier*. *Imaging plate* dapat digunakan apabila bersih dan tidak rusak. Apabila kaset dinilai tidak dapat digunakan meskipun sudah dibersihkan secara fisik, maka kaset harus diganti.

A.5. Jarak dan Skala

A.5.a. Tujuan

Menentukan akurasi dari indikator SID pada pesawat sinar-X Radiografi Umum atau *Mobile*.

A.5.b. Peralatan

1. Pita ukur atau meteran sepanjang 100 cm.

A.5.c. Metode

1. Atur SID sepanjang 100 cm menggunakan indikator SID pada pesawat sinar-X;
2. Ukur SID aktual menggunakan pita ukur, dimulai dari indikator *focal spot* pada sisi tabung sinar-X dan diakhiri hingga permukaan meja pemeriksaan atau permukaan reseptor citra. Apabila sistem sinar-X tidak memiliki indikator *focal spot*, dokumentasi dari alat dapat digunakan sebagai referensi untuk mengestimasi posisi *focal spot*;
3. Catat hasil pengukuran pita ukur.

A.5.d. Analisa dan tindak lanjut

Bandingkan hasil pengukuran menggunakan pita ukur dengan bacaan pada indikator SID pesawat. Perbedaan antara kedua nilai tidak boleh melebihi $\pm 1,5$ cm. Apabila perbedaan melewati nilai toleransi tersebut, beberapa langkah berikut dapat dilakukan.

- Ulangi pengukuran;
- Lakukan koreksi eror sistematis. Apabila indikator SID menggunakan tampilan digital, *service engineer* harus mengkalibrasi indikator. Apabila indikator SID menggunakan pita ukur, maka koreksi harus dilakukan dengan basis *case-by-case*;
- Periksa kelonggaran pita ukur pada sistem. *Service engineer* dapat memperbaiki kelonggaran tersebut.

B.1. Iluminasi

B.1.a. Tujuan

Mengevaluasi pencahayaan lampu kolimator agar memadai selama prosedur radiografi sinar-X.

B.1.b. Peralatan

1. Luxmeter;
2. Meteran.

B.1.c. Metode

1. Posisikan luxmeter pada jarak 100 cm dari *focal spot*, sejajar dengan sumbu anoda-katoda;

2. Ukur intensitas cahaya latar dengan luxmeter, cahaya latar diatur pada kondisi yang digunakan harian;
3. Atur luas berkas cahaya kolimasi 25 cm x 25 cm di posisi luxmeter;
4. Nyalakan lampu kolimator dan ukur tingkat pencahayaan pada keempat kuadran lapangan cahaya kolimasi, dan hitung rata-rata bacaan luxmeter.

B.1.d. Analisa dan tindak lanjut

1. Ukur intensitas cahaya lampu kolimator $IC_{kolimator}$ berdasarkan nilai intensitas cahaya lampu terukur IC_{ukur} dan intensitas cahaya latar IC_{latar} :

$$IC_{kolimator} = IC_{ukur} - IC_{latar} \quad (\text{Pers. 1})$$

2. Intensitas cahaya lampu kolimator harus ≥ 100 lux pada jarak 100 cm.

B.2. Lapangan Kolimasi

B.2.a. Tujuan

Memastikan kesesuaian ukuran dan kesebangunan antara lapangan berkas sinar-X dengan ukuran berkas cahaya kolimasi.

B.2.b. Peralatan

1. *Image receptor* (kaset film/kaset CR/detektor DR);
2. Penanda koin/*collimator test tool*;
3. *Waterpass*;
4. Meteran.

B.2.c. Metode

1. Posisikan sumbu anoda-katoda sesuai dengan posisi yang biasa digunakan dalam praktik klinis;
2. Posisikan *Image receptor* (kaset film/kaset CR/detektor DR) di atas meja pasien;
3. Gunakan *waterpass* untuk memastikan sumbu utama berkas sinar-X dan *Image receptor* (kaset film/kaset CR/detektor DR) dalam posisi tegak lurus;
4. Atur SID sebesar 100 cm;
5. Atur kolimasi cahaya dengan ukuran 10 × 10 cm di posisi *Image receptor* (kaset film/kaset CR/detektor DR) atau seukuran dengan *collimator test tool*;
6. Posisikan koin di atas permukaan *Image receptor* (kaset film/kaset CR/detektor DR) sebagai penanda sisi lapangan kolimasi cahaya;
7. Apabila menggunakan *collimator test tool*, atur kolimasi cahaya sesuai dengan ukuran *collimator test tool* dan catat nilainya;

8. Lakukan eksposi pada parameter eksposi klinis (misal 50 kV dan 10 mAs) atau faktor ekposi rendah atau tergantung pada kombinasi film/screen sehingga akan menghasilkan densitas film yang cukup;
9. Cuci atau cetak film, atau simpan citra pada komputer apabila menggunakan sistem digital.

B.2.d. Analisa dan tindak lanjut

1. Ukur perbedaan panjang sisi berkas radiasi (ΔL_{ukur}) berdasarkan hasil citra sinar-X (L_{citra}) dengan ukuran berkas lampu kolimator ($L_{kolimator}$):

$$\Delta L_{ukur} = |L_{citra} - L_{kolimator}| \quad (\text{Pers. 2})$$

2. Jika jarak fokus ke meja (SID) tidak menggunakan 100 cm maka normalisasikan dengan jarak 100 cm, menggunakan formula:

$$\Delta(L) = \frac{\Delta L_{ukur} \times 100}{SID} \quad (\text{Pers. 3})$$

3. Lakukan perhitungan untuk semua sisi: $\Delta(L_{anoda})$, $\Delta(L_{katoda})$, $\Delta(L_{atas})$, $\Delta(L_{bawah})$.
4. Batas lolos uji:
 $\Delta(L_{anoda}) + \Delta(L_{katoda})$ dan $\Delta(L_{atas}) + \Delta(L_{bawah}) \leq 2\% \text{ SID}$;
 $\Delta(L_{anoda}) + \Delta(L_{katoda}) + \Delta(L_{atas}) + \Delta(L_{bawah}) \leq 3\% \text{ SID}$.

B.3. Ketegaklurusan Berkas

B.3.a. Tujuan

Mengevaluasi ketegaklurusan berkas utama sinar-X terhadap bidang kolimasi.

B.3.b. Peralatan

1. *Image receptor* (kaset film/kaset CR/detektor DR);
2. Penanda koin;
3. Silinder dengan attenuator di bagian tengahnya atau *beam alignment test tool*;
4. Meteran.

B.3.c. Metode

1. Posisikan *Image receptor* (kaset film/kaset CR/detektor DR) pada jarak 100 cm dari tabung pesawat;
2. Posisikan *beam alignment test tool* di atas *Image receptor* (kaset film/kaset CR/detektor DR) pada pusat lapangan penyinaran;

3. Lakukan eksposi pada parameter eksposi klinis (misal 50 kVp dan 10 mAs) atau faktor eksposi rendah (tergantung pada kombinasi film/screen) sehingga menghasilkan citra dengan densitas cukup;
4. Cuci atau cetak film, atau simpan citra pada komputer apabila menggunakan sistem digital.

B.3.d. Analisa dan tindak lanjut

1. Periksa penanda (titik) atas dan bawah *beam alignment test tool* pada citra/film, ukur jarak antara kedua penanda tersebut;
2. Jika digunakan *beam alignment test tool* setinggi 20 cm, maka jarak antar penanda tidak boleh melebihi 5 mm atau deviasi tidak melebihi 3°.

C.1. Akurasi Tegangan

C.1.a. Tujuan

Memeriksa konsistensi tegangan puncak (kVp) pada panel sistem pesawat sinar-X (set) terhadap tegangan puncak (kVp) hasil pengukuran.

C.1.b. Peralatan

1. Multimeter;
2. *Waterpass*;
3. Pelat timbal atau apron dengan ketebalan 0,35 mm, 0,5 mm, atau 1,0 mm;
4. Meteran.

C.1.c. Metode

1. Keluarkan reseptor citra atau tutup dengan pelat timbal/apron apabila reseptor tidak dapat dikeluarkan;
2. Atur jarak antara *focal spot* dan multimeter pada jarak 100 cm;
3. Aktifkan dan posisikan multimeter di atas meja pemeriksaan dengan posisi tegak lurus terhadap sumbu anoda-katoda;
4. Atur lapangan kolimasi seluas sisi aktif multimeter (misal 5 cm × 8 cm) untuk minimalisasi hamburan;
5. Lakukan eksposi pada parameter eksposi klinis (misal 10 mAs dan beberapa variasi tegangan (50, 60, 70, 80, dan 90 kVp);
6. Catat hasil pengukuran tegangan untuk setiap variasi tegangan puncak.

C.1.d. Analisa dan tindak lanjut

1. Hitung nilai *error* δ untuk setiap nilai yang terukur v_{ukur} terhadap masing-masing nilai pengaturannya v_{set} :

$$\delta = \left| \frac{v_{set} - v_{ukur}}{v_{set}} \right| \times 100\% \quad (\text{Pers. 4})$$

2. Dari data, pilih nilai *error* δ paling besar sebagai $\delta_{\max}$;
3. Nilai *error* $\delta_{\max} \leq 10\%$.

C.2. Akurasi Waktu Penyinaran

C.2.a. Tujuan

Memeriksa konsistensi waktu paparan pada panel sistem pesawat sinar-X terhadap waktu paparan hasil pengukuran dengan kendali waktu terpisah (mA dan s bukan mAs).

C.2.b. Peralatan

1. Multimeter;
2. *Waterpass*;
3. Pelat timbal atau apron dengan ketebalan 0,35 mm, 0,5 mm, atau 1,0 mm;
4. Meteran.

C.2.c. Metode

1. Keluarkan reseptor citra atau tutup dengan pelat timbal/apron apabila reseptor tidak dapat dikeluarkan;
2. Atur jarak antara *focal spot* dan multimeter (SDD) pada jarak 100 cm;
3. Aktifkan dan posisikan multimeter di atas meja pemeriksaan dengan posisi tegak lurus terhadap sumbu anoda-katoda;
4. Atur lapangan kolimasi seluas sisi aktif multimeter (Misal: 5 cm × 8 cm) untuk minimalisasi hamburan;
5. Lakukan eksposi dengan disesuaikan pada parameter eksposi klinis (Misal : 10 mA dan 70 kVp dengan beberapa variasi waktu eksposi yakni 0,05; 0,08; 0,125; dan 0,32 s yang diperoleh dari pengaturan nilai parameter arus-waktu, yakni berturut-turut 5,0; 8,0; 12,5; 20; dan 32 mAs);
6. Catat hasil pengukuran untuk setiap variasi waktu paparan penyinaran.

C.2.d. Analisa dan tindak lanjut

1. Hitung nilai *error* δ untuk setiap nilai yang terukur terhadap masing-masing nilai pengaturannya menggunakan persamaan pada bagian C.1.d.;
2. Pilih nilai *error* δ paling besar sebagai $\delta_{\max}$;
3. Nilai lolos uji adalah sebagai berikut.
 - Untuk waktu eksposi ≥ 100 ms, $\delta_{\max} \leq 10\%$;
 - Untuk waktu eksposi < 100 ms gen. 2 pulsa, $\delta_{\max} \leq 1$ pulsa (10 ms);

- Untuk waktu eksposi < 100 ms gen HF/ lainnya, $\delta_{\max} \leq (10\% + 1)$ ms.

C.3. Linieritas Keluaran Radiasi

C.3.a. Tujuan

Memeriksa hubungan linearitas antara keluaran radiasi (dosis di udara, ESAK) dengan nilai arus (mA) atau arus-waktu (mAs).

C.3.b. Peralatan

1. Multimeter;
2. *Waterpass*;
3. Pelat timbal atau apron dengan ketebalan 0,35 mm, 0,5 mm, atau 1,0 mm;
4. Meteran.

C.3.c. Metode

1. Keluarkan reseptor citra atau tutup dengan pelat timbal/apron apabila reseptor tidak dapat dikeluarkan;
2. Atur jarak antara *focal spot* dan multimeter (SDD) pada jarak 100 cm;
3. Aktifkan dan posisikan multimeter di atas meja pemeriksaan dengan posisi tegak lurus terhadap sumbu anoda-katoda;
4. Atur lapangan kolimasi seluas sisi aktif multimeter (Misal: 5 cm $\times$ 8 cm) untuk minimalisasi hamburan;
5. Lakukan eksposi dengan disesuaikan pada parameter eksposi klinis (misal 70 kVp dengan beberapa variasi nilai parameter arus-waktu yakni 10; 15; 20; 25 dan 30 mAs). Jika nilai parameter arus (mA) dapat diatur, maka variasi nilai parameter arus-waktu (mAs) dapat diperoleh dengan variasi nilai parameter arus (mA) dengan waktu eksposi tetap;
6. Catat hasil pengukuran untuk setiap variasi nilai parameter arus-waktu (mAs).

C.3.d. Analisa dan tindak lanjut

1. Hitunglah dosis ternormalisasi D_n hasil pengukuran dalam satuan $\frac{\mu\text{Gy}}{\text{mAs}}$;
2. Jika menggunakan variasi nilai parameter arus (mA), dosis ternormalisasi dapat dihitung dengan:

$$D_n = \frac{D}{I \times t} \quad (\text{Pers. 5})$$

dengan D adalah dosis dalam satuan (μGy), I adalah nilai arus (mA) dan t adalah waktu (s);

3. Dari hasil ukur, pilih D_n terbesar sebagai $D_{n_{\max}}$ dan D_n terkecil sebagai $D_{n_{\min}}$;
4. Hitung *coefficient linearity* (CL) dengan persamaan

$$CL = \frac{D_{n_{\max}} - D_{n_{\min}}}{D_{n_{\max}} + D_{n_{\min}}} \quad (\text{Pers. 6})$$

5. Alternatifnya, dengan perangkat lunak pengolah data (kalkulator, MS. Excel) hitung nilai $D_n \left(\frac{\mu\text{Gy}}{\text{mAs}} \right)$ dengan melakukan *plotting* data antara nilai parameter arus (mA) atau arus-waktu (mAs) dengan $D_n \left(\frac{\mu\text{Gy}}{\text{mAs}} \right)$. Kemudian buat grafik garis lurus nilai parameter arus (mA) (linear) dan hitung/tampilkan koefisien regresi linear (R). Nilai R dipilih sebagai nilai *coefficient linearity* (CL);
6. Batas nilai lolos uji $CL \leq 0,1$.

C.4. Reprodusibilitas Keluaran Radiasi

C.4.a. Tujuan

Memeriksa konsistensi keluaran radiasi, tegangan puncak (kVp), dan waktu penyinaran (ms) dalam penentuan parameter eksposi tetap.

C.4.b. Peralatan

1. Multimeter;
2. *Waterpass*;
3. Pelat timbal atau apron dengan ketebalan 0.35 mm, 0.5 mm, atau 1.0 mm;
4. Meteran.

C.4.c. Metode

1. Keluarkan reseptor citra atau tutup dengan pelat timbal/apron apabila reseptor tidak dapat dikeluarkan;
2. Atur jarak antara *focal spot* dan multimeter (SDD) pada jarak 100 cm;
3. Aktifkan dan posisikan multimeter di atas meja pemeriksaan dengan posisi tegak lurus terhadap sumbu anoda-katoda;
4. Atur lapangan kolimasi seluas sisi aktif multimeter (contoh 5 cm × 8 cm) untuk minimalisasi hamburan;
5. Lakukan eksposi dengan disesuaikan pada parameter eksposi klinis (misal 70 kVp dan 10 mAs (atau 100 mA; dan 0.1 s));
6. Lakukan eksposi pengulangan sebanyak 5 (lima) kali dan ukur nilai:
 - a. Nilai keluaran radiasi (μGy atau mGy);
 - b. Nilai tegangan puncak (kVp);

- c. Nilai waktu eksposi (s);
7. Catat data hasil pengukuran.

C.4.d. Analisa dan tindak lanjut

1. Untuk masing-masing nilai parameter yang terukur (keluaran radiasi, tegangan puncak, dan waktu eksposi), hitung nilai standar deviasi SD dari daftar hasil pengukuran:

$$SD = \sqrt{\sum_{i=1}^n \frac{(x_i - \bar{x})^2}{n-1}} \quad (\text{Pers. 7})$$

dengan x_i adalah nilai terukur, $\bar{x}$ adalah rata-rata nilai terukur, dan n adalah banyak data yang terukur;

4. Hitung *coefficient of variation* (CV):

$$CV = \frac{SD}{\bar{x}} \quad (\text{Pers. 8})$$

Alternatifnya, dengan perangkat lunak pengolah data (kalkulator, MS. Excel) hitung nilai SD dan CV dari hasil pengukuran;

5. Batas lolos uji untuk masing-masing nilai ukur adalah $CV \leq 0,05$.

C.5. Kualitas Berkas Sinar-X (HVL)

C.5.a. Tujuan

Memeriksa kualitas berkas sinar-X dan kecukupan filtrasi untuk menyaring radiasi sinar-X energi rendah.

C.5.b. Peralatan

1. Multimeter;
2. *Waterpass*;
3. Pelat timbal atau apron dengan ketebalan 0,35 mm, 0,5 mm, atau 1,0 mm;
4. Meteran;
5. Filter Aluminum.

C.5.c. Metode

1. Lepaskan filter tambahan dari pesawat sinar-X apabila memungkinkan. Jika filter tambahan terpasang tetap atau tidak dapat dilepas, maka pengujian HVL dilanjutkan sesuai kondisi yang ada;
2. Aktifkan multimeter;

3. Posisikan multimeter di atas meja dengan posisi tegak lurus terhadap sumbu anoda-katoda dan kolimasikan lapangan penyinaraan seluas ukuran multimeter atau sisi aktif multimeter;
4. Pengukuran HVL dilakukan sesuai dengan kondisi pada saat pengujian berlangsung:

Secara langsung, pada pengaturan tegangan puncak 80 kVp

- Apabila multimeter dapat mengukur nilai HVL secara langsung, lakukan eksposi dan ukur nilai HVL pada tegangan puncak 80 kVp;
- Catat nilai HVL yang terukur.

Secara langsung dan tidak ada pengaturan untuk tegangan puncak 80 kVp

- Apabila multimeter dapat mengukur nilai HVL secara langsung namun tegangan puncak (kVp) pesawat sinar-X tidak dapat dipilih 70 kVp, lakukan pengukuran eksposi untuk beberapa parameter misalnya pada 65 kVp, 75 kVp, 85 kVp, dan 90 kVp dengan nilai parameter arus-waktu (mAs) yang sama (tetap);
- Catat nilai HVL yang terukur.

Secara tidak langsung

- Apabila multimeter tidak dapat mengukur nilai HVL secara langsung, ukur paparan radiasi tanpa menggunakan filter tambahan dengan nilai tegangan puncak 80 kVp dan nilai parameter arus-waktu (mAs) tetap;
- Perhatikan nilai HVL yang terukur;
- Ukur kembali paparan radiasi pada faktor eksposi yang sama dengan menambahkan filter Al;
- Catatan: lakukan penambahan filter Al hingga diperoleh nilai paparan radiasi lebih kecil dan lebih besar dari nilai setengah paparan radiasi tanpa filter tambahan;
- Catat nilai HVL.

C.5. Analisa dan tindak lanjut

Secara langsung, pada pengaturan tegangan puncak 80 kVp;

- Nilai HVL = nilai HVL yang terbaca pada alat ukur multimeter.

Secara langsung dan tidak ada pengaturan untuk tegangan puncak 80 kVp

- Lakukan *plotting* nilai tegangan puncak (kVp) terukur dengan HVL terukur;
- Menggunakan perangkat lunak pengolah data (kalkulator atau MS Excel), lakukan interpolasi linier untuk memperoleh nilai HVL pada tegangan puncak 80 kVp.

Secara tidak langsung

- Lakukan *plotting* paparan radiasi yang terukur dengan ketebalan filter yang digunakan;
- Menggunakan perangkat lunak pengolah data (misal: MS Excel) buatlah grafik garis lurus dengan nilai ketebalan di sumbu-x dan nilai paparan radiasi di sumbu-y;

- Nilai HVL adalah nilai ketebalan filter ketika nilai paparan radiasi adalah menjadi setengah dari nilai paparan radiasi ketika filter tidak terpasang;
- Alternatifnya, HVL dapat ditentukan dengan persamaan

$$HVL = \frac{t_1 \ln\left(\frac{2D_2}{D_0}\right) - t_2 \ln\left(\frac{2D_1}{D_0}\right)}{\ln\left(\frac{D_2}{D_1}\right)} \quad (\text{Pers. 9})$$

dengan t_1 adalah ketebalan filter 1, t_2 adalah ketebalan filter 2, D_0 adalah paparan yang terukur tanpa filter, D_1 adalah paparan yang terukur dengan filter 1, dan D_2 adalah paparan yang terukur dengan filter 2;

- Perhatikan nilai HVL yang diperoleh. Nilai lolos uji adalah sebagai berikut.
 - $HVL \geq 2,3$ mmAl pada 80 kVp (untuk alat yang diproduksi sebelum tahun 2012);
 - $HVL \geq 2,9$ mmAl pada 80 kVp (untuk alat yang diproduksi tahun 2012 dan seterusnya).

C.6. Kebocoran Wadah Tabung

C.6.a. Tujuan

Memeriksa kebocoran radiasi pada tabung sinar-X.

C.6.b. Peralatan

1. Multimeter;
2. Meteran;
3. Pelat Pb setebal 2 mm.

C.6.c. Metode

Catatan: pengukuran dilakukan pada tegangan puncak (kVp) maksimum atau nilai parameter arus-waktu 100 mAs dengan waktu tidak boleh melebihi 1 s. Pastikan *rating* tegangan tabung tidak terlampaui.

1. Tutup kolimator pada tabung sinar-X;
2. Tutup kembali kolimator dengan pelat Pb;
3. Atur posisi multimeter pada jarak 100 cm dari *focal spot* (SDD);
4. Lakukan pengukuran pada sisi anoda, katoda, depan tabung, belakang tabung, depan kolimator, dan atas tabung;
5. Catat nilai arus kontinu;
6. Catat data dan hasil yang terukur.

C.6.d. Analisa dan tindak lanjut

1. Lakukan perhitungan nilai kebocoran (L);

$$L \left(\frac{\text{mGy}}{\text{jam}} \right) = X \cdot \left(\frac{V_{\text{max}}}{V_{\text{set}}} \right)^2 \cdot \frac{I_{\text{cont}}}{I_{\text{set}}} \cdot \frac{1}{1000} \quad (\text{Pers. 10})$$

dengan X adalah laju dosis terukur ($\mu\text{Gy}/\text{jam}$), V_{max} adalah *rating* tegangan puncak maksimum tabung (kVp), V_{set} adalah tegangan puncak saat eksposi dilakukan (kVp), I_{cont} adalah arus kontinu alat (mA), dan I_{set} adalah pengaturan arus saat eksposi dilakukan (mA).

2. Nilai lolos uji, $L \leq 1 \text{ mGy.jam}$.

D.1. AEC-Timer Darurat

D.1.a. Tujuan

Memastikan timer darurat (*backup timer*) berfungsi dengan baik;

D.1.b. Peralatan

1. 2 mm pelat Pb;
2. Timer elektronik.

D.1.c. Metode

1. Tutup AEC atau bucky stand wall dengan 2 mm pelat Pb;
2. Atur density AEC ke posisi 0;
3. Ekspos dan catat waktu eksposi yang terukur pada *timer* elektronik;
4. Gunakan arus (mA) rendah untuk mengetahui waktu berhenti (*time cutoff*);
5. Gunakan arus (mA) tinggi untuk mengetahui batas nilai arus (mA) untuk menghentikan operasi (*mA cutoff*).

D.1.d. Analisa

1. Ekspos atau penyinaran seharusnya berhenti sebelum 6 s atau 600 mAs;
2. Nilai lolos uji adalah *time cutoff* $\leq 6 \text{ s}$ atau arus *cutoff* $\leq 600 \text{ mA}$.

D.2. AEC-Uniformitas

D.2.a. Tujuan

Memastikan AEC berfungsi baik untuk menghentikan/mengatur eksposi sehingga menghasilkan citra tertentu yang bersifat *uniform*.

D.2.b. Peralatan

1. Filter 21 mm Al atau 2 mm Cu;
2. Pelat Pb setebal 2 mm;
3. *Image receptor* (kaset film/kaset CR/detektor DR);
4. Densitometer.

D.2.c. Metode

1. Atur posisi tabung sinar-X dan bucky sesuai standar pada penggunaan klinis (misal SSD = 100 cm);
2. Nyalakan lampu kolimator dan pusatkan berkas sinar-X dengan pusat *bucky*/pemegang kaset, kemudian atur luas lapangan kolimasi paling kurang 2 cm dari tepi luar detektor AEC (pastikan AEC berada di dalam area lapangan kolimasi);
3. Tutup kolimasi dengan filter 21 mm Al atau 2 mm Cu (lepas bagian detektor DAP apabila memungkinkan untuk dilepas);
4. Atur faktor eksposi pada standar penggunaan tertentu misalnya 80 kVp dan 100 mA;
5. Tutup salah satu detektor AEC yang diseleksi dengan pelat Pb (pada beberapa sistem radiografi umum, detektor AEC dapat ditutup menggunakan *control panel*);
6. Pasang *Image receptor* (kaset film/kaset CR/detektor DR);
7. Ekspos, catat waktu eksposi dan nilai parameter arus-waktu (mAs) yang tercantum pada *control panel*;
8. Untuk penggunaan:
 - Film: proses filmnya kemudian ukur nilai *Optical Density (OD)* dengan densitometer;
 - CR: proses, kemudian catat nilai *Optical Density (OD)*/*Exposure Index (EI)* pada monitor atau cetak ke film, kemudian ukur dengan densitometer;
 - DR: catat nilai *Exposure Index (EI)* pada monitor atau cetak ke film kemudian ukur dengan densitometer;
9. Pengambilan data ekposi pada AEC ini dilakukan sebanyak 5 kali;
10. Dilanjutkan dengan pengambilan data pada AEC yang lain, ulangi langkah No. 1 sampai No.9 untuk posisi detektor yang lain;
11. Catat hasil pengukuran.

D.2.d. Analisa

1. Hitung nilai rata-rata dari nilai parameter arus-waktu (mAs) dan *OD* atau *EI* yang terukur;
2. Hitung nilai maksimum, v_{max} , dan minimum, v_{min} , dari nilai parameter arus-waktu (mAs) dan *OD* atau *EI* yang terukur;
3. Hitung nilai rentangnya dengan persamaan

$$\text{Rentang} = v_{max} - v_{min} \quad (\text{Pers. 11})$$

4. Nilai batas uji:

- Rentang untuk nilai parameter arus-waktu (mAs) terhadap rata-rata $\leq 20\%$;
- Rentang untuk OD/EI terhadap rata-rata $\leq 10\%$.

D.3. AEC-Penjejakan

D.3.a. Tujuan

Memastikan AEC berfungsi baik dengan memastikan citra yang dihasilkan seragam terhadap perubahan tegangan puncak (kVp) dan ketebalan pasien.

D.3.b. Peralatan

1. Fantom perspex atau fantom PMMA;
2. *Image receptor* (kaset film/kaset CR/detektor DR);
3. Densitometer.

D.3.c. Metode

1. Atur jarak antara tabung sinar-X dan bucky sesuai standar penggunaan untuk grid (misalnya jarak fokus ke permukaan fantom 100 cm);
2. Nyalakan lampu kolimator dan pusatkan berkas sinar-X pada pusat bucky/pemegang kaset, kemudian atur luas lapangan kolimasi paling kurang 2 cm dari tepi luar detektor AEC. Pastikan AEC berada di dalam area lapangan kolimasi;
3. Variasikan ketebalan pasien dilakukan dengan menggunakan variasi fantom (misal masing-masing 10, 15, 20 dan 25 cm);
 - a. Posisikan 10 cm fantom perspex di atas bucky, kemudian masukan kaset;
 - b. Faktor eksposi diatur pada standar penggunaan tertentu misalnya 60 kVp;
 - c. Pasang *Image receptor* (kaset film/kaset CR/detektor DR);
 - d. Lakukan eksposi dan catat nilai parameter arus-waktu (mAs) yang tercantum pada *control panel*;
 - e. Untuk penggunaan:
 - Film, proses film kemudian ukur nilai OD dengan densitometer;
 - CR, proses, kemudian catat nilai OD/EI pada monitor atau cetak ke film kemudian ukur dengan densitometer;
 - DR, catat nilai EI pada monitor atau cetak ke film kemudian ukur dengan densitometer.
 - f. Untuk pengujian variasi ketebalan berikutnya, dengan melakukan langkah yang sama dari (a) hingga (e), yang dilakukan dengan melakukan variasi ketebalan fantom pada poin (a) yaitu variasi fantom masing-masing 15 cm, 20 cm dan 25 cm.

4. Variasi tegangan puncak (kVp);
 - a. Posisikan 20 cm fantom perspex di atas *bucky*;
 - b. Faktor eksposi diatur pada standar penggunaan (misal 60 kVp);
 - c. Pasang *Image receptor* (kaset film/kaset CR/detektor DR);
 - d. Lakukan ekposi, dan catat nilai parameter arus-waktu (mAs) yang tercantum pada *control panel*;
 - e. Untuk penggunaan:
 - Film, proses film kemudian ukur nilai *OD* dengan densitometer;
 - CR, proses, kemudian catat nilai *OD/ EI* pada monitor atau cetak ke film kemudian ukur dengan densitometer;
 - DR, catat nilai *EI* pada monitor atau cetak ke film kemudian ukur dengan densitometer;
 - f. Untuk variasi tegangan puncak (kVp) berikutnya, dilakukan langkah yang sama dari langkah (a) hingga (e).
5. Kombinasi tebal dan tegangan puncak (kVp):
 - a. Faktor eksposi diatur pada standar penggunaan (misal 60 kVp) dan posisikan 25 cm fantom perspex di atas *bucky*;
 - b. Pasang *Image receptor* (kaset film/kaset CR/detektor DR);
 - c. Ekspose dan catat mAs yang tercantum pada kontrol panel;
 - d. Untuk penggunaan:
 - Film, proses film kemudian ukur nilai *OD* dengan densitometer;
 - CR, proses, kemudian catat nilai *OD/ EI* pada monitor atau cetak ke film kemudian ukur dengan densitometer;
 - DR, catat nilai *EI* pada monitor atau cetak ke film kemudian ukur dengan densitometer;
 - e. Kombinasi variasi tebal fantom dan tegangan puncak (kVp) dilakukan dengan seperti pengambilan data untuk 60 kVp dengan 25 cm (langkah (a) hingga (d)) dengan divariasikan pada:
 - 80 kVp dan 35 cm fantom perspex;
 - 100 kVp dan 35 cm fantom perspex;
 - 120 kVp dan 40 cm fantom perspex.

D.3.d. Analisa dan tindak lanjut

1. Hitung nilai rata-rata dari *OD* atau *EI* yang terukur $v_{rata-rata}$;
2. Hitung deviasi absolut Δ_i untuk setiap nilai yang terukur, v_i ;

$$\Delta_i = |v_{rata-rata} - v_i| \quad (\text{Pers. 12})$$

3. Nilai batas uji;
 - a. Variasi ketebalan fantom:

$$\Delta_i \text{ OD atau EI terhadap rata-rata} \leq 10\%;$$
 - b. Variasi kVp:

- Δ_i OD atau EI terhadap rata-rata $\leq 15\%$;
- c. Variasi dengan kombinasi kVp dan ketebalan fantom:
 Δ_i OD atau EI terhadap rata-rata $\leq 20\%$;

D.4. AEC-Waktu Respon Minimum

D.4.a. Tujuan

Memastikan AEC berfungsi baik dengan memastikan nilai waktu respon minimumnya.

D.4.b. Peralatan

1. Multimeter;
2. Timer digital atau *beam analyser*;
3. 4 lembar fantom perspex ($30 \times 30 \times 2,5$ cm) atau PMMA.

D.4.c. Metode

1. Atur posisi tabung sinar-X dan *bucky* sesuai standar penggunaan (misal jarak fokus ke permukaan fantom 100 cm);
2. Nyalakan lampu kolimator dan pusatkan berkas sinar-X dengan pusat *bucky*/pemegang kaset, kemudian atur luas lapangan kolimasi paling kurang 2 cm dari tepi luar detektor AEC (pastikan AEC berada di dalam area lapangan kolimasi);
3. Posisikan multimeter/sensor di atas *bucky*, dan pastikan multimeter tidak menutupi AEC;
4. Tempatkan 4 lembar fantom perspex antara tabung sinar-X dan multimeter;
5. Lakukan eksposi dengan tegangan puncak dan arus cukup tinggi (misalnya 120 kVp dan 200 mA);
6. Catat waktu eksposinya;
7. Ulangi langkah (5) hingga (6) dengan ketebalan fantom diambil 1 (satu) lembar satu per satu sehingga waktu eksposi yang terukur menunjukkan nilai yang tetap.

D.4.d. Analisa dan tindak lanjut

Waktu respon minimum ($t_{respon\ min}$) adalah waktu ekspos yang terukur tetap dan tidak terpengaruh oleh ketebalan fantom:

- ($t_{respon\ min}$) < 20 ms untuk generator 1 fase;
- ($t_{respon\ min}$) ≤ 3 ms untuk generator 3 fase dan HF.

E.1. Uji Uniformitas Citra dan Artefak

E.1.a. Tujuan

Memastikan kualitas citra tidak terdapat artefak dan dapat diterima dalam pembacaan diagnosa.

E.1.b. Peralatan

3. Filter dari pabrikan 20 mm Al atau filter tambahan 0,5 mm Cu;
4. Grid;
5. Komputer dengan *image processing software*.

E.1.c. Metode

1. Letakkan *Image receptor* (kaset film/kaset CR/detektor DR) pada meja pemeriksaan dan buka kolimasi sehingga luas lapangan kolimasi mencakup seluruh permukaan *imaging plate*;
2. Dapatkan 1 (satu) citra menggunakan kondisi *gain calibration* yang digunakan oleh pabrikan reseptor citra. Jika protokol *gain calibration* tidak diketahui, protokol kalibrasi EI dapat digunakan;
3. Dapatkan 2 (dua) citra menggunakan filter tambahan 0,5 mm Cu sebagai pengganti filter dari pabrikan (20 mm Al), dengan kondisi lainnya sama dengan poin nomor 2;
4. Lakukan eksposi citra pertama dengan kondisi *grid* diaktifkan, menggunakan faktor eksposi 70 kVp, kondisi nilai parameter arus-waktu (mAs) menyesuaikan AEC, luas lapangan kolimasi mencakup seluruh permukaan reseptor citra;
5. Lakukan eksposi citra kedua menggunakan nilai parameter arus-waktu (mAs) sebesar setengah dari nilai parameter arus-waktu (mAs) pada eksposi pertama, dengan kondisi faktor eksposi yang lain sama dengan poin 4.

E.1.d. Analisa dan tindak lanjut

1. Atur *Window Level* dan *Window Width* kedua citra sebagai berikut:
 - a. *Window Level* (WL) harus diatur ke nilai piksel rata-rata dalam gambar yang diukur menggunakan *Region of Interest* (ROI) yang ditempatkan di pusat citra;
 - b. *Window Width* (WW) kemudian diatur sebagai 10% dari WL (Contoh: Jika nilai piksel rata-rata adalah 500, maka *Window Width* diatur menjadi 50).
2. Amati hasil kedua citra menggunakan ukuran akuisisi citra 1:1 piksel detektor terhadap *display image ratio*. Pastikan citra seragam, tidak ada garis *grid*, *dead pixels*, dan *dead lines*.

E.2. Uniformitas Citra dan Sensitivitas Pelat CR

E.2.a. Tujuan

Melakukan evaluasi tingkat keparahan dan identifikasi sumber artefak pada citra sistem CR dan DR, serta memastikan keseragaman objek tes yang homogen. Untuk sistem CR, uji harus dilakukan pada setiap kaset/pelat.

E.2.b. Peralatan

Fantom PMMA dengan ketebalan 20 cm, atau pelat tembaga setebal 1 mm. Luas fantom atau pelat cukup menutup seluruh reseptor citra (sekitar 35 cm × 43 cm).

E.2.c. Metode

1. Pusatkan tabung sinar-X pada *bucky* dengan jarak antara *focal spot* dan citra sebesar SID = 100 cm. Untuk sistem CR, atur SID = 150 cm dan tiap kaset diuji dua kali: pada uji kedua, kaset diputar 45° dari posisi uji pertama agar memastikan bahwa perbedaan intensitas merupakan efek uniformitas dan bukan dari efek *heel*;
2. Atur kolimasi untuk melingkupi seluruh area reseptor citra. Pastikan semua sensor AEC dilingkupi;
3. Tempatkan fantom PMMA di depan *bucky* atau simpan pelat tembaga pada kolimator;
4. Lakukan penyinaran secara otomatis dengan AEC. Apabila sistem tidak memiliki AEC, maka atur faktor eksposi secara manual (70 kV dan 3 mAs untuk pelat tembaga);
5. Lakukan penyinaran dan catat faktor yang digunakan (pengaturan mode AEC, nilai tegangan puncak, dan nilai parameter arus-waktu);
6. Simpan citra atau olah citra menggunakan komputer. Untuk sistem CR, waktu tunda antara eksposi dengan penyimpanan citra pada komputer harus konsisten untuk tiap kaset (misalnya 30 detik). Hal ini dilakukan untuk menghindari efek *fading* pada citra, yaitu efek degradasi kualitas citra CR akibat hilangnya energi yang tersimpan dalam pelat *photostimulable phosphor* seiring waktu.
7. Catat *exposure index* dan nilai parameter arus-waktu (mAs) untuk masing-masing kaset CR;
8. Ulangi tahap (4) hingga (7) untuk semua kaset CR.

E.2.d. Analisa dan tindak lanjut

1. Lakukan pemeriksaan visual terhadap masing-masing citra dan periksa artefak serta uniformitas. *Window Width* harus kecil untuk pemeriksaan citra di komputer. Catat baik terdapat artefak maupun tidak;
2. Ambil lima ROI: satu di pusat citra dan empat di pusat setiap kuadran. Ukuran ROI 100 piksel $\times$ 100 piksel;
3. Hitung rata-rata nilai piksel dari semua ROI. Hitung pula perbedaan maksimum dari masing-masing ROI terhadap nilai rata-rata seperti pada Pers. 12;
4. Untuk sistem CR, lakukan pengukuran berikut.
 - a. Untuk setiap kaset CR yang digunakan, kelompokkan berdasarkan kesamaan ukuran;
 - b. Kemudian untuk setiap kelompok kaset dengan ukuran yang sama, hitung nilai rata-rata *exposure index* dan nilai parameter arus-waktu (mAs) dari seluruh kaset CR dalam kelompok tersebut;
 - c. Setelah diperoleh nilai rata-rata *exposure index* dan parameter arus-waktu (mAs), lakukan perhitungan deviasi absolut menggunakan seperti pada bagian D.3.d untuk masing-masing kaset dalam kelompok.
5. Nilai lolos uji:
 - Δ_i nilai piksel ROI terhadap rata-rata $\leq \pm 20\%$;
 - Untuk sistem CR, Δ_i nilai parameter arus-waktu (mAs) terhadap rata-rata dalam kelompok $\leq \pm 5\%$;
 - Citra harus bebas dari artefak yang dapat mengganggu proses diagnosis klinis (misalnya debu, artefak garis, kerusakan piksel, dan distorsi)

E.3. Dosis Reseptor Citra

E.3.a. Tujuan

Mengestimasi dosis *image receptor* pada sistem AEC.

E.3.b. Peralatan

1. Pelat tembaga dengan ketebalan 1 mm atau atenuator lainnya (misal fantom PMMA dengan ketebalan 10 cm);
2. Multimeter.

E.3.c. Metode

1. Pusatkan berkas sinar-X pada pusat *ion chamber* AEC;
2. Lepaskan *grid* dan DAP-meter apabila dapat dilepaskan;
3. Posisikan multimeter di pusat *cover* dari *image receptor* (kaset CR/ detektor DR). Apabila tidak memungkinkan untuk memasang multimeter di

permukaan *image receptor*, posisikan di antara sumber dan *image receptor* sedemikian rupa untuk menghindari adanya hamburan balik;

4. Posisikan pelat tembaga di depan berkas sinar-X;
5. Pilih parameter eksposi minimum yang digunakan dalam praktik klinis;
6. Lakukan penyinaran dan catat bacaan pada multimeter;
7. Ulangi pengujian dengan menggunakan parameter eksposi rata-rata dan maksimum yang digunakan dalam praktik klinis.

E.3.d. Analisa dan tindak lanjut

1. Hitung *image receptor dose* dengan persamaan berikut.

$$D_{IR} = D_M \times T_{PR} \times \frac{r^2}{SID^2} \quad (\text{Pers. 13})$$

D_{IR} adalah *image receptor dose*, D_M adalah dosis bacaan yang sudah dikoreksi, T_{PR} adalah faktor transmisi (hanya digunakan bila *grid* tidak dapat dilepas. Apabila dapat dilepas, $T_{PR} = 1$), r adalah jarak antara sumber sinar-X dan titik referensi dari multimeter, dan SID adalah jarak antara *focal spot* dengan *image receptor*;

2. Bandingkan nilai *image receptor dose* yang diperoleh dengan nilai *baseline*. Nilai yang diperoleh harus $\leq \pm 30\%$ dari nilai *baseline*.

E.4. Kemampuan Deteksi Kontras Rendah

E.4.a. Tujuan

Memeriksa performa sistem sinar-X dalam mendeteksi objek dengan kontras rendah.

E.4.b. Peralatan

1. Fantom dengan objek uji kontras rendah;
2. Pelat tembaga 2 mm.

E.4.c. Metode

1. Tempatkan objek uji kontras rendah di posisi sedekat mungkin dengan reseptor citra. Catat jaraknya dari *focal spot*;
2. Atur jarak SID antara *focal spot* dengan *image receptor* (kaset film/ kaset CR/ detektor DR) sejauh 100 cm;
3. Atur kolimasi sehingga luas lapangan kolimasi mencakup seluruh objek uji;
4. Pasang pelat tembaga di depan/bawah kolimator tabung;
5. Jika menggunakan *image receptor* CR, lakukan penghapusan sebelum penyinaran;

6. Lakukan eksposi dengan parameter yang digunakan pada saat *commissioning* (misal 70 kV dan AEC).

E.4.d. Analisa dan tindak lanjut

Hitung banyaknya objek kontras rendah yang dapat terlihat, kemudian bandingkan dengan nilai dasar (*baseline*).

E.5. Resolusi Spasial (MTF)

E.5.a. Tujuan

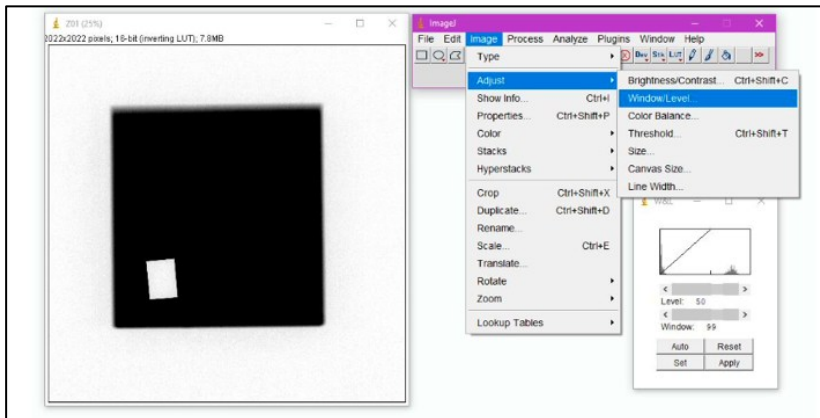
Memeriksa kemampuan sistem pencitraan Radiografi Umum dalam menampilkan informasi dengan kontras citra tinggi/resolusi spasial;

E.5.b. Peralatan

1. Pelat tembaga (Cu) setebal 0,5 mm, ukuran 30 mm × 30 mm;
2. Citra DICOM;
3. *Software ImageJ*.

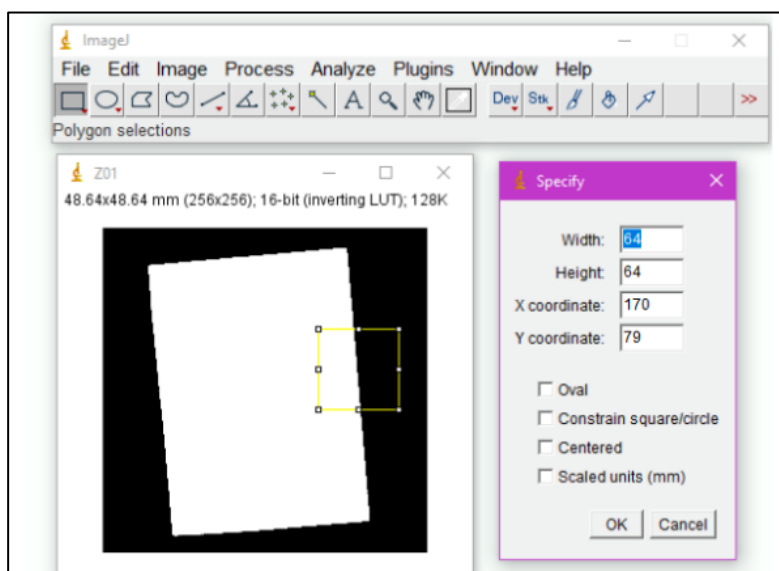
E.5.c. Metode

1. Pastikan permukaan pengukuran tegak lurus;
2. Posisikan pelat Cu (tembaga) pada sudut kemiringan 3° terhadap sumbu-x;
3. Lakukan eksposi pelat Cu (tembaga). Besaran tegangan dan arus tabung tidak ditentukan baku, cari faktor eksposi setiap pesawat sinar-X yang biasa digunakan dan catat;
4. Buka *software ImageJ*, install *Plugin SE MTF 2xNyquist*. *Plugin* bisa diunduh secara gratis di tautan https://imagej.nih.gov/ij/plugins/se-mtf/SE_MTF_2xNyquist.jar;
5. *Restart software ImageJ*, kemudian aktifkan kembali. Pilihan *Plugin SE MTF 2xNyquist* telah tersedia pada menu *Plugin*;
6. Buka citra DICOM hasil eksposi menggunakan *software ImageJ* melalui Menu *File* → *Open*, kemudian pilih citra yang akan dievaluasi;
7. Atur *window level* citra DICOM menggunakan Menu *Image* → *Adjust* pada *software ImageJ*, sehingga objek citra dapat terlihat jelas (Gambar 5.1).



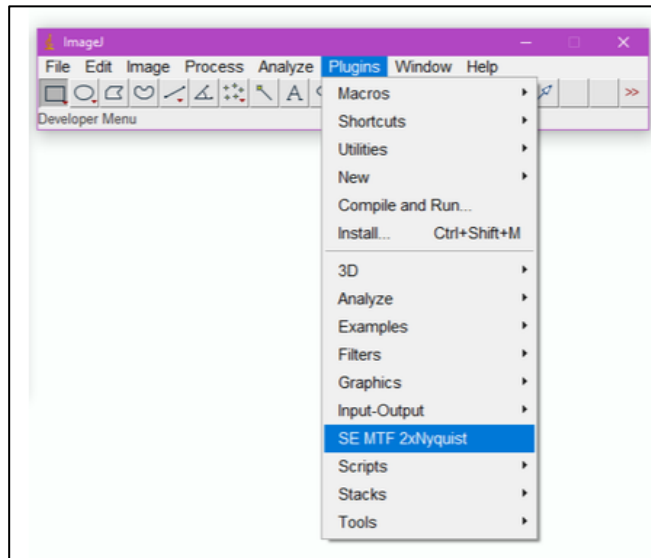
Gambar 5.1. Ilustrasi citra yang sudah diatur *window level*

8. Buat ROI berbentuk persegi dengan ukuran 64×64 dengan klik Menu *Edit* → *Selection* → *Specify*, untuk mendapatkan profil *Edge Spread Function* (ESF). Posisikan ROI pada salah satu sisi objek (Gambar 5.2);



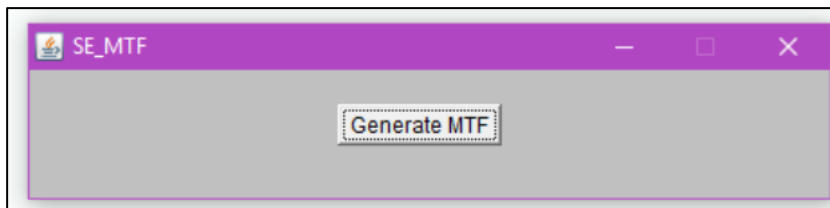
Gambar 5.2. Ilustrasi peletakkan ROI Persegi 64×64 pada salah satu sisi objek citra

9. Pilih Menu *Plugin* → Klik *SE MTF 2xNyquist* (Gambar 5.3)



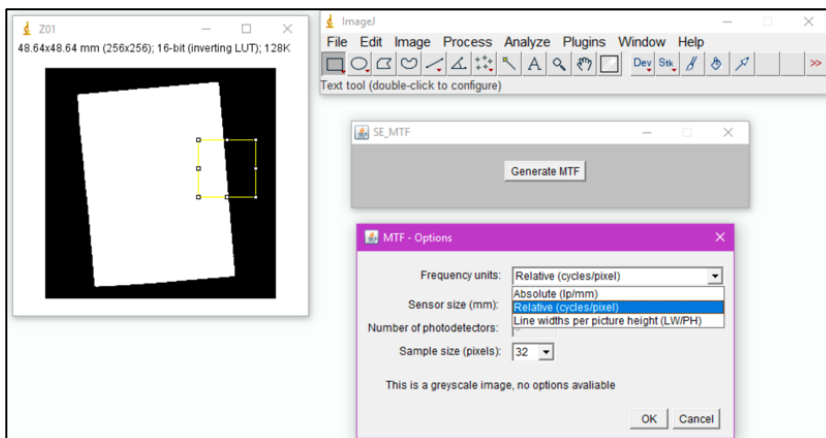
Gambar 5.3. Tampilan jendela SE MTF 2xNyquist

10. Klik Generate MTF pada panel Plugin SE MTF 2xNyquist (Gambar 5.4)



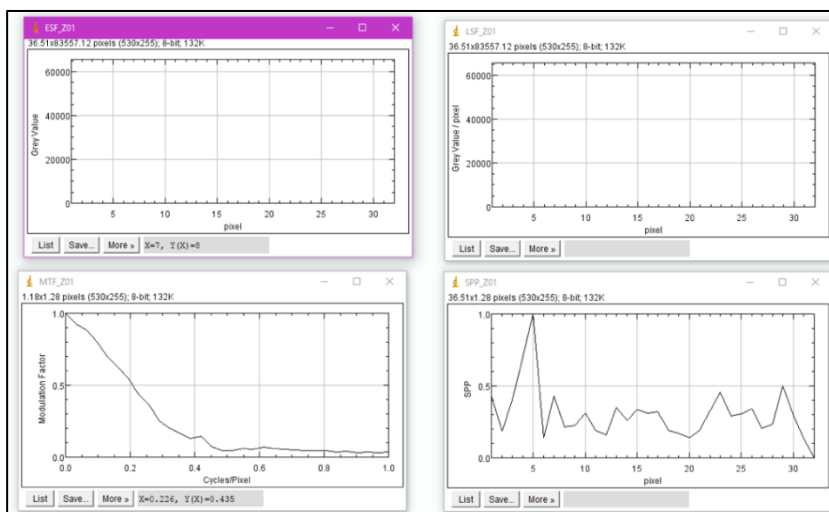
Gambar 5.4. Tampilan jendela Generate MTF

11. Buat kurva MTF dengan mengatur parameter-parameter berikut ini (Gambar 5.5):
 - a. *Frequency units*
Frequency units merupakan satuan frekuensi yang digunakan dengan 3 (tiga) pilihan satuan, yaitu:
 - *Absolute (lp/mm)*
 - *Relative (cycles/pixel)*
 - *Line width per picture height (LWHM)*
 - b. *Senzor sizes (mm)*
 - c. *Number of photodetectors*
 - d. *Sample size (pixels)*
Sample size merupakan ukuran sampel dalam satuan *pixel* (36, 64, 128, 256, atau 512). Untuk membuat kurva MTF dengan metode ESF, pilih ukuran sampel 32.



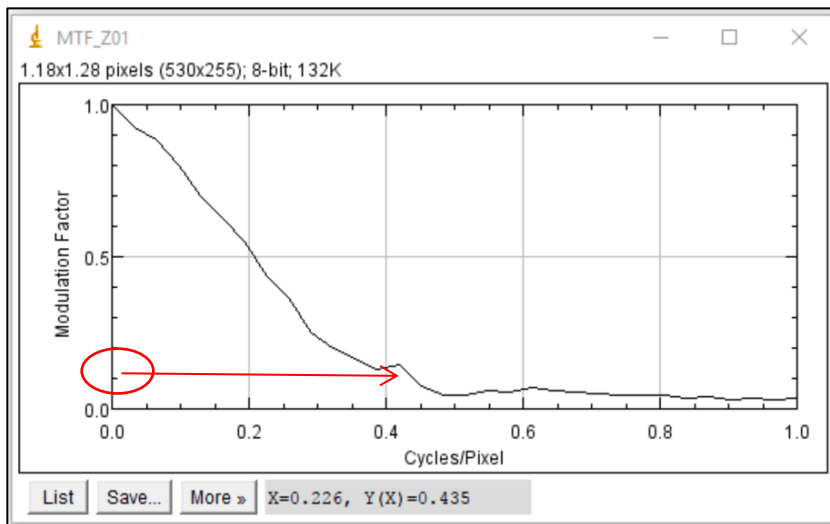
Gambar 5.5. Parameter untuk membuat kurva MTF

12. Klik OK (Gambar 5.5), kemudian sistem akan menghitung MTF secara otomatis dan menampilkan kurva MTF (Gambar 5.6).



Gambar 5.6. Kurva MTF ditunjukkan oleh tanda panah

13. Klik *List* pada kurva MTF yang diperoleh (Gambar 5.7). Tentukan nilai MTF 10% berdasarkan data dari kurva MTF tersebut. Jika tidak ditemukan nilai 10%, dapat dilakukan interpolasi numerik.



Gambar 5.7. Kurva MTF menggunakan *Plugin SE MTF 2xNyquist*

E.5.d. Analisa dan tindak lanjut

Catat nilai MTF 10%, kemudian bandingkan dengan nilai dasar (*baseline*).

E.6. Dark Noise

E.6.a. Tujuan

Menentukan tingkatan *noise* inheren yang muncul dari sistem.

E.6.b. Peralatan

1. Lapisan timbal/lempengan timbal/Pb;
2. Apron Pb (hanya untuk sistem DR);
3. *Software ImageJ*.

E.6.c. Metode

1. Pusatkan tabung sinar-X dengan *image receptor* (kaset CR/detektor DR), kemudian tutup dengan lembaran timbal;
2. Untuk sistem CR, gunakan kaset yang baru di-erase dan tinggalkan pada posisi selama 5 menit;
3. Untuk sistem DR, ambil citra dengan nilai *exposure* rendah (sekitar 40 kV dan 1 mAs);
4. Untuk sistem CR, gunakan panduan manufaktur untuk memproses citra.

E.6.d. Analisa dan tindak lanjut

1. Proses citra dan buat ROI di pusat citra (sekitar 10% dari ukuran pelat);
2. Ukur rata-rata nilai piksel (MPV) dan catat *exposure index*;
3. Lakukan evaluasi visual terhadap citra;
4. Citra harus bebas terhadap artefak, seragam, dan memiliki nilai *exposure index* serta $MPV \leq \pm 50\%$ dari nilai *baseline*.

E.7. Ghosting (khusus CR)

E.7.a. Tujuan

Memastikan tidak terdapat efek *ghosting* pada sistem CR melalui pelaksanaan proses *erasure*.

E.7.b. Peralatan

1. Selembar material beratenuasi tinggi (atenuator) dengan ukuran lebih kecil dari kaset CR (misalnya pelat timbal dengan tebal 2 mm, pelat tembaga dengan tebal 3 mm);
4. Apron timbal.

E.7.c. Metode

1. Posisikan apron timbal di atas meja;
2. Posisikan kaset CR yang telah melalui proses *erasure* di atas apron timbal dan atur tabung sinar-X di atas kaset dengan jarak SID = 150 – 180 cm;
3. Atur kolimasi agar eksposi melingkupi seluruh area kaset CR, dan tempatkan atenuator di pusat kaset;
4. Lakukan eksposi pada tegangan puncak 60 kVp dengan nilai parameter arus-waktu (mAs) yang sesuai sehingga eksposi memberikan dosis 50 μ Gy;
5. Simpan citra dari kaset CR. Citra ini menjadi citra pertama. Kemudian lakukan proses *erasure* pada kaset CR untuk digunakan kembali;
6. Posisikan kaset CR di atas apron timbal pada posisi yang sama seperti eksposi sebelumnya;
7. Lakukan eksposi kembali namun tanpa atenuator. Pilih tegangan 60 kV dan mAs yang sesuai hingga memberikan dosis 1 μ Gy;
8. Simpan citra dari kaset CR. Citra ini menjadi citra kedua.

E.7.d. Analisa dan tindak lanjut

Periksa keberadaan *ghosting* pada citra kedua sebagai sisa dari citra pertama. Kelolosan uji diberikan apabila tidak ditemukan *ghosting* pada citra kedua. Apabila terdapat *ghosting*, lakukan kalibrasi ulang pada sistem pembaca CR, kemudian lakukan pengujian kembali. Apabila *ghosting* masih ditemukan,

sumber cahaya untuk *erasure* perlu diganti, atau kaset CR menunjukkan penurunan kualitas. Kaset CR perlu diganti apabila inhomogenitas dinilai mengganggu evaluasi klinis.

F.1. Akurasi Matriks Dosis Radiasi (DAP)

F.1.a. Tujuan

Memastikan kesesuaian antara bacaan dosis indikator pada monitor pesawat sinar-X dengan nilai pengukuran atau kalkulasi.

F.1.b. Peralatan

1. Multimeter;
2. Pelat tembaga (Cu) 2 mm;
3. Penyangga (*styrofoam*)

F.1.c. Metode

1. Gunakan *positioning* yang sama dengan pengujian kesesuaian kolimasi untuk parameter SID dan posisi meja;
2. Posisikan multimeter tepat di tengah atas posisi kaset film/CR pada pengecekan kolimasi (parameter SOD sama) dan pastikan sisi aktif multimeter menghadap ke tabung sinar-X;
3. Atur luas lapangan kolimasi (misal 20 cm × 20 cm) dan lakukan eksposi menggunakan faktor eksposi yang digunakan pada pengujian kesesuaian kolimasi (B.2);
4. Catat parameter eksposi dan nilai dosis yang terukur multimeter;
5. Catat nilai dosis (DAP) yang tampil pada layar monitor pesawat sinar-X. Jika monitor pesawat sinar-X menampilkan nilai akumulasi, pastikan terlebih dahulu agar dosis pada indikator mulai dari nol;
6. Lakukan pengulangan pengukuran sebanyak 3 (tiga) kali.

F.1.d. Analisa

1. Hitung rata-rata nilai dosis baik pada monitor pesawat sinar-X dan hasil pengukuran;
2. Bandingkan nilai dosis terukur dengan nilai yang tampil pada indikator di monitor pesawat sinar-X, dengan mencari nilai *error* seperti yang dilakukan pada bagian C.1.d.
3. Jika nilai $\delta \geq \pm 25\%$ (DAP-meter tambahan) atau $\delta \geq \pm 35\%$ (DAP-meter terintegrasi), maka diperlukan kalibrasi ulang DAP-meter.

F.2. Informasi Dosis Pasien

F.2.1. Pengukuran ESD Udara dengan arus-waktu (mAs) Sesuai AEC (Dengan Fantom)

F.2.1.a. Tujuan

Menentukan ESD udara menggunakan fantom dan AEC pada kondisi operasi normal AP *abdominal projection*.

F.2.1.b. Peralatan

1. Fantom abdomen atau fantom perspex 20 cm;
2. Multimeter;
3. Meteran.

F.2.1.c. Metode

1. Posisikan fantom pada lokasi yang menyerupai posisi pasien saat pemeriksaan rutin di atas meja pemeriksaan;
2. Atur faktor eksposi agar sesuai dengan yang digunakan secara klinis untuk foto abdomen (tebal pasien 23 cm AP) dan atur kolimasi seluas fantom;
3. Lakukan eksposi dan catat nilai parameter arus-waktu (mAs) dan tegangan puncak (kVp) yang ditampilkan pada panel kendali (sesuai pengaturan AEC);
4. Untuk mengukur ESD udara:
 - Pindahkan fantom;
 - Posisikan multimeter di udara menggunakan *holder* pada posisi yang sama di permukaan fantom (jarak detektor ke meja pemeriksaan sama dengan ketebalan fantom);
 - Kolimasikan berkas seluas multimeter;
 - Pilih mode manual (tanpa AEC) dan lakukan eksposi dengan faktor yang sama dari hasil pencatatan pada point 3);
 - Lakukan eksposi dan catat dosis yang terukur.

F.2.2. Pengukuran ESD Udara Klinis Rutin Non AEC (Tanpa Fantom)

F.2.2.a. Tujuan

Menentukan ESD udara pada kondisi operasi normal AP *abdominal projection*.

F.2.2.b. Peralatan

1. Multimeter;
2. Meteran.

F.2.2.c. Metode

1. Posisikan multimeter di udara menggunakan *holder* pada jarak 23 cm di atas permukaan meja pemeriksaan;
2. Atur luas lapangan kolimasi seluas multimeter;
3. Lakukan eksposi menggunakan nilai parameter arus-waktu (mAs) yang relevan untuk ketebalan pasien 23 cm, AP *abdominal projection*;
4. Catat data dan hasilnya.

F.2.2.d. Analisa:

Bandingkan dengan acuan referensi dosis lokal/nasional atau IDRL. Berdasarkan *guide level* IAEA dosis pasien untuk organ abdomen AP ≤ 10 mGy.

G.1. Uji Performa Monitor

G.1.a. Tujuan

Memastikan bahwa monitor diagnostik digital berada dalam kondisi prima.

G.1.b. Peralatan

1. Photometer/luxmeter;
2. *Software ImageJ*;
3. AAPM TG 270 *test pattern*;
4. Kaca pembesar/lup;
5. Kamera digital/kamera ponsel.

G.1.c. Metode

Persiapan

1. Pastikan *software ImageJ* (minimum versi 2019) telah ter-install pada komputer yang tersambung ke monitor diagnostik digital yang akan diperiksa. Jika belum, dapat diunduh di <https://imagej.nih.gov/ij/download.html>;
2. Unduh file *macro* sebagai *test pattern* dari AAPM TG 270 di <https://bit.ly/AAPM-TG270> dan simpan di lokasi tertentu pada komputer;
3. *Macro* dapat ditampilkan pada *ImageJ* dengan memilih menu *Plugins > Macros > Run* lalu pilih *test pattern* yang diinginkan sesuai parameter uji. Buat agar gambar *test pattern* tampil secara maksimal/memenuhi monitor (*maximize*).

Pengukuran Ambient Luminance

i. Metode kuantitatif (lebih dianjurkan)

1. Matikan monitor;
2. Posisikan luxmeter di posisi mata pengamat, menghadap ke monitor;

3. Lakukan bacaan sebanyak tiga kali, lalu catat nilai reratanya dalam satuan lux sebagai L_{amb} ;
4. Nyalakan monitor;
5. Tampilkan test pattern TG270-sQC;
6. Posisikan detektor luxmeter di area hitam pada test pattern AAPM (Gambar 5.8, ditandai dengan panah kuning);
7. Lakukan bacaan sebanyak tiga kali, lalu catat nilai reratanya dalam satuan lux sebagai L_{min} ;
8. Hitung nilai ambient ratio (AR), yakni

$$AR = \frac{L_{amb}}{L_{min}} \quad (\text{Pers. 14})$$

ii. Metode kualitatif (dilakukan hanya jika tidak ada photometer/luxmeter)

1. Biarkan monitor dalam keadaan menyala;
2. Tampilkan test pattern TG270-sQC;
3. Matikan semua lampu dan tutup semua jendela di ruangan tempat monitor yang diuji berada. Pastikan tidak ada sumber cahaya lain selain monitor;
4. Posisikan mata di posisi pengamat wajar;
5. Amati secara visual ke-18 kotak yang ada di bagian atas dan pastikan bahwa seluruh obyek linepair yang berada di sudut kiri atas dan kanan bawah setiap kotak (nomor 0 hingga 255) dapat terlihat;
6. Catat hasil pengamatan;
7. Kembalikan pencahayaan ke kondisi normal pemakaian monitor;
8. Amati secara visual ke-18 kotak yang ada dan pastikan bahwa seluruh obyek linepair yang berada di sudut kiri atas dan kanan bawah setiap kotak (nomor 0 hingga 255) dapat.

Pengukuran Luminance Ratio (LR)

1. Pastikan monitor dalam keadaan menyala;
2. Tampilkan test pattern TG270-sQC;
3. Lakukan pengukuran L_{min} dan L_{amb} seperti pada metode kuantitatif pengukuran Ambient Luminance (B.1.);
4. Catat hasil pengukuran;
5. Posisikan detektor luxmeter di area putih pada test pattern AAPM (Gambar 8, ditandai dengan panah merah);
6. Lakukan bacaan sebanyak tiga kali, lalu catat nilai reratanya dalam satuan lux sebagai L_{max} ;
7. Hitung L'_{min} dan L'_{max} dengan persamaan di bawah, kemudian catat nilainya;

$$L'_{min} = L_{min} + L_{amb}, \quad L'_{max} = L_{max} + L_{amb} \quad (\text{Pers. 15})$$

8. Hitung LR dengan persamaan di bawah ini;

$$LR = \frac{L'_{max}}{L'_{min}} \quad (\text{Pers. 16})$$

Resolusi Spasial (Kualitatif)

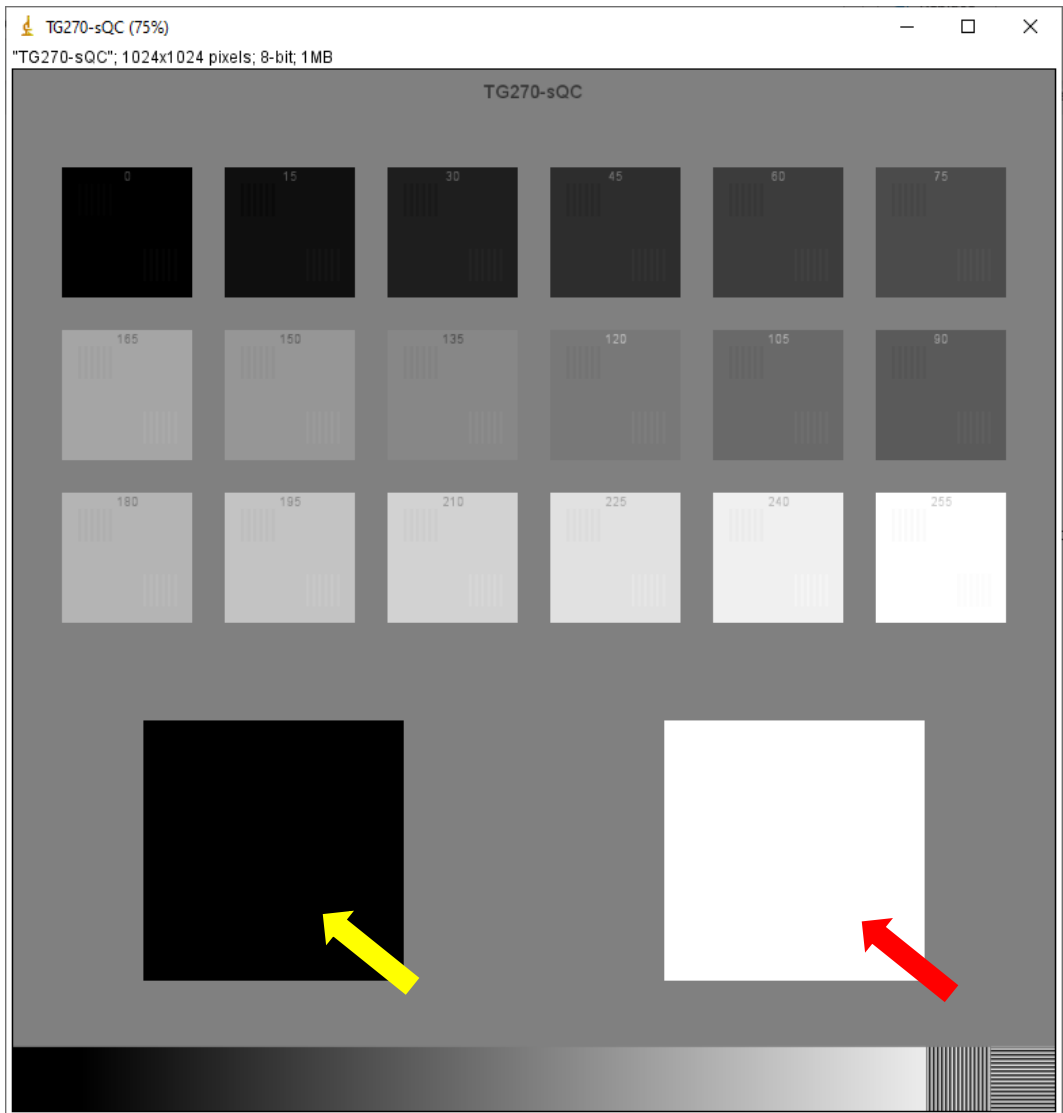
1. Pastikan monitor dalam keadaan menyala;
2. Tampilkan *test pattern* TG270-sQC;
3. Dengan menggunakan kaca pembesar, amati pola linepair pada sudut kanan bawah pattern;
4. Ambil gambar hasil perbesaran lup menggunakan kamera digital/kamera ponsel.

Pengukuran Respons Luminasi

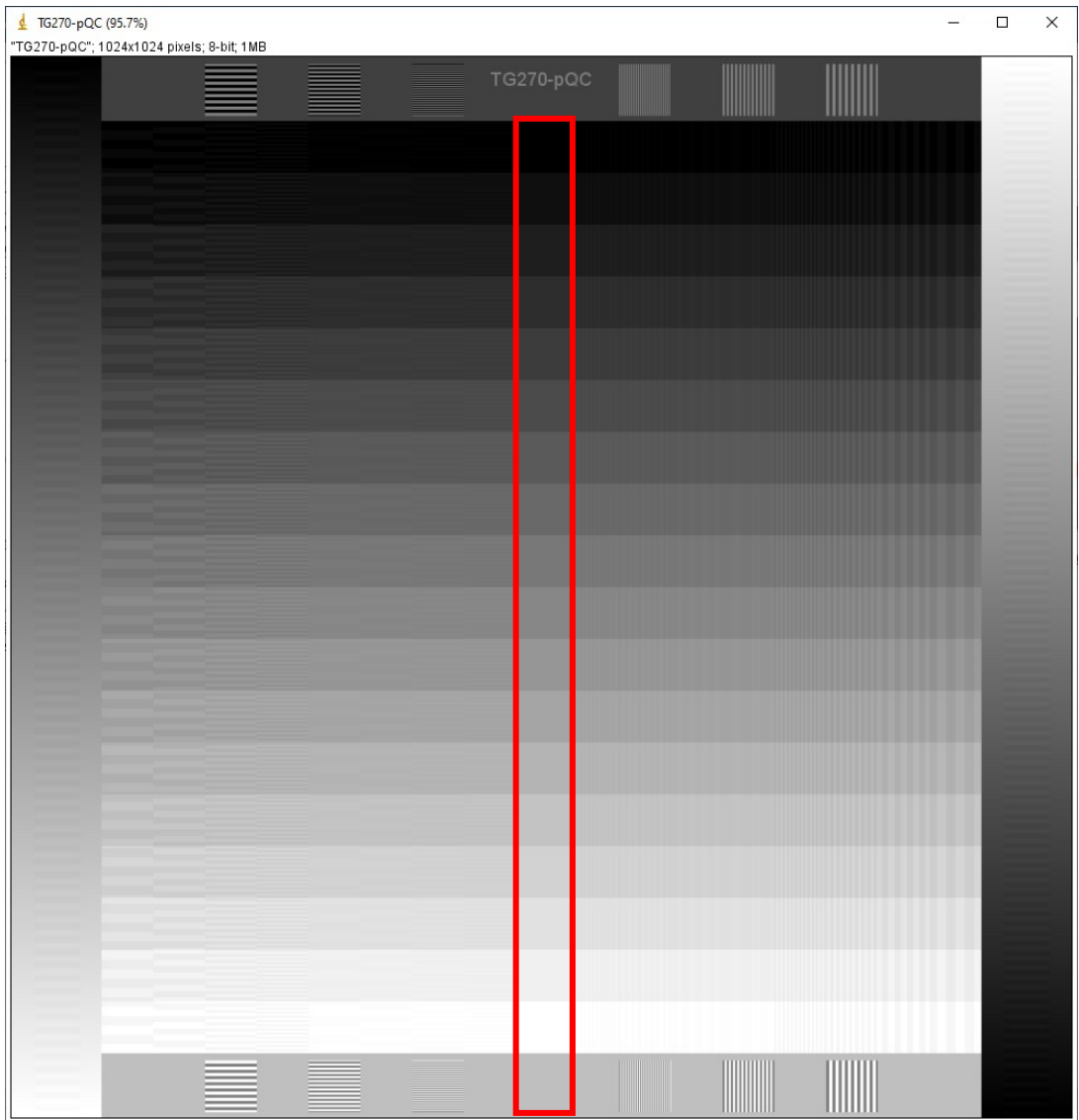
1. Pastikan monitor dalam keadaan menyala;
2. Tampilkan *test pattern* TG270-pQC;
3. Lakukan pengukuran pada setiap variasi greyscale pada test pattern (Gambar 5.9, ditandai kotak merah), masing-masing sebanyak tiga kali. Catat nilai rata-rata masing-masing;
4. Bandingkan dengan hasil pengukuran saat uji keberterimaan (*baseline*);
5. Hitung perbedaan terhadap nilai *baseline* dengan persamaan berikut;

$$\Delta = \frac{|n_i - n_{i,b}|}{n_{i,b}} \times 100\% \quad (\text{Pers. 17})$$

Dengan n_i sebagai nilai rata-rata bacaan luxmeter di satu tingkat *greyscale* dan $n_{i,b}$ adalah nilai pengukuran yang sama pada *baseline*.



Gambar 5.8. Lokasi pengukuran $L_{\min}$ (panah kuning) dan $L_{\max}$ (panah merah) dengan luxmeter



Gambar 5.9. Lokasi pengukuran respon luminansi (kotak merah)

G.1.d. Analisa dan tindak lanjut

Pengukuran Ambient Luminance

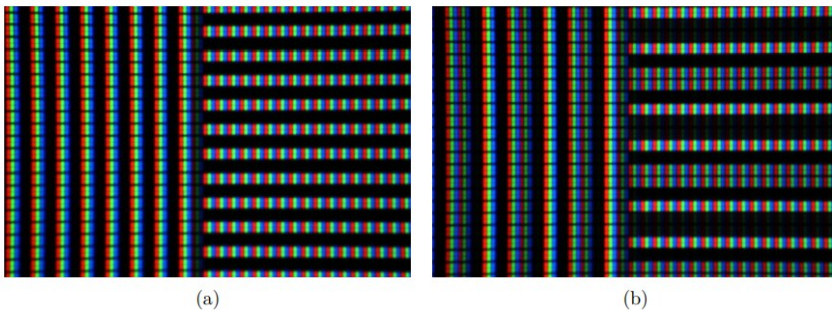
- Metode kuantitatif: lolos uji apabila nilai *ambient ratio* (AR) atau $L_{amb}/L_{min} \leq 1/4$;
- Metode kualitatif: lolos uji semua obyek terlihat pada kedua kondisi.

Pengukuran Luminance Ratio (LR)

- Untuk monitor yang tidak digunakan untuk mammografi, kondisi lolos uji apabila;
 $L'_{min} \geq 1.0 \text{ lux}$
 $L'_{max} \geq 300 \text{ lux}$, dan
 $250 < LR < 450$
- Untuk monitor yang juga digunakan untuk mammografi, kondisi lolos uji apabila;
 $L'_{min} \geq 1.2 \text{ lux}$
 $L'_{max} \geq 350 \text{ lux}$, dan
 $250 < LR < 450$.

Resolusi Spasial (Kualitatif)

Gambar pixel yang diambil harus menunjukkan seperti Gambar 5.10 (a) (hanya hitam dan putih, tidak ada abu-abu;



Gambar 5.10. Contoh hasil foto citra resolusi spasial (kualitatif)

Pengukuran Respons Luminansi

Lolos uji apabila seluruh tingkat *greyscale* memiliki $\Delta < 10\%$ terhadap *baseline*.

REFERENSI

- American Association of Physicists in Medicine. 2002. Quality Control in Diagnostic Radiology. AAPM Report No. 74. Madison, WI: Medical Physics Publishing.
- American Association of Physicists in Medicine. 2009. An Exposure Indicator for Digital Radiography. AAPM Report No. 116. College Park, MD: AAPM.
- American Association of Physicists in Medicine. 2019. Display Quality Assurance. AAPM Task Group Report No. 270. College Park, MD: AAPM.
- Bushberg, J. T., Seibert, J. A., Leidholdt, E. M., and Boone, J. M. 2020. The Essential Physics of Medical Imaging. 4th ed. Philadelphia: Wolters Kluwer.
- International Atomic Energy Agency. 2007. Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice. Technical Reports Series No. 457. Vienna: IAEA.
- International Atomic Energy Agency. 2023. Handbook of Basic Quality Control Tests for Diagnostic Radiology. Human Health Series No. 47. Vienna: IAEA.
- Seibert, J. A., and Boone, J. M. 2005. X-ray imaging physics for nuclear medicine technologists. Part 2: X-ray interactions and image formation. *Journal of Nuclear Medicine Technology*, 33(1), 3–18.
- Sprawls, P. 1995. Physical Principles of Medical Imaging. 2nd ed. Madison, WI: Medical Physics Publishing.
- The Institute of Physics and Engineering in Medicine. 2005. Recommended Standards for the Routine Performance Testing of Diagnostic X-Ray Imaging Systems. IPEM Report 91. York: IPEM.

Dokumen ini merupakan buku referensi yang disusun oleh Aliansi Fisikawan Medik Indonesia (AFISMI) untuk membantu Fisikawan Medik dalam melaksanakan program kendali mutu (quality control/QC) terhadap pesawat sinar-X radiografi umum dan mobile secara sistematis dan terstandar. Panduan ini menjawab kebutuhan akan jaminan mutu layanan radiologi yang semakin tinggi seiring kemajuan teknologi, regulasi nasional, dan tuntutan keselamatan pasien. Berbasis pada peraturan BAPETEN dan Kementerian Kesehatan, serta diselaraskan dengan standar internasional seperti IAEA HHS No. 47 dan AAPM/IPEM Reports, dokumen ini merekomendasikan 25 parameter QC yang meliputi uji visual, mekanik, interlock, kolimasi, tegangan, waktu, linearitas, AEC, citra, dosis, hingga performa monitor. Setiap parameter dilengkapi dengan tujuan, peralatan yang dibutuhkan, prosedur pengujian, dan metode analisis, termasuk batas nilai lolos uji dan tindak lanjutnya. Panduan ini tidak hanya memfasilitasi pelaksanaan QC internal oleh Fisikawan Medik, tetapi juga memperkuat posisi QC sebagai bagian dari standar kompetensi profesi yang wajib dipenuhi. Disusun secara kolaboratif oleh tim editor dan penulis lintas institusi, pedoman ini juga menyediakan lampiran alat bantu dan format evaluasi berbasis spreadsheet yang siap digunakan di fasilitas kesehatan. Diharapkan, panduan ini menjadi acuan utama dalam menjaga mutu dan keselamatan layanan radiografi di Indonesia secara berkelanjutan.