



UNIVERSITAS INDONESIA

**OPTIMASI CITRA FANTOM RANDO *MAN*
MENGUNAKAN *COMPUTED RADIOGRAPHY* AGFA
TIPE PSP MD 4.0 UNTUK PEMERIKSAAN KEPALA PA,
THORAX PA, DAN *ABDOMEN AP***

TESIS

**INDAH ANNISA
0906576510**

**FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
PROGRAM PASCASARJANA
PROGRAM STUDI MAGISTER FISIKA
JAKARTA
JANUARI 2012**



UNIVERSITAS INDONESIA

**OPTIMASI CITRA FANTOM RANDO *MAN*
MENGUNAKAN *COMPUTED RADIOGRAPHY* AGFA
TIPE PSP MD 4.0 UNTUK PEMERIKSAAN KEPALA PA,
THORAX PA, DAN *ABDOMEN* AP**

TESIS

Diajukan sebagai salah satu syarat untuk memperoleh gelar Magister Sains

**INDAH ANNISA
0906576510**

**FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
PROGRAM PASCASARJANA
PROGRAM STUDI MAGISTER FISIKA
PROGRAM KEKHUSUSAN FISIKA MEDIS DAN BIOFISIKA
JAKARTA
JANUARI 2012**

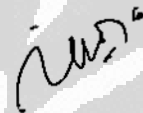
HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS

Tesis ini adalah hasil karya saya sendiri, dan semua sumber baik yang dikutip maupun dirujuk telah saya nyatakan dengan benar.

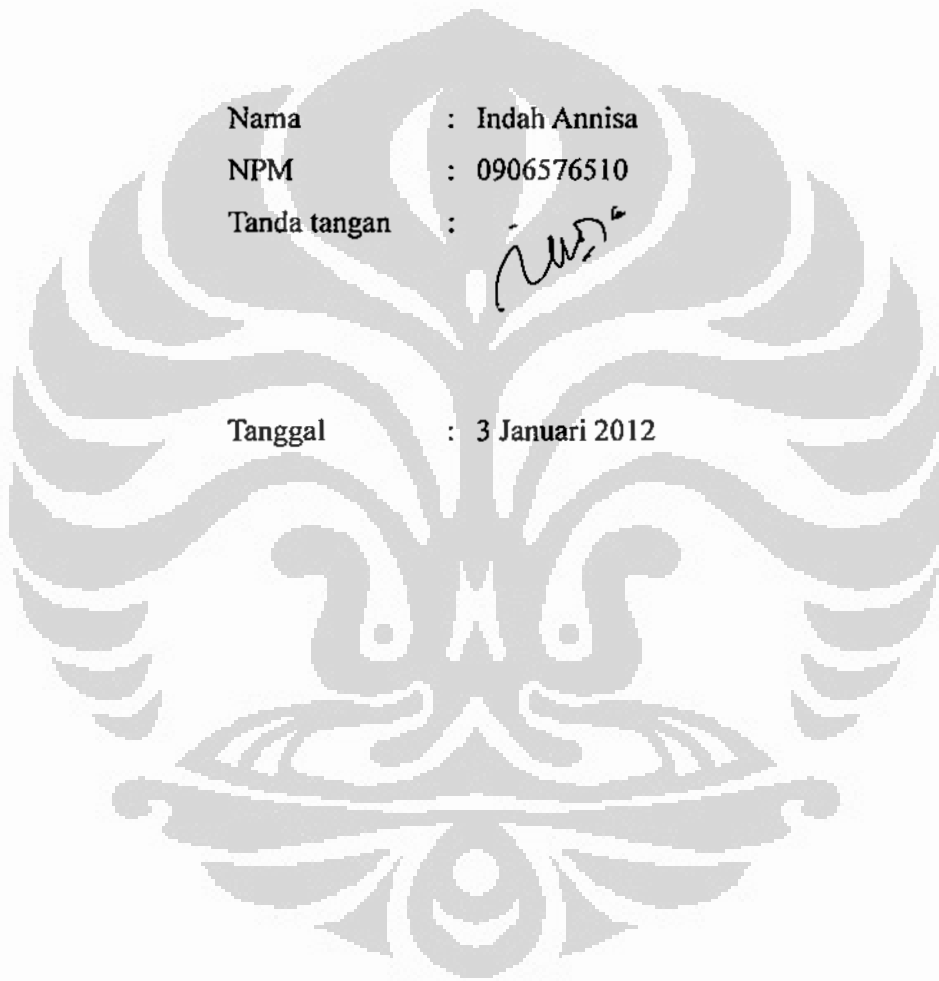
Nama : Indah Annisa

NPM : 0906576510

Tanda tangan :



Tanggal : 3 Januari 2012



Universitas Indonesia

HALAMAN PENGESAHAN

Tesis ini diajukan oleh :

Nama : Indah Annisa
NPM : 090657610
Program Studi : Magister Fisika Medis
Judul : Optimasi Citra Fantom Rando *Man* Menggunakan Computed Radiography Agfa Tipe PSP MD 4.0 untuk Pemeriksaan Kepala PA, *Thorax* PA dan *Abdomen* AP

Telah berhasil dipertahankan di hadapan Dewan Penguji dan diterima sebagai bagian persyaratan yang diperlukan untuk memperoleh gelar Magister Sains pada Program Studi Magister Fisika, Program Pasca Sarjana, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Universitas Indonesia.

DEWAN PENGUJI

Pembimbing : Prof. DR. Djarwani S. Soejoko

(.....)

Penguji : DR. Musaddiq Musbach

(.....)

Penguji : DR. Warsito

(.....)

Penguji : DR.rer-nat. Fredy Hariyanto

(.....)

Ditetapkan di : Jakarta

Tanggal : 3 Januari 2012

Universitas Indonesia

KATA PENGANTAR

Alhamdulillah, puji syukur saya panjatkan kepada Allah SWT, *Rabb* Semesta Alam, karena atas kehendak-Nya saya dapat menyelesaikan penelitian tesis ini. Tesis ini ditulis dalam rangka memenuhi salah satu syarat untuk mencapai gelar Magister Sains Program Studi Magister Fisika, Program Kekhususan Fisika Medis, Pasca Sarjana Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Indonesia. Dengan kesadaran sepenuhnya bahwa semua yang telah saya peroleh berkat bantuan dan bimbingan dari berbagai pihak, untuk itu saya menghaturkan terima kasih yang sebesar-besarnya kepada :

- (1) Prof. DR. Djarwani S. Soejoko selaku Pembimbing, terima kasih atas waktu dan kesabaran dalam membimbing saya selama ini, pancaran ilmu yang dicurahkan ibarat sebatang lilin yang rela terbakar habis untuk menerangi yang lain.
- (2) Dewan Penguji yaitu DR. Musaddiq Musbach selaku Ketua Majelis Sidang, DR. Warsito dan DR.rer-nat. Fredy Hariyanto.
- (3) Mama tercinta dan keluarga besar Djaya Sukmana (alm.) atas semua doa, cinta dan *support* yang tidak pernah putus.
- (4) Direktur Utama, Kepala Instalasi Radiodiagnostik dan Wakil Kepala Bidang Administrasi, serta Kepala Diklit RSUP Persahabatan yang telah memberikan izin untuk melaksanakan penelitian ini.
- (5) Mas Anilla dan Mas Syahzunu yang telah berkenan berbagi ilmu praktis dalam pengambilan data di lapangan.
- (6) Kepala BAPETEN, DR. As Natio Lasman, dan Deputi Perizinan dan Inspeksi, Drs. Martua Sinaga, M.M., yang telah memberikan kesempatan dan izin untuk melaksanakan tugas belajar ini.
- (7) Dyah Palupi dan Guntur Winarno, atas kebersamaan dan *sharing* ilmu selama ini.
- (8) Rekan-rekan Fisika Medis S-2 angkatan 2009 atas semua suka duka yang kita lalui bersama.
- (9) Sahabat-sahabat terbaik saya, Firda, Astri, Anyth, Ilman, Sinta, Mifta, Ardhie, Suryo, Nuri, Mas Asep atas doa dan *support*, dan semua pihak yang sudah sangat membantu, terutama Mas Heru, Mas Ika dan Grace, yang tidak mungkin saya sebutkan satu per satu.

Saya yakin hanya Allah SWT yang dapat membalas kebaikan semuanya. Semoga tesis ini dapat membawa manfaat bagi pengembangan ilmu pengetahuan dan kemajuan umat.

Depok, 3 Januari 2012
Penulis

**HALAMAN PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI
TUGAS AKHIR UNTUK KEPENTINGAN AKADEMIS**

Sebagai sivitas akademik Universitas Indonesia, saya yang bertanda tangan di bawah ini :

Nama : Indah Annisa
NPM : 0906576510
Program Studi : Magister Fisika Medis
Departemen : Fisika
Fakultas : Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam
Jenis Karya : Tesis

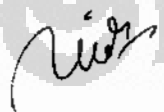
demi pengembangan ilmu pengetahuan, menyetujui untuk memberikan kepada Universitas Indonesia Hak Bebas Royalti Noneksklusif (*Non-exclusive Royalty Free Right*) atas karya ilmiah saya yang berjudul :

Optimasi Citra Fantom Rando *Man* Menggunakan Computed Radiography Agfa Tipe PSP MD 4.0 untuk Pemeriksaan Kepala PA, *Thorax* PA, dan *Abdomen* AP

beserta perangkat yang ada (jika diperlukan). Dengan Hak Bebas Royalti Noneksklusif ini Universitas Indonesia berhak menyimpan, mengalihmedia/formatkan, mengelola dalam bentuk pangkalan data (*database*), merawat, dan memublikasikan tugas akhir saya tanpa meminta izin dari saya selama tetap mencantumkan nama saya sebagai penulis/pencipta dan sebagai pemilik Hak Cipta.

Demikian pernyataan ini saya buat dengan sebenarnya.

Dibuat di : Jakarta
Pada tanggal : 3 Januari 2012
Yang menyatakan



(Indah Annisa)

Universitas Indonesia

ABSTRAK

Nama : Indah Annisa
Program studi : Magister Fisika Medis
Judul : Optimasi Citra Fantom Rando *Man* Menggunakan Computed Radiography Agfa Tipe PSP MD 4.0 untuk Pemeriksaan Kepala PA, *Thorax* PA, dan *Abdomen* AP

Dalam beberapa dekade terakhir, pencitraan sinar-X menggunakan film-screen mulai digantikan oleh *digital radiography*. Sistem pencitraan digital salah satunya adalah *computed radiography* (CR). Sejauh ini di Indonesia, perkembangan yang pesat dari CR belum dibarengi dengan penelitian untuk memperoleh kondisi optimum dalam aplikasinya.

Telah dilakukan penelitian di RS X menggunakan CR Agfa tipe PSP MD 4.0 dan fantom Rando *Man* untuk menentukan optimasi pembentukan citra. Juga dilakukan pengukuran *Entrance Surface Dose* (ESD) menggunakan *thermoluminescent dosimeter* (TLD) dengan berbagai variasi nilai kV. Pemeriksaan yang dipilih adalah kepala PA, *thorax* PA, dan *abdomen* AP. Citra fantom dievaluasi berdasarkan panduan dari *European Commission* dibantu oleh dokter spesialis radiologi. Optimasi citra didasarkan pada nilai kV dengan nilai ESD yang rendah dan hasil evaluasi citra.

Hasil penelitian menunjukkan bahwa untuk pemeriksaan kepala PA optimasi terjadi pada ESD 3,580 mGy dan 3,834 mGy untuk kondisi 80 kV dan 83 kV dengan 0,224 – 0,274 mGy/mAs. Untuk pemeriksaan *thorax* PA teknik kV standar optimasi terjadi pada ESD 1,341 mGy dan 2,378 mGy untuk kondisi 50 kV dan 55 kV dengan 0,134 – 0,297 mGy/mAs. Sedangkan untuk teknik kV tinggi yang menggunakan 100 kV, optimasi terjadi pada ESD 2,960 mGy dengan 0,947 mGy/mAs. Dan untuk pemeriksaan *abdomen* AP optimasi terjadi pada ESD 4,090 mGy dan 4,268 mGy untuk kondisi 70 kV dan 80 kV dengan 0,204 – 0,267 mGy/mAs. Selain nilai kV, optimasi juga mengikutsertakan nilai kontras tinggi dan rendah, serta karakter CR Agfa yang diwakili oleh nilai lgM (log Median).

Kata kunci : optimasi, *computed radiography*, kV, *Entrance Surface Dose* (ESD), kontras citra, lgM.

ABSTRACT

Name : Indah Annisa
Majoring : Magister of Medical Physics
Title : Image Optimization of Rando Man Phantom Using Agfa Computed Radiography Type PSP MD 4.0 for Examination of Skull PA, Thorax PA, and Abdomen AP

For the last few decades, X-ray imaging using film screen has been replaced by digital radiography. One of digital imaging systems is computed radiography (CR). So far in Indonesia, the rapid development of CR is not ensued with research to obtain optimum condition in its application.

Has been performed a research in hospital X using Agfa CR Type PSP MD 4.0 and Rando Man phantom to determine optimization of image development. Also conducted measurement of Entrance Surface Dose (ESD) using thermoluminescent dosimeter (TLD) for various kV values. The examinations were selected for skull PA, thorax PA, and abdomen AP. Image phantom assessment was carried out using guideline from European Commission with assistance of radiologist. Optimization of image was done based on kV value with low ESD value and image assessment.

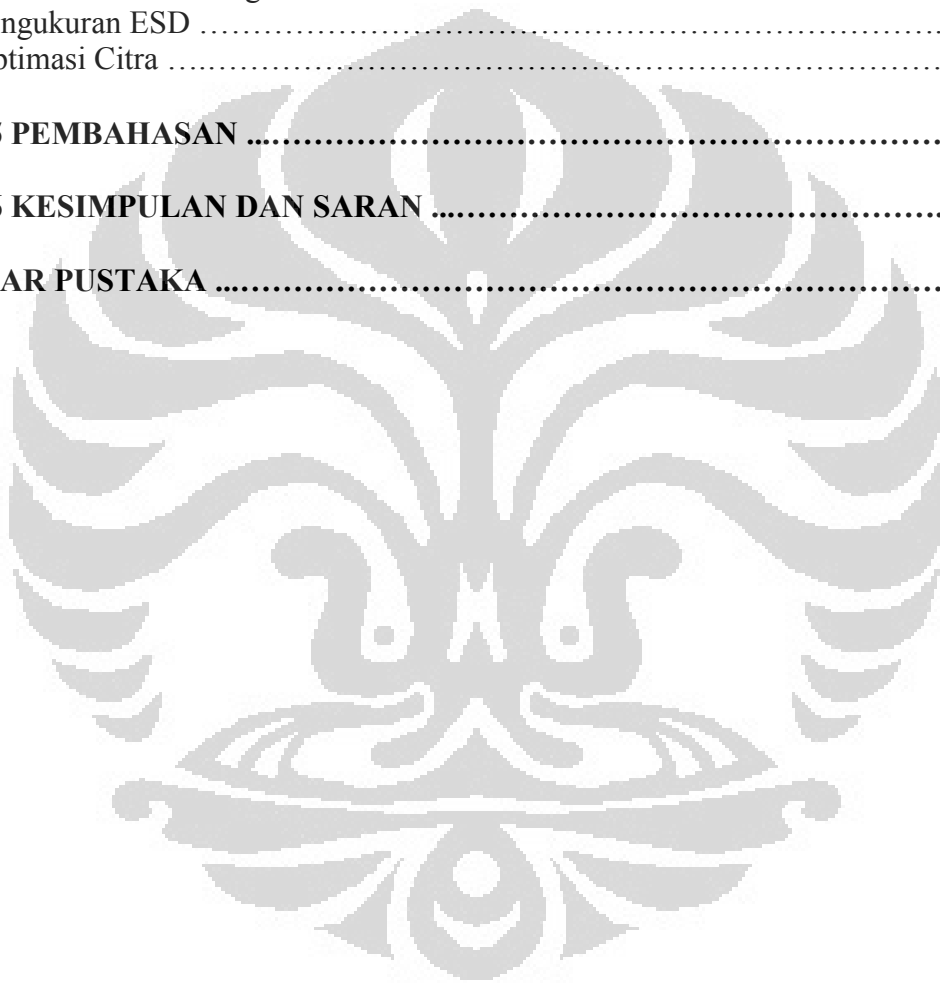
The results showed that for skull PA examination, optimization occurred on ESD 3.580 mGy and 3.834 mGy for exposure condition of 80 kV and 83 kV with 0.224 to 0.274 mGy/mAs. For standard kV technique thorax PA examination, optimization occurred on ESD 1.341 mGy and 2.378 mGy at 50 kV and 55 kV with 0.134 to 0.297 mGy/mAs. As for the high kV technique of which used a 100 kV, ESD optimization occurred at 2.960 mGy with 0.947 mGy/mAs. While for abdomen AP examination, optimization occurred on ESD 4.090 mGy and 4.268 mGy for 70 kV and 80 kV with 0.204 to 0.267 mGy/mAs. In addition to values of kV, optimization also included high and low contrast values as consideration and Agfa CR character that was represented by the lgM (log Median) value.

Keywords : optimization, *computed radiography*, kV, *Entrance Surface Dose* (ESD), image contrast, lgM.

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL	i
HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS	ii
HALAMAN PENGESAHAN	iii
KATA PENGANTAR	iv
HALAMAN PERSETUJUAN PUBLIKASI ILMIAH	v
ABSTRAK	vi
DAFTAR ISI	vii
DAFTAR GAMBAR	x
DAFTAR TABEL	xiii
DAFTAR LAMPIRAN	xv
BAB 1 PENDAHULUAN	1
1.1. Latar Belakang	1
1.2. Perumusan Masalah	3
1.3. Tujuan Penelitian	4
1.4. Manfaat Penelitian	4
1.5. Batasan Penelitian	4
1.6. Metode Penelitian	4
1.7. Sistematika Penulisan	4
BAB 2 TINJAUAN PUSTAKA	6
2.1. Perkembangan Radiografi Diagnostik	6
2.2. Computed Radiography (CR)	6
2.3. Prinsip Kerja Detektor PSP	11
2.4. Prinsip Kerja Sistem Computed Radiography (CR)	12
2.5. Karakteristik Sistem CR Agfa	14
2.6. <i>Thermoluminescent Dosimeter</i> (TLD) dan <i>TLD Reader</i>	15
2.6. Fantom Rando	16
2.7. ImageJ	17
BAB 3 METODOLOGI PENELITIAN	18
3.1. Peralatan	18
3.2. Metode	19
3.2.1. Penelitian Persiapan	19
3.2.2. Penelitian Utama	24
3.2.2.1. Pengukuran <i>Entrance Surface Dose</i> (ESD)	24
3.2.2.2. Optimasi Citra	25
BAB 4 HASIL PENELITIAN	27
4.1. Uji Fungsi Pesawat Sinar-X	27
4.2. Uji Kontrol Kualitas Sistem Computed Radiography (CR) Agfa	33
4.2.1. Dosimetri	33
4.2.2. Dark Noise IP	34
4.2.3. Keseragaman Respon IP (<i>Uniformity</i>)	35

4.2.4. Efisiensi Siklus Penghapusan	36
4.2.5. Akurasi Kalibrasi <i>Exposure Indicator</i> (EI)	37
4.2.6. Akurasi Jarak Spasial	37
4.2.7. Batas Resolusi	40
4.2.8. Nois dan Resolusi Kontras Rendah	43
4.2.9. Fungsi Berkas Laser	46
4.2.10. <i>Alliasing</i> (Pola Moire) / Respon Grid	47
4.2.11. Sistem Linearitas dan Respon <i>Auto-Ranging</i>	48
4.2.12. Blurring	50
4.3. Pengukuran ESD	52
4.4. Optimasi Citra	55
BAB 5 PEMBAHASAN	64
BAB 6 KESIMPULAN DAN SARAN	72
DAFTAR PUSTAKA	74



DAFTAR GAMBAR

Gambar 1.1	Perbandingan Respon Dinamis <i>Film Screen</i> dengan Detektor Digital	2
Gambar 2.1	Pesawat sinar-X merk Shimadzu	8
Gambar 2.2	Struktur Imaging Plate Agfa	9
Gambar 2.3	Kaset Agfa	9
Gambar 2.4	Unit Digitizer CR 35-X Agfa	10
Gambar 2.5	Printer CR Dry Star Tipe 5302 dari Agfa	11
Gambar 2.6	Prinsip Kerja Detektor PSP	12
Gambar 2.7	Ilustrasi prinsip kerja sistem CR PSP	13
Gambar 2.8 (a)	TLD100 chip	15
Gambar 2.8 (b)	TLD Reader 3500 Harshaw, Thermo Scientific	15
Gambar 2.9	Rando Phantom	16
Gambar 2.10	Tampilan antarmuka Program ImageJ	17
Gambar 3.1	Contoh Fantom Leeds Test Object untuk Pemeriksaan Low Contrast	19
Gambar 3.2	Diagram Alir Metode Penelitian	26
Gambar 4.1 (a)	Hasil uji kongruensi SID 100 cm	27
Gambar 4.1 (b)	Hasil uji kongruensi SID 122,5 cm	27
Gambar 4.2	Hasil uji ukuran <i>focal spot</i>	28
Gambar 4.3	Hasil Uji Linearitas Output	31
Gambar 4.4	Hasil Uji Keluaran Berkas Sinar-X 80 kVp	32
Gambar 4.5 (a)	Hasil Uji <i>Dark Noise</i> IP 24 x 30 cm	34
Gambar 4.5 (b)	Hasil Uji <i>Dark Noise</i> IP 35 x 43 cm	34
Gambar 4.6 (a)	Hasil uji <i>uniformity</i> IP 24 x 30 cm	35
Gambar 4.6 (b)	Hasil uji <i>uniformity</i> IP 35 x 43 cm	35
Gambar 4.7 (a)	Hasil Uji Efisiensi Siklus Penghapusan, citra pertama, 60 kV – 50 mAs, dengan plat Pb	37
Gambar 4.7 (b)	Hasil Uji Efisiensi Siklus Penghapusan, citra kedua, 60 kV-1.1 mAs, lapangan radiasi 25 x 33 cm, tanpa Plat Pb	37
Gambar 4.7 (c)	Hasil Uji Efisiensi Siklus Penghapusan, citra ketiga, 60 kV – 1.1 mAs, lapangan radiasi 25 x 33 cm tanpa plat Pb	37
Gambar 4.7 (d)	Hasil Uji Efisiensi Siklus Penghapusan, <i>plot profile</i> citra ketiga	37
Gambar 4.8 (a)	Hasil uji akurasi jarak spasial citra pertama arah scanline berkas laser (horizontal)	38
Gambar 4.8 (b)	Hasil uji akurasi jarak spasial perhitungan rasio x/y lima (5) kotak citra pertama	38
Gambar 4.9 (a)	Hasil uji akurasi jarak spasial citra kedua arah scanline berkas laser (horizontal)	39
Gambar 4.9 (b)	Hasil uji akurasi jarak spasial perhitungan rasio x/y lima (5) kotak citra kedua	39
Gambar 4.10 (a)	Hasil uji akurasi jarak spasial citra ketiga, digeser ke arah tepi (edge) dari arah scanline berkas laser	39
Gambar 4.10 (b)	Hasil uji akurasi jarak spasial, perhitungan rasio x1/y1 2 (dua)	39

	kotak citra ketiga	
Gambar 4.11 (a)	Hasil uji batas dan keragaman resolusi, hasil citra arah scanline berkas laser (horizontal)	41
Gambar 4.11 (b)	Hasil uji batas dan keragaman resolusi, hasil citra arah sub-scan (vertikal)	41
Gambar 4.11 (c)	Hasil uji batas dan keragaman resolusi, hasil citra arah bersudut 45°	41
Gambar 4.12	Plot profile arah scanline berkas laser, $3.5 \text{ lp} / 0.6 \text{ mm} = 5.8 \text{ lp/mm}$	42
Gambar 4.13	Plot profile arah sub scan, $3.5 \text{ lp} / 0.6 \text{ mm} = 5.8 \text{ lp/mm}$	42
Gambar 4.14	Plot profile arah scan 45° , $3.5 \text{ lp} / 0.7 \text{ mm} = 4.375 \text{ lp/mm}$	42
Gambar 4.15 (a)	Hasil Uji Nois dan Resolusi Kontras Rendah Kondisi Eksposi 75 kVp, 0.5 mR, 1 mmCu, citra tanpa perbesaran	44
Gambar 4.15 (b)	Hasil Uji Nois dan Resolusi Kontras Rendah Kondisi Eksposi 75 kVp, 0.5 mR, 1 mmCu, perbesaran 10 kali	44
Gambar 4.16 (a)	Hasil Uji Nois dan Resolusi Kontras Rendah Kondisi Eksposi 75 kVp, 1 mR, 1 mmCu, citra tanpa perbesaran	44
Gambar 4.16 (b)	Hasil Uji Nois dan Resolusi Kontras Rendah Kondisi Eksposi 75 kVp, 1 mR, 1 mmCu, perbesaran 10 kali	44
Gambar 4.17 (a)	Hasil Uji Nois dan Resolusi Kontras Rendah Kondisi Eksposi 75 kVp, 5 mR, 1 mmCu, citra tanpa perbesaran	45
Gambar 4.17 (b)	Hasil Uji Nois dan Resolusi Kontras Rendah Kondisi Eksposi 75 kVp, 5 mR, 1 mmCu, perbesaran 10 kali	45
Gambar 4.18	Grafik log (PVSD) vs log (E)	45
Gambar 4.19 (a)	Hasil uji fungsi berkas laser, citra tanpa perbesaran	46
Gambar 4.19 (b)	Hasil uji fungsi berkas laser, citra perbesaran 10 kali, potongan pertama	46
Gambar 4.19 (c)	Hasil uji fungsi berkas laser, citra perbesaran 10 kali, potongan kedua	46
Gambar 4.19 (d)	Hasil uji fungsi berkas laser, citra perbesaran 10 kali, potongan ketiga	46
Gambar 4.20 (a)	Hasil Uji Alliasing untuk Moire Pattern Citra Tanpa Perbesaran Arah Vertikal	47
Gambar 4.20 (b)	Perbesaran 300% dari citra a	47
Gambar 4.21 (c)	Hasil Uji Alliasing untuk Moire Pattern Citra Tanpa Perbesaran Arah Paralel	47
Gambar 4.21 (d)	Perbesaran 300% dari citra b	47
Gambar 4.22	Grafik Nilai Paparan vs SAL	49
Gambar 4.23	Hubungan nilai paparan terhadap nilai piksel rerata	50
Gambar 4.24	Hubungan nilai paparan terhadap nilai indeks paparan (lgM) ...	50
Gambar 4.25 (a)	Hasil uji blurring untuk IP 24 x 30 cm citra tanpa perbesaran ..	51
Gambar 4.25 (b)	Hasil uji blurring untuk IP 24 x 30 cm perbesaran 10 kali	51
Gambar 4.26 (a)	Hasil uji blurring untuk IP 35 x 43 cm citra tanpa perbesaran ..	51
Gambar 4.26 (b)	Hasil uji blurring untuk IP 35 x 43 cm perbesaran 10 kali	51
Gambar 4.27	Pengaruh Kenaikan Eksposi Terhadap ESDTLD Kepala PA ...	54
Gambar 4.28	Pengaruh Kenaikan Eksposi Terhadap ESDTLD Thorax PA ...	54

Gambar 4.29	Pengaruh Kenaikan Eksposi Terhadap ESDTLD Abdomen AP	55
Gambar 4.30 (a)	Contoh hasil citra untuk proyeksi pemeriksaan Kepala PA	56
Gambar 4.30 (b)	Contoh hasil citra untuk proyeksi pemeriksaan Thorax PA	56
Gambar 4.30 (c)	Contoh hasil citra untuk proyeksi pemeriksaan Abdomen AP ..	56
Gambar 4.31	Hubungan Kenaikan Eksposi terhadap Indeks Paparan Citra Kepala PA.....	59
Gambar 4.32	Hubungan Kenaikan Eksposi terhadap Kontras Citra Kepala PA	59
Gambar 4.33	Hubungan Kenaikan Eksposi terhadap Indeks Paparan Citra Thorax PA	61
Gambar 4.34	Hubungan Kenaikan Eksposi terhadap Kontras Citra Thorax PA	61
Gambar 4.35	Hubungan Kenaikan Eksposi terhadap Indeks Paparan Citra Abdomen AP	63
Gambar 4.36	Hubungan Kenaikan Eksposi terhadap Kontras Citra Abdomen AP	63
Gambar F.1	Hasil Citra Untuk Proyeksi Kepala PA	108
Gambar F.2	Hasil Citra Untuk Proyeksi Thorax PA	109
Gambar F.3	Hasil Citra Untuk Proyeksi Abdomen AP	111



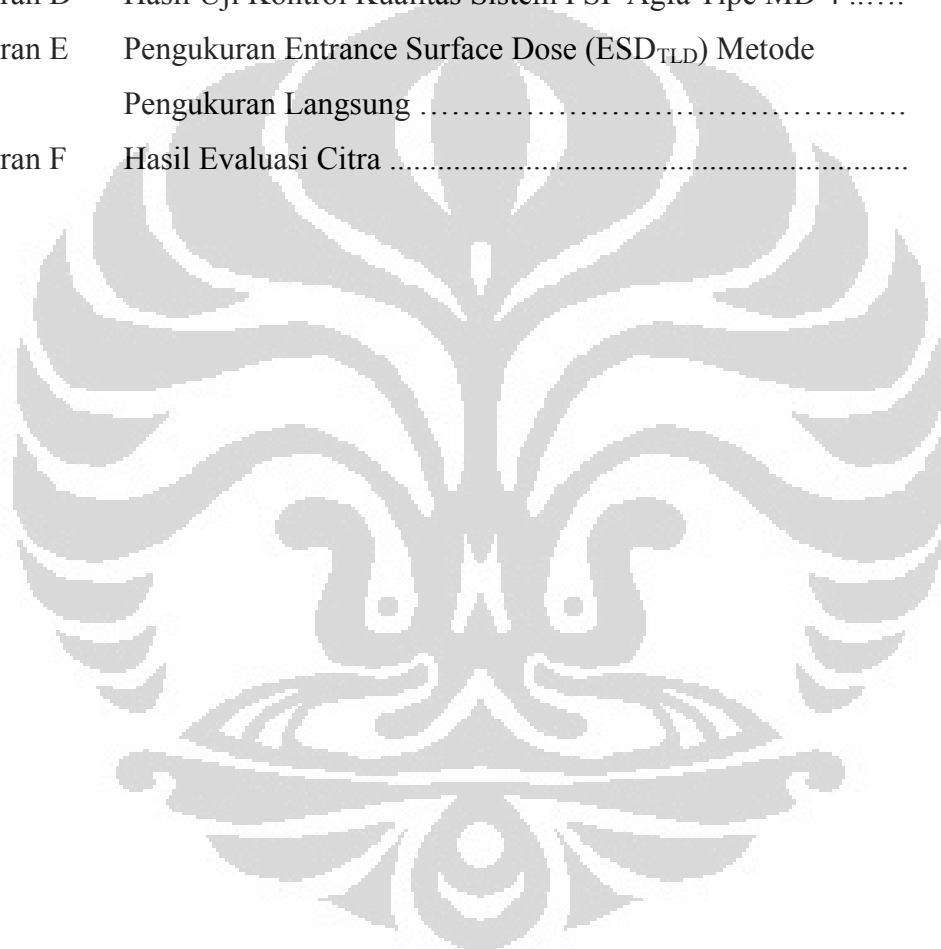
DAFTAR TABEL

Tabel 3.1	Kondisi Eksposi dan Kriteria Penerimaan Uji Fungsi Pesawat Sinar-X	20
Tabel 3.2	Pengujian dan Kriteria Penerimaan Kontrol Kualitas Sistem PSP CR	21
Tabel 3.3	Tabel Kondisi Penyinaran untuk Evaluasi Citra dan Pengukuran ESD_{TLD}	24
Tabel 4.1	Pergeseran cahaya terhadap ukuran sebenarnya pada uji kongruensi ^a berdasarkan kriteria penerimaan dari RCWA [15], EPA [19], NCDRH	27
Tabel 4.2	Hasil uji kesesuaian kVp dengan variasi kVp dan 20 mAs, lapangan radiasi 10 x 10 cm	29
Tabel 4.3	Hasil uji kesesuaian waktu dengan variasi kVp dan waktu, lapangan radiasi 10 x 10 cm	29
Tabel 4.4	Hasil uji kemampuan-ulangan pada 80 kVp – 20 mAs, dengan waktu 0.1 detik, lapangan radiasi 10 x 10 cm	30
Tabel 4.5	Hasil uji linearitas output pada 80 kVp dengan variasi mAs, lapangan radiasi 10 x 10 cm	30
Tabel 4.6	Hasil pengukuran kualitas berkas sinar-X pada setting 80 kVp - 20 mAs lapangan radiasi 10 x 10 cm	32
Tabel 4.7	Tabel 4.7. Hasil Pengukuran Dosis Paparan dan Air Kerma sebagai Acuan Pengujian Selanjutnya	33
Tabel 4.8	Hasil perhitungan ImageJ untuk Uji <i>Dark Noise</i>	34
Tabel 4.9	Hasil perhitungan ImageJ untuk Uji <i>Uniformity</i>	36
Tabel 4.10	Hasil uji efisiensi siklus penghapusan pada citra ketiga.....	38
Tabel 4.11	Hasil pengukuran rasio x/y dan x1/y1 uji akurasi jarak spasial	39
Tabel 4.12	Hasil uji resolusi <i>low-contrast</i> terendah pada objek terkecil	43
Tabel 4.13	Nilai Rata-Rata Dosis Terukur dan Rata-rata IGM di Reseptor ...	48
Tabel 4.14	Nilai SAL dari Persamaan 4.2	48
Tabel 4.15	Nilai Piksel Terukur Uji Linearitas dan Respon Auto Ranging	49
Tabel 4.16	Hasil Pengukuran ESD_{TLD} dengan <i>Direct Method</i> untuk Setiap Variasi Eksposi	52
Tabel 4.17	Hasil Perhitungan ESD 3 rd Quartile	53
Tabel 4.18	Rekapitulasi Hasil Evaluasi Citra Berdasarkan Panduan dari European Commission [20]	57
Tabel 4.19	Hasil pengukuran IGM, ESD_{TLD} dan kontras citra kepala PA	58
Tabel 4.20	Hasil pengukuran IGM, ESD_{TLD} dan kontras citra thorax PA	60
Tabel 4.21	Hasil pengukuran IGM, ESD_{TLD} dan kontras citra abdomen AP ...	62
Tabel 5.1	Perbandingan Tebal Tubuh Fantom Rando terhadap Penelitian Lain	66
Tabel 5.2	Perbandingan Faktor Eksposi dalam Penelitian Compagnone di Italia [8] dan Penelitian ini	66
Tabel 5.3	Perbandingan ESD_{TLD} Fantom dari Penelitian Ini terhadap Penelitian lain dan Guidance Level	68

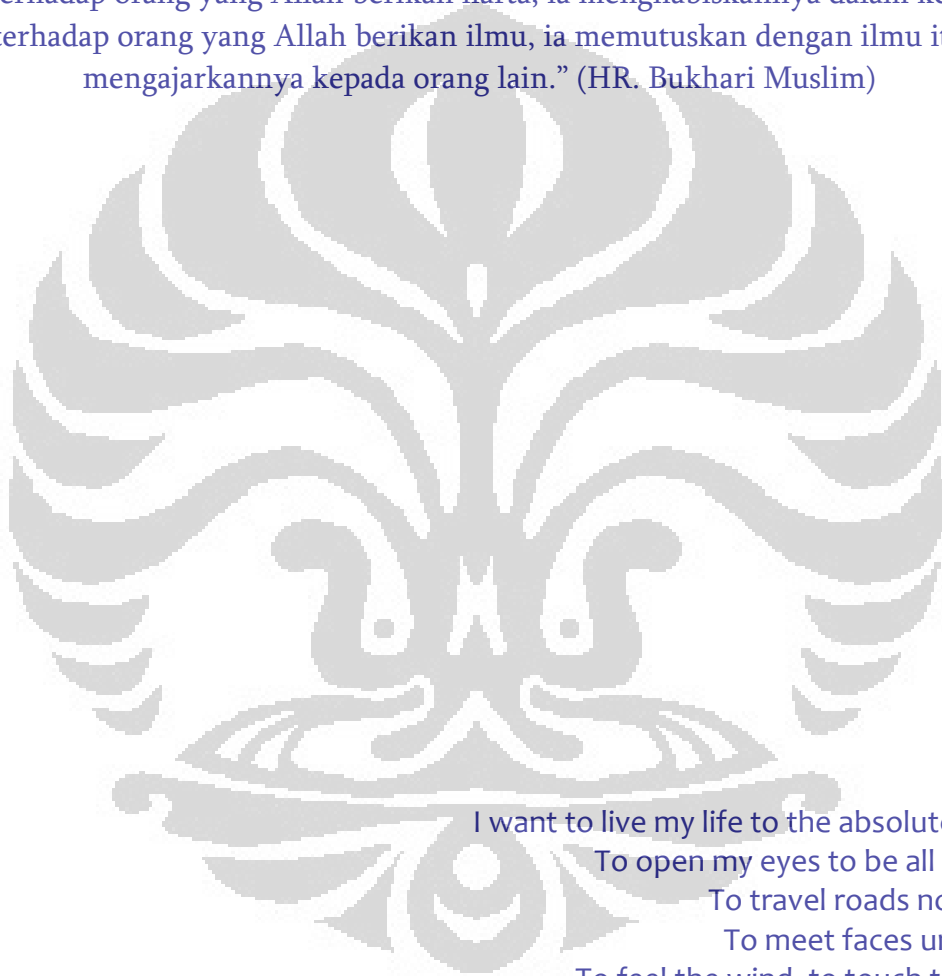
Tabel 5.4	Rekapitulasi Hasil Optimasi Citra Fantom Rando Man	71
Tabel B.1	Kriteria Penerimaan Citra Berdasarkan <i>European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images</i> [10]	82
Tabel C.1	Ukuran <i>Focal Spot</i> Efektif [41]	83
Tabel C.2	Hasil Uji Keakurasian kVp	84
Tabel C.3	Hasil Uji Keakurasian Waktu	85
Tabel C.4	Hasil Uji kemampuan-ulangan (<i>Reproducibility</i>)	86
Tabel C.5	Persyaratan minimum HCL berdasarkan RCWA [15]	87
Tabel C.6	Hasil Uji Keluaran Berkas Sinar-X 80 kVp	87
Tabel D.1	Hasil Pengukuran Dosis Paparan dan Air Kerma dengan Setting kVp - mAs Tertentu dan FDD 127 cm Pada Uji Dosimetri	88
Tabel D.2	Resolusi spasial <i>Huttner test object</i> [18]	88
Tabel D.3	Data Hasil Uji Nois dan Resolusi Kontras Rendah Leeds Phantom TO. 20 Kondisi Penyinaran 75 kVp, 0.5 mR, 1 mmCu	89
Tabel D.4	Data Hasil Uji Nois dan Resolusi Kontras Rendah Leeds Phantom TO. 20 Kondisi Penyinaran 75 kVp, 1 mR, 1 mmCu	91
Tabel D.5	Data Hasil Uji Nois dan Resolusi Kontras Rendah Leeds Phantom TO. 20 Kondisi Penyinaran 75 kVp, 5 mR, 1 mmCu	93
Tabel E.1	Faktor Kalibrasi (fk) Hasil Interpolasi terhadap Nilai HVL Pesawat Shimadzu pada Setting kVp Tertentu yang Digunakan untuk Pengukuran ESD	95
Tabel E.2	Hasil Pengukuran Entrance Surface Dose (ESD_{TLD}) Metode Pengukuran Langsung	96
Tabel F.1	Hasil Evaluasi Citra Untuk Pemeriksaan Kepala PA	101
Tabel F.2	Hasil Evaluasi Citra Untuk Pemeriksaan Thorax PA	102
Tabel F.3	Hasil Evaluasi Citra Untuk Pemeriksaan Abdomen AP	104
Tabel F.4	Nilai Kontras Daerah Gelap-Terang Pada Hasil Citra Kepala PA	105
Tabel F.5	Nilai Kontras Daerah Gelap-Terang Pada Hasil Citra Thorax PA	106
Tabel F.6	Nilai Kontras Daerah Gelap-Terang Pada Hasil Citra Abdomen AP	108

DAFTAR LAMPIRAN

Lampiran A	Spesifikasi Peralatan Penelitian	79
Lampiran B	Kriteria Penerimaan Citra dari European Commission	82
Lampiran C	Hasil Uji Fungsi Pesawat Sinar-X Mengacu Formulir Compliance Testing dari EPA [19]	83
Lampiran D	Hasil Uji Kontrol Kualitas Sistem PSP Agfa Tipe MD 4	88
Lampiran E	Pengukuran Entrance Surface Dose (ESD _{TLD}) Metode Pengukuran Langsung	95
Lampiran F	Hasil Evaluasi Citra	101



Dari riwayat Abdullah bin Mas'ud RA, Rasulullah SAW bersabda :
“Tidak ada *hasad* (iri) yang dibenarkan kecuali terhadap dua orang,
yaitu terhadap orang yang Allah berikan harta, ia menghabiskannya dalam kebaikan,
dan terhadap orang yang Allah berikan ilmu, ia memutuskan dengan ilmu itu dan
mengajarkannya kepada orang lain.” (HR. Bukhari Muslim)



I want to live my life to the absolute fullest
To open my eyes to be all I can be
To travel roads not taken
To meet faces unknown
To feel the wind, to touch the stars
I promise to discover myself
To stand tall with greatness
To chase down every dream
'coz.. LIFE IS AN ADVENTURE

(Taken from Nutricia Commercial)

Bab 1

PENDAHULUAN

1.1. Latar Belakang

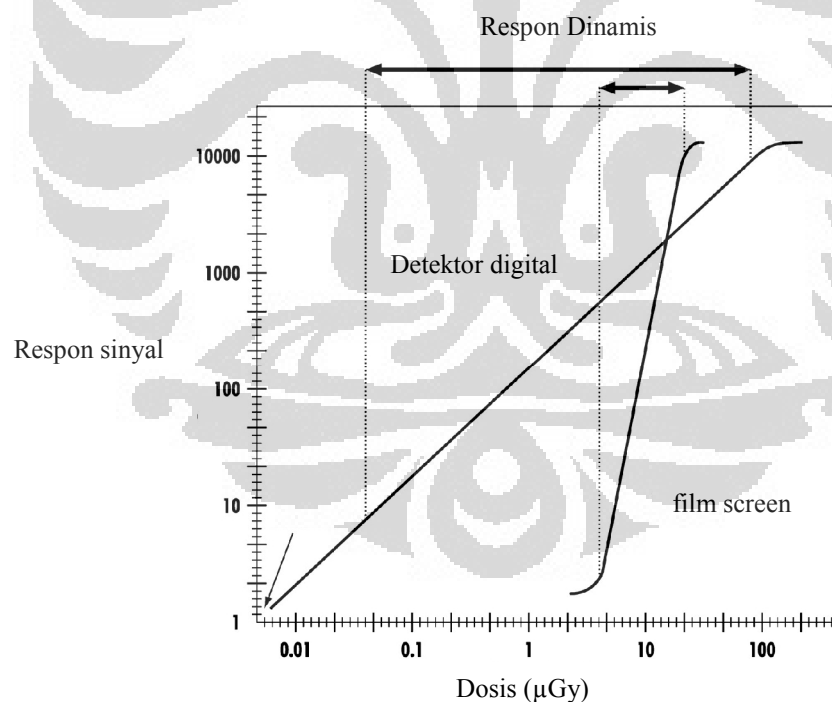
Pemeriksaan radiologi (radiografi) merupakan salah satu metode pemeriksaan medis yang dapat membantu dokter dalam penegakan diagnosa. Dewasa ini citra medik telah diakui sebagai cara untuk dapat mengetahui bagian dalam dari tubuh manusia, tanpa perlu melakukan pembedahan. Citra tersebut bisa dihasilkan dengan berbagai cara dan modalitas pencitraan medik, baik yang menggunakan radiasi pengion ataupun non pengion. Namun, yang harus diperhatikan dalam pembuatan citra medik adalah mutu citra (*image quality*) sehingga akurasi penegakan diagnosa dapat tercapai.

Kemajuan teknologi dalam pencitraan radiografi medis dewasa ini mulai diwakilkan oleh *Digital Radiography*. Penggunaan *film screen* untuk pencitraan sinar-X lambat laun mulai ditinggalkan. Bahkan di beberapa negara maju teknologi radiografi konvensional dengan *film screen* sudah tidak digunakan. *Digital Radiography* adalah teknik pencitraan dengan sinar-X menggunakan sensor detektor digital, bukan *film screen*. Hal ini sangat menguntungkan karena dapat mengefisienkan waktu dan tidak memerlukan proses kimia untuk pengembangan film. Dalam *digital radiography* ini terbagi menjadi 2 (dua) teknik pencitraan yaitu *Computed Radiography* (CR) dan *Direct Radiography* (DR). Pada prinsipnya kedua teknik ini sama, hanya perbedaannya terletak pada jenis detektor yang digunakan. Pada CR digunakan detektor *photostimulable storage phosphor* (PSP), sedangkan pada DR digunakan *flat panel detector* (FPD).

Selama beberapa dekade terakhir, CR dikenal sebagai teknologi yang paling umum digunakan di instalasi radiologi, kurang lebih ada 7000 penggunaan unit CR di seluruh dunia [1]. Namun sayangnya, hingga saat ini belum ada standar industri yang menspesifikasi unjuk kerja sistem CR. Kekurangan ini menimbulkan ambiguitas, karena setiap manufaktur melakukan kalibrasi respon sistem berdasarkan satu nilai eksposi tertentu dengan menggunakan kualitas berkas yang berbeda. Hal ini menjadi kendala tersendiri, terutama untuk suatu fasilitas instalasi radiologi besar yang di dalamnya menggunakan lebih dari satu jenis merek CR, sehingga dirasakan perlu panduan yang

jasas untuk menghasilkan citra dengan kualitas baik, bukan hanya berdasarkan perbandingan gambar [1]. Beberapa produsen saat ini menggunakan indikator eksposi yang sejalan dengan konsep *speed class (film speed)* yang digunakan oleh produsen film konvensional.

Salah satu karakter dari detektor digital adalah memiliki respon dinamis yang lebar. Untuk dapat menghasilkan gambar dengan kualitas baik maka perlu ditingkatkan pengetahuan tentang teknik radiografi dalam menghasilkan gambar dengan nois minimal, sehingga dapat menghindari keluhan radiologis tentang nois gambar yang dapat menurunkan efektifitas diagnosa. Kualitas citra sangat ditentukan oleh kondisi peralatan yang digunakan (misalnya usia pesawat sinar-X) dan faktor teknis (misalnya SDM dan pasien). Oleh karena itu, untuk menjamin agar dapat memenuhi standar pencitraan radiografi, maka diperlukan satu kontrol kualitas sehingga dapat diperoleh hasil yang optimal.



Gambar 1.1. Perbandingan Respon Dinamis *Film Screen* dengan Detektor Digital [2]

Dalam radiografi konvensional dengan *film screen*, respon harus diatur dalam daerah *latitude*, yaitu daerah yang memiliki hubungan linier antara densitas film dengan

eksposi. Keterbatasan daerah *latitude* menyebabkan daerah radiografi pada film screen juga pendek. Tidak demikian dengan sistem radiografi digital yang memiliki rentang respon dinamis yang lebar, sehingga dapat membentuk citra dari eksposi rendah sampai tinggi. Namun bila eksposi rendah, citra yang dihasilkan mempunyai tingkat noise tinggi dan dapat mengaburkan detail, yang berarti kualitas citra rendah. Eksposi tinggi akan menurunkan noise dan menghasilkan kualitas citra tinggi. Oleh karena itu sebaiknya diperlukan kompromi dalam pembuatan citra agar sesuai dengan yang diinginkan untuk diagnosa, dan harus dilakukan dengan dosis pasien serendah mungkin yang dapat dicapai atau mengikuti prinsip ALARA (as low as reasonably achievable).

Beberapa rumah sakit di Indonesia, khususnya di Jakarta, telah mengubah sistem radiografi konvensional mereka menjadi digital dengan menggunakan CR. Pabrikan CR yang umum digunakan antara lain Agfa, Kodak, dan Fuji.

1.2. Perumusan Masalah

Citra radiografi digital memiliki karakter yang berlainan dengan citra radiografi konvensional. Dalam citra digital, kontras dan *brightness* (kecermelangan) dapat dimodifikasi oleh komputer sesuai dengan yang diinginkan. Tidak seperti pada radiografi konvensional yang gelap-terang ditentukan oleh eksposi, gelap-terang pada citra radiografi digital diperoleh pasca eksposi dengan mengolah data citra digital di komputer.

Dosis pasien juga menjadi salah satu pertimbangan ketika menggunakan CR dibandingkan dengan *film screen*. Dengan *film screen*, densitas film menjadi indikator langsung atas dosis yang diterima pasien. Sedangkan dengan CR, dengan adanya pemisahan fungsi deteksi dan tampilan citra, densitas optik tidak menjadi indikator atas dosis pasien. Pada CR, hampir semua sistem menggunakan *Exposure Index* (EI) yang mendefinisikan nilai rata-rata paparan yang diterima oleh *imaging plate* pada saat akuisisi citra. EI inilah yang umumnya dipakai untuk memonitor dosis yang diterima pasien. Namun rekomendasi dari pabrikan tidak selalu berlaku pada kondisi klinis sebenarnya di lapangan.

Konsep "*image quality as good as possible*" yang selama ini dipraktekkan perlu disesuaikan menjadi "*image quality as good as needed*" dalam rangka mencapai

optimasi. Optimasi yang ingin dicapai disini tidak sekedar dosis pasien, namun juga optimasi proses pembentukan citra. Dosis radiasi yang diterima pasien harus mengikuti prinsip ALARA (*as low as reasonably achievable*) namun tetap dapat memberikan kualitas citra yang memadai dan diagnosis yang akurat.

1.3. Tujuan Penelitian

Tujuan dari penelitian ini adalah :

1. Melakukan pengukuran ESD dengan variasi parameter eksposi (kV dan mAs).
2. Mencari nilai kontras untuk menentukan kualitas citra fantom standar.
3. Melakukan verifikasi berbagai sifat/karakter PSP Agfa sesuai dengan spesifikasi, karena sistem tersebut memerlukan kontrol kualitas agar dapat dipakai untuk layanan jangka panjang

1.4. Manfaat Penelitian

Manfaat penelitian ini adalah untuk memperoleh informasi hubungan antara eksposi (nilai kV) dan dosis dengan kualitas citra fantom *rando man* sehingga dapat digunakan untuk menentukan optimasi dalam pemeriksaan kepala PA (*posterior-anterior*), *thorax* PA (*posterior-anterior*), dan *abdomen* AP (*anterior-posterior*).

1.5. Batasan Penelitian

Penelitian ini dibatasi hanya menggunakan *Computed Radiography* (CR) Agfa pada pemeriksaan kepala PA, *thorax* PA, dan *abdomen* AP dengan objek fantom *rando man*

1.6. Metode Penelitian

Metode penelitian yang dilakukan terdiri dari 2 (dua) tahap penelitian persiapan dan penelitian utama.

1.7. Sistematika Penulisan

Tesis ini dibagi menjadi 6 (enam) bab, yang terdiri dari beberapa sub bab untuk mempermudah penjelasan. Penulisan bab-bab disusun sebagai berikut :

BAB 1 PENDAHULUAN

Bab ini berisikan latar belakang permasalahan, perumusan masalah, tujuan yang ingin dicapai, manfaat dari hasil penelitian, batasan permasalahan, dan metode penelitian yang digunakan serta sistematika atau urutan penulisan.

BAB 2 TINJAUAN PUSTAKA

Dalam bab ini penulis menguraikan dengan lebih lengkap perkembangan radiodiagnostik, sistem, prinsip kerja, dan karakteristik dari *Computed Radiography* (CR) Agfa.

BAB 3 METODOLOGI PENELITIAN

Bab ini menjelaskan peralatan yang digunakan serta metode pengambilan data dan pengolahan hasil.

BAB 4 HASIL PENELITIAN

Bab ini berisi data-data hasil penelitian.

BAB 5 PEMBAHASAN

Bab ini berisi analisis dan pembahasan dari hasil penelitian.

BAB 6 KESIMPULAN DAN SARAN

Bab ini berisi hasil rangkuman penelitian yang diperoleh dan saran-saran untuk perbaikan pada penelitian selanjutnya.

BAB 2

TINJAUAN PUSTAKA

2.1. Perkembangan Radiografi Diagnostik

Pencitraan medis diawali dengan penemuan sinar-X pada tahun 1895 oleh Wilhelm Conrad Roentgen (1845-1923), seorang profesor fisika dan rektor Universitas Wuerzburg, Jerman. Sinar-X ini kemudian dikembangkan sebagai modalitas pencitraan medis yang kemudian dikenal dengan istilah pemeriksaan radiologi. Dalam masa 50 (lima puluh) tahun awal perkembangannya, pemeriksaan radiologi dilakukan dengan melewati sinar-X melalui bagian tubuh yang ingin diperiksa, untuk menghasilkan gambar digunakan film yang disimpan dalam kaset khusus. Pada saat itu, waktu eksposi yang dibutuhkan bisa mencapai 11 menit. Namun sekarang dengan adanya perkembangan teknologi, gambar radiologi dapat dibuat dalam orde milisekon sehingga dosis pasien pun menjadi lebih rendah. Bahkan, dengan adanya teknologi *digital imaging* akan diperoleh resolusi spasial dan kontras detil yang lebih baik. Tentunya dengan peningkatan kualitas gambar ini dapat memungkinkan diagnosis patologi berukuran kecil yang tidak dapat dideteksi dengan teknologi terdahulu. Dalam sepuluh sampai lima belas tahun belakangan ini, radiografi konvensional dengan film screen mulai ditinggalkan dan digantikan dengan digital. Teknologi digital ini sedang mengalami kemajuan pesat di seluruh dunia.

2.2. *Computed Radiography (CR)*

Computed Radiography (CR) merupakan salah satu teknik *Digital Radiography* menggunakan detektor *photostimulable storage phosphor (PSP)* yang dapat mengakuisisi data dan menampilkan citra melalui layar komputer. Berbeda dengan radiografi konvensional yang menggunakan *film screen* sebagai media penampil citra, pada CR proses pengumpulan, pengolahan, penampilan dan penyimpanan citra radiografi menggunakan *imaging plate* yang terbuat dari bahan fosfor. Bentuk format citra yang dihasilkan oleh CR ini adalah dalam bentuk DICOM (*Digital Imaging and Communication in Medicine*). Format citra DICOM memiliki keunggulan dibandingkan

dengan format lain seperti JPEG atau bitmap, yaitu bila dilakukan pembesaran citra maka tidak akan mengalami perubahan nilai piksel dan resolusinya tetap.

Kelebihan dan kekurangan dari implementasi sistem CR diantaranya sebagai berikut :

a. *Cost Effective*

CR bisa menghemat biaya untuk suatu instalasi yang ingin mengganti sistem konvensional menjadi digital karena dapat menggunakan pesawat sinar-X yang lama, sehingga tidak perlu mengeluarkan uang tambahan untuk membeli pesawat sinar-X baru. Selain itu, karena CR menggunakan *imaging plate* (IP) yang dapat digunakan berulang-ulang, maka tidak ada kebutuhan untuk membeli film.

b. Efektivitas penyimpanan data

Citra CR berupa file digital berekstensi DICOM, setelah proses akuisisi data citra yang diperoleh dapat disimpan di komputer, sehingga tidak memerlukan ruangan penyimpanan khusus lagi.

c. Kemungkinan peningkatan dosis pasien

Respon dinamis detektor yang lebar merupakan keuntungan penggunaan sistem radiografi digital. Namun bila eksposi rendah, citra yang dihasilkan mempunyai tingkat *nois* tinggi yang dapat mengaburkan detail, yang berarti kualitas citra rendah. Eksposi tinggi akan menurunkan *nois* dan menghasilkan kualitas citra tinggi. Kebanyakan dokter akan memilih citra dengan kualitas tinggi. Padahal citra dengan kualitas tinggi berkaitan dengan dosis pasien yang tinggi. Peningkatan paparan radiasi ini sangat tidak diinginkan.

d. Kepuasan teknologis/radiografer

Dengan kemajuan teknik pengolahan citra pasca eksposi yang dapat dicapai dengan CR, maka teknologis/radiografer dapat mengimbangi ketidakakuratan teknik eksposi dengan melakukan perbaikan/penyesuaian saat tahap pasca pengolahan gambar, bukan saat melakukan eksposi.

2.2.1. Konfigurasi Sistem Computed Radiography

Suatu sistem CR memiliki konfigurasi sebagai berikut :

1. Pesawat Sinar-X

Dalam aplikasinya, CR masih memerlukan pesawat pembangkit sinar-X, seperti halnya radiografi konvensional, sebagai sumber radiasi untuk melakukan paparan radiasi ke pasien.



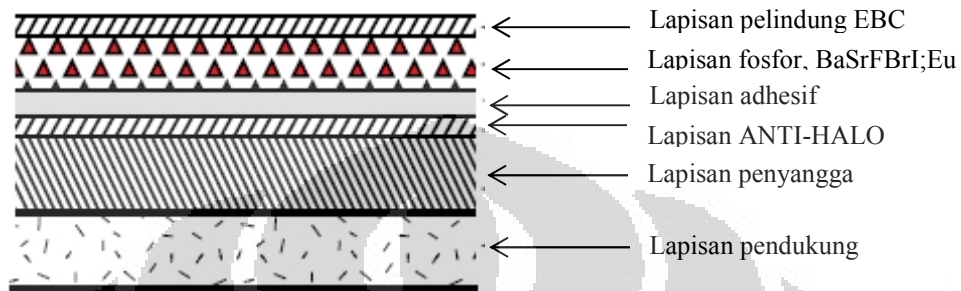
Gambar 2.1. Pesawat sinar-X merk Shimadzu [3]

2. Komponen Akuisisi Data dan Pemroses Citra

a. Imaging Plate (IP)

CR menggunakan *Imaging Plate* (IP) sebagai media penyimpan citra yang terbuat dari bahan *photostimulable storage phosphor* (PSP) yang sekaligus berfungsi sebagai sistem deteksi. IP ini merupakan komponen utama dalam sebuah sistem CR. IP tidak memerlukan proses kimiawi dalam pengembangannya dan dapat digunakan berulang kali. Untuk pabrikan Agfa, secara struktur IP terdiri dari beberapa lapisan sebagaimana ditunjukkan dalam Gambar 2.2 di bawah ini. Lapisan terluar berupa lapisan tipis dan transparan yang berfungsi sebagai lapisan pelindung, terbuat dari EBC, sejenis bahan polimer. Lapisan fosfor merupakan lapisan yang mengandung senyawaan *Barium fluorohalide* dengan bahan pengikatnya (BaSrFBrI:Eu). Lapisan adhesif merupakan lapisan tambahan yang berfungsi untuk menjaga stabilitas dan daya tahan IP pada saat proses *maintenance*. Lapisan ANTI-HALO yaitu lapisan khusus berwarna biru yang dipatenkan oleh Agfa, berfungsi sebagai penghalang yang baik terhadap sinar laser ketika proses luminisensi (stimulasi cahaya)

berlangsung. Lapisan penyangga berfungsi menyangga lapisan di atasnya. Lapisan pendukung (laminasi) merupakan lapisan untuk melindungi *IP* selama proses pembacaan (*readout*) didalam *Image Reader*.



Gambar 2.2. Struktur *Imaging Plate* Agfa [4]

b. Kaset IP

Kaset IP sama dengan yang digunakan pada radiografi konvensional, hanya saja untuk kaset IP memiliki celah (*window*). Kaset terbuat dari bahan sintetis berupa material acrylonitril butadiene styrene, bagian tepi dilapisi oleh polyurethane rubber dan engselnya terbuat dari polypropylene. Bagian belakang kaset dilapisi lead setebal 150 μm untuk meminimasi efek backscatter yang dapat mempengaruhi kualitas gambar. Gambar 2.3 di bawah ini menunjukkan kaset Agfa.



Gambar 2.3 Kaset Agfa [5]

Kaset yang diproduksi oleh pabrikan Agfa memiliki chip memori yang dipasang permanen untuk menyimpan data ID pasien.

c. *Digitizer*

Dalam 1 (satu) unit *digitizer* memiliki fungsi dalam proses pembacaan (*readout*), penghapusan (*erasure*) dan pengolahan (*processing*) citra, yang disebut sebagai fungsi *image reader*. Selain itu juga berfungsi sebagai media pengolah data yang terdiri dari sistem komputer khusus untuk *medical imaging*, yang biasa disebut dengan *Image console*, dilengkapi berbagai macam menu yang menunjang proses *editing* dan pengolahan citra sesuai dengan anatomi tubuh dan menu untuk proyeksi radiografi yang dapat mempertinggi atau mengurangi densitas, ketajaman, kontras dan detail dari citra radiografi yang diperoleh. Gambar 2.4 di bawah ini menunjukkan 1 (satu) unit digitizer tipe CR-35 X



Gambar 2.4. Unit Digitizer CR 35-X Agfa [6]

d. Printer

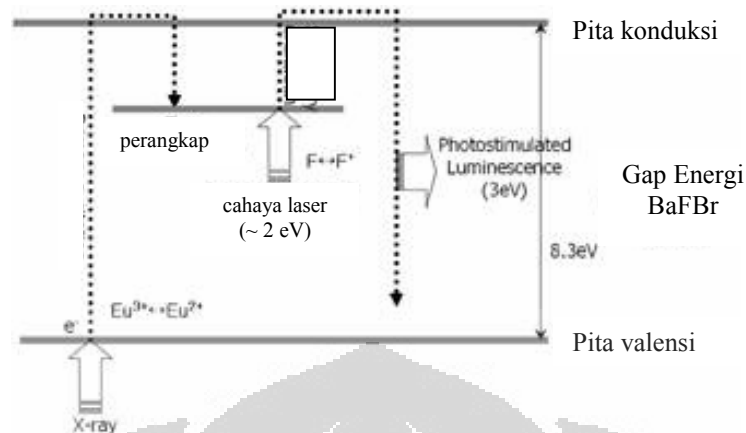
Printer sebagai media pencetak citra. Proses pengolahan citra dengan *dry printer* tidak menggunakan cairan kimia sebagaimana dalam radiografi konvensional. Proses pembangkitan citra adalah dengan menggunakan sinar laser, sehingga lebih memudahkan dalam hal perawatan dan tidak menghasilkan limbah kimia. Selain itu, tidak diperlukan kamar gelap untuk proses pengembangan citra.



Gambar 2.5. Printer CR Dry Star Tipe 5302 dari Agfa [7]

2.3. Prinsip Kerja Detektor PSP

Prinsip kerja detektor PSP didasarkan pada prinsip *photostimulated luminescence* (PSL), ditunjukkan dalam gambar 2.6 di bawah ini. Kristal PSP tersusun dari senyawaan barium fluorohalide ($BaFX$, dengan X adalah I, Br, atau Cl). Untuk PSP Agfa tersusun dari $BaSrFBrI$ dengan doping ion Eu^{2+} yang berperan untuk membentuk pusat luminesensi. Penyerapan energi sinar-X pada kristal PSP membentuk pasangan elektron-hole yang menyebabkan Eu^{2+} menjadi Eu^{3+} . Kemudian pasangan elektron-hole ini berpindah dari pita valensi ke pita konduksi (eksitasi pertama) dan terperangkap dalam kisi kosong dari ion Bromin pada kristal PSP. Elektron yang terperangkap inilah yang nantinya membentuk citra laten. Jika elektron tadi kemudian disinari oleh cahaya laser *helium-neon* atau laser dioda yang memiliki panjang gelombang antara 600 – 700 nm, maka elektron akan kembali turun ke pita konduksi (eksitasi kedua) sambil memancarkan cahaya tampak dengan panjang gelombang 400 nm. Peristiwa inilah yang disebut *photostimulated luminescence*.



Gambar 2.6. Prinsip Kerja Detektor PSP [8]

2.4. Prinsip Kerja Sistem Computed Radiography (CR)

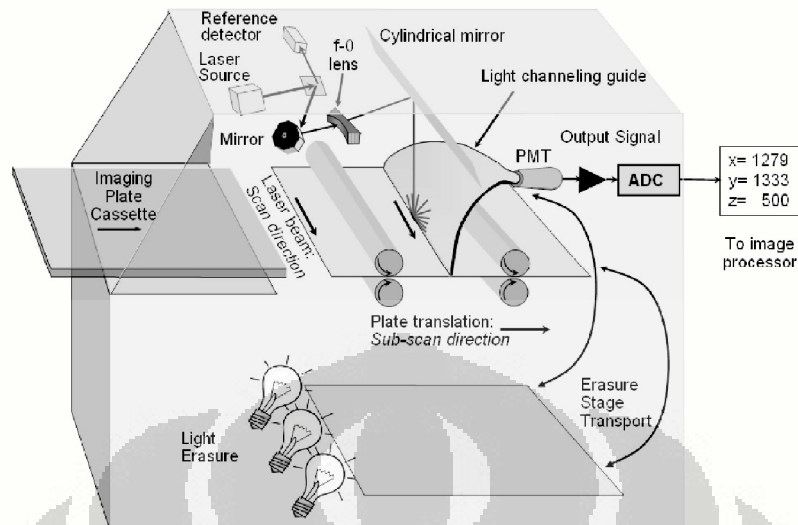
Setelah IP disinari, kemudian dimasukkan kedalam *image reader (digitizer)* untuk pemrosesan citra. Ilustrasi prinsip kerja sistem CR ditunjukkan dalam gambar 2.7. Di dalam *image reader*, citra laten yang disimpan pada PSP dibaca secara translasi satu arah oleh *scanner*. Dalam proses *scanning* ini, citra ini dibagi ke dalam susunan matriks yang terdiri dari baris dan kolom yang membentuk sel-sel. Setiap sel ini nanti yang disebut dengan piksel, setiap piksel merupakan penanda lokasi citra. Setelah IP disinari oleh cahaya laser sebagaimana telah dijelaskan sebelumnya, maka elektron yang terperangkap dalam IP akan melepaskan cahaya tampak (*photostimulated luminescence*).

Cahaya akibat peristiwa *luminescence* tersebut akan ditangkap oleh sebuah pengumpul cahaya dan diteruskan ke *Photo Multiplier Tubes (PMTs)* yang mengkonversi energi cahaya menjadi sinyal listrik analog. PMT terdiri dari sekumpulan *photocathode* yang akan melepaskan elektron ketika cahaya mengenai PMT melalui peristiwa efek fotolistrik. Sinyal listrik yang terdeteksi oleh PMT sangat lemah sehingga perlu diamplifikasi menggunakan rangkaian amplifier yang terdiri dari dinoda (*dynodes*), yaitu sejenis elektroda yang bisa diubah secara bergantian menjadi muatan positif atau negatif. Pada setiap tumbukan, setiap dinoda berganti muatan dari positif menjadi negatif, berlawanan dengan muatan dinoda lainnya. Kemudian sinyal listrik tersebut oleh rangkaian *analog to digital converter (ADC)* diubah menjadi sinyal digital

yang dapat dimengerti oleh komputer. Umumnya ADC mengubah tegangan menjadi sebuah angka digital.

Proses yang terjadi di dalam ADC disebut kuantifikasi. Kuantifikasi akan mengubah sinyal analog menjadi beberapa level nilai yang ditunjukkan dengan *gray level*, yaitu angka yang dapat dimengerti dan dimanipulasi oleh komputer. Angka *gray level* ini hanya dapat dipilih pada rentang yang telah ditetapkan, yang disebut dengan *gray scale*. Angka yang masuk ke sistem ADC akan dibulatkan ke atas atau ke bawah mendekati nilai digital yang dapat dimengerti oleh komputer. Rentang maksimum nilai piksel yang dapat disimpan komputer ditunjukkan dengan “*bit*”, yaitu nilai eksponen berbasis 2 yang menghasilkan bilangan biner yang sesuai. Misalnya untuk ADC 12 bit maka akan mengubah rentang sinyal analog 0-5 volt menjadi level digital $2^{12} = 4096$ (0 – 4095 sinyal diskrit). Bentuk komunikasi yang paling mendasar antara analog dan digital adalah pada rangkaian komparator yang membandingkan dua nilai tegangan pada terminal input. Nilainya tergantung kepada tegangan mana yang lebih besar, outputnya akan berupa sinyal digital 1 (high) atau 0 (low). Perubahan dimulai dari MSB (*Most Significant Bit*) dari output biner yang dinyatakan dengan logika 1. Kemudian diumpankan ke DAC (*Digital to Analog Converter*) untuk mengubahnya menjadi sinyal analog yang dibandingkan dengan input saat proses *sampling*. Jika 1 pada MSB menunjukkan nilai yang lebih besar dari input *sampling*, maka logika 1 akan diubah menjadi 0. Jika logika 1 pada MSB menunjukkan nilai lebih kecil dibanding input *sampling*, maka status dipertahankan. Proses ini diulang untuk bit berikutnya sampai tegangan *output* sama dengan setengah nilai LSB (*Least Significant Bit*).

Kemudian data digital yang sudah diproses tersebut akan ditampilkan pada layar monitor (*image console*) berupa citra *soft-copy* yang dapat dilakukan rekonstruksi atau dimanipulasi untuk mendapatkan citra yang optimal. Citra juga dapat dicetak menggunakan *laser printer* ke *laser film*. Setelah proses pembacaan selesai, data citra pada IP dapat dihapus dengan cara menyinarinya dengan cahaya putih yang sangat terang (umumnya menggunakan lampu *fluorescent*) untuk menghilangkan sisa-sisa sinyal sehingga dapat digunakan kembali.



Gambar 2.7. Ilustrasi prinsip kerja sistem CR PSP [2]

2.5. Karakteristik Sistem CR Agfa

Exposure Index (EI) adalah nilai paparan yang diterima oleh reseptor citra. Berbagai produsen CR menggunakan berbagai istilah EI dan merekomendasikan nilai EI untuk menghasilkan citra yang optimal. Konsep EI dirumuskan sejalan dengan konsep *speed class* (*film speed*) dalam radiografi konvensional.

Sistem CR Agfa menyatakan nilai EI dalam bentuk indeks dosis yang disebut $\lg M$ (log Median), yaitu nilai logaritma dari nilai median paparan di daerah ROI (*region of interest*) histogram. Sebagai contoh, berdasarkan ISO 9236-1, *film screen* dengan *speed class* 400 membutuhkan rata-rata dosis detektor $2,5 \mu\text{Gy}$ untuk menghasilkan citra yang bagus. Dengan demikian, sistem CR akan dibuat sesuai dengan konsep *speed class* 400 agar dosis di pusat detektor sekitar $2,5 \mu\text{Gy}$. Hubungan antara $\lg M$, dosis terukur, dan *speed class* dirumuskan dengan persamaan di bawah.

$$\lg M = 1,9607 + \log \left(\frac{\text{dose}(\mu\text{Gy})}{2,5} \right) + \log \left(\frac{\text{speed class}}{400} \right) \quad (2.1)$$

Jadi $\lg M$ akan memiliki nilai dasar (*baseline*) sebesar 1,9607 jika sistem CR mendasarkan perhitungannya sesuai *speed class* 400, dan dosis detektor adalah $2,5 \mu\text{Gy}$.

Jika terjadi peningkatan dosis di detektor dua kali lebih tinggi, maka $\lg M$ akan meningkat sebesar 0,301 ($\log 2$). Namun jika dosis detektor menjadi setengahnya maka $\lg M$ akan turun sebesar 0,301. Sedangkan untuk *speed class* 200 dengan dosis detektor 2,5 μGy , nilai dasar $\lg M$ -nya adalah 1,6 [9].

2.5. Thermoluminescent Dosimeter (TLD) dan TLD Reader

TLD adalah dosimeter radiasi. Prinsip kerja TLD adalah berdasarkan prinsip termoluminisensi (pemanasan), dimana jumlah cahaya yang dipancarkan dari kristal TLD sebanding dengan jumlah energi yang diserap oleh TLD. Salah satu jenis TLD yang umum dipakai adalah TLD-100 Harshaw, berbentuk chip terbuat dari kristal LiF:Mg, Cu, P (Lithium Fluoride, Magnesium, Copper, Phosphor). TLD-100H memiliki nomor atom efektif 8.14 (mendekati *tissue equivalent*) dengan ukuran 3.1 x 3.1 x 0.9 mm. TLD ini dapat mengukur dosis dalam rentang 10 μGy – 10 Gy dengan respon linier. Puncak termoluminisensi utama ada pada panjang gelombang 4000 Å dengan fading 5 % per tahun pada 20 °C [10].

Setelah digunakan, TLD perlu dibaca menggunakan TLD Reader. Salah satu tipe TLD Reader yang biasa dipakai adalah Harshaw tipe 3500 buatan Thermo Scientific yang dioperasikan secara manual. Pada reader ini hanya terdapat sebuah laci sampel untuk 1 (satu) elemen TLD. Keunggulan Harshaw tipe 3500 ini yaitu dilengkapi pendingin Thermoelectric PMT untuk mendapatkan stabilitas yang maksimum, kemampuan pengukuran untuk *quality assurance*, kemampuan substraksi *background* secara otomatis, mudah dalam pengoperasian, perawatan dan perbaikan. [11]



Gambar 2.8. (a) TLD100 chip ; (b) TLD Reader 3500 Harshaw, Thermo Scientific [11]

2.6. Fantom Rando

Fantom biasa digunakan sebagai objek pengganti manusia dalam pencitraan diagnostik. Cukup banyak jenis fantom yang biasa digunakan, misalnya fantom *anthromorphic*, *water phantom*, PMMA, dan lain-lain. Salah satu fantom *anthromorphic* yang umum digunakan adalah fantom Rando. Ada 2 (dua) model fantom Rando dewasa, yaitu *Rando Man* dan *Rando Woman*. Untuk *Rando Man* memodelkan seorang laki-laki yang memiliki ukuran tubuh dengan tinggi badan 175 cm dan berat 73.5 kg. Sedangkan *Rando Woman* memodelkan seorang perempuan yang memiliki ukuran tubuh dengan tinggi badan 163 cm dan berat 54 kg. Fantom ini tidak memiliki lengan dan kaki [12].

Rando fantom dibuat dari tulang asli manusia yang dicetak sesuai dengan kontur tubuh manusia. Jaringan lunak dicetak dari bahan plastik yang sangat kuat terbuat dari karet sintetis *isocyanate*. Material fantom ini tidak akan terpengaruh oleh lama penggunaan, temperatur, kelembaban dan faktor lingkungan lainnya, tahan terhadap abrasi, benturan dan tidak dapat rusak rusak oleh efek paparan radiasi [12].

Material fantom memiliki densitas 0.985 gr/cm^3 dengan nomor atom efektif 7.30 yang merupakan gabungan dari otot, lemak tubuh, cairan, dan lain-lain. Nilai tersebut berdasarkan rekomendasi dari ICRP *Standard Man*. Paru-paru dicetak dari material jaringan lunak yang sama yang kemudian diisi dengan udara. Dengan demikian maka untuk paru-paru nomor atom efektifnya sama hanya densitasnya menjadi 0.3 gr/cm^3 . Paru-paru dibentuk dalam ukuran volume pernapasan normal, paru-paru kiri lebih kecil dari sebelah kanan dengan asumsi untuk tempat jantung. Duplikat dari rongga udara di bagian leher, kepala dan batang bronkus juga dibuat. Fantom dibuat berbentuk irisan-irisan dengan tebal 2,5 cm. Lubang grid dibuat di bagian irisan untuk dapat menyisipkan dosimeter [12].



Gambar 2.9. Rando Phantom [12]

2.7. ImageJ

ImageJ adalah *software* pengolah gambar berbasis *open source* dengan platform Java yang dikembangkan oleh Wayne Rasband dan tim di *National Institute of Health* (NIH). ImageJ dapat menampilkan, mengubah, menganalisa, memproses, menyimpan dan mencetak gambar dari berbagai format termasuk .TIFF, .GIF, .JPEG, .BMP, .DICOM. ImageJ juga mampu melakukan manipulasi kontras citra, *filtering*, menghitung area dan nilai piksel dari suatu ROI. ImageJ juga dapat menampilkan histogram dan profil dari citra yang dianalisa [13].

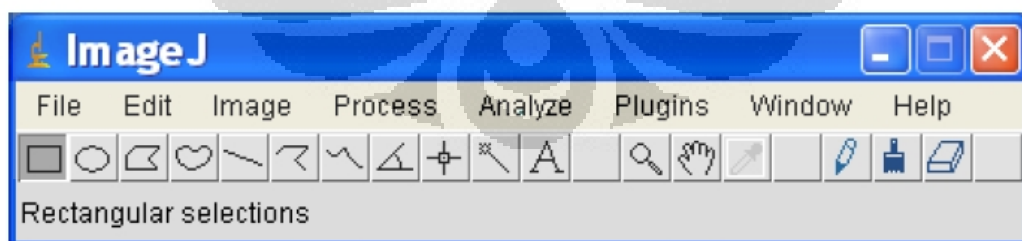


Fig.1: ImageJ main-window

Gambar 2.10. Tampilan antarmuka Program ImageJ

BAB 3

METODOLOGI PENELITIAN

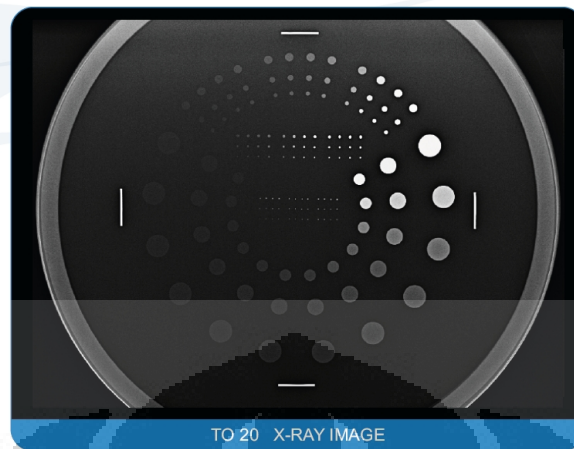
3.1. Peralatan

Dalam penelitian ini digunakan pesawat sinar-X milik Instalasi Radiodiagnostik RS X merk Shimadzu model 12U161 CS 31 dengan kondisi maksimum 125 kV-50 mAs. Reseptor citranya adalah CR Agfa tipe MD 4.0 *General Plate* dan pembaca citra model CR-35 X dengan kemampuan resolusi standar sampai 6 piksel/mm. Spesifikasi lengkap pesawat sinar-X dan reseptor citra tersebut dapat dilihat di Lampiran A.1 dan A.2.

Uji fungsi menggunakan perangkat deteksi multi fungsi Piranha milik Politeknik Kesehatan Teknik Radiodiagnostik (ATRO) Depkes, Jakarta. Detektor ini dapat menampilkan (*display*) informasi secara otomatis meliputi nilai kV, waktu, arus tabung, dosis, laju dosis, HVL dan filtrasi total hanya dengan 1 (satu) kali eksposi. Selain itu, digunakan juga *collimator* dan *beam alignment test tool* untuk mengevaluasi kesesuaian/ketepatan penunjuk lapangan dengan berkas sinar-X, *focal spot test tool* digunakan untuk menentukan ukuran *focal spot*, *aluminium HVL attenuator set* model 115 A untuk menentukan kualitas berkas sinar-X.

Untuk pengukuran *Entrance Surface Dose* (ESD) digunakan TLD-100 Harshaw berbentuk chip dengan ukuran 3.1 x 3.1 x 0.9 mm dari bahan kristal LiF:Mg, Cu, P (Lithium Fluoride, Magnesium, Copper, Phosphor) dan memiliki nomor atom efektif 8.2 (mendekati *tissue equivalent*), milik laboratorium Fisika Medis, Departemen Fisika, FMIPA, Universitas Indonesia. TLD ini dapat mengukur dosis dalam rentang 10 μ Gy – 10 Gy dengan respon linier.

Leeds Test Object (LTO) CR DDR digunakan untuk menjamin bahwa CR berfungsi sesuai dengan spesifikasi pabrikan, terdiri dari *resolution test pattern*, *threshold contrast test object* (TO 20), *geometry test object* (TO M1), *mesh test object* (TO MS4), blok Pb, penggaris besi, meteran, dan filter tembaga 1,5 mm. Gambar 3.1 di bawah ini memperlihatkan contoh fantom Leeds untuk pengujian *low-contrast*.



Gambar 3.1. Fantom Leeds Test Object untuk Pemeriksaan Low Contrast [14]

Objek dalam penelitian ini adalah fantom *Rando Man* yang memodelkan ukuran tubuh laki-laki dengan tinggi badan 175 cm dan berat 73.5 kg.

3.2. Metode

3.2.1. Penelitian Persiapan

Yang termasuk ke dalam penelitian persiapan yaitu uji fungsi pesawat sinar-X dan kontrol kualitas sistem PSP Agfa. Dalam uji fungsi pesawat sinar-X yang dilakukan adalah uji ketepatan/kesesuaian (*congruency*) penunjuk lapangan dengan berkas sinar-X, ukuran *focal spot*, kesesuaian (*accuracy*) kVp, kemampuulangan (*reproducibility*), linearitas keluaran (*output linearity*), ketepatan waktu (*timer accuracy*), dan kualitas berkas sinar-X. Standar yang diacu untuk uji fungsi pesawat sinar-X adalah *Radiation Safety Act 1975, Workbook 3 Diagnostic X-ray Equipment Compliance Testing* dari *Radiation Council of Western Australia* [15] yang secara prinsip hampir sama dengan *AAPM Report No. 74 : Quality Control in Diagnostic Radiology* [16], dan khusus untuk uji focal spot pengukuran mengikuti *User' Guide Focal Spot Test Tool Model 112B* dari RMI Gammex [17].

Adapun uji kontrol kualitas sistem PSP Agfa dilakukan mengikuti rekomendasi dari *Report of AAPM TG 10 : Acceptance Testing and Quality Control of Photostimulable Storage Phosphor Imaging System* [2] dan khusus untuk uji *Blurring*

mengikuti *KCARE Protocol for the QA of Computed Radiography Systems* [18]. Metode uji fungsi pesawat sinar-X dan kontrol kualitas PSP beserta kondisi eksposi dan acuan kriteria penerimaannya diberikan dalam Tabel 3.1 dan 3.2 berikut.

Tabel 3.1. Kondisi Eksposi dan Kriteria Penerimaan Uji Fungsi Pesawat Sinar-X

Pengujian	Parameter Eksposi				Kriteria Penerimaan
	kV	mAs	SID / FFD / FDD (cm)	Uk. Kaset (cm)	
Ketepatan/kesesuaian (<i>congruency</i>) Penunjuk Lapangan dengan Berkas Sinar-X	50	10	SID = 100 dan 122,5	24 x 30	RCWA [15] dan EPA [19] : $\pm 1\%$ dari SID
Ukuran Focal Spot	80	10	FFD = 61	24 x 30	Focal spot efektif 40% dari nilai aktual (NEMA)
Kesesuaian kVp (<i>kVp Accuracy</i>)	50 - 100	20	FDD = 100	None	RCWA < 5.5%, AAPM No. 74 [16] dan EPA < 5%
Ketepatan waktu (<i>Timer Accuracy</i>)	60	mA sesuai panel, waktu = 25 ms – 0.5 s	FDD = 100	None	RCWA dan EPA < 5%
Kemampu-ulangan (<i>Reproducibility</i>)	80	20	FDD = 100	None	RCWA koefisien variasi (CV) < 0.05
Linearitas keluaran	80	mA = 63-200, waktu = 0.1 s	FDD = 100	None	RCWA koefisien linearitas CL < 0.1
Kualitas Berkas Sinar-X (HVL)	80	20	FDD = 100	None	RCWA, HVL @ 80 kV > 2.3 mmAl

Tabel 3.2. Pengujian, Parameter Pemrosesan^a dan Kriteria Penerimaan Uji Kontrol Kualitas Sistem PSP Agfa [2, 18]

Uji	IP dan Kaset	Parameter Eksposi	Filter	Material absorber dan fantom	Catatan	Pengukuran	Kriteria Penerimaan	
							Kualitatif	Kuantitatif
Dosimetri	Tanpa IP dan kaset	70 kVp, SID = 180 cm	-	-	mAs disesuaikan untuk memperoleh 1 μ Gy, 4 μ Gy, 10 μ Gy, 12 μ Gy, dan 50 μ Gy.	Sebagai nilai acuan awal untuk pengujian selanjutnya.	-	-
Dark Noise	24 x 30 cm dan 35 x 43 cm	Tanpa dilakukan eksposi	-	-	-	IgM, PV, PVSD,	Keseragaman citra, tidak ada artefak	IgM < 0.28 PV < 350 PVSD < 5
Keseragaman Respon IP (Uniformity)	24 x 30 cm dan 35 x 43 cm	80 kV 45 mAs SID 180 cm	0,5 mmCu 1 mmAl	-	-	PV pada setiap ROI harus 10% dari rata-rata keseluruhan nilai ROI. PVSD pada setiap ROI harus sama.	Keseragaman citra dan tidak ada artefak dengan variasi pengaturan window width dan window level	PVSD < 25 untuk single screen LMSDs < 0.02 PVSDs < 25
Efisiensi Siklus Penghapusan (Erasure Cycle Efficiency)	35 x 43 cm	60 kV 50 mAs dan 1,1 mAs (ke-2 dan ke-3) SID 180 cm	-	Untuk uji ke-1, plat Pb 10 x 10 cm ditempatkan di bagian tengah IP	Untuk uji ke-2 dan ke-3 lapangan radiasi dikurangi menjadi 25 x 33 cm	Pengaturan window ekuivalen dengan 1 log (E) unit	Tidak ada bayangan plat Pb pada gambar kedua	IgM = 0.28 PV < 630 PVSD < 5 (dihitung pada gambar ketiga)
Akurasi Kalibrasi EI	35 x 43 cm	75 kV 16 mAs	1,5 mmCu	-	Eksposi dilakukan 4 kali	IgM dan IgM dinormalisasi pada 1 mR screen	-	IgM _{1mR} 2.2 < \pm 0.045, single screen

(sambungan)

Uji	IP dan Kaset	Parameter Eksposisi	Filter	Material absorber dan fantom	Catatan	Pengukuran	Kriteria Penerimaan	
							Kualitatif	Kuantitatif
Akurasi Jarak Spasial	35 x 43 cm	60 kV 5 mAs	-	LTO MI ditempatkan pada bagian tengah IP	Dilakukan untuk arah scan dan sub scan (phantom diputar 90 derajat)	exposure ($\lg M_{\text{IMR}}$) menggunakan $\lg M_{\text{IMR}} = \lg M - \log(E)$ Citra kemungkinan dapat terjadi mimiikasi $M < 1$ atau magnifikasi $M > 1$ karena pengaruh sistem laser pada pembangkitan citra	Jarak pola Grid harus seragam tanpa distorsi di gambar	jarak terukur harus 2% dan kondisi terbaik bila 1% dari ukuran aktual
Batas Resolusi	35 x 43 cm	60 kV 5 mAs	-	Hurmer test object ditempatkan di bagian tengah IP	Dilakukan untuk arah scan dan sub scan (phantom diputar 90 derajat) dan 45 derajat	Resolusi spasial maksimum diperoleh di setiap arah (R_{hor} , R_{ver} , R_{45}), pada citra soft copy menggunakan 10x pembesaran citra dengan narrow window.	Gambar wire mesh harus seragam dan bebas blur.	$R_{\text{hor}} / f_{\text{Nyquist}} > 0.9$ $R_{\text{ver}} / f_{\text{Nyquist}} > 0.9$ $R_{45} / (1.41 f_{\text{Nyquist}}) > 0.9$
Nois dan Resolusi <i>Low Contrast</i>	35 x 43 cm	75 kV 8 mAs 75 kV 16 mAs 75 kV 50 mAs	1 mmCu 1 mmCu 1 mmCu	Fantom Leeds TO 20, pengaturan kolimasi hanya melingkupi test object	Gunakan waktu tunda untuk pembacaan 10 menit	-	Nilai ambang detil kontras harus proporsional rendah pada paparan tinggi.	CC > 0.95
Fungsi Berkas Laser	35 x 43 cm	60 kV 5 mAs	-	Penggaris besi ditempatkan di tengah kaset dengan posisi	-	-	Ujung penggaris harus terlihat lurus dan tersambung	Jitter $< \pm 1$ piksel

(sambungan)

Uji	IP dan Kaset	Parameter Eksposi	Filter	Material absorber dan fantom	Catatan	Pengukuran	Kriteria Penerimaan									
							Kualitatif	Kuantitatif								
Aliasing (Moire Pattern)	35 x 43 cm	80 kV 4,5 mAs	0,5 mm Cu 1 mm Al	grid (moving dan stationary) ditempatkan paralel dan vertical arah scan laser	-	Pada saat pemrosesan citra, window level diatur sempit	Pola Moire seharusnya tidak tampak dengan garis grid tegak lurus arah scan. Untuk grid yang bergerak, pola moire seharusnya tidak tampak pada setiap arah.	-								
									Sistem Linearitas dan Respon Auto Ranging	35 x 43 cm	80 kV 0,63 mAs	0,5 mm Cu 1 mm Al	-	Gunakan waktu tunda untuk pembacaan 10 menit, setiap eksposi dilakukan 3 kali	Slope dan koefisien korelasi (CC) yang linear sesuai dengan log(SAL) vs log(E)	CCs > 0,95

^aSetting parameter : Processing = System Diagnosis, Flat Field = 200, Musica Parameter = 0.0, Sensitometer = Linear

3.2.2. Penelitian Utama

3.2.2.1. Pengukuran *Entrance Surface Dose* (ESD)

Pengukuran ESD dilakukan dengan meletakkan 3 (tiga) TLD pada pusat lapangan radiasi dengan kondisi eksposi yang disesuaikan dengan jenis pemeriksaan klinis di RS X. Jenis pemeriksaan yang dipilih adalah kepala PA, thorax PA dan abdomen AP. Selanjutnya pembacaan TLD dilakukan di Laboratorium Fisika Medis, Departemen Fisika, FMIPA-UI. Besarnya dosis diperoleh dengan mengalikan besarnya muatan yang terbaca dengan bilangan konversi. Nilai ESD dikalkulasi mengikuti persamaan berikut :

$$ESD = R(nC) \times FK \text{ (mSv/nC)} \quad \text{(persamaan 3.1)}$$

Dimana :
 D = Dosis radiasi yang diterima TLD (*mSv*)
 R = Bacaan intensitas TL (*nC*)
 FK = Faktor kalibrasi (*mSv/nC*), yang nilainya diperoleh dari Lab. Fismed, Departemen Fisika, UI

Kondisi eksposi yang digunakan dalam penelitian ini dapat dilihat dalam Tabel 3.3 di bawah ini.

Tabel 3.3. Tabel Kondisi Eksposi untuk Pengukuran ESD_{TLD}

Jenis Pemeriksaan	Parameter eksposi		FFD (cm)	Grid/Non Grid 10 : 1	Center Point (CP)
	kVp	mAs			
Kepala PA	70	10	100	Grid	<i>glabella</i> atau <i>nasion</i> , diperkirakan berkas sinar-X tepat di pertengahan bidang film
	70	16		Grid	
	75	10		Grid	
	75	16		Grid	
	80	10		Grid	
	80	16		Grid	
	83	14		Grid	
	85	10		Grid	
	85	16		Grid	
Thorax PA	50	8	150	Non	Torakal ke-6
	50	10		Non	
	55	8		Non	
	55	10		Non	
	56	6.3		Non	
	60	8		Non	

Jenis Pemeriksaan	Parameter eksposi		FFD (cm)	Grid/Non Grid 10 : 1	Center Point (CP)
	kVp	mAs			
	60	10		Non	
	65	8		Non	
	65	10		Non	
	100	1		Grid	
	100	2.5		Grid	
	Abdomen AP	70		16	
	70	20	Grid		
	74	16	Grid		
	75	16	Grid		
	75	20	Grid		
	80	16	Grid		
	80	20	Grid		
	85	16	Grid		
	85	20	Grid		

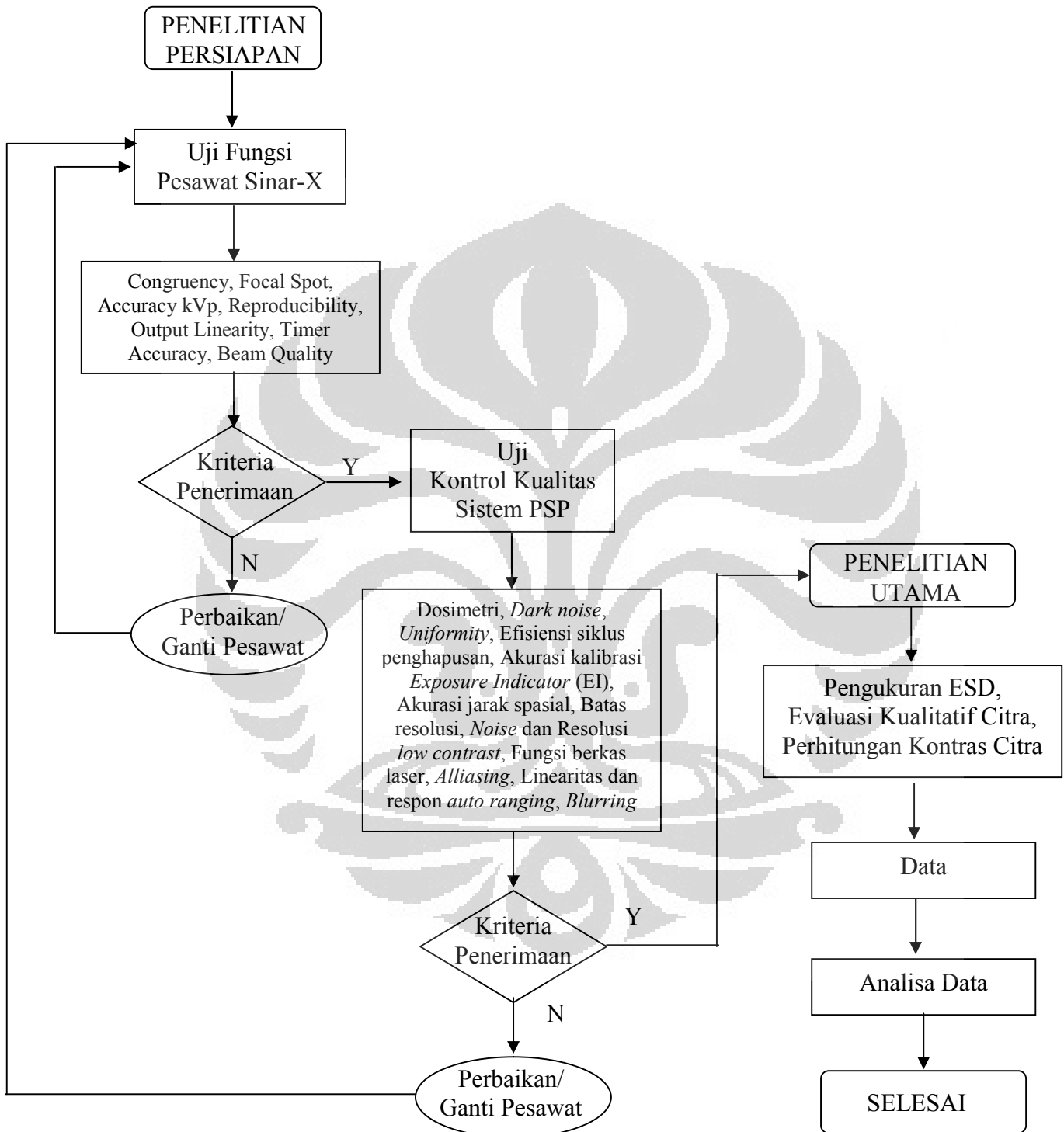
3.2.2.2. Optimasi Citra

Optimasi citra yang dimaksud disini adalah pada proses pembentukan citra yang didasarkan kepada nilai kV dengan nilai ESD yang rendah dan hasil evaluasi citra fantom Rando. Hasil citra fantom Rando dievaluasi dengan kriteria yang diberikan oleh *European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images*, diterbitkan oleh *European Commision* EUR 16260 EN tahun 1996 [20]. Kriteria ini diberikan dalam Tabel B.1 Lampiran B.

Selain evaluasi secara kualitatif, penilaian terhadap citra juga dilakukan terhadap kontras citra dengan menggunakan ImageJ. Kontras citra pada radiografi digital diperoleh dengan menghitung perbedaan nilai piksel di antara area terang dan kurang terang dari citra. Dikutip dari Sartinah, dkk [21] mendefinisikan kontras sebagai perbedaan antara bagian yang membentuk citra radiografi dengan mengamati perbedaan densitas antara daerah yang terang dengan daerah yang gelap, diformulasikan sebagai berikut dengan :

$$C = D_2 - D_1 \quad \text{persamaan (3.2)}$$

Dengan C menyatakan nilai kontras, D_2 menyatakan densitas pada daerah ke-2 dan D_1 menyatakan densitas daerah ke-1. Nilai densitas tersebut diwakili dengan nilai piksel terukur pada citra digital.



Gambar 3.2. Diagram Alir Metode Penelitian

BAB 4

HASIL PENELITIAN

4.1. Uji Fungsi Pesawat Sinar-X

Dalam uji fungsi ini telah dilakukan pengukuran yaitu ketepatan/kesesuaian (*congruency*) penunjuk lapangan dengan berkas sinar-X, ukuran *focal spot*, kesesuaian (*accuracy*) kVp, kemampuulangan (*reproducibility*), linearitas keluaran (*output linearity*), ketepatan waktu (*timer accuracy*), dan kualitas berkas sinar-X. Seluruh hasil yang diperoleh menunjukkan bahwa pesawat dalam kondisi baik dan memenuhi kriteria penerimaan dari beberapa standar internasional yang diacu, yaitu RCWA [15], EPA [19] dan AAPM No. 74 [16].

Hasil uji ketepatan/kesesuaian (*congruency*) penunjuk lapangan dengan berkas sinar-X dapat dilihat dalam Gambar 4.1 dan Tabel 4.1 di bawah ini, dapat terlihat bahwa hasil uji masih memenuhi kriteria penerimaan.



Gambar 4.1. Hasil uji kongruensi (a) SID 100 cm ; (b) SID 122,5 cm

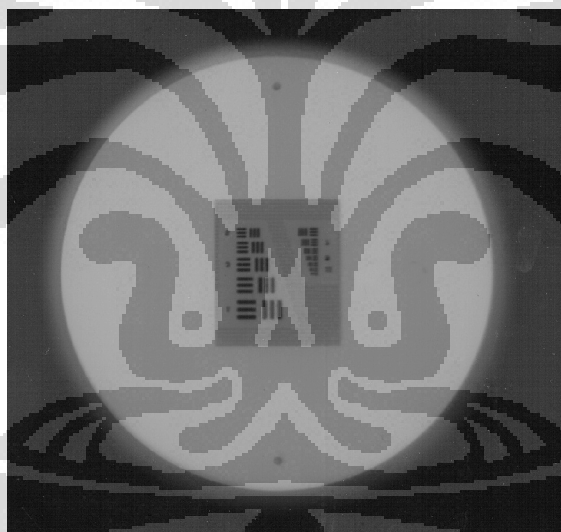
Tabel 4.1. Pergeseran cahaya terhadap ukuran sebenarnya pada uji kongruensi^a berdasarkan kriteria penerimaan dari RCWA [15], EPA [19], NCDRH [17]

SID (cm)	1% SID di setiap sisi (cm)	Deviasi Terukur pada Citra (cm)				Posisi titik kedua
		Kiri	Kanan	Atas	Bawah	
100	1	0	- 0,5	0	- 0.5	Di lingkaran pertama
122,5	1, 225	+ 0,5	0	+ 0.5	0	Di lingkaran pertama

Kriteria penerimaan : RCWA [15]	Deviasi	$\pm 1\%$ SID
EPA [19]	Deviasi	$\pm 1\%$ SID
NCDRH [17] (Derajat Ketidaksesuaian)	Berhimpit	0.5^0
	Berpotongan di lingkaran pertama	1.5^0
	Berpotongan di lingkaran kedua	3^0

^aPengukuran dilakukan menggunakan IP dan kaset 24 x 30 cm dan lapangan radiasi 7 x 9 cm

Hasil pengujian ukuran fokus dapat dilihat dalam Gambar 4.2 di bawah ini. Dari hasil analisa berdasarkan Tabel C.1 di lampiran C, grup terkecil yang masih dapat diamati adalah pada grup 8 (terlihat pada 3 garis fantom yang tegak lurus sumbu anoda-katoda) dengan 2.83 lp/mm, sehingga ukuran *focal spot* efektif adalah 1.3 mm.



Gambar 4.2. Hasil uji ukuran *focal spot*

Hasil pengukuran kesesuaian kVp dapat dilihat dalam Tabel 4.2 di bawah ini, dari hasil tampak bahwa hasil uji memenuhi kriteria penerimaan. Untuk hasil uji selengkapnya ada dalam Tabel C.2 di Lampiran C.

Tabel 4.2. Hasil uji kesesuaian kVp dengan variasi kVp dan 20 mAs, lapangan radiasi 10 x 10 cm

kVp setting	Rata-rata kVp terukur	Deviasi (%)	Hasil
50	49.5	-1	
60	60.1	0.2	
70	70.2	0.3	
80	80.7	0.9	
90	91.5	1.7	
100	99.7	-0.3	
Kriteria Penerimaan : RCWA		$\leq \pm 5,5\%$	Memenuhi
EPA		$\pm 5 \%$	Memenuhi
AAPM No. 74		$\pm 5 \%$	Memenuhi

Hasil pengukuran kesesuaian waktu (timer) dapat dilihat dalam Tabel 4.3 di bawah ini, dari hasil tampak bahwa hasil uji memenuhi kriteria penerimaan. Untuk hasil uji selengkapnya ada dalam Tabel C.3 di Lampiran C.

Tabel 4.3 Hasil uji kesesuaian waktu dengan variasi kVp dan waktu, lapangan radiasi 10 x 10 cm

Setting Waktu (detik)	Rata-rata Waktu Terukur (detik)	Deviasi (%)	Hasil
0.025	0.0246	-1.6	
0.063	0.0627	-0.5	
0.1	0.0995	-0.5	
0.2	0.1995	-0.3	
0.25	0.2496	-0.2	
0.5	0.4995	-0.1	
Kriteria Penerimaan : RCWA		$\leq \pm 10\%$	Memenuhi
EPA		$\pm 5 \%$	Memenuhi

Hasil pengukuran kemampu-ulangan (*reproducibility*) dapat dilihat dalam Tabel 4.4 di bawah ini, diperoleh hasil nilai CV (koefisien variasi) dari pesawat sinar-X adalah 0.0117 untuk parameter kVp dan 0 untuk parameter waktu paparan (time). Dengan standar RCWA yang mempersyaratkan nilai $CV < 0.05$, maka tingkat kemampu-ulangan pesawat sinar-X yang diuji masih memenuhi standar. Hasil uji kemampu-ulangan selengkapnya ada dalam Tabel C.4 di Lampiran C.

Tabel 4.4. Hasil uji kemampu-ulangan pada 80 kVp – 20 mAs, dengan waktu 0.1 detik, lapangan radiasi 10 x 10 cm

No	kVp terukur	Waktu terukur (s)	Dosis terukur (mGy)
1	78.94	0.1014	1.014
2	79.03	0.1014	1.014
3	79.11	0.1014	1.014
4	78.92	0.1014	1.013
5	78.96	0.1014	1.012
Rata-rata	78.99	0.1014	1.013
Standar Deviasi	0.08	0	0.001
Koefisien Variasi (CV = SD / Rerata)	0.001	0	0.0009
Kriteria Penerimaan :	RCWA	CV < 0.05	Memenuhi
	EPA	CV < 0.05	Memenuhi

Hasil pengukuran linearitas keluaran (output) dapat dilihat dalam Tabel 4.5 di bawah ini. RCWA menyatakan bahwa linearitas output dinilai dari besarnya koefisien linearitas (CL) yang memiliki persamaan :

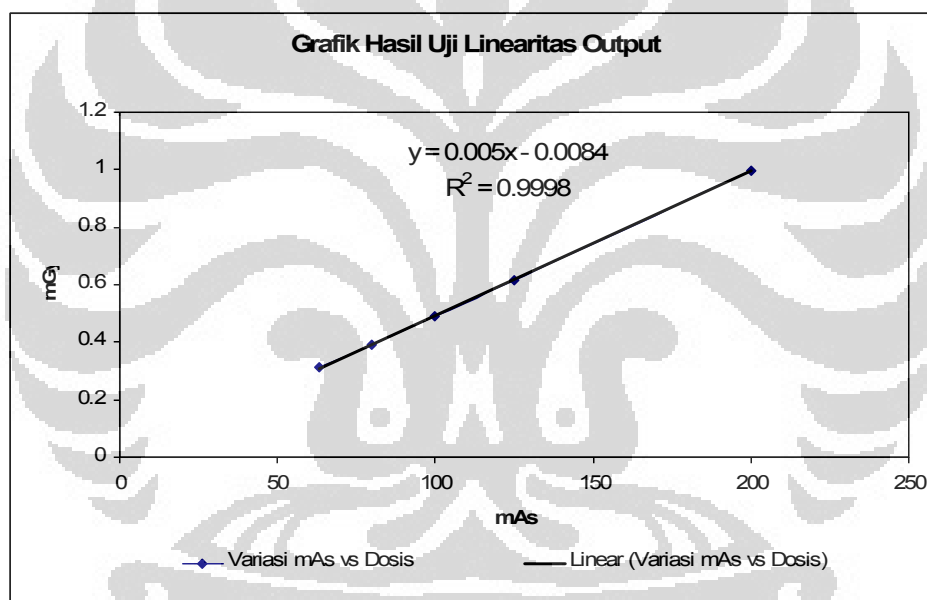
$$CL = \frac{X_{\max} - X_{\min}}{X_{\max} + X_{\min}} \quad (\text{persamaan 4.1})$$

Dengan X_{\max} dan X_{\min} adalah nilai maksimum dan minimum keluaran tabung dalam satuan mGy/mAs. Dari Tabel 4.5 tampak bahwa hasil uji memenuhi kriteria penerimaan.

Tabel 4.5. Hasil uji linearitas output pada 80 kVp dengan variasi mAs, lapangan radiasi 10 x 10 cm

Setting mAs	mAs terukur	Dosis (mGy)	Rerata Dosis	mGy/mAs	Rerata mGy/mAs
63	60.2	0.312	0.313	0.0052	0.0051
	60.7	0.313		0.0051	
	62.3	0.313		0.0050	
80	77.6	0.393	0.393	0.0051	0.0050
	79.6	0.393		0.0049	
	80.5	0.393		0.0049	
100	100.2	0.491	0.491	0.0049	0.0049
	101.8	0.490		0.0048	

Setting mAs	mAs terukur	Dosis (mGy)	Rerata Dosis	mGy/mAs	Rerata mGy/mAs
	101.1	0.491		0.0049	
125	126.5	0.615	0.615	0.0049	0.0048
	127.2	0.615		0.0048	
	129.2	0.615		0.0048	
200	201.4	0.998	0.999	0.0050	0.0051
	200.8	0.998		0.0050	
	188.4	1.001		0.0053	
Xmax-Xmin					0.0003
Xmax+Xmin					0.0099
CL					0.03
Kriteria Penerimaan RCWA dan EPA					CL < 0.1



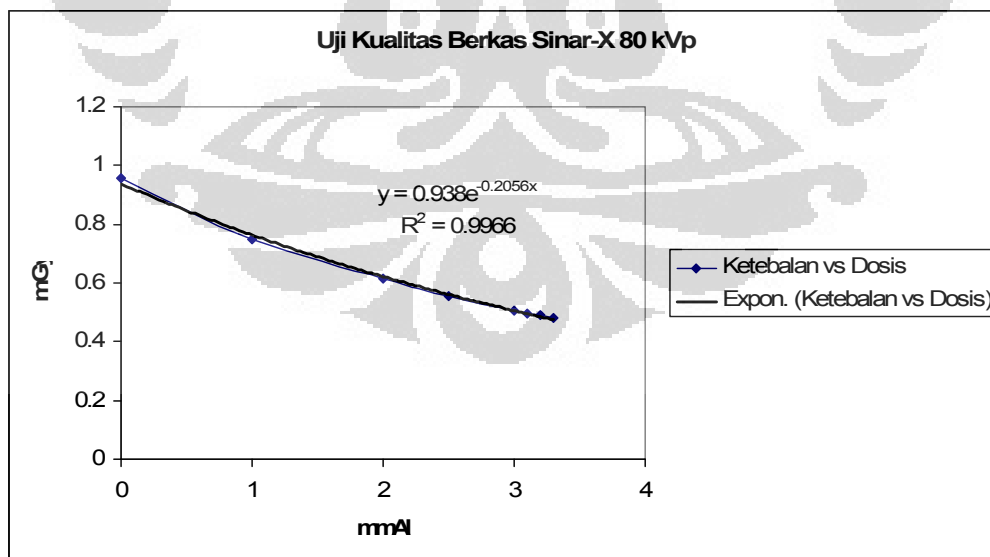
Gambar 4.3 Hasil Uji Linearitas Output

Pengukuran kualitas berkas sinar-X dilakukan pada setting 80 kVp sesuai rekomendasi RCWA dan EPA karena pada setting 80 kVp dianggap memiliki konsistensi *output* yang bagus. HVL bisa dihitung dengan membuat grafik ketebalan filter Al terhadap dosis di udara. Hasil pengukuran kualitas berkas sinar-X dapat dilihat dalam Tabel 4.6 di bawah ini.

Tabel 4.6. Hasil pengukuran kualitas berkas sinar-X pada setting 80 kVp - 20 mAs lapangan radiasi 10 x 10 cm

Ketebalan filter (mmAl)	Rerata dosis terbaca (mGy)
0	0.959
1	0.748
2	0.613
2.5	0.554
3	0.508
3.1	0.498
3.2	0.490
3.3	0.480

Kemudian hasil Tabel 4.6 dibuat grafik untuk mencari nilai HVL dengan mencari titik pertemuan antara garis dari sumbu Y (setengah dari nilai paparan maksimal) dan sumbu X (nilai ketebalan filter), atau mudahnya dapat menggunakan rumus $I = I_0 e^{-\mu x}$. Dari hasil perhitungan diperoleh nilai $\mu = 0.21$, sehingga diperoleh nilai HVL = 3.3. Nilai ini memenuhi kriteria penerimaan dari RCWA yaitu $HVL > 2.3$ pada 80 kVp (Tabel C.5 lampiran C,).



Gambar 4.4. Hasil Uji Keluaran Berkas Sinar-X 80 kVp

4.2. Uji Kontrol Kualitas Sistem Photostimulable Storage Phosphor (PSP) Agfa

Telah dilakukan berbagai pengujian untuk memastikan sistem PSP Agfa sesuai dengan spesifikasi pabrikan. Pengujian mengikuti pedoman dari AAPM Report Nomor 93 [2] yang terdiri dari uji dosimetri, *dark noise*, keseragaman respon IP (*uniformity*), efisiensi siklus penghapusan, akurasi kalibrasi *Exposure Indicator* (EI), akurasi jarak spasial, batas resolusi, *noise* dan resolusi *low contrast*, fungsi berkas laser, *aliasing* (pola Moire), sistem linearitas dan respon *auto ranging*, dan khusus untuk uji blurring mengikuti pedoman dari KCARE [18]. Seluruh hasil yang diperoleh menunjukkan bahwa PSP dalam kondisi baik dan memenuhi kriteria penerimaan.

4.2.1. Dosimetri

Pengujian ini untuk mengukur penerimaan dosis pada IP yang digunakan sebagai acuan pengujian keseragaman respon IP (*uniformity*), akurasi kalibrasi *Exposure Indicator* (EI), *noise* dan resolusi *low contrast* dan sistem linearitas dan respon *auto ranging*. Hasil pengukuran dosis paparan dan air kerma ditampilkan dalam Tabel 4.7 di bawah ini.

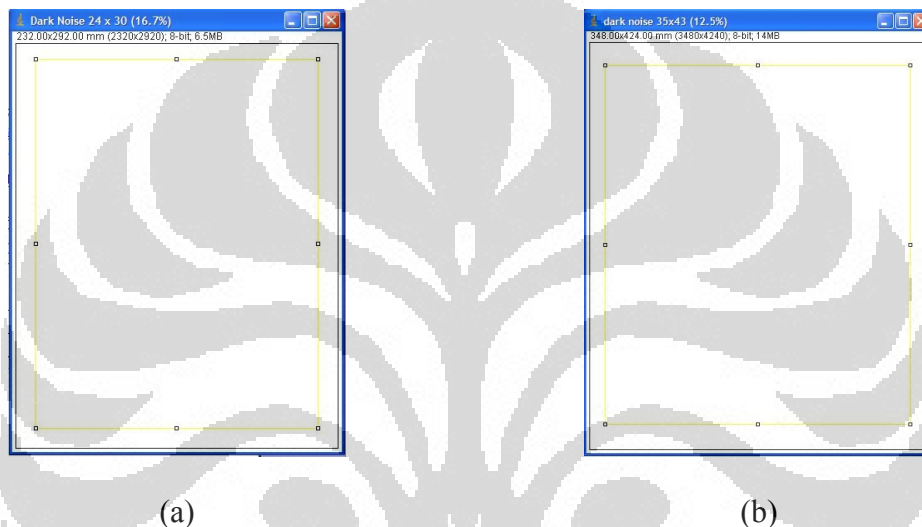
Tabel 4.7. Hasil Pengukuran Dosis Paparan dan Air Kerma sebagai Acuan Pengujian Selanjutnya^b

kVp	mAs	Filter		Rerata Dosis Paparan (mR)	mR/mAs	Rerata Air Kerma (μ Gy)	μ Gy/mAs
		Al (mm)	Cu (mm)				
75	8	-	1	0.545	0.068	3.928	0.491
	16	-	1	1.075	0.067	7.875	0.492
	16	-	1.5	1.082	0.068	7.847	0.49
	50	-	1	3.344	0.067	24.417	0.49
80	0.63	1	0.5	0.1875	0.297	0.98	1.56
	4.5	1	0.5	0.969	0.215	8.501	1.89
	45	1	0.5	9.5	0.211	85.334	1.89

^bKondisi eksposi pada setting kVp dan mAs Tertentu, dan FDD 127 cm.

4.2.2. Dark Noise IP

Uji ini untuk mengevaluasi batas nilai *noise* inheren agar citra yang dihasilkan terbebas dari artefak, dilakukan dengan membaca IP tanpa dilakukan eksposi terhadap kedua IP berukuran 24 x 30 cm dan 35 x 43 cm. Dari hasil uji *dark noise*, secara kualitatif (visual) terlihat keseragaman dan tidak ditemukan adanya artefak, yang ditunjukkan dalam Gambar 4.5 di bawah ini.



Gambar 4.5. Hasil Uji *Dark Noise* (a) IP 24 x 30 cm ; (b) IP 35 x 43 cm

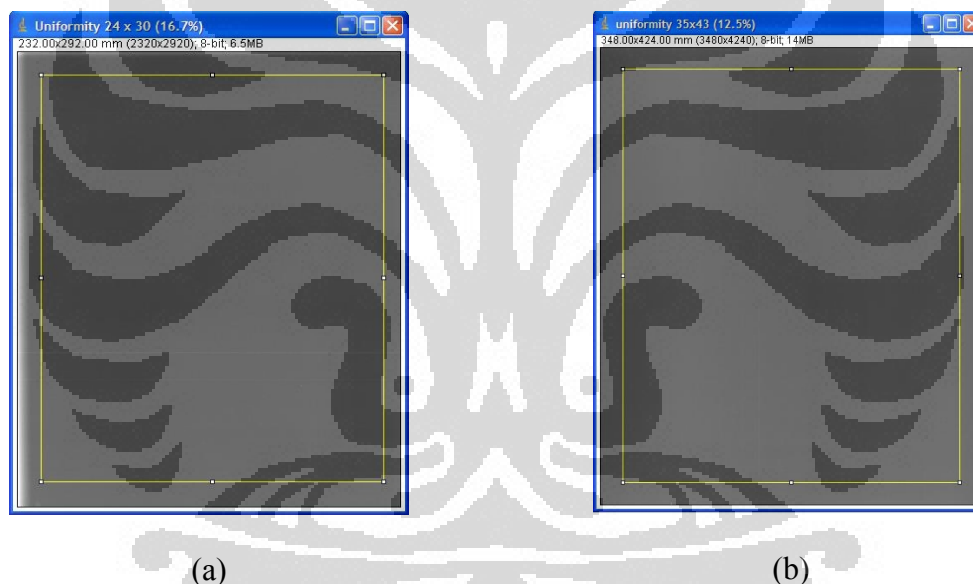
Penilaian secara kuantitatif menggunakan *software* ImageJ untuk menentukan *pixel value* (PV) dan *pixel value standard deviation* (PVSD), sedangkan nilai lgM diperoleh langsung dari *digitizer*. Hasil perhitungan PV dan PVSD menggunakan *software* ImageJ dapat dilihat pada Tabel 4.8 sebagai berikut :

Tabel 4.8. Hasil perhitungan ImageJ untuk Uji *Dark Noise*

Ukuran IP (cm)	Area (mm ²)	Mean (PV)	StdDev (PVSD)	Min (PV)	Max (PV)	lgM
Kriteria Penerimaan AAPM No. 93	80 %	< 350	< 5	-	-	< 0.28
24x30	54185	255	0	255	255	0.02
35x43	118010	255	0	255	255	0.02

4.2.3. Keseragaman Respon IP (*Uniformity*)

Uji ini untuk mengevaluasi kemampuan IP untuk menghasilkan citra yang seragam, dilakukan dengan faktor eksposi 80 kV - 45 mAs dan filtrasi 0.5 mmCu-1 mmAl terhadap 2 (dua) IP berukuran 24 x 30 cm dan 35 x 43 cm. Untuk evaluasi citra secara kualitatif, kriteria penerimaan adalah semua citra harus bebas dari ketidaksesuaian citra (*shading*) dan artefak berupa garis, titik hitam atau putih, coretan, serta partikel debu/kotoran lainnya. Dari hasil uji pada IP ukuran 24 x 30 cm diperoleh hasil adanya artefak garis dan titik putih pada sisi horizontal sebagaimana ditunjukkan dalam Gambar 4.6 (a). Oleh karena itu, untuk IP 24 x 30 cm tidak akan digunakan untuk pengujian dan pengambilan data-data selanjutnya.



Gambar 4.6. Hasil uji *uniformity* (a) IP 24 x 30 cm ; (b) IP 35 x 43 cm

Penilaian secara kuantitatif menggunakan software ImageJ untuk menentukan nilai PVSD, sedangkan nilai lgM diperoleh langsung dari digitizer dan LMSD dari perhitungan. Tabel 4.9 berikut menunjukkan hasil perhitungan telah memenuhi kriteria penerimaan secara kuantitatif.

Tabel 4.9. Hasil perhitungan ImageJ untuk Uji *Uniformity*

Ukuran IP	Area (mm ²)	Mean (PV)	StdDev (PVSD)	Min (PV)	Max (PV)	Skew	Kurt	lgM	LMSD
Kriteria Penerimaan AAPM No. 93	80%	-	< 25	-	-	-	-	-	< 0.02
24x30	54183	79 ± 0.8	2 ± 0.2	72	209	0.8	6.184	2.78	0.014
35x43	119193	83 ± 0.8	2 ± 0.5	74	185	0.11	0.237	2.76	

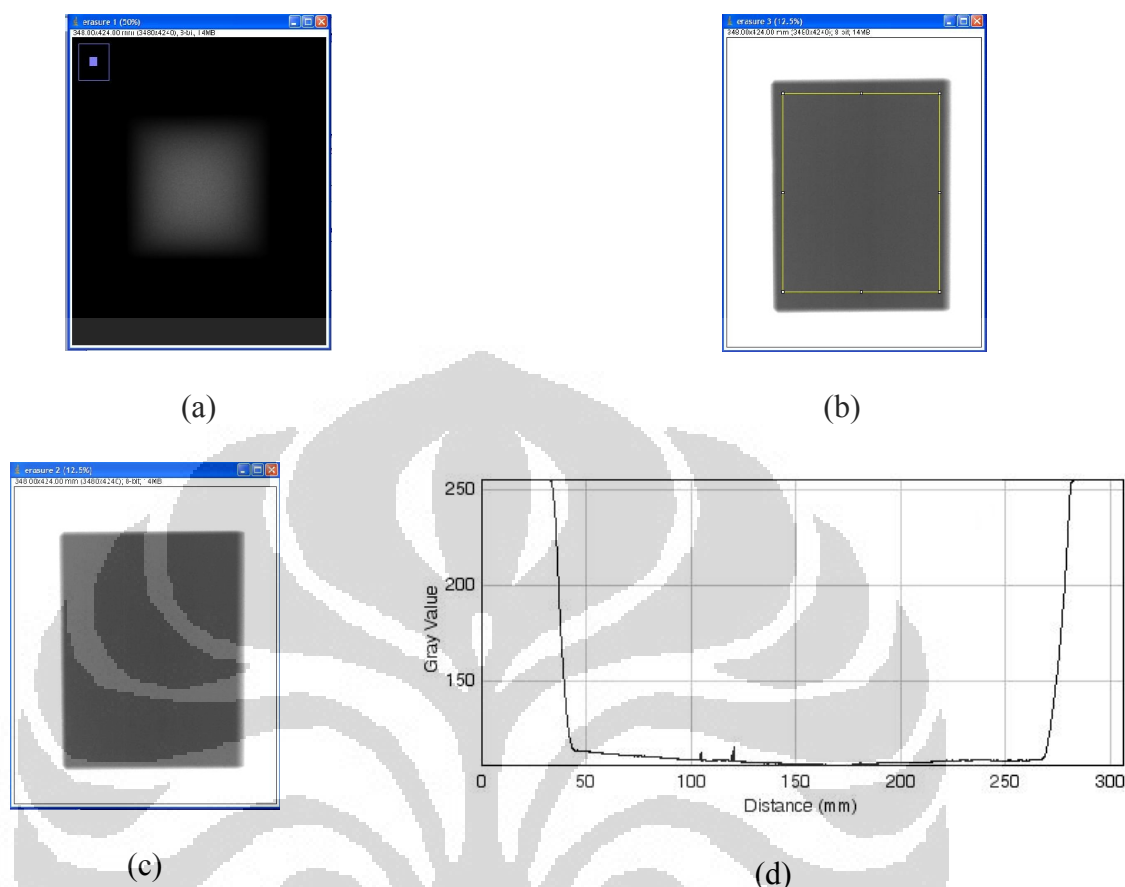
4.2.4. Efisiensi Siklus Penghapusan

Uji ini untuk melihat berapa sinyal minimum yang masih tersisa pada IP setelah pembacaan dan penghapusan, dilakukan 3 (tiga) kali eksposi yaitu 1 (satu) kali 60 kV – 50 mAs dan 2 (dua) kali 60 kV - 1.1 mAs pada IP berukuran 35 x 43 cm. IP ini yang akan digunakan pada pengujian-pengujian selanjutnya, termasuk pengambilan data ESD dan citra fantom.

Untuk citra pertama tidak dilakukan evaluasi baik secara kualitatif maupun kuantitatif. Pada citra kedua dilakukan evaluasi secara kualitatif dengan mengamati apakah ada *ghost image*/bayangan plat Pb, hasilnya tidak terlihat bayangan plat Pb. Namun jika dievaluasi menggunakan ImageJ dengan fitur *plot profile* diperoleh hasil masih adanya sisa sinyal walaupun dalam jumlah yang sangat kecil (tidak signifikan). Hasil uji *plot profile* terdapat pada gambar 4.7 (d). Sedangkan untuk citra ketiga, hasil evaluasi secara kuantitatif menggunakan ImageJ diperoleh nilai PV dan PVSD pada tabel 4.10 di bawah ini, tampak bahwa kriteria penerimaan secara kuantitatif dapat dipenuhi.

Tabel 4.10. Hasil uji efisiensi siklus penghapusan pada citra ketiga

Ukuran IP (cm)	Area (mm ²)	PV	StdDev (PVSD)	Min (PV)	Max (PV)	Skew	Kurt	lgM
Kriteria Penerimaan AAPM No. 93	80%	< 630	< 5	-	-	-	-	= 0.28
35x43	58317	82 ± 0.5	2 ± 0.8	71	122	0.293	0.082	0.28



Gambar 4.7. Hasil Uji Efisiensi Siklus Penghapusan

- (a) citra pertama, 60 kV – 50 mAs, dengan plat Pb;
 (b) citra kedua, 60 kV-1.1 mAs, lapangan radiasi 25 x 33 cm, tanpa Plat Pb;
 (c) citra ketiga, 60 kV – 1.1 mAs, lapangan radiasi 25 x 33 cm tanpa plat Pb;
 (d) *plot profile* citra ketiga

4.2.5. Akurasi Kalibrasi *Exposure Indicator* (EI)

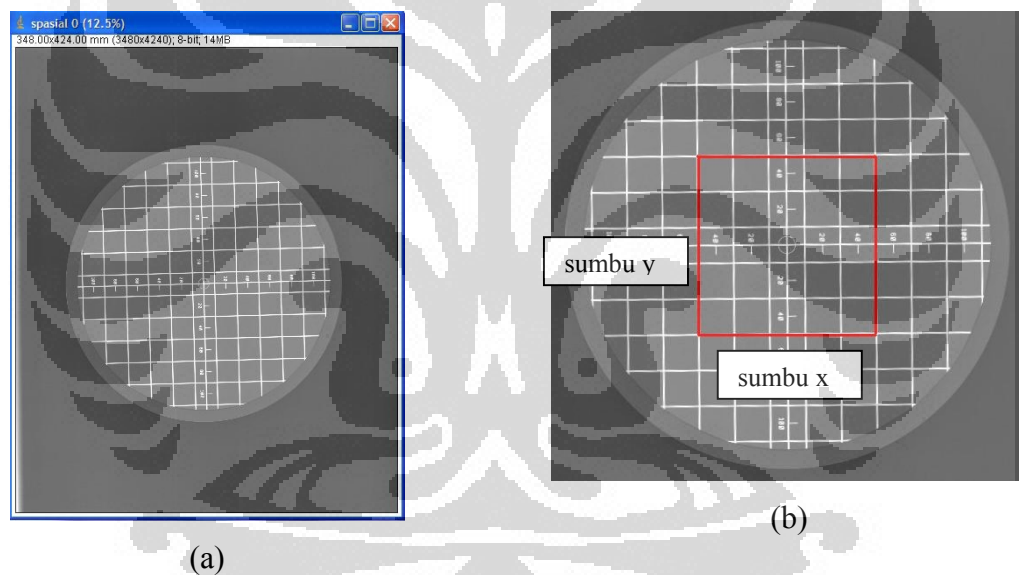
Pengukuran dilakukan sebanyak 3 (tiga) kali untuk mendapatkan rata-rata nilai EI, menggunakan faktor eksposi 75 kV – 16 mAs dan filtrasi 1.5 mmCu pada IP berukuran 35 x 43 cm untuk memperoleh dosis paparan 1 mR. Dari pengukuran diperoleh hasil rerata dosis terukur pada detektor adalah 1.08 ± 0.09 mR dan rerata $\lg M$ terukur 1.6 ± 0.09 . Dengan demikian, rerata $\lg M_{1mR}$ terukur masih memenuhi kriteria penerimaan yang dipersyaratkan oleh AAPM yaitu $\lg M_{1mR} < 2,2 \pm 0,045$.

4.2.6. Akurasi Jarak Spasial

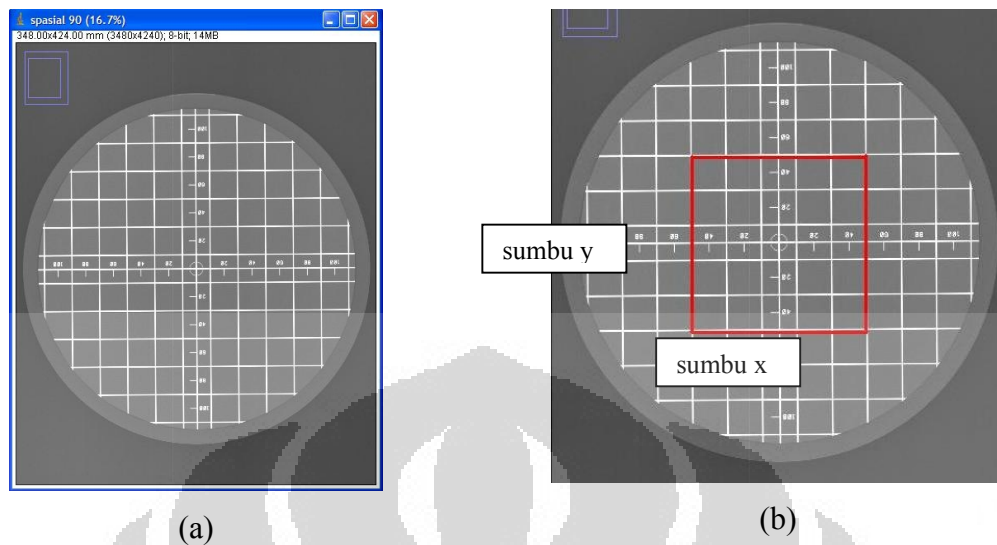
Uji ini untuk melihat akurasi indikator jarak spasial pada citra *soft copy* dan homogenitas penunjukan grid dengan menggunakan *Leeds Phantom Test Object* tipe

M1 yang ditempatkan di bagian tengah kaset, menggunakan faktor eksposi 60 kV – 5 mAs, SID diatur 180 cm. Pengujian dilakukan 3 (tiga) kali yaitu untuk arah scanline berkas laser (horizontal), sub-scan (vertikal), dan posisi fantom digeser ke tepi (*edge*) dari arah *scanline*.

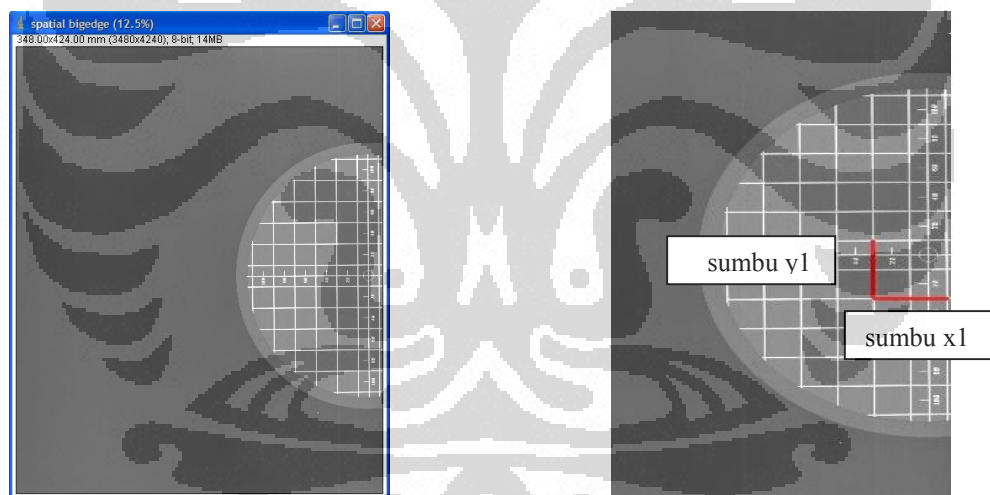
Untuk evaluasi secara kualitatif dihasilkan tidak adanya distorsi jarak pola grid (harus seragam) ketiga citra. Hal ini dapat dilihat dalam Gambar 4.8 (a), 4.9 (a) dan 4.10 (a). Sedangkan evaluasi secara kuantitatif ditentukan dengan menghitung nilai rasio x/y lima (5) kotak di tengah *test object* M1 citra pertama dan kedua, dan rasio 2 (dua) kotak $x1/y1$ citra ketiga, dapat dilihat dalam Tabel 4.11 di bawah ini. Dari hasil tampak bahwa ketiga citra memenuhi kriteria penerimaan.



Gambar 4.8. Hasil uji akurasi jarak spasial citra pertama
 (a) citra arah scanline berkas laser (horizontal)
 (b) perhitungan rasio x/y lima (5) kotak citra pertama



Gambar 4.9. Hasil uji akurasi jarak spasial citra kedua
 (a) citra arah sub-scan berkas laser (vertikal)
 (b) perhitungan rasio x/y lima (5) kotak citra kedua



Gambar 4.10. Hasil uji akurasi jarak spasial citra ketiga
 (a) citra digeser ke arah tepi (edge) dari arah scanline berkas laser
 (b) perhitungan rasio x_1/y_1 2 (dua) kotak citra ketiga

Tabel 4.11. Hasil pengukuran rasio x/y dan x_1/y_1 uji akurasi jarak spasial

Citra	x dan x_1 (mm)	y dan y_1 (mm)	Rasio x/y dan x_1/y_1	M
1	99,027	100,4	0,987	$M < 1$
2	99,401	100	0.994	$M < 1$
3	40,8	40,204	1.015	$M > 1$
Kriteria Penerimaan	AAPM		x/y	1-2 % (1.00 ± 0.01)

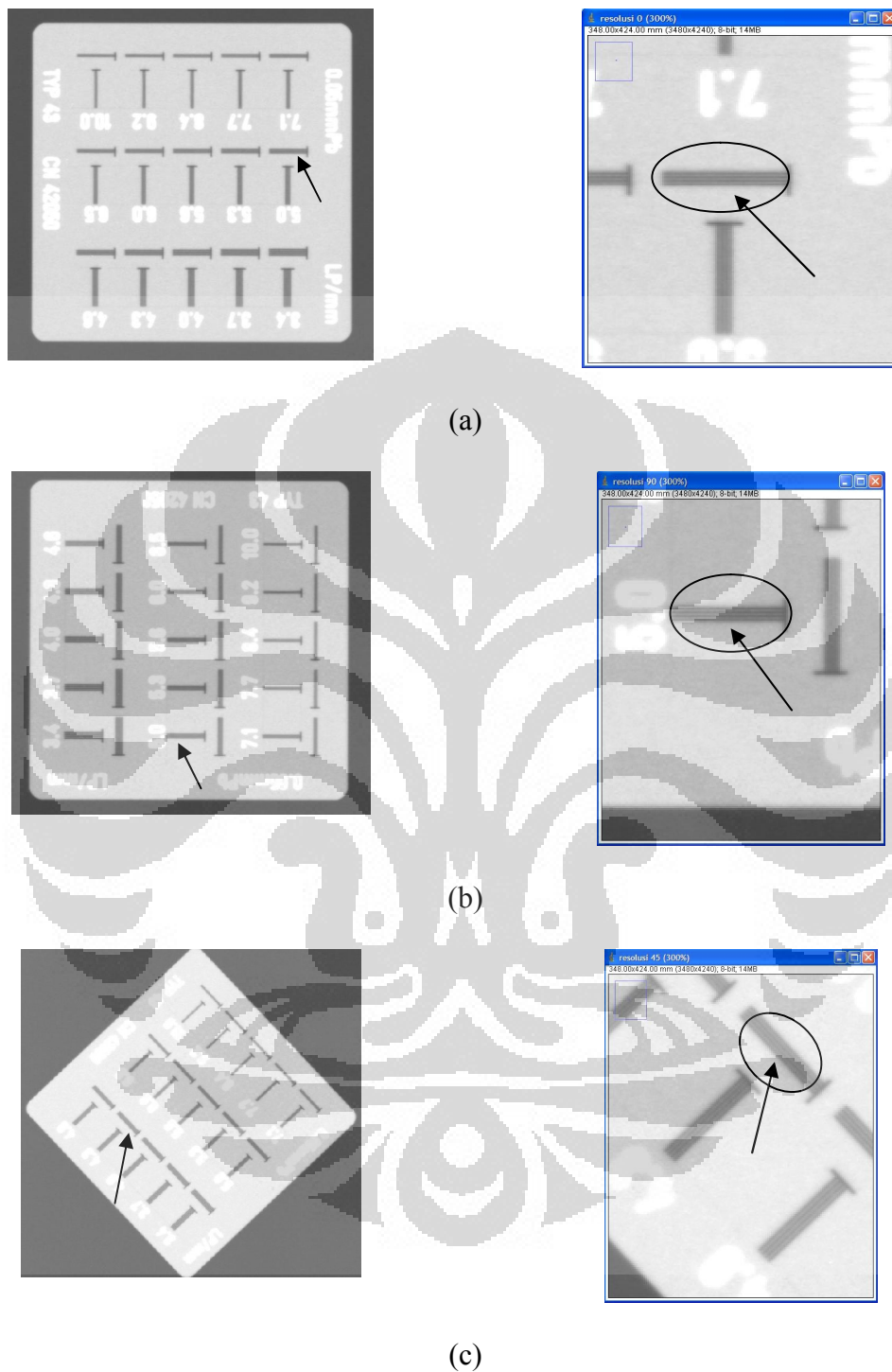
	Report No. 93		- 1.00 ± 0.02)
	KCARE	x/y	3 % (1.00 ± 0.03)
		x1/y1	5 % (1.00 ± 0.05)

4.2.7. Batas Resolusi

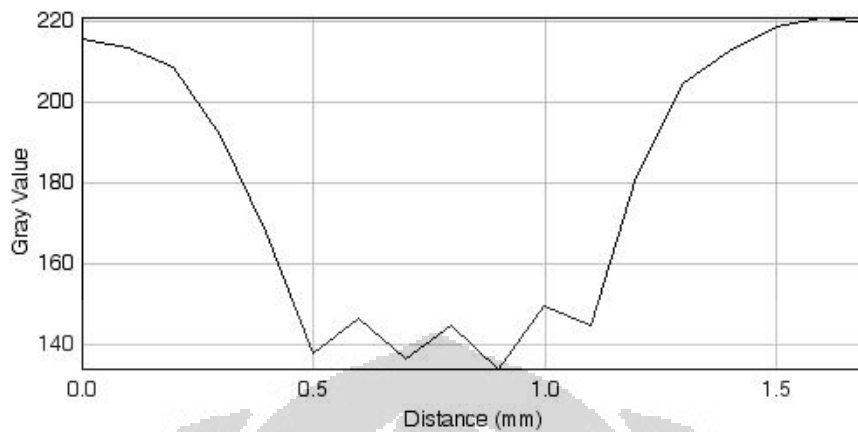
Uji ini menggunakan *Huttner Test Object* yang di dalamnya berisi citra berbentuk *wire mesh* yang terbagi dalam 15 (lima belas) grup *line pair*. Huttner diletakkan di tengah IP posisi arah scanline berkas laser (horizontal), sub-scan (vertikal) dan bersudut 45° , eksposi dilakukan pada 60 kV – 5 mAs, SID 180 cm.

Evaluasi secara kualitatif dilakukan pada ketiga citra dengan pembesaran 10x dan pengaturan *narrow window* untuk melihat citra *wire mesh* yang tampak seragam dan tidak *blur*. Pada arah *scanline* (horizontal) dan subscan (vertikal) diperoleh hasil citra *wire mesh* dapat terlihat sampai grup 6, sedangkan pada arah membentuk sudut 45° masih dapat terlihat sampai grup 4. Hasil ini dapat dilihat dalam Gambar 4.11 di bawah ini. Mengacu kepada Tabel D.2 di Lampiran D untuk nilai resolusi spasial, maka untuk arah horizontal (R_{hor}) dan vertikal (R_{ver}) adalah 5 lp/mm, sedangkan resolusi spasial arah 45° R_{45} adalah 4,3 lp/mm.

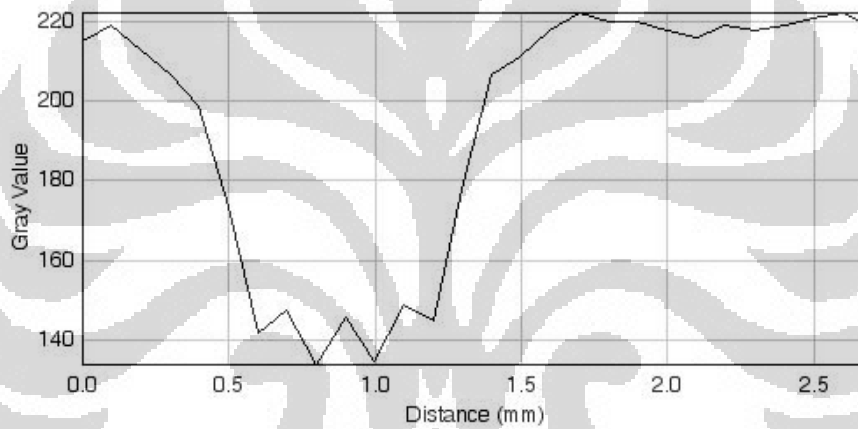
Hasil secara kualitatif ini dapat diverifikasi dengan menggunakan ImageJ. Dari hasil evaluasi menggunakan fitur *plot profile* pada ImageJ, untuk arah scan dan subscan tampak bahwa pada grup ke-6 masih terlihat 3 puncak kurva yang mewakili jumlah pasangan garis (lp) lihat gambar 4.12 dan 4.13. Sedangkan pada arah membentuk sudut 45° tampak bahwa pada grup ke-4 masih tampak tinggi 3 puncak kurva, lihat gambar 4.14. Hal ini menunjukkan bahwa pada arah membentuk sudut nilai spasial resolusi lebih rendah dikarenakan kemungkinan terjadinya *aliasing* [2].



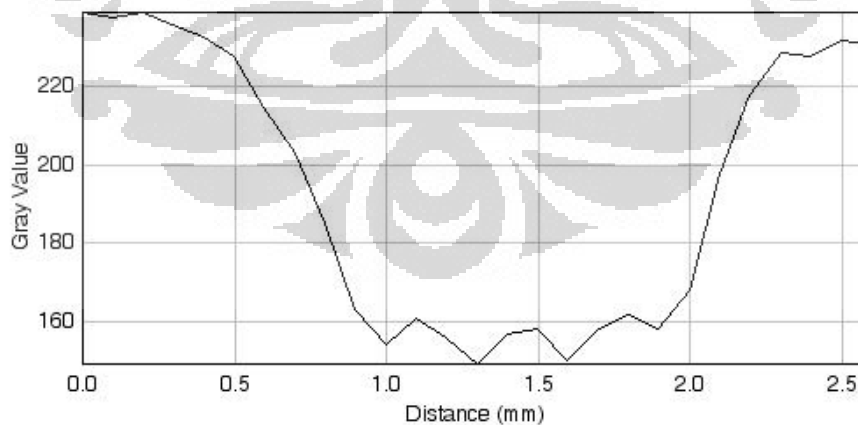
Gambar 4.11. Hasil uji batas dan keragaman resolusi
 (a) hasil citra arah scanline berkas laser (horizontal)
 (b) hasil citra arah sub-scan (vertikal)
 (c) hasil citra arah bersudut 45°



Gambar 4.12. Plot profile arah scanline berkas laser, $3.5 \text{ lp} / 0.6 \text{ mm} = 5.8 \text{ lp/mm}$



Gambar 4.13. Plot profile arah sub scan, $3.5 \text{ lp} / 0.6 \text{ mm} = 5.8 \text{ lp/mm}$



Gambar 4.14. Plot profile arah scan 45° , $3.5 \text{ lp} / 0.8 \text{ mm} = 4.375 \text{ lp/mm}$

Sedangkan untuk evaluasi secara kuantitatif, digunakan perhitungan perbandingan resolusi spasial dengan frekuensi Nyquist. Dikutip dari Bushberg, dkk [22] frekuensi Nyquist (f_N) dirumuskan sebagai :

$$f_N = \frac{1}{2\Delta} \quad \text{Persamaan (4.1)}$$

Dengan Δ adalah jarak antar sampling (*pixel pitch*). Untuk sistem ini diperoleh nilai $\Delta = 100 \mu\text{m} = 0.1 \text{ mm}$ [23], maka berdasarkan persamaan (4.1) nilai $f_N = 5 \text{ lp/mm}$. Kriteria kuantitatif ditentukan dengan nilai $R_{\text{hor}}/f_N > 0.9$, $R_{\text{ver}}/f_N > 0.9$, dan $R_{45}/(1.41 f_N) > 0.9$. Maka dari hasil di atas diperoleh perbandingan nilai untuk setiap arah yaitu $R_{\text{hor}}/f_N = 1 > 0.9$, $R_{\text{ver}}/f_N = 1 > 0.9$, dan $R_{45}/(1.41 f_N) = 0.61 < 0.9$. Dari hasil tersebut tampak bahwa untuk arah horizontal dan vertikal memenuhi, namun untuk arah membentuk sudut 45° tidak memenuhi kriteria penerimaan. Namun jika mengacu kepada kriteria penerimaan dari KCARE [18] bahwa kriteria kuantitatif ditentukan dengan nilai R_{45} harus mendekati nilai f_N , maka hasil penelitian ini masih memenuhi.

4.2.8. Noise dan Resolusi *Low-Contrast*

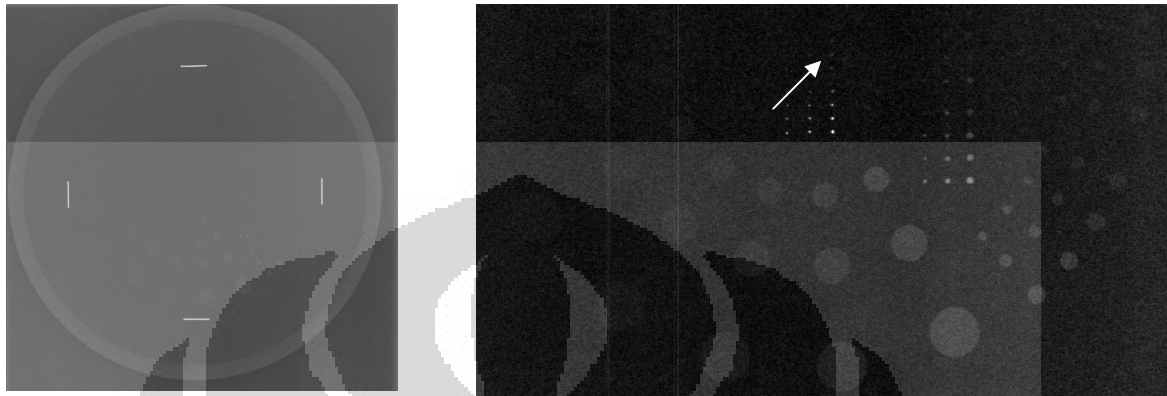
Uji ini menggunakan *Leeds Phantom Test Object* tipe TO 20 dengan faktor eksposi 75 kVp - 8mAs, 75 kVp - 16 mAs, dan 75 kV - 50 mAs, filtrasi 1 mm Cu dan kolimasi diatur hanya melingkupi *test object*.

Berdasarkan Tabel 3 dari KCARE [18], nilai resolusi *low-contrast* terendah pada objek yang masih dapat terlihat untuk setiap variasi eksposi terdapat pada Tabel 4.12 di bawah ini. Hasil menunjukkan pada dosis paparan 5 mR (75 kV 50 mAs) memiliki nilai kontras paling kecil. Kriteria kualitatif diindikasikan dengan nilai kontras terendah yang terdapat pada objek harus proporsional rendah pada paparan tinggi. Untuk hasil uji selengkapnya terdapat pada Tabel D.3, D.4, dan D.5 di Lampiran D.

Tabel 4.12. Hasil uji resolusi *low-contrast* terendah pada objek terkecil

Exp. (mR)	Area (mm ²)	Mean (PV)	StdDev (PVSD)	Min (PV)	Max (PV)	Skew	Kurt	lgM	Posisi Circular	Nilai Kontras
0,5	0,21	95 ± 0.3	2.5±0.09	91	101	0,222	-0,283	0,13	K6	0,1490
1	0.21	89 ± 0.7	2.4±0.01	86	93	-0.007	-1.381	0,26	K7	0,1140
5	0.21	84 ± 0.5	2±0.01	80	87	-0.636	0.5280	0,7	K8	0,0780

Gambar 4.15, 4.16 dan 4.17 di bawah ini menunjukkan posisi *circular/objek* terkecil yang masih dapat terlihat.



(a)

(b)

Gambar 4.15. Hasil Uji Nois dan Resolusi Kontras Rendah
Kondisi Eksposi 75 kVp, 0.5 mR, 1 mmCu

(a) Citra tanpa perbesaran ; (b) Perbesaran 10 kali

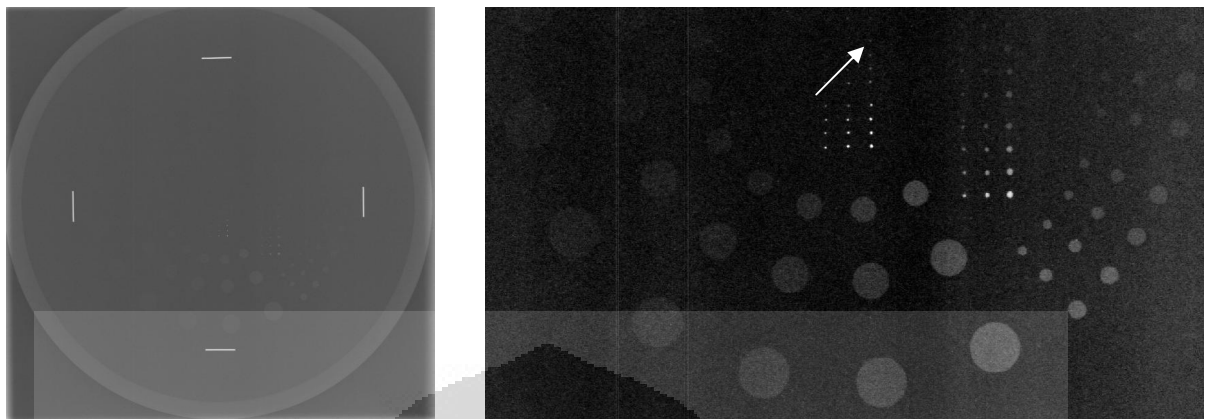


(a)

(b)

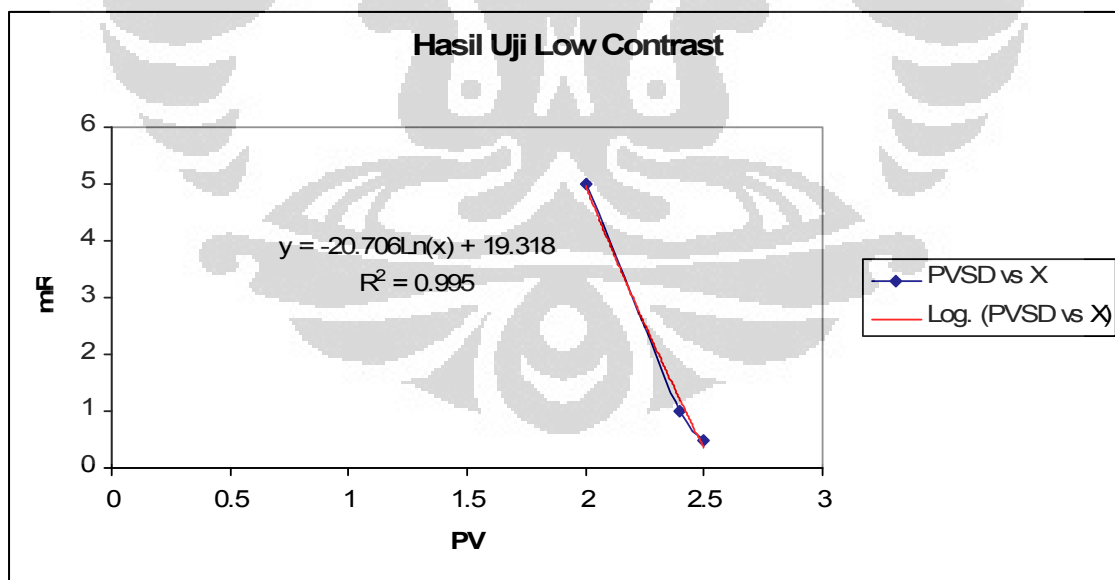
Gambar 4.16. Gambar Hasil Uji Nois dan Resolusi Kontras Rendah
Kondisi Eksposi 75 kVp, 1 mR, 1 mmCu

(a) Citra tanpa perbesaran ; (b) Perbesaran 10 kali



(a) (b)
 Gambar 4.17. Gambar Hasil Uji Nois dan Resolusi Kontras Rendah
 Kondisi Eksposi 75 kVp, 5 mR, 1 mmCu
 (a) Citra tanpa perbesaran ; (b) Perbesaran 10 kali

Evaluasi secara kuantitatif ditentukan dengan nilai $CC > 0.95$ untuk hubungan logaritmik PVSD vs E, dengan nilai PVSD merupakan *noise* citra. Gambar 4.18 menunjukkan nilai $CC = 0.995$.

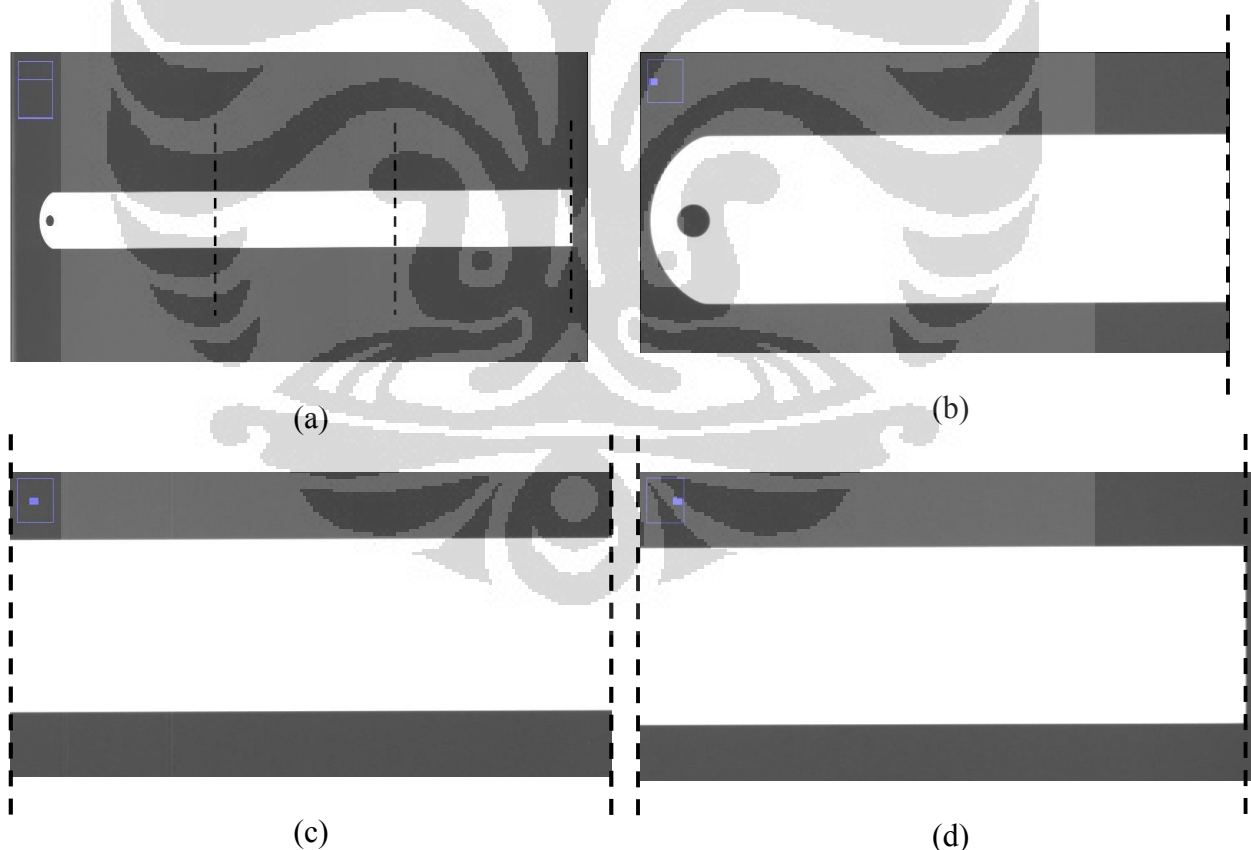


Gambar 4.18. Hubungan Logaritmik antara Nilai Pikel dengan Paparan

4.2.9. Fungsi Berkas Laser

Uji ini menggunakan penggaris besi yang ditempatkan di tengah kaset dengan posisi tegak lurus arah *scanline* berkas laser, faktor eksposi diatur 60 kV – 5 mAs, tanpa filtrasi dan SID 180 cm. Dari hasil pengukuran diperoleh bahwa kondisi tepi penggaris tampak lurus dan tersambung, tidak tampak jitter, sebagaimana terlihat pada gambar 4.19 di bawah ini.

AAPM Report No. 93 [2] mendefinisikan jitter sebagai inkonsistensi level keabuan yang disebabkan oleh ketidakakurasian waktu (*timer*) atau masalah sinkronisasi ADC. *Jitter* dievaluasi dengan mengamati tepi penggaris. Tepi penggaris harus tersambung sepanjang citra. Jika tampak berkas laser yang *overshoot* atau *undershoot*, maka hal ini mengindikasikan masalah pada *timer* atau pada modulasi berkas.

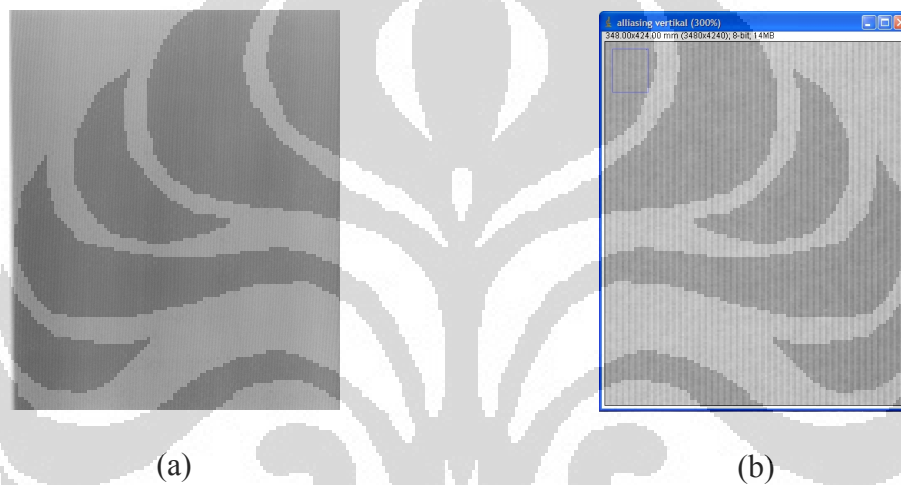


Gambar 4.19. Hasil uji fungsi berkas laser

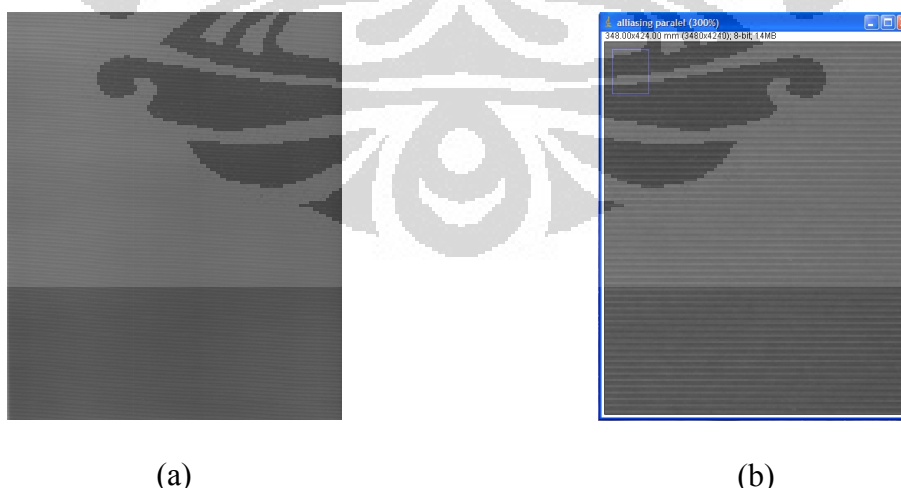
(a) Citra tanpa perbesaran ; (b) citra perbesaran 10 kali, potongan pertama
(c) citra perbesaran 10 kali, potongan kedua ; (d) citra perbesaran 10 kali, potongan ketiga

4.2.10. Aliasing (Pola Moire)

Uji ini untuk mengevaluasi adanya artefak pola Moire yang disebabkan oleh *grid* menggunakan *stationary grid* rasio 10:1, dengan faktor eksposi 80 kV – 4.5 mAs, filtrasi 0,5 mmCu dan 1 mmAl, SID diatur 180 cm. Grid ditempatkan pada arah vertikal dan paralel terhadap *scanline* berkas laser. Untuk *moving grid* tidak dicoba karena kondisinya rusak. Dari hasil pengujian tampak adanya pola Moire pada garis grid arah tegak lurus scan (vertikal) dan paralel sebagaimana ditunjukkan dalam gambar 4.20 dan 4.21 berikut.



(a) Citra tanpa perbesaran; (b) Perbesaran 300% dari citra a ;
 Gambar 4.20. Hasil Uji Aliasing Pola Moire Untuk Arah Berkas Vertikal



(a) Citra tanpa perbesaran ; (b) Perbesaran 300% dari citra b
 Gambar 4.21. Hasil Uji Aliasing Pola Moire Untuk Arah Berkas Paralel

4.2.11. Sistem Linearitas dan Respon *Auto-Ranging*

Uji ini untuk menentukan respon detektor PSP dan sistem pembacaannya, dengan faktor eksposi 80 kVp – 0.63 mAs, 80 kV – 4.5 mAs dan 80 kV – 45 mAs. filtrasi 0.5 mmCu dan 1 mmAl, SID diatur 180 cm, dan kolimasi diatur hanya melingkupi area detektor. Untuk setiap nilai variasi eksposi dilakukan 3 (tiga) kali pengukuran. Tabel 4.13 menunjukkan hasil dosis terukur dan lgM pada IP.

Tabel 4.13. Nilai Rata-Rata Dosis Terukur dan Rata-rata lgM di Reseptor

kV	mAs	Incident Exp. (mR)	Dosis terukur di reseptor (mR)	Mean dosis terukur (mR)	lgM	Mean lgM
80	0.63	0.1	0.1875	0.1875	1.03	1.03
			0.1856		1.03	
			0.1895		1.02	
80	4.5	1	0.974	0.9686	1.92	1.94
			0.9642		1.95	
			0.9676		1.95	
80	45	10	9.49	9.496	2.93	2.93
			9.5		2.93	
			9.498		2.93	

Dikutip dari S. Mazzocchi, dkk [24], hubungan antara lgM dan SAL sebagai berikut :

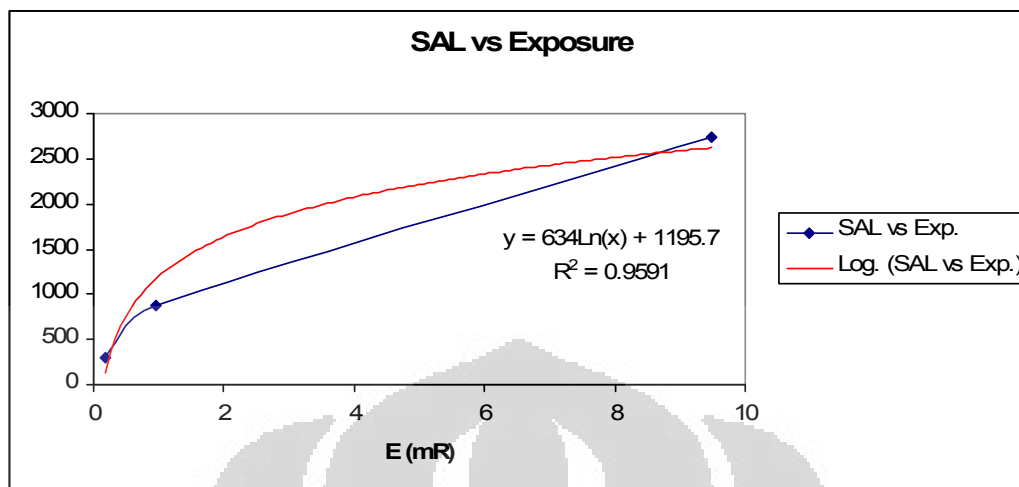
$$\lg M = \log (SAL^2) - 3.9477 \quad \text{Persamaan (4.2)}$$

Sehingga dari persamaan 4.2 di atas diperoleh nilai SAL dalam Tabel 4.14 berikut.

Tabel 4.14. Nilai SAL dari Persamaan 4.2

kV	mAs	Mean Dosis di reseptor (mR)	Mean lgM	SAL
80	0.63	0.1875	1.03	307.04
80	4.5	0.9686	1.94	878.72
80	45	9.496	2.93	2746.95

Evaluasi secara kualitatif hubungan logaritmik nilai SAL terhadap paparan, ditunjukkan dalam Gambar 4.22 di bawah ini, diperoleh CC = 0.96.



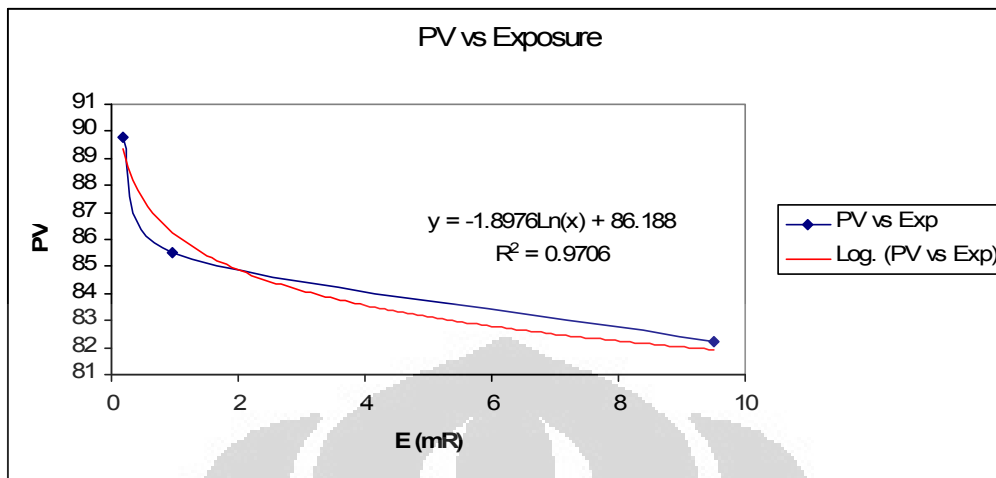
Gambar 4.22. Grafik Nilai Paparan vs SAL

Selain itu dilakukan juga perhitungan nilai piksel menggunakan ImageJ untuk menentukan hubungan logaritmik nilai paparan terhadap nilai piksel dan terhadap nilai indeks paparan (lgM) terhadap paparan. Hasil perhitungan nilai piksel ditunjukkan dalam Tabel 4.15 berikut.

Tabel 4.15. Nilai Piksel Terukur Uji Linearitas dan Respon Auto Ranging

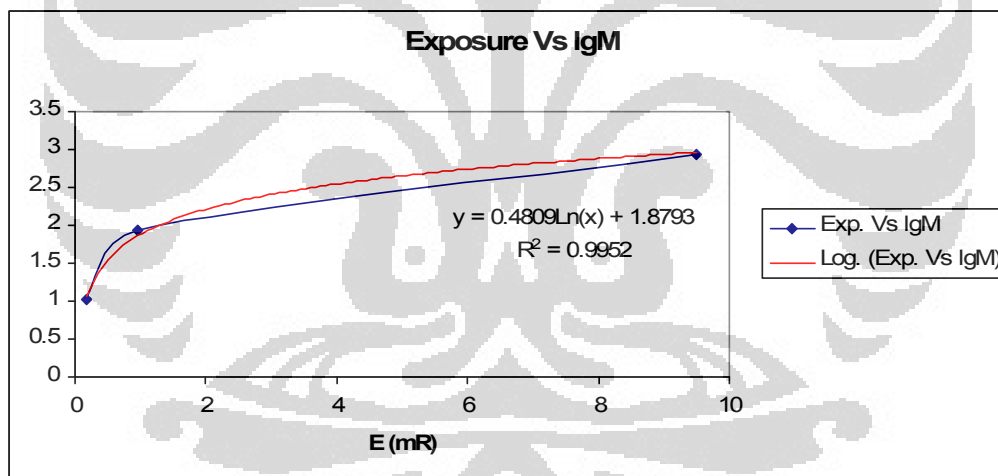
kV	mAs	Rerata Dosis (mR)	Rerata lgM	Area (mm ²)	PV	Rerata PV
80	0.63	0.1875	1.03	67744	89.415	89.8
				67744	88.477	
				67744	91.503	
80	4.5	0.9686	1.94	67744	84.884	85.5
				67744	85.541	
				67744	86.141	
80	45	9.496	2.93	67744	81.933	82.23
				67744	81.345	
				67744	83.403	

Hubungan antara nilai paparan terhadap nilai piksel rata-rata ditunjukkan dalam gambar 4.23 di bawah ini, diperoleh nilai CC = 0.97.



Gambar 4.23. Hubungan nilai paparan terhadap nilai piksel rerata

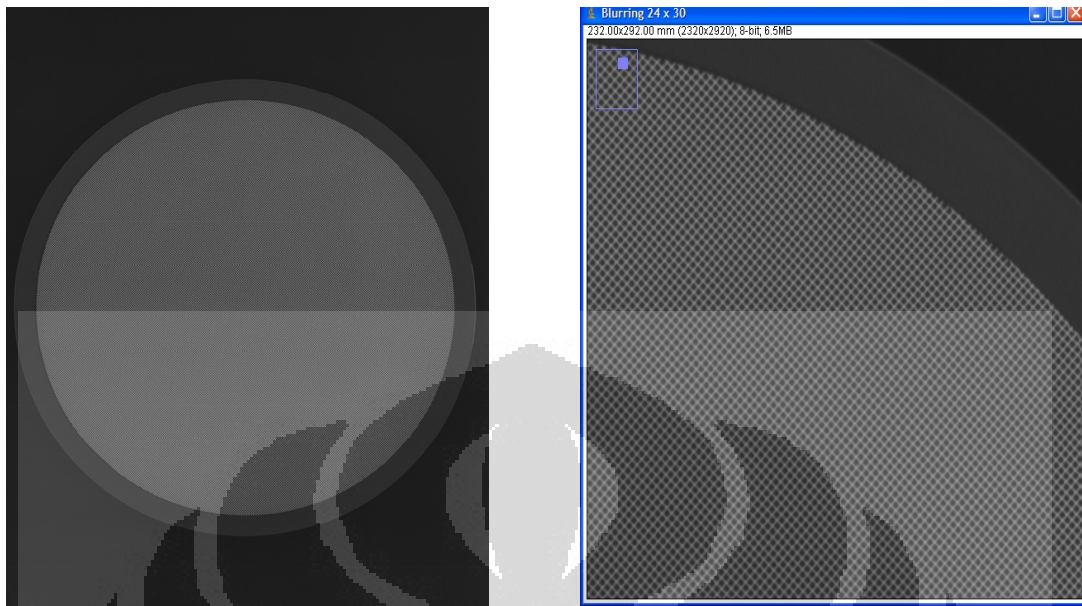
Hubungan antara nilai paparan terhadap nilai indeks paparan ditunjukkan dalam gambar 4.24 di bawah ini, diperoleh nilai CC = 0.99.



Gambar 4.24. Hubungan nilai paparan terhadap nilai indeks paparan (IgM)

4.2.12. Blurring

Uji dilakukan menggunakan *Leeds Phantom* tipe TO MS.4. Fantom diletakkan di atas kaset dan IP berukuran 24 x 30 cm dan 35 x 43 cm. Faktor eksposi yang digunakan 60 kVp dan 10 mAs, tanpa filtrasi dan SID 180 cm. Dari hasil pengujian tidak tampak adanya kekaburan (blur) atau distorsi pada citra, baik pada IP 24 x 30 cm maupun 35 x 43 cm.

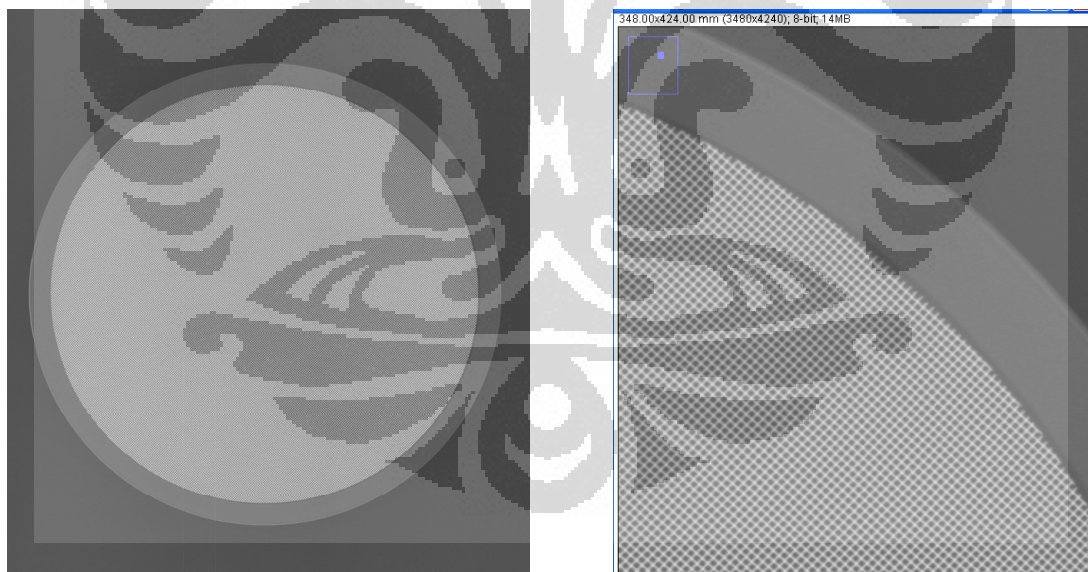


(a)

(b)

Gambar 4.25. Hasil uji blurring untuk IP 24 x 30 cm

(a) citra tanpa perbesaran; (b) perbesaran 10 kali



(a)

(b)

Gambar 4.26. Hasil uji blurring untuk IP 35 x 43 cm

(a) citra tanpa perbesaran; (b) perbesaran 10 kali

Jika dari hasil pengujian pada citra terdapat distorsi, maka IP harus dibersihkan terlebih dahulu, kemudian pengujian diulangi. Namun jika hasil pengujian ulang tetap

menampakkan distorsi, maka IP tersebut tidak boleh digunakan lagi untuk keperluan klinis dalam pemeriksaan radiografi. [2]

4.3. Pengukuran ESD

Pengukuran ESD dilakukan dengan metode pengukuran langsung (*direct method*) menggunakan *termoluminesense dosimeter* (TLD). Faktor kalibrasi TLD diperoleh dari Lab Fisika Medis Departemen Fisika UI, yang kemudian nilainya diinterpolasi agar diperoleh faktor kalibrasi yang sesuai dengan nilai HVL pesawat sinar-X yang dipakai dalam penelitian ini. Untuk nilai faktor kalibrasi TLD yang digunakan dapat dilihat dalam Tabel E.1 di Lampiran E. Objek uji menggunakan fantom Rando Man yang memodelkan ukuran tubuh laki-laki dewasa dengan tinggi badan 175 cm, berat 73.5 kg, tebal kepala (kepala PA) 20 cm, tebal dada (thorax PA) 22 cm, dan tebal abdomen AP 21 cm.

Pengukuran ESD dilakukan untuk 3 (tiga) proyeksi pemeriksaan yaitu kepala PA, thorax PA, dan abdomen AP, dengan meletakkan TLD pada *center point* (CP) masing-masing proyeksi. Untuk pemeriksaan kepala PA dilakukan 9 (sembilan) kali variasi eksposi, thorax 10 (sepuluh) kali variasi eksposi, dan abdomen 9 (sembilan) kali variasi eksposi. Untuk pemeriksaan kepala dan abdomen digunakan grid dengan rasio 10:1, sedangkan pada pemeriksaan thorax hanya menggunakan grid pada saat menggunakan teknik high kV. Tabel 4.16 di bawah ini menampilkan hasil pengukuran ESD_{TLD} yang diperoleh untuk setiap variasi eksposi. Hasil perhitungan ESD selengkapnya dapat dilihat dalam Tabel E.2 Lampiran E.

Tabel 4.16. Hasil Pengukuran ESD_{TLD} dengan *Direct Method* untuk Setiap Variasi Eksposi

Jenis Pemeriksaan	Tebal (cm)	Parameter eksposi		FFD (cm)	Mean TLD terbaca (nc)	Fk (mGy/nc)	ESD_{TLD} (mGy)	ESD_{TLD}/mAs (mGy/mAs)
		kVp	mAs					
Kepala PA	20	70	10	100	23.29	0.093	2.166	0.217
		70	16		26.339	0.093	2.449	0.153
		75	10		33.641	0.094	3.162	0.316
		75	16		35.493	0.094	3.336	0.209
		80	10		25.134	0.094	2.363	0.236
		80	16		38.125	0.094	3.584	0.224

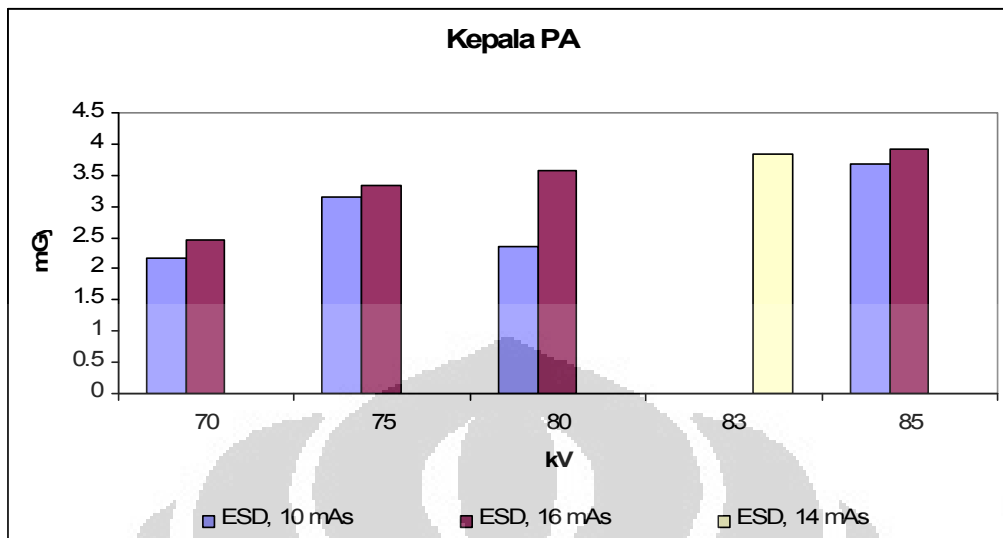
Jenis Pemeriksaan	Tebal (cm)	Parameter eksposi		FFD (cm)	Mean TLD terbaca (nc)	Fk (mGy/nc)	ESD _{TLD} (mGy)	ESD _{TLD} /mAs (mGy/mAs)
		kVp	mAs					
		83	14		40.359	0.095	3.834	0.274
		85	10		38.708	0.095	3.677	0.368
		85	16		41.347	0.095	3.928	0.245
Thorax PA	22	50	8	150	11.508	0.093	1.07	0.134
		50	10		14.424	0.093	1.341	0.134
		55	8		25.566	0.093	2.378	0.297
		55	10		14.919	0.093	1.387	0.139
		60	8		16.157	0.094	1.519	0.19
		60	10		16.378	0.094	1.539	0.154
		65	8		17.985	0.094	1.691	0.211
		65	10		18.316	0.094	1.722	0.172
		100	1		27.68	0.098	2.713	2.713
		100	2.5		24.163	0.098	2.368	0.947
Abdomen AP	21	70	16	100	43.888	0.093	4.082	0.255
		70	20		43.949	0.093	4.087	0.204
		74	16		44.19	0.094	4.154	0.26
		75	16		44.457	0.094	4.179	0.261
		75	20		45.27	0.094	4.255	0.213
		80	16		45.404	0.094	4.268	0.267
		80	20		46.34	0.094	4.356	0.218
		85	16		46.462	0.095	4.414	0.276
		85	20		50.639	0.095	4.811	0.241

Dari hasil pengukuran ESD_{TLD} di atas, kemudian dicari nilai ESD_{TLD} Quartil ke-3 untuk nantinya dapat dibandingkan dengan hasil penelitian lain. Hasil perhitungan ESD_{3rd Quartile} dapat dilihat pada Tabel 4.17 di bawah ini.

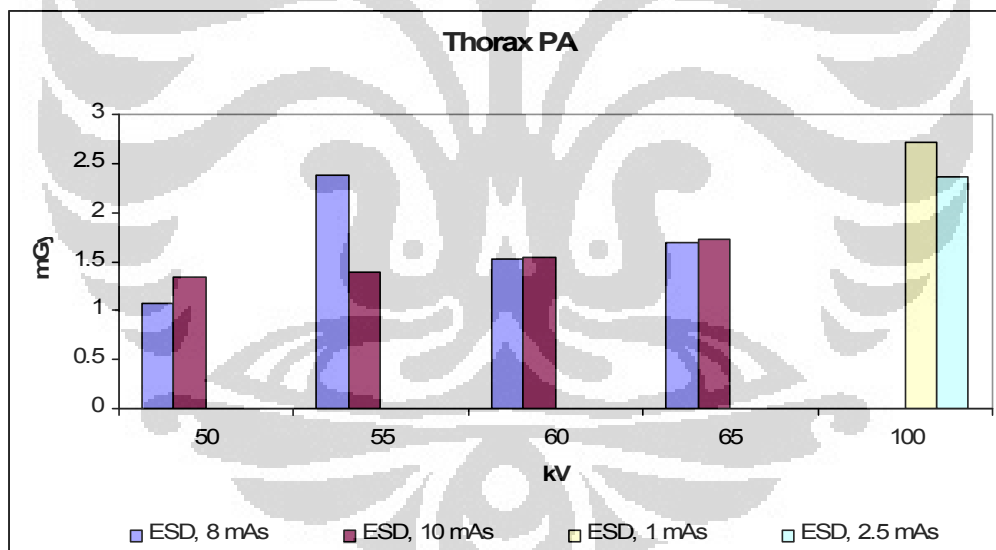
Tabel. 4.17. Hasil Perhitungan ESD_{3rd Quartile}

Jenis Pemeriksaan	Mean ESD _{TLD} (mGy)	Min ESD _{TLD} (mGy)	Max ESD _{TLD} (mGy)	ESD _{3rd Quartile} (mGy)
Kepala PA	3.167	2.166	3.928	3.756
Thorax PA	1.830	1.07	2.713	2.961
Abdomen AP	4.290	4.082	4.811	4.385

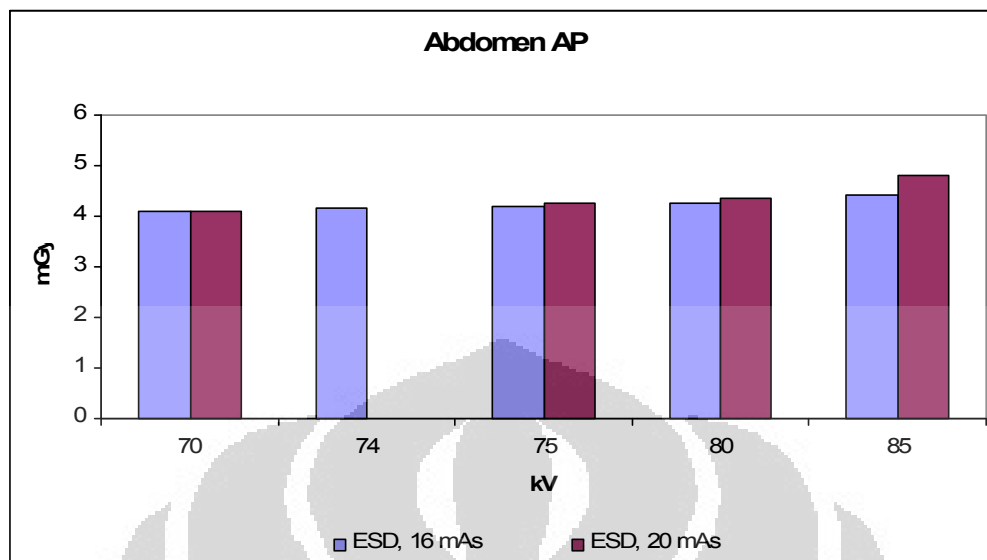
Gambar 4.27, 4.28 dan 4.29 di bawah ini mengilustrasikan pengaruh kenaikan eksposi terhadap ESD_{TLD} untuk 3 (tiga) jenis pemeriksaan yang sudah dilakukan. Dari gambar terlihat nilai ESD yang cukup fluktuatif, khususnya untuk pemeriksaan thorax PA.



Gambar 4.27. Pengaruh Kenaikan Eksposi Terhadap ESD_{TLD} Kepala PA



Gambar 4.28. Pengaruh Kenaikan Eksposi Terhadap ESD_{TLD} Thorax PA



Gambar 4.29. Pengaruh Kenaikan Eksposi Terhadap ESD_{TLD} Abdomen AP

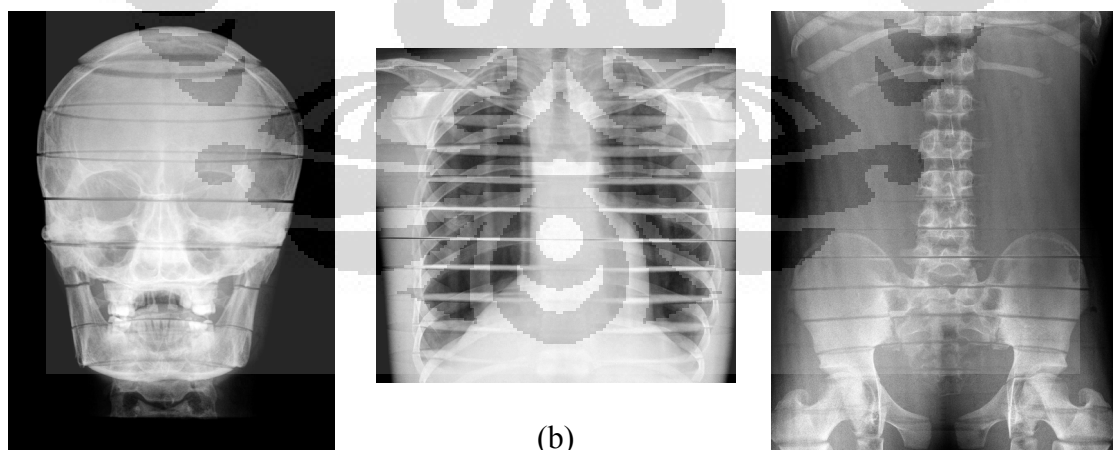
4.4. Optimasi Citra

Semua citra yang diperoleh kemudian dievaluasi mengikuti rekomendasi dari *European Commission : Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images* oleh seorang dokter spesialis radiologi, yaitu dr. Aziza G. Icksan, Sp.Rad (K). Berdasarkan evaluasi Radiologis, untuk 9 (sembilan) citra kepala PA diperoleh hasil citra hanya dapat memenuhi sebagian dari kriteria penerimaan yang dipersyaratkan. Pada semua variasi eksposi, proyeksi puncak/ujung ulang *temporal petrosa* ke pusat *orbit* tidak dapat tervisualisasi dengan baik. Lalu visualisasi yang tajam dari sel-sel *ethmoid*, ujung tulang *temporal petrosa* dan kanal auditori internal juga tidak terlihat secara tegas. Citra dengan kualitas terbaik diperoleh pada kondisi eksposi 80 kV – 16 mAs dan 83 kV – 14 mAs, karena area sinus paranasal terlihat jelas pada kedua citra dibandingkan hasil citra lainnya. Tabel F.1 dalam lampiran F memperlihatkan hasil evaluasi citra kepala secara lengkap.

Untuk evaluasi 10 (sepuluh) citra thorax diperoleh gambaran thorax terlihat simetris yang ditandai dengan posisi *processus spinosus* di tengah kedua *clavicula*. Gambaran paru-paru dan *mediastinum* juga terlihat baik, begitu juga dengan gambaran tulang belakang. Namun, untuk gambaran *scapula*, tulang iga, paru-paru, jantung dan aorta tidak dapat tervisualisasi dengan baik, begitu juga dengan sudut *costoprenikus*.

Sedangkan kondisi penyinaran dengan teknik high kV, gambaran *trachea* dan *proximal bronchus* cukup jelas terlihat. Evaluasi terhadap 10 (sepuluh) citra ini tidak dapat dilakukan dengan maksimal, diperoleh hasil persentase kriteria penerimaan citra memiliki nilai sama pada 8 (delapan) citra. Untuk itu, evaluasi kemudian didasarkan pada kualitas kenampakan anatomi, misalnya tulang tidak terlalu putih (*radiopaque*) atau paru tidak terlalu hitam. Dari kesepuluh citra tersebut, citra dengan kualitas terbaik diperoleh pada kondisi eksposi eksposi 50 kV – 10 mAs dan 55 kV – 8 mAs untuk kV standar dan 100 kV - 2.5 mAs untuk kV tinggi. Tabel F.2 dalam lampiran F memperlihatkan hasil evaluasi citra thorax secara lengkap.

Evaluasi terhadap 9 (sembilan) citra abdomen AP juga tidak dapat dilakukan dengan maksimal. Gambaran reproduksi kandung kemih, ginjal dan *psoas* tidak dapat tervisualisasi karena sepertinya organ-organ tersebut tidak ada di dalam anatomi fantom Rando, walaupun lokasi/tempat dari objek-objek tersebut tampak tidak terpotong. Evaluasi hanya dapat didasarkan pada kenampakan batas dinding abdomen dan gambaran tulang yang harmonis. Citra dengan kualitas terbaik diperoleh dari penyinaran dengan faktor eksposi 70 kV – 20 mAs dan 80 kV – 16 mAs. Tabel F.3 dalam lampiran F memperlihatkan hasil evaluasi citra abdomen secara lengkap.



(a) (b) (c)
Gambar 4.30. Contoh hasil citra untuk 3 (tiga) proyeksi pemeriksaan
(a) Kepala PA ; (b) Thorax PA ; (c) Abdomen AP

Tabel 4.18. Rekapitulasi Hasil Evaluasi Citra Berdasarkan Panduan dari European Commission [20]

Kriteria Penerimaan					
Kepala PA		Citra nomor 1, 6, 7		Citra nomor 2-5, 8-9	
		G^a	P^b	G^a	P^b
1	Reproduksi yang simetris dari os cranium (kubah tengkorak)	G		G	
2	Reproduksi yang simetris dari cavum orbita (rongga mata)	G		G	
3	Reproduksi yang simetris dari os petrosum		P		P
4	Apex petrosum os temporalis terproyeksi ditengah orbita		P		P
5	Visual yang tajam dari reproduksi sinus frontalis	G			P
6	Visual yang tajam dari reproduksi sel-sel ethmoid		P		P
7	Visual yang tajam dari reproduksi apex petrosum (petrous ridge) os temporalis		P		P
8	Visual yang tajam dari reproduksi saluran auditori internal (canal auditory internal)		P		P
9	Visual yang tajam dari reproduksi lamina luar dan dalam os cranium (kubah tengkorak)	G		G	
Thorax PA		Citra nomor 1 - 8		Citra nomor 9 - 10	
		G^a	P^b	G^a	P^b
1	Gambaran tulang iga tergambar di atas diafragma, ke-6 iga depan dan ke 10 iga belakang.	G		G	
2	Reproduksi Thorax tergambar simetris dengan posisi processus spinosus ditengah antara kedua clavikula.	G		G	
3	Gambaran tepi medial scapula tidak menutupi paru		P		P
4	Reproduksi seluruh tulang iga tergambar di atas diafragma		P		P
5	Visual yang tajam dari reproduksi pembuluh darah paru di seluruh area paru, terutama pembuluh darah periperal		P		P
6	Visual yang tajam dari reproduksi trachea	G		G	
7	Visual yang tajam dari reproduksi proximal bronchus		P	G	
8	Visual yang tajam dari reproduksi batas jantung dan aorta		P		P
9	Visual yang tajam dari reproduksi diafragma dan sudut costophrenicus		P		P
10	Terlihat gambaran retrocardiac paru-paru dan mediastinum	G		G	
11	Terlihat gambaran tulang belakang (spine) melalui bayangan jantung	G		G	
Abdomen AP		Citra nomor 2 dan 6		Citra nomor 1, 3-5, 7-9	
		G^a	P^b	G^a	P^b
1	Reproduksi seluruh area saluran kemih bagian atas (ginjal)	G		G	
2	Reproduksi seluruh area dari saluran kemih bagian bawah (kandung kemih)	G		G	
3	Gambaran ginjal keseluruhan		P		P
4	Visualisasi psoas keseluruhan		P		P
5	Visualisasi secara tajam dari tulang-tulang	G			P

^aG (good): fitur terdeteksi dan reproduksi terlihat baik, detil nampak jelas

^bP (poor): fitur tidak terlihat jelas, detil tampak kabur (tidak jelas)

Evaluasi citra juga dilakukan dengan menghitung nilai kontras menggunakan perangkat lunak ImageJ. Untuk menentukan kontras dari 28 (duapuluh delapan) citra dilakukan dengan menghitung *pixel value* (nilai piksel) maksimum dan minimum terukur pada area/profil ROI (*Region of Interest*) yang ditentukan pada citra menggunakan ImageJ. Selisih nilai piksel yang diperoleh ini merupakan kontras citra. Nilai kontras ini dapat menjelaskan hubungan kenaikan faktor eksposi dengan kualitas citra. Untuk objek kepala PA, area/profil ROI citra yang diambil adalah antara tulang *zygoma* dengan *cavum orbita* untuk kontras tinggi dan tulang *zygoma* dengan *sinus maxillaris* untuk kontras rendah. Untuk objek thorax PA, area/profil ROI citra yang diambil adalah pada diafragma kanan dan paru kiri untuk kontras tinggi dan tulang iga kiri ke delapan dan paru kiri untuk kontras rendah. Untuk objek abdomen AP, area/profil ROI citra yang diambil adalah antara tulang *illium* dengan otot *psoas mayor* untuk kontras tinggi dan untuk kontras rendah antara tulang *illium* dan *cavum uteri*.

Tabel 4.19, 4.20 dan 4.21 berikut menunjukkan hasil perhitungan nilai kontras. Sedangkan hasil perhitungan nilai kontras secara lengkap dapat dilihat dalam Lampiran F. Tabel 4.19 di bawah ini menunjukkan hasil pengukuran nilai lgM , ESD_{TLD} dan kontras citra terhadap kenaikan faktor eksposi untuk pemeriksaan kepala PA.

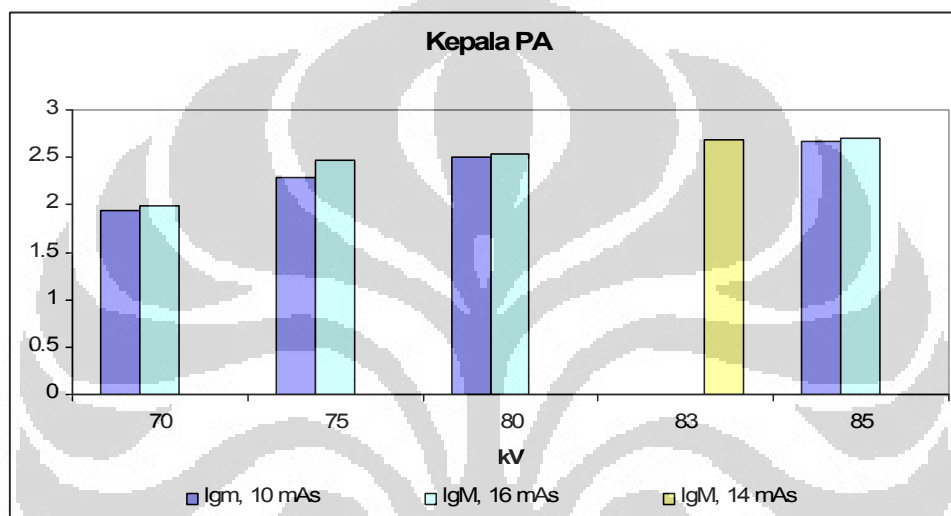
Tabel 4.19. Hasil pengukuran lgM , ESD_{TLD} dan kontras citra kepala PA

No	kV	mAs	lgM	ESD	Kontras		% KP Citra
					Tinggi ^a	Rendah ^b	
1	70	10	1.94	2.166	78.1	49.5	44.44
2	70	16	1.99	2.449	66.9	64.3	33.33
3	75	10	2.29	3.162	70.7	69.9	33.33
4	75	16	2.47	3.336	72.5	71.7	33.33
5	80	10	2.5	2.363	51	50	33.33
6	80	16	2.54	3.584	71.8	61.9	33.33
7	83	14	2.69	3.834	63.7	63	33.33
8	85	10	2.67	3.677	65.5	64.7	33.33
9	85	16	2.7	3.928	62	61.3	33.33

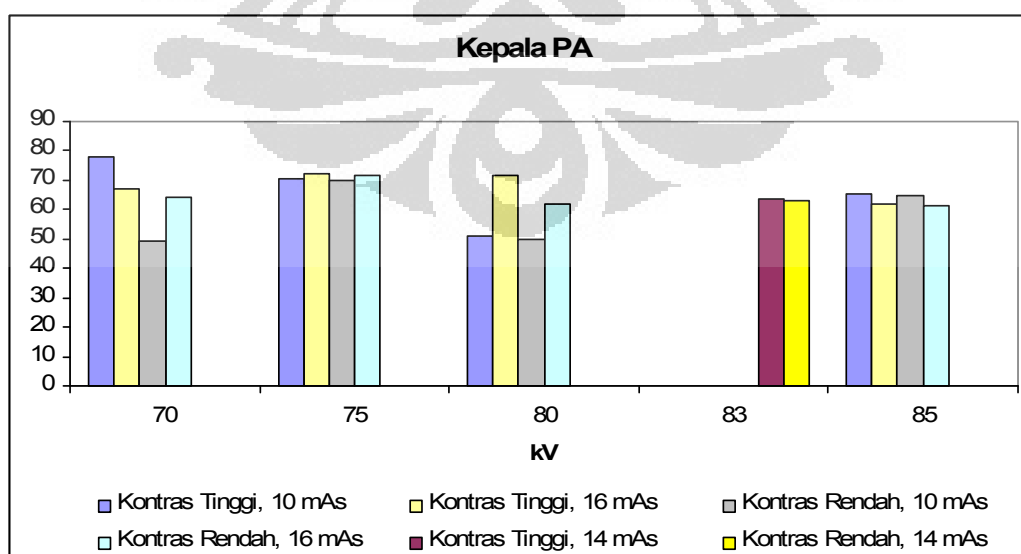
^a Δ PV antara tulang zygoma dengan cavum orbita

^b Δ PV antara tulang zygoma dengan sinus maxillaris

Untuk citra kepala PA, hubungan kenaikan faktor eksposi dibandingkan terhadap nilai indeks paparan (Igm) cenderung mengalami kenaikan, hal ini ditunjukkan dalam Gambar 4.31. Sedangkan kenaikan faktor eksposi terhadap kontras citra hasilnya cukup fluktuatif sebagaimana dapat dilihat dalam gambar 4.32. Dari grafik terlihat kecenderungan nilai kontras yang menurun sesuai dengan kenaikan faktor eksposi pada setiap variasi mAs.



Gambar 4.31. Hubungan Kenaikan Eksposi terhadap Indeks Paparan Citra Kepala PA



Gambar 4.32. Hubungan Kenaikan Eksposi terhadap Kontras Citra Kepala PA

Tabel 4.20 di bawah ini menunjukkan hasil pengukuran nilai IgM, ESD_{TLD} dan kontras citra terhadap kenaikan faktor eksposi untuk pemeriksaan thorax PA.

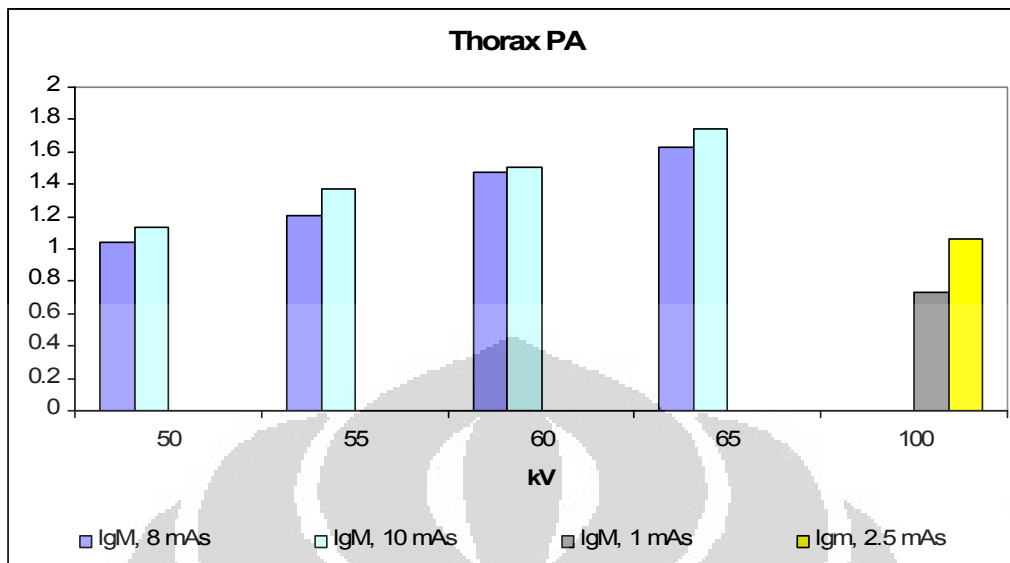
Tabel 4.20. Hasil pengukuran IgM, ESD_{TLD} dan kontras citra thorax PA

No	kV	mAs	IgM	ESD	Kontras		% KP Citra
					Tinggi ^a	Rendah ^b	
1	50	8	1.04	1.07	193.1	114.9	45.45
2	50	10	1.13	1.341	199	110.5	45.45
3	55	8	1.21	2.378	199.5	142.2	45.45
4	55	10	1.37	1.387	184.8	141.2	45.45
5	60	8	1.47	1.519	178.5	98.9	45.45
6	60	10	1.51	1.539	173.8	99.8	45.45
7	65	8	1.63	1.691	176.9	101.7	45.45
8	65	10	1.74	1.722	181.1	100.3	45.45
9	100	1	0.73	2.713	166.7	107.4	54.54
10	100	2.5	1.06	2.368	179.6	128	54.54

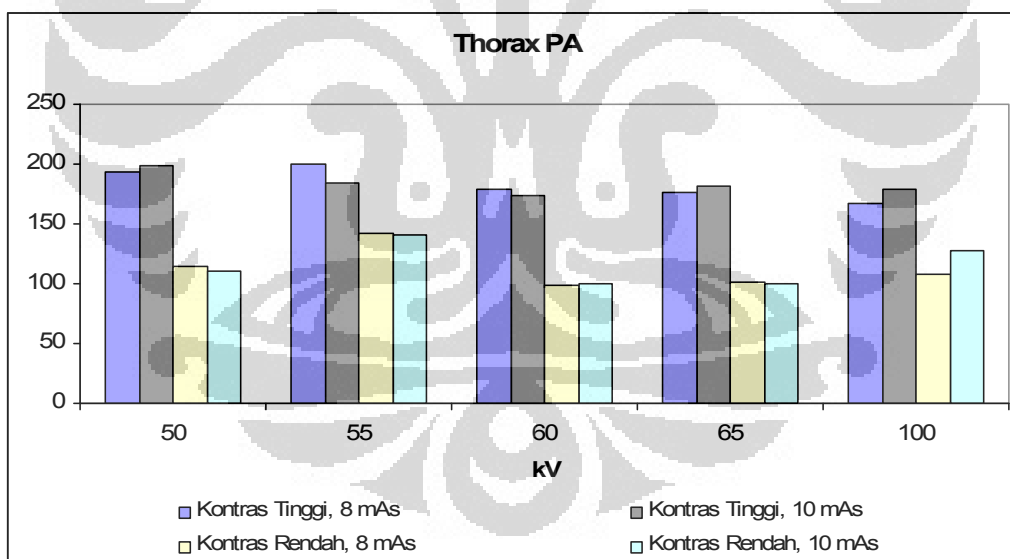
^aΔPV antara diafragma kanan dan paru kiri

^bΔPV antara tulang iga kiri ke delapan dan paru kiri

Untuk citra thorax PA, hubungan kenaikan faktor eksposi dibandingkan terhadap nilai indeks paparan (IgM) cenderung mengalami kenaikan pada setiap variasi mAs. Hal ini ditunjukkan dalam Gambar 4.33 di bawah ini. Sedangkan kenaikan faktor eksposi terhadap kontras citra hasilnya cukup fluktuatif sebagaimana dapat dilihat dalam gambar 4.34. Dari grafik terlihat kecenderungan nilai kontras yang menurun pada setting di atas 60 kV untuk kontras tinggi maupun kontras rendah.



Gambar 4.33. Hubungan Kenaikan Eksposi terhadap Indeks Paparan Citra Thorax PA



Gambar 4.34. Hubungan Kenaikan Eksposi terhadap Kontras Citra Thorax PA

Tabel 4.21 di bawah ini menunjukkan hasil pengukuran nilai IgM, ESD_{TLD} dan kontras citra terhadap kenaikan faktor eksposi untuk pemeriksaan abdomen AP.

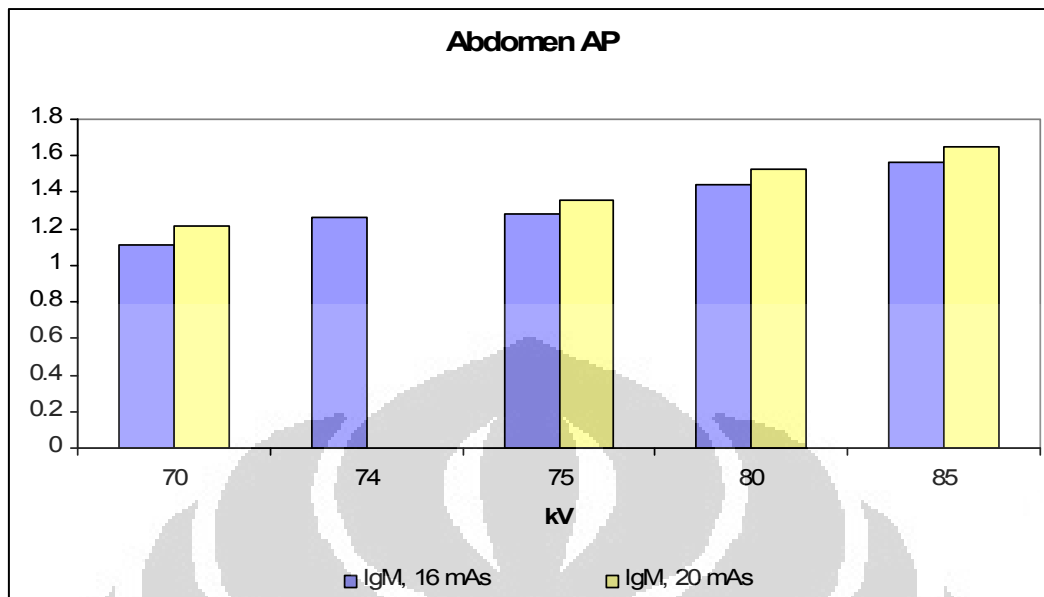
Tabel 4.21. Hasil pengukuran lgM, ESD_{TLD} dan kontras citra abdomen AP

No	kV	mAs	lgM	ESD	Kontras		% KP Citra
					Tinggi ^a	Rendah ^b	
1	70	16	1.11	4.082	118	94.9	60
2	70	20	1.22	4.087	125.4	102	60
3	74	16	1.26	4.154	124.3	102.2	60
4	75	16	1.28	4.179	126.8	120.6	60
5	75	20	1.36	4.255	96.2	92.5	40
6	80	16	1.44	4.268	107	105.5	60
7	80	20	1.53	4.356	99.2	94.9	60
8	85	16	1.56	4.414	99.6	93.1	40
9	85	20	1.65	4.811	114.6	107.3	40

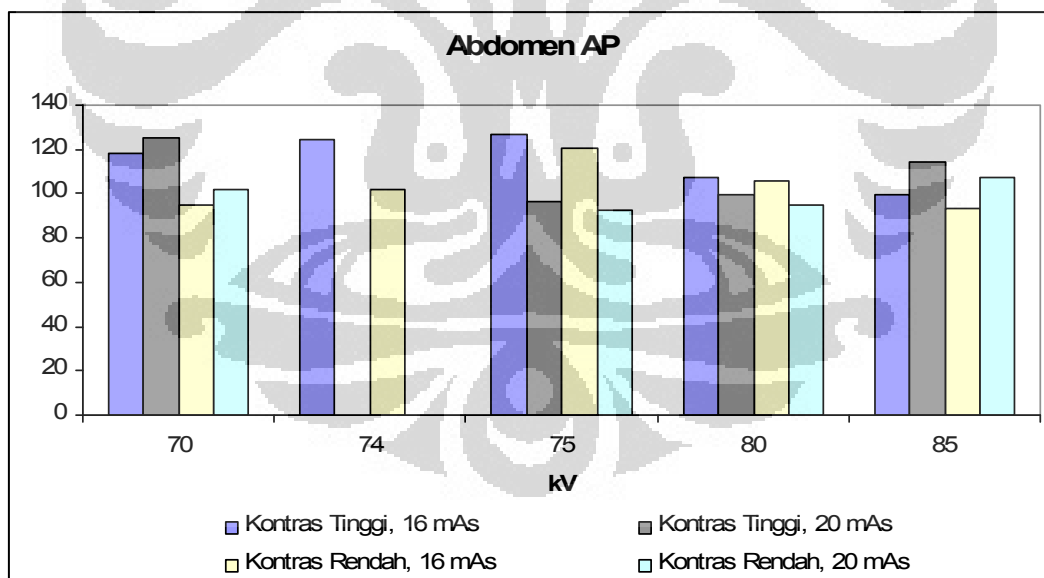
^aΔP V antara tulang illium dan otot psoas mayor

^bΔPV antara tulang illium dan cavum uteri

Untuk citra abdomen AP, setiap kenaikan faktor eksposi akan menaikkan nilai indeks paparan (lgM), hal ini ditunjukkan dalam Gambar 4.35 di bawah ini. Sedangkan kenaikan faktor eksposi terhadap kontras citra cenderung mengalami kenaikan, pada kondisi 16 mAs kontras citra mengalami kenaikan, namun mulai turun di setting 80 kV kontras citra, dan untuk kondisi 20 mAs kontras citra mulai naik pada setting 80 kV. Hal ini dapat dilihat dalam gambar 4.36. Dengan demikian, kenaikan faktor eksposi pada pemeriksaan abdomen cenderung menaikkan kontras citra.



Gambar 4.35. Hubungan Kenaikan Eksposi terhadap Indeks Paparan Citra Abdomen AP



Gambar 4.36. Hubungan Kenaikan Eksposi terhadap Kontras Citra Abdomen AP

BAB 5

PEMBAHASAN

Hasil uji fungsi pesawat sinar-X secara keseluruhan menunjukkan bahwa pesawat sinar-X yang digunakan memenuhi standar dari RCWA [15], AAPM Report No. 74 [16], NSWEP A [19]. Gambar Gambar 4.1 (a) dan (b) menunjukkan hasil uji kesesuaian penunjuk lapangan dengan berkas sinar-X, tampak bahwa terjadi pergeseran cahaya kolimasi ke arah dalam sebesar 0,5 cm untuk SID 100 cm dan ke arah luar sebesar 0.5 cm pada SID 122,5 cm. Namun demikian, deviasi masih dalam rentang $\pm 1\%$ SID. Sedangkan posisi kedua titik penunjuk sumbu utama (pada bidang atas dan bawah) tampak tidak berhimpit, dengan demikian derajat ketidakesuaiannya adalah $1,5^{\circ}$ dari tegak lurus yang juga masih dalam batas toleransi. Uji *focal spot* menghasilkan ukuran *focal spot* efektif 1.3 mm, sedangkan *focal spot* aktual pesawat tercantum pada *name tag tube house* adalah 1,2 mm. Untuk ukuran $0.8 \text{ mm} < \textit{focal spot} \text{ aktual} \leq 1.5 \text{ mm}$, rekomendasi dari NEMA (*National Electrical Manufacturers Association*) toleransi nilai focal spot efektif adalah $\pm 40\%$ dari nilai aktual. Dengan demikian hasil uji masih memenuhi kriteria penerimaan. Uji kesesuaian kVp menunjukkan semua nilai deviasi berada di antara $-1\% - 0.9\%$, kecuali 1 (satu) nilai pada setting 90 kVp yaitu 1.7%. Hal ini mungkin disebabkan karena pada nilai kVp tersebut yang sering digunakan. Sedangkan uji kesesuaian waktu (timer) menunjukkan semua nilai deviasi berada di antara $-1.6\% - -0.1\%$, hasil waktu terukur lebih rendah dari setting pada panel kontrol.

Demikian pula dengan uji *reproducibility*, linearitas output dan kualitas berkas sinar-X juga memenuhi kriteria penerimaan. Standar RCWA maupun EPA untuk uji kualitas berkas sinar-X mempersyaratkan nilai minimum HVL pada 80 kVp adalah $> 2.3 \text{ mm Al}$, maka dengan hasil $\text{HVL} = 3.3 \text{ mmAl}$ membuktikan pesawat sinar-X masih memenuhi standar.

Untuk uji kontrol kualitas PSP Agfa tipe MD 4.0 secara keseluruhan sudah memenuhi kriteria penerimaan dari *American Association of Physicists in Medicine* [2]. Dalam uji keseragaman respon (*uniformity*), untuk IP ukuran 24 x 30 cm tidak dapat memenuhi kriteria penerimaan secara kualitatif karena ditemukan artefak garis dan titik.

Hal ini cukup menjadi perhatian karena kedua buah IP adalah baru dan belum pernah digunakan sama sekali. Pada umumnya, IP baru tidak memiliki artifak karena salah satu penyebab timbulnya artifak adalah penggunaan yang berulang-ulang (sudah mendekati *lifetime used*). Untuk IP Agfa sendiri memiliki *lifetime used* hingga 60.000 kali eksposi. Artifak juga dapat disebabkan oleh kondisi penyimpanan IP yang kurang baik yang memungkinkan terkena partikel debu. Selain itu, artifak juga bisa disebabkan karena adanya kontak antara kaset dengan permukaan plat fosfor saat mengeluarkan dan memasukkan IP, baik secara manual saat membersihkan IP maupun secara otomatis di dalam reader.

Untuk pengujian *aliasing* (artifak pola Moire) hanya menggunakan *stationary grid* rasio 10:1, karena *moving grid* milik RS X kondisinya rusak. Hal ini kurang menguntungkan karena probabilitas kenampakan pola Moire akan lebih besar dengan menggunakan *stationary grid* dibandingkan *moving grid*. Artifak belum terlihat jelas pada citra *softcopy* tanpa perbesaran, namun akan sangat jelas terlihat jika citra diperbesar hingga 300%. Kenampakan pola Moire juga disebabkan oleh kompatibilitas sistem radiografi digital dengan jenis grid yang digunakan. Tidak semua jenis dan rasio grid sesuai dengan sistem CR, perlu dilakukan pengujian terlebih dahulu sesuai dengan rekomendasi pabrikan. Sebenarnya kekurangan ini dapat dikompensasi dengan memperhatikan jenis grid yang digunakan (*focused grid*, *linear grid*, dan lain-lain), misalnya jika menggunakan *focused grid*, maka kondisi pemeriksaan harus disesuaikan dengan rekomendasi dari pabrikan agar grid dapat berfungsi efektif untuk mengurangi hamburan balik dari pasien. Untuk *focused grid* umumnya rekomendasi FFD pemeriksaan thorax adalah 200 cm. Untuk sistem CR yang diuji di RS X tidak sesuai jika memakai grid dengan rasio 10:1. Pengujian dengan grid tipe lainnya tidak dapat dilakukan karena RS X hanya memiliki grid dengan rasio 10:1.

Pengukuran ESD dan pengambilan data citra menggunakan fantom Rando Man yang memodelkan ukuran tubuh laki-laki dewasa. Tabel 5.1 di bawah ini menunjukkan perbandingan ukuran tubuh orang Indonesia laki-laki dewasa berdasarkan penelitian yang dilakukan oleh Santosa [11], Manuaba [25], dan Sawiyah [26] terhadap fantom *Rando Man*. Hasil pengukuran ketiga penelitian tersebut jika dibandingkan dengan data

spesifikasi fantom Rando Man memang sedikit lebih kecil, karena fantom Rando memang diproduksi dengan standar ukuran orang Amerika dan Eropa.

Tabel 5.1. Perbandingan Tebal Tubuh Fantom Rando terhadap Penelitian Lain.

Dari	Berat (kg)	Tinggi (cm)	Tebal (cm)		
			Kepala PA	Thorax PA	Abdomen AP
Fantom Rando	73.5	175	20	22	21
Santosa [11]	60	165	17.6	-	-
Manuaba [25]	60.0 ± 12.1	165.0 ± 6.4	-	20.4 ± 2.5	-
Sawiyah [26]	60	165	-	-	20.2

Dalam penelitian perbandingan ESD untuk 6 fantom yang dilakukan oleh Compagnone, dkk [27] di Italia, digunakan Rando *phantom* untuk pemeriksaan abdomen AP, *chest phantom* SD-77SPL untuk pemeriksaan thorax PA dan *skull phantom* 3M untuk pemeriksaan skull PA. Dibandingkan dengan penelitian Compagnone tersebut, faktor eksposi yang dipakai dalam penelitian ini variasi nilai kV hampir sama, tetapi nilai mAs yang dipakai lebih rendah untuk kepala dan thorax. Tabel 5.2 menunjukkan perbandingan faktor eksposi yang dipakai dalam penelitian Compagnone [27] dan penelitian ini.

Tabel 5.2. Perbandingan Faktor Eksposi dalam Penelitian Compagnone di Italia [27] dan Penelitian ini

Pemeriksaan	Penelitian Compagnone [27]			Penelitian ini		
	kVp	mAs	FSD (cm)	kVp	mAs	FFD (cm)
Kepala PA	72 ± 8	30 ± 19	90 ± 8	70 - 75	10 - 16	100
Thorax PA	101 ± 25	9 ± 7	170 ± 16	50 - 65 100	6.3 - 10 1 - 2.5	150
Abdomen AP	77 ± 10	32 ± 31	87 ± 9	70 - 85	16 - 20	100

Dari hasil pengukuran ESD_{TLD} , untuk pemeriksaan kepala PA terlihat bahwa kenaikan faktor eksposi cenderung menaikkan ESD_{TLD} , kecuali pada kondisi eksposi 80 kV – 10 mAs (Gambar 4.27). Oleh karena itu, perlu dibandingkan nilai ESD terukur dengan nilai IgM yang diperoleh dari sistem. Nilai IgM merupakan indikator dosis dari sistem CR Agfa. Gambar 4.31 menunjukkan bahwa kenaikan faktor eksposi terhadap

nilai lgM cenderung mengalami kenaikan. Namun pada kondisi eksposi 85 kVp – 10 mAs terjadi penurunan nilai lgM. Hal tersebut mungkin disebabkan oleh kurang bagusnya supply untuk *high voltage* pesawat saat pengukuran kondisi 85 kVp – 10 mAs dilakukan, misalnya karena terjadi penurunan tegangan dari PLN, karena jika mengacu pada hasil uji fungsi pesawat, untuk uji akurasi kVp dan linearitas keluaran semuanya sudah memenuhi standar RCWA dan EPA.

Untuk pemeriksaan thorax PA, dicoba menerapkan teknik High kV. Teknik High kV merupakan teknik radiografi yang menggunakan faktor eksposi minimal 100 kV sehingga perbedaan densitas antara tulang, jaringan lunak dan udara relatif homogen. Teknik ini sangat efektif untuk mengontrol ketidaktajaman akibat pergerakan objek yang biasanya membuat gambar menjadi kabur. Teknik high kV juga disebutkan dapat memberi kontribusi dosis yang lebih rendah kepada pasien. RS X tidak menerapkan teknik high kV dalam pemeriksaan klinis harian. Pengambilan data dengan teknik high kV ini dimaksudkan untuk melihat ESD yang diperoleh dan citra yang terbentuk, tingginya nilai kV dikompensasi dengan penurunan nilai mAs.

Dari gambar 4.28 terlihat bahwa kenaikan faktor eksposi terhadap ESD_{TLD} thorax PA cukup fluktuatif. Bahkan pada teknik kV tinggi, ESD_{TLD} yang diperoleh cukup tinggi jika dibandingkan dengan teknik kV standar. Hal ini tidak sesuai dengan teori umum bahwa teknik high kV dapat menurunkan dosis pasien. Namun ada penjelasan dari studi yang dilakukan oleh Fung [28] yang menyimpulkan bahwa untuk pemeriksaan thorax PA menggunakan grid dengan teknik high kV tidak direkomendasikan menggunakan TLD jenis LiF:Mg, Cu, P untuk pengukuran ESD, karena dapat menyebabkan inakurasi dosis terukur. Fung menyimpulkan bahwa hal tersebut disebabkan karena konsistensi sensitivitas TLD yang baru dapat diperoleh setelah dilakukan 8 (delapan) kali annealing untuk nilai dosis tertentu (spesifik) [28]. Sedangkan untuk kenaikan faktor eksposi terhadap nilai indeks paparan (lgM) cenderung mengalami kenaikan pada setiap variasi mAs (gambar 4.33).

Untuk pemeriksaan abdomen AP, setiap kenaikan faktor eksposi diiringi kenaikan ESD_{TLD} terukur (gambar 4.29). Begitu pula terhadap nilai indeks paparan (lgM) yang ditunjukkan dalam Gambar 4.35.

Pada penelitian ini diperoleh hasil ESD_{TLD} fantom kuartil ketiga yaitu 3.756 mGy untuk kepala PA, 2.961 mGy untuk thorax PA, dan 4.385 mGy untuk abdomen AP (Tabel 4.18). Hasil ESD fantom yang diperoleh pada penelitian ini memang lebih besar dari penelitian tentang perbandingan ESD pada 6 (enam) jenis fantom yang dilakukan oleh Compagnone, dkk [27] di Italia. Begitu juga jika dibandingkan dengan hasil penelitian Rabor [29] di Malaysia, kecuali untuk abdomen AP nilai yang diperoleh dalam penelitian ini lebih rendah jika dibandingkan dengan penelitian Rabor [29]. *International Atomic Energy Agency* (IAEA) sendiri memberikan nilai *guidance level* di dalam *Basic Safety Series* Nomor 115 yang kemudian diadopsi oleh Badan Pengawas Tenaga Nuklir dalam Keputusan Kepala BAPETEN Nomor 01-P/Ka-BAPETEN/I-03 tentang Pedoman Dosis Pasien Radiodiagnostik. Tabel 5.3 menunjukkan perbandingan hasil ESD yang diperoleh dalam penelitian ini dengan penelitian lain, juga terhadap *guidance level*.

Tabel 5.3. Perbandingan ESD_{TLD} Fantom dari Penelitian Ini terhadap Penelitian lain dan Guidance Level

Penelitian	ESD (mGy) Kepala PA	ESD (mGy) Thorax PA	ESD (mGy) Abdomen AP
Penelitian ini	3.756	2.961	4.385
Compagnone [27]	1.91	0.2	3
Rabor [29]	1.82	0.15	4.55
Perka BAPETEN I-03, diadopsi dari BSS 115-IAEA	5	0.4	10

Mengamati perbedaan hasil di atas yang cukup signifikan, maka dapat disimpulkan bahwa berbagai faktor dapat mempengaruhi perbedaan nilai ESD_{TLD} yang diperoleh, misalnya stabilitas TLD100H yang dipakai untuk mengukur ESD dan TLD Readernya. TLD memiliki kepekaan terhadap radiasi yang bervariasi antara satu dengan lainnya walaupun TLD tersebut memiliki spesifikasi dan ukuran yang sama. Variasi kepekaan ini akan bertambah besar sejalan dengan waktu pemakaian TLD dikarenakan berkurangnya jumlah fosfor dan berubahnya sifat optik bahan TLD [10]. Selain itu, faktor cara penyimpanan dan radiasi latar juga dapat memberikan kontribusi terhadap bacaan total respon TLD terhadap radiasi. TLD cukup peka terhadap cahaya ultraviolet,

sehingga dapat menambah hasil cacahan total intensitas TL pada TLD. Oleh karena itu TLD perlu disimpan di tempat yang tidak mendapat intensitas cahaya yang tinggi atau bisa juga disimpan dengan dibungkus kertas hitam [10].

Perbedaan nilai ESD yang diperoleh juga mungkin disebabkan oleh perbedaan jenis fantom yang digunakan. Dikutip dari Compagnone, dkk [27] bahwa pemilihan jenis fantom juga dapat mempengaruhi hasil pengukuran ESD. Fantom Rando merupakan salah satu jenis fantom *anthromorphic* yang material pembentuknya ekuivalen dengan jaringan tubuh manusia. Fantom *anthromorphic* dikenal sebagai “*gold standard*” terhadap fantom jenis lainnya. Berdasarkan penelitian Compagnone, dkk [27] fantom SD-77SPL yang digunakannya dalam pengukuran thorax PA menghasilkan nilai ESD yang lebih rendah daripada fantom jenis lain karena radiasi hambur yang ditimbulkan lebih sedikit jika dibandingkan dengan fantom jenis lain, misalnya PMMA. Oleh karena itu, dalam mengukur nilai ESD, fantom-fantom yang ada di pasaran saat ini tidak dapat dikatakan sudah memenuhi standar seperti yang diharapkan oleh kebanyakan fisikawan medis. Tapi justru kondisi ini membuka kemungkinan untuk mencari perbedaan relatif antar fantom-fantom tersebut sehingga dapat diperoleh data yang lebih akurat.

Berdasarkan evaluasi citra secara kualitatif yang dibantu oleh Radiologis, dr. Aziza G. Icksan, Sp.Rad (K), berdasarkan panduan dari *European Commission* tidak dapat dilakukan secara maksimal. Hal ini dikarenakan objek uji berupa fantom bukan manusia, sedangkan kriteria penerimaan yang terdapat dalam panduan dibuat untuk pemeriksaan pada pasien sehingga banyak fitur dan detil yang seharusnya menjadi acuan penerimaan secara klinis tidak dapat tervisualisasi dengan baik pada citra fantom. Dari hasil evaluasi Radiologis diperoleh hasil citra dengan kualitas terbaik untuk pemeriksaan kepala PA dengan kondisi eksposi 80 kV – 16 mAs dan 83 kV- 14 mAs, thorax PA 50 kV – 10 mAs dan 55 kV – 8 mAs (kV standar) serta 100 kV – 2.5 mAs (kV tinggi), dan abdomen AP 70 kV – 20 mAs dan 80 kV – 16 mAs.

Dikutip dari McEntee, dkk [30] bahwa besarnya eksposi menentukan jumlah sinar-X yang diatenuasi/deposit oleh tubuh deposit sehingga mempengaruhi kontras citra. Atenuasi sinar-X tergantung kepada 4 (empat) hal yaitu densitas medium yang dilewati, ketebalan medium, nomor atom jaringan tubuh dan energi sinar-X. Hubungan

antara kontras citra dengan faktor eksposi merupakan nilai koefisien atenuasi linear (μ). Kenaikan eksposi akan menyebabkan lebih banyak energi sinar-X yang dilewatkan dibanding yang teratenuasi. Hal ini dapat menyebabkan berkurangnya kontras citra. Berkurangnya kontras citra tersebut juga disebabkan oleh radiasi hambur dari objek/pasien yang mencapai IP.

Semakin besar nomor atom dan densitas objek yang dilewati sinar-X, maka energi sinar-X yang teratenuasi lebih banyak dibanding yang dilewatkan. Sedangkan jaringan yang memiliki nomor atom dan densitas yang rendah maka sinar-X yang teratenuasi lebih sedikit dibanding yang dilewatkan. Jika energi sinar-X yang teratenuasi banyak, maka kontras citranya semakin tinggi. Kontras citra yang tinggi akan terlihat dari selisih yang besar dari nilai piksel terukur antara daerah gelap dan terang.

Dikutip dari spesifikasi fantom Rando bahwa material pembentuknya memiliki nomor atom efektif 7.30 dan densitas 0.985 gr/cm^3 , kecuali untuk paru-paru densitasnya bernilai 0.3 gr/cm^3 [12], maka untuk kepala dengan asumsi mayoritas struktur anatominya adalah tulang dan jaringan lunak, energi sinar-X akan lebih banyak diatenuasi dibanding yang dilewatkan. Kenaikan faktor eksposi terhadap kontras citra hasilnya cukup fluktuatif sebagaimana dapat dilihat dalam gambar 4.32. Fluktuasi tersebut mungkin disebabkan oleh inakurasi pengukuran nilai piksel, misalnya kesalahan menetapkan posisi ROI antara citra satu dengan lainnya. Namun dari grafik terlihat kecenderungan nilai kontras yang menurun sesuai dengan kenaikan faktor eksposi pada setiap variasi mAs.

Untuk thorax dengan asumsi struktur anatominya adalah paru-paru, jantung, dan udara diasumsikan memiliki densitas seragam, kecuali untuk paru-paru densitasnya lebih rendah yaitu 0.3 gr/cm^3 . Dari gambar 4.34 tampak bahwa kenaikan faktor eksposi terhadap kontras citra hasilnya cukup fluktuatif. Namun secara keseluruhan terjadi kecenderungan nilai kontras yang menurun pada setting di atas 60 kV, baik untuk kontras tinggi maupun kontras rendah.

Untuk abdomen dengan asumsi mayoritas struktur anatominya adalah jaringan otot, jaringan lunak, udara dan air yang densitasnya rendah, maka energi sinar-X akan lebih sedikit yang dideposit/diatenuasi. Kenaikan faktor eksposi terhadap kontras citra

cenderung mengalami kenaikan. Pada kondisi 16 mAs kontras citra mengalami kenaikan, namun mulai turun di setting 80 kV kontras citra, dan untuk kondisi 20 mAs kontras citra mulai naik pada setting 80 kV. Hal ini dapat dilihat dalam gambar 4.36.

Dengan demikian, jika melihat hasil secara keseluruhan membandingkan nilai ESD_{TLD} , lgM, kontras citra dan hasil evaluasi Radiologis, maka optimasi citra fantom Rando *Man* dapat dicapai pada kondisi sebagaimana ditunjukkan dalam tabel 5.4 di bawah ini.

Tabel 5.4. Rekapitulasi Hasil Optimasi Citra Fantom Rando *Man*

Pemeriksaan	Faktor Eksposi	ESD_{TLD} (mGy)	ESD/mAs	lgM	Kontras Citra	
					Tinggi	Rendah
Kepala PA	80 kV – 16 mAs	3.584	0.224	2.54	71.8	61.9
	83 kV – 14 mAs	3.834	0.274	2.69	63.7	63
Thorax PA	50 kV – 10 mAs	1.341	0.134	1.13	199	110.5
	55 kV – 8 mAs	2.378	0.297	1.21	199.5	142.2
	100 kV – 2.5 mAs	2.368	0.947	1.06	179.6	128
Abdomen AP	70 kV – 20 mAs	4.087	0.204	1.22	125.4	102
	80 kV – 16 mAs	4.268	0.267	1.44	107	105.5

Dari penjelasan di atas maka dapat disimpulkan bahwa nilai piksel dapat digunakan untuk menentukan kontras citra digital yang dipengaruhi oleh faktor eksposi yang digunakan dan densitas objek yang dilewati sinar-X. Dengan melihat hasil secara keseluruhan dari hasil penelitian ini, maka karakter dari detektor PSP Agfa tipe MD 4.0 (dinyatakan dengan nilai lgM) untuk kondisi eksposi optimum dalam pemeriksaan kepala PA yaitu 2.54 – 2.69, thorax PA yaitu 1.13 – 1.21 untuk kV standar dan 1.06 untuk kV tinggi, dan abdomen AP yaitu 1.22 – 1.44. Dari pabrikan sendiri tidak ada rekomendasi khusus untuk setiap proyeksi pemeriksaan. Pabrikan Agfa hanya menyebutkan rekomendasi nilai lgM 1.6 – 2.2 untuk optimasi citra [31]. Sedangkan penelitian yang dilakukan oleh Goldman [32] diperoleh nilai lgM optimum untuk keperluan klinis adalah pada rentang 2 – 2.3. Dengan demikian, karakter detektor PSP tipe MD 4.0 dalam penelitian ini masih berada dalam rentang toleransi pabrikan, kecuali untuk proyeksi kepala PA nilai lgM optimum melebihi rekomendasi pabrikan.

BAB 6

KESIMPULAN DAN SARAN

6.1. Kesimpulan

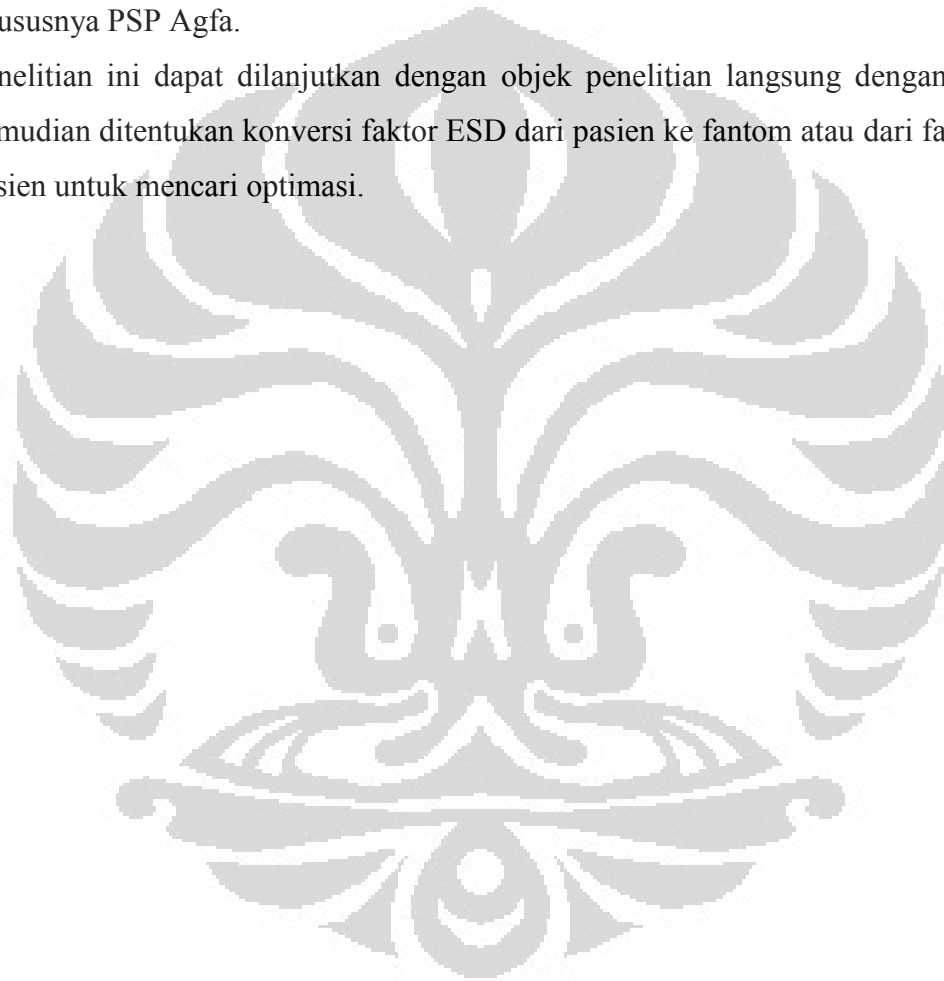
Dari hasil penelitian yang telah diperoleh maka dapat diambil kesimpulan sebagai berikut :

1. Penelitian ini telah melakukan uji fungsi pesawat sinar X di RS X dengan hasil kondisi pesawat memenuhi standar yang dipersyaratkan oleh RCWA dan NSWEP.
2. Penelitian ini telah melakukan pengujian kontrol kualitas sistem PSP dengan hasil sistem PSP yang diuji telah memenuhi kriteria penerimaan yang dipersyaratkan di dalam AAPM No. 93 dan KCARE.
3. Optimasi dapat dicapai dengan kompromi antara dosis pasien dengan kualitas citra yang ditunjukkan oleh nilai kontras citra.
4. Untuk pemeriksaan kepala PA optimasi terjadi pada ESD 3,580 mGy dan 3,834 mGy untuk kondisi 80 kV dan 83 kV dengan 0,224 – 0,274 mGy/mAs. Kualitas citra ditandai dengan nilai kontras tinggi 63 – 71.8 dan kontras rendah 61.9 - 63.
5. Untuk pemeriksaan thorax PA teknik kV standar optimasi terjadi pada ESD 1,341 mGy dan 2,378 mGy untuk kondisi 50 kV dan 55 kV dengan 0,134 – 0,297 mGy/mAs. Sedangkan untuk teknik kV tinggi yang menggunakan 100 kV, optimasi terjadi pada ESD 2,960 mGy dengan 0,947 mGy/mAs. Untuk kontras tinggi diperoleh 179.6 - 199.5 dan kontras rendah 110.5 - 142.2.
6. Untuk pemeriksaan abdomen AP optimasi terjadi pada ESD 4,090 mGy dan 4,268 mGy untuk kondisi 70 kV dan 80 kV dengan 0,204 – 0,267 mGy/mAs, kontras tinggi 107 - 125.4 dan kontras rendah 102 – 105.5.
7. Penelitian ini menghasilkan rentang nilai IgM optimum untuk pemeriksaan kepala PA yaitu 2.54 – 2.69, thorax PA yaitu 1.06 untuk *high* kV dan 1.13 - 1.21 untuk *low* kV, dan abdomen AP yaitu 1.22 – 1.44.

6.2. Saran

Penelitian yang telah Penulis laksanakan masih jauh dari sempurna, hal ini disebabkan banyaknya keterbatasan baik dari faktor internal maupun eksternal. Karena itu Penulis merekomendasikan untuk :

1. Melakukan penelitian lanjutan dengan mengambil sampel dari banyak rumah sakit sehingga dapat diperoleh hasil yang lebih akurat dari karakteristik sistem CR, khususnya PSP Agfa.
2. Penelitian ini dapat dilanjutkan dengan objek penelitian langsung dengan pasien, kemudian ditentukan konversi faktor ESD dari pasien ke fantom atau dari fantom ke pasien untuk mencari optimasi.



DAFTAR PUSTAKA

- [1] Korner, MD., Markus, dkk. (2005). *Advances in Digital Radiography : Physical Principles and System Overview. Paper presented as an education exhibit at RSNA Annual Meeting.* Department of Clinical Radiology, University Hospital Munich, Germany.
- [2] American Association of Physicists in Medicine. (2006). *Report No. 93, Task Group 10 : Acceptance Testing and Quality Control of Photostimulable Storage Phosphor Imaging System.* USA : One Physics Ellipse, College Park, MD.
- [3] Shimadzu X-Ray Unit <http://www.shimadzu.com/products/medical/radio/oh80jt0000008zah.html>
- [4] Datasheet CR MD 4.0 General Plate. 2009. Agfa HealthCare NV. Belgium. www.agfahealthcare.com
- [5] Datasheet CR MD 4.0 General Cassette. 2009. Agfa HealthCare NV. Belgium. www.agfahealthcare.com
- [6] Datasheet CR 35 X Digitizer. 2009. Agfa HealthCare NV. Belgium. www.agfahealthcare.com
- [7] Datasheet CR Dry Star Tipe 5302. 2009. Agfa HealthCare NV. Belgium. www.agfahealthcare.com
- [8] Photostimulated Luminescence <http://cafe.daum.net/realbiomedical>
- [9] American Association of Physicists in Medicine. (2009). *Report No. 116, Task Group 116 : An Exposure Indicator for Digital Radiography.* USA : One Physics Ellipse, College Park, MD.
- [10] International Atomic Energy Agency. (2007). *Technical Report Series No. 457 : Dosimetry in Diagnostic Radiology, An International Code of Practice.* Vienna, Austria.
- [11] Santosa, Suryo Adi Ari. (2010). *Tesis : Pengukuran ESD (Entrance Surface Dose) pada Pemeriksaan Radiografi Kepala dan Cervical Spine.* FMIPA, Pasca Sarjana Fisika, Program Fisika Medis, Universitas Indonesia

- [12] Rando Phantom Datasheet. www.phantomlab.com
- [13] ImageJ User Guide <http://rsb.info.nih.gov/ij/>
- [14] CR DDR Product Specifications. 2011. Leeds Test Object. United Kingdom. www.leedstestobjects.com
- [15] Radiological Council of Western Australia. (2006). *Radiation Safety Act 1975, Workbook 3 : Diagnostic X-Ray Equipment Compliance Testing*. ISBN 0-9775570-3-0, Department of Health of Western Australia.
- [16] American Association of Physicist in Medicine. (2002). *Report No. 74 : Quality Control in Diagnostic Radiology*. Madison-USA: Medical Physics Publishing.
- [17] User's Guide Focal Spot Test Tool Model 112B <http://www.gammex.com>
- [18] User Manual : Protocol for The QA of Computed Radiography Systems. KCARE www.leedstestobjects.com.
- [19] NSW Environment Protection Authority. (2004). *Radiation Guideline Part 6 Test Protocols*. New South Wales, Australia.
- [20] European Commission. (1996). *European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images*. Brussels, Luxembourg : Office for Publication of The European Communities
- [21] Sartinah, Sumariyah, N. Ayu K.U. (2008). Variasi Nilai Eksposi Aturan 15 % pada Radiografi Menggunakan Imaging Plate untuk Mendapatkan Kontras Tertinggi. *Jurnal Berkala Fisika, Vol 11, No.2, Hal 4-5, ISSN : 1410 - 9662*.
- [22] Bushberg, J.T., Seibert, J.A., Leidholdt, E.M., & Boone, J.M. (2002). *The Essential Physics of Medical Imaging (2nd Edition)*. Lippincott Williams and Wilkins. Philadelphia, USA.
- [23] Lee, Jong-Woong, dkk. (2011). Evaluation of The Response of The Modulation Transfer Function to a Computed Radiography Photostimulable Phosphor Imaging Plate for Various Number of X-Ray Exposures. *Journal of The Korean Physical Society, Vol. 58, No. 2, 326-333*.
- [24] Mazzocchi, S., Belli, G., Busoni, S., Gori, C., Menchi, I., Salucci, P., Taddeuci, A. and Zatelli, G. (2006). AEC Set-Up Optimization With Computed

- Radiography Imaging. *Radiation Protection Dosimetry Vol. 117 (1-3) : 169-173.*
- [25] Manuaba, Ida Bagus. (2010). *Tesis : Pengukuran ESD (Entrance Surface Dose) pada Pemeriksaan Dada Computed Radiography (CR) dengan Beberapa Metode Pengukuran.* FMIPA, Pasca Sarjana Fisika, Program Fisika Medis, Universitas Indonesia
- [26] Sawiyah. (2010). *Tesis : Pengukuran ESD (Entrance Surface Dose) pada Pemeriksaan Radiografi Abdomen, Pelvis dan Lumbosakral.* FMIPA, Pasca Sarjana Fisika, Program Fisika Medis, Universitas Indonesia
- [27] Compagnone, G., Pagan, L., Bergamini, C. (2004). Comparison of Six Phantom for Entrance Skin Dose Evaluation in 11 Standard X-Ray Examinations. *Journal of Applied Clinical Medical Physics, Vol. 6 : 1.*
- [28] Fung, Karl k. L. (2004). A Review : Investigation of Dosimetric Characteristics of The High ensitivity LiF :Mg,Cu,P Thermoluminescent Dosemeter and Its Application in Diagnostic Radiology. *Journal of Radiography Vol. 10 : 145-150.*
- [29] Rabor, L. A. M. Nassab. (2010). *Theses : Minimization of Entrance Surface Dose and Critical Organ Dose for Medical Radiography Using.* Universiti Putra Malaysia.
- [30] McEntee, Mark F., Brennan, Patrick C., Connor, Geraldine O. (2004). The Effect of X-Ray Tube Potential on The Image Quality of PA Chest Radiographs When Using Digital Image Acquisition Devices. *Journal of Radiography Vol. 10 : 287-2.*
- [31] Speicherfolir und Dosis : Dosisindikator. Agfa Deutschland. www.agfahealthcare.com
- [32] Goldman, LW. (2004). Speed Values, AEC Performance and Quality Control with Digital Receptors. *Medical Physics Publishing : 272 – 297.*
- [33] Bell, N., Erskine, M., and Warren-Forward, H. (2002). Lateral Cervical Spine Examinations : An Evaluation of Dose for Grid and Non-Grid Techniques. *Journal of Radiography Vol. 9 : 43-53.*
- [34] British Institute of Radiology. (2001). *Assurance of Quality in The Diagnostic*

Imaging Department. ISBN 0-905749-48-0. England, London.

- [35] Cowen, A.R., Davis, A.G., Kengyelics, S.M. (2007). Advanced in Computed Radiography Systems and Their Physical Imaging Characteristics. *Journal of Radiography 2007*.
- [36] Lee, Danny L., dkk. (1995). *Classic Papers in Modern Diagnostic Radiology : A New Digital Detector for Radiography Projection*. E.I DuPont de Nemours & Co., Medical Products Department, Wilmington.
- [37] Livingstone, Roshan S., Peace, Timothy B. S., Sunny, S., Raj, D. Victor. (2006). Fine Tuning of Work Practices of Common Radiological Investigations Performed Using Computed Radiography System. *Journal of Radiography Vol. 13 : 126-132*.
- [38] Mah, Eugene, Samei, E. Peck, Donald J. (2001). Evaluation of a Quality Control Phantom for Digital Chest Radiography. *Journal of Applied Clinical Medical Physics, Vol. 2 : 2*.
- [39] Muhogora, W.E., Nyanda, A.M., Kazema, R.R. (2001). Experiences With The European Guidelines on Quality Criteria for Radiographic Images in Tanzania. *Journal of Applied Clinical Medical Physics, Vol. 2 : 4*.
- [40] Pearce, Evelyn C. (2007). *Anatomi dan Fisiologi untuk Paramedis*. Jakarta : PT. Gramedia Pustaka Utama.
- [41] Samei, E., Seibert, J.A., Willis, C.E., Flynn, M.J., Mah, E., Junck, K.L. (2001). Performance Evaluation of Computed Radiography Systems. *Journal of Medical Physisc Volume 28 (3) : 361-371*.
- [42] Tucker, Douglas M., and Rezentos, Paul S. (1997). The Relationship Between Pixel Value and Beam Quality in Photostimulable Phosphor Imaging. *Journal of Medical Physics, Vol. 24 : 6*
- [43] Walsh, C., Gorman, D., Byrne, P., Larkin, A., Dowling, A., and Malone, J.F. (2008). Quality Assurance of Computed and Digital Radiography Systems. *Radiation Protection Dosimetry Vol. 129 (1-3) : 271-275*.
- [44] Yuliati, H., Akhadi, M. (2004). Faktor-faktor Koreksi dalam Evaluasi Dosis Perorangan dengan Dosimeter Thermoluminesensi. *Buletin Alara Vol. 5 No. 2 – 3, hal 69-78*.

- [45] Report 05081 : Computed Radiography Systems for General Radiography, A Comparative Report, Edition 2. www.pasa.nhs.uk/cep
- [46] Datasheet Piranha for X-Ray QA and Service. RTI Electronics AB. Sweden



LAMPIRAN A

Spesifikasi Peralatan Penelitian

A.1. Spesifikasi Pesawat Sinar-X yang digunakan di RS X :

- a. Merk Pesawat : Shimadzu
- b. Negara Pabrikan : Jepang
- c. Control Unit : Portable
- d. Tabung Sinar-X :
 - d.1. Model : 12U161 CS 31
 - d.2. Nomor Seri : 3G173
 - d.3. Permanent Filtration : 1,5 mm Al pada 70 kV
 - d.4. Focus : 1,2 mm
- e. Tegangan Tabung : Maksimum 125 kV
- f. Beban Kerja Rata-Rata : 25 pasien/hari
- g. Tahun Pemasangan : 2003

A.2. Spesifikasi Sistem Computed Radiography yang digunakan di RS X :

- a. Merk : AGFA
- b. Negara Pabrikan : Jerman
- c. Tipe Unit Digitizer : CR 35-X, *Single Cassette, up to 71 plates/h*
- d. Tipe Imaging Plate : CR MD 4.0 *General Plate*
- e. Tipe Kaset : CR MD 4.0 *General Cassette* dengan material ABS (*Acrylonitril butadiene styrene*), dan *lead backscatter protection*
- f. Display : LCD
- g. Resolusi : 12 bit/piksel

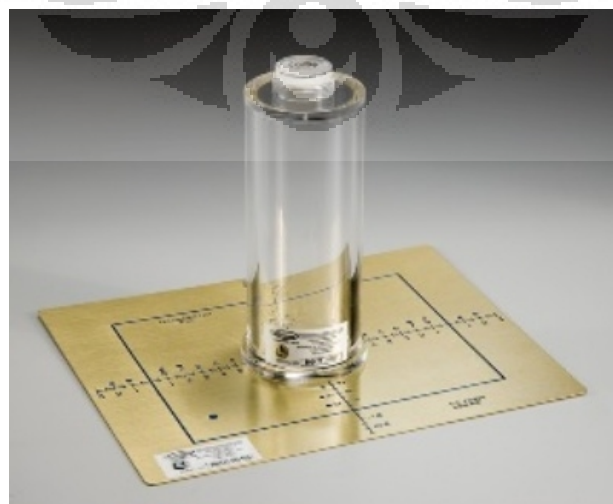
A.3. Spesifikasi Detektor Piranha

Specifications	
Rad/Flu/Dent/CT	
Range	Inaccuracy
35 – 155 kVp (Rad/Flu)	$\pm 1.5 \%$
35 – 105 kVp (Dent)	$\pm 1.5 \%$
75 – 150 kVp (CT)	$\pm 1.5 \%$
0.1 ms – 2000 s	$\pm 1 \%$ or $\pm 0.5 \text{ ms}$
1 – 65535 pulses	$\pm 1 \text{ pulse}$
30 nGy – 1000 Gy	$\pm 5 \%$
4 μR – 100 kR	$\pm 5 \%$
15 nGy/s – 450 mGy/s	$\pm 5 \%$ or $\pm 7 \text{ nGy/s}$
1.7 $\mu\text{R/s}$ – 50 R/s	$\pm 5 \%$ or $\pm 0.8 \mu\text{R/s}$
0.1 mR/min – 3000 R/min	$\pm 5 \%$ or $\pm 0.05 \text{ mR/min}$
1.5 – 38 mm Al Total Filtr.	$\pm 10 \%$ or $\pm 0.3 \text{ mm}$
1.2 – 14 mm Al HVL	$\pm 10 \%$ or $\pm 0.2 \text{ mm}$



A.4. Collimator dan Beam Alignment Test Tool

Test tool ini dirancang sesuai dengan standar dari *Center of Devices and Radiological Health* (CDRH). *Collimator test tool* terbuat dari bahan kuningan yang di permukaannya terdapat garis-garis ukuran dalam centimeter sehingga dapat menunjukkan dimensi pada gambar radiografi yang dihasilkan. Sedangkan *beam alignment test tool* berbentuk silinder terbuat dari plastik dengan tinggi 16 cm dan di bagian pusat atas dan bawah permukaan silinder terdapat 2 (dua) buah bola baja berukuran sangat kecil. Bola baja ini menjadi indikator untuk keselarasan berkas, jika berkas sangat bagus, maka kedua bola baja akan terlihat saling berhimpit pada gambar radiografi yang dihasilkan.



A.5. *Focal Spot Test Tool*

Alat uji ini berbentuk silinder dari akrilik yang pada bagian permukaan atas memiliki *bar pattern* sejumlah 6 (enam) kelompok dengan jarak 0.84 – 5.66 lp/mm. Alat uji ini bekerja dengan membentuk citra yang diperbesar secara presisi. Batas resolusi yang diperoleh secara visual dapat dikonversi menjadi ukuran focal spot efektif.



A.6. *Aluminium Half Value Layer Attenuator Set Model 115A*

Produk ini terdiri dari 9 (sembilan) lempeng aluminium (tipe 1100 dengan kemurnian 99 %) berukuran 10 x 10 cm dengan ukuran ketebalan 2 mm (1 buah), 1 mm (2 buah), 0.5 mm (2 buah), 0.2 mm (2 buah), dan 0.1 mm (3 buah).



LAMPIRAN B

Kriteria Penerimaan Citra dari European Commission

Tabel B.1. Kriteria Penerimaan Citra Berdasarkan *European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images* [20]

Kriteria Penerimaan	Thorax PA	1	Eksposi saat inspirasi penuh (ditandai dengan gambaran tulang iga tergambar di atas diafragma, baik ke-6 iga depan dan ke 10 iga belakang) dan tahan nafas.
		2	Thorax tergambar secara simetris ditandai dengan posisi processus spinosus ditengah-tengah kedua clavikula.
		3	Gambaran tepi medial scapula tidak menutupi paru-paru.
		4	Seluruh tulang iga tergambar di atas diafragma
		5	Tergambar jelas/tajam gambaran paru-paru, terutama peripheral vessel
		6	Terlihat gambaran tajam dari trachea dan proksimal bronkus
		7	Batas jantung dan aorta
		8	Diafragma dan tepi lateral sudut costoprenikus
		9	Terlihat gambaran retrocardiac paru-paru dan mediastinum
		10	Terlihat gambaran tulang belakang (spine) melalui bayangan jantung
	Kepala PA	1	Reproduksi tengkorak, terutama kubah tengkorak, orbit dan tulang petrosa harus simetris
		2	Proyeksi puncak/ujung tulang temporal petrosa ke pusat orbit
		3	Visual yang tajam dari reproduksi sinus frontal, sel-sel ethmoid dan puncak/ujung dari tulang temporal petrosa dan kanal auditori internal
		4	Visual yang tajam dari reproduksi lamina luar dan dalam kubah tengkorak
	Abdomen AP	1	Reproduksi seluruh area dari saluran kemih mulai dari bagian atas ginjal sampai ke bagian bawah kandung kemih
		2	Gambaran ginjal keseluruhan
		3	Visualisasi psoas keseluruhan
		4	Visualisasi secara tajam dari tulang-tulang

LAMPIRAN C
 Hasil Uji Fungsi Pesawat Sinar-X Mengacu Formulir Compliance Testing
 dari NSWEPA [19]

Tabel C.1. Ukuran *Focal Spot* Efektif [17]

Ukuran <i>Focal Spot</i> Efektif untuk Perbesaran 4/3		
Grup Terkecil yang Terselesaikan	Lp/mm dari grup	Dimensi dari Focal Spot Efektif (dalam mm)
1	0.84	4.3
2	1.00	3.7
3	1.19	3.1
4	1.41	2.6
5	1.68	2.2
6	2.00	1.8
7	2.38	1.5
8	2.83	1.3
9	3.36	1.1
10	4.00	0.9
11	4.76	0.8
12	5.66	0.7

Tabel C.2. Hasil Uji Kesesuaian kVp

kVp Accuracy and Radiation Output		n.a		Site		Site Specific Location		Instalasi Radiagnostik Seruni Kamar 111		Focus-chamber distance (cm) Focus		1.00 1.2 mm	
Unit Id	Meas. kVp	Mean (kVp)	Deviasi (%)	Dose (mGy)	Mean (mGy)	mA	mAs	Mean (mAs)	mGy/mAs (Mean)	HVL (mmAl)	Time (ms)		
50	49.53	49.47	-1.1	0.3508	0.351	180.6	19.11	19.03	0.02	1.95	103.9		
	49.49			0.3507		181.1	19.08			1.95	103.3		
	49.38			0.3506		179.5	18.9			1.95	103.9		
60	60.2	60.09	0.2	0.5551	0.555	179.3	18.89	18.95	0.03	2.3	103.4		
	60.06			0.5546		180.4	19.92			2.3	102.9		
	60.02			0.5551		181.7	19.05			2.3	102.9		
70	70.16	70.17	0.2	0.7731	0.773	181.9	18.89	18.95	0.04	2.7	102.4		
	70.15			0.7735		180.9	18.87			2.7	102.4		
	70.19			0.7738		180.4	18.83			2.7	102.4		
80	80.78	80.69	0.9	1.014	1.013	180.1	18.7	18.73	0.05	3.1	101.4		
	80.7			1.013		181.5	18.76			3.1	101.4		
	80.58			1.012		181.3	18.73			3.1	101.4		
90	91.51	91.54	1.7	1.277	1.277	142.6	19.53	18.51	0.07	3.56	128.5		
	91.59			1.278		141.2	18.48			3.56	128.5		
	91.52			1.276		142.4	18.51			3.56	128		
100	99.6	99.67	-0.3	1.565	1.565	143.9	18.77	18.65	0.08	4.03	127.9		
	99.76			1.566		143.2	18.75			4.03	128		
	99.64			1.564		141.9	18.44			4.03	128		

EPA Specifications*: kVp accuracy must be within 5%

ACWA Specifications*: Assessment of error at less than or equal to 100 kVp

* the kVp passes if the measured error $\pm 5.5\%$

* kVp is borderline and attention may be required if the measured error is $\pm 5.5\%$ and $\leq 6.0\%$

* the kVp fails if the measured error $\geq 6.0\%$.

EPA	PASS
RCWA	PASS

Compliance EPA RCWA

* EPA Standards principally same with IAEA and APM report No. 74
* Radiation Safety Act 1975, Diagnostic X-ray Equipment Compliance Testing, Workbook 3, Radiation Council of Western Australia

Tabel C.3. Hasil Uji Ketepatan Waktu

Timer Accuracy											
Unit Id		n.a		Site		Instalasi Radiagnostik Seruni		Site Specific Location		Kamar 111	
Test Equipment		Piranha		Dose (mGy)		Mean (mGy)		mAs		Mean (mAs)	
kVp/timer/dosemeter		60 adjustable		-1.6		0.061		2.189		2.072304	
kVp Accuracy		0.02457		-0.5		0.1628		2.232		0.03	
Set kVp		0.02457		-0.5		0.1623		2.207		0.03	
mA		0.02459		-0.3		0.5527		5.932		5.69943	
		0.06222		-0.2		0.6944		5.845		0.03	
		0.06269		-0.1		0.882		5.912		0.03	
		0.06321		-0.2		0.6944		9.566		0.03	
		0.09987		-0.2		0.6944		9.274		0.03	
		0.09935		-0.2		0.6944		9.521		0.03	
		0.09935		-0.2		0.6944		9.521		0.03	
		0.1992		-0.2		0.6944		19.88		0.03	
		0.1997		-0.2		0.6944		20.01		0.03	
		0.1997		-0.2		0.6944		19.92		0.03	
		0.2494		-0.2		0.6944		24.74		0.03	
		0.2499		-0.2		0.6944		24.86		0.03	
		0.2494		-0.2		0.6944		25.03		0.03	
		0.4993		-0.1		0.882		49.141		0.02	
		0.4993		-0.1		0.8823		49.371		0.02	
		0.4998		-0.1		0.8821		49.765		0.02	

EPA Specifications: Timer accuracy must be within $\pm 5\%$ or 1 Pulse
RCWA Specifications: Timer accuracy must be within $\pm 10\%$ or 1 Pulse

Compliance PASS

Tabel C.4. Hasil Uji Kemampuan-ulangan

kVp, Time and Output Reproducibility		Site	
Unit Id	n.a	Instalasi Radiodiagnostik Seruni Kamar 111	
Test Equipment	Piranha	Site Specific Location	Focus
kVp/timer/dosemeter		Focus-Detector distance (cm)	100
			Small 1.2mm
Reproducibility			
Set kVp	80	Time(s)	0.1
Set mA	200		
			mAs
		kVp	Time(s)
			mGy
			HVL (mmAl)
			mGy/s
		78.94	0.1014
			1.014
			3.11
		79.03	0.1014
			1.014
			3.1
			10
		79.11	0.1014
			1.014
			3.1
			10
		78.92	0.1014
			1.013
			3.11
			9.99
		78.96	0.1014
			1.012
			3.11
			9.98
		AVERAGE	78.99
			0.1014
			1.0134
		STDEV	0.08
			0.00
			0.001
		CV	0.0010
			0
			0.0008826
EPA Specifications:		CV	<0.02
			<0.05
			<0.05
HVL			>2.3 @ 80 kVp
RCWA Specifications :			<0.1
			<0.05
Compliance		PASS	PASS
		PASS	PASS
		PASS	PASS

Tabel C.5 Persyaratan minimum HCL berdasarkan RCWA [15]

kVp terukur	HVL (mm Al)
70	2.1
80	2.3
90	2.5
100	2.7
110	3.0
120	3.2
130	3.5
140	3.8
150	4.1

Tabel C.6. Hasil Uji Kualitas Berkas Sinar-X 80 kVp

Beam Quality (HVL) Measurement**Test Equipment**

kVp/timer/dosemeter

Piranha

Focus-Detector distance (cm)

100

Focal spot (mm)

1.2

Nominal kVp setting		80	
Measured kVp		78.94	
mAs setting		20	
Air Kerma Measurement (uGy)			
Thickness		1	2
Al filtration (mm)	0	959.8	959.1
Al filtration (mm)	1	748.1	748.2
Al filtration (mm)	2	613.2	612.2
Al filtration (mm)	2.5	553.4	553.7
Al filtration (mm)	3	507.7	507.6
Al filtration (mm)	3.1	498.4	497.8
Al filtration (mm)	3.2	489.6	489.5
Al filtration (mm)	3.3	479.5	479.9
Repeat initial meas.	0		
Record thicknesses (ta<tb) and air kerma or exposure values that bracket Ko/2: (Ka>Kb)		ta	3
		tb	3.3
		Ka	507.65
		Kb	479.7
Calculated HVL (mm Al)		3.3	
Minimum permissible HVL		2.3	

$$\text{Calculated HVL} = \frac{tb \ln[2Ka/Ko] - ta \ln[2Kb/Ko]}{\ln[Ka/Kb]}$$

EPA specifications

> 2.3 mm Al @ 80 kVp

Compliance

pass

LAMPIRAN D

Hasil Uji Kontrol Kualitas Sistem PSP Agfa Tipe MD 4.0

Tabel D.1. Hasil Pengukuran Dosis Paparan dan Air Kerma dengan Setting kVp - mAs Tertentu dan FDD 127 cm Pada Uji Dosimetri

kVp	mAs	Dosis paparan (mR)			Rerata dosis (mR)	Air Kerma (μ Gy)			Rerata (μ Gy)	filter	
										Al (mm)	Cu (mm)
75	8	0,549	0,546	0,540	0.545	3.929	3.926	3.927	3.928	-	1
	16	1,063	1,076	1,086	1.075	7.866	7.919	7.840	7.875	-	1
	16	1,089	1,082	1,074	1.082	7.845	7.870	7.825	7.847	-	1.5
	50	3,342	3.350	3.340	3.344	24.376	24.622	24.253	24.417	-	1
80	0.63	0,112	0.109	0,114	0.112	0.980	0.965	0.995	0.98	1	0.5
	4.5	0,974	0,964	0,968	0.969	8.545	8.480	8.495	8.501	1	0.5
	45	9,49	9,5	9,5	9.5	85.250	85.352	85.401	85.334	1	0.5

Tabel D.2. Resolusi spasial *Huttner test object* [18]

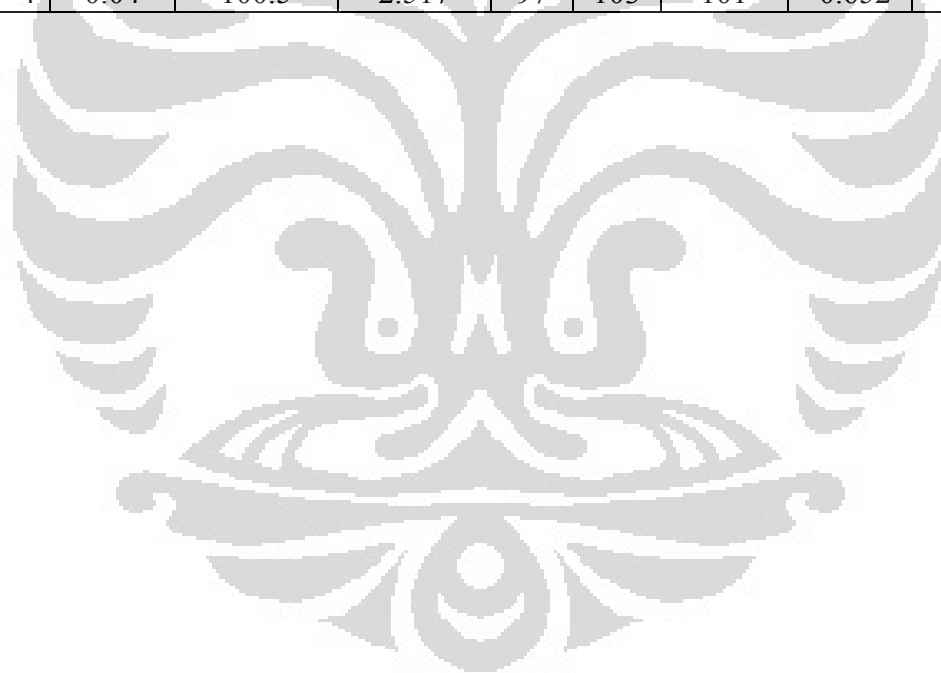
Group Number	Spatial Frequency (lp/mm)	Group Number	Spatial Frequency (lp/mm)
1	3,4	9	6,0
2	3,7	10	6,5
3	4,0	11	7,1
4	4,3	12	7,7
5	4,6	13	8,4
6	5,0	14	9,2
7	5,3	15	10
8	5,6		

Tabel D.3. Data Hasil Uji Nois dan Resolusi *Low Contrast Leeds Phantom TO. 20*
Kondisi Penyinaran 75 kVp, 0.5 mR, 1 mmCu

Posisi Circular	Area (mm)	PV	StdDev (PV)	Min	Max	Median	Skew.	Kurt.	Kontras
A 1	92.48	95.615	2.434	86	104	96	0.039	0.057	0.0599
A 2	92.48	92.7	2.364	83	101	93	-0.026	-0.032	0.0399
A 3	92.48	91.061	2.303	82	102	91	0.088	-0.109	0.0301
A 4	92.48	90.854	2.454	82	102	91	0.25	0.182	0.0201
A 5	92.48	90.271	2.296	82	99	90	0.061	-0.021	0.0145
B 1	47.83	93.473	2.336	86	102	94	-0.048	0.147	0.0599
B 2	47.83	91.826	2.392	83	100	92	-0.014	-0.215	0.0399
B 3	47.83	90.939	2.303	82	101	91	0.103	0.058	0.0301
B 4	47.83	90.604	2.596	83	104	90	0.561	1.098	0.0201
C 1	23.38	93.526	2.459	86	104	94	0.038	0.079	0.0599
C 2	23.38	91.81	2.412	84	99	92	-0.01	-0.155	0.0399
C 3	23.38	90.324	2.332	83	98	90	0.163	0.023	0.0301
C 4	23.38	89.627	2.218	82	98	90	0.196	0.097	0.0201
D 1	11.35	97.409	2.609	87	106	97	-0.048	0.09	0.0780
D 2	11.35	97.172	2.512	88	107	97	0.041	0.189	0.0599
D 3	11.35	94.7	2.463	86	101	95	-0.258	0.258	0.0399
D 4	11.35	93.903	2.499	85	102	94	-0.051	0.253	0.0301
D 5	11.35	93.62	2.368	86	102	94	0.018	0.19	0.0201
E 1	5.77	96.624	2.728	88	105	96	0.032	0.108	0.0780
E 2	5.77	95.816	2.473	89	103	96	0.028	-0.105	0.0599
E 3	5.77	93.466	2.516	86	101	94	-0.058	-0.104	0.0399
E 4	5.77	92.929	2.318	86	100	93	-0.072	-0.166	0.0301
F 1	2.93	95.56	2.867	88	106	95	0.065	0.564	0.0780
F 2	2.93	95.42	2.793	87	103	95	-0.151	-0.036	0.0599
F 3	2.93	93.096	2.644	87	100	93	0.127	-0.533	0.0399
F 4	2.93	92.567	2.528	87	99	93	0.123	-0.513	0.0301
G 1	1.37	109.679	5.279	93	121	111	-0.744	0.792	0.2140
G 2	1.37	103.073	3.739	92	110	104	-0.853	0.38	0.1490
G 3	1.37	98.336	3.114	89	105	99	-0.453	0.045	0.1490
G 4	1.37	94.022	2.273	89	101	94	0.207	0.041	0.0780
G 5	1.37	94.591	2.954	85	101	95	-0.272	-0.015	0.0599
H 1	0.7	107.686	4.207	97	117	109	-0.619	-0.06	0.2140
H 2	0.7	101.786	3.283	94	107	102	-0.561	-0.461	0.1490
H 3	0.7	97.214	2.943	91	105	98	0.104	-0.703	0.1490
H 4	0.7	95.943	3.643	89	113	95	1.669	5.826	0.0780
H 5	0.7	93.6	2.209	89	101	94	0.54	1.014	0.0599
J 1	0.32	103.5	4.056	93	110	104	-0.744	0.22	0.2140
J 2	0.32	96.375	3.108	88	103	97	-0.409	0.455	0.1490
J 3	0.32	97.531	2.712	93	104	97	0.853	0.092	0.1490
J 4	0.32	92	2.155	88	96	92	0.02	-0.907	0.0780

(sambungan)

Posisi Circular	Area (mm)	PV	StdDev (PV)	Min	Max	Median	Skew.	Kurt.	Kontras
K 1	0.21	157.619	17.887	128	190	156	0.154	-1.174	0.9360
K 2	0.21	129.333	12.8	108	148	129	-0.133	-1.144	0.6860
K 3	0.21	120.571	8.244	109	135	119	0.247	-1.228	0.4580
K 4	0.21	103.238	4.969	96	112	102	0.03	-1.353	0.3270
K 5	0.21	96.714	3.273	90	102	98	-0.309	-0.804	0.2140
K 6	0.21	95.333	2.595	91	101	95	0.222	-0.283	0.1490
L 1	0.06	143.833	9.326	132	153	149	-0.399	-1.553	0.9360
L 2	0.06	126.667	8.262	116	137	129	-0.062	-1.417	0.6860
L 3	0.06	111.833	6.21	102	120	114	-0.385	-0.719	0.4580
L 4	0.06	101.333	3.266	99	106	100	0.695	-1.424	0.3270
L 5	0.06	96	3.162	90	99	97	-1.247	0.346	0.2140
M 1	0.04	123.25	7.676	115	132	127	0.072	-1.589	0.9360
M 2	0.04	115	2.16	112	117	116	-0.687	-1	0.6860
M 3	0.04	103.75	2.062	102	106	105	0.115	-1.848	0.4580
M 4	0.04	100.5	2.517	97	103	101	-0.652	-0.903	0.3270



Tabel D.4. Data Hasil Uji Nois dan Resolusi *Low Contrast Leeds Phantom TO. 20*
Kondisi Penyinaran 75 kVp, 1 mR, 1 mmCu

Posisi Circular	Area (mm)	PV	StdDev (PV)	Min	Max	Median	Skew.	Kurt.	Kontras	
A	1	92.58	92.607	1.866	85	100	93	0.005	-0.005	0.0599
A	2	92.58	89.761	1.763	83	97	90	-0.11	0.21	0.0399
A	3	92.58	88.399	1.712	82	96	88	-0.055	0.002	0.0301
A	4	92.58	88.371	1.926	81	99	88	0.267	0.611	0.0201
A	5	92.58	87.968	1.779	82	95	88	-0.006	0.074	0.0145
A	6	92.58	87.876	1.774	82	94	88	-0.019	-0.09	0.0101
B	1	48.38	90.563	1.811	83	97	91	-0.024	0.241	0.0599
B	2	48.38	89.184	1.869	81	96	89	-0.145	0.136	0.0399
B	3	48.38	87.94	1.817	80	95	88	-0.041	0.134	0.0301
B	4	48.38	88.041	2.138	82	100	88	0.9	2.659	0.0201
B	5	48.38	87.138	1.953	81	97	87	0.402	0.892	0.0145
B	6	48.38	86.608	1.731	81	93	87	0.027	0.042	0.0101
C	1	23.77	91.151	1.867	83	97	91	-0.08	0.299	0.0599
C	2	23.77	89.276	1.738	83	96	89	-0.048	0.163	0.0399
C	3	23.77	87.755	1.739	82	93	88	-0.005	0.043	0.0301
C	4	23.77	86.973	1.799	81	93	87	-0.011	0.046	0.0201
C	5	23.77	87.207	2.161	81	99	87	1.122	3.024	0.0145
D	1	12.01	94.574	1.945	88	101	95	-0.167	0.127	0.0780
D	2	12.01	93.925	1.947	87	101	94	-0.007	0.342	0.0599
D	3	12.01	91.298	1.924	85	98	91	-0.029	0.336	0.0399
D	4	12.01	91.013	1.933	83	96	91	-0.117	0.46	0.0301
D	5	12.01	90.544	1.866	83	97	91	-0.21	0.28	0.0201
D	6	12.01	90.427	1.776	85	97	90	0.116	-0.007	0.0145
E	1	5.58	93.916	1.982	88	101	94	0.031	0.028	0.0780
E	2	5.58	92.986	1.979	86	98	93	-0.157	0.2	0.0599
E	3	5.58	90.396	1.963	83	97	90	-0.255	0.668	0.0399
E	4	5.58	90.351	1.867	85	97	90	0.116	0.344	0.0301
E	5	5.58	89.548	1.759	85	95	90	-0.083	-0.199	0.0201
E	6	5.58	88.903	1.876	84	95	89	0.163	-0.147	0.0145
F	1	2.93	92.447	2.107	85	97	93	-0.344	0.055	0.0780
F	2	2.93	92.58	1.917	86	99	93	-0.11	0.299	0.0599
F	3	2.93	90.328	1.94	83	95	90	-0.208	0.261	0.0399
F	4	2.93	89.474	1.711	84	95	89	0.013	0.099	0.0301
F	5	2.93	88.809	1.613	84	95	89	0.047	0.244	0.0201
G	1	1.37	106.438	3.44	96	113	107	-0.585	0.167	0.2140
G	2	1.37	98.949	2.343	93	104	99	-0.141	-0.646	0.1490
G	3	1.37	96.19	2.181	90	104	96	0.008	0.891	0.1140
G	4	1.37	91.861	2.115	86	97	92	-0.435	-0.089	0.0780
G	5	1.37	91.139	1.941	86	96	91	-0.311	-0.212	0.0599
G	6	1.37	89.555	1.996	85	96	89	0.281	0.025	0.0399

(sambungan)

Posisi Circular	Area (mm)	PV	StdDev (PV)	Min	Max	Median	Skew.	Kurt.	Kontras
G 7	1.37	88.737	1.66	85	93	89	0.113	-0.526	0.0301
H 1	0.7	105.357	3.588	96	113	106	-0.457	-0.233	0.2140
H 2	0.7	98.114	2.841	91	103	99	-0.651	0.285	0.1490
H 3	0.7	94.129	2.818	87	98	95	-0.719	-0.334	0.1140
H 4	0.7	90.557	1.878	86	95	91	-0.096	-0.532	0.0780
H 5	0.7	90.529	2.205	83	95	91	-0.557	0.661	0.0599
H 6	0.7	89.243	1.672	83	94	89	-0.127	2.239	0.0399
H 7	0.7	88.814	1.89	85	92	89	-0.106	-0.839	0.0301
J 1	0.32	100.344	3.356	95	108	101	0.071	-0.609	0.2140
J 2	0.32	93.406	2.564	88	97	95	-0.334	-1.143	0.1490
J 3	0.32	92.875	2.673	88	97	93	-0.214	-1.094	0.1140
J 4	0.32	89.406	1.898	85	93	90	-0.572	-0.12	0.0780
J 5	0.32	88.938	1.917	86	92	89	0.23	-1.244	0.0599
K 1	0.21	150.429	19.572	113	179	152	-0.363	-0.94	0.9360
K 2	0.21	129	11.983	109	148	129	0.012	-1.176	0.6860
K 3	0.21	117.048	9.389	99	131	116	-0.197	-0.97	0.4580
K 4	0.21	103.238	4.582	97	111	103	0.255	-1.044	0.3270
K 5	0.21	96.19	2.482	91	99	97	-0.705	-0.586	0.2140
K 6	0.21	91.571	2.521	86	95	92	-0.843	-0.077	0.1490
K 7	0.21	89.714	2.411	86	93	90	-0.007	-1.381	0.1140
L 1	0.06	140.167	6.524	131	149	143	-0.112	-1.127	0.9360
L 2	0.06	118.167	4.491	113	125	119	0.316	-1.076	0.6860
L 3	0.06	108.5	5.167	101	114	110	-0.21	-1.265	0.4580
L 4	0.06	99.333	1.211	98	101	100	0.055	-1.388	0.3270
L 5	0.06	95.833	2.483	93	99	97	0.121	-1.665	0.2140
M 1	0.04	126.75	5.377	120	132	130	-0.331	-1.429	0.9360
M 2	0.04	112.5	5.196	107	119	114	0.263	-1.327	0.6860
M 3	0.04	103.5	2.517	101	107	103	0.652	-0.903	0.4580
M 4	0.04	96.75	0.957	96	98	97	0.493	-1.372	0.3270

Tabel D.5. Data Hasil Uji Nois dan Resolusi *Low Contrast Leeds Phantom TO. 20*
Kondisi Penyinaran 75 kVp, 5 mR, 1 mmCu

Posisi Circular	Area (mm)	PV	StdDev (PV)	Min	Max	Median	Skew.	Kurt.	Kontras	
A	1	92.48	88.933	1.368	83	94	89	-0.108	0.291	0.0599
A	2	92.48	84.145	1.221	80	91	84	0.077	0.165	0.0399
A	3	92.48	84.105	1.255	79	97	84	0.241	1.642	0.0301
A	4	92.48	83.034	1.227	77	88	83	-0.007	0.183	0.0201
A	5	92.48	82.931	1.241	78	89	83	-0.019	0.148	0.0145
A	6	92.48	82.877	1.276	79	88	83	-0.01	0.131	0.0101
A	7	92.48	82.877	1.276	79	88	83	-0.01	0.131	0.0081
B	1	47.8	87.568	1.545	79	93	88	-0.548	1.457	0.0599
B	2	47.8	85.038	1.274	80	90	85	-0.182	0.156	0.0399
B	3	47.8	84.098	1.223	80	89	84	0.068	0.059	0.0301
B	4	47.8	83.205	1.217	79	88	83	0.012	0.153	0.0201
B	5	47.8	82.969	1.197	79	88	83	-0.068	0.18	0.0145
B	6	47.8	82.288	1.461	78	89	82	0.706	1.801	0.0101
C	1	23.38	86.58	1.478	79	91	87	-0.722	1.573	0.0599
C	2	23.38	85.148	1.385	80	89	85	-0.385	0.331	0.0399
C	3	23.38	83.81	1.216	80	88	84	0.066	-0.05	0.0301
C	4	23.38	82.566	1.197	79	88	83	0.108	0.204	0.0201
C	5	23.38	82.347	1.229	78	87	82	-0.095	0.046	0.0145
C	6	23.38	82.218	1.501	78	92	82	1.629	7.208	0.0101
D	1	12.01	90.784	1.509	84	95	91	-0.568	0.803	0.0780
D	2	12.01	90.476	1.805	82	94	91	-0.905	1.215	0.0599
D	3	12.01	88.513	1.29	85	94	88	-0.01	0.268	0.0399
D	4	12.01	88.167	1.39	83	93	88	-0.127	0.251	0.0301
D	5	12.01	87.046	1.23	83	91	87	-0.079	0.125	0.0201
D	6	12.01	86.746	1.223	83	91	87	0.088	-0.133	0.0145
D	7	12.01	86.032	1.289	82	90	86	-0.157	-0.133	0.0101
E	1	5.58	90.254	1.735	83	96	91	-0.957	2.102	0.0780
E	2	5.58	89.645	1.551	82	93	90	-0.784	1.469	0.0599
E	3	5.58	87.573	1.592	82	92	88	-0.422	0.182	0.0399
E	4	5.58	86.93	1.181	83	91	87	0.116	0.183	0.0301
E	5	5.58	86.152	1.273	82	90	86	-0.161	0.071	0.0201
E	6	5.58	85.668	1.299	82	90	86	0.026	-0.211	0.0145
F	1	2.93	89.666	1.743	83	93	90	-0.852	1.159	0.0780
F	2	2.93	88.863	1.462	84	92	89	-0.256	-0.052	0.0599
F	3	2.93	87.048	1.357	84	91	87	0.169	0.23	0.0399
F	4	2.93	86.167	1.251	83	90	86	-0.024	-0.117	0.0301
F	5	2.93	85.256	1.266	82	89	85	0.049	-0.242	0.0201
F	6	2.93	84.717	1.176	82	88	85	-0.058	-0.286	0.0145
G	1	1.37	103.467	3.22	96	109	104	-0.302	-0.937	0.2140
G	2	1.37	96.453	2.149	91	100	97	-0.455	-0.698	0.1490

(sambungan)

Posisi Circular	Area (mm)	PV	StdDev (PV)	Min	Max	Median	Skew.	Kurt.	Kontras	
G	3	1.37	92.971	2.135	88	98	93	-0.03	-0.51	0.1140
G	4	1.37	87.861	1.664	81	92	88	-0.693	1.677	0.0780
G	5	1.37	87.774	1.243	85	91	88	-0.073	0.104	0.0599
G	6	1.37	85.774	1.595	80	90	86	-0.51	0.741	0.0399
G	7	1.37	84.993	1.191	82	88	85	0.171	-0.167	0.0301
H	1	0.69	100.855	3.537	92	107	102	-0.707	-0.02	0.2140
H	2	0.69	93.783	2.085	90	99	94	-0.071	-0.598	0.1490
H	3	0.69	91.072	1.76	88	94	91	-0.225	-0.984	0.1140
H	4	0.69	87.348	1.589	83	91	87	-0.384	0.305	0.0780
H	5	0.69	86.377	1.856	82	90	87	-0.242	-0.529	0.0599
H	6	0.69	84.638	1.098	82	87	85	-0.052	-0.59	0.0399
J	1	0.32	98.062	3.005	93	103	98	-0.206	-1.194	0.2140
J	2	0.32	92	2.514	87	96	92	-0.495	-0.598	0.1490
J	3	0.32	89.781	1.581	86	93	90	-0.33	-0.324	0.1140
J	4	0.32	86.844	1.648	84	90	87	0.034	-0.656	0.0780
J	5	0.32	85.688	1.469	83	88	86	-0.5	-0.724	0.0599
J	6	0.32	85.281	1.631	82	88	85	-0.146	-0.594	0.0399
K	1	0.21	148.14	16.365	122	177	148	0.148	1.1270	0.9360
K	2	0.21	123.667	10.716	107	142	124	0.074	1.1990	0.6860
K	3	0.21	113.762	7.609	100	126	113	-0.035	1.1170	0.4580
K	4	0.21	98.81	4.697	91	105	100	-0.512	1.0340	0.3270
K	5	0.21	92.143	2.689	87	96	92	-0.314	0.8990	0.2140
K	6	0.21	88.095	2.119	84	91	89	-0.58	0.6720	0.1490
K	7	0.21	86.857	2.081	84	90	87	0.024	1.4680	0.1140
K	8	0.21	84.524	2.015	80	87	85	-0.636	0.5280	0.0780
L	1	0.06	136.833	5.947	130	144	139	-0.128	-1.516	0.9360
L	2	0.06	115.667	5.465	108	121	119	-0.486	-1.447	0.6860
L	3	0.06	105.167	4.262	98	109	107	-0.873	-0.788	0.4580
L	4	0.06	94	2.608	91	98	94	0.445	-1.08	0.3270
L	5	0.06	91.833	0.753	91	93	92	0.228	-0.893	0.2140
L	6	0.06	86.833	1.329	85	89	87	0.321	-0.399	0.1490
L	7	0.06	85.833	0.753	85	87	86	0.228	-0.893	0.1140
M	1	0.04	120.75	6.021	115	129	121	0.618	-1.044	0.9360
M	2	0.04	107.75	3.775	104	111	111	-0.035	-1.954	0.6860
M	3	0.04	101.5	4.123	98	106	104	0.115	-1.848	0.4580
M	4	0.04	93.75	0.957	93	95	94	0.493	-1.372	0.3270
M	5	0.04	88.25	1.258	87	90	88	0.652	-0.903	0.2140
M	6	0.04	88.25	1.258	87	90	88	0.652	-0.903	0.1490

LAMPIRAN E

Pengukuran Entrance Surface Dose (ESD_{TLD}) dengan Metode Pengukuran Langsung

Tabel E.1 Faktor Kalibrasi (fk) Hasil Interpolasi terhadap Nilai HVL Pesawat Shimadzu pada Setting kVp Tertentu yang Digunakan untuk Pengukuran ESD

kV	HVL (mmAl)	fk hasil interpolasi (mGy/nC)
50	1.95	0.093
55	2.11	0.093
56	2.15	0.093
60	2.3	0.093
65	2.53	0.094
70	2.7	0.093
74	2.9	0.094
75	2.94	0.094
80	3.1	0.094
83	3.28	0.095
85	3.36	0.095
100	4.03	0.098

Tabel E.2. Hasil Pengukuran Entrance Surface Dose (ESD_{TLD}) Metode Pengukuran Langsung

No	Jenis Pemeriksaan	FFD	kV	mAs	HVL	fk (mGy/nC)	Kode TLD	Reading (nC)	Mean (nC)	ESD _{TLD} (mGy)	ESD _{TLD} /mAs
1	Kepala PA	100	70	10	2.7	0.093	3c5	55.513	23.290	2.166	0.217
2							3c6	23.51			
3							3c7	23.07			
4			70	16	2.7	0.093	3c8	30.259	26.339	2.449	0.153
5							3c9	26.87			
6			75	10	2.94	0.094	3c10	25.807	33.641	3.162	0.316
7							3d1	21.314			
8							3d2	33.641			
9			75	16	2.94	0.094	3d3	20.818	35.493	3.336	0.209
10							3d4	35.493			
11							3d5	47.408			
12			80	10	3.1	0.094	3d6	31.089	25.134	2.363	0.236
13							3d7	22.887			
14							3d8	25.086			
15			80	16	3.1	0.094	3d9	25.182	38.125	3.584	0.224
16							3d10	34.682			
17							3e1	35.459			
18			83	14	3.28	0.095	3e2	44.234	40.359	3.834	0.274
19							3m2	28.417			
20							3m3	40.359			
21								3m4	56.068		

(sambungan)

No	Jenis Pemeriksaan	FFD	kV	mAs	HVL	fk (mGy/nC)	Kode TLD	Reading (nC)	Mean (nC)	ESD _{TLD} (mGy)	ESD _{TLD} /mAs
22			85	10	3.36	0.095	3e3	15.815	38.708	3.677	0.368
23							3e4	38.708			
24							3e5	45.718			
25			85	16	3.36	0.095	3e6	35.41	41.347	3.928	0.245
26							3e7	37.909			
27							3e8	50.723			
							Mean ESD _{TLD} Kepala PA			3.167	
							Min.			2.166	
							Max.			3.928	
							ESD 3 rd Quartile Kepala PA			3.756	
28	Thorax PA	150	50	8	1.95	0.093	3a1	28.61	11.508	1.070	0.134
29							3a2	17.885			
30							3a3	11.508			
31			50	10	1.95	0.093	3a4	14.386	14.424	1.341	0.134
32							3a5	15.796			
33							3a6	13.09			
34			55	8	2.11	0.093	3a7	25.543	25.566	2.378	0.297
35							3a8	26.178			
36							3a9	24.977			
37			55	10	2.11	0.093	3b3	14.919	14.919	1.387	0.139
38							3b4	30.615			
39							3b5	35.387			
40			60	8	2.3	0.094	3a10	12.813	16.157	1.519	0.190

(sambungan)

No	Jenis Pemeriksaan	FFD	kV	mAs	HVL	fk (mGy/nC)	Kode TLD	Reading (nC)	Mean (nC)	ESD _{TLD} (mGy)	ESD _{TLD} /mAs
41							3b1	22.036			
42							3b2	19.501			
43			60	10	2.3	0.094	3b6	17.557	16.378	1.539	0.154
44							3b7	15.198			
45							3b8	24.294			
46			65	8	2.53	0.094	3b9	19.275	17.985	1.691	0.211
47							3b10	21.972			
48							3c1	16.695			
49			65	10	2.53	0.094	3c2	17.559	18.316	1.722	0.172
50							3c3	19.072			
51							3c4	25.884			
52			100	1	4.03	0.098	3i6	28.035	27.680	2.713	2.713
53							3i7	24.549			
54							3i8	30.455			
55			100	2.5	4.03	0.098	3i9	15.746	24.163	2.368	0.947
56							3i10	48.366			
57							3m1	24.163			
							Mean ESD _{TLD} Thorax PA				1.830
							Min.				1.07
							Max.				2.713
							ESD 3 rd Quartile Thorax PA				2.961
58	Abdomen AP	100	70	16	2.7	0.093	3e9	42.209	43.888	4.082	0.255
59							3e10	45.566			

(sambungan)

No	Jenis Pemeriksaan	FFD	kV	mAs	HVL	fk (mGy/nC)	Kode TLD	Reading (nC)	Mean (nC)	ESD _{TLD} (mGy)	ESD _{TLD} /mAs
60							3f1	34.170			
61			70	20	2.7	0.093	3g1	44.468	43.949	4.087	0.204
62							3g2	39.030			
63							3g3	43.429			
64			74	16	2.9	0.094	3g7	36.357	44.190	4.154	0.260
65							3g8	45.200			
66							3g9	43.179			
67			75	16	2.94	0.094	3f5	42.791	44.457	4.179	0.261
68							3f6	45.300			
69							3f7	45.281			
70			75	20	2.94	0.094	3f8	48.086	45.270	4.255	0.213
71							3f9	40.576			
72							3f10	47.147			
73			80	16	3.1	0.094	3f2	36.815	45.404	4.268	0.267
74							3f3	45.404			
75							3f4	39.567			
76			80	20	3.1	0.094	3g10	41.417	46.340	4.356	0.218
77							3h1	42.553			
78							3h2	50.126			
79			85	16	3.36	0.095	3m5	44.963	46.462	4.414	0.276
80							3m6	35.965			
81							3m7	47.961			
82			85	20	3.36	0.095	3g4	66.042	50.639	4.811	0.241

(sambungan)

No	Jenis Pemeriksaan	FFD	kV	mAs	HVL	fk (mGy/nC)	Kode TLD	Reading (nc)	Mean (nC)	ESD _{TLD} (mGy)	ESD _{TLD} /mAs
83							3g5	43.071			
84							3g6	42.804			
							Mean ESD _{TLD} Abdomen AP				4.290
							Min.				4.082
							Max.				4.811
							ESD 3 rd Quartile Abdomen AP				4.385

LAMPIRAN F
Hasil Evaluasi Citra

Tabel F.1. Hasil Evaluasi Citra Untuk Pemeriksaan Kepala PA

No	Kriteria Penerimaan Citra	Citra 1		Citra 2		Citra 3		Citra 4		Citra 5		Citra 6		Citra 7		Citra 8		Citra 9	
		70 kV, 10 mAs	70 kV, 16 mAs	75 kV, 10 mAs	75 kV, 16 mAs	80 kV, 10 mAs	80 kV, 16 mAs	83 kV, 14 mAs	83 kV, 16 mAs	85 kV, 16 mAs	85 kV, 20 mAs								
1	Reproduksi yang simetris dari os cranium (kubah tengkorak)	^a G ^b P	G	^a G ^b P	G	^a G ^b P	G	^a G ^b P	G	^a G ^b P	P	^a G ^b P	G	^a G ^b P	G	^a G ^b P	G	^a G ^b P	G
2	Reproduksi yang simetris dari cavum orbita (rongga mata)	G	G	G	G	G	G	G	G	G	G	G	G	G	G	G	G	G	G
3	Reproduksi yang simetris dari os petrosium	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P
4	Apex petrosium os temporalis terproyeksi ditengah orbita	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P
5	Visual yang tajam dari reproduksi sinus frontalis	G	G	G	G	G	G	G	G	G	G	G	G	G	G	G	G	G	G
6	Visual yang tajam dari reproduksi sel-sel ethmoid	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P
7	Visual yang tajam dari reproduksi apex petrosium (petrous ridge) os temporalis	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P
8	Visual yang tajam dari reproduksi saluran auditori internal (canal auditory internal)	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P
9	Visual yang tajam dari reproduksi lamina luar dan dalam os cranium (kubah tengkorak)	G	G	G	G	G	G	G	G	G	G	G	G	G	G	G	G	G	G
	^c Persentase	44,44 %	33,33 %	33,33 %	33,33 %	33,33 %	33,33 %	33,33 %	33,33 %	33,33 %	33,33 %	44,44 %	44,44 %	44,44 %	44,44 %	33,33 %	33,33 %	33,33 %	33,33 %

^aG (good): fitur terdeteksi dan reproduksi terlihat baik, detail nampak jelas

^bP (poor): fitur tidak terlihat jelas, detail tampak kabur (tidak jelas)

^cPersentase : (n G diperoleh untuk setiap eksposi : n kriteria penerimaan) x 100 %, dengan n = jumlah

Tabel F.2. Hasil Uji Evaluasi Citra Untuk Pemeriksaan Thorax PA

No	Kriteria Penerimaan Citra	Citra 1		Citra 2		Citra 3		Citra 4		Citra 5		Citra 6		Citra 7		Citra 8	
		^a G	^b P	^a G	^b P	^a G	^b P	^a G	^b P	^a G	^b P	^a G	^b P	^a G	^b P	^a G	^b P
1	Gambaran tulang iga tergambar di atas diafragma, ke-6 iga depan dan ke 10 iga belakang.	G		G		G		G		G		G		G		G	
2	Reproduksi Thorax tergambar simetris dengan posisi processus spinosus ditengah antara kedua clavikula.	G		G		G		G		G		G		G		G	
3	Gambaran tepi medial scapula tidak menutupi paru	P		P		P		P		P		P		P		P	
4	Reproduksi seluruh tulang iga tergambar di atas diafragma	P		P		P		P		P		P		P		P	
5	Visual yang tajam dari reproduksi pembuluh darah paru di seluruh area paru, terutama pembuluh darah peripheral	P		P		P		P		P		P		P		P	
6	Visual yang tajam dari reproduksi trachea	G		G		G		G		G		G		G		G	
7	Visual yang tajam dari reproduksi proximal bronchus	P		P		P		P		P		P		P		P	
8	Visual yang tajam dari reproduksi batas jantung dan aorta	P		P		P		P		P		P		P		P	
9	Visual yang tajam dari reproduksi diafragma dan sudut costophrenicus	P		P		P		P		P		P		P		P	
10	Terlihat gambaran retrocardiac paru-paru dan mediastinum	G		G		G		G		G		G		G		G	
11	Terlihat gambaran tulang belakang (spine) melalui bayangan jantung	G		G		G		G		G		G		G		G	
	^c Persentase	45.45 %		45.45 %		45.45 %		45.45 %		45.45 %		45.45 %		45.45 %		45.45 %	

^aG (good): fitur terdeteksi dan reproduksi terlihat baik, detil nampak jelas

^bP (poor): fitur tidak terlihat jelas, detil tampak kabur (tidak jelas)

^cPersentase : (n G diperoleh untuk setiap ekspos : n kriteria penerimaan) x 100 %, dengan n = jumlah

(sambungan)

No	Kriteria Penerimaan Citra	Citra 9		Citra 10	
		^a G	^b P	^a G	^b P
		100 kV, 1 mAs		100 kV, 2.5 mAs	
1	Gambaran tulang iga tergambar di atas diafragma, ke-6 iga depan dan ke 10 iga belakang.	G	G	G	G
2	Reproduksi Thorax tergambar simetris dengan posisi processus spinosus ditengah antara kedua clavikula.	G	G	G	G
3	Gambaran tepi medial scapula tidak menutupi paru		P		P
4	Reproduksi seluruh tulang iga tergambar di atas diafragma		P		P
5	Visual yang tajam dari reproduksi pembuluh darah paru di seluruh area paru, terutama pembuluh darah peripheral		P		P
6	Visual yang tajam dari reproduksi trachea	G	G	G	G
7	Visual yang tajam dari reproduksi proximal bronchus	G	G	G	G
8	Visual yang tajam dari reproduksi batas jantung dan aorta		P		P
9	Visual yang tajam dari reproduksi diafragma dan sudut costophrenicus		P		P
10	Terlihat gambaran retrocardiac paru-paru dan mediastinum	G	G	G	G
11	Terlihat gambaran tulang belakang (spine) melalui bayangan jantung	G	G	G	G
	^c Persentase	54,54 %		54,54 %	

^aG (good): fitur terdeteksi dan reproduksi terlihat baik, detil nampak jelas

^bP (poor): fitur tidak terlihat jelas, detil tampak kabur (tidak jelas)

^cPersentase : (n G diperoleh untuk setiap eksposi : n kriteria penerimaan) x 100 %, dengan n = jumlah

Tabel F.3. Hasil Evaluasi Citra Untuk Pemeriksaan Abdomen AP

No	Kriteria Penerimaan Citra	Citra 1	Citra 2	Citra 3	Citra 4	Citra 5	Citra 6	Citra 7	Citra 8	Citra 9
		70 kV, 16 mAs ^a G ^b P	70 kV, 20 mAs ^a G ^b P	74 kV, 16 mAs ^a G ^b P	75 kV, 16 mAs ^a G ^b P	75 kV, 20 mAs ^a G ^b P	80 kV, 16 mAs ^a G ^b P	80 kV, 20 mAs ^a G ^b P	80 kV, 16 mAs ^a G ^b P	85 kV, 16 mAs ^a G ^b P
1	Reproduksi seluruh area saluran kemih bagian atas (ginjal)	G	G	G	G	G	G	G	G	G
2	Reproduksi seluruh area dari saluran kemih bagian bawah (kandung kemih)	G	G	G	G	G	G	G	G	G
3	Gambaran ginjal keseluruhan	P	P	P	P	P	P	P	P	P
4	Visualisasi psoas keseluruhan	P	P	P	P	P	P	P	P	P
5	Visualisasi secara tajam dari tulang-tulang	P	G	P	P	P	G	P	P	P
	^c Persentase	40 %	60 %	40 %	40 %	40 %	60 %	40 %	40 %	40 %

^aG (good): fitur terdeteksi dan reproduksi terlihat baik, detail nampak jelas

^bP (poor): fitur tidak terlihat jelas, detail tampak kabur (tidak jelas)

^cPersentase : $(n \text{ G} / \text{jumlah}) \times 100 \%$, dengan n = jumlah

Tabel F.4. Nilai Kontras Citra Kepala PA

kV	mAs	lgM	ESD	Area (mm ²)	Mean PV (x)	StdDev (PV)	Mean PV (y)	StdDev (PV)	Mean PV (z)	StdDev (PV)	Kontras		Uk. Piksel (mm)	Resolusi (pix/mm)
											Tinggi (Δxy)	Rendah (Δxz)		
70	10	1.94	2.166	25.5	224.1	4.3	146	4.4	174.6	6.7	78.1	49.5	0.15 x 0.15	6.667
70	16	1.99	2.449	25.5	230.6	3.5	163.7	3.8	166.3	5.8	66.9	64.3	0.15 x 0.15	6.667
75	10	2.29	3.162	25.5	229.9	3.8	159.2	4.1	160	5.6	70.7	69.9	0.15 x 0.15	6.667
75	16	2.47	3.336	25.5	235.4	3.1	162.9	3.3	163.7	5.4	72.5	71.7	0.15 x 0.15	6.667
80	10	2.5	2.363	25.5	234.3	2.6	183.3	2.7	184.3	4.5	51	50	0.15 x 0.15	6.667
80	16	2.54	3.584	25.5	223.6	3	151.8	3.2	161.7	4	71.8	61.9	0.15 x 0.15	6.667
83	14	2.69	3.834	25.5	234.2	2.9	170.5	3.3	171.2	4.5	63.7	63	0.15 x 0.15	6.667
85	10	2.67	3.677	25.5	235.4	2.7	169.9	3.1	170.7	5.4	65.5	64.7	0.15 x 0.15	6.667
85	16	2.7	3.928	25.5	234.5	2.2	172.5	2.9	173.2	4.3	62	61.3	0.15 x 0.15	6.667

Catatan :

- ^x Area Tulang Zygoma
- ^y Area Cavum Orbita
- ^z Area Sinus Maxillaris

Tabel F.5. Nilai Kontras Citra Thorax PA

kV	mAs	lgM	ESD	Area (mm ²)	Mean PV (x)	StdDev (PV)	Mean PV (y)	StdDev (PV)	Mean PV (z)	StdDev (PV)	Kontras		Uk. Piksel (mm)	Resolusi (pix/mm)
											Tinggi (Δ xz)	Rendah (Δ yz)		
50	8	1.95	1.04	25.5	234.5	2.5	119.6	7.7	41.3	3.9	193.1	114.9	0.15 x 0.15	6.667
50	10	1.95	1.13	25.5	217.2	2.7	106.6	7.6	18.2	2.5	199.0	110.5	0.15 x 0.15	6.667
55	8	2.11	1.21	25.5	201.5	3.2	59.3	6.5	1.9	1.3	199.5	142.2	0.15 x 0.15	6.667
55	10	2.11	1.37	25.5	185.8	3.3	44.6	6.7	1.0	1.8	184.8	141.2	0.15 x 0.15	6.667
56	6.3	2.15	1.23	25.5	219.7	1.9	116.4	6.1	37.8	2.9	181.9	103.2	0.15 x 0.15	6.667
60	8	2.3	1.47	25.5	226.4	1.6	127.4	5.4	47.8	3.1	178.5	98.9	0.15 x 0.15	6.667
60	10	2.3	1.51	25.5	221.3	1.6	121.5	5.7	47.5	3.2	173.8	99.8	0.15 x 0.15	6.667
65	8	2.53	1.63	25.5	220.7	1.6	119.0	5.3	43.7	3.1	176.9	101.7	0.15 x 0.15	6.667
65	10	2.53	1.74	25.5	225.9	2.1	125.6	6.8	44.9	3.3	181.1	100.3	0.15 x 0.15	6.667
100	1	4.03	0.73	25.5	230.7	2.7	123.4	6.5	64.1	4.6	166.7	107.4	0.15 x 0.15	6.667
100	2.5	4.03	1.06	25.5	225.5	2.8	97.5	5.6	45.9	3.3	179.6	128.0	0.15 x 0.15	6.667

Catatan :

- x Area Diafragma
- y Area Tulang Iga ke-8
- z Area Paru-Paru Kiri

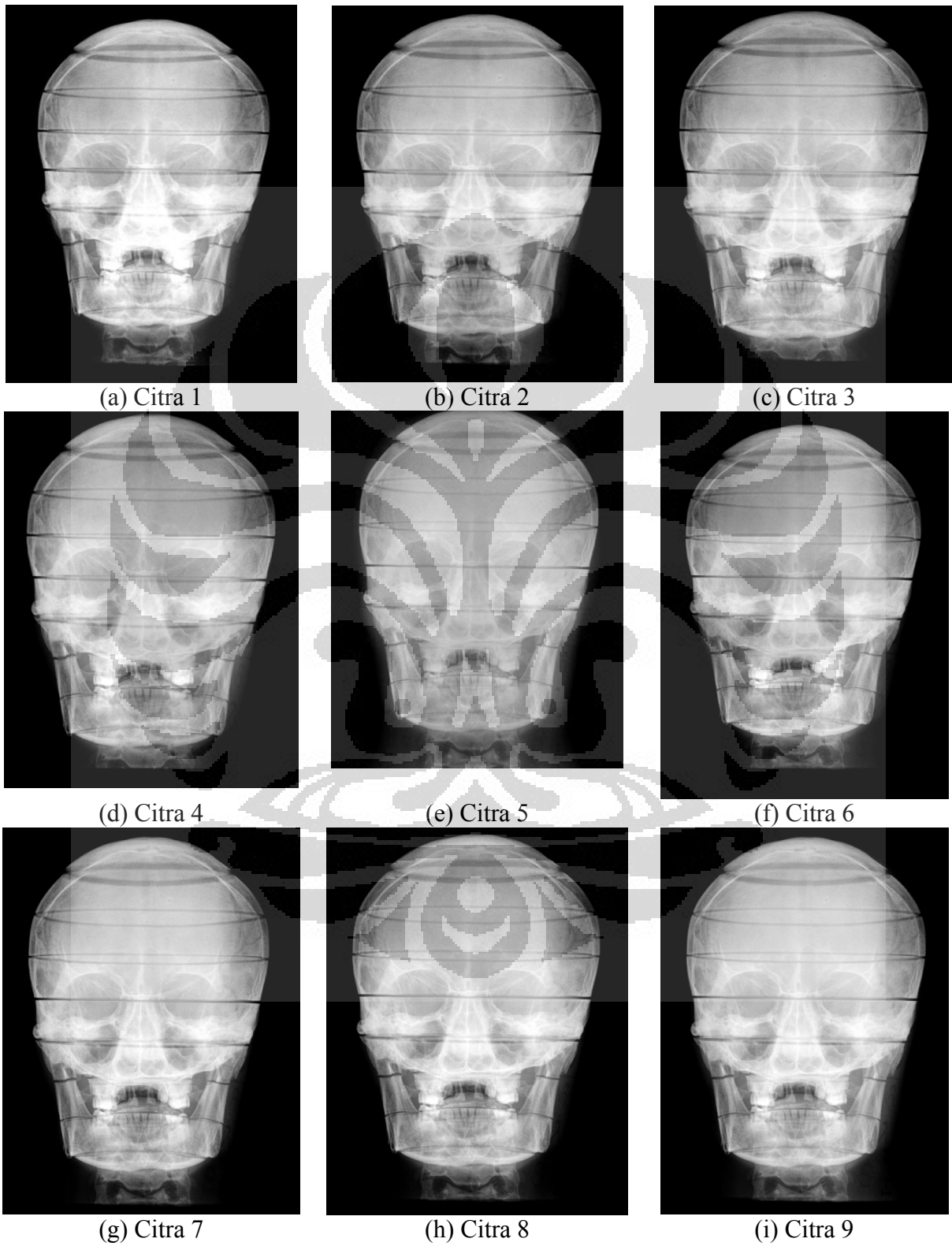
Tabel F.6. Nilai Kontras Citra Abdomen AP

kV	mAs	lgM	ESD	Area (mm ²)	Mean PV (x)	StdDev (PV)	Mean PV (y)	StdDev (PV)	Mean PV (z)	StdDev (PV)	Kontras		Uk. Piksel (mm)	Resolusi (pix/mm)
											Tinggi (Δxy)	Rendah (Δxz)		
70	16	1.11	4.082	26	220	5.2	102	6.3	125.1	7	118	94.9	0.15 x 0.15	6.667
70	20	1.22	4.087	26	206.6	6.7	81.2	5.8	104.6	6.1	125.4	102	0.15 x 0.15	6.667
74	16	1.26	4.154	26	186.7	7.5	62.4	4.7	84.5	6.2	124.3	102.2	0.15 x 0.15	6.667
75	16	1.28	4.179	26	162.1	8.1	35.3	4.2	41.4	4.2	126.8	120.6	0.15 x 0.15	6.667
75	20	1.36	4.255	26	181.2	6.0	85	4.2	88.7	4.1	96.2	92.5	0.15 x 0.15	6.667
80	16	1.44	4.268	26	180.9	6.4	73.8	4.6	75.4	4.2	107	105.5	0.15 x 0.15	6.667
80	20	1.53	4.356	26	189.5	6.3	90.3	4.5	94.6	4.5	99.2	94.9	0.15 x 0.15	6.667
85	16	1.56	4.414	26	172.3	6.0	72.6	4.1	79.2	3.8	99.6	93.1	0.15 x 0.15	6.667
85	20	1.65	4.811	26	184.6	7.9	70	5.4	77.4	5.2	114.6	107.3	0.15 x 0.15	6.667

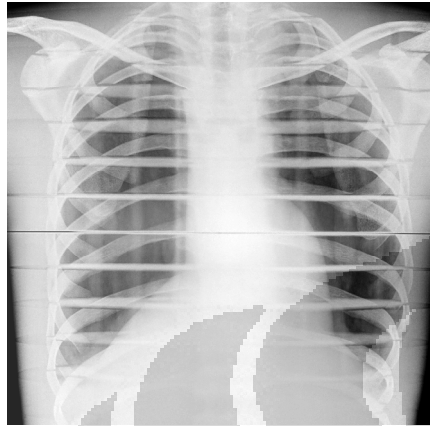
Catatan :

- x Area Tulang Illium
- y Area Otot Psoas Mayor
- z Area Cavum Uteri

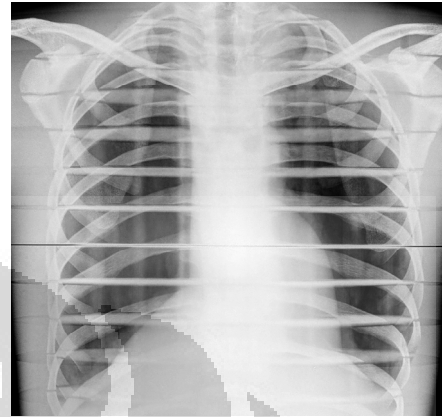
Gambar F.1. Hasil Citra Untuk Proyeksi Kepala PA



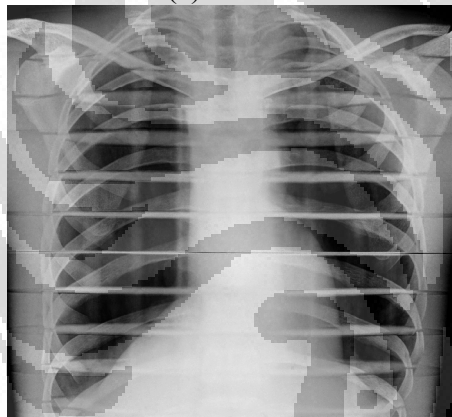
Gambar F.2. Hasil Citra Untuk Proyeksi Thorax PA



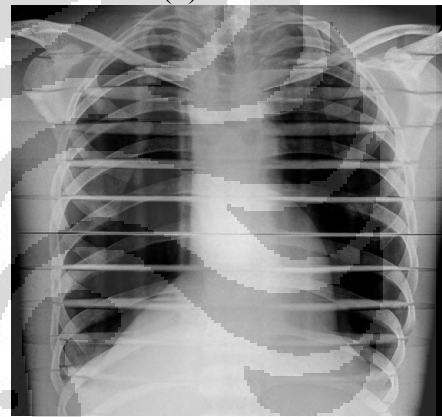
(a) Citra 1



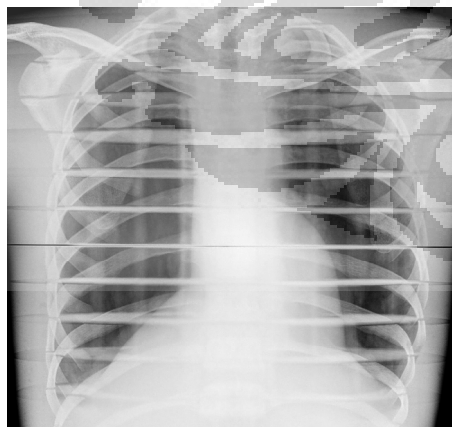
(b) Citra 2



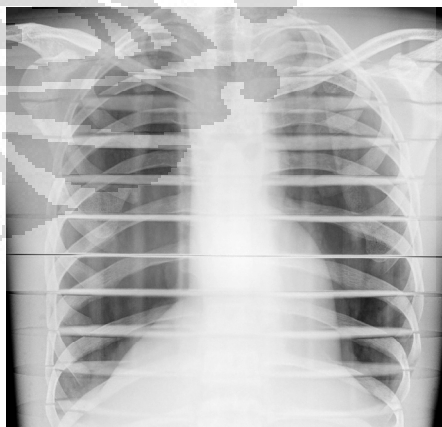
(c) Citra 3



(d) Citra 4



(e) Citra 5

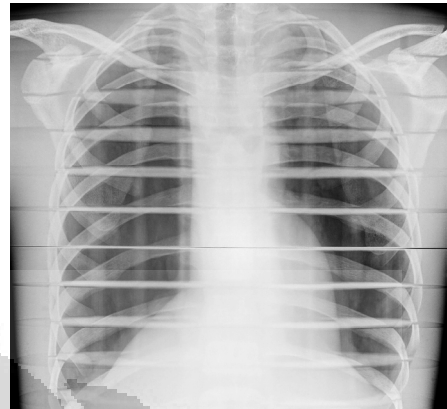


(f) Citra 6

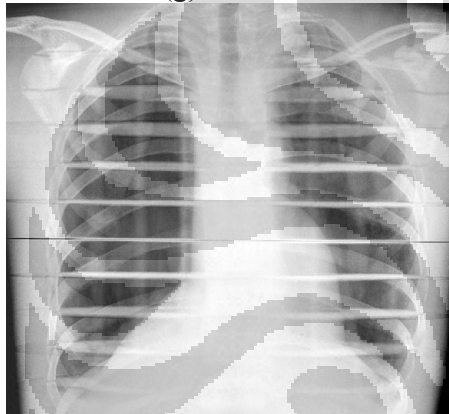
(sambungan)



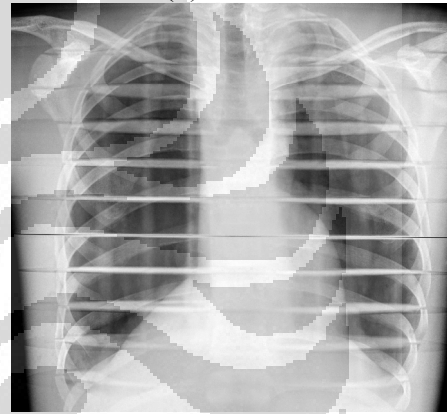
(g) Citra 7



(h) Citra 8



(i) Citra 9



(j) Citra 10

Gambar F.3. Hasil Citra Untuk Proyeksi Abdomen AP

