



UNIVERSITAS INDONESIA

**OPTIMASI CITRA RADIOGRAFI
DAN *ENTRANCE SURFACE DOSE* (ESD)
MENGUNAKAN SISTEM *FUJI COMPUTED
RADIOGRAPHY* (FCR)**

TESIS

Diajukan sebagai salah satu syarat untuk memperoleh gelar Magister Sains

**GUNTUR WINARNO
0906576460**

**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 sendiri,
dan semua sumber baik yang dikutip maupun dirujuk
telah saya nyatakan dengan benar

Nama : Guntur Winarno

NPM : 0906576460

Tanda Tangan : 

Tanggal : 3 Januari 2012

LEMBAR PENGESAHAN

Tesis ini diajukan oleh

Nama : Guntur Winarno
NPM : 0906576460
Program studi : Fisika
Khusus : Fisika Medis dan Biofisika
Judul tesis : Optimisasi Citra Radiografi dan *Entrance Surface Dose* (ESD) menggunakan *Fuji Computed Radiography* (FCR)

Telah berhasil dipertahankan dihadapan Dewan Penguji dan diterima sebagai bagian persyaratan yang diperlukan untuk memperoleh gelar Magister Sains pada Program Studi Fisika, Kekhususan Fisika Medis dan Biofisika, 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. Fredy Hariyanto (.....)

Ditetapkan di : Jakarta

Tanggal : 3 Januari 2012

KATA PENGANTAR

Segala puji dan syukur saya panjatkan ke hadirat Allah SWT Yang Maha Tinggi dan Maha Pintar, yang telah melimpahkan rahmat-Nya, sehingga saya dapat menyelesaikan tesis ini. Penulisan tesis ini dilakukan dalam rangka memenuhi salah satu syarat untuk mencapai gelar Magister Sains Program Studi Magister Fisika Program Kekhususan Fisika Medis dan Biofisika Pasca Sarjana Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Indonesia. Saya menyadari bahwa, tanpa bantuan dan bimbingan dari berbagai pihak, dari masa perkuliahan sampai pada penyusunan tesis ini, sangatlah sulit bagi saya untuk menyelesaikan tesis ini. Oleh karena itu, saya menyampaikan rasa terima kasih yang sangat tulus kepada :

1. Ibu DR. Djarwani S. Soejoko selaku dosen pembimbing yang telah banyak meluangkan waktu, tenaga, dan pikiran untuk mengarahkan saya dalam penyusunan tesis ini;
2. DR. Musaddiq Musbach, DR. Warsito, dan DR. Freddy Hariyanto yang telah menjadi penguji dan memberikan masukan serta koreksi terhadap tesis ini;
3. Pihak PT. Fuji Modern Int, Tbk., Bapak Daniel dan Mas Ikhsan, yang telah memberikan masukan data dalam penyusunan tesis ini;
4. Pihak RS Atmajaya, Dokter Yanto Budiman, Sp.Rad, M.Kes, Pak Mukhlis, Bu Singet, Mas Jaya Jauhari, dan Mas Barkulael, yang telah memberikan ijin dan mendampingi saya dalam pengambilan data;
5. Seluruh staf Jurusan Teknik Radiodiagnostik dan Radioterapi Politeknik Kesehatan Jakarta II yang telah memberikan dorongan semangat, banyak membantu dan memberikan kelonggaran waktu kepada saya untuk kuliah dan menyelesaikan tesis ini;
6. De Indah, Phasya, dan Bintang yang telah memberikan do'a dan dorongan semanga untuk menyelesaikan tesis ini, keberadaan kalian sangat luar biasa;
7. Bapak dan ibu tersayang, juga adikku Nana dan Puji, terimakasih atas do'anya;

8. Mas Gamal dan Pak Eddy Rumhadi, atas bantuannya selama ini, juga untuk teman-teman Persatuan Radiografer Indonesia atas semangatnya, sehingga menginspirasi saya untuk semangat kuliah dan menyelesaikan tesis ini;
9. Egi Kamal Murdaka dan Ramadhani Azri yang setia menemani saya begadang sampai pagi untuk mengambil data di RS Atmajaya;
10. Teman-teman fisika medis angkatan 2009, Mbak Dyah Palupi dan Mbak Indah Annisa, Mbak Arreta, Mas Frans Rambe, Mbak Rini, dan Mas Sapto semoga jalinan kekeluargaan kita tetap lestari sepanjang masa.

Akhir kata, saya berharap Allah SWT berkenan membalas segala kebaikan semua pihak yang telah membantu. Semoga tesis ini membawa manfaat bagi pengembangan ilmu.

Jakarta, 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 : Guntur Winarno
NPM : 0906576460
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 Radiografi dan *Entrance Surface Dose* (ESD) Menggunakan Sistem
Fuji Computed Radiography

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 mempublikasikan 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



(Guntur Winarno)

ABSTRAK

Nama : Guntur Winarno
Program studi : Magister Fisika Medis
Judul : Optimasi Citra Radiografi dan *Entrance Surface Dose* (ESD) menggunakan Sistem *Fuji Computed Radiography* (FCR)

Telah dilakukan penelitian optimasi citra radiografi dengan *phantom* rando laki-laki menggunakan sistem FCR type Capsula XL-2 Drypic 4000. Dilakukan juga pengukuran ESD menggunakan *thermoluminescent dosimeter* (TLD), untuk pemeriksaan kepala AP, cervical AP, thorax PA teknik kVp standar dan teknik kVp tinggi, dan pemeriksaan pelvis AP. Optimasi pembentukan citra dievaluasi berdasarkan panduan dari *European Commission* dengan kriteria penerimaannya, kondisi eksposi kVp dan mAs, ESD, kontras tinggi dan kontras rendah. Selain evaluasi visual citra untuk optimasi diperhatikan pula karakter *incident exposure* FCR yang dinyatakan dengan *Sensitivity Value* (S Value) dengan proses digitasi citra yang dapat dilihat pada tampilan *image consule* dan *software ImageJ*. Uji fungsi pesawat sinar-X dilakukan sebelum pelaksanaan penelitian menurut panduan RCWA, dan sistem FCR menurut panduan AAPM dan KCare, dengan hasil, keduanya memenuhi standar yang disyaratkan. Hasil penelitian optimasi menunjukkan bahwa untuk pemeriksaan kepala AP optimasi terjadi pada kondisi eksposi 65 kVp 20 mAs dan ESD 2.67 mGy. Pemeriksaan cervical AP optimasi terjadi pada eksposi 55 kVp 16 mAs dan ESD 2.55 mGy. Untuk pemeriksaan thorax PA teknik kVp standar optimasi terjadi pada 50 kVp 10 mAs dan ESD 2.24 mGy, sedangkan untuk teknik kVp tinggi optimasi terjadi pada eksposi 100 kVp 1 mAs dan ESD 1.75 mGy. Untuk pemeriksaan pelvis AP optimasi terjadi pada eksposi 75 kVp 10 mAs dan ESD 2.24 mGy.

Kata kunci :
FCR, Optimasi citra, ESD

ABSTRAK

Name : Guntur Winarno
Study Program : Magister of Medical Physics
Title : Optimazation Radiography Image and Entrance Surface Dose (ESD) Using Fuji Computed Radiography (FCR) System

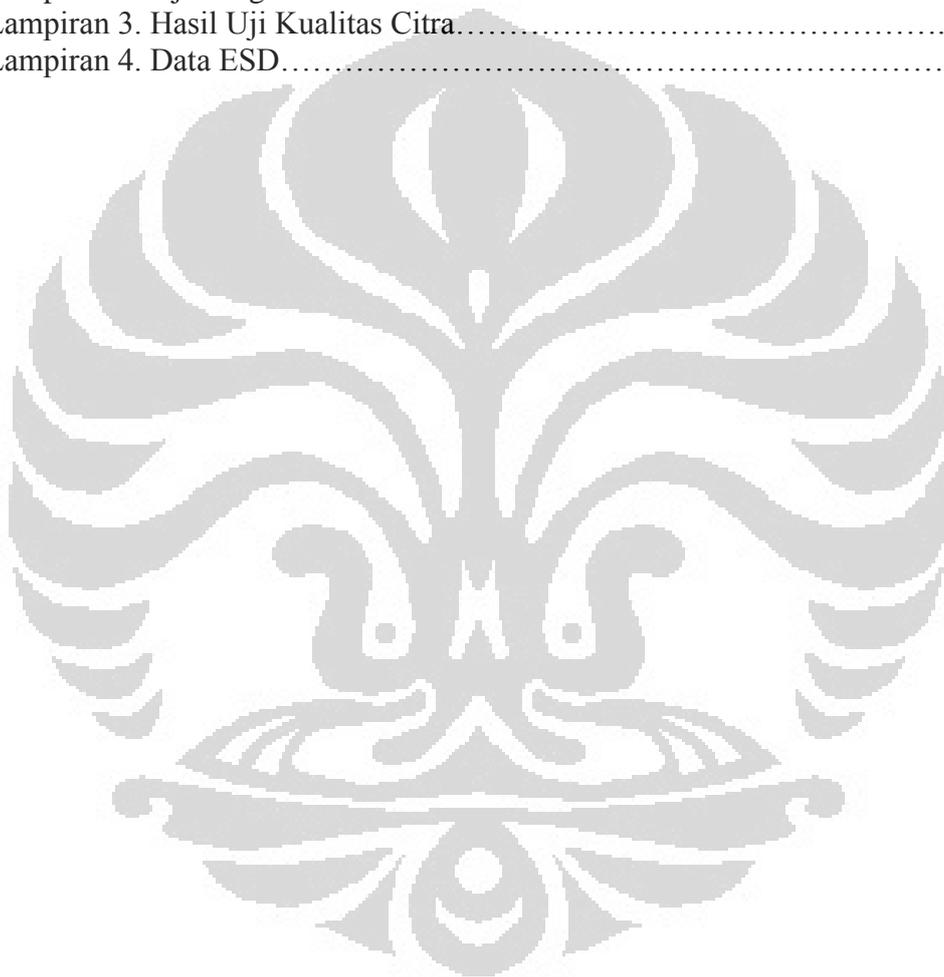
A research about a radiography image optimization using a male rando phantom by FCR type Capsula XL-2 Drypic 4000 system has been done. Along with ESD measurement using a thermoluminescent dosimeter (TLD), for examination of AP skull, AP cervical, PA thorax use standard kVp technique and high kVp technique, and AP pelvis. The optimization of image formation was evaluated based on guidance from European Commission with their acceptance criterion, the condition of kVp and mAs, ESD, high contrast and low contrast. Beside the image visual evaluation for optimization, the FCR incident exposure was also observed which is stated in Sensitivity Value (S Value) by image digitations process that can be seen at image console and imageJ software. Function test of X-ray device was done before the research based on the RCWA guidance, and FCR system based on the AAPM and KCare guidance, the results, both of them meet the standard. The result of optimization research show that for AP skull examination optimum condition was when the expose 65 kVp, 20 mAs and ESD of 2.67 mGy. For examination of AP cervical optimum condition was when the expose 55 kVp, 20 mAs and ESD 2.67 mGy. For the PA thorax, the optimization of standard kVp technique was when 50 kVp 10 mAs and ESD 2.24 mGy, for the high kVp technique optimization was when expose 100 kVp 1 mAs and ESD 1.75 mGy. And for the AP pelvis, optimization was when 75 kVp 10 mAs and ESD 2.24 mGy

Keywords:
FCR, image optimization, ESD

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL.....	i
HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS.....	ii
LEMBAR PENGESAHAN.....	iii
KATA PENGANTAR.....	Iv
LEMBAR PERSETUJUAN PUBLIKASI KARYA ILMIAH.....	Vi
ABSTRAK.....	Vii
DAFTAR ISI.....	Ix
DAFTAR GAMBAR.....	Xi
DAFTAR TABEL.....	Xiii
DAFTAR LAMPIRAN.....	Xiv
1 PENDAHULUAN	1
1.1. Latar Belakang	1
1.2. Perumusan Masalah	3
1.3. Tujuan Penelitian	3
1.4. Manfaat Penelitian	3
1.5. Pembatasan Masalah	3
2 TEORI	4
2.1. Sistem <i>Computed Radiography</i>	4
2.2. <i>Photostimulable Phosphor Imaging Plate</i>	4
2.3. Prinsip Kerja Sistem <i>Computed Radiography</i>	6
2.4. <i>Exposure Indicator</i>	8
2.5. Nilai Piksel (<i>Pixel Value</i>)	8
2.6. Pembentukan Citra	9
2.7. <i>Thermoluminiscence dosimeter (TLD)</i>	10
2.8. <i>Entrance Surface Dose (ESD)</i>	11
2.9. Kriteria Penerimaan Citra	12
3. METODE PENELITIAN	14
3.1. Peralatan	14
3.2. Metode Penelitian	15
3.2.1. Tahap Penelitian Persiapan	15
3.2.1.1. Uji Fungsi Pesawat Sinar-X	15
3.2.1.2. Pengujian Sistem Fuji <i>Computed Radiography</i>	17
3.2.3. Tahap Penelitian Utama	21
4 HASIL PENELITIAN	24
4.1 Uji Fungsi Pesawat Sinar-X	24
4.2. Pengujian Sistem FCR	30
4.3. Optimasi Citra Radiografi dan ESD	41
5 PEMBAHASAN	56
5.1. Kepala AP	56
5.2. Cervical AP	58

5.3. Thorax PA	60
5.4. Pelvis AP	62
6 KESIMPULAN DAN SARAN	65
6.1. Kesimpulan.....	65
6.2. Saran.....	66
DAFTAR PUSTAKA.....	67
DAFTAR LAMPIRAN.....	70
Lampiran 1. Spesifikasi Alat.....	70
Lampiran 2. Uji Fungsi Pesawat Sinar-X.....	74
Lampiran 3. Hasil Uji Kualitas Citra.....	79
Lampiran 4. Data ESD.....	83



DAFTAR GABAR

Gambar 2.1.	Struktur <i>Imaging Plate</i> (IP).....	5
Gambar 2.2.	Struktur Lapisan <i>Laser Imaging Film</i>	6
Gambar 2.3.	Diagram Energi Fosfor BaFBr:Eu ²⁺	7
Gambar 2.4.	Proses Pembacaan (<i>Readout</i>) dan Penghapusan (<i>Erase</i>).....	8
Gambar 3.1.	(a) Pengujian Ketepatan dan Ketegaklurusan Berkas Cahaya Penunjuk Lapangan Penyinaran dengan Ukuran Berkas Sinar-X (b) Pengukuran <i>Focal Spot</i> (c) Pengukuran Kualitas Berkas Sinar-X.....	16
Gambar 3.2.	Geometri Kondisi Eksposi PSP.....	18
Gambar 3.3.	Diagram Alir Penelitian.....	23
Gambar 4.1.	Hasil Uji Ketepatan dan Ketegaklurusan Berkas Cahaya Kolimasi dengan Penunjuk Lapangan Berkas Sinar-X.....	25
Gambar 4.2.	Linieritas Keluaran Radiasi.....	26
Gambar 4.3.	Grafik Hubungan kVp Kontrol Panel dengan kVp Hasil Pengukuran.....	27
Gambar 4.4.	Hubungan Waktu Eksposi Kontrol Panel dengan Hasil Pengukuran.....	28
Gambar 4.5.	Fungsi Berkas Laser.....	34
Gambar 4.6.	Uji <i>Noise</i> dan Resolusi <i>Low-Contrast</i>	35
Gambar 4.7.	Hubungan PVSD dengan Eksposure (E).....	36
Gambar 4.8.	Akurasi Jarak Spasial.....	37
Gambar 4.9.	Ketelitian Penghapusan IP.....	38
Gambar 4.10.	Aliasing Grid Respon (<i>Moire Patterns</i>).....	39
Gambar 4.11.	Uji <i>Blurring</i>	40
Gambar 4.12.	Citra Radiografi Kepala AP.....	41
Gambar 4.13.	Anatomi Radiografi Kepala AP Untuk Analisa Kriteria Penerimaan Citra dan Pengukuran PV.....	42
Gambar 4.14.	Hubungan Eksposi (kVp, mAs) dengan ESD (mGy) Kepala AP.....	43
Gambar 4.15.	Hubungan Eksposi (kVp, mAs) dengan Kontras Radiografi Kepala AP.....	44
Gambar 4.18	Citra Radiografi Cervical AP.....	45
Gambar 4.19	Anatomi Radiografi Cervical AP Untuk Analisa Kriteria Penerimaan Citra dan Pengukuran PV.....	46
Gambar 4.20.	Hubungan Eksposi (kVp, mAs) dengan Prosentase KPC Cervical AP.....	46

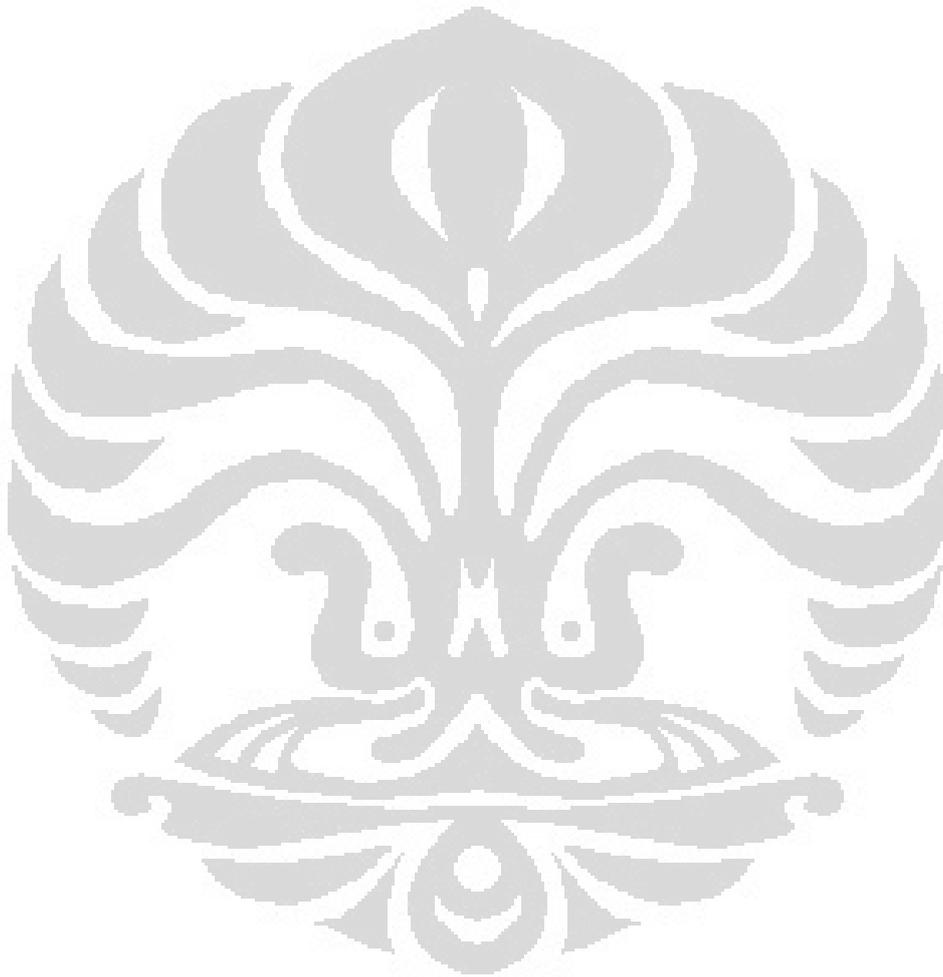
Gambar 4.21.	Hubungan Eksposi (kVp, mAs) dengan ESD (mGy) Cervical AP.....	47
Gambar 4.22.	Hubungan Eksposi (kVp, mAs) dengan Kontras Radiografi Cervical AP.....	47
Gambar 4.23.	Citra Radiografi Thorax PA.....	48
Gambar 4.24.	Anatomi Radiografi Thorax PA Untuk Analisa Kriteria Penerimaan Citra dan Pengukuran PV.....	49
Gambar 4.25.	Hubungan Eksposi (kVp, mAs) dengan KPC Thorax PA.....	50
Gambar 4.26.	Hubungan Eksposi (kVp, mAs) dengan ESD (mGy) Thorax PA.....	51
Gambar 4.27.	Hubungan Eksposi (kVp, mAs) dengan Kontras Radiografi Thorax PA.....	51
Gambar 4.28.	Citra Radiografi Pelvis AP.....	52
Gambar 4.29.	Anatomi Radiografi Pelvis AP Untuk Analisa Kriteria Penerimaan Citra dan Pengukuran PV.....	53
Gambar 4.30.	Hubungan Eksposi (kVp, mAs) dengan KPC Pelvis AP.....	53
Gambar 4.31.	Hubungan Eksposi (kVp, mAs) dengan ESD (mGy) Pelvis AP.....	54
Gambar 4.32.	Hubungan Eksposi (kVp, mAs) dengan Kontras Radiografi Pelvis AP.....	54
Gambar 5.2.	Optimasi Citra Radiografi Kepala AP.....	57
Gambar 5.3.	Optimasi Citra Radiografi Cervical AP.....	59
Gambar 5.4.	Optimasi Citra Radiografi Thorax PA.....	61
Gambar 5.5.	Optimasi Citra Radiografi Pelvis AP.....	63

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1.	Ukuran Pixel dan Mode Digitasi FCR Berbagai Jenis dan Ukuran IP.....	9
Tabel 2.2.	Panduan Dosis Radiodiagnostik Pasien Dewasa.....	12
Tabel 2.3.	Kriteria Penerimaan Citra.....	12
Tabel 3.1.	Uji Fungsi Pesawat Sinar-X.....	17
Tabel 3.2.	Pengujian Sistem FCR.....	20
Tabel 4.1.	Hasil Uji Ketepatan dan Ketegaklurusan Berkas Cahaya Kolimasi dengan Penunjuk Lapangan Berkas Sinar-X.....	24
Tabel 4.2.	Hasil Uji Linieritas Keluaran Radiasi dengan Eksposi 70 kVp.....	25
Tabel 4.3.	Hasil Uji Kesesuaian Tegangan Tabung.....	26
Tabel 4.4.	Hasil Uji Kesesuaian Waktu Eksposi (s).....	27
Tabel 4.5.	Reproduksibilitas kVp, Waktu Eksposi, dan Dosis Keluaran (mGy).....	28
Tabel 4.6.	Hasil Uji Kualitas Berkas Sinar-X.....	29
Tabel 4.7.	Data Dosimetri dan Kondisi Eksposi (kVp, mAs) Uji FCR.....	30
Tabel 4.8.	Hasil Pengukuran PV IP <i>Dark Noise</i>	31
Tabel 4.9.	Hasil Pengukuran PV Keseragaman Respon IP.....	32
Tabel 4.10.	Hasil Uji <i>Noise</i> dan Resolusi <i>Low Contrast</i>	36
Tabel 4.11.	Hasil Pengukuran PV dan PVSD Uji Ketelitian Penghapusan Memori IP dengan Area Pengukuran 150656 mm.....	38
Tabel 4.12.	Prosentase Kriteria Penerimaan Citra, ESD, dan Kontras Radiografi Kepala AP.....	42
Tabel 4.13.	Prosentase KPC, ESD, dan Kontras Radiografi Cervical AP... ..	45
Tabel 4.14.	Prosentase KPC, ESD, dan Kontras Radiografi Thorax PA.....	49
Tabel 4.15.	Prosentase KPC, ESD, dan Kontras Radiografi Pelvis AP.....	52
Tabel 5.1.	Perbandingan Tebal Tubuh <i>Phantom</i> Rando Terhadap Penelitian Lain.....	56
Tabel 5.2.	Daftar Statistik ESD (mGy) Berbagai Negara.....	61

DAFTAR LAMPIRAN

Lampiran 1	Spesifikasi Alat.....	70
Lampiran 2	Uji Fungsi Pesawat Sinar-X.....	74
Lampiran 3	Hasil Uji Kualitas Citra.....	79
Lampiran 4	Data ESD.....	83



BAB 1 PENDAHULUAN

1.1. Latar Belakang

Sistem *Computed Radiography* (CR) memanfaatkan kemajuan teknologi dengan adanya *imaging plate* (IP) sebagai detektor digital *photostimulable phosphor* (PSP) atau *storage phosphor screen* dalam menggantikan kombinasi sistem *film-intensifying screen* konvensional radiografi untuk menghasilkan citra. Didukung aspek pengolahan citra dengan *image reader* dalam membaca IP sehingga data dapat ditampilkan dalam *liquid crystal display* (LCD), atau *cathoda ray tube* (CRT), juga memiliki sistem pengolahan citra menggunakan metoda *dry processing* yang merubah data digital menjadi data analog dengan hasil akhir berupa *film laser imaging*. Penggunaan bahan PSP memungkinkan IP untuk dapat dipakai berulang kali. [1].

Salah satu kelebihan citra digital sistem CR adalah citra *soft copy* yang dapat dimanipulasi terang gelap untuk menghasilkan kontras citra kualitas tinggi. Karakteristik PSP yang memiliki rentang sensitifitas terhadap paparan sinar-X yang lebar dan aplikasi perangkat lunak memungkinkan penyesuaian hasil citra terhadap kondisi eksposi [1]. Dengan kelebihan tersebut memungkinkan penggunaan kondisi eksposi yang berlebih (*over exposure*), sehingga dosis radiasi yang diterima pasien menjadi lebih tinggi daripada sistem *film-intensifying screen*. Penelitian lebih lanjut menyebutkan bahwa dengan dosis 1/10 lebih rendah dari dosis pemeriksaan sistem *film-screen* didapatkan hasil radiograf dengan kualitas yang sama [2]. Pengurangan dosis pemeriksaan CR dapat secara langsung dan secara tidak langsung, karena tidak ada pengulangan pemeriksaan akibat penolakan hasil citra, pengurangan dosis pada beberapa pemeriksaan dapat menghasilkan citra radiografi yang dapat memberikan informasi diagnosa [3]. Di Singapura angka penolakan radiograf pemeriksaan CR karena kesalahan eksposi hanya 0,3%, sedangkan pada sistem *film-screen* kesalahan karena eksposi tinggi, yaitu 3,2% [4].

Pemanfaatan teknologi sistem CR tersebut tidak semata-mata menguntungkan bila tidak dikelola sesuai dengan standar yang telah ditentukan,

untuk itu sesuai persyaratan peraturan dalam *Basic Safety Series* IAEA Nomor 115, 1996 [5], dalam program jaminan kualitas (*quality assurance*) perlu dilakukan upaya terpadu untuk menjaga keselamatan pihak-pihak yang terkait dalam pengoperasian fasilitas radiodiagnostik.

Suatu unit pesawat sinar-X yang dilengkapi sistem CR diantaranya harus mampu memproduksi sinar-X sesuai uji fungsi dan citra yang dihasilkannya dapat digunakan untuk menegakkan diagnosa. Oleh karena itu, semua perangkat penghasil citra, pesawat sinar-X dan sistem CR, harus berfungsi sesuai standar yang disyaratkan, sehingga kemampuan kerjanya akan menentukan apakah sinar-X yang dikeluarkan dari pembangkitannya akan berguna untuk diagnosa suatu penyakit atau tidak. Jika tidak maka akan dapat mengakibatkan terjadinya penyinaran ulang, yang berarti akan memberikan dosis tidak bermanfaat dan akan merugikan pihak terkait dalam pemeriksaan terutama pasien yang diperiksa. Untuk inilah proses *quality assurance* (QA) harus dilakukan dengan kegiatan *quality control* (QC).

Peran fisikawan medik sebagai petugas QC di instalasi radiologi, menuntut fisikawan medik meningkatkan pemahaman mengenai prinsip dasar CR. Selain itu fisikawan medik juga berperan menjaga keselamatan dari bahaya radiasi pengion dengan menerapkan prinsip ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*) di instalasi radiologi, yaitu pemberian dosis yang optimum terhadap pasien ataupun pekerja radiasi.

Rencana penelitian “Optimasi Citra Radiografi dan *Entrance Surface Dose* (ESD) Pada Sistem *Fuji Computed Radiography* (FCR)” akan didahului dengan tindakan QC pesawat sinar-X, dan sistem FCR untuk menentukan optimasi citra radiografi dan ESD. Citra digital yang berbentuk matriks dengan setiap elemen menunjuk *pixel value* (PV) sebagai representasi skala keabuan (*grayscale*) [6] akan digunakan untuk menentukan kontras radiografi citra berdasarkan nilai maksimum dan minimum PV pada *region of interests* (ROI) menggunakan *software ImageJ* [7], juga dianalisa secara visual oleh dokter spesialis radiologi. Optimasi citra yang dimaksud dalam penelitian ini adalah optimasi pencitraan yaitu proses terbentuknya citra, yang dianalisa berdasarkan kondisi eksposi (kV mAs) dan ESD *phantom* rando laki-laki, dengan kata lain optimasi ini adalah

kompromi antara kualitas citra radiograf yang dapat untuk menegakkan diagnosa dan dosis *panthom* (ESD) dari hasil pengukuran langsung menggunakan TLD.

1.2. Perumusan Masalah

Optimasi direpresentasikan oleh ESD untuk memperoleh citra yang dapat digunakan untuk menegakkan diagnosa sesuai prinsip ALARA [5] yang dapat dicapai menggunakan peralatan pesawat sinar-X dan sistem FCR dengan performa sesuai standar.

1.3. Tujuan Penelitian

1. Melakukan verifikasi karakteristik sistem FCR sesuai spesifikasi pabrikan Fuji, dengan kegiatan QC agar sistem dapat menghasilkan citra untuk menegakkan diagnosa
2. Menentukan hubungan antara kondisi eksposi dengan kualitas citra untuk menentukan optimasi dalam pembentukan citra *phantom* rando laki-laki.

1.4. Manfaat Penelitian

Penelitian ini dapat dijadikan sebagai salah satu referensi tindakan diagnostik pemeriksaan Kepala AP, CV Cervical AP, Thorax PA dan Pelvis AP untuk rumah sakit pengguna dan vendor sistem FCR untuk semakin meningkatkan sentuhan teknologi yang dapat meningkatkan kualitas citra radiografi dengan menggunakan energi dan dosis radiasi seoptimum mungkin yang relevan dalam upaya penegakkan diagnosa.

1.5. Pembatasan Masalah

Penelitian ini dibatasi untuk menentukan kondisi eksposi untuk optimasi pembentukan citra dan pengukuran ESD dengan sistem FCR dalam pemeriksaan Kepala AP, Columna Vertebralis Cervical AP, Thorax PA, dan Pelvis AP pada *phantom* rando laki-laki

BAB 2 KAJIAN TEORI

2.1. Sistem *Computed Radiography*

Sistem *Computed Radiography* (CR) adalah teknik pencitraan radiografi yang mengubah sistem analog menjadi digital menggunakan *photostimulable phosphor* (PSP) untuk akuisisi data dan pemrosesan citra [8] dalam format *dicom* (*digital imaging and communication in medicine*), sehingga bila dilakukan pembesaran ukurannya tidak akan mengalami perubahan dan resolusi tetap [6].

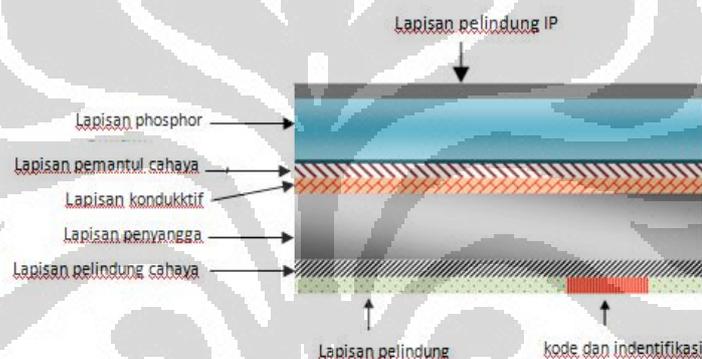
CR tidak dapat menampilkan citra organ dengan warna seperti organ aslinya karena data yang diolah dalam IP berupa energi sinar-X, yang setelah menembus bahan mengalami atenuasi, absorpsi dan hamburan tergantung dari nilai koefisien atenuasi dan ketebalan organ. IP memiliki sensitifitas yang berbeda dalam menangkap energi radiasi yang menembus bahan, prinsip dalam menghasilkan citra radiografi, energi yang sedikit mengenai *bariumfluorohalide* akan menampilkan citra berwarna putih (*radio opaque*) demikian sebaliknya [9]. Pada tahap merubah energi dari analog ke digital sistem komputerisasi sistem CR hanya dapat mengolah data berupa bilangan logika yaitu 1 atau 0 yang nantinya akan ditampilkan berupa citra skala abu-abu (*grayscale*) atau *pixel value* (PV) pada layar monitor dalam matrik-matrik data [6].

2.2. *Photostimulable Phosphor Imaging Plate* (PSP IP)

IP adalah komponen utama pada sistem CR, merupakan lembaran *plate* sebagai media reseptor sinar-X yang terbuat dari bahan *photostimolable phosphor*. Energi sinar-X yang tersimpan dalam IP tersebut dapat dibebaskan melalui proses *scanning* dengan menggunakan laser.

Struktur lapisan IP diuraikan sebagai berikut ; lapisan pelindung (*protective layer*) merupakan lapisan tipis, dan transparan berfungsi untuk melindungi IP. Lapisan phosphor merupakan lapisan yang mengandung *bariumfluorohalide* dalam bahan pengikatnya. Lapisan pemantul (*reflective layer*) merupakan lapisan yang terdiri dari partikel yang dapat memantulkan cahaya. Lapisan konduktif (*conductive layer*) merupakan lapisan yang terdiri dari

kristal konduktif yang berfungsi untuk mengurangi masalah yang disebabkan oleh gesekan elektrostatis, selain itu bahan kristal ini juga mempunyai kemampuan untuk menyerap cahaya sehingga dapat meningkatkan ketajaman citra. Lapisan penyangga (*support layer*) merupakan lapisan yang berfungsi menyangga lapisan di atasnya. Lapisan pelindung bagian belakang (*backing layer*) merupakan lapisan untuk melindungi IP selama proses pembacaan (*readout*) di dalam *image reader*. Pemberi kode dan identitas (*barcode label*) digunakan untuk memberikan nomor seri dan untuk mengidentifikasi partikel pada IP tertentu yang kemudian dapat dihubungkan dengan identifikasi pasien [8].



Gambar 2.1 Struktur *Imaging Plate* (IP)

Telah diolah kembali dari buku "*Radiographic Imaging A Practical Approach*" [8]

Banyak senyawa memiliki ciri khas *photostimulable luminisence* dan beberapa diantaranya memiliki karakteristik yang diinginkan untuk pencitraan radiografi, yaitu memiliki puncak stimulasi-serapan pada panjang gelombang yang dihasilkan oleh laser, memiliki puncak emisi terstimulasi yang mudah diserap PMT, dan retensi citra laten tanpa kehilangan sinyal yang signifikan akibat peristiwa fosforesensi. Senyawa yang paling dekat memenuhi persyaratan ini adalah logam alkali tanah-halida RbCl , BaFBr:Eu^{2+} , BAF (BrI):Eu^{2+} , BaFI:Eu^{2+} , dan BaSrFBr:Eu^{2+} .

Laser imaging film adalah film single emulsi yang dilapisi oleh kristal *silver halide* yang sensitif terhadap cahaya merah yang dipancarkan oleh laser. Struktur lapisan *laser imaging film* diantaranya adalah ; lapisan pelindung (*supercoat*) yang merupakan lapisan pelindung film dari kerusakan fisik dan dari

goresan, biasa disebut dengan lapisan anti gores. Lapisan emulsi berupa lapisan lembut yang mudah rusak oleh proses kimia, fisik dan temperatur, merupakan lapisan sensitif terhadap radiasi yang terdiri dari *silver halide* yang terikat dengan gelatin murni. Lapisan perekat (*substratum*) merupakan lapisan perekat, disebut juga *adhesive layer* yang terletak antara emulsi dan *base film*, berguna untuk merekatkan dasar film dengan emulsi. Lapisan dasar film (*base film*) merupakan lapisan dasar yang terbuat dari *polyester* atau *cellulose acetate* setebal 0,2 mm, berfungsi sebagai pengaman karena sifatnya tidak mudah terbakar bila dibandingkan dengan bahan kertas, dan sebagai lembar penyangga emulsi film dengan lapisan-lapisan lainnya. Lapisan anti bengkak (*anti-curl backing*) berfungsi menjaga film agar tetap lurus setelah prosesing, dan lapisan pewarna (*anti-halation layer*) adalah bahan pewarna yang terdapat dalam gelatin pada *anti-curl backing* [8].



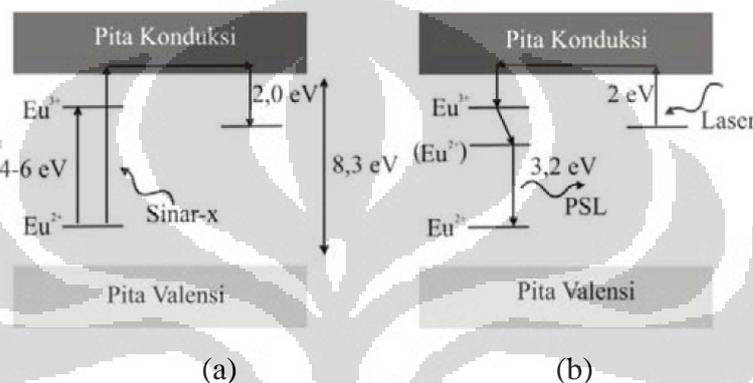
Gambar 2.2 Struktur Lapisan *Laser Imaging Film*
Telah diolah kembali dari buku "*Radiographic Imaging A Practical Approach*" [8]

2.3. Prinsip Kerja Sistem *Computed Radiography*

Pada saat sinar-X menembus objek, akan terjadi atenuasi, absorpsi dan hamburan akibat dari kerapatan, ketebalan dan koefisien atenuasi objek. Sinar-X yang keluar dari objek selanjutnya akan berinteraksi dengan PSP IP dan membentuk citra laten [9]. Kaset IP dimasukkan kedalam *image reader*, di dalam *image reader*, citra laten yang disimpan pada permukaan *phosphor* dibaca dan dikeluarkan menggunakan cahaya warna merah dari *helium-neon laser* yang akan menimbulkan peristiwa PSL, selanjutnya IP akan memancarkan cahaya dengan panjang gelombang tertentu.

Prinsip dari PSL karena kristal *barium fluorohalide* memiliki perbedaan level energi. Pada saat kristal diradiasi, elektron akan menerima energi

kemudian terjadi proses eksitasi elektron dan transisi dari energi rendah ke energi tinggi. Dalam keadaan ini data IP yang disimpan masih berupa citra laten, dan selanjutnya proses stimulasi melalui *scanning* menggunakan laser. Ketika kristal memasuki proses *scanning* dengan *helium-neon laser*, energi yang terserap dalam *F-center* (Eu^{2+}) akan dipancarkan melalui proses *photoluminescence* berupa cahaya tampak dengan panjang gelombang dan energi tertentu. Pancaran energi ini mengakibatkan elektron jatuh kembali pada posisi semula.

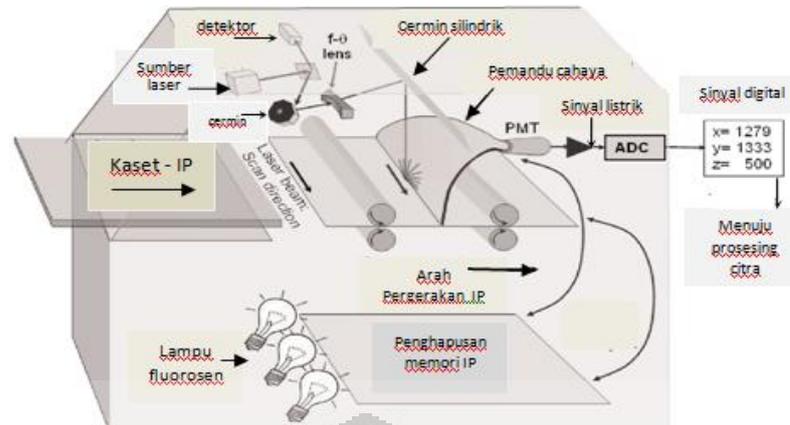


Gambar 2.3 Diagram Energi Fosfor BaFBr:Eu^{2+}

(a) Proses Eksitasi (b) Proses Stimulasi

Telah diolah kembali dari buku "Acceptance Testing and QC of PSP Imaging Systems" [1]

Selanjutnya cahaya yang terpancar dari permukaan IP akibat peristiwa *luminescence* tersebut akan dideteksi oleh sebuah pengumpul cahaya dan diteruskan ke *photo multiplier tubes* (PMTs) yang mengkonversi energi cahaya menjadi sinyal listrik analog dan oleh rangkaian *analog to digital converter* (ADC) diubah menjadi sinyal digital. Kemudian diproses dalam komputer dan data digital tersebut secara otomatis akan ditampilkan pada layar monitor atau LCD dalam *image console* berupa citra *soft-copy* yang dapat dilakukan rekonstruksi atau dimanipulasi sampai hasil optimum atau dapat juga dikirim ke *laser printer* untuk di cetak ke dalam film *hard-copy*. Setelah proses pembacaan selesai, data citra pada IP dapat dihapus dengan cara IP dikenai cahaya yang kuat dari cahaya lampu fluoresen dan IP dapat digunakan kembali.



Gambar 2.4 Proses Pembacaan (*Readout*) dan Penghapusan (*Erase*) IP
Telah diolah kembali dari buku “*Acceptance Testing and QC of PSP Imaging Systems*” [1]

2.4. *Exposure Indicator*

Exposure indicator (EI) adalah ukuran jumlah paparan yang diterima oleh IP yang tergantung pada mAs, luas total detektor radiasi yang digunakan, dan atenuasi berkas. EI merupakan indikasi kualitas citra. Respon dinamis IP yang lebar dan kemampuan menangkap signal memberikan fleksibilitas yang tinggi dalam menentukan jumlah eksposi yang diinginkan untuk suatu pemeriksaan, *under* atau *overexposure* dapat ditutupi. Untuk mengidentifikasi perkiraan nilai eksposi yang digunakan dalam menampilkan suatu citra, pabrikan CR menemukan metoda analisa nomor digital pada citra berdasarkan penyesuaian respon untuk mengetahui *incident exposure*.

Untuk pabrikan sistem FCR menyebut nilai *indicator exposure* dengan *Sensitivity Value* (*S Value*), sebagai ukuran jumlah paparan radiasi yang diterima oleh IP, yang merupakan penentu kualitas citra. Fuji merekomendasikan rentang nilai *S Value* untuk IP jenis Standar ST [10] :

$$S \cong \frac{200}{E \text{ (exposure in mR)}} \quad (2.1)$$

dan IP jenis *High Quality* (*HQ*) :

$$S \cong \frac{2400}{E \text{ (exposure in mR)}} \quad (2.2)$$

2.5. Nilai Piksel (*Pixel Value*)

Pixel Value yang direkomendasikan FCR bergantung pada nilai *exposure* dan *S Value*. FCR menyediakan pembacaan 2 (dua) mode level digitasi

citra yaitu *Standard Mode (ST)* dan *High Quality Mode (HQ)*. Dalam *Standard Mode* ukuran *pixel* bervariasi sesuai ukuran IP, sedangkan *High Quality Mode* ukuran *pixel* tetap 100 μm untuk semua ukuran IP. Ketentuan FCR yang lain adalah *incident exposure* pada IP yang diperlukan dalam pembuatan citra berada dalam rentang 0.01 mR sampai 10 mR [1].

Tabel 2.1 Ukuran *Pixel* dan Mode Digitasi FCR Berbagai Jenis dan Ukuran IP

Reading Mode	IP Size	Pixel Size (μm)	Density (pix/mm)	Pixel Count	Density Resolution (Bits)	Amount of Information (Mbytes)	Amount of Information (DICOM) (Mbytes)
ST	14" x 17"	200	5	1760x2140	10	4.5	7.2
	14" x 14"	200	5	1760x1760	10	3.75	6
	10" x 12"	150	6.7	1670x2010	10	4	6.4
	8" x 10"	100	10	2510x2000	10	6	9.6
HQ	14" x 17"	100	10	3520x4280	10	18	28.8
	14" x 14"	100	10	3520x3520	10	15	24
	10" x 12"	100	10	2505x3015	10	9	14.4
	8" x 10"	100	10	2510x2000	10	6	9.6

Resolusi citra digital diekspresikan dalam pixel/mm, apabila dalam satu area 1mm^2 terbagi menjadi 5 kolom dan 5 baris, maka resolusinya adalah 5 pixel/mm dengan ukuran pixel sesuai jenis IP [11].

2.6. Pembentukan Citra

Intensitas sinar-X yang mengenai detektor PSP pada sistem FCR, akan membentuk citra berdasar perbedaan intensitas. Perbedaan intensitas terjadi karena melewati obyek dengan koefisien atenuasi dan ketebalan yang berbeda, citra yang terjadi sesuai dengan karakter obyek dan merepresentasikan obyek tersebut, representasi obyek diamati secara visual berdasar nilai *grayscale*. Menurut Kane S.A. [12] kriteria yang menentukan kualitas citra radiograf, adalah kontras radiografi, resolusi spasial, dan *noise*.

Nilai kontras tinggi, berarti obyek dalam citra dapat dibedakan dengan obyek yang lain dengan lebih jelas. Kontras radiografi disebabkan perbedaan sinyal karena intensitas sinar-x yang terdeteksi antara dua daerah dalam suatu citra radiografi, didefinisikan dengan persamaan :

$$C = \frac{I_1 - I_2}{I_1} \quad (2.3)$$

I_1 adalah intensitas pada daerah 1, I_2 adalah intensitas pada daerah 2. Apabila intensitas sinar-x suatu daerah jauh lebih besar dari daerah yang lain, maka akan memiliki kontras yang tinggi. Kontras dari suatu citra radiografi ditentukan oleh beberapa faktor antara lain, energi sinar-x, karakteristik detektor, sumber sinar-x, radiasi hambur, dan *noise* [12].

Fluktuasi statistik dari intensitas sinar-x yang mengenai detektor disebut *noise* atau efek yang dikenal dengan *quantum noise*. Keberadaan nilai *noise* yang besar berakibat penurunan kontras. Besaran *noise* dinyatakan sebagai varians *noise* yang nilainya samadengan kuadrat standar deviasinya (σ^2). Nilai *quantum noise* dapat direduksi dengan memperpanjang waktu eksposi, dan meningkatkan intensitas sinar-X, tetapi waktu eksposi dan intensitas yang besar meningkatkan dosis yang diterima pasien, sehingga kurang tepat dari segi proteksi radiasi [12].

Resolusi spasial, atau *blur* atau *unsharpness* membatasi ukuran detail obyek terkecil yang dapat diamati, yang nilainya tergantung pada *noise* dan selanjutnya akan berpengaruh terhadap kontras. Karakteristik sumber dan detektor, serta geometri dalam pencitraan menentukan resolusi spasial, pergerakan saat eksposi akan menyebabkan citra kabur (*blur*). Kriteria untuk menentukan resolusi spasial adalah kemampuan menampakkan obyek yang sangat kecil, film radiografi konvensional memiliki resolusi spasial terkecil yang dapat diperoleh dari suatu citra [12].

2.7. *Thermo Luminiscence Dosimeter (TLD)*

TLD adalah dosimeter dengan prinsip kerja *thermoluminiscent* (TL) yaitu mengukur paparan radiasi pengion dengan mengukur jumlah cahaya yang diemisikan oleh kristal pada detektor ketika kristal dipanaskan. Jumlah cahaya yang diemisikan bergantung pada paparan radiasi. Material TL terbuat dari material anorganik yang diberi pengotor. Pengotor menyebabkan kisi-kisi ikatan kristal mengalami kerusakan yang sekaligus berfungsi sebagai perangkap elektron (*electron trap*).

Jika sumber radiasi pengion mengenai material TL, elektron-elektron valensi atom material TL akan menyerap energi radiasi dan berpindah tingkat

energinya dari pita valensi ke pita konduksi. Elektron tersebut kemungkinan akan dengan cepat jatuh ke tingkat pengotor pada perangkap elektron, dan menjadi metastabil. Dengan adanya panas, elektron yang terperangkap akan kembali ke tingkat energi valensi dengan memancarkan cahaya. Intensitas cahaya yang dipancarkan dapat diukur dan sebanding dengan kuantitas elektron yang terperangkap juga sebanding dengan energi radiasi yang diserap oleh material TL. Intensitas cahaya yang dibaca oleh TLD *reader* berubah menjadi sinyal yang diukur dengan satuan *nC (nano Coulomb)* [13].

Bahan yang paling banyak digunakan untuk keperluan medis adalah *lithium fluoride* dengan pengotor Mg,Ti (LiF:Mg,Ti). Bahan ini memiliki sifat *tissue equivalent* yaitu nomor atom (Z) efektif 8,31 yang cukup ekuivalen dengan Z efektif jaringan tubuh manusia ($Z = 7,4$). Secara alamiah dalam keadaan standar, LiF mengandung 92,5% Li dan 7,5% F. Bahan ini mempunyai kepekaan yang tinggi terhadap radiasi beta maupun foton gamma dan sinar-X [14].

2.8. *Entrance Surface Dose (ESD)*

Pemanfaatan sumber radiasi harus memenuhi salah satu prinsip dasar proteksi radiasi yaitu optimasi, dimana dosis radiasi pada pasien harus diberikan secara optimal sehingga pasien tidak mendapatkan dosis berlebih karena memang pada batas tertentu kenaikan dosis radiasi tidak mempertinggi kualitas citra dan bahkan kenaikan lebih lanjut dapat menurunkan kualitas citra. Oleh karena itu ditemukan konsep tingkat panduan dosis diagnostik yang dinamakan *diagnostic reference level (DRL)* dengan tujuan menegakkan prinsip optimasi pemanfaatan radiodiagnostik yang disesuaikan dengan kondisi praktek radiologi di suatu negara. Berbeda dengan batasan dosis pekerja radiasi dan publik yang merupakan keharusan, DRL lebih bersifat anjuran [15]. DRL ditentukan dengan nilai *Entrance Surface Dose (ESD)*.

Dalam IAEA *Technical Report Series* No. 457 mengacu pada ICRU 74 [15] *Entrance Surface Dose (ESD)* adalah salah satu kuantitas yang digunakan dalam diagnostik untuk menyatakan dosis radiasi yang diterima objek radiasi (*phantom* atau pasien) yang diukur pada pusat berkas utama di permukaan *phantom* atau pasien. Untuk mendapatkan nilai ESD dengan metoda pengukuran langsung

(*direct measurement*) umumnya digunakan TLD. *International Atomic Energy Agency* (IAEA) merekomendasikan nilai ESD untuk pasien dewasa dalam bentuk DRL, seperti ditampilkan dalam Tabel 2.2.

Tabel 2.2 Panduan Dosis Radiodiagnostik Pasien Dewasa

Jenis pemeriksaan	ESD	
	Lumbal	AP
	LAT	30
	LSJ	40
Abdomen	AP	10
Sendi panggul (Pelvis)	AP	10
Paru (<i>Chest</i>)	PA	0,4
	LAT	1,5
Thorax (<i>Thoracic spine</i>)	AP	7
	LAT	20
Gigi	Periapical	7
	AP	5
	PA	5
Kepala (<i>skull</i>)	PA	5
	LAT	3
	LAT	20

Keterangan: PA = proyeksi posteroanterior, LAT = proyeksi lateral, LSJ = lumbosacral joint, AP = proyeksi anteroposterior.

2.9. Kriteria Penerimaan Citra

Sesuai rekomendasi dari *European Guidelines* [16], kriteria penerimaan citra dari obyek Kepala AP, CV Cervical AP, Thorax PA dan Pelvis AP disajikan dalam Tabel 2.3 di bawah ini.

Tabel 2.3 Kriteria Penerimaan Citra

No	Kriteria Penerimaan Citra Kepala AP
1	Reproduksi yang simetris dari os cranium (kubah tengkorak)
2	Reproduksi yang simetris dari cavum orbita (rongga mata)
3	Reproduksi yang simetris dari os petrosum
4	Apex petrosum os temporalis terproyeksi di tengah orbita
5	Visual yang tajam dari reproduksi sinus frontalis
6	Visual yang tajam dari reproduksi sel-sel ethmoid
7	Visual yang tajam dari reproduksi apex petrosum (petrous ridge) os temporalis
8	Visual yang tajam dari reproduksi saluran auditori internal (canal auditory internal)
9	Visual yang tajam dari reproduksi lamina luar dan dalam os cranium (kubah tengkorak)

No	Kriteria Penerimaan Citra CV Cervical AP
1	Visual yang tajam dan simetris dari reproduksi cv cervical ke-3 s/d 7
2	Visual reproduksi dens axis cv cervical ke-1 superposisi dengan rongga mulut
3	Visual reproduksi cv cervical ke-2 superposisi dengan corpus mandibula
4	Visual yang tajam dari pedicle
5	Visual yang tajam reproduksi intervertebral join ke-3 s/d 7
6	Visual yang tajam reproduksi processus transversus cv cervical ke-3 s/d 7
7	Visual yang tajam reproduksi processus spinosus cv cervical ke-3 s/d 7
8	Visual yang tajam dari reproduksi trachea

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

No	Kriteria Penerimaan Citra Pelvis AP
1	Rongga pelvis simetris dengan symphysis pubis imposisi di bawah pertengahan sacrum
2	Visual yang tajam dari reproduksi os sacrum
3	Visual yang tajam dari reproduksi foramen intervertebralis sacrum
4	Visual yang tajam dari reproduksi os pubis
5	Visual yang tajam dari reproduksi ramus ischiadicum
6	Visual yang tajam dari reproduksi sacroiliaca joint
7	Visual yang tajam dari reproduksi caput femoris dengan tidak mengalami distorsi foreshortening (pemendekan citra) atau rotasi
8	Visual yang tajam dari reproduksi corticalis dan trochanter

BAB 3 METODE PENELITIAN

3.1. Peralatan

Peralatan yang digunakan dalam penelitian ini adalah pesawat sinar-X merk *General Electric* (GE) dengan kapasitas maksimum 150 kVp 500 mA, milik RS Atmajaya. Untuk uji fungsi pesawat sinar-X menggunakan multimeter Piranha, filter aluminium HVL 115A RMI, *focal spot test tool*, *colimator test tool* dan *beam alignment test tool*, milik Laboratorium Jurusan Teknik Radiodiagnostik dan Radioterapi Poltekkes Kemenkes Jakarta II.

Peralatan untuk uji fungsi karakteristik sistem FCR berupa kaset IP, *image console* untuk display *soft-copy* tampilan citra, dan *image processor* milik RS Atmajaya. Digunakan juga *leeds test object* yang berisi filter tembaga dan filter aluminium, penggaris baja 30 cm, *high contrast resolution line-pair phantom type 4⁰* (lebih 5 lp/mm), *low-contrast phantom*, *wire mesh pattern*, blok Pb ukuran 5 cm x 5 cm x 0.3 cm, grid anti radiasi hambur (*antiscatter*) dengan rasio 10 : 1 dan frekuensi 100 line/inch, blok spacer ukuran 5 cm x 5 cm x 20 cm, dan kaca pembesar (*loupe magnification*) dengan pembesaran minimal 10 kali. Peralatan untuk obyek penelitian adalah *phantom* rando laki-laki berupa obyek kepala, cervical, thorax dan pelvis, sesuai prototipe dari jaringan tubuh manusia yang dapat memberikan informasi detail pemetaan distribusi dosis. Untuk mengukur ESD menggunakan TLD-100 Harshaw bentuk chip ukuran 3.1 x 3.1 mm² dengan ketebalan 0.9 mm dari Lithium Fluoride: Magnesium, Copper, Phospor (LiF:Mg,Cu,Ti) yang memiliki nomor atom efektif 8.2. TLD ini dapat digunakan untuk mengukur rentang dosis 10 µGy hingga 10 Gy dengan respon linear, serta TLD *reader* untuk membaca hasil pengukuran ESD, peralatan tersebut di atas milik Laboratorium Fisika Medis Departemen Fisika – UI. Selain itu juga digunakan *software ImageJ* untuk menghitung PV citra CR. Spesifikasi dan gambar peralatan dapat dilihat pada Lampiran 1.

3.2. Metode Penelitian

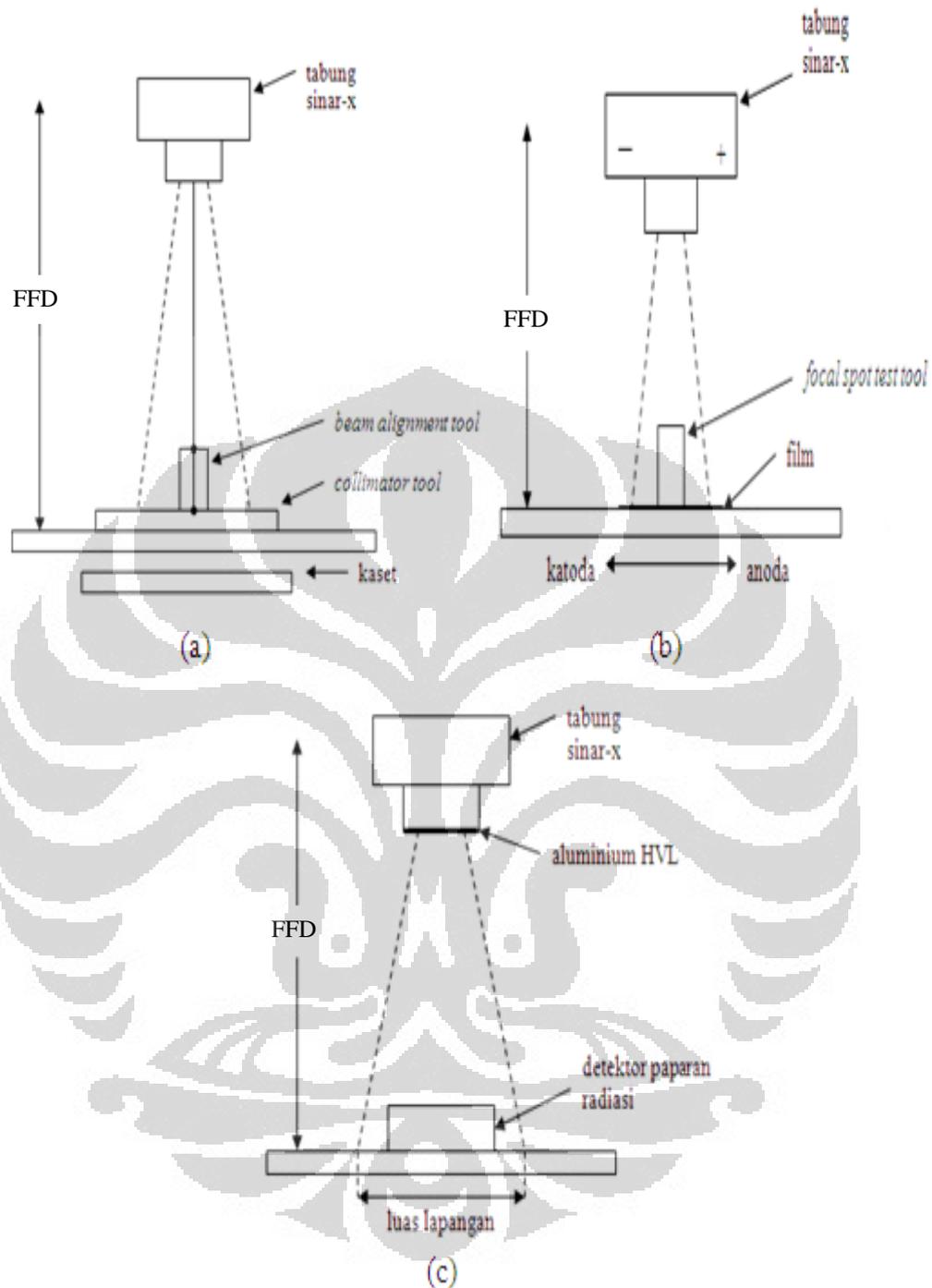
Penelitian dilakukan dengan persiapan berupa uji fungsi pesawat sinar-X dan sistem FCR. Selanjutnya untuk penelitian utama dilakukan pengukuran parameter kondisi eksposi dengan evaluasi optimasi citra FCR dan pengukuran ESD *phantom*.

3.2.1. Tahap Penelitian Persiapan

3.2.1.1. Uji Fungsi Pesawat Sinar-X

Uji fungsi pesawat sinar-X mengacu pada rekomendasi RCWA [17] berupa uji ketepatan dan ketegaklurusan berkas cahaya penunjuk lapangan penyinaran (kolimasi) dengan ukuran berkas sinar-X menggunakan alat uji *collimator* dan *beam alignment test tool* serta kaset dengan kombinasi film-*intensifying screen* ukuran 24 cm x 30 cm diletakan di bawah alat uji. Uji keakurasian keluaran radiasi (*mA linearity*), tegangan tabung (kVp), waktu eksposi, pengujian reproduksibilitas sinar-X berupa kVp, mA dan keluaran dosis, serta uji pengukuran kualitas berkas sinar-X (HVL) menggunakan plat Aluminium HVL model 115A RMI dan detektor *Multimeter Piranha* dengan masing-masing kondisi eksposi dan acuan kriteria penerimaannya (toleransi) ditampilkan dalam Tabel 3.1.

Untuk pengukuran *focal spot*, khusus mengikuti *user guide focal spot* RMI [18], pengukuran bertujuan untuk menentukan dimensi ukuran fokus efektif. Pengukuran dilakukan menggunakan *focal spot test tool* dengan tinggi 15,5 cm dan *waterpass* yang berfungsi untuk menentukan ketegaklurusan antara tabung sinar-X dan *focal spot test tool*. Pengujian ini menggunakan kaset dan film radiografi konvensional tanpa menggunakan *intensifying screen* diletakkan di bawah alat uji. Tabel ukuran titik fokus efektif dengan magnifikasi 4/3 dapat dilihat pada Lampiran 2.



Gambar 3.1 (a) Pengujian Ketepatan dan Ketegaklurusan Berkas Cahaya Penunjuk Lapangan Penyinaran dengan Ukuran Berkas Sinar-X
 (b) Pengukuran *Focal Spot* (c) Pengukuran Kualitas Berkas Sinar-X

Tabel 3.1 Uji Fungsi Pesawat Sinar-X

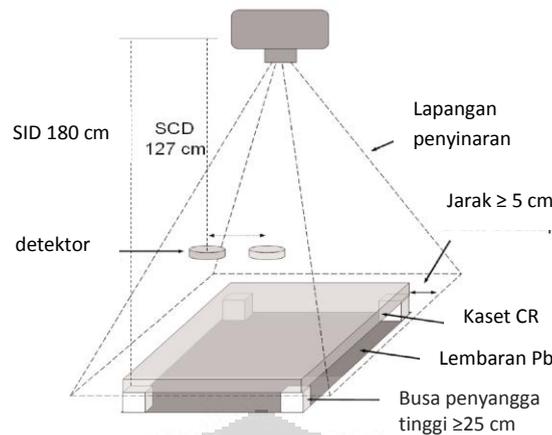
Jenis Uji	Parameter	FFD (cm)	kVp	mAs	Toleransi
<i>Collimator & Beam Alignment</i>	(X_1+X_2) dan (Y_1+Y_2)	100	50	8	$(X;Y) \leq 1\%$ FFD
<i>Focal Spot</i>	<i>Line pairs</i>	61	80	20	$FK \leq 0.6$ mm, $FB \leq 1.2$ mm
Waktu eksposi	% perbedaan waktu eksposi	100	70	mA 200, s 0.02	$\pm 10\%$.
				mA 200, s 0.025	
				mA 200, s 0.04	
				mA 200, s 0.05	
				mA 200, s 0.08	
Tegangan tabung	% perbedaan kVp	100	60	10,20,30	$< \pm 6\%$ untuk 100 kVp
			70	10,20,30	
			80	10,20,30	
			90	10,20,30	
			100	10,20,30	
Linieritas mA	koefisien linieritas			mA 100, s 0.1	$\alpha = 0.1$
				mA 60, s 0.2	
				mA 70, s 0.2	
				mA 80, s 0.2	
				mA 90, s 0.2	
Reproduksibilitas (5 kali eksposi)	koefisien variasi	100	70	20	$CV < 0,05$
Kualitas berkas sinar-X	HVL	100	50, 60, 70, 80	10	HVL 2.3 mm Al pada 80 kVp

3.2.1.2. Pengujian Sistem Fuji Computed Radiography

Uji fungsi CR mengikuti rekomendasi AAPM [1] dan Kcare [19].

1. Dosimetri

Tujuan pengujian ini untuk mengukur penerimaan dosis pada IP yang digunakan untuk acuan pengujian selanjutnya. Kondisi eksposi PSP IP dengan *Source Image Distance* (SID), jarak antara tabung sinar-X dengan IP tidak kurang dari 180 cm guna mengurangi perbedaan berkas Sinar-X dan variasi *heel effect* dengan titik bidik (centrasi) menuju pertengahan IP. Di bawah IP diletakan lembaran timah hitam (Pb) untuk mengurangi radiasi hambur balik (*backscatter*) dan kolimasi berkas sinar-X melingkupi 5 cm batas terluar IP. Eksposi dilakukan tanpa filtrasi pada kondisi 80 kVp dan mAs tertentu untuk menghasilkan dosis *entrance kerma* udara $10\mu\text{Gy}$.



Gambar 3.4 Geometri Kondisi Eksposi PSP

Telah diolah kembali dari buku "Acceptance Testing and Quality Control of Photostimulable Storage Phosphor Imaging Systems" [1]

2. IP Dark Noise

Tujuan pengujian ini untuk mengevaluasi batas *noise inherent* IP dalam menghasilkan citra agar terbebas dari artefak. Pengujian dilakukan tanpa ada tindakan eksposi pada IP. Pengukuran *dark noise* dilakukan dengan mengukur rata-rata PV dan rata-rata standar deviasi rata-rata PV (*average pixel value standard deviation*) dari area yang di evaluasi.

3. Keseragaman Respon IP (IP Uniformity Respons)

Tujuan pengujian ini untuk mengevaluasi kemampuan IP dalam menghasilkan citra yang seragam, respon IP yang tidak seragam akan mempengaruhi kualitas citra radiografi. Pengujian dilakukan terhadap semua IP dengan nilai indeks eksposi yang tinggi sampai dosis paparan 10 mR.

4. Akurasi Kalibrasi Exposure Indicator

Tujuan pengujian ini adalah untuk mengevaluasi akurasi nilai eksposi IP dikalkulasi menggunakan indikator eksposi. Indikator eksposi merupakan metode untuk menentukan pengganti pengukuran detektor PSP dimana nilainya ekivalen dengan *speed* radiografi pada nilai eksposi yang diberikan.

5. Sistem Linearitas dan Respon auto-ranging

Tujuan pengujian ini untuk menentukan respon PSP dan sistem pembacaan IP dengan minimal tiga variasi nilai eksposi. Kondisi eksposi disetting untuk menghasilkan dosis paparan 0,1 mR, 1 mR dan 10 mR tanpa radiasi hambur balik, pengukuran dengan *multimeter Piranha* diletakkan pada

permukaan kaset IP ukuran 24 x 30 cm. SID 180 cm dan filtrasi 0,5 Cu ditambah 1 mmAl dengan kolimasi berkas sinar-X melingkupi area detektor. Untuk setiap eksposi didapat tiga citra dan diperlukan waktu tunda 10 menit antara eksposi untuk setiap prosesing citra.

6. Fungsi Berkas Laser

Tujuan pengujian ini untuk mengevaluasi integritas *scanline* berkas laser yang digunakan untuk prosesing IP. Eksposi dikondisikan dengan menempatkan penggaris baja di tengah kaset dan tegak lurus dengan *scan line* berkas laser, kondisi eksposi disetting untuk menghasilkan dosis paparan 5 mR tanpa penambahan filtrasi. Pengukuran pada display citra *soft-copy* dengan memeriksa tepi plat baja diperbesar 10 kali

7. Noise dan Resolusi Low-Contrast

Tujuan pengujian ini untuk memonitor kualitas citra dengan menilai detail kontras rendah (*low-contrast*). Pengujian dilakukan terhadap semua IP, dengan menempatkan *low-contrast phantom* Leeds TO20 di atas IP. Eksposi dikondisikan untuk menghasilkan dosis 0,5, 1 dan 5 mR dengan filtrasi 1 mmCu. Untuk prosesing IP diperlukan waktu tunda 10 menit antara setiap eksposi.

8. Akurasi Spasial

Tujuan pengujian ini untuk melihat keakurasian indikator spasial jarak pada *software* FCR dan memeriksa perubahan bentuk dan ukuran (*distorsi*) citra. Dilakukan dengan meletakkan alat uji *wire-mesh contact* di atas kaset IP. Eksposi dikondisikan tanpa filtrasi untuk menghasilkan dosis paparan 5 mR.

9. Keakurasian Penghapusan Memori IP

Tujuan pengujian ini untuk mengevaluasi sinyal sisa minimal IP setelah pembacaan (*readout*) dan penghapusan (*erasure*). Kondisi eksposi dengan menempatkan blok Pb pada pertengahan kaset IP ukuran 35 x 43 cm dan kolimasi berkas sinar-X melingkupi penuh kaset IP. Eksposi dilakukan tiga kali dengan kondisi eksposi berbeda yang menghasilkan tiga citra untuk dievaluasi. Eksposi pertama dikondisikan untuk menghasilkan 50 mR, eksposi kedua untuk menghasilkan 1 mR, kolimasi kedua disetting berbeda dari kolimasi eksposi pertama, kolimasi kedua lebih kecil 5 cm dari setiap sisi kaset IP. Prosesing IP dan prosesing citra masih sama dengan prosesing pertama. Eksposi ketiga

dikondisikan sama dengan eksposi kedua tetapi prosesi IP menggunakan *test* atau *sensitivity* $L=1$ dan mode *fixed* EDR dengan $S=10.000$. Prosesi citra masih sama dengan kondisi citra kedua dengan disetting pada kondisi "dark noise".

10. Aliasing Grid Respon (*Moire Patterns*)

Tujuan pengujian ini untuk mengevaluasi keberadaan artefak pola *Moire* yang disebabkan oleh grid. Pengujian dilakukan terhadap semua IP menggunakan grid bergerak (*moving grid*) dan grid diam/*lysolm* (*stationary grid*). Kondisi eksposi dengan menempatkan kaset IP di bawah *bucky* di dalam meja pemeriksaan yang berisi grid anti radiasi hambur (*antiscatter*) dengan posisi garis-garis grid paralel dan vertikal terhadap arah pemindaian laser, untuk grid diam, diletakkan di atas kaset IP. Eksposi dengan filtrasi 0.5 mmCu ditambah 1 mm Al, untuk menghasilkan 1 mR.

Tabel 3.2 Pengujian Sistem FCR

No	Jenis Uji	Faktor Eksposi		Filter	Dosis	Kriteria	
		kVp	mAs			Kualitatif	Kuantitatif
1	Dosimetri	80	3.2	non	10 μ Gy	untuk uji selanjutnya	
2	IP Dark Noise	tidak ada eksposi IP				keteragaman citra	$PV \leq 280$ atau ≥ 744 , $PVSD < 4$
3	Keteragaman Respon IP	80	32	0.5 mmCu dan 1 mmAl	10 mR	tidak ada artefak	$PVSD < 20$, $PVSD/Ss < 5\%$ $PVSDs < 20$, $\sigma E < 5\%$
4	Akurasi Kalibrasi EI (S Value)	80	0.5	non	1 mR		$S \text{ 1mR } 200 < \pm 20$ single screen, $S \text{ 1mR } 200 < \pm 10$ rerata semua screen
5	Sistem Linieritas dan Sistem Autoranging	80	0.3	0.5 mmCu dan 1 mmAl	0.1 mR	linieritas (log) S vs (log) E	CC > 0.95
			0.5	dan 1 mmAl	1 mR	linieritas PV vs (log) E	
			3.2		10 mR		
6	Fungsi Berkas Laser	tidak ada eksposi IP				garis lurus tanpa putus	
7	Noise	75	5	1 mmCu	0.5 mR		$\log(PVSD) \text{ vs } \log(E)$
	Resolusi Low Contrast		10		1 mR		CC > 0.95
			50		5 mR		
8	Akurasi Jarak Spasial	60	5	non	5 mR	keteragaman grid pattern	$\leq 2\%$ dari jarak sebenarnya
9	Akurasi Penghapusan	60			1 mR	tidak tampak sisa citra	$PV < 280$ atau > 744
	Memory IP				5 mR		$PVSD < 4$
10	Aliasing Grid Respon	80	3.2	0.5 mmCu dan 1 mmAl	1 mR	tidak tampak garis-garis grid	
11	Uji Blurring	60	10	non	10 mR	tidak ada distorsi citra	

11. Uji *Blurring*

Tujuan pengujian ini untuk melihat ada tidaknya distorsi atau kekaburan citra, dilakukan dengan menilai citra TOMS3. Pengambilan citra dengan meletakkan TOMS3 di atas kaset IP ukuran 24 x 30 cm, 35 x 35 cm dan 35 x 43 cm, eksposi tanpa penambahan filter.

Jenis uji untuk kontrol kualitas sistem FCR dengan kondisi eksposi dan kriteria penerimaannya tersaji dalam Tabel 3.2.

3.2.2. Tahap Penelitian Utama

Setelah pengujian sistem FCR memenuhi standar AAPM [1] dan Kcare [19], kemudian dilanjutkan ke penelitian utama untuk mengetahui hubungan antara variasi eksposi berupa kVp dan mAs dalam rentang nilai Sensitivity (S Value) terhadap optimasi citra radiografi dan ESD *phantom* dengan pengukuran TLD secara langsung (*direct measurement*), paket TLD berisi 3 (tiga) butir TLD, yang diletakkan langsung pada *central point* (CP) di permukaan objek *phantom* rando laki-laki kepala, cv cervical, thorax dan pelvis. Setiap objek dipapar dengan 8 (delapan), kecuali thorax dengan 10 (sepuluh) variasi eksposi.

Kondisi eksposi untuk proyeksi Kepala AP, kaset IP diletakkan di bawah *phantom* dengan kepala diposisikan *erect* (berdiri) dalam proyeksi *anteroposterior* (AP) menghadap tabung sinar-X, SID 100 cm, berkas pusat sinar (*central ray*) tegak lurus horisontal terhadap kaset IP dan tegak lurus terhadap CP pada *glabella* [20], setiap paket TLD diletakkan tepat pada CP dan eksposi masing-masing dikondisikan dengan 65, 70, 80, dan 85 kVp serta kVp divariasi dengan 16 dan 20 mAs.

Kondisi eksposi untuk proyeksi CV Cervical AP, kaset IP diletakkan di bawah *phantom* dengan cervical diposisikan berdiri dalam proyeksi AP menghadap tabung sinar-X, SID 100 cm, berkas pusat sinar tegak lurus horisontal terhadap kaset IP dan tegak lurus terhadap CP pada CV Cervical IV [20], setiap paket TLD diletakkan tepat pada CP dan eksposi masing-masing dikondisikan dengan 55, 60, 65, 70 kVp serta kVp divariasi dengan 10 dan 16 mAs.

Kondisi eksposi untuk proyeksi Thorax PA, kaset IP diletakkan di depan *phantom* dengan thorax diposisikan berdiri dalam proyeksi *posteroanterior* (PA)

membelakangi tabung sinar-X, SID 150 cm, berkas pusat sinar tegak lurus horisontal terhadap kaset IP dan tegak lurus terhadap CP pada CV Thoracal VI [20], setiap paket TLD diletakkan tepat pada CP dengan eksposi teknik kVp standar masing-masing dikondisikan dengan 50, 55, 60 dan 65 kVp, serta kVp divariasi dengan 8 dan 10 mAs. Untuk teknik kVp tinggi (*high kVp technique*) menggunakan 100 kVp yang divariasi dengan 1 dan 2.5 mAs.

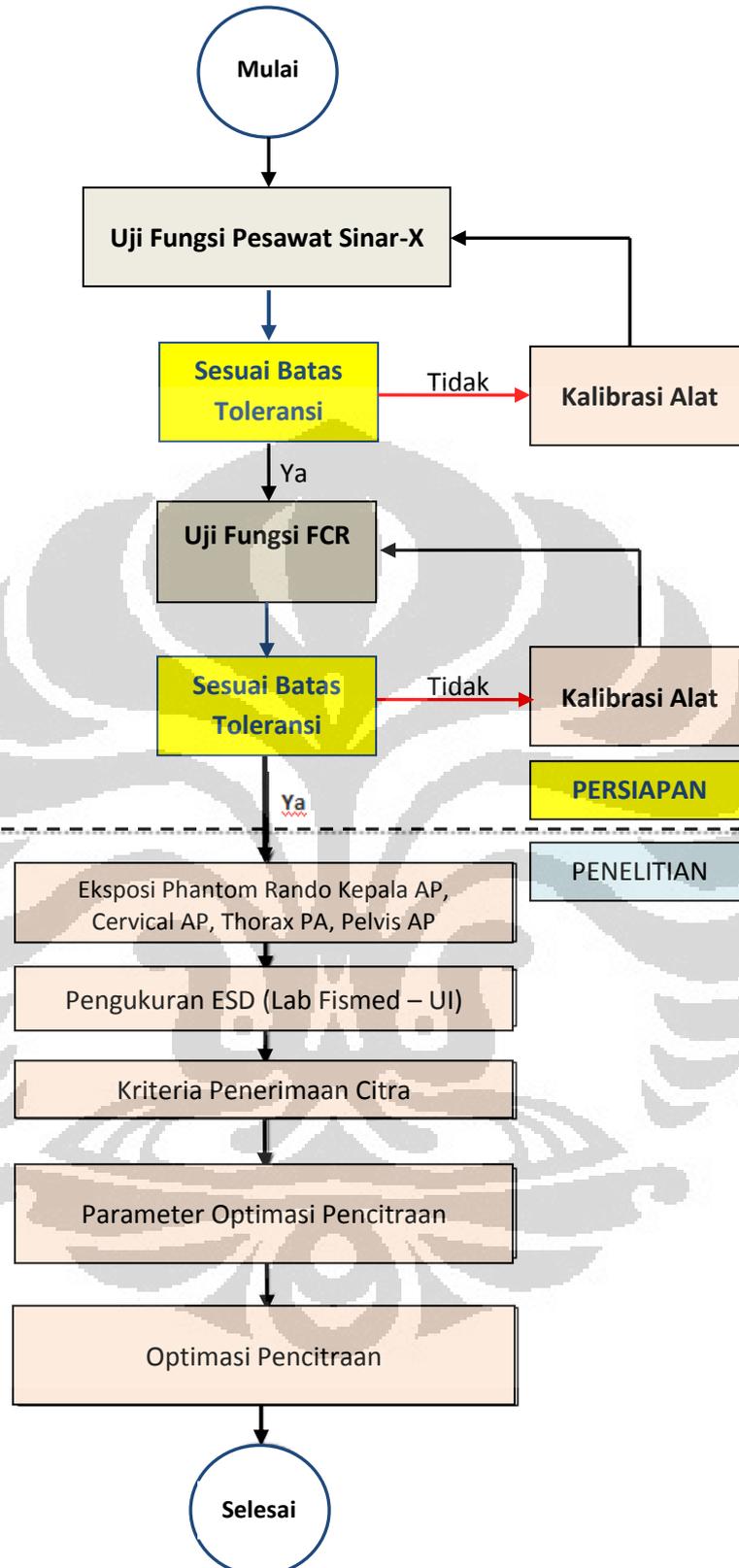
Selanjutnya kondisi eksposi untuk proyeksi Pelvis AP, kaset IP diletakkan di bawah *phantom* dengan pelvis diposisikan berdiri dalam proyeksi AP menghadap tabung sinar-X, SID 100 cm, berkas pusat sinar tegak lurus horisontal terhadap kaset IP dan tegak lurus terhadap titik bidik pada area titik tengah antara *spina illiaca anterior superior* (SIAS) kanan dan kiri pelvis [20], setiap paket TLD diletakkan tepat pada CP, eksposi masing-masing dikondisikan dengan 65, 70, 75, dan 80 kVp serta kVp divariasi dengan 10 dan 16 mAs.

Setelah eksposi, dilakukan prosesing IP dengan menampilkan citra *soft-copy* tanpa manipulasi citra, selanjutnya citra *softcopy* disimpan ke dalam format *dicom* untuk mengevaluasi PV citra yang diaplikasikan ke dalam nilai kontras radiografi CR. Nilai kontras radiografi dianalisa satu persatu dengan mengukur PV citra, menggunakan *software ImageJ* [7] dengan perlakuan pengukuran PV dibuat konstan pada setiap obyek menggunakan pola *rectangular*, nilai kontras dihitung dari selisih PV maksimum dan minimum. Untuk optimasi citra dianalisa dengan kriteria penerimaan citra (KPC) dari *European Guidelines* [16] dan diinterpretasi oleh dokter spesialis radiologi untuk lebih mendukung optimasi citra yang dapat digunakan untuk menegakkan diagnosa, selengkapnya disajikan dalam Lampiran 3.

Untuk mendapatkan nilai ESD (mGy) dihitung dengan persamaan :

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

dimana ESD adalah dosis radiasi yang diterima TLD (mGy), R adalah bacaan intensitas TL (nC), FK adalah faktor kalibrasi (mGy/nC). Hasil R (nC) dan FK (mSv/nC) diperoleh dari Laboratorium Fisika Medis – UI, selengkapnya disajikan dalam Lampiran 4.



Gambar 3.5 Diagram Alir Penelitian

BAB 4 HASIL PENELITIAN

Telah dilakukan persiapan penelitian berupa QC pesawat sinar-X mengacu pada RCWA [17], QC sistem FCR mengacu pada AAPM [1] dan Kcare [19], serta penelitian utama berupa pengambilan data citra FCR dan ESD *phantom* di RS Atmajaya, dengan hasil akan diuraikan di bawah ini.

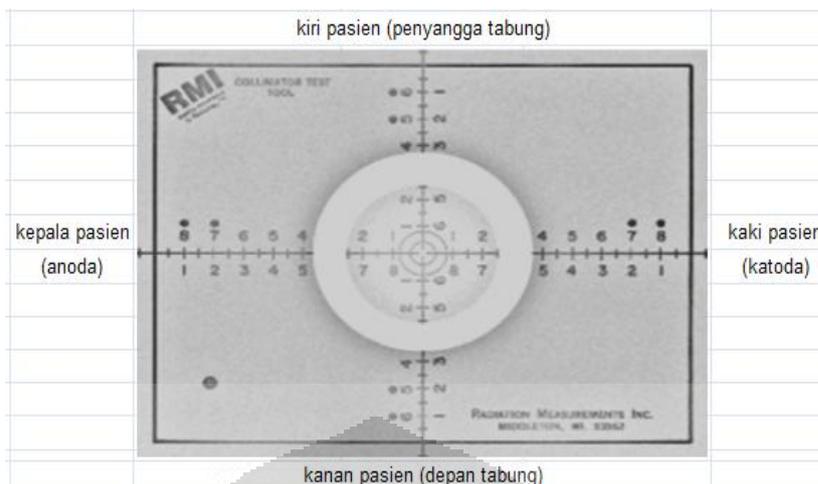
4.1. Uji Fungsi Pesawat Sinar-X

Dari hasil uji ketepatan berkas cahaya kolimasi (luas lapangan penyinaran) dengan penunjuk lapangan berkas sinar-X masih dalam batas rentang toleransi, yaitu 1% dari FFD untuk berkas cahaya kolimasi pada semua sisinya, serta ketegaklurusan berkas cahaya kolimasi terhadap berkas sinar-X dengan jarak pergeseran kedua titik bola baja yang terdapat pada alat pengujian tidak boleh melebihi batas lingkaran kedua atau pergeseran lebih dari 3^0 , titik bola baja penunjuk sumbu utama pada bidang tutup dan bidang dasar harus berimpit, hasil pengukuran memperlihatkan masih dalam rentang toleransi, disajikan dalam Tabel 4.1 dan Gambar 4.1

Tabel 4.1 Hasil Uji Ketepatan dan Ketegaklurusan Berkas Cahaya Kolimasi dengan Penunjuk Lapangan Berkas Sinar-X

daerah liputan berkas sinar-x	pergeseran berkas sinar-x (cm)	arah pergeseran dari cahaya kolimasi
sisi depan tabung	0.5	+
sisi katoda	0.5	+
sisi penyangga tabung	0.5	+
sisi anoda	0.5	+

Pada Tabel 4.1 arah pergeseran bertanda (+) yang berarti pergeseran menuju keluar dari penunjuk berkas cahaya kolimasi sejauh 0.5 cm pada setiap sisinya, tetapi masih dalam rentang toleransi sebesar 1% dari FFD 100 cm, yakni tidak melebihi 1 cm.



Gambar 4.1 Hasil Uji Ketepatan dan Ketegaklurusan Berkas Cahaya Kolimasi dengan Penunjuk Lapangan Berkas Sinar-X

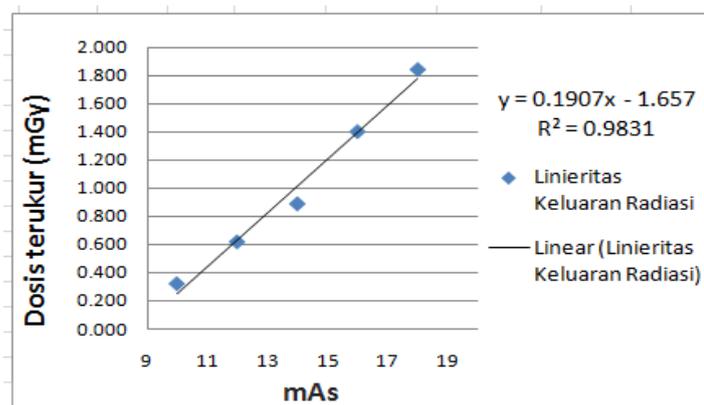
Pada Gambar 4.1 pergeseran ke arah luar 0.5 cm setiap sisinya dari pengaturan awal, dan kedua titik bola baja masih berada pada lingkaran sebelah dalam yang berarti pergeseran ketegaklurusan berkas cahaya kolimasi terhadap berkas sinar-X di bawah 1.5° yang berarti masih layak digunakan. Interpretasi kedua titik bola baja disajikan dalam Lampiran 2. Uji *focal spot* (titik fokus) secara lengkap juga disajikan dalam Lampiran 2.

Pada pengukuran uji akurasi keluaran dan linieritas keluaran radiasi menunjukkan nilai evaluasi sesuai batas toleransi sebesar $\leq 10\%$, disajikan dalam Tabel 4.2 dan Gambar 4.2

Tabel 4.2. Hasil Uji Linieritas Keluaran Radiasi dengan Eksposi 70 kVp

No	mA	s	mAs	Dosis rata-rata (mGy)	Evaluasi		Ambang Batas $\leq 10\%$	Hasil	
					mGy/mAs (X)	$\frac{X2 - X1}{X2 + X1}$		sesuai / tidak	
1	100	0.1	10	0.32	0.03	0.019	≤ 0.1	sesuai	
2	60	0.2	12	0.62	0.05	0.009	≤ 0.1	sesuai	
3	70	0.2	14	0.89	0.06	0.026	≤ 0.1	sesuai	
4	80	0.2	16	1.4	0.09	0.014	≤ 0.1	sesuai	
5	90	0.2	18	1.84	0.1	0.003	≤ 0.1	sesuai	

Dari Tabel 4.2 eksposi dengan 70 kVp dan variasi mAs dari 10 – 18 mAs, menghasilkan rentang dosis 0.32 – 1.84 mGy, menunjukkan semua nilai linieritas masih dalam batas toleransi $\leq 10\%$ atau ≤ 0.1 .



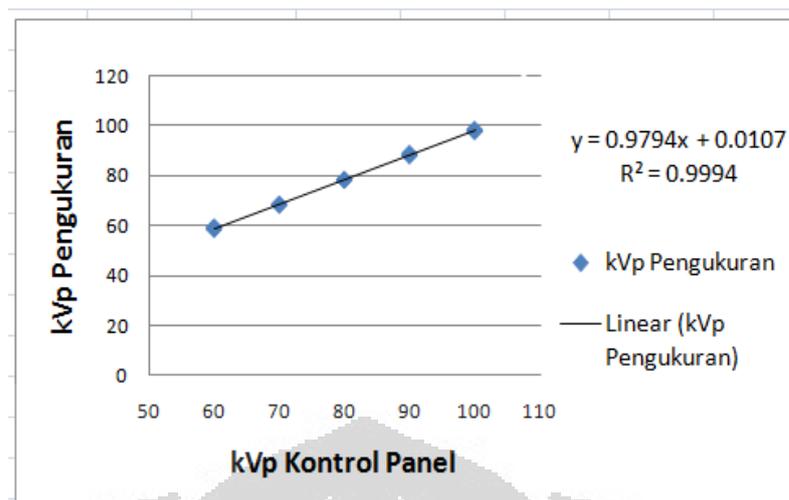
Gambar 4.2 Linieritas Keluaran Radiasi

Gambar 4.2 menunjukkan linieritas keluaran radiasi (mGy/mAs) mempunyai koefisien korelasi sebesar $R^2 = 0.9831$ sehingga dapat dinyatakan layak untuk digunakan. Data uji linieritas keluaran radiasi disajikan dalam Lampiran 2.

Pada uji keakurasian tegangan tabung (kVp) harus kurang dari $\pm 6,0\%$ dari kVp terbaca untuk tegangan tabung kurang dari atau sama dengan 100 kVp, atau kurang dari $\pm 6,0$ kVp untuk tegangan tabung lebih besar dari 100 kVp dengan hasil disajikan dalam Tabel 4.3 dan Gambar 4.3.

Tabel 4.3 Hasil Uji Kesesuaian Tegangan Tabung

No	Faktor Eksposi			Rata-rata kVp	Ambang Batas ($\pm 6\%$)	Selisih kVp	Standar Deviasi	Koefisien Variasi (CV) $\leq 5\%$	Hasil	
	kVp	mA	s						sesuai	tidak
1	60	100	0.1	58.8	≥ 56.4 dan ≤ 63.6	-1.2	0.52	0.009	sesuai	
		200	0.1	58.5		-1.5	0.72	0.012		
		150	0.2	59.5		-0.5	0.42	0.007		
2	70	100	0.1	68.3	≥ 65.8 dan ≤ 74.2	-1.7	0.88	0.013	sesuai	
		200	0.1	68.3		-1.7	0.84	0.012		
		150	0.2	68.5		-1.5	1.14	0.017		
3	80	100	0.1	78.5	≥ 75.2 dan ≤ 84.8	-1.5	0.55	0.007	sesuai	
		200	0.1	78.3		-1.7	0.84	0.011		
		150	0.2	78.1		-1.9	0.68	0.009		
4	90	100	0.1	87.9	≥ 84.6 dan ≤ 95.4	-2.1	0.62	0.007	sesuai	
		200	0.1	88.1		-1.9	0.73	0.008		
		150	0.2	88.8		-1.2	1.12	0.013		
5	100	100	0.1	98.3	≥ 94 dan ≤ 106	-1.7	0.72	0.007	sesuai	
		200	0.1	98.1		-1.9	0.61	0.006		
		150	0.2	97.5		-2.5	0.5	0.005		



Gambar 4.3 Grafik Hubungan kVp Kontrol Panel dengan kVp Hasil Pengukuran

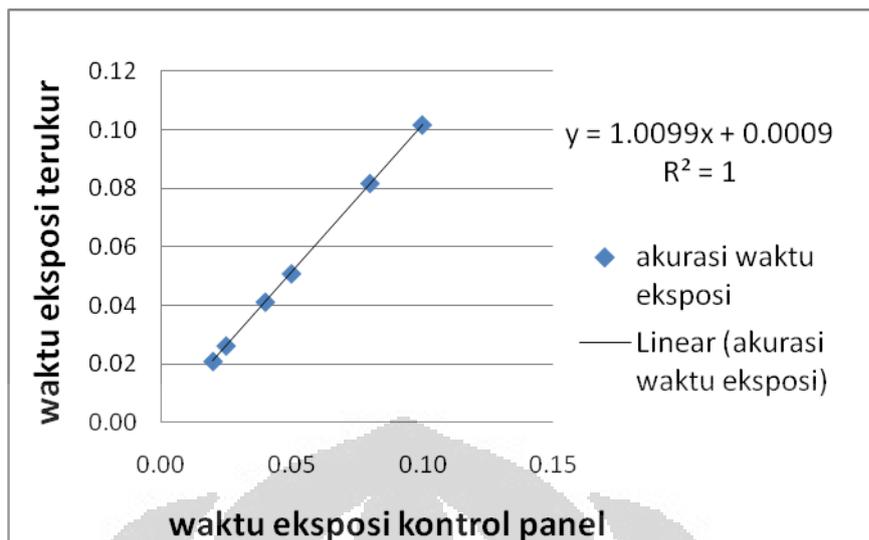
Pada Tabel 4.3 nilai maksimum kVp yang diuji adalah 100 kVp dengan hasil semua nilai kVp masih dalam rentang batas ambang toleransi yang disyaratkan sebesar $\pm 6\%$ dari kVp kontrol panel, dan Gambar 4.3 menunjukkan koefisien korelasi $R^2 = 0.9994$ antara kVp kontrol panel dan kVp terukur sehingga tegangan tabung 60 – 100 kVp masih layak digunakan, data lengkap uji tegangan tabung disajikan dalam Lampiran 2.

Pada uji akurasi waktu eksposi ini dilakukan 5 (lima) kali eksposi dengan 70 kVp, 200 mA, dan rentang waktu eksposi dari 0.02 – 0.1 detik, hasil disajikan dalam Tabel 4.4 dan Gambar 4.4.

Tabel 4.4 Hasil Uji Kesesuaian Waktu Eksposi (s)

No	waktu eksposi (s)	Rata-rata (s)	Ambang Batas ($\pm 10\%$)	Selisih (s)	STDEV	Hasil	
						sesuai	tidak
1	0.02	0.021	≥ 0.018 dan ≤ 0.022	0.001	0.001	sesuai	
2	0.025	0.026	≥ 0.023 dan ≤ 0.028	0.001	0.001	sesuai	
3	0.04	0.041	≥ 0.036 dan ≤ 0.044	0.001	0.001	sesuai	
4	0.05	0.051	≥ 0.045 dan ≤ 0.055	0.001	0.002	sesuai	
5	0.08	0.082	≥ 0.072 dan ≤ 0.088	0.002	0.006	sesuai	
6	0.1	0.102	≥ 0.09 dan ≤ 0.11	0.002	0.004	sesuai	

Pada Tabel 4.4 toleransi waktu eksposi (s) untuk pesawat radiodiagnostik konvensional adalah $\pm 10\% + 0.001$ detik dengan hasil semua nilai rata-rata hasil pengukuran waktu eksposi (s) masih dalam rentang batas toleransi.



Gambar 4.4 Hubungan Waktu Ekposi Kontrol Panel dengan Hasil Pengukuran

Pada Gambar 4.4 menunjukkan koefisien korelasi $R^2 = 1$ antara waktu ekposi (s) kontrol panel dengan rata-rata hasil pengukuran waktu ekposi (s), menyatakan bahwa waktu ekposi masih layak digunakan, data pengukuran waktu ekposi secara lengkap disajikan dalam Lampiran 2.

Pada uji reproduksibilitas kesesuaian dinilai dengan menghitung *Coefficient of Variation* (CV), merupakan rasio dari standar deviasi terhadap nilai *mean* satu seri pengukuran (minimal 5x pengukuran) dengan nilai hitung CV harus kurang dari 0,05 ($\leq 5\%$). Pada uji ini hanya menggunakan kondisi ekposi 70 kVp dengan 100 mA dan 0.2s dengan hasil disajikan dalam Tabel 4.5.

Tabel 4.5 Reproduksi kVp, Waktu Ekposi, dan Dosis Keluaran (mGy)

Faktor Ekposi 70 kVp 100 mA 0.2 s						
No	Hasil Pengukuran			Kelayakan (sesuai/tidak)		
	kVp	Waktu (s)	Dosis (mGy)	kVp	Waktu (s)	Dosis (mGy)
1	67.11	0.197	0.56	sesuai	sesuai	sesuai
2	67.56	0.191	0.55			
3	67.73	0.194	0.58			
4	67.93	0.190	0.56			
5	67.81	0.196	0.52			
Rata-rata	67.63	0.194	0.55	Ambang batas CV = $\pm 5\%$		
STDEV	0.32	0.003	0.02			
CV = STDEV/Rerata	0.47%	1.58%	3.84%			

Dari Tabel 4.5 nilai CV tegangan tabung (kVp) sebesar 0.47%, waktu eksposi (s) 1.58%, dan dosis keluaran (mGy) 3,84% sehingga dinyatakan pesawat sinar-X layak digunakan karena mampu mereproduksi sinar-X dengan keluran tegangan tabung (kVp), waktu esposi (s) dan dosis (mGy) cenderung konstan dan sesuai batas toleransi.

Pada uji kualitas berkas sinar-X (HVL) hanya menggunakan 50-80 kVp, dengan hasil disajikan dalam Tabel 4.6.

Tabel 4.6. Hasil Uji Kualitas Berkas Sinar-X

kVp	mmAl	R/min									
50	0.00	0.028	60	0.00	0.059	70	0.00	0.082	80	0.00	0.107
	0.31	0.024		0.31	0.051		0.31	0.075		0.31	0.099
	1.00	0.022		1.00	0.039		1.00	0.059		1.00	0.080
	1.31	0.020		1.31	0.035		1.31	0.053		1.31	0.073
	2.30	0.014		2.30	0.026		2.30	0.040		2.30	0.058
	2.61	0.012		2.61	0.023		2.61	0.037		2.61	0.053
	3.30	0.010		3.30	0.020		3.30	0.032		3.30	0.046
	3.61	0.009		3.61	0.018		3.61	0.029		3.61	0.043
HVL 1.86			HVL 2.05			HVL 2.12			HVL 2.33		

Pada Tabel 4.6 diperoleh hasil uji kualitas berkas sinar-X masih di atas standar minimum HVL yang ditetapkan, yakni 2.12 mmAl pada tegangan 70 kVp dan nilai 2.33 mmAl pada tegangan 80 kVp sedangkan persyaratan minimum HVL sebesar 2.1 mmAl pada tegangan 70 kVp dan 2.3 mm Al pada tegangan 80 kVp.

Dari serangkaian uji di atas, disimpulkan bahwa perfoma pesawat sinar-X di RS Atmajaya masih berfungsi dengan baik dan layak digunakan untuk uji QC FCR.

4.2. Pengujian Sistem FCR

1. Dosimetri

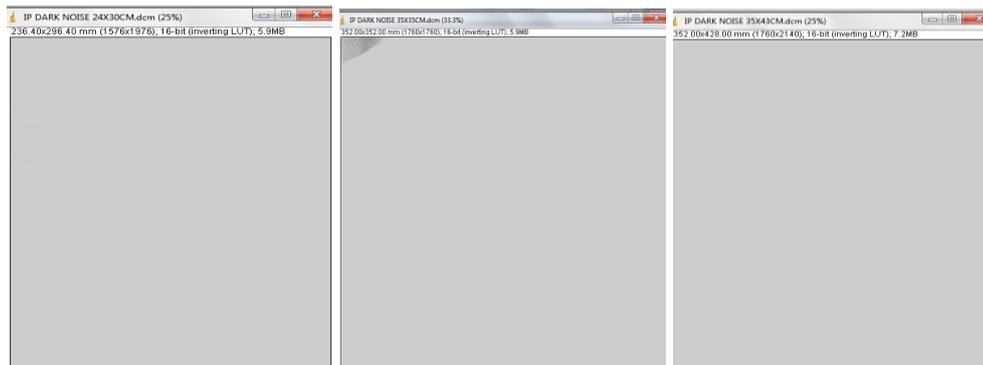
Pada uji dosimetri eksposi dilakukan untuk menghasilkan dosis paparan dan dosis *entrance kerma* udara yang akan digunakan untuk uji FCR selanjutnya.

Tabel. 4.7. Data Dosimetri dan Kondisi Eksposi (kVp, mAs) Uji FCR

kVp	mAs	dosis (mR)			rerata dosis (mR)	dosis (μ Gy)			rerata dosis (μ Gy)	filter	
										Al (mm)	Cu (mm)
60	1.56	1.9	1.91	1.9	1.9	16.65	16.76	16.68	16.7		
	2	2.43	2.43	2.43	2.43	21.27	21.28	21.27	21.27		
	5	5.13	5.11	5.1	5.11	44.96	44.81	44.68	44.82		
	10	10.21	10.38	10.76	10.45	89.54	91.03	94.37	91.65		
	50	50.02	50.01	52.13	50.72	438.7	438.6	457.19	444.83		
65	4	5.53	5.49	5.5	5.5	48.50	48.13	48.19	48.27		
75	5	0.48	0.50	0.49	0.49	4.22	4.37	4.29	4.29		1
	10	1	1.01	1	1.0	8.78	8.86	8.79	8.81		1
	50	5.06	5.09	5.05	5.06	44.38	44.62	44.25	44.42		1
80	0.3	0.1	0.1	0.11	0.11	0.89	0.9	0.96	0.92	1	0.5
	0.5	1.01	1.02	1.01	1.01	8.87	8.92	8.84	8.88		
	3.2	1.00	1.02	1.09	1.04	8.81	8.9	9.58	9.09	1	0.5
	32	10.02	10.01	10.01	10.01	87.9	87.75	87.81	87.82	1	0.5

2. IP Dark Noise

Pada uji IP *dark noise* dihasilkan nilai *mean* PV 202 untuk IP ukuran 24 cm x 30 cm, nilai 201,8 untuk IP ukuran 35 cm x 35 cm, dan nilai 201 untuk IP ukuran 35 cm x 43 cm, ketiganya sesuai lingkup nilai toleransi yang mensyaratkan nilai *mean* PV kurang dari 280, dan PV *Standar Deviation* (PVSD) untuk ketiga IP di atas hanya ukuran 35 cm x 35 cm yang keluar dari rentang toleransi yaitu sebesar 10,2 sedangkan ukuran 24 cm x 30 cm bernilai 0,5 dan 35 cm x 43 cm bernilai 0,4 masih dalam rentang toleransi PVSD yang mensyaratkan kurang dari 4.



(a) (b) (c)
Gambar 4.1 IP *Dark Noise* (a) 24 cm x 30 cm (b) 35 cm x 35 cm (c) 35 cm x 43 cm

Tabel 4.8. Hasil Pengukuran PV IP *Dark Noise*

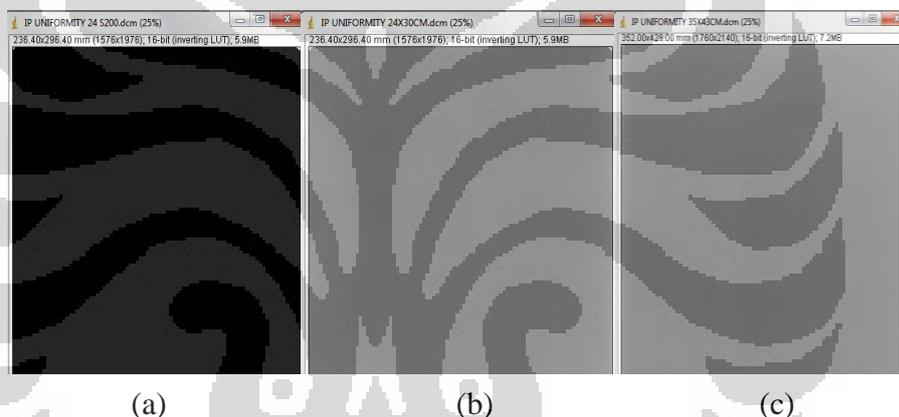
Ukuran IP (cm)	Area (mm)	Mean	StdDev	Min	Max	Median	%Area
24 x 30	70069	202	0.5	202	389	202	100
35 x 35	123904	201.8	10.2	201	479	201	100
35 x 43	150656	201	0.4	201	414	201	100

Dari Tabel 4.8 menunjukkan *dark noise* mean PV sangat isotropis dan homogen seperti terlihat pula pada Gambar 4.1, IP ukuran 24 cm x 30 cm dan 35 cm x 43 cm seragam dan terbebas dari artefak, sehingga kedua IP tersebut dapat digunakan untuk pemeriksaan radiografi. Lain halnya dengan IP ukuran 35 cm x 35 cm yang terdapat artefak dibagian atas sebelah kiri dengan *optical density* lebih tinggi dibandingkan dengan bagian lainnya, meskipun hanya sedikit dan nilai mean PV masuk dalam rentang toleransi tetapi nilai PVSD tidak masuk rentang toleransi sehingga IP 35 cm x 35 cm tersebut tidak layak digunakan untuk pemeriksaan radiografi dan harus segera dilakukan pembersihan atau perbaikan, apabila hanya kaset yang rusak maka kaset dapat diganti dengan kaset IP ukuran sama, tetapi apabila IP rusak secara fisik maka IP tersebut jangan pernah lagi digunakan untuk pemeriksaan radiografi karena dapat mempengaruhi citra radiografi dan mempengaruhi hasil interpretasi dokter radiologi. Selanjutnya untuk pengujian FCR ini, IP ukuran 35 cm x 35 cm tidak digunakan.

3. Keseragaman Respon IP (*IP Uniformity Respons*)

Pada uji keseragaman respon IP semua citra diperiksa dari ketidaksesuaian citra seperti corakan bengkok (*shading*), titik hitam atau putih, dan corengan (*streaks*) atau artefak lainnya akibat partikel debu atau kotoran lainnya. Pengujian ini hanya dilakukan pada IP ukuran 24 cm x 30 cm (a) dan (b), dan ukuran 35 cm x 43 cm yang rencananya akan digunakan untuk pengambilan data ESD dan PV citra radiografi. Evaluasi dilakukan terhadap citra *softcopy* dalam format Dicom untuk analisis kriteria kuantitatif.

Pada Gambar 4.2. dari ketiga IP memiliki keseragaman citra dan terbebas dari artefak dengan dilakukan variasi pengaturan *window width* dan *window level*, untuk kriteria kualitatif ketiganya layak digunakan dalam pemeriksaan radiografi.



Gambar 4.2 Keseragaman Respon IP (a) 24 cm x 30 cm S 200
(b) 24 cm x 30 cm S 13 (c) 35 cm x 43 cm S 16

Tabel. 4.9. Hasil Pengukuran PV Keseragaman Respon IP

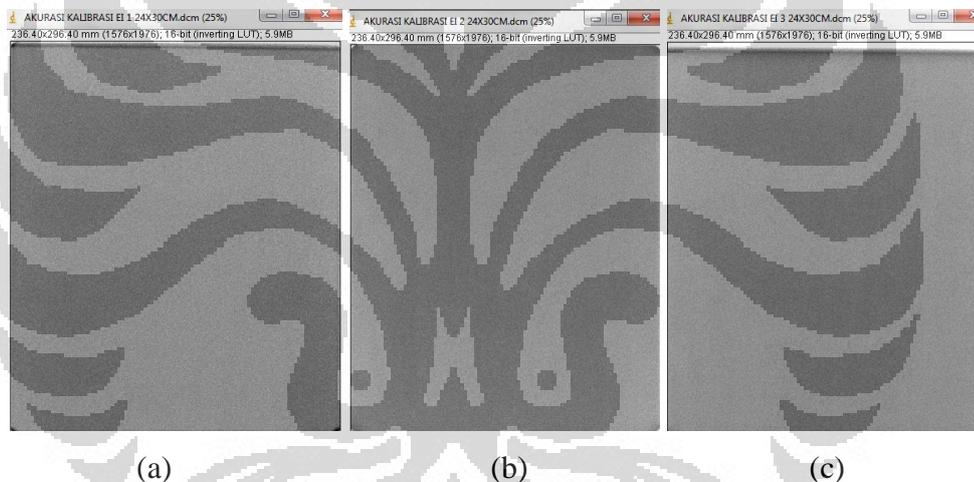
Ukuran IP (cm)	Area (mm)	Mean	StdDev	Min	Max	Median	%Area	S	SD/Ss
24 x 30	70068.96	1022.83	3.56	0	1023	1023	100	200	0.05
24 x 30	70068.96	503.67	3.67	0	531	509	100	13	0.05
35 x 43	150656	492.87	3.80	0	535	501	100	16	0.05
Rata-rata			3.68					76.33	

Dari Tabel 4.9 dapat dilihat bahwa nilai PVSD untuk IP (a) ukuran 24 cm x 30 cm, (b) ukuran 24 cm x 30 cm, dan (c) ukuran 35 cm x 43 cm, berturut-turut 3.56, 3.67, dan 3.8, ketiganya sesuai lingkup nilai toleransi yang mensyaratkan nilai PVSD kurang dari 20 untuk masing-masing IP. Untuk nilai PVSDs yaitu

nilai rata-rata PVSD untuk ketiga IP bernilai 3.68, ketiganya sesuai lingkup nilai toleransi yang mensyaratkan nilai PVSDs kurang dari 20. Selanjutnya untuk nilai PVSD dibanding dengan nilai rata-rata *Sensitivity* (SD/Ss) semua IP mempunyai nilai 0,05, ketiganya sesuai lingkup nilai toleransi yang mensyaratkan nilai SD/Ss kurang dari 0,05 atau 5% untuk masing-masing IP. Sehingga untuk kriteria kuantitatif ketiganya layak untuk digunakan dalam pemeriksaan radiografi.

4. Akurasi Kalibrasi *Exposure Indicator*

Pada uji akurasi kalibrasi *exposure indicator* kriteria kuantitatif pada nilai $S_{1\text{ mR } 200}$ kurang dari ± 20 untuk IP tunggal (*single screen*) dan $S_{1\text{ mR } 200}$ kurang dari ± 10 untuk rata-rata semua IP, dengan $E_{\text{terukur}} = 1 \pm 10\%$. Nilai *exposure indicator* dalam sistem FCR dikenal dengan istilah *Sensitivity value* (S value)



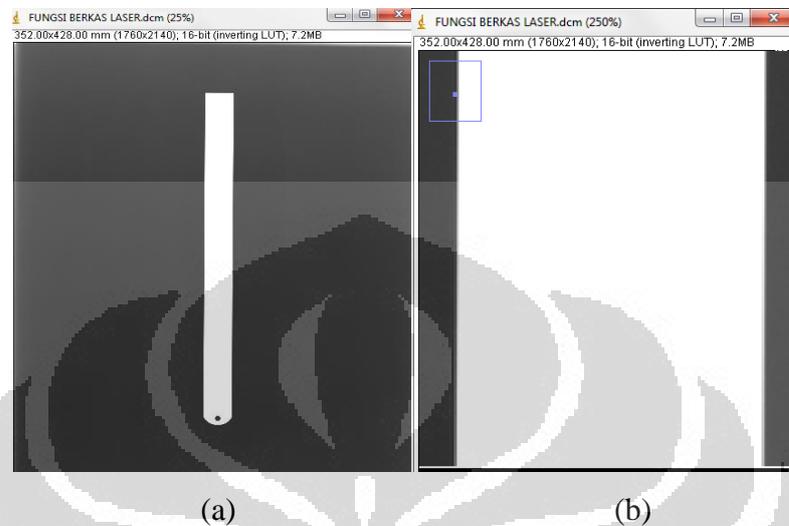
Gambar 4.3 Akurasi Kalibrasi *Exposure Indicator* (EI) IP 24 cm x 30 cm
(a) EI 1 nilai S=205 (b) EI 2 nilai S=205 (c) EI 3 nilai S=205

Pengujian ini hanya dilakukan pada IP ukuran 24 cm x 30 cm dengan kondisi eksposi 80 kVp dan 0.5 mAs, dihasilkan dosis sebesar 1,05 mR, 1,1 mR dan 1,1 mR, dengan nilai terbesar 1.1 mR masih memenuhi kriteria kuantitatif yang mensyaratkan $E_{\text{terukur}} = 1 \pm 10\%$ (rentang 0,9 s/d 1,1).

Nilai *Sensitivity* (S) untuk S_{exposure} ketiganya bernilai 205 dan rata-rata 205, dimana nilai S_{exposure} dinormalisasi menggunakan $S_{1\text{ mR}} = 200$ dan mensyaratkan bahwa nilai $S_{\text{exposure}} \pm 20$ (rentang 180 s/d 220) untuk setiap pengukuran, dan $S_{\text{exposure}} \pm 10$ (rentang 190 s/d 210) untuk rata-rata semua pengukuran, sehingga ketiganya sesuai batas toleransi.

5. Fungsi Berkas Laser

Pada uji berkas laser pengukuran pada display *soft-copy* dilakukan dengan memeriksa tepi penggaris plat baja dengan pembesaran 10 kali.

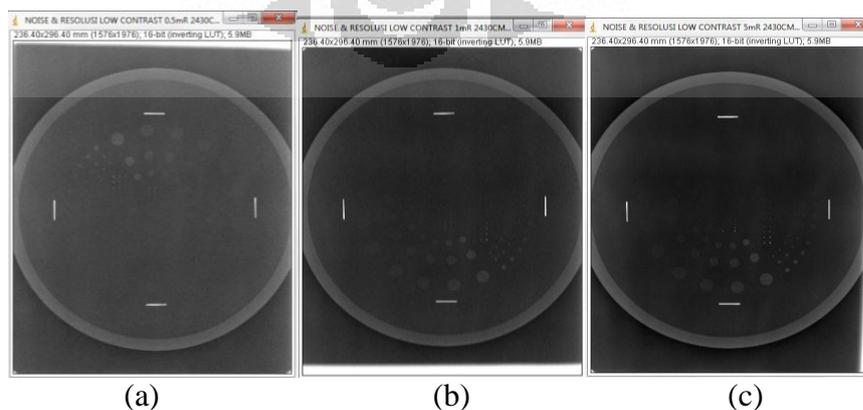


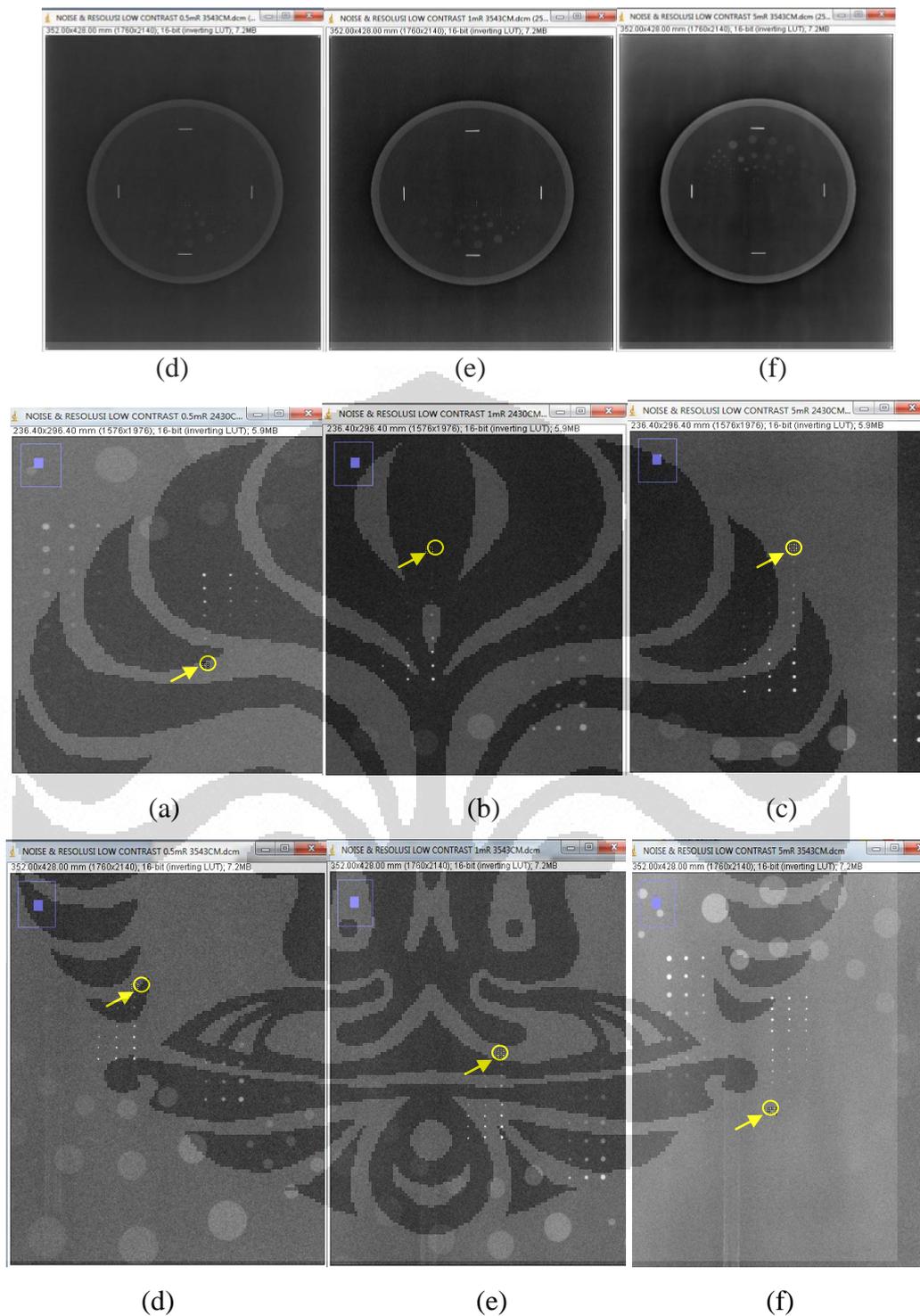
Gambar 4.4 Fungsi Berkas Laser (a) Hasil Citra Penggaris Baja Tampilan Normal (b) Hasil Citra Penggaris Baja Dengan Perbesaran 10 Kali dari Normal

Pada Gambar 4.4 (b) hasil citra penggaris baja perbesaran 10 kali disepanjang tepi penggaris tampak lurus dan tidak terputus, tanpa ada kekurangan atau kelebihan pencahayaan dari *scan line* dalam transisi keadaan terang ke keadaan gelap, maka hasil uji dinyatakan memenuhi kriteria kualitatif.

6. Noise dan Resolusi *Low-Contrast*

Pada uji *noise* dan resolusi *low-contrast* dengan Test Object 20 diperoleh seperti Gambar 4.6, penilaian kriteria kuantitatif dengan plot grafik log (PVSD) vs log (E) dengan CC harus lebih dari 0.95





Gambar 4.6 Uji *Noise* dan Resolusi *Low-Contrast*

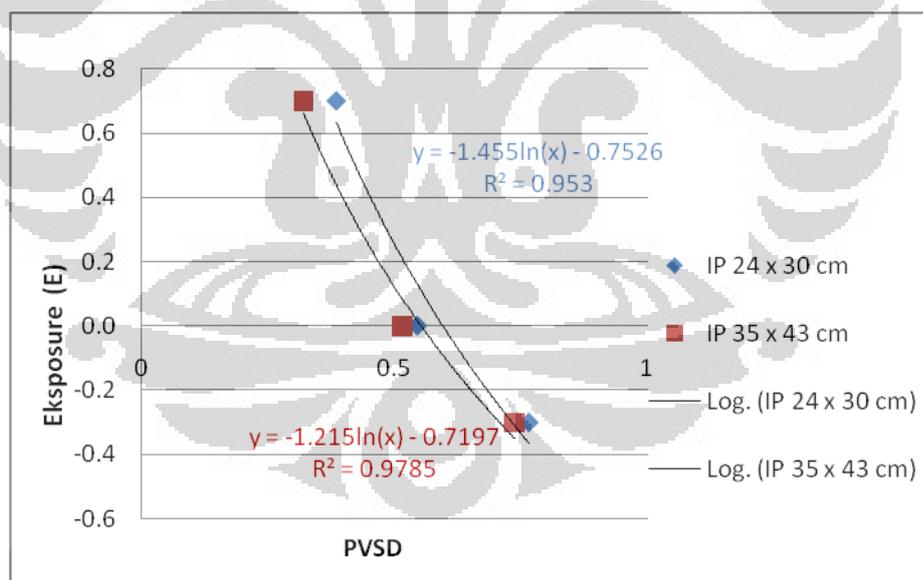
- (a) IP 24 cm x 30 cm E=0.5mR S=277 (b) IP 24 cm x 30 cm E=1mR S=136
 (c) IP 24 cm x 30 cm E=5mR S=26 (d) IP 35 cm x 43 cm E=0.5mR S=290
 (e) IP 35 cm x 43 cm E=1mR S=147 (f) IP 35 cm x 43 cm E=5mR S=28

Pada Gambar 4.6 di atas terdapat tanda panah warna kuning menunjukkan area pengukuran PV terkecil yang masih dapat dilihat dengan perbesaran 10 kali, area tersebut merepresentasikan resolusi *low contrast*.

Tabel 4.10 Hasil Uji *Noise* dan Resolusi *Low Contrast*

Ukuran IP (cm)	E (mR)	Area (mm)	PV					Area (%)	Sensitivity (S Value)	Posisi Circular Plate	Nilai Kontras
			Mean	SD	Min	Max	Med				
24 x 30	0.5	1.89	510.37	5.84	487	520	511	100	277	K 7	0.1140
	1.0	1.80	510.39	3.51	500	516	511	100	136	K 9	0.0599
	5.0	1.82	509.38	2.43	501	513	510	100	26	K 10	0.0399
35 x 43	0.5	3.60	513.22	5.47	497	525	513	100	290	K 7	0.1140
	1.0	3.52	515.68	3.27	503	521	516	100	147	K 8	0.0780
	5.0	3.52	515.40	2.09	508	521	516	100	28	K 10	0.0399

Pada Tabel 4.10 menunjukkan nilai PVSD semakin turun dengan bertambahnya eksposi untuk setiap ukuran IP. *S Value* juga turun dengan semakin bertambahnya eksposi, uji ini menyatakan bahwa *S Value* FCR berbanding terbalik dengan eksposi (mR) sesuai persamaan 2.1.

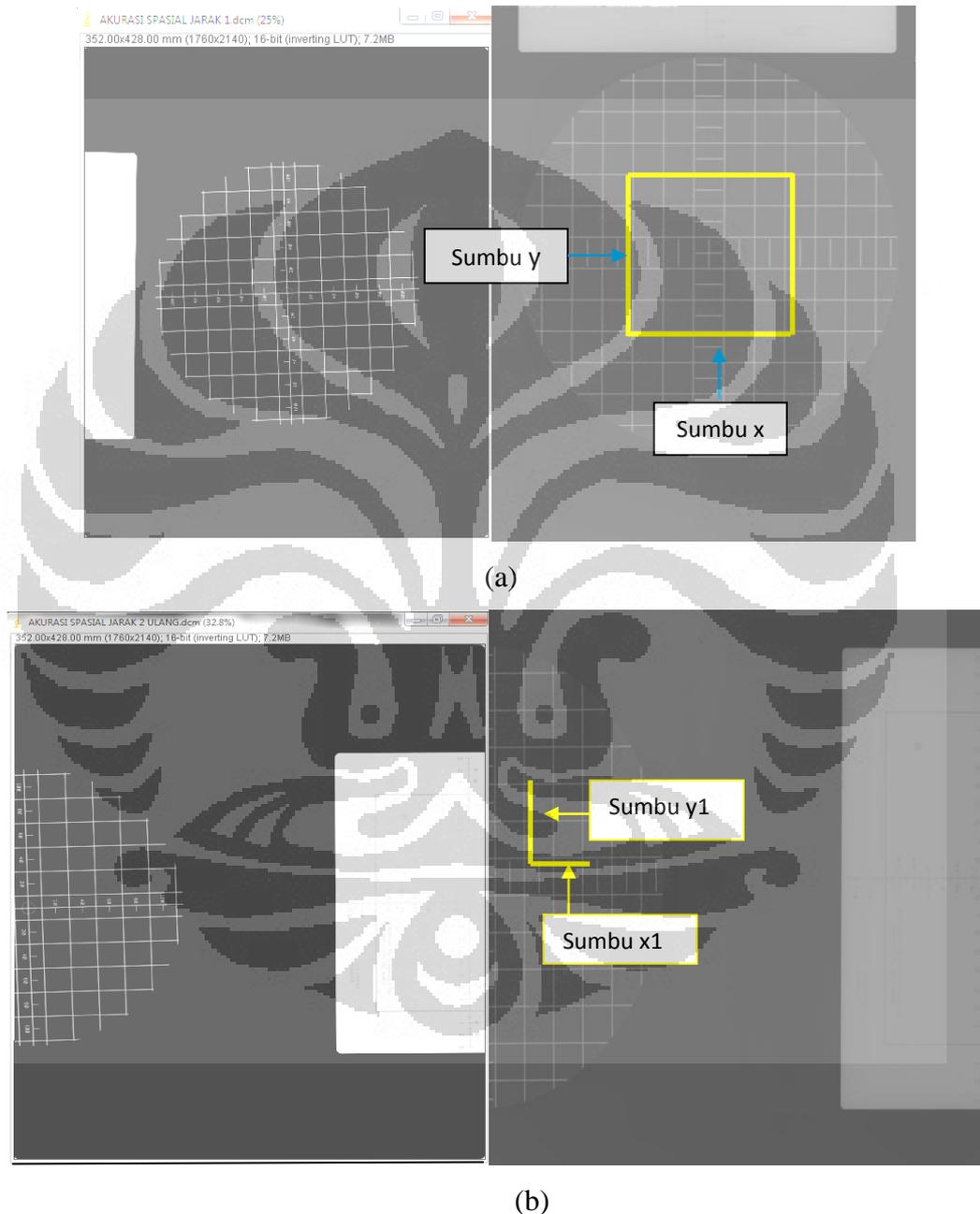


Gambar 4.7 Hubungan PVSD dengan Eksposure (E)

Dari Gambar 4.7 dengan plot log (PVSD) dan log (E) untuk IP 24 cm x 30 cm R^2 0.953 dan 35 cm x 43 cm R^2 0.978 keduanya menunjukkan CC lebih besar dari 0.95 sehingga dinyatakan memenuhi kriteria kuantitatif.

7. Akurasi Jarak Spasial

Hasil kriteria kualitatif menunjukkan homogenitas penunjukkan ukuran grid dengan jarak *grid pattern* seragam tanpa terjadi distorsi. Kriteria kuantitatif dengan menilai jarak terukur harus 2% dan kondisi terbaik bila 1% dari ukuran aktual.

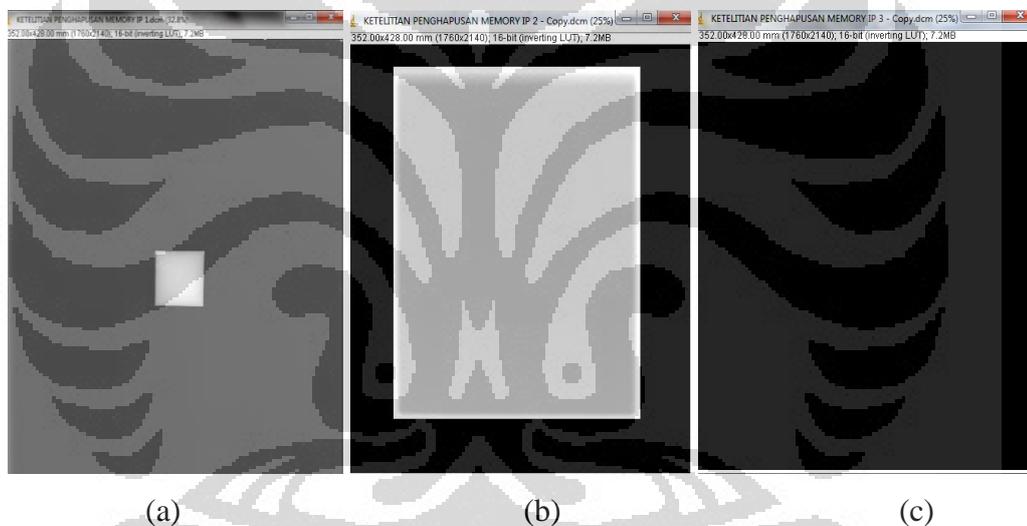


Gambar 4.8 Akurasi Jarak Spasial (a) Pengukuran Rasio Lima Kotak di Tengah *Test Object* M1 (b) Pengukuran Rasio Tepi Kotak *Test Object* M1

Pada Gambar 4.8 hasil uji akurasi jarak spasial (*scaling errors*), pengukuran jarak pada lima (5) kotak di tengah citra TOM1 x dan y dengan rasio $x/y = 100.85/100.05 = 1.01$. Untuk 2 (dua) kotak x_1 dan y_2 pada tepi citra nilai rasio $x_1/y_1 = 40.82/39.64 = 1.03$, dengan toleransi rasio $x/y = 1 \pm 0.03$ (rentang 0.97 s/d 1.03) dan $x_1/y_2 = 1 \pm 0.05$ (rentang 0.95 s/d 1.05), maka hasil uji dinyatakan memenuhi kriteria kuantitatif.

8. Keakurasian Penghapusan Memori IP

Pada uji akurasi penghapusan memori IP, pengukuran kriteria kualitatif dengan mengevaluasi ketiadaan artefak dari blok Pb, Kriteria kuantitatif ditentukan dari analisa citra ketiga, dengan nilai *mean* PV kurang dari 280 atau lebih besar dari 744 dan PVSD kurang dari 4.



Gambar 4.9 Ketelitian Penghapusan IP (a) Citra Blok Pb dengan Kolimasi Melingkupi Seluruh Bagian IP (b) Citra Tanpa Blok Pb dengan Kolimasi Diperkecil 5 cm dari Tiap Tepi IP (c) Citra Tanpa Blok Pb dengan Kolimasi Diperkecil 5 cm dari Tiap Tepi IP, Prosesing Citra dengan Mode "Dark Noise"

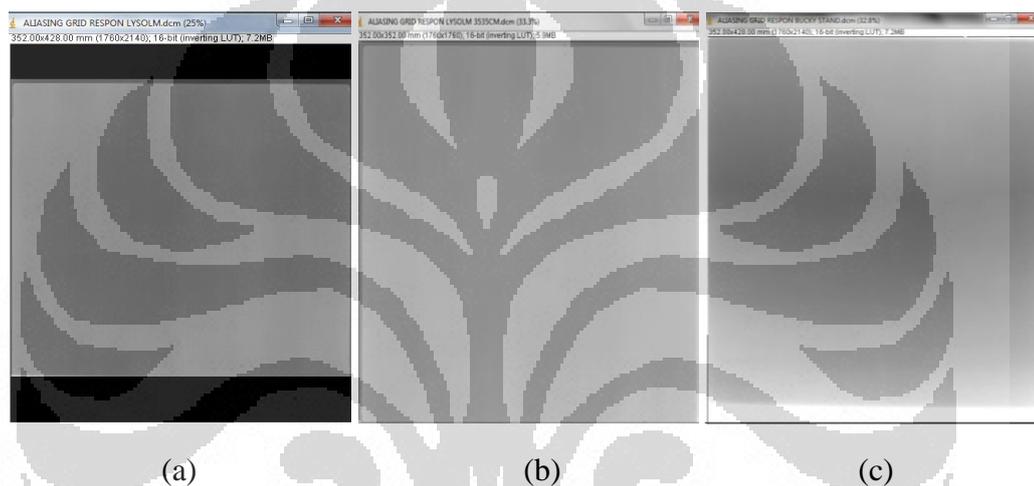
Tabel 4.11 Hasil Pengukuran PV dan PVSD Uji Ketelitian Penghapusan Memori IP dengan Area Pengukuran 150656 mm

Citra	PV					S Value
	Mean	PVSD	Min	Max	Med	
1	644.23	74.97	0	675	658	14
2	690.62	239.56	99	982	514	139
3	1022.98	1.58	766	1023	1023	10048

Pada Gambar 4.9 (c) citra tanpa blok Pb memenuhi kriteria kualitatif karena tidak terdapat artefak atau sisa memori citra blok Pb, dan pada Tabel 4.11 dapat dilihat bahwa citra ketiga (c) dengan prosesing citra mode "dark noise" nilai PV sebesar 1022.98, lebih besar dari 744, dan nilai PVSD sebesar 1.58 nilainya kurang dari 4, sehingga uji ini dinyatakan memenuhi kriteria kuantitatif.

9. Aliasing Grid Respon (*Moire Patterns*)

Pada uji aliasing grid respon (*moire patterns*) pengukuran kriteria kualitatif dengan mengevaluasi pola *Moire*, dengan indikasi tidak tampak garis-garis grid pada arah scan laser paralel dan arah tegak lurus.

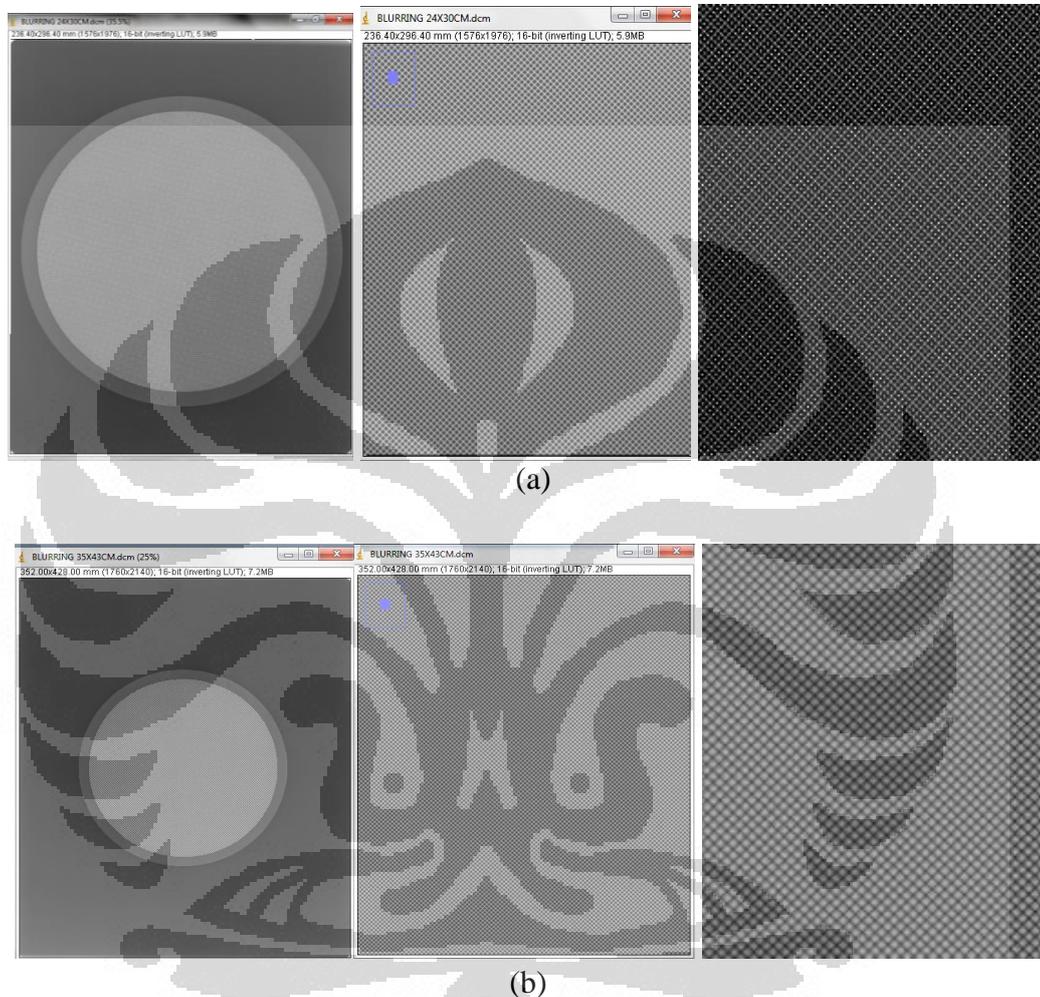


Gambar 4.10 Aliasing Grid Respon (*Moire Patterns*)
 (a) Lysolm (*Stasionary Grid*) (b) Bucky Meja Pemeriksaan (*Moving Grid*)
 (c) Bucky Terpasang Dinding (*Moving Grid*)

Pada uji *moiré patterns* aliasing grid respon tidak terdapat gambaran artefak garis-garis grid, tampak pada Gambar 4.9 (a) lysolm, ataupun (b) *bucky* meja pemeriksaan, maka hasil uji sesuai kriteria kualitatif dan dinyatakan dapat digunakan untuk pemeriksaan radiografi. Untuk grid (c) *bucky* terpasang dinding terdapat pola perbedaan citra terang dan gelap yang cukup signifikan dengan bagian tengah citra terlihat lebih gelap dibandingkan bagian atas dan bawah, sehingga tidak dapat digunakan untuk pemeriksaan radiografi karena dapat mempengaruhi nilai kontras radiografi.

10. *Blurring*

Pada uji *blurring* (kekaburan/distorsi) dilakukan hanya pada IP yang akan digunakan untuk mengambil data ESD dan PV citra radiografi FCR yakni ukuran 24 cm x 30 cm dan 35 cm x 43 cm.



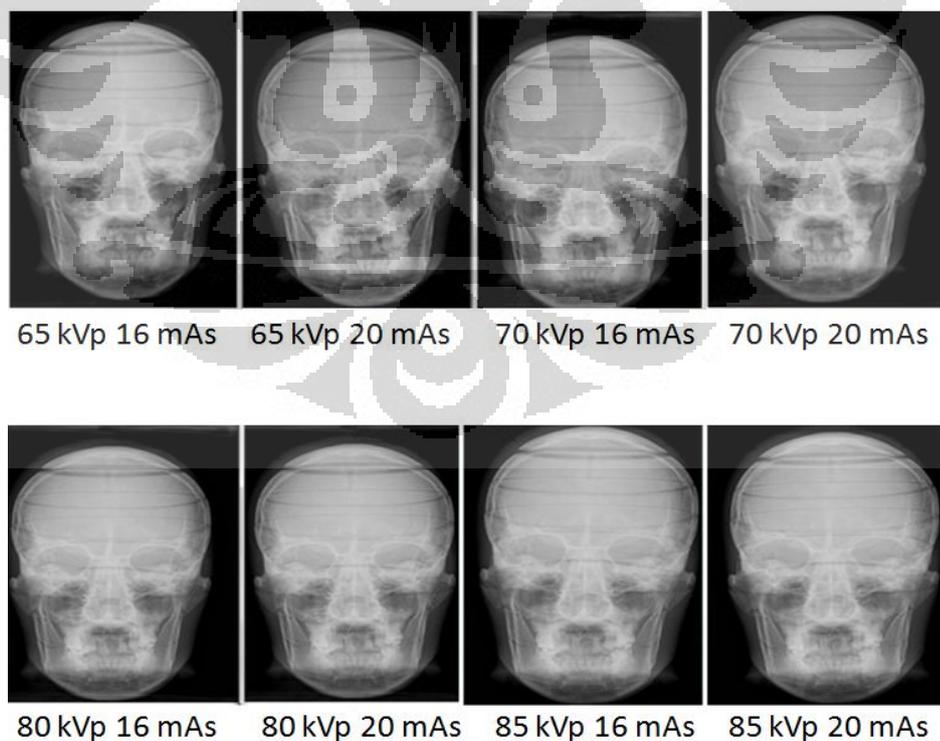
Gambar. 4.11. Uji *Blurring* (Kekaburan atau Distorsi)
 (a) IP 24 cm x 30 cm Citra Normal dan Diperbesar 5 Kali (b) IP 35 cm x 43 cm
 Citra Normal dan Diperbesar 5 Kali

Pada Gambar 4.11 terlihat bahwa citra TOMS3 pada ke-2 ukuran IP 24 cm x 30 cm dan 35 cm x 43 cm tidak tampak adanya kekaburan atau distorsi, maka hasil uji dinyatakan memenuhi kriteria kualitatif. Jika terdapat kekaburan atau distorsi citra maka IP harus dibersihkan terlebih dahulu kemudian lakukan kembali uji *blurring*, bila hasil tetap menampilkan kekaburan atau distorsi citra maka IP jangan digunakan untuk pemeriksaan radiografi.

Dengan serangkaian pengujian sistem FCR di atas dapat disimpulkan bahwa hasil uji memenuhi syarat untuk dilakukan pengujian optimasi citra radiografi dan ESD *phantom*.

4.3. Optimasi Citra Radiografi dan ESD

Dalam penelitian ini, kriteria untuk menentukan optimasi citra radiografi dengan mengevaluasi kriteria penerimaan citra (KPC) yang disyaratkan *European Guidelines* [16] harus mempunyai prosentase tinggi, nilai ESD rendah dan nilai kontras radiografi optimum diantara citra lainnya untuk masing-masing obyek. Kontras radiografi didapat dari selisih nilai maksimum dan minimum PV citra menggunakan *software ImageJ* [7]. Kontras tinggi terjadi karena perbedaan atenuasi sinar-X oleh jaringan dengan perbedaan ketebalan dan atau koefisien atenuasi tinggi, menyebabkan perbedaan skala keabuan (*grayscale*) antara satu area dengan area lainnya menjadi tinggi. Sedangkan kontras rendah terjadi karena perbedaan atenuasi sinar-X oleh jaringan dengan perbedaan ketebalan dan atau koefisien atenuasi rendah, menyebabkan perbedaan skala keabuan (*grayscale*) antara satu area dengan area lainnya menjadi rendah.



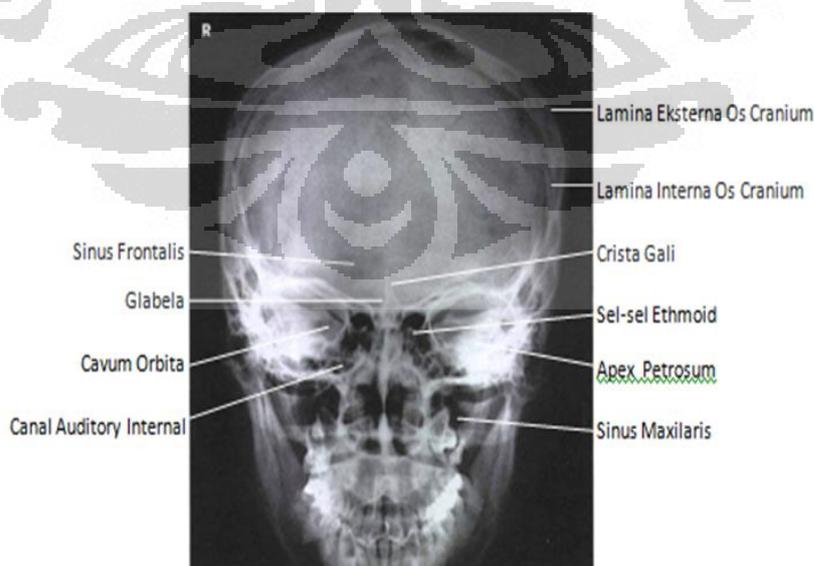
Gambar 4.12 Citra Radiografi Kepala AP

Citra radiografi Kepala AP pada Gambar 4.12 diperoleh dengan memberikan sejumlah eksposi, dengan posisi kepala menghadap tabung sinar-X dan CP tepat pada *glabella* [20]. Untuk variasi eksposi kepala, kriteria penerimaan citra, ESD dan kontras radiografi dapat dilihat pada Tabel 4.12.

Tabel 4.12 Prosentase Kriteria Penerimaan Citra, ESD, dan Kontras Radiografi Kepala AP

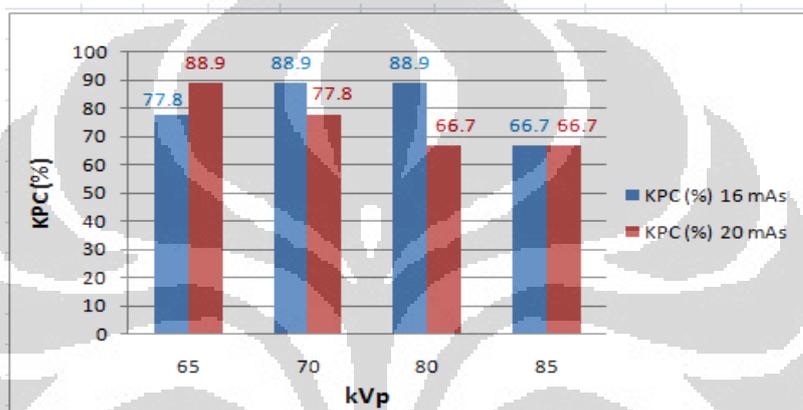
Faktor Eksposi			Mean Pixel Value (PV)						Kontras Tinggi	Kontras rendah	S	KPC	ESD
kVp	mAs	Kode	CG	SD	CO	SD	SM	SD	(PV (SM-CG))	(PV (SM-CO))	Value	(%)	(mGy)
65	16	EK1	209.8	7.6	372.6	9.7	695.9	11.2	486.1	323.3	449	77.8	2.78
65	20	EK2	207.7	7.5	340	9	676.1	11.9	468.4	336.2	348	88.9	2.86
70	16	EK3	210	7.3	359.7	9.2	662.8	11.6	452.8	303.1	238	88.9	2.67
70	20	EK4	212.4	7.5	346.9	9.1	678.2	11.1	465.8	331.3	225	77.8	2.99
80	16	EK5	214.4	7.3	332.3	9.4	624.7	11.7	410.2	292.4	132	88.9	3.00
80	20	EK6	214	5.7	340.8	9.1	637.3	11.3	423.3	296.4	105	66.7	3.13
85	16	EK7	219.8	7.6	330.4	9.4	617.6	11.4	397.8	287.2	105	66.7	2.84
85	20	EK8	221.5	7.2	327.7	9.6	603.6	11.4	382.1	275.9	84	66.7	3.52

Pada Tabel 4.12 kondisi eksposi yang digunakan dengan rentang 65 kVp – 85 kVp masing-masing divariasi dengan 16 dan 20 mAs. Terlihat bahwa prosentase penerimaan citra bervariasi dari 66.7 % hingga 88.9 %, rentang ESD dari 2.67 mGy – 3.52 mGy, kontras tinggi dari nilai 382.1 – 486, dan kontras rendah dari nilai 275.9 – 336.2.



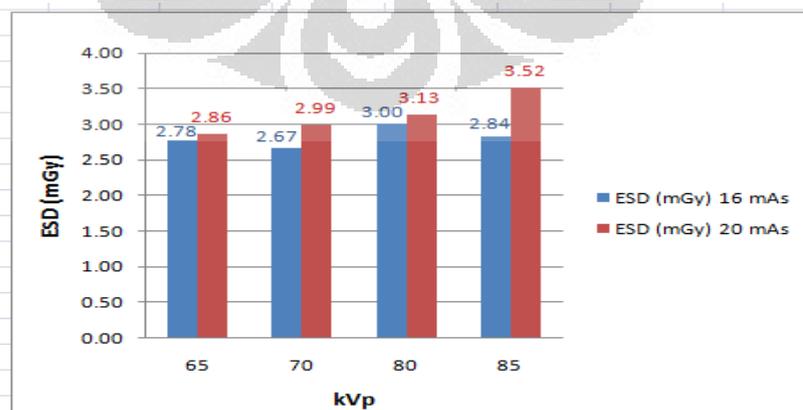
Gambar 4.13 Anatomi Radiografi Kepala AP Untuk Analisa Kriteria Penerimaan Citra dan Pengukuran PV

Pada Gambar 4.13 tampak bagian organ kepala untuk analisa kriteria penerimaan citra, dengan prosentase dihitung dari perbandingan jumlah batasan kriteria yang tidak diterima dengan jumlah batasan kriteria seluruhnya, disajikan dalam Lampiran 3. Nilai ESD dan penghitungannya disajikan dalam Lampiran 4. Kontras radiografi dibedakan menjadi kontras tinggi dan kontras rendah, dengan pengukuran PV menggunakan mode *rectangular* area 15.1 mm², untuk kontras tinggi dilakukan pada daerah sinus maksilaris (SM) dengan crista gali (CG), dan untuk kontras rendah pada daerah SM dengan cavum orbita (CO).



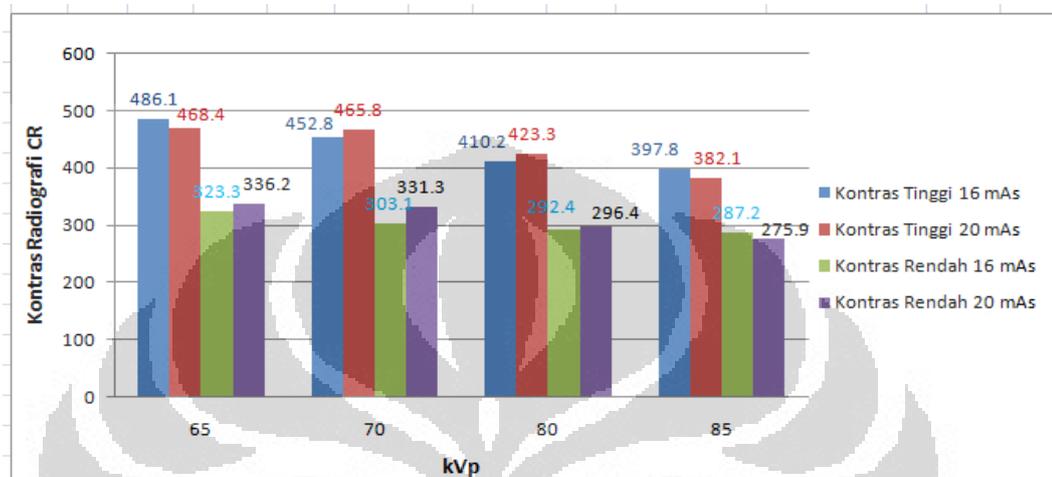
Gambar 4.13 Hubungan Eksposi (kVp, mAs) dengan Prosentase KPC Kepala AP

Pada Gambar 4.13 terlihat kecenderungan penurunan prosentase KPC seiring bertambahnya kVp dan mAs, nilai paling tinggi 88.9% pada eksposi 65 kVp 20 mAs (EK2), 70 kVp 16 mAs (EK3), dan 80 kVp 16 mAs (EK5). Nilai paling rendah 66.7% pada eksposi 80 kVp 20 mAs (EK6), 85 kVp 16 mAs (EK7), dan 85 kVp 20 mAs (EK8).



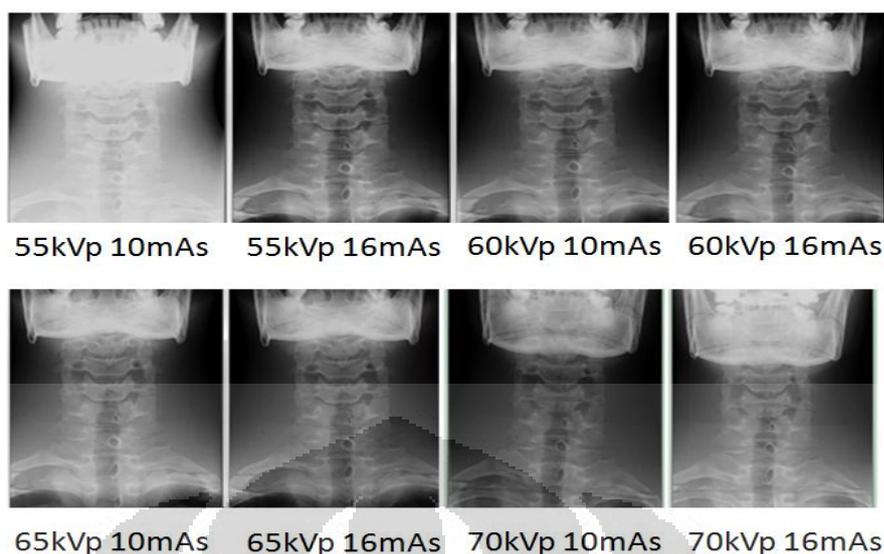
Gambar 4.14 Hubungan Eksposi (kVp, mAs) dengan ESD (mGy) Kepala AP

Pada Gambar 4.14 terlihat kecenderungan kenaikan ESD dengan bertambahnya kVp, kecuali pada eksposi 70 kVp 16 mAs (EK3) 2.67 mGy dan 85 kVp 16 mAs (EK7) 2.84 mGy terjadi penurunan. Pada setiap kVp yang digunakan dengan bertambahnya mAs terlihat ESD semakin naik.



Gambar 4.15 Hubungan Eksposi (kVp, mAs) dengan Kontras Radiografi Kepala AP

Pada Gambar 4.15 terlihat kontras tinggi 16 mAs pada 65 kVp merupakan paling tinggi diantara nilai kontras tinggi lainnya, yaitu sebesar 486.1, kontras tinggi 20 mAs mempunyai nilai paling tinggi juga pada 65 kVp. Kontras rendah 16 dan 20 mAs mempunyai nilai paling tinggi pada 65 kVp, yaitu sebesar 323.3 dan 336.2, dan paling rendah pada 85 kVp, sebesar 287.2 dan 275.9. Pada Gambar 4.15 di atas kecenderungan kontras tinggi dan kontras rendah semakin turun dengan bertambahnya kVp.



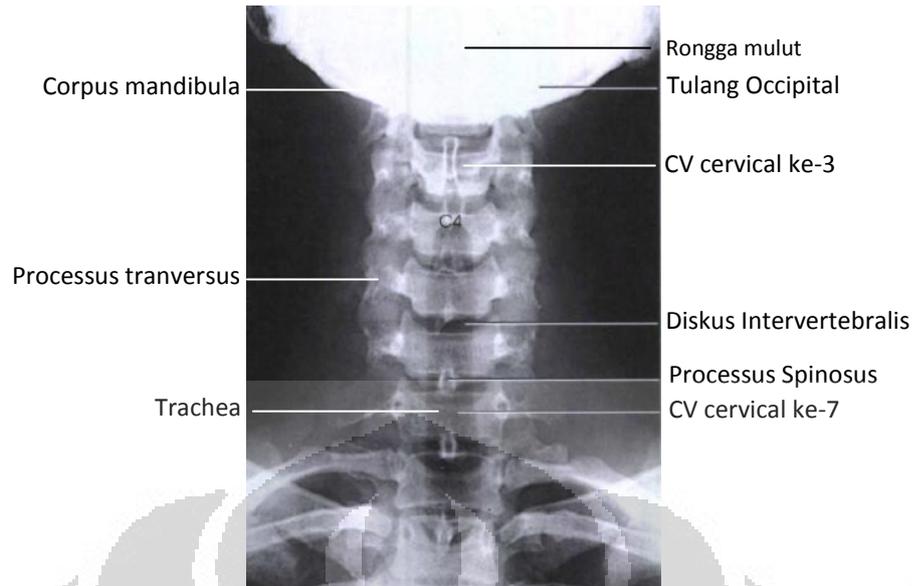
Gambar 4.18 Citra Radiografi Cervical AP

Citra radiografi CR CV Cervical AP pada Gambar 4.18 diperoleh dengan memberikan sejumlah eksposi sinar-X, posisi cervical menghadap tabung sinar-X dan CP tepat pada CV Cervical IV [20] dengan variasi eksposi (kVp, mAs) Cervical AP, KPC, ESD dan kontras radiografi dapat dilihat pada Tabel 4.13.

Tabel 4.13 Prosentase KPC, ESD, dan Kontras Radiografi Cervical AP

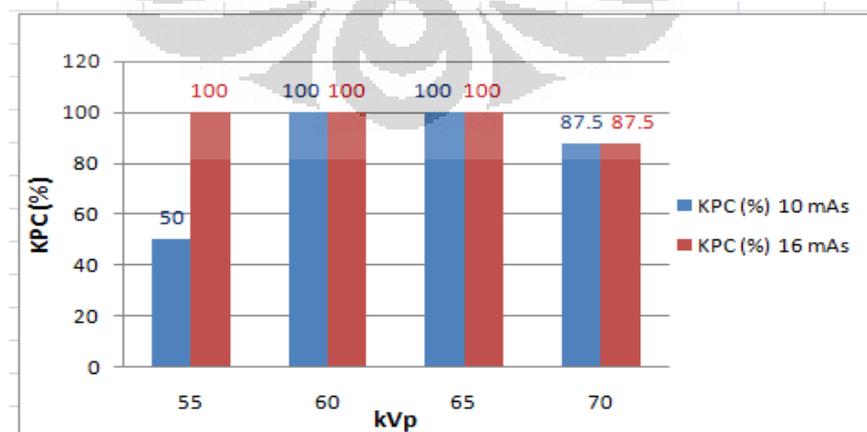
Faktor Eksposi			KPC (%)	ESD (mGy)	Mean Pixel Value (PV)						Kontras Tinggi (PV (FICIV-CIV))	Kontras rendah (PV (FICIV-TCVI))	S Value
kVp	mAs	Kode			C IV	stdev	TC VI	stdev	FIC IV	stdev			
55	10	EC1	50	2.05	241.2	7.7	281.5	16.6	322	13.4	80.8	40.5	129
55	16	EC2	100	2.55	615.8	15.1	673.2	24.8	794.9	23	179.1	121.8	357
60	10	EC3	100	2.57	643.1	13.9	705.9	23	786.2	19.9	143.1	80.4	333
60	16	EC4	100	2.86	642	13.2	709.5	24.3	795.8	20.2	153.8	86.3	215
65	10	EC5	100	2.82	583.3	13.9	657.8	23.3	743.4	19.7	160.1	85.6	196
65	16	EC6	100	3	668.9	12.5	729.9	23.9	807.9	19.3	139	78	145
70	10	EC7	87.5	3.29	803.3	13	856.3	23.2	888.2	21.1	84.8	31.9	264
70	16	EC8	87.5	3.27	652.2	13.7	693.3	24.8	754.3	21.1	102.1	61	98

Pada Tabel 4.13 kondisi eksposi yang digunakan dengan rentang 55 kVp – 70 kVp masing-masing divariasi dengan 10 dan 16 mAs. Terlihat bahwa prosentase penerimaan citra bervariasi dari 50 % hingga 100 %, rentang ESD dari 2.05 mGy – 3.29 mGy, kontras tinggi dari nilai 80.8 – 179, dan kontras rendah dari nilai 40.5 – 121.



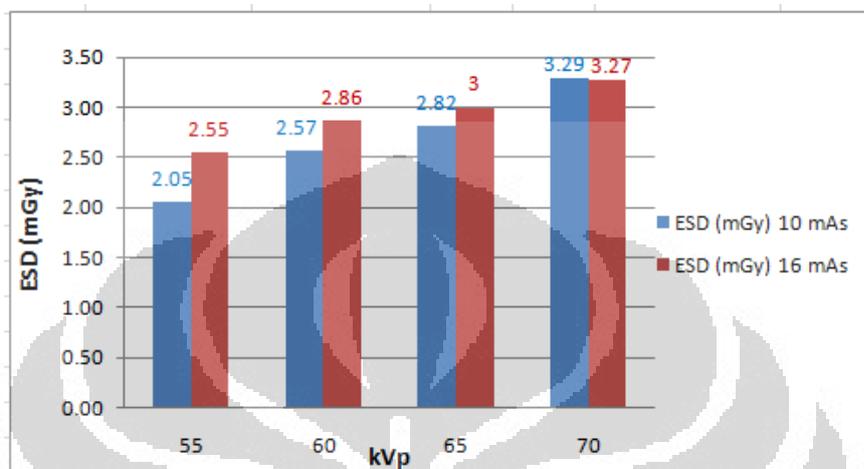
Gambar 4.19 Anatomi Radiografi Cervical AP Untuk Analisa Kriteria Penerimaan Citra dan Pengukuran PV

Pada Gambar 4.19 tampak bagian organ cervical untuk analisa kriteria penerimaan citra, dengan prosentase dihitung dari perbandingan jumlah batasan kriteria yang tidak diterima dengan jumlah batasan kriteria seluruhnya, disajikan dalam Lampiran 3. Nilai ESD dan penghitungannya disajikan dalam Lampiran 4. Kontras radiografi dibedakan menjadi kontras tinggi dan kontras rendah, dengan area pengukuran PV menggunakan mode *rectangular* area 15.1 mm^2 , untuk kontras tinggi dilakukan pada daerah foramen intervertebralis cervical IV (FIC IV) dengan corpus CV Cervical IV (C IV), dan untuk kontras rendah pada daerah FIC IV dengan trachea CV Cervical VI (TC VI).



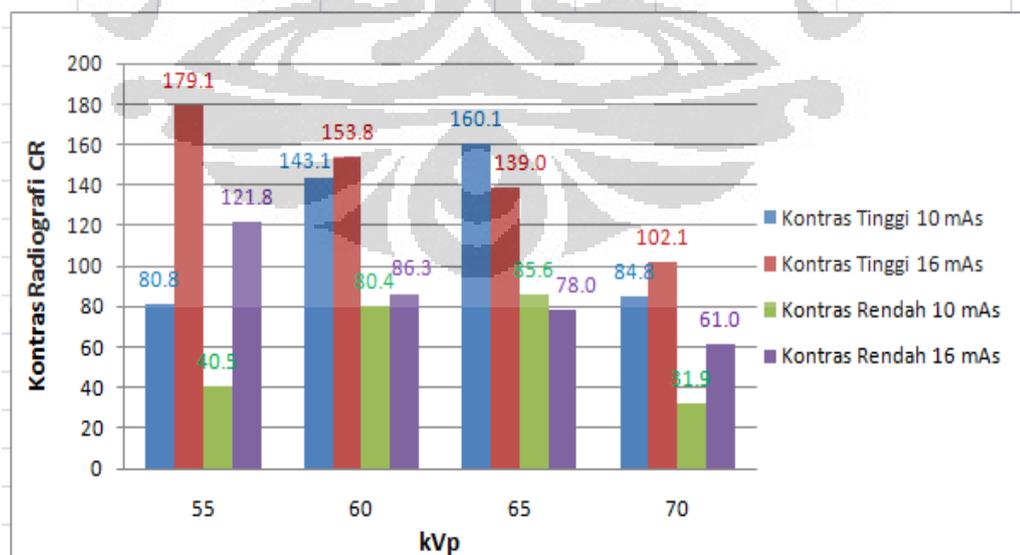
Gambar 4.20 Hubungan Eksposi (kVp, mAs) dengan Prosentase KPC Cervical AP

Pada Gambar 4.20 prosentase KPC 50% paling rendah pada 55 kVp 10 mAs dan KPC 100% pada 55 kVp 16 mAs, juga pada 60 kVp dan 65 kVp masing-masing pada 10 mAs dan 16 mAs.



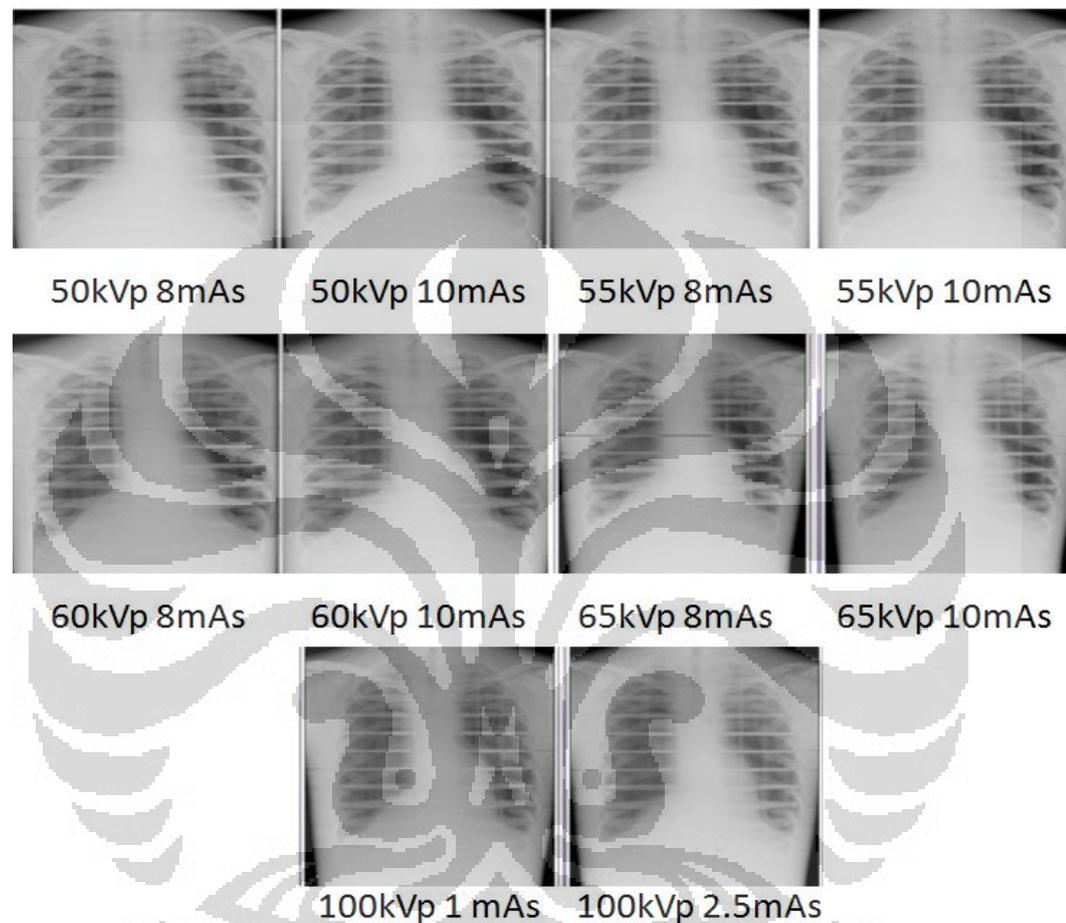
Gambar 4.21 Hubungan Eksposi (kVp, mAs) dengan ESD (mGy) Cervical AP

Pada Gambar 4.21 terlihat kecenderungan kenaikan ESD seiring bertambahnya kVp dan mAs, kecuali pada 70 kVp, 10 mAs lebih tinggi daripada 16 mAs. ESD paling kecil pada 55 kVp 10 mAs dan paling tinggi pada 70 kVp 10 mAs.



Gambar 4.22 Hubungan Eksposi (kVp, mAs) dengan Kontras Radiografi Cervical AP

Pada Gambar 4.22 terlihat kontras tinggi dan kontras rendah keduanya pada 16 mAs semakin turun seiring bertambahnya kVp. Kontras tinggi dan kontras rendah 10 mAs mempunyai nilai puncak 160.1 dan 85.6 pada 65 kVp.



Gambar 4.23 Citra Radiografi Thorax PA

Citra radiografi CR Thorax PA pada Gambar 4.23 diperoleh dengan memberikan sejumlah eksposi sinar-X, posisi Thorax membelakangi tabung sinar-X dan CP tepat pada CV Thoracal VI [20] dengan variasi eksposi (kVp, mAs) dapat dilihat pada Tabel 4.14.

Tabel 4.14 Prosentase KPC, ESD, dan Kontras Radiografi Thorax PA

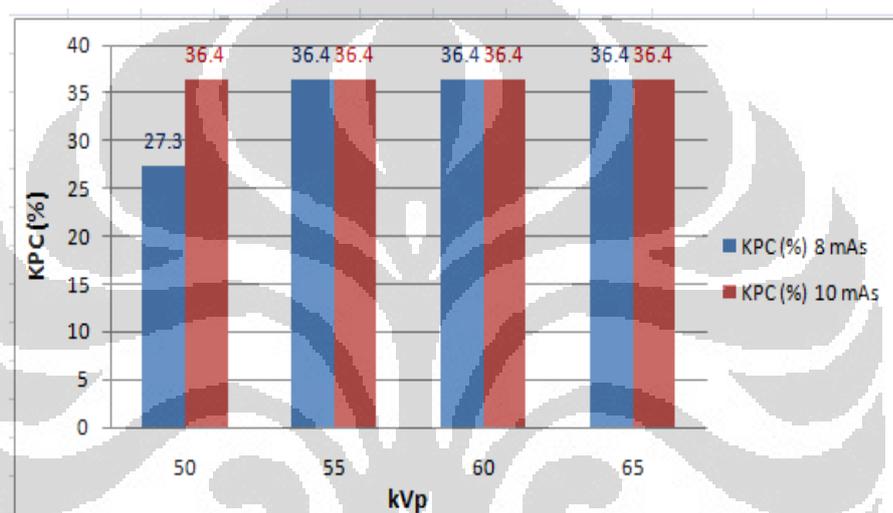
Faktor Eksposi			KPC	ESD	Mean Pixel Value (PV)						Kontras Tinggi	Kontras rendah	S
kVp	mAs	Kode	(%)	(mGy)	Jantung	stdev	Costae	stdev	Paru	stdev	(PV (Paru-Jantung))	(PV (Paru-Costae))	Value
50	8	ET1	27.3	2.11	411.8	10.6	590.5	15.5	797.8	8.1	386	207.3	1005
50	10	ET2	36.4	2.24	401.5	10.3	598.6	13.5	784.6	8.2	383.1	186.1	817
55	8	ET3	36.4	2.3	410	10.1	618.9	16	792.7	8.1	382.7	173.8	592
55	10	ET4	36.4	2.38	414.6	10.6	607.1	14.9	776.7	8.2	362.1	169.6	459
60	8	ET5	36.4	2.49	395.2	10.4	595.1	14.1	762.7	8.4	367.5	167.6	348
60	10	ET6	36.4	2.51	413.3	9.3	613.4	13.5	778.6	8.1	365.2	165.2	290
65	8	ET7	36.4	1.93	405.4	9.9	572.5	15.3	761.2	8	355.8	188.7	252
65	10	ET8	36.4	2.53	433.7	11.2	570.9	12.1	784.1	9.5	350.4	213.2	187
100	1	ET9	36.4	1.75	404	8.9	571.7	11.1	737.5	8.8	333.6	165.8	373
100	2.5	ET10	36.4	2.16	407.8	8.4	562.8	10.4	729	8.8	321.2	166.2	145

Pada Tabel 4.14 kondisi eksposi yang digunakan dibagi menjadi dua bagian, yaitu teknik kVp standar dan teknik kVp tinggi. Teknik kVp standar dengan rentang 50 kVp – 65 kVp masing-masing divariasi dengan 8 dan 10 mAs. Untuk teknik kVp tinggi hanya menggunakan eksposi 100 kVp divariasi dengan 10 dan 16 mAs. Terlihat bahwa prosentase penerimaan citra untuk kVp standar hanya ada dua nilai yaitu 27.3 % dan 36.4%, rentang ESD dari 1.93 mGy – 2.53 mGy, kontras tinggi dari nilai 350.4 – 386, dan kontras rendah dari nilai 165.2 – 213.2. Untuk teknik kVp tinggi, prosentase penerimaan citra bernilai sama 36.4%, ESD 1.75 dan 2.16 mGy, kontras tinggi 321.2 dan 333.6, dan kontras rendah bernilai 165.8 dan 166.2



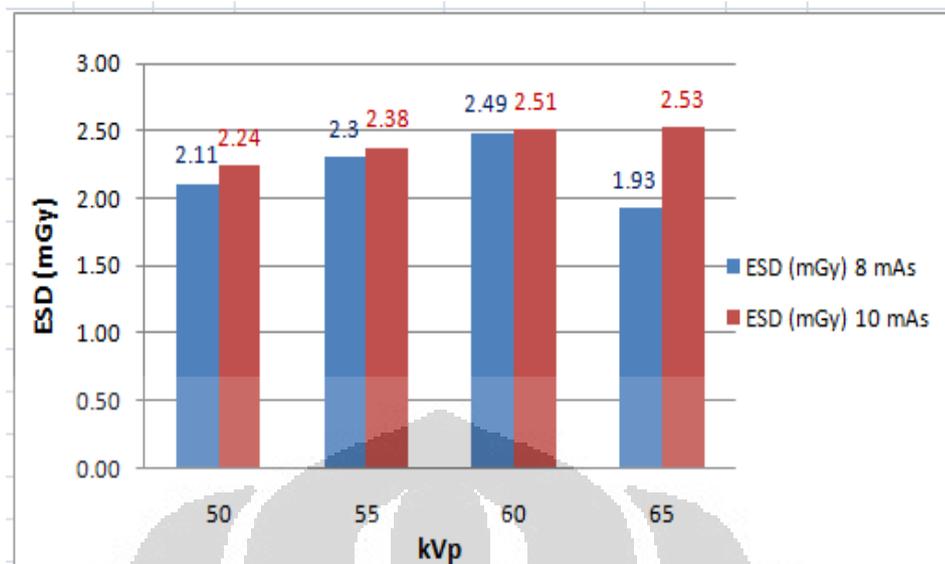
Gambar 4.24 Anatomi Radiografi Thorax PA Untuk Analisa Kriteria Penerimaan Citra dan Pengukuran PV

Pada Gambar 4.24 tampak bagian organ thorax untuk analisa kriteria penerimaan citra, dengan prosentase dihitung dari perbandingan jumlah batasan kriteria yang tidak diterima dengan jumlah batasan kriteria seluruhnya, disajikan dalam Lampiran 3. Nilai ESD dan penghitungannya disajikan dalam Lampiran 4. Kontras radiografi dibedakan menjadi kontras tinggi dan kontras rendah, dengan area pengukuran PV menggunakan mode *rectangular* area 23 mm², untuk kontras tinggi dilakukan pada daerah paru dengan jantung, dan kontras rendah pada daerah paru dengan costae ke-8.



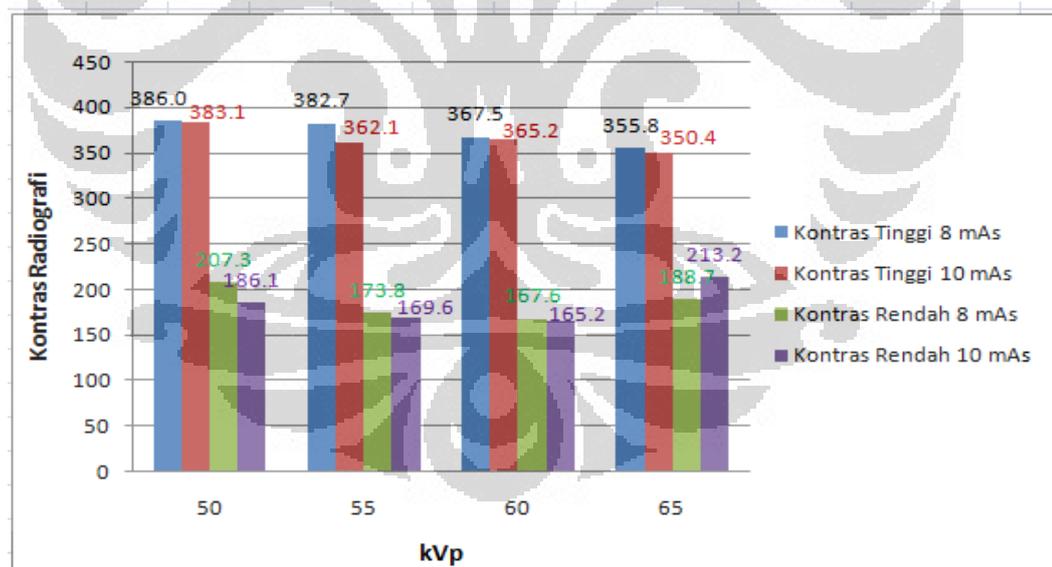
Gambar 4.25 Hubungan Eksposi (kVp, mAs) dengan KPC Thorax PA

Pada Gambar 4.25 menunjukkan prosentase KPC Thorax PA dengan nilai 36,4% hampir pada semua eksposi yang digunakan, kecuali ET1 (50 kVp, 8 mAs) sebesar 27,3%. Prosentase KPC sangat rendah karena obyek yang digunakan untuk penelitian adalah *phantom*, dimana organ paru dan mediastinum *phantom* berbeda dari organ manusia yang mempunyai pembuluh darah, dan dapat diinstruksikan untuk tarik nafas supaya rongga thorax mengembang serta dapat diposisikan sesuai standar *European Guidelines* [20], sehingga KPC paling tinggi pada citra paru *phantom* hanya 36.4%.



Gambar 4.26 Hubungan Eksposi (kVp, mAs) dengan ESD (mGy) Thorax PA

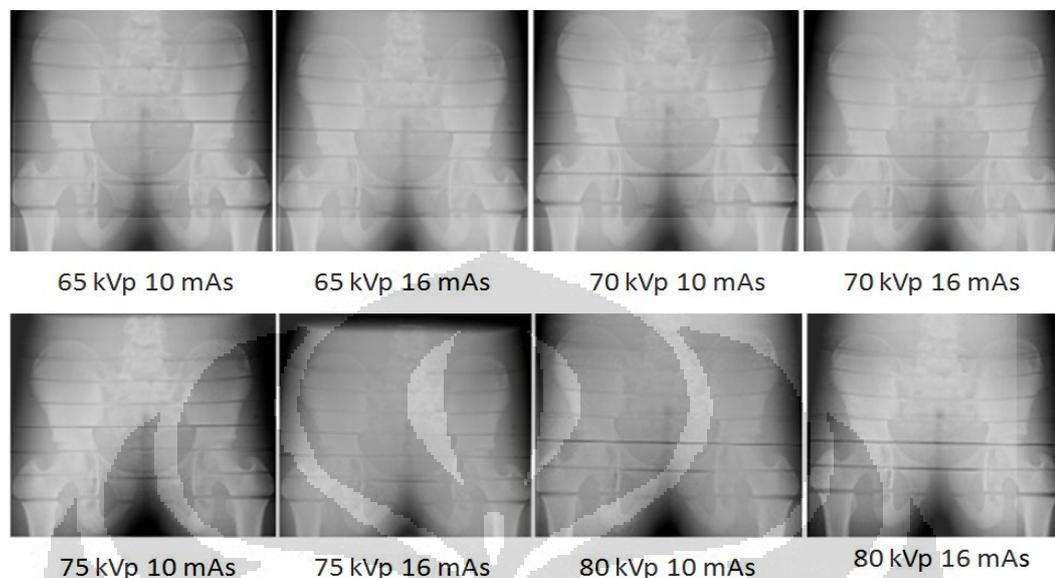
Pada Gambar 4.26 nilai ESD dengan rentang 1.93 mGy pada ET9 sampai 2.53 mGy pada ET10. Semakin tinggi mAs pada pemakaian kVp yang sama maka akan semakin tinggi nilai ESD.



Gambar 4.27 Hubungan Eksposi (kVp, mAs) dengan Kontras Radiografi Thorax PA

Pada Gambar 4.27 terlihat kontras tinggi pada 8 mAs 50 kVp merupakan nilai paling tinggi sebesar 386 dan paling rendah pada 65 kVp sebesar 355.8, kecenderungan kontras tinggi dan kontras rendah semakin turun seiring

bertambahnya kVp dan mAs, kecuali pada 65 kVp kontras rendah mengalami kenaikan.



Gambar 4.28 Citra Radiografi Pelvis AP

Citra radiografi Pelvis AP pada Gambar 4.28 diperoleh dengan memberikan sejumlah eksposi, posisi pelvis menghadap tabung sinar-X dan CP tepat pada titik tengah antara *Spina Iliaca Anterior Superior* (SIAS) kanan dan kiri [20] dengan variasi eksposi (kVp, mAs), ESD, kontras tinggi dan kontras rendah dapat dilihat pada Tabel 4.15.

Tabel 4.15 Prosentase KPC, ESD, dan Kontras Radiografi Pelvis AP

Faktor Eksposi			KPC (%)	ESD (mGy)	Mean Pixel Value (PV)						Kontras Tinggi (PV (FO-OI))	Kontras rendah (PV (FO-VU))	S Value
kVp	mAs	Kode			OI	stdev	VU	stdev	FO	stdev			
65	10	EP1	87.5	2.44	250	7.6	342.7	8.6	366.7	10	116.6	24	798
65	16	EP2	87.5	2.78	258.6	6.7	347.2	7.2	390.5	10.1	131.9	43.3	527
70	10	EP3	87.5	2.04	253.3	6.4	328.3	8.2	385.6	8.8	132.3	57.3	504
70	16	EP4	87.5	2.50	253.3	5.5	320.9	7.2	357.6	8.6	104.3	36.7	318
75	10	EP5	100	2.24	270.6	9.3	372.7	10.4	430.6	13.3	160	58	578
75	16	EP6	87.5	2.54	260.4	5.8	310.1	6	333.8	8.1	73.4	23.6	205
80	10	EP7	87.5	2.58	251	6	314.4	6.8	346.8	9.3	95.8	32.4	283
80	16	EP8	87.5	2.88	275.5	7.2	349.8	8.1	388.3	11.2	112.8	38.5	236

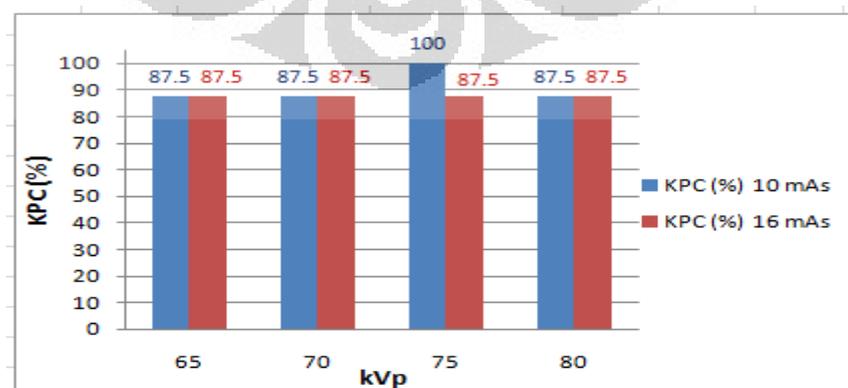
Pada Tabel 4.15 kondisi eksposi yang digunakan dengan rentang 65 kVp – 80 kVp masing-masing divariasi dengan 10 dan 16 mAs. Terlihat bahwa prosentase

penerimaan citra hampir semua 87.5 % kecuali pada eksposi 75 kVp 10 mAs bernilai 100 %, rentang ESD dari 2.04 mGy – 2.88 mGy, kontras tinggi dari nilai 73.4 – 132, dan kontras rendah dari nilai 23.6 – 58.



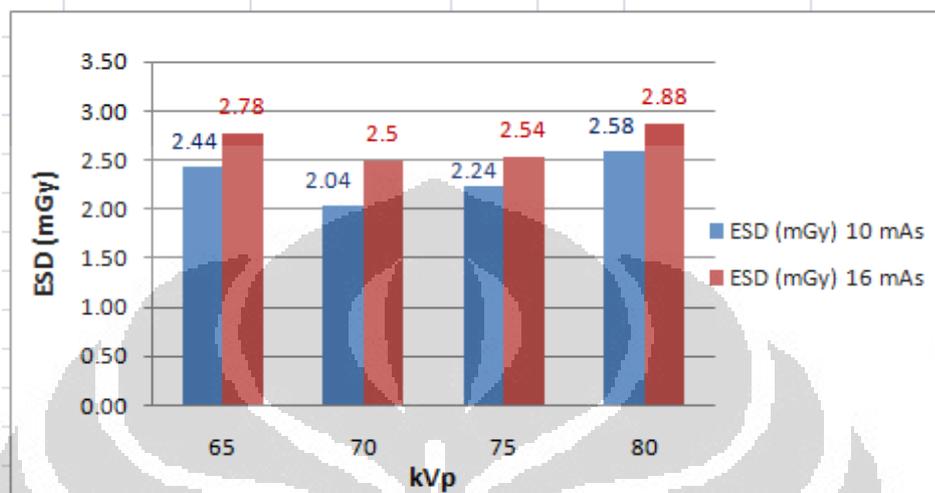
Gambar 4.29 Anatomi Radiografi Pelvis AP Untuk Analisa Kriteria Penerimaan Citra dan Pengukuran PV

Pada Gambar 4.29 tampak bagian organ pelvis untuk analisa kriteria penerimaan citra, dengan prosentase dihitung dari perbandingan jumlah batasan kriteria yang tidak diterima dengan jumlah batasan kriteria seluruhnya, disajikan dalam Lampiran 3. Nilai ESD dan penghitungannya disajikan dalam Lampiran 4. Kontras radiografi dibedakan menjadi kontras tinggi dan kontras rendah, dengan area pengukuran PV menggunakan mode *rectangular* area 23 mm², untuk kontras tinggi dilakukan pada daerah foramen obturatum (FO) dengan Os illiaca (OI), dan kontras rendah pada daerah foramen obturatum dengan vesica urinaria (VU)



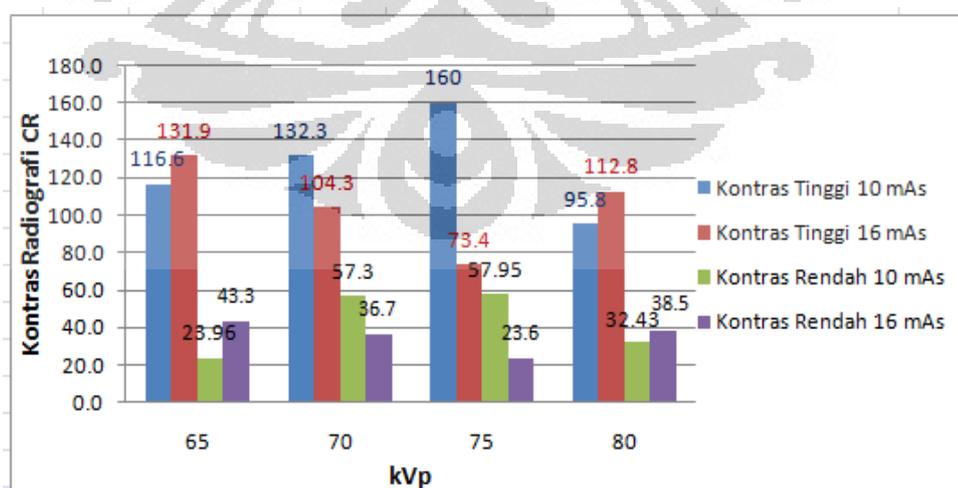
Gambar 4.30 Hubungan Eksposi (kVp, mAs) dengan Prosentase KPC Pelvis AP

Pada Gambar 4.30 terlihat semua citra mempunyai prosentase KPC hampir seragam pada nilai 87.5% kecuali EP5 dengan 75 kVp 16 mAs yang merupakan nilai tertinggi.



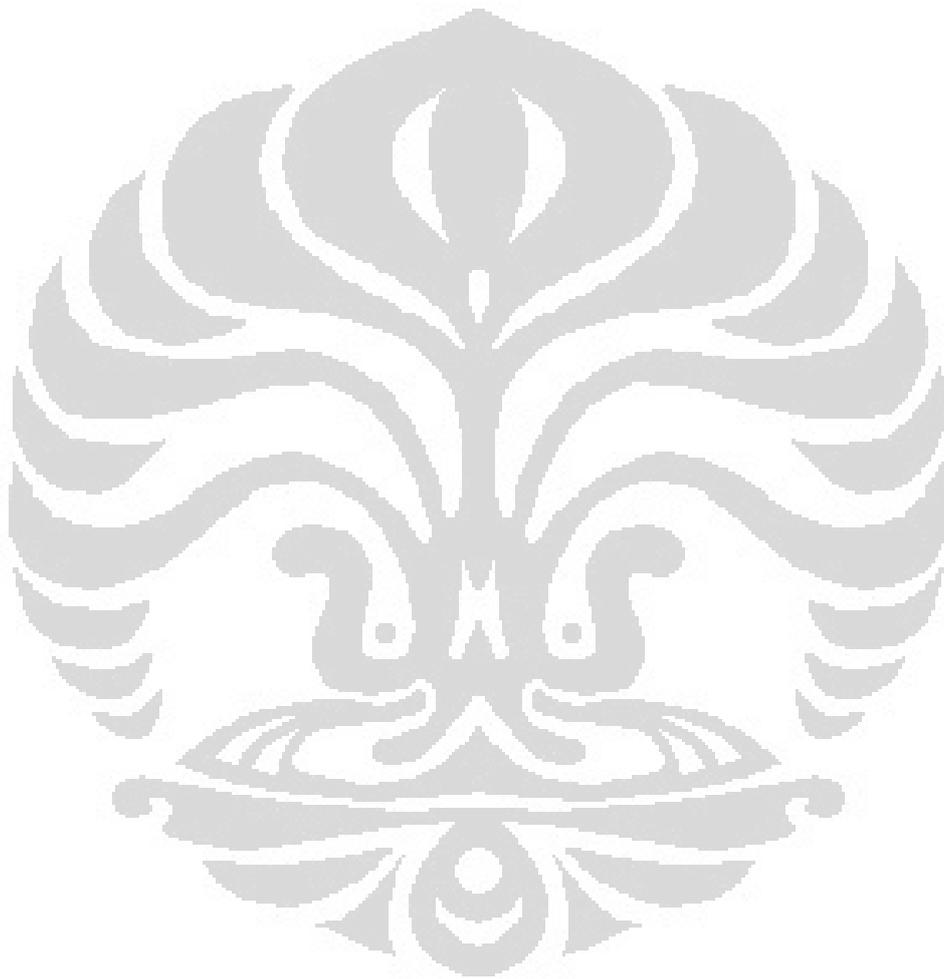
Gambar 4.31 Hubungan Eksposi (kVp, mAs) dengan ESD (mGy) Pelvis AP

Pada Gambar 4.31 terlihat kecenderungan ESD naik seiring bertambahnya kVp, kecuali pada 65 kVp 10 dan 16 mAs yang mempunyai nilai ESD lebih tinggi dari EP3 – EP6. Semua nilai ESD dalam penelitian ini masih lebih rendah dari DRL 10 mGy.



Gambar 4.32 Hubungan Eksposi (kVp, mAs) dengan Kontras Radiografi Pelvis AP

Pada Gambar 4.32 menunjukkan nilai kontras tinggi dan kontras rendah yang sangat fluktuatif dengan bertambahnya kVp dan mAs. Nilai tertinggi untuk kontras tinggi ada pada 75 kVp 10 mAs dengan nilai 160, untuk 16 mAs ada pada 65 kVp dengan nilai 131.9. Kontras rendah tertinggi juga pada 75 kVp 10 mAs, dan pada 16 mAs tertinggi pada 65 kVp.



BAB 5 PEMBAHASAN

Dari hasil uji kelayakan, fungsi pesawat sinar-X masih memenuhi standar *Radiological Council Western Australia* [17] dan sistem FCR masih memenuhi standar AAPM [1] dan Kcare [19]. Selanjutnya untuk pengukuran ESD dan pengambilan data citra menggunakan *phantom* rando laki-laki dibandingkan dengan penelitian lainnya, dapat dilihat pada Tabel 5.1.

Tabel 5.1 Perbandingan Tebal Tubuh *Phantom* Rando Terhadap Penelitian Lain

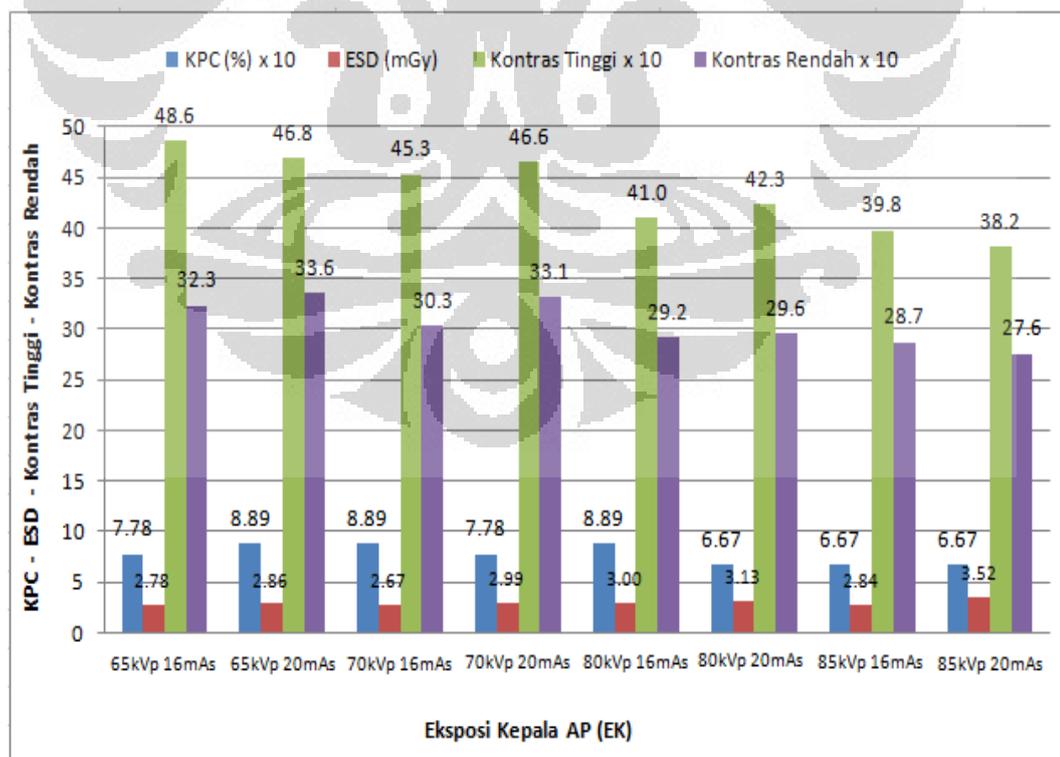
Dari	Berat (kg)	Tinggi (cm)	Tebal (cm)			
			Kepala AP	Cervical AP	Thorax PA	Pelvis AP
<i>Phantom</i> rando	73.5	175	20	13	22	21
Santosa [21]	60	165	17.6	12.5	-	-
Sawiyah [22]	60	165	-	-	-	20.2
Manuaba [23]	60 ± 12.1	165 ± 6.4	-	-	20.4 ± 2.5	-

Pada Tabel 5.1 menunjukkan perbandingan ukuran tubuh orang Indonesia laki-laki dewasa berdasarkan penelitian yang dilakukan oleh Santosa [21], Sawiyah [22], dan Manuaba [23], dan penelitian terhadap *phantom* rando laki-laki. Hasil pengukuran ketiga penelitian tersebut jika dibandingkan dengan data spesifikasi *phantom* memang sedikit lebih kecil, karena *phantom* rando memang diproduksi dengan standar ukuran orang Amerika dan Eropa. Di bawah ini akan diuraikan satu persatu pembahasan untuk mendapatkan optimasi citra mulai dari Kepala AP, Cervical AP, Thorax PA dan Pelvis AP.

5.1. Kepala AP

Rentang kondisi eksposi yang digunakan dalam penelitian ini hampir sama dengan penelitian di Malaysia yang dilakukan oleh Ng, dkk [24], Santosa di Indonesia [21] dan penelitian Oktivasari, dkk [25] yang menggunakan kondisi eksposi 70-80 kVp, 16-80 mAs dan FSD 100 cm, pada penelitian ini menggunakan 65-85 kVp, 16 dan 20 mAs dan SID 100 cm.

Dalam penelitian ini menghasilkan mean ESD 2.97 mGy, median 2.92 mGy, dan kuartil ke-3 3.04 mGy masih lebih rendah dari nilai DRL yang ditetapkan oleh berbagai badan Internasional (IAEA BSS 115/EC 99/NRPB 99) [5] [26] [27] sebesar 5 mGy, begitu juga jika dibandingkan dengan penelitian Ng, dkk di Malaysia [24] yang mendapatkan nilai median ESD sebesar 4,7 mGy tetapi ESD kuartil ke-3 3.04 mGy dalam penelitian ini masih lebih besar dari penelitian Oktivasari, dkk [25] di RSPP Indonesia dengan nilai ESD kuartil ke-3 sebesar 2,8 mGy, penelitian Santosa di Indonesia [21] dengan mean ESD sebesar 1.195 mGy dan nilai median ESD 1.094 mGy serta hasil penelitian ESD di Indonesia seperti yang tercantum dalam IAEA Tecdoc 1423 [28] sebesar 2,7 mGy. Nilai ESD penelitian ini masih lebih besar dari hasil penelitian yang dilakukan di Indonesia dimungkinkan obyek yang digunakan adalah *phantom* rando laki-laki yang disesuaikan dengan ukuran tubuh orang Amerika dan Eropa [29]. Nilai ESD fluktuatif bergantung pada nilai mAs yang digunakan, tetapi pada pemakaian kVp yang sama, semakin tinggi mAs maka nilai ESD semakin tinggi [9].



Gambar 5.2 Optimasi Citra Radiografi Kepala AP

Selanjutnya untuk menentukan optimasi citra dapat dianalisa dengan Gambar 5.2, pada grafik terlihat eksposi 80 kVp 20 mAs, 85 kVp 16 dan 20 mAs mempunyai nilai KPC 66.7% merupakan paling rendah dari eksposi lainnya, juga dengan ESD 3.13 mGy dan 3.52 mGy merupakan paling tinggi dari eksposi lainnya, sehingga eksposi tersebut tidak dipilih untuk optimasi citra. Eksposi 85 kVp 16 mAs dengan nilai ESD 2.84 mGy sebaiknya tidak digunakan dalam pemeriksaan karena dengan KPC rendah tidak dapat optimum untuk analisa kelainan patologis [16] [20].

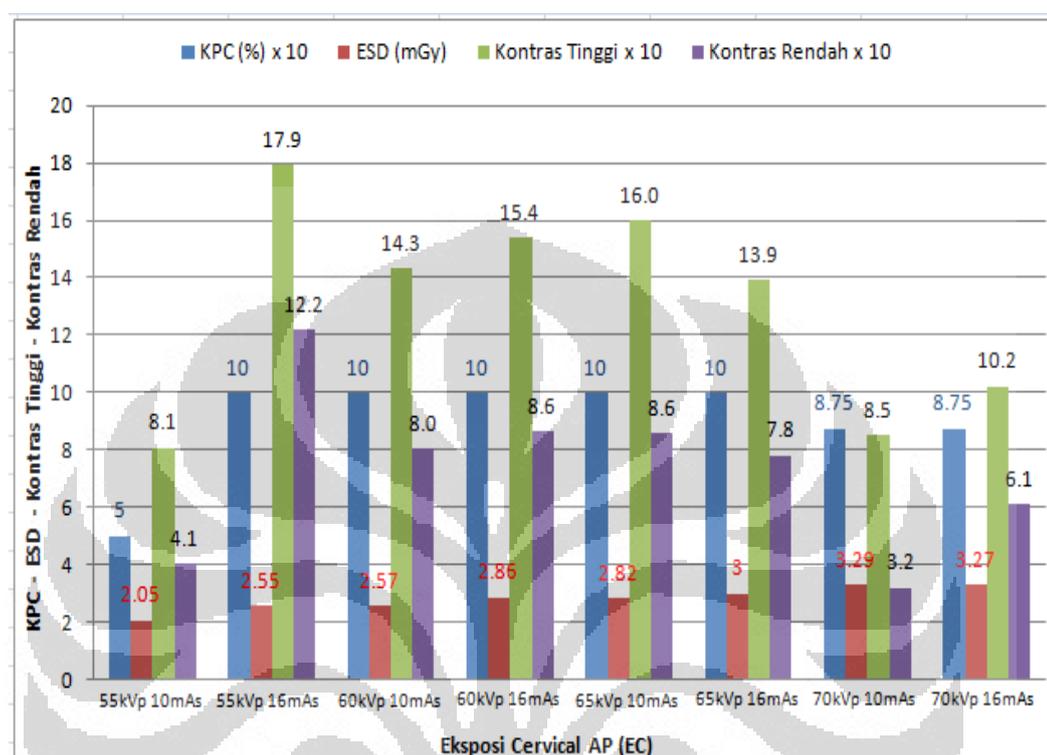
Optimasi citra dipilih pada eksposi 65 kVp 20 mAs (EK2), dengan KPC 88.9% dan ESD 2.86 mGy. Optimasi tersebut didasarkan pada KPC lebih tinggi dibanding KPC lainnya. Sedangkan eksposi 70 kVp 16 mAs dengan KPC 88.9% dan ESD 2.67 mGy tidak dipilih optimasi karena nilai ESD yang lebih kecil dari 65 kVp 16 dan 20 mAs dengan nilai 2.78 mGy dan 2.86 mGy, seharusnya dengan kenaikan kVp dan mAs nilai ESD semakin tinggi pada obyek yang sama, dimungkinkan ada sebab lain yang mengakibatkan penurunan nilai ESD tersebut.

Kontras tinggi pada 65 kVp 20 mAs nilai 468 hanya lebih rendah dari eksposi 65 kVp 16 mAs (EK1) nilai 486, tetapi EK1 mempunyai KPC 77.8% lebih rendah dari EK2. Kontras tinggi terjadi karena perbedaan atenuasi sinar-X oleh jaringan dengan perbedaan ketebalan dan atau koefisien atenuasi tinggi. Kontras tinggi pada citra kepala dapat digunakan untuk menganalisa kelainan sinusitis frontalis, maksilaris, ethmoidalis, dan fraktur pada daerah mandibula, dan frontalis. Kontras rendah terjadi karena perbedaan atenuasi sinar-X oleh jaringan dengan perbedaan ketebalan dan atau koefisien atenuasi rendah. Kontras rendah EK2 dengan nilai 336 merupakan paling tinggi dari eksposi lainnya, kontras rendah dapat digunakan untuk menganalisa fraktur pada daerah citra dengan perbedaan koefisien atenuasi rendah, dan daerah citra dengan perbedaan ketebalan rendah.

5.2. Cervical AP

Rentang eksposi yang digunakan dalam penelitian ini hampir sama dengan penelitian di Malaysia yang dilakukan oleh Ng, dkk [24], Santosa di Indonesia [21] dan penelitian Oktivasari, dkk [25] yang menggunakan kondisi

eksposi 63-77 kVp, 16-40 mAs dan FFD 100 cm, pada penelitian ini menggunakan 55-70 kVp dan hanya menggunakan 10 dan 16 mAs dengan SID 100 cm.



Gambar 5.3 Optimasi Citra Radiografi Cervical AP

Pada Gambar 5.3 rentang nilai ESD dari 2,05 mGy sampai 3,29 mGy, pada penelitian ini nilai mean ESD 2,8 mGy, nilai median ESD 2.84 mGy dan nilai ESD kuartil ke-3 3.07 mGy. Pada semua citra radiografi nilai ESD lebih tinggi dari nilai DRL USA CRCPD [30] dengan nilai median 1.5 mGy, begitu pula jika dibandingkan dengan penelitian Ng, dkk di Malaysia [24] dengan nilai median 0,7 mGy, penelitian Oktivasari, dkk di RSPP [25] sebesar 1,07 mGy, penelitian Santosa di Indonesia [21] dengan nilai mean 1,064 mGy dan nilai median 0,951 mGy, maupun penelitian Freitas dan Yoshimura di Brazil [31] sebesar 0,7 mGy. Pada penelitian ini nilai ESD fluktuatif jika dilihat dari kenaikan eksposi, tetapi jika dilihat dari kenaikan mAs pada pemakaian kVp yang sama terjadi peningkatan, kecuali pada 70 kVp 16 mAs (EC8) sebesar 3.27 mGy, lebih rendah dari 70 kVp 10 mAs (EC7) 3.39 mGy. Nilai ESD yang tinggi dalam penelitian ini

dapat disebabkan faktor penyimpanan TLD atau sebab lain saat preparasi, kalibrasi dan pembacaan TLD di Laboratorium Fisika Medis UI.

Untuk menentukan optimasi citra dapat dianalisa dengan Gambar 5.2, pada grafik terlihat eksposi 55 kVp dan 16 mAs (EC2) mempunyai KPC 100%, dan ESD 2.55 mGy merupakan paling rendah dari 60 kVp 10 mAs (EC3) sampai 65 kVp 16 mAs (EC6) dengan rentang 2.567 mGy – 2.998 mGy, kontras tinggi EC2 nilai 179 dan kontras rendah EC2 nilai 122 juga paling tinggi dari eksposi lainnya. Kontras tinggi pada pemeriksaan cervical dapat untuk menganalisa patologis trachea, fraktur cervical dan keberadaan benda asing (*corpus allienum*) nomor atom tinggi seperti logam. Kontras rendah dapat untuk menganalisa kelainan patologis jaringan lunak (*soft tissue*) daerah cervical, dan adanya dislokasi. Eksposi 55 kVp 10 mAs (EC1), 70 kVp 10 mAs (EC7) dan 70 kVp 16 mAs (EC8) sebaiknya tidak digunakan untuk pemeriksaan karena mempunyai prosentase KPC rendah sehingga tidak dapat memberikan informasi diagnostik yang diperlukan untuk menegakkan diagnosa [16] [20], pemeriksaan masih dapat dilakukan dengan eksposi 60 kVp 10 mAs (EC3) sampai 65 kVp 16 mAs (EC6) yang mempunyai KPC 100%, tetapi perlu pertimbangan tersendiri karena nilai ESD EC3 – EC6 dapat mengakibatkan dosis radiasi berlebih.

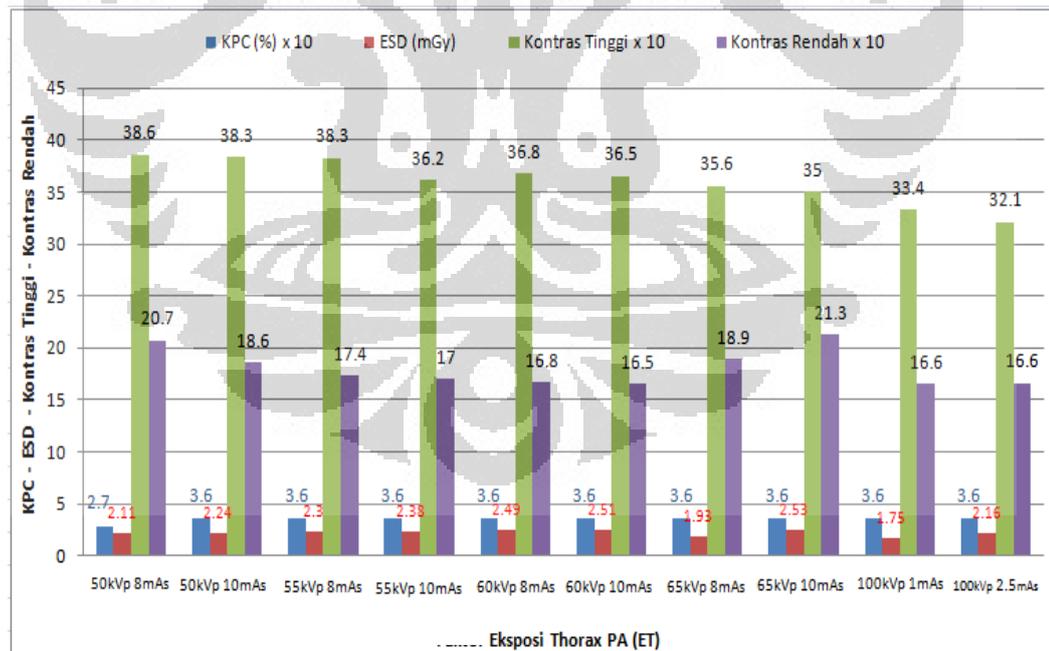
5.3 Thorax PA

Penelitian ini mendapatkan nilai mean ESD 2.24 mGy, median 2.27 mGy, dan kuartil ke-3 2.46 mGy, masih di bawah penelitian Manuaba di 4 rumah sakit di Indonesia [23] dengan nilai tertinggi mean ESD 1.3 mGy, median ESD 1.25 mGy dan kuartil ke-3 1.34 mGy. Penelitian ini juga masih mendapatkan nilai ESD lebih tinggi jika dibandingkan dengan penelitian dari berbagai negara [23]. Semua pemakaian eksposi menghasilkan nilai ESD lebih tinggi dari nilai DRL sebesar 0.4 mGy [5] [26] [27]. Nilai ESD bergantung pada nilai mAs yang digunakan, pada pemakaian kVp yang sama, semakin tinggi mAs maka nilai ESD semakin tinggi.

Tabel 5.2 Daftar Statistik ESD (mGy) Berbagai Negara

Negara	Jumlah sampel	Mean	Min	1 st Qrtile	Med	3 rd Qrtile	Max	Tahun
Inggris	-	0.17	0.01	-	-	0.2	1.9	1995
Serbia	50	0.43	0.28	-	0.56	0.78	0.8	2003
Nigeria	201	0.4	0.12	0.3	0.35	0.5	3.1	2007
Malaysia	131	0.28	0.05	-	-	0.35	0.74	1998
Slovenia	-	0.29	0.16	-	-	0.35	0.57	2006
Estonia	272	0.3	0.05	-	-	0.5	0.6	2003
Brazil	-	-	-	-	-	0.35	-	2004

Pada Tabel 5.2 dapat dilihat bahwa nilai mean ESD, median, dan kuartil 3 pada penelitian ini masih lebih tinggi dari penelitian yang dilakukan di beberapa negara. Nilai ESD yang tinggi tersebut dapat disebabkan faktor penyimpanan TLD atau sebab lain saat preparasi, kalibrasi dan pembacaan TLD di Laboratorium Fisika Medis UI. Untuk eksposi 100 kVp 1 mAs (ET9) merupakan teknik kVp tinggi sehingga nilai ESD lebih rendah dari eksposi thorax lainnya dalam penelitian ini [9], tetapi masih lebih tinggi dari DRL.



Gambar 5.4 Optimasi Citra Thorax PA

Kondisi eksposi yang digunakan dalam penelitian ini masih lebih rendah dari penelitian Manuaba di 4 rumah sakit di Indonesia [23] dengan mean 71.2 kVp

dan 11 – 20 mAs. Sedangkan untuk teknik kVp tinggi penelitian ini menggunakan 100 kVp dengan 1 dan 2.5 mAs lebih tinggi dari penelitian Manuaba [23] dengan mean 97 kVp 1.5 mAs.

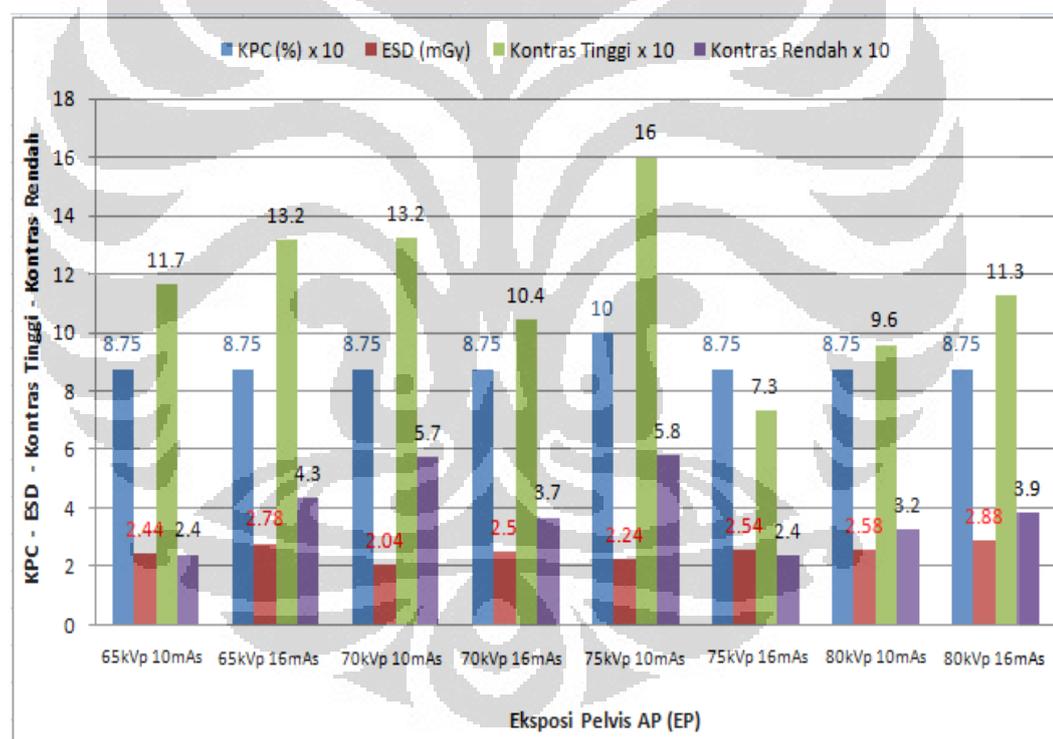
Untuk menentukan optimasi citra Thorax PA dapat dilihat dari Gambar 5.4, optimasi dipilih pada 50 kVp 10 mAs (ET2) dengan ESD 2.24 mGy merupakan paling rendah dari ekposi thorax lainnya kecuali pada ekposi 65 kVp 8 mAs (ET7) sebesar 1.93 mGy yang seharusnya mempunyai nilai ESD lebih tinggi, karena ekposi yang digunakan lebih tinggi. ET9 dengan ESD 1.75 mGy merupakan teknik kVp tinggi sehingga nilai ESD paling rendah, karena dengan hanya 1 mAs maka intensitas sinar-X yang mengenai TLD menjadi lebih sedikit. Citra pada ET9 100 kVp 1 mAs merupakan optimasi untuk teknik kVp tinggi meskipun kontras tinggi dan kontras rendah mempunyai nilai cenderung lebih rendah dari ekposi lainnya tetapi dapat digunakan karena aplikasi untuk teknik kVp tinggi adalah untuk meminimalisir perbedaan densitas jaringan tulang dan jaringan lunak [9] [20], sehingga kelainan paru dan pembuluh darah paru yang terhalang (*overlapping*) dengan costae (iga) akan terlihat lebih jelas. Ekposi untuk pemeriksaan thorax perlu memperhatikan anatomi yang mempunyai jaringan dengan densitas terendah sampai tertinggi 0.03 paru sampai 1.7 tulang. Ekposi 100 kVp 2.5 mAs (ET10) mempunyai nilai ESD 2.16 mGy lebih tinggi dari ET9 sehingga tidak sesuai untuk optimasi citra dan ESD.

Untuk ekaposi 50 kVp 8 mAs (ET1) dengan ESD cukup rendah sebesar 2.11 mGy tetapi sebaiknya tidak digunakan dalam pemeriksaan karena dapat mengurangi informasi diagnostik [16] [20] yang hanya mempunyai kriteria penerimaan citra sebesar 27 %.

5.4. Pelvis AP

Rentang ekposi yang digunakan dalam penelitian ini hampir sama dengan penelitian Sawiyah di Indonesia [22] yang menggunakan kondisi ekposi dengan rentang 75-96 kVp, 14-63 mAs dan FFD 88-104 cm, pada penelitian ini menggunakan 65-80 kVp dan hanya menggunakan 10 dan 16 mAs dengan SID 100 cm.

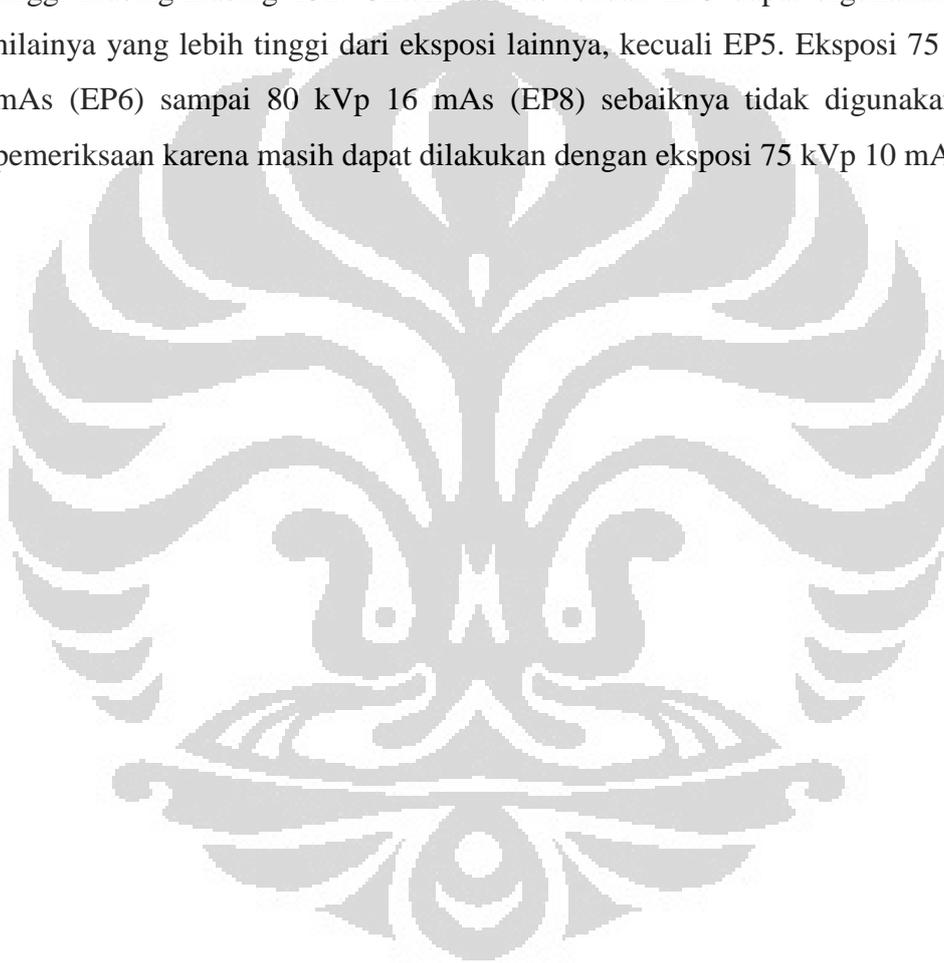
Pada penelitian ini nilai mean ESD 2.50 mGy, median 2.52 mGy, dan kuartil ke-3 2.63. Semua citra radiografi mempunyai nilai ESD lebih rendah dari DRL yang ditetapkan oleh berbagai badan Internasional (IAEA BSS 115/EC 99/NRPB 99) [5] [26] [27] sebesar 10 mGy, penelitian di Polandia nilai mean 2.5 mGy dan New Zealand sebesar 3,98 mGy seperti yang tercantum dalam IAEA (2001, March, Vienna) [32] tetapi masih lebih tinggi dari penelitian Sawiyah di Indonesia [22] sebesar 1,575 mGy. Nilai ESD bergantung pada nilai mAs yang digunakan, pada pemakaian kVp yang sama, semakin tinggi mAs maka nilai ESD semakin tinggi. Nilai ESD sangat fluktuatif dapat disebabkan kerusakan TLD, faktor penyimpanan TLD atau sebab lain saat preparasi, kalibrasi dan pembacaan TLD.



Gambar 5.4 Optimasi Citra Pelvis AP

Untuk menentukan optimasi citra radiografi Pelvis AP dapat dilihat dari Gambar 5.4 dengan optimasi dipilih pada eksposi 75 kVp 10 mAs (EP5), karena dengan KPC 100%, kontras tinggi nilai 160 dan kontras rendah nilai 58 merupakan tertinggi dari lainnya. Pemeriksaan Pelvis AP yang memerlukan kontras tinggi adalah saat akan terjadi persalinan atau untuk melihat bentuk

rongga pelvis, dan untuk kontras rendah biasanya untuk melihat fraktur daerah pelvis dan fraktur collum femoris [9] [20]. Nilai ESD 2.24 mGy pada EP5 dapat diabaikan karena nilai keseluruhan ESD tampak fluktuatif, yang seharusnya EP5 mempunyai nilai ESD lebih tinggi dari eksposi 65 kVp dan 70 kVp, karena dengan eksposi lebih tinggi pada obyek konstan maka nilai ESD seharusnya menjadi lebih tinggi. Citra lainnya dengan KPC 87.5% dapat digunakan pada eksposi 65 kVp 16 mAs (EP2) dan 70 kVp 10 mAs (EP3) dengan nilai kontras tinggi masing-masing 132. Untuk kontras rendah EP3 dapat digunakan karena nilainya yang lebih tinggi dari eksposi lainnya, kecuali EP5. Eksposi 75 kVp 16 mAs (EP6) sampai 80 kVp 16 mAs (EP8) sebaiknya tidak digunakan untuk pemeriksaan karena masih dapat dilakukan dengan eksposi 75 kVp 10 mAs.



BAB 6

KESIMPULAN DAN SARAN

6.1. Kesimpulan

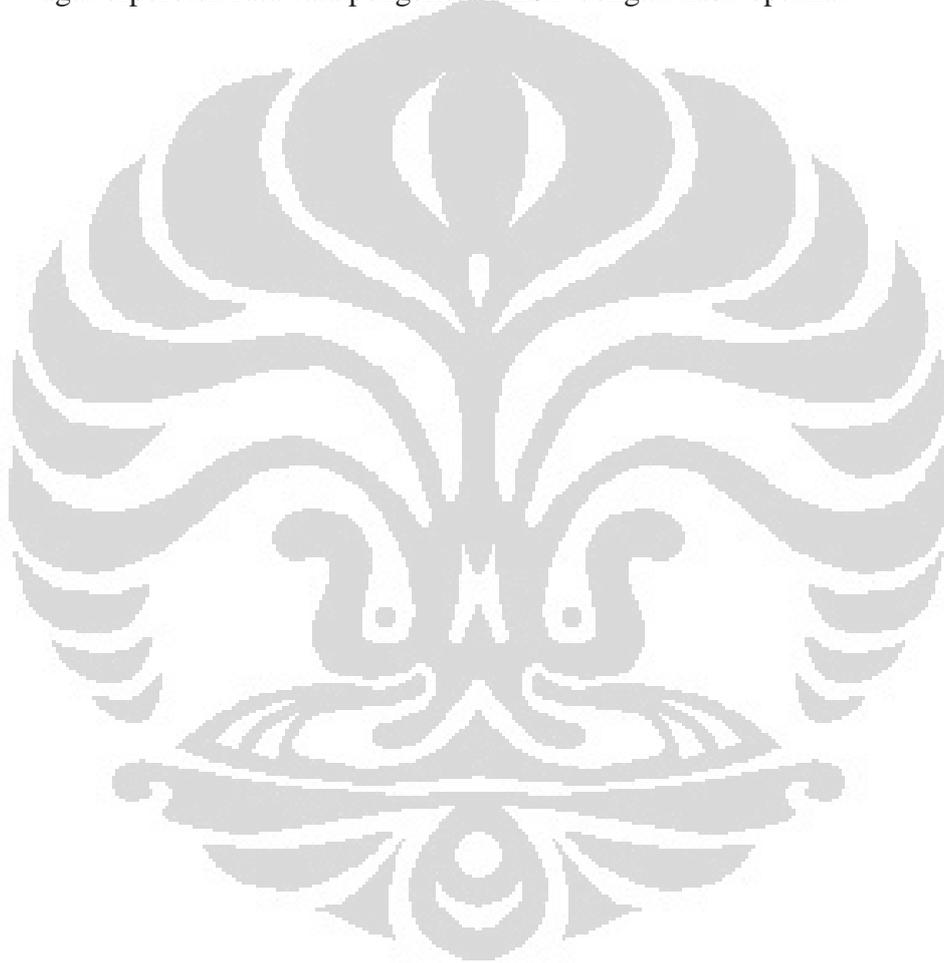
Dari data hasil penelitian dapat disimpulkan sebagai berikut :

1. Pesawat sinar-X yang digunakan masih memenuhi standar *Radiological Council Western Australia* dan sistem FCR yang digunakan masih memenuhi standar AAPM dan *KCare*.
2. Kecenderungan *S Value* akan semakin kecil dengan bertambahnya kVp dan mAs.
3. Optimasi citra Kepala AP terjadi pada eksposi 65 kVp 20 mAs, kriteria penerimaan citra 88.9% dan ESD 2.67 mGy, kualitas citra ditunjukkan dengan kontras tinggi nilai 453 dan kontras rendah 303.
4. Optimasi citra Cervical AP terjadi pada eksposi 55 kVp 16 mAs, kriteria penerimaan citra 100% dan ESD 2.55 mGy, kualitas citra ditunjukkan dengan kontras tinggi nilai 179 dan kontras rendah 122.
5. Optimasi citra Thorax PA terjadi pada eksposi 50 kVp 10 mAs, kriteria penerimaan citra 36% dan ESD 2.24 mGy, kualitas citra ditunjukkan dengan kontras tinggi 383 dan kontras rendah 186.
6. Optimasi citra Thorax PA teknik kVp tinggi terjadi pada eksposi 100 kVp 1 mAs, kriteria penerimaan citra 36% dan ESD 1.75 mGy, kualitas citra ditunjukkan dengan kontras tinggi 334 dan kontras rendah 166.
7. Optimasi citra Pelvis AP terjadi pada eksposi 75 kVp 10 mAs, kriteria penerimaan citra 100% dan ESD 2.24 mGy, kualitas citra ditunjukkan dengan kontras tinggi nilai 160 dan kontras rendah nilai 58.

6.2. Saran

Penelitian ini masih jauh dari sempurna dikarenakan berbagai keterbatasan yang ada, oleh karena itu direkomendasikan untuk ;

1. Melakukan penelitian lebih lanjut dengan menggunakan sampel pasien untuk mendapatkan faktor konversi ESD dari pasien ke *phantom* untuk mencari optimasi pencitraan agar dapat diaplikasikan dalam pemeriksaan klinis.
2. Dilakukan pengukuran ESD dengan TLD lebih banyak untuk setiap eksposi agar diperoleh rata-rata pengukuran ESD dengan hasil optimal.



DAFTAR PUSTAKA

- [1] Seibert, J.A. etc. American Association of Physicists in Medicine Report No. 93. (2006). *Acceptance Testing and Quality Control of Photostimulable Storage Phosphor Imaging Systems*. One Physics Ellipse College Park
- [2] Sonoda, M., Masao T., Junji M., Hisato K. (1983). *Computed Radiography Utilizing Scanning Laser Stimulated Luminescence*. Radiologi, Japan
- [3] Carlton, Richard R., & Arlene, McKenna Adler. (1992). *Principle Of Radiographic Imaging, An Art And A Science*. New York: Delmar Publisers Inc.
- [4] Polunin N. (1998). *Reduction In Retake Rates And Radiation Dosage Through Computed Radiography*. Jurnal dari : Ann Acad Med Singapore
- [5] International Atomic Energy Agency. (1996). *Basic Safety Series No. 115*. London: IAEA
- [6] Aniasi Murni A dan Suryana Setiawan. (1992). *Pengantar Pengolahan Citra Digital*. PT Elex Media Komputindo, UI, Jakarta
- [7] Tiago, A, Ferreira., Wayne, Rasband. (2011). *The ImageJ User Guide - Version 1.44*. Centre for Research in Neuroscience McGill University, Montreal, QC, Canada
- [8] Gunn, Chris. (2002). *Radiographic Imaging A Practical Approach, Third Edition*. London: Churchill livingstone
- [9] Bhusong, Stewart Carlyle. (2008). *Radiologic Science For Technologisth, Physics, Biology, and Protection, Ninth Edition*. Canada : Mosby Elsevier
- [10] American Association of Physicists in Medicine Report No. 116. (2009). *An Exposure Indicator for Digital Radiography*. One Physics Ellipse College Park
- [11] Fuji Computed Radiography FCR. (2011). *General Description of Image Processing*. Japan

- [12] Kane S.A. (2005). *Introduction To Physics In Modern Medicine*. Taylor and Francis, New York, USA
- [13] Harold, E John., Cunningham, J.R. (1983). *The Physics of Radiology*. University of Toronto, Springfield, Illinois, USA
- [14] International Atomic Energy Agency. (2005). *Radiation oncology physics: A handbook for teachers and students*. STI/PUB/1196. Vienna: IAEA
- [15] International Atomic Energy Agency. (2007). *Dosimetry in diagnostic radiology: An international code of practice*. Technical Report Series No. 457, Vienna: IAEA
- [16] European Commission. (1996). *European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images*. Brussels, Luxembourg : Office for Publication of The European Communities
- [17] Radiological Council of Western Australia. (2000). *Diagnostic X-Ray Equipment Compliance Testing; Workbook 3*. Program Requirements, Health Department of Western Australia
- [18] User's Guide Focal Spot Test Tool Model 112B <http://www.gammex.com>
- [19] User Manual : *Protocol for The QA of Computed Radiography Systems*. KCARE www.leadstestobjects.com.
- [20] Ballinger, Philip, W., & Eugene D, Frank. (2003). *Merrill's Atlas of Radiographic Positions & Radiologic Procedure*. Vol:1, Mosby Elsevier
- [21] Santosa, Suryo Adi Ari., & Soejoko, D. S. (2010). *Pengukuran Entrance Surface Dose (ESD) Pada Pemeriksaan Radiografi Kepala dan Cervical Spine*. FMIPA-UI, Jakarta
- [22] Sawiyah., & Soejoko D. S. (2010). *Pengukuran Entrance Surface Dose (ESD) Pada Pemeriksaan Radiografi Abdomen, Pelvis, dan Lumbosakral*, FMIPA-UI, Jakarta
- [23] Manuaba, Ida Bagus., & Soejoko D. S. (2010). *Pengukuran Entrance Surface Dose (ESD) Pada Pemeriksaan Dada Computed Radiography (CR) Dengan Beberapa Metoda Pengukuran*. FMIPA-UI, Jakarta

- [24] Ng, Kh, Malaysia Ng, KH., Rassiah, P., Wang, HB., Hambali, AS., Muthuvellu, P., & Lee, HP. (1998). *Doses to patients in routine x-ray examinations in Malaysia*. The British Journal of Radiology, 71: 654-660
- [25] Oktivasari, P., Nuraeni, N., & Soejoko, D. S. (2008, Oktober). *Pengukuran entrance surface dose (ESD) computed radiography (CR) dengan menggunakan thermoluminescence dosimeter (TLD)*. Proceeding of SEACOMP Vietnam
- [26] European Commission. (1999). *Radiation protection 109: Guidance on diagnostic reference levels (DRLs) for medical exposures*. Directorate-General Environment, Nuclear Safety and Civil Protection
- [27] National Radiological Protection Board. (1992). *National protocol for patient dose measurements in diagnostic radiology dosimetry. Report of a working party of the institute of physical sciences in medicine*. Chilton: NRPB
- [28] International Atomic Energy Agency. (2004). *Optimization of the radiological protection of patients undergoing radiography, fluoroscopy and computed tomography*. TECDOC-1423. Vienna: IAEA
- [29] Rando Phantom Datasheet. www.phantomlab.com
- [30] Council of Radiation Control Program Directors/Center for Device and Radiological Health. (1992). *Average patient exposure/dose guides 1992*. CRCPD Pub 92-4, Frankfurt: CRCPD
- [31] Freitas, M., & Yoshimura, E. (2009). *Diagnostic reference levels for the most frequent radiological examinations carried out in Brazil*. Rev Panam Salud Publica/Pan Am J Public Health, 25(2): 95-104
- [32] International Atomic Energy Agency. (2001, March). *Radiological protection of patients in diagnostic and interventional radiology, nuclear medicine and radiotherapy*. Proceeding of an International Conference Held in Malaga, Spain, organized by the International Atomic Energy Agency and co-sponsored by the European Commission, the Pan American Health Organization and the World Health Organization. STI/PUB/1113, Vienna: IAEA

Lampiran 1: Spesifikasi Alat

1. Pesawat sinar-X dengan spesifikasi sebagai berikut ;

- a. Nama pesawat : General Electric
- b. Pabrik pembuat : Japan
- c. Meja kontrol
 - Model : ED 150L
 - Nomor seri : 0362185206
 - Tabung sinar X
 - Model : E7843X
 - No seri : 22000 DZX 00681000
 - Nilai proteksi : $\frac{1}{2}$ mm inherent filter \pm 1.5 mm
Al/100kV
- d. Input rating : 24V DC / 6A
- e. Kapasitas tersedia : 500 mA
- f. Kapasitas biasa terpakai : 65 kV, 200 mA, 0.1s
- g. Tegangan tabung : 40 – 150 kV
- h. Beban kerja rata-rata : 100 jam/minggu
- i. Tahun pemasangan : 2010



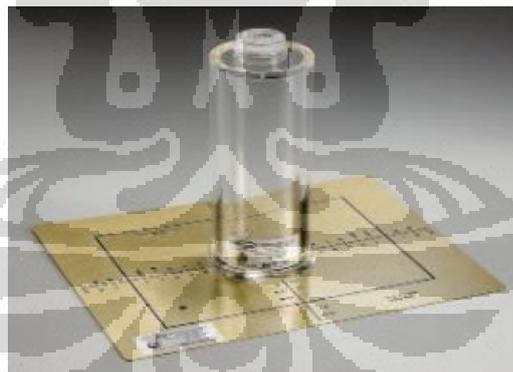
Gambar Pesawat Sinar-X Merk GE

(lanjutan)

2. *Fuji Computed Radiography (FCR)* dengan spesifikasi sebagai berikut :
 - a. Image reader : FCR Capsula XL-2
 - b. Laser imager : Fuji Film Drypic 4000
 - c. Film : Film Laser imaging
 - d. Kaset : Fuji
 - e. Tahun pemasangan : Januari 2011

Gambar *Image Consul FCR*

3. *Collimator and Beam Aligment Test Tool*

Gambar *Collimator and Beam Aligment Test Tool*

Alat uji ini digunakan secara bersamaan untuk pengujian ketepatan dan ketegaklurusan berkas cahaya penunjuk lapangan penyinaran dengan ukuran berkas sinar-X, dengan terlebih dulu menggunakan *waterpass* untuk mengukur ketegaklurusan antara alat uji, meja pemeriksaan dan tabung sinar-X.

(lanjutan)

4. Aluminium HVL



Gambar Plat Aluminium

Alat uji ini untuk menentukan kualitas berkas sinar-X, berisi 9 (sembilan) plat 1100 Aluminium Alloy rentang dari ukuran 0.1 sampai 2 mm (2.0 mm, 1.0 mm, 0.5 mm, 0.2 mm, 0.1 mm), ukuran 10x10 cm (4x4 in.), dan berat 0.2 kg.

5. Leeds Test Object



Gambar Leeds Test Object

Alat uji ini digunakan untuk jaminan kualitas perangkat pencitraan medis, seperti fluoroskopi, radiografi digital (CR dan DR), mamografi, *computed tomography* (CT), dan MRI. Aspek utama kualitas citra yang dianalisa adalah kontras citra, resolusi spasial dan akurasi geometrik.

(lanjutan)

6. Multimeter Piranha



Gambar Multimeter Piranha

Alat uji ini menggunakan detektor kamar ionisasi untuk jenis pengukuran *non invasive*, mampu mengukur tegangan tabung, arus tabung, waktu eksposi, dosis dan laju dosis, HVL, dan total filtrasi.

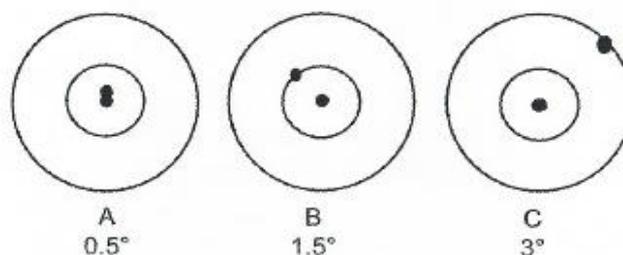
7. Focal Spot Test Tool

Focal Spot Test Tool model 112B terdiri atas target metal dengan bar yang terbagi menjadi 12 grup dengan ukuran bar berbeda-beda. Tiap grup memiliki 6 (enam) slot, 3 (tiga) horizontal dan 3 (tiga) lainnya vertikal. Posisi alat uji diatur sesuai dengan arah anoda – katoda pada tabung sinar X dan diletakkan di atas film tanpa intensifying screen. Penyinaran dilakukan pada FFD 61 cm, 80 kVp dan 10 mAs.



Gambar *Focal Spot Test Tool*

Lampiran 2: Uji Fungsi Pesawat Sinar-X



Interpretasi citra dua bola baja dalam ketegaklurusan berkas cahaya kolimasi dengan berkas utama sinar-X

Hasil Uji Linieritas dan Keluaran Radiasi

mAs	hasil (mGy)					rata-rata	linieritas
10	0.321	0.325	0.329	0.318	0.317	0.322	0.019
12	0.619	0.613	0.624	0.622	0.615	0.619	0.009
14	0.897	0.892	0.874	0.911	0.865	0.888	0.026
16	1.392	1.383	1.413	1.421	1.388	1.399	0.014
18	1.839	1.841	1.834	1.835	1.846	1.839	0.003

Hasil Uji Keakurasian Tegangan Tabung (kVp)

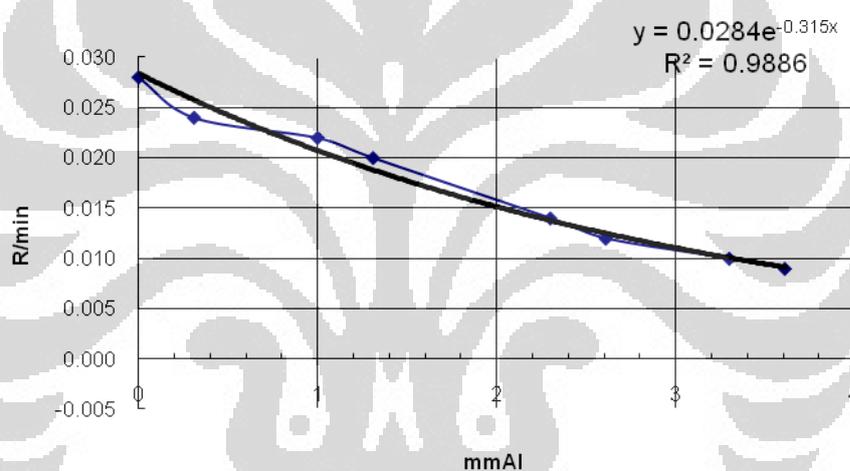
No	Setting			Hasil Pengukuran (kVp)					Rata-Rata kVp	STDEV	Koefisien Variasi
	kVp	mA	s	1	2	3	4	5			
1	60	100	0.1	59.7	58.5	58.8	58.7	58.4	58.8	0.52	0.009
2	60	200	0.1	59.5	58.9	57.6	58.3	58.3	58.5	0.72	0.012
3	60	150	0.2	58.8	59.9	59.6	59.4	59.7	59.5	0.42	0.007
4	70	100	0.1	67.9	68.3	68.5	69.6	67.2	68.3	0.88	0.013
5	70	200	0.1	68.3	68.1	69.4	68.7	67.1	68.3	0.84	0.012
6	70	150	0.2	67.5	67.6	67.8	69.6	69.8	68.5	1.14	0.017
7	80	100	0.1	78.8	78.4	78.1	77.8	79.2	78.5	0.55	0.007
8	80	200	0.1	79.5	78.6	78.3	77.4	77.6	78.3	0.84	0.011
9	80	150	0.2	77.1	77.9	78.5	78.3	78.9	78.1	0.68	0.009
10	90	100	0.1	88.8	88.2	87.3	87.4	87.8	87.9	0.62	0.007
11	90	200	0.1	88.1	89.3	87.5	87.6	87.8	88.1	0.73	0.008
12	90	150	0.2	89.4	89.8	87.1	89.5	88.3	88.8	1.12	0.013
13	100	100	0.1	99.2	98.3	98.7	97.6	97.5	98.3	0.72	0.007
14	100	200	0.1	98.3	98.6	98.8	97.6	97.4	98.1	0.61	0.006
15	100	150	0.2	97.1	97.8	96.8	97.8	97.9	97.5	0.50	0.005

(lanjutan)

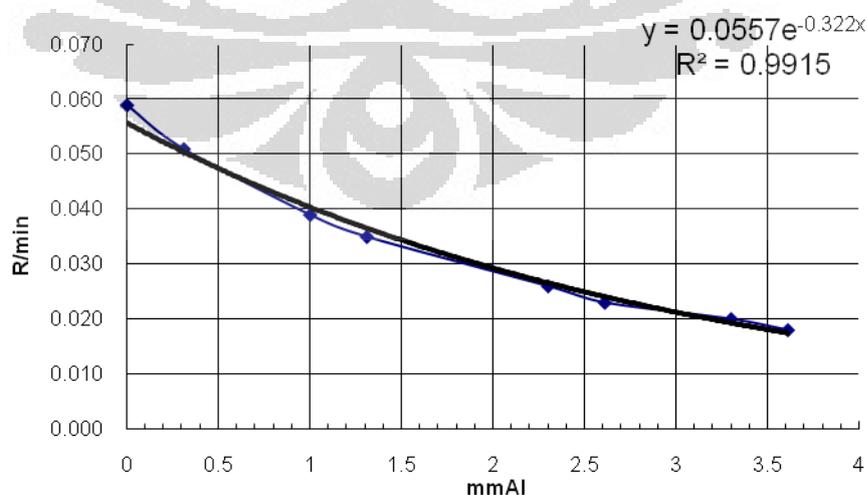
Hasil Uji Akurasi Waktu Eksposi

No	waktu	hasil pengukuran (second)					rata-rata (s)	STDEV	koefisien variasi
	eksposi (s)	1	2	3	4	5			
1	0.02	0.022	0.021	0.021	0.021	0.02	0.021	0.001	0.001
2	0.025	0.027	0.027	0.027	0.024	0.027	0.026	0.001	0.001
3	0.04	0.041	0.042	0.042	0.039	0.042	0.041	0.001	0.001
4	0.05	0.052	0.053	0.052	0.049	0.048	0.051	0.002	0.002
5	0.08	0.075	0.077	0.083	0.087	0.088	0.082	0.005	0.006
6	0.1	0.1	0.099	0.102	0.109	0.1	0.102	0.004	0.004

Hasil Uji Kualitas Berkas Sinar-X (HVL)

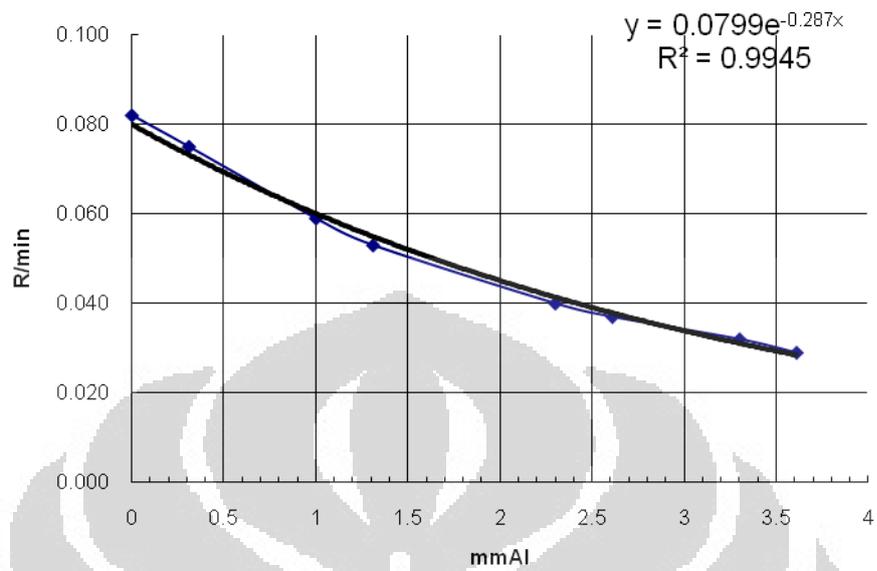


Gambar Pengukuran HVL pada setting 50 kVP

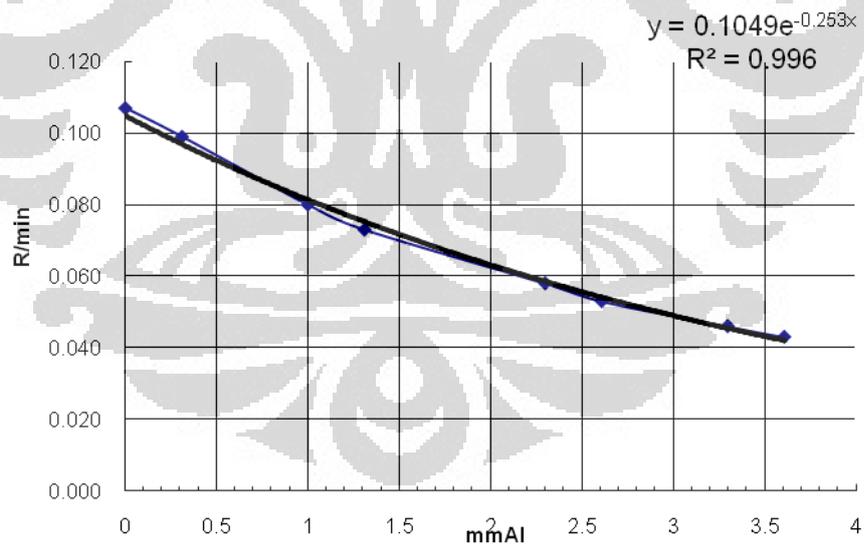


Gambar Pengukuran HVL pada setting 60 kVP

(lanjutan)



Gambar Pengukuran HVL pada setting 70 kVp



Gambar Pengukuran HVL pada setting 80 kVp

(lanjutan)

Hasil Uji Efektivitas *Focal Spot* (Titik Fokus)



Fokus Besar

Fokus Kecil

Tabel Ukuran *Focal Spot* Efektif Untuk Perbesaran 4/3

Grup terkecil yang terlihat	Line pair/mm	Dimensi <i>fokal spot</i> efektif (mm)
1	0,84	4,3
2	1,00	3,7
3	1,12	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

(lanjutan)

Rumus untuk mencari ukuran efektif fokus kecil:

$$M = \frac{d_1 + d_2}{d_1} = \frac{46 + 15}{46} = \frac{61}{46} = 1.33$$

$$f_s = \frac{M}{M - 1.0} \cdot \frac{1}{(lp/mm)}$$

$$f_s = \frac{1.33}{1.33 - 1.0} \cdot \frac{1}{3.36} = 1.2 \text{ mm atau lebih kecil.}$$

f_s nilai maksimum 1.2 mm

Keterangan:

d_1 = Jarak dari fokus ke *focal spot test tool*

d_2 = Tinggi *focal spot test tool*

M = Perbesaran.

f_s = Fokus kecil

Nilai efektivitas titik fokus dengan menggunakan *Focal Spot Test Tool*

No.	Jenis Fokus	Nilai Efektivitas Titik Fokus (mm)	Keterangan
1	Fokus Kecil	1.2	Melebihi 0.6 mm
2	Fokus Besar	1.5	Melebihi 1.2 mm

Lampiran 3: Hasil Uji Kualitas Citra

No	Kriteria Penerimaan Citra Kepala AP								
	Kepala AP 1 65 kVp 16 mAs (+)	Kepala AP 2 65 kVp 20 mAs (+)	Kepala AP 3 70 kVp 16 mAs (+)	Kepala AP 4 70 kVp 20 mAs (+)	Kepala AP 5 80 kVp 16 mAs (+)	Kepala AP 6 80 kVp 20 mAs (+)	Kepala AP 7 85 kVp 16 mAs (+)	Kepala AP 8 85 kVp 20 mAs (+)	
1	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
2	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
3	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
4	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
5	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
6	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
7	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
8	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
9	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	77.8%	88.9%	88.9%	77.8%	88.9%	66.7%	66.7%	66.7%	66.7%
	Prosentase Kriteria Penerimaan Citra								

(lanjutan)

No	Kriteria Penerimaan Citra CV Cervical AP	Cervical AP 1		Cervical AP 2		Cervical AP 3		Cervical AP 4		Cervical AP 5		Cervical AP 6		Cervical AP 7		Cervical AP 8	
		55 kVp (+)	10 mAs (-)	55 kVp (+)	16 mAs (-)	60 kVp (+)	10 mAs (-)	60 kVp (+)	16 mAs (-)	60 kVp (+)	16 mAs (-)	65 kVp (+)	16 mAs (-)	70 kVp (+)	10 mAs (-)	70 kVp (+)	16 mAs (-)
1	Visual yang tajam dan simetris dari reproduksi cv cervical ke-3 s/d 7	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
2	Visual reproduksi dens axis cv cervical ke-1 superposisi dengan rongga mulut	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
3	Visual reproduksi cv cervical ke-2 superposisi dengan corpus mandibula	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
4	Visual yang tajam dari pedicle	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
5	Visual yang tajam reproduksi intervertebral join ke-3 s/d 7	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
6	Visual yang tajam reproduksi processus transversus cv cervical ke-3 s/d 7	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
7	Visual yang tajam reproduksi processus spinosus cv cervical ke-3 s/d 7	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
8	Visual yang tajam dari reproduksi trachea	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	Prosentase Kriteria Penerimaan Citra	50%		100%		100%		100%		100%		100%		87.5%		87.5%	

(lanjutan)

No	Kriteria Penerimaan Citra Thorax PA	Thorax PA1	Thorax PA2	Thorax PA3	Thorax PA4	Thorax PA5	Thorax PA6	Thorax PA7	Thorax PA8	Thorax PA9	Thorax PA10
		50 kVp 8 mAs (+) (-)	50 kVp 10 mAs (+) (-)	55 kVp 8 mAs (+) (-)	55 kVp 10 mAs (+) (-)	60 kVp 8 mAs (+) (-)	60 kVp 10 mAs (+) (-)	65 kVp 8 mAs (+) (-)	65 kVp 10 mAs (+) (-)	100 kVp 1 mAs (+) (-)	100 kVp 2.5 mAs (+) (-)
1	Gambaran tulang iga tergambar di atas diafragma, ke-6 iga depan dan ke-10 iga belakang.	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
2	Reproduksi Thorax tergambar simetris dengan posisi processus spinosus ditengah antara kedua clavikula.	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
3	Gambaran tepi medial scapula tidak menutupi paru	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
4	Reproduksi seluruh tulang iga tergambar di atas diafragma	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
5	Visual yang tajam dari reproduksi pembuluh darah paru di seluruh area paru, terutama pembuluh darah perifer	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
6	Visual yang tajam dari reproduksi trachea	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
7	Visual yang tajam dari reproduksi proximal bronchus	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
8	Visual yang tajam dari reproduksi batas jantung dan aorta	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
9	Visual yang tajam dari reproduksi diafragma dan sudut costophrenicus	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
10	Terlihat gambaran retrocardiac paru-paru dan mediastinum	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
11	Terlihat gambaran tulang belakang (spine) melalui bayangan jantung	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	Prosentase Kriteria Penerimaan Citra	27,3%	36,4%	36,4%	36,4%	36,4%	36,4%	36,4%	36,4%	36,4%	36,4%

(lanjutan)

No	Kriteria Penerimaan Citra Pelvis AP							
	Pelvis AP 1 65 kVp 10 mAs (+)	Pelvis AP 2 65 kVp 16 mAs (+)	Pelvis AP 3 70 kVp 10 mAs (+)	Pelvis AP 4 70 kVp 16 mAs (+)	Pelvis AP 5 75 kVp 10 mAs (+)	Pelvis AP 6 75 kVp 16 mAs (+)	Pelvis AP 7 80 kVp 10 mAs (+)	Pelvis AP 8 80 kVp 16 mAs (+)
1	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
2	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
3	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
4	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
5	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
6	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
7	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
8	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
	87.5%	87.5%	87.5%	87.5%	100%	87.5%	87.5%	87.5%

+ : terlihat

- : tidak terlihat

Lampiran 4: Data ESD

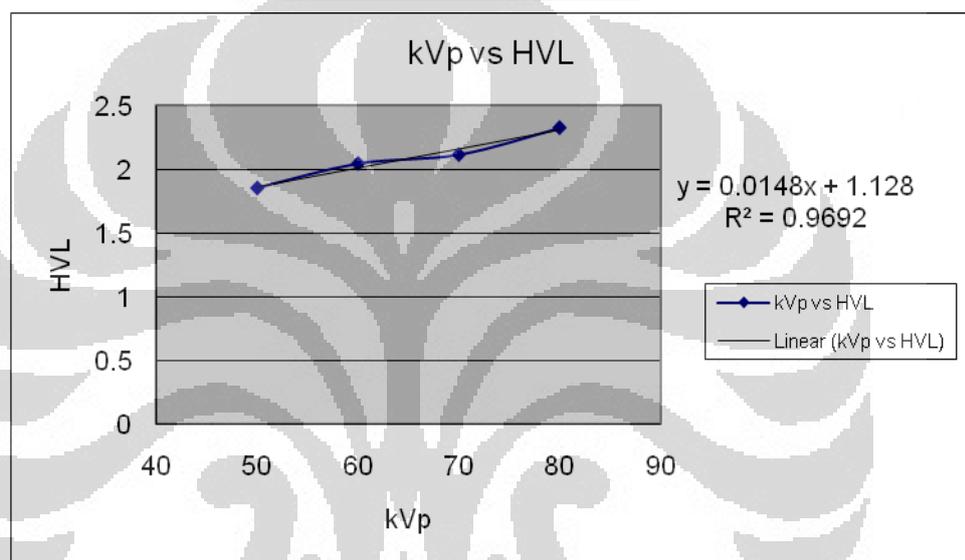
Group	kVp	HVL (mmAl)	FAKTOR KALIBRASI TLD										Reading (nC)		Calibration factor (mGy/nC)	
			TLD										Mean	Stdev	Mean	Stdev
			1.	2	3	4	5	6	7	8	9					
D1	40	1.41	89.739	91.922	101.227	100.715	107.815	99.486	89.117	109.119	109.522	99.851	8.108	0.100	0.008	
	50	1.76	95.598	93.948	97.363	106.267	102.669	106.616	97.153	105.589	106.159	101.262	5.197	0.099	0.005	
	60	2.14	94.088	101.618	109.303	114.664	107.217	113.620	101.940	95.121	98.953	104.053	7.568	0.096	0.007	
	70	2.57	100.229	100.959	97.773	94.469	108.060	94.392	102.804	97.568	107.631	100.432	5.041	0.100	0.005	
	80	3.46	104.926	104.322	107.719	103.364	104.516	103.949	99.086	105.708	107.196	104.532	2.505	0.096	0.002	
	90	3.71	107.060	93.638	100.098	104.266	98.256	107.156	95.338	95.434	x	100.156	5.414	0.100	0.005	
	100	3.98	113.555	111.857	106.730	108.876	112.747	107.980	117.495	106.537	x	110.722	3.848	0.090	0.003	
	40	1.41	102.998	114.965	112.369	99.109	98.911	99.951	119.176	107.590	98.227	105.922	7.912	0.094	0.007	
	50	1.76	107.109	110.696	118.705	112.993	105.730	103.734	99.423	109.958	115.546	109.322	6.016	0.091	0.005	
	60	2.14	117.320	101.152	102.330	99.838	105.348	105.284	100.760	109.238	111.084	105.817	5.783	0.095	0.005	
D2	70	2.57	105.054	98.676	91.504	116.431	95.331	100.643	106.823	117.718	100.917	103.677	8.883	0.096	0.008	
	80	3.46	115.915	105.436	121.081	107.447	110.254	109.374	105.907	99.945	97.876	108.132	7.228	0.092	0.006	
	90	3.71	113.745	114.562	101.060	102.102	119.042	98.250	100.873	95.895	121.110	107.404	9.631	0.093	0.008	
	100	3.98	107.845	113.806	113.190	111.689	94.596	92.089	101.840	95.209	92.695	102.551	9.190	0.098	0.009	
D3	40	1.41	126.253	92.848	94.886	101.018	97.937	110.484	102.945	106.951	115.218	105.393	10.657	0.095	0.010	
	50	1.76	105.397	103.811	104.297	103.231	108.688	109.066	128.100	107.305	116.142	109.560	7.994	0.091	0.007	
	60	2.14	114.859	103.342	106.748	104.099	112.867	109.518	128.738	105.188	112.174	110.837	7.862	0.090	0.006	
	70	2.57	118.973	107.214	104.485	99.211	114.676	103.184	105.304	92.629	105.211	105.654	7.747	0.095	0.007	
	80	3.46	98.139	105.485	98.614	95.584	100.340	107.049	105.042	102.825	97.570	101.183	4.054	0.099	0.004	
	90	3.71	107.117	120.156	100.084	114.842	96.860	102.732	105.334	103.773	117.121	107.558	8.033	0.093	0.007	
	100	3.98	92.478	109.906	99.832	101.283	110.300	103.857	97.971	96.022	103.007	101.628	5.942	0.098	0.006	

(lanjutan)

Interpolasi HVL – Faktor Kalibrasi

Interpolasi nilai HVL
dari hasil uji akurasi kVp pada uji fungsi

kVp	HVL
50	1.86
60	2.05
70	2.12
80	2.33



persamaan $y = 0.0418x + 1.128$

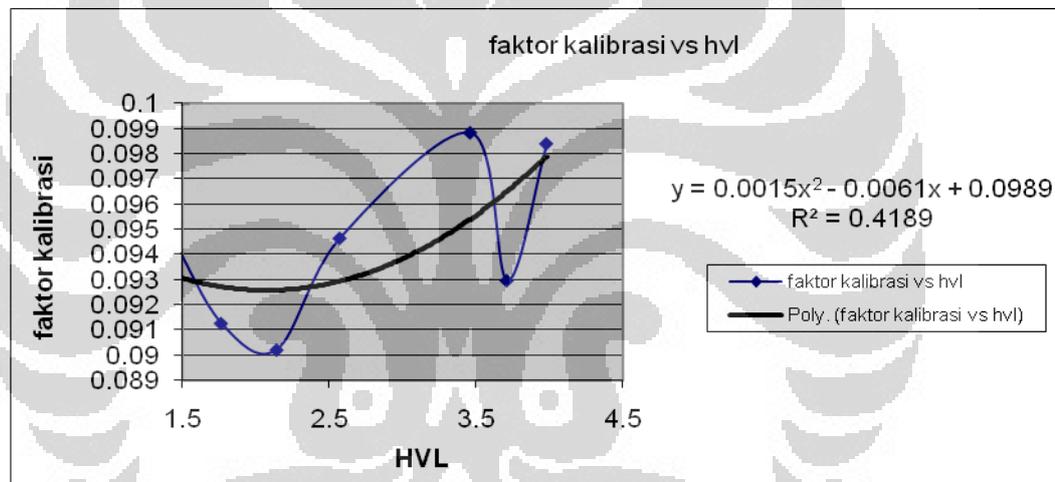
a	b	x (kVp)	y (HVL)
0.0148	1.128	55	1.94
0.0148	1.128	60	2.02
0.0148	1.128	65	2.09
0.0148	1.128	70	2.16
0.0148	1.128	75	2.24
0.0148	1.128	80	2.31
0.0148	1.128	85	2.39
0.0148	1.128	90	2.46
0.0148	1.128	95	2.53
0.0148	1.128	100	2.61

(lanjutan)

Mencari Interpolasi Faktor Kalibrasi Untuk Nilai kVp yang Dipakai Saat Pengukuran ESD

(Dari Tabel Resume Faktor Kalibrasi TLD - Laboratorium Fismed UI)

kVp	HVL	HVL (x)	FK (y)
40		1.41	0.095
50	1.86	1.76	0.091
60	2.05	2.14	0.09
70	2.12	2.57	0.095
80	2.33	3.46	0.099
90		3.71	0.093
100		3.98	0.098



persamaan : $y = 0.0015x^2 - 0.0061x + 0.0989$

a	b	c	HVL x	x ²	fk y	kVp
0.0015	0.0061	0.0989	1.86	3.460	0.093	50
0.0015	0.0061	0.0989	1.94	3.771	0.093	55
0.0015	0.0061	0.0989	2.05	4.203	0.093	60
0.0015	0.0061	0.0989	2.09	4.368	0.093	65
0.0015	0.0061	0.0989	2.12	4.494	0.093	70
0.0015	0.0061	0.0989	2.24	5.009	0.093	75
0.0015	0.0061	0.0989	2.33	5.429	0.093	80
0.0015	0.0061	0.0989	2.39	5.693	0.093	85
0.0015	0.0061	0.0989	2.46	6.052	0.093	90
0.0015	0.0061	0.0989	2.53	6.421	0.093	95
0.0015	0.0061	0.0989	2.61	6.802	0.093	100

(lanjutan)

No	Pemeriksaan	FFD ((cm)	Faktor Eksposi		HVL	FK hasil interpolasi (mGy/nC)	Kode TLD	Reading (nC)	Mean	ESD (mGy)	DRL (mGy)	
			kVp	mAs								
1	Kepala AP	100	65	16	2.09	0.093	2/b09	27.272	29.935	2.78	5	
2							2/b10	30.914				
3							2/c01	31.620				
4			65	20	2.09	0.093	0.093	2/c02	24.777	30.821	2.86	
5								2/c03	30.882			
6								2/c04	36.805			
7			70	16	2.12	0.093	0.093	2/c05	56.600	28.783	2.67	
8								2/c06	19.497			
9								2/c07	28.783			
10			70	20	2.12	0.093	0.093	2/c08	32.213	32.213	2.99	
11								2/c09	26.499			
12								2/c10	26.678			
13			80	16	2.33	0.093	0.093	2/d01	25.961	32.360	3	
14								2/d02	35.254			
15								2/d03	35.866			
16			80	20	2.33	0.093	0.093	2/d04	27.767	33.719	3.13	
17								2/d05	47.355			
18								2/d06	39.670			
19			85	16	2.39	0.093	0.093	3/h03	30.554	30.554	2.84	
20								3/h04	28.629			
21								3/h05	27.448			
22			85	20	2.39	0.093	0.093	3/h06	44.631	37.912	3.52	
23								3/h07	38.626			
24								3/h08	37.197			

No	Pemeriksaan	FFD ((cm)	Faktor Eksposi		HVL	FK hasil interpolasi (mGy/nC)	Kode TLD	Reading (nC)	Mean	ESD (mGy)	DRL (mGy)	
			kVp	mAs								
1	CV Cervical AP	100	55	10	1.94	0.093	2/d07	20.953	22.129	2.05	1.5	
2							2/d08	22.052				
3							2/d09	23.382				
4			55	16	1.94	0.093	0.093	2/f08	42.048	27.504	2.55	
5								2/f09	27.504			
6								2/f10	40.370			
7			60	10	2.05	0.093	0.093	2/g01	19.105	27.690	2.57	
8								2/g02	24.822			
9								2/g03	27.690			
10			60	16	2.05	0.093	0.093	2/g04	43.221	30.896	2.86	
11								2/g05	24.993			
12								2/g06	36.798			
13			65	10	2.09	0.093	0.093	2/g07	30.299	30.396	2.82	
14								2/g08	24.836			
15								2/g09	36.054			
16			65	16	2.09	0.093	0.093	2/g10	20.338	32.340	3	
17								2/h01	25.423			
18								2/h02	39.256			
19			70	10	2.12	0.093	0.093	3/h09	22.341	35.480	3.29	
20								3/h10	35.480			
21								3/i01	24.351			
22			70	16	2.12	0.093	0.093	3/i02	26.601	35.281	3.27	
23								3/i03	20.423			
24								3/i04	43.961			

(lanjutan)

No	Pemeriksaan	FFD ((cm)	Faktor Eksposi		HVL	FK hasil interpolasi (mGy/nC)	Kode TLD	Reading (nC)	Mean	ESD (mGy)	DRL (mGy)
			kVp	mAs							
1	Thorax PA	150	50	8	1.86	0.093	2/h03	22.750	22.753	2.11	0.3
2							2/h04	-12-240			
3							2/h05	22.756			
4			50	10	1.86	0.093	0.093	2/h06	24.958	24.183	2.24
5								2/h07	23.428		
6								2/h08	24.164		
7			55	8	1.94	0.093	0.093	2/h09	25.830	24.849	2.30
8								2/h10	30.812		
9								2/i01	17.906		
10			55	10	1.94	0.093	0.093	2/i06	-37-980	25.624	2.38
11								2/i07	21.191		
12								2/i08	30.057		
13			60	8	2.05	0.093	0.093	2/i09	24.866	26.814	2.49
14								2/i10	-18-571		
15								2/m01	28.762		
16			60	10	2.05	0.093	0.093	2/m02	26.294	27.060	2.51
17								2/m03	27.826		
18								2/m04	-23-239		
19			65	8	2.09	0.093	0.093	3/i05	-15-636	20.792	1.93
20								3/i06	20.792		
21								3/i07	-17-054		
22			65	10	2.09	0.093	0.093	3/i08	-20-212	27.316	2.53
23								3/i09	18.828		
24								3/i10	27.316		
25	100	1	2.61	0.093	0.093	3/k01	20.734	18.757	1.75		
26						3/k02	17.214				
27						3/k03	18.323				
28	100	2.5	2.61	0.093	0.093	3/k04	21.962	23.145	2.16		
29						3/k05	23.774				
30						3/k06	23.700				

No	Pemeriksaan	FFD ((cm)	Faktor Eksposi		HVL	FK hasil interpolasi (mGy/nC)	Kode TLD	Reading (nC)	Mean	ESD (mGy)	DRL (mGy)
			kVp	mAs							
1	Pelvis AP	100	65	10	2.09	0.093	2/m05	-29-347	26.290	2.44	10
2							2/m06	-41-194			
3							2/m07	26.290			
4			65	16	2.09	0.093	0.093	2/m08	44.739	29.965	2.78
5								2/m09	-31-051		
6								2/m10	15.190		
7			70	10	2.12	0.093	0.093	3/a01	21.956	21.956	2.04
8								3/a02	-17-114		
9								3/a03	-18-886		
10			70	16	2.12	0.093	0.093	3/a04	30.806	26.952	2.5
11								3/a05	29.640		
12								3/a06	20.409		
13			75	10	2.24	0.093	0.093	3/a07	-15-462	24.120	2.24
14								3/a08	-22-059		
15								3/a09	24.120		
16			75	16	2.24	0.093	0.093	3/a10	23.137	27.410	2.54
17								3/b01	35.277		
18								3/b02	23.816		
19			80	10	2.33	0.093	0.093	3/k07	-21-079	27.841	2.58
20								3/k08	-21-254		
21								3/k09	27.841		
22			80	16	2.33	0.093	0.093	3/k10	-40-854	31.009	2.88
23								3/i01	34.824		
24								3/i02	27.194		