



**UNIVERSITAS INDONESIA**

**OPTIMASI KUALITAS CITRA DAN DOSIS PADA  
PEMERIKSAAN THORAK MENGGUNAKAN  
COMPUTED RADIOGRAPHY**

**SKRIPSI**

**IKA BAYUADI**

**0806365021**

**FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM**

**PROGRAM STUDI S1 FISIKA**

**DEPOK**

**JUNI 2011**



**UNIVERSITAS INDONESIA**

**EVALUASI KUALITAS CITRA COMPUTED RADIOGRAPHY  
(CR) DAN FILM MENGGUNAKAN FANTOM LEEDS PADA  
KONDISI PENYINARAN THORAX**

**SKRIPSI**

**Diajukan sebagai syarat untuk memperoleh gelar sarjana**

Oleh

**IKA BAYUADI**

**0806365021**

**FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM  
PROGRAM STUDI S1 FISIKA  
PEMINATAN FISIKA MEDIS DAN BIOFISIKA  
DEPOK  
JUNI 2011**

## HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS

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

Nama : Ika Bayuadi

NPM : 0806365021

Tanda Tangan : 

Tanggal : 13 Juni 2011

## HALAMAN PENGESAHAN


Skripsi ini diajukan oleh:

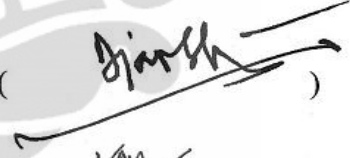
Nama : Ika Bayuadi  
NPM : 0806365021  
Program Studi : S1 Fisika, Peminatan Fisika Medis dan Biofisika  
Judul Skripsi : Optimasi Kualitas Citra dan Dosis Pada Pemeriksaan Thorak menggunakan Computed Radiography

**Telah berhasil dipertahankan di hadapan Dewan Penguji dan diterima sebagai bagian persyaratan yang diperlukan untuk memperoleh gelar Sarjana Sains pada Program Studi S1 Fisika, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Universitas Indonesia.**

### DEWAN PENGUJI

Pembimbing : Dwi Seno Kuncoro Sihono M.Si (  )

Pembimbing : Heru Prasetyo, M.Si (  )

Penguji : Prof. Dr. Djarwani S. S. (  )

Penguji : Kristina Tri Wigati, M.Si (  )

Ditetapkan di : Depok

Tanggal : 13 Juni 2011

## KATA PENGANTAR

Puji syukur penulis panjatkan kepada Tuhan Yesus Kristus yang senantiasa memberikan sukacita, kekuatan, dan hikmad kepada penulis, dan hanya karena anugerahNya sajalah sehingga penulis dapat menyelesaikan tugas akhir ini. Tugas akhir ini diajukan sebagai salah satu syarat untuk memperoleh gelar Sarjana Science Jurusan Fisika Medis pada Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Indonesia.

Tugas akhir ini dapat terselesaikan berkat jasa orang – orang hebat dan luar biasa di sekitar penulis, pada kesempatan ini penulis menyampaikan terima kasih yang setulus –tulusnya kepada :

1. Bapak **Dwi Seno Kuncoro Sihono, M.Si** selaku Dosen Pembimbing I yang telah menyediakan waktu, tenaga dan bimbingan dalam penulisan skripsi ini.
2. Bapak **Heru Prasetio, M.Si** selaku Dosen Pembimbing II yang telah dengan sabar dan setia memberikan pengarahan, saran dan menyediakan waktu bagi penulis dalam melaksanakan penelitian.
3. Ibu **Prof. Dr. Djarwani S. Soejoko** sebagai penguji 1 yang telah memberikan ilmu baru dan masukan-masukan yang berharga untuk perbaikan skripsi ini.
4. Ibu **Kristina T.W, M.Si** selaku penguji 2 yang telah memberikan waktu dan masukan untuk perbaikan skripsi ini.
5. Seluruh **Staf instalasi Radiologi** Rumah Sakit Graha Kedoya.
6. Seluruh **dosen** Departemen Fisika UI.
7. **Grace Esterina**, anugrah terindah yang Tuhan berikan padaku, untuk semua cinta, kasih sayang dan doanya.
8. **Ayah, Ibu, Mama (di Surga), Mami** serta **adik-adikku** dan **keponakan-keponakanku** yang tak pernah lelah memberikan segala perhatian dan kasih sayangnya.
9. Sahabat dan Rekan seperjuangan Ekstensi Fisika Medis 2008 dan regular 2007, yang selalu memberi semangat, bantuan dan motivasi tiada henti.

Terima kasih atas kesediaan waktunya mendengarkan curhat dan juga keluh kesah penulis.

10. Semua pihak yang ikut membantu dalam penyelesaian skripsi ini baik secara langsung maupun tidak langsung.

Penulis berdoa kiranya Tuhan yang membalas segala kebaikan dan memberkati dengan berlimpah kepada semua pihak yang telah banyak membantu. Penulis menyadari keterbatasan dan juga kemampuan yang dimiliki penulis, penelitian ini masih jauh dari sempurna, maka dari itu penulis sangat mengharapkan saran dan juga kritik yang membangun. Semoga skripsi ini membawa manfaat bagi pengembangan ilmu pengetahuan.

Depok, Juni 2011

Penulis

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

---

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

Nama : Ika Bayuadi  
NPM : 0806365021  
Program Studi : S1 Fisika  
Departemen : Fisika  
Fakultas : Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam  
Jenis Karya : Skripsi

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

**EVALUASI KUALITAS CITRA COMPUTED RADIOGRAPHY (CR) DAN  
FILM MENGGUNAKAN FANTOM LEEDS PADA KONDISI  
PENYINARAN THORAKS**

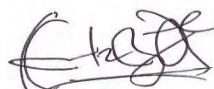
beserta perangkat yang ada (jika diperlukan). Dengan Hak Bebas Royalti Noneklusif ini Universitas Indonesia berhak menyimpan, mengalih media/formatkan, mengelola dalam bentuk pangkalan data (*database*), merawat dan memublikasikan tugas akhir saya selama tetap mencantumkan nama saya sebagai penulis/pencipta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

Demikian pernyataan ini saya buat dengan sebenarnya.

Dibuat di : Depok

Pada tanggal : 14 Juni 2011

Yang menyatakan



(Ika Bayuadi)

## ABSTRAK

Nama : Ika Bayuadi  
Program Studi : S1 Fisika  
Judul : Optimasi Kualitas Citra dan Dosis Pada Pemeriksaan Thorak Menggunakan Computed Radiography

Pemeriksaan Radiografi Thorak Posteroanterior (PA) merupakan pemeriksaan terbanyak didalam radiodiagnostik, diperlukan optimasi dosis dan citra radiografi Thorak PA. Penelitian teknik optimasi dengan menggunakan teknik kV tinggi pada pemeriksaan Radiografi Thorak PA dengan menggunakan reseptor system Kodak CR perlu dilakukan . Pengambilan citra radiografi Thorak PA dilakukan dengan objek fantom thorak dan sample pasien, untuk mengeliminir penilaian subjektif diambil citra radiografi fantom TOR 18 FG dan TOR CDR. Pada saat pengambilan citra radiografi thorak PA dilakukan pengukuran dosis masuk permukaan (Entrance surface dose / ESD ) dengan menggunakan TLD. Evaluasi citra radiografi thorak PA menggunakan 'quality criteria' European Commission EUR 16260 EN (1996). *European Guidelines On Quality Criteria For Diagnostic Radiographic Images*. Evaluasi dosis dengan membandingkan dengan dosis referensi dari IAEA BSS 115. Hasil evaluasi dosis pada fantom thorak, dari tiga variasi faktor eksposi 66 kV 8 mA, 85 kV 6.3 mAs dan 109 kV 2.2 mAs, dosis paling kecil dihasilkan dari faktor eksposi 109 kV 2.2 mAs. Hasil evaluasi citra pada TOR 18 FG dan TOR CDR didapatkan sensitifitas kontras rendah, sensitifitas kontras tinggi dan resolusi pada kondisi 109 kV 2.2 mAs lebih besar daripada kondisi 66 kV 8 mAs. Hasil evaluasi gambaran thorak PA dengan menggunakan kondisi eksposi 109 kV 2.2 mAs dibandingkan dengan kondisi eksposi 66 kV 8 mAs kontras pada jaringan yang memiliki perbedaan kerapatan yang besar akan terjadi penurunan kontras. Sedangkan pada jaringan yang memiliki perbedaan kerapatan yang relatif kecil atau sama akan menaikkan kontras.

Kata Kunci : Radiografi Thorak, ESD, fantom TOR 18 FG, fantom CDR, teknik kV tinggi



## ABSTRACT

Name : Ika Bayuadi  
Study Program : Medical Physics  
Title : Optimization of Image Quality and Dose in Thorax Examination Using Computed Radiography

The Posterior-Anterior (PA) Examination of the thorax is the most frequent radio-diagnostic procedure. Optimization of dose and image of the PA thoracic radiography is required. This research was conducted to determine the optimal of techniques using high kV technique on thoracic radiography PA examination by using the Kodak CR system receptor and the patient sample, to eliminate the subjective assessment of radiographic image taken TOR 18 FG and TOR CDR phantom. At the time of image acquisition PA Thorax radiographs were performed, entrance surface dose measurements (ESD) were made using the TLD. The evaluation of the thoracic radiographic image of the PA using the 'quality criteria' European Commission EUR 16260 EN (1996) European Guidelines On Quality Criteria For Diagnostic radiographic Images were made. An evaluation of dose by comparing with a reference dose of the IAEA BSS 155 was conducted. In the results of dose evaluation in thoracic phantom of the three variations of exposure factor: 66 kV 8 mAs, 85 kV 6.3 mAs and 109 kV 2.2 mAs, the smallest dose resulted from 109 kV 2.2 mAs exposure factor. The result of the evaluation on TOR 18 FG and TOR CDR obtained low contrast sensitivity. The contrast sensitivity and higher resolution on the condition of 109 kV 2.2 mAs were larger than the condition of 66 kV 8 mAs. The results of the evaluation of thoracic image of PA by using the condition of 109 kV 2.2 mAs were comparable to the conditions of 66 kV 8 mAs contrast to the tissue that has large density differences that will decrease the contrast. While on a tissue that has relatively small density difference, or the same will increase the contrast.

Key words :Thorax Radiography, ESD, Phantom TOR 18 FG, Phantom CDR, High kV technique

## DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL .....	i
HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS .....	ii
HALAMAN PENGESAHAN .....	iii
KATA PENGANTAR .....	iv
LEMBAR PERSETUJUAN PUBLIKASI KARYA ILMIAH .....	vi
ABSTRAK .....	vii
ABSTRACT .....	viii
DAFTAR ISI .....	ix
DAFTAR TABEL .....	xi
DAFTAR GAMBAR .....	xii
DAFTAR LAMPIRAN .....	xiv
<b>1. PENDAHULUAN .....</b>	<b>1</b>
1.1. Latar Belakang .....	1
1.2. Perumusan Masalah .....	2
1.3. Tujuan Penelitian .....	2
1.4. Manfaat Penelitian .....	2
1.5. Batasan Masalah .....	3
1.6. Metode Penelitian .....	3
1.7. Sistematika Penulisan .....	5
<b>2. TINJAUAN PUSTAKA .....</b>	<b>6</b>
2.1. Produksi Sinar-X .....	6
2.2. Spektrum Sinar-X .....	7
2.3. Interaksi Radiasi Dengan Materi .....	8
2.4. Pasien Dosimetri .....	10
2.5. Dosimeter Diagnostik .....	11
2.6. Pengukuran ESD .....	12
2.7. Computed Radiografi (CR) .....	13
2.8. Anatomi Thorak .....	14
2.9. Radiografi Thorak Postero Anterior (PA) .....	15
<b>3. METODE PENELITIAN.....</b>	<b>17</b>
3.1. Alat dan Bahan .....	17
3.1.1. Pesawat Sinar-X .....	17
3.1.2. Computed Radiography (CR) .....	17
3.1.3. Dosimeter .....	17
3.1.3.1. Unfors Xi .....	17
3.1.3.2. Thermoluminescent Dosimeter (TLD) .....	18
3.1.4. LEEDS Fantom .....	18
3.2. Metodologi .....	20
3.2.1. Uji Fungsi Pesawat Sinar-X .....	20
3.2.2. Uji Fungsi Computed Radiography .....	22
3.2.3. Pengambilan Data Citra dan Dosis di Fantom dan Pasien..	30

<b>4. PEMBAHASAN.....</b>	<b>33</b>
4.1. Hasil Uji Fungsi Pesawat Sinar-X .....	33
4.2. Hasil Uji Fungsi Computed Radiography .....	34
4.3. Pengambilan Data Image Fantom Thorak Dewasa .....	46
4.4. Evaluasi Citra dan ESD Fantom Thorak PA .....	48
4.5. Evaluasi Fantom LEEDS TOR CDR dan TOR 18 FG .....	49
4.6. Evaluasi Image dan Dosis Pada Sampel Thorak Dewasa .....	54
<b>5. KESIMPULAN DAN SARAN.....</b>	<b>62</b>
5.1. Kesimpulan .....	62
5.2. Saran .....	63
DAFTAR PUSTAKA .....	64
LAMPIRAN .....	65



## DAFTAR TABEL

Tabel 4.1. Hasil Pengukuran Pixel .....	34
Tabel 4.2 Hasil Pengukuran Dosis dan mAs .....	35
Tabel 4.3 Nilai Exposure Indek dan Nilai Pixel.....	35
Tabel 4.4 Uji Kalibrasi Indikator Dosis .....	39
Tabel 4.5 Uji Konsistensi Exposure Indek .....	39
Tabel 4.6 Hasil Pengukuran ROI dan Koefisien Variasi .....	40
Tabel 4.7 Pengukuran ESD .....	49
Tabel 4.8 Rasio Atenuasi Teknik kV Biasa dan Teknik kV Tinggi.....	58

## DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1.	Produksi Sinar – X.....	6
Gambar 2.2.	Sinar – X Bremsstrahlung .....	7
Gambar 2.3.	Sinar-X Karakteristik .....	8
Gambar 2.4.	Efek Fotolistrik .....	9
Gambar 2.5.	Efek Compton .....	9
Gambar 2.6.	Probabilitas Interaksi radiasi dengan materi .....	10
Gambar 2.7.	Diagram pengukuran .....	11
Gambar 2.8.	Skema Proses Thermoluminisasi .....	12
Gambar 2.9.	Proses Pembentukan Gambar CR .....	13
Gambar 2.10.	Rongga Thorak Tampak Depan .....	14
Gambar 2.11.	Saluran Pernafasan Tampak Depan .....	15
Gambar 2.12.	Proyeksi PA Thorak .....	16
Gambar 3.1.	CR Kodak Classic .....	17
Gambar 3.2.	Dosimeter Unforc Xi .....	18
Gambar 3.3.	Fantom TOR CDR .....	19
Gambar 3.4.	Fantom TOR 18FG .....	19
Gambar 3.5.	Skema kalibrasi untuk Exposure Indek .....	23
Gambar 3.6.	Skema posisi ROI untuk tes keseragaman Fantom leeds ...	27
Gambar 3.7.	Dosimeter Unforc Xi .....	28
Gambar 3.8.	Skema scalling error .....	31
Gambar 4.1.	Area Pengukuran Pixel .....	34
Gambar 4.2.	Hubungan Antara Dosis dengan Pixel Sinar – X Bremsstrahlung.....	36
Gambar 4.3.	Hubungan antara Exposure Index dengan Pixel .....	36
Gambar 4.4.	Hubungan Antara Dosis dengan Exposure Index .....	37
Gambar 4.5.	Citra Uji Erasure Cycle Efficiency .....	38
Gambar 4.6.	Plot Profile Citra Uji Erasure Cycle Efficiency .....	38
Gambar 4.7.	Skema Area Pengukuran ROI .....	40
Gambar 4.8.	Pengukuran Rasio Pada Lima kotak di Tengah Fantom test Objek M1 .....	41
Gambar 4.9.	Pengukuran Rasio Tepi Kotak Fantom Test Objek M1 .....	41
Gambar 4.10.	Phantom MS3 yang sudah di perbesar .....	42
Gambar 4.11.	TOR 18 FG .....	43
Gambar 4.12.	Plot Profile TOR 18 FG Uji pada Limiting Spatial Resolution .....	43
Gambar 4.13.	Citra Penggaris Pada Uji Laser Beam Function .....	44
Gambar 4.14.	Citra uji <i>moiré patterns</i> pada bucky wallstand .....	45
Gambar 4.15.	<i>moiré patterns</i> pada bucky meja pemeriksaan .....	45
Gambar 4.16.	Citra Radiografi Fantom Thorak PA dengan kondisi Eksposi 66 kV 8 mAs .....	46
Gambar 4.17.	Citra Radiografi Fantom Thorak PA dengan kondisi Eksposi 66 kV 8 mAs .....	47
Gambar 4.18.	Citra Radiografi Fantom Thorak PA dengan kondisi Eksposi 66 kV 8 mAs .....	48

Gambar 4.19.	TOR 18FG Dengan Faktor Eksposi 66 kV, 8 mAs .....	50
Gambar 4.20.	TOR 18 FG dengan faktor eksposi 109 kV, 2.2 mAs .....	50
Gambar 4.21.	Grafik Perbandingan sensitivitas kontras rendah citra TOR 18 FG Kondisi 66 kV 8 mAs dengan 109 kV 2.2 mAs.....	51
Gambar 4.22.	TOR CDR dengan Faktor Eksposi 66 kV, 8 mAs .....	52
Gambar 4.23.	TOR CDR dengan Faktor Eksposi 109 kV, 2.2.mAs.....	52
Gambar 4.24.	Grafik Perbandingan nilai pixel pada citra TOR CDR Kondisi 66 kV 8 mAs dengan 109 kV 2.2 mAs.....	53
Gambar 4.25.	Citra Thorak Teknik kV Tinggi Pada Sampel Pasien a dengan kondisi 109 kV 2.42 mAs .....	54
Gambar 4.26.	Citra Thorak Teknik kV Tinggi Pada Sampel Pasien b dengan kondisi 109 kV 2.89 mAs.....	55
Gambar 4.27.	Citra Thorak Teknik kV Biasa Pada Sampel Pasien c dengan kondisi 66 kV 8 mAs.....	56
Gambar 4.28.	Hubungan kV dengan koefisien atenuasi linier.....	58
Gambar 4.29.	Grafik Hubungan bmi dengan Dosis pada teknik kV tinggi 109 kV.....	59
Gambar 4.30.	Grafik Hubungan bmi dengan Dosis pada teknik kV tinggi 109 kV.....	60
Gambar 4.31.	Grafik Hubungan mAs dengan Dosis pada teknik kV tinggi 109 kV .....	60

## DAFTAR LAMPIRAN

Lampiran A.....	65
Tabel A.1. Uji Fungsi Akurasi Tegangan Pesawat Sinar-X .....	65
Tabel A.2. Uji Kedapatulangan Pesawat Sinar-X .....	66
Tabel A.3. Uji Linearitas Arus Pesawat Sinar-X .....	66
Gambar A.1. Uji Beam alignment .....	67
LAMPIRAN B .....	68
Tabel B.1. Hasil Pengukuran Rata - rata pixel value TOR 18FG Pada Kondisi 66 kV 8 mAs .....	68
Tabel B.2. Hasil Pengukuran Rata - rata pixel value TOR 18FG Pada Kondisi 109 kV 2.2 mAs .....	69
Tabel B.3. Nilai Kontras TOR 18 FG pada eksposi 66 kV, 8 mAs, rentang 5 sampai 18 .....	70
Tabel B.4. Nilai Kontras untuk TOR 18 FG pada 109 kV, 2.2. mAs rentang 3 sampai 18 .....	70
Tabel B.5. Nilai Resolusi untuk TOR 18 FG pada 66 kV 8 mAs, rentang 1 sampai 14 .....	71
Tabel B.6. Nilai Resolusi untuk TOR 18 FG pada 109 kV, 2.2. mAs, rentang 1 sampai 16 .....	71
Tabel B.7. Hasil Pengukuran Rata - rata pixel value TOR CDR Kondisi 66 kV 8 mAs .....	72
Tabel B.8. Hasil Pengukuran Rata - rata pixel value TOR CDR Kondisi 109 kV 2.2 mAs .....	72
Tabel B.9. Sensitifitas Kontras Rendah TOR CDR pada 66 kV, 8 mAs .....	73
Tabel B.10. Sensitifitas Kontras Rendah TOR CDR pada 109 kV, 2.2 mAs .....	73
Tabel B.11. Sensitifitas Kontras Tinggi TOR CDR pada 66 kV, 8 mAs .....	74
Tabel B.12. Sensitifitas Kontras Tinggi TOR CDR pada 109 kV, 2.2. mAs .....	74
Tabel B.13. Nilai Resolusi untuk TOR CDR pada 66 kV, 8 mAs, rentang 1 sampai 14 .....	75
Tabel B.14. Nilai Resolusi untuk TOR CDR pada 109 kV, 2.2 mAs, rentang 1 sampai 16 .....	75
LAMPIRAN C .....	
Tabel C.1. Hasil Pengukuran TLD Pasien .....	76
Tabel C.2. Data Pasien pada kondisi 109 kV .....	79
Tabel C.3. Data Pasien pada kondisi 66 kV.....	80

# BAB 1 PENDAHULUAN

## 1.1 Latar Belakang

Pemanfaatan sinar-X di bidang medik semakin berkembang dan bertambah banyak seiring dengan kemajuan teknologi. Meskipun demikian, pemeriksaan radiodiagnostik merupakan penyumbang terbesar pada dosis populasi. Dari pengamatan yang dilakukan di lapangan pemeriksaan radiologi Thorak merupakan pemeriksaan yang paling banyak dilakukan, dari beberapa proyeksi dalam radiografi Thorak, pemeriksaan Thorak proyeksi Posteroanterior (PA) adalah pemeriksaan Thorak yang paling banyak dilakukan.

Teknologi pencitraanpun berkembang dari reseptor citra film menjadi reseptor digital. Dengan besarnya tuntutan teknologi semakin banyak Rumah Sakit yang beralih menggunakan teknologi digital, baik itu Computed Radiography ataupun Digital Radiography.

Tujuan dari pemeriksaan radiodiagnostik adalah untuk mendiagnosis penyakit pada pasien. Agar diagnosa penyakit menjadi akurat, diperlukan informasi yang cukup dari hasil gambaran (*image*) radiografi.

Namun demikian radiasi pengion tentu saja memiliki efek yang merugikan. Untuk itu diperlukan proteksi radiasi yang bertujuan agar pengguna sumber radiasi ataupun publik tidak menerima dosis melebihi tingkat yang diperkenankan. Meskipun pada pasien tidak diterapkan batasan dosis, namun untuk keselamatan pasien badan internasional telah melakukan penelitian dan menetapkan tingkat dosis acuan atau dose reference level (DRL). Salah satu rujukan internasional adalah International Basic Safety Standart for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety on Radiation Sources No.115 atau sering disebut BSS 115. Untuk itu diperlukan optimasi terhadap dosis dan citra diagnostik. Tujuan ataupun target yang hendak di capai adalah penurunan tingkat penerimaan dosis pada pasien



melalui kualitas citra yang baik sehingga memiliki informasi yang cukup untuk menegakkan diagnosa.

Salah satu kuantitas radiasi yang sering digunakan dalam acuan batasan dosis adalah pengukuran dosis masuk permukaan atau yang lebih umum dikenal dengan ESD (entrance surface dose) yang dapat diperoleh melalui pengukuran langsung menggunakan thermoluminescence dosimeter (TLD) dan pengukuran tidak langsung.

## 1.2 Perumusan Masalah

Melihat pemeriksaan Thorak PA merupakan pemeriksaan terbanyak didalam pemeriksaan radiodiagnostik, diperlukan optimasi terhadap dosis dan citra radiografi Thorak PA. Adapun optimasi yang dapat dilakukan berdasar IAEA *Optimization of the radiological protection of patients undergoing radiography, fluoroscopy and computed tomography* TECDOC 1423, antara lain dengan penambahan filter, teknik kV tinggi, kombinasi film – screen, pengaturan mAs dan prosesing film. Dalam penelitian ini dipilih cara optimasi penggunaan kondisi penyinaran dengan teknik kV tinggi. Adapun alasannya karena cara ini yang paling mudah diaplikasikan dan tidak ada penambahan biaya ataupun pengadaan alat. Reseptor yang digunakan adalah Computed Radiography (CR)

## 1.3 Tujuan Penelitian

Penelitian ini dilakukan untuk mendapatkan dosis yang optimal dengan kualitas citra radiografi yang baik.

## 1.4 Manfaat Penelitian

Dari penelitain ini diharapkan dari peneliti akan memberikan informasi mengenai optimalisai dosis dan kualitas citra pada radiografi Thorak PA dengan teknik kV tinggi.

## 1.5 Batasan Masalah

Penelitian ini dibatasi pada pembahasan mengenai evaluasi *Entrance Surface Dose* terhadap kualitas citra pada radiografi Thorak PA dewasa dengan citra reseptor CR Kodak.

## 1.6 Metode Penelitian

Metode penelitian yang akan dilakukan terdiri dari beberapa tahap, yaitu :

### a. Uji Kesesuaian pesawat sinar-X

Kesesuaian dimaksudkan untuk memastikan bahwa peralatan yang digunakan dalam prosedur radiologi diagnostik berfungsi dengan benar sehingga pasien tidak mendapat paparan yang tidak diperlukan dan menerapkan Program Jaminan Mutu untuk radiologi diagnostik..

Beberapa parameter yang digunakan untuk pengujian Pesawat Sinar-X Diagnostik yang berkaitan dengan dosimetri dan kualitas citra antara lain : keakurasian tegangan kerja, akurasi waktu, keluaran dan linearitas keluaran radiasi, kedapatulangan, kualitas berkas radiasi (HVL), Akurasi kolimasi dan tes iluminasi cahaya lampu kolimator.

### b. Uji kesesuaian Computed Radiography (CR)

Pada penelitian ini prosesing citra menggunakan reseptor CR (Computed Radiography) Kodak. Uji fungsi CR ini di maksudkan agar diperoleh kepastian bahwa CR berfungsi sesuai dengan spesifikasi, menentukan CR layak di pakai dan telah memenuhi standar yang di ditetapkan, dengan melihat hasil uji kaset CR dan kinerja Reader CR. Tes di maksudkann untuk melihat artifact dan kualitas citra dan sensitifitas. Pengujian dilakukan dilakukan dengan mengacu pada standar dari Leeds Test Objects CR dan DDR.

c. Pengambilan data

Proses pengambilan data meliputi :

1. Melakukan penyinaran untuk memperoleh citra thorak dengan menggunakan fantom thorak dewasa dengan variasi 2 (dua) kondisi eksposi yaitu kondisi biasa dan kondisi teknik kV tinggi.

Citra kemudian dievaluasi dengan menggunakan standar '*quality criteria*' yang terdapat pada European Commission EUR 16260 EN (1996). *European Guidelines On Quality Criteria For Diagnostic Radiographic Images*.

2. Evaluasi dosis.

Pada saat pengambilan citra dengan objek fantom thorak, dilakukan pengukuran dosis dengan cara meletakkan TLD di tengah-tengah lapangan penyinaran pada permukaan fantom.

Dosis dievaluasi dengan membandingkan dengan International Basic Safety Standart for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety on Radiation Sources No.115 atau sering disebut BSS 115.

3. Evaluasi lanjutan dengan menggunakan fantom LEEDS TOR CDR dan TOR 18FG untuk melihat detail kontras, resolusi, grey scale.

Untuk membaca image DICOM digunakan software imageJ.

4. Mengambil sample eksposi teknik kV tinggi pada pasien, yang kemudian hasil citra thorak dan dosis pada pasien di evaluasi dengan menggunakan standar '*quality criteria*' yang terdapat pada European Commission EUR 16260 EN (1996). *European Guidelines On Quality Criteria For Diagnostic Radiographic Images* dan dosis pasien ESD dievaluasi dengan membandingkan dengan International Basic Safety Standart for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety od Radiation Sources No.115 atau BSS 15.

## 1.7 Sistematika Penulisan

### BAB 1 PENDAHULUAN

Bab ini berisi latar belakang permasalahan, perumusan masalah, tujuan penelitian, manfaat penelitian, batasan masalah, metode penelitian dan sistematika penulisan.

### BAB 2 TINJAUAN PUSTAKA

Teori Dasar berisi landasan teori sebagai hasil dari literatur yang berhubungan dalam penelitian.

### BAB 3 METODOLOGI PENELITIAN

Bab ini menjelaskan alat dan bahan yang digunakan serata cara atau metode pengambilan datanya.

### BAB 4 PENELITIAN DAN PEMBAHASAN

Bab ini akan ditampilkan hasil dari penelitian dan analisis dari data yang diperoleh dari penelitian.

### BAB 5 PENUTUP

Bab yang terakhir ini berisi kesimpulan dari analisis hasil pengukuran dan saran untuk pengembangan lebih lanjut dalam penelitian ini sehingga lebih bermanfaat.

## BAB 2

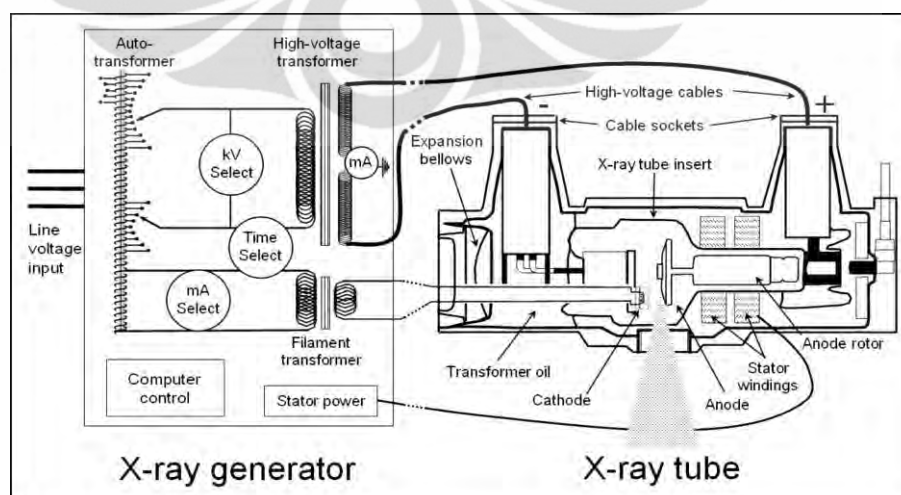
### TINJAUAN PUSTAKA

#### 2.1 Produksi sinar-X

Telah lebih dari satu abad radiasi sinar-X menjadi alat untuk pencitraan diagnostik. Dalam semua metode pencitraan sinar-X, seluruh parameter pengukuran diatur di panel control untuk mengontrol paparan sinar-X yang mengenai pasien. Karakteristik dari berkas sinar-X harus di atur untuk menghasilkan keseimbangan antara kualitas citra dan dosis paparan pasien. Pesawat sinar-X terdiri dari 3 bagian utama :

1. Generator berfungsi menyuplai daya ke tabung sinar-X.
2. Tabung sinar-X tempat anoda dan katoda sebagai penghasil sinar-X.
3. Kolimator untuk mengarahkan radiasi.
4. Panel control berfungsi mengendalikan kondisi penyinaran generator.

Proses terjadinya sinar-X adalah sebagai berikut : Filamen pada katoda di panaskan dengan pemberian arus dari generator sehingga terbentuk elektron-elektron pada permukaan katoda. Dalam hal ini anoda bermuatan positif terhadap katoda. Ketika diberikan beda potensial antara katoda dan anoda, maka elektron akan menumbuk anoda. Dari tumbukan ini terbentuklah sinar-X. Hanya 1% sinar-X yang terbentuk sedangkan 99% di hasilkan panas.

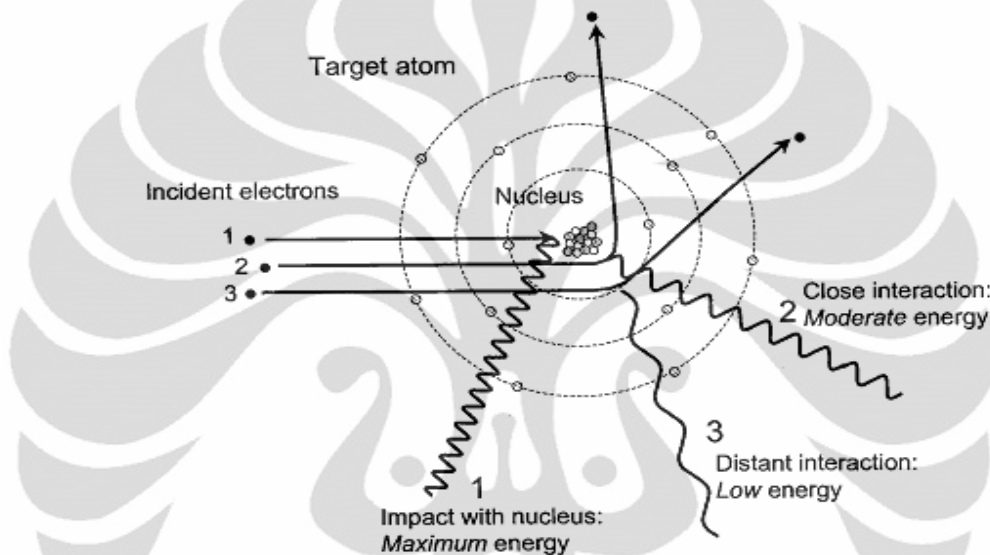


Gambar 2.1. Produksi Sinar-X

(Sumber : IAEA, *CARD\_L04\_Xray Production\_and\_Angiography\_WEB*)

## 2.1 Spektrum Sinar-X

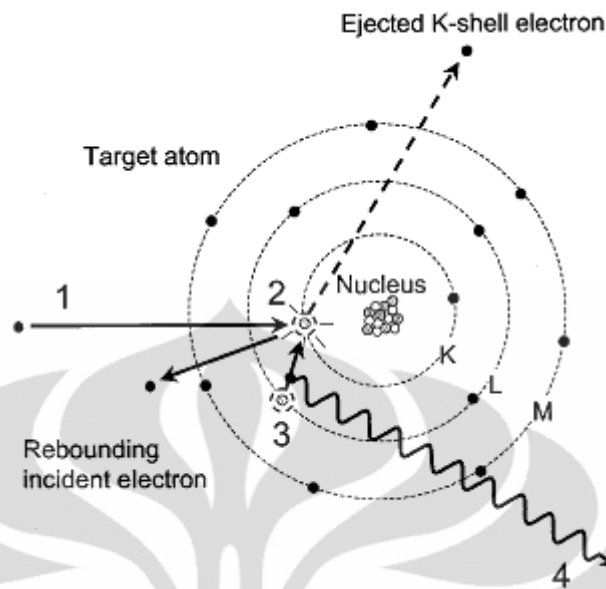
Konversi energi kinetik elektron menjadi radiasi sinar-X. Sinar X bremsstrahlung berasal dari elektron melintas mendekati inti atom (nukleus) target, gaya tarik coulomb yang kuat menyebabkan elektron mengalami pengereman dan arah elektron di belokkan dari lintasan awal dimana hal ini berakibat hilangnya energi kinetik elektron berubah menjadi sinar-X dengan energi sebanding dengan energi kinetik yang hilang.



Gambar 2.2. Sinar-X Bremsstrahlung [1]

Terbentuknya sinar-X Karakteristik melalui tahapan:

1. Elektron datang berintraksi dengan elektron kulit K
2. Elektron kulit K keluar dari kulit atom terjadi jika energi elektron yang datang lebih besar dari energi ikat elektron kulit K meninggalkan kekosongan pada kulit K
3. Elektron atom dari tingkat energi yang lebih besar bertransisi mengisi kekosongan pada kulit K.
4. Sinar-X karakteristik terpancar ketika elektron atom mengisi kekosongan kulit K, dengan energi yang sebanding dengan selisih energi ikat kedua atom.



Gambar 2.3. Sinar-X Karakteristik [1]

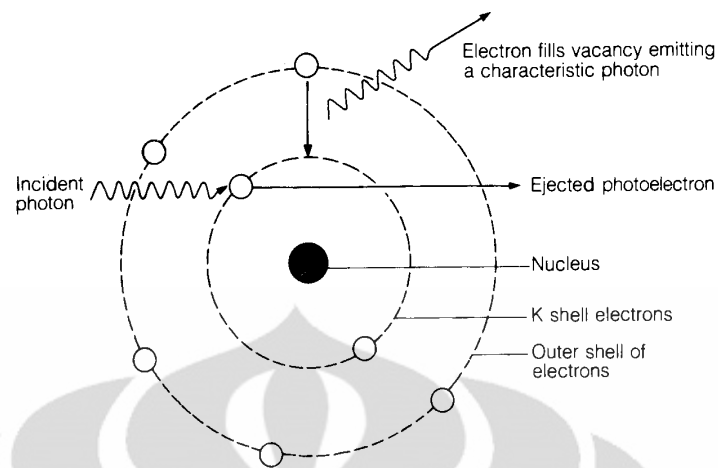
## 2.2 Interaksi Radiasi Dengan Materi

Untuk tujuan proteksi radiasi maka diperlukan pemahaman interaksi radiasi dengan materi, interaksi radiasi dengan materi melibatkan suatu pemindahan energi dari radiasi tersebut ke materi. Radiasi dapat berinteraksi dengan inti atom materi, elektron-elektron materi ataupun kedua unsur pembentuk materi ini. Mekanisme interaksi ini mengakibatkan pemancaran-pemancaran elektron materi, mungkin juga pada radiasi (foton) berenergi sangat tinggi, energi foton terserap kedalam inti yang kemudian mengawali reaksi inti yang menghasilkan emisi dari inti yang di aktivasi pada radiasi – radiasi lainnya

Proses interaksi yang terjadi :

### 1. Efek Fotolistrik

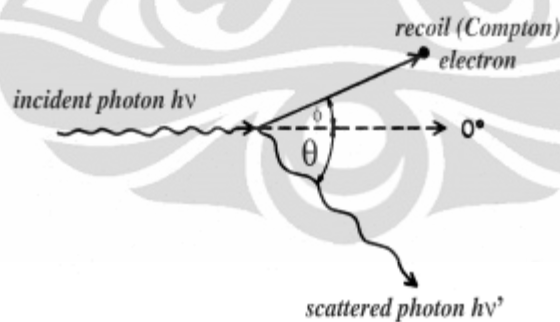
Efek ini merupakan interaksi antara sinar-X (foton) dengan elektron yang terikat kuat, yang energi ikatnya sama atau lebih kecil dari energi foton. Energi elektron yang datang seluruhnya di serap oleh elektron materi, sebagian energi di gunakan untuk membebaskan elektron dari tenaga ikat inti dan sebagian lagi menjadi energi kinetik elektron.



Gambar 2.4. Efek Fotolistrik

## 2. Efek Compton.

Efek Compton merupakan suatu tumbukan lenting sempurna antara foton dengan elektron bebas (elektron yang energi ikatnya jauh lebih kecil dari energi foton). Sebagian energi foton diberikan kepada elektron bebas yang kemudian elektron di hamburkan sebagai recoil (compton) elektron, dan foton terhambur membawa energi yang berkurang.



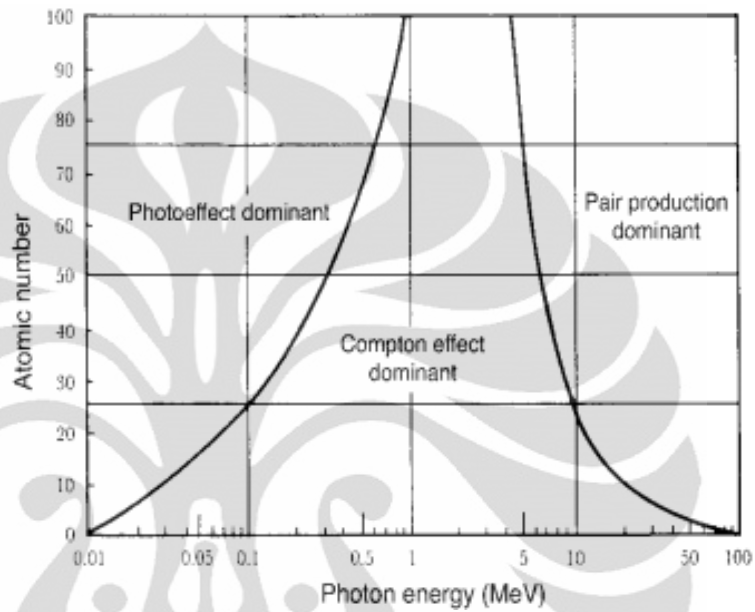
Gambar 2.5. Efek Compton [4]

## 3. Produksi Pasangan

Foton dengan energi lebih dari 1,02 Mev ketika mendekati inti akan menghilang karena medan listrik yang kuat dan berubah dan membentuk satu pasang positron dan elektron yang masing- masing memiliki energi 0,51 Mev.



Probabilitas kejadian interaksi sangat dipengaruhi oleh besar energi sinar-x atau foton gamma yang dihasilkan dan nomor atom materi. Untuk efek fotolistrik dominan terjadi pada kV rendah, semakin rendah energi dan semakin tinggi nilai nomor atom materi ( $Z$ )-nya maka probabilitas terjadinya efek Compton makin besar.



Gambar 2.6. Probabilitas Interaksi radiasi dengan materi [4]

### 2.3 Pasien Dosimetri

Dimasa yang lalu berbagai kuantitas telah di gunakan untuk spesifik dosis dalam radiologi dan ada beberapa nama yang sama yang menimbulkan ambiguitas, dalam IAEA Technical Report Series No. 457 mengacu pada ICRU 74 [3.1] air kerma di gunakan sebagai dasar pengukuran secara langsung besaran aplikasi spesifik.

- *Incident Air Kerma*

Incident Air Kerma adalah kerma di udara (dosis yang di ukur di udara) dari penyinaran sinar-X yang di ukur pada sumbu berkas pusat pada permukaan pasien atau fantom dengan tidak menyertakan atau menghitung radiasi hambur.

- *Entrance Surface Air Kerma*

*Entrance Surface Air Kerma* atau *Entrance Surface Dose* adalah dosis yang di ukur pada sumbu berkas utama di permukaan fantom atau

pasien dengan menyertakan radiasi hambur.

Persamaannya :

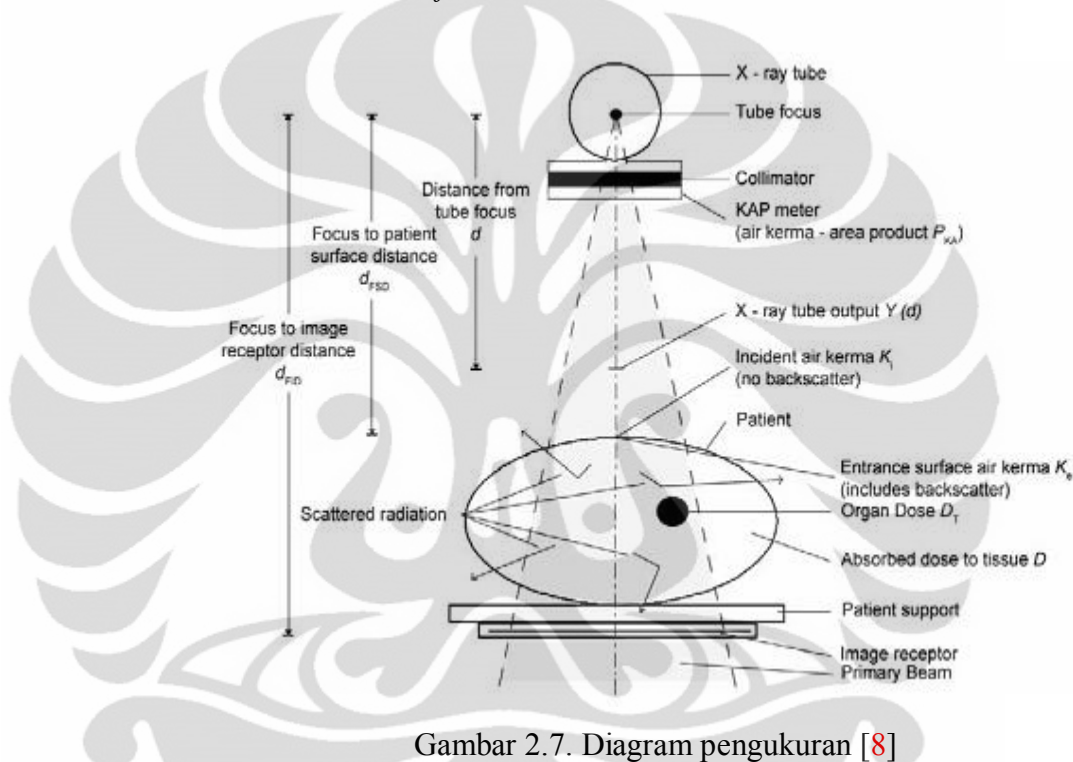
$$K_e = K_i B$$

Dengan

$K_e$  : *entrance surface air kerma*

$K_i$  : *incident air kerma*

$B$  : *backscatter factor*



Gambar 2.7. Diagram pengukuran [8]

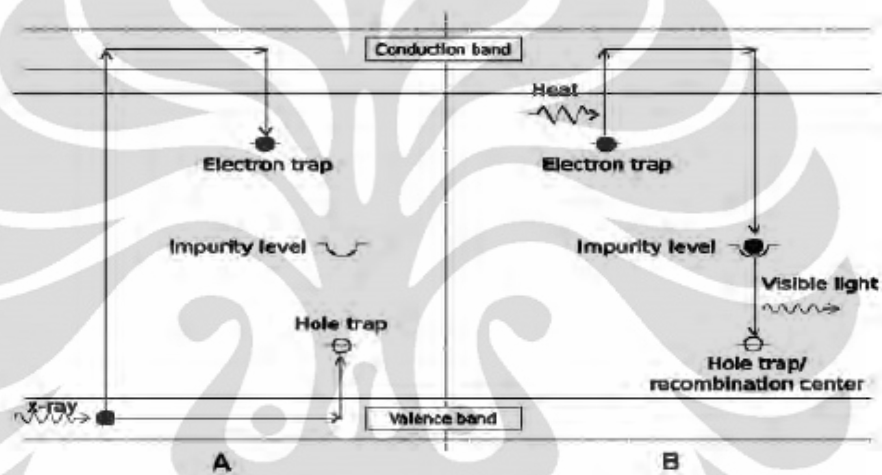
## 2.4 Dosimeter Diagnostik

Ada berbagai dosimeter yang dapat di gunakan untuk mendapatkan nilai ESD radiografi. Untuk mendapatkan ESD pasien dengan metode langsung umumnya di gunakan thermoluminescence dosimeter (TLD). TLD yang sering dipakai berbahan  $\text{LiF:Mg,Ti}$ ,  $\text{LiF:Mg,Cu,P}$  dan  $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7\text{:Mn}$ . Sebelum di gunakan TLD terlebih dahulu di annealing untuk menghapus signal yang tersisa.

Prinsip kerja dosimeter ini berdasarkan fenomena thermoluminescence (TL). Pada saat radiasi pengion berintraksi dengan kristal TLD sebagian atau seluruh energi diberikan ke atom-atom kristal, maka elektron pada atom-atom kristal akan melompat ke tingkat energi yang

lebih tinggi, dan menyebabkan kekosongan (hole).

Elektron-elektron ini akan terperangkap oleh zat pengotor pada kristal. Pemanasan TLD diperlukan pada saat pembacaan TLD, ketika TLD dipanasi menyebabkan elektron pada kristal kembali ke keadaan awal (ground state) sambil memancarkan energi dalam bentuk cahaya. Cahaya yang terpancar di hitung dengan menggunakan photomultiplier (PMT) dan intensitas cahaya tersebut di ubah menjadi sinyal elektrik dan dikuatkan. Proses pemancaran foton akibat pemanasan ini di sebut thermoluminisensi.



Gambar 2.8. Skema Proses Thermoluminisasi [3]

## 2.5 Pengukuran ESD

Di dalam IAEA technical Report Series No. 457 memberikan penjelasan tentang pengambilan nilai ESD pemeriksaan radiografi, dimana ESD dapat diperoleh dengan :

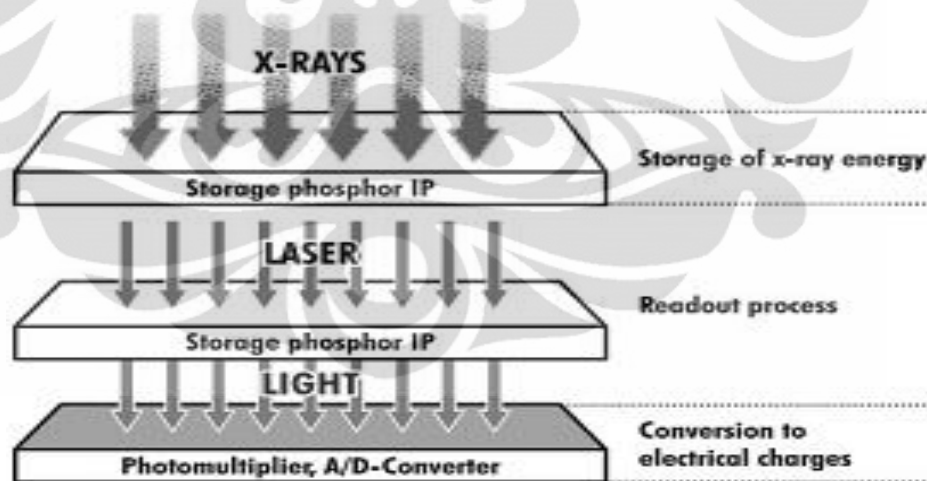
1. Metode langsung dengan menggunakan TLD.
2. Metode tidak langsung dengan perhitungan (kalkulasi)

Pengukuran yang dilakukan dalam penelitian ini dilakukan hanya dengan metode langsung yakni menggunakan TLD. Metode langsung merupakan metode pengukuran ESD yang dilakukan dengan meletakkan thermoluminescencedosimeter pada central point (titik pusat) lapangan radiasi dan dosimeter akan merekam jumlah dosis permukaan pasien termasuk radiasi hamburan balik tubuh pasien.

## 2.7 Computed Radiografi (CR)

Computer Radiografi merupakan sistem atau proses untuk mengubah sistem analog konvensional radiografi menjadi digital radiografi. Posisi film dan screen didalam kaset sebagai image reseptor pada radiografi konvensional pada CR digantikan oleh imaging kaset, imaging kaset dilapisi oleh Photostimulable Storage Phosphor (PSP). Imaging kaset terbuat dari BaFBr dan BaFI, sering material tersebut di sebut barium fluorohalide.

Computed Radiography menggunakan prinsip pendaran (luminescence) fosfor photostimulable, saat imaging kaset tersinari oleh sinar-X sebagian kecil cahaya terpancar dan sebagian besar energi sinar-X akan terserap dan terperangkap di screen PSP sebagai latent image. Untuk proses pembacaan (readout) dilakukan didalam Image Reader, pada saat kaset dimasukkan kedalam image reader secara otomatis imaging kaset akan keluar dari kaset. Imaging kaset kemudian akan di scan oleh sinar laser, sinar laser ini menstimulasi energi yang terperangkap keluar dan memancarkan cahaya.



Gambar 2.9. Proses Pembentukan Gambar CR

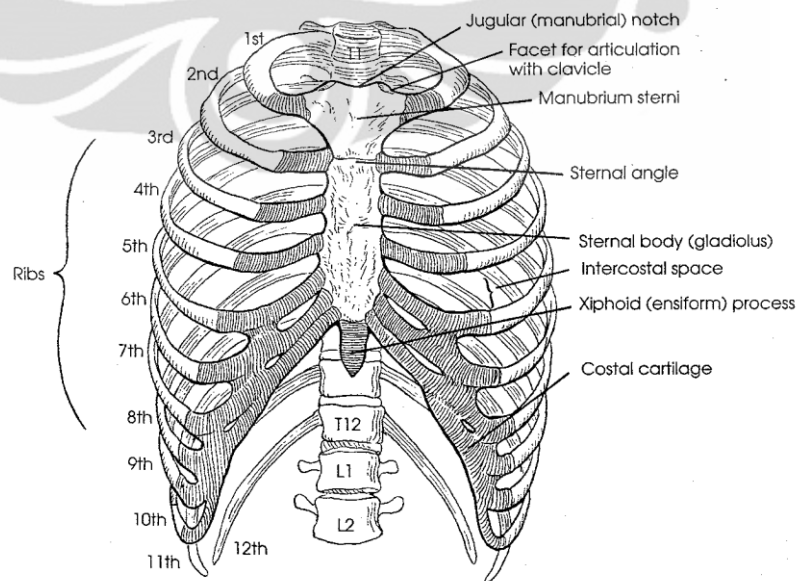
(sumber : Advance in digital Radiography Physical Principles and Overview)

Cahaya yang keluar dikumpulkan oleh fiber optic light guide yang diarahkan menuju photomultiplier tube (PMT), yang kemudian di ubah menjadi muatan elektrik, sinyal elektrik kemudian di ubah menjadi digital oleh *analog to digital converter* dan kemudian di simpan. Kaset kemudian di sinari oleh

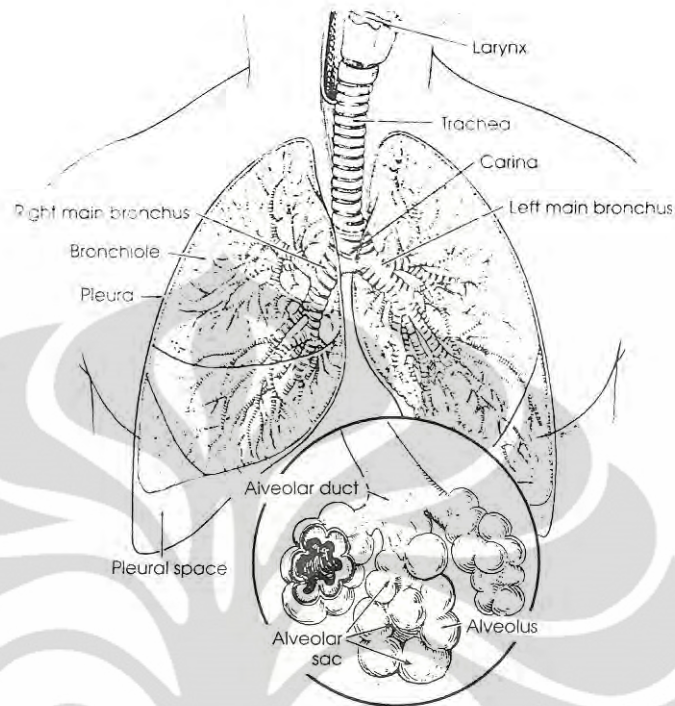
cahaya putih yang terang dari lampu untuk menghapus sisa energi yang terperangkap. Imaging kaset akan kembali ke kaset dan dapat digunakan lagi. Setelah proses readout, raw data diproses oleh image processing, dimana image processing digunakan untuk memperbaiki kualitas citra dengan mereduksi noise, optimasi kontras dan berbagai software lainnya.

## 2.8 Anatomi Thorak

Toraks adalah daerah pada tubuh manusia yang berada di antara leher dan perut (abdomen) yang terdiri dari tulang dan tulang rawan dan dibatasi oleh sternum dan tulang iga di bagian depan, 12 ruas tulang belakang (vertebra thorakalis) di bagian belakang, 12 pasang tulang iga beserta otot-otot intercostal di bagian samping, diafragma di bagian bawah dan dasar leher di bagian atas. Sedangkan rongga toraks dibatasi oleh diafragma dengan rongga abdomen. Rongga thoraks terdiri dari dua bagian utama, yaitu paru-paru dan mediastinum. Paru-paru merupakan bagian dari saluran pernafasan. Saluran pernafasan terdiri dari laring, trakea, bronkus dan paru-paru. Mediastinum terletak diantara paru kiri dan kanan dan merupakan daerah tempat organ-organ penting seperti jantung, aorta, esofagus, dll. Diafragma sebagai pembatas rongga toraks dan rongga abdomen.



Gambar 2.10. Rongga Thorak Tampak Depan [10]



Gambar. 2.11. Saluran Pernafasan Tampak Depan [10]

## 2.9 Radiografi Thorak *Postero Anterior* (PA)

Pemeriksaan radiografi terhadap thorak ditujukan untuk menilai terutama organ paru-paru dan jantung

Posisi pasien :

Pasien diposisikan berdiri posisi PA terhadap *bucky wall stand* (menghadap *bucky wall stand*), kedua tangan rileks disamping tubuh.

Mengatur tinggi kaset sehingga batas atas kaset berjarak 3 – 5 cm diatas shoulder. Posisikan Mid Sagital Plane (MSP) tubuh tepat pada garis tengah kaset. Posisikan pasien berdiri tegak dengan berat tubuh tertumpu pada kedua kaki dengan seimbang, menaikkan dagu pasien diatas *bucky wall stand* dan mengatur MSP kepala vertikal.

Mengatur kedua lengan pasien pada posisi *prone*, kemudian meletakkan punggung (bagian belakang) ke dua tangan pada pinggul. Mengatur shoulder

berada pada kedua bidang transversal yang sama, dorong dan rotasikan shoulder ke depan. Instruksikan pasien untuk menarik nafas dalam dan kemudian menahan nafas beberapa detik, pada saat eksposi.

*Central ray* diatur tegak lurus bidang kaset tepat di pertengahan kaset dengan central point pada vertebrathorakal tujuh, batasi luas lapangan penyinaran sesuai dengan besarnya objek.



Gambar 2.12. Proyeksi PA Thorak [10]

## BAB 3 METODOLOGI PENELITIAN

### 3.1 Alat dan Bahan

#### 3.1.1 Pesawat sinar-X

Dalam penelitian ini menggunakan pesawat sinar-X milik RS. X buatan tahun 2010 dengan merek Siemens model Multik Pro, tipe OPTI 150/30/50 HC dan nomer seri 5 0 3 0 9 1 0 4 5 dengan beda potensial maksimum 150 kVp dan arus maksimum 600 mAs.

#### 3.1.2 Computed Radiography (CR)

Reseptor yang digunakan adalah CR dengan merek Kodak, buatan tahun 2010 model Classic versi 5.2 dengan nomer seri 23928 dan K 4611-7357.



Gambar 3.1 CR Kodak Classic

#### 3.1.3 Dosimeter

##### 3.1.3.1 Unfors Xi

Pengukuran pada uji fungsi pesawat sinar-X menggunakan Dosimeter Unfors Xi. Unfors Xi adalah salah satu merk multimeter keluaran Unfors Instrument Inc., yang digunakan untuk mengukur karakteristik dari suatu pesawat sinar-X mulai dari kVp, mAs, waktu, dosis dan laju dosis hingga



nilai HVL. Detektor ini menggunakan prinsip solid state dan dalam pengukurannya hanya dapat mengukur kerma insiden ( $K_i$ ).



Gambar 3.2 Dosimeter Unforc Xi

#### 3.1.1.1 Thermoluminescent Dosimeter (TLD)

TLD yang digunakan dalam penelitian ini adalah TLD terbuat dari Lithium Fluoride: Magnesium, Copper, Phospor ( $\text{LiF:Mg,Cu,Ti}$ ) yang memiliki nomor atom efektif 8.2 dan ukuran fisik  $3.1 \times 3.1 \text{ mm}^2$  dengan ketebalan 0.9 mm. TLD ini dapat di gunakan untuk mengukur dosis dalam ukuran  $10 \mu\text{Gy}$  hingga 10 Gy dengan respon dosis linear.

#### 3.1.2 LEEDS Fantom

LEEDS Fantom yang digunakan dalam penelitian ini :

##### a. TOR CDR

Fantom ini terdiri dari disk (cakram) Perspex datar berisi 4 (empat) tipe dari test pattern, 1 (satu) untuk penilaian dengan pengukuran (objectif) dan 3 (tiga) dengan tinjauan mata pembaca (subjectif).

Fantom di gunakan dengan melakukan 2 (dua) kali penyinaran pertama dengan kondisi 66 kVp dengan penambahan 1 mm Cu sebagai filter tambahan. Penyinaran kedua dengan kondisi 109 kVp.

Berfungsi untuk mengevaluasi pengukuran sensitivitas, batas resolusi, mendeteksi Low-contras large-detail, mendeteksi High-contras small-detail



Gambar 3.3 Fantom TOR CDR [2]

b. TOR 18FG.

Fantom ini berfungsi mengevaluasi kecerahan monitor dan penyesuaian level kontras (highlight and lowlight details), keterbasan resolusi, mendeteksi Low-contrast large-detail dan Circular geometri (Lead Circle).



Gambar 3.4. Fantom TOR 18FG [2]

## 3.2 Metodologi

### 3.2.1 Uji Fungsi Pesawat Sinar-X

Sebelum pengambilan data ESD, maka terlebih dahulu di lakukan uji fungsi pesawat sinar-X. Uji fungsi pesawat sinar-X ini di maksudkan agar diperoleh kepastian bahwa pesawat sinar-X berfungsi sesuai dengan spesifikasi, menentukan pesawat sinar-X benar-benar layak di pakai dan telah memenuhi standar yang diditetapkan. Pengujian dilakukan dengan menggunakan formulir dari NSW EPA dan dosimeter Unfors Xi.

Beberapa poin penting yang menjadi perhatian dalam uji fungsi pesawat sinar-X yang berkaitan dengan dosimetri dan kualitas citra diantaranya keakurasian tegangan kerja, keakurasian waktu, keluaran dan linearitas keluaran radiasi, kedapatulangan, kualitas berkas radiasi (HVL), keakurasian kolimasi (Accuracy of colimation) dan tes iluminasi cahaya lampu kolimator.

Uji fungsi pesawat radiografi ini dilakukan dengan mengacu pada standar dari Radiation Safety Act 1975, workbook 3 *Diagnostic X-Ray Equipment Compliance Testing* dari Radiation Council of Western Australia yang prinsipnya sama dengan AAPM Report No.74.

#### a. Uji keakurasian tegangan kerja

Tujuan uji keakurasian ini untuk mengetahui kebenaran dan konsistensi tegangan pesawat sinar-X.

Standar RCWA menyatakan bahwa error maksimum kVp yang diperbolehkan untuk pesawat radiografi adalah di bawah 5.5 %. Error maksimum adalah selisih antara seting kVp dengan kVp terbaca di bagi seting kVp. Error maksimum ini menjadi tolak ukur dalam keakurasian kVp.

$$\text{Error max} = \frac{(\text{kVp terbaca} - \text{kVp seting})}{\text{kVp seting}} \cdot 100 \%. \quad (3.1)$$

Dalam uji keakurasian tegangan kerja pesawat sinar-X diagnostik ini tabung pesawat diposisikan tidak menggunakan filter, dosimeter Unfors Xi diletakkan pada jarak 100 cm dari kolimator pesawat dan berkas

penyinaran kolimator pada posisi dosimeter Unfors Xi. Dosimeter Unfors Xi dipapari dengan tegangan sekitar 40 – 125 kVp dan 5 mAs.

b. Uji akurasi waktu

Tujuan dari uji akurasi waktu ini untuk mengetahui kebenaran dan konsistensi waktu pada pesawat sinar-X.

Dalam uji keakurasian waktu pesawat sinar-X diagnostik, tabung pesawat diposisikan tidak menggunakan filter, dosimeter Unfors Xi diletakkan pada jarak 100 cm dari kolimator pesawat dan berkas penyinaran kolimator pada posisi dosimeter Unfors Xi. Dosimeter Unfors Xi dipapari dengan tegangan 70 kVp dan 50 mA dengan variasi waktu penyinaran

c. Uji Kedapatulangan.

Yang di maksud dengan kedapatulangan atau *reproducible* adalah kemampuan untuk mendapatkan nilai yang sama atau mendekati sama ketika dilakukan pengujian pada faktor eksposi yang sama

Tujuan uji kedapatulangan adalah untuk mengetahui kVp dapat bernilai sama dari satu paparan ke paparan berikutnya.

Dalam uji kedapatulangan pesawat sinar-X diagnostik, tabung pesawat diposisikan tidak menggunakan filter, dosimeter Unfors Xi diletakkan pada jarak 100 cm dari kolimator pesawat dan berkas penyinaran tepat pada posisi dosimeter Unfors Xi. Memapari dosimeter Unfors Xi dengan tegangan 70 kVp dengan 10 mAs, paparan dilakukan sebanyak 5 kali.

d. Uji keluaranan linearitas keluaran radisi

Tujuan melihat keluaran radiasi (mGy/mAs) tetap stabil ketika dilakukan variasi mAs dan menghitung koefisien linearitas keluaran. Menurut Radiation Safety Act 1975, workbook 3 Diagnostic X-Ray Equipment Compliance Testing dari Radiation Council of Western Australia output linearity dinilai dari besarnya

$$CL = \frac{X_{max} - X_{min}}{X_{max} + X_{min}} \quad (3.2)$$

Dengan Xmax dan Xmin adalah nilai maksimum dan minimum radiation output tube dalam satuan  $\mu\text{Gy/mAs}$ , yang nilai CL tidak boleh melebihi 0.1 Tabung pesawat diposisikan tidak menggunakan filter, dosimeter Unfors Xi diletakkan pada jarak 100 cm dari kolimator pesawat dan berkas

penyinaran tepat pada posisi dosimeter Unfors Xi. Dosimeter Unfors Xi dipapari dengan kondisi 70 kVp 5 mAs sebanyak 2 kali dan dengan 70 kVp 20 mAs sebanyak 2 kali.

e. Uji Beam Alignment

Tujuan Uji Beam Alignment adalah untuk menentukan akurasi kongruensi sinar-X dan mengevaluasi beam alignment terhadap titik tengah penyinaran.

Meletakkan kaset 24 x 30 cm pada jarak 100 cm dari tabung pesawat, kemudian meletakkan beam congruency test tool pada pertengahan kaset dan beam alignment test tool diatas dan di tengah-tengah beam congruency test toll, berkas penyinaran diatur pada area test tool.

### 3.2.2 Uji Fungsi Computed Radiography

Dengan semakin berkembangnya teknologi pada bidang diagnostik, pencitraan diagnostik yang pada awalnya menggunakan media konvensional telah berkembang ke arah digital.

Pada penelitian prosesing citra menggunakan reseptor CR (Computed Radiography). Setelah dilakukan uji fungsi pesawat sinar-X, dilakukan uji fungsi CR. Uji fungsi CR ini di maksudkan agar diperoleh kepastian bahwa CR berfungsi sesuai dengan spesifikasi, CR layak di pakai dan telah memenuhi standar yang di ditetapkan, dengan melihat hasil uji kaset CR dan kinerja Reader CR. Tes dimaksudkan untuk melihat artifact dan kualitas citra dan sensitifitas. Pengujian dilakukan dengan mengacu pada standar dari Leeds Test Objects CR dan DDR.

a. *Dark Noise*

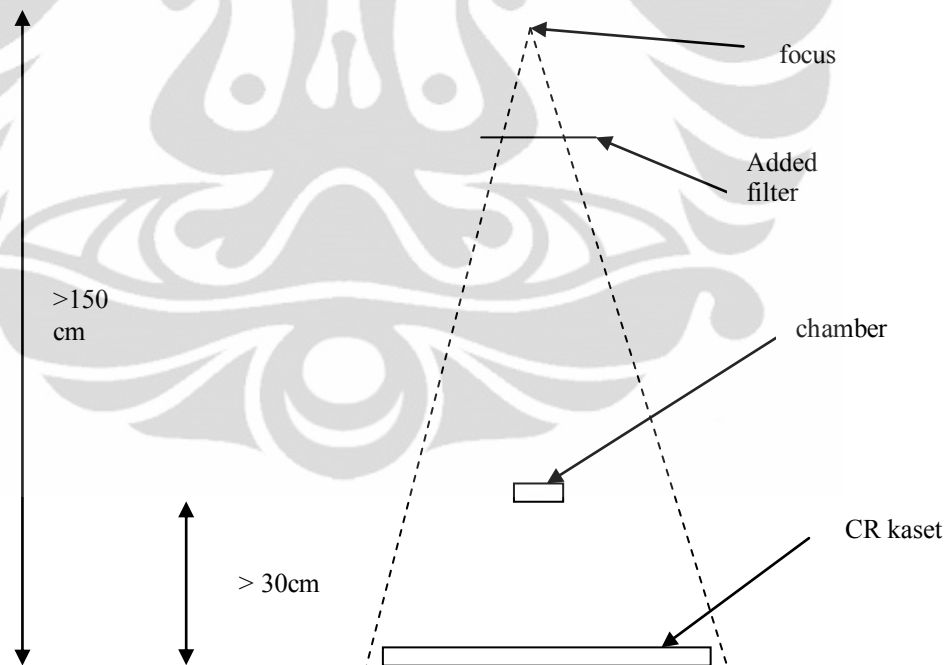
Tujuan pengukuran dark noise adalah untuk menilai tingkat noise di dalam sistem. Uji dark noise dengan menilai tingkat noise untuk melihat nilai exposure CR Kodak dari kaset dilakukan dengan prosedur sebagai berikut; Kaset CR dihapus terlebih dahulu, tanpa memberikan paparan radiasi pada kaset kemudian kaset di scan dengan imaging processing mode pattern, mengevaluasi citra untuk melihat ada tidaknya ketidakseragaman, mencatat nilai exposure index dan nilai rata-rata pixel dengan

menggunakan region of interest (ROI). Toleransi nilai exposure CR Kodak yang kurang dari 80, untuk kaset GP (*General Purpose*).

b. Dosimetri.

Tujuan pengukuran dosimetri adalah untuk mengukur penerimaan dosis yang dibutuhkan untuk tes Linearitas dan Sistem Transfer, Kalibrasi indikator dosis pada reseptor (Exposure Indek), Konsistensi detector indikator dosis (Eksposure Indek), dan ketidakseragaman.

Uji dosimetri dimulai dengan memposisikan Unfors pada jarak 1,2 m dari fokus dan 30 cm berada di atas meja. Nilai mAs yang tepat dicari agar mendapatkan nilai receptor entrance air kerma  $10\mu\text{Gy}$ , dengan menyinari detektor menggunakan faktor eksposi 80 kVp dengan filter Al 1mm dan 0.5mm Cu pada tabung sinar-X, selanjutnya mencari nilai mAs untuk mendapatkan nilai receptor entrance  $5\mu\text{Gy}$ ,  $12\mu\text{Gy}$ ,  $20\mu\text{Gy}$  dan  $50\mu\text{Gy}$



Gambar 3.5 Skema kalibrasi untuk Exposure Indek

c. Linearitas dan Sistem Transfer

Tujuan pengukuran linearitas dan sistem transfer adalah untuk membuat hubungan antara dosis reseptor dan nilai pixel, sehingga hubungan ini

dapat dikoreksi dalam tes efisiensi siklus Penghapusan dan ketidakseragaman, dan juga membuktikan bahwa exposure indek linear terhadap kenaikan dosis.

Dilakukan dengan cara menyiapkan kaset 24x30 cm dan meletakkannya pada jarak 150 cm dari focus, atur lapangan penyinaran seluas kaset. Kemudian untuk mendapatkan dosis  $5\mu\text{Gy}$  kaset disinari dengan 81 kVp 1 mAs. Setelah 5 menit, kaset di scan dengan mode image processing pattern. Catat nilai Exposure indek, nilai pixel pada tengah-tengah citra. Kemudian diulangi dengan kondisi penyinaran 81 kV dengan variasi mAs masing-masing kaset 2.5mAs, 4mAs dan 10mAs.

Grafik hubungan antara nilai pixel dengan dosis reseptor, dibuat untuk mencari persamaan Sistem Transfer Properties (STP) yang nantinya digunakan untuk mengkoreksi uji efisiensi siklus Penghapusan dan Keseragaman.

Toleransi yang diperkenankan untuk semua citra rasio k, indikator penyinaran ke penyinaran tidak boleh lebih besar dari  $\pm 10\%$  dari nilai rata-rata k. Nilai  $R^2$  pada perhitungan excel lebih besar dari 0,95. Persamaan STP tidak ada toleransi, grafik hubungan antara nilai pixel dan dosis merupakan persamaan logaritma.

d. Efisiensi Siklus Penghapusan

Tujuan pengukuran efisiensi siklus penghapusan adalah untuk melihat minimal sisa sinyal pada kaset setelah proses penghapusan dan scan. Penilaian uji efisiensi siklus penghapusan adalah dengan melihat ada tidaknya sisa sinyal dari citra yang diperoleh dengan melakukan penyinaran pada kaset, yang diletakkan diatas meja dengan jarak 150 cm dari fokus, dengan lapangan penyinaran 14 cm x 14 cm, dan meletakkan material attenuasi pada tengah-tengah kaset CR dengan kondisi 80 kVp 25 mAs tanpa penambahan filter pada tabung, kemudian kaset di scan. Pada kaset yang sama dilakukan penyinaran dengan luas lapangan penyinaran 8cm x 8cm, dengan kondisi penyinaran 80 kVp, 0.5 mAs tanpa filter. Kemudian kaset di scan dengan mode processing pattern. Dengan mengatur window sedemikian sempit dan mengatur level, kemudian citra

dievaluasi apakah ada sisa gambaran dari penyinaran yang pertama. Hasil uji dinyatakan lulus jika tidak terdapat gambaran bayangan, tetapi jika masih terdapat gambaran bayangan diperlukan analisa ROI. Sisa gambaran harus lebih kecil dari 1% antara koreksi STP nilai pixel pada area bayangan dan area disekitarnya.

e. Kalibrasi indikator dosis pada reseptor (Exposure Indek).

Tujuan dari kalibrasi indikator dosis pada reseptor adalah untuk menilai keakurasian perhitungan nilai eksposi kaset dengan menggunakan indikator eksposi.

Langkah-langkah yang dilakukan adalah meletakkan kaset 24x30 cm dengan jarak 150 cm dari fokus, lapangan penyinaran diatur seluas kaset. Kemudian menyinari kaset dengan kondisi eksposi 81 kVp dengan 3.2 mAs. Setelah 15 menit usai penyinaran. kaset di scan dengan processing image mode pattern. Nilai dosis indikator pada detektor yang didapat didokumentasikan. Penyinaran dilakukan kembali sebanyak dua kali, untuk mendapatkan nilai rata-rata dari Exposure indek. Exposure indek pengukuran dibandingkan dengan hasil perhitungan eksposi indikator dengan persamaan :

$$E_{kodak} = 8.7 \times 10^n \quad .(3.3)$$

Dimana

$$n = \left( \frac{EI - 2000}{1000} \right) \quad (3.4)$$

Uji kalibrasi indikator dosis pada reseptor dinyatakan lulus jika nilai Indikator Eksposi dari Kodak ( $E_{kodak}$ ) senilai dengan nilai eksposi hasil pengukuran, dengan toleransi penyimpangan tidak lebih dari 20%.

f. Konsistensi detector indikator dosis (Exposure Indek)

Tujuan pengukuran konsistensi detector indikator dosis adalah untuk menilai variasi sensitivitas antar kaset, dan membuat baseline untuk memonitor sistem sensitivitas pada QA mendatang. Untuk mengetahui konsistensi detektor indikator dosis dilakukan dengan cara membandingkan variasi hasil perhitungan Exposure Indek masing-

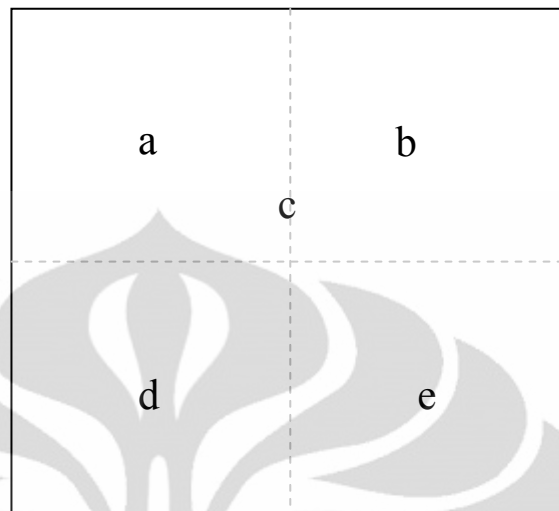


masing kaset, dengan toleransi variasi perhitungan Exposure Indek harus tidak lebih besar dari 20% antar kaset. Kaset yang digunakan ukuran 18 x 24 cm, 24x30 cm, 35 x 35 cm, 35 x 43 cm. Kaset secara bergantian diletakkan dengan jarak 150cm dari fokus, dan lapangan penyinaran seluas kaset dan kemudian menyinari kaset dengan kondisi 81 kVp dengan 3.2 mAs agar di dapatkan dosis  $10\mu\text{Gy}$ . Kemudian kaset di scan dengan processing image mode pattern setelah menunggu 15 menit usai penyinaran. Sebagai tambahan pada kaset 24 x 30 dicari hasil Indicated Exposure dengan menggunakan persamaan yang didapat pada uji Linearitas dan Sistem Transfer.

g. Keseragaman

Tujuan uji keseragaman adalah untuk menilai keseragaman sinyal yang terekam dari kaset yang terpapar seragam. Respon yang tidak seragam dapat mempengaruhi klinis dari kualitas citra.

Keseragaman diperoleh dengan membandingkan nilai rata-rata pixel pada lima area ROI seperti pada skema gambar 3.3. Toleransi yang diperbolehkan yaitu rasio standar deviasi dari kelima ROI dengan perhitungan menggunakan persamaan STP tidak lebih dari 10%. Area dari ROI paling sedikit harus 10000 pixel dan diperoleh dengan mengukur lima area dari kaset 24 x 30 cm seperti pada skema gambar 3.3 yang telah disinari dengan kondisi penyinaran 81 kVp 1.6 mAs, dengan jarak 150 cm dari fokus, dan dengan prosedur penyinaran pengulangan penyinaran dengan variasi penyinaran kedua memutar kaset  $180^0$  pada sumbu vertikal dari penyinaran posisi pertama dan dilakukan penyinaran ulang, dengan tujuan meniadakan ketidakseragaman dikarenakan adanya *anoda heel effect*. Setelah 5 menit usai penyinaran kaset di scan dengan mode image processing pattern.

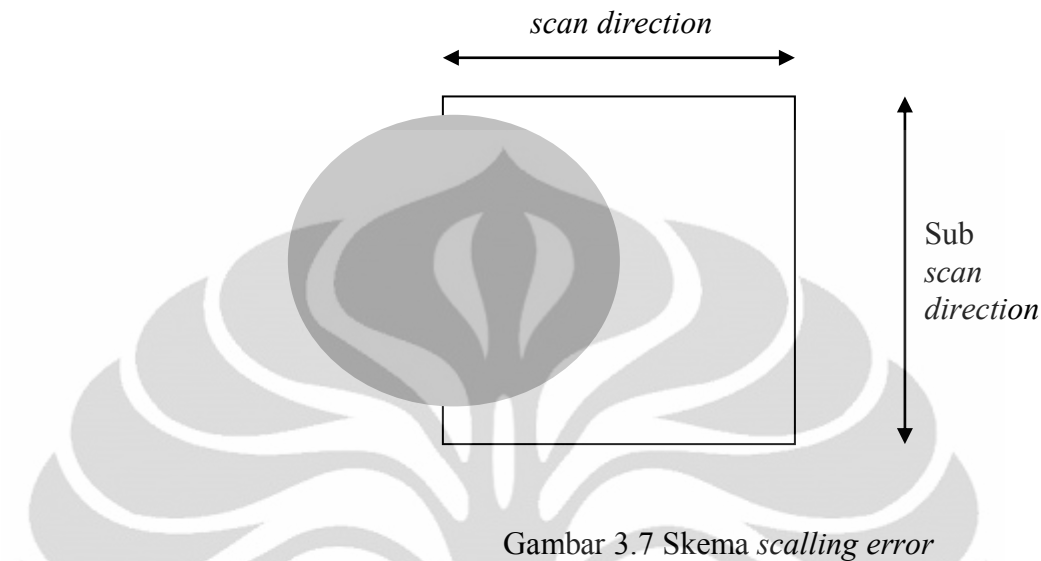


Gambar 3.6 Skema posisi ROI untuk tes keseragaman

#### h. Scalling Error

Tujuan uji Scalling Error adalah untuk menilai keakurasian dari software indikator jarak dan memeriksa distorsi. Uji Scalling Error didapatkan dengan membandingkan jarak pengukuran pada sumbu x dan sumbu y pada 5 kotak ditengah baik pada arah fast dan slow scan. Menghitung rasio  $x/y$  yang tergambar pada test obyek M1 terhadap jarak yang sebenarnya dari tengah-tengah kaset dan dari tepi kaset dengan toleransi rasio  $1.00 \pm 0.03$  pada tengah kaset atau  $1.00 \pm 0.05$  pada tepi kaset.

Citra kotak pada tes objek M1 diperoleh dengan menyinari tes objek M1 sebanyak empat kali, pada tengah-tengah dan pada tepi kaset pada jarak 150 cm dari fokus, dengan kondisi eksposi 55 kVp 10mAs tanpa adanya penambahan filter. Penyinaran dilakukan masing-masing dengan variasi dengan menempatkan penggaris metal pada sebelah M1 tes objek, yakni penggaris searah dengan scan, dan penggaris searah subscan. Kemudian kaset di scan dengan mode image processing pattern, 5 menit setelah penyinaran.



Gambar 3.7 Skema *scalling error*

i. Kekaburan (*Blurring*)

Tujuan uji kekaburan adalah untuk melihat ada tidaknya distorsi atau kekaburan dari citra. Uji kekaburan dilakukan dengan menilai citra tes M3 dan memeriksa ada tidaknya gambaran distorsi pada citra. Pengambilan citra dilakukan pada kaset dengan ukuran 24 x 30 cm, 35 x 35 cm dan 35 x 43 cm dengan meletakkan tes MS3 diatas kaset dengan jarak kaset 150cm dari fokus, dilakukan penyinaran dengan kondisi 55kVp dan 10mAs tanpa penambahan filter. Kemudian kaset di scan dengan mode image processing pattern, 5 menit setelah penyinaran. Uji kekaburan dinyatakan lulus jika tidak ada gambaran kekaburan pada citra.

j. *Limiting Spatial Resolution.*

Tujuan uji Limiting Spatial Resolution adalah untuk menilai batas kemampuan sistem *high kontras* untuk meberikan detail. Uji Limiting Spatial Resolution diperoleh dengan menempatkan test objek huttner (TOR18FG) pada tengah-tengah kaset dengan posisi 45<sup>0</sup> pada tepinya, dan menyinari kaset dengan kondisi 55kVp dan 10 mAs, kemudian kaset di baca dengan parameter pattern. Menilai jumlah garis pada citra TOR 18FG dengan mengatur window level dan memperbesar citra 5 kali.

k. *Laser Beam Function*.

Tujuan uji *Laser Beam Function* adalah untuk menilai kondisi scanline sinar laser dan jitter. Uji Fungsi Laser beam diperoleh dengan menilai citra penggaris besi yang diperoleh dengan menyinari penggaris besi diatas kaset 35 x 43 cm, dengan posisi sedikit miring ke arah subscan, dengan jarak ke fokus 150 cm, dengan kondisi penyinaran untuk mendapatkan dosis 50  $\mu$ Gy yaitu dengan 81 kVp 10 mAs. Kemudian kaset di scan dengan mode image processing pattern. Penilaian dilakukan dengan memperbesar ukuran citra 10 kali dengan menggunakan software. Mengatur window lebar sehingga sebagian citra terpolarisasi ke hitam atau putih, hal ini akan mempermudah membedakan tepi penggaris dengan citra latar. Menilai Jitter dengan memeriksa tepi penggaris.

Uji Laser Beam Function dinyatakan lulus jika gambaran tepi penggaris tidak terpotong disepanjang luasan citra. Tangga karakteristik harus tampak seragam. Daerah di atas atau dibawah scan lines menunjukkan waktu atau modulasi laser bermasalah.

l. *Moiré Patterns*

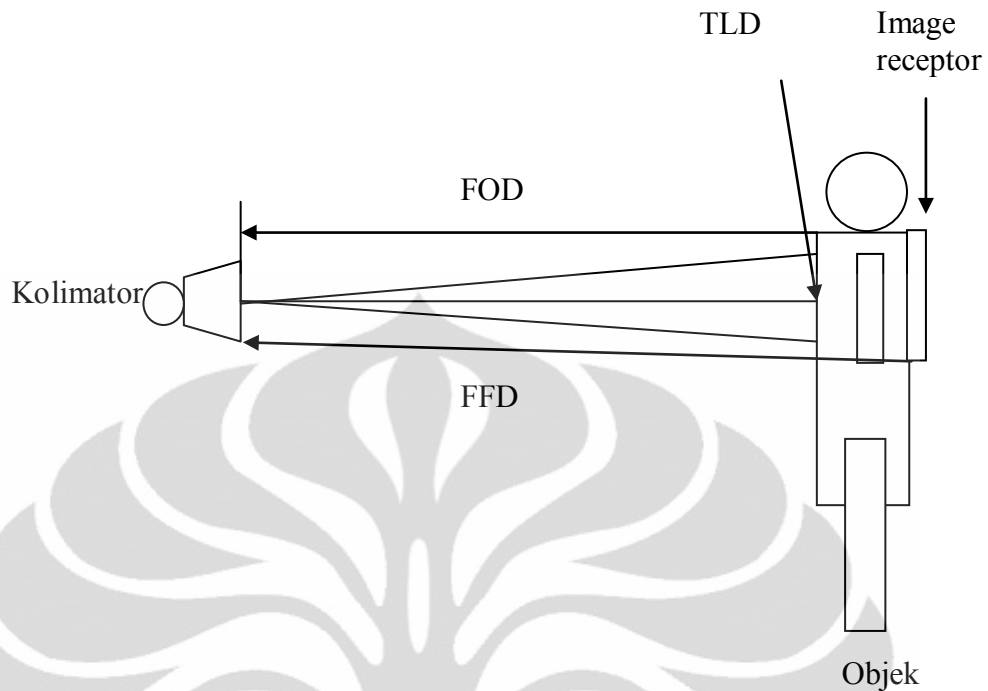
Tujuan uji *moiré patterns* adalah untuk menilai ada tidaknya pola gambaran moiré artefak yang di sebabkan oleh grid. Penilaian uji *Moiré Patterns* dilakukan dengan menilai citra yang dihasilkan dari penyinaran kaset yang masing-masing ditempatkan di dalam bucky dan di dalam bucky wall stand sedemikian rupa sehingga garis scan vertical terhadap garis-garis dari grid, dengan mengatur jarak kaset dan fokus 150 cm, lapangan penyinaran seluas kaset. Kondisi penyinaran dengan faktor eksposi 81 kVp dengan mode AEC, dan menambahkan filter Al 1mm dan 0.5 mm Cu pada tabung sinar-X. Kemudian kaset di scan dengan mode image processing pattern. Uji *Moiré Patterns* dinyatakan lulus apabila tidak terlihat gambaran garis *moiré*.

### 3.2.3 Pengambilan Data Citra dan Dosis di Fatom dan Di Pasien

- a. Melakukan pengambilan data radiografi dengan objek fantom thorak dewasa. Image radiografi thorak diperoleh dengan menggunakan dua kondisi penyinaran yang berbeda.

Kondisi pertama menggunakan teknik radiografi biasa dengan menggunakan faktor eksposi 66 kVp, 8 mAs, dan 85 kVp, 6.3 mAs. Kondisi kedua menggunakan teknik kV tinggi, dengan faktor eksposi 109 kVp dan 2.2 mAs. Penentuan faktor eksposi berdasarkan uji coba dari beberapa kondisi 66 kVp 10 mAs, 70 kVp 10 mAs dan 85 kVp 12.5 mAs dan pengamatan visual citra Fantom thorak dari radiografer dan referensi nilai exposure Index dari Kodak. Sedangkan pada kondisi teknik kV tinggi, penentuan kondisi penyinaran berdasarkan kondisi rutin di Rumah Sakit untuk pemeriksaan Thorak dewasa dengan menggunakan AEC yaitu 109 kVp dan 2.2 mAs.

- b. Pada saat melakukan pengambilan citra, dilakukan juga pengambilan dosis ESD pada fantom, dengan cara menempelkan TLD di tengah lapangan radiasi pada permukaan fantom, 1(satu) sachet TLD terdiri atas 3 (tiga) keeping TLD dalam kemasan plastik, dimana TLD sudah di ketahui faktor kalibrasinya. TLD yang sudah terpapari radiasi kemudian dibaca menggunakan TLD reader dan didapatkan nilai dalam satuan nanoCoulomb, yang kemudian dikonversikan dalam satuan dosis (mGy) sesuai dengan faktor kalibrasinya masing-masing. FFD (Fokus Film Distance) diatur sejauh 150 cm, fungsi film disini digantikan oleh image receptor, sedangkan FOD (Focus Objec Distance) merupakan jarak sumber sampai dengan permukaan objek atau phantom. Mencatat faktor eksposi yang digunakan.



Gambar 3.8 Skema pengukuran ESD dengan menggunakan TLD pada pemeriksaan Thorak PA.

Tujuan dari pengukuran dosis ini adalah untuk mengetahui ESD kondisi teknik kV biasa.

- c. Evaluasi citra dengan menggunakan standar '*quality criteria*' yang terdapat pada European Commission EUR 16260 EN (1996). *European Guidelines On Quality Criteria For Diagnostic Radiographic Images*, dengan parameter :

Kriteria Citra :

- Eksposi saat inspirasi penuh (ditandai dengan gambaran tulang iga) tergambar di atas diafragma, baik ke-6 iga depan dan ke 10 iga belakang) dan tahan nafas.
- Thorax tergambar secara simetris ditandai dengan posisi processus spinosus ditengah-tengah kedua clavikula.
- Gambaran tepi medial scapula tidak menutupi paru-paru.
- Seluruh tulang iga tergambar di atas diafragma
- Tergambar jelas/tajam gambaran paru-paru, terutama peripheral vessel

- Terlihat gambaran tajam dari trachea dan proksimal bronkus
- Batas jantung dan aorta
- Diafragma dan tepi lateral sudut costoprenikus
- Terlihat gambaran retrocardiac paru-paru dan mediastinum.
- Terlihat gambaran tulang belakang (spine ) melalui bayangan jantung.

Detail Citra yang penting :

- Detail Small round di seluruh area paru – paru, termasuk area dari retrocardiac
    - Untuk kontras tinggi : 0.7 mm diameter
    - Untuk kontras rendah : 2 mm diameter
  - Detail linear dan reticular pada area periperal paru –paru
    - Untuk kontras tinggi : lebarnya 0.3 mm
    - Untuk kontras rendah : lebarnya 2 mm
- d. Evaluasi dosis permukaan yang diterima pada fantom thorak.
- e. Evaluasi yang lebih lanjut dengan menggunakan fantom LEEDS TOR CDR dan TOR 18FG untuk melihat detail kontras, resolusi. Tujuan dari evaluasi ini adalah untuk megeliminir penilaian subjektif orang dalam pembacaan film.
- f. Melakukan pengambilan sample dosis dan image radiograf dengan teknik kV tinggi pada pasien sebanyak 35 orang pasien dan teknik kV biasa pada seorang pasien, ESD diperoleh dengan cara menempelkan TLD di tengah lapangan radiasi pada permukaan pasien seperti pada fantom thorak. TLD yang sudah di papari radiasi kemudian dibaca menggunakan TLD reader dan didapatkan nilai dalam satuan nanoCoulomb, yang kemudian dikonversikan dalam satuan dosis (mGy) sesuai dengan faktor kalibrasinya masing-masing. Mencatat faktor eksposi yang di gunakan. Evaluasi hasil image dan ESD dari pasien.

## **BAB 4**

### **HASIL PENELITIAN DAN PEMBAHASAN**

#### **4.1 Hasil Uji Fungsi Pesawat sinar-X**

Berdasarkan pengukuran dengan Unfors Xi untuk pengukuran kVp, didapatkan error maksimum pesawat sinar-X yang digunakan dalam penelitian antara 0.1 % sampai 2.3 % sehingga dinyatakan lulus uji keakurasian kVp karena nilai error maksimum lebih kecil dari batas yang diperbolehkan yaitu 5.5 % (RCAW) dan 5 % (AAPM)

Uji akurasi waktu tidak dapat dilakukan karena parameter waktu pada panel kontrol terintegrasi dengan mAs.

Dari uji kedapatulangan didapatkan nilai CV (koefisien variasi)  $1.00E-03$  untuk parameter kVp dan output tube  $1.70E-03$ , serta  $2.60E-03$  untuk parameter waktu paparan atau time. Dengan standar RCWA yang mensyaratkan nilai CV tidak lebih dari 0.05 maka untuk uji kedapatulangan pesawat sinar-X yang diuji memenuhi standar.

Untuk uji keluaran dan linearitas keluaran radiasi, penilaian dilihat dari besarnya koefisien linearitas. RCWA mempersyaratkan nilai CL (koefisien Linearitas) tidak boleh melebihi 0.1 dari hasil pengujian. Hasil pengukuran yang dilakukan didapatkan nilai antara  $3.90E-04$  sampai dengan  $6.00E-04$ , berarti pesawat sinar-X telah lulus uji keluaran dan linearitas keluaran radiasi.

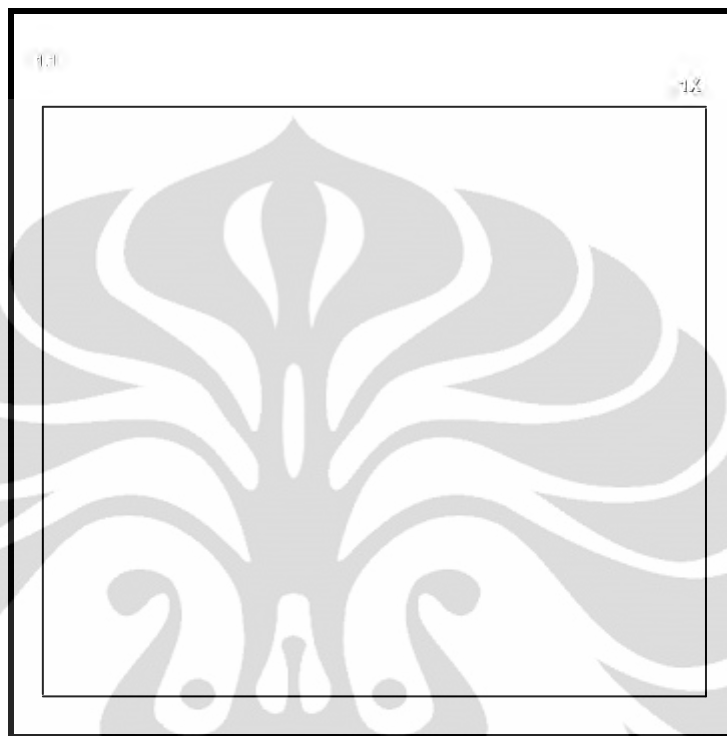
Pada Uji Beam Alignment didapatkan titik berhimpit dengan titik beam alignment tool, sehingga uji beam alignment dinyatakan lulus.

#### **4.2 Hasil Uji Fungsi Computed Radiography (CR)**

Hasil uji dari Dark Noise, secara visual tidak terlihat ketidakseragaman yang dikarenakan noise bawaan pada citra, nilai indikator dosis dari citra atau Exposure Index sebesar 22, nilai ini lebih kecil dari nilai toleransi kaset GP (General Purpose) Kodak sebesar 80. Sehingga dapat diartikan uji Dark Noise



dinyatakan lulus. Sedangkan hasil pengukuran nilai pixel dengan menggunakan ROI adalah :



Gambar 4.1 Area Pengukuran Pixel

Tabel 4.1. Hasil Pengukuran Pixel

Luas (mm <sup>2</sup> )	Mean (Pixel Value)	Standar Deviasi	Min (Pixel Value)	Max (Pixel Value)	Skewness	Kurtosis
84767.73	4042.04	23.24	3163	4093	-1.50	47.27

Dari hasil pengukuran area 84767.73 didapatkan mean pixel value 4042.04, dengan standar deviasi sebesar 23.24.

Pada pengukuran nilai dosis reseptor, untuk memperoleh 10  $\mu$ Gy dengan 81kVp dengan pengaturan penyinaran seperti pada gambar 3.3 didapatkan nilai mAs sebesar 2 mAs. Dan untuk memperoleh dosis 5, 12, 20, 50  $\mu$ Gy didapatkan nilai mAs masing-masing sebesar 1, 2.5, 4, dan 10 mAs.

Tabel 4.2 Hasil Pengukuran Dosis dan mAs

No.	Tegangan tabung terukur (kVp)	Receptor Entrance Air Kerma ( $\mu\text{Gy}$ )	Beban Tabung (mAs)
1.	81	5	1
2.	81	10	2
3.	81	12	2.5
4.	81	20	4
5.	81	50	10

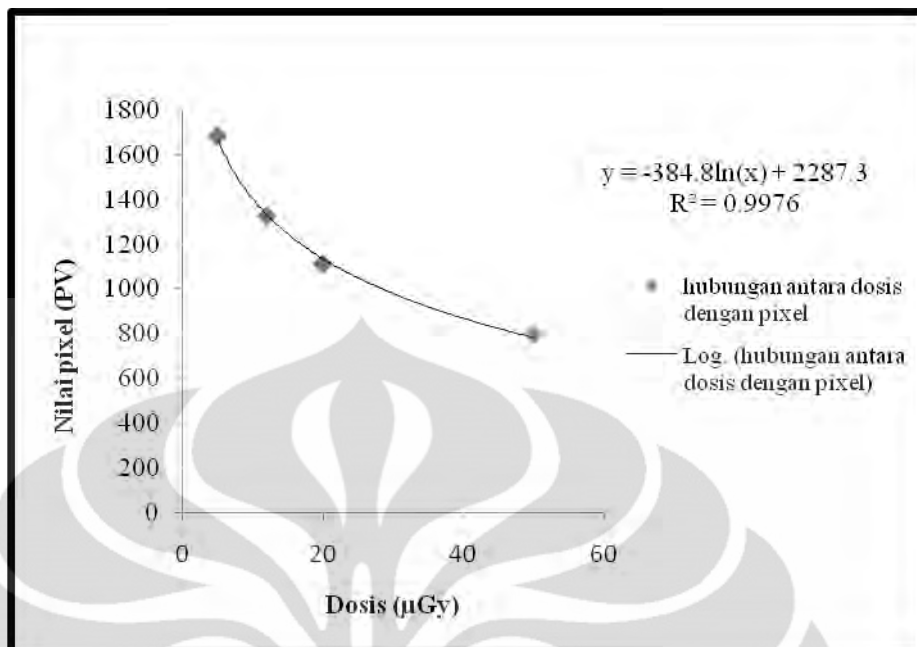
Dari tabel 4.2. dapat disimpulkan bahwa kenaikan mAs akan menaikkan dosis reseptor.

Untuk uji linearitas dan sistem transfer nilai Exposure Index dan pixel value pada masing-masing citra radiografi hasil penyinaran dengan kondisi 81 kVp dengan variasi mAs 1, 2.5, 4, 10 mAs ditampilkan pada tabel 4.3.

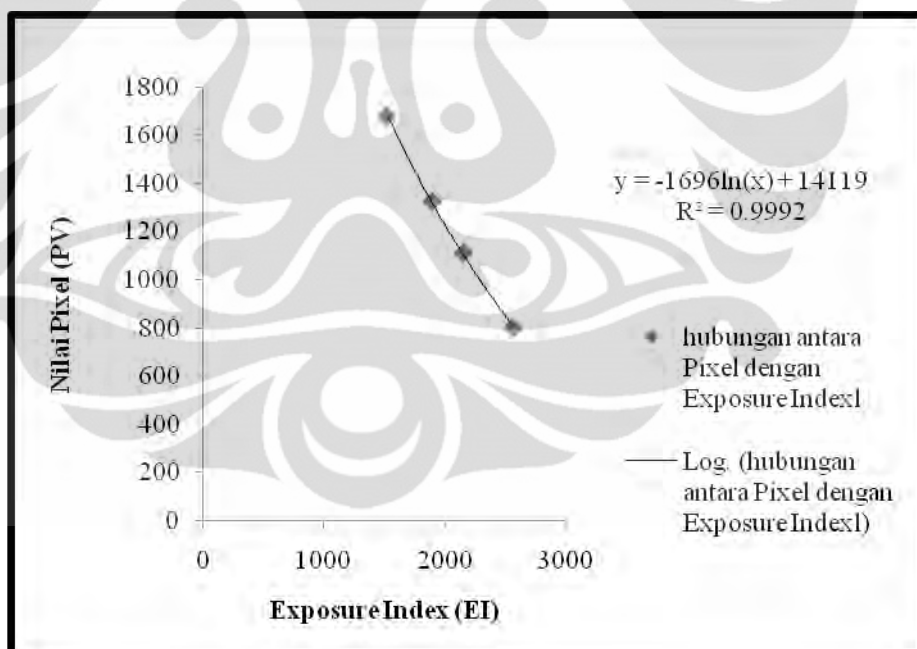
Dari uji linearitas dan sistem transfer diperoleh hubungan antara dosis reseptor dan nilai pixel yang dinyatakan dalam sebuah persamaan yang disebut Sistem Transfer Properties (STP);  $STP = y = -384.8\ln(x) + 2287.3$ , dan nilai  $R^2 = 0.9976$  seperti yang di tampilkan pada gambar 4.2

Tabel 4.3. Nilai Exposure Indek dan Nilai Pixel

Beban Tabung (mAs)	Dosis ( $\mu\text{Gy}$ )	Nilai Pixel (PV)	Exposure Index (EI)	rasio EI terhadap rata-rata
1	5	1680.830	1522	0.749
2.5	12	1324.981	1895	0.933
4	20	1111.321	2152	1.059
10	50	798.000	2558	1.259
		rata-rata	2031.750	
		Standar Deviasi	435.869	

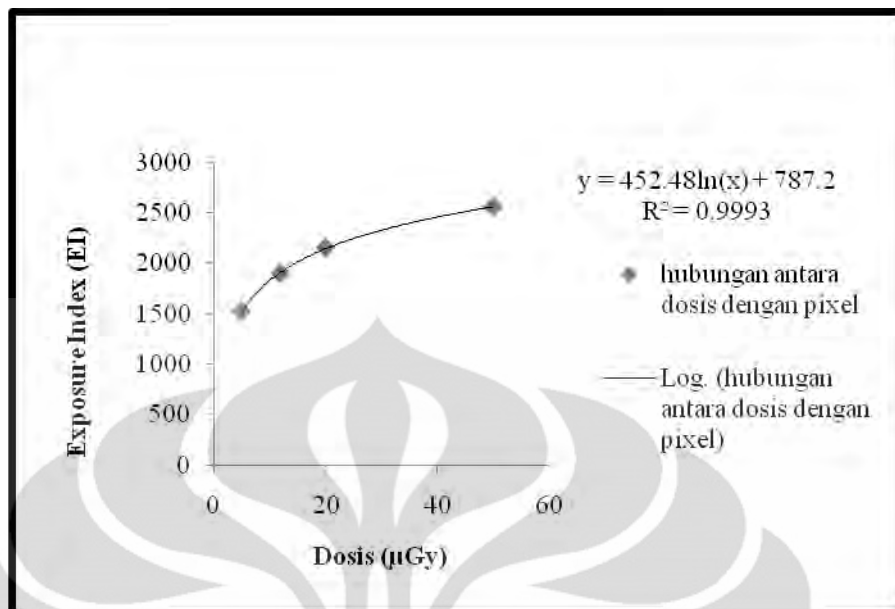


Gambar 4.2 Hubungan Antara Dosis dengan Pixel



Gambar 4.3. Hubungan antara Exposure Index dengan Pixel

Dari grafik hubungan antara dosis dengan pixel dapat diketahui bahwa ketika nilai pixel semakin kecil maka nilai dosis akan semakin besar, hal yang sama juga pada grafik hubungan antara exposure index dengan pixel, ketika nilai pixel semakin kecil nilai exposure index semakin besar.

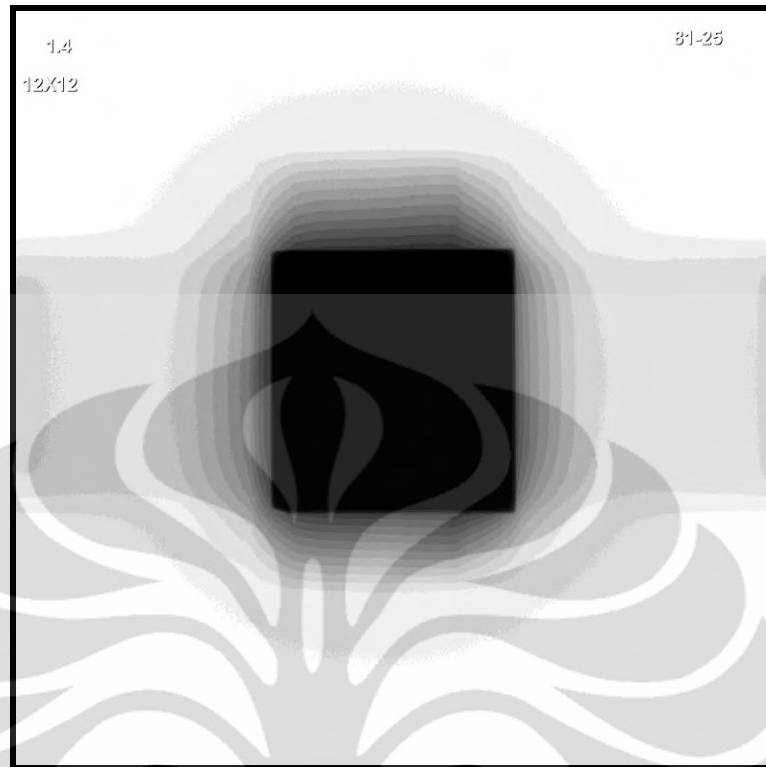


Gambar 4.4 Hubungan Antara Dosis dengan Exposure Index

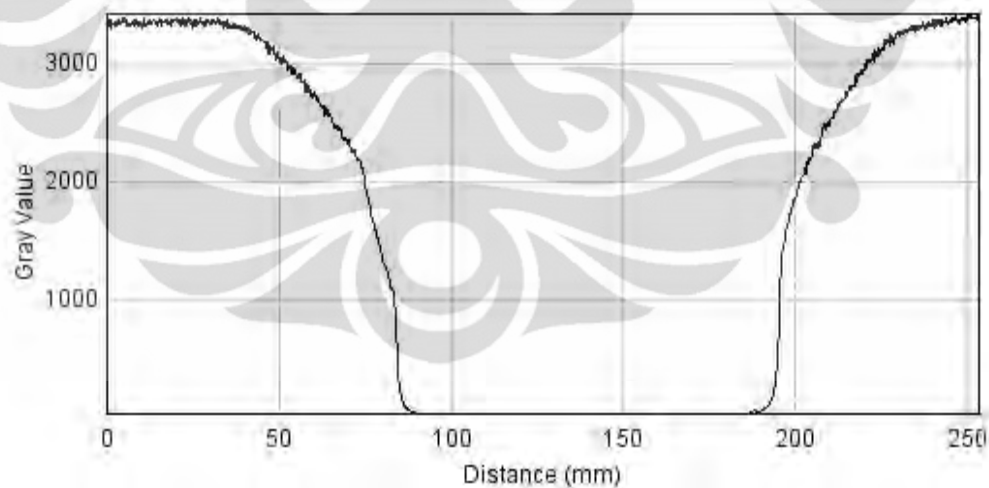
Sedangkan pada grafik hubungan antara dosis dengan Exposure Index, disimpulkan dosis berbanding lurus dengan Exposure Index. Dengan besar kenaikan exposure index tidak sama dengan kenaikan dosis, grafik exposure index ketika melewati nilai 2152 mulai melandai dan mengalami saturasi pada nilai exposure index 2558 dan dosis 50 µGy. Dari ketiga grafik diatas dapat dilihat bahwa plat detektor memiliki batas kemampuan respon terhadap nilai dosis yakni dosis mulai dari 5 µGy sampai 50 µGy.

Uji linearitas dan sistem transfer ini dinyatakan lulus karena didapatkan bahwa nilai  $R^2 = 0.9976$  dalam hubungan dosis reseptor dan nilai pixel lebih besar dari nilai toleransi  $R^2 = 0.95$  dan rasio masing-masing nilai Exposure Index penyinaran terhadap rata-rata Exposure Index tidak lebih besar dari  $\pm 10\%$ , kecuali pada dosis 5 µGy dan 50 µGy melebihi 10%.

Pada uji Erasure cycle efficiency tidak terlihat sisa sinyal pada kaset setelah scan dan penghapusan yang terlihat juga pada gambar plot profile citra uji *Erasure cycle efficiency*. Hasil uji Erasure cycle efficiency dapat dilihat pada gambar 4.5. dan gambar plot profile pada gambar 4.6.



Gambar 4.5 Citra Uji Erasure Cycle Efficiency



Gambar 4.6 Plot Profile Citra Uji Erasure Cycle Efficiency

Pada uji kalibrasi indikator dosis pada reseptor dengan menggunakan persamaan  $E_{kodak} = 8.7 \times 10^n$  dimana  $n = \left( \frac{EI - 2000}{1000} \right)$  dengan hasil rata-rata dari nilai EI, didapatkan  $E_{kodak}$  sebesar  $7.451 \mu\text{Gy}$ , bila dibandingkan dengan hasil pengukuran dosis yakni  $E_{pengukuran} = 6.4 \mu\text{Gy}$ , maka besar

penyimpangan 16.42 % . Hal ini berarti uji kalibrasi indikator dosis pada reseptor dinyatakan lulus karena penyimpangan kurang dari 20%.

Tabel 4.4 Uji Kalibrasi Indikator Dosis

Penyinaran	Exposure Index (EI)	$E_{\text{kodak}} (\mu\text{Gy})$	$E_{\text{pengukuran}} (\mu\text{Gy})$
1	1939	7.560	6.4
2	1929	7.388	
3	1930	7.405	
	Rata-rata	7.451	
	Deviasi	0.164	

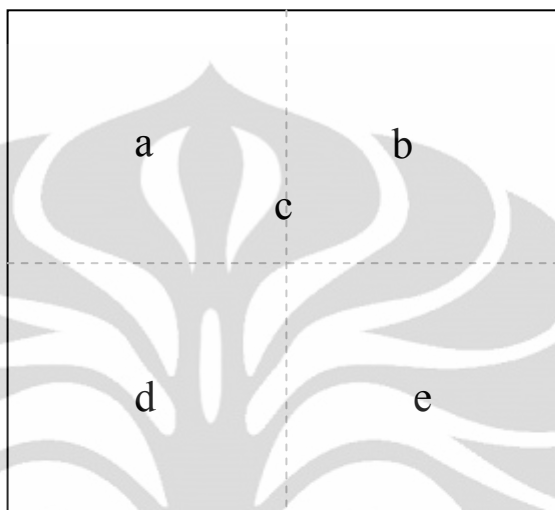
Dari uji konsistensi Exposure Indeks, untuk mendapatkan dosis  $10\mu\text{Gy}$  pada jarak 150cm dari fokus dengan menggunakan detektor diperoleh nilai mAs sebesar 3,2 mAs. Pada ke empat ukuran kaset yang berbeda yang di sinari dengan faktor eksposi 81 kV dan 3.2 mAs, Selisih perhitungan EI antar kaset, nilai paling besar adalah 11.9%, dibandingkan dengan nilai toleransi yang sebesar 20% nilai pengukuran ini lebih kecil, jadi disimpulkan hasil uji konsistensi Exposure Indeks dinyatakan lulus karena tidak lebih besar dari nilai toleransi.

Tabel 4.5. Uji konsistensi Exposure Indeks

Ukuran Kaset (cm)	Exposure Indeks (EI)	$E_{\text{kodak}} (\mu\text{Gy})$
18 x 24	2061	10.0
24 x 30	2056	9.90
35 x 35	2006	8.82
35 x 43	2039	9.52
	selisih terbesar	1.19
	Rasio terbesar	0.119

Pada uji keseragaman, hasil perhitungan nilai pixel masing-masing area pada image ditampilkan pada table 3.3, dengan hasil perhitungan

Eksposure dengan menggunakan persamaan STP  $y = -384.8\ln(x) + 2287.3$ . didapatkan koefisien variasi 0.56% dimana faktor toleransi uji keseragaman 10%



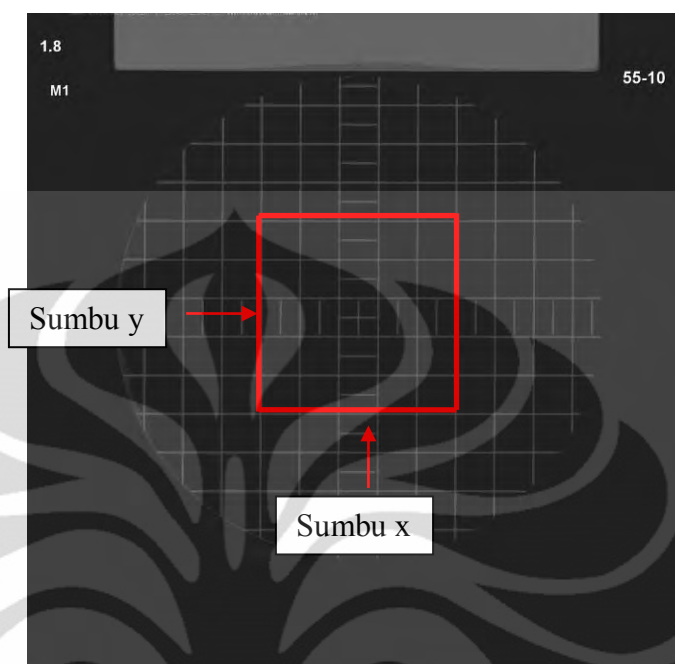
Gambar 4.7 Skema Area Pengukuran ROI

Tabel 4.6. Hasil Pengukuran ROI dan Koefisien Variasi

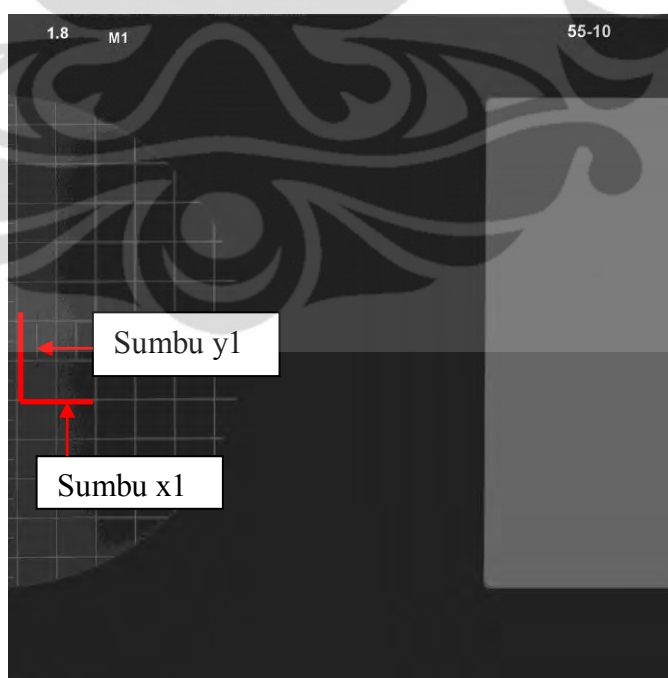
Lokasi Sampling	Luas (mm <sup>2</sup> )	Mean (Pixel Value)	Standar Deviasi	Min (Pixel Value)	Max (Pixel Value)	Skewness	Kurtosis	E <sub>kodak</sub> (μGy)
a	11048.16	666.821	3.827	651	718	0.469	0.037	67.44
b	11048.16	670.535	4.411	656	742	0.417	0.101	66.79
c	11048.16	666.066	2.586	653	705	0.187	0.113	67.57
d	11048.16	666.886	3.592	652	730	0.476	0.606	67.43
e	11048.16	670.495	3.942	656	717	0.384	0.102	66.80
rata-rata								67.21
Deviasi								0.38
koef.variasi %								0.56 %

Hasil uji scalling error , pada lima (5) kotak di tengah citra test objek M1 rasio  $x / y = 100.8/99.79 = 1.01$ . Untuk rasio 2 (dua) kotak  $x_1 / y_2$  pada tepi kaset nilai rasio  $x_1/y_1 = 39.65 / 39.42 = 1.002$ , dengan toleransi rasio

$x / y = 1.00 \pm 0.03$  dan  $x_1 / y_2 = 1.00 \pm 0.05$ , maka hasil uji saclling error lulus.



Gambar 4.8 Pengukuran Rasio Pada Lima Kotak di Tengah Fantom Test Objek M1



Gambar 4.9 Pengukuran Rasio Tepi Kotak Fantom Test Objek M1



Untuk uji blurring, gambaran fantom MS3 pada ke-3 ukuran kaset : 24 x 30 cm ,35 x 35 cm, dan 35 x 43 cm terlihat jelas dan tidak tampak adanya distorsi atau kekaburan, maka hasil uji blurring lurus.

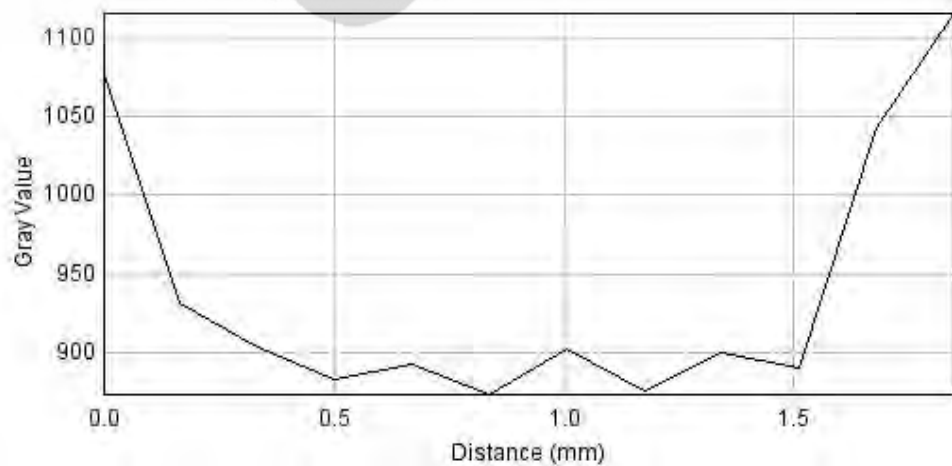


Gambar 4.10 Phantom MS3 yang sudah di perbesar

Hasil uji pada Limiting Spatial Resolution, jumlah garis yang masih dapat terlihat ada digroup nomer 18 dengan spatial frekuensi cycles/mm 3.55. toleransi dari nilai Nyquist spatial frekuensi LP/mm =  $\frac{\sqrt{2}}{2p}$ , dimana  $p = 0.168$ , nilai Nyquist spatial frekuensi LP/mm = 4.209.



Gambar 4.11 TOR 18 FG



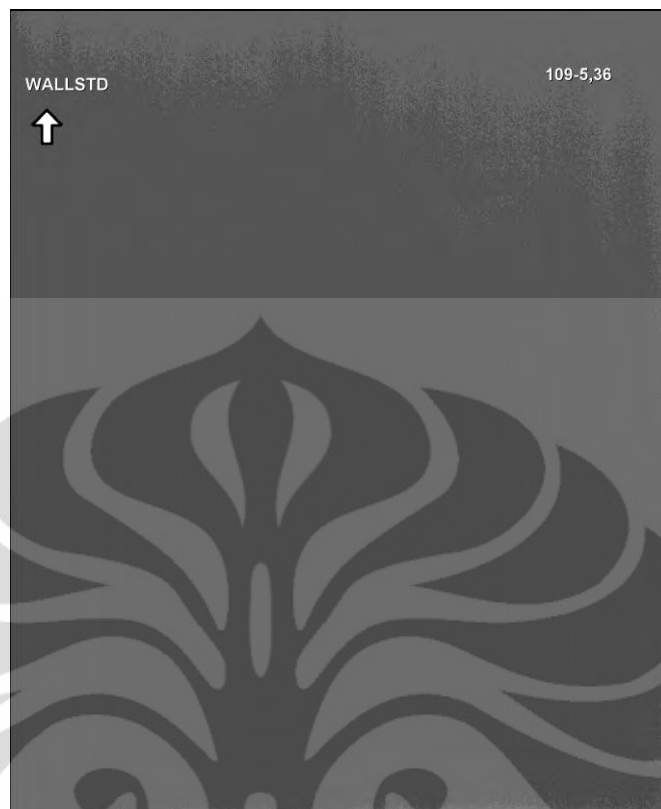
Gambar 4.12 Plot Profile TOR 18 FG Uji pada Limiting Spatial Resolution

Hasil uji Laser Beam Function, eavaluasi dari citra penggaris yang diperbesar 10 x, terlihat sepanjang tepi penggaris tidak terputus dan didapati tangga karakteristik seragam, maka hasil uji Laser Beam Function lulus.

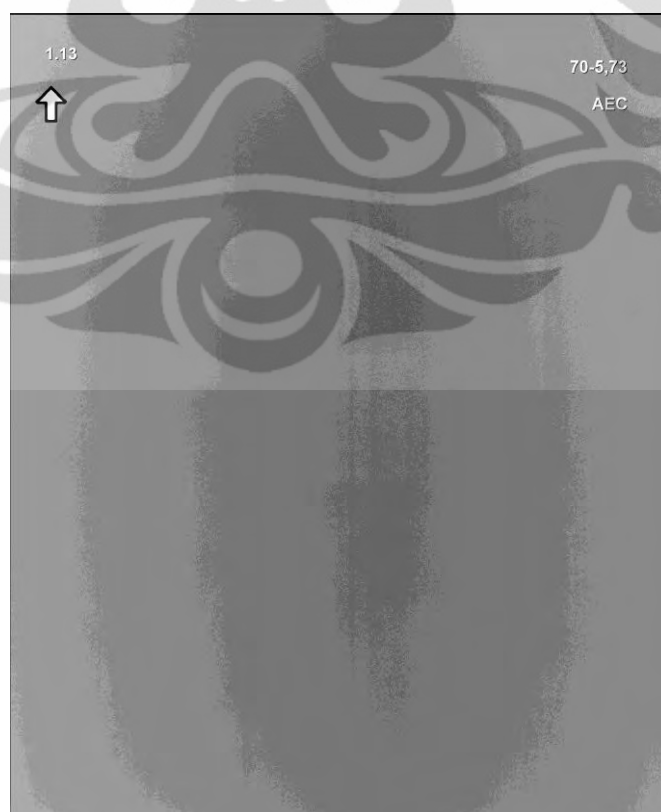


Gambar 4.13 Citra Penggaris Pada Uji Laser Beam Function

Pada *tes moiré patterns* tidak didapatkan gambaran artefak dari garis-garis dari grid baik dari bucky wallstand ataupun dari bucky meja pemeriksaan pada citra, maka hasil uji ini lulus.



Gambar 4.14. Citra uji *moiré patterns* pada bucky wallstand



Gambar 4.15. *moiré patterns* pada bucky meja pemeriksaan

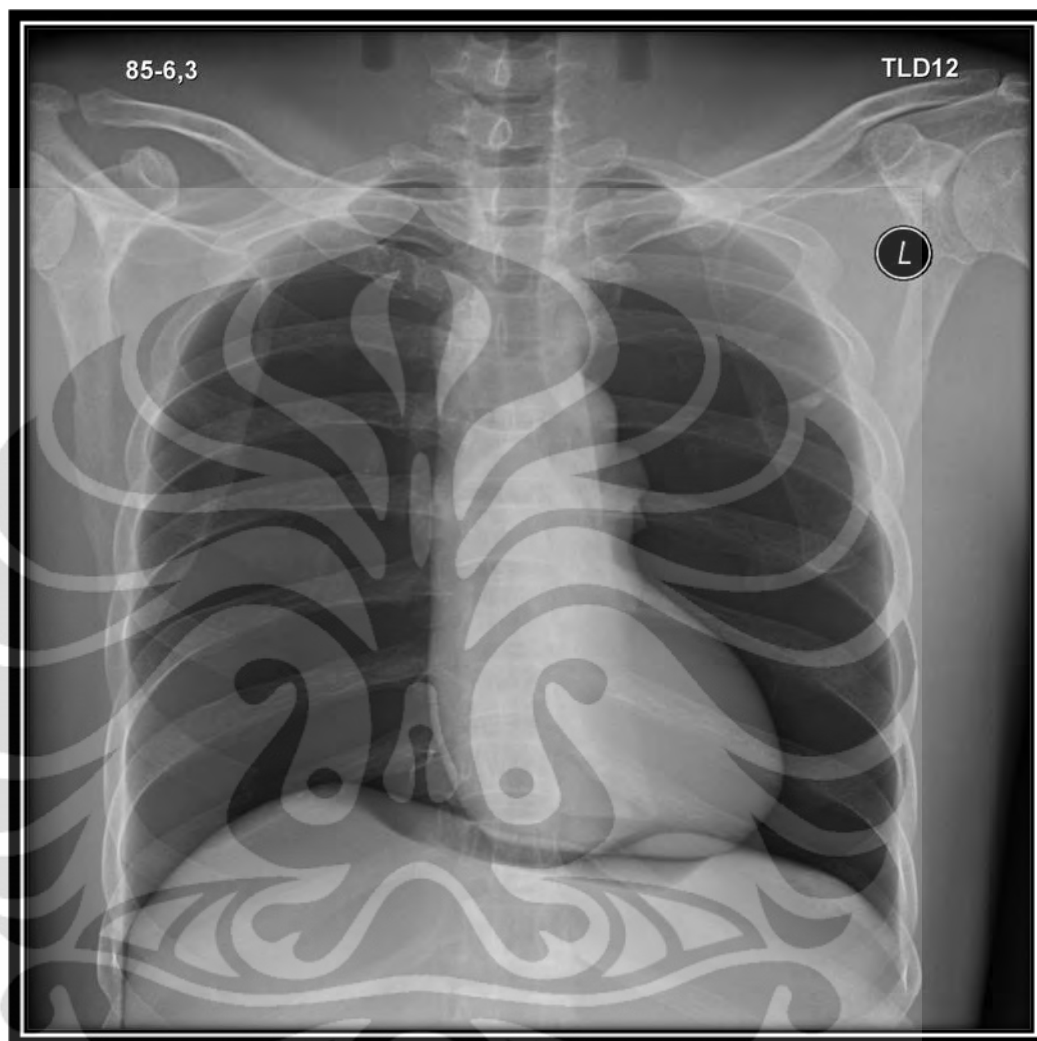
#### 4.1 Pengambilan Data Image Fantom Thorak dewasa

Pengambilan data citra Fantom Thorak dewasa menggunakan variasi kondisi eksposi teknik kV biasa dan teknik kV tinggi.

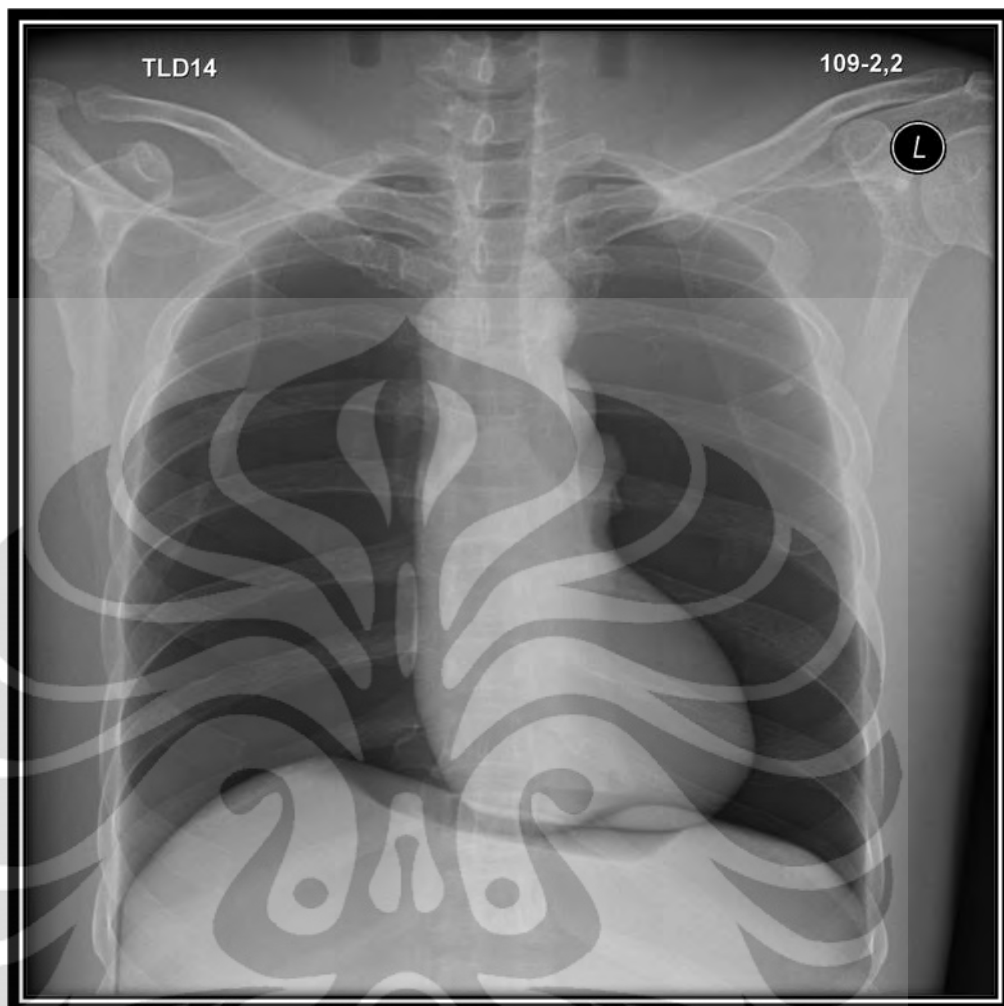


Gambar 4.16. Citra Radiografi Fantom Thorak PA

Dengan Kondisi Ekposi 66 kVp 8 mAs



Gambar 4.17. Citra Radiografi Fantom Thorak PA  
Dengan Kondisi Eksposi 85 kVp 6.3 mAs



Gambar 4.18. Citra Radiografi Fantom Thorak PA  
Dengan Kondisi Eksposi 109 kVp 2.2 mAs

#### 4.2 Evaluasi Citra dan ESD Fantom Thorak PA

Evaluasi citra Radiografi Fantom Thorak PA memiliki beberapa kendala dalam evaluasi. Adapun objek yang di foto adalah Fantom dimana tidak dapat inspirasi penuh dan tahan nafas, Gambaran bronkus, vessel juga tidak dapat dievaluasi. Gambaran tepi medial scapula masih menutupi sedikit area paru-paru.

Kriteria yang dapat dievaluasi adalah sebagai berikut :

Fantom thorax tergambar secara simetris ditandai dengan posisi processus spinosus ditengah-tengah kedua clavikula. Seluruh tulang iga tergambar di atas diafragma. Terlihat gambaran tajam dari : trachea dan

proksimal bronkus. Batas jantung dan aorta, diafragma dan tepi lateral sudut costoprenikus. Terlihat gambaran retrocardiac paru-paru dan mediastinum. Terlihat gambaran tulang belakang melalui bayangan jantung.

Dari ketiga citra Fantom Thorak dengan variasi kondisi penyinaran, kontras antara tulang dengan udara, baik di tulang iga dan cervical dengan lapangan paru-paru dan trakhea, urutan kontras dari tinggi ke rendah yaitu citra dengan kondisi eksposi 66 kV 8 mAs, 85 kV 12.5 mAs dan terakhir 109 kV 2.2 mAs. Maka dapat disimpulkan dengan kV rendah akan menaikkan kontras. Ketiga citra Thorak dengan variasi kondisi eksposi ketiganya dapat diterima dalam artian tidak dirijek atau ditolak.

Hasil pengambilan ESD pada kedua teknik radiografi Thorak dengan eksposi biasa dan teknik kV tinggi disajikan pada tabel 4.7.

Tabel 4.7. Pengukuran ESD

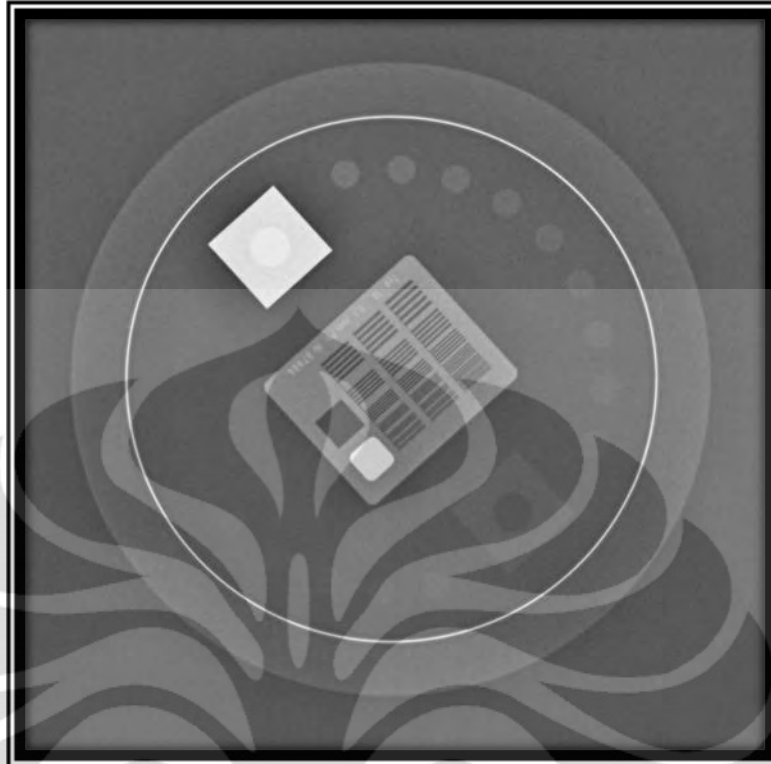
No TLD	Tegangan Tabung (kV)	Beban Tabung (mAs)	Pemakaian Grid	AEC	FFD (cm)	Ukuran Kaset (cm)	ESD (mGY)
41	66	8	Y	Y	150	35 x 43	0.442
12	85	6.3	Y	Y	150	35 x 35	0.482
14	109	2.2	Y	Y	150	35 x 35	0.313

Dengan kenaikan kV akan menambah daya penetrasi atau daya tembus berkas ke organ dan sebagai kompensasi kenaikan kV maka mAs diturunkan dan waktu eksposi menjadi rendah hal ini membuat dosis pasien menjadi turun. Seperti terlihat pada Tabel 4.7, dari tabel terlihat didapatkan dosis yang paling kecil dihasilkan dari teknik kV tinggi 109 kV 2.2 mAs.

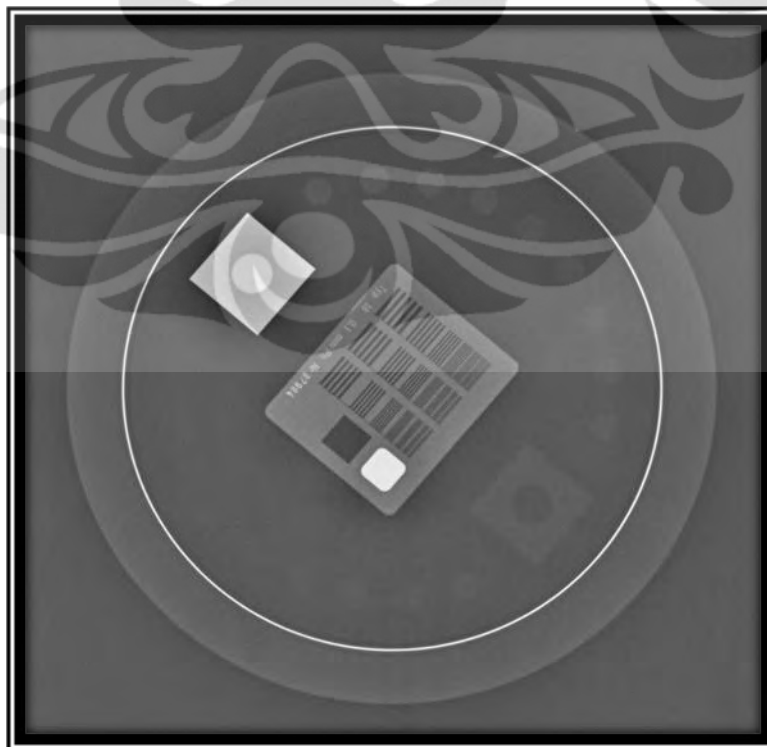
#### 4.3 Evaluasi Fantom LEEDS TOR 18 FG dan TOR CDR

Citra fantom LEEDS TOR 18 FG didapatkan dengan menggunakan teknik kV biasa 66 kV 8 mAs dan teknik kV tinggi 109 kV 2.2 mAs dapat dilihat pada gambar 4.17. dan gambar 4.18. Sedangkan hasil pengukuran citra dengan menggunakan software image-J ditampilkan pada Tabel 4.8



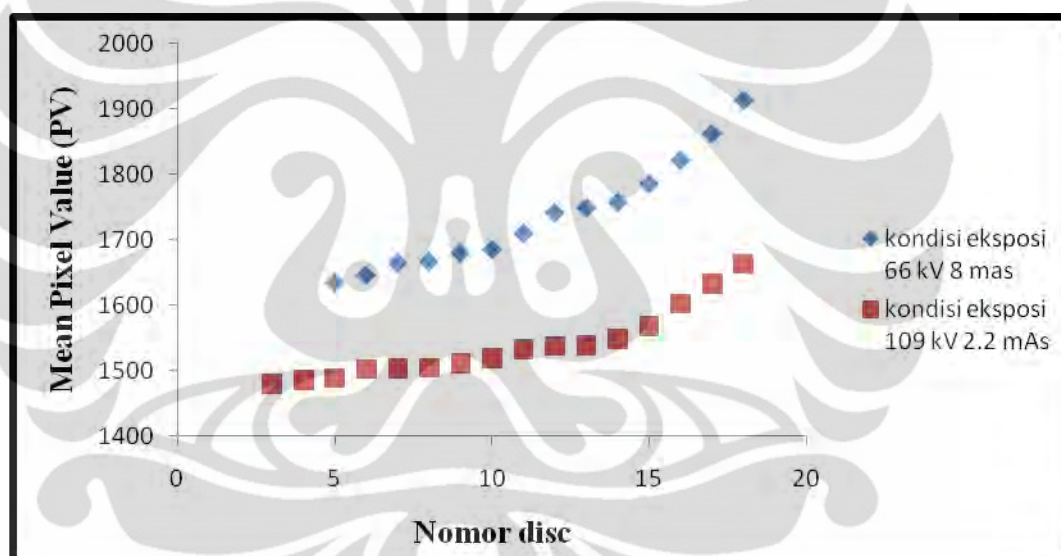


Gambar 4.19. TOR 18FG Dengan Faktor Eksposi 66 kV, 8 mAs



Gambar 4.20. TOR 18 FG dengan faktor eksposi 109 kV, 2.2 mAs

Berdasarkan pengukuran dengan menggunakan software image-J, citra TOR 18 FG dengan kondisi eksposi 109 kV 2.2 mAs memiliki rentang kontras rendah sebesar 0.009 sampai 0.123 ini ditandai dengan terlihatnya disc 18 sampai 3, nilai ini lebih lebar dibandingkan dengan kondisi 66 kV 8 mAs yang memiliki rentang kontras 0.009 sampai 0.086 dengan nomor disc yang terlihat 18 sampai 5. Kondisi eksposi 109 kV 2.2 mAs dapat menampilkan resolusi sebesar 0.5 sampai 2.80 cycle/mm, hasil ini lebih baik dibandingkan dengan kondisi 66 kV 8 mAs sebesar 0.5 sampai 2.24 cycle/mm. Perbandingan nilai pixel dari kedua kondisi tampak pada grafik di Gambar 4.19. Data TOR 18 FG dengan kondisi eksposi 109 kV 2.2 mAs dan 66 kV 8 mAs tersaji pada tabel B.1 sampai B.6



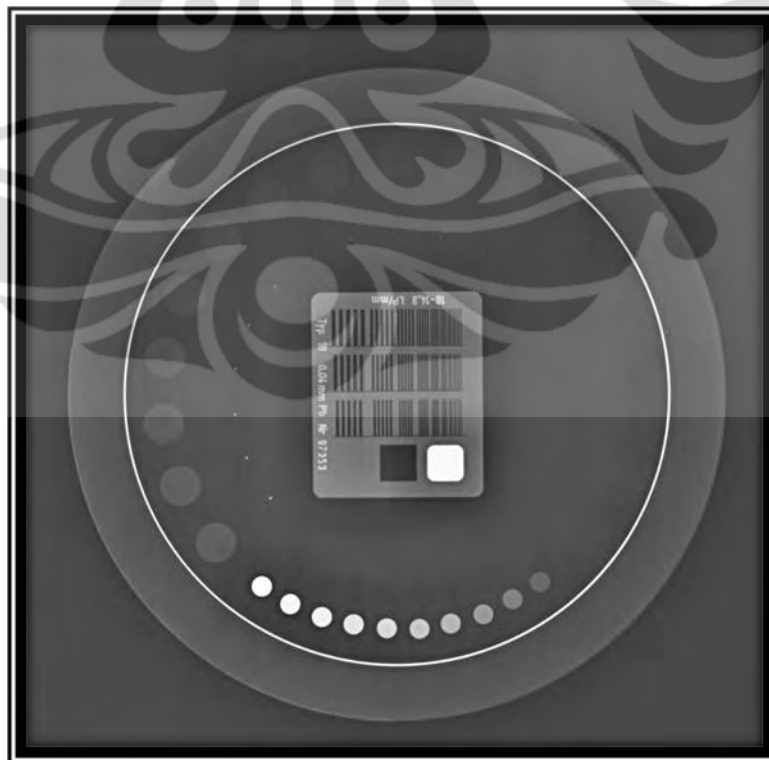
Gambar 4.21. Grafik Perbandingan sensitivitas kontras rendah citra TOR 18 FG Kondisi 66 kV 8 mAs dengan 109 kV 2.2 mAs

Gambar grafik diatas menunjukkan nilai pixel pada discs yang dapat di tampilkan pada citra TOR 18 FG, kondisi eksposi 109 kV 2.2 mAs memiliki rentang yang lebih lebar dibandingkan dengan kondisi eksposi 66 Kv 8 mAs.

Citra fantom LEEDS TOR CDR didapatkan dengan menggunakan teknik kV biasa 66 kV 8 mAs dan teknik kV tinggi 109 kV 2.2 mAs dapat dilihat pada gambar 4.17. dan gambar 4.18. Sedangkan hasil pengukuran citra dengan menggunakan software image-J ditampilkan pada Tabel 4.8.

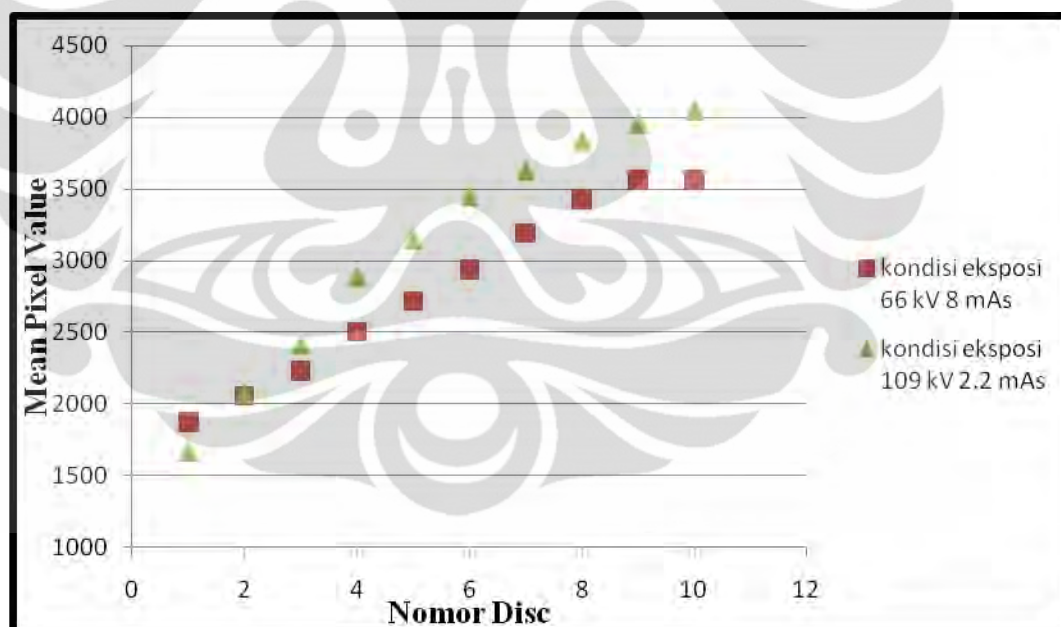


Gambar 4.22. TOR CDR dengan Faktor Eksposi 66 kV, 8 mAs



Gambar 4.23. TOR CDR dengan Faktor Eksposi 109 kV, 2.2.mAs

Berdasarkan pengukuran dengan menggunakan software image-J, citra TOR CDR dengan kondisi eksposi 109 kV 2.2 mAs memiliki rentang kontras rendah sebesar 0.002 sampai 0.027 ini ditandai dengan terlihatnya disc 17 sampai 7, nilai ini lebih lebar dibandingkan dengan kondisi 66 kV 8 mAs yang memiliki rentang kontras rendah 0.002 sampai 0.045 dengan nomor disc yang terlihat 17 sampai 4. Sedangkan untuk kontras tinggi kondisi eksposi 109 kV 2.2 mAs memiliki rentang kontras 0.039 sampai 0.726, yang lebih lebar dari kondisi 66 kV 8 mAs yang memiliki rentang kontras tinggi sebesar 0.039 sampai 0.167. Kondisi eksposi 109 kV 2.2 mAs dapat menampilkan resolusi sebesar 0.50 sampai 2.80 cycle/mm, hasil ini lebih baik dibandingkan dengan kondisi 66 kV 8 mAs sebesar 0.5 sampai 2.24 cycle/mm. Perbandingan nilai pixel dari kedua kondisi tampak pada grafik di Gambar 4.19. Data TOR CDR dengan kondisi eksposi 109 kV 2.2 mAs dan 66 kV 8 mAs tersaji pada tabel B.7 sampai B.14.

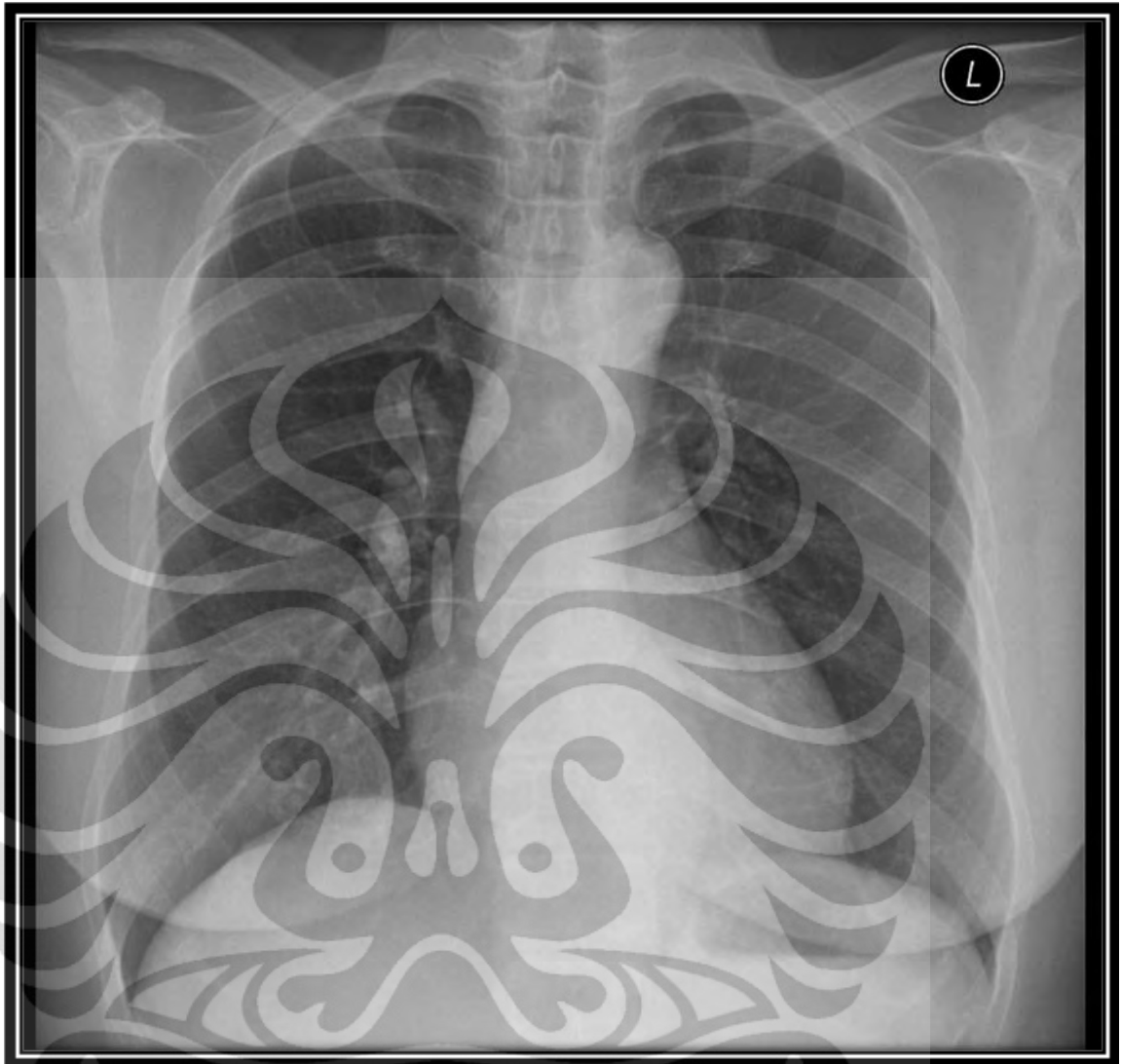


Gambar 4.24. Grafik Perbandingan nilai pixel pada citra TOR CDR Kondisi 66 kV 8 mAs dengan 109 kV 2.2 mAs

#### 4.4 Evaluasi Image dan Dosis Pada Sampel Thorak Dewasa



Gambar 4.25. Citra Thorak Teknik kV Tinggi Pada Sampel Pasien a dengan kondisi 109 kV 2.42 mAs



Gambar 4.26. Citra Thorak Teknik kV Tinggi Pada Sampel Pasien b dengan kondisi 109 kV 2.89 mAs



Gambar 4.27. Citra Thorak Teknik kV Biasa Pada Sampel Pasien c dengan kondisi 66 kV 8 mAs

Adapun hasil evaluasi citra thorak dari sample pasien pada teknik kV tinggi dan kV biasa memiliki kriteria yang sama, hanya berbeda pada detail citra.

- Eksposi saat inspirasi penuh (ditandai dengan gambaran tulang iga) tergambar di atas diafragma, baik ke-6 iga depan dan ke 10 iga belakang) dan tahan nafas.
- Thorax tergambar secara simetris ditandai dengan posisi processus spinosus ditengah-tengah kedua clavikula.
- Gambaran tepi medial scapula tidak menutupi paru-paru.
- Seluruh tulang iga tergambar di atas diafragma

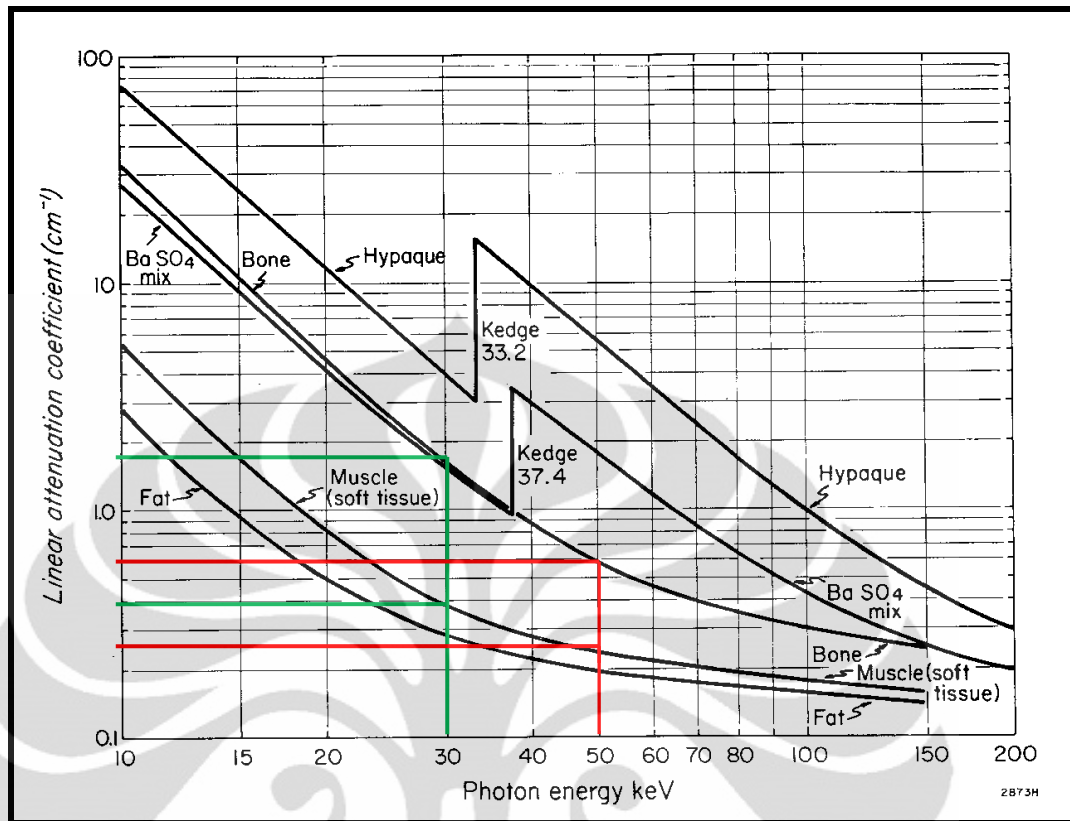
- Tergambar jelas/tajam gambaran paru-paru, terutama peripheral vessel
- Terlihat gambaran tajam dari trachea dan proksimal bronkus
- Batas jantung dan aorta
- Diafragma dan tepi lateral sudut costoprenikus
- Terlihat gambaran retrocardiac paru-paru dan mediastinum.
- Terlihat gambaran tulang belakang (spine ) melalui bayangan jantung.

Detail Citra yang penting :

- Detail Small round di seluruh area paru – paru, termasuk area dari retrocardiac, baik untuk kontras tinggi dan kontras rendah
- Detail linear dan reticular pada area periperal paru –paru, baik untuk kontras tinggi dan kontras rendah

Daya penetrasi yang semakin meningkat pada teknik kV tinggi dibandingkan teknik kV biasa menyebabkan berkurangnya variasi absorpsi dan menaikkan hamburan, sehingga kontras yang dihasilkan akan rendah, sebaliknya pada teknik kV rendah menyebabkan banyaknya variasi absorpsi, radiasi hambur kecil dan menghasilkan kontras yang tinggi. Pada gambaran citra thorak PA kV tinggi, kontras yang rendah terlihat antara dua organ jaringan yang memiliki beda kerapatan atau koefisien atenuasi yang besar dalam hal ini antara tulang iga dengan lapangan paru-paru, detail tulang iga tidak tampak jelas terhadap struktur paru-paru. Namun kontras citra yang rendah membuat jangkauan kontras lebih lebar atau tinggi antara dua organ yang memiliki beda kerapatan yang relatif lebih kecil atau pada organ yang sama, dalam hal ini terlihat bronkus pada area paru-paru, retrocardiac dan juga pada linear dan reticular pada area periperal paru-paru.





Gambar. 4.28. Hubungan kV dengan koefisien atenuasi linier “telah diolah kembali”

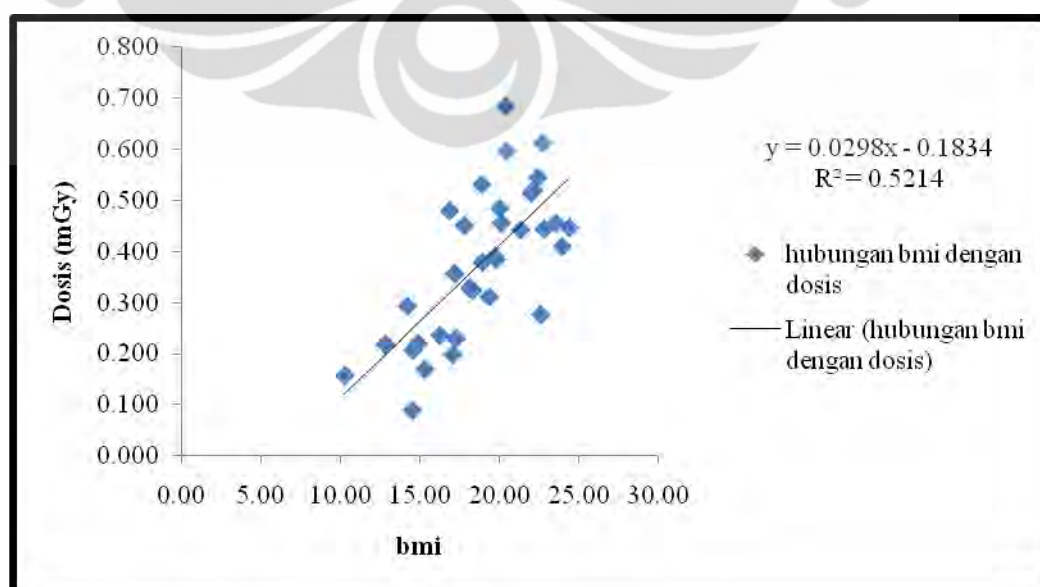
Hubungan kenaikan tegangan dengan nilai atenuasi jaringan dapat dijelaskan dengan menggunakan gambar 4.32, pada tegangan 66 kV jaringan lunak memiliki nilai atenuasi 0.39, dan tulang memiliki nilai atenuasi 1.7, sedangkan pada tegangan 109 kV jaringan lunak memiliki nilai atenuasi 0.25 dan pada tulang memiliki nilai atenuasi 0.59.

Tabel 4.8. Rasio Atenuasi Teknik kV Biasa dan Teknik kV Tinggi

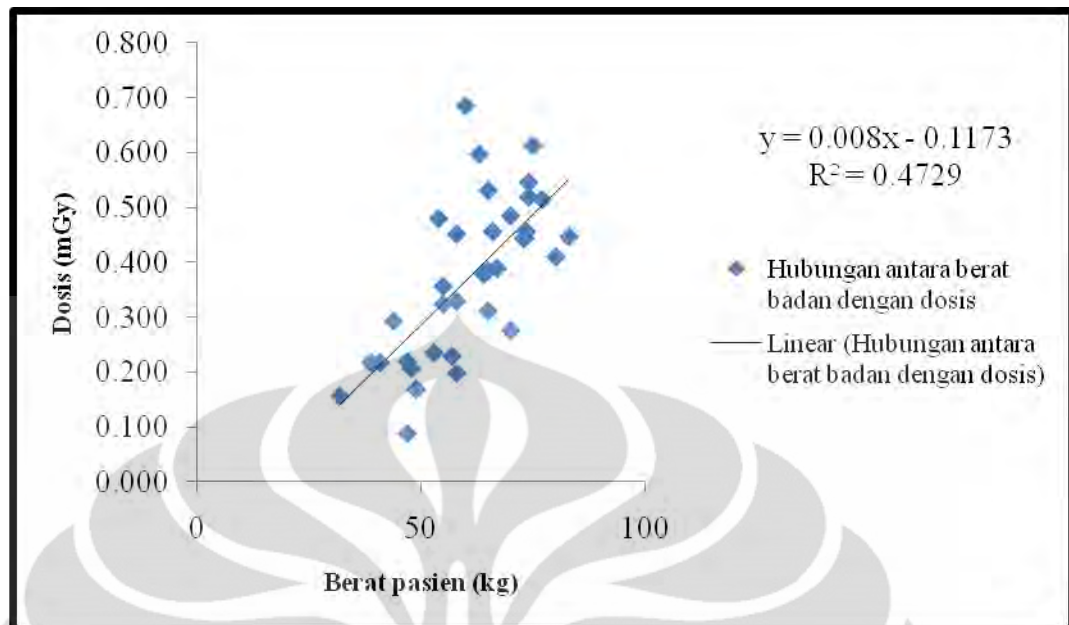
Jaringan	Tegangan Tabung (kV)	Atenuasi	Rasio	Selisih Rasio (A1-A2)
Lunak	66	0.39	A1 = 0.23	0.19
Tulang	66	1.70		
Lunak	109	0.25	A2 = 0.42	
Tulang	109	0.59		
Lunak	66	0.39	A1 = 1.56	1.32
Lunak	109	0.25		
Tulang	66	1.70	A2 = 2.88	
Tulang	109	0.59		

Pada tegangan 66 kV rasio atenuasi jaringan lunak dengan tulang sebesar 0.23 sedangkan pada tegangan 109 kV didapatkan rasio atenuasi sebesar 0.42, dengan kenaikan tegangan dari 66 kV menjadi 109 kV meningkatkan nilai rasio atenuasi sebesar 0.19. Bila dibandingkan dengan rasio atenuasi jaringan yang memiliki nilai kerapatan yang relative kecil, rasio antar jaringan lunak pada tegangan 66 kV dan 109 kV sebesar 1.56 sedangkan pada rasio antar tulang pada tegangan 66 kV dengan tegangan 109 kV sebesar 2.88, peningkatan rasio atenuasi antar organ yang hampir sama kerapatannya pada kondisi tegangan yang berbeda sebesar 1.32. Jaringan yang memiliki kerapatan yang hampir sama atau sedikit berbeda memiliki kenaikan rasio atenuasi yang lebih besar. Dengan pengertian lain pada teknik kV tinggi jaringan yang memiliki kerapatan yang hampir sama atau sedikit berbeda memiliki kontras yang lebih tinggi dibandingkan dengan jaringan yang memiliki perbedaan kerapatan yang besar.

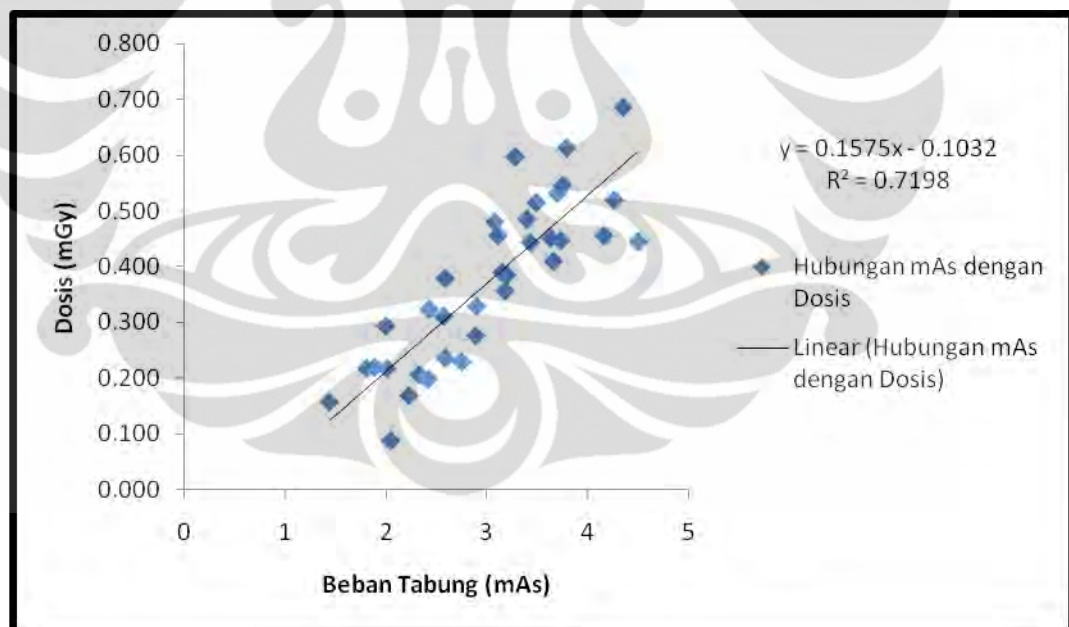
Hasil pengukuran penerimaan dosis pada pasien dengan kondisi eksposi kV tinggi 109 kV tersaji pada tabel C.1 dan tabel C.2. diperoleh nilai dosis maksimum 0.685 mGy, dosis minimum 0.088 mGy dengan nilai rata-rata dari 35 pasien 0.373 mGy, nilai ini lebih kecil bila dibandingkan dengan *dose reference level* (DRL) IAEA sebesar 0.4 mGy



Gambar 4.29. Grafik Hubungan bmi dengan Dosis pada teknik kV tinggi 109 kV.



Gambar 4.30. Grafik Hubungan bmi dengan Dosis pada teknik kV tinggi 109 kV.



Gambar 4.31. Grafik Hubungan mAs dengan Dosis pada teknik kV tinggi 109 kV

Berdasarkan hasil pengukuran ESD pada pemeriksaan thorak PA pasien dewasa, dari grafik hubungan antara bmi dengan dosis untuk bmi normal untuk orang asia 18.5 sampai 22.9  $\text{kg/m}^2$  kecenderungannya ketika bmi yang semakin besar dosis yang diterima semakin besar. Pada grafik

hubungan antara berat pasien dengan dosis dan pada grafik hubungan antara mAs dengan dosis kecenderungan yang didapatkan yaitu dengan berat badan dan mAs yang semakin besar dosis cenderung semakin besar, Pada kasus berat badan yang tidak ideal dengan dosis yang tinggi dapat dieliminir dengan bmi.



## **BAB 5**

### **KESIMPULAN DAN SARAN**

#### **5.1 Kesimpulan**

1. Pada gambaran thorak PA dengan menggunakan kondisi eksposi 109 kV 2.2 mAs dibandingkan dengan kondisi eksposi 66 kV 8 mAs kontras pada jaringan yang memiliki perbedaan kerapatan yang besar akan terjadi penurunan kontras. Ini terlihat pada gambaran tulang dan daerah paru. Sedangkan pada jaringan yang memiliki perbedaan kerapatan yang relatif kecil atau sama akan menaikkan kontras. Ini terlihat pada gambaran daerah paru ditandai dengan gambaran bronkus yang terlihat pada peripheral.
2. Hasil evaluasi citra pada TOR 18 FG dan TOR CDR didapatkan sensitifitas kontras rendah dan resolusi pada kondisi 109 kV 2.2 mAs lebih besar dan lebih baik daripada kondisi 66 kV 8 mAs.
3. Hasil evaluasi citra pada TOR 18 FG kV 66 didapatkan sensitifitas kontras rendah sebesar 0.009 sampai 0.086 dengan nilai resolusi 0.5 sampai 2.24 LP/mm. Sedangkan pada kV 109 didapatkan sensitifitas kontras sebesar 0.009 sampai 0.123 dengan nilai resolusi 0.5 sampai 2.8 LP/mm.
4. Hasil evaluasi citra pada TOR CDR kV 66 didapatkan sensitifitas kontras rendah sebesar 0.002 sampai 0.045 dan sensitifitas kontras tinggi sebesar 0.039 sampai 0.167 dengan nilai resolusi 0.5 sampai 2.24 LP/mm. Sedangkan pada kV 109 didapatkan sensitifitas kontras rendah sebesar 0.002 sampai 0.027 dan sensitifitas kontras tinggi sebesar 0.039 sampai 0.726 dengan nilai resolusi 0.50 sampai 2.80 LP/mm.
5. Pada penggunaan kondisi 109 kV diperoleh rata – rata dosis sebesar 0.373 mGy, nilai tengah 0.385 mGy, standar deviasi 0.15 dengan rentang beban tabung 1.44 sampai 4.5 mAs. Sedangkan untuk penggunaan 66 kV 8 mAs diperoleh dosis sebesar 0.44 mGy.
6. Dengan melihat penurunan dosis dan kualitas citra dari teknik kV tinggi di bandingkan dengan teknik kV rendah maka dapat disimpulkan tujuan dari optimasi berhasil.

### 5.1 Saran

Pemilihan penggunaan teknik kV tinggi dan dan teknik kV rendah harus dikonsultasikan dengan dokter yang membaca citra radiograf, dan harus mempertimbangkan kemampuan dari pesawat sinar-X.



## DAFTAR PUSTAKA

1. Bushberg, J.T., Seibert, J.A., Leidholdt, E.M., & Boone, J.M. (2002). *The essential physics of medical imaging* (second edition ed.). Philadelphia, PA,UA: Lippincott Williams & Wilkins.
2. CR and DDR user manual. <http://www.leadstestobjects.com/> didownload pada 23 Maret 2011 pukul 07.25.
3. DeWerd, L.A., Bartol L., & Davis, S. (n.d). *Thermoluminescence dosimetry*. <http://www.aapm.org/meetings/09ss/documents/24DeWerd-TLDs.pdf>
4. *Diagnostic X-Ray Unit QC Standards in British Colombia*.
5. Ervin B. Padgorsak, Ph.D. (2003). *Review of Radiation Oncology Physics : A Handbook for Teachers and Students*. Vienna : IAEA.
6. European Commission EUR 16260 EN. (1996). *European Guidelines On Quality Criteria For Diagnostic Radiographic Images*.
7. Harold Elford Johns and John Robert Cunningham. (1983). *The Physics of Radiology*. Springfield : Charles C Thomas.
8. Image J. <http://rsbweb.nih.gov/ij/docs/intro.html>
9. International Atomic Energy Agency. (2004). *Optimization of the radiological protection of patients undergoing radiography, fluoroscopy and computed tomography*. TECDOC-1423 Vienna: IAEA.
10. International Atomic Energy Agency. (2007). *Dosimetry in diagnostic radiology : An international code of practice*. Technical Report Series No. 457, Vienna : IAEA.
11. Philips W. Ballinger, M.S., R.T.(R). (1995), *Merrill's Atlas of Radiographic Positions and Radiologic Prosedures*.Ohio : Mosby-Year Book.
12. Unfors inc. (n.d.). Unfors xi user manual. [http://www.ucl.dk/media\(1315,1030\)/Unfors\\_Xi\\_lang.pdf](http://www.ucl.dk/media(1315,1030)/Unfors_Xi_lang.pdf).

## LAMPIRAN A

Tabel A.1. Uji Fungsi Akurasi Tegangan Pesawat Sinar-X

No.	Tegangan Tabung (kV)	Beban Tabung (mAs)	Tegangan Terukur (kVp)	Dosis (mGy)	HVL (mm Al)	beda Tegangan Tabung - Terukur	% error	status
1	40	5	40.69	0.08	1.44	0.69	0.02	OK
2	40	5	40.94	0.08	1.44	0.94	0.02	OK
3	50	5	49.55	0.15	1.81	0.45	0.01	OK
4	50	5	50.18	0.15	1.81	0.18	0.00	OK
5	60	5	59.93	0.23	2.20	0.07	0.00	OK
6	60	5	59.78	0.23	2.20	0.22	0.00	OK
7	70	5	70.49	0.31	2.58	0.49	0.01	OK
8	70	5	70.24	0.31	2.57	0.24	0.00	OK
9	81	5	81.28	0.40	2.98	0.28	0.00	OK
10	81	5	81.87	0.40	2.98	0.87	0.01	OK
11	90	5	90.32	0.49	3.30	0.32	0.00	OK
12	90	5	90.58	0.49	3.30	0.58	0.01	OK
13	102	5	103.45	0.61	3.72	1.45	0.01	OK
14	102	5	103.66	0.61	3.71	1.66	0.02	OK
15	109	5	110.93	0.68	3.93	1.93	0.02	OK
16	109	5	110.56	0.68	3.92	1.56	0.01	OK
17	125	5	126.55	0.86	4.42	1.55	0.01	OK

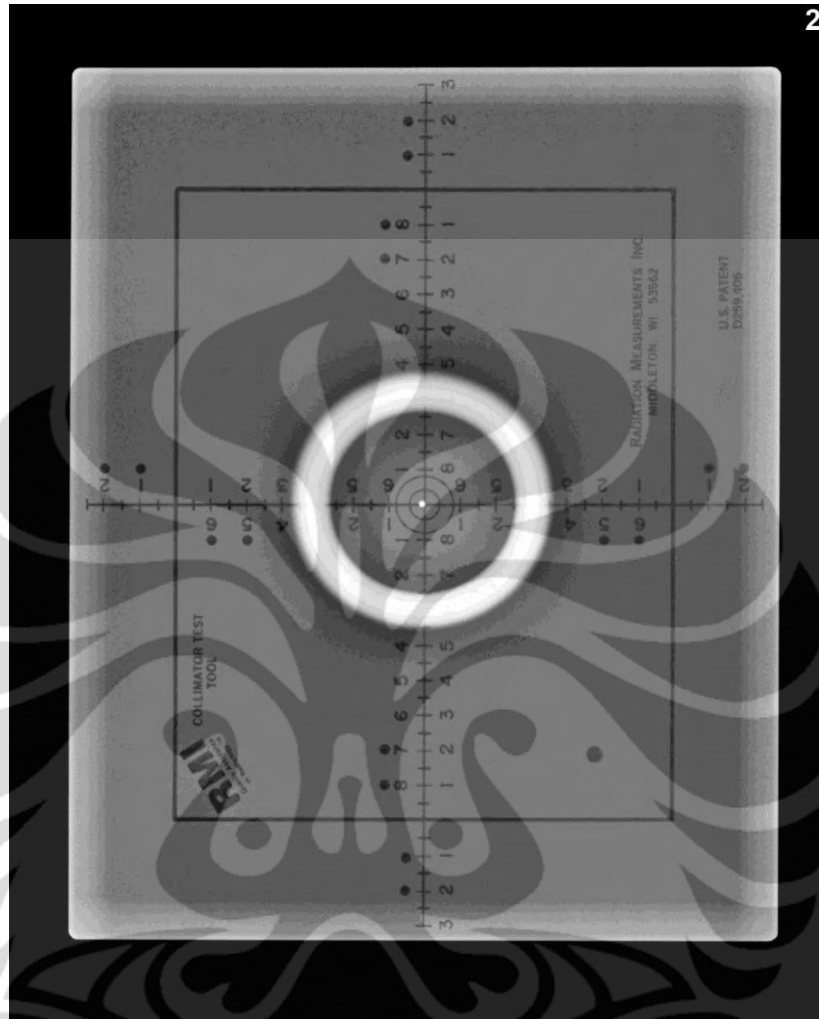


Tabel A.2. Uji Kedapatulangan Pesawat Sinar-X

No.	Tegangan Tabung (kV)	Beban Tabung (mAs)	Tegangan Terukur (kVp)	Waktu (s)	Dosis (mGy)	HVL (mmAl)
1	70	10	70.418	0.019	0.488	2.579
2	70	10	70.246	0.019	0.488	2.580
3	70	10	70.257	0.019	0.486	2.587
4	70	10	70.357	0.019	0.487	2.580
5	70	10	70.337	0.019	0.486	2.583
rata2			70.323	0.020	0.490	2.582
Deviasi			0.072	0.000	0.001	0.004
Covariance			0.001	0.003	0.002	0.001
Status			OK	OK	OK	OK
toleransi covariance =				0.05		

Tabel A.3. Uji Linearitas Arus Pesawat Sinar-X

No.	Tegangan Tabung (kV)	Beban Tabung (mAs)	Tegangan Terukur (kVp)	Waktu (s)	dosis (mGy)	HVL (mm Al)	Output (mGy/mAs)	Lineritas
1	70	5	70.666	0.010	0.244	2.574	0.049	4.00E-04
2	70	5	69.474	0.010	0.244	2.571	0.049	6.00E-04
3	70	20	69.693	0.037	0.975	2.593	0.049	4.00E-04
4	70	20	70.761	0.037	0.975	2.590	0.049	
Toleransi Koefisien =							0.1	
Status							OK	



Gambar A.1. Uji Beam alignment

## LAMPIRAN B

Tabel B.1. Hasil Pengukuran Rata - rata pixel value TOR 18FG  
Pada Kondisi 66 kV 8 mAs

No.	Area (mmm <sup>2</sup> )	Rata - rata (Pixel Value)	Standar Deviasi	Min (Pixel Value)	Maks (Pixel Value)	Nilai Tengah (Pixel Value)	Skewness	Kurtosis
5	11.23	1635.28	63.47	1457	1783	1620	-0.12	-0.25
6	11.23	1647.09	49.73	1502	1781	1642	-0.07	-0.15
7	11.23	1665.16	53.83	1515	1823	1669	0.06	-0.02
8	11.23	1667.52	58.37	1492	1796	1644	-0.15	-0.32
9	11.23	1680.22	57.68	1504	1863	1684	0.15	0.36
10	11.23	1685.90	54.54	1502	1844	1673	-0.04	0.34
11	11.23	1710.67	53.38	1576	1882	1729	0.22	0.15
12	11.23	1742.09	56.32	1604	1901	1753	0.24	-0.28
13	11.23	1749.23	55.95	1620	1915	1768	0.23	-0.14
14	11.23	1757.22	57.76	1565	1925	1745	-0.06	0.00
15	11.23	1785.47	62.65	1604	1958	1781	0.29	0.29
16	11.23	1820.82	63.13	1627	1999	1813	0.02	-0.19
17	11.23	1861.54	58.24	1706	2009	1858	0.06	-0.42
18	11.23	1912.20	61.62	1719	2090	1905	-0.19	-0.13

Tabel B.2 Hasil Pengukuran Rata - rata pixel value TOR 18FG  
Pada Kondisi 109 kV 2.2 mAs

No.	Area (mm <sup>2</sup> )	Rata - rata (Pixel Value)	Standar Deviasi	Min (Pixel Value)	Maks (Pixel Value)	Nilai Tengah (Pixel Value)	Skewness	Kurtosis
3	11.23	1480.32	47.96	1342	1638	1490	0.28	0.15
4	11.23	1485.52	45.44	1356	1617	1486.5	0.07	0.10
5	11.23	1489.08	45.61	1352	1632	1492	0.06	0.32
6	11.23	1502.73	41.96	1401	1602	1501.5	-0.03	-0.56
7	11.23	1503.84	43.08	1398	1625	1511.5	0.03	-0.45
8	11.23	1504.93	46.31	1325	1630	1477.5	-0.17	0.08
9	11.23	1511.49	45.61	1391	1667	1529	0.02	-0.15
10	11.23	1519.59	45.19	1405	1659	1532	0.11	-0.17
11	11.23	1533.39	43.87	1420	1672	1546	0.19	-0.02
12	11.23	1537.45	44.62	1393	1654	1523.5	-0.06	0.09
13	11.23	1539.27	42.92	1413	1657	1535	0.00	-0.24
14	11.23	1548.74	45.51	1430	1682	1556	0.22	-0.10
15	11.23	1568.41	46.77	1435	1703	1569	0.00	0.05
16	11.23	1602.82	48.26	1457	1738	1597.5	0.05	-0.23
17	11.23	1632.50	45.56	1492	1740	1616	-0.17	-0.03
18	11.23	1662.91	45.88	1535	1796	1665.5	0.11	-0.15

Tabel B.3. Nilai Kontras TOR 18 FG pada eksposi 66 kV, 8 mAs, rentang 5 sampai 18

Nomor Disc	Nilai Kontras
5	0.086
6	0.076
7	0.066
8	0.055
9	0.045
10	0.039
11	0.033
12	0.027
13	0.023
14	0.018
15	0.016
16	0.0135
17	0.0115
18	0.009

Tabel B. 4. Nilai Kontras untuk TOR 18 FG pada 109 kV, 2.2. mAs rentang 3 sampai 18

Nomor Disc	Nilai Kontras
3	0.123
4	0.108
5	0.086
6	0.076
7	0.066
8	0.055
9	0.045
10	0.039
11	0.033
12	0.027
13	0.023
14	0.018
15	0.016
16	0.0135
17	0.0115
18	0.009

Tabel B.5. Nilai Resolusi untuk TOR 18 FG pada 66 kV 8 mAs rentang 1 sampai 14

Nomor Group	Spasial Frekuensi (LP/mm)
1	0.50
2	0.56
3	0.63
4	0.71
5	0.80
6	0.90
7	1.00
8	1.12
9	1.25
10	1.40
11	1.60
12	1.80
13	2.00
14	2.24

Tabel B.6. Nilai Resolusi untuk TOR 18 FG pada 109 kV, 2.2. mAs rentang 1 sampai 16

Nomor Grup	Spasial Frekuensi (LP/mm)
1	0.50
2	0.56
3	0.63
4	0.71
5	0.80
6	0.90
7	1.00
8	1.12
9	1.25
10	1.40
11	1.60
12	1.80
13	2.00
14	2.24
15	2.50
16	2.80

Tabel B.7. Hasil Pengukuran Rata - rata pixel value TOR CDR  
Kondisi 66 kV 8 mAs

No	Area (mm <sup>2</sup> )	Rata - rata (Pixel Value)	Standar Deviasi	Min (Pixel Value)	Maks (Pixel Value)	Nilai Tengah (Pixel Value)	Skewness	Kurtosis
1	3.50	1874.63	63.93	1714	2026	1870	-0.15	-0.23
2	3.50	2059.05	69.90	1857	2237	2047	-0.10	-0.07
3	3.50	2231.66	69.88	2077	2423	2250	0.30	-0.43
4	3.50	2505.15	84.49	2269	2756	2512.5	0.15	0.32
5	3.50	2719.66	72.69	2534	2900	2717	0.35	-0.02
6	3.50	2935.04	75.96	2742	3092	2917	-0.20	-0.25
7	3.50	3192.24	69.32	3008	3391	3199.5	-0.19	0.45
8	3.50	3427.46	62.94	3261	3565	3413	-0.13	-0.46
9	3.50	3562.83	6.49	3534	3565	3549.5	-3.18	9.40
10	3.50	3565.00	0.00	3565	3565	3565	NaN	-Infinity

Tabel B.8. Hasil Pengukuran Rata - rata pixel value TOR CDR  
Kondisi 109 kV 2.2 mAs

No	Area (mm <sup>2</sup> )	Rata - rata (Pixel Value)	Standar Deviasi	Min (Pixel Value)	Maks (Pixel Value)	Nilai Tengah (Pixel Value)	Skewness	Kurtosis
1	3.50	1669.66	37.99	1581	1783	0.46	0.04	1682
2	3.50	2078.45	36.93	1975	2162	-0.05	-0.38	2068.5
3	3.50	2419.50	43.07	2307	2540	-0.05	0.04	2423.5
4	3.50	2887.54	38.46	2799	2969	-0.24	-0.37	2884
5	3.50	3150.31	40.66	3053	3248	-0.09	-0.39	3150.5
6	3.50	3445.27	34.75	3358	3542	-0.09	0.08	3450
7	3.50	3628.24	26.89	3559	3697	-0.17	-0.35	3628
8	3.50	3837.43	14.63	3811	3878	0.29	-0.67	3844.5
9	3.50	3956.97	10.86	3928	3981	-0.14	-0.48	3954.5
10	3.50	4049.01	3.99	4038	4057	-0.28	-0.34	4047.5

Tabel B.9 Sensitifitas Kontras Rendah TOR CDR pada 66 kV, 8 mAs

Nomor Disc	Nilai Kontras
7	0.027
8	0.022
9	0.017
10	0.015
11	0.013
12	0.011
13	0.009
14	0.007
15	0.005
16	0.003
17	0.002

Tabel B.10. Sensitifitas Kontras Rendah TOR CDR pada 109 kV, 2.2 mAs

Nomor Disc	Nilai Kontras
4	0.045
5	0.039
6	0.032
7	0.027
8	0.022
9	0.017
10	0.015
11	0.013
12	0.011
13	0.009
14	0.007
15	0.005
16	0.003
17	0.002



Tabel B.11. Sensitifitas Kontras Tinggi TOR CDR pada 66 kV, 8 mAs

Nomor Disc	Nilai Kontras
10	0.167
11	0.128
12	0.117
13	0.088
14	0.067
15	0.061
16	0.045
17	0.039

Tabel B.12. Sensitifitas Kontras Tinggi TOR CDR pada 109 kV, 2.2. mAs

Nomor Disc	Nilai Kontras
3	0.726
4	0.573
5	0.496
6	0.360
7	0.302
8	0.238
9	0.203
10	0.167
11	0.128
12	0.117
13	0.088
14	0.067
15	0.061
16	0.045
17	0.039

Tabel B.13. Nilai Resolusi untuk TOR CDR pada 66 kV, 8 mAs, rentang 1 sampai 14

Nomor Group	Spasial Frekuensi (LP/mm)
1	0.50
2	0.56
3	0.63
4	0.71
5	0.80
6	0.90
7	1.00
8	1.12
9	1.25
10	1.40
11	1.60
12	1.80
13	2.00
14	2.24

Tabel B.14. Nilai Resolusi untuk TOR CDR pada 109 kV, 2.2 mAs rentang 1 sampai 16

Nomor Group	Spasial Frekuensi (LP/mm)
1	0.50
2	0.56
3	0.63
4	0.71
5	0.80
6	0.90
7	1.00
8	1.12
9	1.25
10	1.40
11	1.60
12	1.80
13	2.00
14	2.24
15	2.50
16	2.80

## LAMPIRAN C

Tabel C.1. Hasil Pengukuran TLD Pasien

No	No.TLD	Hasil Pengukuran		r1 - r2	Rerata	rerata - bg	kV	Fk energi	Fk	dosis (mGy)
		r1(nC)	r2(nC)							
1	1	1.220	0.128	1.092	1.147	0.900	117	0.75	0.607	0.410
		1.275	0.127	1.148						
		1.333	0.133	1.200						
2	2	0.843	0.127	0.716	0.750	0.503	109	0.75	0.607	0.229
		0.894	0.138	0.756						
		0.909	0.132	0.777						
3	3	0.823	0.132	0.691	0.681	0.434	109	0.75	0.607	0.198
		0.853	0.164	0.689						
		0.802	0.139	0.663						
4	4	0.730	0.130	0.600	0.617	0.370	109	0.75	0.607	0.168
		0.765	0.149	0.616						
		0.760	0.126	0.634						
5	5	1.446	0.129	1.317	1.223	0.976	109	0.75	0.607	0.444
		1.318	0.132	1.186						
		1.327	0.162	1.165						
6	6	1.387	0.142	1.245	1.247	1.000	109	0.75	0.607	0.455
		1.343	0.144	1.199						
		1.425	0.128	1.297						
7	7	0.940	0.126	0.814	0.853	0.606	109	0.75	0.607	0.276
		0.976	0.126	0.850						
		1.030	0.135	0.895						
8	8	1.309	0.147	1.162	1.228	0.981	117	0.75	0.607	0.447
		1.436	0.141	1.295						
		1.364	0.137	1.227						
9	9	0.930	0.139	0.791	0.764	0.517	109	0.75	0.607	0.235
		0.858	0.140	0.718						
		0.919	0.137	0.782						
10	10	0.790	0.136	0.654	0.699	0.452	109	0.75	0.607	0.206
		0.851	0.137	0.714						
		0.870	0.140	0.730						
11	94	1.029	0.118	0.911	0.974	0.872	109	0.75	0.689	0.451
		1.122	0.115	1.007						
		1.117	0.113	1.004						
12	95	0.732	0.114	0.618	0.727	0.625	109	0.75	0.689	0.323
		1.055	0.117	0.938						
		0.740	0.114	0.626						

(Lanjutan)

13	96	0.975	0.120	0.855	0.855	0.753	109	0.75	0.689	0.389
		0.934	0.112	0.822						
		1.006	0.119	0.887						
14	97	0.409	0.120	0.289	0.272	0.170	109	0.75	0.689	0.088
		0.382	0.125	0.257						
		0.393	0.122	0.271						
15	98	1.205	0.121	1.084	1.106	1.004	109	0.75	0.689	0.519
		1.241	0.127	1.114						
		1.247	0.127	1.120						
16	99	0.874	0.122	0.752	0.737	0.635	109	0.75	0.689	0.328
		0.822	0.127	0.695						
		0.899	0.135	0.764						
17	100	0.932	0.116	0.816	0.791	0.689	109	0.75	0.689	0.356
		0.939	0.134	0.805						
		0.880	0.129	0.751						
18	101	0.952	0.132	0.82	0.845	0.743	109	0.75	0.689	0.385
		0.939	0.144	0.795						
		1.054	0.133	0.921						
19	102	0.830	0.115	0.715	0.703	0.601	109	0.75	0.689	0.311
		0.840	0.114	0.726						
		0.781	0.114	0.667						
20	103	0.508	0.112	0.396	0.405	0.303	109	0.75	0.689	0.157
		0.517	0.114	0.403						
		0.531	0.116	0.415						
21	104	1.040	0.120	0.920	0.958	0.856	109	0.75	0.689	0.443
		1.103	0.125	0.978						
		1.105	0.130	0.975						
22	105	1.287	0.123	1.164	1.129	1.027	109	0.75	0.689	0.531
		1.330	0.127	1.203						
		1.149	0.130	1.019						
23	106	0.623	0.126	0.497	0.522	0.420	109	0.75	0.689	0.217
		0.672	0.127	0.545						
		0.649	0.125	0.524						
24	107	0.972	0.123	0.849	1.029	0.927	109	0.75	0.689	0.480
		1.260	0.134	1.126						
		1.258	0.145	1.113						
25	108	1.360	0.126	1.234	1.256	1.154	109	0.75	0.689	0.597
		1.535	0.130	1.405						
		1.285	0.157	1.128						

(Lanjutan)

26	31	0.763	0.139	0.624	0.611	0.566	109	0.75	0.689	0.293
		0.737	0.135	0.602						
		0.742	0.134	0.608						
27	32	0.589	0.122	0.467	0.465	0.420	109	0.75	0.689	0.217
		0.585	0.125	0.46						
		0.596	0.128	0.468						
28	33	1.392	0.126	1.266	1.230	1.185	109	0.75	0.689	0.613
		1.353	0.122	1.231						
		1.312	0.120	1.192						
29	34	1.145	0.133	1.012	1.040	0.995	109	0.75	0.689	0.515
		1.125	0.125	1.000						
		1.237	0.129	1.108						
30	35	1.111	0.129	0.982	0.926	0.881	109	0.75	0.689	0.456
		1.015	0.120	0.895						
		1.033	0.131	0.902						
31	36	0.558	0.123	0.435	0.469	0.424	109	0.75	0.689	0.219
		0.640	0.135	0.505						
		0.594	0.127	0.467						
32	37	1.019	0.120	0.899	0.982	0.937	109	0.75	0.689	0.485
		1.132	0.130	1.002						
		1.179	0.135	1.044						
33	38	1.147	0.141	1.006	1.099	1.054	109	0.75	0.689	0.545
		1.195	0.129	1.066						
		1.364	0.138	1.226						
34	39	0.945	0.129	0.816	0.777	0.732	109	0.75	0.689	0.378
		0.904	0.120	0.784						
		0.861	0.131	0.730						
35	40	1.450	0.131	1.319	1.370	1.325	109	0.75	0.689	0.685
		1.582	0.132	1.450						
		1.477	0.136	1.341						
36	42	1.133	0.139	0.994	0.961	0.916	66	0.7	0.689	0.442
		1.129	0.142	0.987						
		1.035	0.132	0.903						

Tabel C.2. Data Pasien pada kondisi 109 kV

No.	No.TLD	Berat (Kg)	Tinggi (cm)	Bmi	Tegangan Tabung (kV)	Beban Tabung (mAs)	Dosis (mGy)
1	1	80	167	23.952	117	3.66	0.410
2	2	57	165	17.273	109	2.75	0.229
3	3	58	170	17.059	109	2.42	0.198
4	4	49	160	15.313	109	2.23	0.168
5	5	73	160	22.813	109	4.5	0.444
6	6	73.5	156	23.558	109	4.16	0.455
7	7	70	155	22.581	109	2.89	0.276
8	8	83	170	24.412	117	3.73	0.447
9	9	53	163	16.258	109	2.59	0.235
10	10	48	165	14.545	109	2.33	0.206
11	94	58	163	17.791	109	3.63	0.451
12	95	55	150	18.333	109	2.43	0.323
13	96	67	170	19.706	109	3.15	0.389
14	97	47	162	14.506	109	2.05	0.088
15	98	74	167	22.156	109	4.26	0.519
16	99	58	160	18.125	109	2.9	0.328
17	100	55	160	17.188	109	3.18	0.356
18	101	65	164	19.817	109	3.2	0.385
19	102	65	168	19.345	109	2.57	0.311
20	103	32	156	10.256	109	1.44	0.157
21	104	73	171	21.345	109	3.43	0.443
22	105	65	172	18.895	109	3.7	0.531
23	106	39	152	12.829	109	2.01	0.217
24	107	54	160	16.875	109	3.08	0.480
25	108	63	154	20.455	109	3.28	0.597
26	31	44	155	14.194	109	2	0.293
27	32	41	160	12.813	109	1.81	0.217
28	33	75	165	22.727	109	3.79	0.613
29	34	77	175	22.000	109	3.49	0.515
30	35	66	164	20.122	109	3.11	0.456
31	36	47	158	14.873	109	1.89	0.219
32	37	70	175	20.000	109	3.4	0.485
33	38	74	165	22.424	109	3.75	0.545
34	39	64	169	18.935	109	2.59	0.378
35	40	60	147	20.408	109	4.35	0.685

Tabel C.3. Data Pasien pada kondisi 66 kV

No.	No.TLD	Berat (Kg)	Tinggi (cm)	Bmi	Tegangan Tabung (kV)	Beban Tabung (mAs)	Dosis (mGy)
1	42	55	165	16.667	66	8	0.442

