

**OPTIMASI VARIASI TEGANGAN TABUNG (kVp) DAN ARUS-WAKTU
(mAs) TERHADAP ENTRANCE SURFACE DOSE (ESD) DAN KUALITAS
CITRA RADIOGRAFI PADA PEMERIKSAAN RADIOLOGI THORAX**

TESIS

**Untuk Memenuhi Persyaratan
Memperoleh Gelar Magister**



Oleh:

**Hermawan Dwi Saputro
NIM.166090300111004**

**PROGRAM PASCASARJANA FISIKA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM**

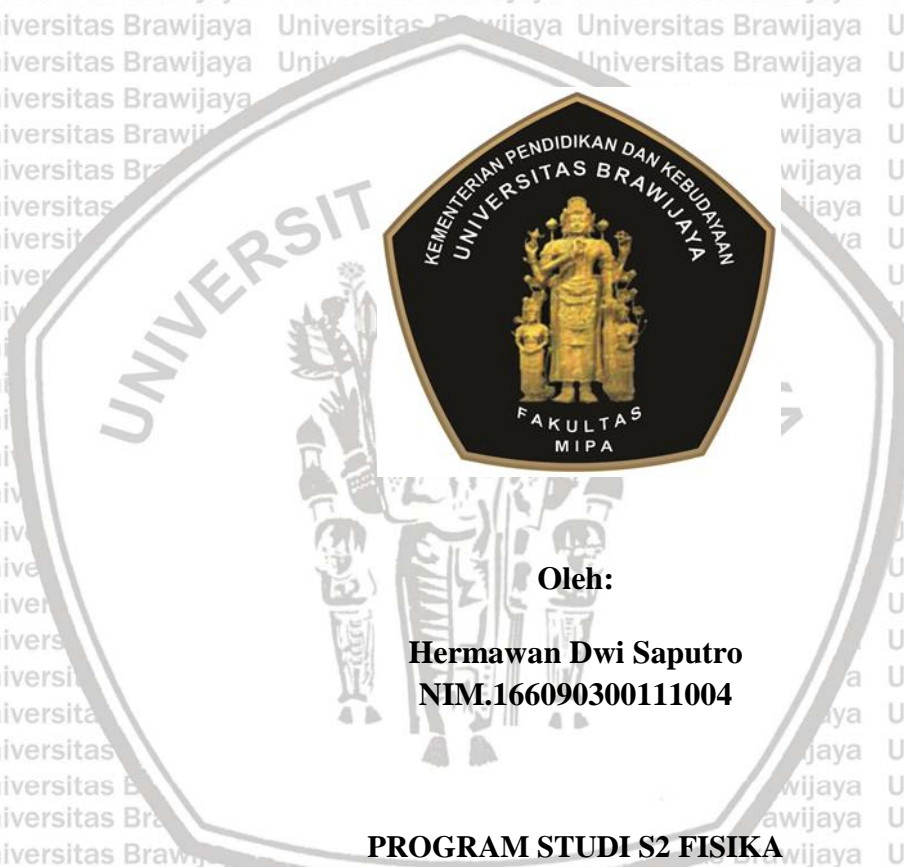
UNIVERSITAS BRAWIJAYA MALANG

2017

**OPTIMASI VARIASI TEGANGAN TABUNG (kVp) DAN ARUS-WAKTU
(mAs) TERHADAP ENTRANCE SURFACE DOSE (ESD) DAN KUALITAS
CITRA RADIOGRAFI PADA PEMERIKSAAN RADIOLOGI THORAX**

TESIS

**Untuk Memenuhi Persyaratan
Memperoleh Gelar Magister**



Oleh:

**Hermawan Dwi Saputro
NIM.166090300111004**

**PROGRAM STUDI S2 FISIKA
MINAT BIOFISIKA DAN FISIKA MEDIS**

**PROGRAM PASCASARJANA FISIKA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
UNIVERSITAS BRAWIJAYA MALANG**

2018

**OPTIMASI VARIASI TEGANGAN TABUNG (kVp) DAN ARUS-WAKTU
(mAs) TERHADAP ENTRANCE SURFACE DOSE (ESD) DAN KUALITAS
CITRA RADIOGRAFI PADA PEMERIKSAAN RADIOLOGI THORAX**

TESIS



Oleh:

Nama Mahasiswa : Hermawan Dwi Saputro

NIM. : 1660903001110004

Program Studi : Fisika

Minat : Fisika Medis

Menyetujui,

KOMISI PEMBIMBING

Ketua

Anggota

Drs. Johan AE Noor, M.Sc., Ph.D

Prof. Dr. dr. Yuyun Y. P.W, M.Kes. Sp.Rad (K)

NIP. 196503251990621004

NIP. 196810311996012001

Mengetahui

Ketua Program Studi S2 Fisika

Mauludi Ariesto Pamungkas, S.Si., M.Si., Ph.D

NIP. 197304122000031013

IDENTITAS PENGUJI**JUDUL TESIS :****OPTIMASI VARIASI TEGANGAN TABUNG (kVp) DAN ARUS-WAKTU (mAs) TERHADAP ENTRANCE SURFACE DOSE (ESD) DAN KUALITAS CITRA RADIOGRAFI PADA PEMERIKSAAN RADIOLOGI THORAX**

Nama Mahasiswa : Hermawan Dwi Saputro

NIM. : 1660903001110004

Program Studi : Fisika

Minat : Fisika Medis

KOMISI PEMBIMBING

Ketua : Drs. Johan AE Noor, M.Sc., Ph.D

Anggota : Prof. Dr. dr. Yuyun Y. P.W, M.Kes. Sp.Rad (K)

TIM DOSEN PENGUJI

Dosen Penguji 1 : Mauludi Ariesto Pamungkas, S.Si., M.Si., Ph.D

Dosen Penguji 2 : Dr. Eng. Agus Naba, MT

Tanggal Seminar :

SK Penguji :

PERNYATAAN ORISINALITAS

Saya menyatakan dengan sebenar-benarnya bahwa sepanjang pengetahuan saya, di dalam naskah Tesis ini tidak terdapat karya ilmiah yang pernah diajukan oleh orang lain untuk memperoleh gelar akademik di suatu Perguruan Tinggi, dan tidak terdapat karya atau pendapat yang pernah ditulis atau diterbitkan oleh orang lain, kecuali yang secara tertulis dikutip dalam naskah ini dan disebutkan dalam sumber kutipan dan daftar pustaka.

Apabila ternyata di dalam naskah Tesis ini dapat dibuktikan terdapat unsur-unsur jiplakan (plagiat) tesis, saya bersedia Tesis (MAGISTER) dibatalkan, serta diproses sesuai dengan peraturan perundang-undangan yang berlaku.

Malang, September 2018

Penulis,

Hermawan Dwi Saputro
NIM. 1660903001110004



RIWAYAT HIDUP

Penulis bernama lengkap Hermawan Dwi Saputro, lahir di kota Purbalingga, provinsi Jawa tengah, tanggal 24 Januari 1985. Anak ke-2 dari bapak Rijono dan ibu Sutiyah. Riwayat pendidikan penulis dimulai di SD Negeri 4 bobotsari tahun 2001–2007, lalu dilanjutkan ke SMP N 1 Bobotsari tahun 2007–2000, SMA N 1 bobotsari tahun 2000–2003. Lulus dari SMA dilanjutkan ke pendidikan D-III di Program Studi Teknik Radiodiagnostik dan Radioterapi Semarang lulus tahun 2006, Pendidikan D-IV / S1 Teknik Radiologi Politeknik Kesehatan Kemenkes Semarang lulus tahun 2008. Tahun 2016 mulai menempuh pedidikan di Pasca Sarjana Fisika FMIPA Universitas Brawijaya Malang. Pengalaman kerja tahun 2009 sampai sekarang bekerja di Rumah Sakit dr R. Goeteng Taroenadibrata Purbalingga

Penulis,

UNIVERSITAS BRAWIJAYA



OPTIMASI VARIASI TEGANGAN TABUNG (kVp) DAN ARUS-WAKTU (mAs) TERHADAP ENTRANCE SURFACE DOSE (ESD) DAN KUALITAS CITRA RADIOGRAFI PADA PEMERIKSAAN RADIOLOGI THORAX

RINGKASAN

Telah dilakukan penelitian untuk menganalisis pemilihan variasi tegangan tabung (kVp), arus terhadap ESD dan kualitas citra radiografi pada pemeriksaan radiologi thorax, hal ini dilakukan karena dengan perkembangan alat pencitraan medis, salah satunya *Computed Radiography (CR)* yang menghasilkan citra yang baik. CR dengan kemudahannya menyebabkan penggunaan parameter menjadi lebih besar agar mempermudah pemrosesan citra pada *post processing*, tanpa mempertimbangkan dosis radiasi yang ditimbulkan. Penelitian ini tujuan untuk mendapatkan parameter penyinaran yang dapat menghasilkan nilai ESD yang rendah dengan kualitas citra radiografi yang baik untuk mengimplementasikan prinsip ALARA (*as low as reasonably achievable*). Penelitian ini menggunakan pesawat general x-ray yang rutin digunakan untuk pemeriksaan terhadap *Lungman Phantom* dewasa sebagai pengganti pasien yang memiliki karakter jenis bahan yang sama dengan anatomi thorax. Parameter kVp divariasikan dari 45 kVp sampai dengan 105 kVp pada 2 mAs – 32 mAs. penyinaran yang dilakukan menghasilkan citra radiografi dan nilai ESD. Pengukuran ESD pada penelitian ini menggunakan *Termoluminisensi Dosimeter (TLD)*. Citra radiografi yang dihasilkan kemudian diperiksa oleh dokter Radiologi untuk dinilai bisa diterima atau tidak sebagai nilai diagnostik.

Penelitian ini menghasilkan nilai ESD terendah pada tegangan 45 kVp 2 mAs 0,09 mSv dan tertinggi pada 105 kVp 32 mAs 3,26 mSv. Penerimaan citra yang paling baik menurut statistik pada parameter 75 kVp, 16 mAs dan 85 kVp, 8 mAs. Parameter yang direkomendasikan dari hasil penelitian ini untuk penyinaran radiografi thorax standar sesuai dengan DRL Bapeten yaitu pada 55 kVp 8mAs, 65 kVp 4 mAs, 75 kVp 4, 85 kVp 2 mAs serta pada parameter 95 kVp 2 mAs, yang memiliki nilai ESD maksimal 0,4 mSv.

Kata Kunci : kVp, mAs, ESD, *Thorax Radiography*, *Computed Radiography*

OPTIMIZATION OF TUBE VOLTAGE VARIATION (kVp) AND
MILLIAMPERE-SECONDS (mAs) ON ENTRANCE SURFACE DOSE
(ESD) AND RADIOGRAPHIC IMAGE QUALITY IN THORAX
RADIOLOGICAL EXAMINATION

SUMMARY

This research was conducted to analyze the the selection of tube voltage variation (kVp) against ESD and radiographic image quality on thoracic radiology examination. The importance of this study is the development of medical imaging tools, one of which is *Computed Radiography* (CR) that produces good images. The use of CR allows wider use parameters, so as to facilitate image processing on the post processing, without considering the radiation dose caused afterward. This research aimed to get irradiation parameters which produced a low ESD value, with good radiographic image quality to implement the ALARA principle (as low as reasonably achievable). In this study, a x-ray generator was utilized for examination with Lungman Phantom as a substitute for patients, who had the same type of material as the thorax anatomy. The kVp parameter was varied from 45 kVp to 105 kVp at 2 mAs - 32 mAs. The radiation generated ESD values and radiographic images. The ESD measurements was done, using Thermolum Dosimeter Licensing (TLD). Then the radiographic images were evaluated by a Radiologist to judge whether they were acceptable or not as a diagnostic value.

The study revealed the lowest ESD value at a voltage of 45 kVp 2 mAs 0.09 mSv and the highest was at 105 kVp 32 mAs 3.26 mSv. Reception of the best image according to statistical calculations was on 75 kVp, 16 mAs and 85 kVp, 8 mAs parameters. The recommended parameters for appropriate standard chest radiography irradiation, from the results of this study, with Bapeten DRL which had an ESD value of less than 0.4 mSv and resulted in an image of good radiography was at 55 kVp 8mAs, 65 kVp 4 mAs, 75 kVp 4, 85 kVp 2 mAs and, in parameter of 95 kVp 2 mAs.

Keywords: kVp, mAs, ESD, Thorax Radiography, Computed Radiography

KATA PENGANTAR

Puji syukur saya ucapkan kehadirat Allah SWT yang selalu memberikan rahmat dan hidayah-Nya serta kesehatan, sehingga saya selaku penulis dapat menyelesaikan Tesis dengan Judul “Optimasi Variasi Tegangan Tabung (Kvp) dan Arus-Waktu (mAs) Terhadap *Entrance Surface Dose* (ESD) dan Kualitas Citra Radiografi Pada Pemeriksaan Radiologi Thorax” dengan baik. Dalam penyusunan Tesis ini penulis ingin mengucapkan terima kasih kepada :

1. Drs. Adi Susilo, M.Si., Ph.D selaku Dekan Fakultas MIPA Universitas Brawijaya Malang
2. Mauludi Ariesto Pamungkas, S.Si., M.Si., Ph.D selaku Ketua Program Studi S2 Fisika Fakultas MIPA Universitas Brawijaya Malang
3. Drs. Johan AE Noor, M.Sc., Ph.D selaku pembimbing Utama yang banyak memberikan bimbingan dan arahan dalam penyelesaian tesis ini
4. Prof. Dr. dr. Yuyun Y. P.W, M.Kes. Sp.Rad (K) selaku pembimbing Pendamping yang banyak memberikan bimbingan dan arahan dalam penyelesaian tesis ini
5. Mauludi Ariesto Pamungkas, S.Si., M.Si., Ph.D, dan Dr. Eng. Agus Naba, MT selaku penguji pertama dan kedua.
6. Direktur RSUD dr. R. Goeteng Taroenadibrata Purbalingga yang telah memberikan ijin dukungan untuk mengikuti Tugas Belajar dari BPPSDMK Kementerian Kesehatan.
7. Kepala BPPSDMK Kementerian Kesehatan RI yang telah memberikan bantuan materiil tugas belajar, sehingga dapat menyelesaikan pendidikan pada Program Studi S2 Fisika Fakultas MIPA Universitas Brawijaya Malang

8. Istri dan Anak yang selalu memberikan semangat untuk menyelesaikan tesis ini.
9. Teman-teman Paska Sarjana Ilmu Fisika yang telah banyak membantu dan saling berbagi Ilmu Pengetahuan.

Penulis menyadari masih banyak kekurangan dalam penyusunan tesis ini.

Oleh karena itu, penulis mengharapkan kritik dan saran yang membangun dari semua pihak untuk kesempurnaan tesis ini.

Malang, September 2018

Penulis



DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL	1
HALAMAN PENGESAHAN	1
IDENTITAS PENGUJI	2
PERNYATAAN ORISINALITAS	3
RIWAYAT HIDUP	4
RINGKASAN	5
KATA PENGANTAR	7
DAFTAR ISI	9
DAFTAR TABEL	11
DAFTAR GAMBAR	12
DAFTAR LAMPIRAN	14
BAB I PENDAHULUAN	Error! Bookmark not defined.
1.1. Latar Belakang	Error! Bookmark not defined.
1.2. Perumusan Masalah	Error! Bookmark not defined.
1.3. Tujuan Penelitian	Error! Bookmark not defined.
1.4. Manfaat	Error! Bookmark not defined.
1.5. Batasan Masalah	Error! Bookmark not defined.
BAB II TINJAUAN PUSTAKA	Error! Bookmark not defined.
2.1. Sinar X	Error! Bookmark not defined.
2.2. Interaksi Dengan Bahan	Error! Bookmark not defined.
2.2.1. Efek Fotolistrik	Error! Bookmark not defined.
2.2.2. Efek Compton	Error! Bookmark not defined.
2.2.3. Produksi Pasangan	Error! Bookmark not defined.
2.2.4. Rayleigh (coherent) scattering	Error! Bookmark not defined.
2.3. Parameter Penyinaran	Error! Bookmark not defined.
2.4. Computed Radiography (CR)	Error! Bookmark not defined.
2.4.1. <i>Reading and Erasure Process</i>	Error! Bookmark not defined.

2.4.2.	<i>Image Pre-Processing</i>	Error! Bookmark not defined.
2.4.3.	<i>Image post processing</i>	Error! Bookmark not defined.
2.5.	<i>Exposure Indicator</i>	Error! Bookmark not defined.
2.6.	<i>Dosimetri</i>	Error! Bookmark not defined.
2.7.	<i>Proteksi Radiasi</i>	Error! Bookmark not defined.
2.8.	<i>Trorax</i>	Error! Bookmark not defined.
2.8.1.	Anatomi Thorax.....	Error! Bookmark not defined.
2.8.2.	Anatomi Paru Paru.....	Error! Bookmark not defined.
2.9.	<i>Radiografi Thorax Postero Anterior (PA)</i>	Error! Bookmark not defined.
2.10.	<i>Kriteria Citra Radiografi Thorax</i>	Error! Bookmark not defined.
BAB III KERANGKA KONSEP		Error! Bookmark not defined.
3.1.	<i>Kerangka Konseptual</i>	Error! Bookmark not defined.
BAB IV METODE PENELITIAN		Error! Bookmark not defined.
5.1.	<i>Waktu dan Tempat Pengumpulan Data</i>	Error! Bookmark not defined.
5.2.	<i>Alat dan Bahan</i>	Error! Bookmark not defined.
5.3.	<i>Prosedur Pengambilan Data</i>	Error! Bookmark not defined.
5.4.	<i>Pengolahan dan Analisis Data</i>	Error! Bookmark not defined.
5.4.1.	<i>Pengukuran Entrance Surface Dose (ESD)</i>	Error! Bookmark not defined.
5.4.2.	<i>Penilaian Citra Radiografi</i>	Error! Bookmark not defined.
5.5.	<i>Alur Penelitian</i>	Error! Bookmark not defined.
BAB V HASIL DAN PEMBAHASAN		Error! Bookmark not defined.
5.1.	<i>Uji Kontrol Kualitas Citra Pesawat CR</i>	Error! Bookmark not defined.
5.1.1.	<i>Pengujian dark noise</i>	Error! Bookmark not defined.
5.1.2.	<i>Pengujian efisiensi siklus penghapusan</i>	Error! Bookmark not defined.
5.1.3.	<i>Pengambilan Image Phantom Thorax</i>	Error! Bookmark not defined.
5.1.4.	<i>Pengukuran Entrance Surface Dose (ESD)</i>	Error! Bookmark not defined.
5.1.5.	<i>Penilaian Citra Radiografi</i>	Error! Bookmark not defined.
5.2.	<i>Optimasi Dosis dengan kualitas citra radiografi</i>	Error! Bookmark not defined.
Daftar Pustaka		Error! Bookmark not defined.



DAFTAR TABEL

Tabel 5.1. Hasil pengukuran *pixel value* dan EI..... 37

Tabel 5.2. Hasil pengukuran *pixel value* dan EI..... 38

Tabel 5.3. Variasi tegangan tabung pada parameter penyinaran radiografi thorax..... 38

Tabel 5.4. Hasil evaluasi citra radiografi oleh dokter radiologi..... 46



DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1.	Efek Fotolistrik	7
Gambar 2.2.	a. Interaksi Compton, b. Skema Compton	8
Gambar 2.3.	Efek Compton	9
Gambar 2.4.	Rayleigh (coherent) Scattering	10
Gambar 2.5.	Sistem Pencitraan pada <i>Computed Radiography</i> (CR)	12
Gambar 2.6.	Proses Pembacaan dan penghapusan (The Reading and Erasure Process) PSP	13
Gambar 2.7.	Proses koreksi (shading correction) pada Image Pre-Processing ..	14
Gambar 2.8.	Sistem Pengukuran Dosimetri	18
Gambar 2.9.	Prinsip Kerja Dosimeter TLD	21
Gambar 2.10.	Anatomi Rongga Thorax	23
Gambar 2.11.	Anatomi Paru-paru	24
Gambar 2.12.	Posisi Pemeriksaan Radiografi <i>Postero Anterior</i> (PA)	25
Gambar 2.13.	Gambar Citra Radiograf Thorax Tormal Dengan Gambaran yang Optimal	26
Gambar 3.1.	Kerangka Konseptual	27
Gambar 4.1.	Skema pengukuran ESD	32
Gambar 4.2.	Alur Penelitian	35
Gambar 5.1.	Hasil citra radiografi tanpa dilakukan penyinaran radiasi dengan ukuran kaset a. 24 x 30 cm, b. 35 x 43 cm	36
Gambar 5.2.	Hasil citra radiografi setelah dilakukan penghapusan dan pembacaan CR	37
Gambar 5.3.	Penyinaran phantom thorax	39
Gambar 5.4.	Pesawat CR	39
Gambar 5.5.	Citra radiografi dengan parameter 45 kVp	40
Gambar 5.6.	Citra radiografi dengan parameter 55 kVp	40
Gambar 5.7.	Citra radiografi dengan parameter 65 kVp	41
Gambar 5.8.	Citra radiografi dengan parameter 75 kVp	41
Gambar 5.9.	Citra radiografi dengan parameter 85 kVp	42
Gambar 5.10.	Citra radiografi dengan parameter 95 kVp	42
Gambar 5.11.	Citra radiografi dengan parameter 105 kVp	43
Gambar 5.12.	Posisi TLD pada tengah permukaan phantom thorax	43
Gambar 5.13.	Hasil pengukuran ESD dari variasi kVp pada mAs	44
Gambar 5.14.	Hasil pengukuran ESD dari variasi mAs terhadap kVp	44
Gambar 5.15.	Hubungan perubahan variasi mAs dengan keterimaan citra radiografi thorax pada variasi kVp yang diinterpretasikan dengan nilai dosis radiasi (mSv)	48
Gambar 5.16.	Hubungan perubahan kVp dengan keterimaan citra radiografi thorax dengan pada variasi mAs yang diinterpretasikan pada nilai dosis radiasi (mSv)	50
Gambar 5.17.	Pengukuran gray value pada citra radiografi dengan parameter 45 kVp 2mAs	52
Gambar 5.18.	Pengukuran gray value pada citra radiografi dengan parameter 105 kVp 2mAs,	52

Gambar 5.19. Pengukuran Gray value pada citra radiografi dengan parameter 85 kVp 8 mAs, 54

Gambar 5.20. Hasil citra radiografi thorax dengan nilai dosis 0,12 mSv a. dengan parameter 45kVp / 4 mAs, b. 55kVp / 2 mAs..... 55



DAFTAR LAMPIRAN

Lampiran 1 Hasil kalibrasi dan uji kesesuaian pesawat sinar-x



BAB I PENDAHULUAN

1.1. Latar Belakang

Radiasi untuk keperluan medis mulai banyak digunakan, mengakibatkan tidak sedikit orang yang terkena paparan radiasi baik sebagai diagnostik maupun terapi, sehingga timbul pertanyaan dan pemikiran di masyarakat serta bidang medis tentang paparan radiasi dari prosedur x-ray diagnostik maupun terapi, dosis radiasi yang diterima pasien khususnya pada penyinaran radiografi thorax. Proteksi radiasi dalam pemeriksaan penyinaran radiasi thorax haruslah dipertimbangkan, dalam aspek pemberian dosis terhadap pasien. Timbul suatu permasalahan yang muncul ketika kita melakukan penyinaran thorax ini selain dosis radiasi yang diterima oleh thorax akan mempengaruhi dosis organ yang disekitarnya yang berdekatan dengan thorax tersebut.

Masyarakat beranggapan bahwa ketika setelah diradiasi akan menimbulkan kanker. Risiko kanker akibat radiasi dapat dikarenakan pada banyaknya dosis radiasi yang terakumulasi. Dosis efektif yang digunakan untuk penilaian risiko individu tidak direkomendasikan (ICRP 2007). Dosis organ yang diserap adalah ukuran yang lebih baik untuk memperkirakan risiko pasien dari pada dosis efektif (Martin 2007; ICRP 2007).

Dosis yang diterima oleh jaringan sangat ditentukan oleh beberapa parameter diantaranya faktor penyinaran, anatomi organ dan ketebalan organ yang pada saat penyinaran berlangsung (Tateno Y, 1997; Kellaranta et al., 2016). Penggunaan faktor penyinaran juga berpengaruh terhadap kualitas kontras dan densitas gambar yang dihasilkan, oleh karena itu perlu dipertimbangkan antara dosis yang diberikan

dan kualitas hasil radiograf sehingga bisa tetap menghasilkan nilai diagnostik dan penerimaandosis terhadap pasien dapat dikurangi. Tindakan mempertimbangkan antara dosis dan kualitas hasil radiografi kita kenal sabagai ALARA (*as low as reasonably achievable*) bertujuan untuk menurunkan dosis yang diterima oleh pekerja radiasi, pasien dan lingkungan dengan menggunakan tindakan praktis dan hemat biaya tetapi tetap menghasilkan kualitas citra yang optimal, sesuai dengan prinsip keselamatan radiasi yaitu justifikasi, limitasi dosis, dan optimisasi proteksi dan Keselamatan Radiasi (Bapeten 2013).

Pemeriksaan Radiologi Thorax adalah pemeriksaan X-ray diagnostik yang paling sering dilakukan (Veldkamp, et al., 2009; Sun, et al., 2012; Kelaranta et al., 2016). Dosis radiasi untuk pasien untuk pemeriksaan ini relatif rendah namun karena penggunaannya yang sering, kontribusi terhadap dosis kolektif cukup besar (Veldkamp, Kroft, dan Geleijns 2009). Pelaksanaan prosedur pemeriksaan thorax, perlu diperhatikan hal-hal yang meliputi dihasilkannya gambaran thorax dengan kualitas maksimal, sehingga mampu menegakkan diagnosa pasien dengan baik, dengan dosis radiasi sekecil mungkin yang diterima. Usaha untuk mengurangi dosis yang diterima oleh pasien salah satunya adalah dengan penggunaan variasi parameter penyinaran yaitu menaikkan tegangan tabung (kVp) dan menurunkan waktu arus (mAs) (Porto et al. 2014), yang kita kenal sebagai teknik kVp tinggi.

Pemilihan kVp dengan mAs yang tepat sangat diperlukan dalam penyinaran karena berpengaruh pada nilai dosis dan kualitas citra radiografi. Nilai dosis ini tentunya memiliki standar yang diatur dalam paparan medik atau *Diagnostic Reference Level* (DRL) Nasional, dengan penggunaan parameter yang tepat diharapkan selain mendapatkan kualitas citra yang baik, pasien tidak mendapatkan

paparan radiasi yang lebih maupun paparan radiasi yang tidak perlu, terutama pada pemeriksaan radiologi thorax.

Pemeriksaan radiologi Thorax ini digunakan Oleh dokter untuk sebagai diagnosa suatu penyakit yang diderita pasien. Hasil dari penyinaran ini berbentuk suatu citra radiograf. Seorang dokter mendiagnosa suatu penyakit melalui citra dari hasil penyinaran radiologi thorax sangatlah tergantung dari kualitas citra yang dihasilkan, pencitraan medis di Instalasi Radiologi sering sekali hasil citra yang dihasilkan kurang optimal baik terlalu putih (*underexpose*) maupun terlalu gelap (*overexpose*), selain itu ada juga dikarenakan *dobel exposure*, blur atau gambar goyang (*Motion Unsharpness*). Citra yang terlalu putih maupun terlalu gelap juga dipengaruhi oleh pemberian parameter tegangan tabung (kVp) yang terlalu tinggi (*Overpenetrated*) maupun terlalu rendah (*Underpenetrated*) (Tateno et al. 1997). *Overexpose* maupun *overpenetrated* merupakan kejadian paling banyak terjadi setelah adanya teknologi pencitraan medis berupa *Computed Radiography* (CR) digunakan. Seorang operator beranggapan penggunaan parameter penyinaran yang besar akan mempermudah pengolahan citra pada *post proscing*, karena lebih mudah merubah kontras dan *Brightness* pada citra yang dihasilkan daripada penggunaan parameter yang kecil, sehingga tidak memperhitungkan aspek ALARA (Willis 2004; Don 2004).

Hal yang dilakukan untuk menghasilkan gambaran citra radiograf optimal, dipertimbangkan antara kualitas radiograf dengan dosis yang diterima oleh seorang pasien pada saat penyinaran radiasi. Antara kualitas citra radiografi dengan dosis harus dipilih untuk menghasilkan citra radiograf dengan dosis yang rendah menghasilkan kualitas citra yang optimal.

Interaksi berkas sinar-X dengan tubuh selalu menghasilkan suatu distribusi dosis dalam organ tubuh yang sangat sulit diukur secara langsung. Dosis yang diterima organ akibat paparan sinar-x diagnostik relatif terhadap dosis permukaan kulit (*Entrance Surface Dose*). ESD mempunyai peranan penting dalam pengukuran rutin dosis pasien pada radiodiagnostik. ESD didefinisikan sebagai Dosis serap pasien pada permukaan kulit pasien pada *central point* iradiasi. ESD diukur dengan menggunakan TLD, ESD dipengaruhi oleh backscatter factor pada permukaan kulit pasien (Porto et al. 2014), (IAEA 2014).

Nilai paparan medik atau *Diagnostic Reference Level* (DRL) Nasional untuk pemeriksaan radiologi Thorax sebesar 0,4 mSv. Penggunaan parameter penyinaran yang besar pasti akan menimbulkan nilai ESD yang besar, terutama pada CR karena hanya mempertimbangkan kemudahan pengolahan citra pada post prosesing untuk menghasilkan citra yang baik, oleh karena itu perlu dilakukan studi dan penelitian untuk mengetahui besaran dosis radiasi yang diterima pasien untuk menghasilkan citra radiograf yang diterima sebagai nilai diagnostik dengan merubah parameter penyinaran dalam studi ini menggunakan variasi perubahan tegangan tabung (kVp).

1.2. Perumusan Masalah

1. Berapa nilai *Entrance surface dose* (ESD) yang diterima thorax terhadap variasi kVp dan mAs.
2. Seberapa berpengaruh pemilihan variasi kVp dan mAs pada penyinaran radiografi thorax terhadap *Entrance surface dose* (ESD) yang diterima dan kualitas citra radiograf yang dihasilkan.

3. Pada parameter penyinaran radiografi thorax berapa yang menghasilkan dosis optimal dan kualitas radiografi yang baik.

1.3. Tujuan Penelitian

1. Menganalisis nilai *Entrance surface dose* (ESD) yang diterima thorax terhadap variasi kVp dan mAs.
2. Menganalisis pengaruh pemilihan variasi kVp dan mAs pada penyinaran radiografi thorax terhadap *Entrance surface dose* (ESD) yang diterima dan kualitas radiograf yang dihasilkan.
3. Menganalisis parameter penyinaran radiografi thorax yang menghasilkan dosis optimal dan kualitas radiografi yang yang baik

1.4. Manfaat

1. Memberikan informasi tentang *Entrance surface dose* (ESD) khususnya pada pemeriksaan radiologi thorax
2. Memberikan informasi tentang kualitas radiografi pada variasi kVp dan mAs
3. Sebagai saran untuk dilakukannya penggunaan parameter penyinaran radiologi thorax

1.5. Batasan Masalah

Penelitian ini dilakukan di RSUD Banjarnegara Jawa Tengah, dengan menggunakan pesawat General sinar-x, dengan menggunakan parameter variasi tegangantabung dari 45kVp sampai 105kVp dengan selisih 10 kVp. Penelitian ini dilakukan terhadap *Phantom* thorax dewasa sebagai pengganti obyek sesungguhnya, dengan menggunakan *Carestream Clasic Computed Radiography* dalam pengolahan citranya. Pengukuran kualitas citra dengan parameter yang tersedia pada *Computed Radiography*, yaitu sebatas nilai *brightness* dan *contrast*.

Pengukuran dosis secara langsung menggunakan TLD dan kualitas radiograf dilakukan oleh 5 dokter radiologi.



BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1. Sinar X

Terbentuknya sinar x ini diawali dengan elektron -elektron yang ditembakkan dari katoda memiliki energi yang cukup tinggi disebabkan pemberian tegangan pemercepat yang tinggi, mengakibatkan elektron-elektron yang ditembakkan dapat menumbuk elektron atom sehingga terpental meninggalkan bidang orbitalnya, terjadi kekosongan elektron pada kulit atom, terbesar terjadi pada kulit bagian dalam yaitu kulit K.

Kekosongan pada kulit atom ini segera terisi oleh elektron-elektron dari kulit sebelah luarnya, yang disertai pancaran energi transisinya, dimana energinya bersifat diskrit yang merupakan karakter dari bahan tersebut, yang dikenal dengan sinar x karakteristik.

Selain karakteristik elektron yang melintas mendekati inti atom (nukleus) target, dengan gaya tarik coulomb yang sangat 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, yang dikenal sebagai Sinar X bremstahlung (Bushberg 2002).

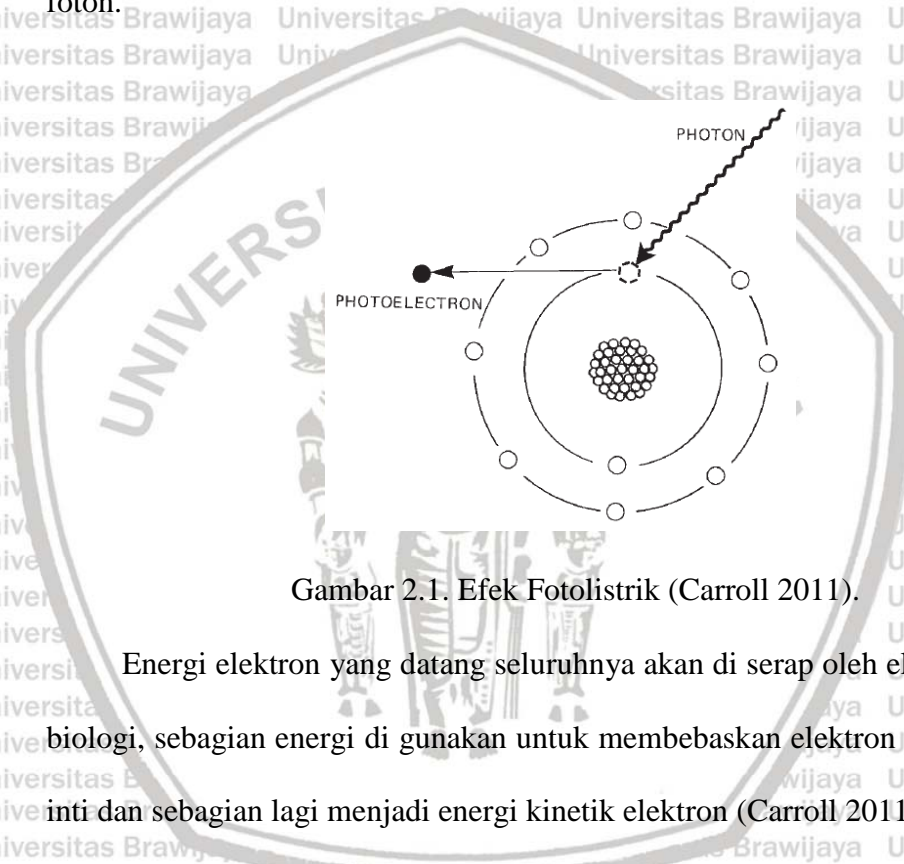
2.2. Interaksi Dengan Bahan

Ketika radiasi sinar x di gunakan untuk suatu diagnostik pastilah di interaksikan pada jaringan biologis untuk mendapatkan gambaran yang mempunyai nilai diagnostik, ketika sinar x di hasilkan dan di kenakan pada jaringan biologi

akan terjadi interaksi. Saat melewati jaringan biologi, foton akan menembus, menyebar, atau terserap (Bushberg 2002). Interaksi tersebut meliputi ;

2.2.1. Efek Fotolistrik

Interaksi elektron yang menghasilkan efek fotolistrik ini merupakan interaksi antara sinar-X (*foton*) dengan elektron jaringan yang terikat kuat, yang besar energi ikatnya memiliki energi yang sama maupun lebih kecil dari energi foton.



Gambar 2.1. Efek Fotolistrik (Carroll 2011).

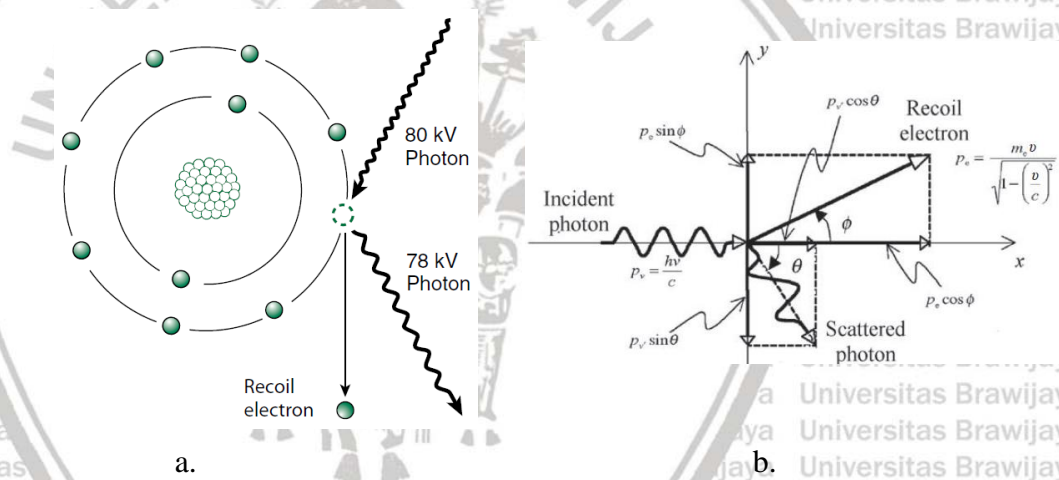
Energi elektron yang datang seluruhnya akan di serap oleh elektron jaringan biologi, sebagian energi di gunakan untuk membebaskan elektron dari tenaga ikat inti dan sebagian lagi menjadi energi kinetik elektron (Carroll 2011).

Elektron yang dikeluarkan dari sebuah atom dengan cara ini disebut fotoelektron, dan dipancarkan segera berinteraksi dengan atom lain di dalam jaringan, dan tidak pernah menembus tubuh pasien. Oleh karena itu, elektron tidak dapat mencapai reseptor gambar dan tidak memberikan manfaat pada image reseptor.

Dalam efek fotolistrik, semua energi foton dipindahkan ke elektron yang dikeluarkan dari atom. Energi kinetik dari fotoelektron yang dilontarkan (E_e) sama dengan energi foton yang berinteraksi (E_0) dikurangi energi pengikatan elektron orbital (E_b) (Bushberg 2002).

2.2.2. Efek Compton

Efek Compton merupakan energi foton sinar-x yang energinya sebagian diserap oleh elektron terluar, yang kemudian dikeluarkan dari atom sebagai elektron recoil. Energi foton yang tersisa dipasang kembali sebagai foton dipancarkan lagi yang dapat menembus sampai mencapai *image reseptor* (Carroll 2011).



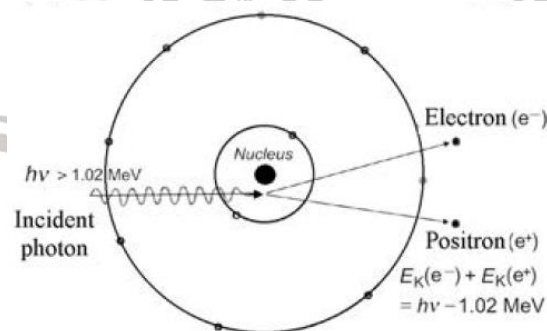
Gambar 2.2. a. Interaksi Compton, b. Skema Compton (Carroll 2011).

Interaksi Compton juga dikenal dengan dua nama lain, hamburan yang dimodifikasi dan hamburan yang tidak koheren. Kedua istilah tersebut mengacu pada keadaan foton sinar-x yang tersebar, yang telah dimodifikasi energinya dari foton primer yang datang, oleh karena itu memiliki energi baru yang tidak koheren dengan aslinya seperti pada Gambar 2.2.a.

Sinar-X yang tersebar dianggap sebagai sinar-x baru, yang bentuk oleh interaksi atomik yang terjadi di dalam pasien, sedangkan x-ray kejadian dibuat oleh interaksi di anoda tabung sinar-x. Selanjutnya, sinar-x sering diidentifikasi dengan jumlah energi hasil dari interaksi di tabung, yang juga menentukan frekuensi dan panjang gelombangnya. Sebuah foton yang tersebar dengan energi lebih sedikit memiliki frekuensi lebih rendah dan panjang gelombang yang lebih panjang daripada x-ray hasil dari tabung sinar x (Carroll 2011).

Dalam efek Compton, foton kehilangan sebagian dari energi untuk kembali ke kumparan (Compton) elektron dan tersebar sebagai foton $h\nu'$ melalui θ sudut hamburan, seperti yang ditunjukkan secara skematis pada gambar 2.5.b. Dalam skema tersebut, elektron berinteraksi ada pada asal dari sistem koordinat Kartesius dan insiden foton berorientasi pada arah positif sepanjang absis (x) axis. Sudut hamburan θ adalah sudut antara arah foton $h\nu'$ tersebar dan sumbu absis positif sedangkan sudut coil ψ ulang adalah sudut antara arah elektron mundur dan sumbu absis positif

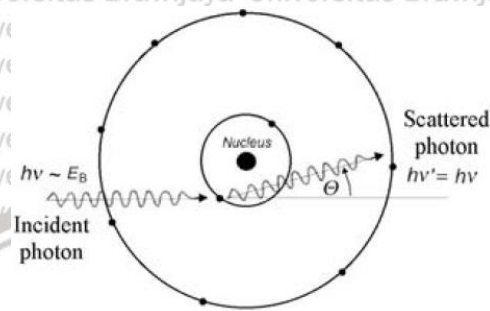
2.2.3. Produksi Pasangan



Gambar 2.3. Efek Compton (Bailey et al., 2014).

Sinar X 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 (Bailey, Humm, dan Aswegen 2014).

2.2.4. Rayleigh (coherent) scattering



Gambar 2.4. Rayleigh (coherent) scattering (Bailey, Humm, dan Aswegen 2014).

Dalam hamburan Rayleigh (juga disebut 'koheren hamburan'), foton berinteraksi dengan pelengkap elektron orbit atom terikat kuat dari atom penyerap.

Peristiwa ini dianggap elastis dalam arti bahwa foton sama sekali tidak kehilangan energinya $h\nu$ namun tersebar melalui sudut hamburan yang relatif kecil θ . Disebut

juga hamburan elastis radiasi elektromagnetik cahaya atau lainnya dengan partikel

yang jauh lebih kecil daripada panjang gelombang p foton, yang mungkin atom, hal

ini dapat terjadi ketika perjalanan cahaya dalam transparan padatan dan cairan,

tetapi yang paling menonjol terlihat dalam gas (Bailey, Humm, dan Aswegen 2014).

2.3. Parameter Penyinaran

Pelaksanaan prosedur pemeriksaan thorax, perlu diperhatikan hal-hal yang

meliputi dihasilkannya gambaran thorax dengan kualitas maksimal, sehingga mampu

menegakan diagnosa pasien dengan baik, dengan dosis radiasi sekecil mungkin

yang diterima. Parameter penyinaran terdiri dari tegangan kVp atau beda potensial

antara anoda dan katoda, KVp merupakan faktor yang mengontrol energi elektron

atau kecepatan elektron. Arus listrik (mA), waktu (s) atau yang kita kenal sebagai mAs, kombinasi mA dan s ini menunjukkan jumlah elektron yang diproduksi di katoda dan kemudian jumlah sinar-x yang dihasilkan di anoda. mAs ini menunjukkan kuantitatif dari faktor pemaparan.

Untuk mengurangi dosis yang diterima oleh pasien salah satunya adalah dengan memvariasikan parameter penyinaran yaitu menaikkan tegangan tabung (kVp) dan menurunkan waktu arus (mAs)(Porto et al. 2014).

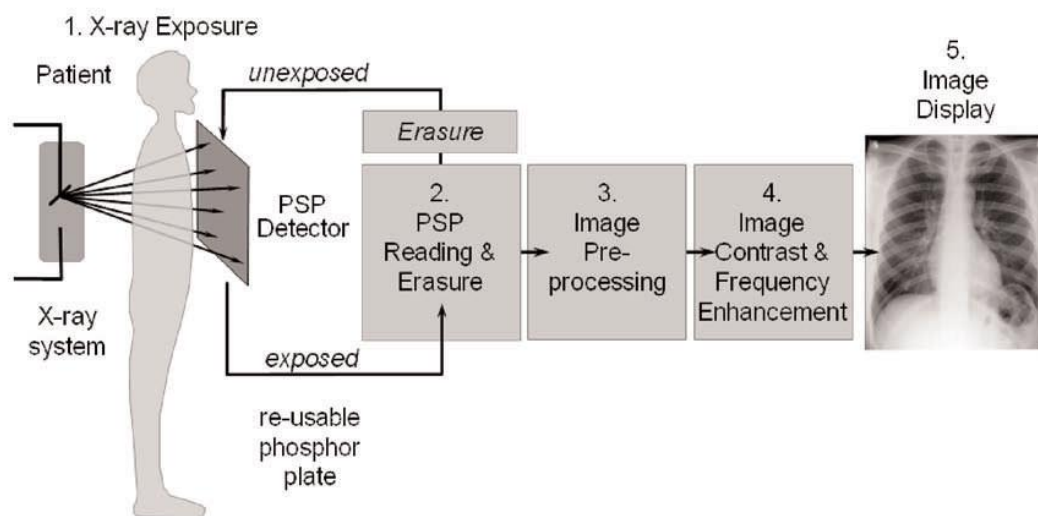
Teknik kVp tinggi ini merupakan teknik penyinaran yang menggunakan parameter faktor eksposi kVp tinggi yaitu lebih dari 100 kVp, sehingga mengakibatkan perbedaan tingkat kehitaman antara tulang, jaringan, dan udara menjadi lebih merata (Bushong 2013). Dengan teknik kVp tinggi, dosis radiasi yang diterima pasien kecil karena dengan bertambahnya kVp maka daya tembus sinar-X semakin kuat, sehingga semakin sedikit sinar-X yang diserap oleh bahan (kulit). Kenaikkan kVp mengurangi atenuasi dalam jaringan dan mengurangi radiasi yang diserap dan meningkatkan radiasi hambur.

Menaikkan parameter penyinaran kVp 15% akan menurunkan mAs menjadi setengahnya atau yang lebih dikenal sebagai aturan 15%. Selain dari dosis yang akan menurun juga akan mempersingkat waktu penyinaran artinya dengan menggunakan waktu yang singkat akan mengurangi gambaran yang kabur akibat dari pergerakan objek yang disinari (Carroll 2011). Tidak jauh berbeda dengan

Menaikkan parameter penyinaran 10 kVp akan menurunkan mAs menjadi setengahnya(Allen, et al., 2013).

2.4. Computed Radiography (CR)

Computed radiography (CR) merupakan proses pembuatan citra radiograf secara digital dari data yang didapat dengan *imaging plate* (IP) dan *reader*. Proses CR mencakup akuisisi, pemrosesan, dan tampilan gambar. CR telah banyak digunakan dalam perkembangan diagnostik. Secara bertahap sistem CR ini akan menggantikan sistem imaging dengan menggunakan *film screen* atau dengan menggunakan sistem manual (Silva dan Yoshimura 2013).



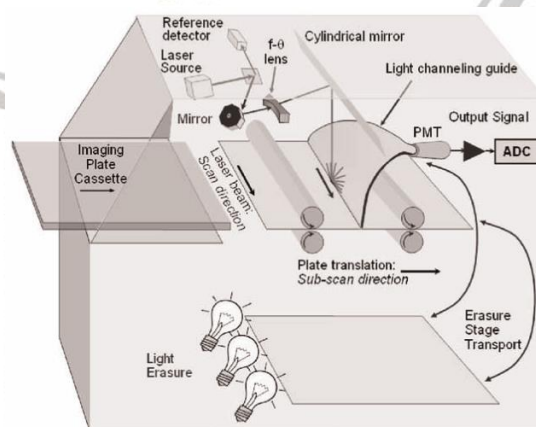
Gambar 2.5. Sistem pencitraan pada *Computed Radiography*(CR) (AAPM, 2006).

Citra yang dihasilkan awalnya melibatkan penyinaran radiasi pasien dengan teknik x-ray, energi yang diteruskan diterima oleh detektor PSP. Setelah PSP yang *terexposed* dilakukan pembacaan pada *Digitizer* ini merubah gambaran analog atau gambaran laten menjadi gambaran digital melalui *Analog Digital Converter*, setelah itu terbentuklah citra radiografi yang masih mentah belum dilakukan prosesing editing yang dikenal *Image pre-processing*. Proses berikutnya yaitu melibatkan koreksi variasi sistematis untuk mendapatkan kisaran informasi yang terkait dengan penyesuaian nilai digital berikutnya yang dikenal *Image post*

processing pada proses ini nilai digital dari citra digital mentah menghasilkan peningkatan grayscale dan kontras yang sesuai untuk anatomi. Hasil dari post prosesing citra yang dihasilkan dapat ditampilkan melalui monitor maupun dicetak melalui printer, hasil citra ini mempunyai nilai diagnostik dari hasil pemeriksaan yang dilakukan (AAPM, 2006). CR dalam perkembangannya sudah banyak digunakan menggantikan sistem manual atau yang disebut sistem film screen, dengan pemrosesan citra di kamar gelap, (*dark room*), menggunakan cairan kimia untuk membentuk citra pada hasil penyinaran pada film.

2.4.1. Reading and Erasure Process

Komponen utama dari pembaca PSP mencakup sumber laser yang memberikan sinyal, pembagi sinar, deflektor cahaya yang berotasi, lensa cekung ($f-\theta$ lens), cermin refleksi silinder, pengumpulan cahaya, tabung fotomultiplier (PMT) dan tahap penghapusan. IP diproses dalam gerakan terus menerus melalui sinar laser dengan rol. Semua fungsi komponen disinkronkan oleh digital komputer. beberapa PMT digunakan untuk menangkap sinyal pada bagian terakhir tahap penghapusan yaitu menghapus sisa sinyal, dan IP dimasukkan kembali ke kaset (AAPM 2006), seperti Gambar 2.6.

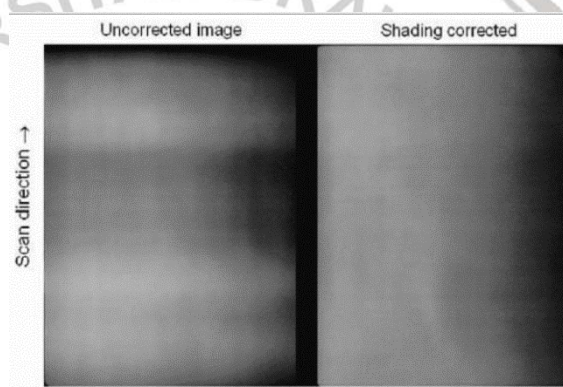


Gambar 2.6 Proses Pembacaan dan penghapusan (The Reading and Erasure Process) PSP

Beberapa vendor CR lainnya mempunyai sistem serupa menggunakan PSP yang membedakan yaitu efisiensi pendeteksian dengan spasial resolusi yang baik.(Seibert 2004).

2.4.2. Image Pre-Processing

Intensitas cahaya yang diterima PSP memungkinkan memiliki variasi yang tidak seragam antara di tepi dan di tengah sumber cahaya. Koreksi matrik dilakukan berdasarkan keseragaman *exposure* pada detektor dengan menghitung rata-rata dari citra yang di normalisasikan dengan mengambil sampel *raw data* citra yang tidak terkoreksi, seperti Gambar 2.7.



Gambar 2.7 Proses koreksi (*shading correction*) pada *Image Pre-Processing*

Proses koreksi (*shading correction*) menunjukkan kemampuan koreksi untuk mengurangi ketidaksamaan detektor untuk menerima sinyal dari PSP, namun tidak pada arah satu sisi saja baik vertikal maupun horisontal di mana nilai intensitas yang lebih rendah pada sisi kanan gambar adalah karena ke *heel effect* dari tabung sinar-x untuk aplikasi mamografi.

2.4.3. Image post processing

Citra yang dihasilkan pada proses *pre processing*, merupakan hasil citra base yang masih belum dilakukan manipulasi, *Image post processing* digunakan untuk

memperbaiki kualitas citra dengan mereduksi noise, optimasi kontras dan berbagai software lainnya.

1. Penyesuaian Grayscale Citra

Untuk mengolah citra, pabrikan menyediakan perangkat keras dan perangkat lunak komputer. Optimalisasi parameter pemrosesan adalah sangat penting untuk menghasilkan kualitas citra yang optimal yang dilakukan oleh Radiografer yang membutuhkan pengalaman untuk mengatus citra agar memiliki nilai diagnostik yang baik. Masalah umum adalah bahwa kisaran parameter pemrosesan jauh melebihi nilai klinis yang berguna dan dapat menyebabkan over pengolahan. Modifikasi parameter pengolahan dilakukan bersamaan dengan ahli radiologi untuk optimasi (Rowlands 2002). Kualitas citra yang optimal dapat dihasilkan melalui pemberian parameter penyinaran yang tepat agar tidak banyak modifikasi parameter *post processing* ini, harus dipilih parameter yang tepat untuk menghasilkan citra yang optimal dengan nilai dosis yang rendah.

2. Contrast Processing

Perbedaan kecil dalam atenuasi tubuh manusia dan latitude yang lebar dari detektor PSP, menyebabkan sedikit perbedaan yang ada pada citra mentah. Untuk meningkatkan anatomis, pabrikan menyediakan perangkat lunak dengan format kontras. Tujuan pengolahan kontras adalah untuk membuat citra dengan kontras yang serupa dengan citra film konvensional, atau untuk meningkatkan kualitas citra yang diinginkan. Jenis proses ini juga disebut *gradasi processing*, dan *contrast enhancement*.

Teknik yang paling umum dan sederhana untuk pengaturan ini yaitu mengembalikan nilai *pixel* individu (*pixel value*). Modifikasi keseluruhan dari

kurva kontras menghasilkan kontras yang berbeda dari citra yang sama pada tingkat grayscale yang berbeda (AAPM 2006).

Pada bagian CR kita mengenal beberapa bagian yang membentuk suatu kesatuan perangkat dalam kesatuan, perangkat yang ada dalam suatu sistem CR meliputi *Imaging Plate* (IP), Kaset (IP), *Digitizer*, Sistem Komputer, dan printer.

3. Brightness

Brightness dapat diartikan sebagai intensitas cahaya yang diwakili oleh masing-masing *pixel* dalam citra. Brightness dikontrol oleh proses software melalui proses digital (Bontrager 2018)

1. *Imaging Plate* (IP)

IP merupakan bagian yang penting pada sistem CR, merupakan lembaran plate sebagai media reseptor sinar-X yang terbuat dari bahan *photostimulable storage phosphor* (PSP). Energi sinar-X yang tersimpan dalam IP tersebut dapat dibebaskan melalui proses scanning dengan menggunakan laser. IP tidak memerlukan proses kimiawi dan dapat digunakan berulang kali.

2. Kaset IP

Kaset IP ini sama dengan yang digunakan pada radiografi konvensional, hanya saja untuk kaset IP memiliki celah (*window*). Bagian belakang kaset dilapisi *lead* setebal 150 μm untuk meminimasi efek backscatter yang dapat mempengaruhi kualitas gambar (Agfa 2009b).

3. *Digitizer* dan Sistem Komputer

Digitizer memiliki fungsi dalam proses pembacaan (*readout*), penghapusan (*erasure*) dan pengolahan (*processing*) citra. Selain itu berfungsi sebagai pengolah citra yang terdiri dari komputer khusus untuk medical imaging. Terdapat macam-

macam menu untuk proses editing dan pengolahan citra sesuai dengan anatomi tubuh dan menu untuk proyeksi radiografi yang dapat menambah atau mengurangi densitas, kontras dan detail dari citra radiografi yang diperoleh (Agfa 2009a).

Keuntungan yang sangat besar dari gambar digital yaitu akan meningkatkan visualisasi patologi. Tujuan pengolahan citra anatara lain untuk menampilkan penyinaran objek secara penuh dan untuk meningkatkan kontras pada citra tersebut, juga mengoptimalkan resolusi spasial sistem digital dan untuk mengurangi noise gambar.

4. *Printer*

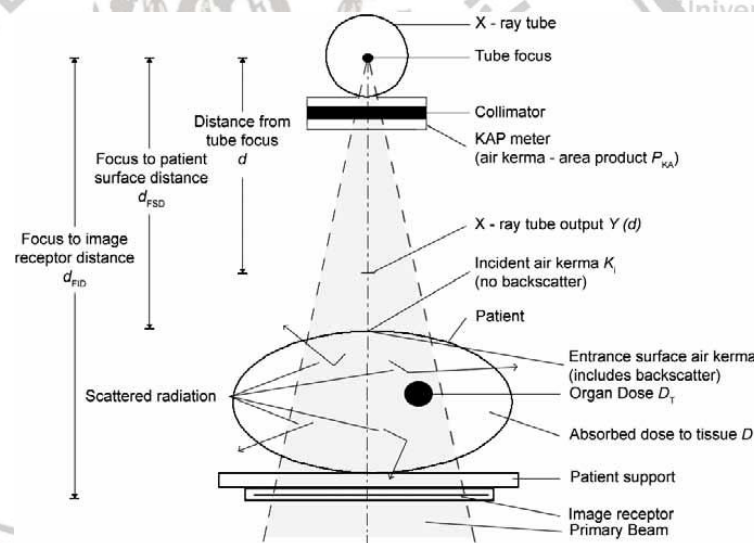
Hasil *post* prosesing dari citra radiografi yang dihasilkan dapat berbentuk *soft copy* maupun *hard copy*, dalam *soft copy* biasanya disimpan dalam hardisk, maupun CD tetapi sebagian besar dalam bentuk *hard copy*.

2.5. *Exposure Indicator*

Exposure indicator (EI) adalah ukuran jumlah paparan yang diterima oleh IP yang tergantung pada mAs, luas total detektor radiasi yang digunakan, dan atenuasi berkas. EI merupakan indikasi kualitas citra. Respon dinamis IP yang lebar dan kemampuan menangkap signal memberikan fleksibilitas yang tinggi dalam menentukan jumlah eksposi yang diinginkan untuk suatu pemeriksaan, under atau overexposure dapat ditutupi. Untuk mengidentifikasi perkiraan nilai eksposi yang digunakan dalam menampilkan suatu citra, pabrikan CR menemukan metoda analisa nomor digital pada citra berdasarkan penyesuaian respon untuk mengetahui *Exposure indicator* (EI) (Shepard et al. 2009).

2.6. Dosimetri

Intensitas berkas sinar-x dari sistem pencitraan sinar-x diukur dalam miligray di udara (mGnya), sebelumnya dikenal miliroentgen (mR) dan disebut kuantitas sinar-x. Istilah lainnya yaitu paparan radiasi, yang sering digunakan sebagai intensitas sinar-x atau kuantitas x-ray. semuanya diukur dalam mGya (mR). Tingkat paparan radiasi dinyatakan sebagai mR/s, mR/min, atau mR/mAs juga dapat digunakan untuk mengekspresikan intensitas x-ray. Variasi ini tidak diperhitungkan selama rentang energi sinar-x yang digunakan dalam pencitraan medis, sehingga kita dapat mengasumsikan bahwa jumlah sinar-x pada berkas adalah kuantitas radiasi (Bushong 2013).



Gambar 2.8. Sistem Pengukuran Dosimetri(IAEA 2014).

1. Kinetic Energy Released In A Material

Kerma (K) adalah jumlah seluruh energi kinetik (dE_{tr}) dari partikel bermuatan yang dibebaskan karena proses tumbukan partikel bermuatan dalam masa material (dm), Satuan unitnya dalam J/kg, atau biasa disebut dengan Gray (Gy)(IAEA 2014).

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad 2.2$$

2. *Incident Air Kerma*

Incident air kerma adalah kerma di udara yang berasal dari penyinaran sinar-x yang diukur dipusat sinar pada pertengahan posisi pasien ataupun pantom. *Incident air kerma* hanya memperhitungkan radiasi yang terjadi pada pasien, tanpa memperhitungkan faktor hambur (*back scatter factor*) (IAEA 2014).

3. *Entrance Surface Dose*

Entrance surface dose (ESD) adalah kerma di udara yang berasal dari penyinaran sinar-x yang diukur dipusat sinar pada pertengahan posisi pasien ataupun pantom. Dengan memperhitungkan radiasi yang terjadi pada pasien dengan memperhitungkan faktor hambur (*back scatter factor*) (IAEA 2014). Ada dua metode yang digunakan untuk menentukan *Entrance surface dose* (ESD). Metode pertama menggunakan parameter penyinaran yang digunakan, untuk mengestimasi kerma udara yang datang. Output tabung sinar X diukur pada titik referensi dan menggunakan hukum kuadrat terbalik. ESD diperoleh dari perhitungan nilai dari kerma udara yang datang menggunakan tabulasi faktor backscatter (Porto et al., 2014; IAEA, 2014).

$$ESD = \frac{K_a}{mAs_{cal}} mAs \left(\frac{kV_{cal}}{kV} \right) \left(\frac{d_{cal}}{d} \right) (BSF_{table} + 1) \quad 2.3$$

Dimana K_a adalah kerma udara hasil pengukuran alat ukur radiasi pada saat kV_{cal} , dan mAs_{cal} , dan d_{cal} adalah 100 cm, BSF_{table} merupakan tabel dari Back Scatter Faktor sesuai dengan jaringan biologi yang di sinari. Ketidakastian pengukuran kesemuanya lebih baik kurang dari 15% (Porto et al. 2014).

Perhitungan yang kedua dilakukan secara langsung menggunakan TLD yang diletakan di kulit pada tengah tengah area penyinaran (Porto et al. 2014; IAEA 2014), dan hasil pengukuran di bawa ke laboratorium untuk mendapatkan nilai dari

hasil penyinaran didapatkan nilai nC dan dikonverter menjadi μGy dengan menggunakan faktor kalibrasi, dan memperhitungkan nilai latar TLD yang tidak digunakan, dan menggunakan evaluasi dosis latar, dengan menggunakan persamaan :

$$K_e = MN_{K_{Q_0}} k_Q k_f \quad 2.4$$

Menghitung *Entrance surface dose* (ESD) K_e , dari rata-rata latar yang dikoreksi dari hasil pembacaan dosimeter M, $N_{K_{Q_0}}$, untuk referensi dari kualitas radiasi, Q_0 , faktor koreksi, k_Q , untuk kualitas radiasi yang digunakan dan faktor koreksi, k_f , yang mengoreksi efek *fading* (hilang) dari sinyal termoluminensi antara radiasi pada TLD (IAEA 2014).

4. *Absorbed Dose*

Absorbed Dose atau yang kita kenal dosis serap dapat didefinisikan sebagai energi radiasi diukur dalam Joule, yang diserap per kg jaringan. Nilai dosis serap diberikan dalam satuan Grey (Gy), di mana 1 Gy sama dengan 1 Joule /kg. Dosis serap dalam jaringan (H_T) diberikan oleh :

$$H_T = \sum_R W_R D_{T,R} \quad 2.5$$

Dimana $D_{T,R}$ adalah rata-rata dosis yang diserap dalam jaringan (T) dengan massa (m_T) dari jumlah yang diberikan radiasi R, dan W_R adalah faktor radiasi pembobotan (dengan nilai 1 untuk kedua X-rays dan γ -rays). Satuan H_T adalah J/kg, tetapi biasanya dalam sieverts (Sv), atau millesieverts (Smith dan Webb 2011). Beberapa jaringan lebih sensitif terhadap kerusakan radiasi daripada yang lain, dan ini diperhitungkan dengan menghitung dosis efektif (E), yang diberikan oleh jaringan dosis ekuivalen dengan mempertimbangkan faktor bobot jaringan (W_T) dari organ, dapat diberikan rumus;

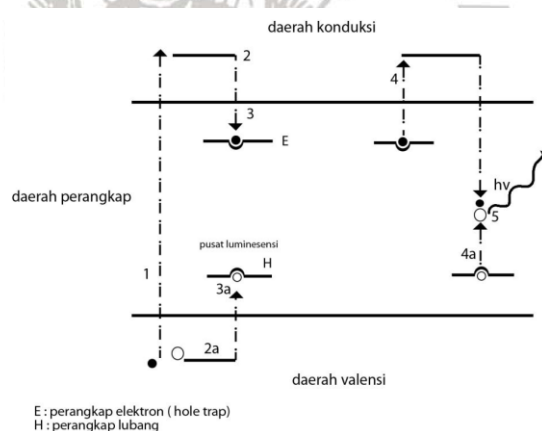
$$E = \sum_T W_T H_T \quad 2.6$$

5. TLD (Thermoluminescence Dosimeter)

Pada pengukuran dosis terdapat bermacam macam alat ukur radiasi untuk mendapatkan ESD radiografi. Untuk mendapatkan nilai ESD dapat diukur secara langsung menggunakan TLD (*Thermoluminescence* Dosimeter) (IAEA 2014).

Thermoluminescence Dosimeter merupakan detektor radiasi pasif yang dapat menangkap dan menyimpan energi radiasi yang mengenainya kemudian memancarkannya dalam bentuk cahaya ketika dipanaskan pada proses pembacaan.

Jenis sumber radiasi akan mempengaruhi respon TLD. Pengaruh energi sumber radiasi terhadap respon TLD dapat mempengaruhi hasil evaluasi dosis yang dihasilkan. Evaluasi Dosimetri (Carroll 2011).



Gambar 2.9. Prinsip kerja dosimeter TLD, yang dimodifikasi (Attix 2004).

Prinsip kerja dosimeter TLD menggunakan efek thermoluminescence. Pada saat kristal TLD ini dikenai atau berinteraksi dengan radiasi, maka elektron pada atom kristal akan berpindah ke tingkat energi yang lebih tinggi atau pita konduksi dan menyebabkan kekosongan (*hole*) pada pita valensi, elektron ini tertangkap oleh zat pengotor pada kristal. Dan tertahan sampai proses pembacaan dengan cara pemanasan TLD, ketika dipanaskan menyebabkan elektron yang berada di elektron

trap keluar dan berpinda ke pita konduksi kemudian elektron pada kristal akan kembali ke posisi semula yang berada di pita valensi (*ground state*) sambil memancarkan energi dalam bentuk cahaya, cahaya yang dipancarkan sebanding dengan energi radiasi yang ditangkap, cahaya ini dikuatkan oleh tabung *photomultiplier* (PMT) dan intensitas cahayanya tersebut diubah menjadi sinyal elektrik dan dikuatkan. Proses pemancaran foton akibat pemanasan ini disebut *thermoluminisensi* (Attix 2004).

2.7. Proteksi Radiasi

Keselamatan radiasi didasarkan pada asumsi konservatif bahwa dosis radiasi dan efek biologisnya pada jaringan hidup mempunyai hubungan yang linier, artinya setiap dosis radiasi dengan besaran apapun dapat menghasilkan beberapa tingkat efek merugikan yang mungkin mencakup peningkatan risiko mutasi genetik dan kanker. Dengan demikian perlu adanya prinsip untuk keselamatan radiasi tersebut. Prinsip tersebut yang kita kenal ALARA (*as low as reasonably achievable*) bertujuan untuk menurunkan dosis yang diterima oleh pekerja radiasi, pasien dan lingkungan dengan menggunakan tindakan praktis dan hemat biaya tetapi tetap menghasilkan kualitas citra yang optimal. Penggunaan radiasi dalam diagnostik maupun terapi harus memiliki justifikasi, limitasi dan optimasi, artinya penggunaan radiasi mempunyai manfaat yang lebih besar daripada risiko yang timbul, dengan dosis tidak melebihi nilai batas yang ditetapkan serta dilakukan secara optimal.

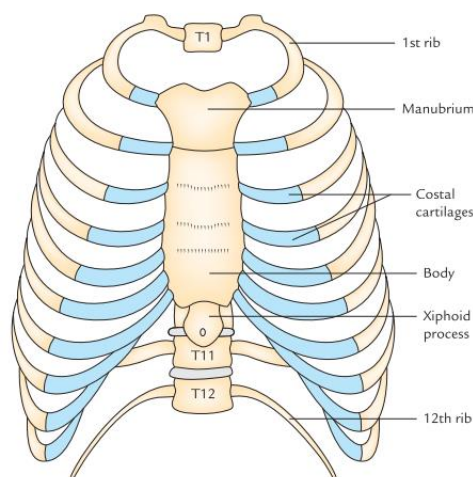
Tindakan prinsip ALARA ini meliputi waktu, jarak dan perisai. Penting untuk meminimalkan waktu paparan radiasi agar tidak melebihi nilai batas dosis.

Mengatur jarak antara tubuh dan sumber radiasi akan mengurangi paparan

radiasi yang diterima. Penggunaan bahan penyerap seperti timbal untuk sinar-X dan sinar gamma adalah cara efektif untuk mengurangi paparan radiasi.

2.8. Torax

2.8.1. Anatomi Thorax



Gambar 2.10. Anatomi rongga thorax (Singh 2014).

Toraks adalah suatu rongga yang berada di bawah leher sampai di atas perut / abdomen. Secara umum, istilah chest digunakan sebagai sinonim untuk thorax.

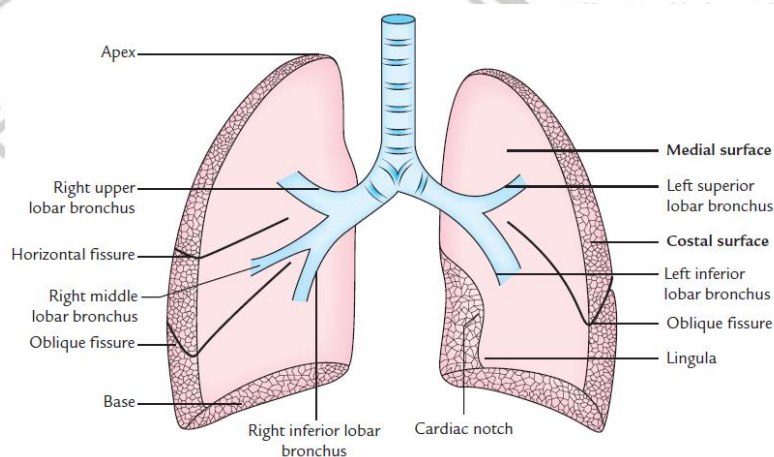
Rongga dibagi oleh diafragma ke bagian atas yang disebut rongga thorax dan bagian bawahnya disebut rongga perut. Rongga thorax didalamnya terdapat organ respirasi atau paru – paru (Singh 2014).

Rongga Thorax dibentuk oleh kerangka kerangka yang disebut costai. Costai ini mendukung otot toraks, ekstremitas atas, punggung, dan diafragma. Ini bersifat elastis. Hal ini terutama dirancang untuk meningkatkan atau mengurangi tekanan *intrathoracic*

Rongga Thorax terbentuk dari bagian anterior yaitu tulang sternum, *prosesus xiphoid* dan tulang costa bagian depan, pada posterior: terdapat 12 tulang belakang toraks dan costa bagian belakang, akan membentuk 12 pasang tulang.

2.8.2. Anatomi Paru Paru

Paru-paru adalah salah satu organ sistem pernapasan yang berada di dalam kantong yang dibentuk oleh pleura pariestastis dan pleura viseralis. Kedua paru-paru sangat lunak, elastis, sifatnya ringan terapung di dalam air, dan berada dalam rongga torak Paru-paru merupakan bagian dari tubuh yang sebagian besar terdiri dari gelembung (gelembung hawa, alveoli). Gelembung alveoli terdiri dari sel-sel epitel dan endotel kurang lebih 700 juta buah.



Gambar 2.11. Anatomi Paru-paru(Singh 2014)

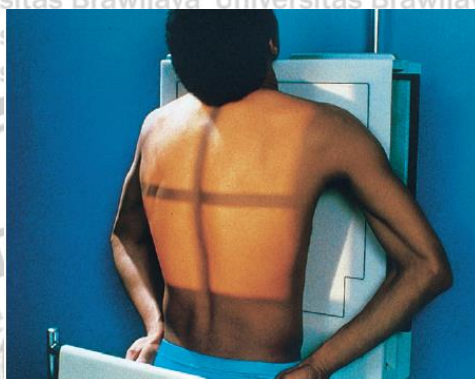
Setiap saat kita bernapas tanpa kita sadari. Bayangkan saja setiap menit kita akan bernapas sekitar 15 ampai 25 kali permenit dengan memompakan udara setiap hari sekitar 8.000 – 9.000 liter udara per hari.

Paru-paru terletak di pada samping kanan dan kiri mediastinum dan melekat pada dinding thorax dipisahkan oleh jantung, pembuluh darah besar, dan struktur lain dalam mediastinum.

Paru-paru terletak di rongga dada di atas diafragma. Paru-paru terbungkus oleh selaput paru (pleura). Jika pleura ini terkena radang, penyakitnya disebut pleuritis.

Paru-paru manusia terbagi menjadi dua bagian, sebelah kanan memiliki tiga lobus dan sebelah kiri memiliki dua lobus. Di dalam paru-paru terdapat gelembung halus yang disebut alveolus. Dinding alveolus mengandung kapiler darah, pada alveolus inilah terjadi pertukaran antara O_2 dan CO_2 .

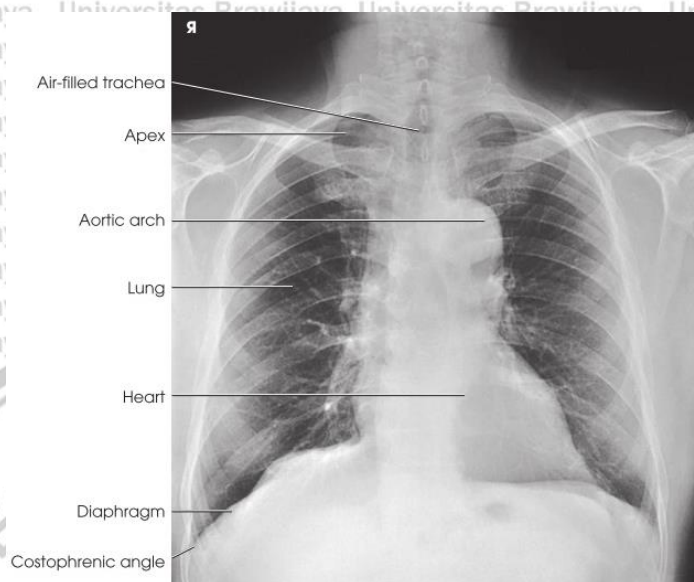
2.9. Radiografi Thorax *Postero Anterior* (PA)



Gambar 2.12. Posisi Pemeriksaan Radiografi *Postero Anterior* (PA). (Bruce 2016)

Pemeriksaan radiografi thorax ditujukan untuk menilai terutama organ paru-paru dan jantung. Pasien diposisikan berdiri posisi PA terhadap bucky wall stand (menghadap *bucky wall stand*), kedua tangan rileks disamping tubuh. Tinggi kaset diatur sehingga batas atas kaset berjarak 3–5 cm diatas shoulder. Mid Sagital Plane (MSP) tubuh diposisikan tepat pada garis tengah kaset. Pasien diposisikan berdiri tegak dengan berat tubuh tertumpu pada kedua kaki dengan seimbang, menaikkan dagu pasien diatas *bucky wall stand* dan mengatur *mid sagital plane* MSP kepala vertikal. Kedua lengan pasien diatur pada posisi *prone*, kemudian meletakkan punggung bagian belakang ke dua tangan pada pinggul yang dapat di gambarkan pada Gambar 2.10 (Bruce 2016).

Setelah dilakukan penyinaran dan prosesing menggunakan CR, kemudian di cetak. Hasil citra radiografi yang dihasilkan haruslah memiliki kriteria yang dapat menghasilkan nilai diagnostik.



Gambar 2.13. Gambar citra radiograf thorax normal dengan gambaran yang optimal (Bruce 2016).

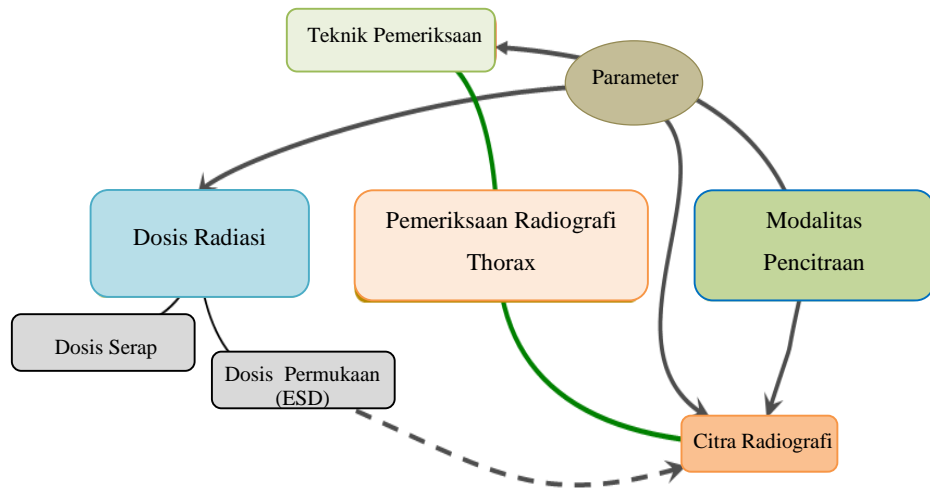
2.10. Kriteria Citra Radiografi Thorax

Doker menilai citra radiograf thorax untuk mendapatkan sebuah diagnostik yang tepat berdasarkan beberapa bentuk dan kejelasan anatomi yang nampak dari hasil citra meliputi anatomi dari jaringan lunak, tulang, paru-paru, jantung, trachea, hilus dan sinus *costofrenikusnya* seperti ditunjukkan pada gambar 2.11 (Folio 2012).

Untuk mendapatkan citra yang bisa memperlihatkan ke semua anatomi, dibutuhkan kualitas gambar yang optimal (ICRU 2003). Dengan hasil citra radiografi yang optimal akan diharapkan gambaran citra patologis suatu anatomi juga akan nampak.

BAB III KERANGKA KONSEP

3.1. Kerangka Konseptual



Gambar3.1. Kerangka Konseptual

Pemeriksaan radiografi Thorax akan menghasilkan citra radiografi melalui teknik pemeriksaan. Teknik pemeriksaan ini sangat dipengaruhi oleh modalitas imaging, modalitas imaging ini terdapat beberapa baik konvensional, *Computed Radiography* maupun digital radiografi, untuk melakukan pemeriksaan dibutuhkan beberapa parameter penyinaran antara lain pengaturan tegangan tabung (kVp), waktu dan arus (mAs), ketebalan objek, grid, jarak. Parameter ini akan berpengaruh juga terhadap penerimaan dosis radiasi baik *incident air kerma* (INAK), dosis yang diserap oleh tubuh, maupun dosis yang diterima oleh permukaan tubuh.

Pemeriksaan radiografi Thorax di Instalasi Radiologi menggunakan pesawat General radiografi dengan modalitas *Imaging* dengan *Computed Radiography* (CR) pada proyeksi *Postero Anterior*. Penelitian yang dilakukan ini menggunakan

Phantom Thorax sebagai obyek penelitian. Parameter yang digunakan dengan variasi tegangan tabung dari 45kVp sampai 105 kVp dengan aturan 10 kVp (Allen et al. 2013). Untuk menilai dosis yang diterima pada saat penyinaran radiasi, TLD *Chips* digunakan untuk menilai dosis yang diterima, dan dirancang untuk penelitian (Albertville 2000).

Setiap citra radiografi yang dihasilkan akan menimbulkan paparan dosis yang diterima oleh *phantom* tersebut, dengan pengaturan parameter penyinaran yang tepat akan mengoptimalkan dosis yang diterimakan oleh pasien, serta hasil kualitas radiograf yang optimal akan didapat. Pengukuran paparan radiasi yang diterimakan oleh pasien dapat kita ketahui melalui pengukuran, dalam penelitian ini pengukuran dilakukan dengan menggunakan metode langsung, karena lebih akurat. Pengukuran kualitas citra radiografi yang dihasilkan dilakukan oleh dokter radiologi sebagai penentu diagnostik, dokter radiologi menilai kualitas citra radiografi dari segi bentuk anatomi yang dihasilkan. (Folio 2012).

Citra radiografi yang dicetak dari hasil pengolahan pada sistem CR, setiap parameter terdapat 9 citra, oleh karena itu terdapat 315 citra untuk 35 parameter. Dari hasil 315 citra radiograf yang di dapat, kita pilih 1 citra radiografi untuk setiap parameter, maka terdapat 35 citra radiografi yang dapat kita bacakan kepada 5 dokter radiologi untuk menilai kualitas radiografi dengan parameter yang digunakan sebagai diagnosis suatu penyakit. Penilaian ini meliputi gambaran bentuk anatomi dan densitas anatomi dari citra radiografi, yang meliputi, anatomi tulang, paru-paru, soft tissue, jantung, trachea, sinus *costofrenikus* dan hilus (ICRU 2003; Folio 2012), dan dibuat kuisioner untuk setiap citra radiografi diberi penilaian

berdasarkan anatominya dengan 3 penilaian kriteria yaitu tidak jelas bernilai 1, kurang jelas bernilai 2, dan jelas bernilai 3.

Selain evaluasi secara kualitatif, penilaian terhadap citra juga dilakukan terhadapkontras citra. Kontras citra pada radiografi digital diperoleh dengan menghitung perbedaan nilai piksel di antara area terang dan kurang terang dari citra (Sartinah, Sumariyah 2008) mendefinisikan kontras antara bagian yang membentuk citra radiografi dengan mengamati perbedaan densitas antara daerah yang terang dengan daerah yang gelap.

Setelah dianalisis hasil dari nilai ESD dan nilai kualitas citra radiograf kemudian disimpulkan citra radiografi pada parameter berapa yang menghasilkan kualitas citra radiografi yang untuk diterima sebagai nilai diagnosis.



BAB IV METODE PENELITIAN

5.1. Waktu dan Tempat Pengumpulan Data

Pengumpulan data ini dilakukan di Instalasi Radiologi RSUD Banjarnegara Jawa Tengah pada bulan Februari- Maret 2018.

5.2. Alat dan Bahan

Alat yang digunakan dalam penelitian ini pesawat sinar x general porpose dengan *Phantom Thorax* sebagai obyek pengganti pasien untuk dilakukan penyinaran, TLD, Pesawat CR Careastem.

5.3. Prosedur Pengambilan Data

Pengambilan data dalam penelitian ini dilakukan beberapa tahap meliputi;

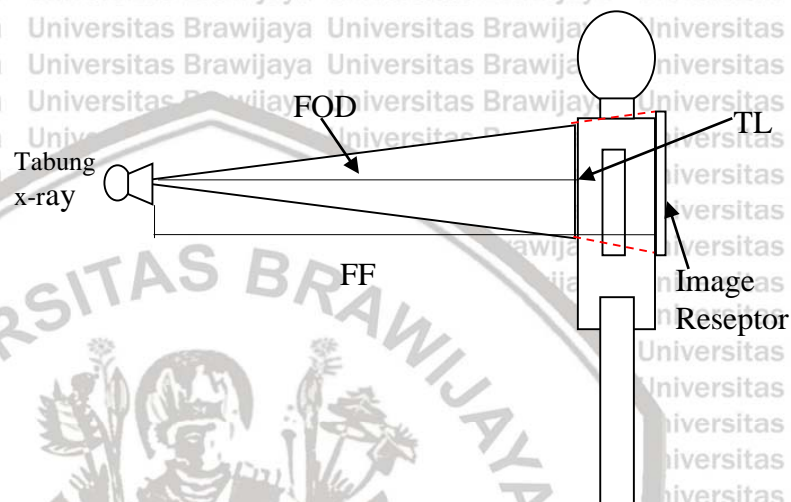
1. Melakukan pengujian *dark noise* pengujian ini untuk mengevaluasi batas nilai noise agar citra yang dihasilkan terbebas dari artefak, dilakukan dengan membaca IP tanpa dilakukan eksposi terhadap kedua IP berukuran 24 x 30 cm dan 35 x 43 cm. Dari hasil uji dark noise, secara kualitatif (visual) terlihat keseragaman dan tidak ditemukan adanya artefak dan memiliki nilai EI untuk *general phospor* <80, untuk *EI high resolution* <380 (AAPM, 2006).
2. Melakukan pengujian efisiensi siklus penghapusan. Uji ini untuk melihat berapa sinyal minimum yang masih tersisa pada IP setelah pembacaan dan penghapusan, dilakukan 3 (tiga) kali eksposi yaitu 1 (satu) kali 60 kVp – 50 mAs dan 2 (dua) kali 60 kVp – 1,1 mAs pada IP berukuran 35 x 43 cm. Akan didapatkan nilai EI<80. IP ini yang akan digunakan pada pengujian-pengujian

selanjutnya, termasuk pengambilan data ESD dan citra radiofraksi *phantom* (AAPM 2006).

3. Dilakukan pengambilan data dengan objek *Phantom thorax* dewasa yang diletakan pada tempat pemeriksaan dengan di atur sesuai dengan prosedur pemeriksaan penyinaran radiografi thorax, posisi postero anterior, FFD 150 cm, menggunakan kaset ukuran 35 x 43 cm.

4. Parameter pertama didasarkan oleh penggunaan parameter standar yang rutin digunakan untuk penyinaran radiografi thorax yaitu menggunakan tegangan tabung yang sering digunakan di Rumah sakit yaitu 45kVp / 32 mAs , 55kVp / 16 mAs, 65 kVp / 8 mAs, 75kVp / 4 mAs, 85kVp / 2 mAs. Parameter berikutnya yaitu memvariasikan tegangan tabung pada setiap parameter dengan penggunaan 2 mAs – 32 mAs sesuai dengan parameter 200 mA. 200 mA yang sama digunakan karena dalam spesifikasi pesawat yang digunakan seting waktu menunjukan presisinya dua angka dibelakan koma, ketika menggunakan selain dari 200 mA, kombinasi mA dan s, sebagian seting s tidak dapat presisi sesuai dengan mAs yang diinginkan dalam penelitian ini yaitu 2 mAs, 4 mAs, 8 mAs, 16 mAs, serta 32 mAs.

5. Pada saat melakukan penyinaran, dilakukan juga pengambilan ESD pada pasien dengan cara menempelkan TLD di tengah lapangan radiasi pada permukaan pasien, FFD (*Focus Film Distance*) diatur sejauh 150 cm. Sedangkan FOD (*Focus Objec Distance*) merupakan jarak antara sumber dengan permukaan obyek Phantom.



Gambar 4.1. Skema pengukuran ESD dengan menggunakan TLD pada penyinaran Thorax PA(modifikasi)(IAEA 2014).

6. Kaset di proses pada pesawat CR, tanpa merubah parameter yang ada pada program CR, kemudian dicetak dengan ukuran film 11 x 14 inci.
7. Hasil citra radiografi yang diperoleh, kita bacakan kepada 5 dokter radiologi untuk menilai kualitas radiografi. Penilaian ini hanya meliputi gambaran bentuk anatomi dan densitas anatomi dari citra radiografi, yang meliputi, anatomi tulang, paru-paru, soft tissue, jantung, trachea, sinus costofrenikus dan hilus (Folio 2012), setiap penilaian tidak jelas, kurang jelas, dan jelas, selain itu ke 21 citra tersebut kita ukur nilai kontrasnya.
8. Data yang diperoleh baik penilan oleh dokter radiologi, nilai ESD dan nilai kontrasnya, dianalisis citra radiografi mana yang memiliki kualitas radiografi

yang masih bisa diterima untuk diagnosis, yang memiliki nilai ESD yang rendah.

Tahapan - tahapan pengambilan data tersebut dapat dilihat pada Gambar 4.2.

tentang alur Penelitian secara ringkas.

5.4. Pengolahan dan Analisis Data

5.4.1. Pengukuran Entrance Surface Dose (ESD)

Tahap pengolahan data, data yang telah terkumpul dari pembacaan nilai paparan radiasi Laboratorium Fisika UI, didapatkan nilai dosis dari setiap parameter yang dilakukan, kemudian di buat tabulasi, dicari nilai rata-rata pada setiap parameter. Tahap selanjutnya di cari hubungan antara variasi tegangan dengan nilai ESD menggunakan referensi yang terkait. Besarnya dosis diperoleh dengan mengalikan besarnya muatan yang terbaca dengan bilangan konversi. Nilai ESD dikalkulasi mengikuti persamaan berikut :

$$ESD = MN_{KQ_0} k_Q k_f \quad 2.3$$

Menghitung *Entrance surface dose* (ESD), dari rata-rata latar yang dikoreksi dari hasil pembacaan dosimeter M menggunakan koefisien kalibrasi dosimeter, N_{K,Q_0} , untuk referensi dari kualitas radiasi, Q_0 , faktor koreksi, k_Q , untuk kualitas radiasi yang digunakan dan faktor koreksi, k_f , yang mengoreksi efek fading (hilang) dari sinyal termoluminensi antara radiasi pada TLD (IAEA 2014).

5.4.2. Penilaian Citra Radiografi

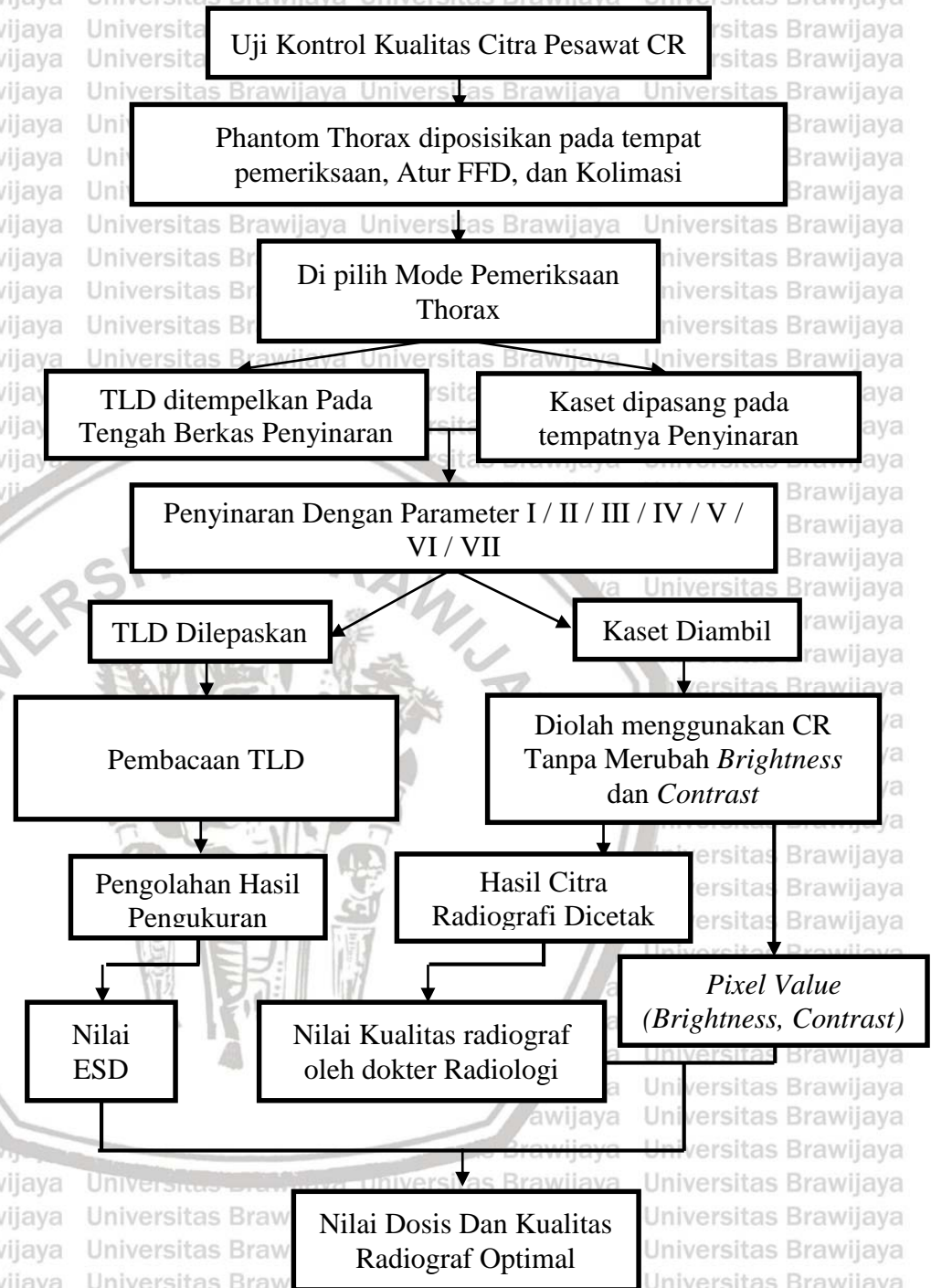
Citra radiografi yang dicetak dari hasil pengolahan pada sistem CR, setiap parameter terdapat 3 citra, oleh karena itu terdapat 21 citra untuk 7 parameter. Dari hasil 21 citra radiograf yang di dapat, terdapat juga nilai EI pada setiap citra yang dihasilkan kemudian hasil citra radiografi kita bacakan kepada 5 dokter radiologi

untuk menilai kualitas radiograf secara subyektif yang bisa digunakan sebagai diagnosis suatu penyakit. Penilaian ini meliputi gambaran bentuk anatomi dan densitas anatomi dari citra radiografi, yang meliputi, anatomi tulang, paru-paru, soft tissue, jantung, trachea, sinus *costofrenikus* dan hilus (ICRU 2003; Folio 2012), dan dibuat kuisioner untuk setiap citra radiografi diberi penilaian berdasarkan anatominya dengan penilaian kriteria diterima atau tidak.

Hasil citra radiograf yang telah dinilai oleh dokter radiologi di kumpulkan dan di tabulasikan kemudian dianalisa dari kualitas radiograf yang diterima dan tidak, berdasarkan beberapa jenis anatomi, yang didapatkan pada setiap citra radiografi. Selain evaluasi secara kualitatif, penilaian terhadap citra juga dilakukan terhadap kontras citra. Kontras citra pada radiografi digital diperoleh dengan menghitung perbedaan nilai piksel di antara area terang dan kurang terang dari citra (Sartinah, Sumariyah 2008) mendefinisikan kontras antara bagian yang membentuk citra radiografi dengan mengamati perbedaan densitas antara daerah yang terang dengan daerah yang gelap.

Setelah dianalisis hasil dari nilai ESD dan nilai kualitas citra radiograf kemudian disimpulkan citra radiografi pada parameter berapa yang menghasilkan kualitas citra radiografi yang untuk diterima sebagai nilai diagnosis.

5.5. Alur Penelitian



Gambar 4.2. Alur Penelitian

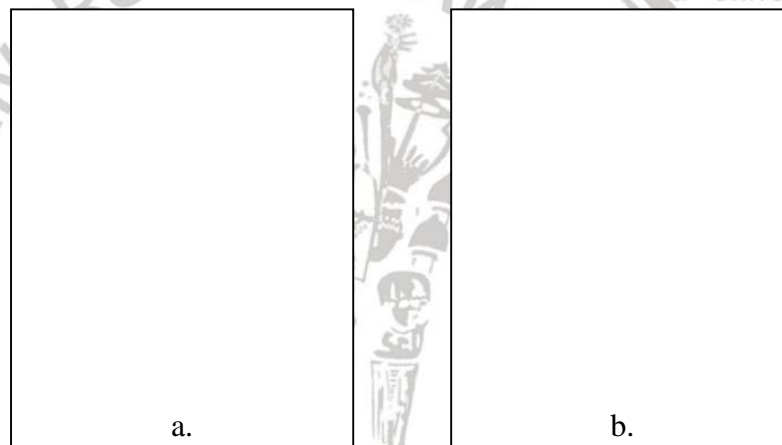
BAB V

HASIL DAN PEMBAHASAN

5.1. Uji Kontrol Kualitas Citra Pesawat CR

5.1.1. Pengujian *dark noise*

Pengujian *dark noise* yang dilakukan menggunakan kaset IP 24 x 30 cm dan ukuran kaset 35x43 cm, yang tanpa dilakukan penyinaran radiasi, dengan parameter pembacaan mengikuti parameter radiografi thorax dewasa secara umum. Hasil citra radiografi di dapatkan seperti gambar 5.1.



Gambar 5.1. Hasil citra radiografi tanpa dilakukan penyinaran radiasi dengan ukuran kaset a. 24 x 30 cm, b. 35 x 43 cm

Citra yang dihasilkan berupa nilai exposure index untuk ukuran 24 x 30 cm sebesar 7, dan 35 x 43 cm juga menunjukkan nilai 7. Nilai yang didapat lebih kecil dari nilai toleransi untuk spesifikasi *computed radiography carestream klasik*, yaitu sebesar 80 untuk kaset GP (*General Purpose*) (AAPM 2006).

Tabel 5.1. Hasil Pengukuran *Pixe Value* dan EI

Citra IP	Luas Area (mm)	Min (Pixel Value)	max (Pixel Value)	Mean (Pixel Value)	Standar Deviasi	Nilai EI
24 x 30	1700 x 2300	254	255	254,54	6,033	7
35 x 43	1700 x 2300	254	255	254,42	5,218	7

Citra yang dihasilkan secara visual mempunyai keseragaman dan tidak jelas adanya *noise* atau *artefak* dari citra sebelumnya. Setelah diukur nilai *pixel* menggunakan *software imageJ* didapatkan seperti pada table 5.1.

5.1.2. Pengujian efisiensi siklus penghapusan

Hasil pengujian ini dilakukan untuk melihat berapa sinyal minimum yang masih tersisa pada IP setelah pembacaan dan penghapusan seperti terlihat pada gambar 5.2.



Gambar 5.2. Hasil citra radiografi setelah dilakukan penghapusan dan pembacaan CR.

Hasil citra radiografi yang dihasilkan sebelumnya dilakukan 3 (tiga) kali eksposi yaitu 1 (satu) kali 60 kVp/50 mAs dan 2 (dua) kali 60 kVp/1,1 mAs pada IP berukuran 35 x 43 cm, menggunakan parameter pemeriksaan Thorax secara umum untuk pembacaan di CR.

Tabel 5.2. Hasil Pengukuran *Pixel Value* dan EI

Luas Area (mm)	Min (<i>Pixel Value</i>)	max (<i>Pixel Value</i>)	Mean (<i>Pixel Value</i>)	Standar Deviasi	Nilai EI
1700 x 2300	252	255	254,42	5,612	7

Pengukuran *pixel value* dan nilai EI yang didapatkan menunjukkan bahwa pada uji control CR tersebut dapat digunakan untuk pengujian-pengujian selanjutnya (AAPM 2006).

5.1.3. Pengambilan *Image Phantom Thorax*

Pengambilan citra *Phantom Thorax* dewasa menggunakan parameter pertama didasarkan oleh penggunaan parameter standar yang rutin digunakan untuk penyinaran radiografi thorax 45kVp/32 mAs , 55kVp/16 mAs, 65 kVp/8 mAs, 75kVp/4 mAs, 85kVp/2 mAs. Parameter berikutnya yaitu memvariasikan tegangan tabung untuk setiap parameter rutin yang digunakan dengan penggunaan 200 mA yang sama dengan waktu yang berbeda untuk mendapatkan nilai 2 mAs, 4 mAs, 8 mAs, 16 mAs, 32 mAs seperti tabel 5.2.

Tabel 5.3 Variasi tegangan tabung pada parameter penyinaran radiografi thorax

Tegangan Tabung	2mAs	4mAs	8mAs	16mAs	32mAs
45 kVp	v	v	v	v	v
55 kVp	v	v	v	v	v
65 kVp	v	v	v	v	v
75 kVp	v	v	v	v	v
85 kVp	v	v	v	v	v
95 kVp	v	v	v	v	v
105 kVp	v	v	v	v	v



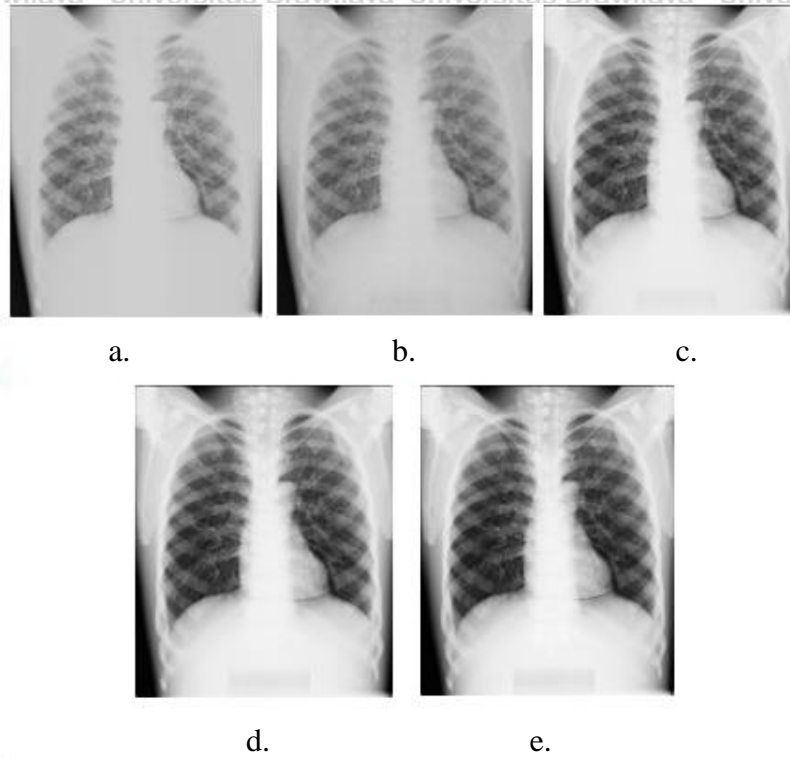
Gambar 5.3. Penyinaran phantom thorax

Pengambilan data dengan objek Phantom thorax dewasa diletakan pada tempat pemeriksaan diatur sesuai dengan prosedur pemeriksaan penyinaran radiografi thorax, posisi postero anterior, FFD 150 cm, menggunakan kaset IP ukuran 35 x 43 cm.

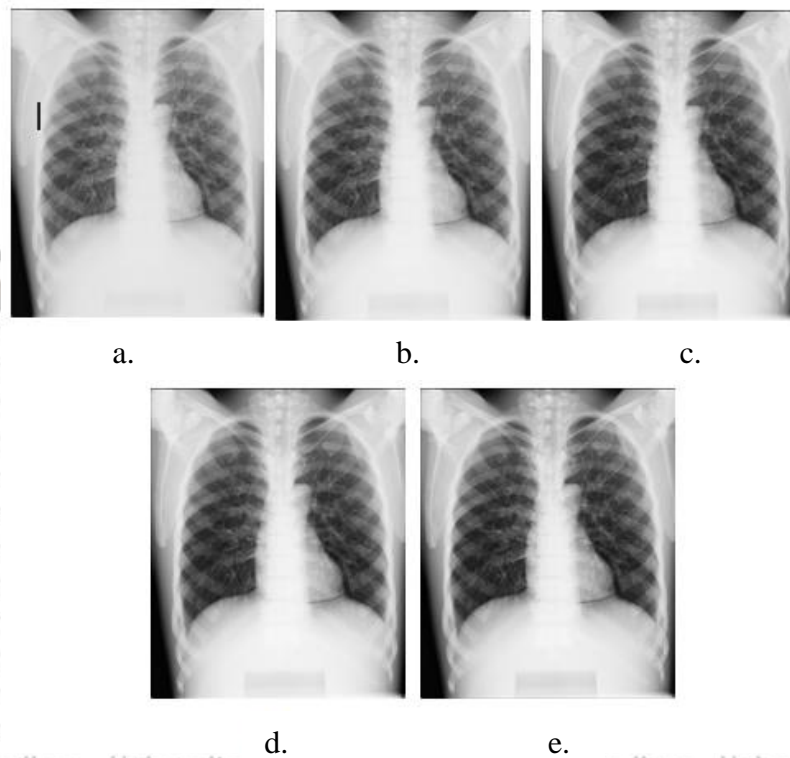


Gambar 5.4. Pesawat CR.

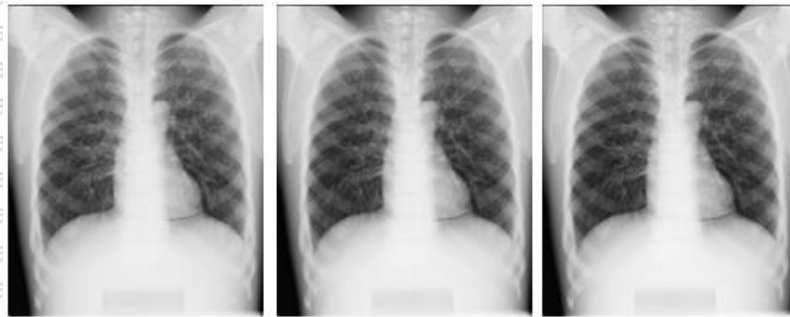
Hasil penyinaran IP dibaca pada mesin *reader* CR, kemudian diolah pada pesawat CR seperti pada gambar 5.4 kemudian menghasilkan citra radiografi thorax. Film radiografi dicetak dengan tanpa merubah nilai kontras dan *brightness*.



Gambar 5.5. Citra radiografi phantom thorax PA dengan parameter a. 45kVp/2 mAs, b. 45kVp/4 mAs, c. 45kVp/8 mAs, d. 45kVp/16 mAs, e. 45kVp/32 mAs pada arus 200mA



Gambar 5.6. Citra radiografi phantom thorax PA dengan parameter a. 55kVp/2 mAs, b. 55kVp/4 mAs, c. 55kVp/8 mAs, 55kVp/16 mAs, 55kVp/32 mAs pada arus 200mA



a.

b.

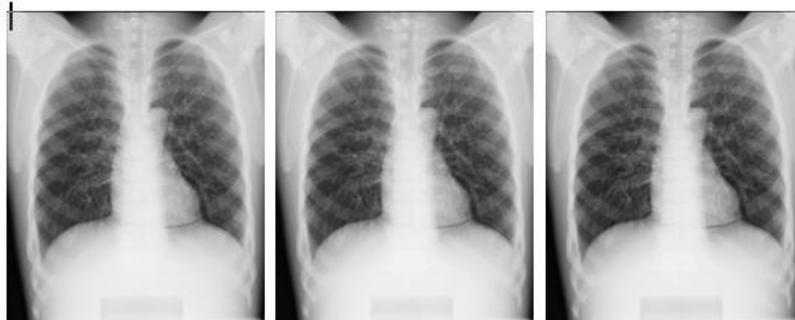
c.



c.

d.

Gambar 5.7. Citra radiografi phantom thorax PA dengan parameter a. 65kVp/2 mAs, b. 65kVp/4 mAs, c. 65kVp/8 mAs, 65kVp/16 mAs, 65kVp/32 mAs pada arus 200mA



a.

b.

c.



c.

d.

Gambar 5.8. Citra radiografi phantom thorax PA dengan parameter a. 75kVp/2 mAs, b. 75kVp/4 mAs, c. 75kVp/8 mAs, 75kVp/16 mAs, 75kVp/32 mAs pada arus 200mA



a.

b.

c.



c.

d.

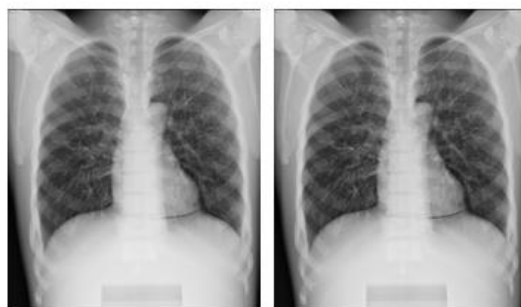
Gambar 5.9. Citra radiografi phantom thorax PA dengan parameter a. 85kVp/2 mAs, b. 85kVp/4 mAs, c. 85kVp/8 mAs, d. 85kVp/16 mAs, e. 85kVp/32 mAs pada arus 200mA



a.

b.

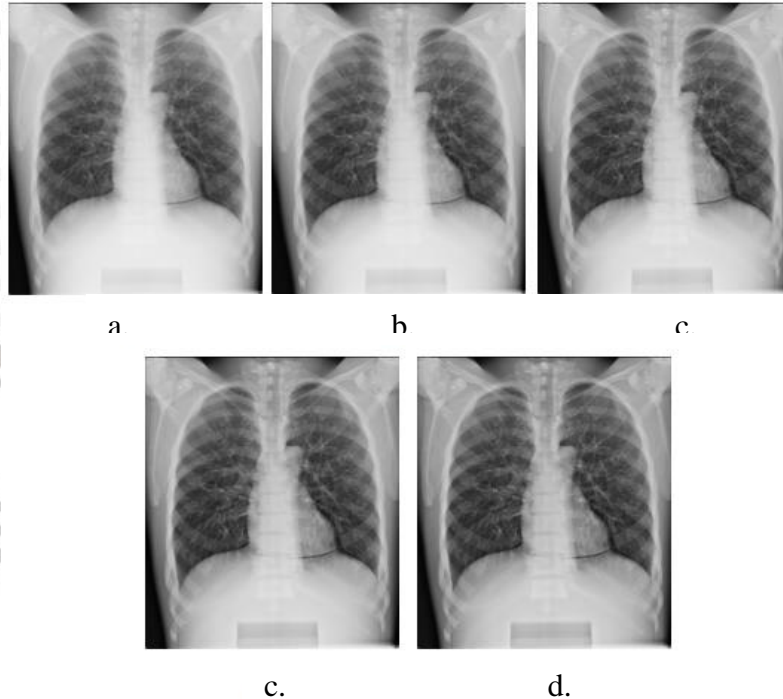
c.



c.

d.

Gambar 5.10. Citra radiografi phantom thorax PA dengan parameter a. 95kVp/2 mAs, b. 95kVp/4 mAs, c. 95kVp/8 mAs, 95kVp/16 mAs, 95kVp/32 mAs pada arus 200mA



Gambar 5.11. Citra radiografi phantom thorax PA dengan parameter a. 105kVp/2 mAs, b. 105kVp/4 mAs, c. 105kVp/8 mAs, 105kVp/16 mAs, 105kVp/32 mAs pada arus 200mA

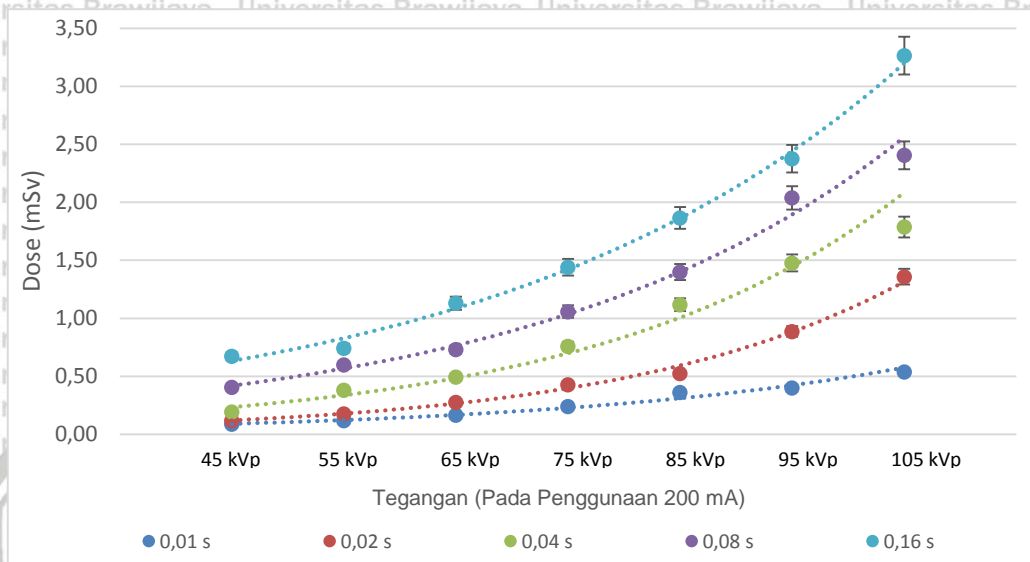


Gambar 5.12. Posisi TLD pada tengah permukaan phantom thorax

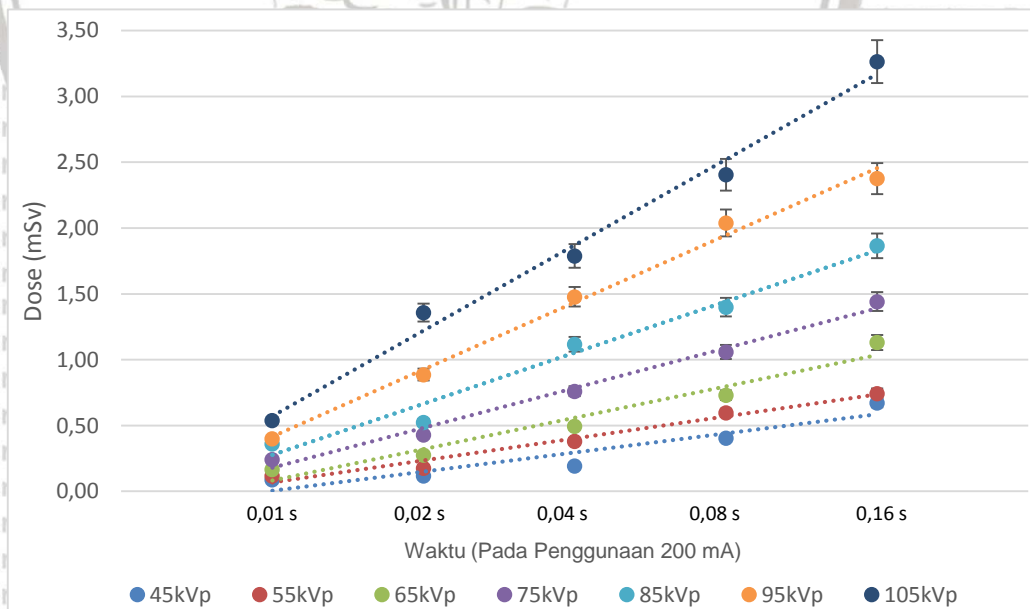
5.1.4. Pengukuran *Entrance Surface Dose* (ESD)

Saat melakukan penyinaran, dilakukan juga pengambilan ESD pada pasien dengan cara menempelkan TLD di tengah lapangan radiasi pada permukaan phantom, FFD (*Focus Film Distance*) diatur sejauh 150 cm. Sedangkan FOD

(*Focus Objec Distance*) merupakan jarak antara sumber dengan permukaan obyek pasien. Hasil pengukuran dan perhitungan didapatkan nilai dosis permukaan (ESD) seperti yang ditampilkan pada gambar 13 dan gambar 14.



(s) menggunakan TLD pada pemeriksaan radiografi thorax phantom.



Gambar 5.14. Hubungan ESD dari variasi waktu (s) terhadap tegangan (kVp) menggunakan TLD pada pemeriksaan radiografi thorax phantom.

Hasil pengukuran ESD pada gambar 5.13 dan gambar 5.14, waktu dalam pengukuran ini 0,01 s, 0,02 s, 0,04 s, 0,08 s, 0,16 s digunakan untuk mendapatkan nilai 2 mAs, 4 mAs, 8 mAs, 16 mAs, dan 32 mAs pada 200 mA. Hasil pengukuran menunjukkan peningkatan nilai dosis yang dihasilkan pada setiap parameter penyinaran yang diberikan. Radiasi sinar x yang dihasilkan pada variasi kenaikan kVp dengan mAs yang sama akan menghasilkan dosis radiasi sinar x sebanding dengan kuadrat kVp (Meredith, WJ; Massey 1977), artinya ketika tegangan dinaikkan dengan mAs yang sama akan menghasilkan dosis radiasi sebanding dengan kuadrat kVp yang dapat ditunjukkan pada persamaan 5.1.

$$E = \frac{P \text{ mAs (kVp)}^2}{D^2} \dots\dots\dots 5.1$$

Dengan

E = Dosis radiasi (mR),

P = Faktor kualitas penyinaran

kVp = Tegangan sinar x (kVp)

mAs = Arus waktu (mAs)

D = Jarak antara fokus ke permukaan obyek (cm)

P merupakan nilai faktor kualitas penyinaran . Tegangan kVp yang dinaikkan, akan meningkatkan daya tembus sinar x, yang mengakibatkan relatif sedikit sinar x di serap oleh obyek. Dosis yang dihasilkan dari variasi kVp pada mAs yang sama menghasilkan variasi dosis seperti pada gambar 13 terlihat tidak linier bersamaan dengan kenaikan tegangan tabung (kVp).

Gambar 14 memperlihatkan hasil pengukuran dosis dari variasi mAs terhadap kVp yang sama Dosis radiasi yang dihasilkan pada variasi kenaikan mAs dengan kVp yang sama akan menghasilkan dosis radiasi sinar x berbanding lurus dengan mAs. mAs ketika dinaikkan 2 kali, dosis yang dihasilkan akan naik linier (Bushong 2013).

Dosis yang dihasilkan dalam pengukuran ini memiliki nilai variasi semakin tinggi mAs maupun kVp dosis yang diterima akan semakin tinggi. Nilai dosis paling tinggi dihasilkan pada parameter dengan 105 kVp / 32 mAs, sedangkan paling rendah terdapat pada 45 kVp / 2 mAs. Dosis yang diterima oleh pasien dapat dikurangi yaitu salah satunya dengan penggunaan parameter peninaran yaitu menaikkan tegangan tabung (kVp) dan menurunkan waktu arus (mAs) (Allen et al. 2013; Porto et al. 2014).

5.1.5. Penilaian Citra Radiografi

Hasil citra radiografi yang telah dicetak kemudian di evaluasi oleh dokter radiologi untuk menentukan citra radiografi yang dihasilkan diterima atau tidak dan didapatkan hasil seperti pada tabel 5.4.

Tabel 5.4. Hasil evaluasi citra radiografi oleh dokter radiologi dan nilai ESD

kVp	2 mAs	4 mAs	8 mAs	16 mAs	32 mAs
45kVp	0,09	0,12	0,19	0,41	0,67
55kVp	0,12	0,18	0,38	0,60	0,74
65kVp	0,17	0,28	0,49	0,73	1,13
75kVp	0,24	0,43	0,76	1,06	1,44
85kVp	0,36	0,52	1,12	1,40	1,87
95kVp	0,40	0,89	1,48	2,04	2,38
105kVp	0,54	1,36	1,79	2,40	3,26

■ : Diterima 20%

■ : Diterima 80%

■ : Diterima 40%

■ : Diterima 100%

■ : Diterima 60%

Tabel 5.4. menunjukan hasil penilaian oleh dokter radiologi terhadap citra radiografi. Pada 85 kVp dengan variasi mAs dari 2–32 mAs semua citra radiografi diterima sebagai nilai diagnostik, pada 45, 55, 65, 75, 95, dan 105 kVp terdapat variasi penerimaan hasil citra radiografi, mulai dari 20%-80% untuk penerimaan citra sebagai nilai diagnostik. Pemberian warna pada hasil ini, mempunyai makna,

warna abu abu memiliki 20 % citra diterima sebagai nilai diagnostik, warna kuning 40%, warna biru 60 %, warna hijau 80 %, serta warna merah memiliki 100 % tingkat penilaian citra yang diterima sebagai diagnostic berdasarkan dari 5 Dokter Spesialis Radiologi yang memberi penilaian terhadap citra radiografi yang dihasilkan.

Citra radiografi jika dihubungkan dengan nilai dosis yang diterima dari hasil pengukuran dan penilaian oleh dokter terlihat adanya variasi penerimaan citra.

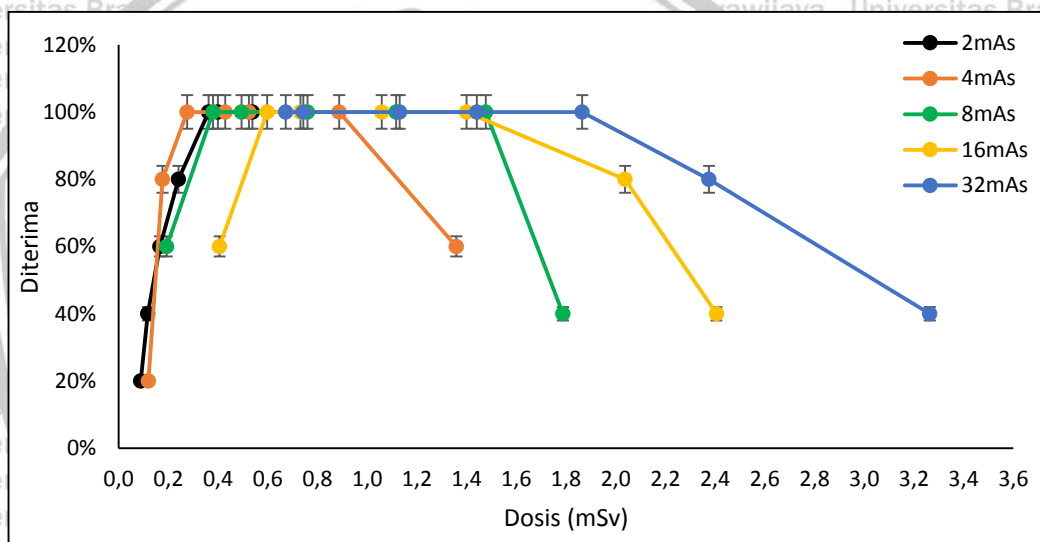
Penerimaan citra tersebut menurut tiap parameter memiliki perbedaan yang signifikan, parameter yang diberikan untuk tegangan tabung 45 kVp dengan pemberian arus waktu 2 mAs sampai pemberian 32 mAs, memiliki tingkat penerimaan yang meningkat dari warna abu-abu pada 2 mAs, hingga warna merah pada 32 mAs. Ini menunjukkan bahwa penerimaan citra radiografi dapat dipengaruhi oleh pemberian parameter penyinaran. Parameter yang lain juga menunjukkan perubahan penerimaan citra yang sama baik untuk 55 kVp, 65, kVp 75, kVp, 85 kVp, 95 kVp, dan 105 kVp. Penerimaan citra radiografi pada parameter 45 kVp hanya pada 32 mAs yang memiliki warna merah dengan nilai dosis sebesar 0,67 mSv. pada parameter penyinaran 45 kVp 16 mAs, nilai dosis yang dihasilkan dari 0,40 mSv terjadi penurunan penerimaan citra, penurunan penerimaan citra sampai warna abu-abu pada nilai dosis 0,09 mSv dengan 2mAs.

Penerimaan citra radiografi membutuhkan parameter minimal dan maksimal, ketika parameter penyinaran yang diberikan kurang dari nilai minimal atau lebih dari nilai maksimal, citra radiografi tidak dapat diterima. Penggunaan parameter tegangan yang berbeda juga mempengaruhi nilai dosis minimal dan maksimal

untuk penerimaan citranya, antara 45 kVp, 55 kVp, 65 kVp, 75 kVp dapat kita lihat dalam tabel 5.4.

Penggunaan 85 kVp dengan variasi 2 mAs-32 mAs memiliki nilai penerimaan 100% dari semua citra yang dihasilkan, akan tetapi ketika tegangan dinaikkan lagi menjadi 95 kVp dan 105 kVp, penerimaan citra akan menurun ketika mencapai parameter 105 kVp / 2mAs, yang menghasilkan dosis 0,54 mSv.

Penerimaan citra radiografi ini tanpa mempertimbangkan nilai batas dosis yang dihasilkan.



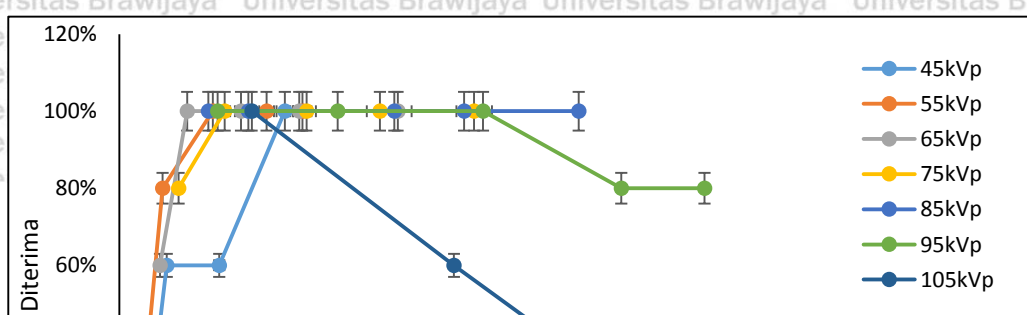
Gambar 5.15. Hubungan perubahan variasi mAs pada 200mA dengan keterimaan citra radiografi thorax pada variasi kVp yang diinterpretasikan dengan nilai dosis radiasi (mSv)

Gambar 5.15 menunjukkan adanya bentuk penerimaan citra radiografi thorax pada kenaikan nilai tegangan jika di hubungkan dengan nilai mAs. Nilai dosis yang ada dalam grafik tersebut menginterpretasikan nilai kVp. Pemberian parameter penyinaran yang kurang, citra radiografi yang dihasilkan memiliki kualitas yang kurang baik, yaitu terlalu putih (*underexpose*), dapat dicontohkan pada gambar 5.5.a.dengan parameter 45 kVp 2 mAs dengan nilai dosis 0,09 mSv. Pemberian

parameter yang tepat akan menghasilkan citra radiografi yang diterima dan memiliki nilai diagnostik yang baik. Semakin tinggi parameter penyinaran yang diberikan maka kualitas citra yang dihasilkan semakin menurun artinya citra yang dihasilkan terlalu gelap (*overexpose*), dapat ditunjukkan pada gambar 5.11.d dengan parameter 105 kVp 32 mAs dengan dosis yang dihasilkan sebesar 3.26 mSv. Citra yang dihasilkan dalam kondisi ini memiliki nilai diagnostik yang tidak dapat diterima.

Perubahan arus dan waktu (mAs) juga mempengaruhi kualitas gambar yang dihasilkan dan dosis yang diterima terlihat pada gambar 15, setiap kenaikan tegangan pada parameter tertentu akan mempengaruhi nilai dosis dan kualitas citra.

Parameter 32 mAs pada gambar 15 menghasilkan rentang nilai dosis dari nilai 0,09 mSv sampai 0,54 mSv, dengan nilai dosis minimal untuk diterimanya citra sebesar 0,36 mSv pada 85 kVp. Parameter 2 mAs jika dibandingkan dengan 4 mAs maupun yang lain akan menghasilkan rentang nilai dosis lebih kecil, artinya semakin besar nilai mAs memiliki rentang nilai dosis semakin besar serta memiliki citra radiografi yang diterima semakin besar juga tetapi tetap memiliki batas minimal dan maksimal pada setiap mAs, ketika pemberian mAs kurang dari minimal dan lebih dari maksimal citra radiografi akan menurun penerimaannya menjadi tidak baik hasil citranya.



Gambar 5.16. Hubungan perubahan kVp dengan keterimaan citra radiografi thorax dengan variasi mAs pada 200 mA yang diinterpretasikan pada nilai dosis radiasi (mSv)

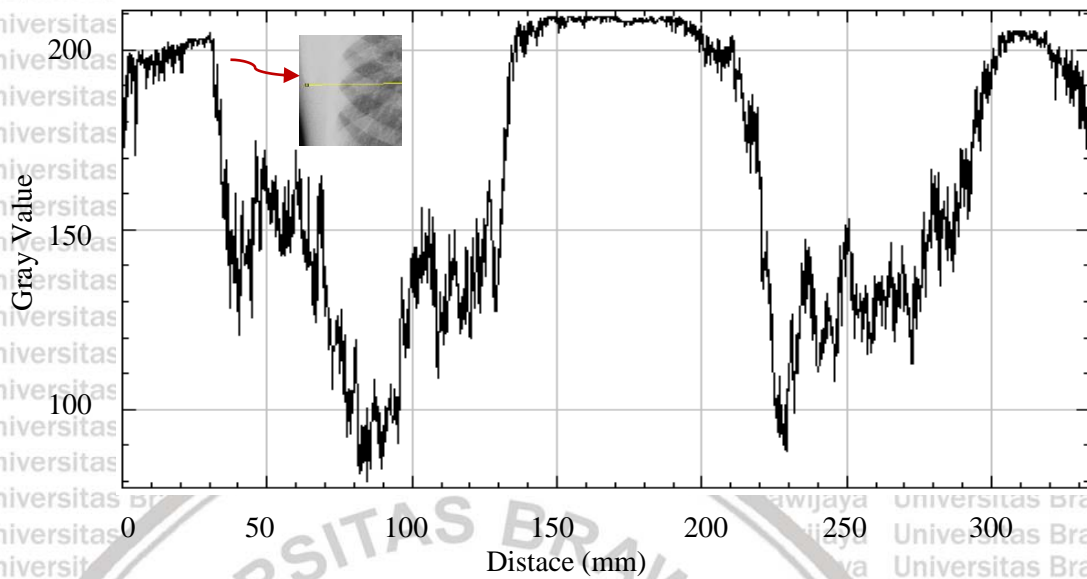
Gambar 5.16 menunjukkan perubahan variasi tegangan (kVp) dan arus waktu (mAs) dengan penerimaan citra radiografi thorax. mAs disini diinterpretasikan sebagai nilai dosis radiasi (mSv). Variasi tegangan (kVp) memiliki hasil citra dengan tingkat penerimaan yang berbeda pada setiap perubahan mAs, serta nilai dosis yang bervariasi. Parameter 45 kVp memiliki rentang nilai dosis yang dihasilkan dari 2 mAs hingga 32 mAs 0,09 mSv sampai 0,67 mSv, dengan penerimaan 100% hanya pada parameter 45 kVp / 32 mAs dengan nilai dosis 0,67 mSv, jika dibandingkan dengan parameter 55 kVp rentang nilai dosis 0,12 mSv sampai 0,74 mSv, penerimaan citra 100% diperoleh pada nilai dosis minimal 0,38 mSv. Parameter 85 kVp memiliki 100 % citra yang diterima untuk setiap variasi mAs, kemudian ketika kVp dinaikkan ataupun diturunkan akan terjadi penurunan tingkat penerimaan citrannya seperti pada 95 kVp ketika parameter yang diberikan semakin tinggi penerimaan citra radiografi akan menurun begitu juga dengan

penggunaan parameter tegangan 105 kVp, ketika di berikan 2 mAs sampai 32 mAs penerimaan citra akan menurun, penerimaan citra 100% hanya didapat pada penggunaan parameter 105 kVp 2 mAs, dengan nilai dosis 0,54 mSv. begitu sebaliknya ketika parameter diturunkan dari 75 kVp ke 45 kVp pada mAs yang sama menghasilkan penurunan nilai penerimaan citra.

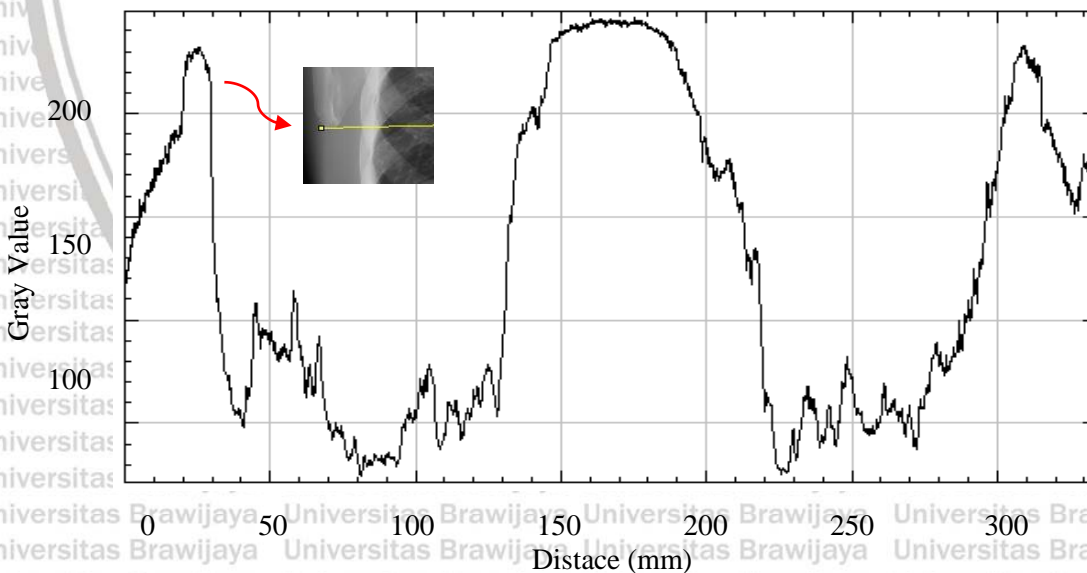
Penggunaan parameter 105 kVp dengan arus waktu antara 4 mAs sampai 32 mAs penerimaan citra menurun menjadi 40 %, tetapi dosis yang dihasilkan meningkat dari 1,36 mSv sampai 3.26 mSv pada parameter 105 kVp / 32 mAs, begitu pula dengan parameter yang lain. Hasil pengukuran menunjukkan bahwa perubahan tegangan tabung (kVp) dan perubahan mAs akan mempengaruhi nilai dosis dan nilai kualitas citra radiografi. Menurut (Adhikari 2012; Porto et al. 2014) peningkatan nilai tegangan harus diikuti dengan penurunan nilai mAs sehingga intensitas yang dihasilkan memiliki densitas bayangan yang cukup.

Dosis radiasi yang dihasilkan menurut hasil penelitian ini akan meningkat ketika tegangan tabung dinaikkan dengan tanpa mengurangi mAs begitu juga menambah nilai mAs, tetapi menghasilkan citra dengan adanya nilai yang optimal pada parameter tertentu. Menurut (Bushong 2013) dengan peningkatan tegangan tabung maka semakin banyak sinar-X yang dipancarkan sehingga semakin tinggi energi dan daya tembusnya berakibat menghasilkan radiasi hambur yang dapat menimbulkan noise pada citra.

Dari hasil pengukuran nilai *gray value* pada citra radiografi thorax didapatkan citra radiografi yang kurang baik, dan terlalu putih (*underexpose*) akan menghasilkan seperti gambar 5.17, menggambarkan citra yang terlalu putih.



Gambar 5.17. Pengukuran *gray value* pada citra radiografi dengan parameter 45 kVp 2mAs.

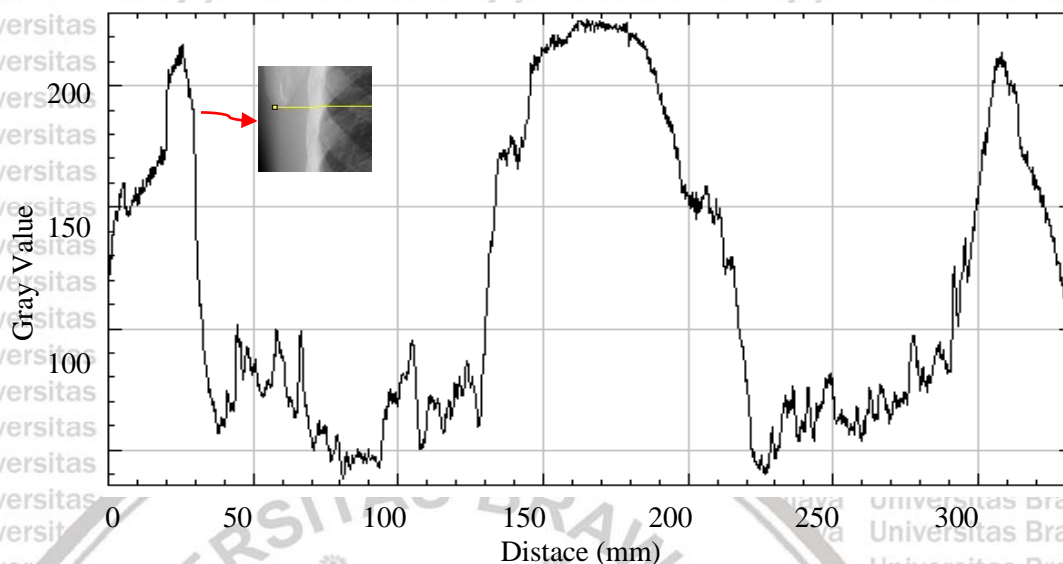


Gambar 5.18. Pengukuran *gray value* pada citra radiografi dengan parameter 105 kVp 32mAs

Gambar 5.17 Hasil citra diukur dengan menggunakan *software imageJ* dapat digambarkan perubahan gray value yang di sepanjang garis pengukuran, antara jaringan lunak, lemak, tulang dan paru untuk 45 kVp 2mAs memiliki perbedaan rentang nilai *gray value* 83–209. Pada pengukuran 105 kVp 32 mAs seperti Gambar 5.18 didapatkan nilai rentang *gray value* 25–246. Perbedaan citra radiografi ini menunjukkan bahwa pembentukan citra jaringan lunak, lemak dan tulang mengalami perbedaan. Hal ini merupakan hasil dari efek penyerapan fotolistrik sinar-x, yang dapat menentukan kualitas citra radiografi thorax. Perbedaan nomor atom yang dimiliki jaringan organ yang berbeda antara jaringan lunak, lemak dan tulang, akan mempengaruhi penyerapan sinar x yang diberikan. Nilai atenuasi setiap jaringan lunak memiliki nilai yang berbeda begitu juga pada setiap tegangan. Tulang dengan nomor atom yang lebih tinggi dari jaringan lunak maupun lemak akan menyerap sinar x lebih besar dibandingkan dengan jaringan lainnya. Efek fotolistrik yang terjadi pada tulang dan jaringan lunak merupakan fungsi dari energi. Semakin besar energi yang diberikan maka semakin kecil terjadinya efek fotolistrik pada jaringan lunak dan tulang (Elford, Johns Harrold 1983).

Nilai *gray value* yang ditunjukkan (panah merah) pada gambar tersebut antara kedua citra memiliki nilai variasi *gray value* yang berbeda untuk gambar anatomi yang sama. Citra dengan parameter 45 kVp 2 mAs memiliki nilai *gray value* yang hampir sama antar beberapa anatomi, kondisi ini mengakibatkan citra radiograf yang dihasilkan menjadi memiliki kualitas yang kurang baik yaitu terlalu putih (*underexpose*). Pada parameter 105 kVp 32 mAs memiliki rentang *gray value* yang jauh mengakibatkan citra radiograf yang dihasilkan menjadi memiliki kualitas yang kurang baik juga yaitu terlalu gelap (*overexpose*).

Nilai rentang *gray value* pada citra radiografi yang diterima sebagai nilai diagnostik memiliki rata-rata seperti terlihat pada gambar 5.19



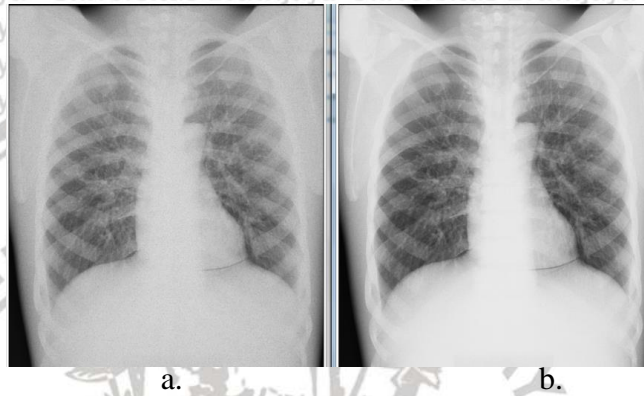
Gambar 5.19. Pengukuran Gray value pada citra radiografi dengan parameter 85 kVp 8 mAs.

Gambar 5.19 menunjukkan hasil pengukuran dengan nilai *gray value* terendah 36,44 dan tertinggi 228, merupakan salah satu contoh rentang nilai *gray value* pada citra radiografi yang diterima pada parameter 85 kVp 8 mAs. Perbedaan antara jaringan lunak, tulang dan jaringan lemak dapat dibedakan seperti gambar 5.9 d.

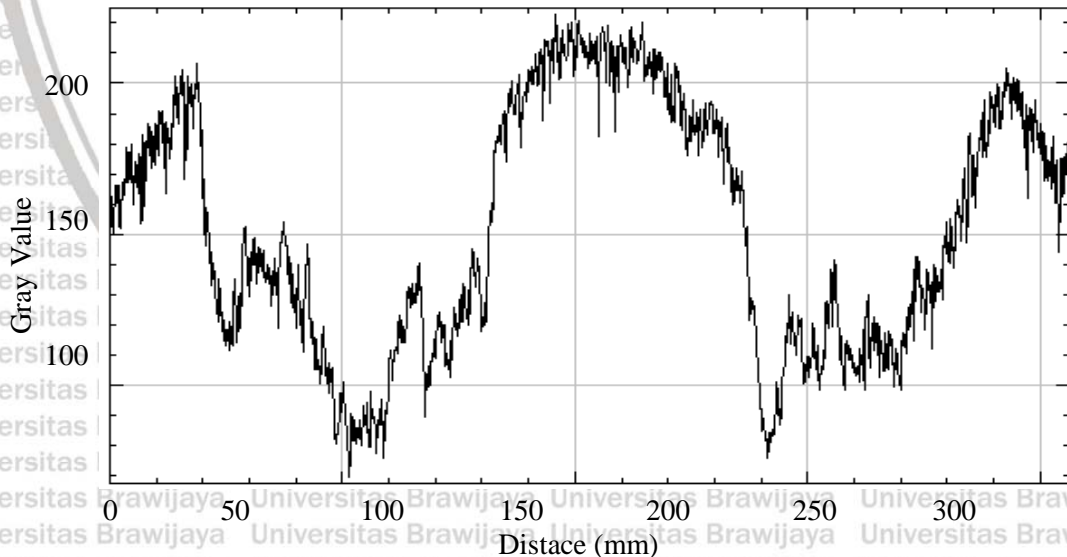
Citra radiografi thorax dengan parameter 85 kVp secara signifikan tidak mempengaruhi citra yang dihasilkan untuk divariasikan terhadap 2 mAs sampai 32 mAs serta memiliki nilai diagnostik yang lebih baik, tetapi dengan dosis yang bervariasi. Penurunan mAs dapat secara signifikan menurunkan ESD seperti terlihat pada tabel 5.4. Ketika menurunkan nilai dosis tanpa mempertimbangkan kualitas citra radiografi, maka citra radiografi tersebut belum tentu memiliki nilai diagnosis. Seperti yang disampaikan oleh (Sun et al. 2012), penurunan kVp dan

mAs dapat menurunkan dosis yang diterima tanpa mempertimbangkan kualitas citra radiografi yang dihasilkan.

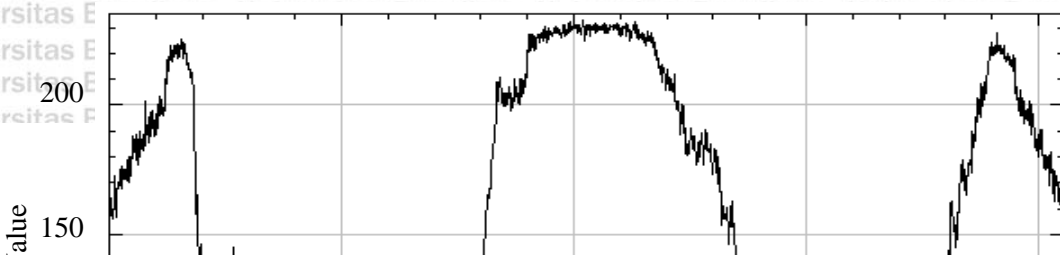
Pada nilai dosis yang hampir sama memiliki nilai diagnostik yang berbeda, jika kita lihat hasil citra yang dihasilkan pada kedua antara 45kVp / 4 mAs dengan 55kVp / 2 mAs memiliki nilai dosis yang sama yaitu 0.12 mSv tetapi menghasilkan kualitas citra yang berbeda terlihat seperti gambar 5.20



Gambar 5.20. Hasil citra radiografi thorax dengan nilai dosis 0,12 mSv a. dengan parameter 45kVp / 4 mAs, b. 55kVp / 2 mAs



Gambar 5.21. Pengukuran Gray value pada citra radiografi dengan parameter 45 kVp 4 mAs.



Gambar 5.22. Pengukuran Gray value pada citra radiografi dengan parameter 55 kVp 2 mAs.

Gambar 5.20 menunjukkan adanya perbedaan kualitas citra yang dapat diukur melalui pengukuran nilai *gray value* seperti ditunjukkan pada gambar 5.21 dan 5.22 terlihat adanya rentang nilai *gray value* yang berbeda pada setiap gambaran anatomi.

5.2. Optimasi Dosis dengan kualitas citra radiografi

Dosis yang dihasilkan dalam penelitian ini hanya menggunakan variasi tegangan tabung dan arus waktu yang berubah, dengan nilai arus yang sama, untuk grid, FFD, filtrasi, dan luas kolimator diatur tetap, serta menggunakan ketebalan obyek yang sama karena menggunakan *Lungman Phantom*. Menghasilkan nilai dosis bervariasi dari setiap parameternya. Setelah dilakukan penilaian citra radiografi oleh beberapa dokter radiologi terdapat citra radiografi yang tidak diterima sebagai nilai diagnostik, untuk parameter 85 kVp semua citra yang dihasilkan pada variasi mAs diterima sebagai nilai diagnostik terlihat seperti tabel

5.4. Hasil citra yang diperoleh untuk kondisi obyek / pasien standar. Dari hasil analisis secara statistik dari penerimaan citra oleh dokter radiologi didapatkan nilai

kuartil ketiga yang diperoleh pada parameter 75 kVp, 16 mAs dengan nilai dosis 1,05 mSv dan 85 kVp, 8 mAs dengan 1,11 mSv, analisis perimaan citra dalam penelitian ini tanpa adanya batasan nilai dosis yang diberikan sesuai dengan peraturan kepala Bapeten mengenai nilai batas dosis maksimal untuk thorax (Bapeten 2011).

Tindakan mempertimbangkan antara dosis dan kualitas hasil radiografi kita kenal sebagai ALARA sesuai dengan prinsip keselamatan radiasi yaitu justifikasi, limitasi dosis, dan optimisasi proteksi dan Keselamatan Radiasi. Peraturan ini membatasi nilai dosis yang diterima untuk pemeriksaan radiografi thorax atau yang kita kenal *Diagnostic Reference Level* (DRL). DRL ini dibuat untuk peningkatan upaya optimisasi proteksi dan keselamatan radiasi bagi pasien (Bapeten 2016).

Pasien memperoleh manfaat langsung yang lebih besar dari adanya tindakan medis dengan sumber radiasi pengion sehingga dapat dipahami bahwa pasien tidak membutuhkan pembatasan dosis sebagaimana NBD. Meskipun begitu, dosis yang diterima oleh pasien harus dijustifikasi dan dioptimisasi sehingga mencegah adanya penerimaan paparan radiasi yang tidak diperlukan (*unnecessary exposure atau pun unintended exposure*). (Bapeten et al. 2016)

DRL dapat digunakan sebagai sarana untuk pemantauan dan pengelolaan dosis pasien sehingga pasien menerima dosis serendah mungkin yang dapat dicapai tanpa mengurangi kualitas citra yang diinginkan.

Penerapan DRL hasil pengukuran penelitian ini terdapat pada parameter 55 kVp 8 mAs dengan nilai dosis 0,38 mSv, 65 kVp 4 mAs nilai dosis 0,28 mSv, 75 kVp 4 mAs dengan nilai dosis 0,43 mSv, 85 kVp 2 mAs dengan nilai dosis 0,36

mSv, serta pada parameter 95 kVp 2 memiliki nilai dosis 0,440 mSv, dengan citra yang dihasilkan dapat diterima sebagai nilai diagnostik.



BAB VI PENUTUP

6.1. Kesimpulan

Dari hasil penelitian dan diskusi, penelitian ini menghasilkan beberapa kesimpulan yang digunakan sebagai referensi maupun rekomendasi yaitu.

1. Nilai ESD yang dihasilkan pada variasi 45 kVp – 105 kVp pada 2 mAs – 32 mAs memiliki nilai terendah 0,09 mSv, dan tertinggi 3,26 mSv. dengan dilai ESD yang optimal pada 1,05 mSv dan 1,11 mSv.

2. Variasi kVp yang dihasilkan memiliki pengaruh terhadap ESD yang dihasilkan serta tingkat penerimaan citra, ESD pada kVp yang sama akan meningkat seiring dengan peningkatan mAs begitu juga sebaliknya ESD akan meningkat pada mAs yang sama seiring dengan peningkatan kVp akan tetapi penerimaan citra radiografi yang dihasilkan memiliki variasi penerimaan yang berbeda.

Kualitas citra yang dihasilkan sangat tergantung pada parameter yang digunakan serta jenis jaringan biologi atau anatomi karena setiap anatomi memiliki nilai atenuasi yang berbeda. jika parameter penyinaran yang kurang akan menyebabkan citra menjadi terlalu putih (*underexpose*) sebaliknya jika parameter penyinaran terlalu besar akan mengakibatkan citra terlalu gelap (*overexpose*). Penerimaan citra yang baik didapatkan nilai kuartil ketiga pada parameter 75 kVp, 16 mAs dengan nilai dosis 1,05 mSv dan 85 kVp, 8 mAs dengan 1,11 mSv.

3. Parameter yang direkomendasikan dari hasil penelitian ini untuk penyinaran radiografi thorax standar sesuai dengan DRL Bapeten yaitu pada 55 kVp

8mAs, 65 kVp 4 mAs nilai dosis, 75 kVp 4 mAs, 85 kVp 2 mAs, serta pada parameter 95 kVp 2 mAs dengan nilai dosis kurang dari 0,4mSv.

6.2. Saran

Saran-saran yang bisa diberikan penulis berkaitan dengan penelitian yang telah dilakukan serta pembahasan dari hasil yang diperoleh adalah,

1. Penelitian selanjutnya diharapkan penggunaan variasi arus (mA) pada s yang sama, FFD, ketebalan obyek, penggunaan variasi filter untuk melengkapi hasil penelitian tentang ESD dan kualitas citra pada penyinaran radiografi thorax.
2. Penelitian berikutnya dibandingkan hasil nilai ESD dan kualitas citra radiografi dengan modalitas yang lain antara *Computed Radiography* dengan *Digital Radiography*.



Daftar Pustaka

AAPM. 2006. *Acceptance Testing and Quality Control of Photostimulable Storage Phosphor Imaging Systems Report of AAPM Task Group 10 October 2006*.

AAPM. 2006. *Acceptance Testing and Quality Control of Photostimulable Storage Phosphor Imaging Systems*.

Adhikari, Suraj Raj. 2012. "Effect And Application of Ionization Radiation (X-Ray) In Living organism ." *The Himalayan Physics* 3: 89–92.

Agfa. 2009a. "Datasheet CR 35 X Digitizer." In . Belgium.

www.agfahealthcare.com.

———. 2009b. "Datasheet CR MD 4.0 General Cassette." In . Belgium.

www.agfahealthcare.com.

Albertville. 2000. "Tld, Stereot Actic & Periscopic Systems." 2000.

www.rpdinc.com.

Allen, Elizabeth, Peter Hogg, Wang Kei Ma, dan Katy Szczepura. 2013. "Fact or fiction: An analysis of the 10 kVp 'rule' in computed radiography."

Radiography 19 (3): 223–27.

Attix, Frank Herbert. 2004. *Introduction To Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. Die Deutsche Bibliothek.

Bailey, D L, J L Humm, dan A Van Aswegen. 2014. *Nuclear Medicine Physics*.

Bapeten. 2011. "Perka Bapeten Nomor 8 Tahun 2011 tentang Keselamatan Radiasi dalam Penggunaan Pesawat Sinar-X Radiologi Diagnostik dan Intervensional."

———. 2013. "Peraturan Kepala Badan Pengawas Tenaga Nuklir Nomor 4

Tahun 2013 Tentang Proteksi dan Keselamatan radiasi dalam Pemanfaatan Tenaga Nuklir.” Jakarta: BAPETEN.

_____. 2016. “Tingkat Panduan Paparan Medik Atau Diagnostic Reference Level (Drl) Nasional,” no. 8.

Bapeten, Pusat, Sistem Dan, Teknologi Pengawasan, Fasilitas Radiasi, D A N Zat,

Badan Pengawas, dan Tenaga Nuklir. 2016. “TINGKAT PANDUAN DIAGNOSTIK ATAU DIAGNOSTIC REFERENCE LEVEL (DRL),” no. 8.

Bontrager, K.L; 2018. *Textbook of Radiographic Positioning and Related Anatomy*. Ninth Edit. Elsevier Inc.

Bruce, W; University School of Medicine Indianapolis. 2016. *Merrill's Atlas Of Radiographic Positioning & Procedures, Vol 1*. Thirteen E. Elsevier Mosby.

Bushberg, Jerrold T. 2002. *Bushberg Seibert Leidholdt-Boone The Essential Physics of Medical Imaging (2nd Edition)*. 2nd Editio.

Bushong, Stewart. C. ScD. 2013. *Radiologic Science for Technologists Physics, Biology, and Protection*. Elsevier Inc.

Carroll, Quinn B. 2011. *Radiography In The Digital Age*. Charles C Thomas.

Don, Steven. 2004. “Radiosensitivity of children : potential for overexposure in CR and DR and magnitude of doses in ordinary radiographic examinations” 34: 167–72.

Elford, Jhons Harrold, Cunningham Jhon robert. 1983. *The Physics Of Radiology*.

Diedit oleh Charles C Thomas. USA: Illinois.

Folio, Les R. 2012. *Chest Imaging An Algorithmic Approach to Learning*. New

York, NY: Springer New York.

IAEA. 2014. "Dosimetry in Diagnostic Radiology: an International Code of Practice." *Igarss 2014*, no. 1: 1–5.

ICRP. 2007. "The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP publication 103." *Annals of the ICRP* 37 (2–4): 1–332.

ICRU. 2003. "ICRU Report 70 Image Quality In Chest Radiography" 3.

Kelaranta, A., P. Toroi, dan P. Vock. 2016. "Incident air kerma to absorbed organ dose conversion factors for breast and lung in PA thorax radiography: The effect of patient thickness and radiation quality." *Physica Medica* 32 (12).

Associazione Italiana di Fisica Medica: 1594–1601.

Martin, Colin John. 2007. "Effective dose: how should it be applied to medical exposures?" *The British Journal of Radiology* 80 (956): 639–47.

Meredith, WJ; Massey, JW. 1977. *Fundamental Physics Of Radiology*. Third Edit. Manchester.

Porto, L., N. Lunelli, S. Paschuk, A. Oliveira, J. L. Ferreira, H. Schelin, C.

Miguel, et al. 2014. "Evaluation of entrance surface air kerma in pediatric chest radiography." *Radiation Physics and Chemistry* 104. Elsevier: 252–59.

Rowlands, J. A. 2002. "The physics of computed radiography." *Physics in Medicine and Biology* 47 (23): 122–66.

Sartinah, Sumariyah, N. Ayu. 2008. "Variasi Nilai Eksposi Aturan 15 Persen pada Radiografi Menggunakan Imaging Plate untuk Mendapatkan Kontras Tertinggi" 11 (2): 45–52.

Seibert, J Anthony. 2004. "Computed Radiography Technology 2004." *Database*, 153–75.

Shepard, S. Jeff, Jihong Wang, Michael Flynn, Eric Gingold, Lee Goldman, Kerry

Krugh, David L. Leong, et al. 2009. *An exposure indicator for digital radiography: AAPM Task Group 116 (Executive Summary)*. *Medical Physics*. Vol. 36.

Silva, T R, dan E M Yoshimura. 2013. "Patient dose , gray level and exposure index with a computed radiography system." *Radiation Physics and Chemistry*. Elsevier, 1–3.

Singh, Vishram MS PhD. 2014. *Textbook Of Anatomy Upper Limb And Thorax*.

Smith, Nadine B, dan Andrew Webb. 2011. *Introduction to Medical Imaging: Physics, Engineering and Clinical Applications*. *Journal of Chemical Information and Modeling*. Vol. 53.

Sun, Zhonghua, Chenghsun Lin, YeuSheng Tyan, dan Kwan-Hoong Ng. 2012.

"Optimization of chest radiographic imaging parameters: a comparison of image quality and entrance skin dose for digital chest radiography systems." *Clinical Imaging* 36 (4). Elsevier Inc.: 279–86.

Tateno, Y, T Linuma, M Takano, dan Eds. 1997. *Computed Radiography*. Tokyo: Springer- Verlag.

Veldkamp, Wouter J.H., Lucia J.M. Kroft, dan Jacob Geleijns. 2009. "Dose and perceived image quality in chest radiography." *European Journal of Radiology* 72 (2): 209–17.

Willis, Charles E. 2004. "Strategies for dose reduction in ordinary radiographic examinations using CR and DR" 34: 196–200.

