



EFEK VARIASI AREA KOLIMASI TERHADAP *DOSE AREA PRODUCT* (DAP) DAN KONTRAS RADIOGRAF PADA *GENERAL RADIOGRAPHY*

SKRIPSI

Oleh

Retno Aprilina
NIM 131810201077

JURUSAN FISIKA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
UNIVERSITAS JEMBER
2018



**EFEK VARIASI AREA KOLIMASI TERHADAP *DOSE AREA PRODUCT (DAP)* DAN KONTRAS RADIOGRAF PADA
*GENERAL RADIOGRAPHY***

SKRIPSI

diajukan guna melengkapi tugas akhir dan memenuhi salah satu syarat
untuk menyelesaikan Program Studi Fisika (S-1)
dan mencapai gelar Sarjana Sains

Oleh

Retno Aprilina
NIM 131810201077

JURUSAN FISIKA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
UNIVERSITAS JEMBER
2018

PERSEMBAHAN

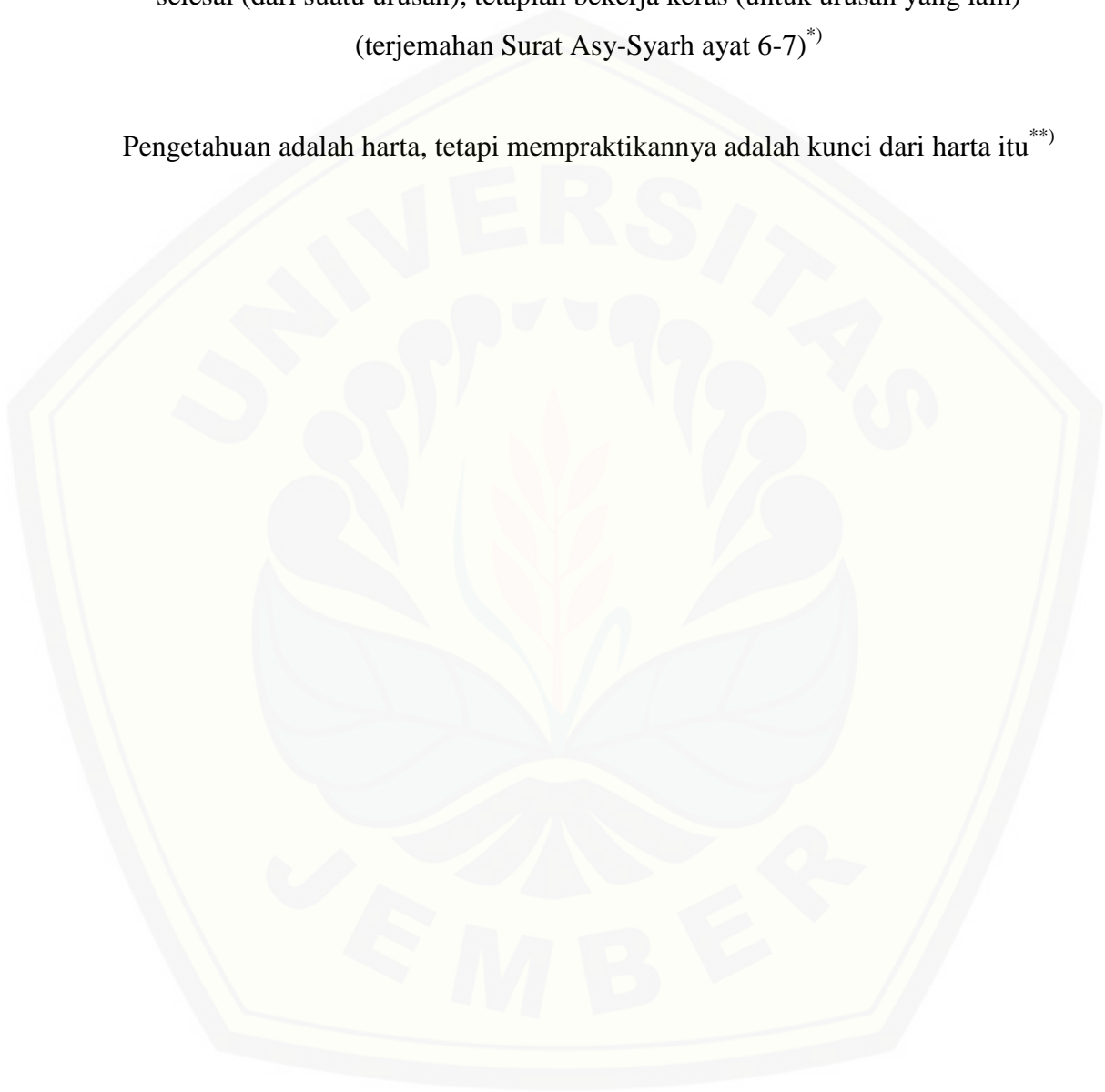
Dengan terselesainya skripsi ini bukan berarti perjuangan saya dalam mencari ilmu selesai, karena belajar dan mencari ilmu merupakan proses yang berkesinambungan untuk masa depan yang lebih baik. Saya telah mencurahkan tenaga, pikiran, dan waktu untuk menyelesaikan skripsi ini, dengan tulus saya persembahkan skripsi ini untuk:

1. Ibunda Rahmani dan ayahanda alm. Soeyono Hadi kedua orang tua saya yang sangat saya cintai. Terimakasih atas segala doa, cinta kasih, perhatian, nasihat dan dukungan yang telah diberikan, semoga Allah SWT senantiasa melimpahkan rahmat dan kasih sayang-Nya kepada kita;
2. Kakaku sekaligus sahabat terbaikku Robby Ghazali, terimakasih atas segala bentuk dukungan dan kasih sayangnya selama ini;
3. Seluruh keluarga besarku yang senantiasa mendukung dan mendoakanku;
4. Bapak Kyai Hamam dan Ibu Nyai Isniyatul Ulya, guru-guru mengajiku serta guru-guruku sejak Taman Kanak-kanak hingga Perguruan Tinggi yang telah mendidikku dengan penuh kesabaran dan ketulusan;
5. Almamater yang saya banggakan Jurusan Fisika Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam (MIPA) Universitas Jember.

MOTTO

Sesungguhnya bersama kesulitan ada kemudahan, maka apabila engkau telah selesai (dari suatu urusan), tetaplah bekerja keras (untuk urusan yang lain)
(terjemahan Surat Asy-Syarah ayat 6-7)^{*)}

Pengetahuan adalah harta, tetapi mempraktikannya adalah kunci dari harta itu^{**)}



* Departemen Agama Republik Indonesia. 2016. *Al-Qur'an dan Terjemahannya Mushaf Al-Rasyid*. Jakarta: Maktabah Al-Fatih Rasyid Media.

** Ibnu Khaldun Al Muqaddima dalam Byrne, R. 2012. *The Magic*. Jakarta. Gramedia Pustaka Utama

PERNYATAAN

Saya yang bertanda tangan di bawah ini:

Nama : Retno Aprilina

NIM : 131810201077

Menyatakan dengan sesungguhnya bahwa karya ilmiah yang berjudul: *Efek Variasi Area Kolimator terhadap Dose Area Product (DAP) dan Kontras Radiograf Pada General Radiography* adalah benar-benar hasil karya sendiri, kecuali kutipan yang sudah saya sebutkan sumbernya, belum pernah diajukan pada institusi mana pun dan bukan karya jiplakan. Saya bertanggung jawab atas keabsahan dan kebenaran isinya sesuai dengan sikap ilmiah yang harus dijunjung tinggi.

Penelitian ini merupakan bagian dari penelitian bersama dosen dan mahasiswa serta hanya dapat dipublikasikan dengan mencantumkan nama dosen pembimbing dan dosen pembimbing lapang.

Demikian pernyataan ini saya buat dengann sebenarnya, tanpa ada tekanan dan paksaan dari pihak manapun serta bersedia mendapatkan sanksi akademik jika ternyata di kemudian hari pernyataan ini tidak benar.

Jember, 30 Juli 2018

Yang menyatakan,

(Retno Aprilina)
131810201077

SKRIPSI

**EFEK VARIASI AREA KOLIMASI TERHADAP *DOSE AREA PRODUCT (DAP)* DAN KONTRAS RADIOGRAF PADA
*GENERAL RADIOGRAPHY***

Oleh

Retno Aprilina
NIM 131810201077

Pembimbing

Dosen Pembimbing Utama : Drs. Yuda C. Hariadi, M.Sc., Ph.D.,
Dosen Pembimbing Anggota : Dra. Arry Y. Nurhayati, M.Si
Dosen Pembimbing Lapangan : Betty Rahayuningsih, S.Si., M.Si

PENGESAHAN

Skripsi berjudul “Efek Variasi Area Kolimasi terhadap *Dose Area Product* (DAP) dan Kontras Radiograf pada *General Radiography*” telah disetujui pada :

Hari :

Tanggal :

Tempat : Jurusan Fisika, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam
Universitas Jember

Tim Penguji

Ketua,

Sekretaris,

Drs. Yuda C. Hariadi, M.Sc., Ph.D
NIP 196203111987021001

Dra. Arry Y. Nurhayati, M.Si
NIP 196109091986012001

Pembimbing Lapangan,



Betty Rahayuningsih, S.Si., M.Si
NIP 1971103061999032001

Anggota I,

Anggota II,

Drs. Sujito Ph.D
NIP 196102041987111001

Endhah Purwandari, S.Si., M.Si
NIP 198111112005012001

Mengesahkan
Dekan Fakultas MIPA,

Drs. Sujito Ph.D
NIP 196102041987111001

RINGKASAN

Efek Variasi Area Kolimasi Terhadap *Dose Area Product* (DAP) dan Kontras Radiograf Pada *General Radiography*; Retno Aprilina, 131810201077; 2018; 44 halaman; Jurusan Fisika Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Jember.

Aktivitas radiodiagnostik mengalami peningkatan 10 tahun terakhir dari 2,5 miliar aktivitas radiodiagnostik menjadi 3,6 miliar, dimana terjadi peningkatan lebih dari 40 %. Oleh sebab itu pesawat sinar-X radiologi diagnostik harus didesain dan dibuat agar paparan yang diterima pasien serendah mungkin namun cukup untuk dapat menghasilkan informasi diagnostik yang dibutuhkan, salah satunya dengan pengaturan luas area penyinaran atau area kolimasi. Radiografer terkadang tidak mengatur kolimasi secara tepat (kolimasi dibuka selebar-lebarnya) sehingga kemungkinan dapat menimbulkan paparan radiasi yang berlebihan pada pasien dan kontras radiograf yang dihasilkan tidak optimal. Peneliti bertujuan untuk mengetahui pengaruh area kolimasi terhadap DAP dan kontras radiograf berdasarkan analisa *contrast to noise ratio* (CNR) dari objek *stepwedge* aluminium ketebalan 0,2 cm; 0,4 cm; 0,6 cm; 0,8 cm dan 1,0 cm yang dikuantisasi menggunakan software *Radiant DICOM Viewer*. Pesawat sinar-X yang digunakan merupakan pesawat sinar-X tipe *Phillips Essenta DR Compact* di Poltekkes Kemenkes Surabaya dan DAP-meter tipe *Kermax Plus DDP* milik Balai Pengamanan Fasilitas Kesehatan (BPFK) Surabaya.

Merujuk pada hasil dan analisis maka diketahui bahwa variasi area kolimasi pada pemeriksaan radorafi dapat memberikan pengaruh terhadap *dose area product* (DAP) dan kontras radiograf yang dihasilkan. Hal ini ditunjukkan dengan *trendline* yang dihasilkan dari persamaan regresi antara area kolimasi dengan DAP hampir mendekati 1 yaitu sebesar 0,999, luas area kolimasi yang meningkat menyebabkan kenaikan nilai DAP. Sementara untuk pengukuran pengaruh area kolimasi terhadap nilai *contrast to noise ratio* (CNR), secara keseluruhan CNR menurun secara kuadratik pada setiap kenaikan area kolimasi yang ditentukan ($10 \times 10 \text{ cm}^2$, $15 \times 15 \text{ cm}^2$, $20 \times 20 \text{ cm}^2$, $25 \times 25 \text{ cm}^2$, dan $30 \times 30 \text{ cm}^2$) dengan R^2 terbesar mencapai 0,994.

Sesuai dengan prinsip optimisasi dosis, yaitu pemeriksaan diupayakan memberikan dosis yang sekecil-kecilnya namun tetap menghasilkan citra yang baik, sehingga pengaturan area kolimasi terkecil yaitu $10 \times 10 \text{ cm}^2$ merupakan pengaturan paling tepat diantara yang lainnya sebab menghasilkan rata-rata nilai DAP yang paling rendah yaitu $3,8 \mu\text{Gycm}^2$ namun dengan nilai rata-rata CNR yang paling tinggi untuk keseluruhan ketebalan *stepwedge* aluminium dengan nilai CNR tertinggi mencapai 81,26 pada ketebalan 1 cm. Nilai CNR ini merepresentasikan kontras radiograf dari suatu citra digital. Semakin besar nilai CNR maka makin baik kontras radiografnya.

PRAKATA

Puji syukur kepada Allah SWT yang senantiasa memberikan Rahmat dan karunia-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan skripsi yang berjudul “*Efek Variasi Area Kolimasi terhadap Dose Area Product (DAP) dan Kontras Radiograf pada General Radiography*”, sebagai salah satu persyaratan untuk menyelesaikan studi program strata satu (S1) Jurusan Fisika, Fakultas MIPA, Universitas Jember.

Penyusunan skripsi ini merupakan hasil dari bantuan berbagai pihak. Oleh karena itu, penulis menyampaikan terima kasih kepada:

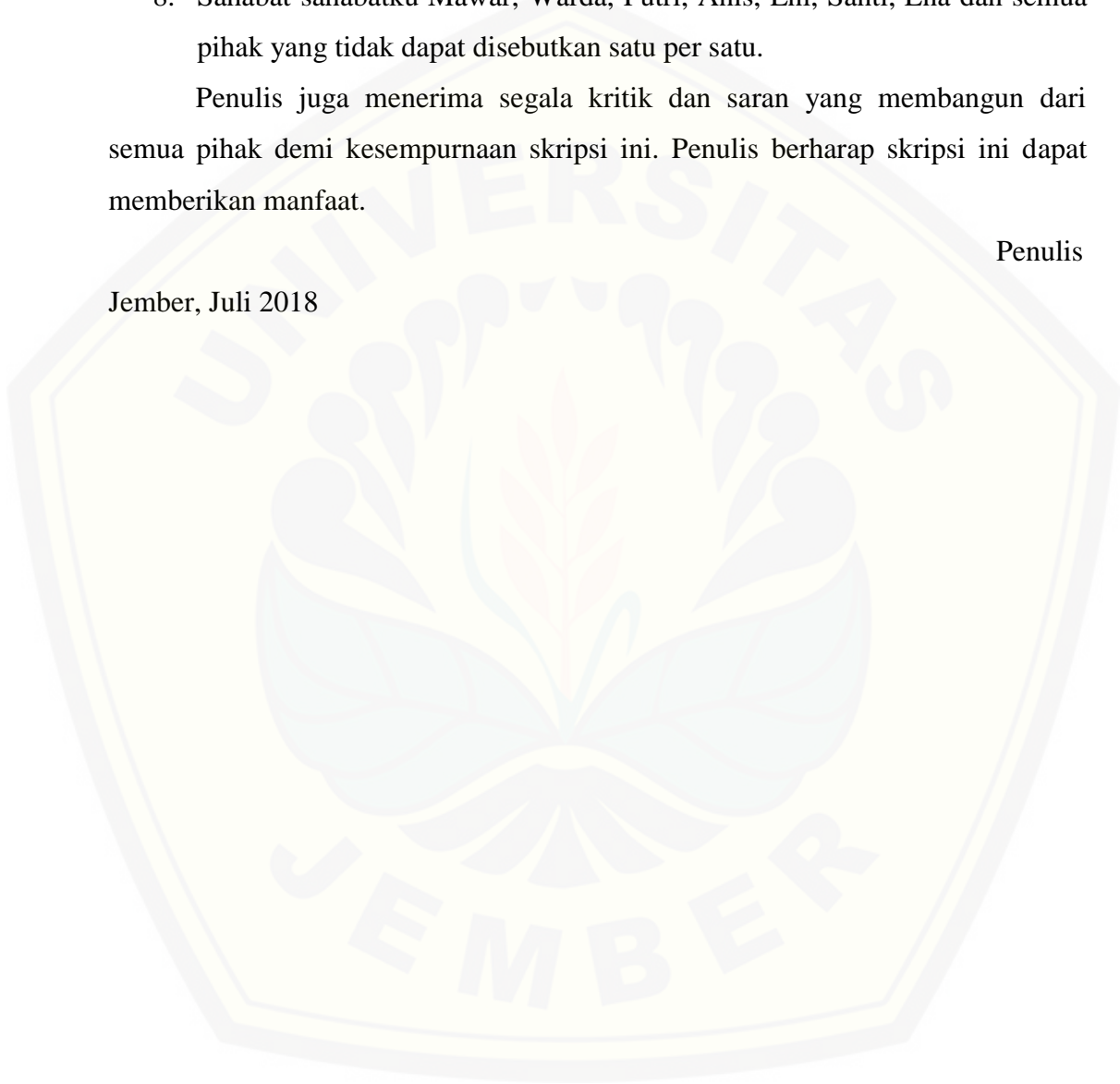
1. Drs. Yuda Cahyoargo Hariadi, M.Sc., PhD., selaku Dosen pembimbing utama, Dra. Arry Yuariatun Nurhayati M.Si, selaku Dosen Pembimbing Anggota dan Betty Rahayuningsih S.Si., M.Si., selaku Dosen Pembimbing Lapangan yang telah meluangkan waktu serta dengan sabar memberikan bimbingan, ilmu dan perhatian dalam penyelesaian dan penyempurnaan penelitian ini;
2. Drs. Sujito, Ph.D. selaku Dosen Penguji I dan Endhah Purwandari, S.Si, M.Si. selaku Dosen Penguji II yang telah memberikan koreksi, bimbingan, ilmu dan saran;
3. Supriyadi, S.Si., M.Si, selaku Dosen pembimbing Akademik terimakasih atas bimbingannya selama ini;
4. Seluruh staf dosen dan karyawan Jurusan Fisika dan Fakultas MIPA Universitas Jember terimakasih atas bantuan dan kerjasamanya;
5. Bapak Kepala BPFK Surabaya beserta seluruh staf BPFK Surabaya, terutama Bapak Yudhis, Ibu Siska dan Bapak Halil, Bapak Kepala. Lab Radiologi Poltekkes Kemenkes Surabaya, Bapak Tribowo dan Ibu Triana beserta seluruh staf Poltekkes Kemenkes Surabaya yang telah membantu dan memfasilitasi penelitian ini;
6. Rekan satu tim Fisika Medis, Nia dan Relu yang telah berbagi pengalaman, ilmu dan membantu proses penelitian ini serta keluarga besar Biofisika terima kasih atas segala bentuk bantuan dan dukungannya.

7. Teman-teman seperjuangan di Jurusan Fisika angkatan 2013, teman-teman LPMM Alpha, saudara-saudaraku di Pondok Pesantren Mahasiswi Alhusna serta keluarga besar Laznas Yatim Mandiri Terimakasih atas segala doa dan dukungannya.
8. Sahabat-sahabatku Mawar, Warda, Putri, Anis, Eni, Santi, Ena dan semua pihak yang tidak dapat disebutkan satu per satu.

Penulis juga menerima segala kritik dan saran yang membangun dari semua pihak demi kesempurnaan skripsi ini. Penulis berharap skripsi ini dapat memberikan manfaat.

Penulis

Jember, Juli 2018



DAFTAR ISI

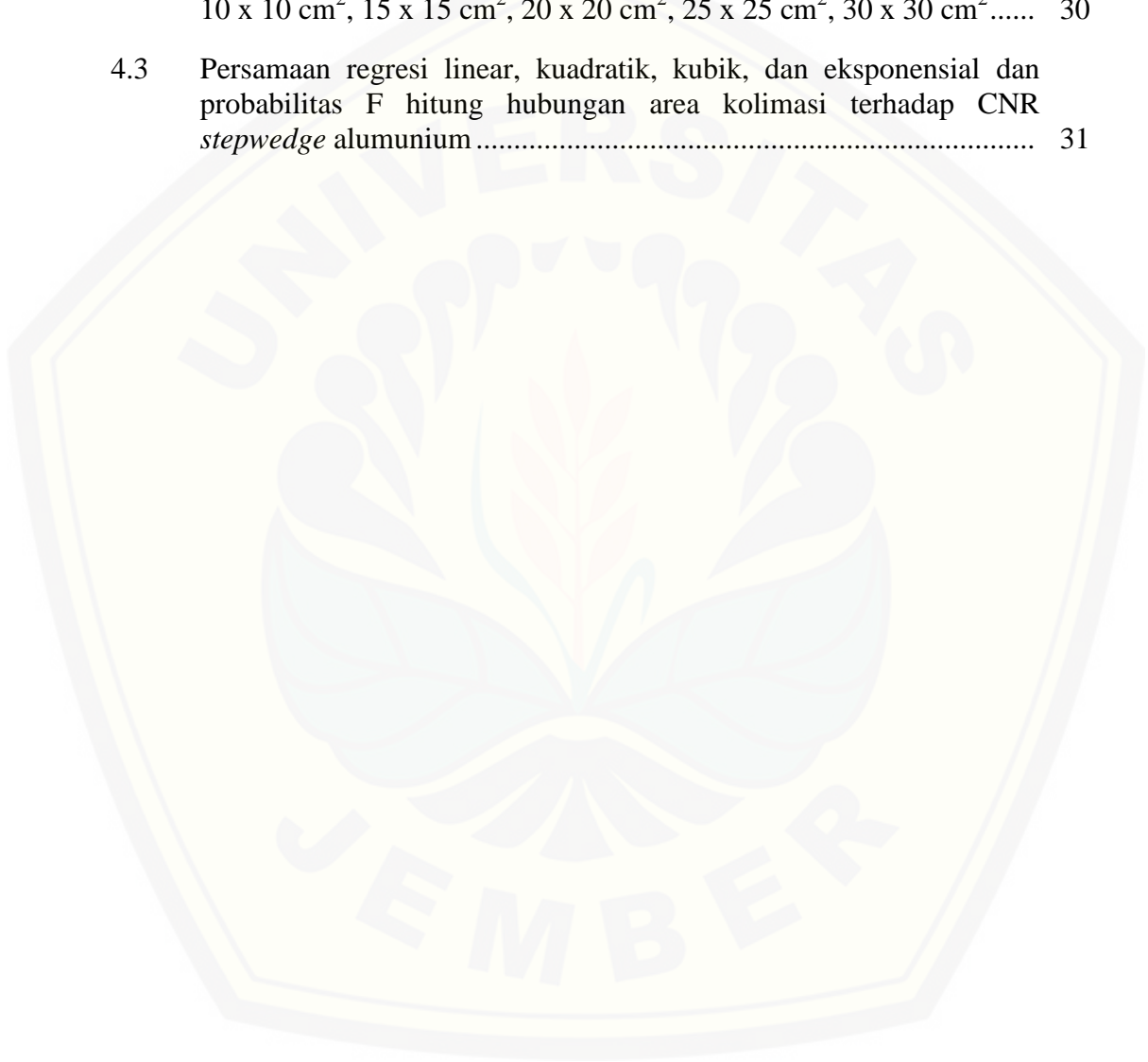
Halaman

HALAMAN SAMBUTAN.....	i
HALAMAN JUDUL	ii
HALAMAN PERSEMBAHAN	iii
HALAMAN MOTO	iv
HALAMAN PERNYATAAN.....	v
HALAMAN PEMBIMBINGAN.....	vi
HALAMAN PEMBIMBINGAN.....	vi
RINGKASAN	vii
PRAKATA	viii
DAFTAR ISI.....	x
DAFTAR TABEL	xii
DAFTAR GAMBAR.....	xiii
BAB 1. PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Rumusan Masalah	4
1.3 Batasan Masalah	4
1.4 Tujuan	4
1.5 Manfaat	4
BAB 2. TINJAUAN PUSTAKA	5
2.1 Klasifikasi Radiasi	5
2.2 Interaksi Radiasi dengan Bahan	5
2.3 Produksi Sinar-X	7
2.4 General Radiography	8
2.4.1 Tabung Sinar-X	9
2.4.2 Kolimator	9
2.5 Besaran Dosis Radiasi	10
2.5.1 Besaran Radiasi	11
2.5.2 Besaran Dosimetri	11
2.6 Dose Area Product (DAP)	13
2.7 Efek Paparan Radiasi	13
2.8 Proteksi Radiasi	14
2.9 Kalibrasi	15
2.10 DAP-meter	16
2.11 Alumunium	16
2.12 Filmless Radiography	17
2.13 Picture Archiving And Communication Systems	17
2.14 Karakteristik Citra Digital.....	18

2.15	<i>Radiant DICOM Viewer</i>	19
BAB 3.	METODE PENELITIAN	20
3.1	Alat dan Bahan	20
3.2	Tahap – Tahap Penelitian	21
3.2.1	Persiapan Penelitian	22
3.2.2	Penelitian	22
3.3	Jenis dan Sumber Data	24
3.4	Variabel Penelitian	24
3.5	Metode Analisis Data	25
BAB 4.	HASIL DAN PEMBAHASAN	27
4.1	Hasil dan Analisis Data	27
4.1.1	Hasil dan Analisis Data Pengukuran Efek Variasi Area Kolimasi terhadap <i>Dose Area Product</i> (DAP) pada <i>General Radiography</i>	27
4.1.2	Hasil Analisis Pengukuran Efek Variasi Area Kolimasi terhadap nilai CNR <i>stepwedge</i> aluminium	28
4.2	Pembahasan	33
BAB 5.	KESIMPULAN DAN SARAN	39
5.1	Kesimpulan	39
5.2	Saran	39
	DAFTAR PUSTAKA	40
	DAFTAR ISTILAH	45
	LAMPIRAN	50

DAFTAR TABEL

	Halaman
4.1 Data pengukuran nilai DAP pada setiap luas kolimasi	27
4.2 Nilai CNR dan standar eror objek <i>stepwedge</i> alumunium ketebalan 0,2 cm; 0,4 cm; 0,6 cm; 0,8 cm dan 1,0 cm pada luasan area kolimasi 10 x 10 cm ² , 15 x 15 cm ² , 20 x 20 cm ² , 25 x 25 cm ² , 30 x 30 cm ²	30
4.3 Persamaan regresi linear, kuadratik, kubik, dan eksponensial dan probabilitas F hitung hubungan area kolimasi terhadap CNR <i>stepwedge</i> alumunium	31



DAFTAR GAMBAR

	Halaman
2.1 Efek Fotolistrik	5
2.2 Interaksi Compton	6
2.3 Komponen utama <i>general radiography</i> a) tabung sinar-X, b) kolimator, c) meja radiografi, d) <i>cassete tray</i> , e) <i>overhead tubecrane support</i> dan f) <i>generator console</i>	9
2.4 Tipe rakitan kolimator sinar-X	10
2.5 Skema gambar pengukuran radiografi kerma udara pada berkas bidang A	13
2.6 DAP-meter tipe Kermax Plus DDP	16
3.1 <i>Unit General Radiography</i> a) pesawat Sinar-X tipe <i>Phillips Essenta DR Compact</i> , b) monitor, c) instrumen kontrol pesawat sinar-X	20
3.2 <i>Ionization chamber</i> 120-131 OEM dan <i>control/display</i> DAP-meter tipe Kermax Plus DDP.....	20
3.3 <i>Stepwedge</i> alumunium ketebalan 0,2 cm; 0,4 cm; 0,6 cm; 0,8 cm dan 1,0 cm	20
3.4 Rancangan penelitian secara umum.....	21
3.5 Setting penelitian	22
4.1 Grafik rata-rata <i>dose area product</i> (DAP) terhadap area kolimasi.....	28
4.2 <i>Display</i> citra radiograf <i>stepwedge</i> alumunium menggunakan <i>Radiant DICOM Viewer</i> pada pengukuran dengan luas area kolimasi 10 x 10 cm ² , b) 15 x 15 cm ² , c) 20 x 20 cm ² , d) 25 x 25 cm ² , c) 30 x 30 cm ²	29
4.3 Kurva estimasi linear, kuadratik, kubik dan eksponensial hubungan area kolimasi dengan CNR <i>stepwedge</i> alumunium berbagai ketebalan a) ketebalan 0,2 cm; b) ketebalan 0,4 cm; c) ketebalan 0,6 cm; d) ketebalan 0,8 cm; e) ketebalan 1 cm	32
4.4 Grafik rata-rata CNR <i>stepwedge</i> alumunium berbagai ketebalan terhadap area kolimasi	33

DAFTAR LAMPIRAN

Halaman

4.1	<i>Display</i> analisa citra digital objek <i>stepwedge</i> alumunium ketebalan 0,2 cm; 0,4 cm; 0,6 cm; 0,8 cm dan 1,0 cm menggunakan <i>Radiant DICOM Viewer</i> pada luasan area kolimasi 10 x 10 cm ²	50
4.2	<i>Display</i> analisa citra digital objek <i>stepwedge</i> alumunium ketebalan 0,2 cm; 0,4 cm; 0,6 cm; 0,8 cm dan 1,0 cm menggunakan <i>Radiant DICOM Viewer</i> pada luasan area kolimasi 15 x 15 cm ²	51
4.3	<i>Display</i> analisa citra digital objek <i>stepwedge</i> alumunium ketebalan 0,2 cm; 0,4 cm; 0,6 cm; 0,8 cm dan 1,0 cm menggunakan <i>Radiant DICOM Viewer</i> pada luasan area kolimasi 20 x 20 cm ²	52
4.4	<i>Display</i> analisa citra digital objek <i>stepwedge</i> alumunium ketebalan 0,2 cm; 0,4 cm; 0,6 cm; 0,8 cm dan 1,0 cm menggunakan <i>Radiant DICOM Viewer</i> pada luasan area kolimasi 25 x 25 cm ²	53
4.5	<i>Display</i> analisa citra digital objek <i>stepwedge</i> alumunium 0,2 cm; 0,4 cm; 0,6 cm; 0,8 cm dan 1,0 cm menggunakan <i>Radiant DICOM Viewer</i> pada luasan area kolimasi 30 x 30 cm ²	54
4.6	Hasil nilai mean, SD, <i>max</i> , min, area, area (px) citra digital objek <i>stepwedge</i> alumunium pada luasan 10 x 10 cm ² , 15 x 15 cm ² , 20 x 20 cm ² , 25 x 25 cm ² , dan 30 x 30 cm ² menggunakan <i>Radiant DICOM Viewer</i> dan SE masing-masing objek beserta <i>background</i>	55
4.7	Hasil perhitungan nilai CNR	58
4.8	Hasil output SPSS kurva estimasi linear, kuadratik, kubik, dan eksponensial hubungan area kolimasi terhadap CNR <i>stepwedge</i> ketebalan 0,2 cm; 0,4 cm; 0,6 cm; 0,8 cm dan 1,0 cm	59

BAB 1. PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Sejak ditemukannya sinar-X oleh Rongent dan Becquerel pada tahun 1895, penggunaan teknologi nuklir dalam bidang kesehatan untuk radiodiagnostik semakin meningkat hingga saat ini. Secara global terjadi peningkatan aktivitas radiodiagnostik 10 tahun terakhir dari 2,5 miliar aktivitas radiodiagnostik menjadi 3,6 miliar, dimana terjadi peningkatan lebih dari 40 % (*United Nations Scientific Committee on the Effect of Atomic Radiation (UNSCEAR), 2008*). Di Indonesia sendiri, berdasarkan inspeksi yang dilakukan oleh Badan Pengawas Tenaga Nuklir (Bapeten) pada tahun 2015 dari 322 instansi, 264 instansi telah memanfaatkan fasilitas radiologi diagnostik dan intervensional, sementara sisanya yaitu sebanyak 58 instansi sudah tidak mengoperasikan pesawat sinar-X sebab mengalami kerusakan (Bapeten, 2016).

Sesuai dengan Peraturan Kepala Bapeten No. 9 Tahun 2011, modalitas sumber radiasi pengion yang digunakan di radiologi diagnostik dan intervensional dikelompokkan menjadi, *general radiography, mobile radiography, fluoroskopi, mamografi, CT Scan* dan Pesawat sinar-X Gigi. Salah satu modalitas yang sering digunakan yaitu *general radiography*. *General radiography* merupakan jenis pesawat sinar-X konvensional yang terpasang tetap dan digunakan untuk pemeriksaan rutin pada thoraks, abdomen, ekstremitas, lumbar, femur dan lain-lain (IAEA, 2007).

Pemeriksaan radiografi tentunya memiliki manfaat yang besar dalam bidang medis terutama bagi pasien, namun penggunaannya bukan tidak membawa resiko. Dosis radiasi serendah apapun selalu memiliki kemungkinan untuk menimbulkan perubahan atau kerusakan pada sistem biologi, baik pada tingkat molekul maupun sel. Semakin besar dosis yang diberikan maka semakin besar pula kemungkinan terjadinya kerusakan. *International Commission on Radiological Protection (ICRP)* menyebut efek ini sebagai efek stokastik yang artinya tidak ada dosis ambang atau bersifat *statistical nature*. Berdasarkan *UNSCEAR Report 2008*, praktik medis yang melibatkan penggunaan radiasi

pengion (selanjutnya disebut radiasi) merupakan penyumbang terbesar pada paparan yang diterima manusia diantara semua sumber radiasi buatan manusia yaitu sekitar 98 %. Mengingat besarnya potensi bahaya radiasi yang dapat ditimbulkan oleh sinar-X maka dalam pemanfaatannya harus menjamin keselamatan yang lebih baik (Hastuti *et al.*, 2009). Resiko negatif yang dapat ditimbulkan dari pemeriksaan menggunakan pesawat sinar-X dapat dikurangi dengan justifikasi dan optimisasi eksposi sinar-X. Asas justifikasi menghendaki agar setiap kegiatan yang dapat mengakibatkan paparan radiasi hanya boleh dilaksanakan setelah dilakukan pengkajian yang cukup mendalam dan diketahui bahwa manfaat dari kegiatan tersebut cukup besar dibandingkan dengan kerugian yang dapat ditimbulkannya (Akhadi, 2008). Sementara asas optimisasi menghendaki agar paparan radiasi harus ditekan serendah mungkin dengan mempertimbangkan aspek ekonomi dan sosial (Wiryoimin, 1999). Salah satu dasar optimisasi yaitu pengetahuan mengenai dosimetri pasien yang direkomendasikan untuk mengevaluasi optimisasi proteksi radiasi pada pasien (ICRP, 1991; Olivera *et al.*, 2005; Sniureviciute dan Adliene, 2005).

Dose area product (DAP) merupakan kuantitas yang mengindikasikan total dosis radiasi yang dipancarkan sepanjang area penyinaran sinar-X (Nassef dan Massoud, 2014). DAP berguna untuk menentukan *dose reference level* (DRL) pada pemeriksaan menggunakan sinar-X konvensional sebab DAP dapat menentukan atau memperkirakan keamanan dosis yang optimal selama proses pemeriksaan pada pasien (Bapeten, 2016; Nickolof *et al.*, 2008) dan pengukurannya dapat dilakukan dengan mudah menggunakan DAP meter (Costa dan Potiens, 2014).

Pesawat sinar-X radiologi diagnostik harus didesain dan dibuat agar paparan yang diterima pasien serendah mungkin namun cukup untuk dapat menghasilkan informasi diagnostik yang dibutuhkan (ICRP, 1991). Paparan medis yang diterima pasien dan kualitas citra yang dihasilkan dari aktivitas radiologi diagnostik dipengaruhi oleh parameter operasional pesawat sinar-X salah satunya yaitu luas area penyinaran atau area kolimasi. Kolimasi merupakan proyeksi ukuran penyinaran sinar-X yang dapat diatur melalui sebuah alat yang disebut

kolimator (Johnston dan Fauber, 2012). Pengaturan kolimasi salah satu cara yang paling efektif untuk mengurangi dosis radiasi pada pasien (White dan Pharoah, 2009). Faktanya radiografer terkadang tidak mengatur kolimasi secara tepat (kolimasi dibuka selebar-lebarnya) agar detektor mendeteksi radiasi dengan baik dan khawatir objek tidak tersinari secara sempurna terutama pada *pediatric radiography* (Mekis dan Starch, 2015). Sehingga kemungkinan dapat menimbulkan paparan radiasi yang berlebihan pada pasien dan kualitas citra yang dihasilkan tidak optimal.

Tegaknya diagnosa dari hasil pencitraan medis bergantung dari kualitas citra radiograf yang dihasilkan, beberapa komponen yang menentukan kualitas citra diantaranya yaitu densitas atau *brightness level* dan kontras radiograf. Kontras radiograf merupakan perbedaan densitas antara dua area yang berdekatan pada film, atau perbedaan *brightness level* pada citra digital yang ditampilkan dalam monitor (Setiyono *et al.*, 2009). Semakin besar kontras suatu citra maka semakin baik ia dalam membedakan suatu struktur jaringan atau organ dengan yang lainnya. Kontras radiograf dapat tereduksi oleh adanya radiasi hambur yang disebabkan oleh pengaturan luas area kolimasi yang kurang tepat, Boddy (2013) melakukan penelitian mengenai pengaruh radiasi hambur terhadap kontras radiograf yang disebabkan variasi ketebalan objek dan luas area kolimasi. Terdapat tiga variasi area kolimasi yang digunakan yaitu $15 \times 15 \text{ cm}^2$, $20 \times 20 \text{ cm}^2$, dan $30 \times 30 \text{ cm}^2$. Kontras rata-rata yang paling tinggi pada film radiograf diperoleh pada luas area kolimasi $20 \times 20 \text{ cm}^2$ untuk semua variasi ketebalan objek. Namun pada penelitian tersebut tidak dianalisis pengaruh dosis radiasi yang ditimbulkan.

Upaya untuk menekan dosis serendah-rendahnya dengan kualitas citra yang lebih baik perlu senantiasa dikembangkan terutama pada sistem digital yang saat ini semakin banyak digunakan. Oleh karena itu penulis melakukan penelitian menggunakan *General Radiography* dengan sistem digital untuk mengetahui bagaimana pengaruh variasi luas area kolimasi terhadap DAP dan bagaimana dampaknya terhadap kontras radiograf. Ukuran kontras radiograf pada penelitian

ini diperoleh dari analisis *contrast to noise ratio* (CNR) dengan menentukan *region of interest* (ROI) pada citra digital yang dianalisa.

1.2 Rumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang yang diuraikan di atas dapat dirumuskan beberapa masalah yaitu:

- a. Bagaimana pengaruh area kolimasi terhadap *dose area product* (DAP) yang terbaca oleh DAP-meter?
- b. Bagaimana pengaruh luasan area kolimasi terhadap nilai *contrast to noise ratio* (CNR) yang dihasilkan?

1.3 Batasan Masalah

Batasan masalah pada penelitian ini adalah:

- a. Tekanan udara, kelembapan udara, dan suhu diasumsikan sama pada saat dilakukan pengukuran dan tidak mempengaruhi stabilitas detektor.
- b. Pesawat sinar-X dan detektor telah terkalibrasi oleh lembaga BPFK Surabaya dan telah mendapatkan sertifikasi kelayakan atas penggunaannya.

1.4 Tujuan

Tujuan yang ingin dicapai dalam penelitian ini yaitu:

- a. Mengetahui pengaruh area kolimasi terhadap DAP yang terbaca oleh DAP-meter
- b. Mengetahui pengaruh luasan area kolimasi terhadap nilai CNR yang dihasilkan.

1.5 Manfaat

Penelitian ini dilakukan untuk memberikan informasi kepada radiografer mengenai pengaruh luasan area kolimasi terhadap dosis radiasi dan citra radiograf yang dihasilkan. Sehingga radiografer dapat menentukan area kolimasi yang sesuai dengan dosis radiasi yang lebih kecil dengan kualitas radiograf yang baik.

BAB 2. TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Klasifikasi Radiasi

Radiasi dapat diartikan sebagai energi yang ditransmisikan dalam bentuk gelombang atau partikel (Sherer *et al.*, 2011).

Radiasi diklasifikasikan dalam dua kategori utama berdasarkan kemampuannya mengionisasi materi (IAEA, 2014a)

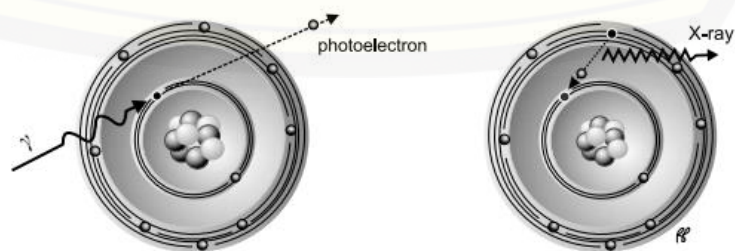
- a. Radiasi Non-ionisasi merupakan radiasi yang tidak dapat mengionisasi materi, seperti cahaya tampak, gelombang mikro dan gelombang radio;
- b. Radiasi pengion merupakan radiasi yang dapat mengionisasi materi. Contohnya yaitu sinar-X, sinar γ , energi neutron, dan elektron.

2.2 Interaksi Radiasi dengan Bahan

Terdapat tiga proses utama yang terjadi apabila radiasi elektromagnetik melewati suatu bahan penyerap, pada proses tersebut akan terjadi pemindahan atau penyerapan energi radiasi yang terjadi karena tiga proses utama, yaitu efek fotolistrik, hamburan compton, dan produksi pasangan (Akhadi, 2008).

a. Efek Fotolistrik

Efek fotolistrik timbul karena adanya interaksi antara radiasi elektromagnetik dengan elektron-elektron dalam atom bahan. Pada peristiwa ini energi foton diserap seluruhnya oleh elektron yang terikat kuat oleh suatu atom sehingga elektron tersebut terlepas dari ikatan inti atom. Elektron dari kulit terluar kemudian mengisi bagian kulit terdalam yang kosong dan energi yang tersisa dipancarkan sebagai suatu sinar-X seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.1

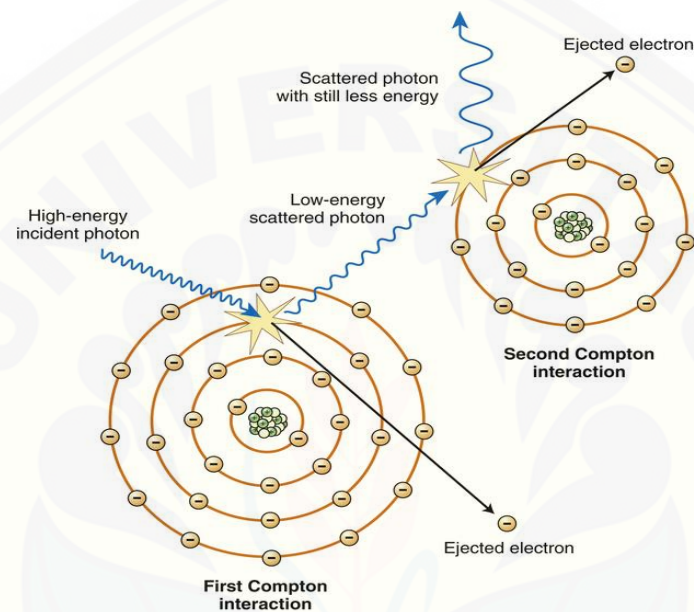


Gambar 2.1 Efek Fotolistrik (Sumber: Powsner dan Powsner, 2006)

(Powsner dan Powsner, 2006). Elektron yang terlepas itu kemudian disebut fotoelektron.

b. Efek Compton

Efek Compton atau disebut juga hamburan Compton digambarkan sebagai interaksi antara sebuah foton dan sebuah elektron yang tidak terikat secara kuat oleh inti yaitu elektron yang berada pada kulit terluar dari atom (IAEA, 2014b).



Gambar 2.2 Interaksi Compton (Sumber: Johnston dan Fauber, 2012)

Foton sinar-X datang memasuki atom suatu jaringan, berinteraksi dengan orbit elektron (umumnya pada kulit tengah atau terluar elektron) dan terlepas dari kulitnya. Sehingga foton datang kehilangan sepertiga energinya dan biasanya di belokkan ke arah yang baru seperti pada Gambar 2.2 (Johnston dan Fauber, 2012). Elektron yang terhambur dari proses ini memiliki arti penting dalam dosimetri radiasi. Interaksi Compton merupakan salah satu interaksi yang paling sering terjadi dan memungkinkan memberikan kontribusi tidak baik terhadap citra radiografi (Johnston dan Fauber, 2012).

c. Produksi Pasangan

Efek fotolistrik dan efek Compton timbul karena interaksi sinar-X dengan elektron-elektron dalam atom dari suatu materi, sedangkan efek produksi pasangan timbul karena interaksi dengan medan listrik inti atom. Dalam interaksi

ini foton datang seluruhnya diserap dan kemudian terbentuk pasangan positron-elektron dengan energi kinetik total tepat sama dengan energi foton datang. Proses ini hanya dapat terjadi ketika foton memiliki energi sekurang-kurangnya $2m_0c^2 = 1.02 \text{ MeV}$ (Krane, 2012). Positron adalah sebuah partikel yang memiliki massa yang sama dengan massa elektron, tetapi bermuatan positif (Powsner dan Powsner, 1990).

2.3 Produksi Sinar-X

Sinar-X merupakan radiasi elektromagnetik dari gelombang pendek yang dihasilkan ketika elektron berpindah dengan kecepatan tinggi dan seketika berhenti (Adler dan Carlton, 2012). Produksi sinar-X membutuhkan alat yang bisa digunakan untuk membangkitkan sinar-X, alat ini biasa disebut dengan istilah pesawat sinar-X. Menurut Krane (2012), sinar-X dibangkitkan dengan menembaki target logam dengan elektron cepat dalam suatu tabung vakum. Terdapat filamen dalam tabung sebagai katoda dan anoda sebagai target. Apabila filamen dipanaskan maka akan menghasilkan elektron yang dipercepat dengan memberikan beda potensial yang tinggi antara katoda dengan anoda. Elektron cepat tersebut akan menumbuk target (anoda), kemudian pada proses tumbukan tersebut akan terpancar sinar-X (Suyatno dan Bachtiar, 2011).

Pada tabung sinar-X modern percepatan elektron dalam mencapai anoda bergantung pada temperatur filamen, dan energi maksimum sinar-X dalam memproduksi foton ditentukan oleh percepatan tegangan puncak kilovolt (kVp). Suatu sinar-X yang beroperasi dengan tegangan 80 kVp akan memproduksi sinar-X dengan spektrum energi maksimum hingga 80 keV (Cameron dan Skofronick, 1978).

Hampir seluruh energi elektron proyektil diubah menjadi energi panas, hanya 1 % yang diubah menjadi sinar-X. Sinar-X yang terbentuk pada proses di atas adalah *bremstrahlung* dan sinar-X karakteristik. Lebih dari 80 % yang terjadi pada sinar-X diagnostik adalah *bremstrahlung*, sedangkan sisanya menjadi sinar-X karakteristik (Fosbinder dan Kelsey, 2002).

Sinar-X memiliki beberapa sifat-sifat fisik diantaranya yaitu :

- a. Daya tembus
Sinar-X dapat menembus bahan, dengan daya tembus yang sangat besar dan digunakan dalam radiografi. Makin tinggi tegangan tabung yang digunakan, makin besar daya tembusnya. Makin rendah berat atom atau kepadatan suatu benda, makin besar daya tembus sinarnya (Rasad dan Ekayuda, 1998).
- b. Pertebaran atau hamburan
Apabila berkas sinar-X melalui suatu bahan atau suatu zat, maka berkas tersebut akan bertebaran ke segala arah, menimbulkan radiasi sekunder (radiasi hambur) pada bahan/zat yang dilaluinya. Hal ini akan mengakibatkan terjadinya gambar radiograf dan pada film akan tampak pengaburan kelabu secara menyeluruh. Untuk mengurangi akibat radiasi hambur ini, maka diantara subjek dengan film rontgen diletakkan grid. Grid terdiri atas potongan-potongan timah tipis yang diletakkan sejajar, masing-masing dipisahkan oleh bahan tembus sinar (Akhadi, 2008).
- c. Penyerapan
Sinar-X dalam radiografi diserap oleh bahan atau zat sesuai dengan berat atom atau kepadatan zat tersebut. Makin tinggi kepadatannya atau berat atomnya, makin besar penyerapannya (Rasad dan Ekayuda, 1998).
- d. Efek fotografik
Sinar-X dapat menghitamkan emulsi film (emulsi perak-bromida) setelah diproses secara kimiawi (dibangkitkan) di kamar gelap (Akhadi, 2008).
- e. Fluoresensi
Sinar-X menyebabkan bahan-bahan tertentu seperti kalsium-tungstat atau Zink-sulfid memancarkan cahaya (Rasad dan Ekayuda, 1998).

2.4 General Radiography

General radiography adalah pesawat sinar-X yang terpasang secara tetap dalam ruangan untuk menghasilkan citra radiografik tubuh pasien untuk pemeriksaan umum (Bapeten, 2011). Pemeriksaan menggunakan pesawat jenis ini biasanya dilakukan untuk pemeriksaan secara rutin meliputi pemeriksaan thoraks, abdomen, ekstrimitas, lumbar, femur dan lain-lain (IAEA, 2007). Gambar 2.3

menunjukkan komponen utama dari *general radiography*, yaitu tabung sinar-X, kolimator, meja radiografi, *cassete tray*, *overhead tubecrane support* dan *generator console*.

2.4.1 Tabung Sinar-X

Tabung pada pesawat sinar-X terdiri dari wadah tabung (*tube housing*) dan tabung bagian dalam. Wadah tabung berfungsi untuk menekan radiasi yang tidak dibutuhkan (Johnston dan Fauber, 2012). Sedangkan pada tabung bagian dalam merupakan tempat produksinya sinar-X (Ehrlich dan Coakes, 2013).

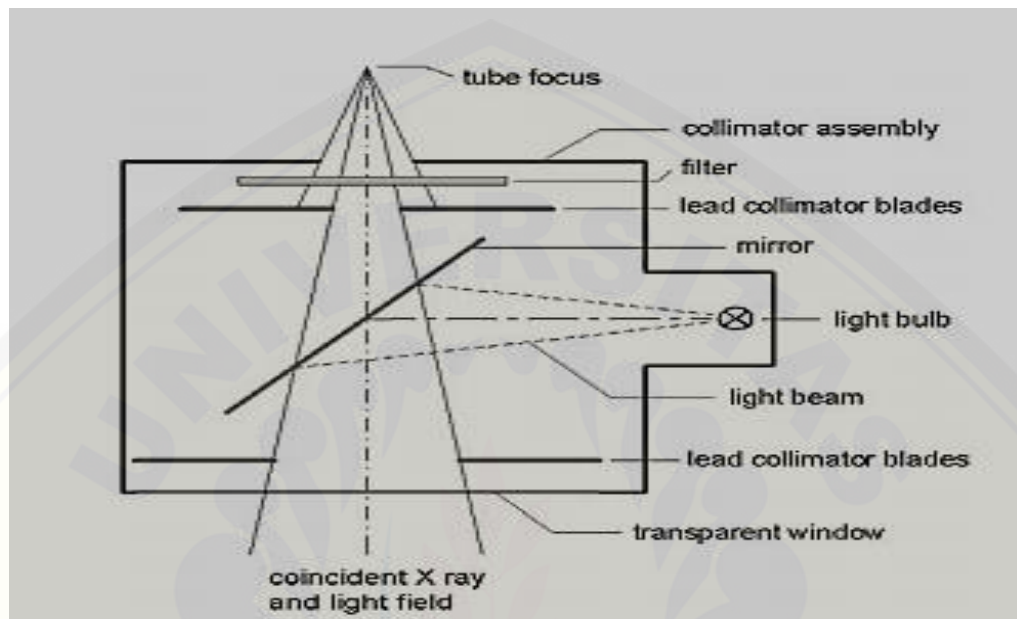


Gambar 2.3 Komponen utama *general radiography* a) tabung sinar-X, b) kolimator, c) meja radiografi, d) *cassete tray*, e) *overhead tubecrane support* dan f) *generator console* (Sumber : Adler dan Carlton, 2012)

2.4.2 Kolimator

Kolimator adalah suatu alat yang berbentuk kotak melekat pada bagian bawah luar atau wadah tabung, Gambar 2.4 adalah rakitan dan bagian - bagian dari kolimator. *Lead diaphragms* atau *lead collimators blades* berperan dalam penentuan ukuran bidang penyinaran. Visualisasi dari bidang sinar-X diperoleh

dari *mirror* yang merefleksikan sinar dari lampu (*bulb*). Posisi lampu diatur sedemikian rupa sehingga refleksi cahaya yang muncul sama dengan *focal spot* dari tabung (IAEA, 2014a).



Gambar 2.4 Tipe rakitan kolimator sinar-X (Sumber : IAEA, 2014a)

Kolimator berfungsi untuk membatasi berkas sinar-X agar tertuju pada area tubuh yang akan dikenai (area target). Kolimator dilengkapi dengan 2 pasang *lead shutter* untuk membatasi berkas dari sinar-X. Dua tombol kontrol pada *shutter* yang mengatur lebar berkas dan tombol lainnya mengatur panjang dari area berkas (Johnston dan Fauber, 2012). Kolimator dapat mereduksi dosis pasien dan meningkatkan kontras citra dengan mereduksi radiasi hambur (IAEA, 2014a).

2.5 Besaran Dosis Radiasi

Pemahaman mengenai besaran radiasi dan efek yang dihasilkan oleh dosis radiasi atau besaran dosimetri diperlukan untuk menentukan potensi bahaya radiasi dalam proteksi radiasi. Untuk menjamin konsistensi penggunaan tersebut *International Commission on Radiation Unit and Measurement (ICRU)* telah merekomendasikan definisi dan faktor konversi yang sesuai untuk digunakan dalam proteksi radiasi.

2.5.1 Besaran Radiasi

Berikut adalah beberapa besaran radiasi dalam proteksi radiasi yaitu:

a. Energi

Energi sangat berpengaruh terhadap kemampuan radiasi untuk menembus suatu materi. Satuan energi menurut Satuan internasional (SI) adalah Joule (J), untuk tujuan proteksi radiasi digunakan satuan elektron volt (eV) dimana 1 (satu) electron volt adalah besar energi yang diperoleh apabila elektron dipercepat melalui beda potensial sebesar 1 (satu) volt, sehingga konversinya menjadi (Batan, 2008):

$$1 \text{ eV} = 1,6 \cdot 10^{-19} \text{ J} \quad (2.1)$$

b. Paparan

Paparan didefinisikan sebagai kemampuan radiasi sinar-X atau gamma untuk menimbulkan ionisasi di udara dalam volume tertentu (Batan, 2008). Paparan sinar-X juga dapat diketahui dengan parameter operasional pesawat sinar-X, persamaan matematisnya yaitu:

$$X = \frac{I \cdot t (V^2)}{d^2} \quad (2.2)$$

Dengan I adalah arus tabung dan t adalah waktu eksposi, V adalah tegangan tabung sinar-X dan d adalah jarak target terhadap sumber radiasi (Meredith dan Massey, 1977).

c. Kerma (K)

Istilah kerma berasal dari singkatan *kinetic energy released per unit mass of absorber*. Kerma merupakan jumlah seluruh energi kinetik awal yang ditransfer dari partikel tak bermuatan (foton) ke partikel bermuatan (elektron) dalam suatu material dengan massa tertentu (IAEA, 2007). Pada dasarnya kerma mengukur energi kinetik awal dari interaksi primer (efek fotolistrik, hamburan compton, dan produksi pasangan) pada suatu media pengabsorpsi. Apabila medium pengabsorpsi udara, maka digunakan istilah kerma udara (Batan, 2008b).

2.5.2 Besaran Dosimetri

Dosimetri merupakan kegiatan pengukuran jumlah dosis yang terserap oleh organ individu atau keseluruhan tubuh dari eksposi radiasi internal (Powsner,

2006). Terdapat beberapa besaran dosis yang digunakan dalam proteksi radiasi yaitu :

a. Dosis Serap (D)

Dosis serap (D) merupakan banyaknya jumlah energi radiasi yang diberikan oleh radiasi pengion kepada medium. Satuan Internasional (SI) untuk dosis serap adalah $J.Kg^{-1}$ dan nama satuan khususnya gray (Gy) (Wiryosimin, 1999).

b. Dosis Ekuivalen (H)

Dosis ekuivalen merupakan besaran turunan dari dosis serap yang mempertimbangkan kemampuan radiasi untuk menimbulkan kerusakan pada satu organ atau jaringan (faktor bobot radiasi, W_r). Besaran ini dibuat karena dosis serap yang sama tetapi berasal dari jenis radiasi yang berbeda pada suatu organ tubuh (Batan, 2008), persamaan matematisnya dapat dituliskan sebagai :

$$H = \sum(D \times W_r) \quad (2.3)$$

Keterangan :

H : dosis ekuivalen (Sv)

W_r : faktor bobot radiasi

c. Dosis Efektif

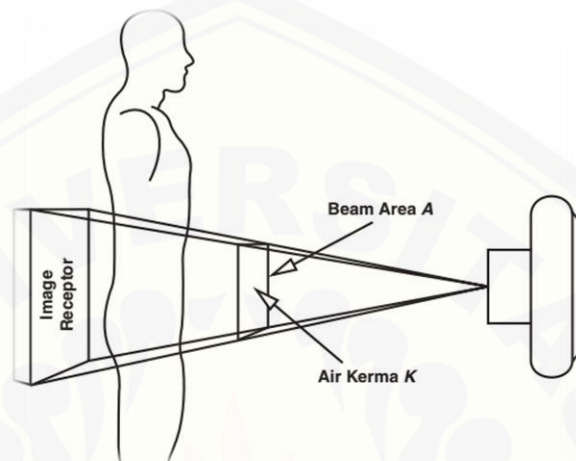
Peluang timbulnya efek biologi tertentu akibat penerimaan dosis ekuivalen pada suatu jaringan juga bergantung pada organ atau jaringan yang teradiasi. Untuk menunjukkan keefektifan radiasi dalam menimbulkan efek tertentu pada suatu organ maka digunakan suatu besaran yang disebut dosis efektif. Persamaan matematisnya yaitu (Akhadi, 2000):

$$E = \sum(W_T \times H) \quad (2.4)$$

Dengan E didefinisikan sebagai dosis efektif (Sv), H adalah dosis ekuivalen (Sv) dan W_T merupakan faktor bobot jaringan.

2.6 Dose Area Product (DAP)

DAP atau *air kerma area product* (KAP) secara sederhana merupakan hasil perkalian kerma udara (Gy) dengan luas area penyinaran sinar-X (cm²) seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.5.



Gambar 2.5 Skema gambar pengukuran radiografi kerma udara pada berkas bidang A (sumber: Huda, 2014)

$$DAP = K \times A \quad (2.5)$$

Keterangan :

DAP : *dose area product* (Gy.m²)

K : kerma (*kinetic energy release in matter*) (Gy)

A : area penyinaran (m²)

Nilai dari K diukur dalam udara bebas (tanpa radiasi hambur) dengan resultan DAP yang *independent* terhadap lokasi pengukuran (Huda, 2014). Beberapa pengukuran dosimetri lainnya seperti *entrance surface dose* (ESD) dapat diestimasi melalui pengukuran DAP dan kalkulasi faktor konversinya, sehingga kemudian dosis efektif pada pemeriksaan radiodiagnostik dapat ditentukan (Nassef dan Massoud, 2014).

2.7 Efek Paparan Radiasi

Radiasi pengion untuk batasan tertentu jika mengenai tubuh manusia dapat membahayakan. Komisi Internasional untuk perlindungan Radiasi (ICRP)

membedakan efek radiasi pengion terhadap tubuh manusia menjadi dua, yaitu Efek stokastik dan efek deterministik (Wiryosimin, 1999).

Menurut Akhadi (2008) efek stokastik adalah efek yang kemunculannya pada individu tidak dapat dipastikan tetapi tingkat kebolehjadian munculnya efek tersebut dapat diperkirakan berdasarkan data statistik. Sekecil apapun dosis radiasi yang diterima tubuh, ada kemungkinan menimbulkan kerusakan sel somatik maupun sel genetik (tidak ada dosis ambang).

Efek deterministik adalah efek yang tingkat keparahannya akibat dari radiasi bergantung pada dosis radiasi yang diterima dan oleh karena itu diperlukan suatu nilai ambang, artinya seseorang dapat menerima efek ini jika telah menerima dosis dengan tingkatan atau jumlah tertentu, misalkan seseorang akan mengalami gejala eritema awal jika menerima dosis 2-3 Gy dalam waktu 6-24 jam (Batan, 2008a).

2.8 Proteksi Radiasi

Pelayanan terhadap aktivitas radiologi harus memperhatikan aspek keselamatan kerja radiasi baik untuk pasien, pekerja radiasi maupun masyarakat atau lingkungan. Surat Keputusan Kepala Bapeten tentang Keselamatan Radiasi dalam Produksi Pesawat Sinar-X Radiologi Diagnostik dan Intervensional menetapkan nilai batas dosis yaitu dosis efektif, untuk pekerja radiasi < 20 mSv/tahun rata-rata selama 5 tahun berturut-turut, dan 50 mSv dalam satu tahun tertentu, sedangkan untuk masyarakat umum dosis efektif tidak boleh melampaui 1 mSv dalam 1 tahun (Bapeten, 2015).

Agar dapat mencapai tujuan proteksi radiasi dan sesuai dengan falsafah proteksi radiasi, dalam melaksanakan upaya proteksi radiasi berlaku azas umum yaitu :

- a. Prinsip Jastifikasi atau Pembenaran. Prinsip ini menghendaki agar setiap kegiatan yang dapat mengakibatkan paparan radiasi hanya boleh dilaksanakan setelah dilakukan pengkajian yang cukup mendalam dan diketahui bahwa manfaat dari kegiatan tersebut cukup besar dibandingkan kerugian yang dapat ditimbulkan (Akhadi, 2008).

- b. Prinsip Optimisasi : semua penyinaran harus diusahakan serendah-rendahnya ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*) dengan mempertimbangkan faktor ekonomi dan sosial (IAEA, 2014b). Salah satu prinsip optimisasi yaitu menentukan tingkat panduan dosis atau DRL (*dose reference level*)
- c. Prinsip Limitasi : dosis ekuivalen yang diterima oleh pekerja radiasi atau masyarakat tidak boleh melampaui Nilai Batas Dosis (NBD) yang telah ditetapkan (Batan, 2008a).

2.9 Kalibrasi

Kalibrasi didefinisikan sebagai suatu set operasi yang dilakukan untuk menentukan hubungan antara kuantitas yang terbaca oleh instrumen pada suatu kondisi standar terhadap nilai yang terbaca (IAEA, 2008). Setiap alat ukur radiasi harus dikalibrasi, hal ini dilakukan untuk menguji ketepatan nilai yang ditampilkan alat terhadap nilai sebenarnya. Perbedaan nilai antara yang ditampilkan dan yang sebenarnya harus dikoreksi dengan suatu parameter yang disebut dengan faktor kalibrasi atau faktor koreksi (F_k) (Akhadi, 2008)

$$F_k = \frac{D_s}{D_u} \quad (2.6)$$

dengan F_k adalah faktor kalibrasi, D_s adalah nilai dosis sebenarnya sedangkan D_u merupakan nilai yang ditampilkan alat ukur.

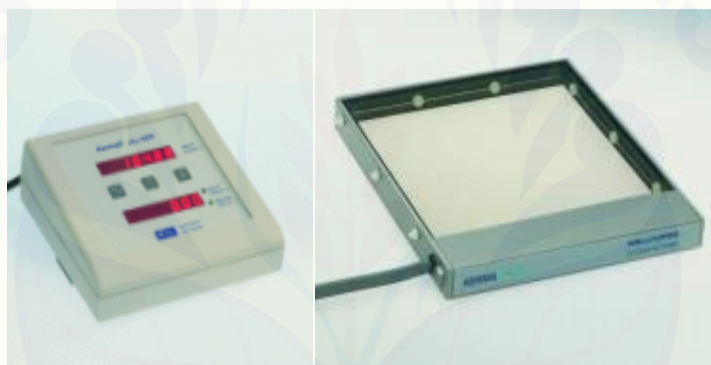
Peraturan Kepala Badan Pengawas Tenaga Nuklir Nomor 1 Tahun 2006, tentang Laboratorium Dosimetri, Kalibrasi Alat ukur Radiasi dan Keluaran Sumber Radiasi Terapi, dan Standardisasi Radionuklida pasal 10 menyatakan bahwa:

1. Alat ukur radiasi wajib dikalibrasi untuk menjamin kebenaran nilai eksposi atau paparan, laju paparan, aktivitas, laju cacah, dosis, atau laju dosis
2. Alat ukur radiasi yang dimaksud pada ayat (1) adalah dengan kondisi:
 - a. Baru;
 - b. Jangka waktu sertifikat kalibrasi telah berakhir;
 - c. Penunjukan nilai tidak lagi sesuai; atau
 - d. Telah mengalami perbaikan

3. Jika alat ukur radiasi yang dimaksud pada ayat (2) tidak dikalibrasi, maka alat ukur tersebut tidak diizinkan untuk digunakan.

2.10 DAP-meter

DAP-meter merupakan salah satu detektor radiasi yang mengukur nilai DAP pada suatu pengukuran radiografi. Detektor radiasi merupakan suatu alat yang peka atau sensitif terhadap radiasi yang bila dikenai radiasi akan menghasilkan tanggapan atau jejak tertentu yang merupakan hasil interaksi antara radiasi dan bahan detektor (Akhadi, 2008). Gambar 2.6 merupakan DAP-meter tipe Kermax plus DDP, dengan ionisasi *chamber* 120-131 OEM berbentuk persegi panjang transparan. Unit DAP-meter ini memiliki rentang pengukuran minimal $0,1 \mu\text{Gym}^2$ dan maksimal $999999,9 \mu\text{Gym}^2$ (IBA, 2013).



Gambar 2.6 Control/Display dan Ionization Chamber DAP-meter tipe Kermax Plus DDP (Sumber: IBA, 2013)

2.11 Alumunium

Alumunium termasuk dalam logam golongan 13 dengan massa atom relatif (Ar) sebesar 26,98 dengan kerapatan atom $2,70 \text{ gram/cm}^3$. Alumunium adalah logam yang ringan, tidak mengalami korosi, dan kuat (Hiskia, 1992). Logam alumunium merupakan logam yang paling banyak digunakan dibandingkan logam lainnya terutama untuk bahan *stepwedge* radiografi, sebab alumunium pada ketebalan tertentu memiliki nilai *shades of gray* atau nilai keabuan yang hampir sama dengan gigi dan tulang (Gomes *et al.*, 2012). *Stepwedge* merupakan alat yang digunakan untuk mengevaluasi rentang densitas yang dapat dicapai oleh film atau citra digital dalam suatu sistem pencitraan medis (Johnston dan Fauber, 2012). Setiap step pada alat tersebut merepresentasikan

rentang dinamik densitas yang bisa dievaluasi secara visual atau menggunakan densitometer dan analisa digital lainnya.

2.12 *Filmless Radiography*

Terdapat dua tipe dasar *filmless radiography* yaitu *Computed radiography* (CR) dan *Digital radiography* (DR) (Ehrlich dan Coakes, 2013). Sistem *Computed Radiography* adalah teknik pencitraan radiografi yang mengubah sistem analog menjadi digital menggunakan *photostimulable phosphor* (PSP) untuk akuisisi data dan pemrosesan data citra dalam bentuk digital (Gunn, 2002). *Digital radiography* disebut juga dengan *cassetteless systems*, pembentukan citranya berasal dari radiasi yang ditangkap dan dikirimkan oleh detektor pada suatu komputer (Johnston dan Fauber, 2012). Sistem DR menggunakan material yang bervariasi untuk mendeteksi sinyal sinar-X. Detektor secara permanen terpasang dalam suatu *rigid protective housing* (Adler dan Carlton, 2012). Keunggulan sistem DR antara lain hasil citra digital dapat diproses lebih lanjut, misalnya dengan teknik pengolahan citra (*image processing, pattern recognition* dan *image archiving*), disimpan dalam hardisk dan lainnya (Linuma *et al.*, 2000).

2.13 *Picture Archiving And Communication Systems*

Picture archiving and communication systems (PACS) merupakan jaringan untuk komunikasi antara modalitas akuisisi citra, *display stations* dan *storage*, untuk beberapa sistem yang berbeda maka digunakan standar yang sama yaitu *Digital Imaging and Communication in Medicine* (DICOM). Standar ini memungkinkan pertukaran citra medis dan informasi dari berbagai modalitas, *display stations*, dan *storage* (Johnston dan Fauber, 2012). DICOM memuat rekaman dan metadata untuk setiap citra dan pemeriksaan, identifikasi spesifik pasien dan detail akuisisi citra (IAEA, 2015).

2.14 Karakteristik Citra Digital

Citra digital terekam berupa matriks atau kombinasi dari baris dan kolom kecil berbentuk kotak, atau elemen gambar yang disebut *pixels*. Setiap *pixel* terekam sebagai nilai *single numeric* yang merepresentasikan *brightness level* atau *shade of gray* (densitas jika pada film) pada *display* monitor. Lokasi dari *pixel* terhadap citra matriks sesuai dengan area pasien atau volume suatu jaringan. Ukuran *pixel* ditentukan oleh ukuran bit atau jumlah bit yang akan mempengaruhi jumlah *shade of gray* yang terdapat pada citra yang ditampilkan (Johnston dan Fauber, 2012). Misalkan suatu citra digital memiliki ukuran matriks 512 x 512 buah *pixel* dengan *grayscale* atau skala keabuan sebesar 12 bit. Maka citra radiograf tersebut memiliki 262.144 *pixel* dengan *grayscale* atau skala keabuan sebesar 2^{12} , artinya rentang *shade of gray* yang dapat dibentuk oleh citra tersebut antara 0 (minimum) hingga 4095 (maksimum).

Menurut Kane (2005), kriteria yang menentukan kualitas citra radiograf adalah kontras radiografi, resolusi spasial dan *noise*. Kontras radiograf dapat didefinisikan sebagai perbedaan *brightness level* dari suatu citra digital. Kontras dipengaruhi oleh beberapa faktor antara lain energi sinar-X, karakteristik detektor, sumber sinar-X, radiasi hambur, dan *noise* (Adler dan Carlton, 2012).

Kontras radiograf dalam citra digital dapat dianalisis secara kuantitatif dengan metode *contrast to noise ratio* (CNR) yang dapat diperoleh dengan menentukan *region of interest* (ROI) atau area yang dianalisa. Cara untuk menentukan CNR yaitu (Strauss, 2012) :

$$\text{CNR} = \left| \frac{S_A - S_B}{\sigma_0} \right| \quad (2.8)$$

Keterangan :

S_A : *mean* ROI objek,

S_B : *mean* ROI *background*

σ_0 : standar deviasi *background*

Citra digital yang menunjukkan nilai CNR yang lebih tinggi akan lebih mudah didiagnosa sementara citra yang memiliki nilai CNR lebih rendah sulit untuk

didiagnosa sebab perbedaan objek yang satu dengan yang lainnya sulit dibedakan sehingga diagnosa tidak dapat dilakukan (Wang *et al.*, 2013).

2.15 Radiant DICOM Viewer

Radiant DICOM Viewer merupakan suatu aplikasi untuk memproses dan menampilkan citra medis dalam format DICOM (*Digital Imaging and Communication in Medicine*). Aplikasi ini memungkinkan untuk membaca file dari CD/DVD/BlueRay disk, flash memory, folder dari jaringan lokal dan lokasi PACS. Studi dari beberapa modalitas dapat ditampilkan menggunakan *Radiant DICOM Viewer* diantaranya yaitu: *Digital Radiography (DR)*, *Mammography (MG)*, *Computed Tomography (CT)*, *Magnetic Resonance (MR)*, *Positron Emission Tomography PET-CT (PT)*, *Ultrasonography (US, IVUS)*, *Digital Angiography (XA)* dan lain lain (Medixant, 2016).

Radiant DICOM Viewer dapat digunakan untuk mengkuantisasi citra radiografi, salah satunya untuk mengukur *brightness level* citra dengan menentukan *regions of interest (ROI)* atau area tertentu pada suatu citra yang akan dikuantisasi. Secara kuantitatif beberapa nilai yang diukur yaitu *Mean*, *SD (Standard deviation)*, *Max (maximum Pixel value)*, *Min (minimum pixel value)* dan *Area (px)* yang merupakan area dalam sentimeter kuadrat dan jumlah *pixel* yang diukur (Medixant, 2013).

BAB 3. METODE PENELITIAN

3.1 Alat dan Bahan

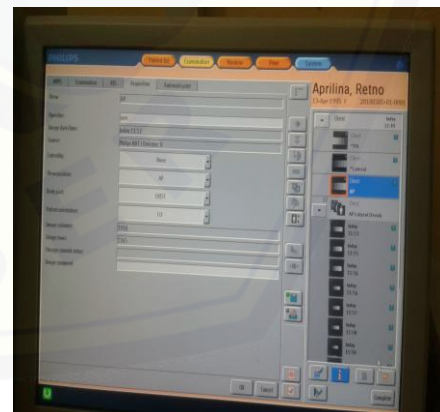
Alat dan bahan yang digunakan pada penelitian ini yaitu pesawat sinar-X unit *general radiography* tipe *Phillips Essenta DR Compact* untuk memproduksi sinar-X, detektor radiasi berupa DAP-meter tipe *Kermax-plus DDP* dan *stepwedge* aluminium sebagai objek untuk memperlihatkan perbedaan *brightness level* pada citra digital (Gomes *et al.*, 2012). Secara berurutan ketiga gambar tersebut ditampilkan dalam Gambar 3.1, Gambar 3.2, dan Gambar 3.3.



(a)



(b)

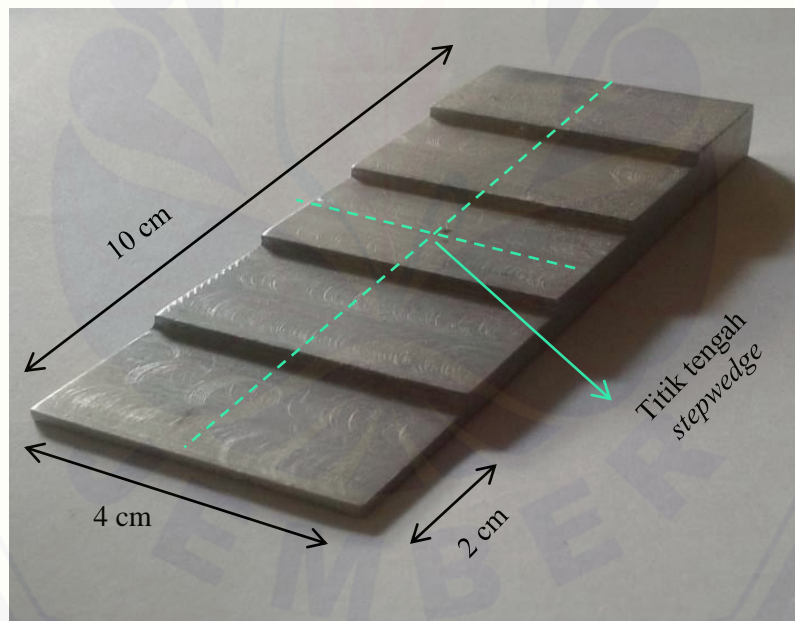


(c)

Gambar 3.1 Unit *General Radiography* a) pesawat Sinar-X tipe *Phillips Essenta DR Compact*, b) monitor, c) instrumen kontrol pesawat sinar-X



Gambar 3.2 *Ionization chamber* 120-131 OEM dan *control/display* DAP-meter tipe Kermax Plus DDP



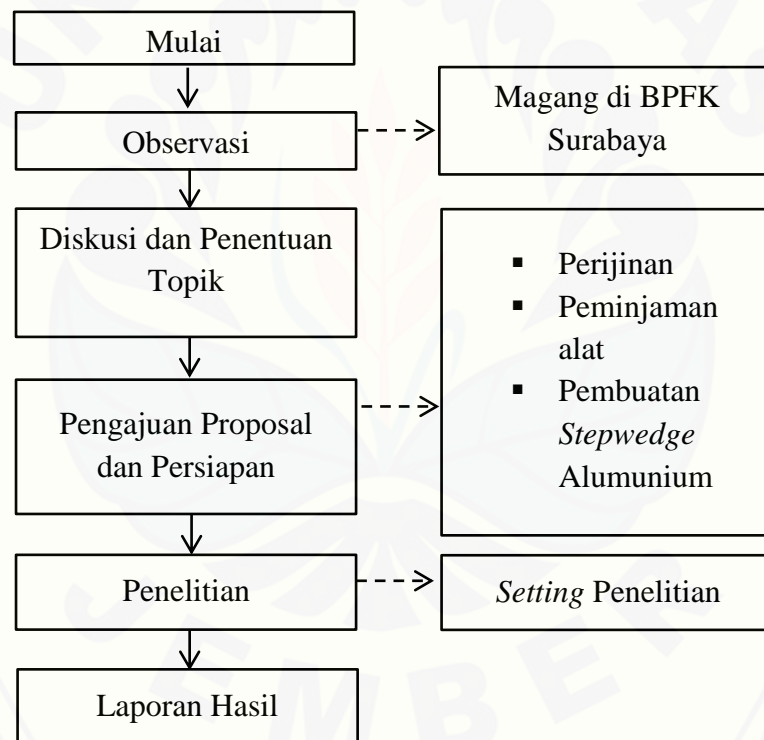
Gambar 3.3 *Stepwedge* aluminium ketebalan 0,2 cm; 0,4 cm; 0,6 cm; 0,8 cm dan 1,0 cm

3.2 Tahap – Tahap Penelitian

Penelitian ini terdiri dari beberapa tahapan yaitu tahap persiapan penelitian dan penelitian. Diagram tahap-tahap penelitian disajikan pada Gambar 3.4.

3.2.1 Persiapan Penelitian

Penelitian dimulai dengan magang di Badan Pengamanan Fasilitas Kesehatan (BPFK) Surabaya sejak bulan Januari-Maret 2017. Topik penelitian kemudian ditentukan berdasarkan observasi dan diskusi bersama dosen pembimbing. Selanjutnya dilakukan penyusunan proposal yang diajukan kepada pihak Poltekkes Kemenkes Surabaya dan BPFK Surabaya untuk izin penggunaan tempat dan peminjaman alat. Selain itu, pada tahap ini juga dilakukan pembuatan alat berupa *stepwedge* aluminium di Bengkel Las dan Bubut Eka Mandiri, Jember dengan penentuan ukuran berdasarkan penelitian yang dilakukan oleh Gomes *et al.* (2012); Zlatanovic dan Celebic (2003).



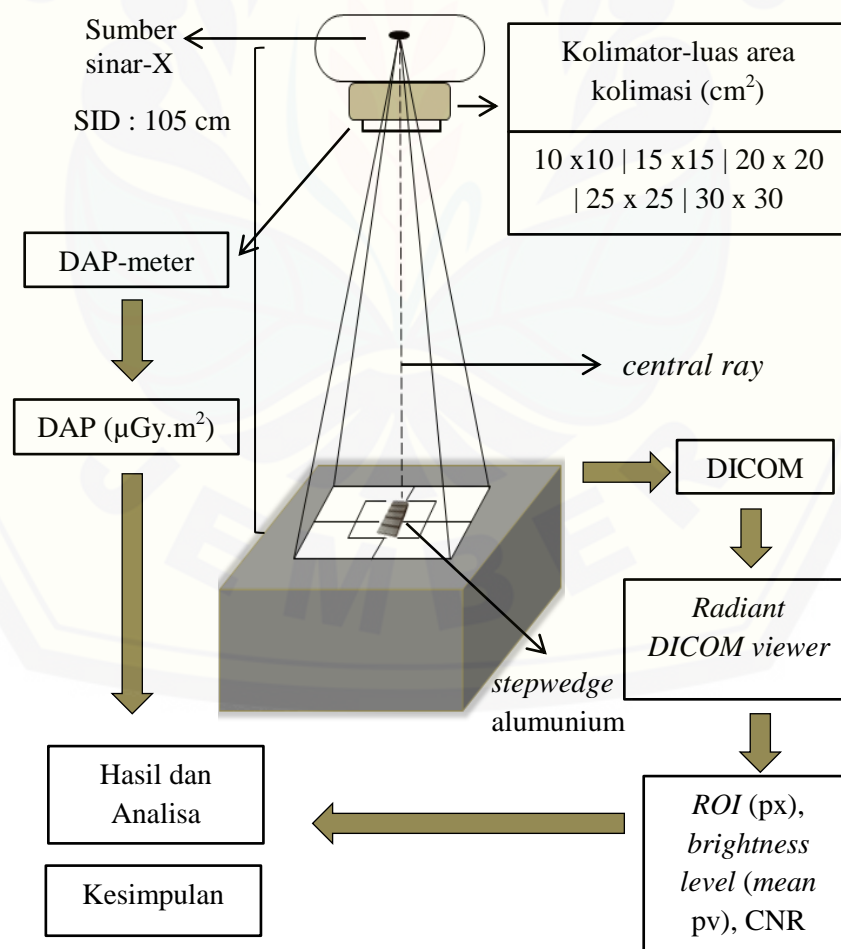
Gambar 3.4 Rancangan penelitian secara umum

3.2.2 Penelitian

Pengambilan data dilakukan di Laboratorium Elektromedis Poltekkes Kemenkes Surabaya pada tanggal 5 Maret 2018, dengan *setting* penelitian yang ditunjukkan pada Gambar 3.5. Produksi sinar-X diatur pada tegangan kerja 60 kV untuk mendapatkan nilai CNR yang tinggi (Wibowo *et al.*, 2016), arus 100 mA,

waktu eksposi 125 ms, dan jarak sumber sinar-X terhadap detektor citra (SID) sejauh 105 cm. Proyeksi eksposi sinar-X untuk pengukuran area kolimasi $10 \times 10 \text{ cm}^2$ pada setiap pengulangannya dipilih *chest* posterior-anterior (PA), *chest lateral*, dan *chest* anterior-posterior (AP). Hal ini dilakukan sebagai bagian dari evaluasi dosis yang memastikan bahwa perbedaan proyeksi eksposi sinar-X tidak berpengaruh terhadap DAP, sehingga pada pengukuran berikutnya yaitu untuk luas area kolimasi $15 \times 15 \text{ cm}^2$, $20 \times 20 \text{ cm}^2$, $25 \times 25 \text{ cm}^2$ dan $30 \times 30 \text{ cm}^2$ proyeksi eksposi sinar-X dipilih *chest lateral decub*.

DAP-meter diletakkan tepat di bawah kolimator agar semua foton sinar-X dapat terdeteksi oleh detektor. Objek *stepwedge* aluminium ditempatkan pada meja radiografi dengan posisi tegak lurus terhadap tabung anoda-katoda sinar-X untuk menghindari terjadinya *heel effect* dan *central ray* (pusat berkas sinar-X)



Gambar 3.5 Setting Penelitian

tepat mengenai titik tengah objek *stepwedge* aluminium. Pengukuran dilakukan dengan mengatur 5 area kolimasi yang dapat diatur secara manual pada kolimator yaitu $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $15 \times 15 \text{ cm}^2$, $20 \times 20 \text{ cm}^2$, $25 \times 25 \text{ cm}^2$ dan $30 \times 30 \text{ cm}^2$ dengan masing-masing tiga kali pengulangan. Sehingga diperoleh data DICOM dari *stepwedge* aluminium sekaligus data DAP yang terukur oleh DAP-meter. Data yang diperoleh kemudian dianalisis dan dibahas untuk mendapatkan kesimpulan.

3.3 Jenis dan Sumber Data

Jenis data yang digunakan merupakan jenis data kuantitatif. Data kuantitatif yang digunakan pada penelitian ini berupa besaran dosis yaitu DAP ($\mu\text{Gy.m}^2$) dan citra radiograf dari eksposi sinar-X terhadap objek berupa *stepwedge* aluminium yang dikuantisasi melalui pengukuran *region of interest* (ROI) menggunakan *software Radiant DICOM Viewer* untuk didapatkan nilai CNR sebagai ukuran dari kontras suatu citra radiograf. Sumber data tersebut merupakan sumber data primer yang diperoleh dari pengukuran secara langsung menggunakan Pesawat sinar-X milik Poltekkes Kemenkes Surabaya dan DAP-meter milik BPFK Surabaya.

3.4 Variabel Penelitian

Terdapat tiga variabel yang digunakan pada penelitian ini yaitu variabel bebas, variabel terikat dan variabel kontrol.

a. Variabel bebas

Variabel bebas pada penelitian ini terdiri dari area kolimasi dan ketebalan *stepwedge* aluminium. Luas area kolimasi yang digunakan yaitu, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $15 \times 15 \text{ cm}^2$, $20 \times 20 \text{ cm}^2$, $25 \times 25 \text{ cm}^2$ dan $30 \times 30 \text{ cm}^2$. Ketebalan *stepwedge* aluminium yaitu 0,2 cm; 0,4 cm; 0,6 cm; 0,8 cm, dan 1 cm.

b. Variabel terikat

Variabel terikat dalam penelitian ini yaitu besaran dosis berupa *dose area product* (DAP) dinyatakan dalam $\mu\text{Gy.m}^2$, *brightness level* (*mean pixel value* pada ROI) dan nilai *contrast to noise ratio* (CNR).

c. Variabel kontrol

Variabel kontrol yang digunakan pada penelitian ini diantaranya faktor eksposi yaitu arus 100 mA, waktu eksposi 125 ms dan tegangan kerja sebesar 60 kV. Jarak sumber sinar-X terhadap detektor citra (SID) diatur sejauh 105 cm. Proyeksi pengukuran sinar-X dipilih *chest* (AP, PA dan lateral decub). Citra digital dalam penelitian ini memiliki ukuran matriks 597 x 619 buah *pixel* dengan *grayscale* 16 bit. *Region of interest* (ROI) atau area yang dianalisa pada keseluruhan citra diatur seluas 0,5 cm².

3.5 Metode Analisis Data

Data hasil pengukuran untuk setiap luas area kolimasi berupa dua jenis data, yaitu DAP ($\mu\text{Gy.m}^2$) dan DICOM hasil dari eksposi *stepwedge* alumunium. Hasil pengukuran DAP kemudian dianalisis secara statistik menggunakan uji regresi pada program *Microsoft excel* untuk melihat hubungan antara variabel bebas (area kolimasi) dan variabel terikat (DAP).

Data citra radiografi berupa data digital yang disebut *Digital Imaging and Communication in medicine* (DICOM). Data DICOM tersebut dikuantisasi dengan *Radiant DICOM Viewer* dengan mengatur area yang dianalisa atau ROI sebesar 0,5 cm² untuk setiap lapisan *stepwedge* alumunium (objek) dan *background* citra. Sehingga diperoleh *mean*, standar deviasi (SD), nilai *pixel* maksimal (*max*), nilai *pixel* minimal (*min*) dan area (px) atau jumlah *pixel* untuk masing-masing objek dan *background* citra dalam ROI tersebut. Kemudian dihitung standar eror (SE) dari masing-masing kuantisasi objek dan *background* (Bg) dengan menggunakan persamaan sebagai berikut (BPFK, tanpa tahun):

$$SE = \frac{\sigma}{\sqrt{n-1}} \quad (3.1)$$

dengan σ merupakan nilai SD objek (σ_s) atau Bg (σ_0) dan n merupakan jumlah *pixel* yang terdapat pada masing-masing ROI. Kemudian ditentukan nilai rata-rata S_A dan S_B serta rata-rata σ_s dan σ_0 untuk mendapatkan nilai rata-rata CNR berdasarkan persamaan 2.8, sehingga didapatkan nilai SE CNR mengikuti persamaan tersebut secara matematis dituliskan:

$$SE \text{ CNR} = \frac{SE S_A - SE S_B}{\sigma_0} \quad (3.2)$$

Hubungan antara area kolimasi dan CNR dianalisis menggunakan *trial* IBM SPSS *Statistics* 25, langkah-langkah analisis untuk menentukan persamaan regresi terbaik adalah sebagai berikut:

a. Berdasarkan nilai R^2

Estimasi persamaan regresi dilakukan untuk melihat hubungan antara nilai CNR (variabel terikat) dan area kolimasi (variabel bebas). Empat persamaan terbaik dipilih untuk melihat hubungan kedua variabel tersebut, yaitu linear, kuadratik, kubik dan eksponensial. Persamaan atau model regresi terbaik ditentukan berdasarkan nilai koefisien determinasi atau R^2 yang tertinggi.

b. Uji F untuk kelayakan persamaan regresi

Pemeriksaan lanjut menggunakan uji F untuk persamaan regresi yang sementara diterima perlu dilakukan untuk memeriksa apakah model atau persamaan regresi yang digunakan layak untuk menggambarkan hubungan antara dua variabel (Drapper dan Smith, 1992). Uji F yang digunakan berdasarkan nilai probabilitas F hitung atau signifikansi. Tingkat signifikansi (α) yang digunakan yaitu 0,05. Jika nilai probabilitas F hitung lebih kecil dari α maka dapat disimpulkan persamaan regresi yang diestimasi layak digunakan untuk menjelaskan pengaruh variabel bebas (area kolimasi) terhadap variabel terikat (CNR). Sebaliknya jika nilai signifikansinya $> 0,05$ maka persamaan regresi yang diestimasi tidak layak digunakan untuk menjelaskan pengaruh variabel bebas (area kolimasi) terhadap variabel terikat (CNR).

BAB 5. KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

Kesimpulan yang diperoleh berdasarkan hasil dan pembahasan pada penelitian ini yaitu:

- a. Nilai *dose area product* (DAP) meningkat secara linear mengikuti persamaan $y = 0,040x + 0,142$ terhadap pertambahan luas area kolimasi (x).
- b. Nilai *contrast to noise ratio* (CNR) menurun secara kuadratik terhadap pertambahan luas area kolimasi, untuk ketebalan *stepwedge* aluminium 1,0 cm nilai CNR menurun mengikuti persamaan $y = 3,187 \cdot 10^{-5}x^2 - 0,061x + 34,494$.

5.2 Saran

Nilai DAP pada penelitian ini tidak dikorelasikan dengan nilai *dose reference level* (DRL). Sebab DRL nasional untuk *general radiography* masih belum ditentukan. Untuk penelitian selanjutnya sebaiknya nilai DAP yang dihasilkan juga dibandingkan dengan nilai DRL lokal yang diperoleh dari sebaran data dosis di fasilitas pelayanan kesehatan setempat atau DRL nasional (jika telah ditentukan oleh Bapeten), sehingga dapat dilakukan evaluasi dan investigasi dosis lebih lanjut untuk pemeriksaan yang lebih baik sesuai prinsip optimisasi (ALARA).

DAFTAR PUSTAKA

- Adler, A., dan R. Carlton. 2012. *Introduction to Radiologic Sciences and Patient Care*. 5th ed. Missouri: Elsevier Saunders.
- Akhadi, M. 2008. *Dasar-Dasar Proteksi Radiasi*. Jakarta: Rineka Cipta.
- Algifari. 2000. *Analisis Regresi Teori, Kasus, dan Solusi*. Yogyakarta: BPFE-Yogyakarta.
- Badan Pengawas Tenaga Nuklir (Bapeten). 2016. *Pedoman Teknik Penyusunan Tingkat Panduan Paparan Medik Atau Diagnostic Reference Level (DRL) Nasional*. Jakarta: Bapeten.
- Badan Tenaga Nuklir Nasional (Batan). 2008a. *Ketentuan Keselamatan Radiasi*. Jakarta: Batan.
- Badan Tenaga Nuklir Nasional (Batan). 2008b. *Pusdiklat-Batan*. Jakarta: Batan.
- Boddy, M. S. 2013. Pengaruh Radiasi Hambur Terhadap Kontras Radiograf Akibat Variasi Ketebalan Obyek dan Luas Lapangan Penyinaran. *Skripsi*. Program Sarjana Universitas Hasanuddin.
- BPFK. 2012. *Panduan Kalibrasi Alat Ukur*. Jakarta: BPFK.
- Bushong, S. C. 2001. *Radiologic Science for Technologist: Physics, Biology, and Protection*. Detroit: Mosby.
- Cameron, R. J., dan G. J. Skofronick. 1978. *Medical Physics*. New York : John Willey & Sons, Inc.
- Cember, H. 1983. *Introduction to Medical Physics*. (A. Toekiman, Penerj.) Pergamon Press inc. Terjemahan oleh A. Toekiman. 1989. *Pengantar Fisika Kesehatan*. Semarang: IKIP Press.
- Costa, N., dan M. Potiens. 2014. Calibration methodology application of kerma area product meters in situ: Preliminary results. *Radiation Physics and Chemistry*. 104 (2014): 201-203.

- Drapper, N., dan H. Smith. 1992. *Applied Regression Analysis*. Second Edition. New York: John Wiley & Sons. Terjemahan oleh B. Sumantri. 1992. *Analisis Regresi Terapan*. Edisi Kedua. Jakarta: Gramedia Pustaka Utama.
- Ehrlich, A. R., dan D.M. Coakes. 2013. *Patient Care in Radiography with an Introduction to Medical Imaging* (8th ed.). Missouri: Elsevier, Inc.
- Fosbinder, R. A., dan C. A. Kelsey. 2002. *Essentials of Radiologic Science*. New York: McGraw-Hill.
- Giancoli, D. 2001. *Fisika*. Jakarta: Erlangga.
- Gomes, A. V. T., J. Z. Baazi, R. E. Rozza, S. D. A. Berti, P. H. C. Souza, F. H. Westphalen, dan A. L. Tolazzi. 2012. Radiographic analysis of oixel intensity with aluminium stepwedge and different spatial resolutions. *RGO-Rev. Gaucha Odontol.* 60(4): 485-490.
- Gunn, C. 2002. *Radiographic Imaging A Practical Approach* (3rd ed.). London: Churchill Livingstone.
- Hastuti, P., I. Syafitri, dan W. Susanto. 2009. Uji kesesuaian sebagai aspek penting dalam pengawasan penggunaan pesawat sinar-X di fasilitas radiologi diagnostik. *Prosiding Seminar Nasional Sains dan Teknologi Nuklir*: 3 Juni 2009. PTNBR BATAN: 269-277.
- Hiskia, A. 1992. *Kimia Unsur dan Radiokimia*. Bandung: PT Citra Aditya Bakri.
- IBA Dosmetry GmbH. 2013. *DAP Measurement System Kermax Plus User's Guide*. IBA.
- Huda, W. 2014. Kerma area product in diagnostic radiology. *American Journal of Radiology*. 203. 565-569.
- Huda, W., E. L. Nickoloff, dan J. M. Boone. 2008. Overview of patient dosimetry in diagnostic radiology in the USA for the past 50 years. *Medical Physics*. 35: 5713-5728.
- International Atomic Energy Agency (IAEA). 2007. *Dosimetry in Diagnostic Physics : An International Code of Practice*. Vienna: IAEA.

- International Atomic Energy Agency (IAEA). 2014a. *Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teacher and Students*. Vienna: IAEA.
- International Atomic Energy Agency (IAEA). 2014b. *Nuclear Medicine Physics: A Handbook for Teacher and Students*. Vienna: IAEA.
- International Atomic Energy Agency (IAEA). 2015. *IAEA Human Health Series No. 28: Worldwide Implementation of Digital Imaging in Radiology*. Vienna: IAEA.
- International Commission on Radiological Protection (ICRP). 1991. *Recommendation of the International Commission on Radiological Protection: Publication No. 60*. Oxford: Pergamon Press.
- Johnston, J. N., dan T. L. Fauber. 2012. *Essential of Radiographic Physics and Imaging*. Missouri: Elsevier Mosby.
- Kane, S. A. 2005. *Introduction to Physics in Modern Medicine*. Newyok: Taylor and Francis.
- Krane, K. 2012. *Modern Physics*. New Jersey: John Wiley & Sons.
- Mekis, N., dan T. Starch. 2015. The effect of collimation in patient dose in paediatric urography. *Europa Society of Radiology*.1152:1-6.
- Medixant. 2013. *Radiant DICOM Viewer User Manual Version 1.9.10*. Medixant.
- Medixant. 2016. *Radiant DICOM Viewer User Manual Version 3.0.2*. Medixant.
- Meredith, W. J., dan J. B. Massey. 1977. *Fundamental Physics of Radiology*. Bristol: Wright & Sons Ltd.
- Moey, S. F., Z. A. Shazli, dan I. A. Sayed. 2018. The practice of chest radiography using different digital imaging sistem: dose and image quality. *Iranian Journal of Medical Physics*. 15(2): 101-107.
- Nassef, M., dan E. Massoud, . 2014. Patient dose area product (DAP) monitoring in digital radiography. *International Journal of Life Sciences*. 3(4): 195-200.

- Nickolof, E. L., Z. Lu, A. Dutta, dan J. So. 2008. Radiation dose descriptors: BERT, COD, DAP, and other strange creatures. *Radiographics*. 28(5): 1439-50.
- Olivera, C., K. Dusko, M. Kovacevic, dan S. Markovic. 2005. A survey of patient doses from conventional diagnostic radiology examinations: first results from Serbia and Montenegro. *Physica Medica*. XXI(4).
- Peraturan Kepala Badan Pengawas Tenaga Nuklir (Bapeten) Nomor 9 Tahun 2011. 14 Oktober 2011. *Uji Kesesuaian Pesawat Sinar-X Radiologi Diagnostik dan Intervensional*. Jakarta: Bapeten.
- Peraturan Kepala Badan Pengawas Tenaga Nuklir (Bapeten) Nomor 1 Tahun 2006. 5 April 2006. *Laboratorium Dosimetri, Kalibrasi Alat Ukur, Radiasi Terapi, dan Standardisasi Radionuklida*. Jakarta: Bapeten.
- Peraturan Kepala Badan Pengawas Tenaga Nuklir (Bapeten) Nomor 15 Tahun 2015. 15 Desember 2014. *Keselamatan Radiasi dalam Produksi Pesawat Sinar-X Radiologi Diagnostik dan Intervensional*. Jakarta: Bapeten.
- Powsner, R. A., dan E. R. Powsner. 2006. *Essential Nuclear Medicine Physics* (2nd ed.). Massachusetts: Blacwell Publishing.
- Rasad, S. K., dan I. Ekayuda. 1998. *Radiologi Diagnostik Mencakup Semua Pemeriksaan*. Jakarta: Balai Penerbit FKUI.
- Setiyono, M. Azam, dan E. Setiyawati. 2009. Pengaruh Warna dan Jarak Lampu Pengaman terhadap Hasil Radiograf. *Berkala Fisika* 12 (1): 1-5.
- Sherer, M. A., P. J. Visconti, dan E. R. Ritenour. 2011. *Radiation Protection in Medical Radiography*. Maryland Heights: Elsevier Inc.
- Sniureviciute, M., dan D. Adliene. 2005. Problem with film processing in medical X-ray imaging in Lithuania. *Radiation Protection Dosimetry*. 114 :260-263.
- Sprawls, P. 1995. *Physical Principles of Medical Imaging*. Madison: Medical Physics Publishing.
- Strauss, L. J. 2012. Image quality dependence on image processing software in computed radiography. *South Africa Journal of Radiology*. 16 (2): 44-48.

- Supangat, A. 2007. *Statistika dalam Kajian Deskriptif, Inferensi, dan Nonparametrik*. Jakarta: Kencana Prenada Media Group.
- Suyatno, dan S. Bachtiar. 2011. Analisis Pembentukan Gambar dan Batas Toleransi Uji Kesesuaian Pada Pesawat Sinar-X Diagnostik. *Prosiding Seminar Penelitian dan Pengelolaan Perangkat Nuklir*. 27 Juli 2011. 157-163.
- Toosi, M. T., M. Nazery, dan H. Zare. 2006. Application of dose area product compared with three other dosimetric quantities used to estimate patient effective dose in diagnostic radiology. *Iran Journal Radiant Rescue*. 4(1): 21-27.
- Toroi, P., T. Komppa, dan A. Kosunen. 2008. A tandem calibration method for kerma area product meters. *Physics in Medicine and Biology*. 53:4941-4958.
- United Nations Scientific Committee on the Effect of Atomic Radiation (UNSCEAR). 2008. *Sources and Effects of Ionizing Radiation Volume 1 : Report to General Assembly with Scientific Annexes A and B*. New York: UNSCEAR.
- Wang, X., H. Luo, H. David, dan J. S. William. (2013). *Patent No. US008571290B2*. United State/ New York.
- White, S. C., dan M. Pharoah. 2009. *Oral Radiography Principle and Interpretation* (6th ed.). St. Louis: Mosby.
- Wibowo, N. P. E., Susilo dan Sunarno. 2016. Uji profesiensi citra hasil eksposi sistem radiografi digital di laboratorium fisika medis Unnes. *Unnes Physics Journal*. 5 (1): 23-29.
- Williams, M. B., A. Elizabeth, Krupinski, K. J. Strauss, W. K. Breeden, M, S. Rzeszotarski, K. Applegate, M. Wyatt, S. Bjork, dan J. A. Siebert. 2007. Digital radiography image quality: image acquisition. *Journal American College*. 4: 371-388.
- Wirjosimin, S. 1999. *Mengenal Asas Proteksi Radiasi*. Bandung: Penerbit ITB.
- Zlatanic, D. K., dan A. Celebic. 2003. Clinical bone densitometric evaluation of the mandible in removable denture wearers dependent on the morphology of the mandibular cortex. *J Prosthet Dent*. 90 (1): 86-91.

DAFTAR ISTILAH

A

Abdomen adalah bagian dari tubuh berupa rongga perut yang berisi alat pencernaan

AP (anterior-posterior) posisi pasien bisa berdiri (erect position) atau tidur (supine position) dimana bagian belakang dari tubuh menempel pada bidang kaset dan bagian depan menghadap datangnya arah sinar, arah sinar (*central ray*) tegak lurus terhadap bidang kaset..

B

Bremsstrahlung merupakan istilah dari bahasa Jerman yang berarti radiasi pengeraman

Brightness level atau tingkat kecerahan merupakan tingkat iluminasi cahaya pada suatu citra digital, yang memiliki definisi yang sama dengan densitas pada film

Bucky merupakan bagian dari pesawat sinar-X yang berupa wadah diafragma yang terletak tepat dibawah bagian atas meja radiografi, yang terdiri dari grid dan tempat penerima citra (*image receptor*)

C

Casete tray merupakan tempat kaset radiografi

CNR atau *Contrast to Noise Ratio* merupakan ukuran kontras dari suatu citra digital radiograf

Computed radiography adalah teknik pencitraan radiografi yang mengubah sistem analog menjadi digital untuk akuisisi data dan pemrosesan citra

D

Densitas adalah tingkat kehitaman dari suatu radiograf yang biasanya dimulai dari yang terhitam sampai yang terputih

Digital radiography merupakan sistem pencitraan radiografi dimana citra radiografi yang terbentuk dikirim secara langsung ke computer oleh detektor (tanpa menggunakan kaset)

Dosimetri adalah kegiatan pengukuran jumlah dosis yang terserap oleh organ individu atau keseluruhan tubuh dari eksposi radiasi internal

Dosis adalah jumlah energi yang diberikan oleh zarah pengion kepada suatu satuan massa bahan yang disinari atau diradiasi atau kuatisasi dari proses yang ditinjau sebagai akibat radiasi mengenai materi

Dosis efektif adalah besaran dosis yang khusus digunakan dalam proteksi radiasi untuk mencerminkan risiko terkait dosis, yang nilainya adalah jumlah perkalian dosis ekivalen yang diterima jaringan dengan faktor bobot jaringan

Dosis Ekivalen adalah besaran dosis yang khusus digunakan dalam proteksi radiasi untuk menyatakan besarnya tingkat kerusakan pada jaringan tubuh akibat terserapnya sejumlah energi radiasi dengan memperhatikan faktor bobot radiasi yang mempengaruhinya

Dosis radiasi adalah banyaknya energi radiasi pengion yang terserap per satuan massa bahan

E

Ekstrimitas adalah anggota badan seperti lengan dan tungkai, terdiri dari tulang dan otot, ekstrimitas tulang contohnya pada sistem rangka tubuh manusia

F

Femur atau tulang paha adalah tulang yang menghubungkan tubuh bagian pinggul dan lutut

Filmless radiography sistem pencitraan radiografi tanpa menggunakan film namun menggunakan sistem digital berbasis kaset ataupun tanpa kaset.

Fluoroskopi adalah pesawat sinar-X yang memiliki tabir atau lembar penguat fluoresensi yang dilengkapi dengan sistem video yang dapat mencitrakan obyek secara kontinu.

G

General radiography adalah pesawat sinar-X yang terpasang secara tetap dalam ruangan untuk menghasilkan citra radiografi tubuh pasien untuk pemeriksaan umum

Generator console merupakan tempat dari generator sinar-X

Grayscale atau skala keabuan merupakan jumlah dari bayangan keabuan yang terdapat pada citra digital serta dapat ditampilkan dengan sistem komputer.

H

Heel Effect adalah penyebaran intensitas sinar-X yang tidak merata dikarenakan penyerapan sebagian sinar-X oleh permukaan anoda sehingga intensitas sinar-X yang lebih dekat sisi anoda akan mengalami pelemahan

K

Kalibrasi adalah penentuan secara kuantitatif pada suatu kondisi standar penunjukan sebuah alat ukur radiasi sebagai fungsi nilai besaran instrumen tersebut digunakan untuk pengukuran

Kolimator adalah bagian dari pesawat sinar-X yang berfungsi untuk pengaturan luas lapangan radiasi

Kontras radoraf merupakan perbedaan derajat atau perbandingan diantara kedua densitas yang berdekatan

L

Lateral merupakan posisi pasien bisa berdiri (erect position) atau tidur (supine position) dimana bagian lateral kiri dari tubuh menempel pada bidang kaset dan bagian lateral kanan dari tubuh menghadap datangnya arah sinar atau begitu sebaliknya

Lumbar adalah bagian dari tulang belakang yang berisi lima tulang terletak di bagian bawah punggung

M

Mamografi adalah pesawat sinar-X dengan energi radiasi rendah yang secara khusus dipergunakan untuk pemeriksaan payudara dengan obyek berada diantara film radiografi dan tabung sinar-X.

Mobile radiography adalah pesawat sinar-X yang dilengkapi dengan baterai charger atau tersambung langsung dengan catu daya listrik, dan roda sehingga mudah digerakkan untuk dibawa ke ruang pemeriksaan pasien.

N

Nilai Batas Dosis adalah dosis terbesar yang diizinkan oleh Bapeten yang dapat diterima oleh pekerja radiasi dan anggota masyarakat dalam jangka waktu tertentu tanpa menimbulkan efek genetik dan somatik yang berarti akibat pemanfaatan tenaga nuklir.

O

Overhead tubecrane support adalah bagian pesawat sinar-X yang berfungsi sebagai penyangga atas dari tabung

P

PA (posterior-anterior) adalah posisi pasien bisa berdiri atau tidur dimana bagian depan dari tubuh menempel pada bidang kaset dan bagian

belakang dari tubuh menghadap datangnya arah sinar, arah sinar (*central ray*) tegak lurus terhadap bidang kaset.

Pediatric radiography merupakan teknik pemeriksaan radiografi untuk anak usia 0-12 tahun.

Pixel atau Picture elemen merupakan bagian terkecil yang menyusun suatu citra digital

Pesawat sinar-X radiologi dan Intervensional yang selanjutnya disebut pesawat sinar-X adalah sumber radiasi yang dirancang untuk tujuan diagnostic dan intervensional yang meliputi tegangan tinggi, panel kendali, tabung sinar-X, kolimator dan peralatan pendukung lainnya

Proteksi radiasi adalah tindakan yang dilakukan untuk mengurangi pengaruh radiasi yang merusak akibat paparan radiasi

Proyeksi mengacu pada arah pusat sinar central ray (CR) saat keluar dari tabung sinar – x dan menembus objek hingga sampai image reseptor (film)

R

Radiasi energi yang dipancarkan dalam bentuk partikel atau gelombang

Radiasi hambur adalah sebagian radiasi yang membias atau menyimpang dari radiasi sumber dan sebagian radiasi berubah karena energi radiasi yang ditransfer

Radiodiagnostik merupakan kegiatan yang berhubungan dengan penggunaan semua modalitas yang menggunakan radiasi untuk diagnosis dengan menggunakan panduan radiologi

Radiografer adalah tenaga kesehatan yang diberi tugas, wewenang dan tanggung jawab untuk melakukan kegiatan radiografi dan *imaging* di unit pelayanan kesehatan

Radiologi adalah cabang atau spesialisasi kedokteran yang berhubungan dengan penerapan berbagai teknologi pencitraan untuk mendiagnosis dan mengobati penyakit

Radiologi Intervensional adalah cabang ilmu radiologi yang bertujuan melakukan terapi dengan penanganan organ bagian dalam tubuh pasien dengan memasukkan berbagai macam instrumen seperti kateter, kawat penuntun dan stent dengan panduan citra diagnostik *real time* menggunakan sinar-X

Radionuklida atau radioisotop adalah isotope dari zat radioaktif yang mampu memancarkan radiasi yang bisa terjadi secara alamiah dan buatan

S

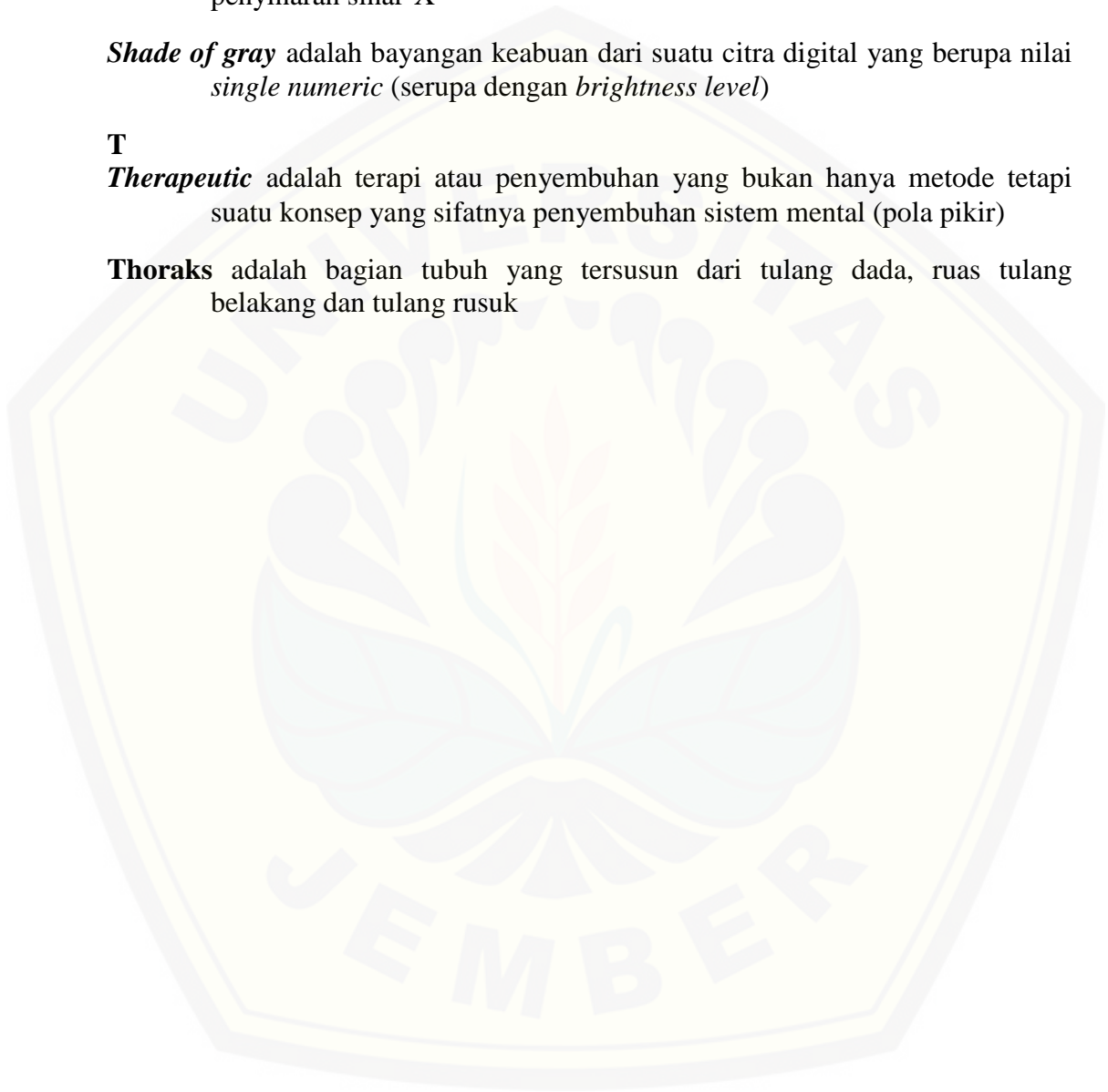
Stepwedge adalah alat yang digunakan untuk mengetahui densitas citra hasil penyinaran sinar-X

Shade of gray adalah bayangan keabuan dari suatu citra digital yang berupa nilai *single numeric* (serupa dengan *brightness level*)

T

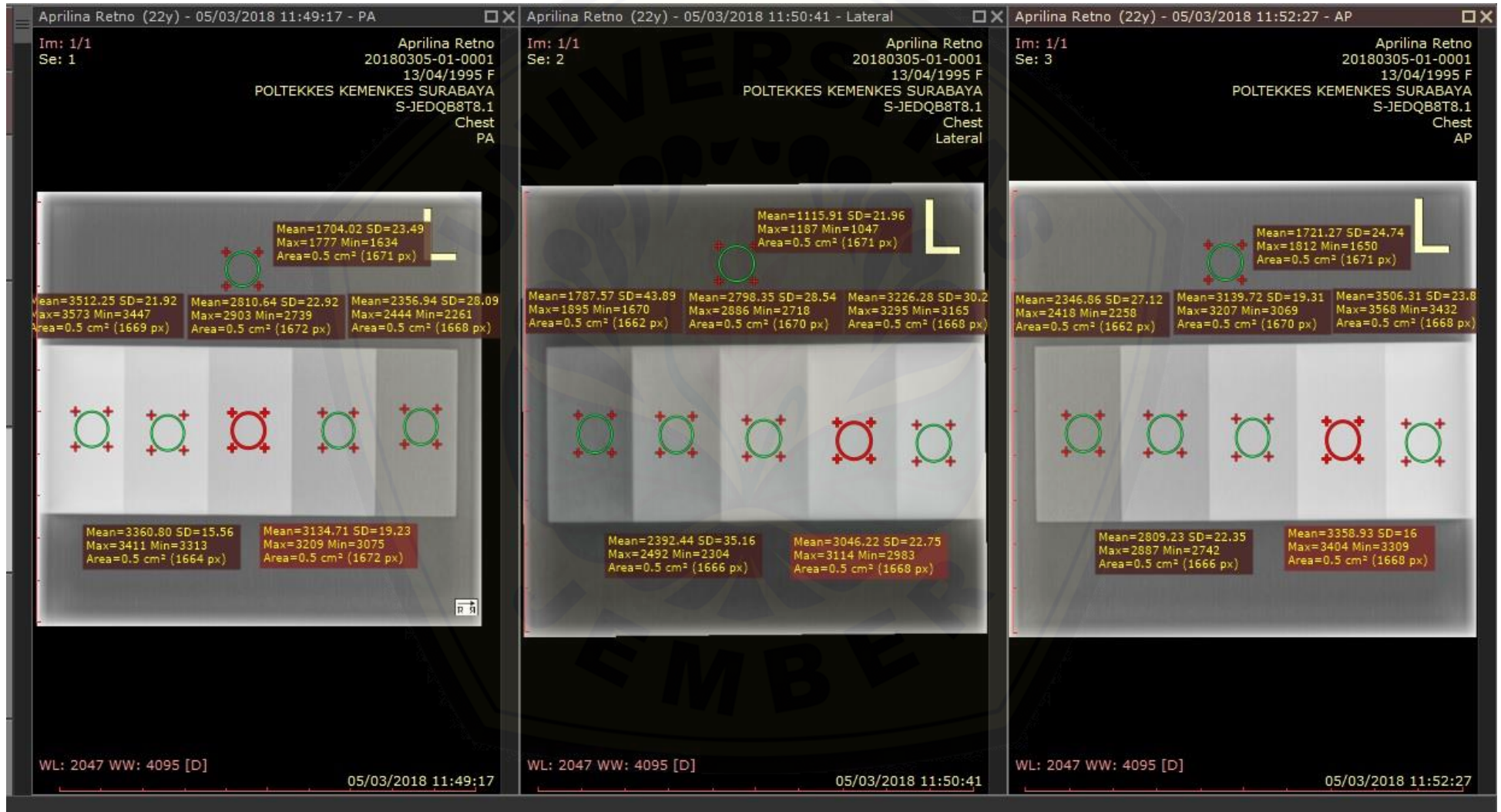
Therapeutic adalah terapi atau penyembuhan yang bukan hanya metode tetapi suatu konsep yang sifatnya penyembuhan sistem mental (pola pikir)

Thoraks adalah bagian tubuh yang tersusun dari tulang dada, ruas tulang belakang dan tulang rusuk



LAMPIRAN

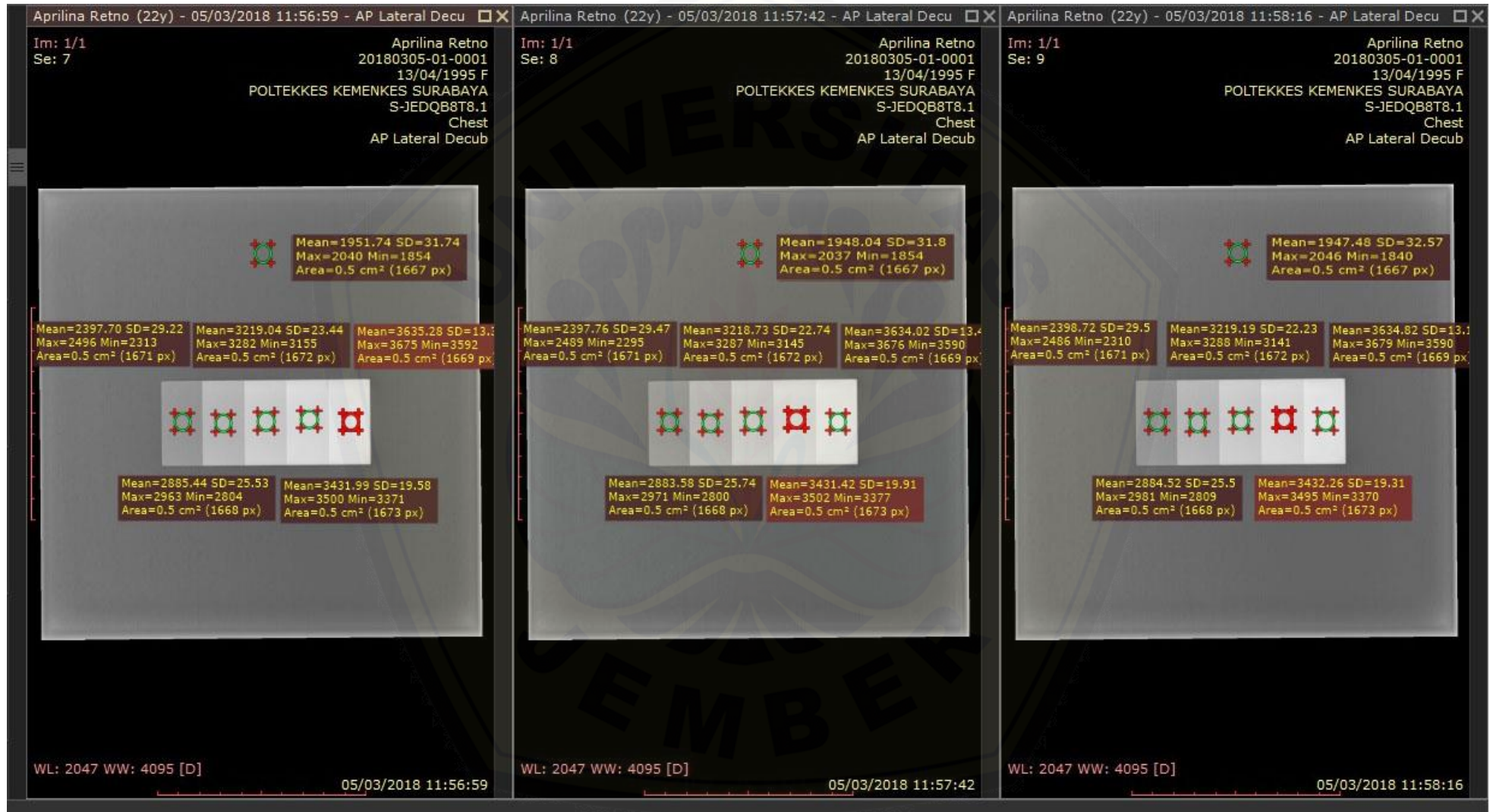
4.1 Display analisa citra digital objek *stepwedge* aluminium ketebalan 0.2 cm, 0.4 cm, 0.6 cm, 0.8 cm dan 1.0 cm menggunakan *Radiant DICOM Viewer* pada luasan area kolimasi 10 x 10 cm² untuk tiga kali pengulangan



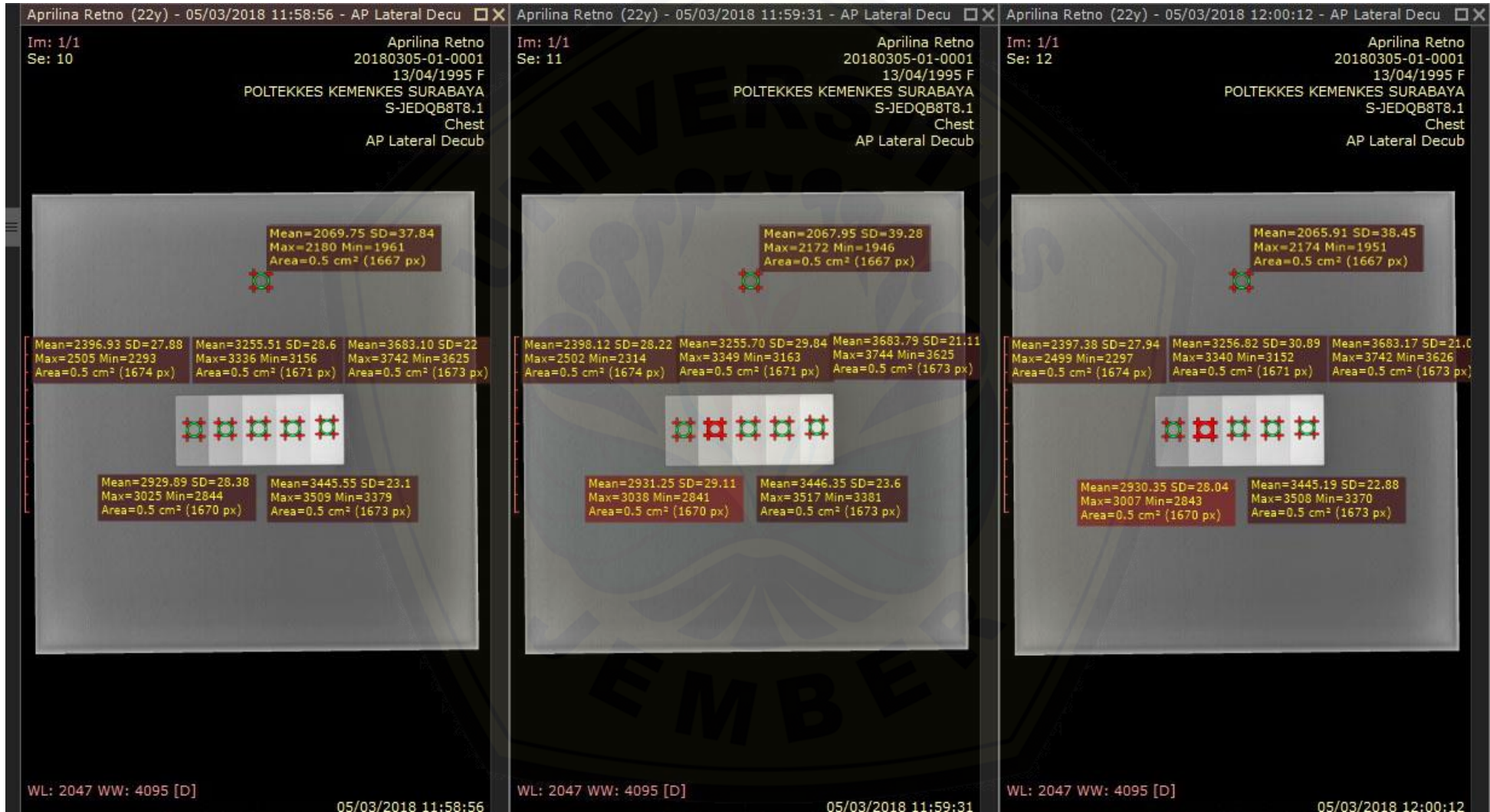
4.2 Display analisa citra digital objek *stepwedge* aluminium ketebalan 0.2 cm, 0.4 cm, 0.6 cm, 0.8 cm dan 1.0 cm menggunakan *Radiant DICOM Viewer* pada luasan area kolimasi 15 x 15 cm² untuk tiga kali pengulangan



4.3 Display analisa citra digital objek *stepwedge* aluminium ketebalan 0.2 cm, 0.4 cm, 0.6 cm, 0.8 cm dan 1.0 cm menggunakan *Radiant DICOM Viewer* pada luasan area kolimasi 20 x 20 cm² untuk tiga kali pengulangan



4.4 Display analisa citra digital objek *stepwedge* aluminium ketebalan 0.2 cm, 0.4 cm, 0.6 cm, 0.8 cm dan 1.0 cm menggunakan *Radiant DICOM Viewer* pada luasan area kolimasi 25 x 25 cm² untuk tiga kali pengulangan



4.5 Display analisa citra digital objek *stepwedge* aluminium ketebalan 0.2 cm, 0.4 cm, 0.6 cm, 0.8 cm dan 1.0 cm menggunakan *Radiant DICOM Viewer* pada luasan area kolimasi 30 x 30 cm² untuk tiga kali pengulangan



4.6 Hasil nilai *mean* (nilai tengah), standar deviasi (SD), nilai *Pixel* maksimum (*max*), nilai *Pixel* minimum (*min*), luas area ROI (area) dan kontras *stepwedge* aluminium pada luasan area kolimasi 10 x 10 cm², 15 x 15 cm², 20 x 20 cm², 25 x 25 cm², 30 x 30 cm² menggunakan *Radiant DICOM Viewer* dan *SE* masing-masing objek beserta *Background(BG)*

Area Kolimasi (cm ²)	Perc.	Ketebalan <i>stepwedge</i>	Mean	SD	<i>Max</i>	Min	Area (cm ²)	Area (px)	Standar error (SE)
10 x 10	1	<i>Background (Bg)</i>	1704,02	23,49	1777	1634	0,5	1668	0,57
		0,2 cm	2356,94	28,09	2444	2261	0,5	1672	0,69
		0,4 cm	2810,64	22,92	2903	2739	0,5	1672	0,56
		0,6 cm	3134,71	19,23	3209	3075	0,5	1664	0,47
		0,8 cm	3360,80	15,56	3411	3313	0,5	1669	0,38
		1,0 cm	3512,25	21,92	3573	3447	0,5	1671	0,54
	2	<i>Background (Bg)</i>	1115,91	21,96	1187	1047	0,5	1662	0,54
		0,2 cm	1787,57	43,89	1895	1670	0,5	1666	1,08
		0,4 cm	2392,44	21,96	2492	2304	0,5	1670	0,54
		0,6 cm	2798,35	28,54	2886	2718	0,5	1668	0,70
		0,8 cm	3046,22	22,75	3114	2983	0,5	1668	0,56
		1,0 cm	3226,28	30,25	3295	3165	0,5	1671	0,74
	3	<i>Background (Bg)</i>	1721,27	24,74	1812	1650	0,5	1662	0,61
		0,2 cm	2346,86	27,12	2418	2258	0,5	1666	0,67
		0,4 cm	2809,23	22,35	2887	2742	0,5	1670	0,55
		0,6 cm	3139,72	19,31	3207	3069	0,5	1668	0,47
		0,8 cm	3358,93	16	3404	3309	0,5	1668	0,39
		1,0 cm	3506,31	23,8	3568	3432	0,5	1670	0,58
15 x 15	1	<i>Background (Bg)</i>	1731,58	25,97	1810	1644	0,5	1671	0,64
		0,2 cm	2364,83	29,27	2442	2276	0,5	1670	0,72
		0,4 cm	2868,28	25,68	2952	2794	0,5	1670	0,63
		0,6 cm	3204,30	23,37	3274	3137	0,5	1669	0,57
		0,8 cm	3432,55	20,38	3490	3360	0,5	1667	0,50
		1,0 cm	3632,53	14,07	3675	3586	0,5	1670	0,34
	2	<i>Background (Bg)</i>	1727,45	26,5	1811	1655	0,5	1671	0,65
		0,2 cm	2363,96	28,84	2453	2272	0,5	1670	0,71
		0,4 cm	2867,84	26,48	2961	2795	0,5	1670	0,65
		0,6 cm	3205,17	23,32	3288	3137	0,5	1669	0,57
		0,8 cm	3433,71	18,78	3468	3373	0,5	1667	0,46
		1,0 cm	3632,76	14,78	3683	3588	0,5	1670	0,36
	3	<i>Background (Bg)</i>	1727,38	26,68	1815	1651	0,5	1671	0,65
		0,2 cm	2364,21	29,08	2454	2271	0,5	1670	0,71
		0,4 cm	2869,05	26,11	2956	2793	0,5	1670	0,64
		0,6 cm	3203,99	23,65	3281	3126	0,5	1669	0,58
		0,8 cm	3432,53	19,95	3490	3364	0,5	1667	0,49
		1,0 cm	3631,92	14,14	3684	3580	0,5	1667	0,35
20 x 20	1	<i>Background (Bg)</i>	1951,74	31,74	2040	1854	0,5	1667	0,78

Area Kolimasi (cm ²)	Perc.	Ketebalan stepwedge	Mean	SD	Max	Min	Area (cm ²)	Area (px)	Standar error (SE)
25 x 25		0,2 cm	2397,70	29,22	2496	2313	0,5	1671	0,72
		0,4 cm	2885,44	25,53	2963	2804	0,5	1668	0,63
		0,6 cm	3219,04	23,44	3282	3155	0,5	1672	0,57
		0,8 cm	3431,99	19,58	3500	3371	0,5	1673	0,48
		1,0 cm	3635,28	13,35	3675	3592	0,5	1669	0,33
	2	<i>Background (Bg)</i>	1948,04	31,8	2037	1854	0,5	1667	0,78
		0,2 cm	2397,76	29,47	2489	2295	0,5	1671	0,72
		0,4 cm	2883,58	25,74	2971	2800	0,5	1668	0,63
		0,6 cm	3218,73	22,74	3287	3145	0,5	1672	0,56
		0,8 cm	3431,42	19,91	3502	3377	0,5	1673	0,49
	3	<i>Background (Bg)</i>	1947,48	32,57	2046	1840	0,5	1667	0,80
		0,2 cm	2398,72	29,5	2486	2310	0,5	1671	0,72
		0,4 cm	2884,52	25,5	2981	2809	0,5	1668	0,62
		0,6 cm	3219,19	22,23	3288	3141	0,5	1672	0,54
		0,8 cm	3432,26	19,31	3495	3370	0,5	1673	0,47
30 x 30	1	<i>Background (Bg)</i>	2069,75	37,84	2180	1961	0,5	1667	0,93
		0,2 cm	2396,93	27,88	2505	2293	0,5	1674	0,68
		0,4 cm	2929,89	28,38	3025	2844	0,5	1670	0,69
		0,6 cm	3255,51	18,6	3336	3156	0,5	1671	0,46
		0,8 cm	3445,55	23,1	3509	3379	0,5	1673	0,56
	2	<i>Background (Bg)</i>	2067,95	39,28	2172	1946	0,5	1667	0,96
		0,2 cm	2398,12	28,22	2502	2314	0,5	1674	0,69
		0,4 cm	2921,25	29,11	3038	2841	0,5	1670	0,71
		0,6 cm	3255,70	29,84	3349	3163	0,5	1671	0,73
		0,8 cm	3446,35	23,6	3517	3381	0,5	1673	0,58
	3	<i>Background (Bg)</i>	2065,91	38,45	2174	1951	0,5	1667	0,94
		0,2 cm	2397,38	27,94	2499	2297	0,5	1674	0,68
		0,4 cm	2930,35	28,04	3007	2843	0,5	1670	0,69
		0,6 cm	3256,82	30,89	3340	3152	0,5	1671	0,76
		0,8 cm	3445,19	22,88	3508	3370	0,5	1673	0,56
30 x 30	1	<i>Background (Bg)</i>	2210,15	39,72	2325	2100	0,5	1667	0,97
		0,2 cm	2408,13	28,71	2484	2318	0,5	1671	0,70
		0,4 cm	2933,80	28,83	3032	2852	0,5	1672	0,71
		0,6 cm	3244,78	28,68	3325	3153	0,5	1665	0,70
		0,8 cm	3426,28	21,82	3506	3366	0,5	1668	0,53
	2	<i>Background (Bg)</i>	2208,75	38,25	2326	2093	0,5	1667	0,94
		0,2 cm	2409,92	29,17	2492	2311	0,5	1671	0,71

Area Kolimasi (cm ²)	Perc.	Ketebalan stepwedge	Mean	SD	Max	Min	Area (cm ²)	Area (px)	Standar error (SE)
		0,4 cm	2935,67	27,76	3023	2843	0,5	1672	0,68
		0,6 cm	3246,87	28,31	3322	3136	0,5	1665	0,69
		0,8 cm	3427,16	21,25	3493	3368	0,5	1668	0,52
		1,0 cm	3681,76	19,07	3737	3630	0,5	1672	0,47
3		<i>Background (Bg)</i>	2205,93	39,38	2321	2096	0,5	1667	0,96
		0,2 cm	2409,05	29,01	2487	2319	0,5	1671	0,71
		0,4 cm	2934,41	27,75	3037	2840	0,5	1672	0,68
		0,6 cm	3245,28	28,04	3228	3166	0,5	1665	0,69
		0,8 cm	3425,63	21,51	3492	3371	0,5	1668	0,53
		1,0 cm	3680,43	19,07	3744	3631	0,5	1672	0,47

Perhitungan standar eror (SE) masing- masing objek dan background

$$SE = SD \text{ objek atau Bg } / (\text{area (px)} - 1)^{(0.5)}$$

4.7 Hasil perhitungan nilai CNR

Luas Area Kolimasi (cm ²)	ketebalan <i>stepwedge</i> (objek) (cm)	Rata-rata Mean Objek	Rata-rata SE Objek	Rata-rata Mean Bg	Rata-rata SD Bg	Rata-rata SE Bg	CNR	Standar Error (CNR)
10 x 10				1513,73	23,40	0,57		
	0,2	2163,79	0,81				27,784	0,059
	0,4	2670,77	0,55				49,453	0,048
	0,6	3024,26	0,55				64,562	0,048
	0,8	3255,32	0,44				74,437	0,043
	1,0	3414,95	0,62				81,260	0,051
15 x 15				1728,80	26,38	0,59		
	0,2	2364,33	0,82				24,088	0,054
	0,4	2868,39	0,57				43,193	0,044
	0,6	3204,49	0,58				55,932	0,044
	0,8	3432,93	0,48				64,591	0,041
	1,0	3632,40	0,56				72,152	0,044
20 x 20				1949,09	32,04	0,63		
	0,2	2398,06	0,70				14,014	0,041
	0,4	2884,51	0,61				29,199	0,039
	0,6	3218,99	0,54				39,639	0,036
	0,8	3431,89	0,45				46,285	0,034
	1,0	3634,71	0,43				52,615	0,033
25 x 25				2067,87	38,52	0,65		
	0,2	2397,48	0,71				8,556	0,035
	0,4	2927,16	0,64				22,306	0,033
	0,6	3256,01	0,57				30,842	0,032
	0,8	3445,70	0,48				35,766	0,029
	1,0	3683,35	0,35				41,935	0,026
30 x 30				2208,28	39,12	0,69		
	0,2	2409,03	0,71				5,132	0,036
	0,4	2934,63	0,64				18,569	0,034
	0,6	3245,64	0,57				26,520	0,032
	0,8	3426,36	0,48				31,140	0,030
	1,0	3680,00	0,35				37,624	0,027

4.8 Hasil Output SPSS kurva estimasi linear, kuadratik, kubik dan eksponensial dan hasil uji regresi hubungan area kolimasi terhadap CNR *stepwedge* ketebalan 0.2 cm, 0.4 cm, 0.6 cm, 0.8 cm dan 1.0 cm

Model Summary and Parameter Estimates

Dependent Variable: CNR stepwedge ketebalan 0.2 cm

Equation	Model Summary					Parameter Estimates			
	R Square	F	df1	df2	Sig.	Constant	b1	b2	b3
Linear	,929	39,143	1	3	,008	29,168	-,029		
Quadratic	,987	74,445	2	2	,013	34,494	-,061	3,187E-5	
Cubic	,989	30,122	3	1	,133	32,549	-,041	-1,773E-5	3,312E-8
Exponential	,991	316,331	1	3	,000	35,741	-,002		

The independent variable is Area kolimasi.

Model Summary and Parameter Estimates

Dependent Variable: CNR stepwedge ketebalan 0.4 cm

Equation	Model Summary					Parameter Estimates			
	R Square	F	df1	df2	Sig.	Constant	b1	b2	b3
Linear	,907	29,105	1	3	,012	50,409	-,040		
Quadratic	,989	90,423	2	2	,011	59,081	-,092	5,190E-5	
Cubic	,990	32,642	3	1	,128	57,491	-,075	1,134E-5	2,708E-8
Exponential	,956	65,713	1	3	,004	54,032	-,001		

The independent variable is Area kolimasi.

Model Summary and Parameter Estimates

Dependent Variable: CNR stepwege ketebalan 0.6 cm

Equation	Model Summary					Parameter Estimates			
	R Square	F	df1	df2	Sig.	Constant	b1	b2	b3
Linear	,906	29,044	1	3	,013	65,332	-,049		
Quadratic	,993	145,788	2	2	,007	76,204	-,114	6,506E-5	
Cubic	,994	51,918	3	1	,102	74,800	-,099	2,924E-5	2,392E-8
Exponential	,953	60,177	1	3	,004	69,158	-,001		

The independent variable is Area Kolimasi.

Model Summary and Parameter Estimates

Dependent Variable: CNR stepwege ketebalan 0.8 cm

Equation	Model Summary					Parameter Estimates			
	R Square	F	df1	df2	Sig.	Constant	b1	b2	b3
Linear	,907	29,243	1	3	,012	75,356	-,055		
Quadratic	,994	162,615	2	2	,006	87,765	-,130	7,427E-5	
Cubic	,995	61,899	3	1	,093	85,649	-,108	2,030E-5	3,603E-8
Exponential	,951	58,305	1	3	,005	79,624	-,001		

The independent variable is Area Kolimasi.

Model Summary and Parameter Estimates

Dependent Variable: CNR stepwedge ketebalan 1.0 cm

Equation	Model Summary					Parameter Estimates			
	R Square	F	df1	df2	Sig.	Constant	b1	b2	b3
Linear	,902	27,552	1	3	,013	82,478	-,056		
Quadratic	,991	104,419	2	2	,009	95,276	-,133	7,659E-5	
Cubic	,992	42,543	3	1	,112	92,026	-,099	-6,338E-6	5,537E-8
Exponential	,940	47,257	1	3	,006	86,159	-,001		

The independent variable is Area Kolimasi.