



**OPTIMALISASI DOSIS SERAP DAN KONTRAS RADIOGRAF
DENGAN PERMODELAN PHANTOM AKRILIK**

SKRIPSI

Oleh

**Siti Diah Ayu Febriani
NIM 081810201008**

**JURUSAN FISIKA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
UNIVERSITAS JEMBER
2013**



**OPTIMALISASI DOSIS SERAP DAN KONTRAS RADIOGRAF
DENGAN PERMODELAN PHANTOM AKRILIK**

SKRIPSI

diajukan guna melengkapi tugas akhir dan memenuhi salah satu syarat
untuk menyelesaikan Program Studi Fisika (S1)
dan mencapai gelar Sarjana Sains

Oleh

**Siti Diah Ayu Febriani
NIM 081810201008**

**JURUSAN FISIKA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
UNIVERSITAS JEMBER
2013**

PERSEMBAHAN

Dengan terselesainya skripsi ini bukan berarti kemenangan telah berakhir sampai disini, akan tetapi skripsi ini merupakan langkah awal untuk menggapai cita-cita menuju kesuksesan. Tenaga, pikiran dan waktu telah saya curahkan sepenuhnya untuk menyelesaikan skripsi ini. Dari lubuk hati yang paling dalam, skripsi ini saya persembahkan kepada:

1. Kedua orang tua tercinta Nari, BA, S.E. dan Sihhartining, terima kasih atas cinta, kasih sayang, do`a, perhatian dan pengorbanan yang telah diberikan, semoga Allah SWT melimpahkan rahmat dan kasih sayang-Nya;
2. Kakak tercinta Moch. Irwan Nari, S.T., dan kakak ipar tersayang Evi Novianti, S.T., terimakasih atas cinta, perhatian, dukungan dan do`anya;
3. Adik tersayang Tri Yulia Nari, keponakan tersayang Lily Pratiwi Irwanti dan Armina Wahyu Irwanti yang telah memberi keceriaan dalam hidup ini;
4. Kakanda Taufan Dwi Susilo yang telah memberikan dukungan dalam menyelesaikan skripsi ini;
5. Sahabat-sahabat tercinta di Lab Biofisika Evi, Winda, mb Reza, Rara, Iva, Ima, mb Marisa, Iping dan sahabat lainnya yang tidak bisa saya sebutkan satu persatu yang telah memberikan semangat dalam menyelesaikan skripsi;
6. guru-guru dan dosen-dosen, terimakasih telah memberikan ilmu, dukungan dan bimbingan dengan penuh kesabaran;
7. saudari-saudariku tersayang di Jalak *Mansion* Shanty, Iklim, mb Uci, Emil, Pupus, Lilis, Hidayah, Kristin, Rate, Ummy, mb Dian, Risma dan Lina-Lana terima kasih telah memberikan warna-warni dalam setiap detik lembaran hidup ini;
8. Almamater yang kubanggakan Jurusan Fisika Fakultas MIPA (Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam) Universitas Jember.

MOTO

“.....Niscaya Allah akan meninggikan orang-orang yang beriman di antaramu dan orang-orang yang diberi ilmu pengetahuan beberapa derajat. Dan Allah Maha Mengetahui apa yang kamu kerjakan “
(terjemahan Surat *Al-Mujadilah* ayat 11) *)

“ Jenius adalah 1 % inspirasi dan 99 % keringat. Tidak ada yang dapat menggantikan kerja keras. Keberuntungan adalah sesuatu yang terjadi ketika kesempatan bertemu dengan kesiapan ” **)

“ Bila rahasia sebuah atom-atom tersingkap, maka rahasia segala benda ciptaan baik lahir maupun bathin akan tersingkap dan kamu tidak akan melihat dunia ini atau dunia yang akan datang sesuatu kecuali Tuhan ” ***)

*) Departemen Agama Republik Indonesia. 1998. *Al-Qur'an dan Terjemahannya*. Semarang: PT. Kumudasmoro Grafindo.

**) Thomas Alfa Edison

***) <http://hpgua.com/2011/03/kata-kata-bijak-cinta-sejati.html>. 2-Januari-2013

PERNYATAAN

Saya yang bertanda tangan di bawah ini:

Nama : Siti Diah Ayu Febriani

NIM : 081810201008

Menyatakan dengan sesungguhnya bahwa karya ilmiah yang berjudul: *Optimalisasi Dosis Serap dan Kontras Radiograf dengan Permodelan Phantom Akrilik* 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.

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

Jember, April 2013

Yang menyatakan,

(Siti Diah Ayu Febriani)

NIM 081810201008

SKRIPSI

OPTIMALISASI DOSIS SERAP DAN KONTRAS RADIOGRAF DENGAN PERMODELAN PHANTOM AKRILIK

Oleh

**Siti Diah Ayu Febriani
NIM 081810201008**

Pembimbing

Dosen Pembimbing Utama : Drs. Yuda Cahyoargo Hariadi, Msc., Ph.D
Dosen Pembimbing Anggota : Dra. Arry Yuariatun Nurhayati
Dosen Pembimbing Lapangan : Betty Rahayuningsih, S.Si., M.Si

PENGESAHAN

Skripsi berjudul *Optimalisasi Dosis Serap dan Kontras Radiograf dengan Permodelan Phantom Akrilik* telah diuji dan disahkan oleh Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Jember 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 Yuariatun Nurhayati
NIP 196109091986012001

Pembimbing Lapangan,

Betty Rahayuningsih, S.Si., M.Si.
NIP 197103061999032001

Anggota I,

Anggota II,

Puguh Hiskiawan, S.Si., M.Si
NIP 197412152002121001

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

Mengesahkan
Dekan Fakultas MIPA,

Prof. Drs. Kusno, DEA., Ph.D
NIP 196101081986021001

RINGKASAN

Optimalisasi Dosis Serap dan Kontras Radiograf dengan Permodelan Phantom Akrilik; Siti Diah Ayu Febriani; 081810201008; 2013; 62 halaman; Jurusan Fisika Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Jember.

Negara Indonesia merupakan salah satu negara dengan jumlah rumah sakit yang hampir semuanya memanfaatkan sinar-X sebagai sumber radiasi yang biasa digunakan pada pemeriksaan radiologi diagnostik yang digunakan untuk membantu memberikan data penunjang bagi para dokter dalam penegakkan diagnosis suatu penyakit yang diderita pasien secara akurat. Peneliti bertujuan untuk mengetahui optimalisasi dosis serap dan kontras radiograf pada permodelan phantom akrilik dengan menggunakan variasi faktor eksposi tegangan (kV) dan arus serta waktu penyinaran (mAs) di Balai Pengamanan Fasilitas Kesehatan Surabaya dan Instalasi Radiologi RSUD Haji Surabaya. Pesawat rontgen yang digunakan di Balai Pengamanan Fasilitas Kesehatan Surabaya (BPFK) yaitu Pesawat sinar-X Trophy Omnix N60 dan pesawat sinar-X yang digunakan di Instalasi Radiologi RSUD Haji Surabaya yaitu Simens 07462695 yang telah dikalibrasi oleh BPFK.

Mengacu pada hasil dan analisis maka secara umum dapat disimpulkan bahwa adanya variasi tegangan (kV) dan arus serta waktu penyinaran (mAs) pada objek thorax dan abdomen pada permodelan phantom akrilik akan memberikan nilai dosis serap, densitas dan nilai kontras yang berbeda. Pada nilai tegangan (kV) yang sama, peningkatan nilai arus dan lama waktu penyinaran (mAs) akan meningkatkan nilai dosis serap dan menurunkan nilai kontras radiograf baik pada objek thorax maupun abdomen. Pada ketebalan alumunium yang sama, semakin besar faktor eksposi (kV, mAs) yang digunakan menghasilkan nilai densitas yang semakin besar dan nilai kontras radiograf yang semakin kecil, sedangkan pada faktor eksposi (kV dan mAs) yang sama, semakin tebal koin alumunium yang digunakan, rata-rata densitas yang dihasilkan akan semakin kecil.

Optimalisasi dosis serap dan kontras radiograf dengan permodelan phantom akrilik pada objek thorax dan abdomen dapat dipilih dengan penggunaan dosis rendah dan kontras yang tinggi. Pada faktor ekposi 67 kV; 4 mAs dapat digunakan pada pemeriksaan thorax standar dengan kontras yang dihasilkan pada gambar radiograf cukup tinggi sebesar 0.223 dan dosis serap yang dihasilkan cukup rendah (sekitar 92.96 μ Gy). Sedangkan pada objek abdomen optimalisasi dapat dilakukan pada faktor ekposi 75 kV, 8 mAs dengan kontras 0.29 dengan rata-rata dosis serap sekitar 367.76 μ Gy serta faktor ekposi 83 kV; 8 mAs yang memiliki nilai kontras cukup tinggi pada gambar radiograf sebesar 0.26 yang dapat digunakan pada diagnosis radiografi dan dosis serap sekitar 438.03 μ Gy. Nilai dosis tersebut masih dalam batas toleransi yang diizinkan oleh *International Safety Standart*.

PRAKATA

Puji syukur kehadirat Allah SWT yang senantiasa memberikan rahmat dan hidayat-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan skripsi yang berjudul *“Optimalisasi Dosis Serap dan Kontras Radiograf dengan Permodelan Phantom Akrilik”*, sebagai salah satu persyaratan untuk menyelesaikan pendidikan program strata satu (S1) Jurusan Fisika, Fakultas MIPA, Universitas Jember.

Penyusunan skripsi ini tidak lepas dari bantuan berbagai pihak, oleh karena itu penulis ingin menyampaikan ucapan terima kasih kepada:

1. Drs. Yuda Cahyoargo Hariadi, M.Sc., Ph.D., selaku Dosen Pembimbing Utama, Dra. Arry Yuariatun Nurhayati, selaku Dosen Pembimbing Anggota dan Betty Rahayuningsih S.Si., M.Si., selaku Pembimbing Lapangan yang telah meluangkan waktu, pikiran, bimbingan dalam penulisan skripsi ini;
2. Puguh Hiskiawan, S.Si., M.Si., selaku Dosen Penguji I, Endhah Purwandari, S.Si., M.Si., selaku Dosen Penguji II yang telah meluangkan waktu, pikiran, perhatian, bimbingan, kritik dan saran demi kesempurnaan skripsi ini;
3. Agus Supriyanto, S.Si., M.Si., selaku Dosen Pembimbing Akademik yang telah membimbing selama menjadi mahasiswa;
4. seluruh staf pengajar Jurusan Fisika dan Fakultas MIPA Universitas Jember;
5. Ka. BPFK Surabaya beserta seluruh staf BPFK Surabaya dan Ka.Instalasi Radiologi RSUD Haji beserta seluruh staf RSUD Haji Surabaya yang telah membantu penelitian ini;

Penulis juga menerima segala kritik dan saran dari semua pihak demi kesempurnaan skripsi ini. Akhirnya penulis berharap, semoga skripsi ini dapat bermanfaat.

Jember, April 2013

Penulis

DAFTAR ISI

	Halaman
HALAMAN SAMPUL	i
HALAMAN JUDUL	ii
HALAMAN PERSEMBAHAN	iii
HALAMAN MOTO	iv
HALAMAN PERNYATAAN	v
HALAMAN PEMBIMBINGAN	vi
HALAMAN PENGESAHAN	vii
RINGKASAN	viii
PRAKATA	x
DAFTAR ISI	xi
DAFTAR TABEL	xiv
DAFTAR GAMBAR	xv
DAFTAR LAMPIRAN	xvii
BAB 1. PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Rumusan Masalah	3
1.3 Tujuan	3
1.4 Manfaat	3
1.5 Batasan Masalah	3
BAB 2. TINJAUAN PUSTAKA	4
2.1 Karakteristik Sinar-X	4
2.1.1 Dasar Percobaan Sinar-X.....	4
2.1.2 Pengertian Sinar-X.....	5
2.1.3 Karakter Sinar-X.....	7

2.1.4 Pembangkit Sinar-X.....	8
2.1.5 Faktor-Faktor Pembentukkan Gambar Radiografi.....	9
2.2 Phantom dan Interaksi Sinar-X dengan Materi.....	10
2.2.1 Phantom.....	10
2.2.2 Interaksi Sinar-X dengan Materi.....	10
2.3 Kualitas Radiografi.....	13
2.3.1 Kualitas Radiograf.....	13
2.4 Film Radiografi.....	15
2.4.1 Jenis Film dan Kaset Radiografi.....	15
2.4.2 Sifat Film Radiografi.....	16
2.4.3 Pencucian Film Radiografi.....	17
2.5 Dosis Radiasi dan Detektor Ionisasi Chamber	17
2.4.1 Dosis Radiasi.....	18
2.4.2 Detektor Ionisasi Chamber.....	20
BAB 3. METODE PENELITIAN.....	22
3.1 Tempat dan Waktu.....	22
3.2 Alat dan Bahan.....	22
3.3 Diagram Tahap-Tahap Penelitian.....	27
3.3.1 Observasi Awal.....	27
3.3.2 Persiapan Penelitian.....	28
3.3.3 Penelitian.....	31
3.3.4 Pengambilan Data.....	31
3.3.5 Pengolahan Data.....	32
3.3.6 Melaporkan Hasil Pengolahan Data.....	33
BAB 4. HASIL DAN PEMBAHASAN.....	34
4.1 Hasil dan Analisis Data Penelitian.....	34
4.1.1 Hasil dan Analisis Data Pengukuran Nilai Dosis Serap Radiasi Sinar-X Pada Permodelan Phantom Akrilik untuk Objek Thorax dan Abdomen.....	34

4.1.2 Hasil dan Analisis Data Pengukuran Nilai Densitas dan Kontras Radiografi pada Permodelan Phantom Akrilik untuk Objek Thorax dan Abdomen.....	39
4.1.3 Hasil dan Analisis Data Kontras Radiograf dan Gambar Film Kontras Radiograf dari Berbagai Variasi FaktorEksposi (Tegangan–kV ; Besar Arus dan Lama Waktu– mAs) pada Objek Thorax dan Abdomen.....	43
4.2 Pembahasan.....	54
BAB 5. PENUTUP.....	61
5.1 Kesimpulan.....	61
5.2 Saran.....	62
DAFTAR PUSTAKA.....	63
DAFTAR ISTILAH.....	67
LAMPIRAN.....	69

DAFTAR TABEL

	Halaman
2.1 Tingkat panduan dosis radiodiagnostik untuk setiap pemeriksaan pada orang dewasa.....	19
4.1 Data nilai rata-rata dosis serap radiasi sinar-X dan stándar error berbagai eksposi pada permodelan phantom akrilik untuk objek thorax diambil masing-masing 3 kali pengukuran.....	35
4.2 Data nilai rata-rata dosis serap radiasi sinar-X dan stándar error berbagai eksposi pada permodelan phantom akrilik untuk objek abdomen diambil masing-masing 3 kali pengukuran.....	37
4.3 Data nilai rata-rata densitas dan kontras dari ketebalan koin 10mm berbagai eksposi pada permodelan phantom akrilik untuk objek thorax diambil masing-masing 3 kali pengukuran	39
4.4 Data nilai rata-rata densitas dan kontras dari ketebalan koin 10mm berbagai eksposi pada permodelan phantom akrilik untuk objek abdomen diambil masing-masing 3 kali pengukuran	42

DAFTAR GAMBAR

	Halaman
2.1	Spektrum gelombang elektromagnetik..... 5
2.2	Phantom standar LucAl untuk objek Thorak..... 10
2.3	Proses efek fotolistrik..... 11
2.4	Proses hamburan compton..... 12
2.5	Proses produksi pasangan..... 12
3.1	Pesawat sinar-X (1)..... 22
3.2	Pesawat sinar-X (2)..... 23
3.3	Kaset..... 24
3.4	Akrilik..... 24
3.5	Densitometer..... 25
3.6	Koin..... 26
3.7	Detektor ionisasi <i>chamber</i> 26
3.8	Diagram tahap-tahap penelitian..... 27
3.9	Konstruksi alat uji percobaan (1) 29
3.10	Konstruksi alat uji percobaan (2) 30
4.1	Grafik rata-rata dosis serap (μGy) terhadap mAs untuk berbagai input tegangan dari thorax phantom akrilik..... 36
4.2	Grafik rata-rata dosis serap (μGy) terhadap mAs untuk berbagai input tegangan dari abdomen phantom akrilik..... 38
4.3	Grafik hubungan kontras pada ketebalan koin 10mm terhadap mAs untuk berbagai input tegangan dari thorax phantom akrilik.. 40

4.4	Grafik hubungan kontras terhadap mAs untuk berbagai input tegangan dari abdomen phantom akrilik.....	43
4.5a	Hasil kontras film radiograf pada berbagai faktor eksposi dengan variasi mAs pada 60 kV untuk objek thorax phantom akrilik	44
4.5b	Hasil kontras film radiograf pada berbagai faktor eksposi dengan variasi mAs pada 67 kV untuk objek thorax phantom akrilik	45
4.5c	Hasil kontras film radiograf pada berbagai faktor eksposi dengan variasi mAs pada 75 kV untuk objek thorax phantom akrilik	46
4.5d	Hasil kontras film radiograf pada berbagai faktor eksposi dengan variasi mAs pada 83 kV untuk objek thorax phantom akrilik	47
4.5e	Hasil kontras film radiograf pada berbagai faktor eksposi dengan variasi mAs pada 90 kV untuk objek thorax phantom akrilik	48
4.5f	Hasil kontras film radiograf pada berbagai faktor eksposi dengan variasi mAs pada 100 kV untuk objek thorax phantom akrilik	49
4.6a	Hasil kontras film radiograf pada berbagai faktor eksposi dengan variasi mAs pada 75 kV untuk objek abdomen phantom akrilik	50
4.6b	Hasil kontras film radiograf pada berbagai faktor eksposi dengan variasi mAs pada 83 kV untuk objek abdomen phantom akrilik	51
4.6c	Hasil kontras film radiograf pada berbagai faktor eksposi dengan variasi mAs pada 90 kV untuk objek abdomen phantom akrilik	52
4.6d	Hasil kontras film radiograf pada berbagai faktor eksposi dengan variasi mAs pada 100 kV untuk objek abdomen phantom akrilik	53

DAFTAR LAMPIRAN

	Halaman
A Data nilai rata-rata dosis serap radiasi sinar-X dan standar error berbagai eksposi pada permodelan phantom akrilik untuk objek thorax diambil dari masing-masing 3 kali pengukuran.....	69
B Data nilai rata-rata dosis serap radiasi sinar-X dan standar error berbagai eksposi pada permodelan phantom akrilik untuk objek abdomen diambil dari masing-masing 3 kali pengukuran.....	73
C Data nilai densitas dan kontras radiografi berbagai eksposi pada permodelan phantom untuk objek thorax diambil dari masing-masing 3 kali pengukuran.....	75
D Data nilai densitas dan kontras radiografi berbagai eksposi pada permodelan phantom untuk objek abdomen diambil dari masing-masing 3 kali pengukuran.....	78
E Data nilai dosis serap dan kontras radiografi berbagai eksposi pada permodelan phantom untuk objek thorax diambil dari masing-masing 3 kali pengukuran.....	82
F Data nilai dosis serap dan kontras radiografi berbagai eksposi pada permodelan phantom untuk objek abdomen diambil dari masing-masing 3 kali pengukuran.....	83

BAB 1. PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Negara Indonesia merupakan salah satu negara dengan jumlah rumah sakit yang hampir semuanya memanfaatkan sinar-X sebagai sumber radiasi yang biasa digunakan pada pemeriksaan radiologi diagnostik (Chrismawan, 2001), pemeriksaan diagnostik tersebut digunakan untuk membantu memberikan data penunjang bagi para dokter dalam penegakkan diagnosis suatu penyakit yang diderita pasien secara akurat. Dalam kegiatan medik, sinar-X juga dimanfaatkan dalam kegiatan radioterapi (Sofyan *et al.*, 2002).

Sinar-X merupakan pancaran berkas elektron dari katoda menuju anoda yang termasuk ke dalam gelombang elektromagnetik (Gabriel, 1996:282). Sinar-X mempunyai panjang gelombang 0,01 nm-10 nm (Beiser, 1992:69), sehingga sinar-X mempunyai daya tembus yang sangat besar (Simon, 1986:20). Sinar-X dapat terjadi jika terdapat perbedaan potensial arus searah yang besar di antara kedua elektroda (katoda dan anoda) dalam sebuah tabung hampa udara (Gabriel, 1996:282).

Menurut Masrochah (2000), dari kemampuan sinar-X dapat menembus bahan perekam berupa emulsi film, maka akan timbul perbedaan kehitaman (kontras) akibat perbedaan kerapatan organ yang dimanfaatkan dalam dunia kedokteran untuk menampakkan radiograf. Setiyono *et al.* (2009) menyatakan bahwa kualitas radiograf adalah kemampuan suatu radiografi dalam memperlihatkan kontras yang merupakan perbedaan kehitaman dari suatu radiografi yang biasanya dimulai dari yang terhitam sampai yang terputih pada beberapa tempat radiografi dan detail yang merupakan garis luar yang membentuk gambar anatomis dari bagian tubuh yang diperiksa. Faktor yang memberikan kontribusi besar pada citra radiograf antara lain faktor peralatan (unit *X-ray*, kaset dan *processing*) dan faktor teknik (sumber daya manusia dan pasien). Citra radiograf diperoleh dengan cara memberikan pengaturan yang tepat

pada eksposi antara lain tegangan tabung dalam satuan kV (kiloVolt), arus tabung dengan satuan mA (miliampere) dan waktu dengan satuan s (detik) (Dhahryan *et al.*, 2008). Citra radiograf dapat dikatakan bernilai optimal jika suatu radiograf memiliki kontras radiograf yang bernilai optimal pula (Setiyono *et al.*, 2009).

Optimalisasi dalam radiodiagnostik dilakukan untuk menemukan parameter teknis yang dibutuhkan dalam menghasilkan kualitas gambar yang tinggi dengan dosis pasien minimum. Prosedur optimalisasi memerlukan evaluasi dosis pasien dan kualitas gambar. Kontras radiograf dapat dikatakan optimal jika pemilihan tegangan tabung yang tepat sehingga sinar-X yang dihasilkan pada tabung pesawat sinar-X dengan energi yang sesuai cukup untuk menembus objek yang dikehendaki untuk selanjutnya diteruskan ke film. Pada kenyataan di lapangan, peningkatan tegangan tabung menjadi pilihan utama untuk memperoleh energi yang sesuai agar dapat menembus objek (Vassileva, 2002).

Masrochah (2000) melakukan penelitian tentang peningkatan tegangan tabung sinar-X dengan menggunakan phantom kepala karet yang merupakan suatu bentuk permodelan dari objek manusia yang digunakan dalam bidang radiologi baik radiodiagnostik maupun radioterapi sebagai permodelan objek kepala manusia untuk mengetahui laju dosis radiasi, akan tetapi pada penelitian ini penggunaan lembaran penguat yang masih belum sesuai dengan film yang digunakan untuk mendapat citra radiograf yang optimal dan penggunaan alat ukur dosis yang masih belum spesifik sehingga mengakibatkan perolehan data yang masih belum akurat. Oleh karena itu pada penelitian ini penulis merencanakan optimalisasi dosis serap dan kontras radiograf dengan permodelan phantom akrilik dikarenakan mempunyai rapat massa yang hampir sama dengan kerapatan air yakni 0.994 gr/cm^3 , hal ini dilakukan karena manusia terdiri dari 75 % molekul air (Pratiwi, 2006) untuk objek abdomen dan thorax yang memiliki perbedaan kerapatan objek menggunakan alat ukur densitas optik yaitu densitometer dan dosis serap objek menggunakan alat ukur dosis yang lebih akurat yaitu dinamakan detektor ionisasi *chamber*.

1.2 Rumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang di atas, rumusan masalah pada penelitian ini yakni bagaimana optimalisasi dosis serap pada permodelan phantom akrilik untuk objek abdomen dan thorak dengan menggunakan detektor ionisasi *chamber* dan kontras radiograf dengan menggunakan densitometer?

1.3 Tujuan Penelitian

Tujuan yang ingin dicapai pada penelitian ini adalah :

- a. optimalisasi dosis serap pada permodelan phantom akrilik untuk objek abdomen dan thorax dengan menggunakan detektor ionisasi *chamber*.
- b. optimalisasi kontras radiograf pada permodelan phantom akrilik untuk objek abdomen dan thorax dengan menggunakan densitometer.

1.4 Manfaat Penelitian

Penelitian ini dilakukan untuk memberikan kontribusi pada radiografer dalam peningkatan kualitas radiograf dengan dosis serap yang kecil dan bagi para dokter dalam penentuan diagnosis suatu penyakit secara akurat.

1.5 Batasan Masalah

Masalah pada penelitian ini dibatasi pada beberapa hal yaitu:

1. penelitian ini dilakukan pada permodelan phantom akrilik untuk masing-masing objek abdomen dan thorax.
2. objek yang akan diteliti adalah optimalisasi dosis serap dan kontras radiograf dengan permodelan phantom akrilik.
3. Penelitian dilakukan di dua tempat yaitu di Balai Pengamanan Fasilitas Kesehatan Surabaya dan Instalasi Radiologi RSUD Haji Surabaya.

BAB 2. TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Karakteristik Sinar-X

2.1.1 Dasar Percobaan Sinar-X

Heinrich Hertz pada tahun 1887 mengawali peristiwa terjadinya sinar-X dengan melakukan percobaan menggunakan tabung hampa yang berisi katoda dan anoda yang dihubungkan dengan sumber listrik. Ketika katoda disinari gelombang pendek elektromagnetik, terdapat elektron yang keluar menuju anoda yang dapat dilihat menggunakan galvanometer. Arus yang terbaca pada alat untuk mengukur arus dan beda tegangan yang relatif kecil disebut galvanometer merupakan arus yang sangat kecil dalam satuan mikroampere. Semakin pendek gelombang elektromagnetik yang menumbuk katoda, maka semakin besar arus yang mengalir dan sebaliknya semakin panjang gelombang elektromagnetik, maka semakin kecil arus yang terbaca di galvanometer (Wihono, 1986:2.17). Suyatno (2008) mengatakan bahwa sifat gelombang elektromagnetik ditentukan oleh panjang gelombang, frekuensi dan kecepatan. Kecepatan rambat gelombang elektromagnetik di udara untuk semua panjang gelombang adalah sama yaitu sama dengan kecepatan dalam ruang hampa $c = 3 \times 10^8$ m/s (Tipler, 1999: 646).

$$c = v \times \lambda \quad (2.1)$$

Keterangan :

c : Kecepatan rambat dalam ruang hampa (m/s)

v : Frekuensi gelombang (Hz)

λ : Panjang gelombang (m)

Pemancaran energi radiasi elektromagnetik oleh sumbernya tidak berlangsung secara kontinu melainkan secara terputus-putus (diskrit), sehingga berupa paket yang

memiliki energi tertentu yang disebut dengan foton. Besarnya nilai energi foton tergantung pada frekuensi gelombang (Tipler, 1991: 657).

$$W = h \times f \quad (2.2)$$

Keterangan :

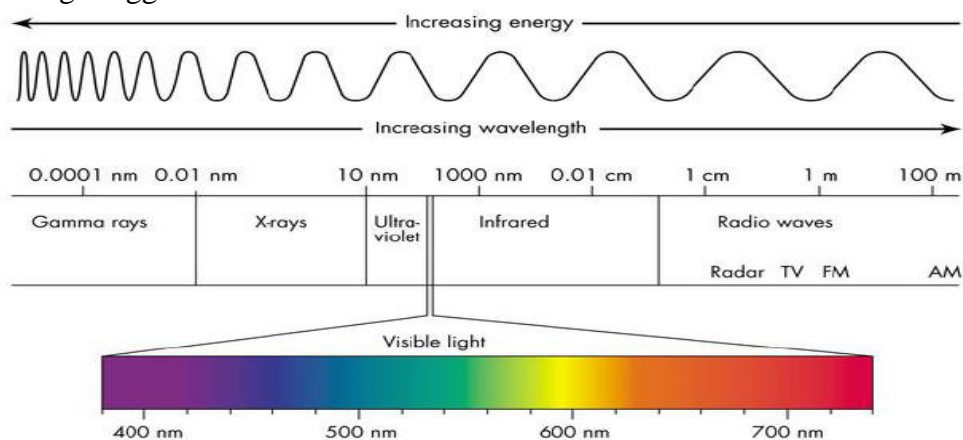
W: Energi foton, (J)

h : Tetapan Max Plank, (J s)

f : Frekuensi gelombang, (Hz)

2.1.2 Pengertian Sinar-X

Pada dasarnya sinar-X merupakan pancaran berkas elektron dari katoda menuju anoda yang termasuk ke dalam gelombang elektromagnetik (Gabriel, 1996:282). Sinar-X mempunyai panjang gelombang 0,01 nm-10 nm (Beiser, 1992:69), sehingga sinar-X mempunyai daya tembus yang sangat besar (Simon, 1986:20). Sinar-X dapat terjadi jika terdapat perbedaan potensial arus searah yang besar di antara kedua elektroda (katoda dan anoda) dalam sebuah tabung hampa udara (Gabriel, 1996:282). Menurut Wihono (1986:6.28), sinar-X adalah foton-foton yang mempunyai energi tinggi yang dihasilkan dengan menembaki suatu sasaran dengan elektron yang berenergi tinggi.



Gambar 2.1 Spektrum gelombang elektromagnetik

Sumber : http://naqsdna.files.wordpress.com/2011/10/em_spectrum.jpg

Pembuatan sinar-X yang berhubungan dengan pembangkitan panas akan lebih efisien pada tegangan tinggi dari pada tegangan rendah (Simon, 1986:19). Elektron dengan kecepatan tinggi menabrak target sehingga mengalami perpindahan dan mempercepat gerak elektron bagian dalam pada nukleus atom dengan menggunakan prinsip ionisasi atom. Menurut Hoxter (Tanpa Tahun:11), elektron yang dipusatkan menuju permukaan anoda menumbuk sasaran yang akan mengakibatkan energi gerak elektron berubah menjadi sinar-X (1%) dan panas (99%). Sinar-X yang terjadi umumnya mempunyai energi yang berbeda-beda sesuai dengan energi kinetik elektron pada saat terbentuknya sinar-X dan juga tergantung pada arah pancarannya (Wiryosimin, 1995:1).

Pada peristiwa tumbukan antara elektron pada katoda dengan atom anoda (target) akan terjadi dua hal yakni sebagai berikut:

1. terjadi radiasi “Bremsstrahlung”

“Bremsstrahlung” merupakan salah satu jenis radiasi dimana elektron yang mendekati atom anoda (target) akan berinteraksi dengan atom bahan anoda (Darmawan *et al.*, 1987:1.22). Elektron luar atom tersebut mengalami perlambatan sehingga mengeluarkan radiasi (Wiryosimin, 1995:1). Radiasi ini mempunyai variasi panjang gelombang yang dapat mempengaruhi sifat kontinu radiasi (Darmawan *et al.*, 1987:1.22).

2. terjadi radiasi “Karakteristik”

Sinar-X karakteristik terjadi jika interaksi antara elektron yang mendekati atom di dalam anoda dengan elektron dalam atom tersebut yang berupa tumbukan tak sempurna yang menyebabkan elektron anoda terlepas dari kulit atom. Proses pengisian kekosongan dilakukan oleh elektron yang lebih luar pada atom yang tertinggal dalam keadaan eksitasi yang tidak stabil (Darmawan *et al.*, 1987:1.22).

2.1.3 Karakter Sinar-X

Adapun karakter dari sinar-X dapat dijelaskan berikut ini.

a. Dapat Menembus Suatu Bahan

Sinar-X dapat menembus bahan atau massa yang padat dengan daya tembus yang sangat besar seperti tulang dan gigi. Daya tembus suatu bahan dipengaruhi oleh tegangan tabung yakni semakin tinggi tegangan tabung (besarnya kV) yang digunakan maka semakin besar daya tembusnya (Simon, 1986:20).

b. Terjadi Radiasi Hamburan

Jika berkas sinar-X melalui suatu bahan atau suatu zat, maka berkas sinar tersebut akan bertebaran keseluruh arah yang dapat menimbulkan radiasi sekunder (radiasi hambur) pada bahan atau zat yang dilalui. Timah hitam (grid) yang tipis diletakkan di antara subjek untuk mengurangi akibat radiasi hambur (Simon, 1986:23).

c. Terjadi Penyerapan pada Suatu Bahan yang dilaluinya

Sinar-X dalam radiografi diserap oleh bahan atau zat sesuai dengan berat atom atau kepadatan bahan tersebut. Semakin tinggi kepadatannya atau berat atomnya maka semakin besar penyerapannya (Simon, 1986:20).

d. Dapat Menghitamkan Plat Potret (Film)

Sinar-X dapat menghitamkan emulsi film (emulsi perak-bromida) setelah melalui proses secara kimiawi di kamar gelap radiologi (Gabriel,1996:283).

e. Dapat Menyebabkan Fluoresensi

Sinar-X dapat mengakibatkan bahan-bahan seperti kalsium tungsten atau zink sulfida yang dapat mengalami pemendaran cahaya (luminisensi) yang merupakan suatu peristiwa terpancarnya cahaya dari sebuah bahan yang sebelumnya terkena radiasi dan dapat dimanfaatkan dalam bidang radiologi seperti menambah respon fotografik pada film (Darmini *et al.*, 2003) yang terdiri dari 2 jenis yaitu fluoresensi (pemendaran cahaya ketika terdapat radiasi sinar-X) dan fosforisensi (pemendaran cahaya yang terjadi untuk beberapa saat meskipun sumber radiasi sinar-X telah dalam keadaan *off*).

f. Dapat Menimbulkan Ionisasi

Efek primer dari sinar-X jika mengenai suatu bahan atau zat dapat menimbulkan ionisasi (Noviana dan Soesatyoratih, 2011).

g. Efek Biologis

Sinar-X akan menimbulkan perubahan-perubahan biologis pada jaringan yang digunakan pada pengobatan radioterapi (Noviana dan Soesatyoratih, 2011).

2.1.4 Pembangkit Sinar-X

Pembangkit sinar-X atau biasa disebut dengan istilah pesawat sinar-X merupakan alat yang digunakan dalam memproduksi sinar-X. Instrumentasi pada pembangkit sinar-X antara lain tabung sinar-X yang mempunyai filamen (tungsten) dan anoda (platina, wolfram atau tungsten), trafo tegangan tinggi yang digunakan untuk mempercepat elektron didalam tabung dan pelipat tegangan rendah menjadi tegangan tinggi yakni 30 kV sampai 100 kV dan instrumentasi kontrol yang digunakan untuk mengatur parameter dalam sistem pembangkit sinar-X.

Tegangan tabung pada pembangkit sinar-X merupakan salah satu faktor yang dapat dikontrol untuk mengurangi radiasi hambur dan mengurangi dosis yang digunakan dalam radiodiagnostik (Vassileva, 2004). Peningkatan nilai tegangan tabung pembangkit sinar-X yang digunakan harus diimbangi dengan penurunan nilai arus tabung pembangkit sinar-X dan waktu penyinaran sehingga diperoleh intensitas radiasi yang menghasilkan densitas bayangan yang cukup. Penentuan kontras pada tegangan tabung pesawat sinar-X dilakukan dengan cara pengukuran dosimetrik yang diterapkan secara langsung dalam suatu pengaturan eksperimental (Kramer dan Selbach, 2008). Pada pengaturan tegangan tabung rendah biasanya diikuti dengan peningkatan kontras (Vollmar dan Kalender, 2009).

2.1.5 Faktor-Faktor Pembentukan Gambar Radiografi

Pembentukan gambar pada peristiwa pencitraan pesawat sinar-X tergantung dari beberapa faktor berikut ini.

a. Pengaruh Arus Tabung (mA)

Arus tabung berasal dari pemanasan filamen, jika pemanasan filamen ditingkatkan maka arus dalam tabung sinar-X juga meningkat. Semua intensitas sinar-X atau derajat terang (*brightness*) akan bertambah sesuai dengan peningkatan intensitas radiasi sinar-X di titik fokus (Suyatno dan Bachtiar, 2011). Menurut Dhahryan *et al.*, (2008), arus tabung menentukan jumlah elektron yang akan melewati target (anoda) sehingga dihasilkan sinar-X yang mempunyai intensitas dan energi yang cukup untuk menembus organ tertentu.

b. Pengaruh Tegangan (kV)

Tegangan tabung berpengaruh pada kualitas radiasi atau daya tembus sinar-X yang dihasilkan (Dhahryan *et al.*, 2008). Dengan demikian juga akan berpengaruh pada pembentukan gambar, karena dengan perubahan kV akan menyebabkan perubahan total pada intensitas berkas sinar-X (Suyatno dan Bachtiar, 2011).

c. Pengaruh Jarak (m)

Dalam proses pemotretan sinar-X, terdapat pengaturan jarak yang dikenal dengan istilah FFD (*Focus Film Distance*) yang merupakan jarak fokus tabung sinar-X dengan permukaan film; semakin kecil nilai FFD maka densitas film akan semakin meningkat karena intensitas sinar-X yang meningkat pula (Noviana dan Soesatyoratih, 2011). Pengaturan jarak dapat dilakukan dengan menggerakkan *stand* tabung menjauhi atau mendekati obyek sehingga akan mempengaruhi intensitas berkas sinar-X yang selanjutnya akan berpengaruh pula pada pembentukan gambar radiografi (Suyatno dan Bachtiar, 2011).

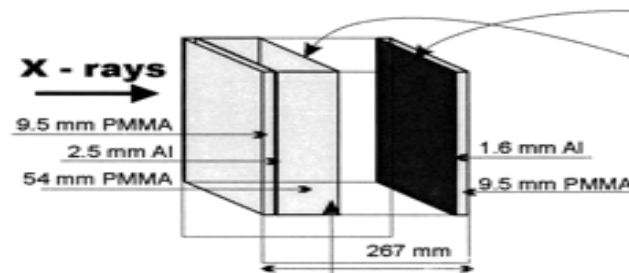
d. Pengaruh Waktu (s)

Waktu eksposi akan menentukan lamanya penyinaran yang dilakukan. Menaikkan waktu eksposi berarti menambah jumlah radiasi yang mencapai objek dan film (Dhahryan *et al.*, 2008).

2.2. Phantom dan Interaksi Sinar-X dengan Materi

2.2.1 Phantom

Phantom merupakan suatu bentuk permodelan dari objek manusia yang digunakan dalam bidang radiologi baik radiodiagnostik maupun radioterapi untuk evaluasi kualitas gambar radiograf secara realistis (Vassileva, 2002). Phantom yang banyak digunakan yaitu phantom yang terbuat dari akrilik karena mempunyai rapat masa yang hampir sama dengan kerapatan air yakni 0.994 gr/cm^3 , hal ini dilakukan karena manusia terdiri dari 75 % molekul air (Pratiwi, 2006). Phantom geometris sederhana salah satunya yaitu phantom LucAl (standar dosimetrik/kalibrasi phantom) dirancang dalam pencitraan dan tujuan dosimetrik pada kisaran tegangan tabung 20 kV dan 150 kV. Phantom LucAl terdiri dari 250 mm x 250 mm polimetil-metaakrilat (PMMA) dan 1100 aluminium (Al) dengan spesifikasi ketebalan tertentu (Gambar 2.2). Keseluruhan ketebalan dari phantom LucAl adalah 267 mm, dengan 4,1 mm Al, 73 mm PMMA dan 190 mm celah udara (Vassileva, 2002).



Gambar 2.2. Phantom standar LucAl untuk objek Thorak
Sumber: Vassileva, 2002

2.2.2 Interaksi Sinar-X dengan Materi

Jika foton berinteraksi dengan bahan maka akan terjadi atenuasi yang terdiri dari proses hamburan, pemindahan maupun penyerapan energi radiasi ke dalam materi yang disinari (Wiryoimin, 1995:28). Banyaknya foton sinar-X yang diteruskan dan dihamburkan akan berpengaruh pada kualitas radiograf yang dihasilkan, sedangkan foton sinar-X yang diserap hanya akan berpengaruh pada dosis radiasi yang diterima pasien (Dhahryan *et al.*, 2008). Intensitas radiasi sinar-X setelah

melalui bahan dengan tebal tertentu akan mengalami pelemahan atau atenuasi mengikuti persamaan berikut (Beiser, 1984) :

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (2.3)$$

Keterangan:

I_0 = Intensitas sebelum menembus bahan

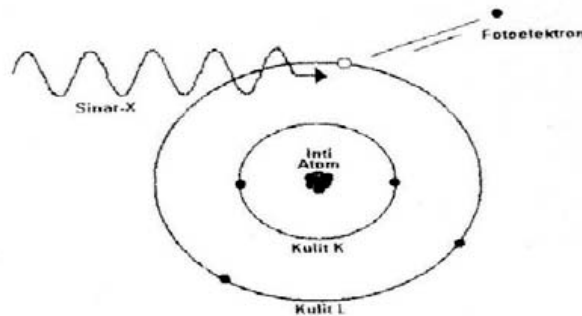
I = Intensitas sesudah menembus bahan.

X = Tebal bahan yang diperiksa

μ = Koefisien absorpsi linier tergantung dari jenis bahan dan tenaga sumber yang digunakan.

Pada penyinaran akan terjadi pemindahan atau penyerapan energi radiasi ke dalam materi atau jaringan tubuh yang disinari. Berdasarkan energi radiasi yang diserap maka dibagi dalam tiga proses absorpsi radiasi yakni:

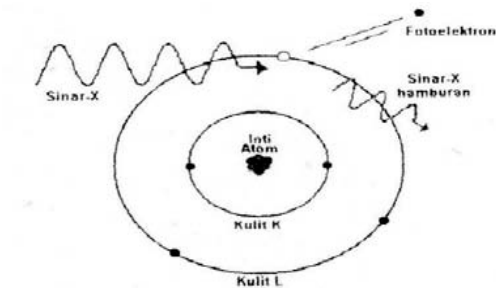
1. Efek fotolistrik



Gambar 2.3. Proses efek fotolistrik
Sumber: Gabriel, 1996:284

Dalam proses efek fotolistrik, sinar-X menumbuk salah satu elektron dan memberikan seluruh energinya sehingga elektron tersebut lepas dari lintasannya (Akhadi, 2000:59). Elektron yang dilepaskan dalam proses ini disebut fotoelektron yang mempunyai energi sebesar energi sinar-X yang mengenainya (Gabriel, 1996:283). Menurut Edwards *et al.* (1990:22), absorpsi fotolistrik akan bertambah jika energi foton berkurang dan nomor atom objek bertambah. Dalam bidang radiodiagnostik, semakin besar jumlah absorpsi foton sinar-X dan perbedaan nomor atom objek maka semakin besar kontras radiograf.

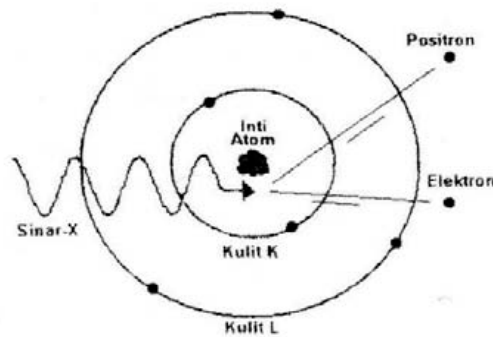
2. Efek Compton



Gambar 2.4. Proses hamburan Compton
Sumber: Gabriel, 1996:284

Efek Compton terjadi pada elektron-elektron bebas atau terikat secara lemah pada lapisan kulit yang terluar pada penyinaran dengan energi radiasi yang lebih tinggi yaitu berkisar 200KeV-1000 KeV (Gabriel, 1996:284). Hamburan Compton merupakan gejala yang timbul dari proses interaksi ketika energi foton sinar-X lebih besar dari energi ikat elektron yang berada pada orbitnya yang menghasilkan foton hamburan yang berenergi lebih rendah dari foton datang (Wiriyosimin, 1995:31).

3. Pembentukan sepasang elektron (*pair production*)



Gambar 2.5. Proses produksi pasangan
Sumber: Gabriel, 1996:285

Pada produksi pasangan, foton akan berjalan mendekati nukleus atom dari objek yang diradiasi dan hilang. Pembentukan pasangan elektron adalah suatu proses pembentukan positron yang merupakan partikel yang identik dengan elektron tetapi bermuatan positif (Edwards *et al.*, 1990:24) dan elektron jika energi radiasi sinar gamma lebih besar dari 1.02 MeV yakni energi massa positron ditambah elektron dan

berhasil mendekati inti atom. Energi radiasi ini akan berubah menjadi sepasang elektron-positron (Gabriel, 1996:285).

2.3 Kualitas Radiografi

2.3.1 Kualitas Radiografi

Kualitas radiografi adalah kemampuan suatu radiografi dalam memperlihatkan kontras yang merupakan perbedaan kehitaman dari suatu radiografi yang biasanya dimulai dari yang terhitam sampai yang terputih pada beberapa tempat radiografi dan detail yang merupakan garis luar yang membentuk gambar anatomis dari bagian tubuh yang diperiksa (Setiyono *et al.*, 2009). Kualitas radiografi ditentukan oleh beberapa komponen berikut ini.

a. Densitas

Densitas merupakan tingkat kehitaman dari suatu radiograf yang biasanya dimulai dari yang terhitam sampai yang terputih (Setiyono *et al.*, 2009). Penghitaman dihasilkan oleh pengembangan kristal-kristal perak bromida dalam emulsi film sesuai dengan jumlah eksposi yang diterima dari sinar-X dan dikonversikan ke warna hitam (Kuswati *et al.*, 2003). Semakin tinggi intensitas maka semakin tinggi kehitaman pada radiograf. Radiograf yang sangat hitam memiliki densitas optik yang tinggi dan radiograf yang lebih terang memiliki densitas optik yang rendah dengan skala 4 sebagai densitas optik maksimal dan skala 0 sebagai densitas optik minimal. Densitas optik dapat dihitung dengan menggunakan rumus sebagai berikut (Darmini *et al.*, 2003) :

$$D = \text{Log } 10 \frac{I_0}{I_1} \quad (2.4)$$

Keterangan :

I_0 = Intensitas awal

I_1 = Intensitas setelah menembus bahan

D= Densitas optik.

b. Kontras

Kontras merupakan perbedaan densitas pada beberapa tempat radiografi. Adapun faktor-faktor yang mempengaruhi kontras yakni sebagai berikut (Simon, 1986:25) :

- 1) relatifitas transparansi sinar-X terhadap beberapa struktur di radiografi,
- 2) proses lamanya pencucian film,
- 3) mutu berkas sinar-X.

Perbedaan derajat kehitaman dapat dihitung dengan menggunakan rumus sebagai berikut (Sartinah *et al.*, 2008):

$$C = D_2 - D_1 \quad (2.5)$$

Keterangan :

C = Kontras

D₁= Densitas Optik Pertama

D₂= Densitas Optik Kedua

c. Sharpness

Sharpness merupakan ketajaman gambar radiograf yang menandakan ketajaman dari beberapa struktur yang terekam. Radiograf yang mempunyai ketajaman optimum jika dapat terlihat jelas batas antara bayangan satu dengan bayangan lain (Simon, 1986:27).

d. Detail

Detail merupakan kualitas radiograf yang dilihat dari garis luar yang membentuk gambar dan kontras antara beberapa struktur yang terekam (Setiyono *et al.*, 2009).

2.4 Film Radiografi

2.4.1 Jenis Film dan Kaset Radiografi

Jenis-jenis film yang digunakan untuk kegiatan diagnostik dijelaskan oleh Suyatno dan Bachtiar (2011) seperti berikut di bawah ini.

a. *Double* emulsi (emulsi ganda)

Double emulsi merupakan salah satu jenis film radiografi yang mempunyai dua lapisan emulsi yang sama tebalnya pada kedua permukaan dasar film sehingga film ini dapat digunakan secara bolak balik.

b. *Single* emulsi (emulsi tunggal)

Single emulsi merupakan film yang mempunyai lapisan emulsi hanya pada satu permukaan sehingga hanya dapat digunakan pada satu permukaan saja.

Noviana dan Soesatyoratih (2011) menyatakan bahwa bahan film radiografi terbuat dari bahan tipis *polyester* yang dilapisi Silver Halida (sensitif terhadap paparan sinar-X) dengan bahan perekat.

Kaset film radiografi yang biasa dimanfaatkan dalam bidang kedokteran antara lain (Noviana dan Soesatyoratih, 2011) berikut ini.

a. Tipe *non screen*

Tipe *non screen* ini adalah tipe kaset film yang langsung dilapisi bahan kedap cahaya berupa karton atau plastik yang digunakan dengan pertimbangan untuk mendapatkan detail gambar yang terbaik dengan ketentuan pasien yang benar-benar terbius. Kelemahan penggunaan kaset tipe *non screen* ini yaitu radiasinya yang lebih besar.

b. Tipe *image intensifying screen*

Tipe *image intensifying screen* ini adalah salah satu jenis tipe kaset film yang mempunyai lapisan khusus untuk merubah sinar-X menjadi cahaya tampak dengan bahan dasar kaset berupa plastik dan metal ringan. Keuntungan penggunaannya yaitu dapat menurunkan radiasi hingga 20% paparan.

2.4.2 Sifat Film Radiografi

Film radiografi dimanfaatkan dalam bidang radiodiagnostik sebagai sebuah media perekam yang digunakan untuk menggambarkan organ tertentu. Film radiografi terdiri dari emulsi perak halida yang diletakkan di atas gelatin dan dilapisi oleh tin yang transparan untuk memberikan kekontrasan yang optimal. Emulsi merupakan bahan yang sensitif terhadap sinar-X. Bahan emulsi film terdiri dari 96% Perak Bromida (AgBr) dan 4% dari Perak Iodida (AgI). Proses terbentuknya radiografi yakni sebagai berikut (Masrochah, 2000) :

a. pembentukan bayangan laten

Bayangan yang terdapat pada film radiograf setelah dikenai sinarX yang masih belum dapat dilihat oleh indera penglihatan dikenal dengan istilah bayangan laten. Proses terbentuknya bayangan laten adalah ketika terdapat elektron bebas yang bersifat sementara yang telah dikenai sinar-X ditangkap oleh pusat jebakan. Jika terdapat muatan perak positif bebas yang terjebak bersamaan dengan elektron yang kemudian membentuk atom perak. Perak dalam bentuk ion diperoleh ketika terbentuknya satu ikatan atom perak yang masih dalam keadaan belum stabil sehingga akan sangat mudah terpisah. Ion perak dalam ikatan kristal tersebut dapat berfungsi sebagai jebakan untuk elektron lainnya yang akan membentuk beberapa atom perak (Masrochah, 2000).

b. proses pengembangan tampak

Proses pengembangan bayangan laten menjadi bayangan radiograf terjadi karena pada kristal AgBr yang memiliki bayangan laten terdapat tumpukan atom Ag yang menyebabkan penghalang retak yang dapat membuat elektron dari larutan pengembang menembus ke dalam kristal dan mereduksi ion Ag menjadi atom Ag. Bayangan tampak akan muncul ketika film radiograf dimasukkan ke dalam cairan pengembang (*developer*) yang akan melakukan reduksi Perak Bromida menjadi Perak Metalik (Masrochah, 2000).

c. Proses Penetapan

Larutan *fixer* merupakan cairan yang digunakan untuk mencuci film negatif pada tahap akhir proses pencucian film dan membuat gambaran menjadi permanen (Dartini, 2007).

2.4.2 Pencucian Film Radiografi

Pencucian film radiografi dapat dilakukan dengan cara manual maupun secara otomatis. Perbedaan diantara kedua cara ini hanya terletak pada tenaga yang digunakan. Cara manual menggunakan tenaga manusia sedangkan cara otomatis menggunakan tenaga mesin. Menurut Noviana dan Soesatyoratih (2011), tahap pencucian film radiografi dengan cara manual yaitu tahap pertama pada proses pencucian film dengan menggunakan tenaga manusia (manual) yakni tahap *developing* yang berfungsi untuk mengubah ion perak bromida dalam kristal menjadi logam perak dengan suhu terbaik pada saat 20°C atau diantara 15°C - 27°C dan waktu yang dibutuhkan untuk selama 3 menit pada suhu 20°C dan 5 menit pada suhu 15°C , tahap kedua adalah tahap pembilasan atau dikenal dengan istilah *rinshing* merupakan suatu tahap yang digunakan untuk melepaskan larutan *developer* agar tidak terbawa ke dalam larutan fiksasi dengan waktu 16 detik–20 detik, tahap ketiga adalah tahap *fixing* yang berfungsi untuk membuat kristal bromida menjadi tidak berfungsi lagi dengan waktu 2 kali dari waktu proses *developing*, tahap keempat adalah tahap *washing* yang dilakukan untuk membersihkan sisa perak bromida pada film radiografi dengan waktu 30 menit–40 menit dan yang terakhir adalah tahap *drying* yang berfungsi dalam proses pengeringan film radiografi.

2.5 Dosis Radiasi dan Detektor Ionisasi Chamber

2.5.1 Dosis Radiasi

Energi Radiasi sinar-X yang digunakan untuk menyinari objek akan ditransmisikan. Salah satu hal yang mempengaruhi besarnya energi yang ditransmisikan adalah energi radiasi yaitu energi foton. Radiasi tidak dapat dideteksi

dengan menggunakan panca indera manusia secara langsung melainkan menggunakan peralatan khusus yang dikenal dengan istilah detektor radiasi antara lain misalnya film fotografi. Vassileva (2004) menyatakan bahwa pada *exposure* setiap udara Kerma pada permukaan phantom diukur dengan detektor diode (H/DN-2X) dan dosimeter WD10 dan permukaan dosis masuk (ESD) kemudian dihitung.

Pada awalnya dosis yang digunakan dalam radiasi pengion adalah dosis erithema yang dapat didefinisikan banyaknya radiasi sinar-X yang dapat menyebabkan kulit kemerahan yang kemudian diukur dengan satuan Rontgen (Gabriel, 1996:292). Rontgen sebanding dengan jumlah arus yang dikeluarkan oleh foton sinar-X ketika sinar berjalan melewati jumlah udara tertentu atau dengan kata lain didefinisikan sebagai foton penyinaran yang menghasilkan ion arus positif dan negatif $2,58 \times 10^{-4}$ C/kg udara kering.

Satuan radiasi di bawah ini secara langsung diperlukan dalam kalibrasi dosis serap yang digunakan dalam penelitian (Gabriel, 1996:293) :

a. Dosis Serap radiasi (D)

Radiasi pengion yang mengenai suatu medium akan menyerahkan energinya kepada medium tersebut yang dalam hal ini medium menyerap energi radiasi. Dosis serap merupakan banyaknya jumlah energi radiasi yang diberikan oleh radiasi pengion kepada medium. Dalam satuan SI (Satuan Internasional) untuk dosis serap radiasi adalah J.kg^{-1} dan nama satuan khususnya gray (Gy) (Wiriyosimin, 1995:53) :

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J.kg}^{-1}$$

Sebelum satuan SI digunakan, dosis serap diberi satuan erg/gr dengan satuan khusus rad (*radiation absorbed dose*) yang dapat menunjukkan jumlah energi radiasi yang dipindahkan ke objek radiasi dengan setiap tipe radiasi ionisasi. 1 Rad sebanding dengan perpindahan energi 100 erg/gr objek radiasi. Berdasarkan kedua satuan dosis serap tersebut diperoleh hubungan sebagai berikut (Edwards, 1990:43) :

$$\begin{aligned} 1 \text{ milirontgen (mR)} &= 10^{-3} \text{ R} \\ 1 \text{ Rad} &= 10^{-2} \text{ J.kg}^{-1} \text{ jaringan} \\ &= 10^{-2} \text{ Gy atau } 1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad} \end{aligned}$$

Exposure/penyinaran dapat didefinisikan sebagai jumlah energi yang mengalir persatuan waktu melalui satuan luas yang dipancarkan oleh tabung sinar-X. Secara matematis dapat ditulis sebagai berikut (Meredith dan Massey, 1977 dalam Masrochah, 2000) :

$$E = \frac{v^2 i t}{FFD^2} \quad (2.6)$$

Keterangan :

- E = *Exposure* (mR)
 V = Tegangan tabung (kV)
 i = Arus tabung (mA)
 t = Waktu penyinaran (s)
 FFD = Jarak Fokus Film (cm)

Tabel 2.1. Tingkat panduan dosis radiodiagnostik untuk setiap pemeriksaan dewasa

Pemeriksaan	Proyeksi Pemeriksaan	Level Dosis Permukaan Kulit * (mGy)
Lumbal (<i>Lumbal Spine</i>)	AP	10
	Lateral	30
	LSJ	40
Abdomen	AP	10
	AP	10
Pelvis	AP	10
Sendi Panggul (<i>Hip Joint</i>)	AP	10
Paru (<i>Chest</i>)	PA	0.4
	Lateral	1.5
Torakal (<i>Thoracic Spine</i>)	AP	7
	Lateral	20
Gigi (<i>Dental</i>)	Periapical	7
	AP	5
Kepala (<i>Skull</i>)	PA	5
	Lateral	3

Sumber: Susanto *et al* (2011)

Tabel 2.1 (halaman 19) menunjukkan tingkat acuan atau *standart safety series* No. 115-1 *International Basic Safety Standarts* yang di sponsori secara bersama oleh FAO, IAEA, ILO, OECD/NEA, PAHO, WHO, terbitan IAEA , VIENNA tahun 1994 tentang besarnya dosis permukaan kulit tiap pemeriksaan (Susanto *et al.*, 2011).

2.5.2 Detektor Ionisasi *Chamber*

Di dalam detektor ionisasi terdapat kurang lebih $1/5000^{\text{th}}$ dari tiap gram americium 241. Elemen radioaktif americium memiliki waktu paruh 432 tahun dan sumber partikel sinar-X. Jumlah americium di dalam detektor tersebut dengan detektor tipikal yang terdiri dari 0.9 microcurie dari americium 241. Ruang ini terdiri dari dua piringan yang mengalirkan aliran tegangan bersamaan dengan sumber radioaktif dari radiasi ionisasi. Prinsip detektor ini hampir sama dengan detektor asap, elektron dalam detektor asap mendeteksi sejumlah arus listrik ketika elektron dan ion ini bergerak ke arah piringan tersebut yang digunakan untuk mendeteksi penurunan drastis arus listrik yang mengalir diantara piringan tersebut sehingga mematikan alarm.

Ionisasi *chamber* pada dasarnya merupakan alat yang digunakan untuk mendeteksi radiasi ionisasi dengan menerapkan prinsip ionisasi. Ruang ini sebenarnya adalah sebuah kaleng yang terbuat dari bahan metal dengan kabel elektroda di tengahnya, diisolasikan dengan baik oleh tembok ruang. Ruang ini biasanya diisi dengan udara kering namun jika diisi dengan gas seperti *carbone dioxide* dan gas bertekanan lainnya maka akan memberikan nilai sensitivitas yang lebih baik. Tegangan yang dialirkan diantara bagian luar kaleng dan di tengah elektroda untuk membentuk bidang elektrik yang menyapu ion menjadi elektroda yang bermuatan berlawanan. Biasanya bagian luar kaleng memiliki nilai potensial yang sebagian besar menuju ke *ground*. Bagian tengah kabel diberi tegangan yang hampir 0 volt dan arus yang dihasilkan pada bagian tengah kabel tersebut nantinya akan diukur. Tegangan tersebut diinginkan untuk menyapu ion menjauh kebagian tengah kabel kaleng sebelum terbentuk nilai tegangan yang signifikan, biasanya di

bawah 100 volt, kecepatan elektron-elektron ini akan memproduksi pasangan ion tambahan yang disebut *secondary emission* yang memberikan respon yang lebih besar (Faradilah dan Ainurriva, 2011).

BAB 3. METODE PENELITIAN

3.1 Tempat dan Waktu

Proses penelitian dilakukan di Balai Pengamanan Fasilitas Kesehatan (BPFK) Surabaya Jawa Timur dan Instalasi Radiologi RSU. Haji Surabaya Jawa Timur pada bulan Juli 2012 sampai dengan Oktober 2012.

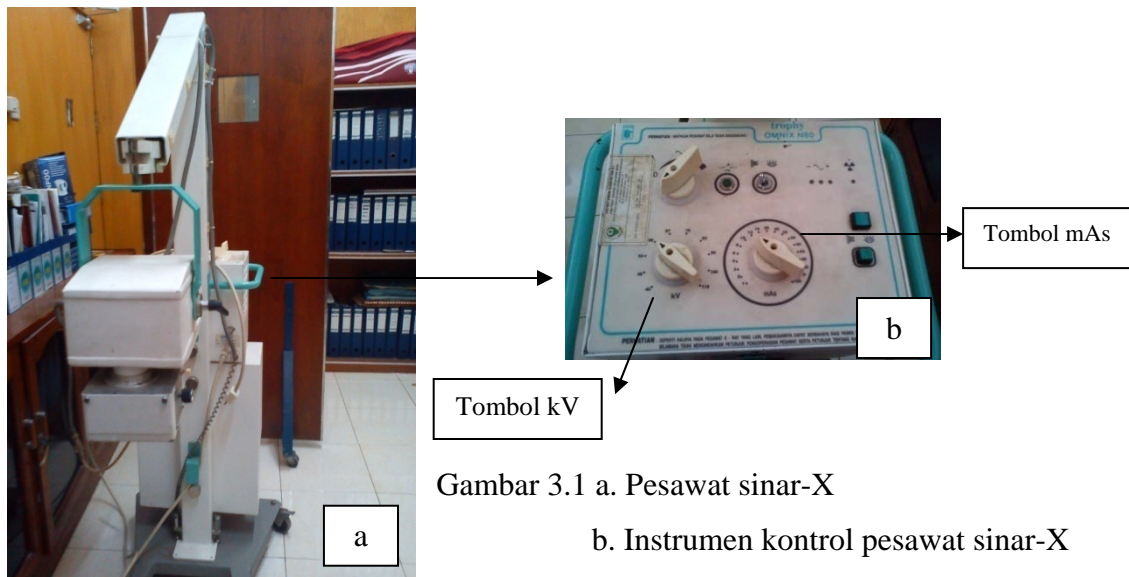
3.2 Alat dan Bahan

Alat dan Bahan yang digunakan pada penelitian ini yaitu sebagai berikut:

a. Pesawat Sinar-X

Merk : Trophy
Model : Omnix N60
Data Tabung : No Seri = 1260077

Pesawat sinar-X yang ada di Balai Pengamanan Fasilitas Kesehatan Surabaya yang digunakan dalam pengukuran dosis serap radiasi dapat digambarkan sebagai berikut:



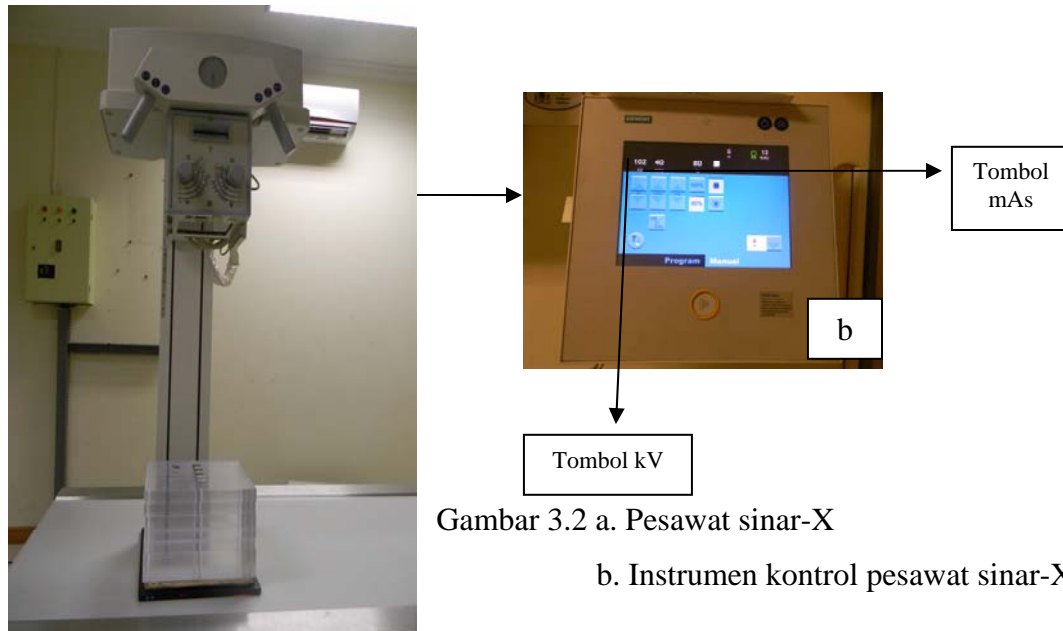
Gambar 3.1 a. Pesawat sinar-X

b. Instrumen kontrol pesawat sinar-X

b. Pesawat Sinar-X

Merk : Siemens
 Model : 07462695
 Data Tabung : No Seri = 3561

Pesawat sinar-X yang ada di Instalasi Radiologi RSUD. Haji Surabaya yang digunakan dalam pengukuran kontras radiograf dapat digambarkan sebagai berikut:



Gambar 3.2 a. Pesawat sinar-X

b. Instrumen kontrol pesawat sinar-X

c. Kaset dengan Tabir Penguat

Merk : Agfa
 Jenis : *Green Sensitive*
 Ukuran : 30 x 40 cm²

Kaset dengan tabir penguat merupakan alat yang digunakan sebagai tempat untuk meletakkan film radiografi pada saat penyinaran sinar-X yaitu sebagai berikut:



Gambar 3.3 Kaset

d. Objek Pemotretan : Phantom Akrilik

Akrilik merupakan bahan yang digunakan sebagai pengganti objek Abdomen dan Thorax dapat digambarkan sebagai berikut:



Gambar 3.4 Akrilik

e. Densitometer

Merk : *Xrite*
Model : 331
No Seri : 105782

Alat untuk mengukur densitas optik pada kontras film radiografi dapat digambarkan sebagai berikut:



Gambar 3.5 Densitometer

f. Grid

Grid berfungsi untuk mengurangi radiasi hambur.

g. Film Sinar-X

Merk : Fuji Film
 Jenis : *Green Sensitive*
 Ukuran : 30 x 40 cm²

Film sinar-X berfungsi sebagai tempat pencatat bayangan dari gambar yang diinginkan sehingga dapat terlihat melalui film tersebut.

h. *Marker* Identitas

Marker identitas berfungsi sebagai identitas film radiografi.

i. Satu Set Pencuci Film dan Kamar Gelap

Satu set pencuci film dan kamar gelap berfungsi untuk proses pencucian film yang telah memperoleh penyinaran sinar-X.

j. Koin Aluminium

Bahan yang digunakan sebagai objek untuk memperlihatkan perbedaan kehitaman pada film radiografi yaitu sebagai berikut :



Gambar 3.6 Koin

k. Alat detektor pengukur radiasi

Merk : *Radcal*

Model : 10x6-6

No Seri : 03-0721

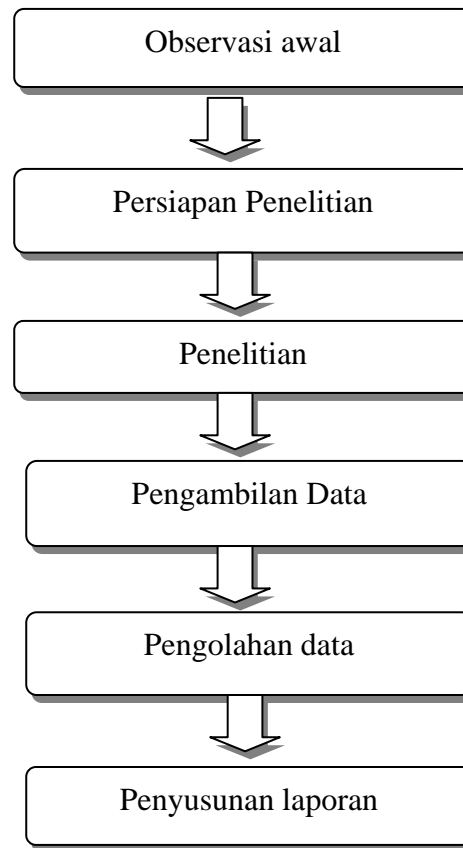
Alat untuk mengukur dosis serap objek Abdomen dan Thorax pada permodelan phantom akrilik dapat digambarkan sebagai berikut:



Gambar 3.7 Detektor ionisasi *chamber*

3.3 Diagram Tahap-Tahap Penelitian

Diagram Tahap-Tahap dalam penelitian ini yaitu sebagai berikut :



Gambar 3.8 Diagram tahap-tahap penelitian

3.3.1 Observasi Awal

Pada penelitian ini terdapat beberapa tahapan penelitian yaitu observasi awal dan tahap persiapan bahan penelitian. Pada observasi awal dan tahap persiapan bahan penelitian meliputi penyiapan sampel penelitian. Sampel penelitian yang digunakan adalah phantom akrilik dan film sinar-X yang keduanya mewakili kondisi dari bahan yang digunakan pada penelitian. Phantom akrilik disusun berdasarkan ketentuan yang berlaku untuk memperoleh permodelan objek Abdomen dan Thorax manusia. Selain mempersiapkan susunan bahan akrilik juga dipersiapkan film sinar-X yang sesuai dengan permodelan objek Abdomen dan Thorax. Pengamatan awal dilakukan untuk

memperoleh bahwa kondisi penelitian hanya karena pengaruh variasi tegangan tabung (kV) dan variasi arus tabung dan waktu penyinaran (mAs) pada pesawat sinar-X.

3.3.2 Persiapan Penelitian

Persiapan penelitian merupakan salah satu tahap yang meliputi persiapan produksi sinar-X, kamar gelap radiografi dan konstruksi alat uji percobaan.

a. Produksi sinar-X

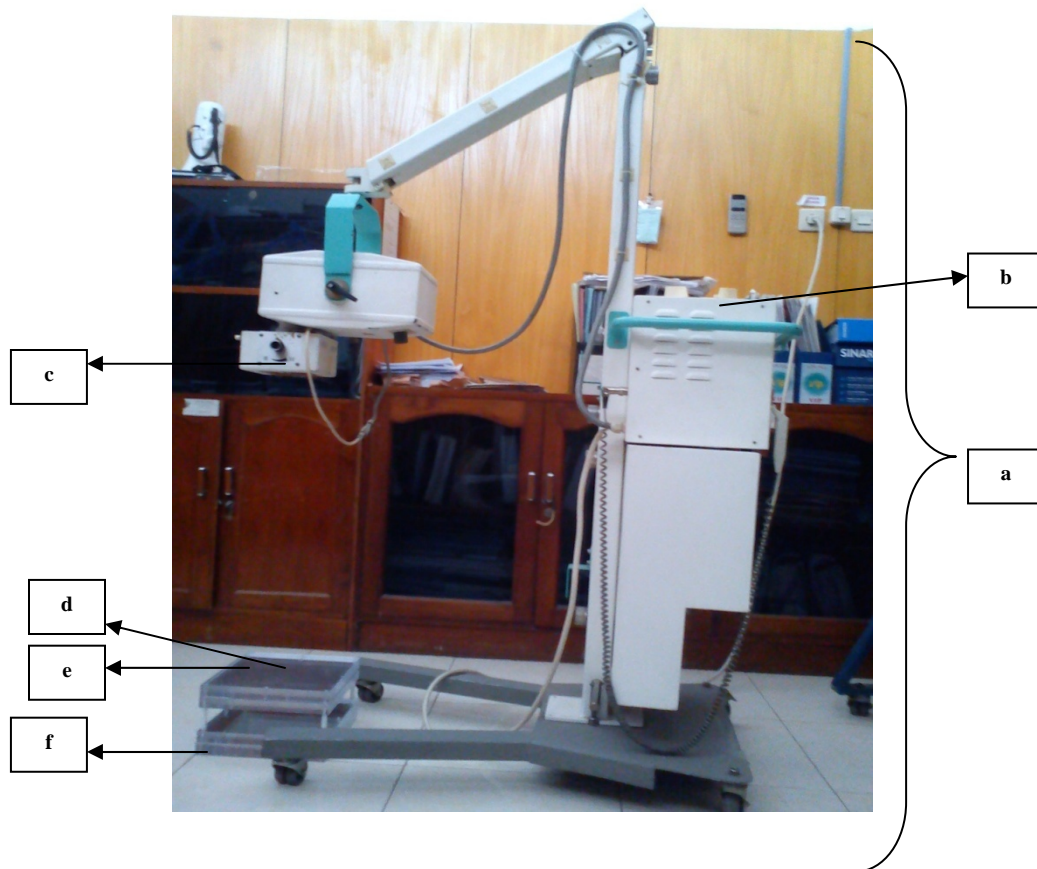
Persiapan produksi sinar-X dilakukan dengan cara mempersiapkan pesawat sinar-X dalam kondisi peralatan yang masih layak digunakan dalam hal ini telah memperoleh sertifikat kalibrasi dan uji kesesuaian alat kesehatan dari lembaga nasional yang memiliki wewenang untuk melakukan kalibrasi dan uji kesesuaian alat kesehatan seperti Balai Pengamanan Fasilitas Kesehatan. Dengan mengatur tegangan tabung dalam satuan kiloVolt dan arus serta waktu penyinaran mAs dalam satuan miliAmpere sekon pada pesawat sinar-X sebelum melakukan eksposi/penyinaran pada film radiografi.

b. Kamar Gelap radiografi

Kamar gelap radiografi dipersiapkan dengan melakukan *check* pada alat pencucian film radiografi sehingga diperoleh kepastian alat masih dalam kondisi baik dan dapat digunakan untuk menunjang kegiatan radiodiagnostik.

c. Konstruksi alat uji percobaan

Konstruksi alat uji percobaan di Balai Pengamanan Fasilitas Kesehatan Surabaya yang digunakan dalam pengukuran dosis serap radiasi dapat digambarkan sebagai gambar berikut :

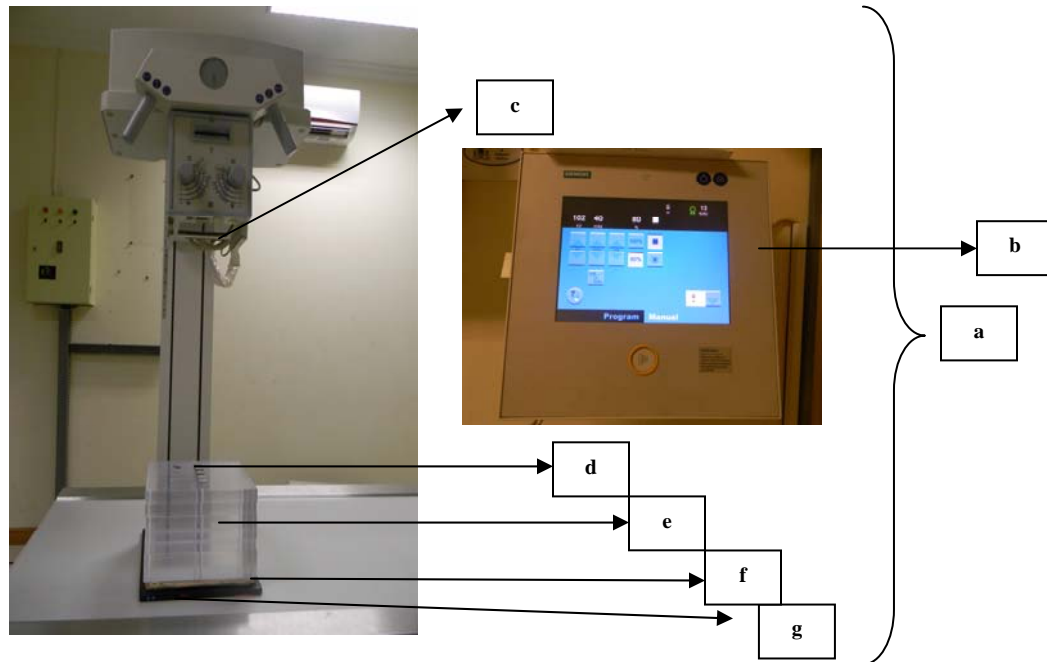


Gambar 3.9 Konstruksi alat uji percobaan

Keterangan:

- a. Pesawat sinar-X
- b. *Setting* tegangan (kV) dan Arus dan waktu (mAs)
- c. Sumber sinar-X
- d. Tempat detektor ionisasi *chamber*
- e. Phantom Akrilik
- f. Tempat kaset yang berisi film

Konstruksi alat uji percobaan di Instalasi Radiologi RSUD. Haji Surabaya yang digunakan dalam pengukuran kontras radiograf dapat digambarkan sebagai gambar berikut :



Gambar 3.10 Konstruksi alat uji percobaan

Keterangan:

- a. Pesawat sinar-X
- b. *Setting* tegangan (kV) dan Arus dan waktu (mAs)
- c. Sumber sinar-X
- d. Tingkatan Koin
- e. Phantom Akrilik
- f. Grid
- g. Film Radiografi

3.3.3 Penelitian

Produksi sinar-X yang telah dipersiapkan dengan melakukan pengaturan nilai tegangan, waktu penyinaran dan nilai arus pada pesawat sinar-X untuk kemudian dilakukan penyinaran sinar-X pada objek phantom akrilik untuk permodelan objek Abdomen dan Thorax di mana posisinya menghadap ke sumber penyinaran (aspek anterior-posterior) dengan faktor eksposi pada variasi tegangan tabung yaitu pada saat 60 kV, 67 kV, 75 kV, 83 kV, 90 kV, 100 kV untuk objek Thorax dan 75 kV, 83 kV, 90 kV, 100 kV untuk objek Abdomen dengan variasi arus tabung dan waktu penyinaran yaitu 4 mAs, 6 mAs, 8 mAs, 10 mAs, 12 mAs dan 15 mAs untuk objek Thorax dan 8 mAs, 10 mAs, 12 mAs, 15 mAs, 20 mAs, 25 mAs, 32 mAs dan 40 mAs untuk objek Abdomen pada pesawat sinar-X serta digunakan grid untuk menghilangkan radiasi *scatter* (radiasi hambur) agar tidak sampai ke film rontgen dan dosimeter (detektor ionisasi *chamber*) untuk memperoleh nilai dosis serap objek. Dalam menghasilkan gambaran tingkat kehitaman pada film radiografi digunakan tingkatan koin aluminium yang diletakkan diatas phantom akrilik dimana jarak fokus tabung sinar-X dengan film (FFD) diatur 120 cm untuk objek Thorax dan 100 cm untuk objek Abdomen dengan luas lapangan penyinaran $24 \times 30 \text{ cm}^2$.

3.3.4 Pengambilan Data

Pengukuran meliputi pengukuran dosis serap dan kontras radiograf. Pengambilan kedua data yaitu dosis serap dan kontras radiograf dilakukan setiap melakukan penyinaran pada film radiografi (eksposi) yang dimulai ketika produksi sinar-X telah disiapkan.

1. Pengukuran dosis serap

Pengukuran dosis serap dilakukan dengan menggunakan *detector ionisasi chamber* yang merupakan alat yang pada dasarnya digunakan untuk mendeteksi radiasi ionisasi dengan menerapkan prinsip ionisasi yang diletakkan pada kedua posisi yaitu pertama diletakkan diatas phantom akrilik untuk memperoleh nilai dosis permukaan (*Entrance Skin Dose*) dan kedua diletakkan di bawah phantom akrilik

untuk mendapatkan nilai dosis setelah menembus objek yang selanjutnya diperoleh nilai dosis serap objek dengan melakukan perhitungan secara empiris dimana nilai dosis permukaan dikurangi dengan nilai dosis setelah melewati phantom. Pada penelitian ini nilai dosis yang diperoleh adalah nilai dosis serap dalam satuan Gy secara digital di Balai Pengamanan Fasilitas Kesehatan Surabaya.

Dosis Serap Objek = Dosis Permukaan Phantom – Dosis Setelah Melewati Phantom

2. Pengukuran kontras radiograf

Film radiografi yang telah disinari oleh sinar-X dengan menggunakan pesawat sinar-X yang ada di Instalasi Radiologi RSUD. Haji Surabaya yang diasumsikan sebagai hasil radiograf dari pesawat dengan spesifikasi yang sama dengan pesawat yang digunakan dalam pengukuran dosis serap radiasi yang ada di Balai Pengamanan Fasilitas Kesehatan Surabaya yang menghasilkan radiograf dengan densitas yang bertingkat sesuai dengan ketebalan pada tingkatan koin aluminium yang dibaca pada densitometer di Balai Pengamanan Fasilitas Kesehatan Surabaya. Hubungan antara variasi kV dan mAs terhadap kontras radiograf yang diperoleh dari perbedaan derajat kehitaman (densitas) antara dua jaringan yang berdekatan yang dalam hal ini digunakan koin aluminium yang bertingkat dibuat dalam bentuk grafik perubahan nilai kV dan mAs terhadap kontras radiograf.

3.3.5 Pengolahan Data

Data hasil pengukuran nilai dosis serap dengan menggunakan detektor ionisasi *chamber* dan data hasil pengukuran kontras film radiografi yang diperoleh dari perbedaan nilai densitas dari tingkatan koin dengan menggunakan densitometer dibuat dalam bentuk tabel serta ditampilkan dalam bentuk grafik dengan menggunakan program *excel* sehingga pada akhirnya dapat dilihat penggunaan parameter kV dan mAs yang akan menghasilkan kualitas film radiografi yang baik dengan nilai dosis yang diberikan kepada pasien dalam hal ini digunakan phantom akrilik dalam jumlah yang sekecil mungkin dan berada dalam nilai batasan yang

aman yang telah ditetapkan oleh badan yang berkompeten seperti *International Basic Safety Standart*.

3.3.6 Melaporkan hasil pengolahan data

Hasil pengolahan data dituangkan dalam karya tulis ilmiah (skripsi) dan dipublikasikan dalam pertemuan ilmiah.

BAB 4. HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1 Hasil dan Analisis Data Penelitian

4.1.1 Hasil dan Analisis Data Pengukuran Dosis Serap Radiasi Sinar-X pada Permodelan Phantom Akrilik untuk Objek Thorax dan Abdomen

Hasil perhitungan rata-rata dosis serap radiasi sinar-X (μGy) pada permodelan phantom akrilik untuk objek (a) thorax dan (b) abdomen, dari rata-rata hasil pengukuran dosis permukaan phantom (μGy) dan dosis setelah melewati phantom (μGy) dengan menggunakan variasi tegangan (kV) dan arus serta lama waktu penyinaran (mAs) masing-masing disajikan dalam tabel 4.1 dan tabel 4.2 (data lengkap terdapat pada lampiran). Sedangkan hubungan antara rata-rata dosis serap terhadap mAs untuk berbagai input tegangan dari thorax dan abdomen pada permodelan phantom akrilik masing-masing disajikan pada grafik gambar 4.1 dan 4.2. Pada kedua gambar grafik tersebut *trendline* digunakan untuk menghasilkan persamaan dan R^2 dari data yang dihasilkan dari penelitian.

a. Thorax

Berdasarkan tabel 4.1 (halaman 35) terlihat bahwa dengan adanya variasi tegangan (kV) dan arus serta waktu penyinaran (mAs) memberikan nilai dosis serap yang berbeda, dimana penggunaan variasi tegangan (kV) dan arus serta waktu penyinaran (mAs) yang besar menghasilkan nilai dosis serap yang besar pula. Nilai rata-rata dosis serap radiasi sinar-X pada permodelan phantom akrilik untuk objek thorax dengan variasi tegangan (kV) dan arus serta waktu penyinaran (mAs) berada pada rentang 69.96 μGy sampai 1083.03 μGy pada masing-masing 60 kV; 4 mAs sampai 100 kV; 25 mAs.

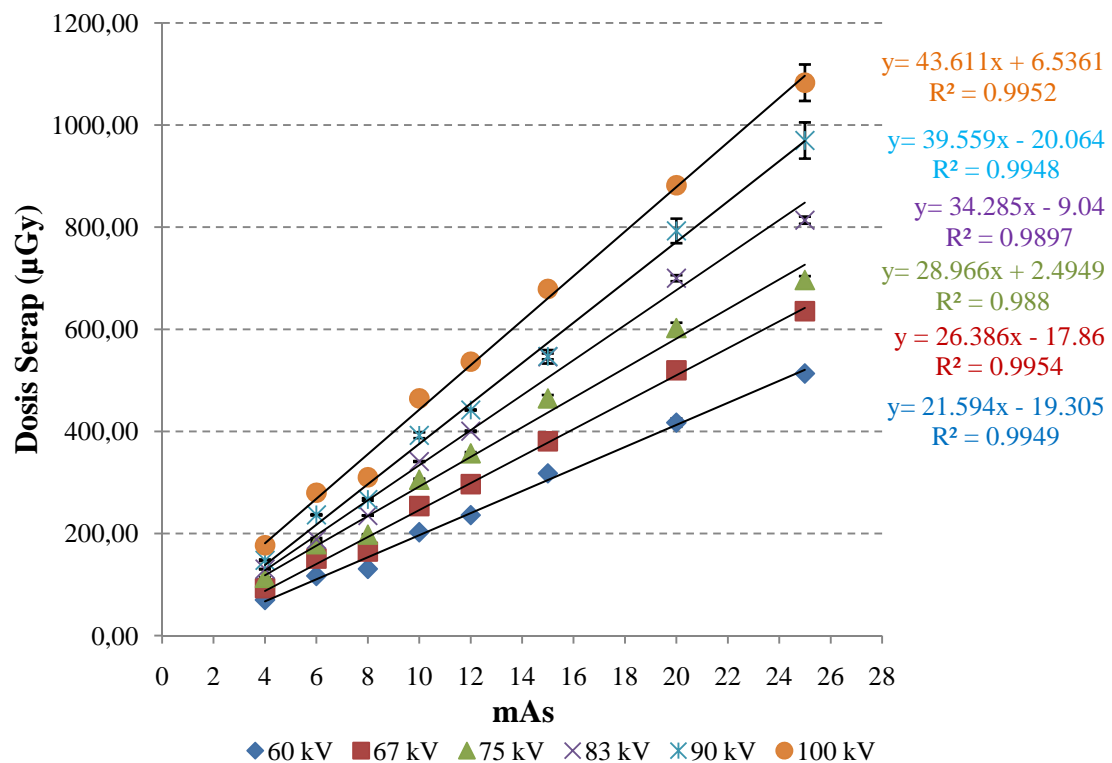
Tabel 4.1 Data nilai rata-rata dosis serap (μGy) radiasi sinar-X dan standar error (SE) berbagai eksposi pada permodelan phantom akrilik untuk objek thorax diambil dari masing-masing 3 kali pengukuran

No	Faktor eksposi		Rata-rata Dosis Permukaan Phantom (μGy)	Rata-Rata Dosis Setelah Melewati Phantom (μGy)	Rata-Rata Dosis Serap dan Standar Error (μGy)
	kV	mAs			
1	60	4	72.33	2.36	69.96 \pm 0.40
2	60	6	121.06	4.42	116.86 \pm 0.36
3	60	8	135.33	4.53	130.80 \pm 1.02
4	60	10	209.86	7.33	202.53 \pm 0.65
5	60	12	244.93	8.76	236.16 \pm 1.98
6	60	15	330.26	12.26	318.00 \pm 4.67
7	60	20	434.23	16.93	417.30 \pm 8.16
8	60	25	534.06	20.53	513.53 \pm 3.59
9	67	4	96.93	3.96	92.96 \pm 0.20
10	67	6	157.53	6.46	151.06 \pm 1.07
11	67	8	171.90	7.16	164.73 \pm 1.20
12	67	10	265.03	11.06	253.96 \pm 1.93
13	67	12	309.60	12.83	296.76 \pm 4.09
14	67	15	398.53	17.73	380.80 \pm 7.45
15	67	20	543.76	23.93	519.83 \pm 2.30
16	67	25	664.83	29.23	635.60 \pm 4.49
17	75	4	118.90	5.56	113.33 \pm 0.61
18	75	6	187.80	8.70	171.10 \pm 2.52
19	75	8	207.86	9.93	197.93 \pm 0.84
20	75	10	320.00	14.76	305.23 \pm 2.28
21	75	12	375.40	18.26	357.13 \pm 2.48
22	75	15	488.63	23.93	464.70 \pm 6.74
23	75	20	634.26	31.66	602.60 \pm 7.28
24	75	25	736.63	40.13	696.50 \pm 7.63
25	83	4	138.00	7.60	130.40 \pm 0.46
26	83	6	200.90	12.36	188.53 \pm 2.62
27	83	8	249.06	13.63	235.43 \pm 0.28
28	83	10	361.13	20.00	341.13 \pm 0.74
29	83	12	425.40	24.90	400.50 \pm 1.48
30	83	15	578.86	32.63	546.23 \pm 13.15
31	83	20	744.10	44.00	700.10 \pm 5.99
32	83	25	865.86	52.06	813.80 \pm 6.93
33	90	4	157.66	9.46	147.70 \pm 1.44
34	90	6	251.86	15.30	236.56 \pm 1.24
35	90	8	284.13	17.30	266.83 \pm 2.49
36	90	10	418.86	26.36	392.50 \pm 5.62

Dilanjutkan

Lanjutan Tabel 4.1

No	Faktor eksposi		Rata-rata Dosis Permukaan Phantom (μGy)	Rata-Rata Dosis Setelah Melewati Phantom (μGy)	Rata-Rata Dosis Serap dan Standar Error (μGy)
	kV	mAs			
37	90	12	473.40	31.33	442.06 ± 1.18
38	90	15	586.46	39.43	547.03 ± 5.63
39	90	20	846.60	53.76	792.83 ± 24.03
40	90	25	1031.66	61.76	969.90 ± 35.52
41	100	4	189.73	12.56	177.16 ± 0.40
42	100	6	298.96	18.90	280.06 ± 4.91
43	100	8	332.70	22.46	310.23 ± 3.07
44	100	10	496.43	31.70	464.73 ± 2.22
45	100	12	576.63	39.93	536.70 ± 3.88
46	100	15	731.43	52.06	679.36 ± 9.44
47	100	20	950.60	68.40	882.20 ± 1.29
48	100	25	1167.33	84.30	1083.03 ± 35.72

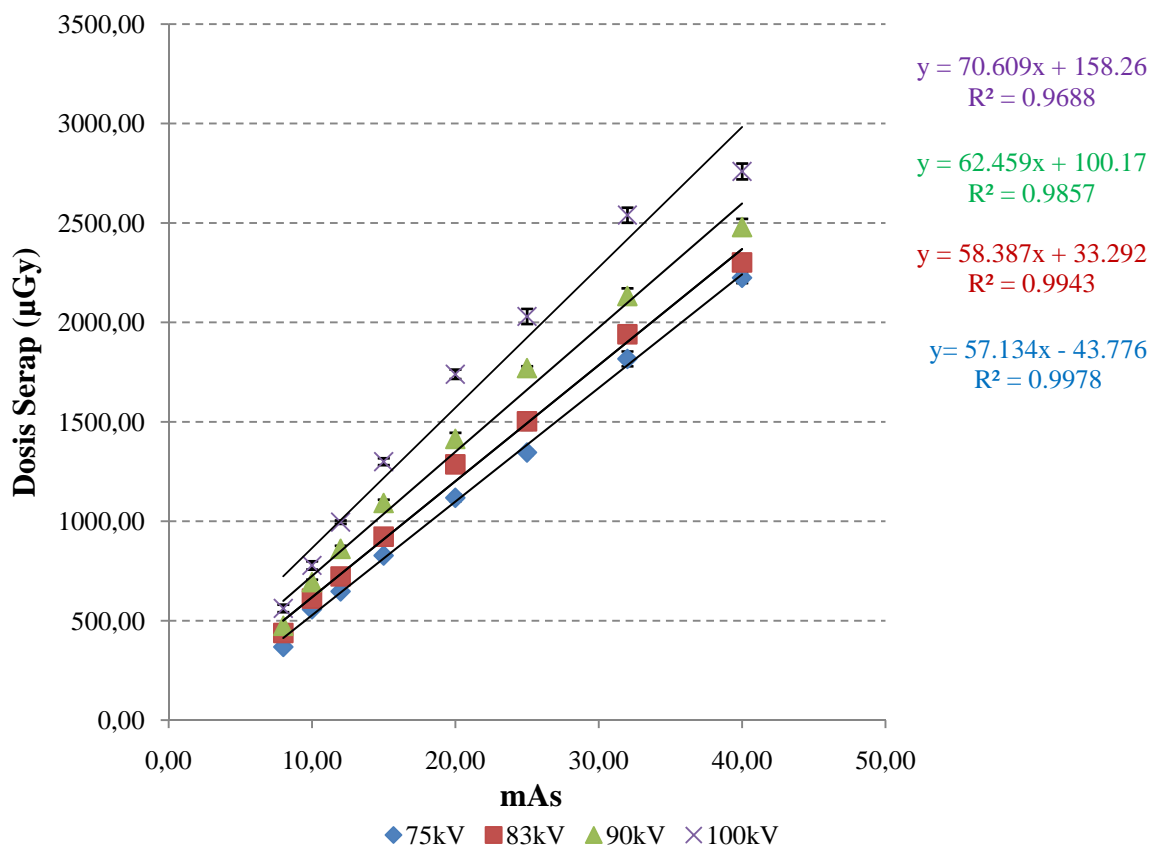
Gambar 4.1 Grafik rata-rata dosis serap (μGy) terhadap mAs untuk berbagai input tegangan dari thorax phantom akrilik

b. Abdomen

Tabel 4.2 Data nilai rata-rata dosis serap (μGy) radiasi sinar-X dan standar error (SE) berbagai eksposi pada permodelan phantom akrilik untuk objek abdomen diambil dari masing-masing 3 kali pengukuran

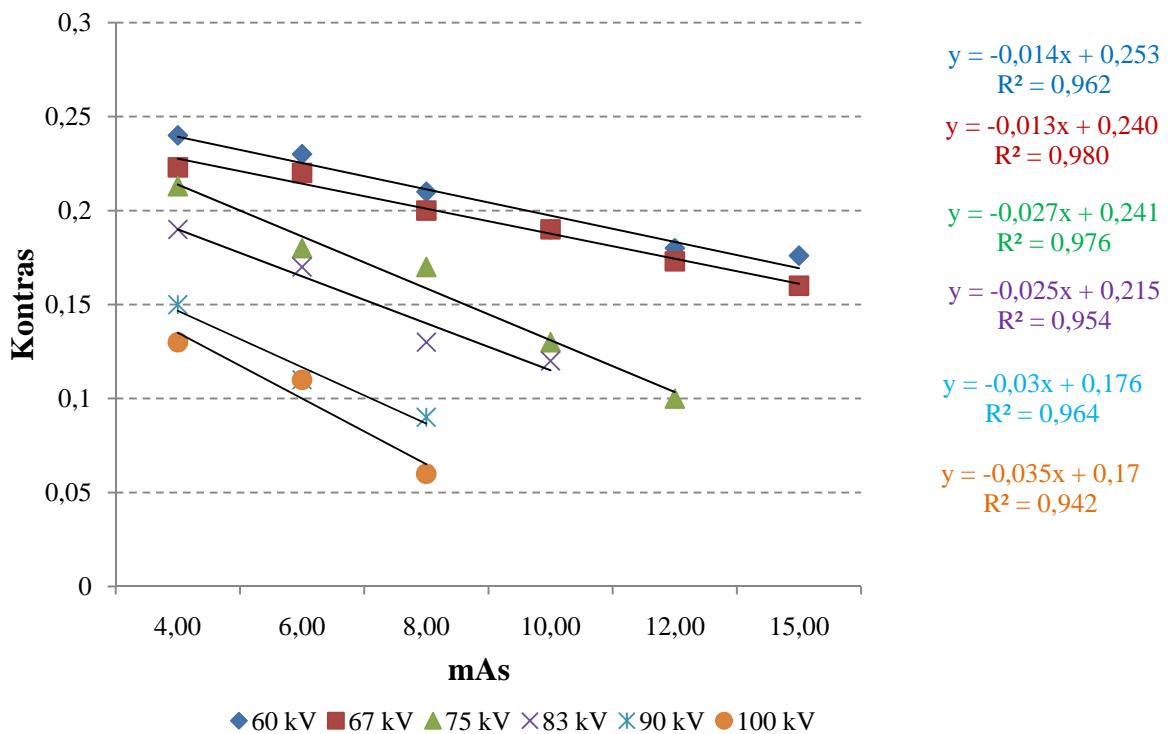
No	Faktor eksposi		Rata-rata Dosis Permukaan Phantom (μGy)	Rata-Rata Dosis Setelah Melewati Phantom (μGy)	Rata-Rata Dosis Serap dan Standar Error (μGy)
	kV	mAs			
1	75	8	376.56	6.80	367.76 ± 2.10
2	75	10	567.66	10.93	556.93 ± 4.54
3	75	12	660.60	13.33	647.26 ± 4.99
4	75	15	845.50	17.96	827.53 ± 4.02
5	75	20	1142.66	24.60	1118.06 ± 17.43
6	75	25	1357.00	28.90	1346.10 ± 15.15
7	75	32	1849.00	32.10	1816.90 ± 37.35
8	75	40	2260.10	35.23	2224.86 ± 26.90
9	83	8	448.00	9.96	438.03 ± 2.65
10	83	10	628.13	16.86	611.26 ± 15.77
11	83	12	741.23	18.60	722.63 ± 6.32
12	83	15	947.00	24.36	922.63 ± 3.96
13	83	20	1319.33	33.33	1286.00 ± 8.07
14	83	25	1541.00	38.46	1502.53 ± 42.47
15	83	32	1985.33	45.16	1940.16 ± 7.06
16	83	40	2351.03	49.23	2301.80 ± 40.00
17	90	8	487.76	13.06	474.70 ± 3.89
18	90	10	714.60	20.30	694.30 ± 12.35
19	90	12	885.46	23.66	861.80 ± 15.34
20	90	15	1123.33	31.23	1092.10 ± 16.86
21	90	20	1456.33	41.86	1414.46 ± 31.01
22	90	25	1820.33	50.03	1770.30 ± 9.89
23	90	32	2196.00	63.30	2132.70 ± 38.84
24	90	40	2528.00	49.23	2479.36 ± 41.75
25	100	8	579.23	17.26	561.96 ± 18.91
26	100	10	804.50	26.23	778.26 ± 20.83
27	100	12	1026.33	30.73	995.60 ± 8.42
28	100	15	1339.66	39.76	1299.90 ± 17.20
29	100	20	1790.33	50.90	1739.43 ± 23.59
30	100	25	2096.33	66.13	2030.20 ± 38.23
31	100	32	2621.33	81.66	2539.66 ± 37.89
32	100	40	2845.73	86.06	2759.66 ± 39.77

Berdasarkan Tabel 4.2 (halaman 37) terlihat bahwa dengan adanya variasi tegangan (kV) dan arus serta waktu penyinaran (mAs) akan memberikan nilai dosis serap yang berbeda dimana penggunaan variasi tegangan (kV) dan arus serta waktu penyinaran (mAs) yang besar menghasilkan nilai dosis serap yang besar pula. Nilai rata-rata dosis serap radiasi sinar-X pada permodelan phantom akrilik untuk objek abdomen dengan variasi tegangan (kV) dan arus serta waktu penyinaran (mAs) berada pada rentang 367.76 μ Gy sampai 2759.6 μ Gy untuk masing-masing pada variasi 75 kV; 8 mAs sampai 100kV; 40 mAs.



Gambar 4.2 Grafik rata-rata dosis serap (μ Gy) terhadap mAs untuk berbagai input tegangan dari abdomen phantom akrilik

Berdasarkan Tabel 4.3 di atas terlihat bahwa adanya variasi tegangan (kV) dan arus serta waktu penyinaran (mAs) akan memberikan nilai densitas dan nilai kontras yang berbeda pada ketebalan aluminium yang sama. Semakin besar faktor eksposi (kV, mAs) yang digunakan menghasilkan nilai kontras radiograf yang semakin kecil pada ketebalan aluminium yang sama. Pada tabel juga terlihat bahwa semakin tebal koin aluminium, nilai rata-rata densitas semakin kecil pada faktor eksposi (kV; mAs) yang sama.



Gambar 4.3 Grafik hubungan kontras pada ketebalan koin 10mm terhadap mAs untuk berbagai input tegangan dari thorax phantom akrilik

Pada tingkat ketebalan koin aluminium yang sama, nilai densitas akan semakin meningkat dengan kenaikan variasi faktor eksposi. Nilai kontras dari ketebalan koin aluminium pada permodelan phantom akrilik untuk objek thorax

dengan variasi tegangan (kV) dan arus serta waktu penyinaran (mAs) berada pada penurunan 0.24 dan 0.06 untuk kenaikan rentang masing-masing antara 60 kV; 4 mAs dan 100 kV; 8 mAs.

Pada grafik Gambar 4.3 yang merupakan hubungan kontras dari ketebalan koin 10 mm terhadap mAs untuk berbagai input tegangan dari thorak phantom akrilik, terlihat bahwa nilai kontras yang memiliki nilai paling tinggi berada pada pemberian faktor eksposi 60 kV dan 4 mAs dibandingkan dengan faktor eksposi lainnya pada panel kontrol pesawat sinar-X Merk Siemens model/type 07462695 No. Seri 3561. *Trendline* digunakan untuk menghasilkan persamaan dan R^2 dari data yang dihasilkan dari penelitian. Pada grafik 4.3 terlihat bahwa tegangan 67 kV dari berbagai mAs memberikan hubungan linear dengan $R^2 = 0.9801$ yang paling mendekati angka 1 dibandingkan dengan kV yang lain.

b. Abdomen

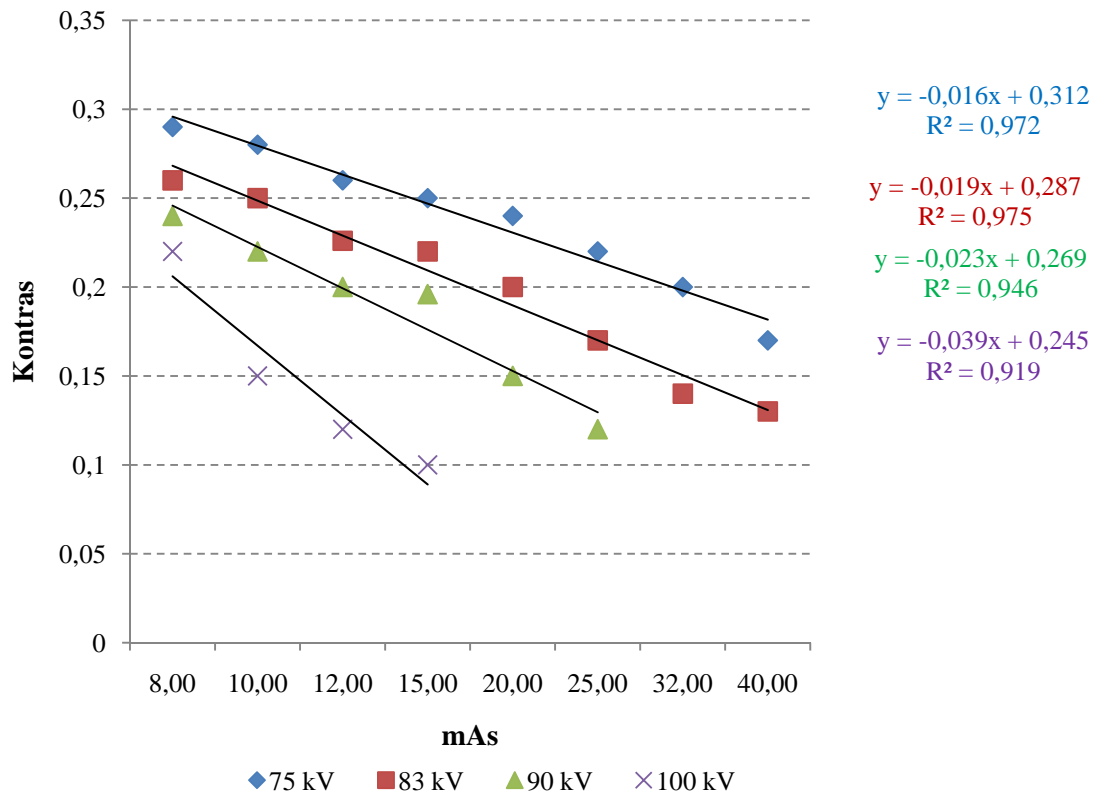
Hasil penghitungan kontras radiograf dari pengukuran rata-rata densitas untuk setiap tingkatan koin aluminium pada permodelan phantom akrilik untuk objek abdomen dengan menggunakan variasi tegangan (kV) dan arus serta waktu penyinaran (mAs) disajikan dalam Tabel 4.4 sedangkan gambar grafik kontras terhadap mAs untuk berbagai input tegangan dari thorak phantom akrilik disajikan pada Gambar 4.4. *Trendline* digunakan untuk menghasilkan persamaan dan R^2 dari data yang dihasilkan dari penelitian.

Berdasarkan tabel 4.4 terlihat bahwa dengan adanya variasi tegangan (kV) dan arus serta waktu penyinaran (mAs) akan memberikan nilai densitas dan nilai kontras yang berbeda pada ketebalan koin aluminium yang sama. Semakin besar variasi kV dan mAs akan menghasilkan nilai kontras radiograf yang semakin kecil. Nilai kontras dari ketebalan koin aluminium 10 mm pada permodelan phantom akrilik untuk objek abdomendengan variasi tegangan (kV) dan arus serta waktu penyinaran (mAs) berada

pada penurunan rentang kontras 0.29 sampai 0.10 pada masing-masing faktor eksposi 75 kV; 8 mAs dan 100 kV; 15mAs.

Tabel 4.4 Data nilai rata-rata densitas dari beberapa ketebalan koin aluminium dan kontras pada ketebalan koin 10mm dari berbagai faktor eksposi pada permodelan phantom akrilik untuk objek abdomen diambil dari masing-masing 3 kali pengukuran

No	Faktor Eksposi		Rata-Rata Densitas dari ketebalan Koin Aluminium					Rata-Rata Densitas <i>Background</i>	Kontras 10mm Koin Aluminium
	kV	mAs	2mm	4mm	6mm	8mm	10mm		
1	75	8	1.27	1.24	1.22	1.16	1.07	1.36	0.29
2	75	10	1.43	1.41	1.38	1.31	1.22	1.50	0.28
3	75	12	1.57	1.56	1.52	1.47	1.37	1.63	0.26
4	75	15	1.65	1.64	1.60	1.54	1.443	1.70	0.257
5	75	20	2.08	2.07	2.04	1.97	1.88	2.11	0.24
6	75	25	2.34	2.34	2.30	2.24	2.16	2.38	0.22
7	75	32	2.41	2.41	2.38	2.33	2.24	2.44	0.20
8	75	40	2.55	2.55	2.55	2.55	2.55	2.73	0.17
9	83	8	1.53	1.50	1.49	1.43	1.34	1.60	0.26
10	83	10	1.71	1.70	1.68	1.62	1.53	1.78	0.25
11	83	12	2.20	2.19	2.16	2.11	2.033	2.26	0.226
12	83	15	2.28	2.27	2.25	2.19	2.11	2.33	0.22
13	83	20	2.62	2.61	2.58	2.52	2.45	2.65	0.20
14	83	25	2.69	2.69	2.65	2.62	2.546	2.716	0.157
15	83	32	2.49	2.49	2.46	2.44	2.37	2.51	0.14
16	83	40	2.74	2.73	2.71	2.68	2.63	2.75	0.13
17	90	8	1.64	1.63	1.60	1.54	1.47	1.71	0.24
18	90	10	1.97	1.96	1.94	1.88	1.81	2.03	0.22
19	90	12	2.57	2.55	2.53	2.49	2.42	2.62	0.20
20	90	15	2.69	2.67	2.66	2.60	2.53	2.726	0.196
21	90	20	2.71	2.70	2.68	2.62	2.60	2.75	0.15
22	90	25	2.78	2.77	2.76	2.72	2.68	2.8	0.10
23	100	8	2.68	2.67	2.64	2.61	2.51	2.73	0.22
24	100	10	2.73	2.72	2.7	2.68	2.62	2.78	0.15
25	100	12	2.78	2.77	2.76	2.74	2.70	2.82	0.12
26	100	15	2.80	2.79	2.78	2.77	2.73	2.84	0.10



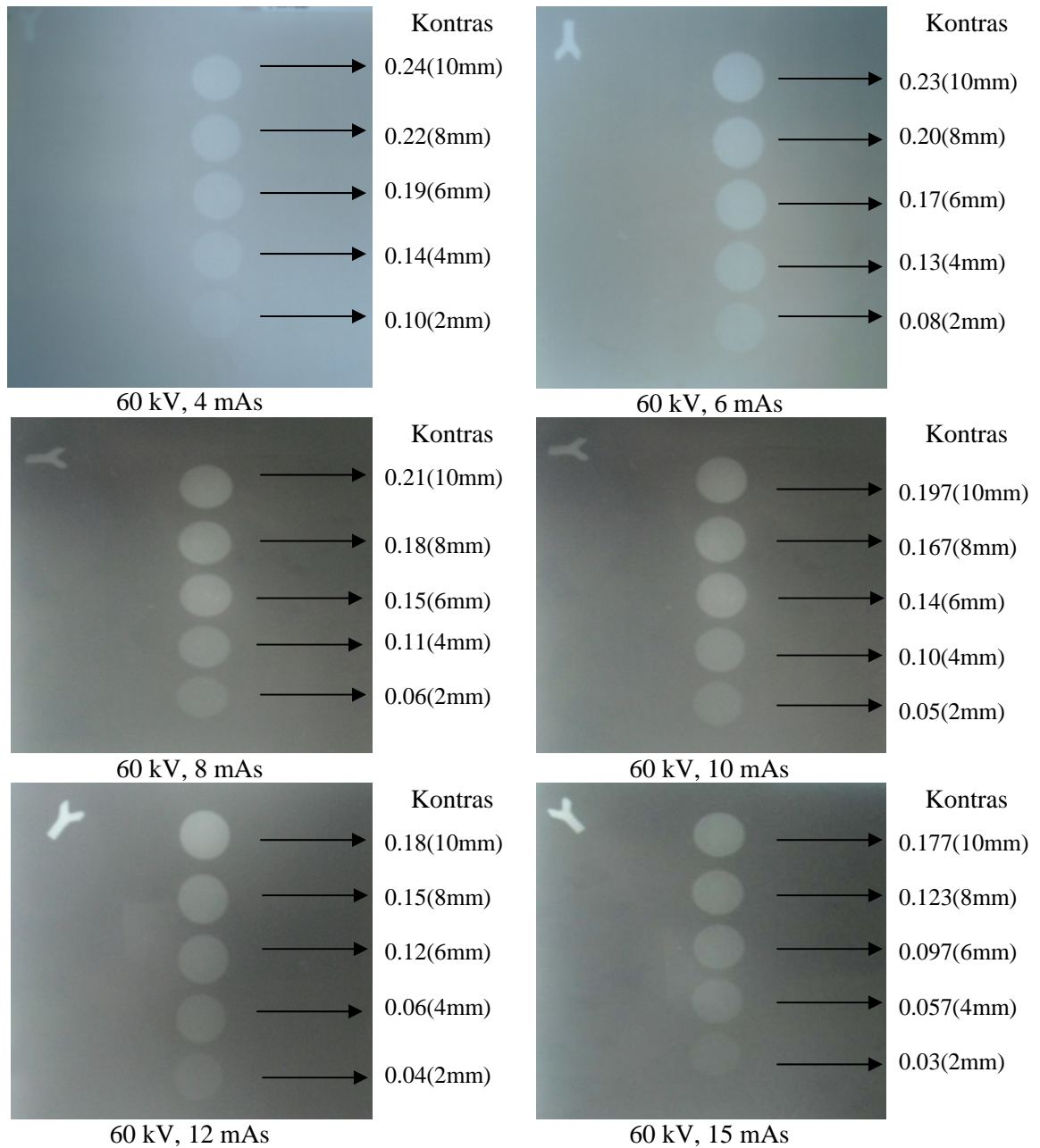
Gambar 4.4 Grafik hubungan kontras pada ketebalan koin 10mm terhadap mAs untuk berbagai input tegangan dari abdomen phantom akrilik

Pada grafik gambar 4.4 terlihat bahwa pada tegangan 75 kV dan 83 kV didapatkan nilai R^2 yang keduanya hampir berdekatan dan paling mendekati satu yaitu masing-masing 0.9725 dan 0.9754 dibandingkan pada nilai R^2 pada tegangan 90 kV dan 100 kV.

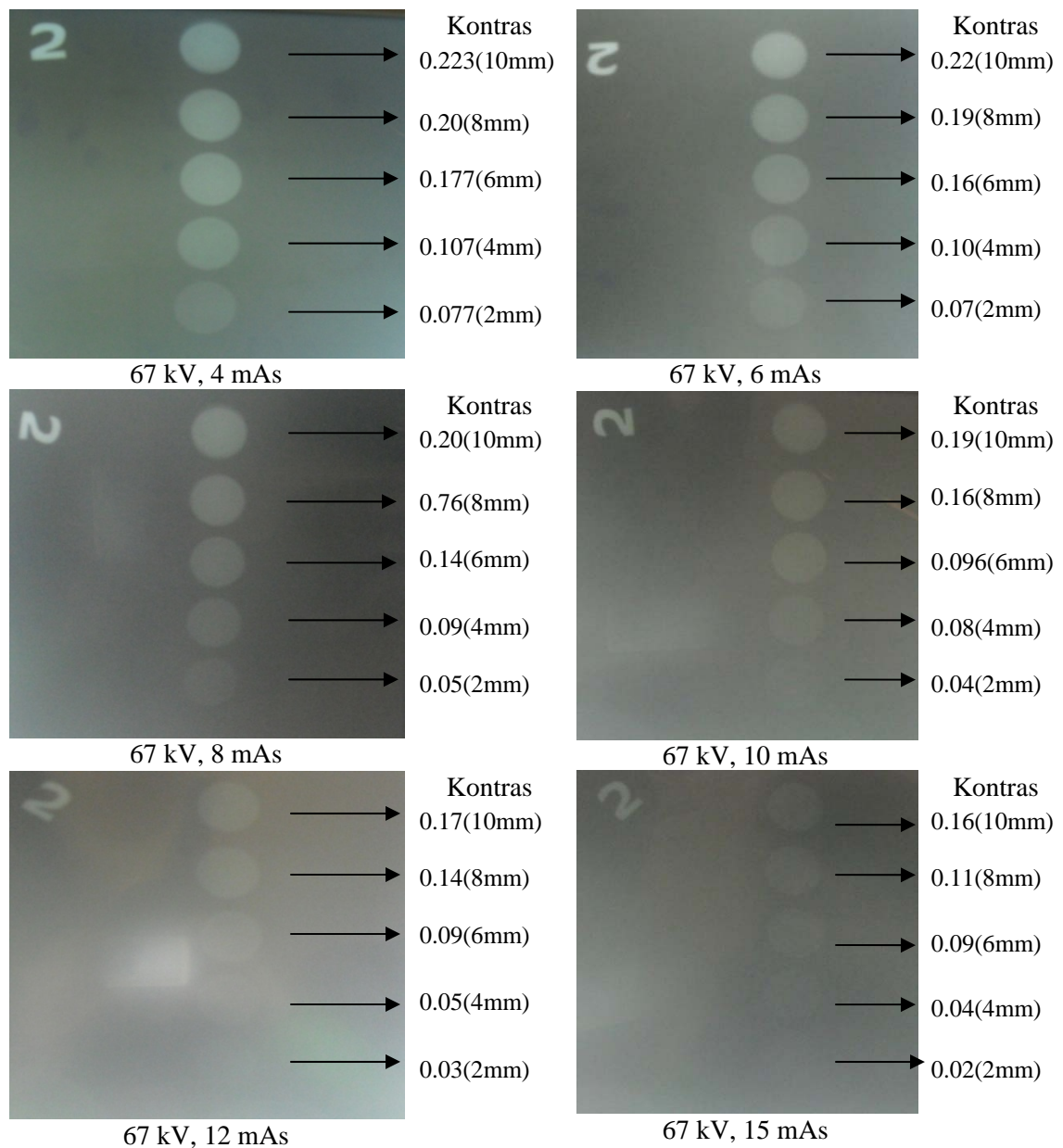
4.1.3 Hasil dan Analisis Data Kontras Radiograf dan Gambar Film Kontras Radiograf dari Berbagai Variasi Faktor Eksposi (Tegangan -kV ; Besar Arus dan Lama Waktu-mAs) pada Objek Thorax dan Abdomen

Gambar hasil kontras film radiograf pada berbagai eksposi dari beberapa ketebalan koin disajikan pada gambar 4.5a sampai gambar 4.5f (halaman 44 - 49) untuk objek thorax dan gambar 4.6a sampai gambar 4.6d (halaman 50 - 53) untuk objek abdomen.

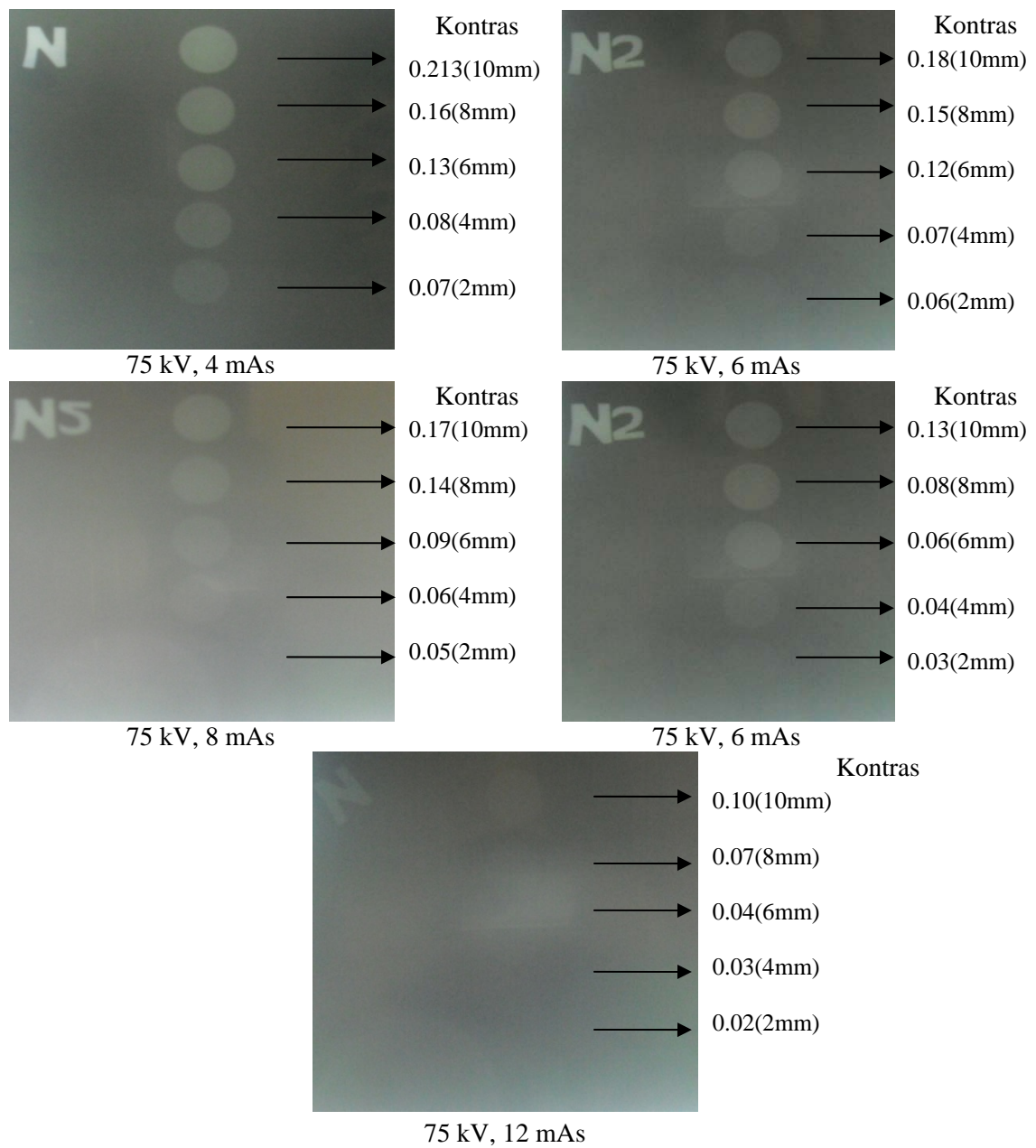
a. Thorax



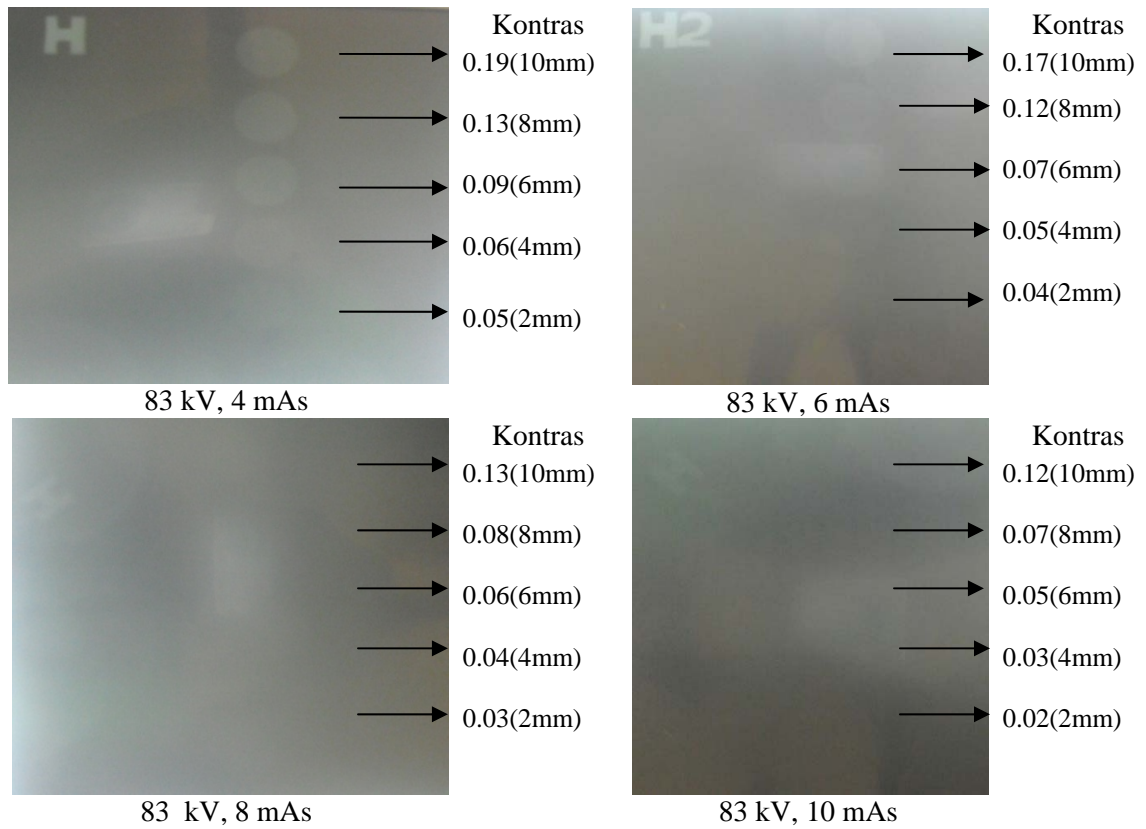
Gambar 4.5a Hasil kontras film radiografi pada berbagai faktor eksposi dengan variasi mAs pada 60 kV untuk objek thorax phantom akrilik



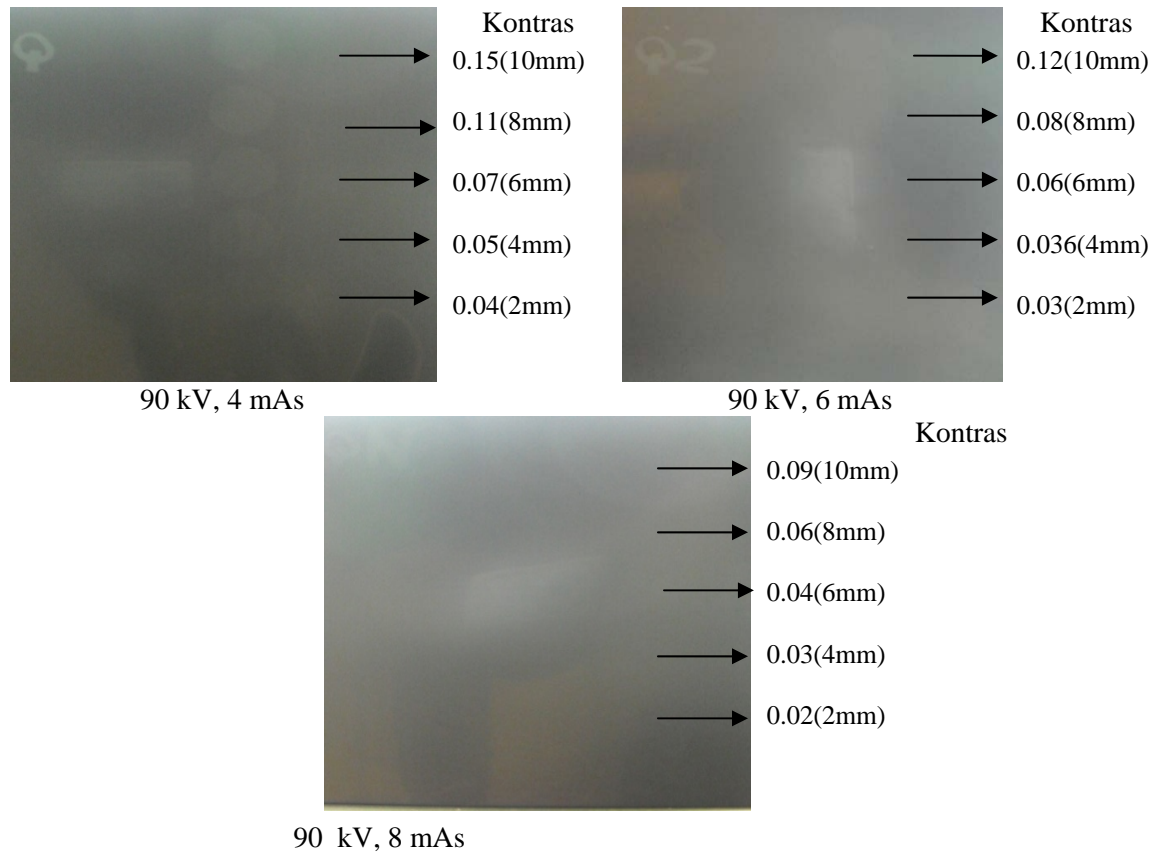
Gambar 4.5b Hasil kontras film radiografi pada berbagai faktor eksposi dengan variasi mAs pada 67 kV untuk objek thorax phantom akrilik



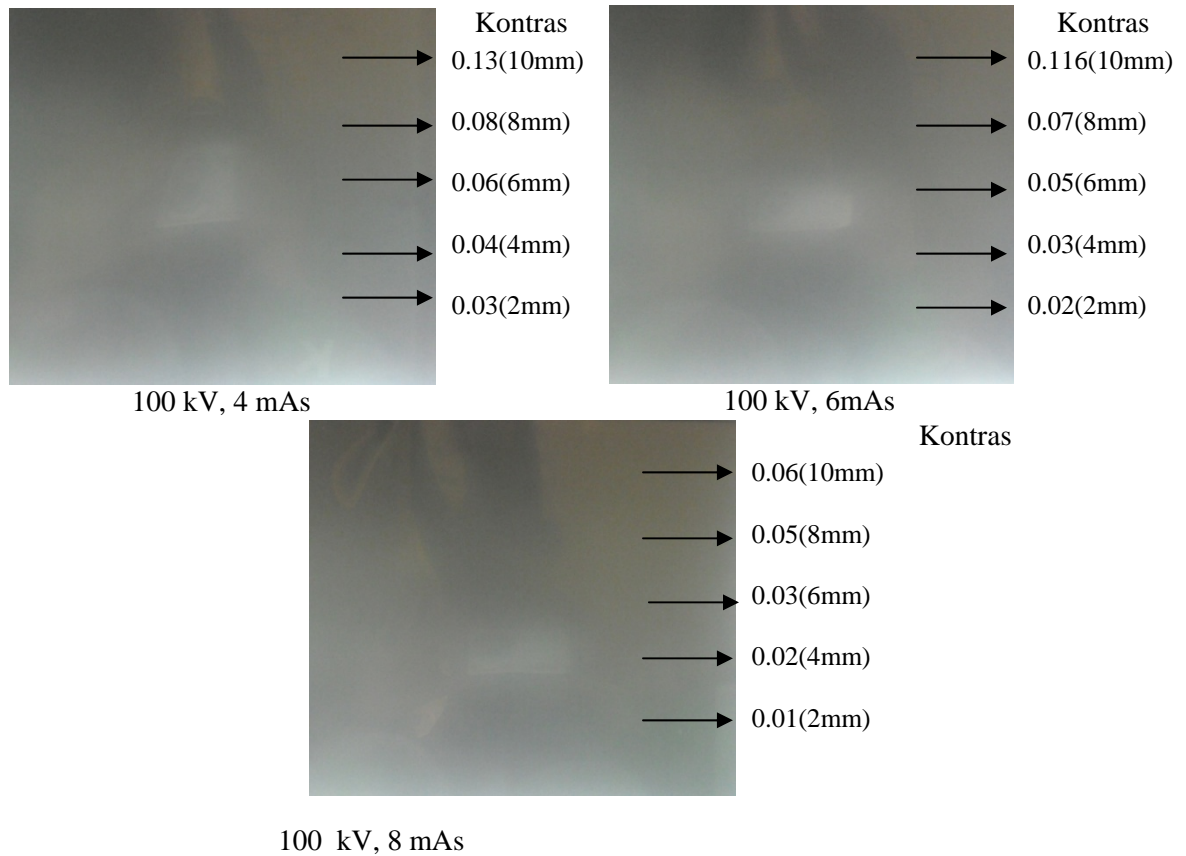
Gambar 4.5c Hasil kontras film radiografi pada berbagai faktor eksposi dengan variasi mAs pada 75 kV untuk objek thorax phantom akrilik



Gambar 4.5d Hasil kontras film radiografi pada berbagai faktor eksposi dengan variasi mAs pada 83kV untuk objek thorax phantom akrilik



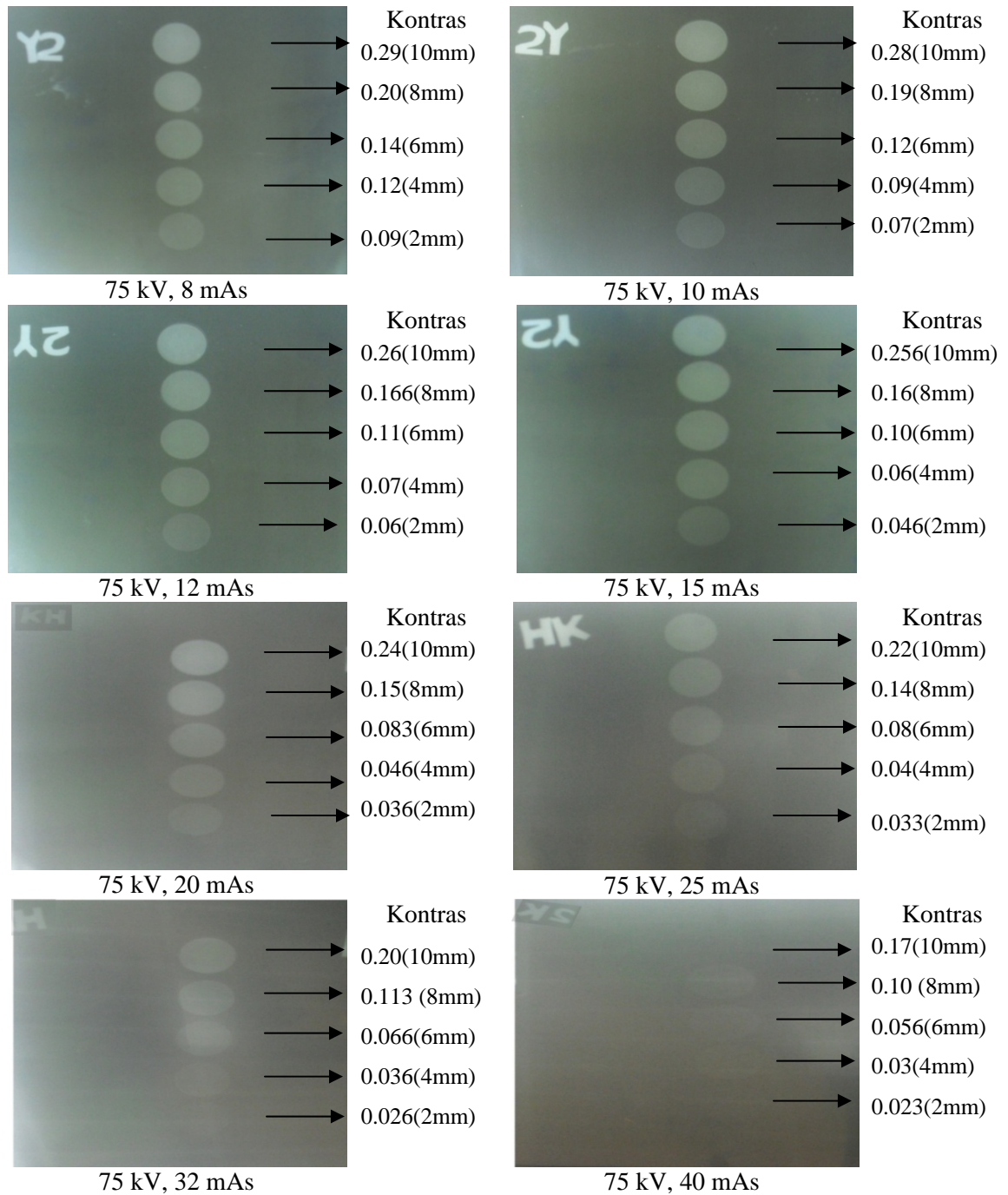
Gambar 4.5e Hasil kontras film radiografi pada berbagai faktor eksposi dengan variasi mAs pada 90 kV untuk objek thorax phantom akrilik



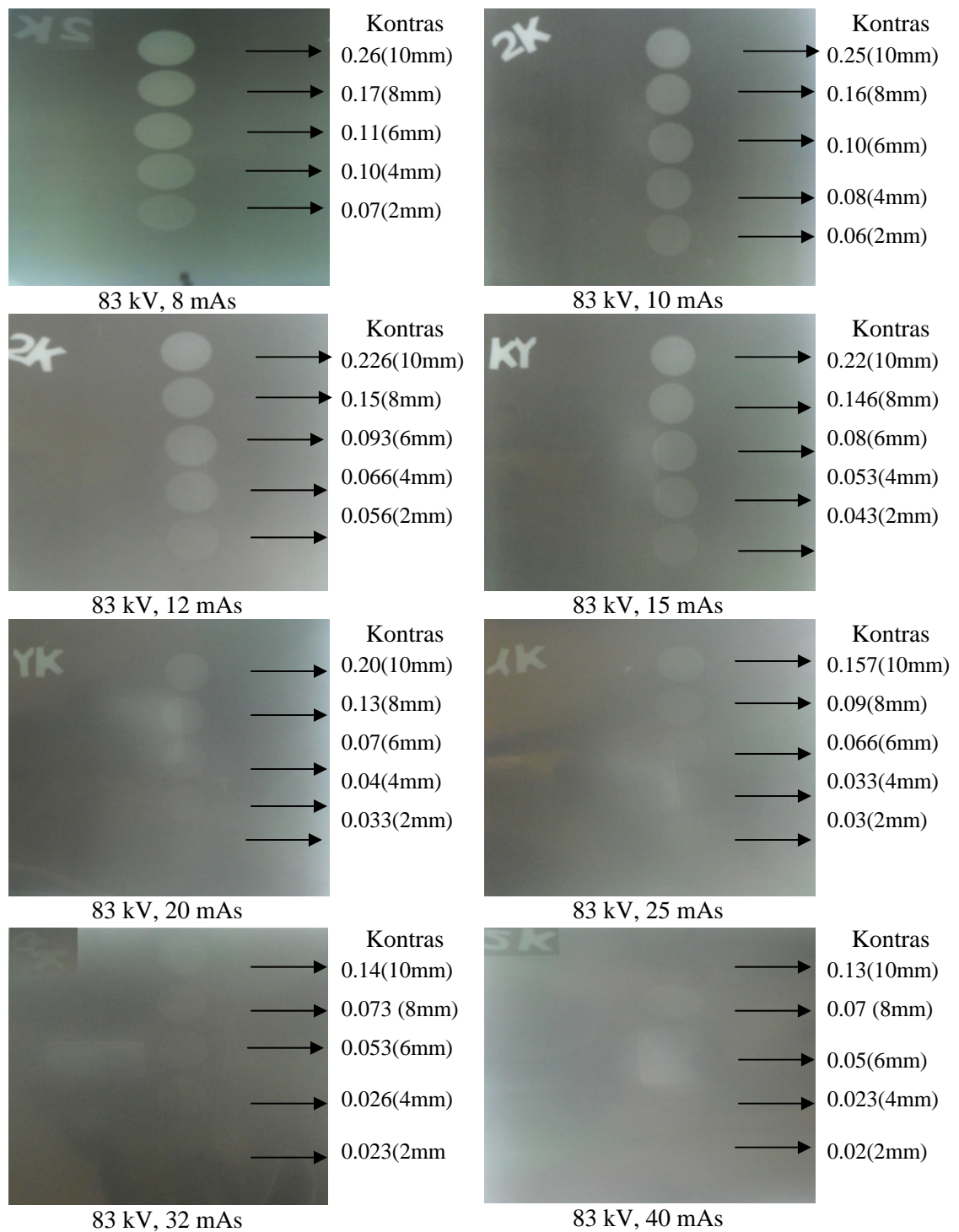
Gambar 4.5 f Hasil kontras film radiografi pada berbagai faktor eksposi dengan variasi mAs pada 100 kV untuk objek thorax phantom akrilik

Dari gambar 4.5a sampai 4.5f terlihat bahwa pada faktor eksposi yang berbeda untuk ketebalan koin yang sama memberikan nilai kontras yang berbeda. Pada faktor eksposi yang sama kontras berbeda untuk ketebalan koin yang berbeda. Semakin tebal koin, kontras semakin tinggi untuk faktor eksposi (kV dan mAs) yang sama. Terlihat juga bahwa dengan kenaikan faktor eksposi yaitu tegangan pada 60 kV dan arus serta waktu penyinaran 4 mAs sampai 100kV; 8mAs untuk objek thorax menghasilkan gambaran kontras yang semakin menurun pada ketebalan yang sama.

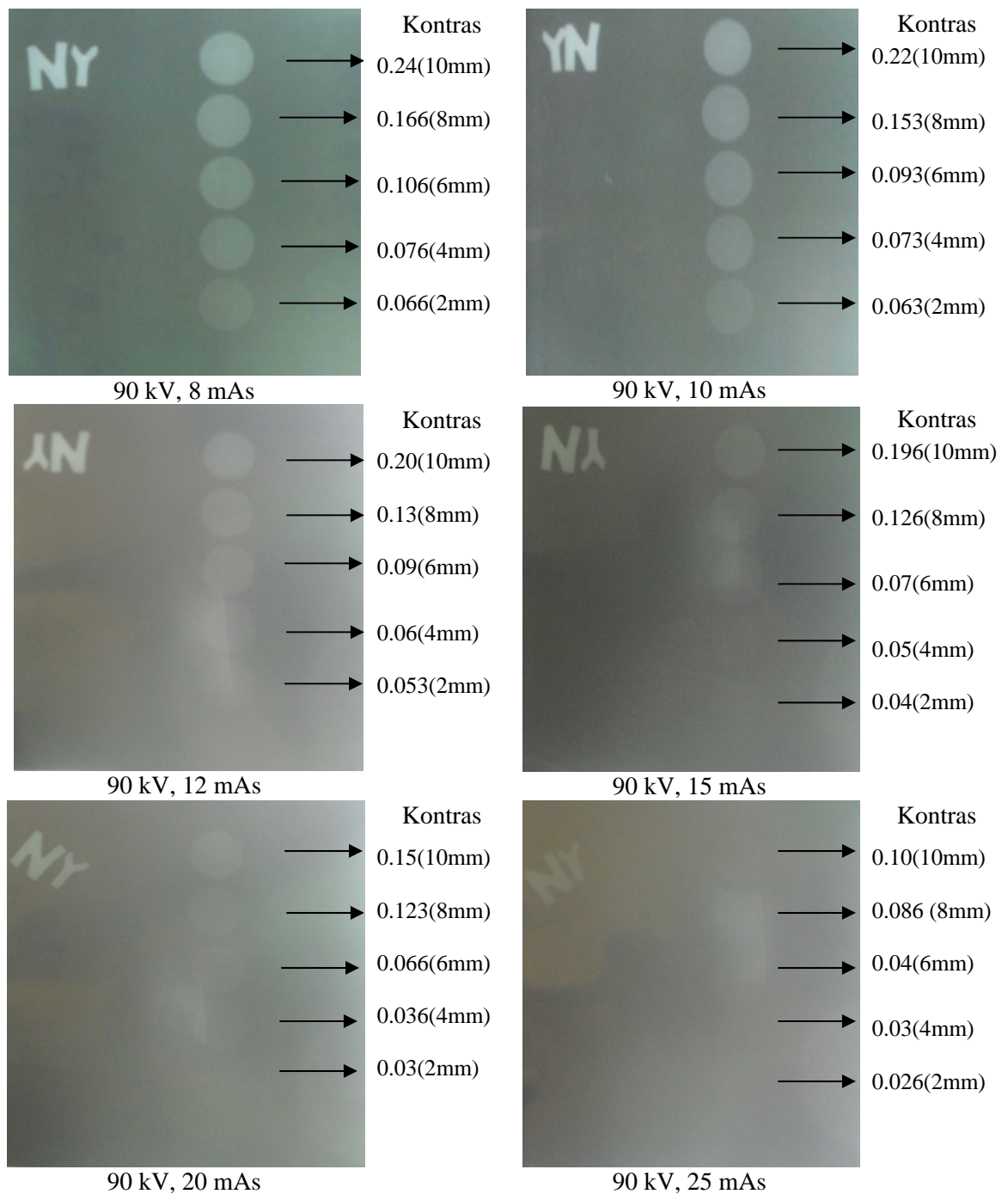
b. Abdomen



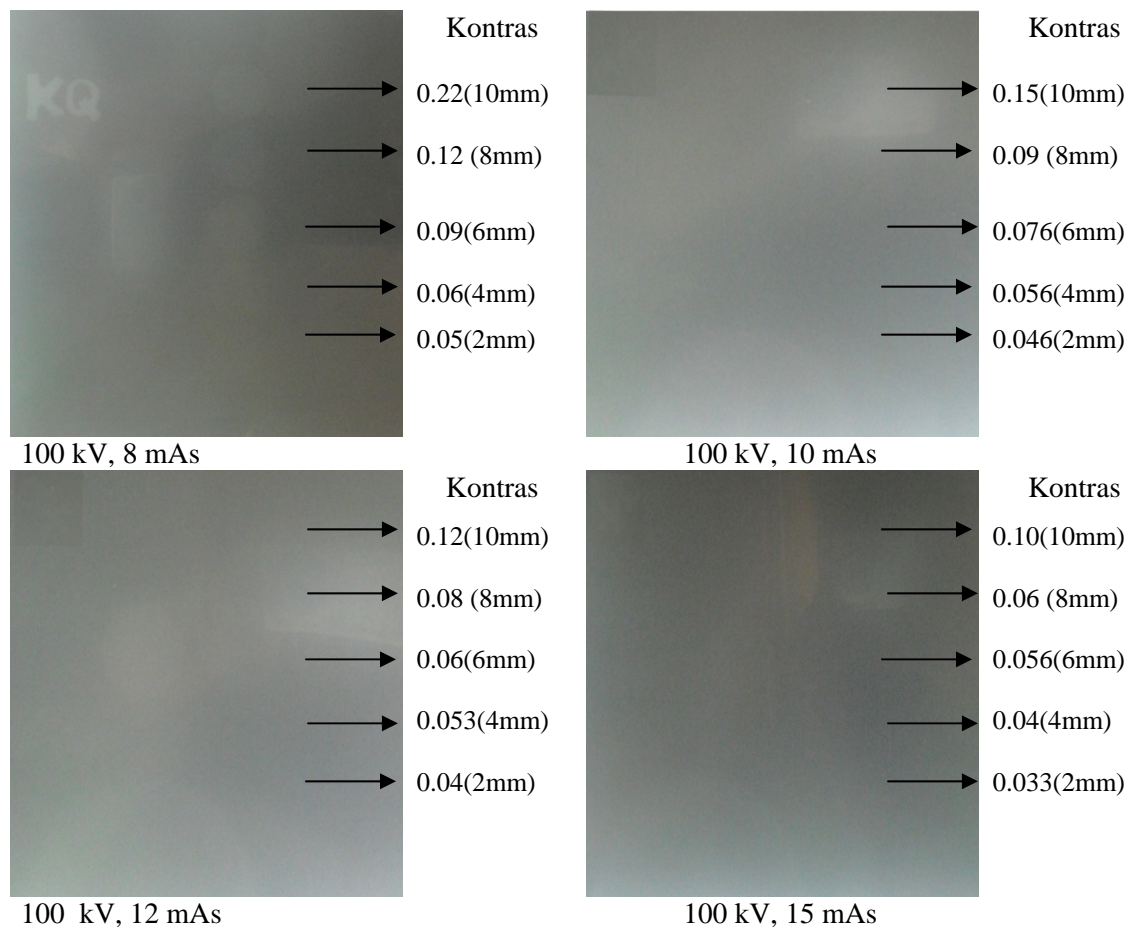
Gambar 4.6a Hasil kontras film radiografi pada berbagai faktor eksposi dengan variasi mAs pada 75 kV untuk objek abdomen phantom akrilik



Gambar 4.6b Hasil kontras film radiografi pada berbagai faktor eksposi dengan variasi mAs pada 83 kV untuk objek abdomen phantom akrilik



Gambar 4.6c Hasil kontras film radiografi pada berbagai faktor eksposi dengan variasi mAs pada 90 kV untuk objek abdomen phantom akrilik



Gambar 4.6d Hasil kontras film radiografi pada berbagai faktor eksposi dengan variasi mAs pada 100 kV untuk objek abdomen phantom akrilik

Berdasarkan gambar kontras film abdomen (gambar 4.6a - 4.6d) dapat dilihat bahwa dengan kenaikan faktor eksposi yaitu tegangan pada 75 kV dan arus serta waktu penyinaran 8 mAs sampai 100 kV; 15 mAs menghasilkan gambaran kontras yang semakin menurun pada ketebalan koin yang sama.

4.2 Pembahasan

Mengacu pada hasil dan analisis data pada tabel 4.1 dan 4.2 (halaman 35 dan 37) didapatkan bahwa variasi besar faktor eksposi yaitu dengan memvariasi antara nilai tegangan (kV) dengan nilai arus dan waktu penyinaran (mAs) memberikan rata-rata nilai dosis serap pada pada permodelan phantom akrilik thorax maupun abdomen yang berbeda pula. Pada tegangan yang sama, semakin tinggi faktor mAs akan meningkatkan rata-rata dosis serap, demikian juga semakin tinggi nilai tegangan (kV) untuk nilai mAs yang sama akan meningkatkan nilai rata-rata dosis serap pula. Hal tersebut apabila mengacu pada hasil pengukuran, karena rata-rata dosis permukaan *phantom* akan semakin besar apabila faktor eksposi (kV; mAs) semakin besar, sedangkan rata-rata dosis setelah melewati phantom akan semakin besar juga untuk nilai tegangan yang sama tetapi faktor mAs meningkat. Kondisi ini dimungkinkan karena faktor tegangan tabung yang menunjukkan kecepatan elektron dalam menubruk target serta merupakan kemampuan sinar-X dalam menembus bahan. Dengan meningkatnya tegangan tabung yang diberikan, maka semakin banyak sinar-X yang dipancarkan sehingga semakin tinggi energi dan daya tembusnya (Akhadi, 2000).

Nilai rata-rata dosis serap radiasi sinar-X pada permodelan phantom akrilik untuk objek thorax (tabel. 4.1 halaman 35) berada pada rentang 69.96 μGy sampai 1083.03 μGy pada masing-masing 67 kV; 4 mAs sampai 100 kV; 25 mAs, sedangkan pada objek abdomen (tabel 4.2 halaman 37) berada pada rentang 367.76 μGy sampai 2759.6 μGy untuk masing-masing pada variasi 75 kV; 8 mAs sampai 100kV; 40 mAs. Apabila mengacu pada faktor eksposi yang sama pada kedua tabel yaitu jika diambil rentang variasi faktor ekposi yang sama dari 75 kV, 8 mAs dan 100 kV, 25 mAs didapatkan rentang nilai dosis serap jaringan masing-masing pada thorak 197.93 μGy sampai 1083.03 μGy dan abdomen 367.76 μGy sampai 2030.20 μGy . Hasil ini menunjukkan bahwa bahwa dosis serap pada thorak pada kV, mAs yang sama mempunyai nilai lebih kecil dibandingkan dengan dosis serap pada abdomen.

Hasil perhitungan tersebut didapatkan karena pada nilai kV; mAs yang sama memberikan dosis serap pada permukaan phantom akrilik pada thorax mempunyai nilai yang lebih kecil dibandingkan pada abdomen, tetapi dosis yang melewati phantom pada thorax lebih besar dibandingkan dengan pada abdomen pada nilai-nilai yang sama pada keduanya, sehingga selisih nilai keduanya yang merupakan nilai dosis yang diserap jaringan mempunyai nilai yang lebih kecil pada thorax dibandingkan pada abdomen. Pengaturan parameter kV dan mAs pada pesawat sinar-X sangat mempengaruhi data dosis yang dihasilkan. Tegangan tabung merupakan faktor penentu dari kualitas berkas sinar-X (Faradilah dan Ainurriva, 2011).

Dari gambar 4.1 (halaman 36) dan gambar 4.2 (halaman 38) yang dihasilkan dapat dilihat bahwa grafik tersebut menunjukkan kondisi dimana parameter tegangan (kV) dan arus serta waktu penyinaran (mAs) yang digunakan meningkat akan meningkatkan nilai dosis serap yang dihasilkan. *Trendline* linier pada grafik dosis serap terhadap mAs untuk berbagai input tegangan dari thorax phantom akrilik menghasilkan koefisien regresi linier dalam rentang $R^2 = 0.988$ sampai 0.9954 untuk objek thorax dari penggunaan 60 kV; 4 mAs sampai 100 kV; 25 mAs. Pada tegangan 67 kV mempunyai *trendline* R^2 tertinggi yaitu pada 0.9954 , sedangkan terendah pada tegangan 75 kV dengan nilai $R^2 = 0.988$. Sedangkan untuk objek abdomen (gambar 4.2) diperoleh koefisien regresi dalam rentang $R^2 = 0.9688$ sampai 0.9978 , pada penggunaan kV dari 75kV sampai 100kV, dengan tegangan 75 kV mempunyai *trendline* R^2 tertinggi yaitu 0.9978 , sedangkan pada tegangan 100 kV mempunyai nilai R^2 terendah yaitu 0.9688 .

Mengacu pada hasil dan analisis data pengukuran kontras pada objek thorax (tabel 4.3 halaman 39) dan abdomen (tabel 4.4 halaman 42) didapatkan bahwa adanya variasi tegangan (kV) dan arus serta waktu penyinaran (mAs) akan memberikan nilai densitas dan nilai kontras yang berbeda dimana penggunaan variasi tegangan (kV) dan arus serta waktu penyinaran (mAs) yang besar menghasilkan nilai kontras radiograf yang semakin kecil pada kedua objek baik thorax maupun abdomen. Hasil

ini juga menunjukkan bahwa semakin tebal koin aluminium, nilai rata-rata densitas semakin kecil pada faktor eksposi (kV; mAs) yang sama, sedangkan pada tingkat ketebalan koin aluminium yang sama, nilai densitas akan semakin meningkat dengan kenaikan variasi faktor eksposi. Nilai kontras dari ketebalan koin aluminium pada permodelan phantom akrilik untuk objek thorax dengan variasi tegangan (kV) dan arus serta waktu penyinaran (mAs) berada pada rentang penurunan 0.06 sampai 0.24 pada masing-masing rentang 60 kV; 4 mAs dan 100 kV; 8 mAs, sedangkan pada abdomen berada pada penurunan rentang kontras 0.10 sampai 0.29 pada masing-masing faktor eksposi 75 kV, 8 mAs dan 100 kV; 15 mAs.

Berdasarkan gambar 4.3 (halaman 40) dan gambar 4.4 (halaman 43) yang merupakan hubungan kontras dari ketebalan koin 10 mm terhadap mAs untuk berbagai input tegangan dari objek thorax dan abdomen phantom akrilik, dapat diketahui bahwa apabila tegangan (kV) dan arus serta waktu penyinaran (mAs) meningkat maka akan menurunkan nilai kontras yang dihasilkan. *Trendline* yang digunakan yaitu *trendline* linier dikarenakan nilai R^2 yang dihasilkan mendekati nilai 1 dimana semakin kecil selisih nilai observasi dengan nilai rata-rata regresi yang berarti semakin besar manfaat garis regresi dalam menjelaskan hubungan antara prediksi dan respon, simpangan nilai observasi dengan nilai estimasinya hampir bernilai nol yang berarti bahwa terdapat sedikit data yang berada diluar garis regresi jika dibandingkan dengan tipe *trendline* lainnya pada grafik kontras terhadap mAs untuk berbagai input tegangan dari thorax phantom akrilik yang menghasilkan koefisien regresi linier dalam rentang $R^2 = 0.942$ sampai 0.980 untuk objek thorax sedangkan untuk objek abdomen diperoleh koefisien regresi dalam rentang $R^2 = 0.919$ sampai 0.975. Pada nilai tegangan 67 kV (gambar 4.3) pada thorax memiliki nilai $R^2 = 0.9801$ paling tinggi dibandingkan pada faktor tegangan yang lain, sedangkan pada abdomen tegangan 75 kV mempunyai nilai nilai R^2 sebesar 0.9725 nilai ini hampir sama dengan $R^2 = 0.9754$ dari tegangan 83 kV pada objek abdomen. Kedua nilai R^2 tersebut pada kedua tegangan yaitu 75 kV dan 83 kV mempunyai nilai yang hampir mendekati 1 dibandingkan dengan nilai R^2 pada tegangan 90 kV dan 100

kV pada pesawat sinar-X merk Siemens *model/type* 07462695 No. Seri 3561. Apabila dikaitkan dengan gambar citra radiograf pada gambar 4.5b untuk objek thorax pada tegangan 67 kV pada berbagai mAs untuk ketebalan 10mm maka kontras tertinggi didapatkan pada 4 mAs dengan kontras 0.223. Nilai kontras tersebut akan semakin menurun pada kenaikan 6 mAs sampai 15 mAs yang digunakan. Pada gambar terlihat bahwa pada nilai tegangan 67 kV tersebut nilai kontras juga menurun dengan ketebalan koin aluminium yang digunakan. Pada objek abdomen nilai kontras tertinggi didapatkan pada 75kV, 8mAs dari rentang mAs yang digunakan yaitu dari 8 mAs sampai 40 mAs, dengan objek yang masih teramati secara visual pada 75 kV, 25 mAs. Sedangkan pada 83 kV objek yang masih teramati secara visual pada 83 kV, 15 mAs untuk berbagai ketebalan koin yang digunakan (2mm-10mm).

Secara umum pada hasil tabel 4.3, gambar 4.3 dan gambar 4.5a-4.5f untuk objek thorak, serta tabel 4.4, gambar 4.4 dan gambar 4.6a-4.6d untuk objek abdomen terlihat bahwa adanya variasi tegangan (kV) dan arus serta waktu penyinaran (mAs) akan memberikan nilai densitas dan nilai kontras yang berbeda pada ketebalan koin aluminium yang sama. Pada ketebalan koin aluminium yang sama semakin besar variasi kV dan mAs akan menghasilkan nilai kontras radiograf yang semakin kecil. Hal ini karena pada ketebalan yang sama nilai densitas akan meningkat dengan kenaikan faktor eksposi (kV, mAs) sehingga memberikan nilai kontras yang semakin kecil. Kontras dalam hal ini adalah perbedaan antara rata-rata densitas koin dengan rata-rata densitas *background*. Hasil tersebut juga didukung pada gambar citra-citra radiograf yang dihasilkan (gambar 4.5 dan gambar 4.6) dimana nilai kontras akan semakin menurun pada ketebalan koin 10mm yang digunakan pada nilai kV dan mAs yang meningkat, dengan rata-rata densitas akan menurun pada kenaikan ketebalan koin pada faktor eksposi (kV, mAs) yang sama (tabel 4.3 dan tabel 4.4).

Dari tingkatan koin yang terbuat dari bahan aluminium terlihat bahwa kontras radiograf pada eksposi objek thorak dan abdomen sangat dipengaruhi oleh tegangan tabung (kV) yang digunakan. Dari gambar tersebut pada faktor eksposi yang digunakan semakin besar tegangan tabung (kV) yang digunakan akan menurunkan

nilai kontras radiograf hal ini dikarenakan peningkatan faktor eksposi (kV dan mAs) akan meningkatkan nilai densitas. Dalam bidang radiografi, densitas termasuk hal yang penting, karena densitas yang tepat dapat membedakan gambaran secara menyeluruh. Oleh karena itu dalam menganalisis radiografi juga sangat tergantung pada densitas yang tepat, karena gambaran radiografi yang baik harus dapat memperlihatkan semua struktur organ yang diperiksa. Semakin tebal koin aluminium maka densitasnya akan semakin kecil dan sebaliknya semakin tipis koin yang digunakan maka nilai densitasnya akan semakin besar, hal ini dikarenakan setiap perbedaan massa jenis bahan atau nomor atom bahan menyebabkan perbedaan dalam penyerapan radiasi sinar-X. Efek radiasi pengion pada film fotografi sama seperti efek cahaya yang terlihat pada film (Faradilah dan Ainurriva, 2011). Darmini *et al* (2003) menambahkan semakin tinggi intensitas maka semakin tinggi kehitaman pada radiograf. Radiograf yang sangat hitam memiliki densitas optik yang tinggi dan radiograf yang lebih terang memiliki densitas optik yang rendah.

Berdasarkan variasi faktor eksposi yang digunakan terdapat beberapa data film radiograf yang tidak dapat menampakkan perbedaan kehitaman tingkatan koin yang digunakan dalam penelitian, hal ini dikarenakan pemberian parameter tegangan tabung (kV) yang tinggi (100 kV pada kedua objek pemeriksaan) dan pemberian faktor arus dan waktu penyinaran (mAs) yang tinggi pula untuk penyinaran thorax pada saat 90 kV dengan variasi 32 mAs dan 40 mAs, 100 kV dengan variasi 20 mAs, 25 mAs, 32 mAs dan 40 mAs untuk penyinaran abdomen. Absorpsi fotolistrik akan bertambah jika energi foton berkurang dan nomor atom objek bertambah. Pada bidang radiodiagnostik, semakin banyak foton sinar-X yang terabsorpsi oleh objek maka radiografinya akan tampak lebih putih, hal ini dikarenakan sedikit foton sinar-X yang diterima oleh film (Yuwono, 1986).

Pengukuran pada penelitian ini menggunakan pesawat sinar-X yang berbeda yaitu dari BPFK dan rumah sakit yang telah dikalibrasi oleh BPFK sehingga diasumsikan bahwa pada variasi faktor eksposi tegangan (kV) yang sama dan arus dan lama waktu penyinaran (mAs) yang sama akan dihasilkan dosis serap yang sama

pula pada kedua alat tersebut. Apabila dikaitkan secara keseluruhan pada pengukuran dosis serap dan kontras radiograf dapat disimpulkan bahwa perubahan variasi faktor eksposi (kV; mAs) akan memberikan efek pada nilai dosis serap dan nilai kontras yang berbeda. Pada nilai tegangan (kV) yang sama, peningkatan nilai arus dan lama waktu penyinaran (mAs) akan meningkatkan dosis serap dan menurunkan kontras radiograf baik pada objek thorax maupun abdomen. Demikian juga pada nilai arus dan lama waktu penyinaran (mAs) yang sama, semakin tinggi nilai tegangan (kV) maka nilai dosis serap juga semakin tinggi, serta semakin menurunkan kontras radiograf. Dosis serap pada thorax dan abdomen akan semakin besar apabila menggunakan variasi tegangan (kV) dan arus serta waktu penyinaran yang besar pula.

Dalam penelitian nilai dosis serap (μGy) yang telah diperoleh dari *detector ionisasi chamber* didapat sebanyak 48 data dosis serap untuk objek thorax dan 32 data dosis serap untuk objek abdomen. Dari data dosis serap yang dihasilkan tersebut terdapat 22 data dosis yang melebihi batas toleransi nilai dosis permukaan yang diizinkan oleh *safety series no. 115-1 International Basic Safety Standarts* pada pemeriksaan objek thorax yakni melebihi $400 \mu\text{Gy}$, sehingga 22 data dosis dengan variasi faktor eksposinya tersebut tidak dilanjutkan dengan pengambilan data kontras radiograf, hal ini dilakukan untuk efisiensi kegunaannya. Dilihat dari tabel 4.2 (halaman 37) yang dihasilkan, pada kondisi 90 kV dengan variasi 32 mAs dan 40 mAs serta 100 kV dengan variasi 20 mAs, 25 mAs, 32 mAs dan 40 mAs untuk objek abdomen menghasilkan nilai dosis permukaan yang masih dalam batas toleransi yang diizinkan akan tetapi pada kondisi tersebut tidak dapat memperlihatkan densitas film radiograf dari tingkatan koin yang digunakan sehingga penggunaan parameter tersebut tidaklah dilanjutkan dalam katagori pembahasan. Penelitian Winarno (2012) menambahkan pada batas tertentu dengan adanya kenaikan dosis radiasi tidak membuat kualitas citra menjadi semakin tinggi dan bahkan kenaikan lebih lanjut dapat menurunkan kualitas citra radiografi yang dalam hal ini dinamakan kontras radiograf.

Salah satu sistem pembatasan dosis didasarkan pada prinsip ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*) dimana semua penyinaran harus diusahakan serendah-rendahnya dengan mempertimbangkan aspek ekonomi dan sosial. Penggunaan peralatan dengan cara melakukan uji kelayakan pesawat sinar-X meliputi desain ruangan radiodiagnostik, pemasangan pesawat sinar-X dan pengoperasian pesawat sinar-X yang dilakukan oleh badan yang telah berkompeten seperti Balai Pengamanan Fasilitas Kesehatan (BPFK) dan langkah kerja dibidang radiodiagnostik yang telah sesuai dengan ketentuan merupakan cara untuk mencapai tujuan optimasi pada proteksi radiasi (Susanto *et al.*, 2011).

Optimalisasi dosis serap dan kontras radiograf dengan permodelan phantom akrilik pada objek thorax dan abdomen dapat dipilih dengan penggunaan dosis rendah dan kontras yang tinggi. Hal ini dapat dilakukan dengan pemilihan *trendline* gambar grafik yang dihasilkan yaitu grafik hubungan kontras terhadap mAs untuk berbagai input tegangan dari thorax phantom akrilik maupun abdomen yang menghasilkan nilai R^2 yang hampir mendekati 1. Pada tegangan 67 kV dengan $R^2 = 0.980$ pada objek thorax merupakan *trendline* yang paling mendekati 1 dengan faktor ekposi 67 kV; 4 mAs dapat digunakan pada pemeriksaan thorax standar dengan kontras yang dihasilkan pada gambar radiograf cukup tinggi sebesar 0.223 dan dosis serap yang dihasilkan cukup rendah (sekitar 92.96 μGy). Sedangkan pada objek abdomen yang menunjukkan bahwa optimalisasi dapat dilakukan pada faktor ekposi 75 kV dengan $R^2 = 0.972$ yaitu pada 75 kV, 8mAs dengan kontras 0.29 dengan rata-rata dosis serap sekitar 367.76 μGy . Pada tegangan 83 kV dengan $R^2 = 0.975$ lebih mendekati angka 1, pada 83 kV; 8 mAs memiliki nilai kontras cukup tinggi pada gambar radiograf sebesar 0.26 yang dapat digunakan pada diagnosis radiografi dan dosis serap sekitar 438.03 μGy . Nilai dosis ini masih dalam batas toleransi yang diizinkan. Kondisi ekposi tersebut pada *trendline* grafik dosis serap terhadap mAs berada $R^2 = 0.9978$ pada 75 kV dan $R^2 = 0.9943$ pada 83 kV untuk abdomen serta pada $R^2 = 0.9954$ untuk 67 kV pada thorax.

BAB 5. PENUTUP

5.1 Kesimpulan

Mengacu pada hasil dan analisis maka secara umum dapat disimpulkan bahwa adanya variasi tegangan (kV) dan arus serta waktu penyinaran (mAs) pada objek thorax dan abdomen pada permodelan phantom akrilik akan memberikan nilai dosis serap, densitas dan nilai kontras yang berbeda. Pada ketebalan alumunium yang sama, semakin besar faktor ekposi (kV, mAs) yang digunakan menghasilkan nilai densitas yang semakin besar dan nilai kontras radiograf yang semakin kecil, sedangkan pada faktor ekposi (kV dan mAs) yang sama, semakin tebal koin alumunium yang digunakan, rata-rata densitas yang dihasilkan akan semakin kecil dan kontras semakin besar.

Optimalisasi dosis serap dan kontras radiograf dengan permodelan phantom akrilik pada objek thorax dan abdomen dapat dipilih dengan penggunaan dosis rendah dan kontras yang tinggi. Pada faktor ekposi 67 kV; 4 mAs dapat digunakan pada pemeriksaan thorax standar dengan kontras yang dihasilkan pada gambar radiograf cukup tinggi sebesar 0.223 dan dosis serap yang dihasilkan cukup rendah (sekitar 92.96 μGy). Sedangkan pada objek abdomen optimalisasi dapat dilakukan pada faktor ekposi 75 kV, 8mAs dengan kontras 0.29 dengan rata-rata dosis serap sekitar 367.76 μGy serta faktor ekposi 83 kV; 8 mAs yang memiliki nilai kontras cukup tinggi pada gambar radiograf sebesar 0.26 yang dapat digunakan pada diagnosis radiografi dan dosis serap sekitar 438.03 μGy . Nilai dosis tersebut masih dalam batas toleransi yang diizinkan oleh *International Safety Standart*.

5.2 Saran

Karena beberapa kendala dalam penelitian ini, maka pengukuran dosis serap dan kontras menggunakan pesawat sinar-X yang berbeda dengan asumsi bahwa peralatan tersebut telah mendapatkan kalibrasi dari BPFK sehingga keluaran nilai dari faktor eksposi tegangan (kV) yang sama dan arus dan lama waktu penyinaran (mAs) yang sama akan menghasilkan dosis serap yang sama pula pada kedua alat tersebut. Disarankan penggunaan pesawat yang sama dalam penelitian selanjutnya, sehingga data-data dosis serap dan kontras dapat dikaitkan secara lebih akurat. Selain itu disarankan pula untuk pengambilan data tegangan pada nilai kV yang lebih bervariasi dengan nilai tegangan lebih rendah dari pada yang digunakan dalam penelitian.

DAFTAR PUSTAKA

- Akhadi, M. 2000. *Dasar-Dasar Proteksi Radiasi*. Jakarta: PT. Rineka Cipta.
- Badan Tenaga Nuklir Nasional. 2011. *Pedoman Keselamatan dan Proteksi Radiasi Kawasan Nuklir Serpong*. Serpong: Puspiptek.
- Beiser, A. 1992. *Modern Physics Sixt Edition*. Jakarta: Erlangga
- Chrismawan, H. 2001. *Pengaruh Tegangan Tabung Sinar-X dan Ketebalan Objek terhadap Paparan Radiasi Hambur dengan Menggunakan Dosimeter Film*. Skripsi. Semarang: Universitas Diponegoro.
- Darmawan, Loeksmanto, W., dan Liong, H. T. 1987. *Fisika Zat Padat*. Jakarta: Karunia
- Darmini, Ayu, N., dan Nur, M. 2003. Pengaruh Kecepatan Penguatan Lembar Penguat terhadap Densitas Radiograf. *Berkala Fisika* **6** (3): 63-70.
- Dartini. 2007. *Pengembangan Implementasi Sistem Manajemen Keselamatan Radiasi dan Pengendalian Bahan Kimia Berbahaya di Laboratorium Jurusan Teknik Radiodiagnostik Poltekkes Semarang*. Tesis. Semarang: Program Pasca Sarjana Universitas Diponegoro.
- Dhahryan, Budi, W. S., dan Azam, M. 2008. Pengaruh Teknik Tegangan Tinggi terhadap Entrasce Skin Exposure (ESE) dan Laju Paparan Radiasi Hambur pada Pemeriksaan Abdomen. *Berkala Fisika* **11** (3):103-108.
- Edwards, C., Statkiewicz M. A., dan Ritenour, E. R. *Perlindungan Radiasi Bagi Pasien dan Dokter Gigi*. Alih bahasa dan editor oleh Lilian Yuwono. 1990. Jakarta: Widya Medika
- Faradilah dan Ainurriva. 2011. *Pengujian Processor film, Proteksi Radiasi dan Kinerja Pesawat pada Perangkat Radiografi sebagai Upaya Penerapan Program Jaminan Mutu (Quality Assurance) di Lingkungan Medis Balai Pengamanana Fasilitas Kesehatan Surabaya*. Surabaya : ITS.
- Gabriel, J. F. 1996. *Fisika Kedokteran*. Jakarta: buku Kedokteran EGC Edisi VII.

- Hoxter, E. Tanpa Tahun. *Pengetahuan Pesawat Rontgent*. Terjemahan Pillay, S. S. 1973. Jakarta: Erlangga
- Kramer, H. M., dan Selbach, H. J. 2008. Extension of the Range of Definition of the Practical Peak Voltage up to 300 kV. *The British Journal of Radiology* (81):693-698.
- Kuswati, Hari., Handoyo, Darmo dan Kohar, Indrajati. 2003. Perolehan Kembali Logam Perak dari Limbah Cair Pencucian Film Studio dibanding Film X-Ray dengan Menggunakan Metode Sn Flake. *Unitas* (11) 2: 46-56.
- Masrochah, S. 2000. *Pengaruh Peningkatan Tegangan Tabung Sinar-X terhadap Kontras Radiografi dan Laju Dosis Serap Radiasi*. Skripsi. Semarang: Universitas Diponegoro.
- Meredith, W. J., dan Massey, J. B. 1977. *Fundamental Physics of Radiology*. John Wright and Sons Ltd, Bristol.
- Noviana, D dan Soestyoratih. 2011. Fisika Radiasi. [Serial online]. <http://deni.staff.ipb.ac.id/files/2011/01/FISIKA-RADIASI.pdf> [21 Juni 2012].
- Noviana, D dan Soestyoratih. 2011. Fisika Radiasi. [Serial online]. [http://deni.staff.ipb.ac.id/files/2011/01/Peralatan Radiografi, Konstruksi Ruang Gelap, Pencucian Film dan Pengendalian Mutu Film.pdf](http://deni.staff.ipb.ac.id/files/2011/01/Peralatan_Radiografi,_Konstruksi_Ruang_Gelap,_Pencucian_Film_dan_Pengendalian_Mutu_Film.pdf) [21 Juni 2012].
- Noviana, D dan Soestyoratih. 2011. Fisika Radiasi. [Serial online]. [http://deni.staff.ipb.ac.id/files/2011/01/Faktor-Faktor Pembentuk dalam Radiografi.pdf](http://deni.staff.ipb.ac.id/files/2011/01/Faktor-Faktor_Pembentuk_dalam_Radiografi.pdf) [21 Juni 2012].
- Pratiwi, U. 2006. *Aplikasi Analisis Citra Detail Phantom dengan Metode Konversi Data Digital ke Data Matrik untuk Meningkatkan Kontras Citra Menggunakan Film Imaging Plate*. Skripsi. Surakarta: Universitas Sebelas Maret.
- Sartinah, Sumariyah dan Ayu, N. 2008. Variasi Nilai Eksposi Aturan 15 Persen pada Radiografi Menggunakan *Imaging Plate* untuk Mendapatkan Kontras Tertinggi. *Berkala Fisika* 11 (2): 45-52.
- Setiyono, Azam, M., dan Setiyawati, E., 2009. Pengaruh Warna dan Jarak Lampu Pengaman terhadap Hasil Radiograf. *Berkala Fisika* 12 (1): 1-5.

- Simon, G. 1986. *X-Ray Diagnosis for Clinical Studens and Practitioner*. Alih bahasa oleh Rasad, S., Sasmitiatmaja, G. I., Purwohudoyo, S., dan Tanpati, S. K. London: Butter Worths.
- Sofyan, H., Akhadi, M., dan Suyati. 2002. Budaya Keselamatan dalam Pemanfaatan Radiasi di Rumah Sakit. *Buletin Alara* **4**:27-30.
- Sugianto, E. 2011. Nuurun 'Ala Nuuri dan 7 Lapis Keadaran Manusia [Serial Online]. http://naqsdna.files.wordpress.com/2011/10/em_spectrum.jpg [20 Juni 2012].
- Susanto, E., Wibowo, A.S., Kartikasari, Y., Masrochah, S., Indrati, R., dan Darmini. 2011. *Materi Diklat Petugas Proteksi Radiasi Bidang Radiodiagnostik*. Semarang: Politeknik Kesehatan.
- Suyatno, F. 2008. *Aplikasi Radiasi Sinar-X di Bidang Kedokteran untuk Menunjang Kesehatan Masyarakat*. Seminar Nasional IV SDM Teknologi Nuklir, Yogyakarta: 503-510.
- Suyatno dan Bachtiar, S. 2011. *Analisis Pembentukan Gambar dan Batas Toleransi Uji Kesesuaian pada Pesawat Sinar-X Diagnostik*. Prosiding Seminar Penelitian dan Pengelolaan Perangkat Nuklir Pusat Teknologi Akselerator dan Proses Bahan Yogyakarta: 157-163.
- Tipler, P. 1991. *Physics for Scientist and Engineers*. Alih bahasa oleh Bambang Soegijono. 2001. Jakarta: Erlangga.
- Vassileva, J. 2002. A Phantom for Dose-Image Quality Optimization in Chest Radiography. *The British Journal of Radiology* **75**:837-842.
- Vassileva, J. 2004. A Phantom Approach to Find The Optimal Technical Parameters for Plain Chest Radiography. *The British Journal of Radiology* **77**:648-653.
- Vollmar, S . V., dan Kalender, W. A. 2009. Reduction of Dose to The Female Breast as A Result of Spectral Optimisation for High-Contrast Thoracic CT Imaging: A Phantom Study. *The British Institute of Radiology* (82):920-929.
- Wihono, B. S. 1986. *Fisika Atom*. Jakarta: Karunia.

Winarno, Guntur. 2012. *Optimasi Citra Radiografi dan Entrance Surface Dose (ESD) menggunakan sistem Fuji Computed Radiography (FCR)*. Skripsi. Jakarta: Universitas Indonesia.

Wiryoimin, S. 1995. *Mengenal Asas Proteksi Radiasi*. Bandung: ITB

DAFTAR ISTILAH

A

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

Akrilik adalah suatu benda yang terbuat dari polimer ester poliakrilat.

Anterior-posterior adalah posisi dilihat dari depan ke belakang atau sinar-X menembus tubuh dari belakang ke depan tubuh.

D

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

Dosis serap adalah energi radiasi yang diserap oleh suatu bahan/materi dengan satuan Gy (Gray).

E

Elektroda adalah lempeng logam atau kawat untuk mengalirkan listrik.

Elektron adalah satuan benda terkecil yang mengandung muatan listrik negative.

Emulsi adalah cairan yang terbentuk dari campuran dua zat, zat yang satu terdapat dalam keadaan terpisah secara halus atau merata di dalam zat lain.

F

Foton adalah partikel dasar atau kuantum radiasi elektromagnetik.

Focus Film Distance adalah jarak antara film dengan tabung sinar-X.

G

Galvanometer adalah alat untuk mengukur (menentukan) arah dan besarnya kekuatan arus listrik dalam suatu konduktor.

K

Kontras adalah perbedaan derajat kehitaman antara dua jaringan yang berdekatan.

O

Optimalisasi adalah proses pengoptimalan untuk memperoleh kualitas radiograf yang baik dengan dosis pasien minimum

P

Phantom adalah suatu bentuk permodelan dari objek manusia yang digunakan dalam bidang radiologi baik radiodiagnostik maupun radioterapi untuk evaluasi kualitas gambar radiograf secara realistis.

Positron adalah elektron dengan muatan positif.

R

Radiograf adalah gambaran benda yang diambil dengan menggunakan sinar-X.

Radiasi adalah peristiwa penyebaran energi gelombang elektromagnetik

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

Radiodiagnostik adalah salah satu cabang ilmu yang dikembangkan dari radiologi yang digunakan dalam diagnostik suatu penyakit menggunakan sinar-X.

Radioterapi adalah salah satu cabang ilmu yang dikembangkan dari radiologi yang digunakan dalam terapi suatu penyakit menggunakan sinar-X.

S

Skull adalah rangka kepala yang melindungi otak dan menunjang struktur wajah serta melindungi kepala dari luka.

T

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

LAMPIRAN

- A. Data nilai rata-rata dosis serap (μGy) radiasi sinar-X dan standar error (SE) berbagai eksposi pada permodelan phantom akrilik untuk objek thorak diambil dari masing-masing 3 kali pengukuran

No	Faktor Eksposi		Dosis Permukaan Phantom (μGy)	Dosis Setelah Melewati Phantom (μGy)	Dosis Serap Radiasi (μGy)	Rata-Rata Dosis Serap (μGy)	Standar Error
	kV	mAs					
1	60	4	71.90	2.40	69.50	69.96	0.40
			72.10	2.30	69.80		
			73.00	2.40	70.60		
2	60	6	121.20	4.20	117.00	116.86	0.36
			121.50	4.20	117.30		
			120.50	4.20	116.30		
3	60	8	135.40	4.50	130.90	130.80	1.02
			133.80	4.50	129.30		
			136.80	4.60	132.20		
4	60	10	209.20	7.30	201.90	202.53	0.65
			209.60	7.50	202.10		
			210.80	7.20	203.60		
5	60	12	248.20	8.80	239.40	236.16	1.98
			243.40	8.70	234.70		
			243.20	8.80	234.40		
6	60	15	335.70	12.40	323.30	318.00	4.67
			332.30	12.20	320.10		
			322.80	12.20	310.60		
7	60	20	447.40	16.80	430.60	417.30	8.16
			428.50	17.00	411.50		
			426.80	17.00	409.80		
8	60	25	539.80	20.40	519.40	513.53	3.59
			531.20	20.40	510.80		
			531.20	20.80	510.40		
9	67	4	96.70	3.90	92.80	92.96	0.20
			97.20	3.90	93.30		
			96.90	4.10	92.80		
10	67	6	156.20	6.50	149.70	151.06	1.07
			159.10	6.40	152.70		
			157.30	6.50	150.80		
11	67	8	173.80	7.10	166.70	164.73	1.20
			170.80	7.20	163.60		
			171.10	7.20	163.90		

No	Faktor Eksposi		Dosis Permukaan Phantom (μGy)	Dosis Setelah Melewati Phantom (μGy)	Dosis Serap Radiasi (μGy)	Rata-Rata Dosis Serap (μGy)	Standar Error
	kV	mAs					
12	67	10	263.00	11.50	251.50	253.96	1.93
			264.40	10.90	253.50		
			267.70	10.80	256.90		
13	67	12	316.20	12.80	303.40	296.76	4.09
			307.10	12.90	294.20		
			305.50	12.80	292.70		
14	67	15	389.80	18.00	371.8	380.80	7.45
			396.00	17.80	378.20		
			409.80	17.40	392.40		
15	67	20	547.10	23.90	523.20	519.83	2.30
			540.70	24.00	516.70		
			543.50	23.90	519.60		
16	67	25	658.10	29.30	628.80	635.60	4.49
			670.40	29.00	641.40		
			666.00	29.40	636.60		
17	75	4	118.70	5.60	113.10	113.33	0.61
			119.80	5.5	114.30		
			118.20	5.60	112.60		
18	75	6	187.20	8.90	178.00	179.10	2.52
			184.40	8.40	176.00		
			191.80	8.80	183.00		
19	75	8	207.10	10.00	197.10	197.93	0.84
			207.40	10.00	197.40		
			209.00	9.80	199.30		
20	75	10	319.00	15.00	304.00	305.23	2.28
			323.50	14.60	308.90		
			317.50	14.70	302.80		
21	75	12	376.40	18.50	357.90	357.13	2.48
			371.50	18.20	353.30		
			378.30	18.10	360.20		
22	75	15	485.10	23.90	461.20	464.70	6.74
			499.50	24.00	475.50		
			481.30	23.90	457.40		
23	75	20	646.10	31.70	614.00	602.60	7.28
			629.60	31.60	598.00		
			627.10	31.70	595.40		
24	75	25	724.30	40.10	684.20	696.50	7.63
			740.80	39.90	700.90		
			744.80	40.40	704.40		

No	Faktor Eksposi		Dosis Permukaan Phantom (μGy)	Dosis Setelah Melewati Phantom (μGy)	Dosis Serap Radiasi (μGy)	Rata-Rata Dosis Serap (μGy)	Standar Error
	kV	mAs					
25	83	4	138.00	7.70	130.30	130.40	0.46
			138.80	7.70	131.10		
			137.20	7.40	129.80		
26	83	6	199.00	12.20	186.80	188.53	2.62
			198.40	12.40	186.00		
			205.30	12.50	192.80		
27	83	8	248.60	13.60	235.00	235.43	0.28
			249.30	13.50	235.80		
			249.30	13.80	235.50		
28	83	10	363.00	20.80	342.20	341.13	0.74
			360.80	19.70	341.10		
			359.60	19.50	340.10		
29	83	12	426.40	25.00	401.40	400.50	1.48
			422.80	24.70	398.10		
			427.00	25.00	402.00		
30	83	15	562.80	32.20	530.60	546.23	13.15
			599.60	32.80	566.80		
			574.20	32.90	541.30		
31	83	20	753.30	43.90	709.40	700.10	5.99
			742.30	44.20	698.10		
			736.70	43.90	692.80		
32	83	25	869.20	52.60	816.60	813.80	6.93
			855.20	52.30	802.90		
			873.20	51.30	821.90		
33	90	4	157.90	9.50	148.40	147.70	1.44
			154.90	9.50	145.40		
			158.70	9.40	149.30		
34	90	6	250.60	15.10	235.50	236.56	1.24
			251.10	15.50	235.60		
			253.90	15.30	238.60		
35	90	8	280.30	17.40	262.90	266.83	2.49
			286.90	17.20	269.70		
			285.20	17.30	267.90		
36	90	10	426.30	27.10	399.20	392.50	5.62
			421.70	27.10	394.60		
			408.60	24.90	383.00		
37	90	12	475.20	31.20	444.00	442.06	1.18
			472.60	31.40	441.20		
			472.40	31.40	441.00		

No	Faktor Eksposi		Dosis Permukaan Phantom (μGy)	Dosis Setelah Melewati Phantom (μGy)	Dosis Serap Radiasi (μGy)	Rata-Rata Dosis Serap (μGy)	Standar Error
	kV	mAs					
38	90	15	595.60	39.40	556.20	547.03	5.63
			581.20	39.40	541.80		
			582.60	39.50	543.10		
39	90	20	874.30	53.50	820.80	792.83	24.03
			857.00	54.30	802.70		
			808.50	53.50	755.00		
40	90	25	1001.00	60.80	940.20	969.90	35.52
			1091.00	63.10	1027.90		
			1003.00	61.40	941.60		
41	100	4	190.10	12.30	177.80	177.16	0.40
			189.40	12.70	176.70		
			189.70	12.70	177.00		
42	100	6	292.20	18.90	273.30	280.06	4.91
			306.10	18.90	287.20		
			298.60	18.90	279.70		
43	100	8	337.20	22.50	314.70	310.23	3.07
			328.50	22.50	306.00		
			332.40	22.40	310.00		
44	100	10	498.50	32.10	466.40	4644.73	2.22
			498.30	31.60	466.70		
			492.50	31.40	461.10		
45	100	12	574.60	39.10	535.50	536.70	3.88
			572.30	40.40	531.90		
			583.00	40.30	542.70		
46	100	15	745.20	52.30	692.90	679.36	9.44
			730.50	51.50	679.00		
			718.60	52.40	666.20		
47	100	20	953.40	69.60	883.80	882.20	1.29
			948.20	68.00	880.20		
			950.20	67.60	882.60		
48	100	25	1108.00	83.30	1024.70	1083.03	35.72
			1196.00	83.40	1112.60		
			1198.00	86.20	1111.80		

B. Data nilai rata-rata dosis serap (μgy) radiasi sinar-X dan standar error (SE) berbagai eksposi pada permodelan phantom akrilik untuk objek abdomen diambil dari masing-masing 3 kali pengukuran

No	Faktor Eksposi		Dosis Permukaan Phantom (μGy)	Dosis Setelah Melewati Phantom (μGy)	Dosis Serap Radiasi (μGy)	Rata-Rata Dosis Serap (μGy)	Standar Error
	kV	mAs					
1	75	8	378.00	6.80	371.20	367.76	2.10
			373.00	6.80	366.20		
			372.70	6.80	365.90		
2	75	10	560.60	10.70	549.90	556.93	4.54
			569.20	10.80	558.40		
			573.80	11.30	562.50		
3	75	12	661.70	13.30	648.40	647.26	4.99
			653.30	13.60	639.70		
			666.80	13.10	653.70		
4	75	15	838.90	17.90	821.00	827.53	4.02
			848.10	17.90	830.20		
			849.50	18.10	831.40		
5	75	20	1169.00	24.80	1144.20	1118.06	17.43
			1139.00	24.20	1114.80		
			1120.00	24.80	1095.20		
6	75	25	1400.00	29.30	1370.70	1346.10	15.15
			1363.00	26.90	1336.10		
			1362.00	30.50	1331.50		
7	75	32	1908.00	31.30	1876.70	1816.90	37.35
			1809.00	32.40	1776.60		
			1830.00	32.60	1797.40		
8	75	40	2238.20	35.40	2202.80	2224.86	26.90
			2238.00	35.00	2203.00		
			2304.10	35.30	2268.80		
9	83	8	450.20	10.00	440.20	438.03	2.65
			450.10	9.90	440.20		
			443.70	10.00	433.70		
10	83	10	652.90	15.90	637.00	611.26	15.77
			613.30	15.90	597.40		
			618.20	18.80	599.40		
11	83	12	731.00	18.70	712.30	722.63	6.32
			746.90	18.90	728.00		
			745.80	18.20	727.60		
12	83	15	952.30	24.10	928.20	922.63	3.96
			941.00	24.00	917.00		
			947.70	25.00	922.70		

No	Faktor Eksposi		Dosis Permukaan Phantom (μGy)	Dosis Setelah Melewati Phantom (μGy)	Dosis Serap Radiasi (μGy)	Rata-Rata Dosis Serap (μGy)	Standar Error
	kV	mAs					
13	83	20	1306.00	33.00	1273.00	1286.00	8.07
			1324.00	33.40	1290.60		
			1328.00	33.60	1294.40		
14	83	25	1602.00	37.80	1564.20	1502.53	42.47
			1483.00	38.80	1444.20		
			1538.00	38.80	1499.20		
15	83	32	1972.00	41.30	1930.70	1940.16	7.06
			1987.00	47.80	1939.20		
			1997.00	46.40	1950.60		
16	83	40	2314.20	49.60	2264.60	2301.80	40.00
			2322.80	48.90	2273.90		
			2416.10	49.20	2366.90		
17	90	8	489.80	13.20	476.60	474.70	3.89
			481.70	13.20	468.50		
			491.80	12.80	479.00		
18	90	10	710.20	20.80	689.40	694.30	12.35
			700.00	20.20	679.80		
			733.60	19.90	713.70		
19	90	12	885.20	23.80	861.40	861.80	15.34
			907.30	23.60	883.70		
			863.90	23.60	840.30		
20	90	15	1135.00	31.60	1103.40	1092.10	16.86
			1139.00	30.80	1108.20		
			1096.00	31.30	1064.70		
21	90	20	1423.00	42.80	1380.20	1414.46	31.01
			1441.00	41.70	1399.30		
			1505.00	41.10	1463.90		
22	90	25	1809.00	49.50	1759.50	1770.30	9.89
			1836.00	49.90	1786.10		
			1816.00	50.70	1765.30		
23	90	32	2138.00	62.70	2075.30	2132.70	38.84
			2249.00	64.20	2184.80		
			2201.00	63.00	2138.00		
24	90	40	2460.80	49.60	2411.20	2479.36	41.75
			2561.00	48.90	2512.10		
			2564.00	49.20	2514.80		
25	100	8	609.10	17.10	592.00	561.96	18.91
			570.60	17.40	553.20		
			558.00	17.30	540.70		

No	Faktor Eksposi		Dosis Permukaan Phantom (μGy)	Dosis Setelah Melewati Phantom (μGy)	Dosis Serap Radiasi (μGy)	Rata-Rata Dosis Serap (μGy)	Standar Error
	kV	mAs					
26	100	10	839.00	27.20	811.80	778.26	20.83
			793.70	27.20	766.50		
			780.80	24.30	756.50		
27	100	12	1015.00	31.00	984.00	995.60	8.42
			1039.00	31.20	1007.80		
			1025.00	30.00	995.00		
28	100	15	1354.00	40.10	1313.90	1299.90	17.20
			1312.00	40.20	1271.80		
			1353.00	39.00	1314.00		
29	100	20	1751.00	49.70	1701.30	1739.43	23.59
			1813.00	49.70	1763.30		
			1807.00	53.30	1753.70		
30	100	25	2159.00	66.70	2092.30	2030.20	38.23
			2070.00	65.20	2004.80		
			2060.00	66.50	1993.50		
31	100	32	2685.00	84.50	2600.50	1539.66	37.89
			2577.00	77.60	2499.40		
			2602.00	82.90	2519.10		
32	100	40	2872.00	86.20	2785.80	2759.66	39.77
			2884.20	86.10	2798.10		
			2781.00	85.90	2695.10		

C. Data nilai densitas dan kontras radiograf berbagai eksposi pada permodelan phantom akrilik untuk objek Thorak diambil dari masing-masing 3 kali pengukuran

No	Faktor Eksposi		Densitas dari ketebalan Koin					Densitas Background (Akrilik)	Kontras dari ketebalan Koin				
	kV	mAs	2mm	4mm	6mm	8mm	10mm		2mm	4mm	6mm	8mm	10mm
1	60	4	0.59	0.55	0.50	0.47	0.45	0.69	0.10	0.14	0.19	0.22	0.24
			0.59	0.55	0.50	0.47	0.45	0.69					
			0.59	0.55	0.50	0.47	0.45	0.69					
2	60	6	0.76	0.71	0.67	0.64	0.61	0.84	0.08	0.13	0.173	0.20	0.23
			0.76	0.71	0.67	0.64	0.61	0.84					
			0.76	0.71	0.67	0.64	0.61	0.84					
3	60	8	0.83	0.78	0.74	0.71	0.68	0.89	0.06	0.11	0.15	0.18	0.21
			0.83	0.78	0.74	0.71	0.68	0.89					
			0.83	0.78	0.74	0.71	0.68	0.89					
4	60	10	2.00	1.95	1.91	1.89	1.86	2.05	0.05	0.10	0.14	0.167	0.197
			2.00	1.95	1.91	1.88	1.85	2.05					
			2.00	1.95	1.91	1.88	1.85	2.05					
5	60	12	2.58	2.55	2.50	2.47	2.44	2.62	0.043	0.063	0.12	0.15	0.18
			2.57	2.56	2.50	2.47	2.44	2.62					
			2.58	2.56	2.50	2.47	2.44	2.62					
6	60	15	2.65	2.63	2.58	2.56	2.50	2.68	0.03	0.057	0.08	0.123	0.177
			2.65	2.62	2.58	2.56	2.50	2.68					
			2.65	2.62	2.59	2.55	2.51	2.68					
7	67	4	1.50	1.47	1.40	1.37	1.36	1.57	0.077	0.107	0.167	0.20	0.223
			1.50	1.47	1.40	1.37	1.35	1.58					
			1.50	1.47	1.40	1.37	1.35	1.58					
8	67	6	2.11	2.08	2.02	1.99	1.96	2.18	0.07	0.10	0.16	0.19	0.22
			2.11	2.08	2.02	1.99	1.96	2.18					
			2.11	2.08	2.02	1.99	1.96	2.18					
9	67	8	2.14	2.14	2.14	2.14	2.14	2.34	0.057	0.09	0.14	0.177	0.2
			2.14	2.14	2.14	2.14	2.14	2.34					
			2.14	2.14	2.14	2.14	2.14	2.34					
10	67	10	2.43	2.39	2.38	2.31	2.28	2.47	0.04	0.08	0.097	0.16	0.19
			2.43	2.39	2.37	2.31	2.28	2.47					
			2.43	2.39	2.37	2.31	2.28	2.47					

No	Faktor Eksposi		Densitas dari ketebalan Koin					Densitas Background (Akrilik)	Kontras dari ketebalan Koin				
	kV	mAs	2mm	4mm	6mm	8mm	10mm		2mm	4mm	6mm	8mm	10mm
11	67	12	2.10	2.09	2.05	2.00	1.97	2.14	0.033	0.05	0.093	0.143	0.173
			2.12	2.09	2.05	2.00	1.97	2.14					
			2.10	2.09	2.04	1.99	1.96	2.14					
12	67	15	2.19	2.16	2.12	2.09	2.05	2.21	0.023	0.043	0.07	0.11	0.16
			2.19	2.17	2.12	2.09	2.05	2.21					
			2.18	2.17	2.12	2.09	2.05	2.21					
13	75	4	2.07	2.06	2.01	1.98	1.93	2.14	0.07	0.08	0.13	0.17	0.21
			2.07	2.06	2.01	1.98	1.93	2.14					
			2.07	2.06	2.01	1.98	1.92	2.14					
14	75	6	2.49	2.48	2.43	2.40	2.37	2.56	0.06	0.073	0.123	0.153	0.183
			2.50	2.48	2.43	2.40	2.37	2.55					
			2.49	2.48	2.43	2.40	2.37	2.55					
15	75	8	2.61	2.60	2.57	2.52	2.49	2.66	0.05	0.06	0.09	0.13	0.17
			2.61	2.60	2.57	2.52	2.49	2.66					
			2.61	2.60	2.57	2.52	2.49	2.66					
16	75	10	2.71	2.70	2.68	2.66	2.61	2.74	0.03	0.04	0.06	0.08	0.13
			2.71	2.70	2.68	2.66	2.61	2.74					
			2.71	2.70	2.68	2.66	2.61	2.74					
17	75	12	2.75	2.74	2.73	2.70	2.67	2.77	0.02	0.03	0.04	0.07	0.11
			2.75	2.74	2.73	2.70	2.67	2.77					
			2.75	2.73	2.73	2.70	2.67	2.77					
18	83	4	2.53	2.52	2.49	2.45	2.39	2.58	0.05	0.06	0.09	0.13	0.19
			2.53	2.52	2.49	2.45	2.39	2.58					
			2.53	2.52	2.49	2.45	2.39	2.58					
19	83	6	2.72	2.71	2.69	2.64	2.59	2.76	0.04	0.05	0.07	0.12	0.17
			2.72	2.71	2.69	2.64	2.59	2.76					
			2.72	2.71	2.69	2.64	2.59	2.76					
20	83	8	2.76	2.74	2.72	2.70	2.66	2.78	0.03	0.04	0.06	0.08	0.13
			2.75	2.74	2.72	2.70	2.65	2.79					
			2.76	2.74	2.72	2.70	2.65	2.78					

No	Faktor Eksposi		Densitas dari ketebalan Koin					Densitas Background (Akrilik)	Kontras dari ketebalan Koin				
			kV	mAs	2mm	4mm	6mm		8mm	10mm	2mm	4mm	6mm
21	83	10	2.80	2.79	2.77	2.75	2.69	2.82	0.02	0.03	0.05	0.07	0.123
			2.80	2.79	2.77	2.75	2.70	2.82					
			2.80	2.79	2.77	2.75	2.70	2.82					
22	90	4	2.63	2.62	2.60	2.56	2.52	2.67	0.04	0.05	0.077	0.09	0.15
			2.63	2.62	2.59	2.56	2.52	2.67					
			2.63	2.62	2.59	2.56	2.52	2.67					
23	90	6	2.79	2.78	2.76	2.74	2.70	2.82	0.03	0.037	0.06	0.077	0.12
			2.79	2.78	2.76	2.74	2.70	2.82					
			2.79	2.79	2.76	2.74	2.70	2.82					
24	90	8	2.83	2.82	2.81	2.79	2.76	2.85	0.02	0.03	0.037	0.06	0.09
			2.83	2.82	2.81	2.79	2.76	2.85					
			2.83	2.82	2.81	2.79	2.76	2.85					
25	100	4	2.79	2.78	2.76	2.74	2.69	2.84	0.03	0.04	0.06	0.08	0.13
			2.79	2.78	2.76	2.74	2.69	2.84					
			2.79	2.78	2.76	2.74	2.69	2.84					
26	100	6	2.82	2.81	2.79	2.77	2.73	2.82	0.02	0.03	0.05	0.07	0.117
			2.82	2.81	2.79	2.77	2.72	2.82					
			2.82	2.81	2.79	2.77	2.72	2.82					
27	100	8	2.80	2.80	2.80	2.80	2.80	2.86	0.01	0.02	0.03	0.047	0.08
			2.80	2.80	2.80	2.80	2.80	2.86					
			2.80	2.80	2.80	2.80	2.80	2.86					

- D. Data nilai densitas dan kontras radiograf berbagai eksposi pada permodelan phantom akrilik untuk objek Abdomen diambil dari masing-masing 3 kali pengukuran

No	Faktor Eksposi		Densitas dari ketebalan Koin					Densitas Background (Akrilik)	Kontras dari ketebalan Koin				
	kV	mAs	2mm	4mm	6mm	8mm	10mm		2mm	4mm	6mm	8mm	10mm
1	75	8	1.27	1.24	1.22	1.16	1.07	1.36	0.09	0.12	0.14	0.22	0.29
			1.27	1.24	1.22	1.16	1.07	1.36					
			1.27	1.24	1.22	1.16	1.07	1.36					
2	75	10	1.43	1.41	1.38	1.31	1.22	1.5	0.07	0.09	0.12	0.19	0.28
			1.43	1.41	1.38	1.31	1.22	1.5					
			1.43	1.41	1.38	1.31	1.22	1.5					
3	75	12	1.57	1.56	1.52	1.47	1.37	1.63	0.06	0.07	0.11	0.17	0.26
			1.57	1.56	1.52	1.46	1.37	1.63					
			1.57	1.56	1.52	1.46	1.37	1.63					
4	75	15	1.65	1.64	1.60	1.54	1.44	1.7	0.047	0.06	0.1	0.16	0.257
			1.65	1.64	1.60	1.54	1.44	1.7					
			1.66	1.64	1.60	1.54	1.45	1.7					
5	75	20	2.08	2.07	2.04	1.97	1.88	2.11	0.037	0.047	0.083	0.15	0.24
			2.08	2.07	2.03	1.96	1.88	2.12					
			2.08	2.07	2.03	1.96	1.87	2.12					
6	75	25	2.34	2.34	2.3	2.24	2.16	2.38	0.033	0.04	0.08	0.14	0.22
			2.35	2.34	2.3	2.24	2.16	2.38					
			2.35	2.34	2.3	2.24	2.15	2.38					
7	75	32	2.41	2.41	2.38	2.33	2.24	2.44	0.027	0.037	0.067	0.113	0.20
			2.42	2.41	2.38	2.33	2.24	2.44					
			2.42	2.4	2.37	2.33	2.25	2.45					
8	75	40	2.55	2.55	2.55	2.55	2.55	2.73	0.023	0.03	0.057	0.09	0.173
			2.55	2.55	2.55	2.55	2.55	2.73					
			2.55	2.55	2.55	2.55	2.55	2.73					
9	83	8	1.53	1.50	1.49	1.43	1.34	1.6	0.07	0.1	0.12	0.20	0.26
			1.53	1.50	1.49	1.43	1.34	1.6					
			1.53	1.50	1.49	1.43	1.34	1.6					
10	83	10	1.71	1.70	1.68	1.62	1.53	1.78	0.067	0.08	0.11	0.18	0.25
			1.71	1.70	1.68	1.62	1.53	1.78					
			1.72	1.70	1.68	1.62	1.53	1.78					

No	Faktor Eksposi		Densitas dari ketebalan Koin					Densitas Background (Akrilik)	Kontras dari ketebalan Koin				
	kV	mAs	2mm	4mm	6mm	8mm	10mm		2mm	4mm	6mm	8mm	10mm
11	83	12	2.20	2.19	2.16	2.11	2.03	2.26	0.057	0.067	0.093	0.15	0.227
			2.20	2.19	2.17	2.11	2.03	2.26					
			2.21	2.2	2.17	2.11	2.04	2.26					
12	83	15	2.28	2.27	2.25	2.19	2.11	2.33	0.043	0.053	0.08	0.147	0.22
			2.29	2.28	2.25	2.18	2.11	2.33					
			2.29	2.28	2.25	2.18	2.11	2.33					
13	83	20	2.62	2.61	2.58	2.52	2.45	2.65	0.033	0.04	0.07	0.13	0.20
			2.62	2.61	2.58	2.52	2.45	2.65					
			2.61	2.61	2.58	2.52	2.45	2.65					
14	83	25	2.69	2.69	2.65	2.62	2.55	2.72	0.03	0.033	0.067	0.09	0.17
			2.69	2.68	2.65	2.63	2.54	2.72					
			2.68	2.68	2.65	2.63	2.55	2.71					
15	83	32	2.49	2.49	2.46	2.44	2.37	2.51	0.023	0.027	0.053	0.077	0.14
			2.49	2.49	2.46	2.44	2.37	2.51					
			2.49	2.48	2.46	2.44	2.38	2.52					
16	83	40	2.74	2.73	2.71	2.68	2.63	2.75	0.02	0.023	0.05	0.07	0.13
			2.73	2.73	2.7	2.69	2.62	2.75					
			2.73	2.73	2.7	2.68	2.62	2.76					
17	90	8	1.64	1.63	1.6	1.54	1.47	1.71	0.067	0.077	0.107	0.167	0.24
			1.64	1.63	1.6	1.54	1.47	1.71					
			1.64	1.63	1.6	1.54	1.46	1.7					
18	90	10	1.97	1.96	1.94	1.88	1.81	2.03	0.063	0.073	0.10	0.153	0.22
			1.97	1.96	1.94	1.88	1.81	2.03					
			1.97	1.96	1.94	1.88	1.82	2.04					
19	90	12	2.57	2.55	2.53	2.49	2.42	2.62	0.053	0.06	0.09	0.13	0.2
			2.57	2.55	2.53	2.49	2.42	2.62					
			2.56	2.55	2.53	2.49	2.42	2.62					
20	90	15	2.69	2.67	2.66	2.6	2.53	2.73	0.04	0.05	0.07	0.127	0.197
			2.69	2.68	2.66	2.6	2.53	2.73					
			2.68	2.68	2.65	2.6	2.53	2.72					

No	Faktor Eksposi		Densitas dari ketebalan Koin					Densitas Background (Akrilik)	Kontras dari ketebalan Koin				
	kV	mAs	2mm	4mm	6mm	8mm	10mm		2mm	4mm	6mm	8mm	10mm
21	90	20	2.71	2.7	2.68	2.62	2.6	2.75	0.03	0.036	0.05	0.123	0.15
			2.71	2.71	2.68	2.62	2.59	2.74					
			2.72	2.71	2.67	2.62	2.59	2.74					
22	90	25	2.78	2.77	2.76	2.72	2.68	2.8	0.027	0.03	0.04	0.087	0.12
			2.77	2.77	2.76	2.71	2.68	2.8					
			2.77	2.77	2.76	2.71	2.68	2.8					
23	100	8	2.68	2.67	2.64	2.61	2.51	2.73	0.05	0.06	0.09	0.15	0.22
			2.68	2.67	2.64	2.61	2.51	2.73					
			2.68	2.67	2.64	2.61	2.51	2.73					
24	100	10	2.73	2.72	2.7	2.68	2.62	2.78	0.047	0.057	0.077	0.09	0.15
			2.73	2.72	2.7	2.69	2.63	2.78					
			2.73	2.72	2.7	2.69	2.63	2.77					
25	100	12	2.78	2.77	2.76	2.74	2.7	2.82	0.04	0.053	0.06	0.08	0.12
			2.78	2.77	2.76	2.74	2.7	2.82					
			2.78	2.76	2.76	2.74	2.7	2.82					
26	100	15	2.8	2.79	2.78	2.77	2.73	2.84	0.033	0.04	0.057	0.06	0.1
			2.8	2.79	2.78	2.77	2.74	2.83					
			2.8	2.8	2.77	2.78	2.73	2.83					

- E. Data nilai densitas dan kontras radiograf berbagai eksposi pada permodelan phantom akrilik untuk objek thorak diambil dari masing-masing 3 kali pengukuran

No	Faktor Eksposi		Rata-Rata Dosis Serap (μGy)	Kontras
	kV	mAs		
1	60	4	69.96	0.24
2	60	6	116.86	0.23
3	60	8	130.80	0.21
4	60	10	202.53	0.19
5	60	12	236.16	0.18
6	60	15	318.00	0.177
7	67	4	92.96	0.223
8	67	6	151.06	0.22
9	67	8	164.73	0.20
10	67	10	253.96	0.19
11	67	12	296.76	0.173
12	67	15	380.80	0.16
13	75	4	113.33	0.213
14	75	6	171.10	0.18
15	75	8	197.93	0.17
16	75	10	305.23	0.13
17	75	12	357.13	0.10
18	83	4	130.40	0.19
19	83	6	188.53	0.17
20	83	8	235.43	0.13
21	83	10	341.13	0.12
22	90	4	147.70	0.15
23	90	6	236.56	0.12
24	90	8	266.83	0.09
25	100	4	177.16	0.13
26	100	6	280.06	0.11
27	100	8	310.23	0.06

- F. Data nilai densitas dan kontras radiograf berbagai eksposi pada permodelan phantom akrilik untuk objek Abdomen diambil dari masing-masing 3 kali pengukuran

No	Faktor Eksposi		Rata-Rata Dosis Serap (μGy)	Kontras
	kV	mAs		
1	75	8	367.76	0.29
2	75	10	556.93	0.28
3	75	12	647.26	0.26
4	75	15	827.53	0.257
5	75	20	1118.06	0.24
6	75	25	1346.10	0.22
7	75	32	1816.90	0.20
8	75	40	2224.86	0.17
9	83	8	438.03	0.26
10	83	10	611.26	0.25
11	83	12	722.63	0.226
12	83	15	922.63	0.22
13	83	20	1286.00	0.20
14	83	25	1502.53	0.17
15	83	32	1940.16	0.14
16	83	40	2301.80	0.13
17	90	8	474.70	0.24
18	90	10	694.30	0.22
19	90	12	861.80	0.20
20	90	15	1092.1	0.196
21	90	20	1414.46	0.15
22	90	25	1770.30	0.10
23	100	8	561.96	0.22
24	100	10	778.26	0.15
25	100	12	995.60	0.12
26	100	15	1299.90	0.10