



UNIVERSITAS INDONESIA

**ESTIMASI DOSIS JANIN PADA PEMERIKSAAN
RADIOGRAFI THORAKS DAN ABDOMEN**

SKRIPSI

Diajukan sebagai salah satu syarat untuk memperoleh gelar sarjana sains

Fitri Yuni Lestari

0806364984

FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM

PROGRAM STUDI FISIKA

DEPOK

Juni 2011

HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS

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

Nama : Fitri Yuni Lestari

NPM : 08063648984

Tanda Tangan :

Tanggal : 13 Juni 2011



HALAMAN PENGESAHAN

Skripsi ini diajukan oleh :
Nama : Fitri Yuni Lestari
NPM : 0806364984
Program Studi : S1 Fisika, Peminatan Fisika Medis dan Biofisika
Judul Skripsi : Estimasi Dosis Janin Pada Pemeriksaan Radiografi
Thoraks dan Abdomen.

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

DEWAN PENGUJI

Pembimbing I : Dwi Seno Kuncoro, M.Si

()

Pembimbing II : Heru Prasetyo, M.Si

()

Penguji I : Dr. Seruni U. Freisleben

()

Penguji II : Kristina Tri Wigati, M.Si

()

Ditetapkan di : Depok

Tanggal : 13 Juni 2011

KATA PENGANTAR

Puji syukur saya panjatkan ke hadirat Allah SWT, karena atas bimbingan, petunjuk, rahmat dan karuniaNya penulis dapat menyelesaikan skripsi ini. Shalawat serta salam semoga selau tercurah kepada Rasulullah Muhammad SAW, sebagai suri tauladan umat manusia. Banyak pelajaran hidup dan pengalaman yang telah dirasakan penulis karena memang itulah proses yang harus dilalui. Sebuah proses yang menghantarkan penulis untuk merampungkan suatu kewajiban dari sebuah amanah bagi kehidupan selanjutnya, sehingga pada akhirnya penulis dapat menyelesaikan pengerjaan skripsi ini. Penulisan skripsi ini dilakukan dalam rangka memenuhi salah satu syarat untuk mencapai gelar Sarjana Science Jurusan Fisika pada Fakultas Matematika dan Ilmu pengetahuan Alam Universitas Indonesia.

Penulis menyadari bahwa, tanpa bantuan dan bimbingan dari berbagai pihak dari masa perkuliahan sampai pada penyusunann skripsi ini, sangatlah sulit bagi penulis untuk menyelesaikan skripsi ini. Oleh karena itu, penulis ingin mengucapkan terima kasih kepada berbagai pihak yang telah memberikan banyak bantuan dan dukungan, diantaranya:

1. **Orang tua dan keluarga tercinta** yang selalu mendoakan penulis tanpa mengharap balasan apapun dan senantiasa sabar dan selalu memberikan dukungan.
2. **Bapak Heru Prasetyo, M.Si** selaku dosen pembimbing yang telah banyak meluangkan waktu, memberikan saran, masukan, arahan serta solusi ditengah kebuntuan, juga menjadi teman diskusi yang baik dalam pengerjaan dan penulisan skripsi ini.
3. **Bapak Dwi Seno Kuncoro, M.Si** selaku dosen pembimbing yang telah memberikan saran, masukan dan arahan dalam penulisan skripsi ini, serta menjadi teman diskusi yang baik.

4. **Ibu Dr. Seruni U. Freisleben** selaku dosen penguji 1 yang telah menyempatkan waktu untuk berdiskusi dan memberikan masukan serta arahan untuk perbaikan skripsi ini.
5. **Ibu Kristina Tri Wigati, M.Si** selaku dosen penguji 2 yang telah menyempatkan waktu untuk berdiskusi dan memberikan masukan serta arahan untuk perbaikan skripsi ini.
6. **Ibu diah, ibu helvi dan seluruh karyawan PTKMR Batan** yang telah membantu dalam proses pengerjaan penelitian.
7. **Seluruh pengurus sekretariat departemen fisika** atas bantuannya kepada penulis.
8. **Seluruh teman-teman fisika medis angkatan 2008** yang telah banyak memberikan motivasi dan membantu dalam pengerjaan skripsi ini.
9. **Seluruh teman-teman fisika** atas kebersamaannya selama ini.
10. Seluruh pihak yang tidak bisa penulis sebutkan satu-persatu, terima kasih atas doa serta dukungannya selama ini.

Penulis menyadari penelitian ini masih jauh dari sempurna, karena keterbatasan yang ada. Oleh karena penulis sangat mengharapkan saran dan kritik. Sehingga, semoga apa yang dihasilkan ini dapat bermanfaat bagi perkembangan ilmu pengetahuan selanjutnya. Terima kasih

Jakarta, 11 Juni 2010

Penulis

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

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

Nama : Fitri Yuni Lestari
NPM : 0806364984
Program Studi : S1 Fisika Ekstensi
Departemen : Fisika
Fakultas : Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam
Jenis : Skripsi

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

Estimasi Dosis Janin Pada Pemeriksaan Radiografi Thoraks dan Abdomen

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

Demikian pernyataan ini saya buat dengan sebenarnya.

Dibuat di : Jakarta

Pada Tanggal : 11 Juni 2011

Yang menyatakan

(Fitri Yuni Lestari)

ABSTRAK

Nama : Fitri Yuni Lestari
Program Studi : S1 Fisika
Judul : Estimasi Dosis Janin Pada Pemeriksaan Radiografi Thoraks dan Abdomen

Terdapat kekhawatiran yang tumbuh di masyarakat umum serta bidang medis dan *scientist* tentang paparan radiasi dari prosedur sinar-x diagnostik dalam kasus wanita hamil yang menjalani pemeriksaan radiografi dimana embrio/janin berada dekat ataupun masuk dalam lapangan radiasi, misalnya pemeriksaan radiografi thoraks dan abdomen. Penelitian ini dilakukan untuk estimasi dosis janin pada pemeriksaan thoraks dan abdomen untuk kepentingan penilaian risiko janin dan manfaat pada *review* justifikasi. Estimasi dosis janin didapatkan dengan mengalikan antara *Normalized Uterine Dose* (NUD) dengan *Entrance Surface Dose* (ESD). NUD didapatkan dari kalkulasi software Xdose, sedangkan ESD didapatkan dari hasil bacaan *Thermoluminescence Dosimetry* (TLD) yang diletakkan pada titik berkas utama permukaan phantom posterior dengan tebal phantom 17 cm untuk pemeriksaan thoraks dengan arah penyinaran posterior-anterior dan pada titik berkas anterior permukaan phantom untuk pemeriksaan abdomen dengan arah penyinaran anterior-posterior. ESD juga bisa didapatkan dari hasil perkalian antara *incident air kerma* dengan *backscatter factor*. Pemeriksaan thorak dilakukan dengan tegangan tabung 55, 60, 66, 70 dan 77 kV dengan beban tabung 10 mAs sedangkan pemeriksaan abdomen dilakukan dengan tegangan tabung 60, 66, 70, 77, 81 dan 85 kV dengan beban tabung 10 mAs. Dosis janin yang didapat pada pemeriksaan thoraks antara $1,92 \times 10^{-5}$ – $2,79 \times 10^{-5}$ mGy sedangkan pada pemeriksaan abdomen dosis janin yang didapat antara 0,054 – 0,975 mGy. Dosis janin yang didapat masih berada dibawah nilai batas dosis menurut *The International Commission on Radiological Protection (ICRP)* yaitu 100 mGy.

Kata kunci : risiko janin, Normalized Uterine Dose, Entrance Surface Dose, incident air kerma, backscatter factor, dosis janin.

ABSTRACT

Name : Fitri Yuni Lestari
Program Study : S1 Physics
Title : Fetal Dose Estimation in Radiographic Examinations of Thorax and Abdomen

There has been growing concern on public, as well as scientific and medical communities, about radiation exposures from diagnostic X-ray procedures in the case of pregnant women who undergo radiological examinations when the embryo/fetus is near or included in the X-ray field, for example thorax and abdomen radiographic examinations. This research was conducted to estimate fetal doses in thorax and abdomen examination for risk-benefit considerations as justification review. Fetal doses estimation were obtained by multiplying Normalized Uterine Dose (NUD) with Entrance Surface Dose (ESD). NUDs were obtained using calculation software XDose while ESDs were obtained from Thermoluminescence Dosimetry (TLD) placed on the posterior center beam of phantom surface with 17 cm thickness for thorax examinations posterior-anterior projection and on anterior center beam of phantom surface for abdomen examinations anterior-posterior examinations. ESD can also be obtained by multiplying incident air kerma with backscatter factor. Thorax examination performed with a tube voltage of 55, 60, 66, 70 and 77 kV and 10 mas, while the abdominal examination performed with a tube voltage of 60, 66, 70, 77, 81 and 85 kV and 10 mas. From thorax examination fetal doses between 1.92×10^{-5} to 2.79×10^{-5} mGy and from abdomen examination fetal doses between 0.054 to 0.975 mGy. Fetal doses obtained were less than the dose limit value according to The International Commission on Radiological Protection (ICRP) of 100 mGy.

Key words : fetal risks, Normalized Uterine Dose, Entrance Surface Dose, incident air kerma, backscatter factor, Fetal doses.

DAFTAR ISI

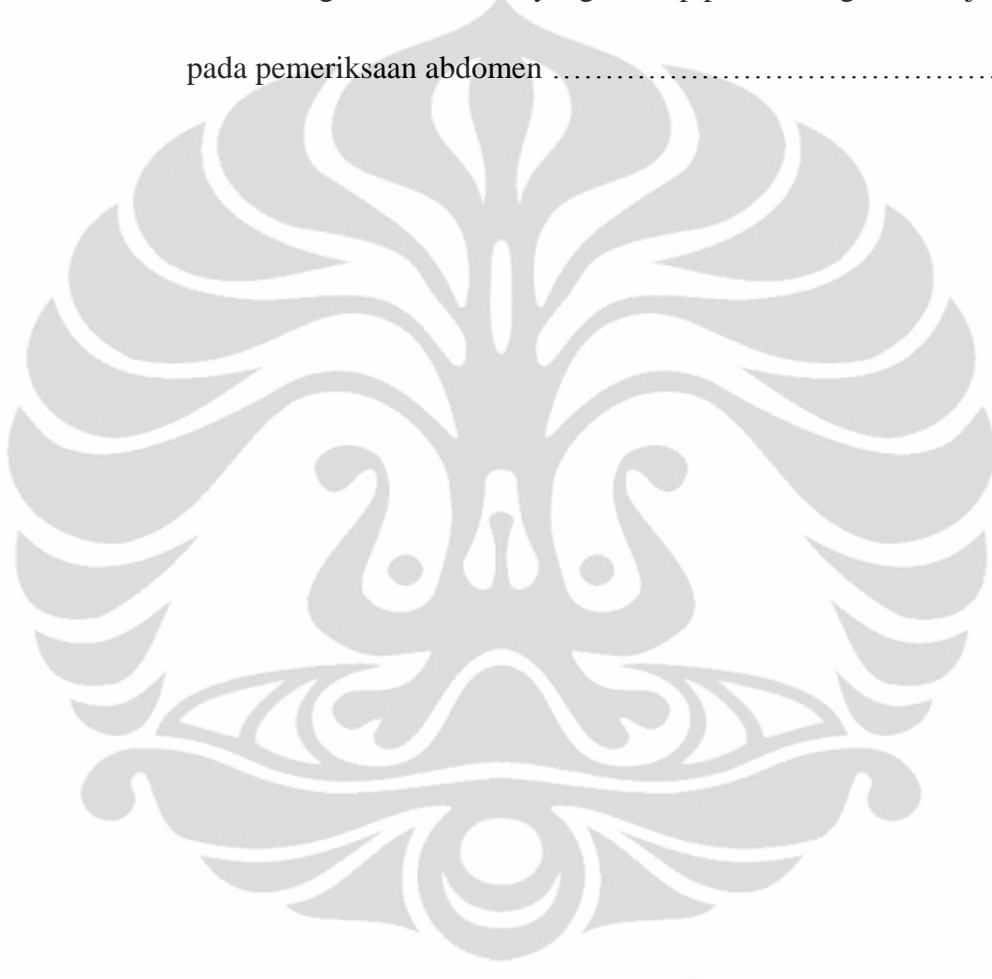
HALAMAN JUDUL	i
HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS	ii
LEMBAR PENGESAHAN	iii
KATA PENGANTAR	iv
LEMBAR PERSETUJUAN PUBLIKASI KARYA ILMIAH	vi
ABSTRAK	vii
ABSTRACT	viii
DAFTAR ISI	ix
DAFTAR GAMBAR	xi
DAFTAR TABEL	xiii
1. PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Tujuan Penelitian	2
1.3 Perumusan Masalah	2
1.4 Batasan Masalah	3
1.5 Metodologi Penelitian	3
1.6 Sistematika Penulisan	3
2. TINJAUAN PUSTAKA	5
2.1 Anatomi Rahim	5
2.2 Interaksi Sinar-X	7
2.2.1 Efek Fotolistrik	8
2.2.2 Hamburan Compton (Hamburan Tak Koheren)	9
2.3 Risiko Janin Terhadap Radiasi	11

2.3.1 Efek Deterministik	13
2.3.2 Efek Stokastik	13
2.4 Proteksi Radiasi	13
2.5 Dosimeter Termoluminesensi	14
2.5.1 Mekanisme Kerja TLD	15
2.5.2 Mekanisme Pembacaan TLD	16
2.6 Entrance Surface Dose	17
3. METODE PENELITIAN	18
3.1 Uji Kesesuaian Pesawat Sinar-X	20
3.1.1 Uji Keakurasian Nilai Tegangan Tabung	21
3.1.2 Uji Keakurasian Waktu Eksposi	21
3.1.3 Reproduksiabilitas / Kedapatulangan	21
3.1.4 Linieritas Keluaran Radiasi	22
3.2 Metode pengambilan Data	22
3.3 Evaluasi Data	24
4. HASIL DAN PEMBAHASAN	26
4.1 Hasil Uji Kesesuaian Pesawat Sinar-X	26
4.1.1 Hasil Uji Keakurasian Nilai Tegangan Tabung	26
4.1.2 Hasil Uji Keakurasian Waktu Eksposi	27
4.1.3 Hasil Uji Reproduksiabilitas / Kedapatulangan	28
4.1.4 Hasil Uji Linieritas	29
4.2 Estimasi Dosis Janin	29
4.2.1 Dosis Yang Diserap Pasien	29
4.2.2 Dosis yang Diserap Janin (Fetal Absorbed Dose)	31
4.3 Faktor Risiko Janin	40
5. KESIMPULAN DAN SARAN	43
5.1 Kesimpulan	43
5.2 Saran	44
DAFTAR PUSTAKA	45

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 Organ reproduksi wanita	5
Gambar 2.2 Tahap pembesaran uterus berdasarkan usia kehamilan	7
Gambar 2.3 Interaksi elektron dengan atom	8
Gambar 2.4 Proses efek fotolistrik	9
Gambar 2.5 Hamburan compton	10
Gambar 2.6 Glow curve dosimeter termoluminesensi	15
Gambar 2.7 Proses termoluminesensi	15
Gambar 2.8 Diagram skematik pengukuran ESD	17
Gambar 3.1 Pesawat sinar-x yang digunakan dalam penelitian	19
Gambar 3.2 Phantom yang digunakan dalam penelitian	19
Gambar 3.3 Pengukuran uji kesesuaian pesawat sinar-x	20
Gambar 3.4 Posisi penyinaran pada pemeriksaan thoraks	22
Gambar 3.5 Posisi peletakan TLD pada permukaan phantom	23
Gambar 3.6 Posisi penyinaran dan peletakan TLD pada pemeriksaan abdomen ...	23
Gambar 3.7 Posisi peletakan TLD pada permukaan phantom	24
Gambar 4.1 Grafik uji akurasi nilai tegangan tabung	27
Gambar 4.2 Grafik keakurasian waktu eksposi	28
Gambar 4.3 Hubungan antara dosis yang diserap pasien dengan tegangan tabung	31
Gambar 4.4 Hubungan antara ESD dengan dosis janin pada pemeriksaan thoraks	38
Gambar 4.5 Hubungan antara ESD dengan dosis janin pada pemeriksaan	

abdomen	39
Gambar 4.6 Perbandingan antra dosis yang diserap pasien dengan dosis janin pada pemeriksaan thoraks	39
Gambar 4.7 Perbandingan antara dosis yang diserap pasien dengan dosis janin pada pemeriksaan abdomen	40



DAFTAR TABEL

Tabel 2.1 Koefisien faktor risiko janin terhadap radiasi	11
Tabel 2.2 Efek radiasi janin berdasarkan dosis	11
Tabel 2.1 Efek radiasi janin berdasarkan usia kehamilan	12
Tabel 4.1 Keakurasian nilai tegangan pesawat Philips optimus 50	26
Tabel 4.2 Keakurasian waktu eksposi pesawat Philips optimus 50	27
Tabel 4.3 Uji reproduksibilitas pesawat Philips optimus 5	29
Tabel 4.4 Uji linieritas keluaran radiasi pesawat Philips optimus 50	29
Tabel 4.5 Rerata hasil pengukuran ESD pada pemeriksaan thoraks	31
Tabel 4.6 Rerata hasil pengukuran ESD pada pemeriksaan abdomen	31
Tabel 4.7 Nilai ESD tak langsung dengan ESD pengukuran pada pemeriksaan thoraks	32
Tabel 4.8 Estimasi dosis janin menggunakan nilai ESD tak langsung pada Pemeriksaan thoraks berdasarkan perhitungan xdose	33
Tabel 4.9 Estimasi dosis janin menggunakan nilai ESD pengukuran langsung pada menggunakan TLD pada pemeriksaan thoraks berdasarkan xdose	33
Tabel 4.10 Nilai ESD tak langsung dengan ESD pengukuran pada pemeriksaan abdomen	34
Tabel 4.11 Estimasi dosis janin dengan pengukuran ESD tak langsung pada Pemeriksaan abdomen berdasarkan perhitungan xdose	35
Tabel 4.12 Estimasi dosis janin menggunakan nilai ESD TLD pada pemeriksaan abdomen berdasarkan perhitungan xdose	35
Tabel 4.13 Perbandingan ESD TLD dengan dosis janin	36

Tabel 4.14 Perbandingan ESD tak langsung dengan estimasi dosis janin	37
Tabel 4.15 Perkiraan dosis janin dengan dosis yang diserap pasien	37
Tabel 4.16 Risiko janin pada pemeriksaan thoraks	41
Tabel 4.16 Risiko janin pada pemeriksaan abdomen.....	41





BAB 1

PENDAHULUAN

Dalam bidang kesehatan, dimana derajat peningkatan kesehatan yang setinggi-tingginya merupakan program utama yang mengacu pada peningkatan kesejahteraan manusia. Salah satu pelaksanaan program tersebut ditempuh melalui pelayanan yang lebih mengutamakan pada pemakaian jasa-jasa pelayanan. Untuk itu pelayanan di bidang kesehatan perlu mendapat perhatian, terutama dengan adanya fasilitas penunjang berupa penyediaan dan penambahan alat-alat kesehatan, dalam hal ini pesawat sinar-x.

Sejalan dengan perkembangan zaman maka manfaat yang besar akan sinar-x semakin dibutuhkan, baik dalam bidang industri maupun dalam bidang kesehatan. Terutama dalam bidang kesehatan, yaitu dengan tersedianya pesawat sinar-x yang berfungsi untuk mendiagnosa organ-organ tubuh bagian dalam (bagian yang tidak terlihat oleh mata secara langsung).

1.1 Latar Belakang

Ribuan wanita hamil telah terpapar oleh radiasi pengion setiap tahunnya. Namun karena kurangnya pengetahuan tentang bahaya dan kegunaan dari radiasi pada wanita hamil, sehingga timbul kekhawatiran yang tumbuh di masyarakat umum serta bidang medis dan scientist tentang paparan radiasi dari prosedur x-ray diagnostik. Kekhawatiran ini lebih besar dalam kasus wanita hamil yang menjalani pemeriksaan radiologi abdomen dan pelvis selama janin disinari tanpa atau dengan pengetahuan pasien.

Salah satu pertanyaan umum dalam hubungan penggunaan radiasi pengion dalam medis adalah pengaturan dari pasien hamil dan pekerja radiasi hamil. Pemaparan radiasi pengion untuk wanita hamil harus melengkapi beberapa formulir. Jika sebelum pemeriksaan pasien menyatakan hamil atau diketahui sedang hamil, maka langkah-langkah yang tepat harus dilakukan. Situasi akan menjadi lebih rumit jika pasien tidak yakin apakah dia sedang hamil atau tidak menyadari bahwa dirinya sedang hamil.

Justifikasi dalam bidang medis berbeda dengan justifikasi dalam bidang lain yang juga melibatkan radiasi pengion. Pada seluruh aplikasi radiasi medis, manfaat dan potensi risiko adalah hal yang penting. Bila dibandingkan dengan pemeriksaan rutin menggunakan radiasi pengion, pemeriksaan medis pada pasien hamil memiliki tambahan pertimbangan. Seperti pertimbangan risiko dan manfaat dari pemeriksaan radiasi selama masa kehamilan, setidaknya dua individu harus diperhatikan (ibu dan janin).

Berbagai macam pertimbangan risiko dan manfaat untuk radiologi ibu hamil yang rumit sebagai risiko untuk ibu dan anak yang harus dipertimbangkan, termasuk pertimbangan risiko terhadap ibu jika pemeriksaan ditunda. Manfaat radiologi untuk ibu hamil akan terasa langsung oleh ibu namun tidak demikian oleh janin. Oleh karena itu harus dipastikan bahwa janin menerima dosis seminimum mungkin sesuai tujuan diagnostik baik oleh wanita yang diketahui hamil pada saat pemeriksaan berlangsung maupun diketahui hamil sebelum pemeriksaan.

1.2 Tujuan Penelitian

Tujuan penelitian ini adalah untuk memperkirakan dosis janin sebagai bahan *review* dalam penegakan justifikasi dalam pemeriksaan radiografi. Untuk *review* justifikasi perlu diketahui risiko janin terhadap radiasi, pada penelitian ini dilakukan *review* justifikasi untuk pemeriksaan thoraks dan abdomen sehingga estimasi dosis janin perlu diketahui untuk penilaian faktor risiko janin pada pemeriksaan thoraks dan abdomen.

1.3 Perumusan Masalah

Dalam pemeriksaan radiologi untuk pasien hamil, sebelum pemeriksaan harus diperhatikan apakah sang ibu dapat menerima manfaat langsung dan janin tidak menerima risiko radiasi dari pemeriksaan yang dilakukan. Pertimbangan atau justifikasi yang harus diperhitungkan antara lain adalah manfaat dan risiko yang akan terjadi bila penundaan pemeriksaan dilakukan, apakah risiko sang ibu lebih besar daripada risiko janin apabila pemeriksaan tidak dilakukan.

Ketika pemeriksaan tidak dapat ditunda setelah masa kehamilan, maka harus dipastikan bahwa janin menerima dosis yang minimal tanpa mengurangi kualitas citra radiografi. Dosis radiasi yang menjadi perhatian pada pemeriksaan ibu hamil adalah dosis janin bukan dosis yang diserap pasien. Dosis janin dinyatakan dalam gray (Gy) atau miligray (mGy)

1.4 Batasan Masalah

Pada pembatasan masalah ini penulis akan mengukur *entrance surface air kerma* (*entrance surface dose*) dengan menggunakan dosimeter termoluminesensi untuk mendapatkan estimasi dosis janin pada pemeriksaan thoraks dan abdomen. Untuk mendapatkan estimasi dosis janin diperlukan nilai *Normalized Uterine Dose* (NUD) yang didapatkan dari software perhitungan organ XDOSE.

1.5 Metodologi Penelitian

Penelitian ini akan dilakukan dengan menguji fungsi pesawat radiodiagnostik seperti pengujian keakurasian tegangan tabung, keakurasian waktu eksposi, *reproducibility* dan linieritas keluaran radiasi serta pengukuran *entrance surface dose* pada phantom dengan menggunakan dosimeter termoluminesensi.

1.6 Sistematika Penulisan

Dalam sistematika penulisan skripsi ini terdiri dari bab-bab yang memuat beberapa subbab, yaitu:

BAB 1 Pendahuluan

Berisi latar belakang, permasalahan, pembatasan masalah, tujuan penelitian, metode penelitian dan sistematika penulisan.

BAB 2 Teori Dasar

Berisi landasan teori sebagai hasil dari literatur yang berhubungan dalam penelitian.

BAB 3 Metode Penelitian

Berisi tentang bahan dan peralatan dosimetri yang diperlukan serta cara pengambilan datanya.

BAB 4 Hasil dan Analisa

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

BAB 5 Penutup

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



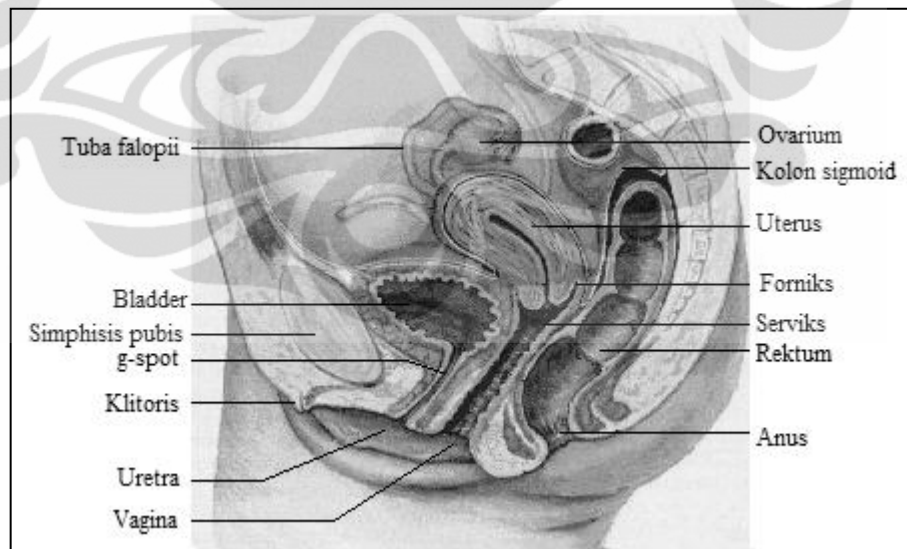
BAB 2

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Anatomi Rahim

Ketika dilahirkan normalnya seorang anak wanita telah mempunyai organ reproduksi yang lengkap, akan tetapi belum berfungsi sepenuhnya dengan sempurna. Organ reproduksi akan berfungsi sepenuhnya saat seorang wanita telah memasuki masa pubertas, dimana ditandai dengan perubahan-perubahan pada organ seks, seperti pembesaran payudara, pinggul dan keluar darah haid (menstruasi) (www.seksehat.info/kesehatan-reproduksi/mengenal-anatomi-dan-fisiologi-organ-reproduksi-wanita.html).

Anatomi organ reproduksi wanita terdiri atas vulva, vagina, serviks (cervix), rahim (uterus), saluran telur (fallopian tube/tuba falopi) dan indung telur (ovary/ovarium). Pada organ reproduksi yang berperan sebagai tempat janin berada adalah uterus.



[Sumber: www.seksehat.info/kesehatan-reproduksi/mengenal-anatomi-dan-fisiologi-organ-reproduksi-wanita.html]

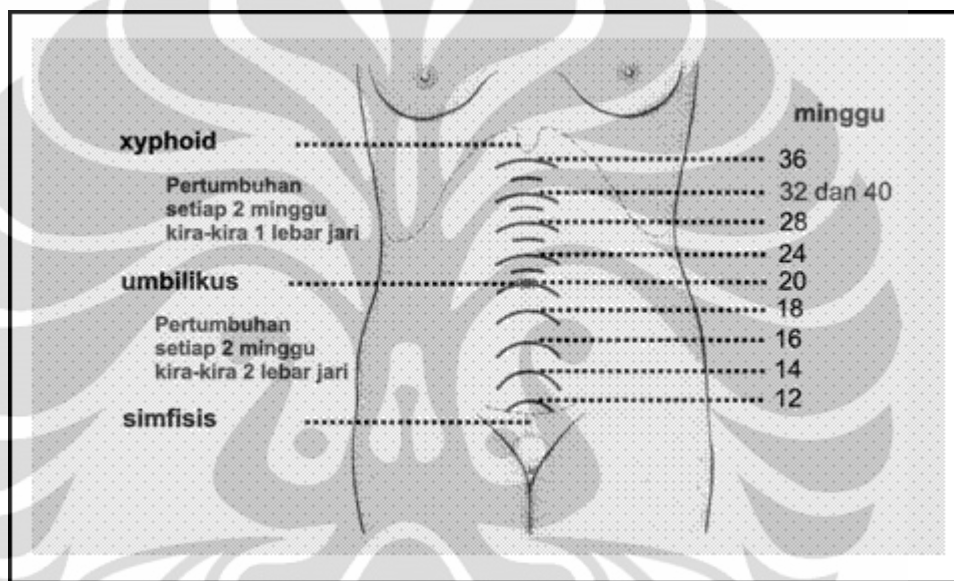
Gambar 2.1. Organ reproduksi wanita “telah diolah kembali”.

Uterus (rahim) merupakan organ yang memiliki peranan besar dalam reproduksi wanita, yakni dari saat menstruasi hingga melahirkan. Bentuknya seperti buah pear, berongga, dan berotot, terletak di dalam pelvis. Sebelum hamil beratnya 30-50 gram dengan ukuran panjang 9 cm dan lebar 6 cm kurang lebih sebesar telur ayam kampung. Tetapi saat hamil mampu membesar dan beratnya mencapai 1000 gram. Uterus berfungsi untuk menahan ovum yang telah dibuahi selama perkembangan.

Uterus terdiri dari 3 bagian berikut (Evelyn C. Pearce, 2004):

1. Fundus, bagian cembung di atas muara tuba uterine.
2. Badan uterus, melebar dari fundus ke servix, sedangkan antara badan dan servix terdapat istmus. Bagian bawah yang sempit dari uterus disebut servix. Rongga servix bersambung dengan rongga badan uterus melalui os interna dan bersambung dengan rongga vagina melalui os eksterna.
3. Ligamen-ligamen pada uterus. Ligamentum teres uteri ada dua buah, di sebelah kiri dan sebelah kanan sebuah, terdiri atas jaringan ikat dan otot, berisi pembuluh darah dan ditutupi peritoneum. Ligamen ini berjalan dari sudut atas uterus, ke depan dan ke samping melalui annulus inguinalis profundus ke kanalis inguinalis. Setiap ligament panjangnya 10 sampai 12,5 cm.
 - Peritoneum melipat di antara badan uterus dan kandung kencing di depannya, membentuk kantong utero-vesikuler. Di sebelah belakang, peritoneum membungkus badan dan servix uteri dan melebar ke bawah sampai fornix posterior vagina, selanjutnya melipat di depan rectum dan membentuk ruang rekto-vaginal (douglas).
 - Ligamen lebar (ligament latum uteri). Peritoneum yang menutupi uterus, di garis tengah badan (korpus) uterus melebar ke lateral pada setiap sisi uterus sampai dinding pelvis, membentuk ligamen lebar. Di dalam tepi bebas ligamen lebar ini terdapat tuba uterine, Ovarium diikat pada lapisan posterior ligament lebar yang sebenarnya mesenterium uterus dan mesenterium tuba uterine, dan arena itu berisi darah dan saluran limfe untuk uterus maupun untuk ovarium.

Setelah menstruasi permukaan dalam uterus menjadi tebal karena pengaruh hormon estrogen. Kemudian terjadi ovulasi diikuti dengan keluarnya cairan karena pengaruh hormon progesteron. Bila tidak terjadi pembuahan maka lapisan tadi bersama sel telur akan terlepas (meluruh) dan keluar melalui vagina yang disebut sebagai menstruasi. Waktu antara dua menstruasi disebut siklus menstruasi. Walaupun rata-rata periodenya datang setiap 28 hari, hal ini dapat bervariasi pada setiap perempuan. Periode ini juga sangat tidak teratur pada 2-3 tahun pertama mulai menstruasi.



[Sumber: www.seksehat.info/kesehatan-reproduksi/mengenal-anatomi-dan-fisiologi-organ-reproduksi-wanita.html]

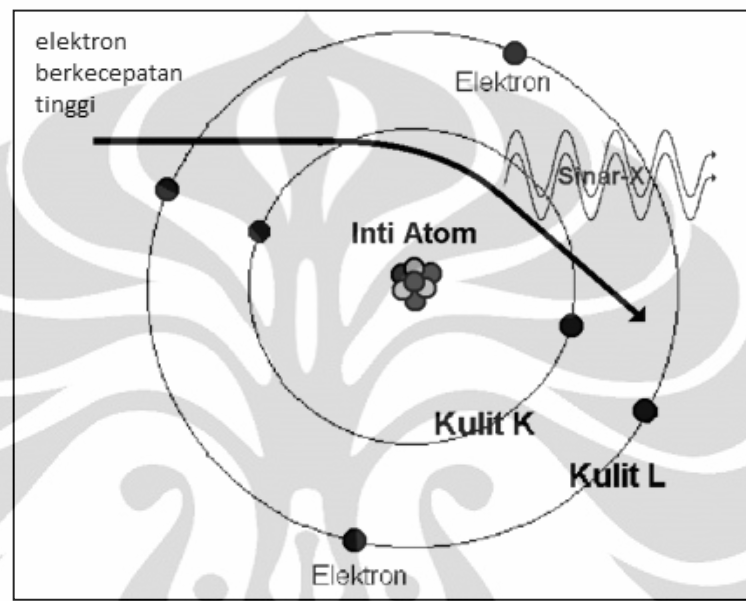
Gambar 2.2. Tahap pembesaran uterus berdasarkan usia kehamilan

2.2 Interaksi Sinar-X

Sinar- X pertama kali ditemukan oleh Wilhelm Conrad Rontgen pada tahun 1895. Sinar tersebut mempunyai sifat dapat terjadi bila elektron yang mempunyai kecepatan tinggi menumbuk materi yang belum diketahui. Maka oleh Rontgen sinar tersebut dinamakan sinar-X. Sinar-X dibangkitkan dari tabung vakum yang berisi filamen (yang juga sebagai katoda) dan anoda, akibat faktor pemanasan pada filamen maka awan – awan elektron akan terbentuk di katoda. Karena adanya beda potensial yang tinggi antara anoda dan katoda maka elektron

Universitas Indonesia

bergerak dan mengalami percepatan untuk menuju ke anoda, elektron berkecepatan tinggi akan menumbuk anoda dan terjadi pengereman sehingga energi kinetik dari elektron berubah menjadi sinar-X (photon) yang disebut radiasi kontinu bremsstrahlung (<http://www.slideshare.net/wiranto/pengenalan-pesawat-sinar-x-diagnostik>).



[Sumber: <http://www.slideshare.net/wiranto/pengenalan-pesawat-sinar-x-diagnostik>]

Gambar 2.3. Interaksi elektron dengan atom

Photon dapat mengalami berbagai macam interaksi dengan atom suatu bahan. Probabilitas dari masing-masing interaksi tergantung dari besarnya energi photon $h\nu$ dan nomor atom bahan Z (Podgorsak, 2003).

- Interaksi photon dengan elektron yang terikat kuat, misalnya dengan keseluruhan atom (efek fotolistrik, hamburan Rayleigh), dengan inti atom (produksi pasangan), atau dengan elektron bebas (efek Compton, triplet production).
- Dalam interaksi photon, elektron yang terikat kuat adalah elektron orbital yang memiliki energi ikat hampir sama dengan atau lebih besar dari energi photon. Sedangkan elektron bebas adalah elektron orbital yang memiliki energi ikat lebih kecil dari energi photon.
- Selama interaksi, ada kemungkinan photon menghilang (efek fotolistrik, produksi pasangan, *triplet production*) atau mungkin akan mengalami

Universitas Indonesia

hamburan koheren (hamburan Rayleigh) atau hamburan tak koheren (efek Compton).

2.2.1 Efek Fotolistrik

Dalam efek fotolistrik, photon berinteraksi dengan elektron orbital yang terikat kuat pada bahan dan kemudian menghilang, sementara itu elektron orbital akan tereksitasi dari atom sebagai *photoelectron* dengan energi kinetik E_K (Podgorsak, 2003) sebesar:

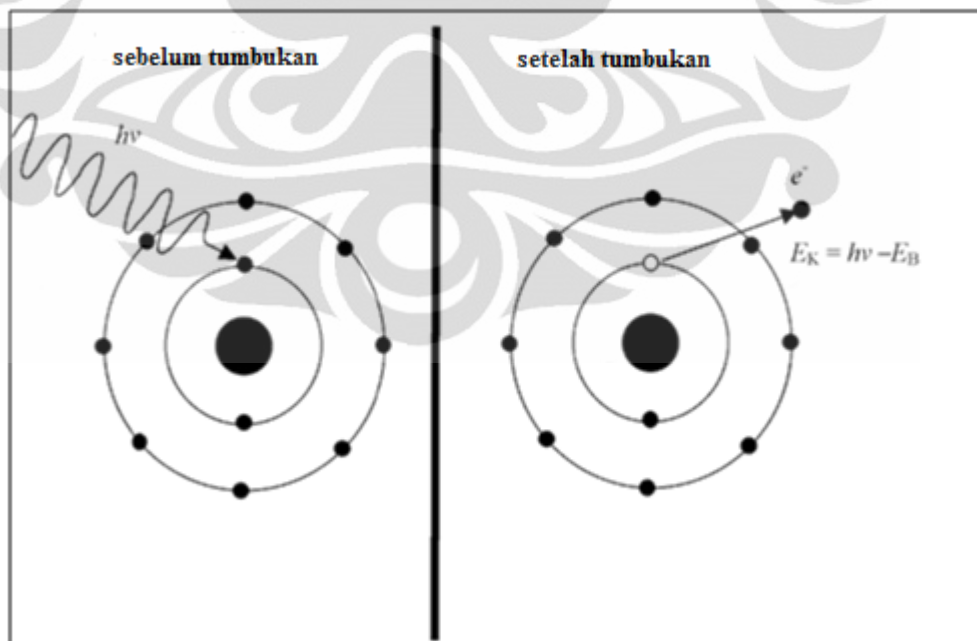
$$E_K = h\nu - E_B \quad (2.1)$$

Dimana :

E_K = Energi kinetik photoelectron

$h\nu$ = Energi photon datang

E_B = Energi ikat elektron orbital



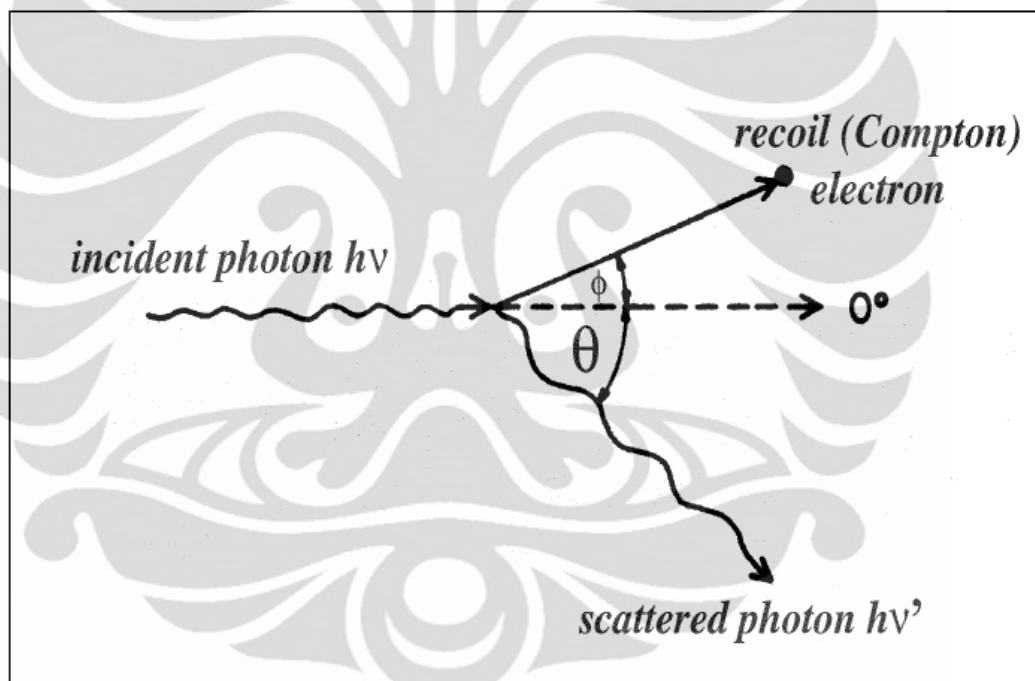
[Sumber: Podgorsak, 2003]

Gambar 2.4. Proses efek fotolistrik “telah diolah kembali”.

2.2.2 Hamburan Compton

Hamburan Compton terjadi akibat interaksi photon dengan elektron orbital bebas atau yang terikat secara lemah dari atom. Photon yang datang (*incident photon*) dengan energy $h\nu$ memberikan energinya ke elektron *recoil* (Compton) dan dihamburkan sebagai photon $h\nu'$ melalui sudut hambur θ dan sudut antara arah photon datang dengan arah electron Compton ϕ . Elektron yang tereksitasi dengan energi kinetik E_K akan mempunyai energi sebesar (Podgorsak, 2003) :

$$h\nu' = h\nu - E_K \quad (2.2)$$



[Sumber: Podgorsak, 2003]

Gambar 2.5. Hamburan Compton

Dimana E_+ dan E_- masing-masing adalah energi kinetik positron dan elektron yang terbentuk.

2.3 Risiko Janin Terhadap Radiasi

Ketika sel-sel dipapari radiasi pengion, efek fisika standard antara radiasi dengan atom atau molekul sel terjadi yang kemudian dapat menyebabkan kerusakan biologis pada fungsi sel. Kerusakan biologis yang paling kritis yang dapat terjadi dalam sel adalah kerusakan DNA, selain itu efek radiasi biologis juga dapat menyebabkan kematian sel ketika radiasi ionisasi diserap oleh materi biologis. Efek dari paparan radiasi pada janin tergantung usia janin pada waktu penyinaran dan jumlah dosis yang terserap janin. Dengan demikian ada hubungan antara risiko radiasi janin pada masa kehamilan dengan tahap pembentukan janin dan dosis serap janin. Risiko radiasi sangat signifikan pada tahap organogenesis karena pada umur kehamilan 3 – 8 minggu janin sedang berada dalam tahap pembentukan organ sehingga pada tahap ini janin sangat radiosensitive dan akan berkurang pada tahap akhir pembentukan fetus (ICRP Publication 84, 1999). Risiko janin dapat diketahui dengan mengalikan koefisien risiko (RC) yang didapat dari tinjauan pustaka dikalikan dengan dosis janin (F_{abs}) (persamaan 2.3) (Osei et al, 2003).

$$R = RC \times F_{abs} \quad (2.3)$$

Tabel 2.1. Koefisien faktor Risiko janin terhadap radiasi.

Koefisien Risiko(mGy^{-1})			
Keterbelakangan mental	Efek Keturunan	leukimia	Kanker
4,30E-04	2,40E-05	1,25E-05	1,75E-05

[Sumber : National Radiological Protection Board]

Pemaparan radiasi pengion pada janin dapat memungkinkan terjadinya dua efek kesehatan, yaitu :

1. Efek deterministik (reaksi jaringan) terjadi karena adanya kematian sel sebagai akibat dari paparan radiasi baik pada sebagian sel atau seluruh tubuh. Pada efek deterministik terdapat batas ambang dosis (di bawah batas ambang dosis maka efek tidak terjadi).
2. Efek stokastik dapat terjadi jika sel yang terkena paparan radiasi pengion mengalami modifikasi, dimana pada efek stokastik tidak ada batas ambang dosis namun kemungkinan dapat meningkat seiring dengan peningkatan dosis.

Tabel 2.2. Efek radiasi pada janin berdasarkan dosis.

Dosis	Efek pada Janin
< 0,1 Gy (<10 rad)	Tidak ada
0,1 – 1 Gy (1- 15 rad)	Risiko meningkat
2,5 Gy (250 rad)	Terjadi malformasi
>3 Gy	Kematian

[Sumber : Esmo, Stockholm 2008]

Tabel 2.3. Efek radiasi janin berdasarkan usia kehamilan

Tahap	Usia Kehamilan (minggu)	Efek Radiasi
Pre-implantasi	0-2	<i>All or none effect</i>
Organogenesis Awal	3-8	Malformasi organ
Organogenesis Akhir / Tahap Awal Fetus	9-25	Retardasi mental
Tahap akhir fetus	26 minggu hingga kelahiran	Sterilitas, kanker, penyakit keturunan

[Sumber : ICRP Publication 60]

2.3.1 Efek Deterministik

Efek deterministik dari radiasi ionisasi pada pembentukan embrio adalah kematian, pembentukan yang tidak sempurna (*malformation*), keterlambatan pertumbuhan, ketidaknormalan pembentukan otak hingga keterbelakangan mental. The International Commission on Radiological Protection (ICRP) telah mengemukakan risiko berbahaya reaksi jaringan dan *malformation* setelah radiasi prenatal (ICRP, 2003) dan di tahun 2007 mengemukakan bahwa tidak akan terjadi

Universitas Indonesia

efek deterministik pada janin bila dosis berada di bawah 100 mGy. Dengan demikian deterministik dapat diobservasi secara klinis apabila dosis radiasi di atas batas ambang.

2.3.2 Efek Stokastik

Efek stokastik terjadi dari radiasi pada embrio atau janin yang dapat memungkinkan terjadinya kanker setelah kelahiran dan penyakit keturunan pada keturunan mereka. Kemungkinan terjadinya efek-efek tersebut tergantung pada besarnya dosis yang diterima oleh embrio atau janin selama masa kehamilan dan tahap pembentukan janin pada waktu eksposur (ICRP Publication 84, 1999).

2.4 Proteksi Radiasi

Mengingat radiasi pengion dapat membahayakan kesehatan, maka pemakaian radiasi perlu diawasi, baik melalui peraturan-peraturan yang berkaitan dengan pemanfaatan radiasi pengion dan bahan-bahan radioaktif. Oleh karena itu ada suatu badan pengawas yang bertanggungjawab agar peraturan-peraturan tersebut dipatuhi. Di Indonesia, badan pengawas tersebut adalah BAPETEN (Badan Pengawas Tenaga Nuklir). Filosofi untuk proteksi radiasi yang dipakai sekarang adalah yang ditetapkan oleh *International Commission on Radiological Protection* (ICRP) dalam suatu pernyataan yang mengatur batas dosis radiasi, yaitu :

1. Justifikasi, Setiap pemakaian zat radioaktif atau sumber lainnya harus didasarkan pada azas manfaat. Suatu kegiatan yang mencakup paparan atau potensi paparan hanya disetujui jika kegiatan itu akan menghasilkan keuntungan yang lebih besar bagi individu atau masyarakat dibandingkan dengan kerugian atau bahaya yang timbul terhadap kesehatan.
2. Limitasi, Dosis ekuivalen yang diterima pekerja radiasi atau masyarakat tidak boleh melampaui Nilai Batas Dosis (NBD) yang telah ditetapkan. Batas dosis bagi pekerja radiasi dimaksudkan untuk mencegah munculnya efek deterministik (non stokastik) dan mengurangi peluang terjadinya efek stokastik.

3. Optimasi, Semua penyinaran harus diusahakan serendah-rendahnya (*as low as reasonably achievable, ALARA*), dengan mempertimbangkan faktor ekonomi dan sosial. Kegiatan pemanfaatan tenaga nuklir harus direncanakan dan sumber radiasi harus dirancang dan dioperasikan untuk menjamin agar paparan radiasi yang terjadi dapat ditekan serendah-rendahnya.

Konsep untuk mencapai tingkat serendah mungkin merupakan hal yang mendasar yang perlu dikendalikan, tidak hanya untuk radiasi tetapi juga untuk semua hal yang membahayakan lingkungan. Mengingat bahwa tidak mungkin menghilangkan paparan radiasi secara keseluruhan, maka paparan radiasi diusahakan pada tingkat yang optimal sesuai dengan kebutuhan dan manfaat dari sisi kemanusiaan.

Menurut ICRP dosis yang diperbolehkan untuk janin adalah 0,05 Gy selama masa kehamilan. Namun dosis ambang yang akan menimbulkan efek pada janin adalah 0,1 Gy (ICRP Publication 60, 1990). Dan satu-satunya cara untuk melindungi janin dari bahaya radiasi adalah dengan melindungi sang ibu, semua filosofi proteksi radiasi harus diperhatikan.

2.5 Dosimeter Termoluminensi

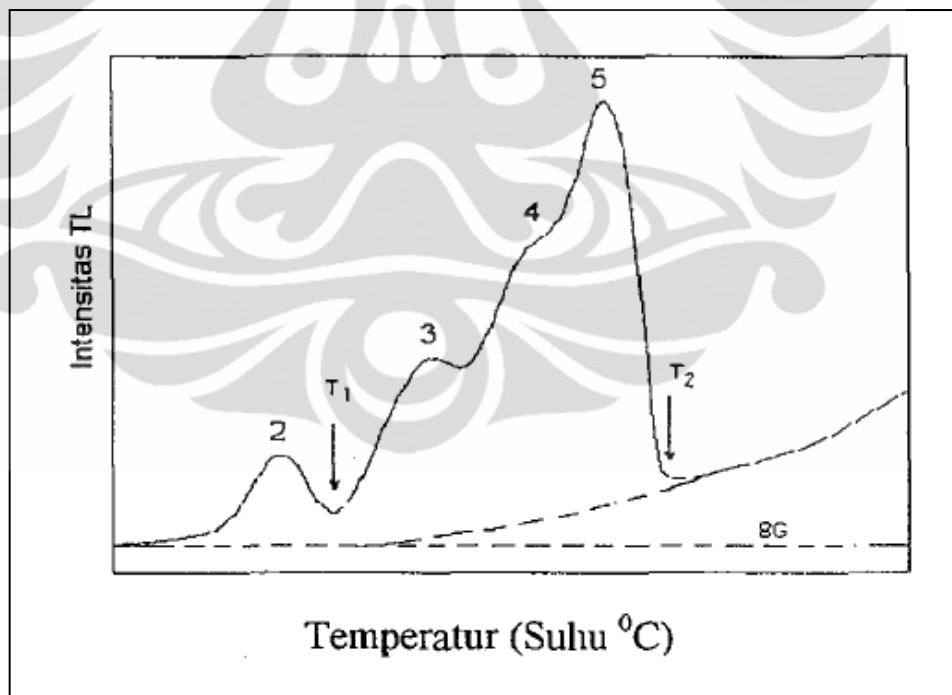
Prinsip dasar dosimeter termoluminesensi adalah gejala luminesensi. Luminesensi adalah peristiwa penyerapan energi yang disertai oleh pemancaran cahaya. Ada dua jenis luminesensi, yaitu fluoresensi dan fosforesensi. Fluoresensi adalah pancaran cahaya spontan yang hanya berlangsung jika terjadi eksitasi pada medium sedangkan fosforisensi adalah pancaran cahaya spontan yang akan tetap berlangsung beberapa saat walaupun proses eksitasi pada medium telah selesai (Sugito & Warsito, BATAN).

Termoluminesensi adalah pancaran cahaya spontan akibat proses eksitasi dalam medium yang disebabkan oleh bantuan energi panas dari luar. Jika suatu materi termoluminesensi diberikan energi panas yang cukup setelah menyerap energi radiasi pengion, maka intensitas cahaya yang diberikan akan sebanding dengan energy radiasi pengion yang sebelumnya diserap. Materi dengan sifat

demikian disebut fosfor, diantaranya : lithium fluorida (LiF), calcium fluoride (CaF_2), lithium borat ($\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$), calcium sulfat (CaSO_4) dan sebagainya. Detektor yang menggunakan prinsip termoluminesensi dinamakan TLD (*Thermoluminescence Dosimetry*).

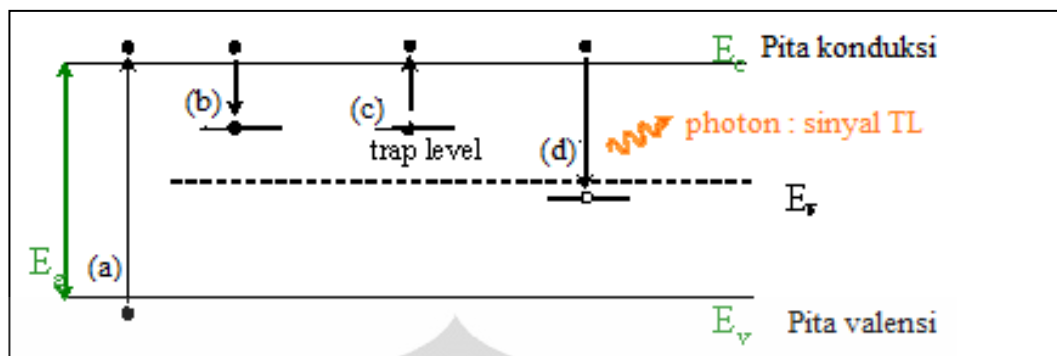
2.5.1 Mekanisme Kerja TLD

Mekanisme kerja TLD adalah ketika bahan yang bersifat luminisen terpapar oleh radiasi, maka elektron pada kristal akan tereksitasi ke tingkat energi yang berada di atasnya dengan menciptakan hole pada tingkat energi awalnya dan ketika elektron tersebut akan kembali kepada kondisi awalnya, elektron trap kemudian menangkap elektron tersebut dan menahannya pada kondisi metastabil untuk waktu yang cukup lama dalam suhu kamar. Akumulasi jumlah elektron yang terperangkap pada elektron trap ini yang kemudian dijadikan acuan untuk mengetahui besarnya paparan radiasi yang diterima.



[Sumber: Endang kurnia, dkk, 1996]

Gambar 2.6. Glow curve dosimeter termoluminesensi



[Sumber: http://2.bp.blogspot.com/_EKbeak7tkJA/R8a7G4pezoI.htm]

Gambar 2.7. Proses termoluminesensi: (a) Elektron yang terionisasi akibat radiasi; (b) electron terperangkap dalam electron trap; (c) elektron terlepas dari perangkap akibat pemanasan; (d) kombinasi elektron dengan *holes* akan mengemisikan cahaya (sinyal termoluminesensi) “telah diolah kembali”.

2.5.2 Mekanisme Pembacaan TLD

Dalam pembacaan, TLD yang telah terpapar radiasi dipanaskan, maka elektron yang berada pada elektron trap kembali pada kondisi awal dan menempati *hole* sambil melepaskan emisi foton. Pelepasan emisi foton oleh elektron ini yang kemudian disebut sebagai peristiwa thermoluminesensi. Intensitas cahaya yang dihasilkan mempunyai puncak pada temperatur tertentu (T_x) yang selanjutnya disebut *glow peak*. Semakin banyak tingkat energi tempat elektron terperangkap, semakin banyak *glow peak* yang akan terjadi. Kumpulan *glow peak* ini akan membentuk *glow curve*. *Glow peak* diproyeksikan terhadap temperatur, seperti yang terlihat pada gambar 2.6.

Cahaya luminesensi yang dihasilkan kemudian diubah menjadi arus dengan menggunakan *photomultiplier tube* (PMT) dan amplifier. Besarnya arus yang terakumulasi ini yang kemudian dianggap ekuivalen dengan besarnya paparan radiasi yang diterima, sehingga kita dapat menggunakan alat ini sebagai dosimeter. TLD *reader* mengubah intensitas cahaya menjadi sinyal yang diukur dengan satuan nC (*nanoCoulomb*). Pengukuran dilakukan sebanyak dua kali untuk setiap chip TLD. Pengukuran pertama adalah membaca intensitas termoluminesensi total, sedangkan pengukuran kedua adalah membaca intensitas termoluminesensi latar. Intensitas termoluminesensi bersih (TL) adalah intensitas

termoluminesensi total dikurangi intensitas termoluminesensi latar. Perhitungan dosis radiasi (D) yang diterima TLD adalah sebagai berikut :

$$D = TL (nC) \times F_k (\mu Gy/nC) \quad (2.4)$$

Dimana :

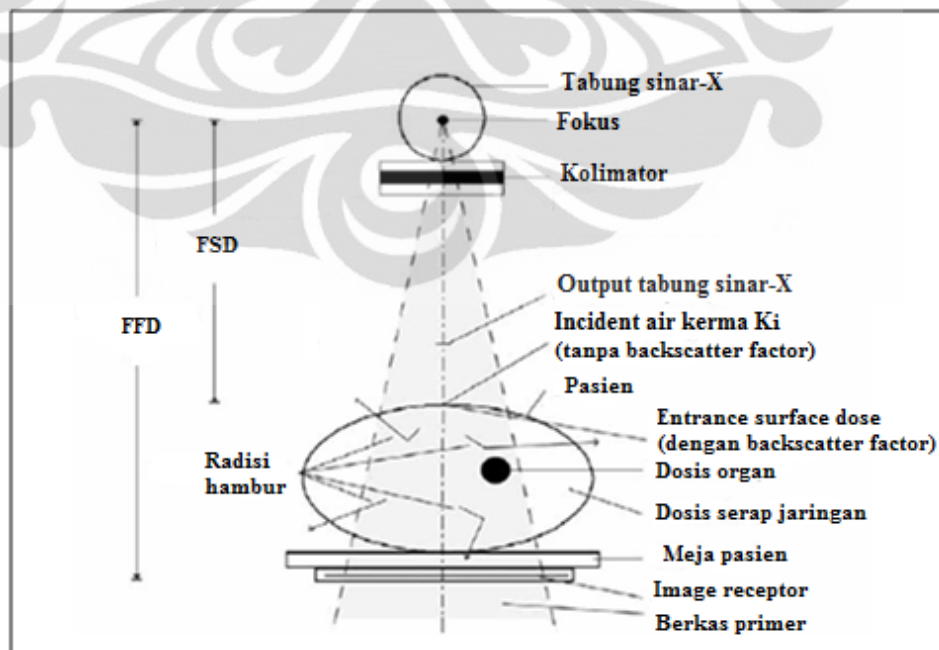
D = Dosis radiasi yang diterima TLD

TL = Intensitas termoluminesensi bersih

F_k = Faktor koreksi

2.6 Entrance Surface Dose

Interaksi berkas sinar-X dengan tubuh selalu menghasilkan suatu distribusi dosis dalam organ tubuh yang sangat sulit diukur secara langsung. Dosis yang diterima organ akibat paparan sinar-x diagnostik relatif terhadap dosis permukaan (*Entrance Surface Dose*, ESD). ESD memegang peranan penting dalam pengukuran rutin dosis pasien pada radiodiagnostik. ESD didefinisikan sebagai Dosis serap pasien pada permukaan kulit pasien pada *central point* iradiasi seperti yang terlihat pada gambar 2.8 (IAEA Technical Report Series No. 457, 2007). ESD diukur dengan menggunakan TLD, ESD dipengaruhi oleh *backscatter factor* pada permukaan kulit pasien.



[Sumber : IAEA Technical Report Series No.457]

Gambar 2.8. Diagram skematik pengukuran ESD “telah diolah kembali”.

BAB 3

METODE PENELITIAN

Pesawat yang digunakan pada penelitian ini adalah pesawat radiologi dengan merk Philips Optimus. Detektor yang digunakan pada pengujian akurasi adalah detector Unfors Xi, sedangkan untuk pengambilan data digunakan phantom antropomorphic dan dosimeter Termoluminesensi LiF - 100. TLD dikalibrasi dan dievaluasi oleh bagian dosimetri PTKMR Batan. Adapun spesifikasi pesawat sinar-x yang digunakan adalah sebagai berikut:

- Nama Pesawat : General Purpose X-ray Unit
- Produsen : Phillips Holland
- Tipe Generator : Bucky diagnostic
SN : 98900108381
- Model : Philips Optimus 50
SN : 05000402
- Nilai Inherent Filter : 0,3 mmAl/75 kV
- Type kolimator : 9890 010 80442
SN : 05002322
- Kapasitas Tersedia : 125 kV

Penelitian ini terdiri dari dua pengukuran yaitu uji kesesuaian pesawat sinar-x dan pengukuran *entrance surface dose* pada permukaan phantom antropomorphic dengan menggunakan TLD.



Gambar 3.1. Pesawat sinar-X yang digunakan dalam penelitian

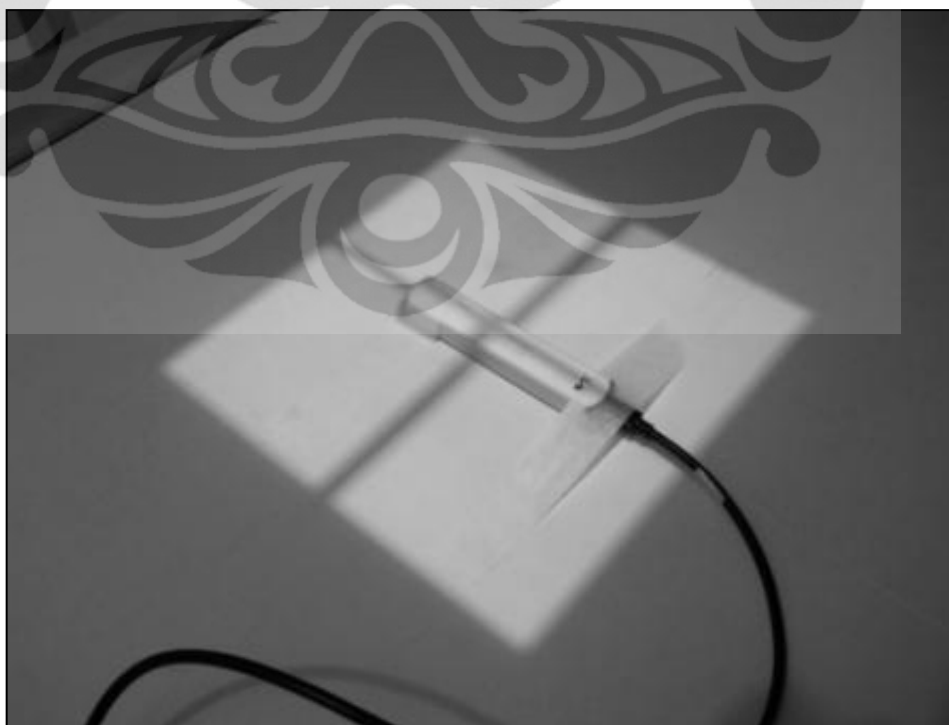


Gambar 3.2. Phantom yang digunakan pada penelitian

3.1 Uji Kesesuaian Pesawat Sinar-X

Uji kesesuaian adalah program jaminan kualitas dan kendali kualitas (QA/QC), maka dari itu uji kesesuaian sangat penting sebagai salah satu upaya optimasi proteksi radiasi terhadap pasien. Diantara program QA dan QC yang berpengaruh pada kualitas citra dan dosis pasien yaitu pengujian fungsi pesawat sinar-X radiodiagnostik. Tujuan pengujian fungsi pesawat sinar-X yaitu menjamin bahwa setiap parameter penyinaran pada pesawat teruji akurasi dan kedapatulangan fungsinya sesuai dengan spesifikasi alat dan bila terjadi penyimpangan harus berada dalam nilai batas toleransi yang disepakati. Prosedur uji kesesuaian mengikuti protocol dari *Western Australia (Radiological Council of Western Australia, 2006)*. Pengujian dilakukan dengan menggunakan detektor diode Unfors.

Parameter yang diuji kesesuaiannya adalah akurasi kV, akurasi arus, akurasi waktu, *reproducibility* dan linieritas arus. Detektor diposisikan pada sumbu berkas penyinaran dan tegak lurus arah penyinaran. Dengan luas lapangan penyinaran 23 cm x 23 cm dan *Focus to skin Distance (FSD)* 99,5 cm.



Gambar 3.3. Pengukuran uji kesesuaian pesawat sinar

3.1.1 Uji Keakurasian Nilai Tegangan Tabung (kV)

Tujuan dari pengujian keakurasian nilai tegangan tabung pesawat adalah untuk mengetahui kondisi pesawat yang digunakan apakah tegangan tabung yang diatur pada control panel sesuai dengan tegangan tabung yang terukur pada detektor. Hal ini sangat penting untuk dilakukan untuk menghindari kesalahan paparan pada tahap selanjutnya. Pengujian kV dilakukan pada kondisi penyinaran 5 mAs dengan variasi tegangan tabung 40, 50, 60, 70, 81, 90, 102, 117 dan 125 kV.

3.1.2 Uji Keakurasian Waktu Eksposi

Tujuan dari pengujian adalah untuk menentukan keakuratan waktu penyinaran. Sama seperti pengujian keakurasian kV, pengujian ketepatan waktu juga penting dilakukan untuk menghindari ketidaktepatan pemberian dosis. Pengujian dilakukan pada kondisi penyinaran 70 kV dan 50 mA, dengan variasi waktu 20, 50, 80, 100, 320, 500 ms.

3.1.3 Reproduksiabilitas / Kedapatulangan

Tujuan pengujian reproduksiabilitas adalah untuk menentukan stabilitas dari *output* radiasi, tegangan tabung dan waktu eksposi. Pengujian dilakukan dengan kondisi penyinaran 70 kV dan 10 mAs yang dilakukan paling sedikit lima kali eksposi. *Reproducibility* dikatakan sebagai koefisien variasi (C), perbandingan antara standard deviasi (S) dengan nilai rata – rata dari serangkaian pengukuran (persamaan 3.1) dimana koefisien Variasi tidak boleh melebihi 0.05 (*Radiological Council of Western Australia, 2006*).

$$C = \frac{S}{\bar{X}} = \frac{1}{\bar{X}} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})^2}{(n-1)}} \quad (3.1)$$

Dimana :

\bar{X} = Nilai rata – rata pengukuran

X_i = Pengukuran ke i

n = Banyaknya pengukuran

3.1.4 Linieritas Keluaran Radiasi

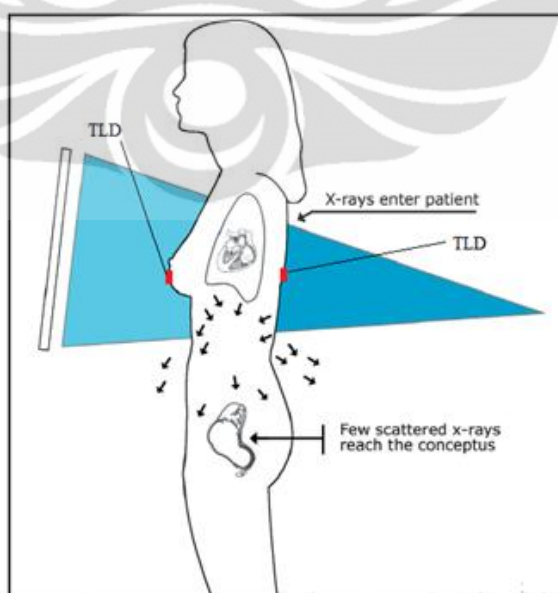
Tujuan dari pengujian ini adalah untuk menentukan keluaran radiasi dari rentang berkas sinar-X pada pemilihan faktor eksposi dan menggunakannya untuk menghitung koefisien linieritas keluaran. Pengujian dilakukan pada kondisi penyinaran 70 kV dengan variasi arus 2 mAs, 4 mAs dan 8 mAs. Koefisien linieritas dihitung dengan menggunakan persamaan (3.2) di bawah ini.

$$\text{Koefisien linieritas} = \frac{X_{\max} - X_{\min}}{X_{\max} + X_{\min}} \quad (3.2)$$

Nilai X_{\max} dan X_{\min} masing-masing adalah maksimum dan minimum output. Nilai koefisien linearitas harus lebih kecil dari sama dengan 0,1 (*Radiological Council of Western Australia, 2006*).

3.2 Metode Pengambilan Data

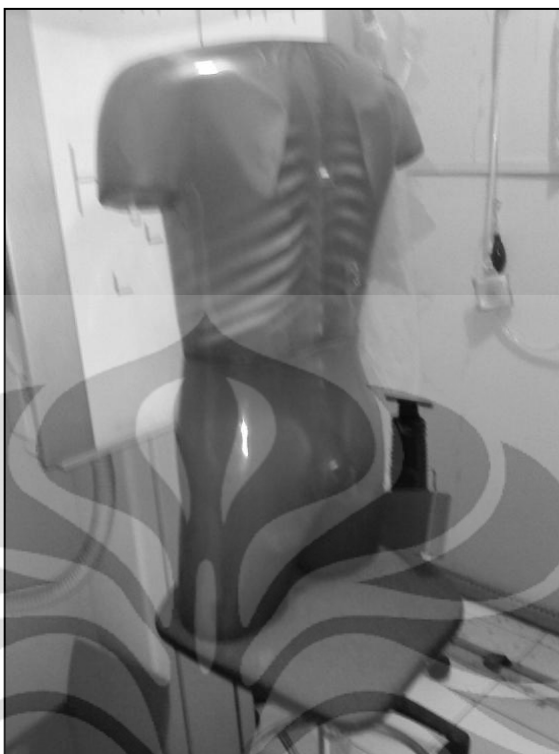
Pengambilan data dengan menggunakan TLD untuk mendapatkan *Entrance Surface Dose* (ESD) dan *exit dose* yang ditempelkan pada phantom sebagai pengganti tubuh pasien. Pada pemeriksaan thoraks TLD diletakkan pada titik pusat berkas anterior untuk mendapatkan nilai exit dose ($\text{Dose}_{\text{exit}}$) dan posterior untuk mendapatkan nilai ESD (Dose_{ent}) pasien pada phantom. Dengan demikian dapat diestimasi besarnya dosis yang diserap pasien (persamaan 3.1) (http://www.e-radiography.net/radtech/d/dose_ge/dose.htm)



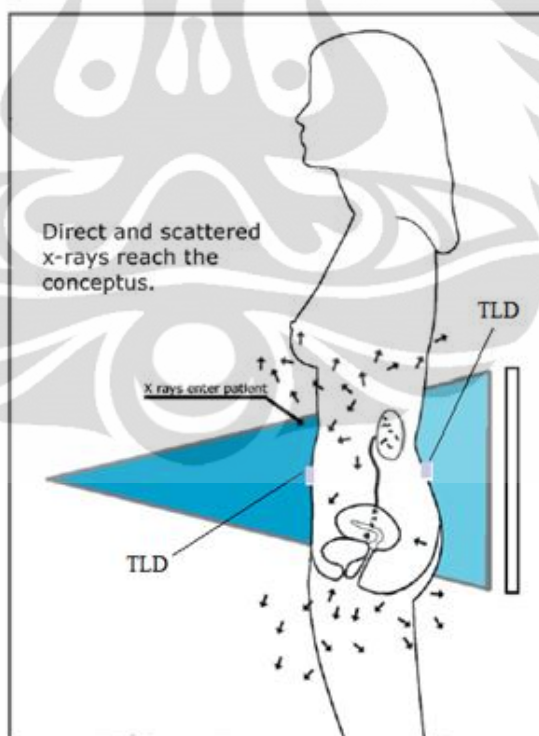
[Sumber : <http://www.brighamrad.harvard.edu/education/fetaldose/>]

Gambar 3.4. Posisi penyinaran pada pemeriksaan Thoraks “telah diolah kembali”.

Universitas Indonesia



Gambar 3.5. Posisi peletakan TLD pada permukaan phantom



[Sumber : <http://www.brighamrad.harvard.edu/education/fetaldose/>]

Gambar 3.6. Posisi penyinaran dan peletakan TLD pada pemeriksaan abdomen “telah diolah kembali”.



Gambar 3.7. Posisi peletakan TLD pada permukaan phantom

Pada pemeriksaan abdomen TLD diletakkan pada titik pusat berkas penyinaran anterior untuk mendapatkan nilai ESD ($Dose_{ent}$) dan posterior untuk mendapatkan nilai exit dose ($Dose_{exit}$). Dosis yang diserap pasien dapat dihitung dengan mengurangi ESD dengan *exit dose* sesuai dengan persamaan (3.1). Kondisi penyinaran pada pemeriksaan thoraks adalah 10 mAs dengan variasi tegangan tabung 55, 60, 66, 70 dan 77 kV. Untuk pemeriksaan abdomen digunakan kondisi penyinaran 10 mAs dengan variasi tegangan tabung 60, 66, 70, 77, 81 dan 85 kV.

$$Dosis\ yang\ diserap\ pasien = Dose_{ent} - Dose_{exit} \quad (3.1)$$

3.3 Evaluasi Data

Setelah didapatkan nilai ESD pada phantom maka dosis janin dapat diestimasi secara matematis mengikuti persamaan (3.2) (Osei, et al, 2003) dimana NUD adalah *Normalized Uterine Dose* yang didapatkan dari program perhitungan *xdose*, dimana NUD adalah pembagian antara dosis uterus (U_D) dengan *free-in-air kerma incident* (K_i) pada pasien atau phantom (persamaan 3.4) dan n adalah jumlah eksposi (Osei & Faulkner, 1999). Selain dengan nilai ESD yang didapat dari hasil pembacaan TLD, estimasi dosis janin juga dapat dihitung dengan

Universitas Indonesia

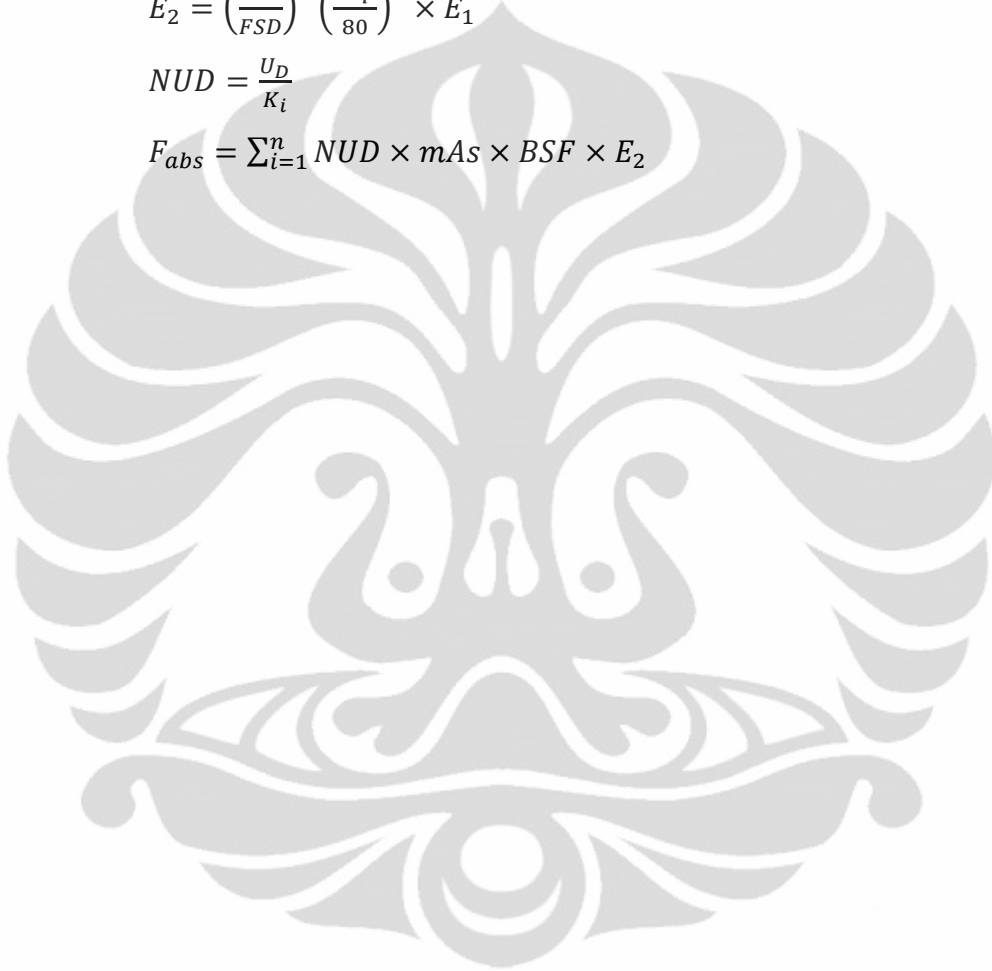
persamaan (3.5) (Osei & Faulkner, 1999). Nilai E_1 adalah output (mGy/mAs) pada kondisi penyinaran *Focal to Skin Distance* (FSD) 100 cm dengan tegangan tabung 80 kV yang didapat dari interpolasi hasil uji kesesuaian. E_2 adalah output (mGy/mAs) pada kondisi penyinaran sesuai dengan pemeriksaan yang dilakukan.

$$F_{abs} = \sum_{i=1}^n NUD \times ESD \quad (3.2)$$

$$E_2 = \left(\frac{100}{FSD}\right)^2 \left(\frac{kVp}{80}\right)^2 \times E_1 \quad (3.3)$$

$$NUD = \frac{U_D}{K_i} \quad (3.4)$$

$$F_{abs} = \sum_{i=1}^n NUD \times mAs \times BSF \times E_2 \quad (3.5)$$



BAB 4

HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1 Hasil Uji Kesesuaian Pesawat Sinar-X

Pengujian keakurasian tegangan tabung, waktu, stabilitas dan linieritas keluaran radiasi dilakukan sebelum pengambilan data. Tujuan pengujian fungsi pesawat sinar-X adalah untuk menjamin bahwa setiap parameter penyinaran pada pesawat teruji akurasi dan berfungsi sesuai dengan spesifikasi alat dan bila terjadi penyimpangan harus berada dalam nilai batas toleransi yang disepakati. Pengujian kesesuaian pesawat sinar-X mengacu pada *Radiation Safety Act 1975 Diagnostic X-Ray Equipment Compliance Testing Workbook 3 Major Radiographic Equipment Western Australia (Radiological Council of Western Australia, 2006)*.

4.1.1 Hasil Uji Keakurasian Nilai Tegangan Tabung

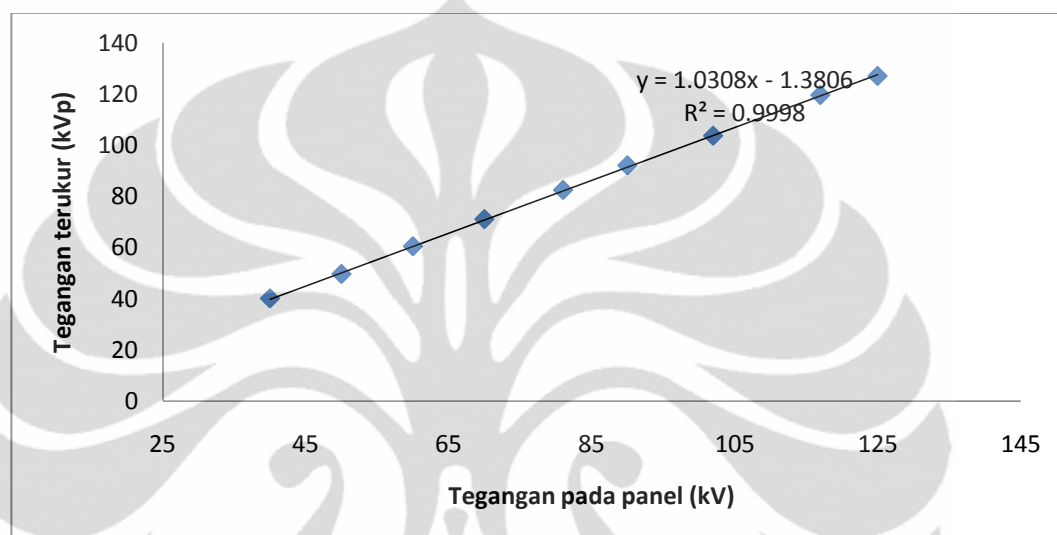
Pada pengujian akurasi kV dilakukan pada kondisi penyinaran 5 mAs dengan variasi tegangan tabung 40, 50, 60, 70, 81, 90, 102, 117 dan 125 kV. Data hasil pengujian dapat dilihat pada lampiran dan nilai rerata dari hasil pengukuran dapat terlihat pada tabel 4.1 dibawah ini.

Tabel 4.1. Keakurasian nilai tegangan pesawat Philips Optimus 50

Tegangan pada panel (kV)	Rerata tegangan terukur (kVp)	Beda tegangan (kV)	Deviasi (%)
40	39,99	0,01	0,03
50	49,54	0,46	0,93
60	60,38	0,38	0,64
70	70,98	0,98	1,40
81	82,36	1,36	1,68
90	91,99	1,99	2,21
102	103,57	1,57	1,54
117	119,48	2,48	2,12
125	126,93	1,93	1,55

Dari tabel di atas dapat dilihat bahwa hanya terdapat perbedaan yang kecil antara kV yang diatur pada panel dengan kV yang terukur pada detector Unfors.

Selisih antara kedua tegangan berkisar antara 0,01 kV – 2,48 kV, dengan nilai deviasi 0,03 % - 2,21 %. Nilai deviasi diperoleh dengan membandingkan nilai selisih tegangan dengan nilai tegangan pada *control* panel. Bila mengacu pada *Radiation Safety Act 1975 Diagnostic X-Ray Equipment Compliance Testing Workbook 3 Major Radiographic Equipment Western Australia*, maka deviasi yang didapat masih dalam batas toleransi yang direkomendasikan yaitu $\pm 6\%$.



Gambar 4.1. Grafik uji akurasi nilai tegangan tabung

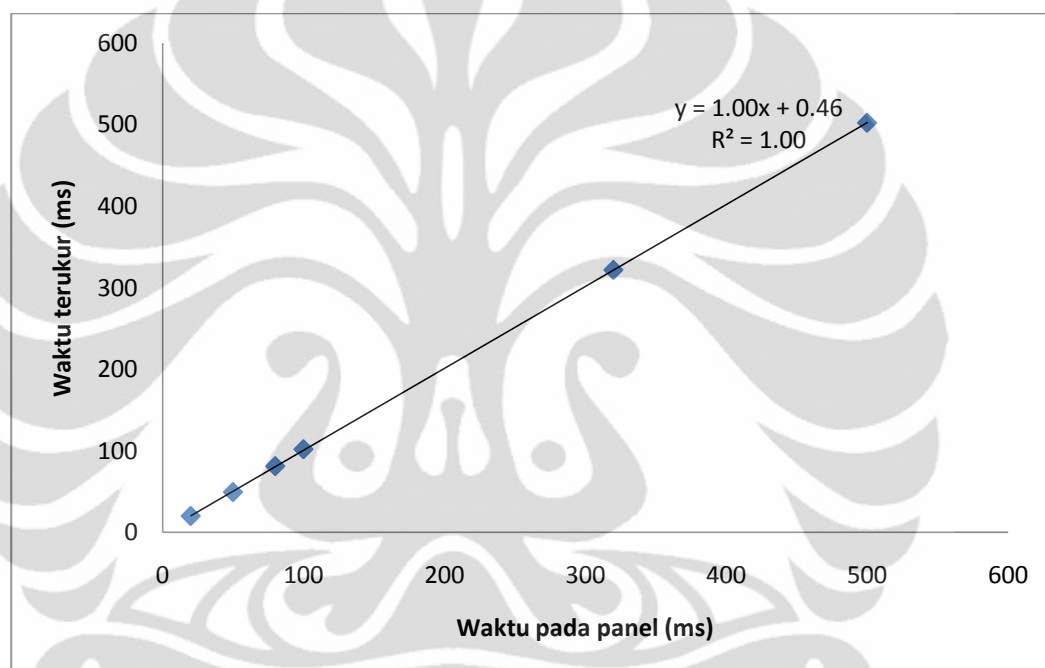
4.1.2 Hasil Uji Keakurasian Waktu Eksposi

Pengujian dilakukan pada kondisi penyinaran 70 kV dan 50 mA, dengan variasi waktu 20, 50, 80, 100, 320, 500 ms. Pengujian dilakukan untuk menghindari kesalahan paparan. Data hasil pengujian dapat dilihat pada lampiran dan nilai rerata dari hasil pengukuran dapat terlihat pada tabel 4.2 dibawah ini.

Tabel 4.2. Keakurasian waktu eksposi pesawat Philips Optimus 50

Waktu Pada Panel (ms)	Rerata Waktu Terukur (ms)	Beda waktu (ms)	Deviasi (%)
20	20,17	0,17	0,83
50	49,50	0,50	1
80	81,28	1,28	1,60
100	102	2	2
320	321,78	1,78	0,56
500	502,11	2,11	0,42

Dari tabel di atas dapat dilihat bahwa hanya terdapat perbedaan yang kecil antara waktu yang diatur pada panel dengan waktu yang terukur pada detector Unfors. Selisih antara kedua waktu berkisar antara 0,17 – 2,11 ms dengan nilai deviasi 0,42% - 2%. Nilai deviasi diperoleh dengan membandingkan selisih waktu dengan waktu pada control panel. Bila mengacu pada *Radiation Safety Act 1975 Diagnostic X-Ray Equipment Compliance Testing Workbook 3 Major Radiographic Equipment Western Australia*, maka deviasi yang didapat masih dalam batas toleransi yang direkomendasikan yaitu $\pm 10\%$.



Gambar 4.2. Grafik keakurasian waktu eksposi

4.1.3 Hasil Uji Reprodusibilitas / Kedapatulangan

Reprodusibilitas bertujuan untuk memperlihatkan kestabilan alat rontgen untuk kembali memproduksi tegangan tabung, waktu dan keluaran radiasi dengan rentang yang hampir sama. Pengujian dilakukan dengan kondisi penyinaran 70 kV dan 10 mAs yang dilakukan berulang sebanyak lima kali eksposi. Data hasil pengujian dapat dilihat pada tabel 4.3 dibawah ini.

Tabel 4.3. Uji reproduksibilitas pesawat Philips Optimus 50

Panel				Terukur		
Tegangan tabung (kV)	Arus tabung (mA)	Waktu eksposi (ms)	Beban tabung (mAs)	Tegangan tabung (kV)	Waktu (ms)	Dosis (mGy)
70	0,243	41,1	10	70,75	39,6	0,465
70	0,243	41,1	10	70,72	39,4	0,465
70	0,243	41,1	10	70,98	39	0,465
70	0,243	41,1	10	70,77	38,7	0,465
70	0,243	41,1	10	70,72	39,2	0,465
Rata-rata				70,79	39,18	0,47
Deviasi				0,11	0,36	2,64E-04
Koefisien. variasi				1,5E-03	9,1E-03	5,68E-04

Dari tabel 4.3 terlihat bahwa koefisien variasi untuk tegangan tabung sebesar 0,0015, koefisien variasi waktu eksposi sebesar 0,0091 dan koefisien variasi output (mGy) sebesar 0,000568. Hasil uji reproduksibilitas ini masih dalam batas toleransi yang ditetapkan oleh *Western Australia* yaitu 0,05.

4.1.4 Hasil Uji Linieritas Keluaran Radiasi

Tujuan dari pengujian ini adalah untuk menentukan keluaran radiasi dari rentang berkas sinar-x pada pemilihan faktor eksposi dan menggunakannya untuk menghitung koefisien linieritas keluaran. Pengujian dilakukan pada kondisi penyinaran 70 kV dengan variasi arus 2 mAs, 4 mAs dan 8 mAs. Data hasil pengujian dapat dilihat pada lampiran dan hasil rerata pengujian dapat dilihat pada tabel 4.4 dibawah ini.

Tabel 4.4. Uji linieritas keluran radiasi pesawat Philips Optimus 50

Panel				Terukur			Evaluasi output (mGy/mAs)	koefisien linieritas
Tegangan tabung (kV)	Arus tabung (mA)	Waktu eksposi (ms)	Beban tabung (mAs)	Tegangan tabung (kV)	Waktu eksposi (ms)	dosis (mGy)		
70	50	40	2	70,17	40	0,092	4,59E-02	0,5E-03
70	100	40	4	70,23	37	0,184	4,60E-02	4,40E-03
70	200	40	8	70,80	37	0,371	4,64E-02	4,80E-03

Menurut *Western Australia* output radiasi dalam mGy/mAs harus konstan dengan mA yang tersedia pada setting pesawat. Untuk perhitungan koefisien linearitas menggunakan persamaan (3.2) dan nilai koefisien linearitas harus $\leq 0,1$. Dari tabel di atas dapat dilihat bahwa nilai koefisien linieritas masih dalam batas toleransi.

4.2 Estimasi Dosis Janin

4.2.1 Dosis yang Diserap Pasien

Sesuai dengan persamaan (3.1), dosis yang diserap pasien dapat dihitung dengan mengurangkan nilai Entrance Surface Dose dengan exit dose yang didapat dari pengukuran pada permukaan phantom. *Entrance Surface Dose* (ESD) adalah dosis di permukaan kulit pasien atau phantom yang diukur pada titik pusat berkas sinar pada permukaan phantom atau pasien. Menurut IAEA TRS 457 ESD dapat diukur secara langsung dengan menggunakan dosimeter termoluminesensi (TLD) atau dengan mengkalikan antara *incident air kerma* dengan *backscatter factor* (BSF) dari hasil pengukuran di udara. Pembacaan hasil TLD pada pemeriksaan thoraks dapat dilihat dalam tabel 4.5 dan hasil pembacaan TLD pada pemeriksaan abdomen dapat dilihat dalam tabel 4.6.

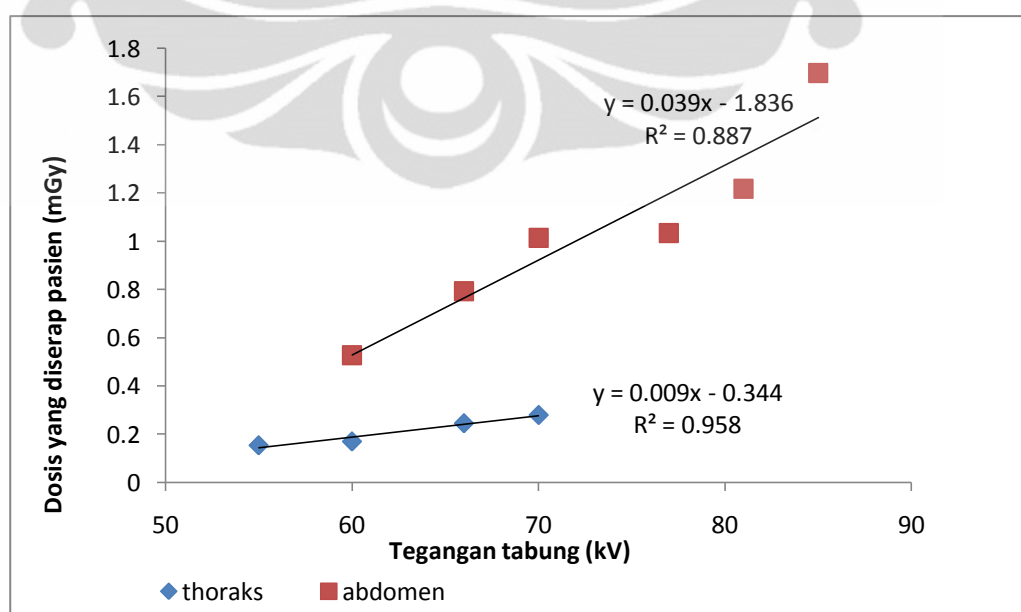
Pemeriksaan thoraks dilakukan pada kondisi penyinaran 10 mAs dengan rentang tegangan tabung 55, 60, 66, 70 dan 77 kV, jarak fokus ke film 150 cm, jarak focus ke permukaan phantom 130 cm, luas lapangan 35 cm x 35 cm dan arah penyinaran posterior-anterior. Sedangkan pemeriksaan abdomen dilakukan dengan kondisi penyinaran 10 mAs dengan rentang tegangan tabung 60, 66, 70, 77, 81 dan 85 kV, jarak fokus ke film 100 cm, jarak focus ke phantom 80 cm, luas lapangan 35 cm x 40 cm dengan arah penyinaran anterior-posterior, dengan tebal phantom 17 cm dan jarak dari bagian belakang phantom ke film adalah 3 cm.

Tabel 4.5. Rerata hasil pengukuran TLD pada pemeriksaan thoraks

Tegangan Tabung (kV)	Beban tabung (mAs)	Entrance Surface Dose (mGy)	Exit Dose (mGy)	Dosis yang diserap pasien (mGy)
55	10	0,192	0,038	0,154
60	10	0,218	0,048	0,170
66	10	0,303	0,058	0,245
70	10	0,359	0,080	0,279
77	10	0,436	0,089	0,347

Tabel 4.6. Rerata hasil pengukuran TLD pada pemeriksaan abdomen

Tegangan Tabung (kV)	Beban Tabung (mAs)	Entrance Surface Dose (mGy)	Exit Dose (mGy)	Dosis yang diserap Pasien (mGy)
60	10	0,554	0,027	0,527
66	10	0,833	0,041	0,792
70	10	1,068	0,055	1,013
77	10	1,124	0,091	1,033
81	10	1,306	0,089	1,217
85	10	1,795	0,097	1,698



Gambar 4.3. Hubungan antara tegangan tabung dengan dosis yang diserap pasien

Dosis yang diserap pasien didapatkan dengan mengurangi ESD dengan *exit dose* (persamaan 3.1). Dari tabel 4.5 dan 4.6 serta gambar 4.3 dapat dilihat bahwa dosis yang diserap pasien akan meningkat seiring dengan meningkatnya nilai tegangan tabung.

4.2.2 Estimasi Dosis Yang Diserap Janin (Fetal Absorbed Dose)

Berdasarkan NCRP Report No.54 (*Medical Radiation Exposure of Pregnant and Potentially Pregnant Women*), informasi dasar yang diperlukan untuk estimasi dosis embrio-janin dari pemeriksaan radiografi adalah *output in air* (mGy/mAs) tanpa backscatter pada titik referensi yaitu FSD 100 cm dengan tegangan tabung 80 kV dan nilai *half-value layer* dalam millimeter aluminium. Dalam persamaan (3.3) untuk estimasi dosis janin perlu diketahui nilai NUD, NUD didapatkan dari software perhitungan dosis XDOSE, sedangkan nilai ESD didapatkan dari hasil pembacaan TLD. Dari beberapa literatur menyatakan nilai ESD juga dapat di ketahui secara tak langsung dari perkalian antara *incident air kerma* (mGy) dikalikan dengan *backscatter factor* (BSF). *Incident air kerma* (K_i) didapatkan dengan mencari output pada kV dan jarak focus ke kulit (FSD) sesuai dengan pemeriksaan (E_2) dikali dengan mAs.

$$ESD = BSF \times K_i \quad (4.1)$$

Tabel 4.7. Nilai ESD tak langsung dengan ESD pengukuran pada pemeriksaan thoraks.

Tegangan Tabung (kV)	Arus tabung (mAs)	Incident air kerma (mGy)	Half Value Layer (mm Al)	Back Scatter Factor	Entrance Surface Dose tak langsung (mGy)	Entrance Surface Dose langsung (TLD) (mGy)	Rasio perbedaan (%)
55	10	0,169	2,1	1,3	0,220	0,192	12,71
60	10	0,201	2,32	1,32	0,266	0,218	17,98
66	10	0,244	2,57	1,34	0,327	0,303	7,19
70	10	0,274	2,72	1,36	0,373	0,359	3,69
77	10	0,332	3,15	1,42	0,464	0,436	6,09

Berdasarkan tabel 4.7 terlihat rasio perbedaan antara pengukuran ESD secara langsung dengan menggunakan TLD dengan pengukuran ESD tak langsung pada pemeriksaan thoraks tidak terlalu besar dengan rentang dari 3,69% – 17,98%. Kalibrasi dari TLD yang sesuai dan pengukuran keakurasian sangat diperlukan dalam rangka mendapatkan nilai dosis yang tepat. Pembacaan TLD dipengaruhi oleh faktor kalibrasi dan faktor koreksi energi yang harus dihitung secara manual. Setelah didapatkan nilai ESD kemudian dicari nilai NUD dengan menggunakan program xdose, lalu didapatkan estimasi dosis janin dengan menggunakan persamaan (3.3). Estimasi dosis janin dengan menggunakan pengukuran ESD tak langsung dan ESD pengukuran langsung menggunakan TLD dapat dilihat pada tabel 4.8 dan 4.9 di bawah ini.

Tabel 4.8. Estimasi dosis janin menggunakan nilai ESD tak langsung pada pemeriksaan thoraks berdasarkan perhitungan xdose.

Tegangan Tagung (kV)	Arus Tabung (mAs)	E ₂ (mGy/mAs)	Half Value Layer (mm Al)	Backscatter Factor	Normalized Uterine Dose xdose	Fetal absorbed dose (mGy)
55	10	1,69E-02	2,1	1,3	0,1E-03	2,20E-05
60	10	2,01E-02	2,32	1,32	0,1E-03	2,66E-05
66	10	2,44E-02	2,57	1,34	0,2E-03	6,53E-05
70	10	2,74E-02	2,73	1,36	0,3E-03	1,12E-04
77	10	3,32E-02	2,98	1,4	0,6E-03	2,79E-04

Tabel 4.9. Estimasi dosis janin menggunakan nilai ESD pengukuran langsung menggunakan TLD pada pemeriksaan thoraks berdasarkan xdose.

Tegangan Tabung (kV)	Arus Tabung (mAs)	Entrance Surface Dose TLD (mGy)	Normalized Uterine Dose xdose	Fetal Absorbed Dose (mGy)
55	10	0,192	0,1E-03	1,92E-05
60	10	0,218	0,1E-03	2,18E-05
66	10	0,303	0,2E-03	6,06E-05
70	10	0,359	0,3E-03	1,08E-04
77	10	0,436	0,5E-03	2,18E-04

Nilai E_2 pada pengukuran tak langsung didapatkan dengan menggunakan persamaan (3.2) dimana nilai E_1 yang merupakan output dari titik referensi didapatkan dari interpolasi hasil uji kesesuaian sebesar 0,0605 mGy/mAs. *Normalized uterine dose* (NUD) didapat dari perhitungan program XDose sehingga didapat estimasi dosis janin dengan menggunakan persamaan (3.3) sebesar $2,2 \times 10^{-5}$ mGy pada 55 kV, $2,66 \times 10^{-5}$ mGy pada 60 kV, $6,53 \times 10^{-5}$ mGy pada 66 kV, $1,12 \times 10^{-4}$ mGy pada 70 kV dan $2,79 \times 10^{-4}$ mGy pada 77 kV. Dari persamaan (3.3) BSF dikali dengan mAs dan E_2 adalah nilai Entrance surface dose, dengan demikian maka estimasi dosis janin dapat dihitung dari nilai ESD yang didapat dari pengukuran TLD dikalikan dengan nilai NUD yang didapat dari program xdose. Sehingga didapat estimasi dosis janin sebesar $1,92 \times 10^{-5}$ mGy pada kondisi 55 kV, $2,18 \times 10^{-5}$ mGy pada 60 kV, $6,06 \times 10^{-5}$ mGy pada 66 kV, $1,08 \times 10^{-4}$ mGy pada 70 kV dan $2,18 \times 10^{-4}$ mGy pada 77 kV. Dari tabel 4.8 dan 4.9 terlihat bahwa estimasi dosis janin dengan pengukuran ESD langsung menggunakan TLD dan estimasi dosis janin dengan pengukuran ESD tak langsung tidak berbeda jauh.

Estimasi dosis janin pada pemeriksaan abdomen didapatkan dengan cara yang sama seperti pemeriksaan thoraks, didapatkan nilai ESD langsung dari hasil bacaan TLD

Tabel 4.10. Nilai ESD tak langsung dengan ESD langsung pada pemeriksaan abdomen

Tegangan Tabung (kV)	Arus Tabung (mAs)	Incident air kerma (mGy)	Half Value Layer (mm Al)	BSF	ESD tak langsung (mGy)	ESD pengukuran TLD (mGy)	Rasio perbedaan (%)
60	10	0,053	2,32	1,32	0,701	0,554	26,70
66	10	0,064	2,57	1,34	0,862	0,833	3,50
70	10	0,072	2,72	1,36	0,984	1,068	7,84
77	10	0,088	2,98	1,4	1,226	1,124	9,08
81	10	0,097	3,15	1,41	1,366	1,306	4,63
85	10	0,107	3,3	1,42	1,515	1,795	15,58

Dari tabel 4.10 terlihat bahwa perbedaan nilai ESD menggunakan TLD dengan nilai ESD pengukuran tak langsung tidak berbeda jauh dengan rasio

perbedaan 3,5% - 26,07%. Kalibrasi dari TLD yang sesuai dan pengukuran keakuratan sangat diperlukan untuk mendapatkan nilai dosis yang tepat. Pembacaan TLD dipengaruhi oleh faktor kalibrasi dan faktor koreksi energi yang harus dihitung secara manual.

Estimasi dosis janin dengan menggunakan pengukuran ESD tak langsung dengan pengukuran ESD langsung menggunakan TLD dapat dilihat pada tabel 4.11 dan 4.12 di bawah ini.

Tabel 4.11. Estimasi dosis janin dengan pengukuran ESD tak langsung pada pemeriksaan abdomen berdasarkan perhitungan x_{dose} .

Tegangan Tabung (kV)	Arus Tabung (mAs)	E ₂ (mGy/mAs)	Half value Layer (mm Al)	Back Scatter Factor	Normalized Uterine Dose x_{dose}	Fetal Absorbed Dose (mGy)
60	10	0,053	2,32	1,32	0,123	0,086
66	10	0,064	2,57	1,34	0,178	0,153
70	10	0,072	2,73	1,36	0,226	0,222
77	10	0,088	2,98	1,4	0,325	0,398
81	10	0,097	3,15	1,41	0,392	0,536
85	10	0,107	3,3	1,42	0,670	0,708

Tabel 4.12. Estimasi dosis janin menggunakan nilai ESD TLD pada pemeriksaan abdomen berdasarkan perhitungan x_{dose} .

Tegangan Tabung (kV)	Arus Tabung (mAs)	Entrance Surface Dose (mGy)	Normalized Uterine Dose x_{dose}	Fetal Absorbed Dose (mGy)
60	10	0.554	0.097	0.054
66	10	0.833	0.172	0.143
70	10	1.068	0.245	0.262
77	10	1.124	0.298	0.335
81	10	1.306	0.375	0.490
85	10	1.795	0.543	0.975

Nilai E_2 pada pengukuran tak langsung didapatkan dengan menggunakan persamaan (3.2) dimana nilai E_1 yang merupakan output dari titik referensi

didapatkan dari interpolasi hasil uji kesesuaian sebesar 0,0605 mGy/mAs. *Normalized uterine dose* (NUD) didapat dari perhitungan program XDose sehingga didapat estimasi dosis janin dengan menggunakan persamaan (3.3) sebesar 0,086 mGy pada 60 kV, 0,153 mGy pada 66 kV, 0,222 mGy pada 70 kV, 0,398 mGy pada 77 kV, 0,536 mGy pada 81 kV dan 0,708 mGy pada 85 kV. Dari persamaan (3.3) BSF dikali dengan mAs dan E_2 adalah nilai *Entrance surface dose*, dengan demikian maka estimasi dosis janin dapat dihitung dari nilai ESD yang didapat dari pengukuran TLD dikalikan dengan nilai NUD yang didapat dari program xdose. Sehingga didapat estimasi dosis janin sebesar 0,054 mGy pada 60 kV, 0,143 mGy pada 66 kV, 0,262 mGy pada 70 kV, 0,335 mGy pada 77 kV, 0,490 mGy pada 81 kV dan 0,975 mGy pada 85 kV. Dari tabel 4.11 dan 4.12 terlihat bahwa estimasi dosis janin dengan pengukuran ESD langsung menggunakan TLD dan estimasi dosis janin dengan pengukuran ESD tak langsung tidak berbeda jauh.

Tabel 4.13. Perbandingan ESD TLD dengan dosis janin.

Pemeriksaan Thoraks			Pemeriksaan Abdomen		
ESD (mGy)	Dosis Janin (mGy)	Dosis Janin/ESD (%)	ESD (mGy)	Dosis Janin (mGy)	Dosis Janin/ESD (%)
0,192	1,92E-05	0,01	0,554	0,054	9,7
0,218	2,18E-05	0,01	0,833	0,143	17,2
0,303	6,06E-05	0,02	1,068	0,262	24,5
0,359	1,08E-4	0,03	1,124	0,335	29,8
0,436	2,18E-4	0,05	1,306	0,490	37,5
			1,795	0,975	54,3

Tabel 4.14. Perbandingan ESD tak langsung dengan estimasi dosis janin.

Pemeriksaan Thoraks			Pemeriksaan Abdomen		
ESD (mGy)	Dosis Janin (mGy)	Dosis Janin/ESD (%)	ESD (mGy)	Dosis Janin (mGy)	Dosis Janin/ESD (%)
0,220	2,2E-05	0,01	0,702	0,086	12,30
0,266	2,66E-05	0,01	0,862	0,154	17,80
0,327	6,53E-05	0,02	0,984	0,223	22,60
0,373	1,12E-4	0,03	1,226	0,399	32,50
0,464	2,79E-4	0,06	1,366	0,536	39,20
			1,515	0,708	46,70

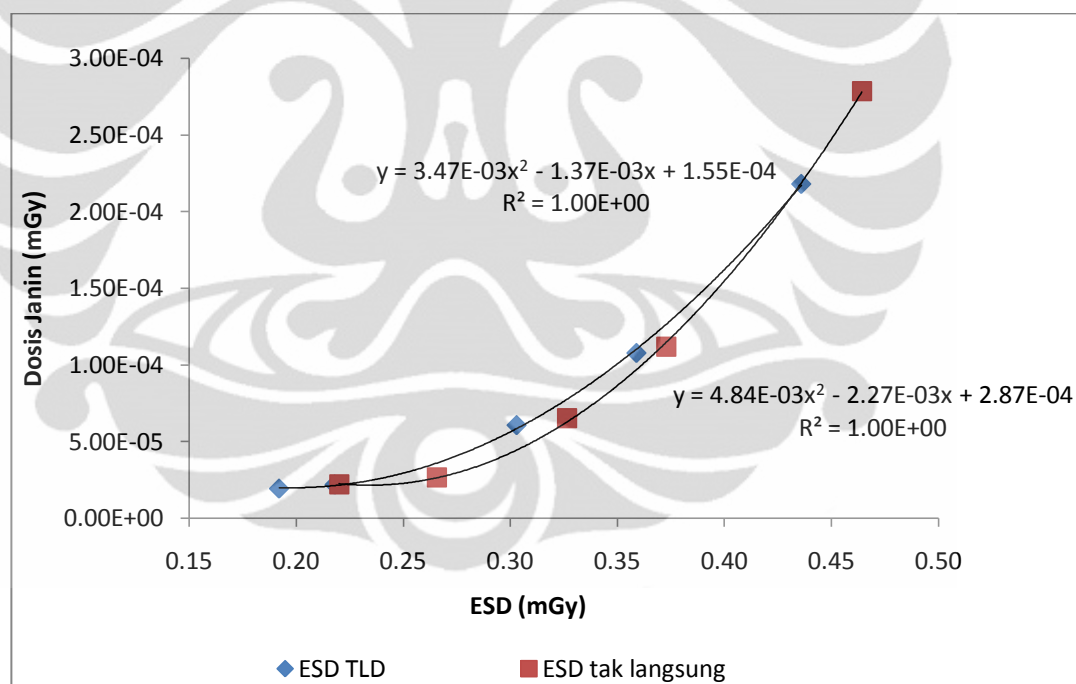
Tabel 4.15. Perkiraan dosis janin dibandingkan dosis yang diserap pasien

Pemeriksaan Thoraks			Pemeriksaan Abdomen		
Dosis yang Diserap Pasien (mGy)	Dosis Janin (mGy)	Dosis Janin/Dosis yang Diserap Pasien (%)	Dosis yang Diserap Pasien (mGy)	Dosis Janin (mGy)	Dosis Janin/Dosis yang Diserap Pasien (%)
0,154	1,92E-5	0,01	0,527	0,054	10,20
0,17	2,18E-5	0,01	0,792	0,143	18,09
0,245	6,06E-5	0,02	1,013	0,262	25,83
0,279	1,08E-4	0,04	1,033	0,335	32,43
0,347	2,18E-4	0,06	1,217	0,490	40,24
			1,698	0,975	57,40

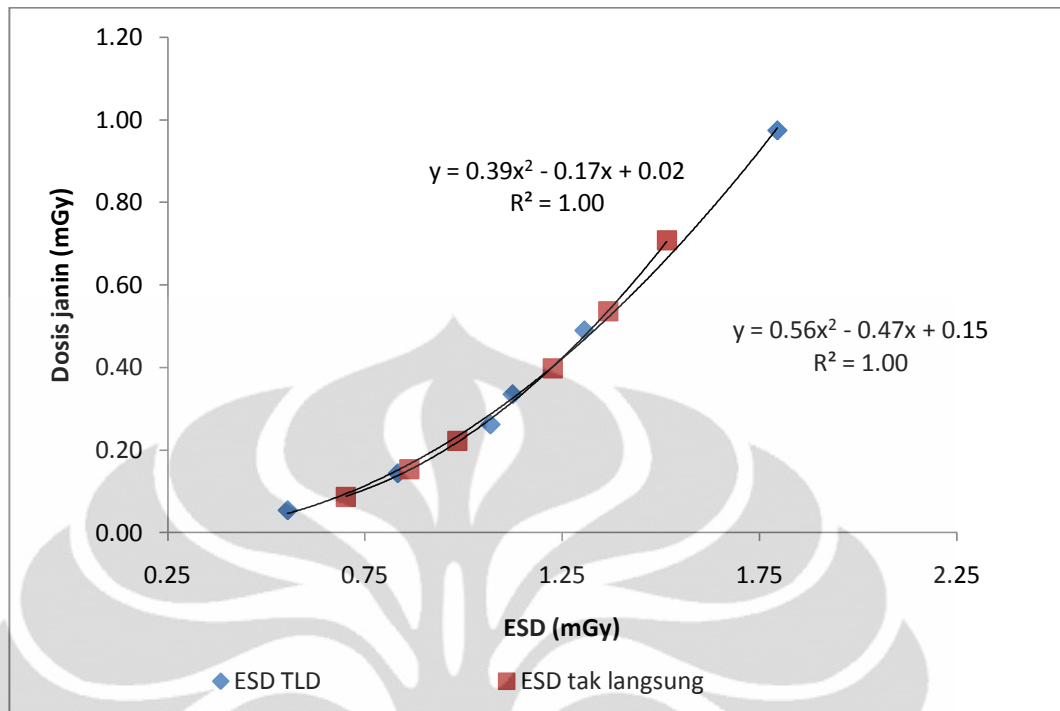
Pada pemeriksaan thoraks, janin mendapat dosis sekitar 0,01% - 0,05% dari nilai *entrance surface dose* untuk pengukuran langsung menggunakan TLD dan sebesar 0,01% - 0,06% dari nilai *entrance surface dose* untuk pengukuran tak langsung. Sedangkan pada pemeriksaan abdomen, janin mendapat dosis sekitar 9,7% - 54,3% dari nilai *entrance surface dose* untuk pengukuran ESD langsung menggunakan TLD dan sebesar 12,3% - 46,7% dari nilai *entrance surface dose*. Dosis janin yang didapat dari pengukuran ESD langsung menggunakan TLD pada

pemeriksaan thoraks dan abdomen jika dibandingkan dengan dosis yang diserap pasien maka dosis janin pada pemeriksaan thoraks akan mendapatkan sekitar 0,01% - 0,06%. Sedangkan pada pemeriksaan abdomen janin akan mendapatkan dosis sekitar 10,2% - 57,4% dari dosis yang diserap pasien.

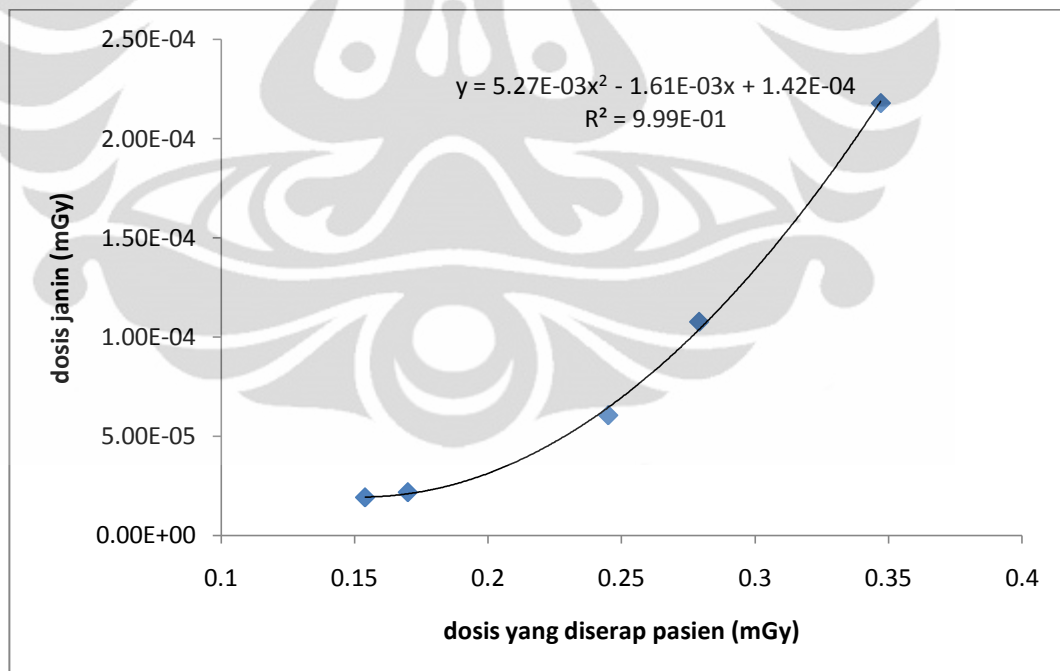
Janin mendapat dosis yang lebih rendah pada pemeriksaan thoraks dibandingkan dengan pemeriksaan abdomen, dikarenakan pada pemeriksaan thoraks janin hanya menerima radiasi hambur sinar-X akibat efek Compton dari interaksi antara sinar-x dengan organ tubuh pasien yang termasuk dalam lapangan radiasi, misalnya paru-paru dan tulang. Sedangkan pada pemeriksaan abdomen janin mendapat dosis yang cukup besar karena janin berada dalam lapangan penyinaran sehingga selain efek fotolistrik yang terjadi akibat interaksi sinar-x dengan organ tubuh pasien, janin juga mendapat radiasi hambur dari efek Compton yang terjadi akibat interaksi sinar-x dengan organ tubuh pasien.



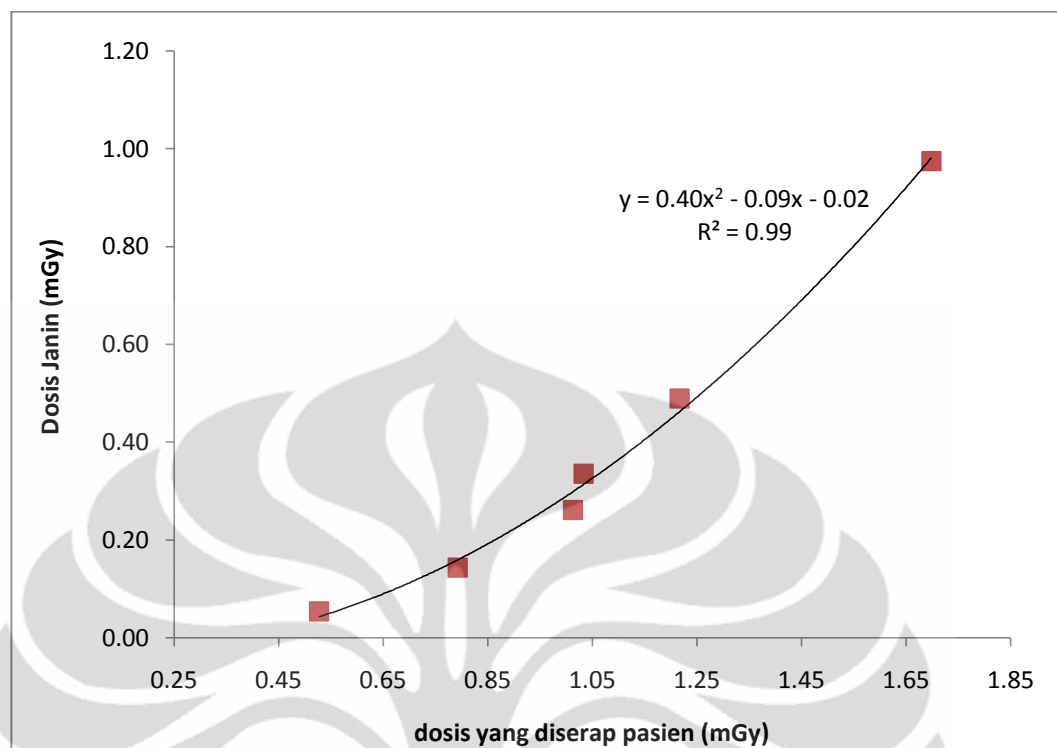
Gambar 4.4. Hubungan antara ESD dengan dosis janin pada pemeriksaan thoraks



Gambar 4.5. Hubungan antara ESD dengan dosis janin pada pemeriksaan abdomen.



Gambar 4.6. Perbandingan antara dosis yang diserap pasien dengan dosis janin pada pemeriksaan thoraks.



Gambar 4.7. Perbandingan antara dosis yang diserap pasien dengan dosis janin pada pemeriksaan abdomen.

Dari grafik pada gambar 4.4 – gambar 4.7 terlihat bahwa hubungan antara dosis pada permukaan tubuh pasien (ESD) dengan dosis janin pada pemeriksaan thoraks dan abdomen berhubungan kuadratik begitu juga dengan hubungan antara dosis yang diserap pasien dengan dosis janin pada pemeriksaan thoraks dan abdomen yang berhubungan kuadratik.

4.3 Faktor Risiko Janin

Efek dari paparan radiasi diukur dengan risiko radiasi. Periode radiosensitive tertinggi dari janin adalah pada 3 bulan pertama kehamilan. Efek dari paparan radiasi yang tinggi terhadap janin dapat menyebabkan keterbelakangan mental, penyakit keturunan, leukemia dan kanker yang fatal. Kedalaman janin dapat diketahui dari pemeriksaan USG namun bila tidak dilakukan pemeriksaan USG maka kedalaman janin dapat diperkirakan dengan mengetahui ketebalan anterior-posterior pasien, maka dapat diestimasi kedalaman janin sebesar 30% dari ketebalan anterior-posterior pasien. Dari tebal phantom 17

cm maka dapat diperkirakan kedalaman janin adalah 5,1 cm, dari kedalamannya dianggap janin berumur kurang dari delapan minggu (dari literature kedalaman janin pada trimester pertama adalah 4 – 10 cm tergantung individu, bladder dan BMI) (Kettunen, 2004). Risiko janin dapat diketahui dengan mengalikan koefisien risiko (RC) yang didapat dari tinjauan pustaka dikalikan dengan dosis janin (F_{abs}) (persamaan 2.3).

Tabel 4.16. Risiko janin pada pemeriksaan thoraks

Risiko Janin Pada Pemeriksaan Thoraks							
Keterbelakangan mental		Efek keturunan		Leukimia		Kanker	
Dengan ESD TLD	Dengan ESD tak langsung	Dengan ESD TLD	Dengan ESD tak langsung	Dengan ESD TLD	Dengan ESD tak langsung	Dengan ESD TLD	Dengan ESD tak langsung
8,26E-09	9,46E-09	4,61E-10	5,28E-10	2,40E-10	2,75E-10	3,36E-10	3,85E-10
9,37E-09	1,14E-08	5,23E-10	6,38E-10	2,73E-10	3,32E-10	3,82E-10	4,65E-10
2,61E-08	2,81E-08	1,45E-09	1,57E-09	7,58E-10	8,16E-10	1,06E-09	1,14E-09
4,63E-08	4,81E-08	2,58E-09	2,68E-09	1,35E-09	1,40E-09	1,88E-09	1,96E-09
9,37E-08	1,20E-07	5,23E-09	6,69E-09	2,73E-09	3,48E-09	3,82E-09	4,88E-09

Tabel 4.17. Risiko janin pada pemeriksaan abdomen

Risiko Janin Pada Pemeriksaan Abdomen							
Keterbelakangan mental		Efek keturunan		Leukimia		Kanker	
Dengan ESD tak langsung	Dengan ESD TLD	Dengan ESD tak langsung	Dengan ESD TLD	Dengan ESD tak langsung	Dengan ESD TLD	Dengan ESD tak langsung	Dengan ESD TLD
3,71E-05	2,31E-05	2,07E-06	1,29E-06	1,08E-06	6,72E-07	1,51E-06	9,40E-07
6,60E-05	6,16E-05	3,68E-06	3,44E-06	1,92E-06	1,79E-06	2,69E-06	2,51E-06
9,57E-05	1,13E-04	5,34E-06	6,28E-06	2,78E-06	3,27E-06	3,89E-06	4,58E-06
1,71E-04	1,44E-04	9,56E-06	8,04E-06	4,98E-06	4,19E-06	6,97E-06	5,86E-06
2,30E-04	2,11E-04	1,29E-05	1,18E-05	6,70E-06	6,12E-06	9,37E-06	8,57E-06
3,04E-04	4,19E-04	1,70E-05	2,34E-05	8,85E-06	1,22E-05	1,24E-05	1,71E-05

Dari dari tabel 4.16 dan 4.17 terlihat bahwa risiko janin pada pemeriksaan abdomen lebih besar dibandingkan dengan risiko janin pada pemeriksaan thoraks,

Universitas Indonesia

hal ini karena janin berada di dalam lapangan radiasi. Dengan demikian risiko janin lebih besar pada pemeriksaan abdomen dibandingkan dosis yang diterima pada pemeriksaan thoraks. Pada pemeriksaan thoraks probabilitas janin terkena risiko keterbelakangan mental adalah $(9,37 \times 10^{-9}) \times 1000 = 9,37 \times 10^{-6}$ dari 1000 populasi wanita hamil yang terpapar radiasi dengan dosis janin $2,18 \times 10^{-5}$ mGy (dosis janin pada 60 kv yang didapat dari metode pengukuran ESD TLD, tabel 4.9) sedangkan pada pemeriksaan abdomen probabilitas janin terkena risiko keterbelakangan mental adalah $(3,71 \times 10^{-5}) \times 1000 = 3,71 \times 10^{-2}$ dari 1000 populasi wanita hamil yang terpapar radiasi dengan dosis janin 0,054 (dosis janin pada 60 kV yang didapat dari pengukuran ESD TLD, table 4.12). Begitupun dengan risiko efek keturunan, risiko leukimia dan risiko kanker pada pemeriksaan radiografi abdomen lebih besar dari pemeriksaan radiografi thoraks. Namun meskipun risiko janin lebih besar pada pemeriksaan radiografi abdomen namun dengan melihat tabel 4.17 dapat disimpulkan bahwa risiko janin sangat kecil atau tidak signifikan sehingga dapat diasumsikan bahwa probabilitas janin terkena risiko keterbelakangan mental, efek keturunan, leukimia atau terkena risiko kanker akibat radiasi dari pemeriksaan thoraks dan abdomen yang dijalani pasien sangat kecil. Dengan demikian janin terlindungi dari risiko radiasi dan tidak mengakibatkan efek biologi yang besar terhadap janin.

BAB 5

KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

Dari penelitian yang dilakukan dapat disimpulkan bahwa :

1. Pesawat sinar-X yang digunakan dapat memenuhi persyaratan uji kesesuaian sesuai protocol Radiation Safety Act (1975). *Diagnostic X-Ray Equipment Compliance Testing Workbook 3 Major Radiographic Equipment*, Health Department of Western Australia.
2. Perbedaan nilai ESD antara pengukuran langsung menggunakan TLD dengan pengukuran ESD tak langsung sebesar 3,69% - 17,98% untuk pemeriksaan thoraks dan 3,5% - 26,7% untuk pemeriksaan abdomen. Perbedaan dikarenakan phantom tidak sesuai sehingga nilai *backscatter factor* tidak akurat.
3. Dengan metode perhitungan NUD diperoleh dosis janin pada pemeriksaan radiografi thoraks sebesar 0,01% - 0,06% dari dosis yang terserap pasien. Sedangkan pada pemeriksaan radiografi abdomen estimasi dosis janin sebesar 10,20% - 57,4% dari dosis yang terserap pasien.
4. Pada pemeriksaan thoraks dan abdomen, entrance surface dose dengan dosis janin berhubungan kuadratik dan dosis yang diserap pasien dengan dosis janin juga berhubungan kuadratik.
5. Risiko janin dengan metode perhitungan NUD berkisar antara $8,26 \times 10^{-9}$ - $9,37 \times 10^{-8}$ untuk keterbelakangan mental, $4,61 \times 10^{-10}$ - $5,23 \times 10^{-9}$ untuk efek keturunan, $2,4 \times 10^{-10}$ - $2,73 \times 10^{-10}$ untuk leukimia dan kanker sebesar $3,36 \times 10^{-10}$ - $3,82 \times 10^{-9}$ masing-masing pada pemeriksaan radiografi thoraks dengan metode pengukuran langsung. Sedangkan dengan metode pengukuran ESD tak langsung berkisar antara $9,46 \times 10^{-9}$ - $1,2 \times 10^{-7}$ untuk keterbelakangan mental, $5,28 \times 10^{-10}$ - $6,69 \times 10^{-9}$ untuk efek keturunan, $2,75 \times 10^{-10}$ - $3,48 \times 10^{-9}$

untuk leukimia dan kanker sebesar $3,85 \times 10^{-10} - 4,88 \times 10^{-9}$. Risiko janin terhadap radiasi yang didapat sangat kecil.

6. Risiko janin untuk pemeriksaan abdomen dengan metode pengukuran ESD langsung menggunakan TLD risiko janin berkisar antara $2,31 \times 10^{-5} - 4,19 \times 10^{-4}$ untuk risiko keterbelakangan mental, $1,29 \times 10^{-6} - 2,34 \times 10^{-5}$ untuk risiko efek keturunan, $6,72 \times 10^{-7} - 1,22 \times 10^{-5}$ untuk risiko leukimia dan $9,4 \times 10^{-7} - 1,71 \times 10^{-5}$ untuk kanker. Sedangkan pada pemeriksaan abdomen dengan pengukuran ESD tak langsung didapat factor risiko janin berkisar antara $3,71 \times 10^{-5} - 3,04 \times 10^{-4}$ untuk risiko keterbelakangan mental, $2,07 \times 10^{-6} - 1,7 \times 10^{-5}$ untuk risiko efek keturunan, $1,08 \times 10^{-6} - 8,85 \times 10^{-6}$ untuk risiko leukimia dan $1,51 \times 10^{-6} - 1,24 \times 10^{-5}$ untuk kanker. Risiko janin terhadap radiasi yang didapat sangat kecil.

6.2 Saran

Penelitian yang telah dilakukan merupakan penelitian awal untuk menentukan risiko janin terhadap bahaya radiasi pemeriksaan radiografi thoraks dan abdomen yang masih jauh dari sempurna. Oleh karena itu, penulis memberikan beberapa saran pelaksanaan untuk dilanjutkan sebagai perbaikan dalam estimasi dosis janin pada pemeriksaan radiografi thoraks dan abdomen sebagai berikut :

1. Sebaiknya menggunakan phantom wanita untuk mendapatkan nilai dosis bacaan TLD yang lebih akurat.
2. Menggunakan nilai *backscatter factor* yang sesuai dengan lapangan radiasi yang digunakan agar nilai ESD yang didapat dari pengukuran tak langsung lebih akurat.
3. Menggunakan software khusus perhitungan dosis janin untuk mendapatkan nilai NUD yang sesuai dengan usia kehamilan dan kedalaman janin.

DAFTAR PUSTAKA

Costa, Paulo Roberto, et al. (2009). *On-line Software for The Estimation Of Fetal Radiation Dose to Patients and Staff in Diagnostic Radiology*. Instituto de Electrotecnica e Energia da Universidade de Sao Paulo. Sao Paulo, Brasil.

IAEA Technical Report 457. (2007). *Dosimetry in Diagnostic Radiology : An International Code of Practice*, International Atomic Energy Agency.

International Commission on Radiological Protection 60. (1991) *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. Annals of the ICRP Vol. 21 (1-3).

International Commission on Radiological Protection 84. (1999). *Pregnancy and Medical Radiation*. Annals of the ICRP Vol. 30 (1).

Kettunen, Anja, (2004). *Academic Dissertation: Radiation Doses and Radiation Risks to Foetuses and Newborns During X-Ray Examinations*. STUK-A204. University of Oulu, Helsinki : Finland.

National Council on Radiation Protection and Measurements. (1977). *Medical Radiation Exposure of Pregnant and Potentially Pregnant Women*. Washington DC: NCRP.

National Radiological Protection Board. (1985). *Exposure to ionizing radiation of pregnant women: advice on the diagnostic exposure of women who are or who may be pregnant*. Chilton: NRPB.

Osei, EK, Faulkner. (1999). *Fetal Dose From Radiological Examinations*, The British Journal of Radiology. United Kingdom: BJR.

Osei, EK, et al. (2003). *Software For The Estimation of Foetal Radiation Dose to Patients and Staff in Diagnostic Radiology*. Journal of Radiological Protection. United Kingdom: JRP.

Pearce, Evelyn C. (2004). *Anatomi dan Fisiologi Untuk Paramedis*. Jakarta: PT. Gramedia Pustaka Utama.

Podgorsak, Ervin B. (2003). *Review of Radiation Oncology Physics : A Handbook for Teachers and Students*. Vienna, Austria: International Atomic Energy Agency.

Radiological Council Of Western Australia. (2006). *Diagnostic X-Ray Equipment Compliance Testing*. Australia : Department Of Health Of Western Australia.

Sugito, Warsito, S. *Thermoluminescence Dosimeter (TLD)*. Pusat Pendidikan dan Pelatihan Badan Tenaga Nuklir Nasional.

www.seksehat.info/kesehatan-reproduksi/mengenal-anatomi-dan-fisiologi-organ-reproduksi-wanita.html. Diunduh pada tanggal 6 April 2011.

<http://www.slideshare.net/wiranto/pengenalan-pesawat-sinar-x-diagnostik>. Diunduh pada tanggal 6 April 2011.

<http://www.brighamrad.harvard.edu/education/fetaldose>. Diunduh pada tanggal 6 April 2011.

http://www.e-radiography.net/radtech/d/Dose_ge/dose.htm. Diunduh pada tanggal 24 April 2011.

http://2.bp.blogspot.com/_EKbeak7tkJA/R8a7G4pezoI.htm. Diunduh pada tanggal 2 Mei 2011.

LAMPIRAN 1

Tabel Uji Kesesuaian Pesawat Sinar-X

1. Tabel Uji Keakurasian Tegangan Tabung

No	panel			ukur				evaluasi		
	Tegangan tabung (kV)	Waktu eksposi (ms)	Beban tabung (mas)	Tegangan tabung (kVp)	Waktu eksposi (s)	Dosis (mGy)	Half Value Layer (mmAl)	Beda tegangan (kV)	Deviasi (%)	status
1	40	24.7	5	40.42	0.025444	0.057	1.48	0.4167	1.0%	OK
2	40	24.7	5	39.56	0.025444	0.057	1.48	0.4395	1.1%	OK
3	50	18.9	5	48.15	0.018333	0.097	1.79	1.8533	3.7%	OK
4	50	17.8	5	50.42	0.017444	0.109	1.89	0.4213	0.8%	OK
5	50	17.8	5	50.04	0.017222	0.109	1.89	0.0377	0.1%	OK
6	60	17.6	5	60.12	0.016556	0.168	2.32	0.1227	0.2%	OK
7	60	17.6	5	60.64	0.016444	0.168	2.32	0.6426	1.1%	OK
8	70	20.5	5	71.19	0.019333	0.233	2.72	1.1928	1.7%	OK
9	70	20.5	5	70.77	0.018889	0.232	2.74	0.7663	1.1%	OK
10	81	23.8	5	82.70	0.022222	0.311	3.16	1.6979	2.1%	OK
11	81	23.8	5	82.03	0.021667	0.311	3.15	1.0284	1.3%	OK
12	90	26.4	5	91.89	0.024889	0.382	3.49	1.8882	2.1%	OK
13	102	30	5	103.49	0.027444	0.486	3.91	1.49	1.5%	OK
14	102	30	5	103.65	0.027444	0.486	3.91	1.646	1.6%	OK
15	90	26.4	5	92.10	0.025111	0.381	3.50	2.0963	2.3%	OK
16	117	34.4	5	119.20	0.034444	0.626	4.38	2.203	1.9%	OK
17	117	34.4	5	119.75	0.033667	0.629	4.37	2.749	2.3%	OK
18	125	36.7	5	125.84	0.039667	0.636	4.61	0.837	0.7%	OK
19	125	36.7	5	127.77	0.038778	0.708	4.62	2.766	2.2%	OK
20	125	36.7	5	127.19	0.037778	0.710	4.62	2.191	1.8%	OK

2. Tabel Uji Keakurasian Waktu Eksposi

No	Tegangan pada panel (kV)	Arus tabung (mA)	Waktu eskposi (ms)	Beban tabung (mAs)	Tegangan terukur (kV)	Waktu eskposi (ms)	Dosis (mGy)	Half Value Layer (mmAl)	Output (mGy/mAs)
1	70	50	20	1	70.66	20.2222	0.046	2.66	0.0022865
2	70	50	20	1	70.47	20.1111	0.046	2.67	0.0022821
3	70	50	50	2.5	70.13	49.5556	0.115	2.73	0.0022949
4	70	50	50	2.5	71.49	49.4444	0.115	2.71	0.0023041
5	70	50	80	4	69.86	81.4444	0.183	2.74	0.0022915
6	70	50	80	4	70.69	81.1111	0.184	2.74	0.002297
7	70	50	100	5	70.90	102	0.230	2.75	0.002297
8	70	50	320	16	70.79	321.778	0.735	2.76	0.0022977
9	70	50	500	25	70.62	502.111	1.150	2.76	0.0023009

3. Tabel Reproduksiabilitas / Kedapatulangan

No	Panel				Terukur			
	Tegangan tabung (kV)	Arus tabung (mA)	Waktu eskposi (ms)	Beban tabung (mAs)	Tegangan tabung (kV)	Waktu eskposi (s)	Dosis (mGy)	Half Value Layer (mmAl)
1	70	0.2433	41.1	10	70.75	0.039556	0.465	2.74
2	70	0.2433	41.1	10	70.72	0.039444	0.465	2.74
3	70	0.2433	41.1	10	70.98	0.039	0.465	2.75
4	70	0.2433	41.1	10	70.77	0.038667	0.465	2.75
5	70	0.2433	41.1	10	70.72	0.039222	0.465	2.75
				rata2	70.79	0.04	0.47	2.75
				deviasi	0.109682	0.000357	0.000263957	0.002782682
				Covariance	0.001549	0.009102	0.00056752	0.001013199
				status	OK	OK	OK	OK

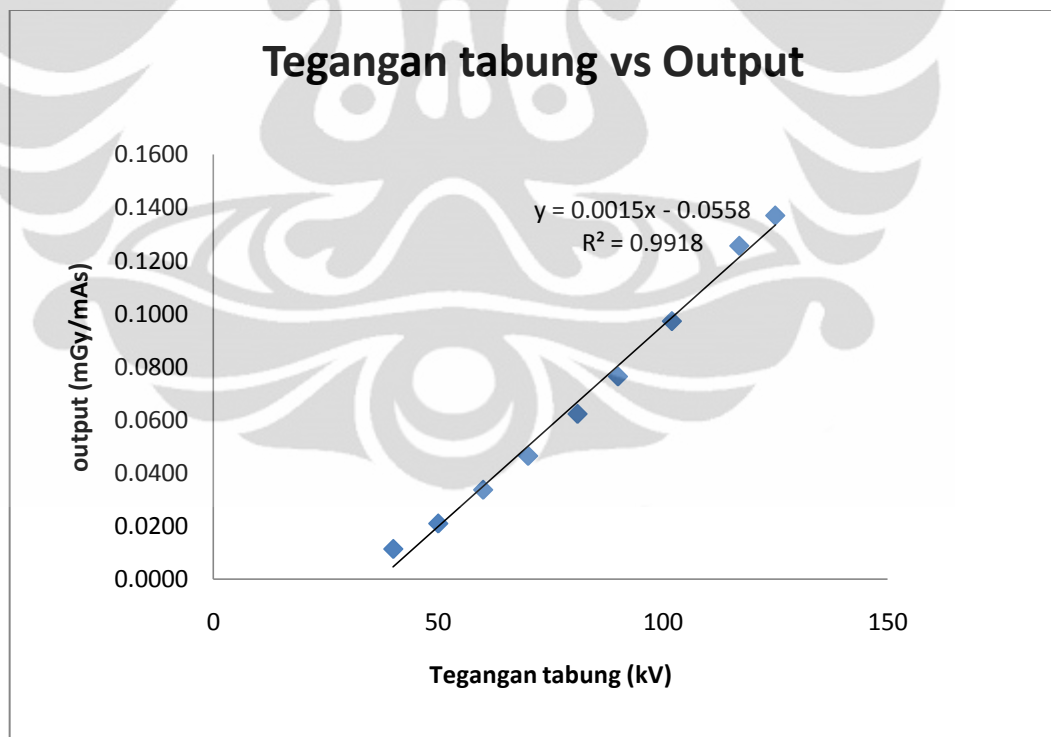
4. Tabel Linieritas Keluaran Radiasi

No	panel				ukur				evaluasi Output (mGy/mAs)
	Tegangan tabung (kV)	Arus tabung (mA)	Waktu eskposi (ms)	Beban tabung (mAs)	Tegangan tabung (kV)	Waktu eskposi (s)	Dosis (mGy)	Half Value Layer (mmAl)	
1	70	50	40	2	70.67	0.039667	0.092	2.71	0.0459393
2	70	50	40	2	69.67	0.039333	0.092	2.71	0.0459878
3	70	100	40	4	69.69	0.037	0.184	2.74	0.045974
4	70	100	40	4	70.76	0.037111	0.184	2.74	0.0460363
5	70	200	40	8	70.54	0.037111	0.372	2.75	0.0464406
6	70	200	40	8	71.05	0.037	0.371	2.74	0.0463818

Tabel output pesawat

Tegangan tabung (kV)	Beban tabung (mAs)	rerata Half Value Layer terukur (mmAl)	rerata dosis (mGy)	output (mGy/mAs)
40	5	1.48	0.057	0.0114
50	5	1.86	0.105	0.0210
60	5	2.32	0.168	0.0337
70	5	2.73	0.232	0.0464
81	5	3.15	0.311	0.0622
90	5	3.49	0.382	0.0763
102	5	3.91	0.486	0.0972
117	5	4.37	0.628	0.1255
125	5	4.62	0.685	0.1369

Grafik pengaruh tegangan tabung terhadap output pesawat (mGy/mAs)



LAMPIRAN 2

Tabel Backscatter Factors

TABLE VIII.1. BACKSCATTER FACTORS, B , FOR WATER, ICRU TISSUE AND PMMA FOR 21 DIAGNOSTIC X RAY BEAM QUALITIES AND FOR THREE FIELD SIZES AT A FOCUS TO SKIN DISTANCE OF 100 mm*

Tube voltage (kV)	Filter	Backscatter factor (B)												
		Field size			100 mm × 100 mm			200 mm × 200 mm			250 mm × 250 mm			
		HVL (mm Al)	Water	ICRU tissue	PMMA	Water	ICRU tissue	PMMA	Water	ICRU tissue	PMMA	Water	ICRU tissue	PMMA
50	2.5 mm Al	1.74	1.24	1.25	1.33	1.26	1.27	1.36	1.26	1.28	1.36	1.26	1.28	1.36
60	2.5 mm Al	2.08	1.28	1.28	1.36	1.31	1.32	1.41	1.31	1.32	1.41	1.31	1.32	1.42
70	2.5 mm Al	2.41	1.30	1.31	1.39	1.34	1.36	1.45	1.35	1.36	1.45	1.35	1.36	1.46
70	3.0 mm Al	2.64	1.32	1.32	1.40	1.36	1.37	1.47	1.36	1.38	1.47	1.36	1.38	1.48
70	3.0 mm Al													
80	+0.1 mm Cu	3.96	1.35	1.39	1.48	1.45	1.47	1.58	1.46	1.47	1.58	1.46	1.47	1.59
80	2.5 mm Al	2.78	1.32	1.33	1.41	1.37	1.39	1.48	1.38	1.39	1.48	1.38	1.39	1.50
80	3.0 mm Al	3.04	1.34	1.34	1.42	1.39	1.40	1.51	1.40	1.41	1.51	1.40	1.41	1.52
80	3.0 mm Al													
90	+0.1 mm Cu	4.55	1.40	1.40	1.49	1.48	1.50	1.61	1.49	1.51	1.61	1.49	1.51	1.63
90	2.5 mm Al	3.17	1.34	1.34	1.43	1.40	1.40	1.51	1.41	1.42	1.51	1.41	1.42	1.53
90	3.0 mm Al	3.45	1.35	1.36	1.44	1.42	1.43	1.53	1.42	1.43	1.53	1.42	1.44	1.55
90	3.0 mm Al													
100	+0.1 mm Cu	5.12	1.41	1.41	1.50	1.50	1.51	1.62	1.51	1.53	1.62	1.51	1.53	1.65
100	2.5 mm Al	3.24	1.34	1.34	1.42	1.40	1.41	1.51	1.41	1.42	1.51	1.41	1.42	1.53
100	3.0 mm Al	3.88	1.36	1.37	1.45	1.44	1.45	1.55	1.44	1.45	1.55	1.45	1.46	1.57

LAMPIRAN 3

Tabel Hasil Bacaan TLD

no. tld	r1 (nC)	r2 (nC)	r1-r2 (nC)	Rerata (nC)	rerata – background (nC)	Tegangan (kV)	Faktor koreksi energi	Faktor kalibrasi	dosis (mGy)	Ket
1	0.972	0.126	0.846	0.865	0.830	60	0.63	0.416	0.218	Chest-posterior
	1.008	0.128	0.88							
	0.997	0.127	0.87							
3	0.351	0.134	0.217	0.220	0.185	60	0.63	0.416	0.048	Chest-anterior
	0.389	0.143	0.246							
	0.335	0.138	0.197							
5	1.275	0.134	1.141	1.075	1.040	66	0.7	0.416	0.303	Chest-posterior
	1.077	0.126	0.951							
	1.263	0.129	1.134							
9	0.373	0.137	0.236	0.235	0.200	66	0.7	0.416	0.058	Chest-anterior
	0.373	0.138	0.235							
	0.363	0.13	0.233							
8	1.276	0.137	1.139	1.233	1.198	70	0.72	0.416	0.359	Chest-posterior
	1.454	0.147	1.307							
	1.397	0.145	1.252							
12	0.402	0.143	0.259	0.316	0.281	70	0.72	0.416	0.084	Chest-anterior
	0.406	0.143	0.263							
	0.365	0.133	0.427							
13	1.632	0.144	1.488	1.491	1.456	77	0.72	0.416	0.436	Chest-posterior
	1.697	0.156	1.541							
	1.599	0.154	1.445							
15	0.428	0.137	0.291	0.332	0.297	77	0.72	0.416	0.089	Chest-anterior
	0.56	0.142	0.418							
	0.425	0.138	0.287							
17	0.87	0.108	0.762	0.816	0.781	55	0.59	0.416	0.192	Chest-posterior
	0.945	0.113	0.832							
	0.971	0.118	0.853							
19	0.355	0.118	0.237	0.189	0.154	55	0.59	0.416	0.038	Chest-anterior
	0.302	0.116	0.186							
	0.335	0.191	0.144							
26	0.315	0.119	0.196	0.215	0.005			0.416	0.000	Background
	0.301	0.101	0.2							
	0.38	0.132	0.248							

no. tld	r1 (nC)	r2 (nC)	r1-r2 (nC)	Rerata (nC)	rerata – background (nC)	Tegangan (kV)	Faktor koreksi energi	Faktor kalibrasi	dosis (mGy)	Ket
5	1.436	0.36	1.076	1.297	1.262	60	0.63	0.487	0.387	Abdomen - Anterior
	1.538	0.141	1.397							
	1.553	0.136	1.417							
6	0.238	0.127	0.111	0.097	0.062		0.63	0.487	0.019	Abdomen- Posterior
	0.224	0.133	0.091							
	0.22	0.132	0.088							
7	1.901	0.145	1.756	1.744	1.709	66	0.7	0.487	0.583	Abdomen - Anterior
	1.714	0.142	1.572							
	2.044	0.139	1.905							
8	0.247	0.13	0.117	0.119	0.084		0.7	0.487	0.029	Abdomen- Posterior
	0.271	0.129	0.142							
	0.239	0.142	0.097							
9	2.362	0.133	2.229	2.165	2.130	70	0.72	0.487	0.747	Abdomen - Anterior
	2.389	0.141	2.248							
	2.171	0.154	2.017							
10	0.271	0.125	0.146	0.145	0.110		0.72	0.487	0.039	Abdomen- Posterior
	0.274	0.134	0.14							
	0.282	0.133	0.149							
11	2.385	0.151	2.234	2.277	2.242	77	0.72	0.487	0.786	Abdomen - Anterior
	2.081	0.149	1.932							
	2.812	0.146	2.666							
12	0.347	0.139	0.208	0.217	0.182		0.72	0.487	0.064	Abdomen- Posterior
	0.405	0.143	0.262							
	0.322	0.141	0.181							
13	2.625	0.156	2.469	2.604	2.569	81	0.73	0.487	0.913	Abdomen - Anterior
	2.697	0.158	2.539							
	2.963	0.159	2.804							
14	0.37	0.152	0.218	0.211	0.176		0.73	0.487	0.062	Abdomen- Posterior
	0.358	0.149	0.209							
	0.353	0.148	0.205							
15	3.55	0.157	3.393	3.566	3.531	85	0.73	0.487	1.255	Abdomen - Anterior
	3.895	0.159	3.736							
	3.727	0.158	3.569							
16	0.365	0.145	0.22	0.226	0.191		0.73	0.487	0.068	Abdomen- Posterior
	0.39	0.151	0.239							
	0.368	0.149	0.219							
17	0.188	0.146	0.042	0.035						Background
	0.181	0.152	0.029							
	0.175	0.142	0.033							

Faktor Koreksi Ketergantungan Energi

Tegangan (kV)	Faktor Koreksi
50 - 51	0,57
52	0,57
53	0,58
54 - 55	0,59
56 -57	0,60
58	0,61
59	0,62
60	0,63
61	0,65
62	0,66
63	0,67
64	0,68
65	0,69
66	0,70
68 - 69	0,71
70 -79	0,72
80 -89	0,73

LAMPIRAN 4

Normalisasi faktor kalibrasi bacaan TLD

Tabel Nilai ESD hasil bacaan TLD dan ESD pengukuran tak langsung pada pemeriksaan abdomen.

Tegangan (kV)	Beban tabung (mAs)	Incident air kerma (mGy)	Half Value Layer (mmAl)	Backscatter Factor	ESD tak langsung (mGy)	ESD langsung (TLD) (mGy)	Rasio perbedaan (%)
60	10	0,0532	2,32	1,32	0,7019	0,387	44,02
66	10	0,0643	2,57	1,34	0,8622	0,583	31,35
70	10	0,0724	2,72	1,36	0,9698	0,747	22,98
77	10	0,0876	2,98	1,4	1,1910	0,786	34,01
81	10	0,0969	3,15	1,41	1,3664	0,913	33,18
85	10	0,1067	3,3	1,42	1,5207	1,255	17,47
Rata-rata					1,1	0,78	

Dari tabel di atas terlihat bahwa rasio perbedaan antara nilai ESD yang didapat dari hasil bacaan TLD dengan hasil pengukuran ESD tak langsung cenderung berada pada rentang 17,47 % – 44,02% dengan rata-rata 31,27% dan standar deviasi 9,6% sehingga kemungkinan terjadi kesalahan sistemik dan konsisten selama pengukuran. Untuk mengatasi kendala tersebut dilakukan normalisasi nilai dosis TLD terhadap simpangan rata-rata sehingga dosis TLD akan bertambah sebanyak

$$\frac{\text{Rata-rata hitungan}}{\text{rata-rata TLD}} = \frac{1,11}{0,78} = 1,43$$

Dengan demikian akan didapat dosis TLD normalisasi mengikuti persamaan di bawah ini:

$$D_{TLD\ Norm} = D_{TLD} \times \frac{\text{Rata - rata hitungan}}{\text{Rata - rata TLD}}$$

Sehingga di dapat nilai dosis TLD seperti tabel di bawah ini :

no. tld	r1 (nC)	r2 (nC)	r1-r2 (nC)	Rerata (nC)	rerata – background (nC)	Tegangan (kV)	Faktor koreksi energi	Faktor kalibrasi	dosis (mGy)	Fk norm.	dosis norm. (mGy)
5	1.436	0.36	1.076	1.297	1.262	60	0.63	0.487	0.387	1.43	0.554
	1.538	0.141	1.397								
	1.553	0.136	1.417								
6	0.238	0.127	0.111	0.097	0.062		0.63	0.487	0.019	1.43	0.027
	0.224	0.133	0.091								
	0.22	0.132	0.088								
7	1.901	0.145	1.756	1.744	1.709	66	0.7	0.487	0.583	1.43	0.833
	1.714	0.142	1.572								
	2.044	0.139	1.905								
8	0.247	0.13	0.117	0.119	0.084		0.7	0.487	0.029	1.43	0.041
	0.271	0.129	0.142								
	0.239	0.142	0.097								
9	2.362	0.133	2.229	2.165	2.130	70	0.72	0.487	0.747	1.43	1.068
	2.389	0.141	2.248								
	2.171	0.154	2.017								
10	0.271	0.125	0.146	0.145	0.110		0.72	0.487	0.039	1.43	0.055
	0.274	0.134	0.14								
	0.282	0.133	0.149								
11	2.385	0.151	2.234	2.277	2.242	77	0.72	0.487	0.786	1.43	1.124
	2.081	0.149	1.932								
	2.812	0.146	2.666								
12	0.347	0.139	0.208	0.217	0.182		0.72	0.487	0.064	1.43	0.091
	0.405	0.143	0.262								
	0.322	0.141	0.181								
13	2.625	0.156	2.469	2.604	2.569	81	0.73	0.487	0.913	1.43	1.306
	2.697	0.158	2.539								
	2.963	0.159	2.804								
14	0.37	0.152	0.218	0.211	0.176		0.73	0.487	0.062	1.43	0.089
	0.358	0.149	0.209								
	0.353	0.148	0.205								
15	3.55	0.157	3.393	3.566	3.531	85	0.73	0.487	1.255	1.43	1.795
	3.895	0.159	3.736								
	3.727	0.158	3.569								
16	0.365	0.145	0.22	0.226	0.191		0.73	0.487	0.068	1.43	0.096
	0.39	0.151	0.239								
	0.368	0.149	0.219								
17	0.188	0.146	0.042	0.035							
	0.181	0.152	0.029								
	0.175	0.142	0.033								