



Hak Cipta Dilindungi Undang-Undang

1. Dilarang mengutip sebagian atau seluruh karya tulis ini tanpa mencantumkan dan menyebutkan sumber:
 - a. Pengutipan hanya untuk kepentingan pendidikan, penelitian, penulisan karya ilmiah, penyusunan laporan, penulisan kritik atau tinjauan suatu masalah.
 - b. Pengutipan tidak merugikan kepentingan yang wajar Unand.
2. Dilarang mengumumkan dan memperbanyak sebagian atau seluruh karya tulis ini dalam bentuk apapun tanpa izin Unand.

**PERBANDINGAN ESD PADA PASIEN THORAK ANTARA HASIL
PENGUKURAN KELUARAN PESAWAT SINAR-X KONVENSIONAL
TERHADAP PENGUKURAN MENGGUNAKAN TLD-100**

SKRIPSI



**DILA NELVO DASRIL
06135018**

**JURUSAN FISIKA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN
ILMU PENGETAHUAN ALAM
UNIVERSITAS ANDALAS
PADANG 2010**

PERBANDINGAN ESD PADA PASIEN THORAK ANTARA HASIL PENGUKURAN KELUARAN PESAWAT SINAR-X KONVENSIONAL TERHADAP PENGUKURAN MENGGUNAKAN TLD-100

ABSTRAK

Telah dilakukan penelitian tentang perbandingan ESD pada pasien thorak antara hasil pengukuran keluaran pesawat sinar-X konvensional terhadap pengukuran menggunakan TLD-100. Tujuan penelitian ini adalah untuk : (1) mengukur keluaran tabung pesawat sinar-X yang menggunakan sistem pencitraan *computed radiographic* (CR), prosedur pengujian mengikuti aturan dari *Health Department of Western Australia*, (2) mengukur dosis radiasi yang diterima pasien pada permukaan kulit (ESD) menggunakan pengukuran keluaran pesawat sinar-X pada metode TRS 457 dan menggunakan TLD-100 (3) membandingkan ESD pada pasien antara hasil pengukuran keluaran pesawat sinar-X pada metode TRS 457 terhadap pengukuran menggunakan TLD-100. Penelitian ini menggunakan alat-alat : (1) pesawat sinar-X konvensional merek TOSHIBA RADIOGRAFI MODE DRX-1603B (2) *Xi Unfors set* (3) TLD-100 dengan 30 pasien yang menjalani pemeriksaan thorak. Hasil penelitian menunjukkan bahwa : (1) pesawat sinar-X konvensional yang digunakan pada penelitian masih berada dalam kondisi yang baik berdasarkan semua hasil pengukuran yang berada di bawah batas toleransi yang diperbolehkan kecuali pada uji akurasi tegangan dan uji kebocoran tabung (2) nilai rata-rata ESD yang diterima pasien saat melakukan pemeriksaan thorak adalah 0,292 mGy menggunakan metode TRS 457 dan 0,54 mGy menggunakan TLD-100, dengan batas toleransi 0,4 mGy (3) perbandingan ESD pasien menggunakan metode TRS 457 terhadap menggunakan TLD-100 menunjukkan selisih rata-rata 0,27 mGy, selisih minimum 0,008 mGy dan selisih maksimum 0,68 mGy.

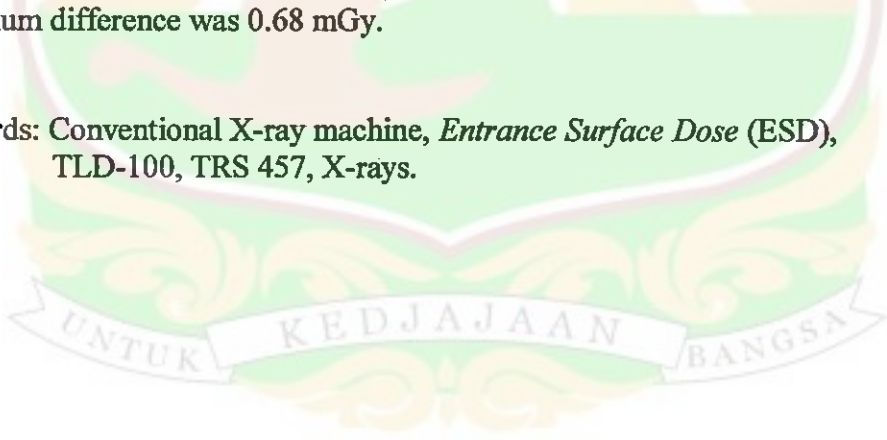
Kata kunci : *Entrance Surface Dose* (ESD), pesawat sinar-X konvensional, sinar-X, TLD-100, TRS 457.

THE COMPARISON ESD IN PATIENT'S THORAK BETWEEN THE MEASUREMENT OUTPUT OF CONVENTIONAL X-RAY MACHINE AND MEASUREMENT USING TLD-100

ABSTRACT

The comparison ESD in patients thorak between the output measurement of conventional X-ray machine and the measurement using TLD-100 was carried out. The purposes are : (1) measurement of output X-ray tube machine using *computed radiographic* imaging system, the test of procedure followed the rules of the *Health Department of Western Australia*, (2) measurement of patient dose or ESD using output measurement of X-ray machine on TRS 457 method and using TLD-100 (3) comparison patients the ESD between output measurement result of X-ray machine on TRS 457 and measurement using TLD-100. The research use : (1) conventional X-ray machine TOSHIBA RADIOGRAFI MODE DRX-1603B (2) *Xi Unfors set* (3) TLD-100 of 30 patients thorak. The results showed that: (1) conventional X-ray machine was still in good condition based on all of the measurement results were below the limit of allowed tolerance except on the accuracy of the voltage test and leakage test tube (2) average value of thorak patients ESD is 0.292 mGy using TRS 457 method and 0.54 mGy using TLD-100, the value were not below the tolerance limit, 0.4 mgy (3) comparison between ESD patients using TRS 457 method and using TLD-100 showed that the average difference was 0.27 mGy, minimum difference was 0.008 mGy and maksimum difference was 0.68 mGy.

Keywords: Conventional X-ray machine, *Entrance Surface Dose (ESD)*, TLD-100, TRS 457, X-rays.



DAFTAR ISI

Halaman

KATA PENGANTAR	i
ABSTRAK	iii
ABSTRACT	iv
DAFTAR ISI	v
DAFTAR GAMBAR	viii
DAFTAR TABEL	x
DAFTAR LAMPIRAN	xi
BAB I PENDAHULUAN	
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Tujuan Penelitian	3
1.3 Manfaat Penelitian	3
1.4 Batasan Masalah	4
BAB II TINJAUAN PUSTAKA	
2.1 Tinjauan Pustaka	5
2.2 Landasan Teori	7
2.2.1 Interaksi Sinar –X terhadap Materi	7
2.2.2 Pesawat Sinar-X Konvensional	11

2.2.3 Pengukuran Keluaran Tabung Sinar-X	16
2.2.4 <i>Entrance Surface Dose</i> (ESD)	21
2.2.5 <i>Thermoluminescence Dosemetre</i> (TLD)	23

BAB III METODE PENELITIAN

3.1 Tempat Penelitian	28
3.2 Peralatan Penelitian	28
3.3 Tata Laksana Penelitian	30
3.3.1 Pengukuran Keluaran Pesawat Sinar-X	32
3.3.3 Pengukuran ESD Pada Pasien Menggunakan Pengukuran Keluaran Pesawat Sinar-X Pada Metode TRS 457 dan Menggunakan TLD-100	37
3.3.3 Membandingkan ESD Pada Pasien Menggunakan Pengukuran Keluaran Pesawat Sinar-X Pada Metode TRS 457 Terhadap ESD Pasien Menggunakan TLD-100	38

BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1 Pengukuran Keluaran Tabung Pesawat Sinar-X Konvensional	39
4.1.1 Akurasi Tegangan	39
4.1.2 Akurasi Waktu	41
4.1.3 Linieritas Keluaran	43
4.1.4 Reprodusibilitas Tegangan, Waktu dan Keluaran	44
4.1.5 Kualitas Berkas	45

4.1.6 Kebocoran Tabung	47
4.2 Pengukuran ESD Pada Pasien Menggunakan Pengukuran Keluaran Pesawat Sinar-X Pada Metode TRS 457 dan Menggunakan TLD-100	48
4.3 Membandingkan ESD Pada Pasien Menggunakan Pengukuran Keluaran Pesawat Sinar-X Pada Metode TRS 457 Terhadap ESD Pasien Menggunakan TLD-100	53
BAB V KESIMPULAN DAN SARAN	
5.1 Kesimpulan	58
5.2 Saran	60
DAFTAR PUSTAKA	61
LAMPIRAN	



DAFTAR GAMBAR

Halaman

Gambar 2.1 Proses efek fotolistrik	8
Gambar 2.2 Proses hamburan compton	9
Gambar 2.3 Proses produksi pasangan	10
Gambar 2.4 Proses terbentuknya sinar-X	12
Gambar 2.5 Proses terbentuknya sinar-X karakteristik	13
Gambar 2.6 Spektrum energi sinar-X <i>Bremsstrahlung</i> dan karakteristik	13
Gambar 2.7 Ilustrasi proses kerja TLD	26
Gambar 3.1 Pesawat radiodiagnostik TOSHIBA RADIOGRAFI unit mode DRX-1603B 18	29
Gambar 3.2 8202060-A Xi <i>Survey Detector</i> S/N : 150034	30
Gambar 3.3 8201011-B Xi <i>Base Unit Platinum</i> S/N : 155175	30
Gambar 3.4 8202031-C Xi R/F & MAM <i>Detector Platinum</i> S/N : 151685.....	30
Gambar 3.5 TLD-100	31
Gambar 3.6 TLD-Reader	31
Gambar 3.7 Diagram alir uji akurasi tegangan	33
Gambar 3.8 Skema uji akurasi tegangan, akurasi waktu, linieritas keluaran, reproduibilitas tegangan, waktu dan keluaran serta kualitas berkas.....	33

Gambar 3.9 Diagram alir uji akurasi waktu	34
Gambar 3.10 Diagram alir uji linieritas keluaran	34
Gambar 3.11 Diagram alir uji reproduibilitas tegangan, waktu dan keluaran	35
Gambar 3.12 Diagram alir uji kebocoran tabung sinar-X	36
Gambar 3.13 Skema pengukuran kebocoran tabung sinar-X pada salah satu titik di sekitar pesawat	36
Gambar 3.14 Diagram alir pengukuran ESD pada pasien menggunakan TLD-100	37
Gambar 3.15 Skema pengukuran ESD pada pasien menggunakan TLD-100	38
Gambar 4.1 Grafik hubungan tegangan panel (kV) dengan tegangan terukur (kV)	40
Gambar 4.2 Grafik hubungan waktu panel (s) dan waktu terukur (s)	42
Gambar 4.3 Grafik hubungan antara arus panel (mA) dengan keluaran (mGy/mAs)	44
Gambar 4.4 Grafik hubungan antara tegangan (kV) dengan tebal HVL (mmAl)	47
Gambar 4.5 Grafik distribusi ESD pasien pada pemeriksaan thorak menggunakan metode TRS 457	53
Gambar 4.6 Grafik distribusi ESD pasien pada pemeriksaan thorak menggunakan TLD-100	53

DAFTAR TABEL

	Halaman
Tabel 2.1 Syarat minimum Tebal HVL	20
Tabel 2.2 Parameter pengujian dan batas toleransi pengukuran keluaran tabung pesawat sinar-X	23
Tabel 4.1 Akurasi tegangan pesawat sinar-X konvensional	39
Tabel 4.2 Akurasi waktu pesawat sinar-X konvensional	42
Tabel 4.3 Linieritas keluaran pesawat sinar-X konvensional	44
Tabel 4.4 Reprodusibilitas tegangan, waktu dan keluaran pesawat sinar-X konvensional	46
Tabel 4.5. Kualits berkas (HVL) pesawat sinar-X konvensional	47
Tabel 4.6 Kebocoran tabung pesawat sinar-X konvensional	48
Tabel 4.7 Data dosis radiasi pasien (ESD) pada pemeriksaan thorak dengan menggunakan metode TRS 457	51
Tabel 4.8 Data dosis radiasi pasien (ESD) pada pemeriksaan thorak dengan menggunakan TLD-100	52
Tabel 4.9 Perbandingan ESD pada pasien menggunakan perhitungan metode IAEA TRS 457 dari keluaran tabung pesawat sinar-X terhadap ESD menggunakan TLD-100.....	55
Tabel 5.1 Hasil pengukuran keluaran tabung pesawat sinar-X	58

DAFTAR LAMPIRAN

Lampiran 1 Data perhitungan ESD pasien menggunakan TLD-100

Lampiran 2 Data pengukuran ESD pasien menggunakan TLD-100 dan perhitungan metode pada IAEA TRS 457

Lampiran 3 Tabel dan Grafik tegangan panel (kV) dengan keluaran (mGy/mA.s) pesawat sinar-X

Lampiran 4 IAEA TRS 457



BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Pemanfaatan radiasi di bidang kedokteran memberikan kontribusi yang cukup besar terhadap paparan radiasi yang diterima manusia. Sekitar 15% sumber radiasi yang diterima manusia diperoleh dari aktivitas pemanfaatan radiasi di bidang kesehatan yang meliputi radiodiagnostik, radioterapi dan kedokteran nuklir. Aplikasi dari teknologi kesehatan tersebut bertujuan untuk mempermudah manusia melakukan pemeriksaan dan pengobatan berbagai jenis penyakit. Asas proteksi radiasi memiliki peranan yang sangat penting untuk menjamin agar radiasi yang dihasilkan dari kegiatan di bidang kesehatan memberikan manfaat yang optimal.

Pemanfaatan sinar-X di bidang kesehatan memegang peranan yang cukup penting. Salah satu aplikasi pemanfaatan sinar-X adalah pada pesawat sinar-X konvensional. Pesawat sinar-X konvensional merupakan pemeriksaan radiografi untuk mendiagnosa penyakit pada tubuh manusia bagian dalam yang tidak dapat diamati secara langsung dari luar tubuh. Sinar-X mampu menembus jaringan tubuh manusia dan akan menghasilkan suatu bayangan semu. Bayangan yang dihasilkan oleh sinar-X dapat dilihat menggunakan sebuah film. Film tersebut akan menghasilkan citra dari bagian dalam tubuh.

Pada saat ini pesawat sinar-X konvensional merupakan radiografi yang paling banyak digunakan dalam bidang kedokteran. Hasil pencitraan radiografi sinar-X konvensional mendukung diagnosis suatu penyakit yang akan memberikan manfaat penting bagi dokter dan pasien. Prosedur penggunaan radiasi di bidang kedokteran harus dikelola dengan baik, karena memberikan kontribusi yang positif. Pemanfaatan radiasi juga mengandung risiko yang berbahaya bagi kesehatan tubuh manusia, maka diperlukan suatu upaya agar radiasi yang dihasilkan memberi manfaat yang optimal dan dapat mengurangi ataupun meniadakan risiko yang ditimbulkan. Upaya ini dilakukan sesuai dengan peraturan yang berlaku secara internasional dan mematuhi 3 azas proteksi radiasi.

Pesawat sinar-X konvensional sangat banyak digunakan di berbagai rumahsakit di Indonesia, khususnya di Sumatera Barat. Salah satu rumahsakit yang telah memiliki pesawat sinar-X konvensional adalah Rumahsakit Islam (RSI) Siti Rahmah Padang yang menggunakan pesawat sinar-X konvensional merek TOSHIBA RADIOGRAFI MODE DRX-1603B. Pesawat sinar-X ini diproduksi pada tahun 1999 dan dioperasikan tahun 2004 di rumahsakit tersebut setelah mendapat izin pemanfaatan dengan jangka waktu 2 tahun oleh Badan Pengawas Tenaga Nuklir (BAPETEN). Secara berkala, pesawat sinar-X harus diuji kinerjanya agar senantiasa memenuhi kriteria jaminan kualitas keselamatan, yaitu dengan melakukan pengukuran keluaran sinar-X. Selain itu, kondisi geografis daerah Sumatera Barat khususnya Padang yang rawan terjadi bencana gempa bumi dan kondisi sumber tegangan listrik yang tidak stabil dapat memberikan efek negatif pada pengoperasian alat ini.

Penelitian ini perlu dilakukan dengan hasil akhir yang diharapkan adalah untuk menjaga agar pesawat menunjukkan kinerja yang baik dan paparan dosis radiasi yang diterima tidak berlebihan serta sesuai dengan spesifikasi pabrik, sehingga bisa diketahui dosis radiasi yang diterima pasien apakah masih berada dalam rentang toleransi atau tingkat acuan dosis radiasi.

1.2 Tujuan Penelitian

Adapun tujuan dari penelitian ini adalah:

1. Mengetahui keluaran tabung pesawat sinar-X konvensional yang menggunakan sistem pencitraan *computed radiographic* (CR) melalui pengukuran keluaran tabung sinar-X .
2. Mengukur dosis radiasi yang diterima pasien pada permukaan kulit (ESD) menggunakan pengukuran keluaran pesawat sinar-X pada metode TRS 457 dan menggunakan TLD-100.
3. Membandingkan ESD pada pasien antara hasil pengukuran keluaran pesawat sinar-X pada metode TRS 457 terhadap pengukuran menggunakan TLD-100.

1.3 Manfaat Penelitian

Manfaat yang diharapkan dari penelitian ini adalah :

1. Menambah wawasan mengenai manfaat dan kerugian yang diterima seseorang apabila menjalani kegiatan radiodiagnostik.

2. Rumahsakit sebagai pemilik fasilitas pesawat radiodiagnostik sinar-X konvensional, memiliki data uji akurasi untuk semua parameter dan kondisi penyinaran yang terarsip serta terpelihara, sehingga dapat dijadikan pedoman bagi rumahsakit untuk mengambil tindakan yang terbaik.
3. Menambah pengetahuan dan wawasan peneliti dan pembaca tentang alat-alat yang berhubungan dengan radiasi di bidang kesehatan, yaitu pesawat radiodiagnostik sinar-X konvensional.
4. Meningkatkan kerja sama di bidang penelitian antara Jurusan Fisika FMIPA Universitas Andalas, BATAN dan rumahsakit yang ada di Sumatera Barat.

1.4 Batasan Masalah

Pengukuran keluaran tabung sinar-X pada pesawat sinar-X konvensional merek TOSHIBA RADIOGRAFI MODE DRX-1603B di RSI Siti Rahmah Padang dibatasi pada pengujian (1) akurasi tegangan (2) akurasi waktu (3) linieritas keluaran (4) reproduibilitas tegangan, waktu dan keluaran (5) kualitas berkas radiasi (6) kebocoran tabung. Pengukuran Dosis radiasi atau ESD (*Entrance Surface Dose*) yang diterima pasien pada pemeriksaan thorak menggunakan metode TRS 457 dan menggunakan TLD-100, selanjutnya dilakukan perbandingan ESD antara kedua hasil pengukuran tersebut. Pada penelitian ini, citra yang dihasilkan diolah kualitasnya menggunakan CR (*Computed Radiography*).

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Tinjauan Pustaka

Penelitian tentang karakteristik pesawat sinar-X pernah dilakukan untuk mengukur kerja tabung sinar-X dan pengaruh paparan pesawat sinar-X konvensional menggunakan kVp meter, dosimeter RADCheck dan densitometer. Penelitian dilakukan di RSUP. Dr. M. Djamil Padang, hasil penelitian menunjukkan bahwa nilai tegangan keluaran pesawat tidak sesuai dengan nilai tegangan yang diatur pada panel dengan penyimpangan (beda kV_{peak}) rata-rata bernilai 7,77 kV (Wardeni, 2005).

Penelitian tentang karakteristik pesawat sinar-X dikembangkan kembali untuk empat tipe pesawat sinar-X konvensional pada empat rumahsakit di Sumatera Barat, untuk mendapatkan parameter radiasi yang lebih bervariasi dan berkualitas. Pengukuran dilakukan dengan menggunakan kVp meter, *timer digital*, *dosimeter RADCheck*, *Focal Spot Test*, *Collimator Test* dan *Beam Alignment Test*. Hasil penelitiannya berupa variasi arus dari 2 mA sampai 23 mA dan tegangan dari 50 kV sampai 90 kV pada keempat pesawat radiodiagnostik menghasilkan paparan yang makin lama makin meningkat dari 0,0065 R mencapai 0,097 R (Sismar, 2006).

Selanjutnya penelitian dilakukan lagi pada empat tipe pesawat sinar-X konvensional di empat rumahsakit kota Padang dengan melakukan karakteristik yang lebih bervariasi terhadap pesawat sinar-X dan pengaruh paparannya melalui

pengujian *compliance test*. Pengukuran tersebut bertujuan untuk mengetahui dan menentukan karakteristik pesawat radiagnostik sinar-X serta dapat menentukan karakteristik berkas radiasi menggunakan objek *Step Wedge* dan filter. Didapatkan perbandingan karakteristik masing-masing model pesawat sinar-X. Hasil penelitian memperlihatkan bahwa parameter pengukuran pada keempat pesawat sinar-X tersebut memenuhi standar kelayakan fungsi minimum alat, sehingga masih layak untuk dioperasikan (Susanti, 2007).

Selanjutnya pada penelitian ini dilakukan perbandingan ESD pada pasien thorak antara pengukuran keluaran pesawat sinar-X konvensional terhadap pengukuran menggunakan TLD-100. Pengukuran keluaran pesawat sinar-X dilakukan mengacu pada *Radiation Safety Act 1975 workbook 3, Diagnostic X-Ray Equipment Compliance Testing Major Radiographic Equipment 2006*, dimana keluaran tabung sinar-X merupakan salah satu karakteristik dari pesawat sinar-X. Penelitian dilakukan menggunakan alat-alat yang berbeda yaitu *Xi Unfors set*. Pada penelitian sebelumnya, pengukuran dosis radiasi yang diterima pasien tidak ada dilakukan. Perbedaannya juga terdapat pada kualitas citra yang dihasilkan, dimana setelah dilakukan penyinaran dengan film dan citra yang telah dihasilkan disempurnakan atau diolah menggunakan CR-KODAK (*Computed Radiography*), sehingga tidak ada lagi film yang ditolak oleh dokter dan tidak terjadi pengulangan penyinaran yang membahayakan pasien. Penelitian ini dilakukan di RSI Siti Rahmah Padang, yang merupakan salah satu rumahsakit yang belum pernah diteliti sebelumnya.

2.2 Landasan Teori

2.2.1 Interaksi Sinar -X terhadap Materi

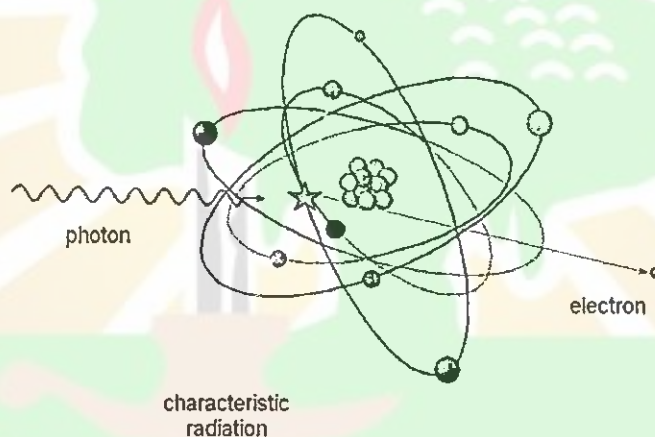
Sinar-X pertama kali ditemukan oleh fisikawan berkebangsaan Jerman Wilhelm C Roentgen pada tanggal 8 november 1895, pada saat itu Roentgen menyalakan sumber listrik tabung untuk penelitian sinar katoda dan mendapatkan bahwa sejenis cahaya berpendar pada layar yang terbuat dari *barium platino cyanida* yang berada didekatnya, jika sumber listrik dimatikan maka cahaya pendar pun menghilang. Roentgen segera menyadari bahwa sejenis sinar yang tidak terlihat telah muncul dari dalam tabung sinar katoda. Karena sebelumnya tidak pernah dikenal maka sinar ini diberi nama sinar-X. Untuk menghargai jasanya, sinar itu dinamakan juga sinar Roentgen (Akhadi, 2000).

Sinar-X merupakan radiasi elektromagnetik yang membawa energi dalam bentuk foton. Oleh sebab itu, radisi sinar-X disebut sebagai radiasi foton. Sinar-X adalah foton-foton yang mempunyai energi tinggi (Suyatno, 2008). Interaksi radiasi dengan materi adalah pemindahan energi dari sumber radiasi ke materi. Materi terdiri dari inti atom dan elektron-elektron. Radiasi mungkin berinteraksi dengan salah satu atau kedua unsur pokok pembentuk materi ini. Ada tiga proses utama yang dapat terjadi apabila radiasi elektromagnetik melewati suatu bahan penyerap yaitu (Akhadi, 2000) :

1. Efek Foto Listrik

Efek fotolistrik terjadi karena adanya interaksi antara radiasi elektromagnetik dengan elektron-elektron dalam atom bahan dan sering dikatakan sebagai interaksi antara foton dengan elektron atom. Hal ini

disebabkan karena terjadinya penyerapan energi foton seluruhnya oleh elektron yang terikat kuat oleh suatu atom sehingga elektron tersebut terlepas dari ikatan inti atom. Elektron yang terlepas disebut fotoelektron. Efek fotolistrik terutama terjadi pada foton berenergi rendah, yaitu berkisar antara 0,01 MeV hingga 0,5 MeV dan dominan pada energi di bawah 0,1 MeV. Proses efek foto listrik ditunjukkan pada Gambar 2.1.



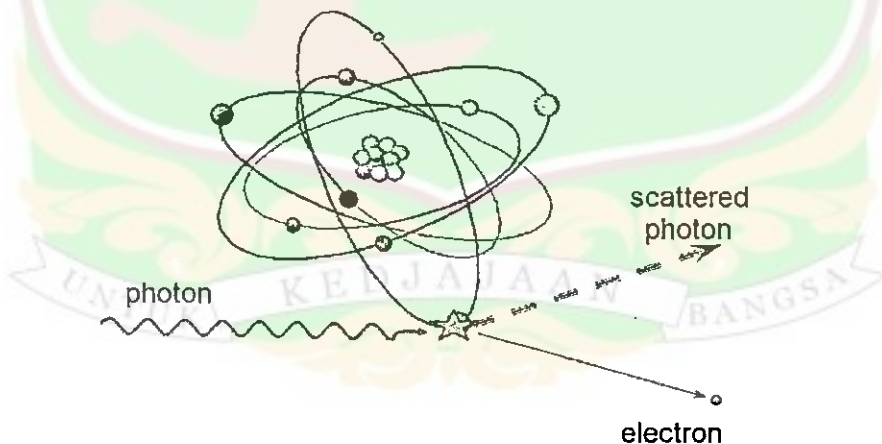
Gambar 2.1 Proses efek fotolistrik

(Sumber: https://www.spwla.org/library_info/glossary/reference/glossc/images/glsp22f1.gif&imgrefurl)

2. Hamburan Compton

Hamburan Compton terjadi karena adanya interaksi antara foton berenergi $h\nu$ dengan elektron bebas atau elektron yang tidak terikat secara kuat oleh inti, yang terletak pada kulit terluar dari atom. Elektron itu dilepaskan dari ikatan inti atom dan bergerak dengan energi kinetik tertentu disertai foton

lain dengan energi lebih rendah dibandingkan foton datang. Dalam hamburan Compton, energi foton datang yang diserap atom diubah menjadi energi kinetik elektron dan foton hamburan yang berenergi lebih rendah. Elektron selanjutnya akan kehilangan energinya melalui proses ionisasi atom bahan. Elektron akan mempunyai energi kinetik yang besarnya sama dengan perbedaan antara energi yang diperoleh foton datang dengan foton terhambur. Elektron ini akan kehilangan energinya dengan cara mengionisasi atom dari materi yang dilaluinya. Pada interaksi ini hukum kekekalan energi dan momentum berlaku. Hamburan Compton terjadi pada foton yang berenergi 200 keV hingga 5 MeV dalam sebagian besar unsur-unsur ringan. Proses hamburan Compton ditunjukkan pada Gambar 2.2.

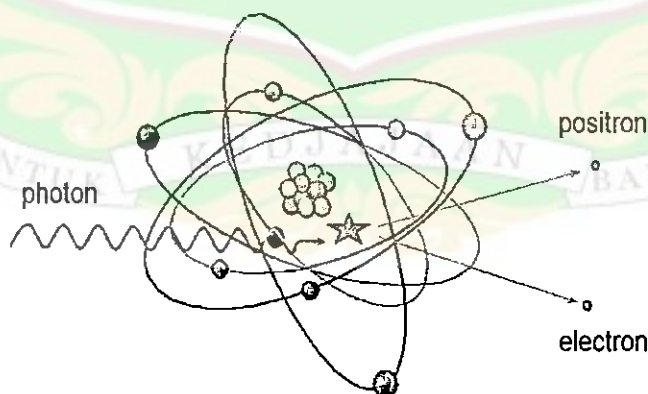


Gambar 2.2 Proses hamburan Compton

(Sumber: https://www.spwla.org/library_info/glossary/reference/glossc/images/glsp22f1.gif&imgrefurl)

3. Produksi Pasangan

Produksi pasangan merupakan suatu proses perubahan energi elektromagnetik menjadi energi diam atau perubahan foton datang menjadi sebuah elektron dan sebuah positron. Diperlukan sekurang-kurangnya 1,02 MeV dari energi foton yang datang agar produksi pasangan dapat terjadi. Setiap tambahan dari energi foton yang datang dari harga minimalnya (1,02 MeV) akan menjadi energi kinetik elektron dan positron. Proses ini terjadi di medan listrik kuat yang berdekatan dengan partikel bermuatan, biasanya di medan inti, karena dengan cara yang demikian hukum kekekalan energi dapat berlaku. Pada proses produksi pasangan dapat dianggap bahwa foton berinteraksi dengan atom secara keseluruhan, yang merupakan penyebab foton akan lenyap dan sebagai gantinya timbul pasangan elektron-positron. Proses produksi pasangan ditunjukkan pada Gambar 2.3.



Gambar 2.3 Proses produksi pasangan

(Sumber: https://www.spwla.org/library_info/glossary/reference/glossc/images/glsp22f1.gif&imgrefurl)

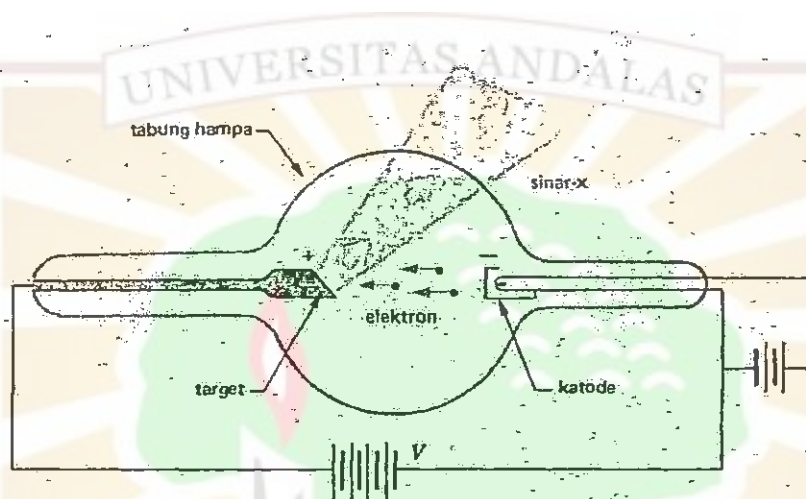
2.2.2 Pesawat Sinar -X Konvensional

Pesawat sinar-X adalah pesawat untuk memproduksi sinar-X yang merupakan sumber radiasi (Suyatno, 2008). Pesawat sinar-X terdiri atas tabung sinar-X dan variasi rangkaian elektronik yang saling terpisah. Tabung sinar-X terdiri atas dua elektroda yaitu anoda dan katoda. Sinar-X dapat diproduksi melalui penembakan target logam dengan proyektil elektron cepat yang dihasilkan oleh pemanasan filamen yang juga berfungsi sebagai katoda dalam suatu tabung vakum sinar katoda. Elektron dari filamen dipercepat gerakkannya menggunakan potensial pemercepat V (tegangan listrik berorde 10^2 volt hingga 10^6 volt) sehingga bertumbukan ke target logam (yang berfungsi sebagai anoda) bernomor atom tinggi dan suhu lelehnya juga tinggi.

Sebagian besar elektron yang jatuh pada target kehilangan energi kinetiknya sedikit demi sedikit melalui berbagai tumbukan. Energinya berubah menjadi panas (alasan inilah yang menyebabkan dipakainya target logam dalam tabung sinar-X mempunyai titik leleh yang tinggi seperti tungsten karena efisien untuk mendinginkan target). Namun, beberapa elektron kehilangan sebagian besar atau seluruh energinya dalam suatu tumbukan tunggal dengan logam target, energi inilah yang berubah menjadi sinar-X (Beiser, 1987).

Teori elektromagnetik mengatakan bahwa muatan listrik yang dipercepat akan meradiasi gelombang elektromagnetik, dan elektron yang tiba-tiba dihentikan jelas mengalami suatu percepatan. Radiasi yang ditimbulkan dalam keadaan seperti itu dinamakan *Bremsstrahlung* (bahasa Jerman yang berarti radiasi pengereman), sehingga dikenal istilah sinar-X *Bremsstrahlung*. Proses

terbentuknya sinar-X *Bremsstrahlung* ditunjukkan pada Gambar 2.4 dengan spektrum energi yang kontinu, ditunjukkan pada Gambar 2.6.

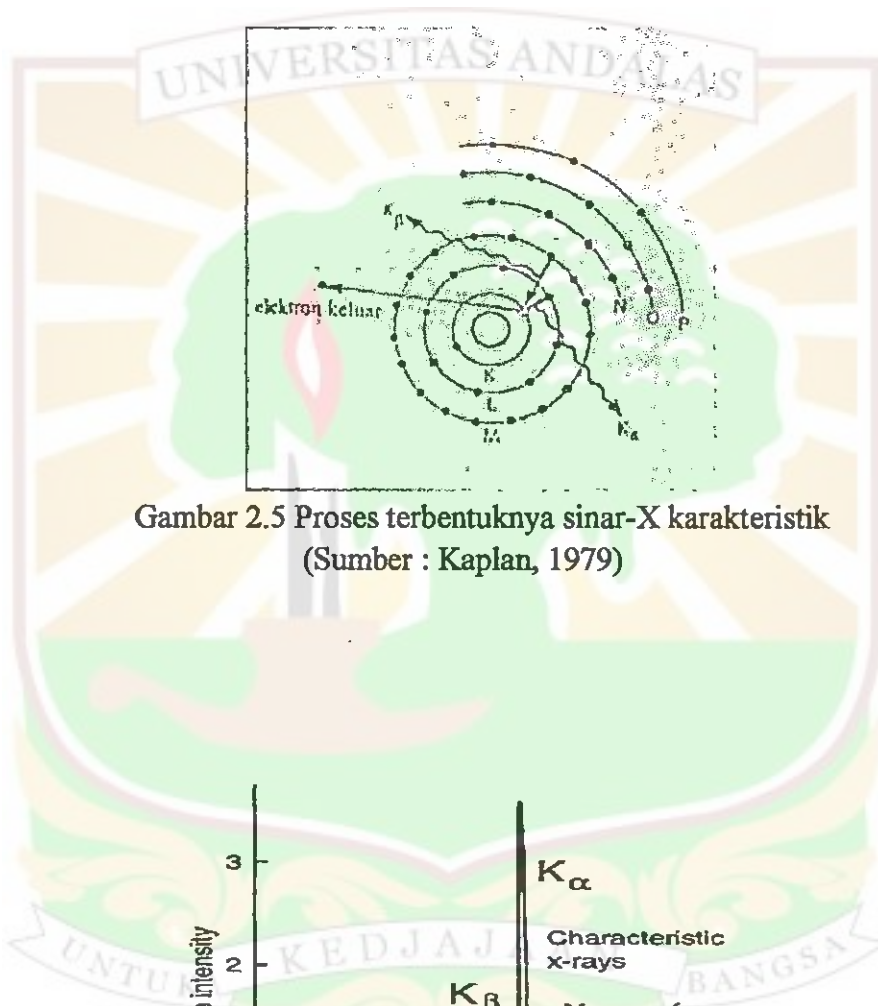


Gambar 2.4 Proses terbentuknya sinar-X
(Sumber : Beiser, 1987)

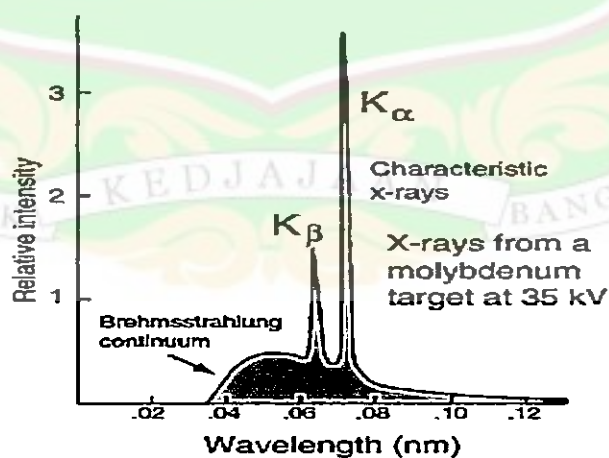
Sinar-X dapat juga diproduksi melalui proses perpindahan elektron atom dari tingkat energi yang lebih tinggi menuju ke tingkat energi yang lebih rendah. Sinar-X yang terbentuk melalui proses ini mempunyai energi sama dengan selisih energi antara kedua tingkat energi elektron tersebut. Karena setiap jenis atom memiliki tingkat-tingkat energi elektron yang berbeda-beda, maka sinar-X yang terbentuk dari proses ini disebut sinar-X karakteristik.

Sinar-X karakteristik terjadi karena elektron atom yang berada pada kulit K terionisasi. Kekosongan kulit K ini segera diisi oleh elektron dari kulit di atasnya. Jika kekosongan pada kulit K diisi oleh elektron dari kulit L, maka akan

dipancarkan sinar-X karakteristik K_{α} . Jika kekosongan itu diisi oleh elektron dari kulit M, maka akan dipancarkan sinar-X karakteristik K_{β} seperti ditunjukkan pada Gambar 2.5 dengan dengan spektrum energi yang diskrit, ditunjukkan pada Gambar 2.6.



Gambar 2.5 Proses terbentuknya sinar-X karakteristik
(Sumber : Kaplan, 1979)



Gambar 2.6 Spektrum energi sinar-X *Bremsstrahlung* dan karakteristik
(Sumber: <http://hyperphysics.phyastr.gsu.edu/hbase/hframe.html>)

Pada saat berkas elektron menabrak target, sebagian besar energi elektron tersebut hilang dalam bentuk panas, sebagian energi lainnya hilang untuk memproduksi sinar-X, namun ada pula kemungkinannya semua energi kinetik elektron tersebut diubah menjadi foton sinar-X. Besarnya energi elektron yang dipercepat dengan beda potensial V dirumuskan pada persamaan (2.1) :

$$E = V e \quad \dots\dots\dots (2.1)$$

dengan: E = energi elektron (eV)

V = beda potensial (V)

e = muatan elementer elektron ($- 1,6 \times 10^{-19}$ C)

Besar energi tergantung pada frekuensi gelombang (Suyatno, 2008), besarnya energi elektron yang diubah menjadi foton sinar-X dirumuskan pada persamaan (2.2) :

$$E = h \nu \quad \dots\dots\dots (2.2)$$

dengan: E = energi foton (joule)

h = konstanta Planck ($6,63 \times 10^{-34}$ joule detik)

ν = frekuensi gelombang elektromagnetik (Hz)

Pesawat sinar-X merupakan sumber radiasi yang didesain untuk tujuan diagnostik yang terdiri dari sistem sinar-X dan subsistem sinar-X atau komponen (SK BAPETEN No.01-P/Ka.Bapeten/I-03 Tentang Pedoman Dosis Pasien Radiodiagnostik). Pesawat sinar-X terdiri dari beberapa komponen utama yaitu tabung pesawat sinar-X, panel kontrol dan kolimator. Tabung sinar-X merupakan bagian terpenting pada pesawat sinar-X yang bertegangan 30 kV samapi 150 kV. Daya tembus sinar-X tergantung pada tegangan tabung antara katoda dan anoda

apabila tegangan dinaikkan maka intensitas dan energi sinar-X akan bertambah. Arus tabung (mA) tergantung pada jumlah elektron yang dipancarkan dari katoda, yang besar pengaruhnya terhadap laju dosis radiasi. Apabila arus tabung semakin besar maka waktu penyinaran akan semakin singkat yang menjadikan hasil citra semakin bagus. Hasil gambar yang baik tergantung pada pemilihan tegangan tabung (kV_p), arus, waktu penyinaran dan ukuran *focal spot*.

Suatu rangkaian menghubungkan tabung sinar-X dengan sumber energi listrik (generator), generator menerima energi listrik dari sistem daya listrik dan mengonversinya ke dalam format yang sesuai (DC, arus searah) untuk tabung sinar-X. Generator tersebut akan mengatur jumlah energi listrik yang mengendalikan proses produksi sinar-X. Tiga prinsip dasar yang menentukan jumlah energi listrik yang mengendalikan proses tersebut adalah (Sprawls, 1987):

1. Tegangan yang diberikan pada tabung sinar-X.
2. Besar arus yang mengalir sepanjang tabung sinar-X.
3. Waktu penyinaran.

Agar radiasi yang dipancarkan dari tabung pesawat sinar-X sesuai dengan standar dosis radiasi untuk setiap jenis pemeriksaan radiografi, spesifikasi radiografi meliputi persyaratan teknis dan ketentuan pemasangan berbagai komponen pesawat sinar-X yang harus dipatuhi antara lain : (1) wadah tabung (2) kolimator (3) filter radiasi (4) penempatan tabung (5) alat pengunci (6) meja pesawat sinar-X (7) panjang kabel (8) panel kontrol (10) tombol penyinaran (SK BAPETEN No.01-P/Ka.Bapeten/I-03 Tentang Pedoman Dosis Pasien Radiodiagnostik).

2.2.3 Pengukuran Keluaran Tabung sinar-X

Pengukuran keluaran tabung sinar-X merupakan suatu program jaminan kualitas dan kendali kualitas (QA/QC), oleh sebab itu sangat penting sebagai salah satu upaya optimisasi proteksi terhadap terhadap pasien. Diantara program QA dan QC yang berpengaruh pada kualitas citra dan dosis pasien adalah pengukuran keluaran tabung pesawat sinar-X radiodiagnostik. Adapun tujuan dari pengukuran keluaran tabung pesawat sinar-X yaitu untuk menjamin bahwa setiap parameter penyinaran pada pesawat teruji akurasi dan ketepatan fungsinya sesuai dengan spesifikasi alat, dan apabila terjadi penyimpangan harus berada dalam nilai batas toleransi yang telah disepakati (Prasetio, 2008).

Pengujian fungsi pesawat sebaiknya dilakukan pada saat fasilitas baru diinstal, kemudian secara periodik dilakukan pengujian ulang. Selain itu, sebaiknya pengujian juga dilakukan setelah fasilitas menjalani perbaikan atau setelah terjadi peristiwa luar biasa yang dapat mempengaruhi kinerja alat, seperti banjir dan gempa. Adapun nilai batas toleransi yang menjadi acuan dalam pengukuran keluaran tabung pesawat sinar-X adalah seperti ditunjukkan pada Tabel 2.2, yang telah dirangkum oleh Dyah Dwi Kusumawati dkk dalam Prosiding Seminar Nasional Keselamatan, Kesehatan dan Lingkungan (SNKKL) IV, BATAN-Jakarta.

Parameter uji dari pengukuran keluaran tabung sinar-X pesawat sinar-X konvensional adalah sebagai berikut (Health Department of Western Australia, 2006, *Diagnostic X-ray Equipment Compliance Testing, Radiation Safety Act*

1975 workbook 3. Diagnostic X-Ray Equipment Compliance Testing. Major Radiographic Equipment .2006) :

1. Akurasi Tegangan

Pengukuran akurasi tegangan dan waktu dilakukan dengan memvariasikan kondisi panel tegangan kemudian diukur hasil keluarannya. Pengukuran ini bertujuan untuk mengetahui akurasi pengaturan tegangan pada panel kontrol pesawat dengan hasil keluaran tabung sinar-X. Hubungan antara tegangan panel dengan tegangan terukur juga sangat berpengaruh terhadap paparan radiasi yang akan diterima oleh pasien. Batas toleransi maksimum yang diperbolehkan adalah $\pm 10\%$, sesuai dengan persamaan (2.3). Jika diperoleh nilai yang melebihi batas toleransi harus dilakukan pengecekan dan pengaturan ulang terhadap panel kontrol.

$$\left| \frac{kV_{\text{terukur}} - kV_{\text{panel}}}{kV_{\text{panel}}} \right| \pm 10\% \quad \dots\dots\dots (2.3)$$

dengan :

kV_{terukur} = nilai tegangan yang terukur setelah dilakukan penyinaran (kV)

kV_{panel} = nilai tegangan diatur pada panel kontrol (kV)

2. Akurasi Waktu

Pengukuran akurasi waktu dilakukan dengan memvariasikan kondisi panel waktu kemudian diukur hasil keluarannya. Pengukuran ini bertujuan untuk mengetahui akurasi pengaturan waktu pada panel kontrol pesawat dengan hasil keluaran tabung sinar-X. Hubungan antara waktu panel dengan waktu terukur

juga sangat berpengaruh terhadap paparan radiasi yang akan diterima oleh pasien. Batas toleransi maksimum yang diperbolehkan adalah $\pm 10\%$, sesuai dengan persamaan (2.4). Jika peroleh nilai yang melebihi batas toleransi harus dilakukan pengecekan dan pengaturan ulang terhadap panel kontrol.

$$\left| \frac{t_{\text{terukur}} - t_{\text{panel}}}{t_{\text{panel}}} \right| \pm 10\% \quad \dots\dots\dots (2.4)$$

dengan : t_{terukur} = waktu yang terukur setelah dilakukan penyinaran (s)

t_{panel} = waktu yang diatur pada panel kontrol (s)

3. Linieritas keluaran

Tujuan pengukuran linieritas keluaran radiasi terhadap berbagai kondisi arus adalah untuk mengetahui linieritas arus tabung terhadap pengaturan pada panel. Batas toleransi yang diperbolehkan pada uji linieritas arus adalah $\leq 0,1$ yang ditentukan dengan persamaan (2.5). Variasi perubahan arus dinyatakan dalam satuan miliGray per miliAmpere sekon (mGy/mA.s).

$$\frac{|X_1 - X_2|}{X_1 + X_2} \leq 0,1 \quad \dots\dots\dots (2.5)$$

dengan : X_1 = nilai arus yang dikeluarkan pada kondisi pertama (mA.s)

X_2 = nilai arus yang dikeluarkan pada kondisi kedua (mA.s)

4. Reprodusibilitas Tegangan, Waktu dan keluaran

Pengukuran reprodusibilitas bertujuan untuk melihat kestabilan alat dalam melakukan pengulangan penyinaran pada kondisi yang sama. Batas toleransi yang diperbolehkan untuk reprodusibilitas tegangan, waktu dan keluaran radiasi adalah nilai koefisien variasi $\leq 0,05$ atau 5 %, menggunakan persamaan (2.6). Hasil pengukuran yang melebihi batas toleransi menandakan hasil keluaran tabung yang tidak stabil, sehingga perlu dilakukan pengaturan ulang dan pengecekan lebih lanjut yang meliputi stabilitas daya input, komponen pengatur elektronik pada panel pesawat dan kondisi tabung.

$$C = \frac{S}{\bar{X}} = \frac{1}{\bar{X}} \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \quad \dots\dots\dots (2.6)$$

- dengan :
- C = koefisien variasi
 - X_i = nilai pengukuran dosis ke-i (mGy)
 - \bar{X} = nilai dosis rata-rata (mGy)
 - n = jumlah pengukuran
 - S = standar deviasi

5. Pengukuran Kualitas Berkas Radiasi

Kemampuan daya tembus radiasi pesawat radiodiagnostik ditentukan berdasarkan nilai *Half Value Layer* (HVL). HVL adalah tebal bahan atau filter yang diperlukan untuk mengurangi intensitas radiasi elektromagnetik menjadi setengah dari intensitas mula-mula. Standar syarat minimum tebal HVL tergantung dari tegangan panel yang digunakan. Nilai HVL minimum yang sesuai dengan peraturan ditunjukkan pada Tabel 2.1.

Tabel 2.1 Syarat minimum tebal HVL.

No.	kV _{panel}	Tebal HVL (mmAl)
1	70	2,1
2	80	2,3
3	90	2,5
4	100	2,7
5	120	3,2
6	130	3,5
7	140	3,8
8	150	4,1

Sumber : Health Department of western Australia, *Radiation Safety Act 1975 workbook 3, Diagnostic X-Ray Equipment Compliance Testing Major Radiographic Equipment .2006.*

Konsep HVL sangat berguna untuk menghitung tebal perisai sinar-X yang diperlukan untuk mengurangi intensitas radiasi sinar-X hingga level tertentu.

6. Uji kebocoran Tabung Sinar-X

Pengukuran kebocoran tabung bertujuan untuk mengetahui efektifitas pelindung radiasi tabung sinar-X pada kondisi tegangan kerja maksimum. Batas kebocoran yang diperbolehkan adalah 1 mGray/jam (= 115 mR/jam) dalam jarak satu meter, dihitung menggunakan Persamaan (2.7). Apabila diperoleh hasil kebocoran yang melebihi batas disarankan tabung sinar-X diberikan pelindung radiasi tambahan.

$$\dot{x} = \frac{x}{s} \cdot \frac{I_{\text{tabung}}}{I_{\text{panel}}} \dots\dots\dots (2.7)$$

$$I_{\text{tabung}} = \frac{\text{Daya maksimum tabung sinar - X (watt)}}{\text{Tegangan panel (kV)}}$$

dengan : \dot{x} = laju kebocoran tabung (mGy/h)

x = dosis radiasi (mGy)

I_{panel} = arus panel (mA)

I_{tabung} = arus tabung (A)

2.2.4 Entrance Surface Dose (ESD)

Entrance Surface Dose (ESD) adalah dosis serap di permukaan materi yang teradiasi. Oleh karena itu, aplikasinya penting untuk mengetahui dosis serap di permukaan kulit pasien. Pengukuran ESD menggunakan TLD-100 yang ditempelkan pada permukaan kulit tubuh pasien yang akan didiagnosis, dan ditempelkan searah dengan keluaran sinar-X, sehingga didapatkan jarak antara TLD-100 yang ditempelkan pada permukaan tubuh pasien terhadap fokus tabung sinar-X yang disebut dengan FSD (*Focus Surface Distance*). Radiasi yang telah diserap oleh TLD-100 selama proses penyinaran pada pasien selanjutnya dibaca intensitas TL nya menggunakan TLD-reader. Radiasi yang diterima pasien dapat dihitung dari data pasien serta data hasil intensitas TL yang diperoleh dari TLD-reader.

Tingkat panduan dosis untuk penyinaran harus ditetapkan dan digunakan pada radiodiagnostik dalam proses optimasi. Dengan mempertimbangkan informasi diagnostik yang diperlukan dan keuntungan medis yang diperoleh pasien, jika dosis melampaui tingkat panduan maka kajian ulang harus dipertimbangkan untuk perlindungan yang optimal bagi pasien. Proses untuk mendapat tingkat panduan dimulai dengan memperkirakan dosis tertentu yang diterima oleh pasien yang secara eksklusif berdasarkan parameter teknis yang

digunakan (SK BAPETEN No.01-P/Ka.Bapeten/I-03 Tentang Pedoman Dosis Pasien Radiodiagnostik).

Nilai ESD adalah nilai yang terbaca pada TLD, dengan pengertian bahwa dosis yang terukur pada pasien atau permukaan kulit pasien. Informasi dosis radiasi pasien diperlukan untuk memperkirakan risiko radiasi, sehingga dilakukan optimasi agar dosis radiasi pasien minimum namun tidak mengurangi kualitas citra.

Selain menggunakan TLD, ESD pada pasien dapat dihitung menggunakan persamaan (2.8) sesuai dengan metode pada IAEA TRS 457 tahun 2007 :

$$K_e = Y_{ref} \times mA.s \times ISL \times BSF \quad \dots\dots\dots (2.8)$$

Dimana :

K_e = dosis yang diterima pasien (mGy)

Y_{ref} = keluaran radiasi tabung sinar-X pada saat pengukuran (mGy/mA.s)

$mA.s$ = waktu panel x arus panel (mA.s)

BSF = faktor hamburan balik (*Backscatter Factor*)

$$ISL = \left(\frac{\text{jarak detektor ke fokus tabung sinar - X (100 cm)}}{\text{jarak TLD -100 ke fokus tabung / FSD (cm)}} \right)^2$$

Berdasarkan Tingkat Panduan Prosedur Rodiodiagnostik yang direkomendasikan oleh BSS 115 bahwa dosis permukaan (ESD) yang diterima oleh pasien yang menjalani pemeriksaan Thorak adalah 0,4 mGy untuk proyeksi PA/AP dan 1,5 mGy untuk proyeksi Lateral (International Atomic Energy Agency, *Safety Series, International Basic Safety Standard No.115 On Protection against Ionizing Radiation and Safety of Radioactive Sources*).

Tabel 2.2 Parameter pengujian dan batas toleransi pengukuran keluaran tabung pesawat sinar-X

No.	Parameter Pengujian	Batas toleransi
1.	Akurasi tegangan	$(kV_{\text{panel}} - kV_{\text{terukur}}) / kV_{\text{panel}} = \pm 10\%$
2.	Akurasi waktu	$(t_{\text{panel}} - t_{\text{terukur}}) / t_{\text{panel}} = \pm 10\%$
3.	Linieritas keluaran	Koefisien Linieritas $\left \frac{X_1 - X_2}{X_1 + X_2} \right \leq 0,1$ Dimana X_1 dan X_2 sensitivitas paparan (mGy/mAs) dari dua pengukuran yang berurutan
4.	Reprodusibilitas tegangan, waktu, dan keluaran	Koefisien variasi (C) $\leq 5\%$ $C = \frac{s}{\bar{x}} = \frac{1}{\bar{x}} \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}$
5.	Kualitas berkas radiasi	<ul style="list-style-type: none"> • Pesawat diagnostik konvensional 70 kV \geq 2,1 mm Al, 80 kV \geq 2,3 mm Al • Pesawat dental 50 kV \geq 1,5 mm Al, 60 kV \geq 1,8 mm Al • Pesawat mamografi (kVp/100) \leq HVL \leq (kVp/100 + C) dengan c = 0,12 untuk kombinasi target/filter Mo/Mo
6.	Kebocoran tabung	≤ 1 mGy/jam atau 115 R/jam pada jarak 1 meter dari titik focus, kecuali pesawat sinar-X dental $\leq 0,25$ mGy/jam atau 28,5 mR/jam pada jarak 1 m dari titik focus.
7.	Dosis pasien atau ESD	Sesuai tingkat panduan pada BSS-115

Sumber : Health Department of western Australia, *Diagnostic X-Ray Equipment Compliance Testing*. Health Department of Westren Australia, 2006.

2.2.5 Thermoluminescence Dosimetre (TLD)

Efek yang timbul dari adanya interaksi antara radiasi pengion dengan materi bergantung pada jenis materi dan radiasi yang berinteraksi, sehingga diperlukan sebuah alat yang dapat memantau keberadaan radiasi pengion tersebut. Manusia tidak memiliki indera khusus yang peka terhadap radiasi pengion. TLD merupakan satu alat yang dapat digunakan secara luas untuk keperluan mendeteksi atau pemantauan dosis perorangan yang telah menerima radiasi.

Peristiwa penyerapan energi yang diiringi pancaran cahaya disebut luminisensi. Ada dua peristiwa luminisensi yaitu *flourisensi* dan *fosforisensi*. *Flourorisensi* adalah pancaran cahaya spontan, dimana pancaran ini akan berakhir jika proses eksitasi yang terjadi pada bahan berakhir. Pada peristiwa fosforisensi pancaran cahayanyaberakhir beberapa saat setelah proses eksitasi pada bahan berakhir. Adakalanya proses *fosforisensi* ini baru terjadi jika suatu bahan mendapatkan energi panas dari luar. Peristiwa luminisensi dengan bantuan energi panas dari luar ini disebut *thermoluminisensi*. Proses *thermoluminisensi* didefinisikan sebagai pancaran cahaya dari suatu benda padat sebagai akibat dari proses eksitasi yang disebabkan oleh radiasi pengion.

Beberapa materi memiliki kemampuan untuk menyimpan energi dari radiasi pengion yang diterimanya. Jika materi tersebut mendapatkan rangsangan berupa energi panas yang cukup maka akan dipancarkan cahaya tampak dengan intensitas sebanding dengan energi total yang sebelumnya diserap oleh materi tersebut. Materi yang mempunyai sifat demikian disebut *fosfor*. Bahan *fosfor* yang paling banyak dan efisien digunakan untuk pembuatan TLD saat ini adalah LiF (Litium Fluorida). Sifat bahan ini ekuivalen dengan jaringan tubuh manusia. Secara alamiah dalam keadaan standar LiF mengandung 92,5% ${}^7\text{Li}$ (hanya peka terhadap foton) dan 7,5% ${}^6\text{Li}$ (peka terhadap neutron termal dan foton) dengan kepekaan yang relatif sama.

Keuntungan dari penggunaan TLD ini adalah sebagai berikut:

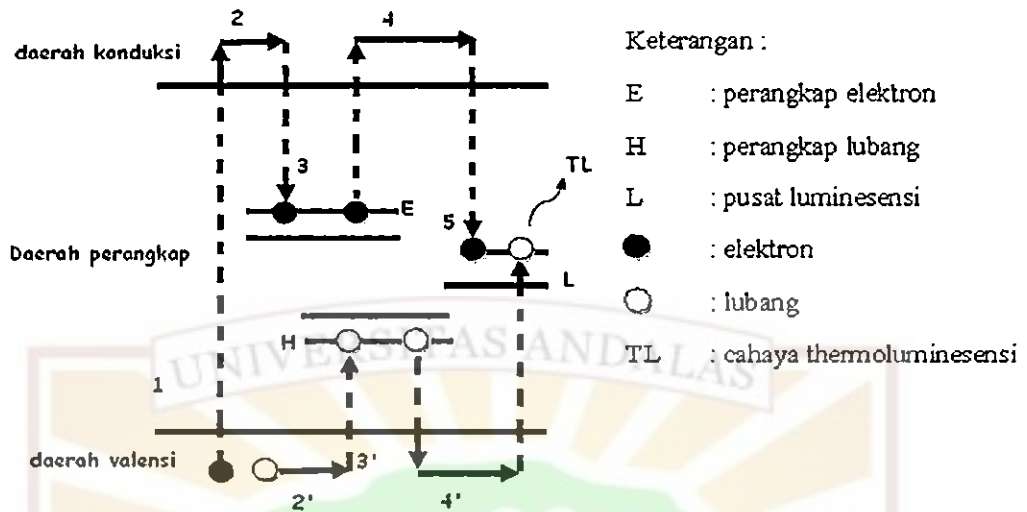
1. TLD relatif lebih ekuivalen dengan jaringan tubuh sehingga mempunyai tingkat ketelitian yang lebih baik.

2. Mempunyai kepekaan dan ketelitian tinggi dengan alat baca manual maupun otomatis banyak diperdagangkan.
3. Mempunyai kestabilan jangka panjang yang sangat baik terhadap berbagai kondisi lingkungan, mudah pemrosesannya dan dapat digunakan ulang.

Adapun kelemahan dari penggunaan TLD yaitu (SK BAPETEN No.02-P/Ka.Bapeten/I-03 Tentang Sistem Pelayanan Pemantauan Dosis Eksternal Perorangan) :

1. Memerlukan modal relatif besar, perawatan dan pemeliharaan peralatan memerlukan staf teknis yang kompeten.
2. Kegagalan proses pembacaan pertama tidak dapat diulang, sehingga informasi akan hilang dan tidak ada pencatatan permanen.

TLD merupakan dosimeter yang prinsip kerjanya berdasarkan fenomena *thermoluminescence* (TL). Bahan yang mampu menunjukkan fenomena TL termasuk bahan isolator yang mempunyai model pita energi terdiri atas pita valensi, daerah perangkap dan daerah konduksi, dimana pada isolator jarak daerah valensi dengan pita konduksi yaitu daerah perangkap yang lebar. Konsep dasar untuk menjelaskan fenomena TL adalah konsep pita energi elektron (model pita). Dalam model ini menggambarkan bahwa zat padat dengan struktur kristal memiliki tingkat-tingkat energi tertentu yang dipisahkan oleh suatu pita larangan. Mekanisme termoluminesensi ditunjukkan pada Gambar 2.7.



Gambar 2.7 Ilustrasi proses kerja TLD
(Sumber : Akhadi dkk, 1998)

Interaksi antara radiasi pengion dengan *fosfor* dapat terjadi melalui proses fotolistrik, hamburan Compton, produksi pasangan serta ionisasi langsung. Peristiwa tersebut dapat menimbulkan ionisasi pada materi sehingga dihasilkan pasangan ion berupa elektron bebas bermuatan negatif dan ion positif berupa atom atau molekul yang kekurangan elektron disebut lubang. Elektron bebas yang telah menyerap energi radiasi memiliki energi yang cukup sehingga dapat melompat dari pita valensi menuju pita konduksi (langkah 1). Dalam pita konduksi ini elektron dapat bergerak bebas (langkah 2), sehingga akhirnya terperangkap di dalam pusat muatan positif atau perangkap elektron (langkah 3).

Jumlah elektron yang terperangkap akan sebanding dengan jumlah ionisasi yang terjadi, sedangkan jumlah ionisasi ini sebanding pula dengan energi atau dosis radiasi yang sebelumnya diterima materi. Loncatan elektron ke pita konduksi akan meninggalkan lubang bermuatan positif yang dapat bergerak bebas

di dalam pita valensi (langkah 2'). Lubang bebas ini pada akhirnya juga terperangkap di dalam pusat muatan negatif atau perangkap lubang (langkah 3'). Jika jangka waktu antara terjadinya penyinaran dan pembacaan respon intensitas TL relatif lama, maka akan banyak elektron-elektron dalam perangkap meta stabil yang terlepas dari perangkap. Peristiwa ini disebut pemudaran yang mengakibatkan berkurangnya hasil bacaan tanggapan dosimeter terhadap radiasi, sehingga hasil bacaan intensitas TL yang diperoleh lebih rendah dibandingkan dengan energi radiasi sebenarnya yang diterima dosimeter.

Elektron-elektron yang terperangkap baru dapat keluar apabila mendapatkan energi yang cukup untuk melepaskan diri dari ikatan perangkap (langkah 4 dan 4'). Cara yang umum untuk melepaskan elektron tersebut adalah dengan memberi pemanasan dari luar. Elektron dan lubang yang terlepas dari perangkap ini selanjutnya akan melakukan penggabungan dengan pasangan semula di pusat luminesensi (langkah 5). Proses bergabungnya elektron dengan lubang itu akan disertai dengan terjadinya pancaran cahaya tampak yang disebut cahaya termoluminesensi (TL) dan intensitasnya dapat diukur. Pancaran cahaya TL merupakan fenomena fisika berupa pancaran cahaya dari suatu bahan yang dipanaskan, yang sebelumnya menyerap radiasi pengion. Pemanasan dari luar ini ternyata hanya mampu melepaskan elektron-elektron dari perangkap yang tidak terlalu dalam. Ada elektron-elektron lain yang berada di dalam perangkap dalam tidak terpengaruh oleh pemanasan pertama ini. Dengan demikian, masih ada informasi lain yang tersimpan di dalam bahan.

BAB III

METODE PENELITIAN

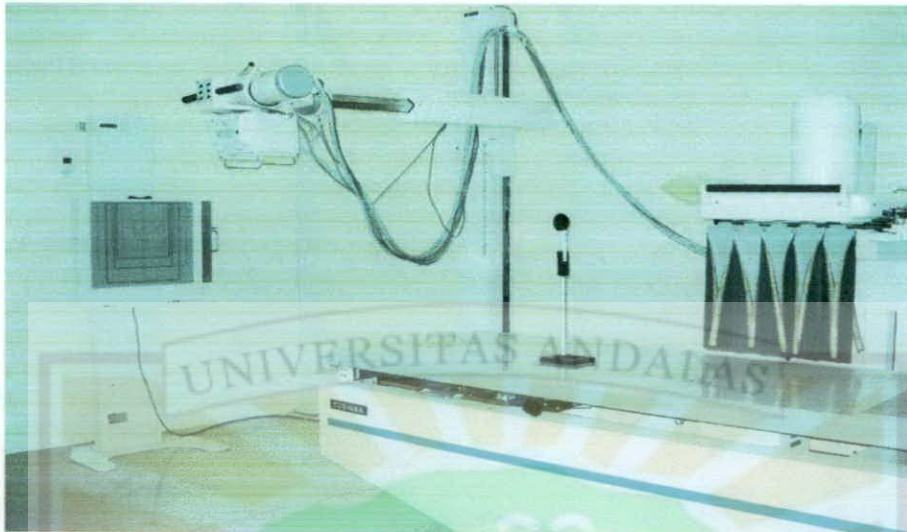
3.1 Tempat Penelitian

Penelitian dilakukan di RSI Siti Rahmah Padang. Preparasi, kalibrasi dan pembacaan TLD-100 dilakukan di Badan Tenaga Nuklir Nasional (BATAN) Jakarta.

3.2 Peralatan Penelitian

1. Pesawat sinar-X konvensional merek TOSHIBA RADIOGRAFI unit mode DRX-1603B ditunjukkan pada Gambar 3.1 yang memiliki spesifikasi sebagai berikut :

- a. Merek pesawat : Toshiba Rotanode
- b. Tahun pembuatan : 1999
- c. Generator sinar-X : Seri No.9K746 Model KXO-15E
- d. Model tabung : DR-1603
- e. Daya maksimum : 50 watt
- f. Tegangan maksimum : 200 V
- g. Arus maksimum : 2 A
- h. Total filter : 1,2 mmAl
- i. Filter tambahan : 0,7 mmAl
- j. Ukuran *focal spot* : 2,0 mm
- k. Negara asal : Jepang



Gambar 3.1 Pesawat Radiagnostik TOSHIBA RADIOGRAFI unit mode DRX-1603B.

2. *Xi Unfors set.*

Xi Unfors set terdiri dari 8202060-A *Xi Survey Detector* S/N : 150034 yang digunakan untuk mengukur kebocoran pada tabung sinar-X ditunjukkan pada Gambar 3.2, 8202031-C *Xi R/F & MAM Detector Platinum* S/N : 151685 digunakan untuk mengukur reproduibilitas, akurasi tegangan, waktu dan keluaran, kualitas berkas (HVL) dari pesawat sinar-X ditunjukkan pada Gambar 3.3 dan 8201011-B *Xi Base Unit Platinum* S/N : 155175 digunakan untuk membaca hasil pengukuran dari *Survey Detector* dan *Detector Platinum* ditunjukkan pada Gambar 3.4.



Gambar 3.2 8202060-A Xi Survey Detector S/N : 150034



Gambar 3.3 8201011-B Xi Base Unit Platinum S/N : 155175



Gambar 3.4 8202031-C Xi R/F & MAM Detector Platinum S/N : 151685

7. TLD-100 dan TLD-Reader

TLD-100 digunakan untuk mengukur dosis radiasi atau *Entrance Surface Dose* (ESD) pada pasien ditunjukkan pada Gambar 3.5. TLD-Reader digunakan untuk membaca hasil cacahan dari energi yang diserap oleh TLD-100 ditunjukkan pada Gambar 3.6 .



Gambar 3.5 TLD-100



Gambar 3.6. TLD-Reader.

3.3 Tata Laksana Penelitian

Tata laksana pada penelitian ini adalah sebagai berikut :

1. Pengukuran keluaran tabung pesawat sinar-X.
2. Pengukuran ESD pada pasien menggunakan pengukuran keluaran pesawat sinar-X pada metode TRS 457 dan menggunakan TLD-100.
3. Membandingkan ESD pada pasien menggunakan pengukuran keluaran pesawat sinar-X pada metode TRS 457 terhadap ESD pasien menggunakan TLD-100.

3.3.1 Pengukuran Keluaran Pesawat Sinar-X

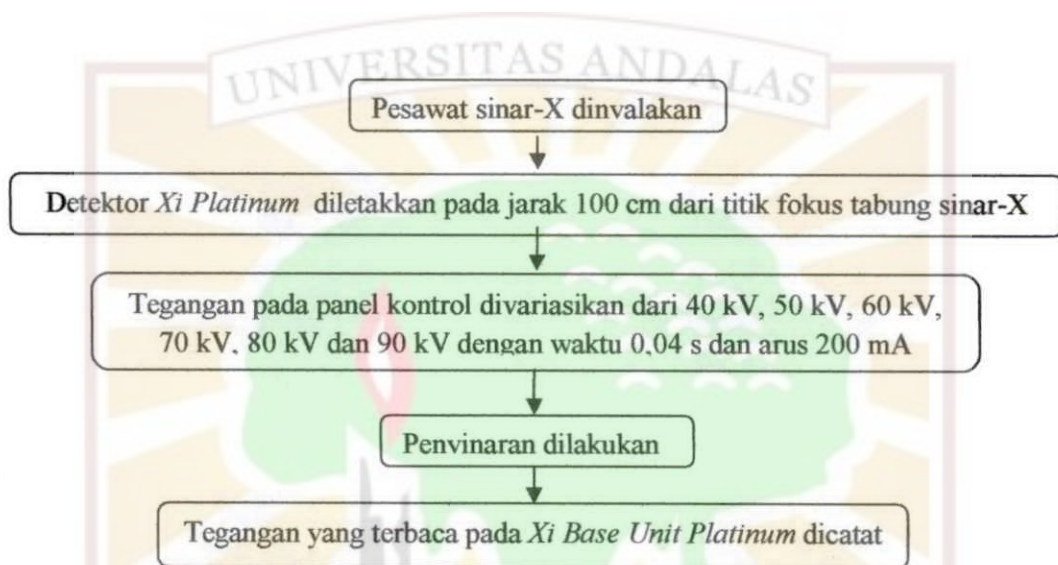
Pengukuran keluaran tabung pesawat sinar-X dengan parameter uji sebagai berikut :

1. Akurasi tegangan .
2. Akurasi waktu.
3. Linieritas keluaran.
4. Reprodusibilitas tegangan, waktu dan keluaran .
5. Kualitas berkas .
6. Kebocoran tabung.

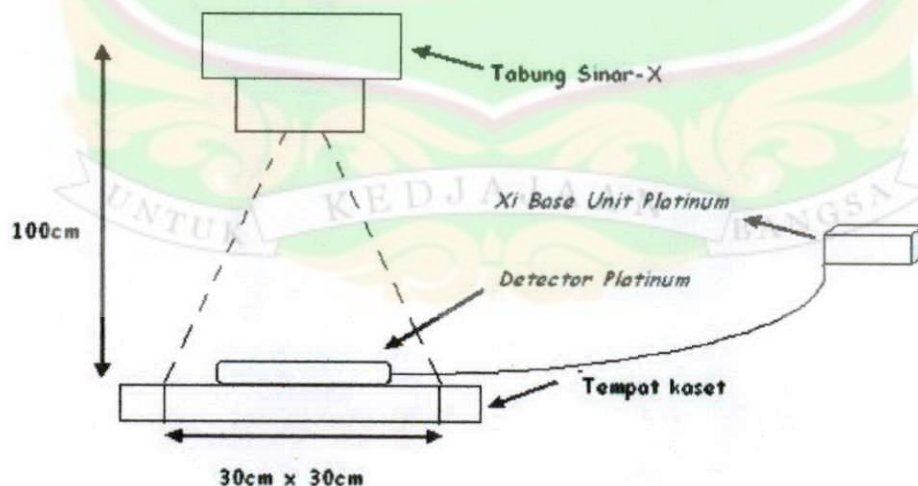
Batas toleransi dari pengukuran keluaran tabung pesawat sinar-X untuk setiap parameter uji mengacu pada Tabel 2.2.

1. Uji Akurasi tegangan

Diagram alir dan skema dari uji akurasi tegangan ditunjukkan pada Gambar 3.7 dan Gambar 3.8.



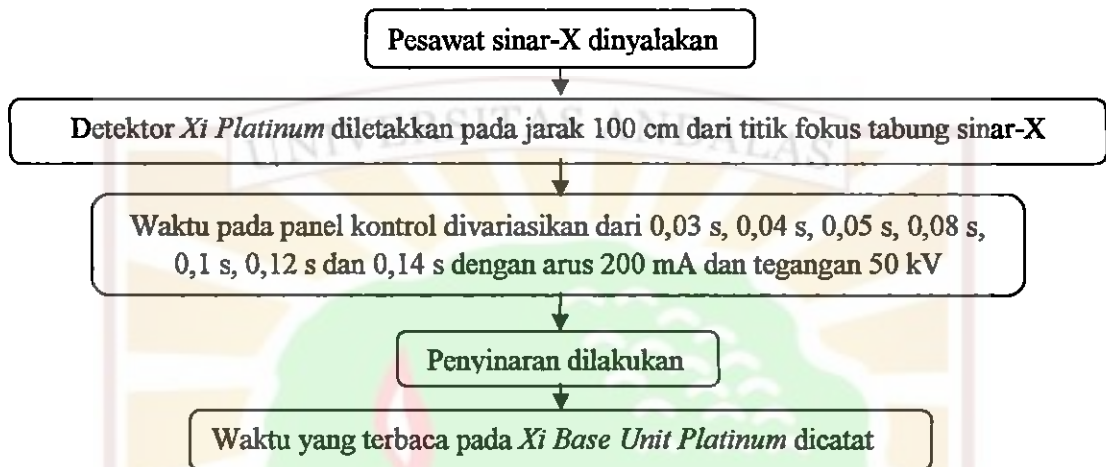
Gambar 3.7 Diagram alir uji akurasi tegangan.



Gambar 3.8 Skema uji akurasi tegangan, uji kaurasi waktu, uji linieritas keluaran, uji reproduibilitas tegangan, waktu dan keluaran serta uji kualitas berkas radiasi.

2. Uji Akurasi Waktu.

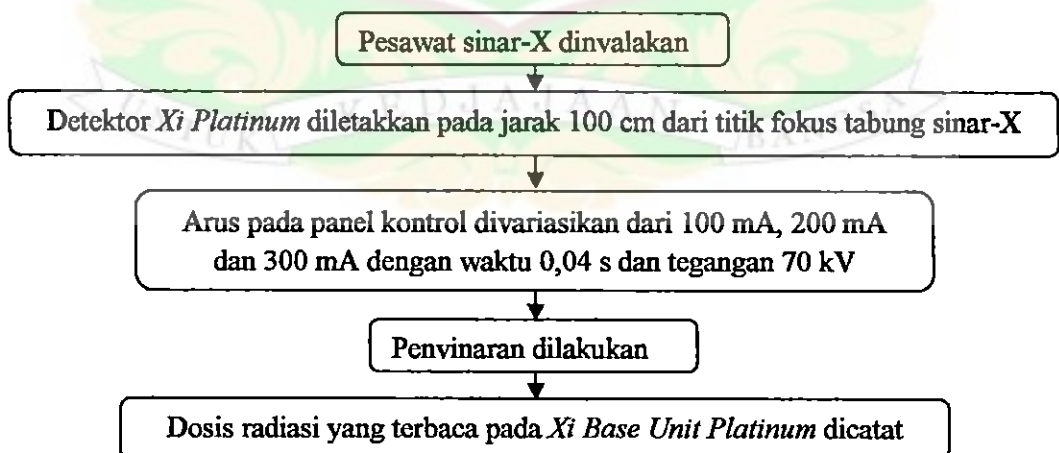
Diagram alir dan skema dari uji akurasi waktu ditunjukkan pada Gambar 3.8 dan Gambar 3.9.



Gambar 3.9 Diagram alir uji akurasi waktu.

3. Uji Linieritas keluaran

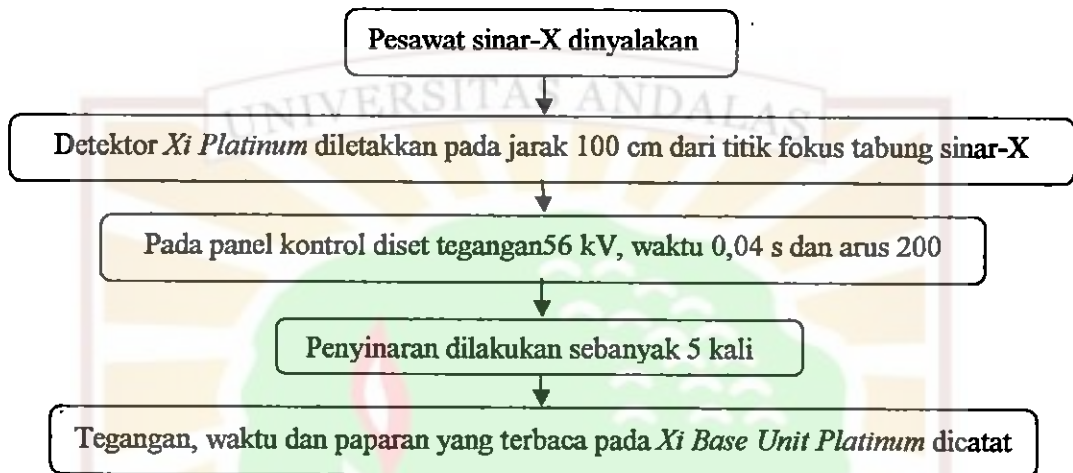
Diagram alir dan skema dari uji linieritas keluaran ditunjukkan pada Gambar 3.8 dan Gambar 3.10.



Gambar 3.10 Diagram alir uji linieritas keluaran

4. Uji Reprodusibilitas Tegangan, Waktu dan keluaran

Diagram alir dan skema dari uji reprodusibilitas tegangan, waktu dan keluaran ditunjukkan pada Gambar 3.8 dan Gambar 3.11.



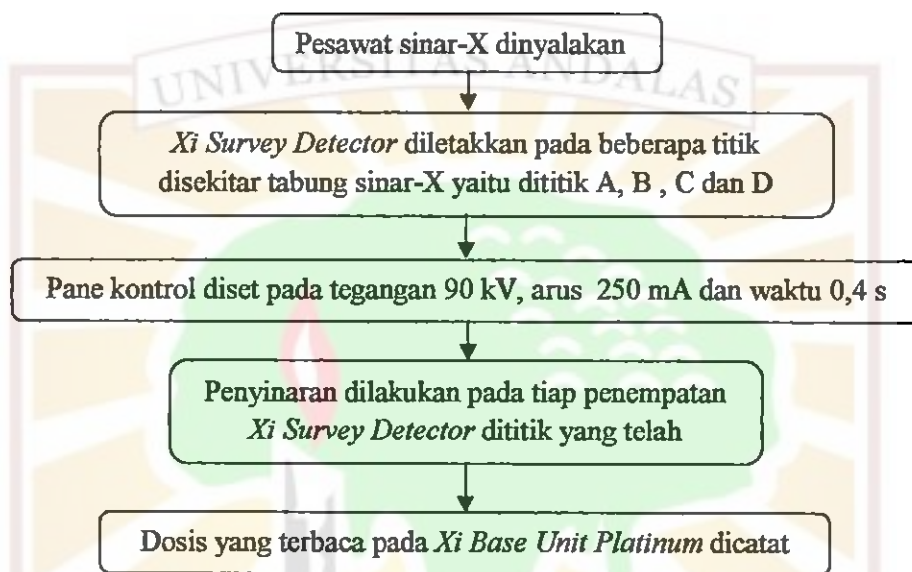
Gambar 3.11 Diagram alir uji reprodusibilitas tegangan, waktu dan keluaran.

5. Uji Kualitas Berkas

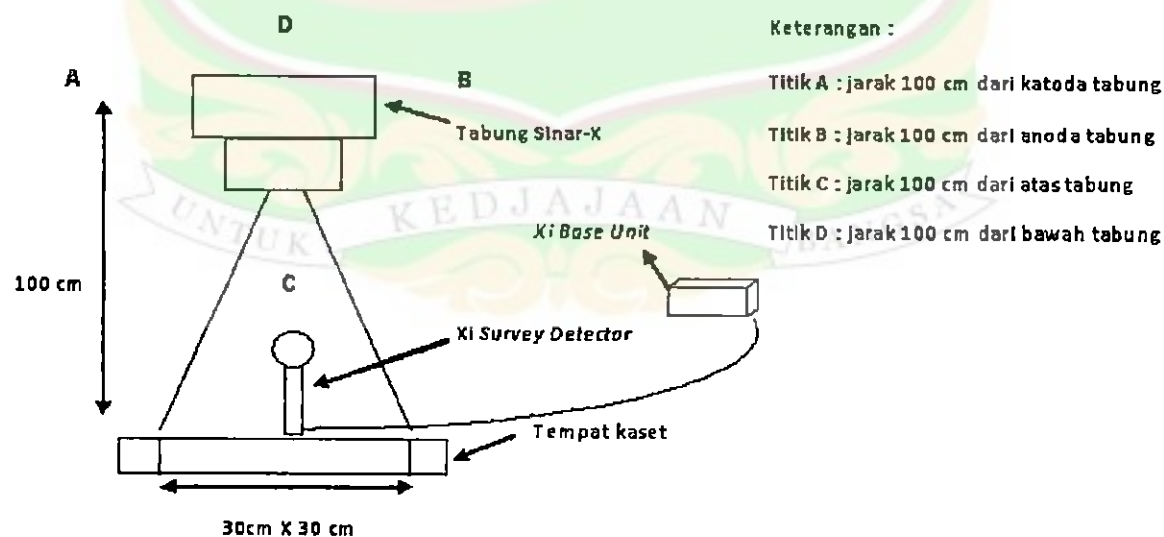
Diagram alir dan skema dari uji kualitas berkas radiasi ditunjukkan pada Gambar 3.7 dan Gambar 3.8. Nilai HVL langsung terbaca pada *Xi Base Unit Platinum* pada saat melakukan uji akurasi tegangan dan kemudian nilai HVL tersebut dicatat. Syarat minimum tebal HVL yang izinkan ditunjukkan pada Tabel 2.1.

6. Uji Kebocoran Tabung

Diagram alir dan skema dari uji kebocoran tabung sinar-X ditunjukkan pada Gambar 3.12 dan Gambar 3.13.



Gambar 3.12 Diagram alir uji kebocoran tabung

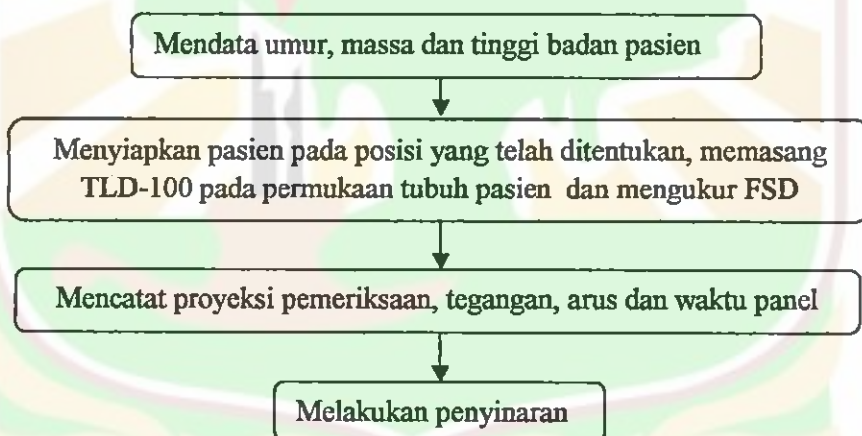


Gambar 3.13 Skema pengukuran kebocoran tabung sinar-X pada salah satu titik disekitar pesawat.

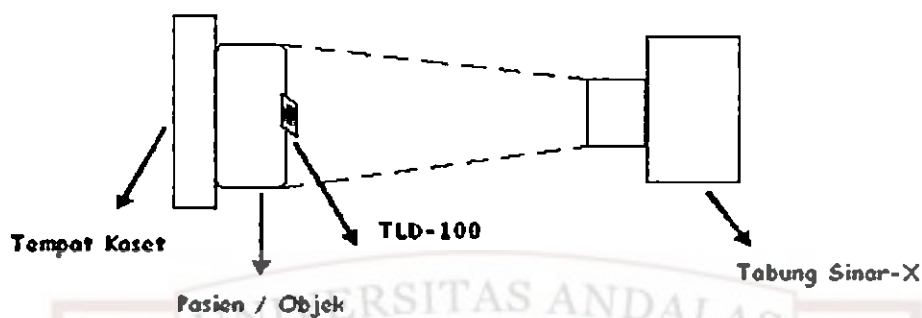
3.3.2 Pengukuran ESD Pada Pasien Menggunakan Pengukuran Keluaran Pesawat Sinar-X Pada Metode TRS 457 dan Menggunakan TLD-100.

Pengukuran ESD pasien dapat dihitung menggunakan dua cara yaitu (1) pengukuran keluaran tabung pesawat sinar-X yang dihitung menggunakan Persamaan (2.7) pada metode TRS 457 setelah dilakukan pengukuran keluaran pesawat dengan kondisi pengaturan panel sesuai pada saat pemeriksaan pasien menggunakan TLD-100 (2) menggunakan TLD-100.

Pengukuran menggunakan TLD-100 ditunjukkan pada Gambar 3.14 dan Gambar 3.15.



Gambar 3.14 Diagram alir pengukuran ESD pada pasien menggunakan TLD-100.



Gambar 3.15 Skema Pengukuran ESD pada pasien menggunakan TLD-100.

3.3.3 Membandingkan ESD Pada Pasien Menggunakan Pengukuran Keluaran Pesawat Sinar-X Pada Metode TRS 457 Terhadap ESD Pasien Menggunakan TLD-100.

Setelah dilakukan pengukuran keluaran tabung pesawat sinar-X dan pengukuran dosis pasien menggunakan TLD-100, maka dilakukan perhitungan untuk menentukan dosis radiasi yang diterima pasien menggunakan metode pada IAEA TRS 457. Pada metode tersebut dihitung terlebih dahulu keluaran radiasi pesawat sinar-X, dengan kondisi pengaturan panel yang digunakan sesuai pada saat melakukan pemeriksaan dosis radiasi pasien menggunakan TLD-100. Dosis radiasi yang diterima pasien dihitung menggunakan persamaan 2.7.

Data yang didapatkan dari TLD-100 dan dari perhitungan menggunakan metode IAEA TRS 457 dibandingkan hasilnya, sehingga dapat diperkirakan dosis radiasi yang diterima pasien menggunakan kedua cara tersebut.

BAB IV

HASIL DAN PEMBAHASAN

Penelitian dilaksanakan berdasarkan metode yang telah dijelaskan pada Bab III dengan hasil penelitian akan dibahas lebih lanjut pada Bab IV. Adapun hasil dan pembahasan penelitian adalah sebagai berikut :

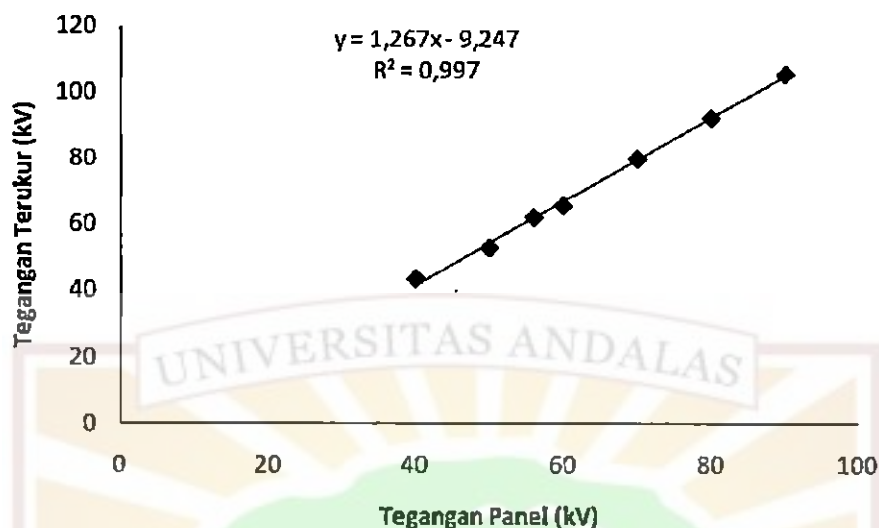
4.1 Pengukuran Keluaran Tabung Pesawat Sinar-X Konvensional

4.1.1 Akurasi Tegangan

Hasil pengukuran akurasi tegangan dihitung menggunakan Persamaan 2.3 dan ditunjukkan pada Tabel 4.1 dan Gambar 4.1.

Tabel 4.1 Akurasi Tegangan pesawat sinar-X konvensional

No.	Tegangan Panel (kV)	Tegangan Terukur (kV)	$\frac{ kV_{\text{terukur}} - kV_{\text{panel}} }{kV_{\text{panel}}}$	Nilai Toleransi (%)
1	40	43,305	0,0826	8,26
2	50	52,605	0,0521	5,21
3	56	61,85	0,1045	10,45
4	60	65,425	0,0904	9,04
5	70	79,71	0,1387	13,87
6	80	92,12	0,1515	15,15
7	90	105,5	0,1722	17,22
Rata-rata				11,31
Batas Toleransi				± 10 %



Gambar 4.1 Grafik hubungan tegangan panel (kV) terhadap tegangan terukur (kV)

Tabel 4.1 menunjukkan akurasi tegangan dengan nilai toleransi rata-rata sebesar 11,31 %, dimana nilai tersebut melebihi nilai batas toleransi $\pm 10 \%$ (Tabel 2.2). Artinya, nilai tegangan yang dikeluarkan pesawat tidak sesuai dengan nilai tegangan yang diatur pada panel. Berdasarkan Tabel 4.1 maka disarankan kepada radiografer untuk menggunakan tegangan panel 40 kV sampai dengan 60 kV karena menunjukkan nilai toleransi yang masih berada dibawah $\pm 10 \%$. Perbedaan tegangan panel terhadap tegangan terukur dapat terjadi karena usia generator pesawat yang sudah cukup lama (tua), terlalu sering dioperasikan dan kondisi sumber tegangan yang tidak stabil. Oleh sebab itu, pesawat harus dilakukan perbaikan dan pengaturan ulang agar kondisinya kembali normal dan radiasi yang dihasilkan tidak merugikan pasien karena sangat mempengaruhi paparan radiasi yang dihasilkan.

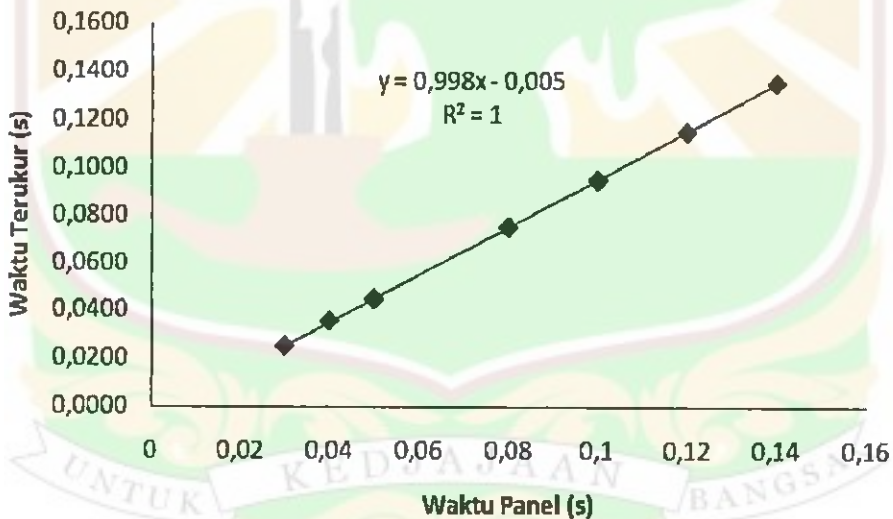
Gambar 4.1 menunjukkan hubungan linier antara tegangan panel terhadap tegangan terukur dengan persamaan garis lurus $y = 1,267 x - 9,247$ dan koefisien korelasi $R = 0,998$. Nilai tegangan yang akan dikeluarkan pesawat dapat diperkirakan dengan mengatur tegangan pada panel, untuk setiap perubahan tegangan panel 1 kV terjadi perubahan tegangan terukur sebesar 1,267 kV. Jadi, sensitivitasnya adalah 1,267 dan kegelincirannya adalah -9,247. Pada saat tegangan panel bernilai 0, maka tegangan terukur akan menunjukkan nilai -9,247 kV dan pada saat tegangan panel bernilai 1, maka tegangan terukur akan menunjukkan nilai (1,267-9,247) kV. Nilai R^2 yang diperoleh mendekati 1, berarti hubungan antara tegangan panel terhadap tegangan terukur sangat erat. Maksimum nilai R^2 adalah 1 dan minimum 0. Semakin kecil nilai R^2 maka kaitan antara variabel yang dianalisa semakin lemah dan jika $R^2 = 0$ menunjukkan tidak ada kaitan antara variabel yang dianalisa (Walpole, 1992).

4.1.2 Akurasi Waktu

Hasil pengukuran akurasi waktu dihitung menggunakan Persamaan 2.4 dan ditunjukkan pada Tabel 4.2 dan Gambar 4.2.

Tabel 4.2 Akurasi waktu pesawat sinar-X konvensional

No.	Kondisi Panel			Waktu Terukur (s)	$\frac{t_{\text{terukur}} - t_{\text{panel}}}{t_{\text{panel}}}$	Nilai Toleransi (%)
	Tegangan (kV)	Arus (mA)	Waktu (S)			
1	50	200	0,03	0,0248	0,1743	17,43
2	50	200	0,04	0,0352	0,1195	11,95
3	50	200	0,05	0,0447	0,1068	10,68
4	50	200	0,08	0,0748	0,0654	6,54
5	50	200	0,1	0,0948	0,0523	5,23
6	50	200	0,12	0,1148	0,0433	4,33
7	50	200	0,14	0,1348	0,0371	3,71
Rata-rata						8,55
Batas Toleransi						$\pm 10\%$

**Gambar 4.2** Grafik hubungan waktu panel (s) terhadap waktu terukur (s)

Tabel 4.2 menunjukkan akurasi waktu dengan nilai toleransi rata-rata sebesar 8,5 %, dimana nilai tersebut berada di bawah nilai batas toleransi $\pm 10\%$

(Tabel 2.2). Artinya, nilai waktu yang dikeluarkan pesawat tersebut mendekati nilai waktu yang diatur pada panel.

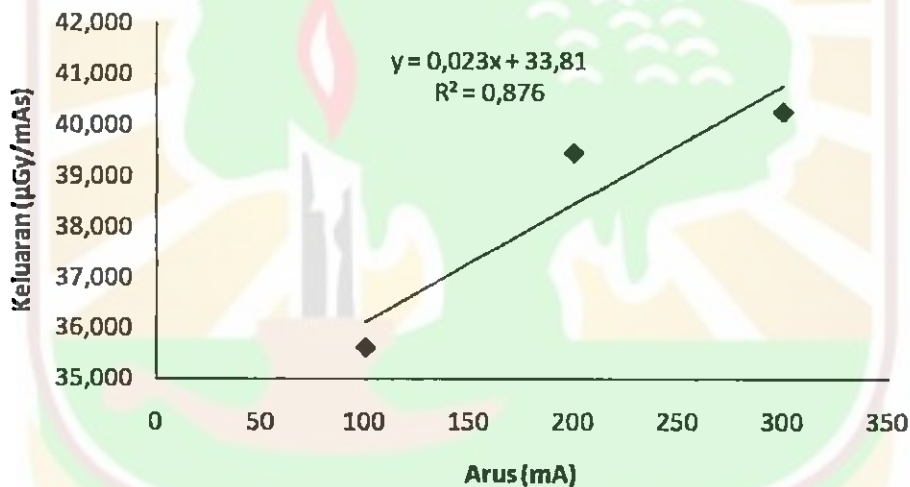
Gambar 4.2 menunjukkan hubungan linier antara tegangan panel terhadap tegangan terukur dengan persamaan garis lurus $y = 0,998x - 0,005$ dan koefisien korelasi $R = 1$, sehingga nilai waktu yang akan dikeluarkan pesawat dapat diperkirakan dengan mengatur waktu pada panel. Untuk setiap perubahan waktu panel 1 sekon terjadi perubahan waktu terukur sebesar 0,998 sekon. Jadi, sensitivitasnya adalah 0,998 dan kegelincirannya adalah -0,005. Pada saat waktu panel bernilai 0, maka tegangan terukur akan menunjukkan nilai 0,005 sekon dan pada saat waktu panel bernilai 1, maka waktu terukur akan menunjukkan nilai (0,998-0,005) sekon. Nilai R^2 yang diperoleh adalah 1, berarti hubungan antara waktu panel terhadap waktu terukur sangat erat dan saling berpengaruh. Maksimum nilai R^2 adalah 1 dan minimum 0. Semakin kecil nilai R^2 maka kaitan antara variabel yang dianalisa semakin lemah dan jika $R^2 = 0$ menunjukkan tidak ada kaitan antara variabel yang dianalisa (Walpole, 1992). Paparan radiasi sinar-X yang dihasilkan juga dipengaruhi oleh waktu, karena semakin lama waktu yang digunakan maka semakin besar paparan radiasi yang dihasilkan.

4.1.3. Linieritas keluaran

Hasil pengukuran linieritas keluaran radiasi pada berbagai kondisi arus dan waktu dihitung menggunakan Persamaan 2.5 dan ditunjukkan pada Tabel 4.3 dan Gambar 4.3

Tabel 4.3 Linieritas keluaran pesawat sinar-X konvensional

No.	Kondisi Panel			Dosis (μGy)	Keluaran $\mu\text{Gy} / \text{mA.s}$	Koefisien Linier
	Tegangan (kV)	Arus (mA)	Waktu (s)			
1	70	100	0,04	142,5	35,625	0,0509
2	70	200	0,04	315,6	39,450	0,0101
3	70	300	0,04	483,1	40,258	
Rata-rata						0,0305
Batas Toleransi						$\leq 0,1$

**Gambar 4.3** Grafik hubungan antara arus panel (mA) dengan keluaran (mGy/mAs)

Tabel 4.3 menunjukkan bahwa nilai koefisien linier rata-rata yang diperoleh adalah 0,0305 dan berada di bawah batas toleransi $\leq 0,1$ (Tabel 2.2). Artinya, kenaikan arus terhadap paparan radiasi masih linier. Arus yang diberikan berpengaruh pada dosis radiasi yang dihasilkan, dengan peningkatan arus maka akan menambah intensitas radiasi sinar-X (Suyatno, 2008). Ketidaklinieran arus terhadap keluaran dosis radiasi tersebut akan memberikan pengaruh yang tidak baik pada pasien dan kualitas citra yang dihasilkan.

Gambar 4.3 menunjukkan hubungan linier antara arus panel terhadap keluaran dengan persamaan garis lurus $y = 0,023x + 33,81$, sehingga keluaran radiasi dapat dihitung dengan mengatur arus pada panel. Untuk setiap perubahan arus panel 1 mA terjadi perubahan laju dosis sebesar $0,023 \mu\text{Gy/s}$. Jadi, sensitivitasnya adalah $0,023$ dan kegelincirannya adalah $33,81$. Pada saat arus panel bernilai 0, maka keluaran yang terukur akan menunjukkan nilai $33,81 \mu\text{Gy/mAs}$ dan pada saat arus panel bernilai 1, maka keluaran terukur akan menunjukkan nilai $(0,023+33,81) \mu\text{Gy/mAs}$. Koefisien korelasi $R = 0,936$ berarti hubungan antara arus panel terhadap keluaran yang terukur tidak terlalu erat atau agak lemah. Semakin kecil nilai R^2 maka kaitan antara variabel yang dianalisa semakin lemah dan jika $R^2 = 0$ menunjukkan tidak ada kaitan antara variabel yang dianalisa (Walpole, 1992).

4.1.4 Reprodusibilitas tegangan, waktu dan keluaran

Hasil pengukuran reprodusibilitas tegangan, waktu dan keluaran dihitung menggunakan Persamaan 2.6 dan ditunjukkan pada Tabel 4.4.

Tabel 4.4 Reprodusibilitas tegangan, waktu dan keluaran pesawat sinar-X konvensional

No.	Kondisi Panel			Pengukuran Alat		
	Tegangan (kV)	Waktu (ms)	Arus (mA)	Tegangan (kV)	Waktu (ms)	DosisRadiasi (μ Gy)
1	56	40	200	62,13	35	186,5
2	56	40	200	61,38	35	188,1
3	56	40	200	61,52	35,11	187,1
4	56	40	200	61,99	35,11	186,4
5	56	40	200	62,23	35,11	187,9
Rata-rata				61,85	35,07	187,20
Standar Deviasi (%)				0,61	0,17	0,42
Koefisien Variasi (C) (%)				0,99	0,49	0,22
Batas Toleransi				$\leq 5 \%$		

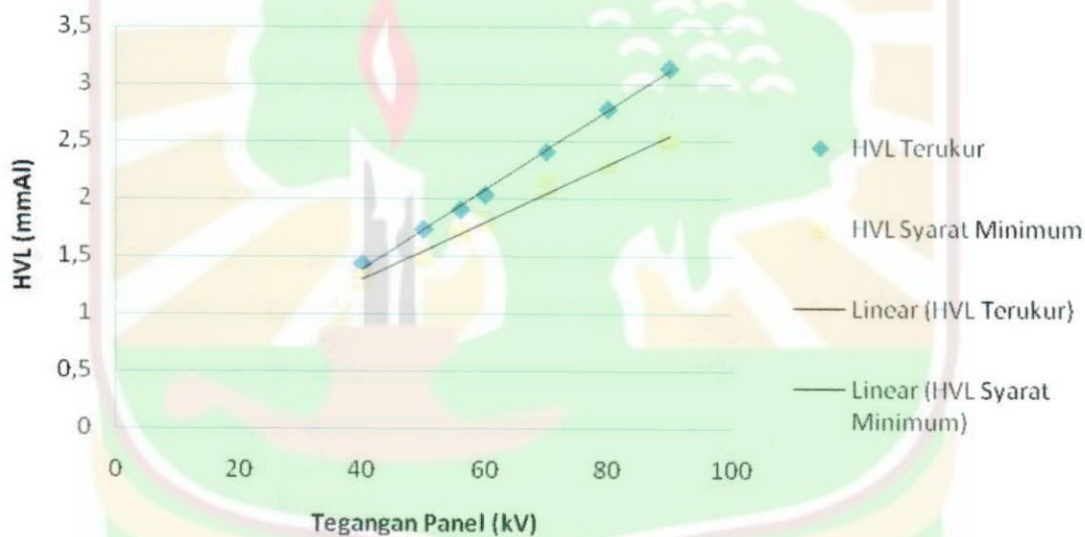
Tabel 4.4 menunjukkan bahwa koefisien variasi (C) yang diperoleh adalah 0,99% pada reprodusibilitas tegangan, 0,49% pada reprodusibilitas waktu dan 0,22% untuk reprodusibilitas dosis radiasi. Nilai tersebut berada di bawah batas toleransi $\leq 5 \%$ (Tabel 2.2). Pengukuran ini menunjukkan bahwa kondisi pesawat untuk melakukan pengulangan masih cukup baik sehingga keluaran tegangan, waktu dan dosis radiasi dari pesawat tersebut masih konsisten.

4.1.5 Kualitas Berkas

Hasil pengukuran kualitas berkas radiasi atau HVL pada pesawat sinar-X konvensional ditunjukkan pada Tabel 4.5 dan Gambar 4.4.

Tabel 4.5. Kualitas berkas (HVL) pesawat sinar-X konvensional

No.	Tegangan Panel	HVL (mmAl)
1	40	1,43
2	50	1,73
3	56	1,90
4	60	2,03
5	70	2,41
6	80	2,78
7	90	3,14

**Gambar 4.4** Grafik hubungan antara tegangan (kV) terhadap tebal HVL (mmAl)

Tabel 4.5 menunjukkan bahwa semua nilai HVL terukur lebih tebal dari syarat minimum tebal HVL (Tabel 2.1), berarti nilai HVL yang digunakan pada pesawat sudah memenuhi nilai batas toleransi.

Gambar 4.4 menunjukkan hubungan linier antara tegangan panel terhadap HVL terukur, semakin besar tegangan yang diatur pada panel maka semakin tebal nilai HVL yang dihasilkan. Tegangan yang diatur pada panel akan mempengaruhi dosis radiasi yang dihasilkan pesawat sinar-X, sehingga semakin besar tegangan yang diatur maka semakin besar pula dosis radiasi yang dihasilkan pesawat tersebut. Penambahan filter pada tabung pesawat sinar-X sangat berpengaruh terhadap dosis radiasi yang dihasilkan. Dosis radiasi yang dihasilkan pesawat sinar-X akan berkurang dengan bertambahnya ketebalan filter, karena intensitas radiasi berhubungan dengan kemampuan radiasi dalam menembus suatu medium, semakin besar intensitasnya maka daya tembusnya akan semakin besar.

4.1.6. Kebocoran Tabung

Hasil pengukuran kebocoran tabung pada pesawat sinar-X konvensional dihitung menggunakan Persamaan 2.7 dan ditunjukkan pada Tabel 4.6.

Tabel 4.6 Kebocoran tabung pesawat sinar-X konvensional

No.	posisi	Jarak (cm)	Dosis Radiasi (mGy)	Laju Kebocoran Tabung mGy/jam-1m
1	A	100	0,02483	0,50
2	B	100	0,1175	2,37
3	C	100	0,1273	2,57
4	D	100	0,01606	0,32
Batas Toleransi				≤ 1 mGy/jam-1m

Tabel 4.6 menunjukkan bahwa laju kebocoran tabung pesawat pada titik A (jarak 100 cm dari arah katoda) dan titik D (jarak 100 cm dari atas tabung) berada

di bawah batas toleransi (Tabel 2.2), sedangkan pada titik B (jarak 100 cm dari arah anoda) dan titik C (jarak 100 cm dari bawah tabung) melebihi batas toleransi. Kebocoran tabung pada titik B dan C melebihi batas toleransi ≤ 1 mGy/h-1m (Tabel 2.2), karena pada titik C merupakan titik dibawah sumber sinar-X. Secara teori, seharusnya kebocoran tabung dititik A (anoda) lebih besar dari pada di titik B (katoda) karena arah sinar-X yang dihasilkan dari target logam (katoda) mengarah pada katoda. Tetapi yang diperoleh pada pengukuran ini kebocoran tabung di titik B lebih besar dari pada di titik A, hal ini dapat disebabkan oleh karena wadah tabung pesawat sinar-X sudah tidak memenuhi syarat kelayakan atau mengalami kerusakan.

Setiap wadah tabung pesawat sinar-X diagnostik harus dibuat sebaik mungkin, sehingga kebocoran radiasi yang keluar dari berbagai arah tabung hanya mencapai luas yang tidak lebih dari 100 cm dengan paparan di udara 1 mGy dalam 1 jam pada jarak 1 meter dari sumber radiasi sinar-X. Kebocoran tabung sinar-X harus selalu diperhatikan agar tidak terjadi kebocoran yang berlebihan. Radiasi yang dihasilkan dari kebocoran tabung tersebut akan menjadi sumber radiasi tambahan yang membahayakan pasien dan radiografer pada saat penyinaran berlangsung.

4.2 Pengukuran ESD Pada Pasien Menggunakan Pengukuran Keluaran Pesawat Sinar-X Pada Metode TRS 457 dan Menggunakan TLD-100

Pengukuran ESD pada pasien dilakukan menggunakan perhitungan pada metode IAEA TRS 457 dari hasil pengukuran keluaran tabung pesawat sinar-X dan menggunakan TLD-100. Pengukuran dosis radiasi dilakukan pada 30 pasien dewasa yang menjalani pemeriksaan thorak. Tabel hasil pengukuran ESD pasien menggunakan metode TRS 457 dan menggunakan TLD-100 ditunjukkan pada Tabel 4.7 dan Tabel 4.8. Grafik distribusi ESD pasien menggunakan metode TRS 457 dan menggunakan TLD-100 ditunjukkan pada Gambar 4.5 dan Gambar 4.6.

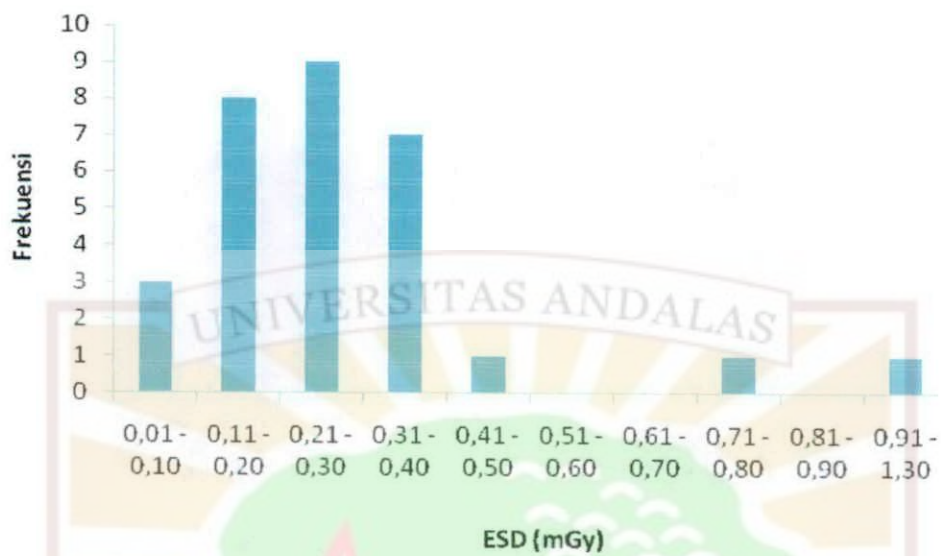
Hasil bacaan TLD selengkapnya ditunjukkan pada Lampiran 1 dan data ESD pasien selengkapnya ditunjukkan pada Lampiran 2. Untuk mendapatkan nilai Y_{ref} (mGy/mAs) pada Tabel 4.7 nilai tegangan panel saat pemeriksaan pasien diinterpolasi ke nilai keluaran pesawat pada pengukuran tegangan selengkapnya ditunjukkan pada lampiran 3 dan IAEA TRS 457 ditunjukkan pada Lampiran 4.

Tabel 4.7 Data dosis radiasi pasien (ESD) pada pemeriksaan thorak dengan menggunakan metode TRS 457.

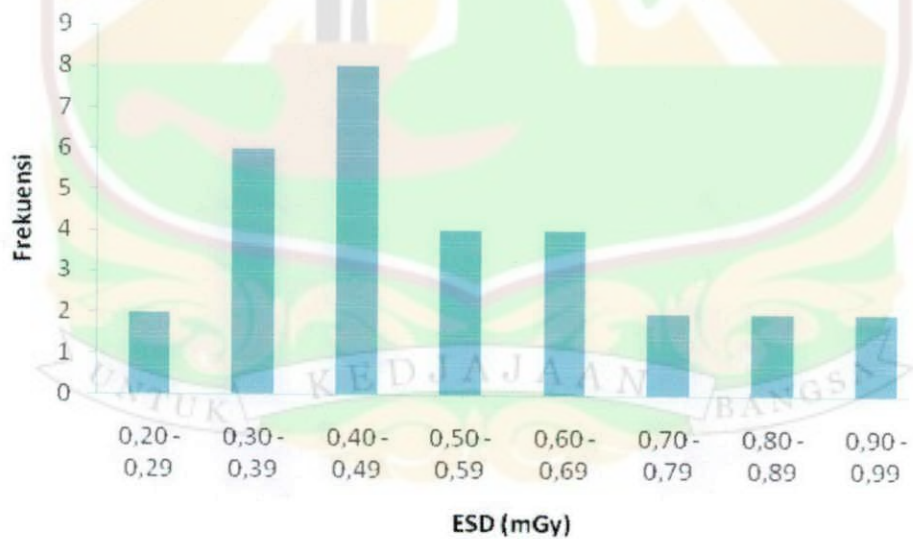
No.	Inisial	Tegangan (kV)	Arus.waktu (mA.s)	FSD (cm)	BSF	Y_{ref} (mGy/mAs)	K_e /ESD (mGy)
1	Ynt	50	28	100	1,25	0,007	0,245
2	Em	58	15	108	1,28	0,015	0,247
3	Sarn	58	15	62	1,28	0,015	0,750
4	Zbd	56	16	124	1,28	0,013	0,173
5	Asy	56	12	69	1,28	0,013	0,420
6	Jn	58	15	135	1,28	0,015	0,158
7	Db	54	10	117	1,25	0,011	0,100
8	Db	64	15	107	1,28	0,021	0,352
9	Kdj	54	12,8	92	1,25	0,011	0,208
10	Hyt	56	16	107	1,28	0,013	0,232
11	Bdh	56	12,5	102	1,28	0,013	0,200
12	Rsh	54	10	86	1,25	0,011	0,186
13	Nbt	56	16	125	1,28	0,013	0,170
14	Jmr	60	20	59	1,28	0,017	1,250
15	Ags	60	25,6	130	1,28	0,017	0,330
16	Bct	60	15	97	1,28	0,017	0,347
17	Dd	60	15	98	1,28	0,017	0,340
18	Pwt	56	10	147	1,28	0,013	0,077
19	Rwn	52	20	84	1,25	0,009	0,319
20	H.AI	56	10	92	1,28	0,013	0,196
21	Bhn	58	12	128	1,28	0,015	0,140
22	Zn	54	10	121	1,25	0,011	0,094
23	Gnr	60	16	120	1,28	0,017	0,242
24	BRd	56	16	96	1,28	0,013	0,289
25	Hnf	58	19,2	99	1,28	0,015	0,376
26	Irn	56	12,5	97	1,28	0,013	0,221
27	Bhr	56	12,5	103	1,28	0,013	0,196
28	Ewn	60	25,6	121	1,28	0,017	0,380
29	Ysr	58	25,6	130	1,28	0,015	0,290
30	Fr	58	20	127	1,28	0,015	0,238
Rata-rata		57	0,06	106			0,292
Minimum		50	0,04	59			0,080
Maksimum		64	0,14	147			1,250

Tabel 4.8 Data dosis radiasi pasien (ESD) pada pemeriksaan thorak dengan menggunakan TLD-100.

No.	Inisial	FSD (cm)	Tegangan (kV)	Arus (mA)	Waktu (s)	Arus.Waktu mA.s	Dosis Radiasi / ESD (mGy)
1	Ynt	100	50	200	0,14	28	0,36
2	Em	108	58	250	0,06	15	0,43
3	Sarn	62	58	250	0,06	15	0,64
4	Zbd	124	56	320	0,05	16	0,44
5	Asy	69	56	200	0,06	12	0,94
6	Jn	135	58	250	0,06	15	0,38
7	Db	117	54	200	0,05	10	0,41
8	Db	107	64	250	0,06	15	0,83
9	Kdj	92	54	320	0,04	12,8	0,56
10	Hyt	107	56	320	0,05	16	0,37
11	Bdh	102	56	250	0,05	12,5	0,39
12	Rsh	86	54	250	0,04	10	0,67
13	Nbt	125	56	320	0,05	16	0,45
14	Jmr	59	60	250	0,08	20	0,94
15	Ags	130	60	320	0,08	25,6	0,64
16	Bct	97	60	250	0,06	15	0,52
17	Dd	98	60	250	0,06	15	0,35
18	Pwt	147	56	200	0,05	10	0,30
19	Rwn	84	52	200	0,1	20	0,85
20	H.Al	92	56	200	0,05	10	0,46
21	Bhn	128	58	200	0,06	12	0,44
22	Zn	121	54	200	0,05	10	0,78
23	Gnr	120	60	200	0,08	16	0,20
24	BRd	96	56	320	0,05	16	0,68
25	Hnf	99	58	320	0,06	19,2	0,52
26	Irn	97	56	250	0,05	12,5	0,44
27	Bhr	103	56	250	0,05	12,5	0,38
28	Ewn	121	60	320	0,08	25,6	0,49
29	Ysr	130	58	320	0,08	25,6	0,52
30	Fr	127	58	250	0,08	20	0,76
Rata-rata		106	57	256	0,06	15,9	0,54
Minimal		59	50	200	0,04	10,0	0,20
Maksimal		147	64	320	0,14	28,0	0,94



Gambar 4.5 Grafik distribusi ESD pasien pada pemeriksaan thorak menggunakan metode TRS 457.



Gambar 4.6 Grafik distribusi ESD pasien pada pemeriksaan thorak menggunakan TLD-100.

Tabel 4.7 dan Tabel 4.8 menunjukkan bahwa dosis yang diterima pasien pada saat menjalani pemeriksaan thorak memiliki variasi untuk setiap pasien. Pengaturan tegangan, arus dan waktu pada panel tidak terlalu diperhatikan oleh radiografer untuk mendapatkan kualitas citra yang baik, sehingga nilai dosis radiasi yang diterima tiap pasien sangat bervariasi.

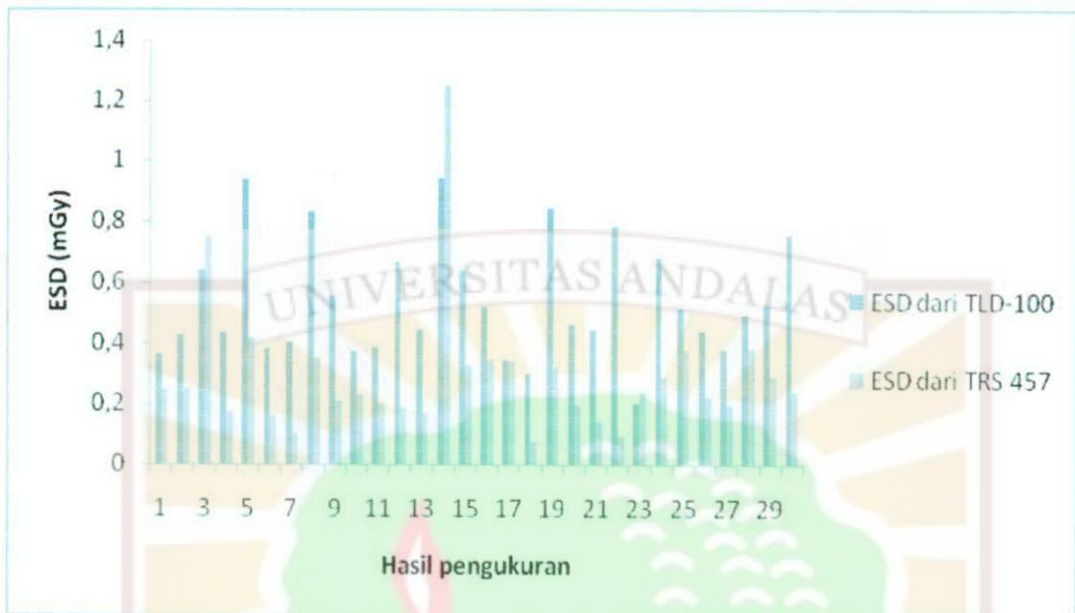
Gambar 4.5 dan Gambar 4.6 menunjukkan bahwa pada pemeriksaan thorak, pasien lebih dominan menerima dosis radiasi sekitar 0,077 mGy sampai dengan 0,38 mGy menggunakan metode TRS 457 dan 0,2 mGy sampai dengan 0,94 mGy menggunakan TLD-100. Nilai tersebut melebihi batas toleransi yang ditetapkan oleh BSS-115 yaitu 0,4 mGy untuk proyeksi PA /AP dan 1,5 mGy untuk proyeksi Lateral. Hal ini dapat disebabkan radiografer lebih mengutamakan citra yang akan dihasilkan dan sudah terbiasa menggunakan pengaturan panel pada kondisi tertentu, karena pencitraannya menggunakan sistem pencitraan *computed radiographic* (CR) yang mengharuskan radiografer untuk mengatur tegangan, arus dan waktu yang lebih besar pada panel saat pengoperasiannya.

4.3 Membandingkan ESD Pada Pasien Menggunakan Pengukuran Keluaran Pesawat Sinar-X Pada Metode TRS 457 Terhadap ESD Pasien Menggunakan TLD-100.

Tabel 4.9 dan Gambar 4.7 menunjukkan perbandingan dosis radiasi yang diterima pasien (ESD) menggunakan perhitungan pada metode TRS 457 dari pengukuran keluaran tabung pesawat sinar-X yang dihitung menggunakan Persamaan (2.8) terhadap ESD menggunakan TLD-100.

Tabel 4.9 Perbandingan ESD pada pasien menggunakan perhitungan metode TRS 457 dari keluaran tabung pesawat sinar-X terhadap ESD menggunakan TLD-100

No.	Dosis Radiasi / ESD dari TLD-100 (mGy)	K_e / ESD metode TRS 457 (mGy)	$\Delta Dosis - K_e $
1	0,365	0,245	0,120
2	0,426	0,247	0,179
3	0,640	0,750	0,110
4	0,436	0,173	0,263
5	0,937	0,420	0,518
6	0,382	0,158	0,224
7	0,406	0,100	0,305
8	0,830	0,352	0,478
9	0,555	0,208	0,347
10	0,374	0,232	0,142
11	0,387	0,200	0,187
12	0,668	0,186	0,482
13	0,446	0,170	0,276
14	0,944	1,250	0,307
15	0,640	0,330	0,310
16	0,521	0,347	0,174
17	0,348	0,340	0,008
18	0,298	0,077	0,221
19	0,845	0,319	0,527
20	0,464	0,196	0,268
21	0,445	0,140	0,304
22	0,782	0,094	0,688
23	0,202	0,242	0,039
24	0,678	0,289	0,390
25	0,516	0,376	0,140
26	0,441	0,221	0,220
27	0,377	0,196	0,181
28	0,494	0,380	0,114
29	0,524	0,290	0,233
30	0,755	0,238	0,517
	Rata-rata		0,275
	Minimum		0,008
	Maksimum		0,688



Gambar 4.7 Grafik perbandingan ESD pada pasien menggunakan metode TRS 457 dari keluaran tabung pesawat sinar-X terhadap ESD menggunakan TLD-100

Tabel 4.9 dan Gambar 4.7 menunjukkan perbandingan dosis radiasi atau ESD pasien menggunakan metode TRS 457 dengan perhitungan pada Persamaan (2.8) terhadap ESD menggunakan TLD-100 memiliki perbedaan. Dosis radiasi yang dihasilkan TLD-100 rata-rata lebih besar dari pada dosis yang dihasilkan dari perhitungan menggunakan metode TRS 457. Selisih rata-rata ESD adalah 0,275 mGy, selisih minimum EDS adalah 0,008 mGy dan selisih maksimum ESD adalah 0,688 mGy. Hal ini dapat disebabkan karena beberapa faktor koreksi dalam evaluasi TLD tersebut misal : variasi kepekaan TLD terhadap radiasi, ketergantungan tanggapan TLD terhadap energi radiasi, kepekaan TLD terhadap sinar ultra violet, sistem pemanas pada saat pembacaan TLD, sistem pembersihan

TLD dan cara penyinarannya . Dosis radiasi yang diterima TLD juga dipengaruhi oleh radiasi latar dari sumber-sumber radiasi alamiah lingkungan. Kepekaan TLD terhadap sinar ultra violet dapat menambah hasil cacahan total intensitas TL pada TLD, untuk menghindari pengaruh ini maka selama penyimpanan TLD harus dijauhkan dari sumber sinar ultra violet. Kesalahan hasil evaluasi dapat juga disebabkan oleh sistem instrumentasi elektronik untuk pembacaan intensitas TL, oleh sebab itu harus dilakukan penyetelan ulang untuk jangka pengoperasian tertentu.



BAB V

KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

Adapun kesimpulan dari penelitian ini adalah sebagai berikut :

1. Pesawat sinar-X konvensional yang digunakan pada penelitian secara umum masih berada dalam kondisi yang baik berdasarkan hasil semua parameter uji keluaran tabung yang berada di bawah batas toleransi yang diperbolehkan, namun pada pengukuran akurasi tegangan dan kebocoran tabung melebihi nilai batas toleransi seperti ditunjukkan pada Tabel 5.1.

Tabel 5.1 Hasil pengukuran keluaran tabung pesawat sinar-X konvensional

Pengukuran	Batas Toleransi	Hasil Pengukuran
Akurasi tegangan	$\pm 10\%$	11,31%
Akurasi waktu	$\pm 10\%$	8,55%
Linieritas keluaran	$\leq 0,1$	0,0407
Reprodusibilitas tegangan, waktu dan keluaran	5%	Tegangan = 1 % Waktu = 0,5 % Dosis = 0,2 %
Kualitas berkas (HVL)	40 kV $\leq 1,3$ mmAl 50 kV $\leq 1,5$ mmAl 56 kV $\leq 1,7$ mmAl 60 kV $\leq 1,5$ mmAl 70 kV $\leq 2,1$ mmAl 80 kV $\leq 2,3$ mmAl 90 kV $\leq 2,5$ mmAl	1,43 mmAl untuk 40 kV 1,73 mmAl untuk 50 kV 1,90 mmAl untuk 56 kV 2,03 mmAl untuk 60 kV 2,41 mmAl untuk 70 kV 2,78 mmAl untuk 80 kV 3,14 mmAl untuk 80 kV
Kebocoran tabung	≤ 1 mGy/jam pada jarak 100 cm	0,32 mGy/jam-1m s/d 2,57 mGy/jam-1m

2. ESD pasien yang diperoleh dari perhitungan menggunakan metode TRS 457 adalah 0,292 mGy dan ESD rata-rata yang diperoleh menggunakan TLD-100 adalah 0,54 mGy. Nilai ESD yang diperoleh melebihi nilai batas dosis yang diperbolehkan $\leq 0,4$ mGy .
3. Selisih dosis radiasi yang diterima pasien atau ESD yang diperoleh dari perhitungan menggunakan metode TRS 457 terhadap ESD menggunakan TLD-100 dengan rata-rata adalah 2,75 mGy, selisih minimum adalah 0,008 mGy dan selisih maksimum adalah 0,688 mGy. Perbandingan nilai ESD pasien yang didapatkan dari TLD-100 terhadap perhitungan menggunakan metode IAEA TRS 457 menunjukkan perbedaan yang tidak jauh berbeda, sehingga tanpa menggunakan TLD-100 bisa didapatkan nilai ESD pasien melalui pengukuran keluaran pesawat sinar-X menggunakan metode IAEA TRS 457.

5.2 Saran

Dari penelitian yang telah dilakukan maka saran-saran yang dapat diberikan adalah:

1. Kepada pihak rumahsakit untuk dapat melakukan perbaikan pada tegangan dan kebocoran tabung pesawat serta pengukuran keluaran tabung pesawat sinar-X sesuai dengan ketentuan yang berlaku secara Internasional dan melakukan perbaikan atau pengecekan ulang terhadap penyimpangan hasil penyinaran ataupun kerusakan pesawat.
2. Kepada radiografer pesawat sinar-X konvensional agar tetap memberikan dosis radiasi seefisien mungkin kepada pasien dengan menyesuaikan antara arus, tegangan dan waktu pada panel sehingga tidak membahayakan keselamatan pasien.
3. Bagi peneliti selanjutnya untuk lebih memvariasikan besaran parameter uji yang digunakan pada saat pengukuran dan menambah jumlah pasien untuk pengukuran dosis.

DAFTAR PUSTAKA

- Akhadi, M. 2000. *Dasar-Dasar Proteksi Radiasi*. PT. Rineka Cipta. Jakarta.
- Akhadi, M dan Thamrin, T. 1998. *Fenomena Termoluminesensi dan Pemanfaatannya dalam Dosimetri*. Buletin ALARA 2 (2), Pusat Standardisasi dan Pelatihan Keselamatan Radiasi-BATAN. Jakarta.
- Badan Pengawas Tenaga Nuklir. 2003. *Pedoman Dosis Pasien Radiodiagnostik*. Keputusan Kepala BAPETEN No.01-P/Ka-BAPETEN/I-03. Jakarta.
- Badan Pengawas Tenaga Nuklir. 2003.. *Sistem Pelayanan Pemantauan Dosis Eksterna Perorangan dan Penetapan Pilihan Sistem Dosimetri*. Keputusan Kepala BAPETEN No.02-P/Ka-BAPETEN/I-03. Jakarta.
- Beiser, A. 1987. *Konsep Fisika Modern*. edisi ke-4. alih bahasa DR. The Houw Liong. Erlangga. Jakarta.
- Health Department of Western Australia, 2006, *Diagnostic X-Ray Equipment Compliance Testing*, Radiation Safety Act 1975. Workbook 3. Major Radiographic Equipment. Radiological Council. Australia.
- International Atomic Energy Agency. 2007. *Dosimetry In Diagnostic Radiology : An International Code Of Practice*. Technical Reports series No. 457.
- International Atomic Energy Agency. 1996. *Safety Series. International Basic Safety Standard No.115 On Protection against Ionizing Radiation and Safety of Radioactive Sources*.
- Kaplan, I. 1979. *Nuclear Physics*. 2nd. Addison-Wesley Publishing Company London.
- Kusumawati, D. D., Prasetio, H., Yulianti, H., Suyati. 2009. *Urgensi Compliance Test pada Radiodiagnostik*. Prosiding SNKKL IV. Pusat Teknologi Keselamatan dan Metrologi Radiasi-BATAN. Jakarta.
- Prasetio, H. 2008. *Pesawat sinar-X Diagnostik*. Prosiding Seminar Fisika Jurusan Fisika FMIPA Universitas Andalas. Padang.
- Sismar. 2006. *Karakterisasi Berkas Sinar Pesawat Radiodiagnostik Konvensional dan Modifikasi Berkas Untuk Optimasi Paparan Pesawat Pada Beberapa Rumah Sakit di Sumatra Barat*. Skripsi S-1. Jurusan Fisika FMIPA UA. Padang.

- Sprawls, P. 1987. *The Physical Principles of Medical Imaging*. Aspen Publisher. Maryland.
- Susanti, L. 2007. *Implementasi Compliance Test Pada Beberapa Model Pesawat Radiodiagnostik Sinar-X Di Kota Padang*. Skripsi S-1. Jurusan Fisika FMIPA UA. Padang.
- Suyatno, F. 2008. *Aplikasi Radiasi Sinar-X di Bidang Kedokteran untuk Menunjang Kesehatan Masyarakat*. Seminar Nasional IV SDM Teknologi Nuklir. Pusat Rekayasa Perangkat Nuklir-BATAN. Jakarta.
- Walpole, R.. 1992. *Pengantar Statistika*. Edisi ketiga. PT Gramedia Pustaka Utama. Jakarta.
- Wardeni, H. 2005. *Karakterisasi Berkas Sinar Pesawat Radiodiagnostik Konvensional Fototoraks dan Modifikasi Berkas Untuk Optimasi Paparan Pesawat di RS DR. M. Djamil Padang*. Skripsi S-1. Jurusan Fisika FMIPA UA. Padang
- Characteristic and Bremsstrahlung X-rays*, <http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbase/hframe.html>, diakses 30 Februari 2010.
- https://www.spwla.org/library_info/glossary/reference/glossc/images/gisp22f1.gif&imgrefurl, diakses 17 juni 2010.



No. TLD	Pembacaan 1 (nC)	Pembacaan 2 (nC)	Pembacaan (1-2) (nC)	Pembacaan Rata-rata	BackGround (nC)	Rata-rata BackGround (nC)	Faktor Kalibrasi (mSv/nC)	Tegangan (kV)	Faktor Kalibrasi Energi	Dosis Radiasi (mGy)
Kuning	1,397	0,243	1,154	1,280	0,082	1,198	0,6897	60	0,63	0,520
41	1,927	0,468	1,459							
	1,623	0,395	1,228							
Kuning	1,531	6,346	4,815	0,719	0,082	0,801	0,6897	60	0,63	0,348
42	1,591	0,325	1,266							
	1,66	0,269	1,391							
Kuning	1,205	0,105	1,100							
46	1,313	0,104	1,209	1,135	0,082	1,053	0,6897	56	0,6	0,436
	1,190	0,093	1,097							
Kuning	0,824	0,094	0,730							
47	0,920	0,085	0,835	0,801	0,082	0,719	0,6897	56	0,6	0,297
	0,929	0,090	0,839							
Kuning	2,367	0,110	2,257							
49	2,292	0,123	2,169	2,233	0,082	2,151	0,6897	52	0,57	0,845
	2,378	0,106	2,272							
Kuning	1,353	0,108	1,245							
50	1,312	0,117	1,195	1,204	0,082	1,122	0,6897	56	0,6	0,464
	1,299	0,127	1,172							
Kuning	2,600	0,129	2,471							
51	2,340	0,121	2,219	2,347	0,082	2,265	0,6897	56	0,6	0,937
	2,471	0,120	2,351							
Kuning	1,102	0,120	0,982							
53	1,159	0,122	1,037	0,989	0,082	0,907	0,6897	58	0,61	0,381
	1,067	0,119	0,948							

No. TLD	Pembacaan 1 (nC)	Pembacaan 2 (nC)	Pembacaan (1-2) (nC)	Pembacaan Rata-rata	BackGround (nC)	Rata-rata BackGround (nC)	Faktor Kalibrasi (mSv/nC)	Tegangan (kV)	Faktor Kalibrasi Energi	Dosis Radiasi (mGy)
Kuning	1,279	0,130	1,149							
54	1,239	0,128	1,111	1,139	0,082	1,057	0,6897	58	0,61	0,444
	1,287	0,131	1,156							
Kuning	1,189	0,127	1,062							
56	1,208	0,130	1,078	1,079	0,082	0,997	0,6897	54	0,59	0,406
	1,222	0,125	1,097							
Kuning	1,979	0,139	1,840							
57	2,016	0,131	1,885	1,852	0,082	1,770	0,6897	64	0,68	0,830
	1,945	0,115	1,830							
Kuning	2,170	0,087	2,083							
59	2,041	0,000	2,041	2,004	0,082	1,922	0,6897	54	0,59	0,782
	2,005	0,116	1,889							
Kuning	0,598	0,124	0,474							
60	0,634	0,000	0,634	0,548	0,082	0,466	0,6897	60	0,63	0,202
	0,652	0,116	0,536							
Kuning	1,419	0,107	1,312							
61	1,673	0,105	1,568	1,447	0,082	1,365	0,6897	54	0,59	0,555
	1,560	0,100	1,460							
Kuning	1,701	0,080	1,621							
63	1,861	0,076	1,785	1,720	0,082	1,638	0,6897	56	0,6	0,678
	1,828	0,075	1,753							

LAMPIRAN 2

Data pengukuran ESD pasien menggunakan TLD-100 dan perhitungan metode IAEA TRS 457

No	Proyeksi	Umur (Th)	Massa (Kg)	Tinggi Badan (m)	FSD (cm)	Tegangan (kV)	Arus (mA)	Waktu (s)	mA.s	NO.TLD	Dosis (mGy)	BSF	Y_{ref} (mGy/mAs)	K_e (mGy)	$ \Delta Dosis - K_e $	%
1	PA	32	53	1,61	100	50	200	0,14	28	Kuning 35	0,3648	1,25	0,007	0,2450	0,1198	12,0
2	PA	43	45	1,52	108	58	250	0,06	15	Kuning 39	0,4258	1,28	0,015	0,2469	0,1789	17,9
3	AP	80	47	1,48	62	58	250	0,06	15	Kuning 40	0,6396	1,28	0,015	0,7492	0,1096	11,0
4	PA	62	49	1,46	124	56	320	0,05	16	Kuning 46	0,4359	1,28	0,013	0,1732	0,2627	26,3
5	AP	67	82	1,55	69	56	200	0,06	12	Kuning 51	0,9373	1,28	0,013	0,4194	0,5179	51,8
6	PA	18	45	1,62	135	58	250	0,06	15	Kuning 53	0,3816	1,28	0,015	0,1580	0,2236	22,4
7	PA	22	53	1,59	117	54	200	0,05	10	Kuning 56	0,4057	1,25	0,011	0,1004	0,3053	30,5
8	LAT	22	53	1,59	107	64	250	0,06	15	Kuning 57	0,8300	1,28	0,021	0,3522	0,4778	47,8
9	AP	80	38	1,5	128	54	320	0,04	12,8	Kuning 61	0,5553	1,25	0,011	0,1074	0,4479	44,8
10	PA	23	37	1,47	143	56	320	0,05	16	Merah 19	0,3742	1,28	0,013	0,1302	0,2440	24,4
11	PA	74	50	1,59	142	56	250	0,05	12,5	Merah 24	0,3867	1,28	0,013	0,1032	0,2835	28,4
12	AP	60	54	1,58	130	54	250	0,04	10	Merah 26	0,6680	1,25	0,011	0,0814	0,5867	58,7
13	PA	78	54	1,47	167	56	320	0,05	16	Merah 27	0,4461	1,28	0,013	0,0955	0,3507	35,1
14	AP	85	61	1,42	115	60	250	0,08	20	Merah 30	0,9437	1,28	0,017	0,3291	0,6146	61,5
15	PA	50	62	1,63	130	60	320	0,08	25,6	Merah 22	0,64	1,28	0,017	0,3296	0,3104	31,0
16	PA	82	64	1,64	97	60	250	0,06	15	Kuning 41	0,5207	1,28	0,017	0,3469	0,1738	17,4
17	PA	29	56	1,65	98	60	250	0,06	15	Kuning 42	0,3482	1,28	0,017	0,3399	0,0083	0,8
18	AP	53	58	1,63	147	56	200	0,05	10	Kuning 47	0,2977	1,28	0,013	0,0770	0,2207	22,1
19	AP	45	76	1,86	84	52	200	0,1	20	Kuning 49	0,8455	1,25	0,009	0,3189	0,5266	52,7
20	PA	74	46	1,63	92	56	200	0,05	10	Kuning 50	0,4643	1,28	0,013	0,1966	0,2677	26,8
21	PA	45	70	1,62	128	58	200	0,06	12	Kuning 54	0,4446	1,28	0,015	0,1406	0,3039	30,4

22	PA	67	53	1,62	121	54	200	0,05	10	Kuning 59	0,7822	1,25	0,011	0,0939	0,6883	68,8
23	PA	46	60	1,58	120	60	200	0,08	16	Kuning 60	0,2025	1,28	0,017	0,2418	0,0393	3,9
24	AP	70	71	1,57	144	56	320	0,05	16	Kuning 63	0,6777	1,28	0,013	0,1284	0,5493	54,9
25	PA	25	59	1,67	139	58	320	0,06	19,2	Merah 20	0,5159	1,28	0,015	0,1908	0,3251	32,5
26	PA	49	54	1,61	131	56	250	0,05	12,5	Merah 21	0,4410	1,28	0,013	0,1212	0,3198	32,0
27	PA	67	52	1,6	147	56	250	0,05	12,5	Merah 22	0,3769	1,28	0,013	0,0963	0,2806	28,1
28	PA	40	72	1,63	171	60	320	0,08	25,6	Merah 23	0,4943	1,28	0,017	0,1905	0,3038	30,4
29	PA	43	52	1,7	162	58	320	0,08	25,6	Merah 28	0,5236	1,28	0,015	0,1873	0,3363	33,6
30	PA	23	62	1,75	115	58	250	0,08	20	Merah 31	0,7550	1,28	0,015	0,2904	0,4647	46,5
	Rata-rata	51,80	56,27	1,59		56,93			15,94		0,54			0,22		32,8
	Minimal	18,00	37,00	1,42		50,00			10,00		0,20			0,08		
	Maksimal	85,00	82,00	1,86		64,00			28,00		0,94			0,75		
	Median	49,50	54,00	1,61		56,00			15,00		0,48			0,19		

$$K_e = Y_{ref} \times mA.s \times ISL \times BSF$$

Dimana :

K_e = dosis yang diterima pasien (mGy)

Y_{ref} = keluaran radiasi tabung sinar-X pada saat pengukuran (mGy/mA.s)

$mA.s$ = waktu panel x arus panel (mA.s)

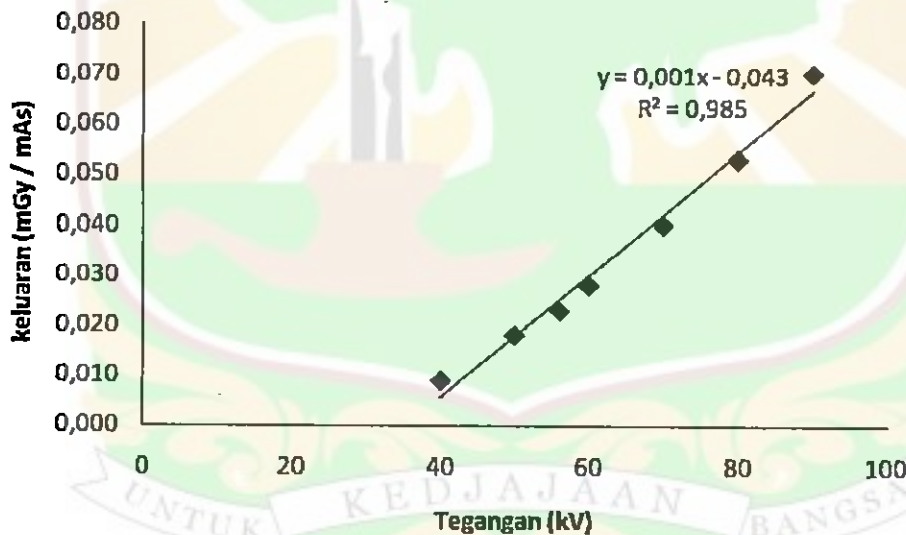
BSF = faktor hamburan balik (*Backscatter Factor*)

$$ISL = \left(\frac{\text{jarak detektor ke fokus tabung sinar - X (100cm)}}{\text{jarak TLD - 100 ke fokus tabung / FSD (cm)}} \right)^2$$

LAMPIRAN 3

Tabel dan Grafik tegangan panel (kV) dengan keluaran (mGy/mA.s) pesawat sinar-X

No.	Kondisi Panel			Teganagn Terukur (kV)	Dosis (mGy)	Keluaran mGy / mAs
	Tegangan (kV)	Arus (mA)	Waktu (S)			
1	40	200	0,04	43,305	0,07313	0,009
2	50	200	0,04	52,605	0,1419	0,018
3	56	200	0,04	61,85	0,1872	0,023
4	60	200	0,04	65,425	0,2244	0,028
5	70	200	0,04	79,71	0,3184	0,040
6	80	200	0,04	92,12	0,4232	0,053
7	90	200	0,04	105,5	0,5582	0,070



$$Y_{ref} = 0,001 x - 0,043$$

Dimana : Y_{ref} = keluaran pesawat pada tegangan, arus dan waktu tertentu (mGy/mA.s)
 x = tegangan pada panel saat pemeriksaan pasien (kV)

LAMPIRAN 4

IAEA TRS 457

TECHNICAL REPORTS SERIES NO.

457

**Dosimetry in Diagnostic
Radiology: An International
Code of Practice**



IAEA

International Atomic Energy Agency

8.4.3.3. Calculations

X ray tube output

The X ray tube output is calculated as follows:

- (1) Calculate the HVL of the beam by interpolating graphically or numerically in the measured signal for various thicknesses of attenuator (see Appendix V). The HVL value measured during a quality assurance programme can be also used.
- (2) Calculate the mean value of the dosimeter readings, \bar{M} .
- (3) Calculate the air kerma, $K(d)$, at the measurement point (at a distance, d , from the X ray focus) using Eq. (8.6)⁷. In this equation, k_{TP} is the correction factor for temperature and pressure, N_{K,Q_0} is the dosimeter calibration coefficient and k_Q is the factor which corrects for differences in the response of the dosimeter at the calibration quality Q_0 , and at the quality, Q , of the clinical X ray beam. This quality is indicated by the value of the HVL.

$$K(d) = \bar{M} N_{K,Q_0} k_Q k_{TP} \quad (8.6)$$

The correction factor k_{TP} is unity for dosimeters with semiconductor detectors. For dosimeters with ionization chambers it is given by:

$$k_{TP} = \left(\frac{273.2 + T}{273.2 + T_0} \right) \left(\frac{P_0}{P} \right) \quad (8.7)$$

The quantities T and P are the temperatures and pressures (in °C and kPa) recorded during the measurement and T_0 and P_0 are their reference values for which N_{K,Q_0} is provided.

- (4) Calculate the X ray tube output, $Y(d)$, using Eq. (8.8):

$$Y(d) = K(d) / P_{It} \quad (8.8)$$

where P_{It} is the tube loading during the exposure.

⁷ It is assumed that the leakage signal of the dosimeter can be neglected and that no correction has been applied for this effect.

Indirect assessment of incident air kerma

The inverse square law is used to calculate the incident air kerma from the X ray tube output and exposure parameters for patient examinations:

- (1) For each patient, calculate the incident air kerma from the exposure parameters recorded on the worksheet (tube voltage and tube loading, X ray tube focus to patient support distance, distance of the X ray tube output measurements and patient thickness) using Eq. (8.9):

$$K_i = Y(d)P_{It} \left(\frac{d}{d_{FTD} - t_p} \right)^2 \quad (8.9)$$

where:

$Y(d)$ is the X ray tube output measured at a distance, d , from the tube focus;

P_{It} is the tube loading during the exposure of the patient;

d_{FTD} and t_p are the tube focus to patient support distance and the patient thickness, respectively.

- (2) Repeat step 1 for each patient in series.

Entrance surface air kerma

Indirect assessment

- (1) Calculate the incident air kerma for exposure parameters recorded during patient examination (see above).
- (2) Calculate the entrance surface air kerma using Eq. (8.10) and the appropriate backscatter factor for water from Appendix VIII. Selection of the backscatter factor is based on the measured HVL and the field size used during the examination:

$$K_e = K_i B \quad (8.10)$$

where K_i is the incident air kerma established for a given set of exposure parameters and B is the backscatter factor for water and the selected field size.

Direct measurement using TLDs

- (1) Calculate the mean value of the background reading, \bar{M}_0 , from background dosimeter readings M_{01} , M_{02} and M_{03} ($\bar{M}_0 = (M_{01} + M_{02} + M_{03})/3$).
- (2) Calculate the average background corrected dosimeter reading, \bar{M} , from the exposed dosimeter readings M_1 , M_2 and M_3 as:

$$\bar{M} = \frac{\sum_{i=1}^3 f_{s,i} (M_i - \bar{M}_0)}{3} \quad (8.11)$$

where factors $f_{s,i}$ are used to correct for the individual sensitivity of the i -th dosimeter (see Appendix IX)⁸.

- (3) Calculate the entrance surface air kerma, K_e , from the average background corrected dosimeter reading, \bar{M} , using the calibration coefficient, N_{K,Q_0} , of the dosimeter for the reference radiation quality, Q_0 , the correction factor, k_Q , for the radiation quality used and the correction factor, k_f , that corrects for the effect of fading of the thermoluminescence signal between irradiation of the dosimeter and its readout:

$$K_e = \bar{M} N_{K,Q_0} k_Q k_f \quad (8.12)$$

- (4) Repeat steps 2 and 3 for other patients as appropriate.

8.4.3.4. Estimation of uncertainties

The uncertainty of the measurement of the incident air kerma for patient examinations in general radiography is similar to the uncertainty estimated for measurements with phantoms. For diagnostic dosimeters, the relative expanded uncertainty ($k = 2$) of the incident air kerma is between about 5.5% and 12.5%, depending on the scenario selected (see Table 8.3).

An additional uncertainty in an indirect assessment of the entrance surface air kerma comes from backscatter factors. Considering that the maximum value of the uncertainty for backscatter factors is assumed to be about 3%, it then follows that the relative expanded uncertainty ($k = 2$) of the

⁸ $f_{s,i}$ is a constant for dosimeters grouped so that their sensitivity is within a selected range (see Appendix IX).

indirect assessment of the entrance surface air kerma ranges from about 6% to 13%.

The uncertainty of the measurement made with TLDs is discussed in Section 8.3. The relative expanded uncertainty ($k = 2$) of 10% was adopted for this Code of Practice. Additional contributions due to backscatter factors (applied during a calibration of TLDs) and positioning of the dosimeters have to be included in the overall uncertainty. Their values are the same as for measurements made with diagnostic dosimeters. The relative combined standard uncertainty can be calculated as 5.9%. The value of the relative expanded uncertainty ($k = 2$) of measurement of the entrance surface air kerma using TLDs is about 12%.

The user should establish the actual measurement uncertainty using principles described in Appendix I.

8.4.3.5. Examples

Indirect assessment of incident air kerma and entrance surface air kerma

The abdomen examination of an adult 300 mm thick was done with the table at 1000 mm from the tube focus and the machine set to 84 kV and 60 mA·s. The beam HVL was measured as 3.5 mm Al and the X ray tube output at a distance, d , of 500 mm from the tube focus was measured as $Y(d) = 0.075 \text{ mGy/mA}\cdot\text{s}$.

The incident air kerma is:

$$\begin{aligned} K_i &= 0.075 \text{ mGy(mA}\cdot\text{s)}^{-1} \left(\frac{1000 - 500}{1000 - 300} \right)^2 60 \text{ mA}\cdot\text{s} \\ &= 0.075 \text{ mGy(mA}\cdot\text{s)}^{-1} \left(\frac{500}{700} \right)^2 60 \text{ mA}\cdot\text{s} = 6.429 \text{ mGy} \end{aligned}$$

For the dosimeter in compliance with IEC 61674 specifications and all corrections applied, the relative expanded uncertainty ($k = 2$) of the measurement is 5.6%. The incident air kerma is written as:

$$K_i = (6.43 \pm 0.36) \text{ mGy}$$

The X ray beam was collimated during examination to 200 mm \times 400 mm. The backscatter factor does not vary too much with field size. It is thus reasonable to use the backscatter factor for the maximum field size of 250 mm \times 250 mm. The interpolation gives, for an HVL of 3.5 mm Al, a value of the

backscatter factor for water, B , of 1.43. The entrance surface air kerma can be written as:

$$K_e = 6.43 \text{ mGy} \times 1.43 = 9.19 \text{ mGy}$$

Considering the uncertainty of this quantity discussed above, the result and its relative expanded uncertainty of 6% ($k = 2$) are written as:

$$K_e = (9.2 \pm 0.6) \text{ mGy}$$

Direct measurement of entrance surface air kerma

The three exposed TLDs and three background TLDs were read out after the chest examination of a patient. The average readings of the three exposed and three background dosimeters were 776.08 nC and 7.70 nC, respectively. The average background corrected reading is therefore:

$$\bar{M} = 776.08 \text{ nC} - 7.70 \text{ nC} = 768.38 \text{ nC}$$

The calibration coefficient, N_{K,Q_0} , for the TLD was 0.00035 mGy/nC and k_Q for the same tube voltage and filtration setting was 1.0057. The entrance surface air kerma is therefore:

$$K_e = 768.38 \text{ nC} \times 0.00035 \text{ mGy} \cdot \text{nC}^{-1} \times 1.0057 = 0.270 \text{ mGy}$$

For an expanded standard uncertainty ($k = 2$) of 12%, the entrance surface air kerma measured by the TLDs is written as:

$$K_e = (0.270 \pm 0.032) \text{ mGy}$$