

**PENGUKURAN *ENTRANCE SURFACE DOSE* (ESD) PADA
PEMERIKSAAN DADA *COMPUTED RADIOGRAPHY* (CR)
DENGAN BEBERAPA METODA PENGUKURAN**

TESIS

**Diajukan sebagai salah satu syarat memperoleh gelar
Magister Fisika**

**IDA BAGUS MANUABA
NPM. 0806421136**



**UNIVERSITAS INDONESIA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
PROGRAM STUDI PASCA SARJANA FISIKA
KEKHUSUSAN FISIKA MEDIS
JAKARTA
2010**

HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS

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

Nama : IDA BAGUS MANUABA
NPM : 0806421136

Tanda Tangan :
Tanggal :

HALAMAN PENGESAHAN

Tesis ini diajukan oleh

Nama : IDA BAGUS MANUABA
NPM : 0806421136
Program Studi : Pasca Sarjana Fisika Medis
Judul Tesis : Pengukuran *Entrance Surface Dose* (ESD) Pada
Pemeriksaan Dada *Computed Radiography* (CR) dengan
Beberapa Metoda Pengukuran

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

Pembimbing : Prof. Dr. Djarwani S. Soejoko (.....)

Penguji : Dr. Musaddiq Musbach (.....)

Penguji : Dr. Seruni Undyaningsih Freisleben (.....)

Penguji : Dr. Agung Alfiansyah (.....)

Ditetapkan di : Jakarta

Tanggal : 23 Desember 2010

KATA PENGANTAR

Puji syukur saya ucapkan kepada Tuhan Yang Maha Esa, karena atas berkat dan rahmat-Nya, saya dapat menyelesaikan tesis ini. Penulisan tesis ini dilakukan dalam rangka memenuhi salah satu syarat untuk mencapai gelar Magister Fisika Medis Jurusan Fisika pada Fakultas MIPA Universitas Indonesia. Saya menyadari bahwa tanpa bantuan dan bimbingan berbagai pihak, sangat sulit bagi saya untuk menyelesaikan tesis ini. Oleh karena itu, saya mengucapkan banyak terimakasih kepada:

- (1) Ibu Prof. Dr. Djarwani S. Soejoko selaku pembimbing yang telah dengan sabar memberikan ilmu dan panduan sampai dengan selesainya penelitian ini.
- (2) Dr. Yunus Daud sebagai Ketua Program Studi Magister Fisika Pasca Sarjana Fakultas MIPA Universitas Indonesia.
- (3) Dr. Musaddiq Musbach, Dr Agung Alfiansyah dan Dr. Seruni Udyaningsih Freisleben yang telah menjadi penguji dan memberikan masukan serta koreksi penulisan thesis.
- (4) Seluruh staf dosen pengajar dan staf administrasi Program Magister Fisika Medis Pasca Sarjana FMIPA Universitas Indonesia.
- (5) Seluruh Staf Dosimetri PTKMR BATAN Pasar Jumat yang telah membantu menyiapkan dan membaca TLD yang digunakan pada penelitian ini.
- (6) Para Kepala Radiologi dan Operator Radiologi di tiga rumah sakit yang telah bekerja sama dan membantu pengambilan data di lapangan.
- (7) Suryo, Sawiyah, Mba yul dan Edi yang telah bekerja sama dan membantu pengambilan data di lapangan.
- (8) Teman-teman dan semua pihak yang tidak dapat saya sebutkan satu-persatu yang telah turut membantu terlaksananya penelitian ini.

Akhir kata, Saya berharap semoga hasil penelitian pada tesis ini dapat bermanfaat bagi masyarakat dan perkembangan ilmu pengetahuan.

....., 2010

penulis

HALAMAN PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI TUGAS AKHIR UNTUK KEPENTINGAN AKADEMIS

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

Nama : Ida Bagus Manuaba
NPM : 0806421136
Program Studi : Pasca Sarjana Fisika Medis
Departemen : Fisika
Fakultas : Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam
Jenis Karya : Tesis

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

Pengukuran *Entrance Surface Dose (ESD)* Pada Pemeriksaan Dada *Computed Radiography (CR)* dengan Beberapa Metoda Pengukuran.

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

Demikian pernyataan ini saya buat dengan sebenarnya.

Dibuat di : Bekasi
Pada tanggal :
Yang menyatakan

(Ida Bagus Manuaba)

ABSTRAK

Nama : Ida Bagus Manuaba
Program Studi : Pasca Sarjana Fisika Medis
Judul : Pengukuran *Entrance Surface Dose* (ESD) Pada Pemeriksaan Dada *Computed Radiography* (CR) dengan Beberapa Metoda Pengukuran

Telah dilakukan pengukuran *entrance surface dose* (ESD) secara langsung menggunakan *thermoluminescent dosimeter* (TLD) pada jenis penyinaran dada *thorax* (*chest*). Data diperoleh dari 71 pasien di tiga rumah sakit (A, B dan C) yang menggunakan sistem pencitraan *computed radiography* (CR) Kodak. ESD ditentukan pula dengan metoda kalkulasi berdasarkan beberapa parameter pada pengukuran secara langsung. Metoda pengukuran lainnya juga dilakukan dengan menggunakan TLD pada objek radiasi berupa *phantom* dada buatan sendiri. Penelitian ini diawali dengan beberapa pengukuran parameter seperti kVp, HVL dan *tube output* untuk mengetahui performa pesawat sinar-X. Pengukuran ESD pada *phantom* dan penentuan ESD metoda kalkulasi dilakukan pada kondisi penyinaran yang dibuat sama dengan kondisi penyinaran untuk pengukuran ESD pasien. Hasil penelitian menunjukkan nilai ESD *thorax* (PA) rata-rata di tiga rumah sakit berbeda secara signifikan. Hasil penelitian ESD *thorax* (PA) mendapatkan nilai “faktor konversi metoda *phantom*” sebesar 0.874 sementara nilai ESD hasil perhitungan tidak berbeda signifikan dengan ESD pasien dengan penyimpangan maksimum sebesar $\pm 12\%$.

Kata kunci: ESD, *computed radiography*, TLD.

ABSTRACT

Name : Ida Bagus Manuaba
Study Program : Postgraduate of Medical Physics
Title : Measurement of Entrance Surface Dose (ESD) by Some
Methods for Chest Examinations in Computed Radiography
(CR)

Entrance surface dose (ESD) measurements have been carried out for chest examinations by means of thermoluminescent dosimeter (TLD). Data were collected from 71 patients at three hospitals (A, B, and C) which have been provided with Kodak computed radiography (CR). Based on exposure measurement parameters, ESD from these examinations was also calculated. An alternative method of measurement has been done with home-made chest phantom. This work was initiated with measurements of X-ray tube parameters (kVp, HVL, tube output) to check equipment performance. Phantom-based measurement was set with the same exposure conditions as for patient measurements. The same exposure condition was also used in the calculation method. The results indicate that the ESD averages from chest examination (PA) at three hospitals were vary widely. Phantom-based conversion factor for ESD chest PA was found to be 0.874, whereas ESD from calculation is not differ significantly from the patient-ESD with maximum deviation $\pm 12\%$.

Keywords: ESD, computed radiography, TLD.

DAFTAR ISI

HALAMAM JUDUL	i
HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS.....	ii
HALAMAN PENGESAHAN.....	iii
KATA PENGANTAR	iv
HALAMAN PERSETUJUAN PUBLIKASI KARYA ILMIAH	v
ABSTRAK.....	vi
DAFTAR ISI.....	viii
DAFTAR GAMBAR.....	x
DAFTAR TABEL.....	xii
DAFTAR LAMPIRAN.....	xiii
BAB 1. PENDAHULUAN	1
1.1.Latar Belakang	1
1.2.Perumusan Masalah	2
1.3.Tujuan Penelitian	2
1.4.Manfaat Penelitian	3
1.5.Batasan Penelitian	3
1.6.Ringkasan Metoda Penelitian.....	3
BAB 2. TEORI.....	4
2.1. <i>Entrance Surface Dose</i> (ESD)	4
2.2.Dosimetri TLD	7
2.3.DRL (<i>Diagnostic Reference Level</i>).....	12
2.4.Penyinaran Dada	14
2.5.Radiodiagnostik Sinar-X.....	16
2.5.1. Prinsip kerja pesawat sinar-X radiodiagnostik.....	16
2.5.2. Karakteristik sinar-X	19
2.5.3. Faktor-faktor yang mempengaruhi emisi sinar-X	21
2.6. <i>Computed Radiography</i> (CR)	23
BAB 3. METODOLOGI PENELITIAN.....	29
3.1.Metoda.....	29
3.2.Peralatan	30
BAB 4. HASIL PENELITIAN	32
4.1.Hasil Pengukuran Ketebalan Dada.....	32
4.2.Hasil Uji Keandalan Pesawat Sinar-X	33
4.3.Pengukuran ESD pada Pasien	34
4.4.Pengukuran ESD pada <i>Phantom</i>	41
4.5.Penentuan ESD Metoda Kalkulasi	42
BAB 5. PEMBAHASAN.....	45
5.1.Perbandingan Hasil Pengukuran ESD.....	45
5.2.ESD Berdasarkan Ketebalan	48
5.3.Faktor Konversi <i>Phantom</i>	49
5.4.Metoda Kalkulasi	49

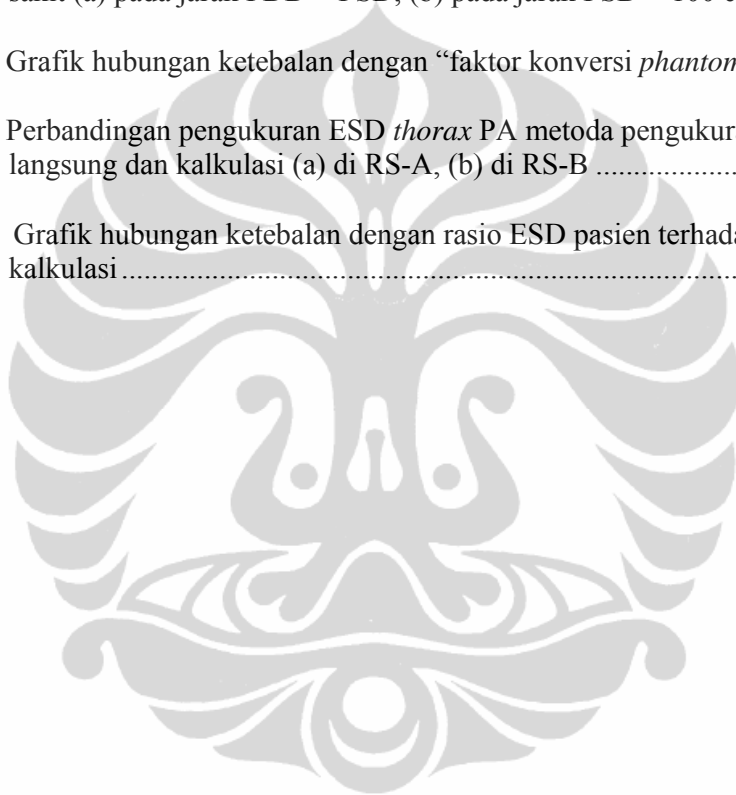
BAB 6. KESIMPULAN DAN SARAN	50
6.1. Kesimpulan	50
6.2. Saran.....	50
DAFTAR REFERENSI	51
LAMPIRAN.....	53



DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1. Diagram pengukuran dosis radiasi	4
Gambar 2.2. Geometri pengukuran ESD secara tidak langsung	5
Gambar 2.3 Grafik persamaan garis <i>tube output</i> sebagai fungsi kVp.....	7
Gambar 2.4 Proses termoluminesensi	8
Gambar 2.5. Prinsip kerja TLD <i>reader</i>	9
Gambar 2.6. Geometri pengukuran ESD <i>thorax</i> PA secara langsung	11
Gambar 2.7. Pemeriksaan radiodiagnostik <i>thorax</i> (a) PA (b) lateral	15
Gambar 2.8. Citra radiodiagnostik <i>thorax</i> (a) PA (b) lateral	15
Gambar 2.9. Prinsip kerja pesawat radiodiagnostik sinar-X.....	17
Gambar 2.10. Proses terjadinya sinar-X <i>bermmsstrahlung</i>	20
Gambar 2.11. Proses terjadinya sinar-X karakteristik	20
Gambar 2.12. Spektrum energi sinar-X (target tungsten)	21
Gambar 2.13. Prinsip kerja PSP	24
Gambar 2.14. Proses pembacaan citra laten pada PSP	25
Gambar 2.15. Diagram tahap akuisisi <i>computed radiography</i> (CR)	25
Gambar 2.16. Proses-proses yang dilalui oleh plat PSP	26
Gambar 2.17. Perbedaan rentang dinamik film dan CR	27
Gambar 2.18. Perbandingan dosis paparan radiasi (mR) antara film <i>screen</i> 400 dengan CR Kodak 400	28
Gambar 3.1. Diagram Metodologi Penelitian	29
Gambar 3.2 <i>Phantom thorax (chest)</i> standar ANSI-AAPM	31
Gambar 4.1. Hubungan BMI dengan ketebalan dada (a) lateral, (b) AP	32
Gambar 4.2. Grafik hubungan antara ketebalan dada dengan ESD <i>thorax</i> PA (a) rumah sakit A, (b) rumah sakit B, (c) rumah sakit C.....	36

Gambar 4.3. Grafik hubungan antara ketebalan pasien dengan ESD <i>thorax</i> PA di tiga rumah sakit (a) pada jarak FDD = FSD, (b) pada jarak FDD = 100 cm.....	37
Gambar 4.4. Grafik hubungan antara ketebalan pasien dengan ESD/mAs <i>thorax</i> PA di tiga rumah sakit (a) pada jarak FDD = FSD, (b) pada jarak FDD = 100 cm	39
Gambar 4.5. Grafik hubungan kVp dengan ESD/mAs <i>thorax</i> PA di tiga rumah sakit (a) pada jarak FDD = FSD, (b) pada jarak FSD = 100 cm.....	40
Gambar 4.6. Grafik hubungan ketebalan dengan “faktor konversi <i>phantom</i> ”	42
Gambar 4.7. Perbandingan pengukuran ESD <i>thorax</i> PA metoda pengukuran langsung dan kalkulasi (a) di RS-A, (b) di RS-B	43
Gambar 4.8. Grafik hubungan ketebalan dengan rasio ESD pasien terhadap ESD kalkulasi.....	44

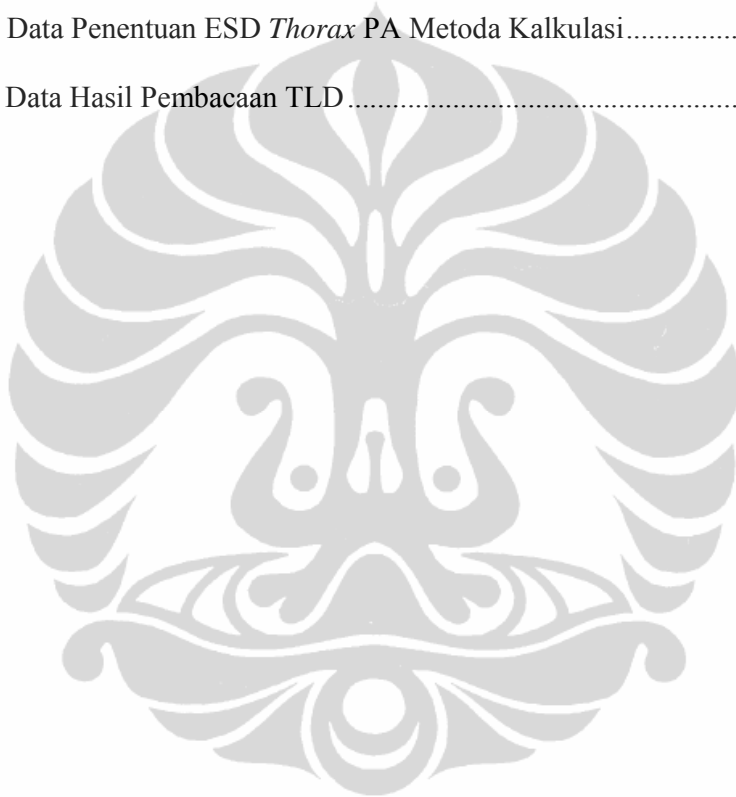


DAFTAR TABEL

Tabel 2.1. Karakteristik beberapa jenis TLD	12
Tabel 2.2. Tingkat panduan dosis radiodiagnostik orang dewasa.....	14
Tabel 4.1. Ukuran rata-rata ketebalan dada orang dewasa berdasarkan usia dan jenis kelamin.....	33
Tabel 4.2. Pembagian kategori ketebalan dada PA berdasarkan jenis kelamin	35
Tabel 4.3. ESD pasien rata-rata pada pemeriksaan <i>thorax</i> PA berdasarkan kategori ketebalan dada	35
Tabel 4.4. Penentuan “faktor konversi <i>phantom</i> ”	41
Tabel 4.5. Perbandingan ESD rata-rata metoda langsung dengan metoda kalkulasi.....	42
Tabel 5.1. Perbandingan nilai ESD rata-rata <i>thorax</i> PA	45
Tabel 5.2. Perbandingan statistik hasil penelitian ESD <i>thorax</i> PA.....	47
Tabel 5.3. Perbandingan kondisi penyinaran hasil penelitian ESD <i>Thorax</i> PA.....	47
Tabel 5.4. Perbandingan hasil penelitian dengan beberapa nilai DRL <i>thorax</i> PA.....	48

DAFTAR LAMPIRAN

Lampiran A. Data Hasil Survey <i>Reference Man</i>	53
Lampiran B. Data Hasil Uji Keandalan Pesawat Sinar-X.....	68
Lampiran C. Data Pengukuran ESD <i>Thorax PA</i> Metoda Langsung pada Pasien..	76
Lampiran D. Data Pengukuran ESD <i>Thorax PA</i> Metoda Phantom.....	79
Lampiran E. Data Penentuan ESD <i>Thorax PA</i> Metoda Kalkulasi.....	80
Lampiran F. Data Hasil Pembacaan TLD.....	82



BAB 1 PENDAHULUAN

1.1. Latar Belakang

Penyinaran sinar-X pada bagian dada (*chest*) atau yang biasa disebut di dalam dunia kedokteran dengan istilah penyinaran *thorax* merupakan salah satu jenis pemeriksaan umum yang biasa dilakukan dalam pemeriksaan medis. Penyinaran *thorax* merupakan jenis penyinaran radiodiagnostik yang paling banyak dilakukan dalam aplikasi diagnosa kedokteran sehingga jenis penyinaran sinar-X *thorax* dapat memberikan kontribusi resiko bahaya radiasi diagnostik yang besar terhadap populasi manusia.

Penggunaan sinar-X dalam dunia kedokteran selain memiliki banyak manfaat juga memiliki efek buruk terhadap tubuh manusia. Sinar-X dapat menimbulkan ionisasi yang selanjutnya membentuk radikal dalam jaringan tubuh yang dilewatinya. Efek radiasi terhadap manusia tersebut dapat muncul apabila tubuh manusia mendapatkan paparan radiasi dengan dosis yang melebihi ambang (efek deterministik) maupun dari akumulasi dosis yang dapat meningkatkan probabilitas timbulnya penyakit kanker (efek stokastik).

Dalam bidang radiodiagnostik, setiap pasien radiologi selalu mempunyai risiko terkena paparan radiasi pengion yang tidak seperlunya. Faktor keselamatan manusia harus mendapatkan prioritas utama sehingga setiap pemanfaatan radiasi pengion harus menyertakan upaya proteksi agar penerimaan dosis radiasi pada pasien dapat diberikan secara optimum.

Beberapa negara telah memiliki batasan dosis radiasi diagnostik atau DRL (*diagnostic reference level*) pada berbagai jenis penyinaran sinar-X radiodiagnostik disesuaikan dengan kondisi praktek radiologi dinegara tersebut. Indonesia juga telah memiliki batasan level dosis permukaan kulit pasien diagnostik sesuai dengan Surat Keputusan Kepala Badan Pengawas Tenaga Nuklir (BAPETEN) No 01-P/Ka.Bapeten/I-03 yang diadopsi langsung dari *Guidance Levels Basic Safety Standard* IAEA no 115.

Seiring dengan kemajuan teknologi pencitraan radiodiagnostik, beberapa rumah sakit di kota-kota besar di Indonesia telah menggunakan teknologi *computed radiography (CR)*. Dengan lahirnya teknologi CR, fungsi kaset berisi

film tergantikan oleh kaset *photostimulable phosphor (PSP)* yang dapat digunakan kembali setelah kaset tersebut dibaca oleh komputer.

Pada penelitian ini akan dilakukan pengukuran *entrance surface dose (ESD)* untuk pemeriksaan radiografi *thorax* khusus pasien dewasa di tiga rumah sakit di Jakarta yang menggunakan sistem pencitraan CR. Hasil pengukuran ESD di banyak rumah sakit dalam suatu wilayah atau negara merupakan dasar pijakan bagi pengambil keputusan untuk menentukan nilai DRL.

1.2. Perumusan Masalah

Indonesia telah memiliki batasan level dosis permukaan kulit pasien diagnostik yang diadopsi langsung dari IAEA, namun alangkah lebih baik bila suatu negara memiliki batasan level dosis dari hasil survei yang sesuai dengan kondisi praktek radiologi di negaranya. Nilai batasan dosis permukaan kulit atau *entrance surface dose* yang berlaku sampai saat ini adalah nilai batasan dosis yang berlaku untuk film 200 dan film 400, sementara itu nilai batasan dosis untuk CR belum ada acuannya. Beberapa negara telah melakukan penelitian ESD dengan pendekatan metoda yang berbeda-beda, sebagai contoh di Inggris pengukuran dilakukan langsung terhadap pasien sementara di Amerika pengukuran ESD dilakukan pada objek radiasi *phantom*. Beberapa negara seperti Libanon dan Slovenia melakukan estimasi ESD secara tak langsung yaitu dengan perhitungan parameter *tube output* beserta parameter kondisi penyinaran yang sesuai dengan kondisi sebenarnya di lapangan.

1.3. Tujuan Penelitian

Tujuan pertama penelitian ini adalah mengukur, membandingkan dan menganalisis hasil pengukuran ESD di tiga rumah sakit dengan nilai DRL dan hasil ESD penelitian-penelitian serupa. Tujuan kedua adalah membandingkan hasil pengukuran ESD dari tiga metoda yang berbeda, yaitu pengukuran langsung pada objek radiasi pasien, pengukuran langsung pada objek radiasi *phantom* dan pengukuran tidak langsung dengan perhitungan.

1.4. Manfaat Penelitian

Sebagai bahan kajian bidang proteksi radiasi untuk penerapan prinsip optimasi dosis radiasi pada pasien radiodiagnostik.

1.5. Batasan Penelitian

Analisis hasil penelitian dilakukan dengan hanya melihat aspek proteksi radiasi tanpa melihat aspek kualitas pencitraan.

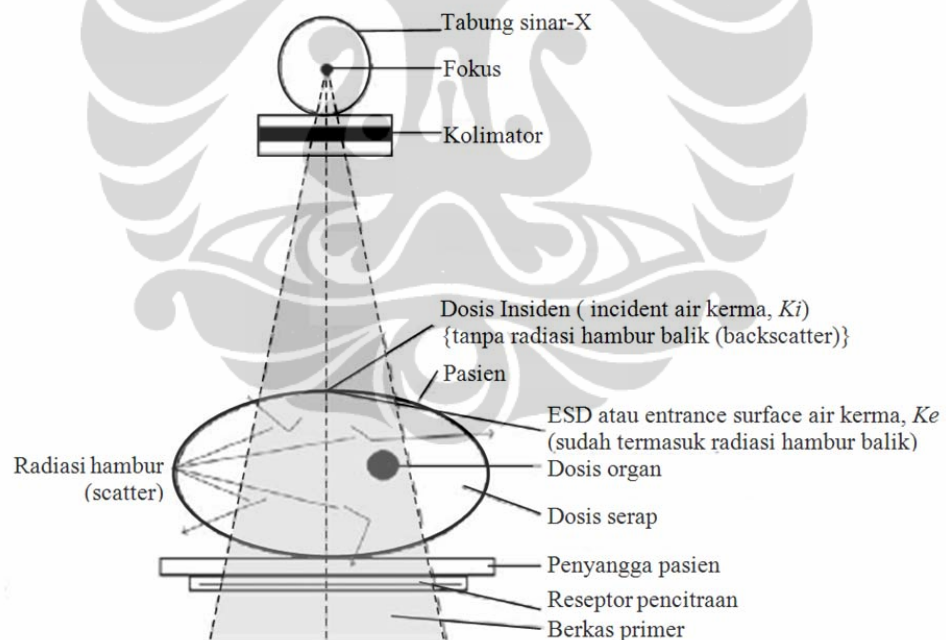
1.6. Ringkasan Metoda Penelitian

Pengukuran ESD secara langsung dilakukan dengan menggunakan TLD pada objek radiasi pasien dan *phantom* buatan sendiri. Faktor konversi *phantom* diperoleh dengan membandingkan dosis pasien terhadap dosis *phantom* pada kondisi penyinaran yang sama. Pengukuran ESD tidak langsung dilakukan dengan cara perhitungan beberapa parameter yaitu *tube output* (dari data uji performa pesawat sinar-X), *backscatter factor* dan parameter penyinaran pada pasien yaitu kVp, mAs, luas lapangan radiasi dan jarak fokus ke TLD.

BAB 2 TEORI

2.1 *Entrance Surface Dose* (ESD)

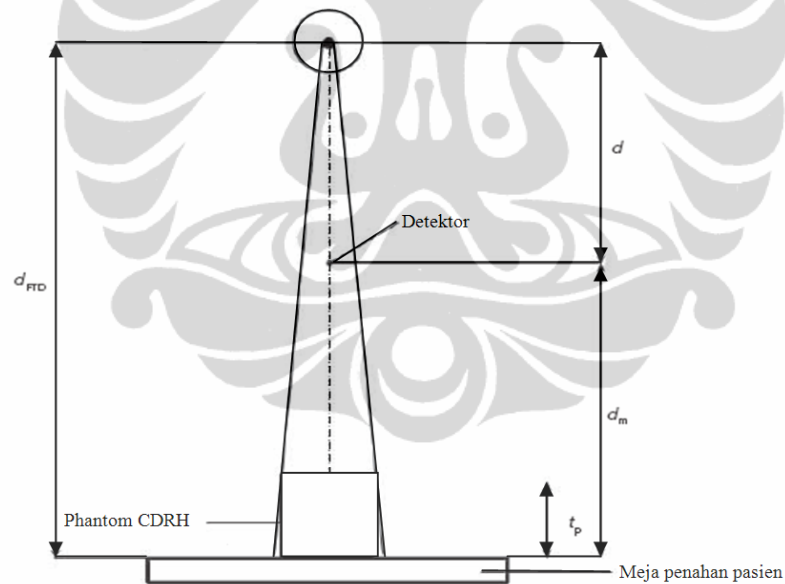
Entrance surface dose (ESD) merupakan salah satu kuantitas yang digunakan dalam radiodiagnostik untuk menyatakan dosis radiasi yang diterima objek radiasi, beberapa referensi menggunakan istilah lain yaitu *entrance surface air kerma* (ESAK). ESD merupakan dosis radiasi pada permukaan objek radiasi termasuk radiasi *backscatter* (hamburan balik) yang diukur pada pusat berkas radiasi di permukaan pasien atau *phantom* [1]. Kuantitas lain yang sering digunakan adalah dosis serap (*absorbed dose*) dan dosis insiden (*incident air kerma*), Gambar 2.1 dapat memperjelas perbedaan antara ESD, dosis insiden dan dosis serap.



Gambar 2.1. Diagram pengukuran dosis radiasi
Diadopsi dari referensi [1]

Dapat dilihat pada Gambar 2.1 bahwa dosis serap merupakan radiasi yang terserap oleh objek radiasi sementara itu dosis insiden dan ESD merupakan radiasi yang terukur pada sentral aksis di permukaan objek radiasi. Perbedaan

antara ESD dengan dosis insiden adalah bahwa ESD sudah termasuk dosis radiasi *backscatter* sementara dosis insiden tidak termasuk dosis radiasi *backscatter* sehingga ESD akan selalu lebih besar dari pada dosis insiden. Pengukuran ESD secara langsung dilakukan dengan menggunakan *thermoluminescent detector* (TLD) [1] sementara pengukuran dosis insiden biasanya menggunakan detektor yang tidak peka terhadap *backscatter* seperti detektor semikonduktor [1] atau bisa juga dengan detektor isian gas yang diletakkan mengambang di udara dengan geometri sesuai dengan Gambar 2.2. Pada umumnya detektor semikonduktor memiliki spesifikasi tidak sensitif terhadap *backscatter* tetapi perlu diingat bahwa tidak semua detektor semikonduktor tidak peka terhadap *backscatter* [1] sehingga perlu dilihat terlebih dahulu spesifikasi detektornya. Detektor semikonduktor yang tidak sensitif terhadap radiasi hambur memiliki lapisan proteksi pada bagian belakang dan samping sensornya.



Gambar 2.2. Geometri pengukuran ESD secara tidak langsung
Diadopsi dari referensi [1]

Pengukuran ESD dapat dilakukan dengan cara langsung menggunakan pasien maupun tidak langsung dengan kalkulasi. Pengukuran ESD secara langsung menggunakan TLD akan dibahas mendalam pada bagian 2.2, sementara

pengukuran tidak langsung dengan metoda kalkulasi dilakukan dengan menggunakan persamaan 2.1 [1].

$$K_e = B K_i, \text{ dimana} \quad (2.1)$$

$$K_i = Y(d)P_{It} \left(\frac{d}{d_{FTD} - t_P} \right)^2 \quad (2.2)$$

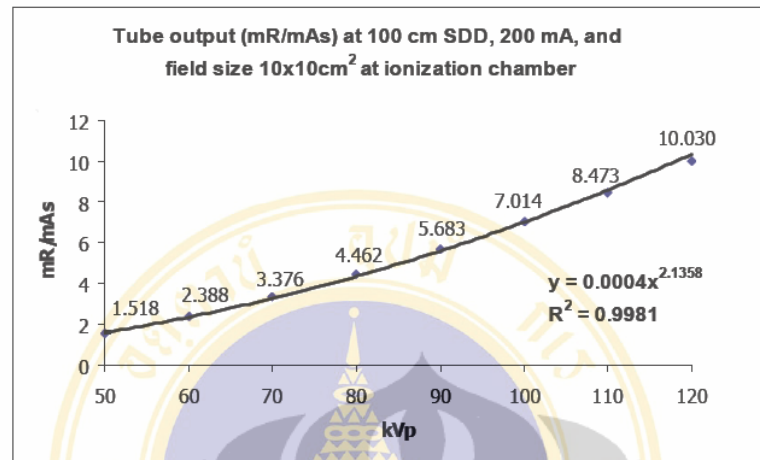
- K_e : ESD atau *entrance surface air kerma* (mGy)
 B : *backscatter factor*
 K_i : dosis insiden atau *incident air kerma* (mGy)
 $Y(d)$: *tube output* pada jarak d (mGy/mAs)
 P_{It} : *tube loading* (mAs)
 d : jarak fokus ke detektor
 d_{FTD} : jarak fokus ke table
 t_P : tebal objek radiasi (pasien)

Tube output pada jarak d [$Y(d)$] merupakan fungsi kVp dan hubungannya didekati dengan persamaan *power (power fuction)* [25]. Regresi *power* biasanya digunakan untuk menampilkan data hasil eksperimen yang meningkat dengan laju peningkatan yang spesifik. *Power function* sesuai dengan persamaan 2.3.

$$y = cx^b \quad (2.3)$$

Dimana, c dan b adalah konstanta

Gambar 2.3 memperlihatkan salah satu contoh penentuan persamaan garis *tube output* sebagai fungsi kVp [25].



Gambar 2.3 Grafik persamaan garis *tube output* sebagai fungsi kVp [25]

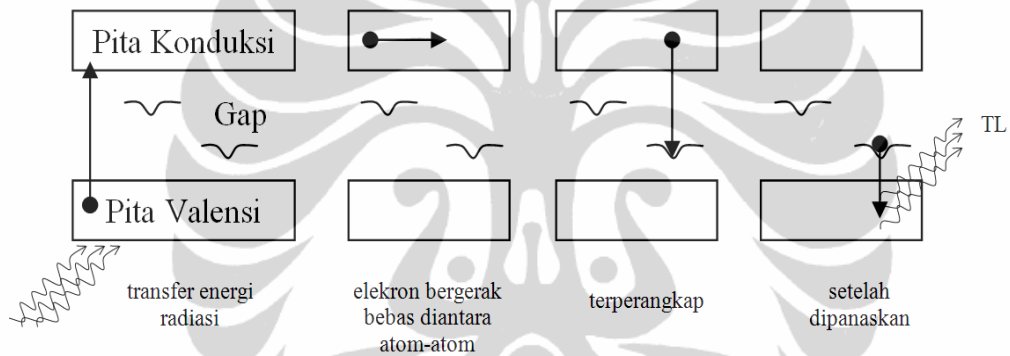
2.2 Dosimetri TLD

Peristiwa penyerapan energi radiasi yang diikuti dengan terjadinya pancaran cahaya tampak dari suatu bahan disebut dengan luminesensi. Peristiwa luminesensi disebabkan adanya elektron-elektron yang menerima energi radiasi kemudian berpindah ke orbit yang lebih tinggi sehingga elektron berada dalam keadaan tereksitasi. Ada dua jenis peristiwa luminesensi, yaitu fluoresensi dan fosforesensi. Fluoresensi merupakan pancaran cahaya spontan yang berakhir jika proses eksitasi juga berakhir, sedangkan pada peristiwa fosforesensi pancaran cahaya berakhir beberapa saat setelah proses eksitasi berakhir. Ada kalanya proses fosforesensi baru terjadi jika suatu bahan mendapat pemanasan dari luar. Peristiwa luminesensi dengan bantuan pemanasan dari luar ini disebut termoluminesensi.

Fenomena termoluminesensi saat ini banyak diterapkan dalam berbagai bidang ilmu pengetahuan, antara lain untuk mendapatkan informasi mengenai dosis radiasi yang diterima objek. Prinsip dasar dalam pemanfaatan fenomena termoluminesensi untuk dosimeter radiasi adalah bahwa akumulasi dosis yang diterima TLD akan sebanding dengan intensitas pancaran termoluminesensi.

TLD (*thermoluminescent detector*) adalah dosimeter dengan prinsip kerja *thermoluminescent* (TL). Material TL terbuat dari material kristal anorganik yang diberi pengotor, misalnya kristal anorganik LiF diberi pengotor Mg. Pengotor menyebabkan kerusakan kisi-kisi pada kristal dan kerusakan tersebut berperan

sebagai “perangkap” [12]. Gambar 2.4 memperlihatkan tahap-tahap proses yang terjadi pada termoluminesensi. Jika sumber radiasi pengion mengenai material TL, elektron-elektron valensi pada atom material TL akan menyerap energi radiasi dan berpindah tingkat energinya dari pita valensi ke pita konduksi yang kemudian terperangkap tidak dapat kembali ke tingkat energi valensinya. Bila material TL yang telah terkena radiasi pengion dipanaskan, elektron-elektron yang terjebak dalam “perangkap” akan kembali ke tingkat energi valensi dengan memancarkan cahaya. Intensitas cahaya yang dipancarkan dapat diukur dan sebanding dengan kuantitas elektron yang terperangkap, yang mana kuantitas tersebut sebanding dengan energi radiasi yang diserap oleh material TL.



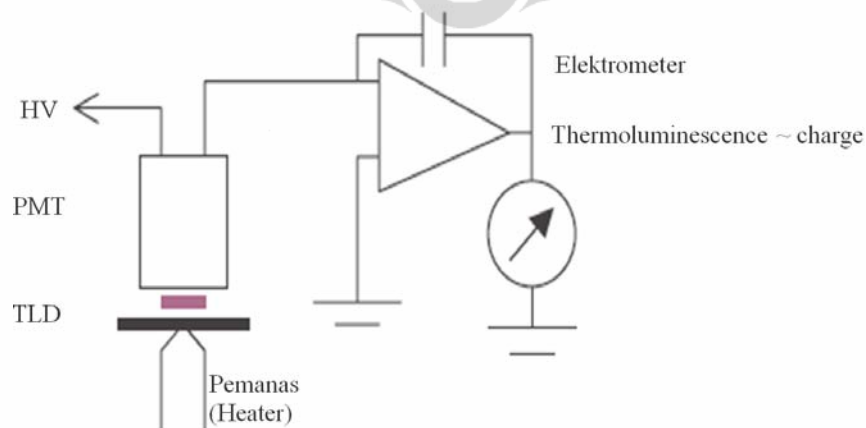
Gambar 2.4 Proses termoluminesensi
Diadopsi dari referensi [28]

Dalam teknik pengukuran dosis pada permukaan kulit pasien, TLD digunakan untuk mengukur ESD secara langsung karena dosis radiasi yang diterima oleh TLD sudah termasuk radiasi hamburan balik (*backscatter*) dari pasien [1]. TLD yang biasa digunakan untuk keperluan medis diantaranya LiF:Mg,Ti, LiF:Mg,Cu,P and Li₂B₄O₇:Mn karena memiliki sifat *tissue equivalent*. Dikatakan *tissue equivalent* karena ketiga jenis TLD tersebut memiliki Z efektif yang rendah setara dengan Z efektif jaringan tubuh manusia [9]. Jenis TLD lainnya digunakan karena sensitifitasnya yang tinggi, diantaranya CaSO₄:Dy, Al₂O₃:C dan CaF₂:Mn [9].

TLD dibaca dengan menggunakan sebuah perangkat elektronik yang dinamakan TLD *reader*. Prinsip kerja TLD *reader* dapat dilihat pada Gambar 2.5.

Kristal TL dipanaskan dengan *heater* sehingga elektron-elektron yang terperangkap pada pita konduksi akan kembali ke pita valensinya dengan memancarkan cahaya yang ditangkap oleh detektor PMT (*photo multiplier tube*). Cahaya yang ditangkap PMT dirubah menjadi muatan listrik yang dinyatakan dalam satuan nC (*nano coulomb*) dan sebanding dengan intensitas cahaya yang terdeteksi oleh detektor PMT. Karena intensitas cahaya sebanding dengan dosis radiasi yang diterima oleh TLD maka muatan listrik sebanding pula dengan dosis radiasi yang diterima TLD. Hasil pengukuran TLD *reader* (nC) dikalikan dengan faktor kalibrasi TLD (mGy/nC) sehingga diperoleh hasil pengukuran dosis radiasi secara relatif. Setelah proses pemanasan dan pembacaan, perlu dilakukan proses *annealing* untuk menghilangkan energi residu yang mungkin masih tersisa dalam TLD sehingga elektron-elektron di dalam kristal TL kembali ke tingkat energi valensinya dan TLD dapat digunakan kembali.

TLD memiliki kepekaan terhadap radiasi yang bervariasi antara satu dengan lainnya. Variasi kepekaan ini merupakan salah satu sumber penyebab terjadinya kesalahan dalam pembacaan dosis. Meskipun TLD memiliki spesifikasi bentuk dan ukuran yang sama, dibuat dari bahan dan teknik yang sama pula tetapi variasi kepekaan TLD terhadap radiasi merupakan hal yang tidak dapat dihindari. Variasi kepekaan ini akan bertambah besar sejalan dengan waktu pemakaian TLD dikarenakan oleh berkurangnya jumlah fosfor dan berubahnya sifat optik bahan TLD [12].



Gambar 2.5. Prinsip kerja TLD *reader*
Diadopsi dari referensi [9]

Ada beberapa teknik yang lazim dipakai untuk memperkecil kesalahan akibat variasi kepekaan TLD di antaranya adalah teknik pengelompokan, yaitu TLD yang memiliki kepekaan relatif sama dikelompokkan menjadi satu sehingga simpangan variasi kepekaannya tidak lebih dari tiga persen. Teknik lain adalah memperlakukan TLD secara individu, yaitu setiap TLD dikalibrasi secara individu sehingga setiap TLD memiliki faktor kalibrasi sendiri. Di samping itu, perlu juga dilakukan pengecekan rutin kepekaan TLD setelah selang waktu pemakaian tertentu, paling tidak setiap 10 kali putaran pemakaian [12].

Hasil pembacaan dosis foton TLD akan lebih tepat apabila energi foton yang diterima TLD diketahui sehingga dapat dipilih nilai faktor kalibrasi yang lebih mendekati energi foton. TLD juga peka terhadap cahaya ultra violet, kepekaan TLD terhadap cahaya ultra violet dapat menambah hasil cacahan total intensitas TL pada TLD [12]. Untuk menghindari pengaruh tersebut maka selama penyimpanan TLD harus dijauhkan atau dilindungi dari sumber cahaya ultra violet, misalnya dibungkus kertas hitam.

Meskipun TLD tidak peka terhadap faktor-faktor lingkungan, namun radiasi latar dari sumber-sumber radiasi alamiah dapat memberikan kontribusi terhadap bacaan total tanggapan TLD terhadap radiasi yang diterimanya. Faktor koreksi dari radiasi latar merupakan faktor koreksi yang paling sederhana. Koreksi ini dapat dilakukan secara langsung dengan mengurangi bacaan intensitas TL latar terhadap bacaan intensitas TL total [12].

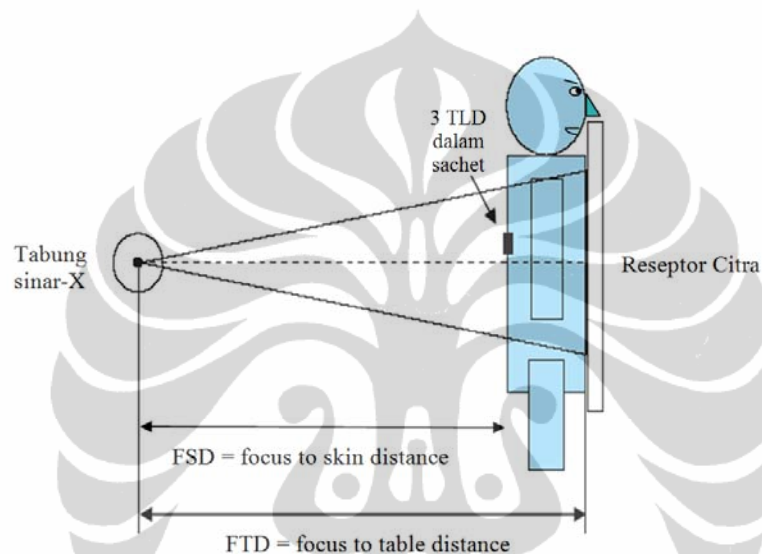
Pengukuran ESD atau *entrance surface air kerma* (K_e) dengan cara langsung menggunakan TLD dilakukan sesuai dengan persamaan 2.6. Setiap kali pengukuran radiasi digunakan tiga buah TLD yang ditempelkan di permukaan objek radiasi pada pusat lapangan radiasi (Gambar 2.6) [1].

$$\bar{M}_0 = (M_{01} + M_{02} + M_{03})/3 \quad (2.4)$$

$$\bar{M} = \frac{\sum_{i=1}^3 f_{s,i} (M_i - \bar{M}_0)}{3} \quad (2.5)$$

$$K_e = \bar{M} N_{K,Q_0} k_Q k_f \quad (2.6)$$

- K_e : ESD atau *entrance surface air kerma* (ESAK) (mGy)
 \bar{M} : bacaan TL rata-rata (nC) tiga buah TLD
 \bar{M}_o : bacaan TL radiasi latar rata-rata (nC) tiga buah TLD
 N_{K,Q_0} : koefisien kalibrasi (mGy/nC)
 k_Q : faktor koreksi energi foton
 k_f : faktor koreksi *fading*
 $f_{s,i}$: faktor koreksi sensitifitas masing-masing TLD



Gambar 2.6. Geometri pengukuran ESD *thorax* PA secara langsung Diadopsi dari referensi [1]

Pada perlakuan TLD dengan teknik pengelompokan, variabel f_{si} diabaikan karena perbedaan sensitifitas setiap TLD dalam kelompok dibawah tiga persen sehingga dapat dianggap sensitifitasnya seragam. Sumber radiasi yang biasa digunakan pada uji respon TLD adalah Cesium-137 (energi gamma 660 keV) dengan dosis diberikan sebesar 2 mGy. Respon TLD terhadap radiasi juga dipengaruhi oleh energi sumber radiasi. Dalam pengukuran dosis radiasi pesawat sinar-X tentunya energi radiasi yang digunakan berbeda dengan energi sumber radiasi pada tahap kalibrasi sehingga perlu ditentukan faktor koreksi energi foton k_Q . Faktor koreksi energi foton (k_Q) ditentukan dengan cara membandingkan hasil bacaan detektor standar dengan hasil bacaan TLD yang keduanya diradiasi dengan sinar-X pada kondisi penyinaran yang sama (kVp, mAs, ukuran fokus, jarak dan luas lapangan). Untuk menentukan fungsi k_Q terhadap kVp, kondisi penyinaran

pesawat sinar-X divariasi dari kVp rendah sampai kVp tinggi. Faktor koreksi *fading* (pemudaran) tergantung dari karakteristik TLD dan selisih waktu dari saat penyinaran TLD sampai pembacaan TLD. Tabel 2.1 menunjukkan karakteristik dari beberapa jenis TLD.

Tabel 2.1. Karakteristik beberapa jenis TLD [1]

Thermo-luminescent material	Form	Glow peak (°C)	Emission maximum (nm)	Z_{eff}	Relative sensitivity	Linear range (Gy)	Fading	Annealing (Temperature and time)
LiF:Mg,Ti	Powder, chips, rods, discs	210	425	8.14	1	5×10^{-5} to 1	<5% per year	400°C, 1 h + 80°C, 24 h
LiF:Mg,Ti,Na	Powder, discs	220	400	8.14	0.5	NA	NA	500°C, 0.5 h
LiF:Mg,Cu,P	Powder, discs	232	310(410)	8.14	15-30	10^{-6} to 10	<5% per year	240°C, 10 min
Li ₂ B ₄ O ₇ :Mn	Powder	210	600	7.4	0.15-0.4	10^{-4} to 3	5% in 2 months	300°C, 15 min
Al ₂ O ₃ :C	Powder, discs	250	425	10.2	30	10^{-4} to 1	3% per year	300°C, 30 min
CaSO ₄ :Dy	Powder, discs	220	480(570)	15.3	30-40	10^{-6} to 30	7-30% in 6 months	400°C, 1 h
CaF ₂ :Dy	Powder	200(240)	480(575)	16.3	16	10^{-5} to 10	25% in 4 weeks	600°C, 2 h
BeO	Discs	180-220	330	7.13	0.7-3	10^{-4} to 0.5	7% in 2 months	600°C, 15 min

2.3 DRL (*Diagnostic Reference Level*)

Pemanfaatan sumber radiasi harus memenuhi tiga prinsip dasar proteksi radiasi, yaitu justifikasi, optimasi dan limitasi. Prinsip justifikasi menekankan bahwa pemanfaatan radiasi harus memberikan manfaat yang lebih besar daripada resikonya. Prinsip limitasi dosis radiasi hanya dapat diterapkan pada penerimaan dosis radiasi bagi pekerja dan publik, sementara itu limitasi untuk keperluan diagnostik pada pasien tidak dapat diterapkan karena tujuan utamanya adalah mendapatkan hasil diagnostik yang terbaik. Walaupun demikian prinsip optimasi harus diterapkan dimana dosis radiasi pada pasien harus diberikan secara optimal sehingga pasien tidak mendapatkan dosis berlebihan karena memang pada batas tertentu kenaikan dosis radiasi tidak memperbaiki kualitas pencitraan dan bahkan kenaikan lebih lanjut dapat memperburuk kualitas pencitraan.

Hasil penelitian di berbagai lembaga internasional dan beberapa negara maju menunjukkan bahwa dosis radiasi pasien radiodiagnostik bervariasi di

beberapa departemen radiologi. Dengan demikian muncul pertanyaan apakah dibenarkan satu departemen radiologi menggunakan dosis paparan yang jauh lebih besar daripada yang digunakan oleh departemen-departemen radiologi lain untuk menghasilkan citra radiografi yang relatif sama baiknya. Jawabannya tentu saja sebaiknya tidak karena pasien berhak mendapatkan perlindungan untuk mendapatkan dosis radiasi yang tidak berlebihan. Oleh sebab itu munculah suatu konsep tingkat panduan dosis radiodiagnostik yang dinamakan *diagnostic reference level* (DRL) dengan maksud menegakkan prinsip optimasi pemanfaatan radiodiagnostik yang disesuaikan dengan kondisi praktek radiologi di suatu wilayah atau negara. Berbeda dengan batasan dosis pekerja radiasi dan publik yang merupakan keharusan, DRL lebih bersifat anjuran atau *advisory* [2].

DRL merupakan batasan dosis (*benchmark*) bukan batasan *range* dosis minimal-maksimal. Jika dosis yang diberikan terhadap pasien di suatu rumah sakit secara konsisten lebih besar daripada DRL di negaranya, maka departemen radiologi harus mengkaji ulang teknik penyinaran, menyelidiki mengapa paparan berada di atas DRL dan mengambil tindakan korektif. Jika dosis yang diberikan dengan tanpa mengurangi kualitas citra secara konsisten berada di bawah DRL, maka hal ini menandakan bahwa departemen radiologi telah melakukan optimasi yang baik sehingga memberikan jaminan keselamatan bagi pasien [2].

DRL harus relevan dengan kondisi lokal, misalnya sebuah daerah atau negara di mana DRL tersebut diterapkan. Agar relevan, DRL ditentukan dari data survei dosis radiasi di banyak rumah sakit dalam suatu daerah atau negara tertentu. DRL harus dianggap sebagai parameter yang dinamis dan selalu diperbaharui sehingga survei dosis radiasi semestinya dilakukan secara rutin oleh rumah sakit setidaknya 3-5 kali dalam satu tahun [2].

Berbagai negara dan badan internasional telah melakukan penelitian tentang ESD dan menetapkan DRL yang sesuai dengan kondisi di negaranya masing-masing. International Atomic Energy Agency (IAEA) telah mengeluarkan rekomendasi mengenai penggunaan DRL pada *safety standard*-nya, DRL tersebut dalam *safety standard* dikenal sebagai *guidance levels*. IAEA menyatakan bahwa *guidance levels* tersebut dimaksudkan untuk menentukan dosis radiasi yang *reasonable* (masuk akal) untuk ukuran manusia rata-rata. *Guidance levels* bersifat

dinamis karena dosis radiasi yang *reasonable* harus mengikuti kemajuan teknologi sesuai dengan zamannya [2].

Ada beberapa pendekatan yang dapat dilakukan dalam penentuan DRL, sebagai contoh di Amerika studi penentuan DRL dilakukan dengan cara pengambilan data ESD pada *phantom*, sementara di Inggris penentuan DRL dilakukan dengan cara pengambilan data ESD langsung pada pasien [2].

Penentuan DRL ditetapkan oleh negara, dalam hal ini lembaga-lembaga terkait yang mengurus bidang pemanfaatan radiasi. DRL ditentukan dengan metoda statistik, dimana nilai DRL biasanya merupakan nilai *third quartile (75th percentile)* dari sekumpulan data-data ESD [2]. Nilai DRL yang direkomendasikan oleh IAEA diadopsi oleh Indonesia dengan nama tingkat panduan dosis radiodiagnostik melalui Surat Keputusan Kepala BAPETEN No 01-P/Ka.BAPETEN/I-03 dan dapat dilihat pada Tabel 2.2 [4].

Tabel 2.2. Tingkat panduan dosis radiodiagnostik orang dewasa

Pemeriksaan	Entrance Surface Dose (mGy)	
<i>Lumbar spine</i>	<i>AP</i>	10
	<i>LAT</i>	30
	<i>LSJ</i>	40
<i>Abdomen, intravenous, urography and cholecystography</i>	<i>AP</i>	10
<i>Pelvis</i>	<i>AP</i>	10
<i>Hip joint</i>	<i>AP</i>	10
<i>Chest</i>	<i>PA</i>	0.4
	<i>LAT</i>	1.5
<i>Thoracic spine</i>	<i>AP</i>	7
	<i>LAT</i>	20
<i>Dental</i>	<i>Periapical</i>	7
	<i>AP</i>	5
<i>Skull</i>	<i>PA</i>	5
	<i>LAT</i>	3
	<i>LAT</i>	20

Keterangan: PA : proyeksi posterior anterior, LAT: proyeksi lateral, LSJ: proyeksi lumbo-sacral-joint, AP : proyeksi anterior poaterior.

2.4 Penyinaran Dada (*chest*)

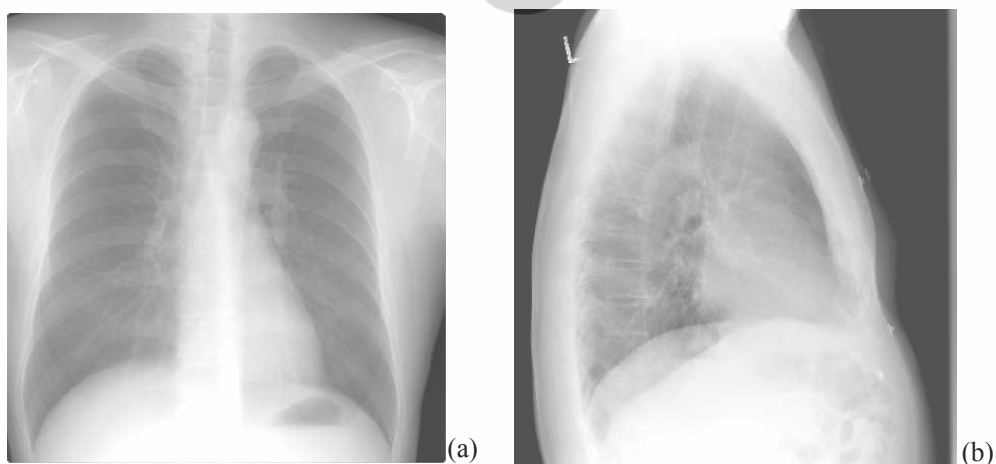
Penyinaran dada (*chest*) didalam dunia kedokteran biasa disebut dengan istilah penyinaran *thorax*. Penyinaran sinar-X *thorax* merupakan salah satu jenis

pemeriksaan umum yang biasa dilakukan dalam pemeriksaan medis. Hasil pemeriksaan *thorax* dapat mendeteksi beberapa penyakit seperti pembesaran jantung, TBC, bronchitis, plak paru, kanker paru dan penyakit-penyakit paru-paru lainnya, selain itu pula dapat digunakan untuk mendeteksi patah atau retak dan kelainan pada tulang di daerah dada [13].

Jenis penyinaran *thorax* dapat dilakukan pada arah lateral dan PA (poserior-anterior). Jenis penyinaran *thorax* yang paling banyak dilakukan adalah dari arah PA sementara dari arah lateral sangat jarang dilakukan. Gambar 2.7 memperlihatkan contoh posisi penyinaran *thorax* (PA dan lateral) sementara Gambar 2.8 memperlihatkan contoh hasil pencitraannya [13].



Gambar 2.7. Pemeriksaan radiodiagnostik *thorax* (a) PA (b) lateral



Gambar 2.8. Citra radiodiagnostik *thorax* (a) PA (b) lateral

Pesawat sinar-X yang biasa digunakan untuk keperluan radiasi *thorax* memiliki sebuah kotak tempat meletakkan kaset film atau kaset PSP yang diletakkan sejajar dengan dinding dan dilengkapi pula dengan meja tidur pasien yang juga memiliki kotak penyimpanan kaset. Meja tidur pasien biasanya digunakan apabila pasien dalam kondisi tidak bisa berdiri sendiri. Penyinaran *thorax* PA dilakukan dari arah punggung pasien sementara penyinaran *thorax* lateral dilakukan dari arah samping dengan posisi tangan diangkat. Pada saat tombol *expose* di tekan, pasien harus menahan napasnya beberapa detik untuk mengurangi pergerakan sehingga citra yang dihasilkan tidak berbayang.

Hasil penyinaran sinar-X nampak sebagai gambar hitam putih dimana jaringan keras seperti tulang menyerap radiasi lebih banyak sehingga radiasi yang ditransmisikan lebih sedikit dan akan menghasilkan citra yang nampak berwarna putih, jaringan yang lebih lunak seperti otot menyerap lebih sedikit radiasi akan nampak berwarna abu-abu dan jaringan paru-paru yang berisi udara menyerap sangat sedikit radiasi akan nampak lebih hitam.

Diagnosis penyinaran *thorax* sangat penting dalam dunia kedokteran tetapi juga memiliki keterbatasan karena hasil diagnosis penyinaran *thorax* tidak dapat mendeteksi seluruh penyakit pasien seperti kanker yang masih kecil, penyumbatan darah di paru dan lain-lain [13].

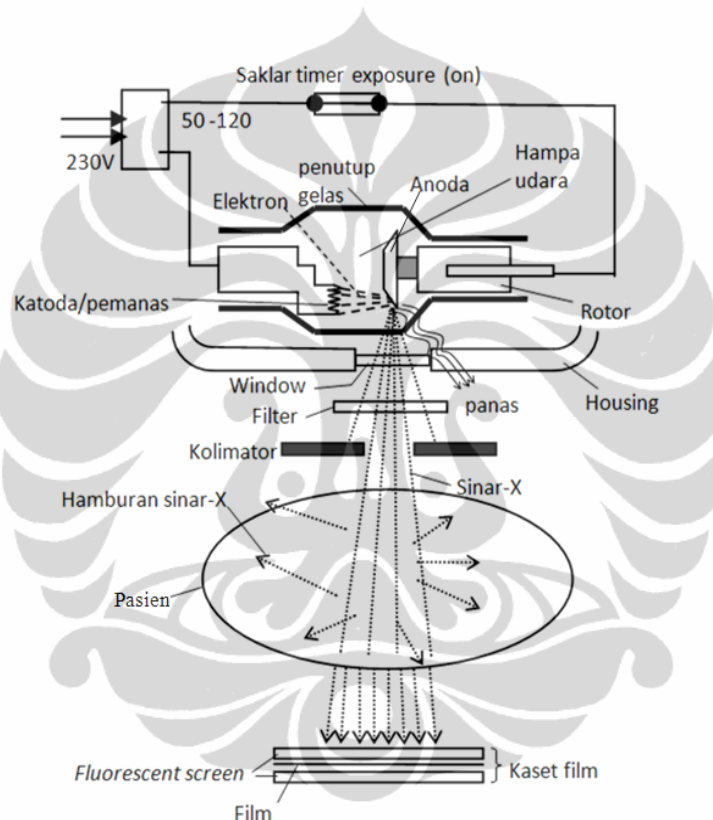
2.5 Radiodiagnostik Sinar-X

2.5.1. Prinsip kerja pesawat sinar-X radiodiagnostik

Pesawat radiodiagnostik memanfaatkan efek interaksi sinar-X dengan materi (tubuh pasien) untuk menampilkan citra yang menggambarkan objek-objek didalam tubuh pasien. Prinsip kerja pesawat sinar-x dapat dilihat pada Gambar 2.9.

Tabung sinar-X merupakan tabung hampa udara yang berisi katoda dan anoda. Tabung dibuat hampa udara untuk mengurangi efek tumbukan antara elektron dengan udara. Elektron dihasilkan dari filamen yang dipanaskan pada katoda. Beda tegangan yang tinggi antara katoda dan anoda mempercepat elektron sehingga elektron berenergi kinetik tinggi tersebut menumbuk target pada anoda

dan terjadilah interaksi antara elektron penumbuk dengan material target anoda yang menghasilkan sinar-X. Beda tegangan (kVp) sebanding dengan energi kinetik elektron yang menumbuk anoda (keV) tetapi hanya sebagian kecil energi elektron yang dikonversi menjadi sinar-X, sebagian besar energi elektron dikonversi menjadi panas sehingga tabung sinar-X dilengkapi dengan pendingin. Selain diberi pendingin biasanya target anoda di buat dapat berputar sehingga efek panas pada anoda menyebar tidak terpusat pada satu titik.



Gambar 2.9. Prinsip kerja pesawat radiagnostik sinar-X

Tabung sinar-X dilindungi dengan *housing* berisi cairan oli untuk mendinginkan tabung sinar-X dan mencegah tabung dari pemanasan yang berlebihan. Bila terjadi pemanasan berlebih pada tabung sinar-X, cairan oli mengembang dan akan mengaktifkan saklar *microswitch* untuk mematikan sistem. Sistem akan dapat dihidupkan kembali bila oli sudah kembali menjadi dingin. Bagian dalam *housing* terbuat dari lapisan timbal untuk mengatenuasi sinar-X hambur.

Filtrasi sinar-X merupakan proses atenuasi radiasi oleh materi dimana sebagian radiasi berenergi tinggi diteruskan dan sebagian radiasi berenergi rendah diserap oleh materi. Filtrasi pada pesawat sinar-X konvensional dikategorikan menjadi dua yaitu filtrasi inheren dan filtrasi tambahan. Filtrasi inheren diakibatkan oleh atenuasi berkas radiasi sinar-X oleh material tabung sinar-X seperti tabung gelas, oli pendingin dan *window* pada *housing*, sementara itu filtrasi tambahan merupakan atenuasi oleh lempengan logam yang sengaja disisipkan pada jalur berkas sinar-X untuk menghilangkan sinar-X yang berenergi terlalu rendah. Sinar-X yang berenergi terlalu rendah harus dihilangkan sebab tidak memberikan kontribusi terhadap hasil pencitraan karena akan habis terserap oleh pasien dan hanya menambah dosis radiasi pada pasien. Material filter yang biasa digunakan pada pesawat sinar-X konvensional adalah aluminium. Filtrasi menentukan besarnya energi efektif radiasi yang keluar dari pesawat sinar-X.

Apabila sinar-X dilewatkan pada tubuh manusia sebagian sinar-X akan diserap tubuh manusia, sebagian dihamburkan dan sebagian lagi berhasil menembus tubuh (sinar-X transmisi). Jaringan tubuh yang berbeda mengatenuasi sinar-X dengan derajat yang berbeda pula. Jaringan yang berdensitas tinggi seperti tulang mengatenuasi sinar-X lebih banyak daripada jaringan yang lebih lunak seperti otot, lemak dan organ tubuh lainnya. Dengan demikian tulang akan nampak lebih terang daripada jaringan yang lebih lunak dikarenakan oleh sinar-X yang menembus tulang lebih sedikit dibanding sinar-X yang menembus jaringan lunak.

Kolimator berfungsi untuk mengatur luasan berkas radiasi yang mengenai pasien. Berkas radiasi sinar-X tidak dapat terlihat oleh mata manusia, oleh sebab itu kolimator dilengkapi dengan lampu kolimator yang dibuat sedemikian rupa sehingga cahaya lampu yang melewati kolimator dapat merepresentasikan berkas radiasi sinar-X. Kolimator terbuat dari empat lempeng timbal (Pb) yang disusun membentuk sebuah kotak. Keempat lempeng timbal tersebut dapat bergerak maju-mundur sehingga kolimator dapat mengatur luasan berkas sinar radiasi berbentuk kotak [6]. Luasan cahaya sinar tampak dari lampu dirancang agar benar-benar sebangun dengan luasan radiasi sinar-X.

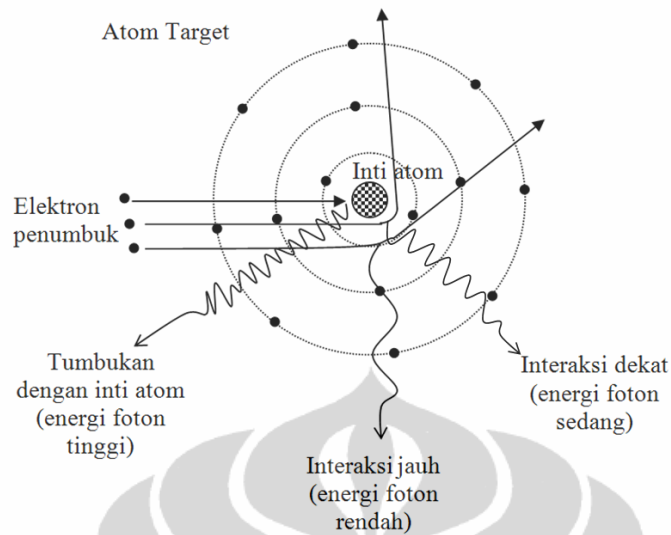
Sinar-X transmisi membentuk citra pada film yang diletakkan dalam kaset. Selain untuk penyangga film, kaset dilengkapi pula dengan *intensifying screen* yang berfungsi untuk mengubah sinar-X menjadi cahaya yang selanjutnya menghitamkan film. Saat ini fungsi *screen* dan film tergantikan oleh reseptor *photostimulable phosphor* (PSP) yang dapat menyimpan citra dalam bentuk elektronik.

Pesawat sinar-X konvensional ada yang menggunakan teknik “*three-knob*” dan ada pula yang menggunakan teknik “*two knob*”. Pesawat sinar-X dengan teknik “*three-knob*” dilengkapi kontrol panel yang memiliki tiga tombol pengaturan yaitu kVp, mA dan s, sementara itu pesawat sinar-X dengan teknik “*two knob*” dilengkapi kontrol panel yang memiliki dua tombol pengaturan yaitu kVp dan mAs [6].

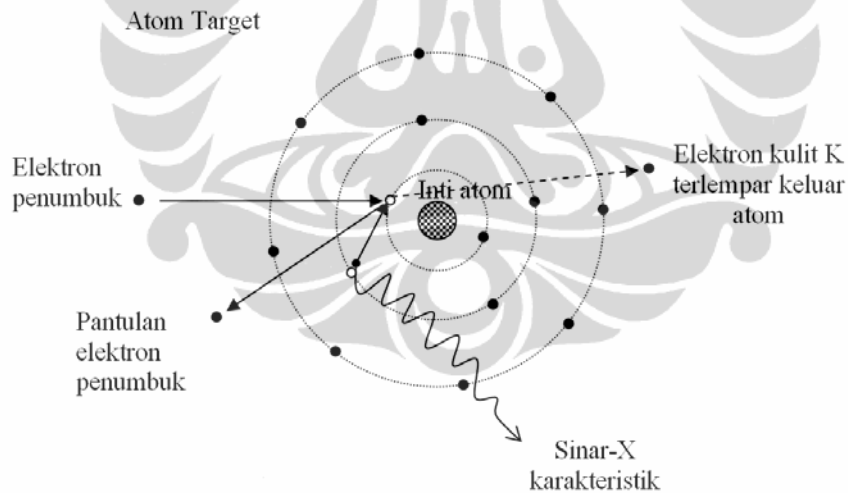
2.5.2. Karakteristik sinar-X

Ada dua jenis sinar-X yang terjadi pada proses interaksi elektron penumbuk dari katoda dengan material target pada anoda yaitu sinar-X *bremmsstrahlung* (bersifat kontinyu) dan sinar-X karakteristik (bersifat diskrit). Sinar-X *bremmsstrahlung* terjadi bila elektron penumbuk mengalami perlambatan oleh gaya coulomb di sekitar inti atom target (Gambar 2.10) sementara sinar-X karakteristik dihasilkan dari interaksi elektron penumbuk dengan elektron orbital pada atom target (Gambar 2.11).

Dapat dilihat pada Gambar 2.10 bahwa semakin dekat elektron penumbuk berinteraksi dengan inti maka semakin tinggi energi sinar-X *brammsstrahlung* yang dihasilkan. Dapat dilihat pada Gambar 2.11 bahwa elektron penumbuk dapat mengionisasi elektron-elektron orbital terdalam sehingga meninggalkan kekosongan elektron. Kekosongan tersebut akan diisi oleh elektron-elektron pada orbital yang lebih luar sehingga terjadi transisi elektron. Karena tingkat energi elektron pada orbital luar lebih tinggi dari pada elektron orbital dalam, maka kelebihan energi akan dipancarkan selama proses transisi dengan tingkat energi yang nilainya diskrit sesuai dengan selisih energi ikat elektron orbital luar dikurangi energi ikat elektron orbital dalam.



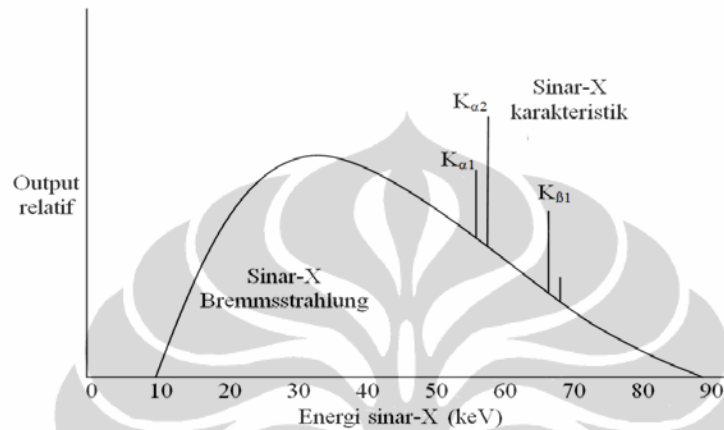
Gambar 2.10. Proses terjadinya sinar-X *bermmsstrahlung*
Diadopsi dari referensi [6]



Gambar 2.11. Proses terjadinya sinar-X karakteristik
Diadopsi dari referensi [6]

Sinar-X karakteristik yang umum terjadi pada range energi diagnostik adalah yang dihasilkan dari kekosongan elektron pada orbital K yang kemudian terisi oleh elektron orbital L, M dan N. Transisi elektron dari kulit L ke kulit K dinamakan K_{α} dan transisi dari kulit M, N dan O ke kulit K dinamakan transisi K_{β} . Tingkat energi sinar-X karekteristik K_{α} dan K_{β} terbagi menjadi tingkat-tingkat

energi transisi sub-kulit, sebagai contoh untuk target tungsten, memiliki sinar-X karakteristik $K_{\alpha 1}$, $K_{\alpha 2}$ dan $K_{\beta 1}$ (Gambar 2.12). Sinar-X karekterisik yang bukan dihasilkan dari kekosongan kulit K menjadi tidak penting dalam pencitraan diagnostik karena sudah teratenuasi oleh filtrasi inheren dan filtrasi tambahan.



Gambar 2.12. Spektrum energi sinar-X (target tungsten)
Diadopsi dari referensi [6]

Dapat dilihat pada Gambar 2.12 bahwa tidak ada energi sinar-X dibawah 10 keV, hal tersebut dikarenakan sinar-X berenergi rendah hilang teratenuasi oleh filter. Karena spektrum energi sinar-X merupakan gabungan dari spektrum energi karakteristik (bersifat diskrit) dan *bremmsstrahlung* (bersifat kontinyu) maka sulit untuk menyatakan kualitas atau energi sinar-X dengan satuan energi foton (keV), sehingga pengukuran energi sinar-X dinyatakan sebagai energi efektif dengan satuan mm Al yang menyatakan *half value layer* (HVL) yaitu merupakan ketebalan Al yang dibutuhkan untuk mengurangi intensits radiasi menjadi setengahnya. Semakin besar energi efektif sinar-X maka semakin tebal nilai HVL nya.

2.5.3. Faktor-faktor yang mempengaruhi emisi sinar-X

Eksposi (*exposure*) proporsional dengan fluens energi pada berkas sinar-X yang dipengaruhi oleh kualitas dan kuantitas sinar-X. Eksposi sinar-X, kualitas, kuantitas dan efisiensi produksi sinar-X dipengaruhi oleh enam faktor utama

yaitu material target, tegangan, arus listrik, waktu penyinaran, filtrasi dan bentuk gelombang generator [6].

1. Material target pada anoda mempengaruhi efisiensi produksi radiasi *bremmsstrahlung* yang secara kasar proporsional dengan nomor atom (Z) target sehingga material target menentukan kuantitas sinar-X *bremmsstrahlung* dan kualitas sinar-X karakteristik.
2. Tegangan listrik (kVp) menentukan energi maksimum radiasi *bremmsstrahlung* sehingga kVp menentukan kualitas radiasi sinar-X. Efisiensi produksi sinar-X juga tergantung pada tegangan, dimana eksposi yang dihasilkan mendekati proporsional dengan kuadrat kVp pada range energi diagnostik [6].

$$\text{Eksposi} \approx \text{kVp}^2 \quad (2.7)$$

Menurut referensi [6], bahwa untuk mendapatkan eksposi transmisi yang sama pada ketebalan pasien 20 cm, kenaikan kVp harus dikompensasi dengan penurunan mAs yang sangat rendah sesuai dengan persamaan (2.8).

$$\left(\frac{\text{kVp}_1}{\text{kVp}_2}\right)^5 \times \text{mAs}_1 = \text{mAs}_2 \quad (2.8)$$

3. Arus listrik tabung sinar-X (mA) sebanding dengan jumlah elektron yang berpindah dari katoda ke anoda per satuan waktu. Eksposi sinar-X pada filtrasi tertentu, waktu eksposi dan tegangan (kVp) yang tetap proporsional dengan arus listrik.
4. Waktu eksposi merupakan durasi produksi sinar-X. Kuantitas sinar-X sebanding dengan perkalian arus listrik tabung dengan waktu eksposi (mAs).
5. Filtrasi berkas sinar-X dapat merubah kuantitas dan kualitas berkas sinar-X yaitu mengurangi kuantitas (jumlah) foton total dan menghilangkan

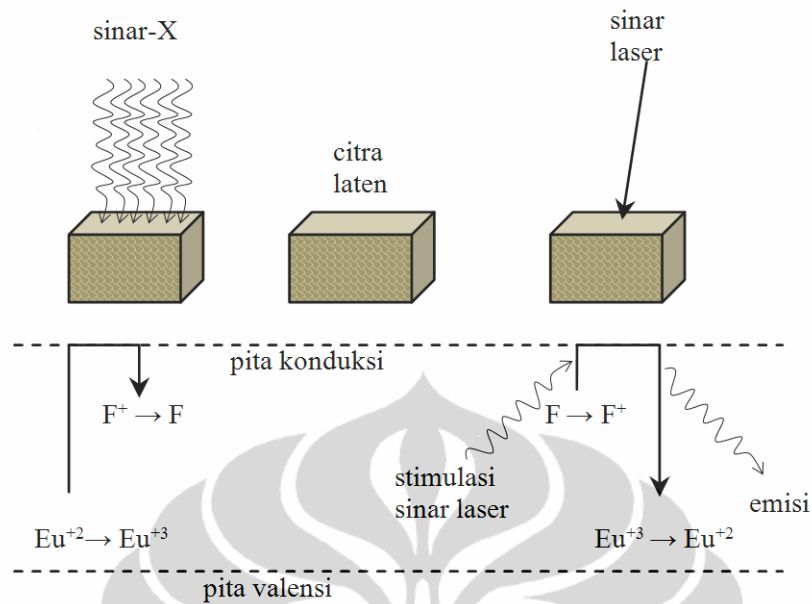
foton berenergi rendah sehingga energi rata-rata foton menjadi lebih tinggi.

6. Bentuk gelombang generator mempengaruhi kualitas dan kuantitas sinar-X hal tersebut dikarenakan pada kVp yang sama, generator satu fase menghasilkan beda tegangan rata-rata yang lebih rendah dibandingkan dengan generator tiga fase.

2.6 *Computed Radiography (CR)*

Computed radiography (CR) menggunakan peralatan yang memiliki fungsi serupa dengan radiografi konvensional, hanya saja film dan *screen* sebagai media pembentuk citra digantikan oleh PSP. Fosfor yang digunakan dalam *screen* pada kaset radiografi konvensional mengemisikan sinar tampak seketika itu juga pada saat sinar-X mengenai *screen*. Sinar tampak yang dihasilkan *screen* akan menghitamkan film sehingga membentuk citra pada film. Berbeda dengan kaset film, kaset CR tidak berisi film dan *screen* tetapi berisi plat PSP. Ketika sinar-X mengenai plat PSP sebagian besar energi sinar-X masih terperangkap di dalam PSP sehingga dikatakan PSP menyimpan “citra laten” yang dapat dibaca kemudian dengan alat CR [6].

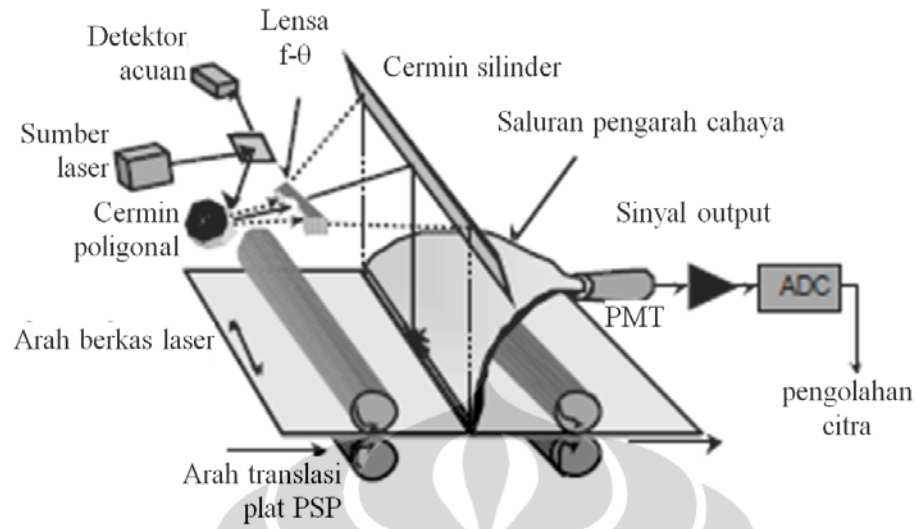
Plat PSP biasanya mengandung 15% BaFI dan 85% BaFBr yang di *doping* dengan sedikit pengotor Eu. Proses *doping* menyebabkan kerusakan pada kristal-kristal BaFBr yang berfungsi sebagai “perangkap” elektron [6]. Dapat dilihat pada Gambar 2.13 bahwa jika sumber sinar-X mengenai material PSP, elektron-elektron valensi pada atom material PSP akan menyerap energi radiasi dan berpindah tingkat energinya dari pita valensi ke pita konduksi yang kemudian terperangkap tidak dapat kembali ke tingkat energi valensinya. Untuk membaca “citra laten” yang tersimpan dalam PSP diperlukan stimulasi dengan menggunakan sinar laser sehingga muatan elektron yang terperangkap mendapat cukup energi untuk kembali ke tingkat pita valensinya sambil memancarkan sinar PSL (*photostimulable luminescence*).



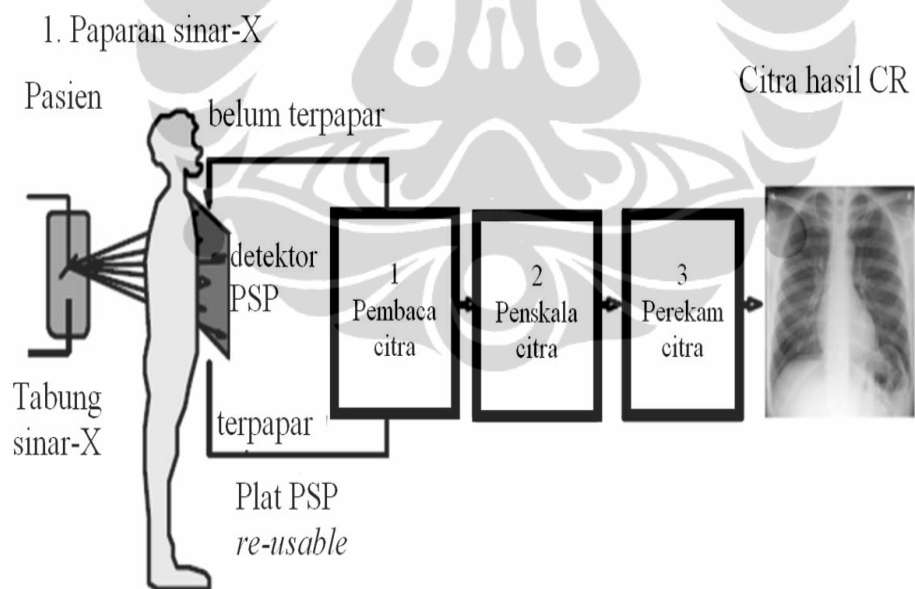
Gambar 2.13. Prinsip kerja PSP
Diadopsi dari referensi [6]

Sinar PSL akan dideteksi dengan detektor PMT (*photomultiplier tube*) dan PMT akan menghasilkan sinyal listrik analog yang proporsional dengan energi sinar PSL yang mengenainya. Sinyal listrik analog diperkuat secara logaritmik kemudian dirubah menjadi digital dengan ADC (*analog to digital converter*) [11]. Sinyal digital inilah yang akan diolah oleh komputer sebagai data untuk diterjemahkan menjadi sebuah citra. Gambar 2.14 memperlihatkan proses pembacaan dengan menggunakan *scanner* sinar laser dan Gambar 2.15 memperlihatkan diagram proses akuisisi pencitraan CR.

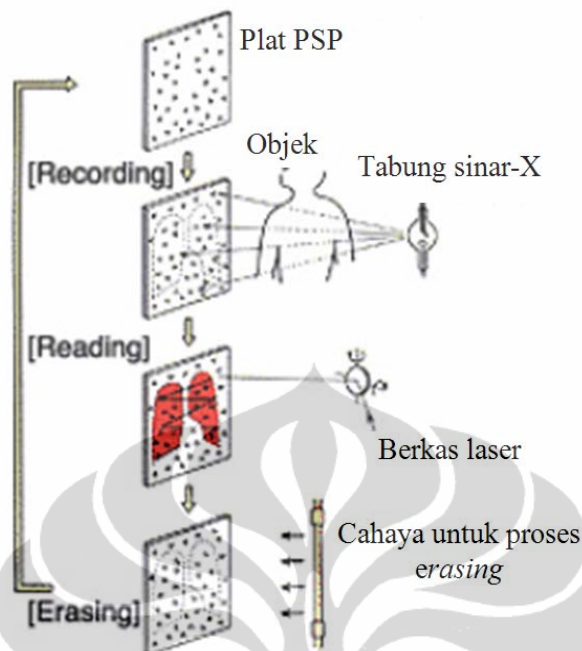
Citra digital dapat ditampilkan dan diatur dengan menggunakan perangkat lunak (*software*) yang dapat mengatur *contrast*, *brightness*, filtrasi dan *zoom* untuk menghasilkan hasil pencitraan terbaik [3]. Setelah Plat PSP dibaca dengan *scanner* laser, masih terdapat citra laten yang terjebak dalam plat PSP. Sebelum digunakan kembali plat PSP harus melalui proses *erasing* untuk menghilangkan citra laten yang masih tersisa. Sinar yang digunakan dalam proses *erasing* adalah sinar cahaya tampak putih yang terang [6]. Gambar 2.16 memperlihatkan proses-proses yang dilalui oleh plat PSP dalam sistem CR.



Gambar 2.14. Proses pembacaan citra laten pada PSP
Diadopsi dari referensi [11]



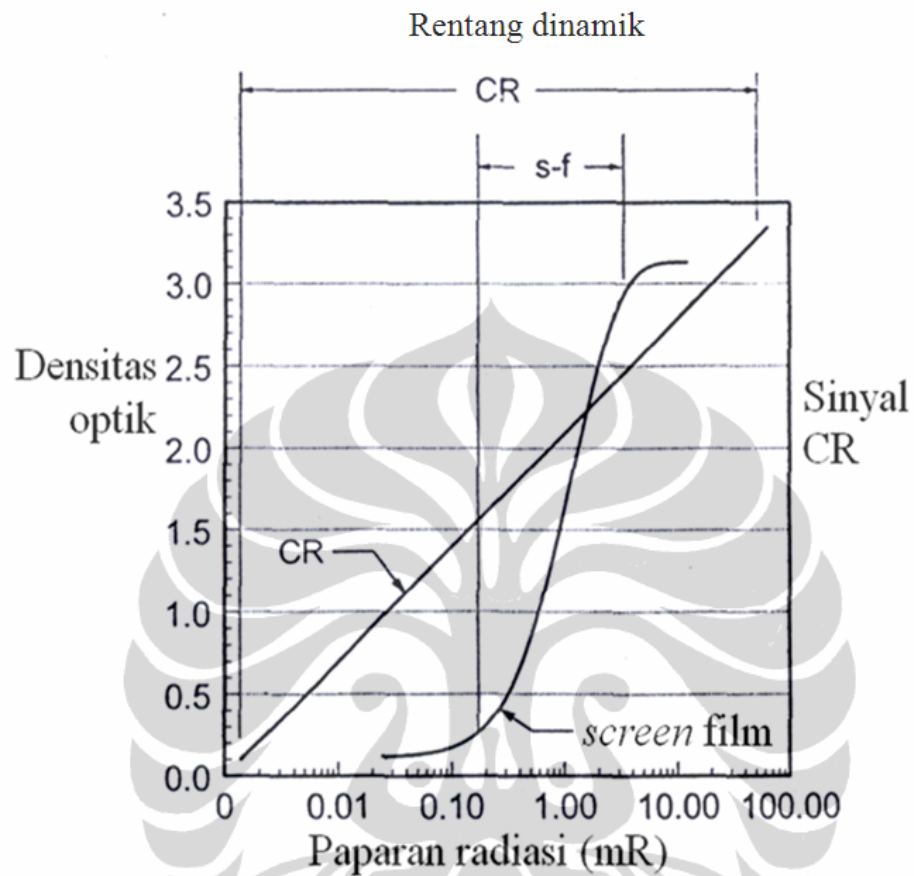
Gambar 2.15. Diagram tahap akuisisi *computed radiography* (CR)
Diadopsi dari referensi [11]



Gambar 2.16. Proses-proses yang dilalui oleh plat PSP
Diadopsi dari referensi [11]

CR memiliki banyak keunggulan dan sedikit kelemahan dibandingkan dengan radiografi konvensional film. Keunggulan CR dibandingkan radiografi konvensional diantaranya:

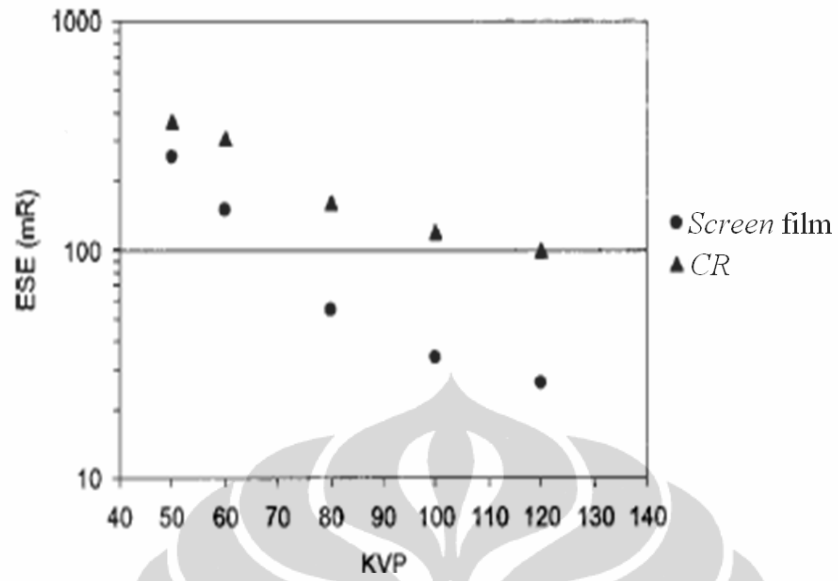
- Tidak perlu menyediakan kamar gelap dan melakukan proses pencucian secara kimia.
- Hasil pencitraan dapat diperoleh lebih cepat dan disimpan secara elektronik sehingga lebih mudah pengelolaannya.
- Citra dapat ditransmisikan jarak jauh sehingga dapat dilakukan evaluasi oleh dokter diluar rumah sakit [3].
- Kualitas citra tidak dipengaruhi faktor proses pencucian film. Citra dapat diatur *contrast*, *brightness*, filtrasi dan *zoom* sehingga dapat diperoleh hasil pencitraan yang terbaik.
- PSP memiliki rentang dinamik yang lebih lebar sehingga lebih kecil kemungkinan pengulangan eksposi sinar-X pada pasien yang disebabkan *under-exposure* atau *over-exposure* [6]. Gambar 2.17 memperlihatkan perbedaan rentang dinamik CR dengan rentang dinamik *screen* film.



Gambar 2.17. Perbedaan rentang dinamik film dan CR
Diadopsi dari referensi [6]

Ada beberapa kelemahan CR dibandingkan radiografi konvensional diantaranya:

- Plat PSP harganya mahal, walaupun secara teori plat PSP dapat dipakai ribuan kali namun dalam prakteknya sering rusak karena penggunaan yang kurang baik dan frekuensi pemakaian yang terlalu tinggi [3].
- Dosis radiasi yang diterima pasien pada sistem pencitraan CR lebih tinggi dari pada dosis radiasi film, lihat Gambar 2.18 [20].

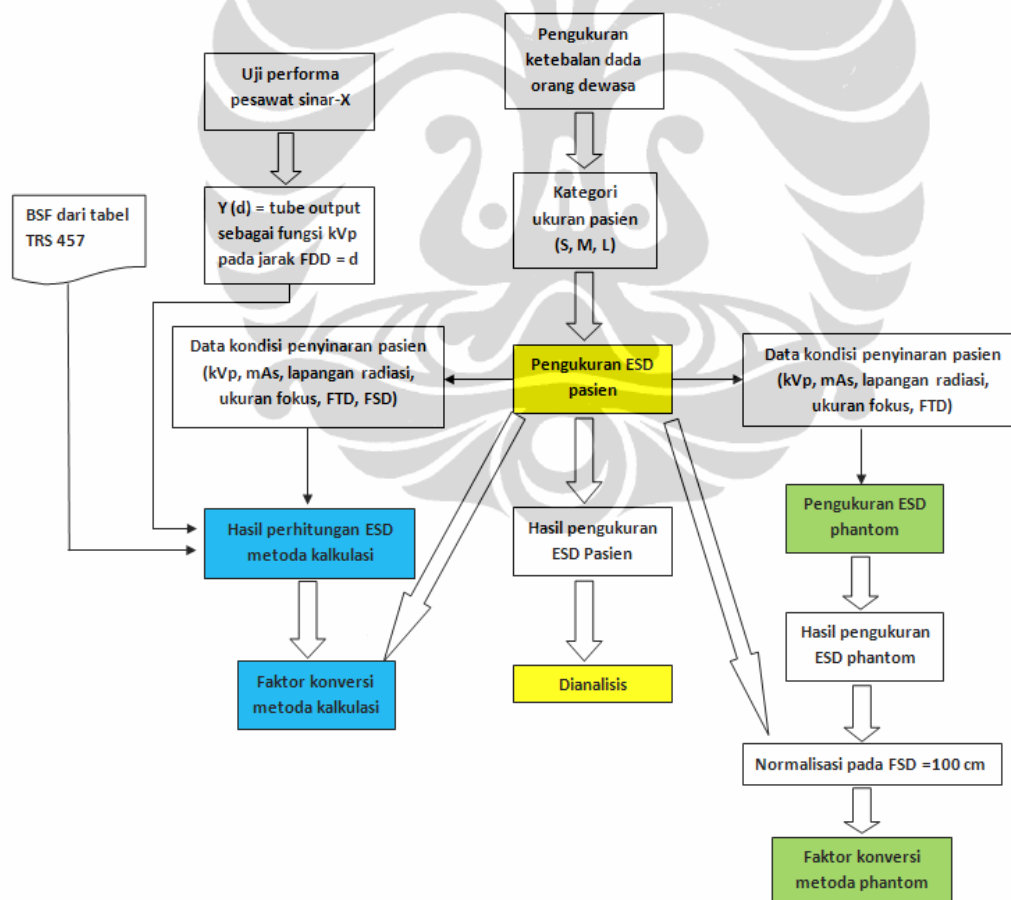


Gambar 2.18. Perbandingan dosis paparan radiasi (mR) antara film *screen* 400 dengan CR Kodak 400, diadopsi dari referensi [20]

BAB 3 METODOLOGI PENELITIAN

2.1 Metoda

Pengukuran *entrance surface dose* (ESD) *thorax* PA secara langsung dilakukan dengan menempelkan TLD pada bagian punggung pasien. Sebagai pembandingan dilakukan pengukuran ESD secara tidak langsung dengan metoda kalkulasi. Metoda kalkulasi dilakukan dengan perhitungan beberapa parameter pengukuran sesuai dengan persamaan 2.1 Bab 2. Sebagai alternatif, pengukuran ESD dilakukan pula pada objek *phantom thorax (chest)* dengan kondisi penyinaran (kVp, mAs, luas lapangan, ukuran fokus dan jarak penyinaran) dibuat sama dengan beberapa kondisi penyinaran pada pengukuran ESD secara langsung.



Gambar 3.1. Diagram Metodologi Penelitian

Sebelum melaksanakan penelitian terhadap pasien, dilakukan survei terhadap 537 orang dewasa untuk mengetahui ukuran rata-rata tebal dada AP dan lateral. Hasil survei digunakan sebagai dasar untuk pemilihan pasien yang akan diukur dosis radiasinya. Pengukuran ESD pada pasien dilakukan di atas permukaan kulit pasien pada sentral lapangan radiasi dengan menggunakan tiga buah TLD setiap kali penyinaran.

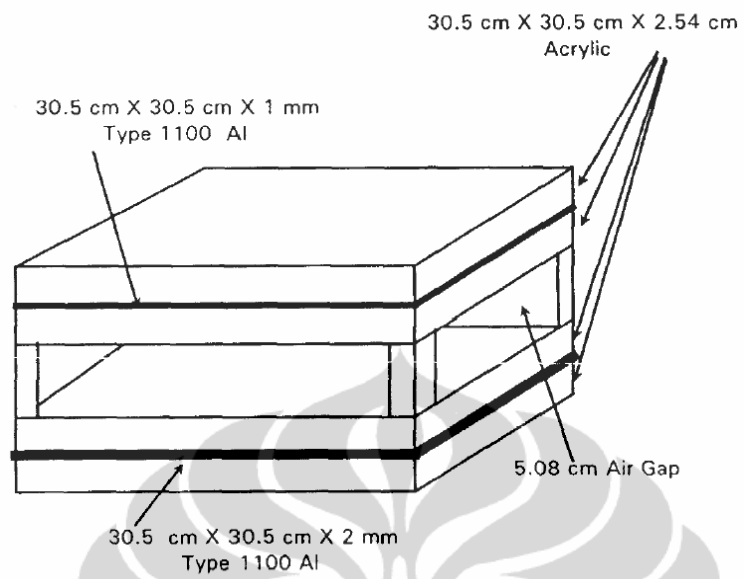
2.2 Peralatan

Sistem pencitraan yang digunakan pada tiga rumah sakit menggunakan sistem pencitraan yang sama yaitu *computed radiography* (CR) Kodak. Pesawat sinar-X yang digunakan dalam penelitian ini ada tiga masing-masing berada di RS A, B dan C yaitu: (A) merek Siemens, model Axiom Iconos R 100 Optilix, seri 426136, kVp maksimum 150, mA maksimum 500, filtrasi 1.5 mmAl, filtrasi tambahan 1 mmAl; (B) merek Trophy, model DU 303/808-03, seri 18390, kVp maksimum 150, mA maksimum 500, filtrasi 1.5 mmAl; (C) merek Thosiba KXO-30R, model DBX-0324 CS, seri H-40072-N2, kVp maksimum 150, mA maksimum 500, filtrasi 1.2 mmAl.

Pengukuran ESD *thorax* PA dilakukan di Laboatorium PTKMR Badan Tenaga Nuklir Nasional (BATAN) dengan menggunakan TLD 100 yang terbuat dari bahan LiF buatan Harshaw, USA.

Sebelum melakukan pengukuran ESD, pesawat sinar-X diuji kehandalannya dengan menggunakan detektor UNFORS untuk mengetahui akurasi kVp, HVL, *radiation output reproducibility*, akurasi waktu penyinaran dan linearitas *output* radiasi.

Phantom yang digunakan dibuat dengan mengacu pada standar ANSI-AAPM sesuai dengan Gambar dibawah ini. *Phantom* terdiri dari empat lapis akrilik bening dengan ukuran 30.5 x 30.5 x 2.54 cm, satu lapis alumunium (tipe 1100 alloy) berukuran 30.5 cm x 30.5 cm x 1.0 mm, satu lapis alumunium (tipe 1100 alloy) berukuran 30.5 cm x 30.5 cm x 2.0 mm dan lapisan celah udara setebal 5.08 cm.

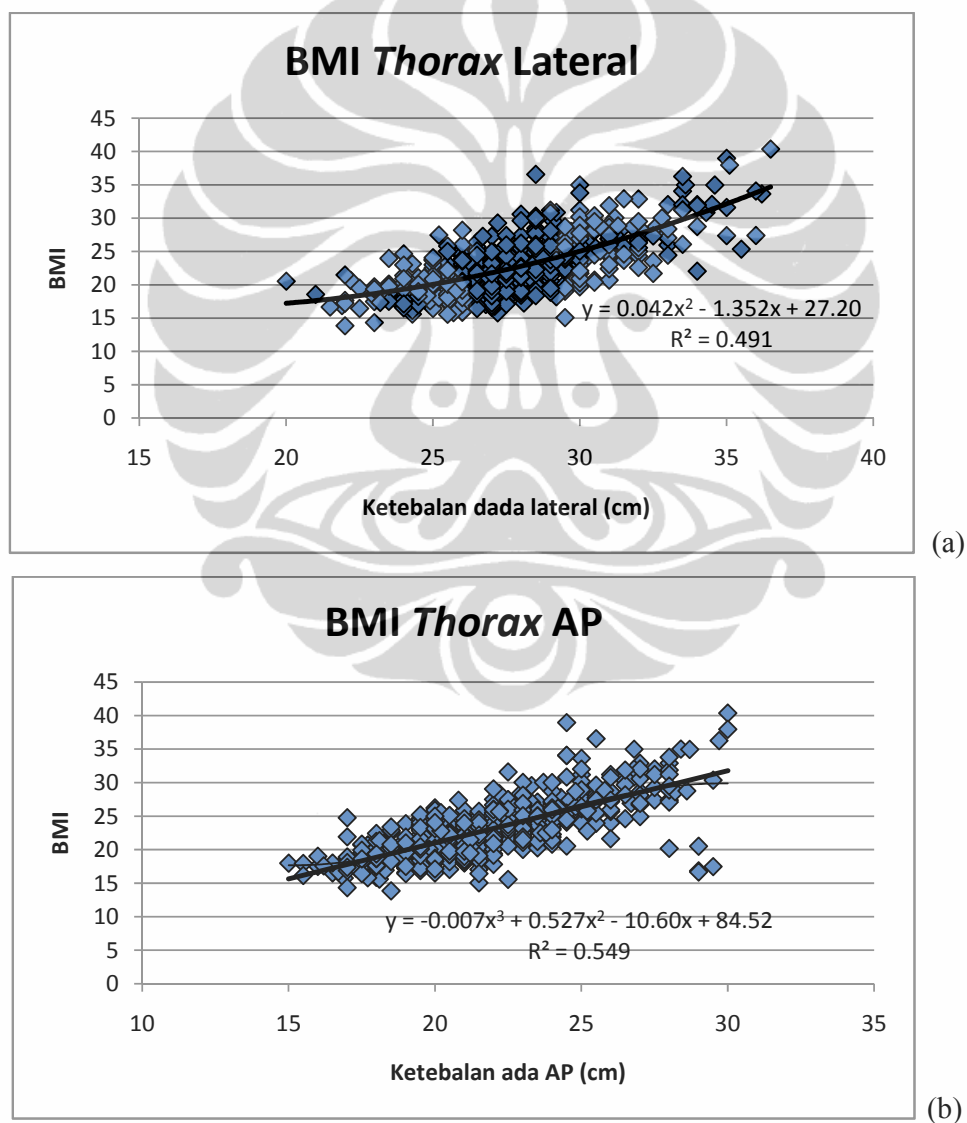


Gambar 3.2. *Phantom thorax (chest)* standar ANSI-AAPM

BAB 4 HASIL PENELITIAN

2.1 Hasil Pengukuran Ketebalan Dada

Penelitian diawali dengan pengukuran tebal dada (AP dan lateral), tinggi dan berat badan pada 537 orang dewasa. Seluruh data lengkap hasil pengukuran ketebalan dada dan BMI (*body mass index*= berat/tinggi²) dapat dilihat pada Lampiran A. Hubungan ketebalan dada PA dan lateral terhadap BMI dapat dilihat pada Gambar 4.1.



Gambar 4.1. Hubungan BMI dengan ketebalan dada (a) lateral, (b) AP

Dapat dilihat pada Gambar 4.1 (a) dan (b) bahwa nilai R^2 (*reliability*) pada kedua persamaan garis jauh dari angka satu (*thorax lateral* 0.491 dan AP 0.549), hal tersebut menunjukkan bahwa tidak ada korelasi yang kuat antara ketebalan dada dengan BMI sehingga pada penelitian ini hanya dilakukan analisis ESD terhadap ketebalan pasien.

Seluruh data lengkap hasil pengukuran ketebalan dada dapat dilihat pada Lampiran A dan hasilnya diringkas ke dalam Tabel 4.1.

Tabel 4.1. Ukuran rata-rata ketebalan dada orang dewasa berdasarkan usia dan jenis kelamin

Usia (tahun)	L/P	Jumlah Sampel	Berat Rata-rata	Tinggi Rata-rata	Tebal Dada Rata-rata	
					AP	Lateral
17 - 30	P	88	52.3 ± 9.5	152.7 ± 5.5	22.0 ± 2.5	26.2 ± 1.9
	L	92	56.4 ± 9.4	165.4 ± 5.8	19.5 ± 2.3	27.9 ± 22.2
30 - 50	P	160	57.4 ± 11.4	151.1 ± 5.4	23.4 ± 2.8	27.6 ± 2.7
	L	128	62.0 ± 12.5	165.3 ± 6.5	20.7 ± 2.3	28.7 ± 2.7
> 50	P	25	51.1 ± 11.9	150.6 ± 6.5	22.4 ± 3.0	25.9 ± 3.7
	L	44	61.9 ± 14	163.4 ± 7.0	21.7 ± 2.6	28.7 ± 3.2
seluruh usia	P	273	55.2 ± 11.1	152.7 ± 5.5	22.9 ± 2.8	27.0 ± 2.7
	L	264	60.0 ± 12.1	165.0 ± 6.4	20.4 ± 2.5	28.4 ± 2.6
Gabungan		537	57.6 ± 11.8	158.8 ± 8.6	21.7 ± 2.9	27.7 ± 2.7

Dilihat dari Tabel 4.1 ternyata terdapat perbedaan ketebalan rata-rata dada AP antara laki-laki dan perempuan yaitu tebal dada rata-rata laki-laki lebih tipis 10.9% dari tebal dada rata-rata perempuan. Untuk ketebalan dada lateral perbedaan tidak terlalu signifikan yaitu tebal dada rata-rata laki-laki lebih besar 5.2 % dari tebal dada rata-rata perempuan. Berdasarkan usia, ketebalan dada rata-rata AP dan lateral untuk ketiga kelompok usia pada masing-masing jenis kelamin tidak menunjukkan perbedaan yang signifikan.

2.2 Hasil Uji Keandalan Pesawat Sinar-X

Data lengkap hasil uji keandalan tiga pesawat sinar-X yang digunakan dalam penelitian ini dapat dilihat pada Lampiran B, yaitu meliputi uji akurasi kVp, *radiation output reproducibility*, HVL, akurasi waktu penyiaran dan

linearitas *output* radiasi. Dari tiga pesawat sinar-X yang diuji, satu diantaranya tidak dapat diuji akurasi waktu penyinaran dan linearitas *output* radiasi karena variabel *second* diset secara terintegrasi dalam satuan mAs.

Dari hasil pengujian akurasi kVp ketiga pesawat sinar-X, dua pesawat memenuhi syarat standar *Radiological Council of Western Australia* (RCWA) dan *New South Wales Environmental Protection Agency* (NSW-EPA Australia) yaitu penyimpangan kVp < 5% (NSW-EPA), < 5.5 % (RCWA) dan satu pesawat sinar-X (rumah sakit C) tidak memenuhi standar RCWA dan NSW-EPA karena memiliki simpangan kVp antara 8.4 – 15 % dan memiliki koefisien linearitas *output* radiasi lebih besar dari 0.1 (NSW-EPA) [23, 24].

Dari hasil pengujian radiation *output reproducibility*, ketiga pesawat sinar-X menunjukkan nilai penyimpangan yang memenuhi standar RCWA dan NSW-EPA yaitu standard deviasi kVp/rata-rata kVp < 0.02 (NSW-EPA), standard deviasi waktu penyinaran /rata-rata waktu penyinaran < 0.05 (NSW-EPA), <0.01 (RCWA) dan standard deviasi dosis/rata-rata dosis < 0.05 (NSW-EPA dan RCWA) [23, 24]. Nilai HVL pada ketiga pesawat sinar-X memenuhi standar RCWA dan NSW-EPA yaitu lebih besar dari 2.3 mm Al pada kondisi 80 kVp [23, 24].

2.3 Pengukuran ESD pada Pasien

Ketebalan dada AP dibagi dalam tiga kategori yaitu kecil ($S = small$), sedang ($M = medium$) dan besar ($L = large$). Dengan asumsi bahwa distribusi sampel ketebalan dada mengikuti distribusi normal, maka penentuan batasan kategori didasarkan pada hasil perhitungan statistik data ketebalan dada dimana nilai *first quartile* dijadikan batas antara S dan M dan nilai *third quartile* dijadikan batas antara M dan L. Tabel 4.2 menunjukkan batasan kategori ketebalan dada untuk masing-masing jenis kelamin dan Tabel 4.3 menunjukkan data hasil pengukuran ESD *thorax* PA di dua rumah sakit berdasarkan kategori ketebalan dada untuk masing-masing jenis kelamin. Dapat dilihat pada Tabel 4.3 bahwa nilai ESD rata-rata di dua rumah sakit baik untuk laki-laki maupun perempuan pada kategori ketebalan S lebih kecil daripada M dan ESD rata-rata pada kategori M lebih kecil daripada L.

Tabel 4.2. Pembagian kategori ketebalan dada PA berdasarkan jenis kelamin

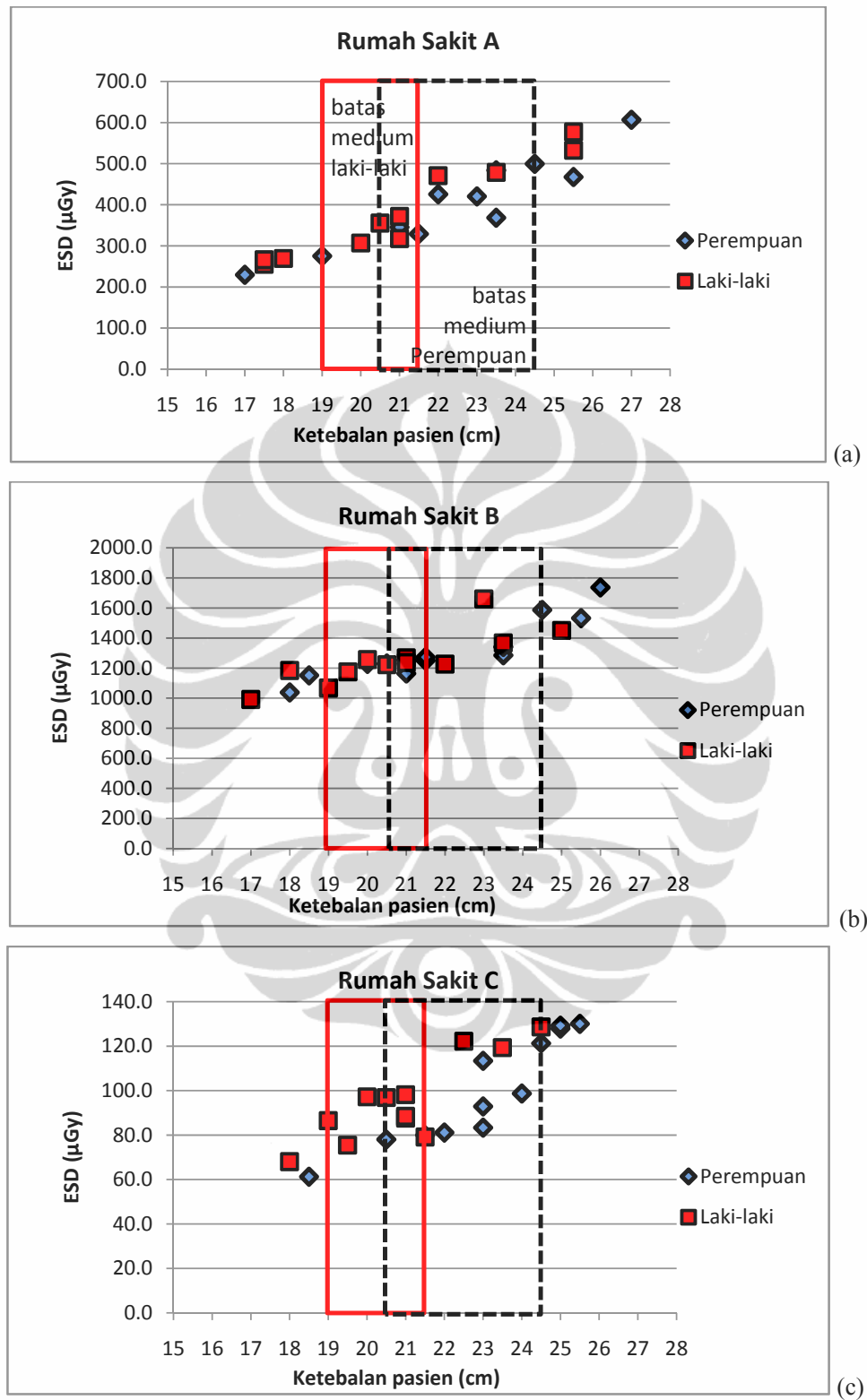
Jenis Kelamin	<i>first quartile</i>	<i>third quartile</i>	Kategori Ketebalan	Jangkauan Ketebalan (cm)
P	20.5 cm	24.5 cm	<i>Small</i> (S)	tebal \leq 20.5
			<i>Medium</i> (M)	20.5 < tebal < 24.5
			<i>Large</i> (L)	24.5 \leq tebal
L	19 cm	21.5 cm	<i>Small</i> (S)	tebal \leq 19
			<i>Medium</i> (M)	19 < tebal < 21.5
			<i>Large</i> (L)	21.5 \leq tebal

Tabel 4.3. ESD pasien rata-rata pada pemeriksaan *thorax* PA berdasarkan kategori ketebalan dada

RS	L/P	Kategori	kVp	HVL (mm Al)	mAs	FTD	ESD (μ Gy) Rata-rata
A	P	<i>Small</i>	68 - 70	2.54 - 2.62	9	157	253 \pm 32
		<i>Medium</i>	70 - 73	2.62 - 2.73	10 - 12.5	157	396 \pm 58
		<i>Large</i>	73-75	2.73 - 2.80	12.5 -14	157	525 \pm 73
	L	<i>Small</i>	68 - 70	2.54 - 2.62	8 -10	157	264 \pm 8
		<i>Medium</i>	70 - 71.5	2.62 - 2.67	10 -11	157	338 \pm 31
		<i>Large</i>	70 -75	2.62 - 2.80	14	157	515 \pm 50
B	P	<i>Small</i>	70 - 72	2.60 - 2.67	20	119	1162 \pm 90
		<i>Medium</i>	72 -74	2.67 - 2.74	20	119	1261 \pm 58
		<i>Large</i>	73 -74	2.70 - 2.74	20 - 25	119	1619 \pm 106
	L	<i>Small</i>	68 -71	2.52 - 2.63	20	119	1080 \pm 97
		<i>Medium</i>	71 -73	2.63 - 2.70	20	119	1232 \pm 36
		<i>Large</i>	72 -74	2.67 - 2.74	20 -25	119	1425 \pm 181
C	Akurasi kVp dan mAs pesawat sinar-X tidak memenuhi standar						

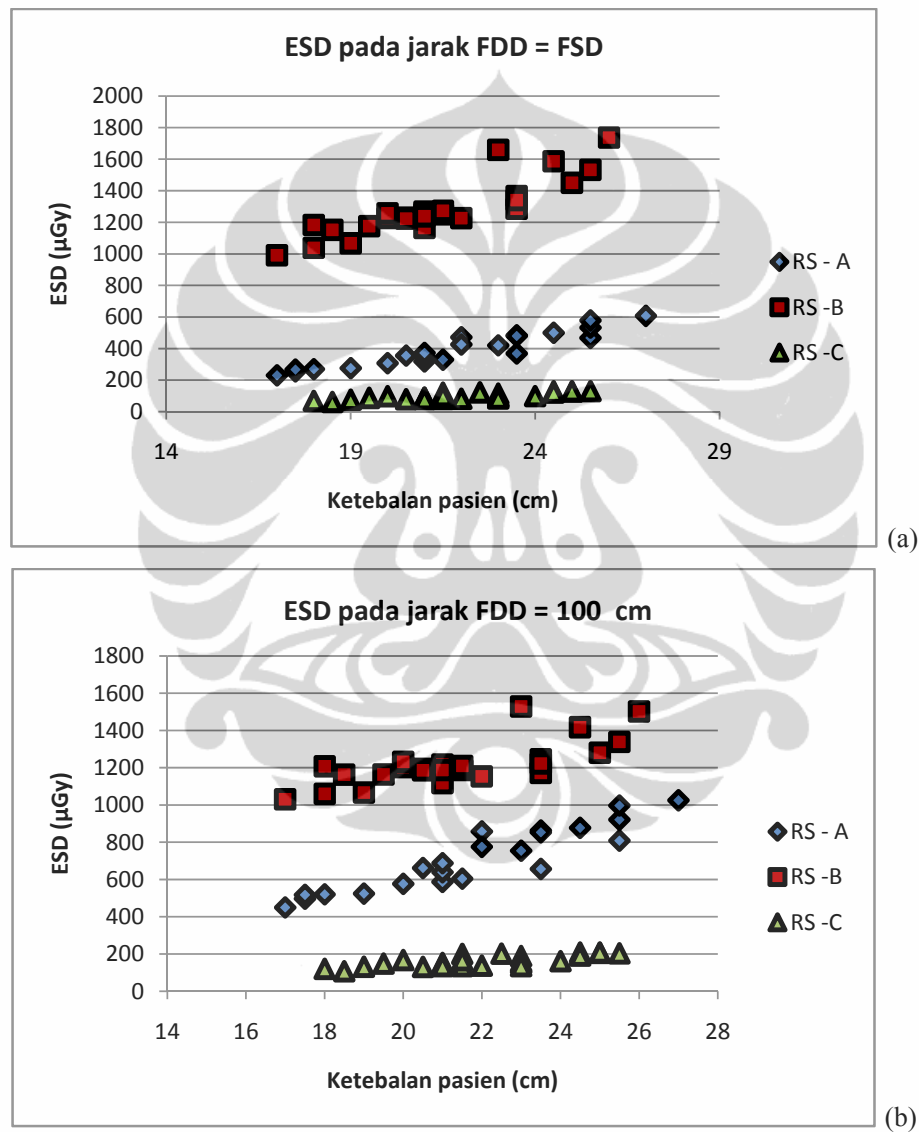
Keterangan: FTD = *Focus to Table Distance*

Pada Gambar 4.2 ditampilkan grafik ESD *thorax* PA di tiga rumah sakit berdasarkan variasi ketebalan pasien. Dapat dilihat pada gambar tersebut bahwa ESD cenderung meningkat terhadap kenaikan ketebalan.



Gambar 4.2. Grafik hubungan antara ketebalan dada dengan ESD *thorax* PA (a) rumah sakit A, (b) rumah sakit B, (c) rumah sakit C.

Pada Gambar 4.3. (a) ditampilkan hasil pengukuran ESD *thorax* PA pada pasien berdasarkan variasi ketebalan dada pada jarak penyinaran sesuai kondisi sebenarnya di lapangan, yaitu *focus to detector distance* (FDD) = *focus to skin distance* (FSD). Pada Gambar 4.3. (b) ditampilkan nilai ESD *thorax* PA yang dihitung pada jarak FDD = 100 cm.



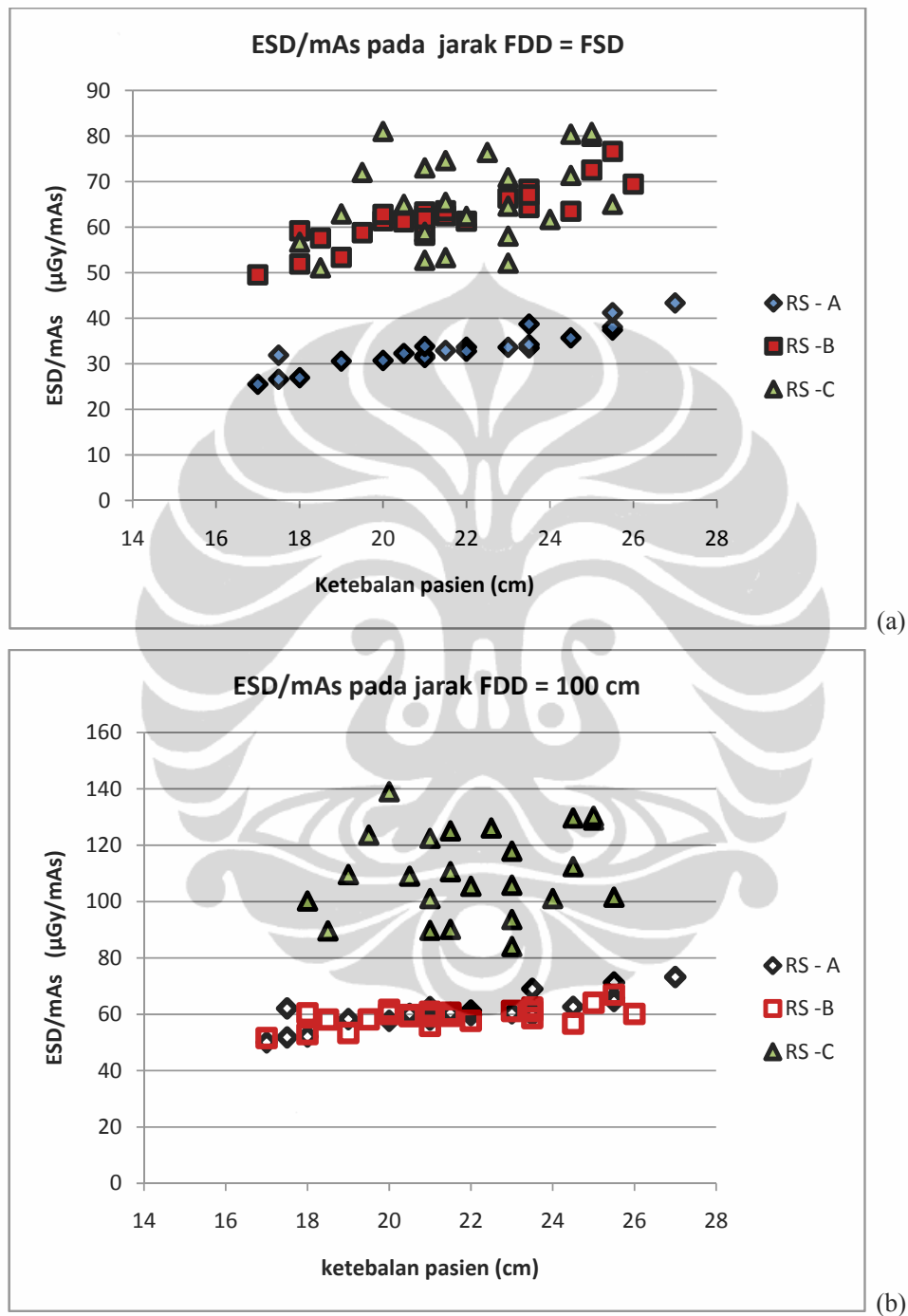
Gambar 4.3. Grafik hubungan antara ketebalan pasien dengan ESD *thorax* PA di tiga rumah sakit (a) pada jarak FDD = FSD, (b) pada jarak FDD = 100 cm.

Dapat dilihat pada Gambar 4.3. (a) bahwa hasil pengukuran ESD di tiga rumah sakit berbeda secara signifikan, hal tersebut disebabkan karena kondisi penyinaran di tiap rumah sakit berbeda-beda. Rumah sakit A menggunakan kVp 68 - 75, mAs 8 - 14, dan jarak *focus to table distance* (FTD) 157 cm. Rumah sakit B menggunakan kVp 68 - 74, mAs 20 - 25, dan FTD 119 cm. Rumah sakit C menggunakan kVp 96 - 98, mAs 1.2 - 2 dan FTD 151 cm.

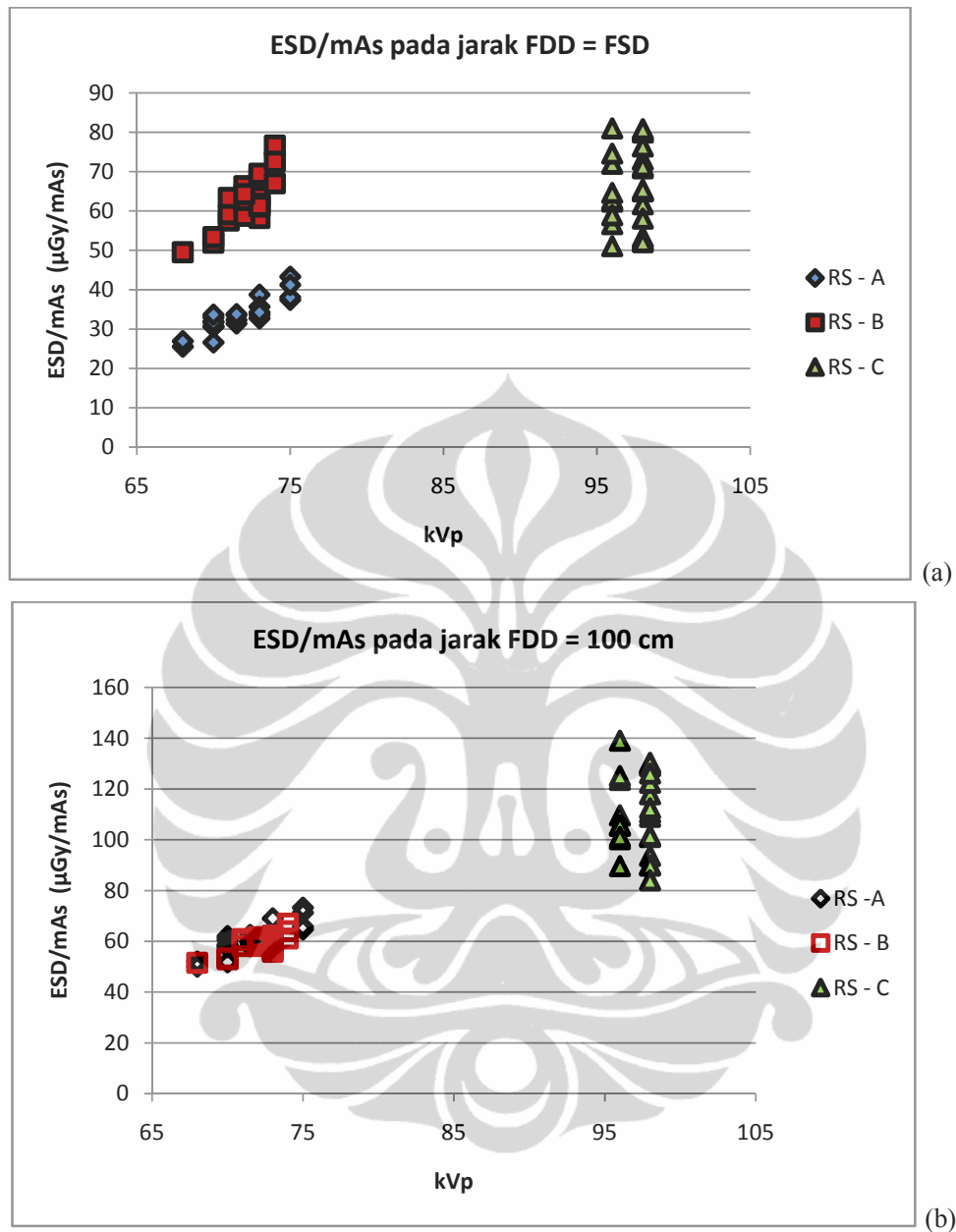
Dapat dilihat pada Gambar 4.3. (a) bahwa hasil pengukuran ESD di rumah sakit C jauh lebih kecil dibanding dengan hasil pengukuran ESD di rumah sakit A dan B, hal tersebut disebabkan karena rumah sakit C menerapkan teknik kVp tinggi (mAs sangat rendah) sedangkan rumah sakit A dan B menggunakan teknik penyinaran reguler. Walaupun rumah sakit A dan B memiliki pesawat sinar-X dengan *output* (mGy/mAs, lihat Gambar 4.3.(b)) yang hampir sama dan keduanya menggunakan teknik penyinaran reguler dengan rentang yang relatif sama yaitu 68 - 75 kVp, namun demikian dapat dilihat pada Gambar 4.3. (a) bahwa ESD pasien di rumah sakit B secara konsisten jauh lebih besar daripada rumah sakit A, hal tersebut dikarenakan selain jarak penyinaran di rumah sakit A lebih panjang daripada rumah sakit B (RS-A; FTD = 157, RS-B; FTD = 119), juga dikarenakan penggunaan rentang mAs di rumah sakit A lebih kecil daripada rumah sakit B (RS-A; 8 - 14 kVp, RS-B; 20 - 25 kVp).

Pada Gambar 4.4. (a) ditampilkakan hasil perhitungan ESD/mAs *thorax* PA berdasarkan variasi ketebalan pada jarak penyinaran sesuai kondisi di lapangan (FDD = FSD). Pada Gambar 4.4. (b) ditampilkan nilai ESD/mAs *thorax* PA yang dihitung pada jarak FDD sama dengan 100 cm.

Dapat dilihat pada Gambar 4.4. (b) bahwa nilai ESD/mAs pada jarak penyinaran yang sama (100 m) di rumah sakit A relatif sama dengan rumah sakit B dan juga memiliki pola yang sama yaitu ESD/mAs relatif sedikit bertambah terhadap kenaikan ketebalan pasien, hal tersebut dikarenakan rentang kVp yang digunakan tidak terlalu lebar (68 - 75). Nilai ESD/mAs di rumah sakit C lebih tinggi daripada dua rumah sakit lainnya disebabkan penggunaan kVp di rumah sakit C jauh lebih tinggi dari dua rumah sakit lainnya. Nilai ESD/mAs di rumah sakit C memiliki pola yang acak terhadap variasi ketebalan disebabkan karena kondisi keluaran kVp dan mAs pada pesawat sinar-X sudah tidak akurat.



Gambar 4.4. Grafik hubungan antara ketebalan pasien dengan ESD/mAs *thorax* PA di tiga rumah sakit (a) pada jarak FDD = FSD, (b) pada jarak FDD = 100 cm.



Gambar 4.5. Grafik hubungan kVp dengan ESD/mAs *thorax* PA di tiga rumah sakit (a) pada jarak FDD = FSD, (b) pada jarak FSD = 100 cm.

Pada Gambar 4.5. (a) ditampilkakan hasil perhitungan ESD/mAs *thorax* PA pada pasien berdasarkan variasi kVp dengan jarak penyinaran sesuai di lapangan (FDD = FSD). Pada Gambar 4.5. (b) ditampilkan nilai ESD/mAs *thorax* PA berdasarkan variasi kVp yang dihitung pada jarak FSD di ketiga rumah sakit sama dengan 100 cm. Dapat dilihat pada Gambar 4.5, bahwa pada kondisi

pesawat yang prima (rumah sakit A dan B), ESD/mAs cenderung bertambah seiring dengan kenaikan kVp.

2.4 Pengukuran ESD pada *Phantom*

Pada pengukuran ESD *phantom*, kondisi penyinaran *phantom* dibuat sama dengan kondisi penyinaran saat pengambilan data ESD pasien (kVp, mAs, ukuran fokus, FTD dan luas lapangan radiasi). Karena ketebalan *phantom* berbeda dengan ketebalan pasien maka FDD pasien berbeda pula dengan FDD *phantom* sehingga ESD perlu dihitung pada kondisi jarak FDD yang sama yaitu 100 cm.

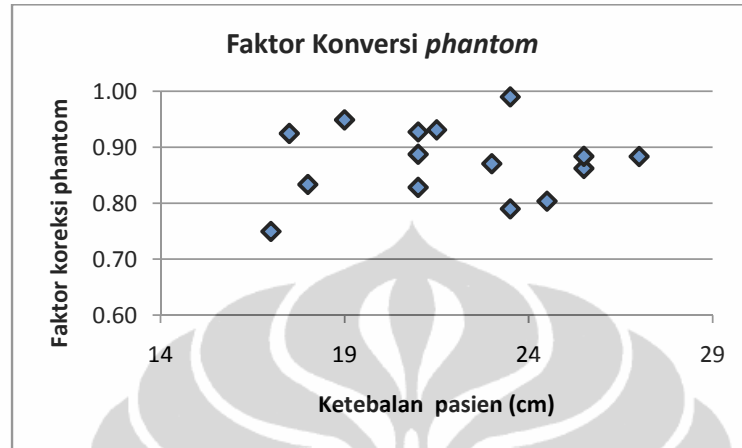
Hasil pengukuran ESD *phantom* dan pasien selengkapnya dapat di lihat pada Lampiran D dan diringkas pada Tabel 4.4. Nilai ESD pasien dan *phantom* pada Tabel 4.4 merupakan nilai ESD yang telah dinormalisasi pada jarak FDD yang sama yaitu 100 cm. Nilai rasio ESD pasien terhadap ESD *phantom* dinamakan sebagai “faktor konversi *phantom*” yang ditampilkan pada Gambar 4.6.

Tabel 4.4. Penentuan “faktor konversi *phantom*”.

Ketebalan Pasien	kVp	mAs	Dosis Pasien	Dosis <i>Phantom</i>	Faktor konversi <i>Phantom</i>
17	68	9	450	601	0.75
18	68	10	521	625	0.83
17.5	70	8	496	537	0.92
19	70	9	524	553	0.95
21.5	70	10	605	649	0.93
21	70	10	587	633	0.93
21	71.5	11	639	720	0.89
21	71.5	11	688	830	0.83
23	73	12.5	754	867	0.87
23.5	73	12.5	863	871	0.99
24.5	73	14	877	1091	0.80
23.5	73	14	853	1080	0.79
27	75	14	1025	1161	0.88
25.5	75	14	921	1068	0.86
25.5	75	14	997	1129	0.88
Rata-rata					0.874 ± 0.065

Dapat dilihat pada Tabel 4.4 bahwa ESD *phantom* secara konsisten lebih besar daripada ESD pasien sementara itu pada Gambar 4.6 dapat dilihat bahwa

tidak ada pola hubungan yang jelas antara “faktor konversi *phantom*” dengan ketebalan pasien.



Gambar 4.6. Grafik hubungan ketebalan dengan “faktor konversi *phantom*”.

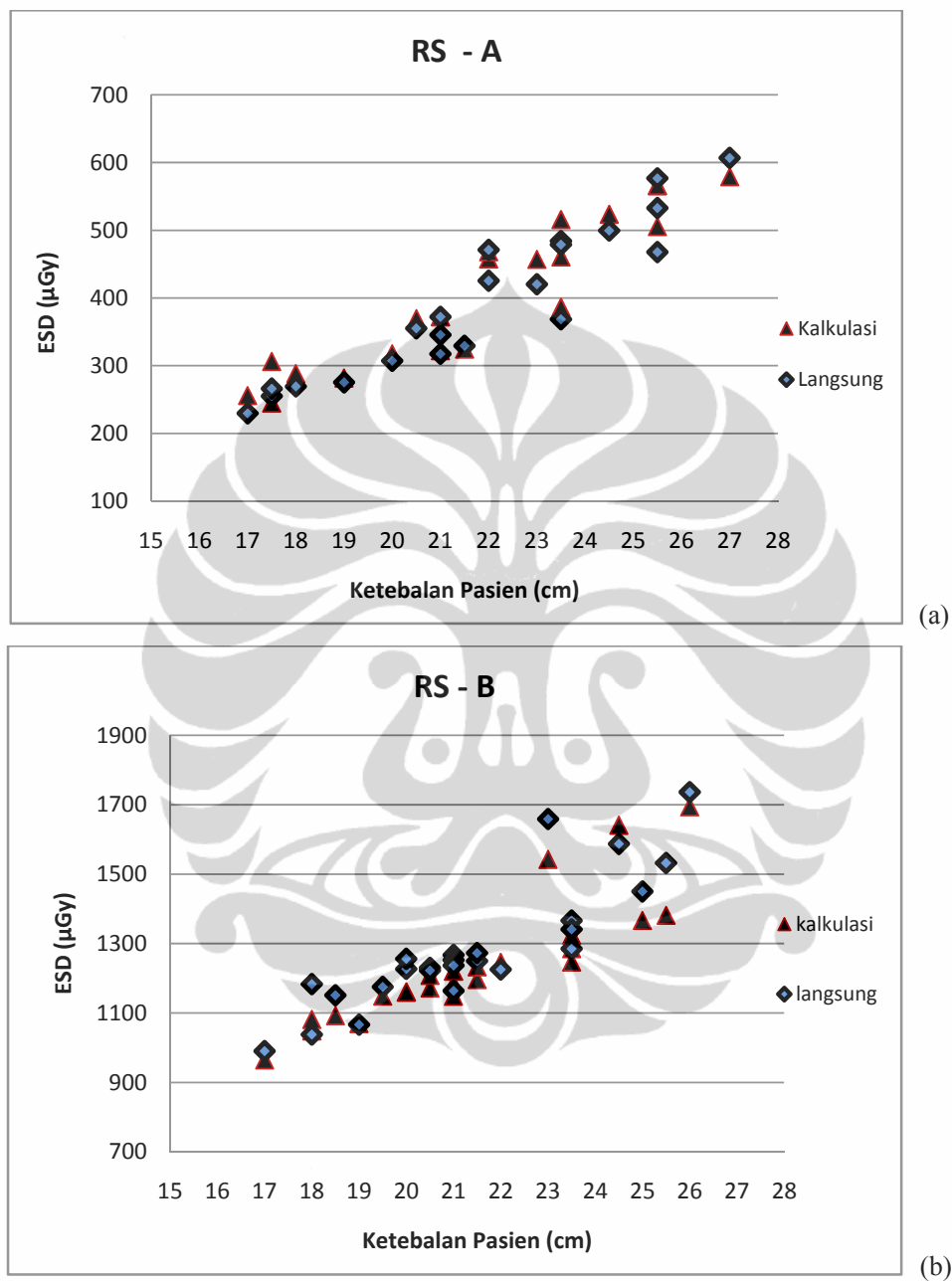
2.5 Penentuan ESD Metoda Kalkulasi

Sebagai bahan perbandingan dilakukan pula penentuan ESD secara tidak langsung dengan metoda kalkulasi sesuai dengan rumus persamaan (2.1). Hasil perhitungan ESD dengan metoda kalkulasi selengkapnya dapat dilihat pada Lampiran E. Gambar 4.7 memperlihatkan perbandingan antara hasil pengukuran ESD *thorax* PA metoda langsung dan metoda kalkulasi.

Tabel 4.5. Perbandingan ESD rata-rata metoda langsung dengan metoda kalkulasi

Rumah sakit	ESD rata ² (μGy) metoda langsung	ESD rata ² (μGy) metoda kalkulasi	Rasio ESD pasien/ESD kalkulasi
RS-A	393 ± 110	406 ± 107	0.966 ± 0.052
RS-B	1287 ± 183	1242 ± 175	1.037 ± 0.041

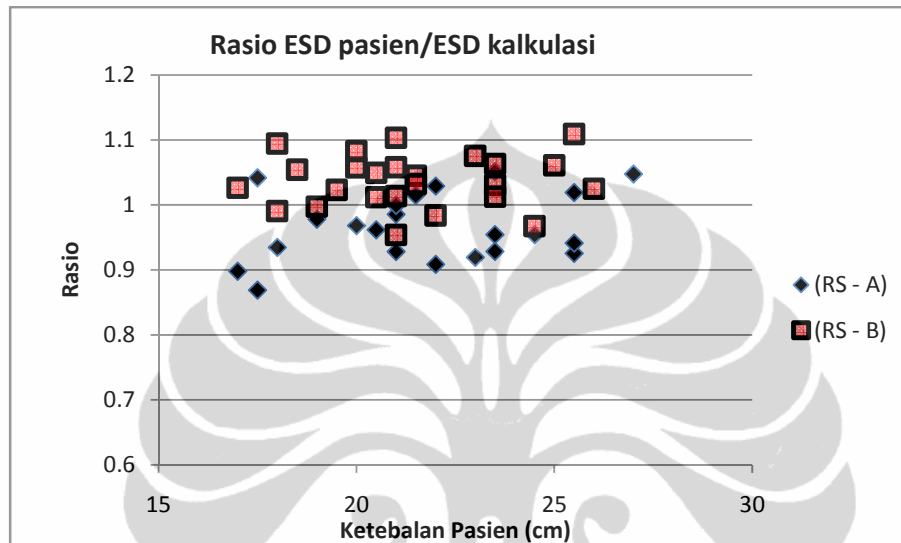
Tabel 4.5 memperlihatkan perbandingan nilai ESD rata-rata metoda pengukuran langsung dan kalkulasi. Dapat dilihat bahwa di RS A, ESD rata-rata metoda langsung sedikit lebih kecil dari pada ESD metoda kalkulasi sementara di RS B, ESD rata-rata metoda langsung sedikit lebih besar dari metoda kalkulasi.



Gambar 4.7. Perbandingan pengukuran ESD *thorax* PA metoda pengukuran langsung dan kalkulasi (a) di RS-A, (b) di RS-B

Gambar 4.8 memperlihatkan sebaran nilai rasio ESD pasien terhadap kalkulasi di rumah sakit A dan B. Rata-rata rasio ESD pasien terhadap kalkulasi RS-A sebesar 0.966 ± 0.052 dan rasio ESD pasien terhadap kalkulasi RS-B

sebesar 1.037 ± 0.041 . Nilai rasio ESD pasien terhadap kalkulasi di kedua rumah sakit mendekat satu menunjukkan bahwa hasil pengukuran ESD secara langsung menggunakan TLD tidak berbeda jauh hasilnya jika dilakukan dengan metoda kalkulasi dimana simpangan maksimum sebesar $\pm 12\%$.



Gambar 4.8. Grafik hubungan ketebalan dengan rasio ESD pasien terhadap ESD kalkulasi

BAB 5 PEMBAHASAN

2.1 Perbandingan Hasil Pengukuran ESD

Pada Tabel 5.1 ditunjukkan perbandingan nilai ESD rata-rata hasil penelitian ini dengan hasil penelitian sebelumnya dan hasil penelitian di beberapa negara.

Tabel 5.1. Perbandingan nilai ESD rata-rata *thorax* PA

Negara		ESD (mGy) rata-rata <i>thorax (chest)</i> AP	Tahun	Referensi
Indonesia	RS-A	0.4	2010	penelitian ini [10]
	RS-B	1.3	2010	
	RS-C	0.1	2010	
	RS-D	0.85	2008	
Australia		0.12	2001	[5]
Kanada		0.11	2001	
Finlandia		0.24	2001	
Yunani		0.69	2001	
Lituania		0.81	2001	
Selandia Baru		0.22	2001	
Polandia		0.20	2001	
Inggris		0.17	1995	
		0.16	2001	
Serbia		0.43	2003	
Nigeria		0.4	2007	[15]
Malaysia		0.28	1998	[16]
Slovenia		0.29	2006	[17]
Estonia		0.3	2003	[18]
Brazil		0.3	2004	[19]

Dapat dilihat pada Tabel 5.1 bahwa hasil penelitian di beberapa negara menunjukkan nilai ESD rata-rata *thorax* PA sangat beragam dari yang paling kecil 0.11 mGy di Kanada sampai yang paling besar 0.81 mGy di Lituania. Begitu pula dengan hasil penelitian ESD *thorax* PA di Indonesia hasilnya sangat beragam yaitu mulai dari yang paling kecil 0.1 mGy di RS C sampai dengan yang paling

besar 1.3 mGy di RS B. Perbedaan nilai ESD tersebut dikarenakan kondisi penyinaran yang sangat berbeda antara satu rumah sakit dengan rumah sakit lainnya. Sebagai contoh rumah sakit C memiliki nilai ESD rata-rata yang jauh lebih kecil daripada rumah sakit lainnya dikarenakan menggunakan teknik kVp tinggi (mAs sangat rendah). Sesuai dengan persamaan (2.8), yaitu:

$$\left(\frac{kVp_1}{kVp_2}\right)^5 = \left(\frac{mAs_2}{mAs_1}\right)$$

bahwa untuk menghasilkan paparan radiasi transmisi yang sama pada ketebalan pasien 20 cm, peningkatan kVp akan menurunkan mAs menjadi sangat kecil. Sebagai contoh pada kondisi penyinaran (70 kVp, 10 mAs) akan menghasilkan paparan radiasi yang sama dengan kondisi penyinaran (100kVp, 1.7 mAs). Menurut referensi [21] pada teknik kVp tinggi lebih banyak radiasi yang di transmisikan sehingga dosis yang diserap rendah dan penggunaan mAs yang sangat rendah juga mengakibatkan dosis radiasi menjadi sangat kecil.

Jika kita bandingkan ESD di RS A dan RS B, walaupun pemilihan kVp nya relatif hampir sama dan juga *output* radiasi (mGy/mAs) yang hampir sama (Gambar 4.4) tetapi ESD di RS B jauh lebih tinggi dari RS A. Perbedaan nilai ESD tersebut dikarenakan selain jarak penyinaran di rumah sakit A lebih panjang daripada rumah sakit B (RS-A; FTD = 157 cm, RS-B; FTD = 119 cm), juga dikarenakan penggunaan rentang mAs di rumah sakit A lebih kecil daripada rumah sakit B (RS-A; 8 – 14, RS-B; 20 – 25). Jarak penyinaran sangat berpengaruh karena dosis radiasi berbanding terbalik dengan kuadrat jarak penyinaran sementara itu mAs berbanding lurus dengan dosis radiasi.

Dapat dilihat pada Tabel 5.2 bahwa rentang ESD *thorax* PA di beberapa negara dan di Indonesia sangat lebar. Hasil penelitian ESD *thorax* PA di Indonesia (dari 4 rumah sakit) memiliki rentang ESD dari 0.06 mGy (RS-C) sampai dengan 1.7 mGy (RS-B), di Inggris dan Nigeria memiliki rentang yang lebih lebar lagi yaitu secara berurutan (0.01 - 1.9) mGy dan (0.12 - 3.1) mGy.

Tabel 5.2. Perbandingan statistik hasil penelitian ESD *thorax* PA

Negara	Jumlah sampel	Mean	Min	1 st <i>Q</i> rtile	Med	3 rd <i>Q</i> rtile	Max	Tahun	Referensi	
Indonesia	A	22	0.4	0.23	0.31	0.37	0.48	0.61	2010	Penelitian ini
	B	25	1.3	0.99	1.18	1.25	1.34	1.7		
	C	24	0.1	0.06	0.08	0.094	0.12	0.13		
	D	32	0.85	-	-	-	-	-	2008	[10]
Inggris	-	0.17	0.01	-	-	0.2	1.9	1995	[5]	
Serbia	50	0.43	0.28	-	0.56	0.78	0.8	2003	[14]	
Nigeria	201	0.4	0.12	0.3	0.35	0.5	3.1	2007	[15]	
Malaysia	131	0.28	0.05	-	-	0.35	0.74	1998	[16]	
Slovenia	-	0.29	0.16	-	-	0.35	0.57	2006	[17]	
Estonia	272	0.3	0.05	-	-	0.5	0.6	2003	[18]	
Brazil	-	-	-	-	-	0.35	-	2004	[19]	

Tabel 5.3. Perbandingan kondisi penyinaran hasil penelitian ESD *thorax* PA

Negara	RS	Film/CR	ketebalan rata-rata (cm)	FFD (cm)	kVp	HVL (mm Al)	mAs	ESD (mGy)
Indonesia Penelitian ini	A	CR Kodak	21.7±2.9	157 (FTD)	71.7±2.2	2.68	11.6±2	0.4±0.11
	B	CR Kodak	21.4±2.4	119 (FTD)	72.1±1.4	2.67	20.6±1.7	1.3±0.18
	C	CR Kodak	21.9±2.2	151 (FTD)	97±1	3.38	1.5±0.2	0.1±0.02
Argentina	1	film 400	24 ±2	200	68 ±3	2.2	20 ±1	0.34 ±0.03
Argentina	2	film 400	21 ±3	180	133 ±0	4.0	-	0.31 ±0.03
Brazil	1	film 200	28 ±4	165	92 ±6	2.5	10 ±0	0.64 ±0.26
Brazil	2	film 200	23 ±3	150	125 ±0	3.7	-	0.28 ±0.03
Czech-Rep	2	film 400	22 ±1	150	58 ±0	-	18 ±0	0.13 ±0.02
Ethiopia	1	-	18 ±2	150	97 ±5	-	7 ±1	0.70 ±0.18
Ethiopia	2	-	17 ±2	150	98 ±6	-	3 ±1	0.38 ±0.09
Ghana	5	film 100	22 ±3	188	75 ±1	4.7	38 ±4	0.95 ±1.96
Ghana	6	film 100	22 ±2	187	72 ±4	4.4	37 ±7	0.71 ±0.22
Iran	1	film 100	21 ±4	180	99 ±2	3.6	1 ±0	0.03 ±0.01
Iran	1	film 100	20 ±3	180	98 ±3	5.5	4 ±0	0.09 ±0.02
Iran	1	film 100	23 ±2	180	95 ±5	2.9	3 ±0	0.05 ±0.01
Rumania	1	-	24 ±3	172	103 ±3	3.6	16 ±3	0.73 ±0.15
Rumania	2	film 400	23 ±3	172	99 ±7	0.0	17 ±2	0.71 ±0.09

Sumber: IAEA-TECDOC-796 [27]

Dapat dilihat pada Tabel 5.3 bahwa ketebalan rata-rata pasien di tiap rumah sakit di beberapa negara bervariasi dari yang paling kecil (17 ± 2) di

Ethiopia sampai dengan yang paling besar di Brazil (28 ± 4). Dapat dilihat pada Tabel 5.3 bahwa ESD rata-rata di RS B paling besar dibanding dengan lainnya dikarenakan jarak penyinarannya jauh lebih pendek dari yang lain, jika dibandingkan dengan dua RS di Ghana yang menggunakan kVp sedikit lebih tinggi dan mAs jauh lebih tinggi tetapi karena jarak penyinarannya jauh lebih panjang maka ESD-nya masih dibawah RS B. Penggunaan teknik kVp tinggi (mAs sangat rendah) terbukti memang menghasilkan ESD pasien yang sangat kecil sebagai contoh di RS-C dan di tiga RS di Iran.

Tabel 5.4. Perbandingan hasil penelitian dengan beberapa nilai DRL *thorax* PA

Jenis Penyinaran	ESD rata-rata (CR Kodak)				DRL (mGy) (film <i>screen</i>)				
	RS-A	RS-B	RS-C	RS - D	IAEA, Bapeten		Eropa (EC)	USA (AAPM)	Inggris (NRPB)
					200	400			
<i>Thorax</i> PA	0.39	1.3	0.1	0.85	0.4	0.2	0.3	0.25	0.2
Tahun	2010			2008	1994		1999	1999	2002
Referensi				[10]	[4]		[17]	[19]	[17]

Nilai *third quartile* sampel ESD biasanya digunakan sebagai nilai DRL, sebagai contoh DRL untuk *thorax* PA di Inggris pada Tabel 5.4 sebesar 0.2 mGy adalah nilai *third quartile* sampel ESD pada Tabel 5.2. Dapat dilihat pada Tabel 5.4 bahwa ESD rata-rata *thorax* PA di rumah sakit A dan C masih dibawah nilai DRL film 200 di Indonesia atau IAEA, sedangkan ESD rata-rata *thorax* PA di RS B dan D melebihi nilai DRL film 200 yang ditetapkan di Indonesia atau IAEA, namun demikian nilai DRL tersebut berlaku untuk film *screen* bukan untuk CR. Menurut referensi [20] dosis radiasi pada CR (Kodak 400) lebih besar daripada dosis radiasi pada film *screen* 400 (Gambar 2.13). Dapat dilihat pada Gambar 2.13 bahwa semakin besar kVp semakin besar pula perbedaan dosis CR terhadap film. Perbedaan dosis radiasi antara CR dengan film cukup signifikan pada daerah kVp diatas 60, sebagai contoh pada 60 kVp dosis CR kurang lebih 6/5 kali dosis film, pada 100 kVp dosis CR sudah mencapai 2 kali dosis film.

2.2 ESD Berdasarkan Ketebalan

Dari hasil penelitian ketebalan dada orang dewasa ternyata terdapat perbedaan ketebalan rata-rata dada AP antara laki-laki dan perempuan yaitu tebal

dada rata-rata laki-laki lebih tipis 10.9% dari perempuan dan ketebalan dada lateral rata-rata laki-laki lebih besar 5.2 % dari perempuan. Berdasarkan usia, ketebalan dada rata-rata AP dan lateral untuk ketiga kelompok usia pada masing-masing jenis kelamin tidak menunjukkan perbedaan yang signifikan.

Hasil penelitian menunjukkan ESD cenderung meningkat terhadap kenaikan ketebalan dan sesuai dengan Tabel 4.3 pada Bab 4, ESD rata-rata *thorax PA* baik laki-laki maupun perempuan di dua rumah sakit meningkat secara berturut pada kategori ketebalan S, M dan L.

2.3 Faktor Konversi *Phantom*

Hasil penelitian menunjukkan nilai ESD *phantom* pada kondisi penyinaran yang sama (kVp, mAs, ukuran fokus, luas lapangan dan jarak penyinaran) secara konsisten lebih besar daripada ESD pasien (Tabel 4.4). Sesuai dengan Gambar 4.5 bahwa “faktor konversi *phantom*” tidak dipengaruhi ketebalan pasien, hal tersebut dapat dimengerti karena ketebalan pasien seluruhnya diatas 15 cm, yang mana pada ketebalan tersebut sudah memberikan radiasi hambur balik yang maksimal (*full backscatter*) [1].

2.4 Metoda Kalkulasi

Sebagai bahan perbandingan dilakukan pula penentuan ESD secara tidak langsung dengan metoda kalkulasi sesuai dengan rumus persamaan (2.1). Tabel hasil perhitungan ESD dengan metoda kalkulasi selengkapnya dapat dilihat pada Lampiran E. Rasio ESD pasien terhadap ESD kalkulasi rata-rata di dua rumah sakit sebesar 0.966 ± 0.052 dan 1.037 ± 0.041 yang menunjukkan bahwa hasil pengukuran ESD secara langsung menggunakan TLD tidak berbeda jauh hasilnya jika dilakukan dengan menggunakan metoda kalkulasi.

BAB 6 KESIMPULAN DAN SARAN

2.7 Kesimpulan

Berdasarkan hasil penelitian dan pembahasan dapat diambil beberapa kesimpulan, sebagai berikut:

1. Hasil pengukuran ESD rata-rata *thorax* (PA) di RS-A sebesar (0.39 ± 0.11) mGy, RS-B (1.29 ± 0.18) mGy dan RS-C (0.10 ± 0.02) mGy.
2. Hasil pengukuran ESD *thorax* PA yang sangat beragam pada penelitian ini dan di beberapa negara disebabkan oleh teknik atau kondisi penyinaran yang sangat beragam.
3. Nilai ESD *thorax* PA di tiga rumah sakit memiliki pola yang sama, yaitu ESD cenderung meningkat terhadap kenaikan ketebalan pasien.
4. Penyinaran *thorax* PA dengan teknik kVp tinggi diatas 90 (dengan mAs sangat rendah ≤ 4 mAs) menghasilkan dosis radiasi yang jauh lebih kecil dari teknik kVp rendah (≤ 75 kVp).
5. Diperoleh “Faktor konversi *phantom*” *thorax* PA sebesar 0.87.
6. “Faktor konversi *phantom*” *thorax* PA tidak dipengaruhi oleh ketebalan pasien.
7. Pengukuran ESD *thorax* PA secara langsung dengan TLD tidak berbeda jauh dengan hasil metoda kalkulasi, yaitu dengan penyimpangan maksimum sebesar $\pm 12\%$.

2.8 Saran

Perlu dilakukan kajian lebih mendalam untuk membandingkan teknik penyinaran reguler dengan teknik kVp tinggi, baik dilihat dari aspek dosis radiasi pasien maupun dari aspek kualitas pencitraan.

DAFTAR REFERENSI

- [1]. IAEA Technical Report Series No. 457 *Dosimetry in Diagnostic Radiology: an International Code of Practice*, 2007.
- [2]. Seeram, Euclid, Brennan, Patrick, C. *Diagnostic reference levels in radiology*. *Radiologic Technology*. May-June, 2006.
http://www.entrepreneur.com/tradejournals/article/146630002_1.html.
- [3]. http://en.wikipedia.org/wiki/Computed_radiography.
- [4]. IAEA. *International Basic Safety Standards for Protection Against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources*, Safety Series No 115. Vienna, Austria. CR-ROM Edition. 2003.
- [5]. IAEA. *Radiological Protection of Patients in Diagnostic and Interventional Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy*. Proceeding of an International conference Held in Malaga, Spain, 26-30 March 2001.
- [6]. Bushberg JT, Seibert JA, Leidholdt EM, Boone JM. *The Essential Physics of Medical Imaging*. 2nd ed. Philadelphia, Pa: Lippincott Williams & Wilkins, 2002.
- [7]. AAPM Report No. 31. *Standardized methods for measuring diagnostic x-ray exposures*. July 1990.
- [8]. AAPM Report No. 60. *Instrumentation Requirements of Diagnostic Standardized methods for measuring diagnostic x-ray exposures*. July 1990.
- [9]. E.B. Podgorsak. *Radiation Oncology Physics, Handbook for Teachers and Students*, IAEA, Viena, 2005.
- [10]. Prihatin Oktivasari, *Pengukuran Entrance Surface Dose (ESD) Computed Radiography (CR) dengan Menggunakan Thermoluminescence Dosimeter (TLD)*. Thesis Program Pascasarjana Fisika Medis, Fakultas MIPA, Universitas Indonesia, Jakarta, 2008.
- [11]. J. Anthony Seibert. *Physics of Computed Radiography, Overview, Acceptance Testing, Quality Control*. AAPM 1999 Annual Meeting, Nashville. <http://www.aapm.org/meetings/99am/pdf/2795-64903.pdf>
- [12]. Helfi Yuliati dan Mukhlis Akhadi. *Faktor-faktor Koreksi dalam Evaluasi Dosis Perorangan dengan Dosimeter Thermoluminesensi*. *Buletin Alara*, Volume 5 Nomor 2&3, April 2004, 69–78.
- [13]. <http://www.radiologyinfo.org/en/info.cfm?PG=chestrad>.
- [14]. Olivera Ciraj, Srpko Markovic and Dusko Kosutic. *Patient Dosimetry in Diagnostic Radiology*. Vinca Institue of Nuclear Sciences, Serbia and Montenegro, July 2003. http://ntrp.vinca.rs/2003_1/1_2003%20Ciraj.pdf.
- [15]. Obed RI, Ademola AK, Adewoyin KA, Okunade OA. *Doses to Patients in Routine X-ray Examination of Chest, Skull, Abdomen and Pelvis in Nine Selected Hospitals in Nigeria*. *Medwell Journals* 2007;4:209-214.
<http://docsdrive.com/pdfs/medwelljournals/rjmsci/2007/209-214.pdf>
- [16]. NG KH, Rassiah P, Wang HB, Hambali AS, Muthuvellu P, Lee HP. *Doses to Patients in Routine X-ray Examinations in Malaysia*. *Br. J. Radiol* 1998;71:654-660. <http://bjr.birjournals.org/cgi/reprint/71/846/654.pdf>.
- [17]. Damijan Škrk, Urban Zdešar and Dejan Žontar. *Diagnostic reference levels for X-ray examinations in Slovenia*, *Radiol Oncol* 2006; 40(3): 189-95.

- <http://www.fmf.uni-lj.si/storage/14477/Ucni%20nacti%20FIZ-30-9-08-ang.pdf>.
- [18]. K. Kepler, A. Servomaa and I. Filippova. *Preliminary Reference Levels for Diagnostic Radiology in Estonia*. University of Tartu, Tartu, Estonia, University of Oulu, Oulu, Finland. <http://www.ut.ee/BM/pdf/Umea2005.pdf>.
- [19]. Marcelo B. Freitas and Elisabeth M. Yoshimura. *Diagnostic Reference Levels for the Most Frequent Radiological Examinations Carried Out in Brazil*. *Rev Panam Salud Publica*. 2009;25(2):95–104. <http://www.scielosp.org/pdf/rpsp/v25n2/v25n2a01.pdf>.
- [20]. Z. F. Lu,* E. L. Nickoloff, J. C. So, and A. K. Dutta. *Comparison of computed radiography and film screen combination using a contrast-detail phantom*. Department of Radiology, Columbia University, New York, October 2002. http://radiography.powweb.com/cr/fs_cr_comparison.pdf.
- [21]. Terri L. Fauber. *High Kilovoltage Digital Exposure Technique and Patient Dosimetry*. Virginia Commonwealth University Richmond, Virginia. <http://www.camrt.ca/conference/pdf/presentations/en/Saturday/1600/High%20KVp%20.pdf>.
- [22]. Keputusan Kepala Badan Pengawas Tenaga Nuklir No. 01-P /Ka-BAPETEN/ I-03 Tentang Pedoman Dosis Pasien Radiodiagnostik.
- [23]. *Radiation Safety Act 1975. Diagnostic X-ray Equipment Compliance Testing, Workbook 3, Major Radiographic Equipment*. Radiological Council of Western Australia, 2006.
- [24]. *Form of NSW EPA COMPLIANCE TESTING REPORT*. New South Wales Environmental Protection Agency, Australia.
- [25]. Khaisang Hemtiwakorn. *Measurements of Entrance Surface Dose and Organ Dose in Four Common Radiographic Examinations- a Comparative Study Between Free-in-Air Method and Thermoluminescent Dosimetry*. Thesis of Master of Science (Radiological Technology), Mahidol University, Thailand, 2008. <http://mulinet10.li.mahidol.ac.th/e-thesis/4837709.pdf>.
- [26]. IAEA Technical Document No.1126. *Intercomparison for individual monitoring of external exposure from photon radiation*. Viena, Austria, December 1999.
- [27]. IAEA Technical Document No.1126. *Radiation Doses in Diagnostic Radiology and Methods for Dose Reduction*. Viena, Austria, April 1995.
- [28]. Daniel A. Gollnic. *Basic Radiation Protection Technology*. 2nd ed. Pacific Radiation Corporation, July 1988.

Lampiran A. Data Hasil Survey *Reference Man*Tabel A.1 Data Statistik *Reference Man*

		Usia	Tinggi	Berat	Tebal Dada	
					AP	Lateral
Laki-laki	AVRG	36.8	165.0	60.0	20.4	28.4
	STDEV	12.8	6.4	12.1	2.5	2.6
Perempuan	AVRG	36.1	152.7	55.2	22.9	27.0
	STDEV	10.8	5.5	11.1	2.8	2.7
Total	AVRG	36.4	158.8	57.6	21.7	27.7
	STDEV	11.8	8.6	11.8	2.9	2.7
LAKI-LAKI > 50	AVRG	57.91	163.38	61.91	21.74	28.73
	STDEV	7.96	7.02	14.05	2.60	3.20
30≤LAKI-LAKI≤50	AVRG	38.49	165.31	62.04	20.67	28.74
	STDEV	6.09	6.50	12.52	2.33	2.66
30 < LAKI-LAKI	AVRG	24.23	165.42	56.35	19.50	27.87
	STDEV	3.23	5.83	9.35	2.29	2.18
PEREMPUAN>50	AVRG	58.04	150.60	51.13	22.41	25.95
	STDEV	6.75	6.50	11.87	3.03	3.68
30≤PEREMP≤50	AVRG	38.99	153.10	57.39	23.40	27.62
	STDEV	6.17	5.37	11.39	2.76	2.71
30 < PEREMPUAN	AVRG	24.84	152.69	52.33	22.02	26.24
	STDEV	2.69	5.47	9.53	2.53	1.92

		Usia	Tinggi	Berat	Tebal Dada	
					AP	Lateral
MAX	Total	86	185	110	30	36.5
	L				29.5	36.2
	P				30	36.5
MIN	Total	18	140	32	15	20
	L				15	22
	P				16.2	20
1st Quartile	Total	44	165	64	19.5	26
	L				19	26.5
	P				20.5	25.2
3th Quartile	Total				23.5	29.4
	L				21.5	30
	P				24.5	28.5

	Total	USIA>50	30≤U≤50	USIA<30
JML PEREMPUAN	273	25	160	88
JML LAKI-LAKI	264	44	128	92
TOTAL	537	69	288	180

Lanjutan

Tabel A.2 Data *Reference man* Laki-laki

No	L/P	Usia	Tinggi (cm)	Berat (kg)	BMI kg/m ²	Tebal Dada	
						AP	Lateral
1	L	18	166	47	17.1	17.7	26.8
2	L	19	163	55	20.7	19.3	27.2
3	L	20	153	48	20.5	29	27.5
4	L	20	163	64	24.1	20	28.5
5	L	20	165	45	16.5	16.5	26
6	L	20	164	52	19.3	19.5	26
7	L	20	164	50	18.6	19	28
8	L	20	161	51	19.7	20	30
9	L	20	169	50	17.5	16	26.2
10	L	20	162	51	19.4	18.7	27
11	L	20	185	54	15.8	16.9	27.2
12	L	20	170	57	19.7	18	26
13	L	20	169	59	20.7	17.7	28.9
14	L	20	168	51	18.1	19	26
15	L	20	176	58	18.7	19	28
16	L	20	170	53	18.3	19	23.5
17	L	20	172	47	15.9	18	26
18	L	20	156	50	20.5	19.5	25
19	L	20	166.5	50	18.0	20	24.5
20	L	21	161	46	17.7	16.8	27.5
21	L	21	170	55	19.0	16	26.2
22	L	21	168	70	24.8	21	29.4
23	L	22	162	47	17.9	17.5	27
24	L	22	167	51	18.3	19.2	26.5
25	L	22	158	53	21.2	18.2	26.7
26	L	22	168	55	19.5	21.5	28
27	L	22	168	55	19.5	19.5	26
28	L	22	159	56	22.2	21.3	26.9
29	L	22	166	57	20.7	17.7	30.5
30	L	22	155	63	26.2	20	30
31	L	22	165	63	23.1	19.6	24.3
32	L	22	167	66	23.7	19.5	29.5
33	L	22	160	45	17.6	19	24
34	L	22	160	55	21.5	20	25.5
35	L	22	160	50	19.5	17.5	28
36	L	23	173	54	18.0	19	27.2
37	L	23	162	50	19.1	19	25.3

No	L/P	Usia	Tinggi (cm)	Berat (kg)	BMI kg/m ²	Tebal Dada	
						AP	Lateral
38	L	23	168	58	20.5	19.4	28.2
39	L	24	170	52	18.0	15	26
40	L	24	162	57	21.7	20.2	30
41	L	24	163	59	22.2	19.7	28.1
42	L	24	165	64	23.5	22	29
43	L	24	165	65	23.9	19	28.5
44	L	24	165	65	23.9	21	27.5
45	L	24	166	68	24.7	20	30
46	L	24	167	70	25.1	20.5	31
47	L	24	172	81	27.4	23	35
48	L	24	172	51	17.2	19	27.5
49	L	24	168	72	25.5	22	30
50	L	25	157	50	20.3	18.5	30
51	L	25	169	65	22.8	23	28.5
52	L	25	162	44	16.8	17.8	27.1
53	L	25	171	50	17.1	17.5	27.5
54	L	25	174	77	25.4	22.5	30
55	L	25	165	48	17.6	19	26.5
56	L	25	172	61	20.6	20.5	27
57	L	25	170	75	26.0	23	33
58	L	26	161	50	19.3	18.5	29
59	L	26	163	55	20.7	17.5	31
60	L	26	164	45	16.7	16.7	26
61	L	26	156	60	24.7	19.5	28.4
62	L	26	175	60	19.6	19.7	28
63	L	26	167	65	23.3	19.5	29.5
64	L	27	160.5	47	18.2	19.5	28
65	L	27	165	50	18.4	18.5	27.1
66	L	27	169	51	17.9	18	24.1
67	L	27	163	59	22.2	20.5	29.6
68	L	27	166	85	30.8	24.5	34.3
69	L	27	170	46	15.9	18	26
70	L	27	155	49	20.4	20	27
71	L	27	158	55	22.0	19.5	27
72	L	27	168	55	19.5	19	28.5
73	L	27	170	48	16.6	19	27
74	L	27	158	45	18.0	16.5	23.5
75	L	27	159	55	21.8	22.5	30
76	L	28	163	60	22.6	18.5	27.5
77	L	28	153	42	17.9	15.5	23.7
78	L	28	172	70	23.7	21.1	31.5

No	L/P	Usia	Tinggi (cm)	Berat (kg)	BMI kg/m ²	Tebal Dada	
						AP	Lateral
79	L	29	165	55	20.2	28	29.5
80	L	29	173	57	19.0	19	29.5
81	L	29	167	55	19.7	21.5	27.5
82	L	29	166	54	19.6	19.5	28.5
83	L	29	155	49.5	20.6	18.2	29
84	L	29	165	55	20.2	18.3	28.5
85	L	29	168	60	21.3	21.5	28.5
86	L	29	172	69	23.3	20	30
87	L	29	172	71	24.0	20.5	29.5
88	L	29	180	90	27.8	24.3	32.2
89	L	29	164	56	20.8	17.5	27.5
90	L	29	160	51	19.9	17.5	27
91	L	29	157	49	19.9	21.5	25.5
92	L	29	165	46	16.9	17	27
93	L	30	164	55	20.4	19	27
94	L	30	156	63	25.9	20	30
95	L	30	166	43	15.6	18.1	24.3
96	L	30	171	57	19.5	19.5	26
97	L	30	164	62	23.1	19.5	28
98	L	30	167	65	23.3	20	29
99	L	30	169	71	24.9	24	31
100	L	30	179	80	25.0	20.3	30
101	L	30	176	84	27.1	23.5	29.5
102	L	30	175	103	33.6	25	36.2
103	L	30	154	50	21.1	19.5	25.2
104	L	30	165	62	22.8	21	27
105	L	31	163	50	18.8	18	27
106	L	31	164.5	59	21.8	21	28
107	L	31	164	47	17.5	17	25
108	L	31	163	75	28.2	26.1	31.4
109	L	31	165	77	28.3	22.9	29.1
110	L	31	178	77	24.3	21	32
111	L	31	157	79	32.0	27.5	34.5
112	L	31	168	110	39.0	24.5	35
113	L	31	163	63	23.7	19.5	29.5
114	L	31	170	70	24.2	23.5	29
115	L	32	165	68	25.0	21.5	32
116	L	32	167	63	22.6	20	32
117	L	32	152	49	21.2	19	26.6
118	L	32	169	57	20.0	19	28.5
119	L	32	153	58	24.8	17	27.1

No	L/P	Usia	Tinggi (cm)	Berat (kg)	BMI kg/m ²	Tebal Dada	
						AP	Lateral
120	L	32	175	72	23.5	20	30
121	L	32	158	45	18.0	19	26
122	L	32	160	57	22.3	19.5	28
123	L	33	155	71	29.6	23.3	29.1
124	L	33	176	66	21.3	21	29
125	L	33	160	47	18.4	18.5	23
126	L	34	165	47	17.3	19	27
127	L	34	156	63	25.9	21	28
128	L	34	167	65	23.3	21.5	26.5
129	L	35	157	50	20.3	20	28
130	L	35	167	50	17.9	19	26.5
131	L	35	165	57	20.9	23	30
132	L	35	165	47	17.3	17.3	28.1
133	L	35	167	55	19.7	18.2	27
134	L	35	175	73	23.8	21.5	30.2
135	L	35	165	52	19.1	21	28
136	L	35	167	55	19.7	19	29
137	L	35	170	60	20.8	20	27
138	L	35	165	60	22.0	20.5	29.5
139	L	35	172	54	18.3	17.5	25.5
140	L	35	147	51	23.6	19.5	26
141	L	35	161	48	18.5	20	28.5
142	L	35	168	55	19.5	20	25
143	L	36	165	60	22.0	20.5	34
144	L	36	165	51	18.7	17	24.5
145	L	36	168	65	23.0	21.5	30
146	L	36	165	70	25.7	21.5	30.5
147	L	36	182	74	22.3	20.5	29.5
148	L	36	154	58	24.5	19.5	30.5
149	L	37	173	61	20.4	21.5	30.5
150	L	37	156	55	22.6	20.8	27.7
151	L	37	158	60	24.0	19.5	27.5
152	L	37	159	60	23.7	22	28.7
153	L	37	173	77	25.7	23.5	31.5
154	L	37	154	46	19.4	18	26
155	L	38	165	61	22.4	18	31
156	L	38	164	49	18.2	19	26
157	L	38	169	54	18.9	17	29
158	L	38	172	81	27.4	20.8	32.9
159	L	38	158	85	34.0	24.5	33.5
160	L	38	173	51	17.0	20.5	26

No	L/P	Usia	Tinggi (cm)	Berat (kg)	BMI kg/m ²	Tebal Dada	
						AP	Lateral
161	L	39	161	41	15.8	17.7	25.7
162	L	39	163	56	21.1	19.5	28.3
163	L	39	165	64	23.5	22.9	32.5
164	L	39	169	72	25.2	19.5	29.2
165	L	39	172	80	27.0	23.3	33
166	L	40	165	60	22.0	22	29
167	L	40	168	52	18.4	21	28
168	L	40	153	54	23.1	21	27
169	L	40	180	59	18.2	19.4	29.2
170	L	40	167	64	22.9	21.6	27.8
171	L	40	154	52	21.9	17	28
172	L	40	162	57	21.7	21.5	27
173	L	40	161.5	48	18.4	19.5	25
174	L	41	164	74	27.5	22	28.5
175	L	41	167	66	23.7	21	29
176	L	41	163	73	27.5	22.5	31.2
177	L	41	170	83	28.7	24	32.6
178	L	41	170	56	19.4	20	25.5
179	L	42	168	53	18.8	18	28
180	L	42	170	55	19.0	20.5	28.5
181	L	42	164	61.5	22.9	19.5	29
182	L	42	165	62	22.8	18.5	25.5
183	L	42	163	63	23.7	21	30
184	L	42	168	50	17.7	19	26.5
185	L	43	165	44	16.2	15.5	24.3
186	L	43	163	45	16.9	18.3	26.5
187	L	43	170	51	17.6	17	26.2
188	L	43	167	95	34.1	24.5	36
189	L	43	169	62	21.7	21	32.5
190	L	43	170	55	19.0	19.5	28
191	L	44	161	63	24.3	21.5	28
192	L	45	165	62	22.8	20	29
193	L	45	169	74	25.9	22	30
194	L	45	164	85	31.6	22.5	35
195	L	45	165	72	26.4	23	30
196	L	45	165	50	18.4	18.5	27
197	L	46	157	51	20.7	18.8	27
198	L	46	165	60	22.0	19.6	28
199	L	46	172	72	24.3	20.5	31
200	L	46	171	78	26.7	22	30.2
201	L	46	182	95	28.7	27	31.8

No	L/P	Usia	Tinggi (cm)	Berat (kg)	BMI kg/m ²	Tebal Dada	
						AP	Lateral
202	L	46	168	51	18.1	19	26
203	L	46	174	51	16.8	29	26.5
204	L	47	160	61	23.8	20	29.5
205	L	47	167	67	24.0	21	30
206	L	47	168	67	23.7	20.5	30
207	L	47	168	58	20.5	19.5	26.5
208	L	48	172	75	25.4	25.5	35.5
209	L	48	160	63	24.6	21	27.5
210	L	48	158	75	30.0	23.7	32.8
211	L	48	172	56	18.9	20	27
212	L	48	170	59	20.4	21.5	26
213	L	48	155	55	22.9	18.5	26
214	L	49	165	67	24.6	25	31
215	L	49	160	56	21.9	19	29
216	L	49	162	60	22.9	22	26
217	L	50	165	70	25.7	22.8	29.7
218	L	50	170	75	26.0	23.5	30
219	L	50	152	40	17.3	19	25.5
220	L	50	158	51	20.4	20	26
221	L	51	169	55	19.3	19	25
222	L	51	170	79	27.3	25	32.5
223	L	51	170	82	28.4	22.2	33
224	L	51	163	93	35.0	28.4	33.6
225	L	51	169	50	17.5	18	25.5
226	L	52	163	40	15.1	21.5	29.5
227	L	52	160	67	26.2	23	31
228	L	52	164	64	23.8	23	28
229	L	52	169	54	18.9	20.5	29
230	L	52	163	65	24.5	21.5	27
231	L	53	159	53	21.0	21	26.5
232	L	53	168	55	19.5	18.5	29.5
233	L	53	172	70	23.7	21.5	28.5
234	L	53	169	73	25.6	22	32
235	L	53	156	50	20.5	19.5	26
236	L	54	152	54	23.4	18.5	26
237	L	54	160	59	23.0	22.3	31
238	L	54	163	63	23.7	21	29.2
239	L	54	155	51	21.2	18	27
240	L	55	170	45	15.6	22.5	25.5
241	L	55	165	50	18.4	19.5	28.5
242	L	55	170	95	32.9	27	32

No	L/P	Usia	Tinggi (cm)	Berat (kg)	BMI kg/m ²	Tebal Dada	
						AP	Lateral
243	L	55	169	76	26.6	23	32
244	L	55	173	78	26.1	24.3	33.5
245	L	55	173	82	27.4	24.6	36
246	L	56	159	76	30.1	23	31.2
247	L	56	169	83	29.1	22	31
248	L	57	160.5	50	19.4	22	24.5
249	L	58	168	69	24.4	22	33
250	L	58	152	59	25.5	20.2	27.8
251	L	58	173	71	23.7	21.5	28.5
252	L	59	165	48	17.6	18	22
253	L	60	168	66	23.4	21	28.5
254	L	62	162	58	22.1	21	30
255	L	62	171	84	28.7	26	34
256	L	63	160	59	23.0	22	26.5
257	L	63	158	50	20.0	19	24.5
258	L	63	147	50	23.1	21.5	28
259	L	65	158	50	20.0	20	26
260	L	70	155	42	17.5	29.5	23
261	L	70	165	53	19.5	19.5	29
262	L	75	155	59	24.6	22	27
263	L	81	164	50	18.6	20	27
264	L	86	145	44	20.9	21	25.3

Lanjutan

Tabel A.3. Data Reference Man Perempuan

No	L/P	Usia	Tinggi (cm)	Berat (kg)	BMI	Tebal Dada	
					kg/m ²	AP	Lateral
1	P	19	149	45	20.3	20	24
2	P	19	151	48	21.1	20	24.5
3	P	20	145	43	20.5	19.7	24.2
4	P	20	150	45	20.0	20	24
5	P	21	148	43	19.6	21	23.5
6	P	21	152	39	16.9	19.5	21.9
7	P	21	154	54	22.8	22.5	25.5
8	P	21	156	40	16.4	19	25
9	P	22	152	42	18.2	21.5	25
10	P	22	155	58	24.1	24.5	27
11	P	22	160	63	24.6	26.5	31.5
12	P	22	143	41	20.0	19	23.5
13	P	22	145	45	21.4	20.2	26.9
14	P	22	152	50	21.6	19.5	25.5
15	P	22	153	52	22.2	23	25.5
16	P	22	157	67	27.2	26	27.5
17	P	22	158.5	53	21.1	24	26.3
18	P	22	148	44	20.1	21	23.5
19	P	23	154	64	27.0	24	29
20	P	23	161	60	23.1	21.5	27
21	P	23	151	50	21.9	22	27
22	P	23	143.5	50	24.3	23	26
23	P	23	146	42	19.7	20	23
24	P	23	149	45	20.3	18.5	26
25	P	23	160	45	17.6	16.2	24.9
26	P	23	156	46	18.9	18	26.5
27	P	23	154	50	21.1	20.5	26.5
28	P	23	152	55	23.8	23.5	26.5
29	P	23	158	60	24.0	22.5	27
30	P	23	155	66	27.5	22.5	25.2
31	P	23	156	89	36.6	25.5	28.5
32	P	23	150	43	19.1	20.2	25.5
33	P	23	150	48	21.3	20	26
34	P	23	144.5	38	18.2	20.5	24.5
35	P	24	147.5	52	23.9	24	27
36	P	24	150	45	20.0	21	25
37	P	24	149	45	20.3	20.5	25.5

No	L/P	Usia	Tinggi (cm)	Berat (kg)	BMI	Tebal Dada	
					kg/m ²	AP	Lateral
38	P	24	151	64	28.1	25.5	30.5
39	P	24	150	42	18.7	18	23.8
40	P	24	157	62	25.2	25	26
41	P	24	153	49	20.9	23.5	27
42	P	25	147	48	22.2	22	25
43	P	25	146	40	18.8	20	24
44	P	25	151	63	27.6	25.5	30
45	P	25	145	49	23.3	19.5	26
46	P	25	153	50	21.4	18.1	25
47	P	25	160	60	23.4	22	28
48	P	25	143	47	23.0	23.5	27
49	P	25	155	58	24.1	24.5	26.2
50	P	25	142.5	35	17.2	19.5	22
51	P	25	150	47	20.9	22	25
52	P	25	152	63	27.3	27	27
53	P	26	157	42	17.0	21.5	24.5
54	P	26	153	46	19.7	20.5	27.5
55	P	26	162	63	24.0	26	29.5
56	P	26	152	70	30.3	26.5	28.5
57	P	26	146	44	20.6	20.5	22.2
58	P	26	148	60	27.4	27.5	28
59	P	26	154	46	19.4	19.7	24
60	P	26	158	45	18.0	21	25.2
61	P	27	156	40	16.4	17.5	26.5
62	P	27	147	50	23.1	20	25.5
63	P	27	152	50	21.6	26	26
64	P	27	157	57	23.1	22	26
65	P	27	158	50	20.0	20.5	26
66	P	27	153	54	23.1	23	26
67	P	27	151	59	25.9	22.2	28.5
68	P	27	156	60	24.7	23.6	26
69	P	27	159	72	28.5	25	28.5
70	P	27	147	49	22.7	20.5	28
71	P	28	150	48	21.3	20.5	26
72	P	28	148	60	27.4	28	30
73	P	28	158	60	24.0	24	27
74	P	28	142	49	24.3	25	28
75	P	28	152	52	22.5	21.1	25
76	P	28	167	53	19.0	18.8	27.5
77	P	28	160	68	26.6	23	29
78	P	29	157	51	20.7	22	25.5

No	L/P	Usia	Tinggi (cm)	Berat (kg)	BMI	Tebal Dada	
					kg/m ²	AP	Lateral
79	P	29	165	58	21.3	20.5	28
80	P	29	156	50	20.5	22.5	25
81	P	29	164	60	22.3	24	28
82	P	29	150	47	20.9	20.3	26.4
83	P	29	162	60	22.9	22	28.5
84	P	29	161	80	30.9	26.8	29.2
85	P	29	151	51	22.4	21	26
86	P	29	148	54	24.7	22	24
87	P	29	154	55	23.2	24	28
88	P	29	155	50	20.8	22	27.5
89	P	30	152	50	21.6	20.5	28.5
90	P	30	153	54	23.1	23	27
91	P	30	155.5	59	24.4	23.5	29.5
92	P	30	151	62	27.2	24	30
93	P	30	152	43	18.6	17.5	26.5
94	P	30	158	46	18.4	19.8	25.5
95	P	30	159	47	18.6	20	25.5
96	P	30	147	51	23.6	23.1	29.1
97	P	30	151	51	22.4	20.5	27.5
98	P	30	153	56	23.9	22	26
99	P	30	158	70	28.0	23	29.7
100	P	30	163	72	27.1	28	29
101	P	30	143	41	20.0	22	25
102	P	30	155	75	31.2	26	30
103	P	30	159	74	29.3	27.5	27.2
104	P	30	150	50	22.2	21	26
105	P	30	155	54	22.5	22	27.5
106	P	31	145	54	25.7	23	28.5
107	P	31	152	48	20.8	18.5	25.2
108	P	31	150	65	28.9	28	30
109	P	31	151	49	21.5	22	25.5
110	P	31	154	48	20.2	20	26
111	P	32	156	44	18.1	21	25.5
112	P	32	146	49	23.0	22	25
113	P	32	166	66	24.0	25	29
114	P	32	151.5	46	20.0	23	24
115	P	32	155.5	68	28.1	27	28.5
116	P	32	152	57	24.7	22.5	27
117	P	32	165	50	18.4	21.5	27
118	P	32	156	57	23.4	23.5	28.5
119	P	33	153	43	18.4	21	24.8

No	L/P	Usia	Tinggi (cm)	Berat (kg)	BMI	Tebal Dada	
					kg/m ²	AP	Lateral
120	P	33	156	62	25.5	24.5	28
121	P	33	145	54	25.7	26	26.5
122	P	34	157	54	21.9	23	27
123	P	34	165.5	63	23.0	23.5	29
124	P	34	155	54	22.5	23	27
125	P	34	159	60	23.7	23.4	29
126	P	34	159	70	27.7	25	28.5
127	P	34	155	60	25.0	23.5	27.5
128	P	35	157	45	18.3	20	24.5
129	P	35	150	50	22.2	20.5	26
130	P	35	149	45	20.3	23.5	24
131	P	35	154	74	31.2	25	29
132	P	35	145	38	18.1	17	23.5
133	P	35	153	56	23.9	25	27.7
134	P	35	156	61	25.1	23	29
135	P	35	165	71	26.1	25	28.5
136	P	35	154	70	29.5	25	32
137	P	35	149	37	16.7	29	21.5
138	P	35	152.2	60	25.9	23.5	27.5
139	P	35	155	46	19.1	21	27
140	P	35	151	53	23.2	22.5	26.5
141	P	36	149	67	30.2	25	30
142	P	36	153	50	21.4	21	25
143	P	36	157	50	20.3	19.5	25.8
144	P	36	151	52	22.8	20.2	27
145	P	36	150	59	26.2	24.2	28
146	P	36	155	61	25.4	22	27.4
147	P	36	153	63	26.9	26.7	30
148	P	36	153	66	28.2	25.5	30.5
149	P	36	158	67	26.8	23	31
150	P	36	160	76	29.7	26.5	28.5
151	P	36	154	83	35.0	26.8	30
152	P	36	150	44	19.6	19	26
153	P	36	156	53	21.8	21.5	26
154	P	37	148	44	20.1	21	25
155	P	37	149	52	23.4	21.5	26.2
156	P	37	160	56	21.9	24	26
157	P	37	148	57	26.0	22	26
158	P	37	164	71	26.4	24.8	29.5
159	P	37	160	82	32.0	26.8	33
160	P	37	155	84	35.0	28.7	34.6

No	L/P	Usia	Tinggi (cm)	Berat (kg)	BMI	Tebal Dada	
					kg/m ²	AP	Lateral
161	P	37	148	67	30.6	27	28
162	P	37	155	45	18.7	18	23
163	P	37	153	45	19.2	20.5	24.5
164	P	37	150	53	23.6	24	26
165	P	38	151	66	28.9	25	30
166	P	38	152	60	26.0	26	29
167	P	38	161	52	20.1	19.8	25.5
168	P	38	156	65	26.7	27	32
169	P	38	165	78	28.7	28.2	31
170	P	38	148	39	17.8	22	24
171	P	39	148	42	19.2	22	26
172	P	39	150	43	19.1	19.5	26.5
173	P	39	152	61	26.4	25	26.5
174	P	39	156	61	25.1	23.5	30.7
175	P	39	154	62	26.1	24	28
176	P	39	154	76	32.0	27	33.5
177	P	39	147	40	18.5	21	23.5
178	P	39	147.5	42	19.3	20.5	24
179	P	40	152	58	25.1	20.5	29
180	P	40	165	60	22.0	22	26.5
181	P	40	143	43	21.0	19	24.7
182	P	40	158	60	24.0	21.5	28
183	P	40	155	75	31.2	27.5	33.5
184	P	40	148	45	20.5	21	26
185	P	40	140	49	25.0	20	25.5
186	P	40	151	54	23.7	23.5	26
187	P	40	152	63	27.3	25.5	26.7
188	P	40	147	60	27.8	25.5	30
189	P	41	145.5	47	22.2	21.5	25.5
190	P	41	157	52	21.1	23	28
191	P	41	155	63	26.2	24	28
192	P	41	148	44	20.1	19.5	24.5
193	P	41	154	45	19.0	21	24.5
194	P	41	154	51	21.5	21.2	26.8
195	P	41	160	57	22.3	24	28.5
196	P	41	147	62	28.7	24.8	29.5
197	P	41	156	64	26.3	22.7	32
198	P	41	154	72	30.4	29.5	30.5
199	P	42	147	64	29.6	25.5	28
200	P	42	157	59	23.9	25.5	27
201	P	42	160	82	32.0	25	34

No	L/P	Usia	Tinggi (cm)	Berat (kg)	BMI	Tebal Dada	
					kg/m ²	AP	Lateral
202	P	42	165	62	22.8	25.2	28
203	P	42	164	65	24.2	24	28.7
204	P	42	155	97	40.4	30	36.5
205	P	43	147	45	20.8	24	25
206	P	43	165	52	19.1	21.5	25.8
207	P	43	152	76	32.9	28	31.5
208	P	43	145	50	23.8	23	25
209	P	44	153	50.5	21.6	23	27.5
210	P	44	148	57	26.0	22.5	29
211	P	44	147	82	37.9	30	35.1
212	P	44	155	45	18.7	20	23.5
213	P	45	158	53	21.2	23.5	28
214	P	45	145	67	31.9	26.5	34
215	P	45	151	54	23.7	22.5	25
216	P	45	147	52	24.1	20	25
217	P	45	149	54	24.3	23.5	27.5
218	P	45	146	55	25.8	22.2	25.5
219	P	45	155	57	23.7	23.5	29.2
220	P	45	156	40	16.4	21.5	22.5
221	P	45	145	45	21.4	24	24
222	P	46	159	50	19.8	20.5	27
223	P	46	153	41	17.5	19	23.5
224	P	46	151	58	25.4	25.5	28.5
225	P	46	159	60	23.7	23	27
226	P	47	153	66	28.2	26.5	26
227	P	47	143	53	25.9	23	29
228	P	47	144	41	19.8	21	23.5
229	P	48	145	67	31.9	28	31
230	P	49	152	52	22.5	23.6	28
231	P	49	149	64	28.8	25.8	31.3
232	P	49	152	65	28.1	23	29
233	P	49	154	86	36.3	29.7	33.5
234	P	49	151	77	33.8	28	30
235	P	49	155	74	30.8	26	29
236	P	50	147	47	21.8	23	26.5
237	P	50	153	63	26.9	23	31
238	P	50	152	52	22.5	23.8	28
239	P	50	164	63	23.4	23	27
240	P	50	154	65	27.4	26	27.5
241	P	50	156	70	28.8	28.6	30.7
242	P	50	158	51	20.4	19.5	26

No	L/P	Usia	Tinggi (cm)	Berat (kg)	BMI	Tebal Dada	
					kg/m ²	AP	Lateral
243	P	50	152	60	26.0	22	27.5
244	P	50	154	55	23.2	23	27
245	P	50	145	41	19.5	21.2	22.5
246	P	50	148	40	18.3	18.5	23
247	P	50	148.5	55	24.9	27	27
248	P	50	153	63	26.9	27	31
249	P	51	152	58	25.1	24	26.5
250	P	51	157	77	31.2	28	33.5
251	P	52	157	64	26.0	24	31
252	P	52	154	65	27.4	25.5	31
253	P	52	154	70	29.5	28	30.5
254	P	52	143	49	24.0	21	23.5
255	P	53	149.5	56	25.1	23	30
256	P	53	147	54	25.0	23.5	25.5
257	P	53	143	47	23.0	24	24
258	P	54	152	32	13.9	18.5	22
259	P	55	143	50	24.5	24.5	26.5
260	P	55	155	52	21.6	22	27
261	P	56	154	52	21.9	23	27.5
262	P	56	149	57	25.7	22.2	29.5
263	P	56	165	39	14.3	17	23
264	P	56	149	43	19.4	18	23
265	P	60	146	37	17.4	17	23.2
266	P	60	156	73	30.0	24	28.5
267	P	60	165	45	16.5	20	24
268	P	63	151	49	21.5	23	22
269	P	64	145	39	18.5	20	21
270	P	65	142	52	25.8	25.2	28.5
271	P	66	148	45	20.5	24.5	20
272	P	74	145	44	20.9	22	24
273	P	75	145	36	17.1	20	24

LAMPIRAN B. Data Hasil Uji Keandalan Pesawat Sinar-X

B.1. Rumah Sakit A

kVp Accuracy and Radiation Output

Unit Id	0	Site	Instalasi Radiologi
		Site Specific Location	Kamar Radiologi 1
Test Equipment		Focus-chamber distance (cm)	107
kVp/timer/dosemeter	UNFORS	Focus	Large

kVp Accuracy

Set mA	-	(no adjustment)
Time(s)	-	(no adjustment)
mAs	20	

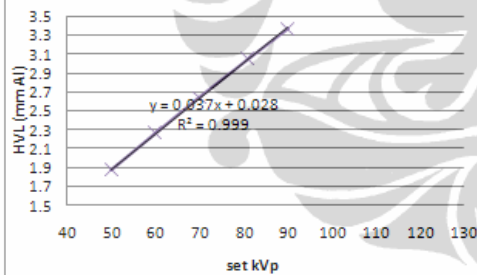
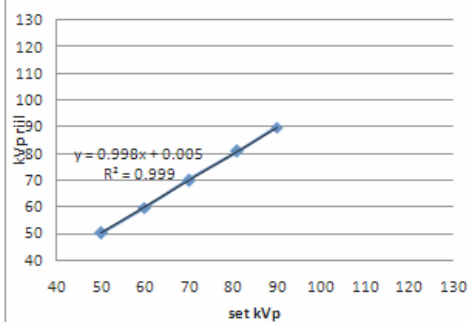
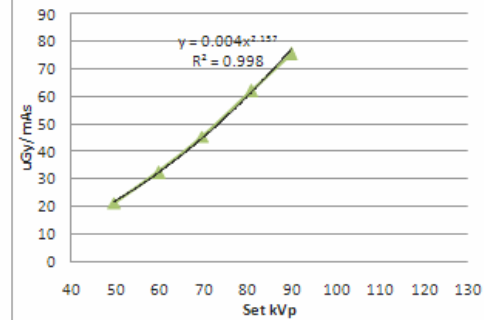
Set kVp	kVp	% Error	uGy	uGy/mAs	HVL (mmAl)	Time (ms)	mGy/menit	mGy/s
50	50.07	0.1	427.2	21.4	1.88	25.55	1003.21	16.72
60	59.61	-0.7	648.5	32.4	2.27	25.66	1516.37	25.27
70	69.98	0.0	911.7	45.6	2.64	30.22	1810.13	30.17
81	80.86	-0.2	1239	62.0	3.05	36.33	2046.24	34.10
90	89.85	-0.2	1511	75.6	3.37	39.22	2311.58	38.53

EPA Specifications *: kVp accuracy must be within 5%**RCWA Specifications** *: Assessment of error at less than or equal to 100 kVp* the kVp passes if the measured error $\leq \pm 5.5\%$ * kVp is borderline and attention may be required if the measured error is $\geq \pm 5.5\%$ and $\leq \pm 6.0\%$ * the kVp fails if the measured error $\geq \pm 6.0\%$.**Compliance EPA**

PASS

RCWA

PASS

Hubungan HVL terhadap set kVp**Hubungan set kVp terhadap real kVp****Radiation Output**

Lanjutan

kVp, Time and Output Reproducibility

Unit Id 0

Site

Instalasi Radiologi

Site Specific Location

Kamar Radiologi 1

Test Equipment

kVp/timer/dosemeter

UNFORS

Focus-Detector distance (cm)

107

Focus

Large

Reproducibility

Set kVp

81

Set mA

-

Time(s)

-

mAs

20

kVp Av.	Time(ms)	uGy	HVL(mmAl)	Gy/m
81.23	35.33	1231.0	3.05	1.388
80.97	35.33	1232.0	3.05	1.378
81.41	35.11	1232.0	3.04	1.384
80.86	36.33	1239.0	3.05	1.386

AVERAGE	81.1175	35.525	1233.5
STDEV	0.249181995	0.5465955	3.6968455
CV	0.0031	0.0153862	0.002997

EPA Specifications:

CV

<0.02

<0.05

<0.05

HVL

> 2.3 mm Al @ 80 kVp

RCWA Specifications :

<0.1

<0.05

Compliance

PASS

PASS

PASS

PASS

Lanjutan

B.2. Rumah Sakit B

kVp Accuracy and Radiation Output

Unit Id 007840

Site

Instalasi Radiologi 5

Site Specific Location

Kamar Radiologi 5

Test Equipment

kVp/timer/dosemeter

UNFORS

Focus-chamber distance (cm)

100

Focus

Large

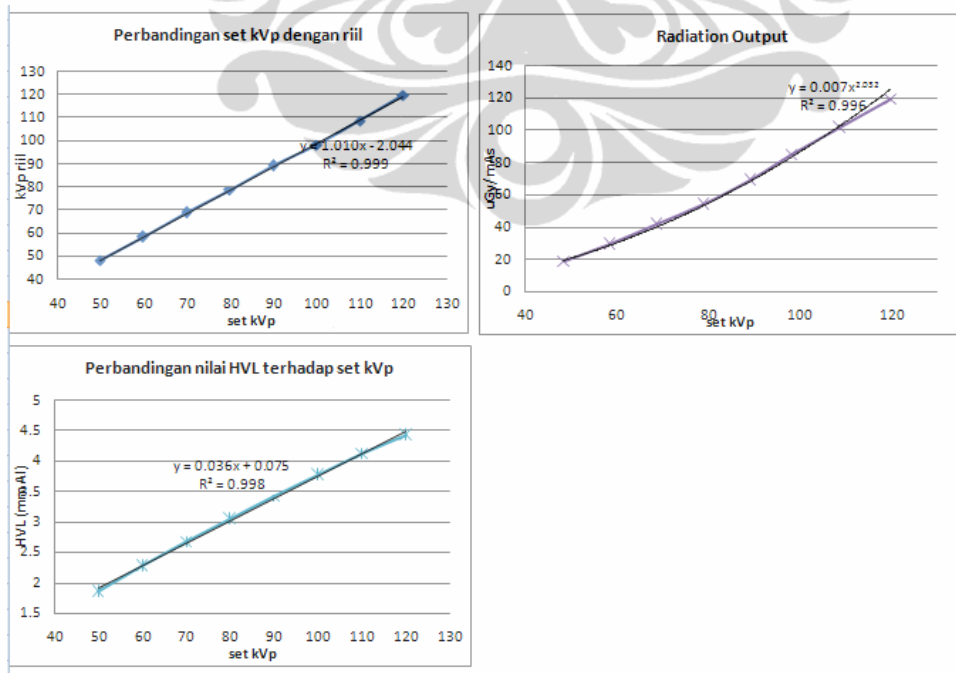
kVp Accuracy

Set mA	200
Time(s)	0.1
mAs	20

Set kVp	Meas (kV)	% Error	uGy	uGy/mAs	HVL (mmAl)	Time (ms)	nGy/meni	mGy/s
50	48.42	-3.2	372.9	18.6	1.86	94.44	236.912	3.949
60	58.56	-2.4	598.2	29.9	2.28	95	377.811	6.297
70	68.83	-1.7	844	42.2	2.67	95.22	531.821	8.864
80	78.95	-1.3	1092	54.6	3.05	95.22	688.091	11.468
90	89.29	-0.8	1392	69.6	3.43	95.55	874.097	14.568
100	98.18	-1.8	1694	84.7	3.78	95.66	1062.513	17.709
110	108.7	-1.2	2038	101.9	4.12	95.77	1276.809	21.280
120	119.8	-0.2	2385	119.3	4.43	95.88	1492.491	24.875

EPA Specifications: kVp accuracy must be within 5%**RCWA Specifications:** Assesment of error at less than or equal to 100 kVp* the kVp passes if the measured error $\leq \pm 5.5\%$ * kVp is borderline and attention may be required if the measured error is $\geq \pm 5.5\%$ and $\leq \pm 6.0\%$ * the kVp **fails** if the measured error $\geq \pm 6.0\%$.**Pelatihan QC RSCM:** Tingkat perbaikan $\pm 10\%$ dari kVp yg diharapkan atau ± 10 kV pada ≥ 100 kV

Compliance EPA	PASS
Pelatihan QC RSCM	PASS
RCWA	PASS



Lanjutan

Timer Accuracy and Radiation Output Linearity**Unit Id** 007840**Site**

Instalasi Radiologi 5

Site Specific Location

Kamar Radiologi 5

Test Equipment

kVp/timer/dosemeter UNFORS

Focus-Detector distance (cm)

100

Focus

Large

kVp Accuracy

Set kVp	80
mA	200

Set Time (s)	Meas.(s)	% Error	Meas kVp	uGy	uGy/mAs	HVL(mmAl)	uGy/mAs ⁻¹	mGy/m
0.05	0.04544	-9.1	78.78	506	50.6	2.54	55.67782	668.1338028
0.1	0.09522	-4.8	78.95	1092	54.6	3.05	57.34089	688.0907372
0.2	0.1955	-2.3	78.85	2287	57.2	3.05	58.49105	701.8925831
0.4	0.3956	-1.1	78.85	4682	58.5	3.05	59.17594	710.1112235
0.8	0.7958	-0.5	78.86	9466	59.2	3.05	59.47474	713.6969088

^ jika mAs yang digunakan adalah 200 mA x Meas.(s)

CL 0.08

0.032973

EPA Specifications: Timer accuracy must be within 5% or 1 Pulse
Coefficient of Linearity must be <0.1

Compliance

PASS

PASS

Lanjutan

kVp, Time and Output Reproducibility**Unit Id** 007840**Site**

Instalasi Radiologi 5

Site Specific Location

Kamar Radiologi 5

Test Equipment

kVp/timer/dosemeter UNFORS

Focus-Detector distance (cm)

100

Focus

Large

Reproducibility

Set kVp 80

Set mA 200

Time(s) 0.1

mAs 20

kVp Av.	Time(ms)	uGy	HVL(mmAl)	mGy/m
78.95	95.22	1092.0	3.05	688.09
78.62	95.33	1093.0	3.05	687.93
79.02	95.44	1095.0	3.04	688.39
78.79	95.33	1093.0	3.04	687.93
79.15	95.44	1094.0	3.04	687.76

AVERAGE	78.91	95.35	1093.40
STDEV	0.21	0.09	1.14
CV	0.0026	0.000965	0.001043

EPA Specifications:

CV <0.02 <0.05 <0.05

HVL

>2.3 @ 80 kVp

RCWA Specifications :

<0.1 <0.05

Compliance

PASS PASS PASS PASS

Lanjutan

B.3. Rumah Sakit C

kVp Accuracy and Radiation Output**Unit Id** Pesawat Toshiba**Site**

Instalasi Radiologi 1

Site Specific Location

Kamar Radiologi 2

Test Equipment

kVp/timer/dosemeter UNFORS

Focus-chamber distance (cm)

106

Focus

Large

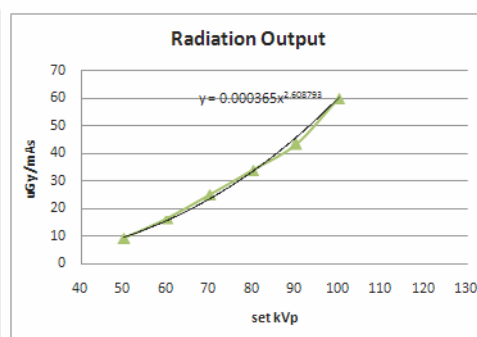
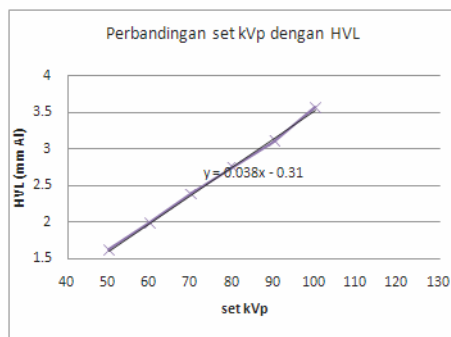
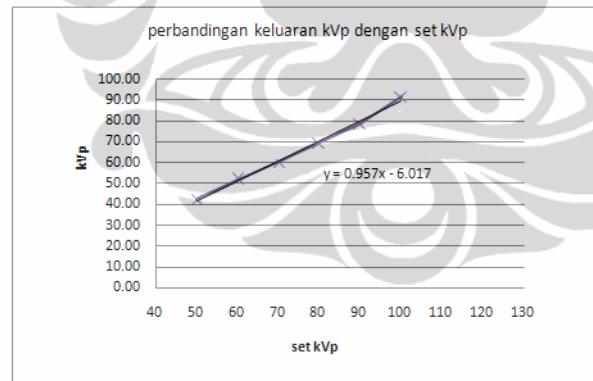
kVp Accuracy

Set mA	400
Time(s)	0.052
mAs	20.8

Set kVp	kVp	% Error	uGy	uGy/mAs	HVL (mmAl)	Time (ms)	Gy/menit	mGy/s
50	42.52	-15.0	193.9	9.3	1.62	47.55	0.244	4.068
60	51.9	-13.5	345.2	16.6	1.99	47.77	0.434	7.233
70	60.29	-13.9	525.1	25.2	2.39	48	0.657	10.950
80	69.6	-13.0	706.6	34.0	2.75	48.11	0.881	14.683
90	78.67	-12.6	903.8	43.5	3.1	48.11	1.127	18.783
100	91.59	-8.4	1250	60.1	3.57	48.33	1.551	25.850

EPA Specifications: kVp accuracy must be within 5%**Compliance**

FAIL



Lanjutan

Timer Accuracy and Radiation Output Linearity

Unit Id Pesawat Toshiba **Site** Instalasi Radiologi 1
Site Specific Location Kamar Radiologi 2

Test Equipment

kVp/timer/dosemeter

Focus-Detector distance (cm)

106

Focus

Large

kVp Accuracy

Set kVp	80
mA	400

Set Time (s)	Meas.(s)	% Error	Meas kVp	uGy	uGy/mAs
0.05	0.046	-8.0	64.59	354.2	17.7
0.1	0.09611	-3.9	65.48	983.9	24.6
0.2	0.1963	-1.9	71.51	3060	38.3
0.4	0.3962	-1.0	72.51	6334	39.6
0.8	0.7967	-0.4	73.4	12790	40.0

CL 0.39

EPA Specifications: Timer accuracy must be within 5% or 1 Pulse
 Coefficient of Linearity (CL) must be <0.1

Compliance

FAIL

Lanjutan

kVp, Time and Output Reproducibility**Unit Id** Pesawat Toshiba**Site**

Instalasi Radiologi 1

Site Specific Location

Kamar Radiologi 2

Test Equipment

kVp/timer/dosemeter

UNFORS

Focus-Detector distance (cm)

106

Focus

Large

Reproducibility

Set kVp

81

Set mA

500

Time(s)

0.042

mAs

20

kVp Av.	Time(ms)	uGy	HVL(mmAl)	Gy/m
64.76	35.88	576.8	2.59	0.9643
64.75	35.88	578.8	2.58	0.9676
64.77	35.88	581.1	2.58	0.9716
64.97	35.88	578.8	2.59	0.9677

AVERAGE	64.813	35.880	578.875
STDEV	0.105	0.000	1.758
CV	0.002	0.000	0.003

EPA Specifications:

CV

<0.02

<0.05

<0.05

HVL

> 2.3 mm Al @ 80 kVp

Compliance

PASS

PASS

PASS

PASS

Lampiran C. Data pengukuran ESD metoda langsung pada pasien

Tabel C.1. Rumah Sakit A

NO	L/P	UMUR	cm x cm			kV	mAs	FTD	FSD	TEBAL	FDD = FSD		FDD =100 cm	
											μGy	$\mu\text{Gy/mAs}$	μGy	$\mu\text{Gy/mAs}$
1	P	54	38.2	x	34.3	68	9	157	140	17	230	26	450	50
2	L	65	36.4	x	35.6	68	10	157	139	18	269	27	521	52
3	L	78	36.4	x	35.6	70	8	157	139.5	17.5	255	32	496	62
4	P	18	31.1	x	33	70	9	157	138	19	275	31	524	58
5	P	24	36.4	x	39.9	70	10	157	135.5	21.5	329	33	605	60
6	L	59	38.3	x	31.3	70	10	157	136	21	317	32	587	59
7	L	63	36.4	x	35.6	70	10	157	137	20	307	31	577	58
8	L	40	39.1	x	32.9	70	10	157	139.5	17.5	266	27	518	52
9	L	21	37.4	x	27.7	70	14	157	135	22	471	34	858	61
10	P	32	39.2	x	36.5	71.5	11	157	136	21	345	31	639	58
11	P	45	50.6	x	34	71.5	11	157	133.5	23.5	368	33	657	60
12	L	19	55.4	x	50.4	71.5	11	157	136	21	372	34	688	63
13	L	48	54.7	x	50.4	71.5	11	157	136.5	20.5	355	32	662	60
14	P	55	38.7	x	38.1	73	12.5	157	134	23	420	34	754	60
15	P	36	41.7	x	36.3	73	12.5	157	133.5	23.5	484	39	863	69
16	P	53	36.4	x	35.6	73	13	157	135	22	426	33	775	60
17	P	21	33	x	40.8	73	14	157	132.5	24.5	500	36	877	63
18	L	28	36.4	x	35.6	73	14	157	133.5	23.5	479	34	853	61
19	P	54	32.5	x	26.9	75	12.5	157	131.5	25.5	468	37	809	65
20	P	21	47	x	34.5	75	14	157	130	27	607	43	1025	73
21	L	70	33.2	x	37.7	75	14	157	131.5	25.5	533	38	921	66
22	L	59	36.2	x	36.3	75	14	157	131.5	25.5	577	41	997	71

Lanjutan

Tabel C.2. Rumah sakit B

No	L/P	Usia	Field	kV	mAs	LSD	FSD (LFD = FTD)	Tebal	FDD = FSD		FDD = 100 cm		
									μGy	$\mu\text{Gy/mAs}$	μGy	$\mu\text{Gy/mAs}$	
1	L	24	43 x 43	68	20	75	102	119	17	990	50	1030	52
2	P	34	43 x 43	70	20	74	101	119	18	1038	52	1059	53
3	L	66	43 x 43	70	20	73	100	119	19	1067	53	1067	53
4	P	39	43 x 43	71	20	73.5	100.5	119	18.5	1151	58	1163	58
5	L	24	43 x 43	71	20	74	101	119	18	1183	59	1207	60
6	L	72	43 x 43	71	20	71	98	119	21	1267	63	1217	61
7	P	59	43 x 43	72	20	72	99	119	20	1227	61	1203	60
8	P	34	43 x 43	72	20	71.5	98.5	119	20.5	1230	62	1193	60
9	P	50	43 x 43	72	20	70.5	97.5	119	21.5	1250	62	1188	59
10	P	70	43 x 43	72	20	71	98	119	21	1253	63	1203	60
11	P	57	43 x 43	72	20	68.5	95.5	119	23.5	1285	64	1172	59
12	L	64	43 x 43	72	20	72.5	99.5	119	19.5	1175	59	1163	58
13	L	33	43 x 43	72	20	72	99	119	20	1256	63	1231	62
14	L	47	43 x 43	72	25	69	96	119	23	1659	66	1529	61
15	P	33	43 x 43	73	20	71	98	119	21	1164	58	1118	56
16	P	24	43 x 43	73	20	70.5	97.5	119	21.5	1273	64	1210	60
17	P	59	43 x 43	73	25	67.5	94.5	119	24.5	1587	63	1417	57
18	P	55	43 x 43	73	25	66	93	119	26	1737	69	1502	60
19	L	67	43 x 43	73	20	71.5	98.5	119	20.5	1223	61	1186	59
20	L	60	43 x 43	73	20	70	97	119	22	1226	61	1153	58
21	L	54	43 x 43	73	20	71	98	119	21	1237	62	1188	59
22	L	32	43 x 43	73	20	68.5	95.5	119	23.5	1367	68	1246	62
23	P	70	43 x 43	74	20	68.5	95.5	119	23.5	1341	67	1223	61
24	P	44	43 x 43	74	20	66.5	93.5	119	25.5	1532	77	1339	67
25	L	32	43 x 43	74	20	67	94	119	25	1450	72	1281	64

Lanjutan

Tabel C.3. Rumah sakit C

NO	M/F	UMUR	cm x cm		set kV	set mAs	FTD	FSD	Tebal	FDD = FSD		FDD = 100cm		
										μGy	$\mu\text{Gy/mAs}$	μGy	$\mu\text{Gy/mAs}$	
1	F	42	35	x	43	96	1.2	151	132.5	18.5	61.2	51.0	107.5	89.6
2	M	33	35	x	43	96	1.2	151	133	18	68.0	56.7	120.3	100.2
3	M	29	35	x	43	96	1.2	151	131.5	19.5	75.5	62.9	130.5	108.8
4	M	40	35	x	43	96	1.2	150.5	131.5	19	86.4	72.0	149.4	124.5
5	M	28	35	x	43	96	1.2	151	131	20	97.2	81.0	166.8	139.0
6	F	51	35	x	43	96	1.3	152	130	22	81.1	62.4	137.0	105.4
7	M	60	35	x	43	96	1.5	152	131	21	88.4	58.9	151.6	101.1
8	M	40	35	x	43	96	1.5	151	130.5	20.5	96.9	64.6	165.0	110.0
9	M	29	35	x	43	96	1.6	151	127.5	23.5	119.4	74.6	194.0	121.3
10	F	36	35	x	43	98	1.2	150	129.5	20.5	78.0	65.0	130.8	109.0
11	M	49	35	x	43	98	1.2	150.5	129.5	21	87.6	73.0	146.9	122.4
12	F	76	35	x	43	98	1.5	151.5	130	21.5	80.0	53.3	135.1	90.1
13	M	52	35	x	43	98	1.5	151.5	130	21.5	79.1	52.7	133.6	89.1
14	M	34	35	x	43	98	1.5	151.5	130.5	21	98.2	65.4	167.2	111.4
15	F	55	35	x	43	98	1.6	150	127	23	83.3	52.1	134.4	84.0
16	F	67	35	x	43	98	1.6	150	127	23	92.8	58.0	149.8	93.6
17	F	27	35	x	43	98	1.6	152	128	24	98.7	61.7	161.7	101.1
18	F	83	35	x	43	98	1.6	152	129	23	113.4	70.9	188.6	117.9
19	F	51	35	x	43	98	1.6	152	127	25	127.9	79.9	206.3	128.9
20	F	57	35	x	43	98	1.6	152	127	25	129.2	80.8	208.4	130.3
21	M	65	35	x	43	98	1.6	151	128.5	22.5	122.2	76.4	201.8	126.1
22	M	53	35	x	43	98	1.6	151.5	127	24.5	128.6	80.4	207.5	129.7
23	F	74	35	x	43	98	1.7	150	125.5	24.5	121.3	71.4	191.0	112.4
24	F	45	35	x	43	98	2	150.5	125	25.5	130.0	65.0	203.1	101.6

Lampiran D. Data Pengukuran ESD *Thorax* PA Metoda Phantom

NO	kV	mAs	FTD	FSD	TEBAL	FTD = FTD Pasien = 157 (FDD=141.5)				FDD = 100 cm		koreksi PTM
						FDD = FSD		FDD =100 cm		DOSIS	DOSIS	
						μGy	$\mu\text{Gy/mAs}$	μGy	$\mu\text{Gy/mAs}$	PTM	PTM	
1	68	9	157	140	17	230	26	450	50	298	601	0.75
2	68	10	157	139	18	269	27	521	52	310	625	0.83
3	70	8	157	139.5	17.5	255	32	496	62	266	537	0.92
4	70	9	157	138	19	275	31	524	58	274	553	0.95
5	70	10	157	135.5	21.5	329	33	605	60	322	649	0.93
6	70	10	157	136	21	317	32	587	59	314	633	0.93
7	70	10	157	137	20	307	31	577	58			
8	70	10	157	139.5	17.5	266	27	518	52			
9	70	14	157	135	22	471	34	858	61			
10	71.5	11	157	136	21	345	31	639	58	357	720	0.89
11	71.5	11	157	133.5	23.5	368	33	657	60			
12	71.5	11	157	136	21	372	34	688	63	412	830	0.83
13	71.5	11	157	136.5	20.5	355	32	662	60			
14	73	12.5	157	134	23	420	34	754	60	430	867	0.87
15	73	12.5	157	133.5	23.5	484	39	863	69	432	871	0.99
16	73	13	157	135	22	426	33	775	60			
17	73	14	157	132.5	24.5	500	36	877	63	541	1091	0.80
18	73	14	157	133.5	23.5	479	34	853	61	536	1080	0.79
19	75	12.5	157	131.5	25.5	468	37	809	65			
20	75	14	157	130	27	607	43	1025	73	576	1161	0.88
21	75	14	157	131.5	25.5	533	38	921	66	530	1068	0.86
22	75	14	157	131.5	25.5	577	41	997	71	560	1129	0.88

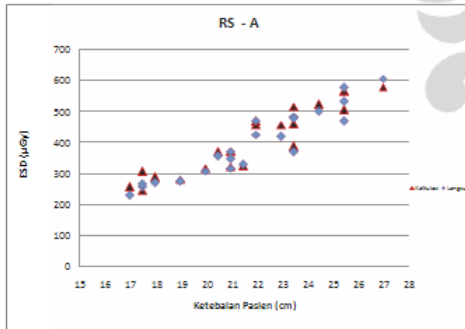
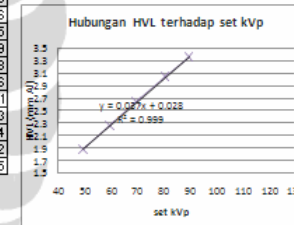
Lampiran E. Data Penentuan ESD Thorax PA Metoda Kalkulasi

Tabel E.1. Rumah Sakit A

No	Pasien (L/P)	Usia	Tebal Pasien (tp) (cm)	Tube voltage (kV)	HVL	Tube loading, P ₁₁ (mA.s)	FTD (cm)	d (cm)	BSF	Tube output at d', Y ₁₁ (uGy/mAs)	Dosis Insiden K _i (uGy)	ESD (Ke) (uGy)		Faktor Koreksi
												Kalkulasi	Langsung	
1	P	54	17	68	2.544	9	157	107	1.357	35.9	189	256	230	0.898
2	L	65	18	68	2.544	10	157	107	1.357	35.9	213	288	269	0.934
3	L	78	17.5	70	2.618	8	157	107	1.383	38.2	180	245	255	1.042
4	P	18	19	70	2.618	9	157	107	1.383	38.2	207	282	275	0.978
5	P	24	21.5	70	2.618	10	157	107	1.383	38.2	238	325	329	1.015
6	L	59	21	70	2.618	10	157	107	1.383	38.2	236	322	317	0.986
7	L	63	20	70	2.618	10	157	107	1.383	38.2	233	317	307	0.968
8	L	40	17.5	70	2.618	10	157	107	1.383	38.2	225	306	266	0.869
9	L	21	22	70	2.618	14	157	107	1.383	38.2	336	458	471	1.029
10	P	32	21	71.5	2.674	11	157	107	1.367	40.0	272	372	345	0.928
11	P	45	23.5	71.5	2.674	11	157	107	1.367	40.0	292	386	368	0.954
12	L	19	21	71.5	2.674	11	157	107	1.367	40.0	272	372	372	0.999
13	L	48	20.5	71.5	2.674	11	157	107	1.367	40.0	270	369	355	0.961
14	P	55	23	73	2.729	12.5	157	107	1.372	41.8	333	457	420	0.919
15	P	36	23.5	73	2.729	12.5	157	107	1.372	41.8	336	461	484	1.051
16	P	53	22	73	2.729	13	157	107	1.372	41.8	341	468	426	0.909
17	P	21	24.5	73	2.729	14	157	107	1.372	41.8	382	524	500	0.954
18	L	28	23.5	73	2.729	14	157	107	1.372	41.8	376	516	479	0.928
19	P	54	25.5	75	2.803	12.5	157	107	1.378	44.3	367	505	468	0.925
20	P	21	27	75	2.803	14	157	107	1.378	44.3	420	579	607	1.048
21	L	70	25.5	75	2.803	14	157	107	1.378	44.3	411	566	533	0.941
22	L	59	25.5	75	2.803	14	157	107	1.378	44.3	411	566	577	1.019
Average											296.787	406.381	393.355	0.966
Stdev											77.182	107.432	109.587	0.052

Sumber TRS 45

HVL	ese
1.74	1.26
2.08	1.31
2.41	1.35
2.64	1.36
2.78	1.38
3.64	1.4
3.17	1.41
3.24	1.41
3.45	1.42
3.59	1.43
3.88	1.45
3.96	1.46
4.32	1.45
4.55	1.49
4.73	1.48
4.79	1.46
5.12	1.51
5.65	1.53
6.62	1.54
6.8	1.52
8.5	1.55



Metoda Kalkulasi

The value of Y(d) is interpolated from measured values of tube output.

$$\text{Incident air kerma } K_i = Y(d) P_{11} \left(\frac{d}{d_{FTD} - t_p} \right)^2 = \dots \text{ mGy}$$

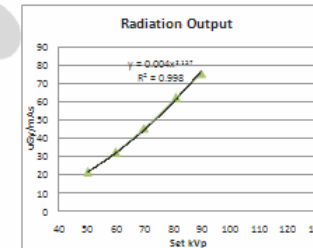
$$\text{Entrance surface air kerma } K_e = K_i B = \dots \text{ mGy}$$

Metoda Langsung (TLD)

$$\bar{M} = (M_1 + M_2 + \dots + M_n) / 3$$

$$\bar{M} = \frac{\sum_{i=1}^n (M_i - M_0)}{3}$$

$$K_e = \bar{M} N_{K0} k_0 d^2$$



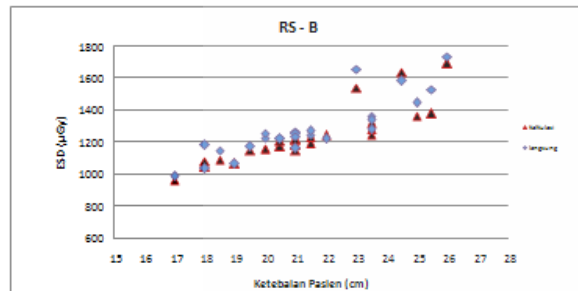
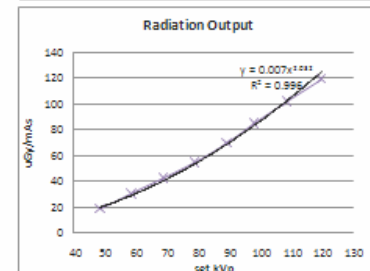
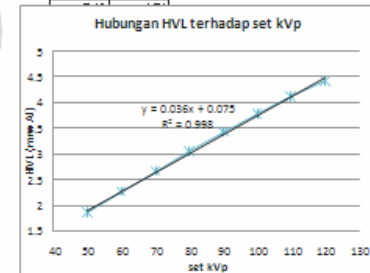
Lanjutan

Tabel E.1. Rumah Sakit B

NO	NO TLD	Pasien (M/F)	Usia	Tebal Pasien (cm)	Tube voltage (kV)	HVL	Tube loading, P ₁₁ (mA-s)	FTD (cm)	Field size (mm x mm)	d (cm)	BSF	Tube output at d, Y ₁₁ (uGy/mAs)	Dosis Insiden K _i (uGy)	ESD (uGy)		Faktor Koreksi	
														Kalkulasi	Langsung		
1	8	L	24	17	68	2.52	20	119	43 x 43	100	1.4	37.0	712	965	990	1.026	
2	22	P	34	18	70	2.60	20	119	43 x 43	100	1.4	39.3	770	1048	1038	0.990	
3	11	L	66	19	70	2.60	20	119	43 x 43	100	1.4	39.3	786	1069	1067	0.997	
4	26	P	39	18.5	71	2.63	20	119	43 x 43	100	1.4	40.4	801	1092	1151	1.054	
5	23	L	24	18	71	2.63	20	119	43 x 43	100	1.4	40.4	793	1081	1183	1.094	
6	18	L	72	21	71	2.63	20	119	43 x 43	100	1.4	40.4	842	1149	1267	1.103	
7	9	P	59	20	72	2.67	20	119	43 x 43	100	1.4	41.6	849	1160	1227	1.058	
8	13	P	34	20.5	72	2.67	20	119	43 x 43	100	1.4	41.6	858	1172	1230	1.049	
9	15	P	50	21.5	72	2.67	20	119	43 x 43	100	1.4	41.6	875	1196	1250	1.045	
10	1	P	70	21	72	2.67	20	119	43 x 43	100	1.4	41.6	867	1184	1253	1.058	
11	20	P	57	23.5	72	2.67	20	119	43 x 43	100	1.4	41.6	912	1247	1285	1.031	
12	24	L	64	19.5	72	2.67	20	119	43 x 43	100	1.4	41.6	841	1149	1175	1.023	
13	6	L	33	20	72	2.67	20	119	43 x 43	100	1.4	41.6	849	1160	1256	1.083	
14	25	L	47	23	72	2.67	25	119	43 x 43	100	1.4	41.6	1129	1543	1659	1.075	
15	10	P	33	21	73	2.70	20	119	43 x 43	100	1.4	42.8	891	1221	1164	0.954	
16	14	P	24	21.5	73	2.70	20	119	43 x 43	100	1.4	42.8	900	1233	1273	1.032	
17	27	P	59	24.5	73	2.70	25	119	43 x 43	100	1.4	42.8	1198	1641	1587	0.967	
18	4	P	55	26	73	2.70	25	119	43 x 43	100	1.4	42.8	1237	1694	1737	1.025	
19	3	L	67	20.5	73	2.70	20	119	43 x 43	100	1.4	42.8	882	1208	1223	1.012	
20	5	L	60	22	73	2.70	20	119	43 x 43	100	1.4	42.8	910	1246	1226	0.984	
21	2	L	54	21	73	2.70	20	119	43 x 43	100	1.4	42.8	891	1221	1237	1.014	
22	7	L	32	23.5	73	2.70	20	119	43 x 43	100	1.4	42.8	938	1285	1367	1.063	
23	17	P	70	23.5	74	2.74	20	119	43 x 43	100	1.4	44.0	965	1324	1341	1.013	
24	16	P	44	25.5	74	2.74	20	119	43 x 43	100	1.4	44.0	1006	1381	1532	1.109	
25	21	L	32	25	74	2.74	20	119	43 x 43	100	1.4	44.0	996	1367	1450	1.061	
													Average	907.9	1241.5	1286.7	1.037
													Stdev	126.1	174.8	182.9	0.041

sumber TRS

HVL	BSF air
1.74	1.26
2.08	1.31
2.41	1.35
2.64	1.38
2.78	1.38
3.04	1.4
3.17	1.41
3.24	1.41
3.45	1.42
3.59	1.43
3.88	1.45
3.96	1.46
4.32	1.45
4.55	1.49
4.73	1.48
4.79	1.46



Metoda Kalkulasi

The value of Y(d) is interpolated from measured values of tube output.

$$\text{Incident air kerma } K_i = Y(d) P_{11} \left(\frac{d}{d_{FTD} - t_p} \right)^2 = \text{_____ mGy.}$$

$$\text{Entrance surface air kerma } K_e = K_i B = \text{_____ mGy.}$$

Metoda Langsung (TLD)

$$\bar{M}_0 = (M_{01} + M_{02} + M_{03})/3$$

$$\bar{M} = \frac{\sum_{i=1}^3 f_{i,j} (M_i - \bar{M}_0)}{3} \quad \text{BSF:}$$

$$K_e = \bar{M} N_{K,Q} k_Q k_f$$

Lampiran F. Data hasil bacaan TLD

No	R1 (nC)	R2 (nC)	R1-R2 (nC)	Mean	Mean- BG	kV	Fke	FK (nC/mGy)	mGy	STDEV %	Ket
1	0.194 0.224 0.233	0.147 0.138 0.136	0.047 0.086 0.097	0.077							BG RS-B
2	2.785 3.066 3.004	0.19 0.174 0.167	2.595 2.892 2.837	2.775	2.698	72	0.72	0.6449	1.2526	5.69	RS-B
3	2.752 3.015 2.993	0.184 0.184 0.168	2.568 2.831 2.825	2.741	2.664	73	0.72	0.6449	1.2371	5.48	RS-B
4	2.898 2.841 2.893	0.187 0.155 0.159	2.711 2.686 2.734	2.710	2.633	73	0.72	0.6449	1.2227	0.89	RS-B
5	3.975 4.032 3.962	0.168 0.177 0.173	3.807 3.855 3.789	3.817	3.740	73	0.72	0.6449	1.7366	0.89	RS-B
6	2.977 2.866 2.843	0.177 0.181 0.179	2.8 2.685 2.664	2.716	2.639	74	0.72	0.6449	1.2255	2.70	RS-B
7	3.075 3.024 2.788	0.189 0.184 0.165	2.886 2.84 2.623	2.783	2.706	72	0.72	0.6449	1.2565	5.05	RS-B
8	3.162 3.308 3.123	0.197 0.158 0.178	2.965 3.15 2.945	3.020	2.943	73	0.72	0.6449	1.3665	3.74	RS-B
9	2.386 2.249 2.618	0.197 0.158 0.178	2.189 2.091 2.44	2.240	2.163	68	0.71	0.6449	0.9904	8.04	RS-B
10	2.803 2.882 3.005	0.183 0.194 0.182	2.62 2.688 2.823	2.710	2.633	72	0.72	0.6449	1.2227	3.81	RS-B

No	R1 (nC)	R2 (nC)	R1-R2 (nC)	Mean	Mean- BG	kV	Fke	FK (nC/mGy)	mGy	STDEV %	Ket
11	2.185	0.169	-	2.584	2.507	73	0.72	0.6449	1.1641	11.11	RS-B
	2.96	0.173	2.787								
	2.544	0.163	2.381								
12	2.477	0.175	2.302	2.374	2.297	71	0.72	0.6449	1.0667	3.05	RS-B
	2.625	0.178	2.447								
	2.533	0.159	2.374								
13	4.193	0.18	4.013	4.221	4.144	69	0.71	0.6449	1.8975	6.02	RS-B 2x expsr dibuang
	4.669	0.165	4.504								
	4.319	0.173	4.146								
14	2.913	0.191	2.722	2.726	2.649	72	0.72	0.6449	1.2300	1.58	RS-B
	2.958	0.187	2.771								
	2.844	0.159	2.685								
15	3.188	0.194	2.994	2.818	2.741	73	0.72	0.6449	1.2727	5.57	RS-B
	2.958	0.191	2.767								
	2.858	0.165	2.693								
16	2.379	0.184	-	2.769	2.692	72	0.72	0.6449	1.2500	0.05	RS-B
	2.937	0.169	2.768								
	2.949	0.179	2.77								
17	3.397	0.159	3.238	3.376	3.299	74	0.72	0.6449	1.5320	5.16	RS-B
	3.516	0.197	3.319								
	3.755	0.183	3.572								
18	3.323	0.186	3.137	2.965	2.888	74	0.72	0.6449	1.3408	7.03	RS-B
	3.21	0.186	3.024								
	2.9	0.167	2.733								
19	2.911	0.158	2.753	2.806	2.729	71	0.72	0.6449	1.2672	4.30	RS-B
	2.897	0.176	2.721								
	3.125	0.181	2.944								
20	3.039	0.149	2.89	2.845	2.768	72	0.72	0.6449	1.2854	1.45	RS-B
	2.965	0.156	2.809								
	2.991	0.154	2.837								

No	R1 (nC)	R2 (nC)	R1-R2 (nC)	Mean	Mean-BG	kV	Fke	FK (nC/mGy)	mGy	STDEV %	Ket
21	3.314	0.193	3.121	3.200	3.123	74	0.72	0.6449	1.4499	9.98	RS-B
	3.704	0.153	3.551								
	3.094	0.167	2.927								
22	2.57	0.155	2.415	2.313	2.236	70	0.72	0.6449	1.0382	5.12	RS-B
	2.354	0.171	2.183								
	2.511	0.17	2.341								
23	2.787	0.189	2.598	2.626	2.549	70	0.72	0.6449	1.1834	2.80	RS-B
	2.876	0.167	2.709								
	2.709	0.139	2.57								
24	2.74	0.131	2.609	2.608	2.531	72	0.72	0.6449	1.1752	8.57	RS-B
	2.522	0.138	2.384								
	2.994	0.163	2.831								
25	4.002	0.162	3.84	3.650	3.573	72	0.72	0.6449	1.6590	4.55	RS-B
	3.779	0.201	3.578								
	3.71	0.178	3.532								
26	2.785	0.156	2.629	2.556	2.479	71	0.72	0.6449	1.1512	7.87	RS-B
	2.497	0.168	2.329								
	2.898	0.187	2.711								
27	3.532	0.167	3.365	3.495	3.418	73	0.72	0.6449	1.5871	5.26	RS-B
	3.788	0.163	3.625								
28	0.211	0.145	0.066	0.066							BG RS-A
	0.220	0.145	0.075								
	0.201	0.144	0.057								
29	1.103	0.142	0.961	0.921	0.855	71.5	0.72	0.577	0.3552	5.58	RS-A
	1.082	0.143	0.939								
	0.998	0.135	0.863								
30	1.121	0.141	0.980	0.953	0.887	71.5	0.72	0.577	0.3685	2.89	RS-A
	1.104	0.150	0.954								
	1.072	0.147	0.925								
31	1.341	0.141	1.200	1.219	1.153	73.0	0.72	0.577	0.4789	1.39	RS-A
	1.383	0.150	1.233								
	1.364	0.141	1.223								

No	R1 (nC)	R2 (nC)	R1-R2 (nC)	Mean	Mean- BG	kV	Fke	FK (nC/mGy)	mGy	STDEV %	Ket
32	0.819	0.133	0.686	0.650	0.584	70.0	0.72	0.6071	0.2551	4.84	RS-A
	0.802	0.170	0.632								
	0.791	0.160	0.631								
33	1.371	0.150	1.221	1.200	1.134	70.0	0.72	0.577	0.4710	4.05	RS-A
	1.301	0.157	1.144								
	1.383	0.149	1.234								
34	1.667	0.145	1.522	1.474	1.408	68.0	0.71	0.577	0.5768	3.64	RS-A
	1.636	0.152	1.484								
	1.559	0.143	1.416								
35	1.381	0.144	1.237	1.192	1.126	75.0	0.72	0.577	0.4676	3.38	RS-A
	1.343	0.165	1.178								
	1.307	0.147	1.160								
36	1.398	0.148	1.250	1.231	1.165	73.0	0.72	0.577	0.4841	1.46	RS-A
	1.366	0.152	1.214								
	1.372	0.142	1.230								
37	0.894	0.139	0.755	0.715	0.649	70.0	0.72	0.577	0.2695	8.14	RS-A
	0.791	0.143	0.648								
	0.882	0.141	0.741								
38	1.457	0.201	1.256	1.269	1.203	75.0	0.72	0.577	0.4996	2.37	RS-A
	1.472	0.169	1.303								
	1.417	0.17	1.247								
39	1.549	0.139	1.410	1.451	1.388	75.0	0.72	0.6071	0.6067	2.43	RS-A
	1.598	0.128	1.470								
	1.592	0.120	1.472								
40	0.731	0.134	0.597	0.596	0.533	68.0	0.71	0.6071	0.2297	6.55	RS-A
	0.688	0.132	0.556								
	0.758	0.124	0.634								
41	0.925	0.134	0.791	0.816	0.753	70.0	0.72	0.6071	0.3293	3.00	RS-A
	0.968	0.128	0.840								
	0.955	0.138	0.817								

No	R1 (nC)	R2 (nC)	R1-R2 (nC)	Mean	Mean-BG	kV	Fke	FK (nC/mGy)	mGy	STDEV %	Ket
42	0.910	0.133	0.777	0.789	0.726	70.0	0.72	0.6071	0.3175	2.15	RS-A
	0.929	0.128	0.801								
	1.185	0.138	-								
43	1.512	0.163	1.349	1.281	1.219	75.0	0.72	0.6071	0.5327	5.56	RS-A
	1.420	0.132	1.288								
	1.343	0.136	1.207								
44	1.208	0.142	1.066	1.024	0.961	73.0	0.72	0.6071	0.4202	4.48	RS-A
	1.168	0.137	1.031								
	1.115	0.140	0.975								
45	0.850	0.136	0.714	0.693	0.630	70.0	0.72	0.6071	0.2754	2.91	RS-A
	0.830	0.140	0.690								
	0.813	0.139	0.674								
46	1.197	0.155	1.042	1.064	1.001	66.0	0.70	0.6071	0.4255	2.66	RS-A
	1.239	0.143	1.096								
	1.192	0.138	1.054								
47	0.929	0.133	0.796	0.766	0.703	70.0	0.72	0.6071	0.3073	3.61	RS-A
	0.912	0.170	0.742								
	0.919	0.160	0.759								
48	0.801	0.138	0.663	0.671	0.609	70.0	0.72	0.6071	0.2660	6.57	RS-A
	0.776	0.144	0.632								
	0.866	0.147	0.719								
49	0.992	0.138	0.854	0.853	0.790	71.5	0.72	0.6071	0.3454	0.17	RS-A
	0.993	0.141	0.852								
	-	-	-								
50	1.011	0.132	0.879	0.914	0.851	71.5	0.72	0.6071	0.3719	5.34	RS-A
	1.089	0.141	0.948								
	-	-	-								
51	0.26	0.173	0.087	0.091 (BG)							BG, RS-C
	0.283	0.162	0.121								
	0.232	0.166	0.066								

No	R1 (nC)	R2 (nC)	R1-R2 (nC)	Mean	Mean-BG	kV	Fke	FK (nC/mGy)	mGy	STDEV %	Ket
52	0.558	0.191	0.367	0.376	0.285	98	0.74	0.6071	0.1279	5.69	RS-C
	0.576	0.176	0.4								
	0.539	0.179	0.36								
53	0.473	0.197	0.276	0.265	0.174	98	0.74	0.6071	0.0780	4.16	RS-C
	0.483	0.219	0.264								
	0.466	0.212	0.254								
54	0.419	0.201	0.218	0.242	0.151	98	0.74	0.6071	0.0680	9.23	RS-C
	0.448	0.186	0.262								
	0.427	0.18	0.247								
55	0.516	0.195	0.321	0.311	0.220	98	0.74	0.6071	0.0987	3.38	RS-C
	0.483	0.183	0.3								
	0.483	0.172	0.311								
56	0.486	0.196	0.29	0.277	0.186	98	0.74	0.6071	0.0833	6.90	RS-C
	0.453	0.19	0.263								
	0.537	0.186	-								
57	0.485	0.176	0.309	0.298	0.207	98	0.74	0.6071	0.0928	3.31	RS-C
	0.461	0.17	0.291								
	0.459	0.166	0.293								
58	0.458	0.165	0.293	0.310	0.219	98	0.74	0.6071	0.0982	7.54	RS-C
	0.496	0.17	0.326								
	0.427	0.201	-								
59	0.422	0.168	0.254	0.267	0.176	98	0.74	0.6071	0.0791	6.89	RS-C
	0.54	0.17	-								
	0.45	0.17	0.28								
60	0.449	0.167	0.282	0.269	0.178	98	0.74	0.6071	0.0800	6.83	RS-C
	0.466	0.21	0.256								
	0.515	0.182									
61	0.483	0.183	0.3	0.283	0.192	96	0.74	0.6071	0.0864	6.62	RS-C
	0.455	0.168	0.287								
	0.433	0.17	0.263								

No	R1 (nC)	R2 (nC)	R1-R2 (nC)	Mean	Mean-BG	kV	Fke	FK (nC/mGy)	mGy	STDEV %	Ket
62	0.493	0.18	0.313	0.286	0.195	98	0.74	0.6071	0.0876	9.62	RS-C
	0.427	0.169	0.258								
	0.463	0.176	0.287								
63	0.585	0.183	0.402	0.377	0.286	98	0.74	0.6071	0.1286	5.88	RS-C
	0.543	0.184	0.359								
	0.518	0.147	0.371								
64	0.407	0.14	0.267	0.259	0.168	96	0.74	0.6071	0.0755	2.91	RS-C
	0.421	0.169	0.252								
	0.423	0.165	0.258								
65	0.546	0.185	0.361	0.379	0.288	98	0.74	0.6071	0.1292	4.06	RS-C
	0.552	0.163	0.389								
	0.559	0.173	0.386								
66	0.479	0.176	0.303	0.307	0.216	96	0.74	0.6071	0.0972	5.19	RS-C
	0.478	0.153	0.325								
	0.47	0.176	0.294								
67	0.523	0.157	0.366	0.363	0.272	98	0.74	0.6071	0.1222	8.43	RS-C
	0.565	0.173	0.392								
	0.493	0.162	0.331								
68	0.535	0.174	0.361	0.357	0.266	96	0.74	0.6071	0.1194	1.13	RS-C
	0.51	0.154	0.356								
	0.53	0.177	0.353								
69	0.39	0.171	0.219	0.227	0.136	96	0.74	0.6071	0.0612	4.27	RS-C
	0.418	0.18	0.238								
	0.404	0.179	0.225								
70	0.513	0.178	0.335	0.343	0.252	98	0.74	0.6071	0.1134	2.34	RS-C
	0.512	0.161	0.351								
	0.507	0.163	0.344								
71	0.471	0.198	0.273	0.272	0.181	96	0.74	0.6071	0.0811	0.78	RS-C
	0.445	0.175	0.27								
	0.526	0.178	-								

No	R1 (nC)	R2 (nC)	R1-R2 (nC)	Mean	Mean-BG	kV	Fke	FK (nC/mGy)	mGy	STDEV %	Ket
72	0.555	0.181	0.374	0.380	0.289	98	0.74	0.6071	0.1300	2.24	RS-C
	0.562	0.185	0.377								
	0.58	0.19	0.39								
73	0.479	0.165	0.314	0.307	0.216	96	0.74	0.6071	0.0969	2.64	RS-C
	0.486	0.178	0.308								
	0.504	0.206	0.298								
74	0.479	0.197	0.282	0.288	0.197	96	0.74	0.6071	0.0884	1.71	RS-C
	0.498	0.208	0.29								
	0.476	0.185	0.291								
75	0.52	0.157	0.363	0.361	0.270	96	0.74	0.6071	0.1213	0.48	RS-C
	0.537	0.177	0.36								
	0.534	0.174	0.36								
76	0.228	0.141	0.087	0.089							BG PTM
	0.238	0.136	0.102								
	0.22	0.143	0.077								
77	1.002	0.108	-	0.738	0.649	70	0.72	0.6897	0.3220	2.40	PTM
	0.825	0.1	0.725								
	0.851	0.101	0.75								
78	0.552	0.092	-	0.641	0.552	70	0.72	0.6897	0.2741	2.21	PTM
	0.743	0.112	0.631								
	0.762	0.111	0.651								
79	0.728	0.109	0.619	0.625	0.536	70	0.72	0.6897	0.2663	5.43	PTM
	0.697	0.102	0.595								
	0.762	0.1	0.662								
80	0.79	0.108	0.682	0.697	0.608	68	0.71	0.6897	0.2979	6.04	PTM
	0.769	0.104	0.665								
	0.845	0.1	0.745								
81	0.88	0.128	0.752	0.721	0.632	70	0.72	0.6897	0.3140	5.66	PTM
	0.841	0.104	0.737								
	0.791	0.116	0.675								

No	R1 (nC)	R2 (nC)	R1-R2 (nC)	Mean	Mean- BG	kV	Fke	FK (nC/mGy)	mGy	STDEV %	Ket
82	0.917 0.976 0.854	0.118 0.105 0.1	0.799 0.871 0.754	0.808	0.719	71.5	0.72	0.6897	0.3570	7.30	PTM
83	1.041 0.991 1.036	0.107 0.102 0.104	0.934 0.889 0.932	0.918	0.829	71.5	0.72	0.6897	0.4118	2.77	PTM
84	1.22 1.34 1.329	0.126 0.12 0.139	1.094 1.22 1.19	1.168	1.079	73	0.72	0.6897	0.5358	5.64	PTM
85	1.338 1.333 1.233	0.125 0.122 0.12	1.213 1.211 1.113	1.179	1.090	73	0.72	0.6897	0.5413	4.85	PTM
86	1.318 1.267 1.265	0.127 0.13 0.125	1.191 1.137 1.14	1.156	1.067	75	0.72	0.6897	0.5299	2.63	PTM
87	1.171 1.045 1.05	0.134 0.13 0.138	1.037 0.915 0.912	0.955	0.866	73	0.72	0.6897	0.4299	7.47	PTM
88	1.041 1.12 1.1	0.128 0.13 0.125	0.913 0.99 0.975	0.959	0.870	73	0.72	0.6897	0.4322	4.26	PTM
89	1.676 1.363 1.406	0.132 0.135 0.138	- 1.228 1.268	1.248	1.159	75	0.72	0.6897	0.5755	2.27	PTM
90	1.406 1.318 1.3	0.118 0.111 0.146	1.288 1.207 1.154	1.216	1.127	75	0.72	0.6897	0.5598	5.55	PTM
91	0.895 0.802 0.83	0.127 0.115 0.12	0.768 0.687 0.71	0.722	0.633	68	0.71	0.6897	0.3098	5.78	PTM