



Hak Cipta Dilindungi Undang-Undang

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

**ESTIMASI MEAN GLANDULAR DOSE (MGD) MENGGUNAKAN
METODE TECHNICAL REPORTS SERIES (TRS) 457 PADA
PEMERIKSAAN MAMMOGRAFI PESAWAT MEREK GE
SENOGRAPHE 800 T**

SKRIPSI



**IFNIA WIDORA
06135035**

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

KATA PENGANTAR

Dengan mengucapkan puji dan syukur atas kehadiran Allah SWT yang telah memberikan dan melimpahkan rahmat, hidayah dan karunia-Nya, sehingga penulis dapat menyelesaikan skripsi yang berjudul "**Estimasi Mean Glandular Dose (MGD) Menggunakan Metode *Technical Reports Series (TRS) 457* Pada Pemeriksaan Mammografi Pesawat Merek GE Senographe 800 T**", disusun sebagai salah satu syarat untuk menyelesaikan program pendidikan Strata-1 pada Jurusan Fisika Fakultas MIPA Universitas Andalas.

Pada kesempatan ini penulis mengucapkan ribuan terima kasih dan penghargaan yang sebesar-besarnya kepada:

1. Ayahanda Syafnurman dan Ibunda Wartini, S.Pd tercinta yang telah membesarkan, mendidik dan memberikan kasih sayang tulus kepada penulis serta Kakanda Aig Wadenko, S.STP dan Adinda Niko Wadenko tersayang yang telah menemani dan melengkapi hari-hari penulis.
2. Bapak Arif Budiman, M.Si selaku Ketua Jurusan Fisika FMIPA Universitas Andalas Padang.
3. Ibu Dian Milvita M.Si selaku pembimbing Utama yang telah memberikan ilmu-ilmunya kepada penulis sehingga menjadi inspirasi bagi penulis untuk menyelesaikan skripsi ini dan bersedia meluangkan waktu untuk memberikan bimbingan kepada penulis demi kesempurnaan skripsi ini.
4. Ibu Nunung Nuraeni, selaku Pembimbing kedua yang telah memberikan dan mengarahkan penulisan selama penyelesaian skripsi ini

5. Bapak Heru Prasetio, M.Si, Ibu Dyah Dwi Kusumawati dan Ibu Helfi Yuliati yang telah membantu, membimbing, memotivasi dan memberi dorongan yang sangat berarti bagi penulis selama penelitian dan proses penyelesaian skripsi.
6. Bapak Afdhal Muttaqin, M.Si, Bapak Dr. Dahyunir Dahlan dan Ibu Sri Handani, M.Si selaku Dewan Penguji yang telah bersedia menguji dan mengarahkan penulis.
7. Bapak dan Ibu Dosen, serta staf akademik di lingkungan Jurusan Fisika Fakultas MIPA Universitas Andalas, yang telah memberikan ilmu dan pelayanan administrasi dengan baik.
8. Semua pihak yang telah membantu yang tidak dapat disebutkan namanya satu persatu.

Penulis menyadari skripsi ini masih jauh dari kesempurnaan, maka dari itu penulis mengharapkan kritik dan saran yang membangun. Semoga skripsi ini bermanfaat bagi kita semua, amien.

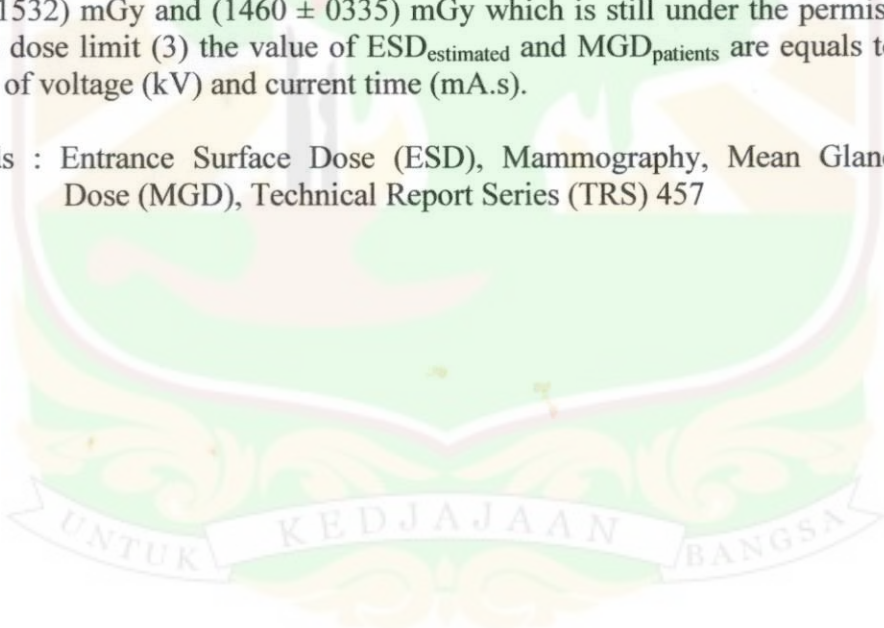
Padang, September 2010

Penulis

ABSTRACT

Estimation of Mean Glandular Dose (MGD) during mammography using Technical Report Series (TRS) 457 method has been determined. This research was done at Siti Rahmah hospital in Padang using GE Senographe 800 T. This research administration consisted of three parts : (1) conformance test tool for dosimetry related to the patient including tube voltage accuracy, radiation output linearity, reproducibility, half value layer and Entrance Surface Dose (ESD) with TLD-100 and phantom to ensure that the plane in good working condition. Test procedures follow the rules of the Health Department of Western Australia using Xi Unfors Set and TLD-100 as the detector (2) measurement of patient doses including the estimated ESD and MGD using TRS 457 method and assuming 50 % of glandular (3) analyzing the results of the estimation of ESD and MGD to the variation data of the patient condition. The results showed that : (1) the mammography plane used in this research is still in good condition based on the results of all test parameters which are under the permissible tolerance limit (2) the average value of the $ESD_{estimated}$ and $MGD_{patients}$ during mammography is (7157 ± 1532) mGy and (1460 ± 0335) mGy which is still under the permissible tolerance dose limit (3) the value of $ESD_{estimated}$ and $MGD_{patients}$ are equals to the variation of voltage (kV) and current time (mA.s).

Keywords : Entrance Surface Dose (ESD), Mammography, Mean Glandular Dose (MGD), Technical Report Series (TRS) 457



DAFTAR ISI

	Halaman
KATA PENGANTAR	i
ABSTRAK	iii
ABSTRACT	iv
DAFTAR ISI	v
DAFTAR TABEL	viii
DAFTAR GAMBAR	ix
DAFTAR LAMPIRAN	xi
BAB I PENDAHULUAN	
1.1. Latar Belakang.....	1
1.2. Tujuan Penelitian.....	2
1.3. Manfaat Penelitian.....	3
1.4. Batasan Masalah.....	3
BAB II TINJAUAN PUSTAKA	
2.1. Tinjauan Pustaka	4
2.2. Landasan Teori.....	5
2.2.1. Sinar-X	5
2.2.2. Mammografi.....	9
2.2.3. <i>Compliance test</i>	13
2.2.4. <i>Mean Glandular Dose (MGD)</i>	19
2.2.5. <i>Thermoluminescence Dosimetre (TLD)</i>	19

2.2.6. Metode pengukuran dan perhitungan dosis pasien berdasarkan IAEA TRS 457 tahun 2007.....	21
---	----

BAB III METODE PENELITIAN

3.1. Lokasi Penelitian.....	24
3.2. Peralatan Penelitian.....	24
3.3. Tata Laksana Penelitian	27
3.3.1. Uji kesesuaian alat.....	28
3.3.2. Estimasi ESD dan MGD pasien menggunakan metode TRS 457.....	33
3.3.3. Menganalisa hasil estimasi ESD dan MGD terhadap variasi data kondisi pasien	33

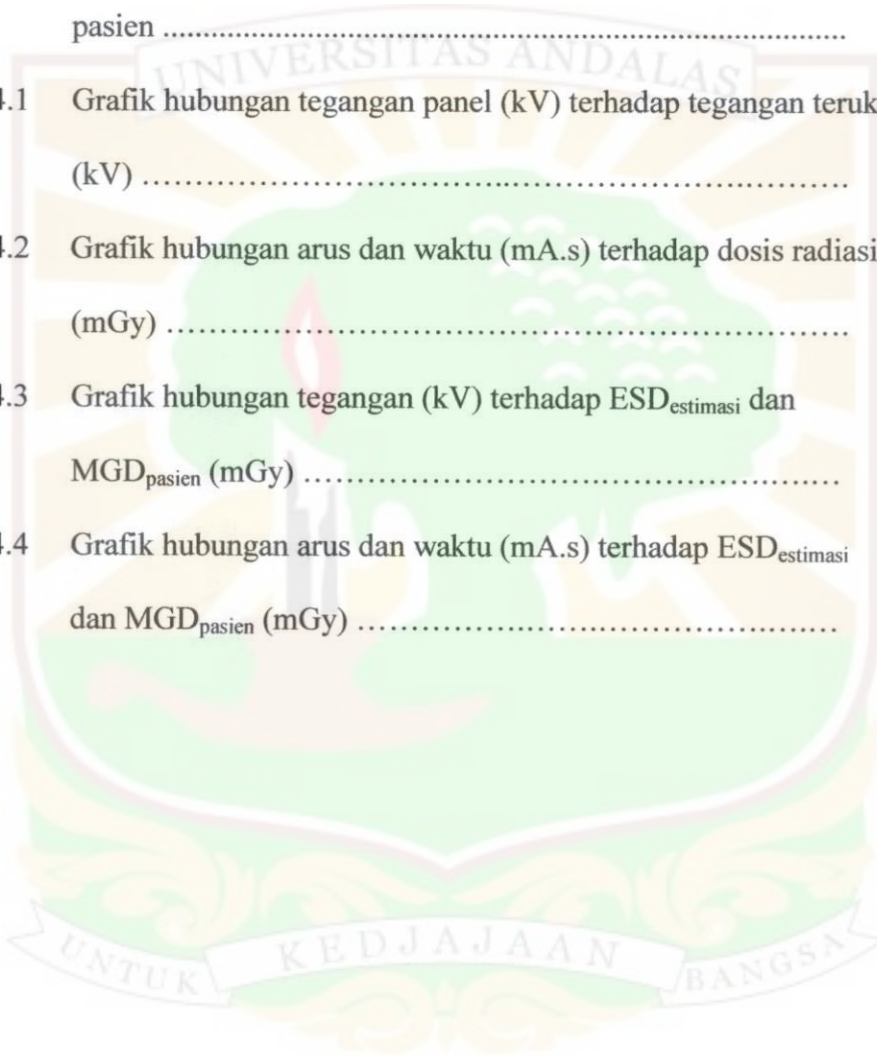
BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1. Uji Kesesuaian Alat	34
4.1.1. Akurasi tegangan	34
4.1.2. Linieritas keluaran radiasi pada berbagai kondisi arus dan waktu.....	36
4.1.3. Reprodusibilitas tegangan, waktu dan dosis radiasi	37
4.1.4. Kualitas berkas radiasi	38
4.1.5. <i>Entrance Surface Dose</i> (ESD).....	38
4.2. Estimasi ESD dan MGD Pasien.....	40
4.3. Analisa Hasil ESD _{estimasi} dan MGD _{pasien} Terhadap Variasi Data Kondisi Penyinaran Pasien	42

DAFTAR TABEL

	Halaman
Tabel 2.1 Parameter pengujian dan batas toleransi <i>compliance test</i>	18
Tabel 2.2 Nilai c_{DG50} berdasarkan kualitas berkas radiasi	23
Tabel 2.3 Nilai B berdasarkan kualitas berkas radiasi	23
Tabel 2.4 Nilai faktor koreksi s berdasarkan kombinasi target / filter yang digunakan	23
Tabel 4.1 Hasil pengukuran akurasi tegangan	34
Tabel 4.2 Hasil pengukuran linieritas keluaran radiasi pada berbagai kondisi arus dan waktu	36
Tabel 4.3 Hasil pengukuran reproduibilitas tegangan, waktu dan dosis radiasi	37
Tabel 4.4 Hasil pengukuran kualitas berkas	38
Tabel 4.5 Hasil pengukuran ESD menggunakan <i>phantom</i>	39
Tabel 4.6 Hasil ESD dan MGD pasien mammografi	40
Tabel 5.1 Kesimpulan hasil penelitian uji kesesuaian alat	45
Tabel 5.2 Kesimpulan hasil perhitungan estimasi ESD dan MGD pasien	46

Gambar 3.12	Diagram alir pengukuran ESD.....	32
Gambar 3.13	Skema pengambilan data ESD.....	32
Gambar 3.14	Diagram alir pengukuran MGD.....	33
Gambar 3.15	Diagram alir untuk menganalisa hasil estimasi ESD dan MGD pasien	33
Gambar 4.1	Grafik hubungan tegangan panel (kV) terhadap tegangan terukur (kV)	35
Gambar 4.2	Grafik hubungan arus dan waktu (mA.s) terhadap dosis radiasi (mGy)	37
Gambar 4.3	Grafik hubungan tegangan (kV) terhadap ESD _{estimasi} dan MGD _{pasien} (mGy)	43
Gambar 4.4	Grafik hubungan arus dan waktu (mA.s) terhadap ESD _{estimasi} dan MGD _{pasien} (mGy)	44



DAFTAR LAMPIRAN

Lampiran 1. TRS 457

Lampiran 2. Tabel data pengamatan uji kesesuaian alat

Lampiran 3. Data nilai ESD diukur dengan menggunakan TLD-100 dan *phantom*

Lampiran 4. Data nilai ESD_{estimasi} dan MGD_{pasien}



BAB I

PENDAHULUAN

1.1. Latar Belakang

Kanker payudara merupakan salah satu jenis kanker yang sering ditemukan pada wanita. 1 % hingga 3 % penyebab kematian pada wanita di seluruh dunia adalah akibat kanker payudara. Kanker payudara merupakan penyebab kematian nomor 2 untuk perempuan di Indonesia. Upaya yang dapat dilakukan untuk menurunkan angka kematian yang disebabkan oleh kanker payudara adalah dengan pemeriksaan mammografi. Mammografi merupakan pemeriksaan radiografi yang khusus ditujukan untuk mendeteksi kelainan pada payudara. Mammografi dianjurkan mulai dilakukan pada usia 35 tahun bagi wanita yang mempunyai riwayat kanker dalam keluarganya dan mulai usia 40 tahun bagi wanita yang tidak mempunyai riwayat kanker dalam keluarganya.

Pemeriksaan mammografi dilakukan menggunakan sinar-X. Terimaan radiasi yang berasal dari pesawat mammografi penting untuk diwaspadai mengingat bahaya dari radiasi sinar-X, karena obyek pemeriksaan (sel-sel payudara) sangat sensitif terhadap radiasi sinar-X sehingga dosis yang diterima pasien perlu untuk diketahui dan diperhatikan. Dosis yang diterima pasien berhubungan dengan keluaran tabung sinar-X dari pesawat mammografi sehingga *Compliance test* (uji kesesuaian alat) terhadap keluaran tabung sinar-X perlu dilakukan sebelum melakukan pengukuran dosis pasien. Dosis yang diterima pasien tidak hanya berdasarkan ketebalan payudara setelah dikompresi namun

juga tergantung kepada struktur dan kepadatan jaringan payudara. *International Atomic Energy Agency* (IAEA) sebagai lembaga yang berwenang dalam keselamatan dan proteksi radiasi memberikan panduan metode pengukuran terimaan dosis pasien dalam *Technical Reports Series* (TRS) 457 tahun 2007. Metode pertama menggunakan *phantom* untuk mensimulasikan dosis permukaan atau *Entrance Surface Dose* (ESD) yang diterima pasien dan yang kedua adalah pengumpulan data pasien untuk menghitung *Mean glandular Dosis* (MGD). ESD adalah dosis yang diterima di permukaan materi yang teradiasi. Oleh karena itu, aplikasinya penting untuk mengetahui dosis di permukaan kulit pasien. Sedangkan MGD merupakan dosis yang diterima pada *glandular* atau jaringan payudara.

Terdapat tiga rumahsakit yang menyediakan fasilitas pemeriksaan mammografi dengan merek pesawat yang berbeda di Kota Padang. Pesawat mammografi yang digunakan pada penelitian ini merupakan pesawat keluaran tahun 2004 dan mulai dioperasikan pada tahun 2006. Pesawat mammografi tersebut masih tergolong baru sehingga hipotesa awal penelitian ini adalah pesawat masih teruji akurasinya, layak serta aman digunakan sehingga dosis yang diterima pasien masih berada dalam batas aman. Untuk membuktikan hipotesa awal tersebut maka penelitian ini penting untuk dilakukan.

1.2. Tujuan Penelitian

Adapun tujuan dari penelitian ini adalah (1) melakukan uji kesesuaian alat yang berhubungan dengan dosimetri pasien meliputi pengukuran akurasi tegangan, linearitas keluaran radiasi, uji reproduibilitas tegangan, waktu dan dosis radiasi, uji kualitas berkas serta pengukuran ESD menggunakan TLD-100

dan *phantom* untuk melihat kondisi pesawat yang digunakan (2) mengetahui dan menilai apakah dosis yang diterima pasien pada permukaan (ESD_{estimasi}) dan jaringan payudara (MGD) masih berada dalam batas aman sebagai salah satu upaya proteksi radiasi terhadap pasien dan (3) menganalisa hubungan ESD_{estimasi} dan MGD pasien dengan data kondisi penyinaran pasien.

1.3. Manfaat Penelitian

Hasil yang diperoleh dari penelitian diharapkan dapat dijadikan sebagai data pendukung dalam upaya optimasi proteksi radiasi dalam radiodiagnostik dan sebagai acuan agar dosis radiasi yang diterima pasien tidak melebihi nilai batas toleransi dosis yang telah ditetapkan sehingga tujuan pokok tindakan radiodiagnostik dapat tercapai.

1.4. Batasan Masalah

Batasan masalah dalam penelitian ini adalah (1) melakukan uji kesesuaian alat terhadap keluaran tabung sinar-X pesawat mammografi merek GE Senographe 800 T dengan parameter uji meliputi pengukuran akurasi tegangan, linearitas keluaran radiasi, uji reproduibilitas tegangan, waktu dan dosis radiasi, uji kualitas berkas radiasi serta pengukuran ESD menggunakan TLD-100 dan *phantom* sebagai pengganti payudara (2) menghitung estimasi ESD dan MGD menggunakan metode TRS 457 dengan asumsi *glandular* (jaringan) payudara 50 % (3) menganalisa hubungan ESD_{estimasi} dan MGD pasien dengan data kondisi penyinaran pasien yang meliputi variasi tegangan, variasi arus dan waktu.

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1. Tinjauan Pustaka

Penelitian tentang MGD telah dilakukan *JR Gentry dan LA De Werd* dari *Department of Medical Physics, University of Wisconsin* dan dipublikasikan pada tahun 1996. Penelitian dilakukan menggunakan TLD yang diletakkan pada payudara pasien. Hasil nilai rata-rata MGD yang diperoleh adalah 1.0 mGy hingga 1.5 mGy.

Penelitian mengenai pengukuran dosis pasien pada pemeriksaan mammografi menggunakan dosimeter termoluminesensi-100 (TLD-100) pernah dilakukan pada salah satu Rumahsakit di Jakarta oleh Yulfiatry Yubhar. Penelitian dilakukan terhadap 49 pasien menggunakan pesawat *Mammomat Balance Siemens AG* dan didapatkan nilai ESD dan MGD masing-masing adalah (7.6 ± 3.9) mGy dan (1.818 ± 0.615) mGy . Hasil penelitian menunjukkan bahwa dosis yang diterima pasien masih berada di bawah nilai batas dosis.

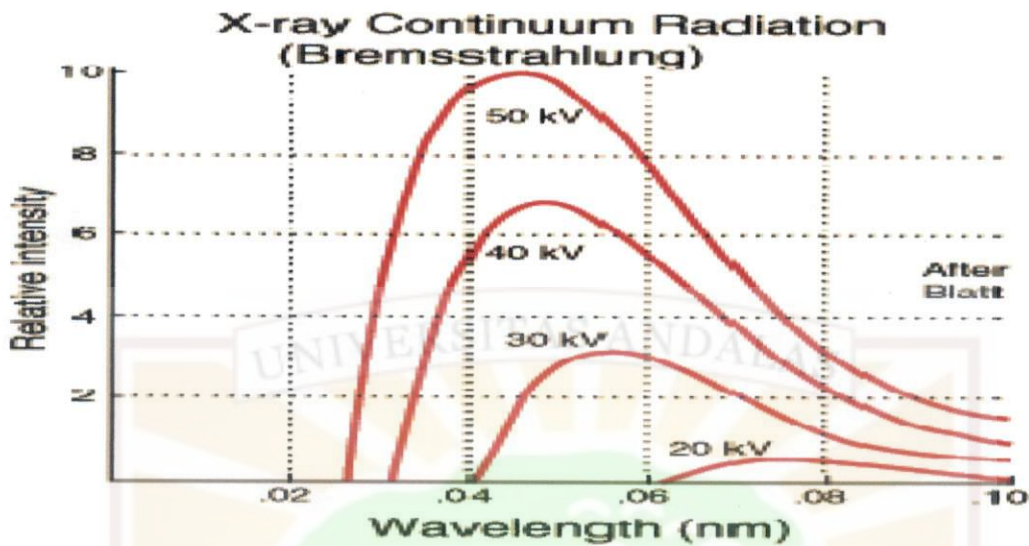
Pada penelitian ini penulis melakukan pengukuran pada pesawat mammografi merek *GE Senographe 800T* dengan No. Seri 0000092911TX7 yang meliputi : uji kesesuaian alat untuk mengetahui kondisi pesawat yang digunakan, Perhitungan estimasi ESD dan mGD menggunakan metode TRS 457 tahun 2007 dari IAEA serta menganalisa hubungan estimasi ESD dan MGD dengan data kondisi pasien.

2.2. Landasan Teori

2.2.1. Sinar-X

Sinar-X ditemukan pertama kali oleh *Wilhelm C. Roentgen*, fisikawan berkebangsaan Jerman pada tanggal 8 November 1895. Pada saat *Roentgen* menyalakan sumber listrik tabung untuk penelitian sinar katoda, beliau mendapatkan bahwa sejenis cahaya berpendar pada layar yang terbuat dari *barium platino cyanida* yang kebetulan berada di dekatnya. Jika sumber listrik dipadamkan, maka cahaya pendar hilang. *Roentgen* menyadari bahwa sejenis sinar yang tidak kelihatan telah muncul dari dalam tabung sinar katoda. Karena sebelumnya tidak pernah dikenal, maka diberi nama sinar-X atau juga sering disebut sebagai sinar *Roentgen*.

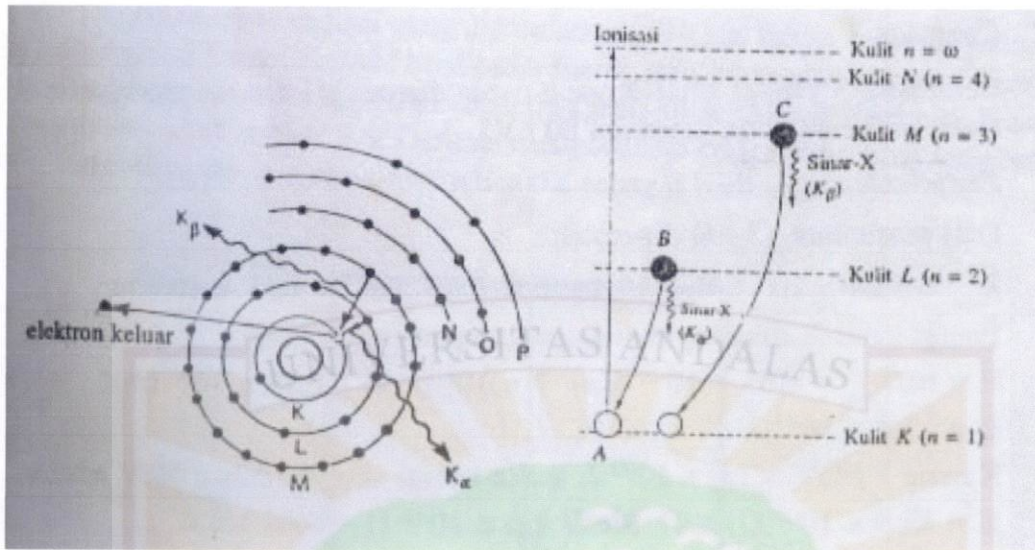
Sinar-X dapat diproduksi melalui penembakan target logam dengan proyektil elektron cepat yang dihasilkan oleh pemanasan filamen yang juga berfungsi sebagai katoda dalam suatu tabung vakum sinar katoda. Elektron dari filamen dipercepat gerakannya menggunakan potensial pemercepat V (tegangan listrik berorde 10^2 hingga 10^6 volt) sehingga bertumbukan ke target logam (yang juga berfungsi sebagai anoda) bernomor atom tinggi dan suhu lelehnya juga tinggi. Sebagian besar elektron yang jatuh pada target kehilangan energi kinetiknya sedikit demi sedikit melalui berbagai tumbukan, energinya berubah menjadi panas (alasan inilah yang menyebabkan dipakainya target logam dalam tabung sinar-X mempunyai titik leleh yang tinggi seperti tungsten karena efisien untuk mendinginkan target). Namun, sebagian kecil elektron kehilangan sebagian besar



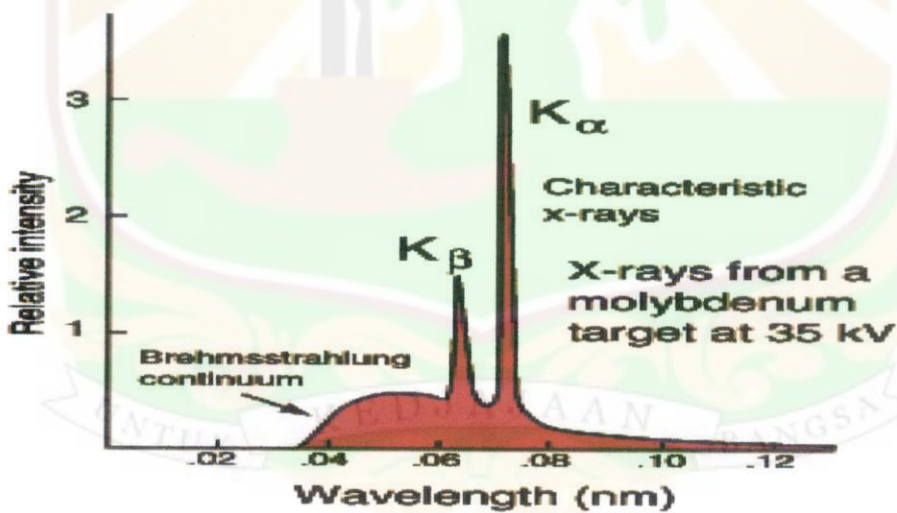
Gambar 2.2 Spektrum energi sinar-X *Bremsstrahlung*
(Sumber : <http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbase/hframe.html>)

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

Sinar-X karakteristik terjadi karena elektron atom yang berada pada kulit K terionisasi. Kekosongan kulit K ini segera diisi oleh elektron dari kulit di atasnya. Jika kekosongan pada kulit K diisi oleh elektron dari kulit L, maka akan dipancarkan sinar-X karakteristik K_{α} . Jika kekosongan itu diisi oleh elektron dari kulit M, maka akan dipancarkan sinar-X karakteristik K_{β} seperti ditunjukkan pada Gambar 2.3 dengan dengan spektrum energi yang diskrit, ditunjukkan pada Gambar 2.4.



Gambar 2.3 Proses terbentuknya sinar-X karakteristik
(Sumber : Kaplan, 1979)



Gambar 2.4 Spektrum energi sinar-X *Bremsstrahlung* dan karakteristik
(Sumber: <http://hyperphysics.phyastr.gsu.edu/hbase/hframe.html>)

Pada saat berkas elektron menabrak target, sebagian besar energi elektron tersebut hilang dalam bentuk panas, sebagian energi lainnya hilang untuk

memproduksi sinar-X, namun ada pula kemungkinannya semua energi kinetik elektron tersebut diubah menjadi foton sinar-X. Besarnya energi elektron yang dipercepat dengan beda potensial V dirumuskan pada persamaan (2.1) :

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

dengan: E = energi elektron (eV)

V = beda potensial (V)

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

besarnya energi elektron yang diubah menjadi foton sinar-X dirumuskan pada persamaan (2.2) :

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

dengan: E = energi foton (joule)

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

ν = frekuensi gelombang elektromagnetik (Hz)

2.2.2. Mammografi

Mammografi adalah metode pemeriksaan payudara secara khusus dengan menggunakan sinar-X yang bertujuan untuk mendeteksi kanker payudara sedini mungkin. Mammografi mempunyai kemampuan menembus jaringan payudara yang mengalami kelainan berupa tumor dan menunjukkan kelainan dalam payudara tersebut. Mammografi merupakan cara yang tepat untuk mengetahui pertumbuhan kanker sebelum terjadi keparahan. Deteksi dini pada sebuah kanker payudara akan meningkatkan keberhasilan dalam terapi. Secara tidak langsung tindakan ini merupakan upaya untuk menekan mortalitas yang disebabkan oleh kanker



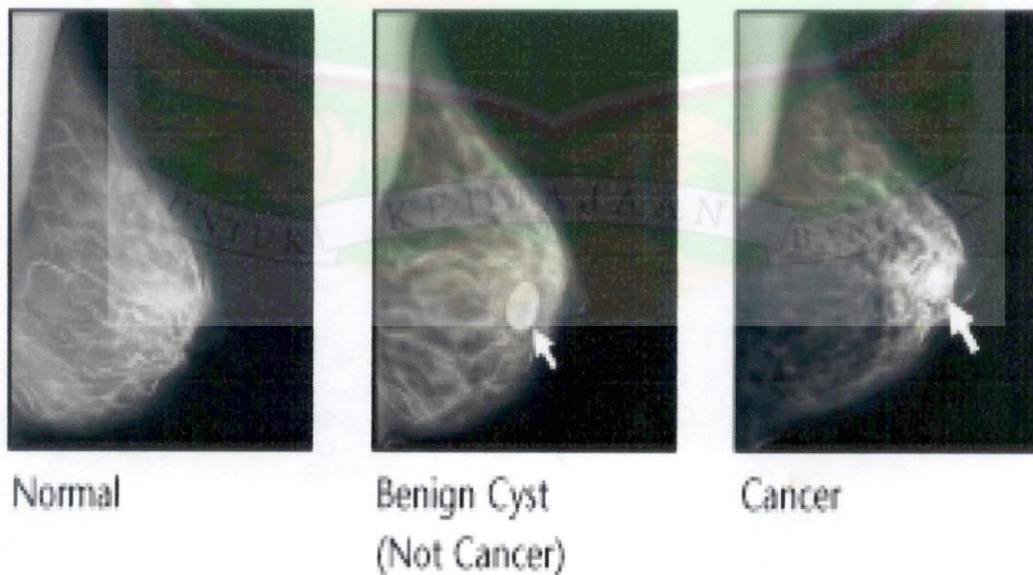
Gambar 2.5 *Cranio Caudal (CC)*
(Sumber : <http://ladyo.wordpress.com>)

Sedangkan *Medio Lateral Oblique* adalah pengkompresan atau penekanan payudara dengan pelat plastik dari samping seperti ditunjukkan pada Gambar 2.6.



Gambar 2.6 *Medio Lateral Oblique (MLO)*
(Sumber : <http://ladyo.wordpress.com>)

Setiap payudara diposisikan di atas kaset film khusus dan ditekan dengan perlahan menggunakan suatu plat penekan. Tekanan pada payudara berfungsi untuk meratakan payudara agar semakin sedikit jaringan yang saling tumpang tindih sehingga menghasilkan gambaran yang lebih detail. Perubahan pada payudara terjadi hampir pada setiap wanita. Sebagian besar perubahan itu bukan kanker tetapi karena perubahan level hormon yang normal terjadi pada wanita apabila usia bertambah. Wanita yang lebih muda mempunyai kelenjar payudara lebih banyak, lebih padat dan tidak berlemak dibandingkan wanita yang usianya lebih tua, apalagi yang telah menopause. Meskipun begitu, bisa juga perubahan yang terjadi pada payudara itu merupakan tanda-tanda dari kanker. Perubahan (benjolan) pada payudara yang bukan merupakan kanker disebut *benign* (tumor, tapi bukan kanker). Perbedaan payudara normal dan payudara yang mengalami tumor maupun kanker ditunjukkan pada Gambar 2.7.



Gambar 2.7 Fotografi payudara pada pemeriksaan mammografi
(Sumber <http://kankerpayudara.wordpress.com>)

2.2.3. *Compliance test*

Compliance test (uji kesesuaian alat) adalah program jaminan kualitas dan kendali kualitas (QA/QC), maka dari itu uji kesesuaian alat sangat penting sebagai salah satu upaya optimasi proteksi terhadap pasien. Tujuan dari uji kesesuaian pesawat mammografi adalah untuk menjamin bahwa setiap parameter penyinaran pada pesawat teruji akurasi fungsinya sesuai dengan spesifikasi alat, dan bila terjadi penyimpangan harus berada dalam nilai batas toleransi yang disepakati. Pengujian fungsi pesawat sebaiknya dilakukan pada saat fasilitas baru diinstal, kemudian secara periodik dilakukan pengujian ulang. Selain itu, sebaiknya pengujian juga dilakukan setelah fasilitas menjalani perbaikan atau setelah terjadi peristiwa luar biasa yang dapat mempengaruhi kinerja alat, seperti banjir dan gempa. Nilai standar atau batas toleransi yang menjadi acuan uji kesesuaian alat terhadap keluaran tabung sinar-X ditunjukkan pada Tabel 2.1 dengan parameter uji sebagai berikut (*Health Departement of Western Australian, 2006*) :

1. Akurasi tegangan pada pesawat mammografi

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

toleransi harus dilakukan pengecekan dan pengaturan ulang terhadap panel kontrol.

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

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

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

2. Akurasi waktu eksposi pada pesawat mammografi

Pengukuran akurasi waktu dilakukan dengan memvariasikan kondisi panel waktu kemudian diukur hasil keluarannya. Pengukuran ini bertujuan untuk mengetahui akurasi pengaturan waktu pada panel kontrol pesawat dengan hasil keluaran tabung sinar-X. Hubungan antara waktu panel dengan waktu terukur juga sangat berpengaruh terhadap paparan radiasi yang akan diterima oleh pasien. Batas toleransi maksimum yang diperbolehkan adalah 10%, sesuai dengan Persamaan (2.4). Jika peroleh nilai yang melebihi batas toleransi harus dilakukan pengecekan dan pengaturan ulang terhadap panel kontrol.

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

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

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

3. Linieritas keluaran radiasi pada berbagai kondisi arus pesawat mammografi

Tujuan pengukuran linieritas keluaran radiasi terhadap berbagai kondisi arus adalah untuk mengetahui linieritas arus tabung terhadap pengaturan pada panel. Linieritas arus ditentukan dengan Persamaan (2.5). Variasi perubahan arus dinyatakan dalam satuan miliGray per miliAmpere sekon (mGy/mA.s).

$$\frac{|X_1 - X_2|}{X_1 + X_2} \leq 0.1 \quad \dots\dots\dots (2.5)$$

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

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

4. Reprodusibilitas tegangan, waktu dan dosis radiasi

Pengukuran reprodusibilitas bertujuan untuk melihat kestabilan alat dalam melakukan pengulangan penyinaran pada kondisi yang sama. Batas toleransi yang diperbolehkan untuk reprodusibilitas tegangan, waktu dan paparan radiasi adalah nilai koefisien variasi ≤ 0.05 atau 5 %, dengan persamaan yang digunakan adalah Persamaan 2.6. Hasil pengukuran melebihi batas toleransi menandakan hasil keluaran tabung yang tidak stabil, sehingga perlu dilakukan pengaturan ulang dan pengecekan lebih lanjut yang meliputi stabilitas daya input, komponen pengatur elektronik pada panel pesawat dan kondisi tabung.

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

dengan : C = koefisien variasi

X_i = nilai pengukuran dosis ke- i (mGy)

\bar{X} = nilai dosis rata-rata (mGy)

n = jumlah pengukuran

S = standar deviasi

5. Pengukuran kualitas berkas radiasi

Kemampuan daya tembus radiasi pesawat radiodiagnostik ditentukan berdasarkan nilai *Half Value Layer* (HVL). HVL adalah tebal bahan atau filter yang diperlukan untuk mengurangi intensitas radiasi elektromagnetik menjadi setengah dari intensitas mula-mula. Standar syarat minimum tebal HVL tergantung dari tegangan panel yang digunakan, sesuai dengan Persamaan 2.7.

$$\frac{kV_p}{100} \leq HVL_{\text{terukur}} \dots\dots\dots (2.7)$$

dengan : kV_p = tegangan panel yang digunakan (kV)

HVL_{terukur} = nilai HVL yang terukur pada detektor (mm Al)

6. Uji kesesuaian dan kelurusan berkas sinar-X dengan cahaya kolimator

Pengukuran ini bertujuan untuk menguji kesesuaian berkas radiasi yang dihasilkan dengan lampu indikator dari kolimator, sehingga citra yang dihasilkan pada film sesuai dengan yang diharapkan dan tidak ada citra yang terpotong akibat ketidaksesuaian tersebut. Ketegaklurusan memiliki peranan yang sangat penting jika dibutuhkan penyudutan dan penentuan posisi objek dalam pengambilan gambar. Jika berkas radiasi tidak tegak lurus terhadap objek, maka

lokasi objek akan bergeser pada film. Batas yang diperbolehkan untuk kesesuaian berkas adalah 2 % dari jarak sumber ke film dan untuk ketegaklurusan berkas adalah 3° pada jarak 100 cm.

7. Uji kebocoran tabung sinar-X pada pesawat mammografi

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

8. Entrance Surface Dose (ESD)

Entrance Surface Dose (ESD) adalah dosis serap di permukaan materi yang teradiasi. Oleh karena itu, aplikasinya penting untuk mengetahui dosis serap di permukaan kulit pasien. Pengukuran ESD dilakukan menggunakan TLD-100 yang ditempelkan pada *phantom* sebagai pengganti payudara pasien. E.Nassivera dan L.Nardin menyatakan tentang *Quality Control Programme in Mammography: second level quality controls* bahwa toleransi nilai batas ESD adalah < 12 mGy dalam *The British Journal of Radiology* tahun 1997.

Tabel 2.1 Parameter pengujian dan batas toleransi *compliance test*

No.	Parameter Pengujian	Batas toleransi
1.	Akurasi tegangan	$(kV_{\text{panel}} - kV_{\text{terukur}})/kV_{\text{panel}} = \pm 10\%$
2.	Akurasi waktu	$(t_{\text{panel}} - t_{\text{terukur}})/t_{\text{panel}} = \pm 10\%$
3.	Linieritas keluaran	Koefisien Linieritas $\frac{X_1 - X_2}{X_1 + X_2} \leq 0,1$ Dimana X1 dan X2 sensitivitas paparan (mGy/mA.s) dari dua pengukuran yang berurutan
4.	Reprodusibilitas tegangan, waktu, dan dosis radiasi	Koefisien variasi (C) $\leq 5\%$ $C = \frac{s}{\bar{x}} = \frac{s}{\bar{x}} \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}$
5.	Kualitas berkas	<ul style="list-style-type: none"> • Pesawat diagnostik konvensional 70 kV \geq 2.1 mm Al, 80 kV \geq 2.3 mm Al • Pesawat dental 50 kV \geq 1.5 mm Al, 60 kV \geq 1.8 mm Al • Pesawat mamografi (kVp/100) \leq HVL \leq (kVp/100 + C) dengan c = 0.12 untuk kombinasi target/filter Mo/Mo
6.	Kesesuaian dan kelurusan berkas	<ul style="list-style-type: none"> • Perbedaan ukuran berkas cahaya dan berkas sinar-X $\leq 2\%$ SID • Akurasi dimensi bidang sinar-X $\leq 2\%$ SID • Perbedaan titik pusat bidang sinar-X dengan titik pusat berkas cahaya $\leq 2\%$ SID
7.	Kebocoran tabung	≤ 1 mGy/jam atau 115 R/jam pada jarak 1 meter dari titik fokus, kecuali pesawat sinar-X dental ≤ 0.25 mGy/jam atau 28.5 mR/jam pada jarak 1 m dari titik fokus.
8.	Dosis pasien	Sesuai tingkat panduan pada BSS-115

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

2.2.4. *Mean Glandular Dose (MGD)*

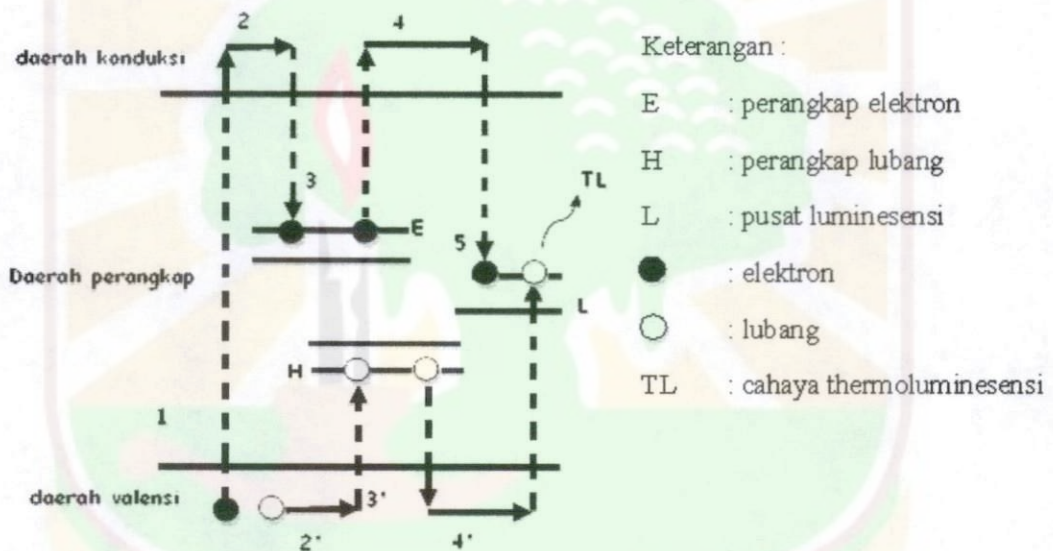
Mean Glandular Dose (MGD) merupakan dosis yang diterima pada *glandular* atau jaringan payudara. Struktur utama dari payudara adalah lemak dan jaringan payudara. Struktur payudara akan berubah sesuai dengan umur dan siklus haid masing-masing wanita. Nilai MGD diperoleh dari perhitungan yang tepat yang tergantung dari persentase jaringan masing-masing wanita. MGD dapat dihitung berdasarkan metode TRS 457 dengan asumsi persentase jaringan 50 %. *Food and Drug Administration (FDA)*, *American College of Radiology (ICR)* and *Mammography Quality Standards Act (MQSA)* memberikan rekomendasi bahwa batas dosis di jaringan payudara adalah < 3 mGy per penyinaran.

2.2.5. *Thermoluminescence Dosimetre (TLD)*

Adanya efek biologi yang ditimbulkan dari hasil interaksi radiasi pengion dengan materi yang dilaluinya maka diperlukan sebuah alat yang dapat memantau keberadaan radiasi pengion tersebut karena manusia tidak memiliki indera khusus yang peka terhadap radiasi pengion. TLD merupakan alat yang digunakan secara luas untuk keperluan pemantauan dosis perorangan. Bahan yang paling murah dan paling banyak digunakan untuk pembuatan TLD saat ini adalah *LiF (Litium Fluorida)*. Sifat bahan ini ekuivalen dengan jaringan tubuh manusia.

Keuntungan dalam penggunaan TLD ini adalah : TLD relatif lebih ekuivalen dengan jaringan tubuh sehingga mempunyai tingkat ketelitian yang lebih baik, mempunyai kepekaan dan ketelitian tinggi, alat baca yang manual maupun otomatis banyak diperdagangkan, mempunyai kestabilan jangka panjang yang sangat baik terhadap berbagai kondisi lingkungan, mudah pemrosesannya dan

dapat digunakan ulang. Adapun kelemahan dalam penggunaan TLD yaitu: memerlukan modal relatif besar, perawatan dan pemeliharaan peralatan memerlukan staf teknis tingkat tinggi, kegagalan proses pembacaan pertama tidak dapat diulang sehingga informasi akan hilang, tidak ada pencatatan permanen karena proses pembacaan tidak dapat diulang. Proses mekanisme kerja TLD dapat dilihat pada Gambar 2.8.



Gambar 2.8 Ilustrasi proses kerja TLD
(Sumber : Akhadi, 1998)

Elektron bebas tersebut dapat meloncat dari pita valensi ke pita konduksi (langkah 1). Dalam pita konduksi elektron-elektron bergerak bebas (langkah 2). Selanjutnya elektron-elektron tersebut terperangkap ke dalam perangkap elektron (langkah 3). Loncatan elektron ke pita konduksi akan meninggalkan lubang yang dapat bergerak bebas dalam pita valensi (langkah 2). Lubang-lubang bebas ini selanjutnya akan terperangkap dalam perangkap lubang (langkah 3). Banyak

perangkap-perangkap yang tidak stabil secara termik sehingga akan melepaskan tangkapannya pada suhu kamar.

Pada perangkap yang stabil, elektron maupun lubang akan tetap terperangkap sampai memperoleh energi panas yang cukup untuk keluar dari perangkap-perangkap tersebut. Jika energi panas diberikan kepada fosfor maka elektron-elektron dan lubang-lubang akan melepaskan diri dari perangkap masing-masing (langkah 4 dan 4'). Elektron dan lubang yang terlepas dari perangkap ini selanjutnya akan berkombinasi di pusat luminesensi (langkah 5) disertai dengan pancaran cahaya tampak yang disebut cahaya luminesensi. Perangkap adalah pusat muatan yang mampu mengikat ion untuk tertarik padanya. Kedalaman perangkap (*trap depth*) adalah kemampuan perangkap dalam mengikat ion, kedalaman ini bervariasi tergantung pada kemampuan perangkap mengikat ion (semakin kuat semakin dalam).

2.2.6. Metode pengukuran dan perhitungan dosis pasien berdasarkan IAEA TRS 457 tahun 2007

Menurut panduan IAEA TRS 457 tahun 2007 dalam mammografi ada tiga kuantitas dosimetri yang digunakan, yaitu : dosis di udara (K_i), dosis permukaan payudara (ESD) dan rata-rata jaringan dalam payudara yang dikenal dengan dosis *glandular* rata-rata (MGD). TRS 457 tahun 2007 terlampir pada Lampiran 1. ESD dapat diperoleh menggunakan pengukuran dengan TLD yang disinari di atas permukaan *phantom*. Konversi koefisien digunakan untuk menghitung MGD. Untuk itu, perlu mencatat kombinasi filter dan tegangan tabung yang digunakan serta mengukur nilai HVL. Perhitungan ESD, K_i dan MGD pada pasien dilakukan dengan Persamaan 2.4, 2.5 dan 2.6.

$$ESD = (Y_{ref}) (mA.s_{pasien}) \left(\frac{d_p - d_{ref}}{d_p - d_B} \right)^2 \dots\dots\dots (2.8)$$

$$K_i = \frac{ESD}{B} \dots\dots\dots (2.9)$$

$$MGD = c_{DG50} \times s \times K_i \dots\dots\dots (2.10)$$

dengan :

Y_{ref} = dosis radiasi per arus dan waktu (keluaran radiasi) (mGy/mA.s)

$mA.s_{pasien}$ = arus dan waktu yang digunakan pada penyinaran pasien (mA.s)

d_p = jarak dari titik fokus tabung ke papan penopang payudara (cm)

d_{ref} = jarak dari papan penopang payudara ke permukaan payudara (cm)

d_B = ketebalan payudara (cm)

K_i = dosis radiasi di udara (mGy)

B = faktor hamburan balik (*Backscatter factor*)

c_{DG50} = koefisien konversi untuk menentukan MGD 50 % *glandular*

s = faktor koreksi

Nilai koefisien konversi 50 % *glandular* c_{DG50} , faktor hamburan balik B

dan faktor koreksi s dapat di interpolasi dari Tabel 2.2, Tabel 2.3, dan Tabel 2.4.

Tabel 2.2 Nilai c_{DG50} berdasarkan kualitas berkas radiasi

HVL (mm Al)	$c_{DG50, Ki, PMMA}$ (mGy/mGy)
0.25	0.149
0.30	0.177
0.35	0.202
0.40	0.223
0.45	0.248
0.50	0.276
0.55	0.304
0.60	0.326
0.65	0.349

Sumber : TRS 457 tahun 2007

Tabel 2.3 Nilai B berdasarkan kualitas berkas radiasi

HVL (mm Al)	0.25	0.3	0.35	0.4	0.45	0.5	0.55	0.6	0.65
B	1.07	1.07	1.08	1.09	1.1	1.11	1.12	1.12	1.13

Sumber : TRS 457 tahun 2007

Tabel 2.4 Nilai faktor koreksi s berdasarkan kombinasi target/filter yang digunakan

Target/filter combination	s factor
Mo/Mo	1.000
Mo/Rh	1.017
Rh/Rh	1.061
Rh/Al	1.044
W/Rh	1.042

Sumber : TRS 457 tahun 2007

BAB III METODOLOGI PENELITIAN

3.1. Lokasi Penelitian

Penelitian dilakukan pada pesawat mammografi merek GE *Senographe* 800 T di RSI Siti Rahmah Padang.

3.2. Peralatan Penelitian.

1. Pesawat mammografi merek GE *Senographe* 800T.

Pesawat Mammografi merek GE *Senographe* 800T digunakan untuk mendiagnosa kanker payudara, ditunjukkan pada Gambar 3.1. Pesawat tersebut merupakan pesawat keluaran tahun 2004 dan mulai dioperasikan pada tahun 2006 sampai sekarang. Adapun spesifikasi dari pesawat mammografi yang digunakan adalah sebagai berikut :

- a. Tahun pembuatan : 2004
- b. No. Seri 0000092911TX7
- c. Tegangan maksimum 49 kV
- d. Arus maksimum 20 mA
- e. Negara asal : Perancis



Gambar 3.1 Pesawat mammografi merek GE *Senographe* 800T

2. *Xi UNFORS Set*

Xi UNFORS Set digunakan untuk mengukur tegangan, waktu dan paparan radiasi yang dihasilkan oleh tabung pesawat mammografi. *Xi UNFORS Set* yang digunakan terdiri dari *Xi R/F & MAM Detector Platinum* sebagai detektor, ditunjukkan pada Gambar 3.2 dan *Xi Base Unit Platinum* sebagai pembaca hasil pengukuran dari *Xi R/F & MAM Detector Platinum*, ditunjukkan pada Gambar 3.3.



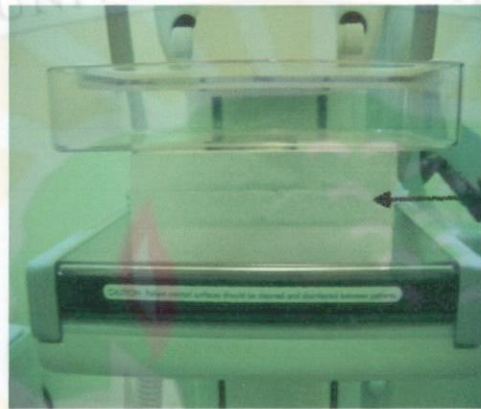
Gambar 3.2 8202031-C *Xi R/F & MAM Detector Platinum*
S/N : 151685



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

3. *Phantom Mammo*

Phantom mammo yang digunakan adalah *acrylic* dengan variasi tebal 1.9 cm sebanyak tiga buah. *Phantom mammo* digunakan dalam pengukuran nilai ESD, ditunjukkan pada Gambar 3.4.

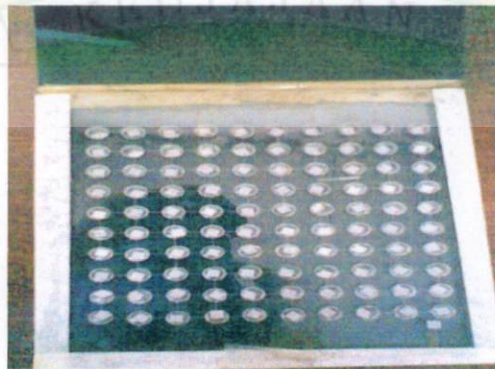


Phantom Mammo

Gambar 3.4 *Phantom mammo*

4. *Termoluminesensi-100 (TLD-100)*.

TLD-100 digunakan untuk pengukuran nilai ESD dengan menggunakan *phantom mammo*, ditunjukkan pada Gambar 3.5.



Gambar 3.5 TLD-100

5. TLD-reader

TLD-reader digunakan untuk membaca hasil cacahan dari energi yang diserap oleh TLD-100, ditunjukkan pada Gambar 3.6.



Gambar 3.6 TLD-reader

3.3. Tata Laksana Penelitian

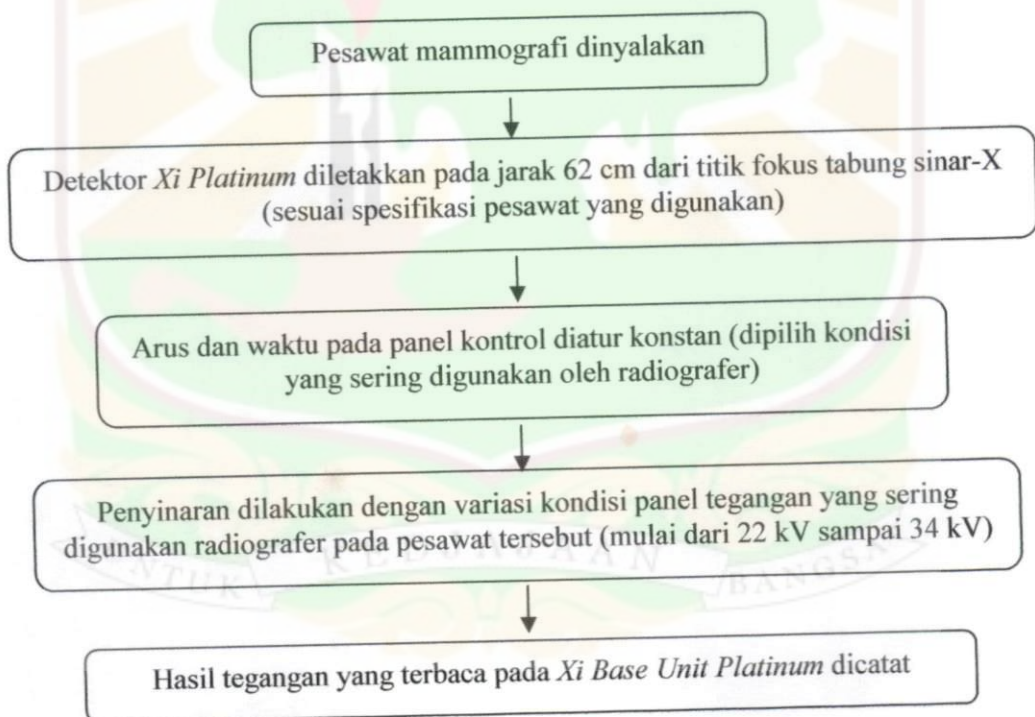
Tata laksana pengukuran dosis pasien pada penelitian ini terdiri dari tiga bagian : (1) uji kesesuaian alat yang berhubungan dengan dosimetri pasien untuk memastikan bahwa pesawat dalam kondisi kerja yang baik. Prosedur pengujian mengikuti aturan dari *Health Department of Western Australia* (2) pengukuran dosis pasien yang meliputi estimasi ESD dan MGD menggunakan metode TRS 457 (3) menganalisa hasil estimasi ESD dan MGD terhadap variasi data kondisi penyinaran pasien.

3.3.1. Uji kesesuaian alat

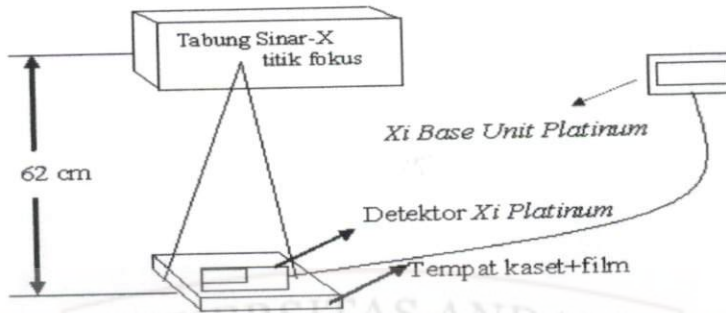
Uji kesesuaian alat yang dilakukan pada penelitian ini adalah pengukuran parameter-parameter berikut dengan tabel data pengamatan terlampir pada Lampiran 2.

1. Akurasi tegangan (kV)

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



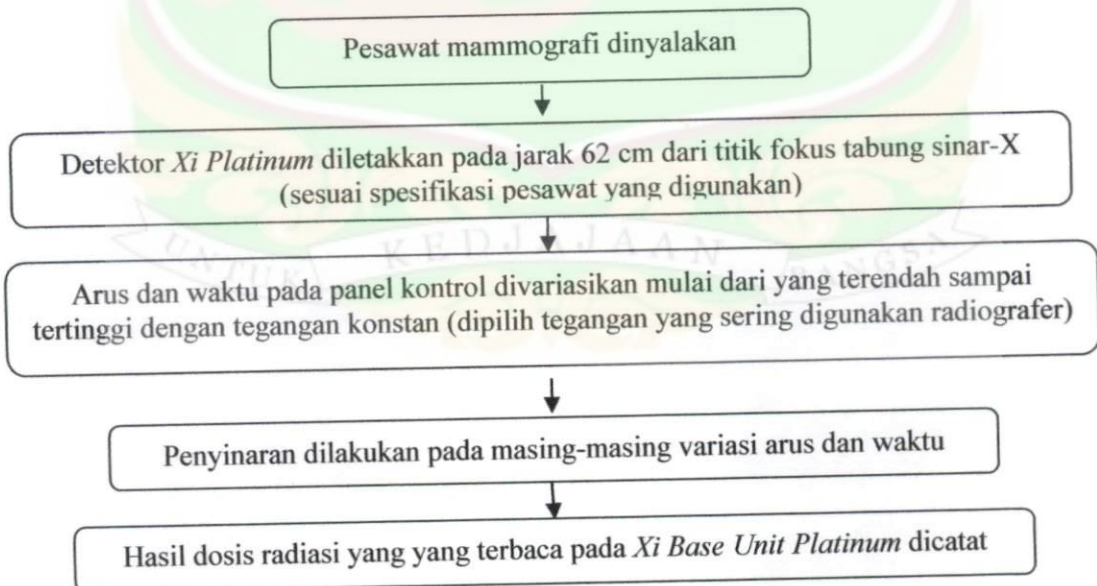
Gambar 3.7 Diagram alir pengukuran akurasi tegangan



Gambar 3.8 Skema pengukuran akurasi tegangan

2. Linieritas keluaran radiasi pada berbagai kondisi arus dan waktu (mA.s)

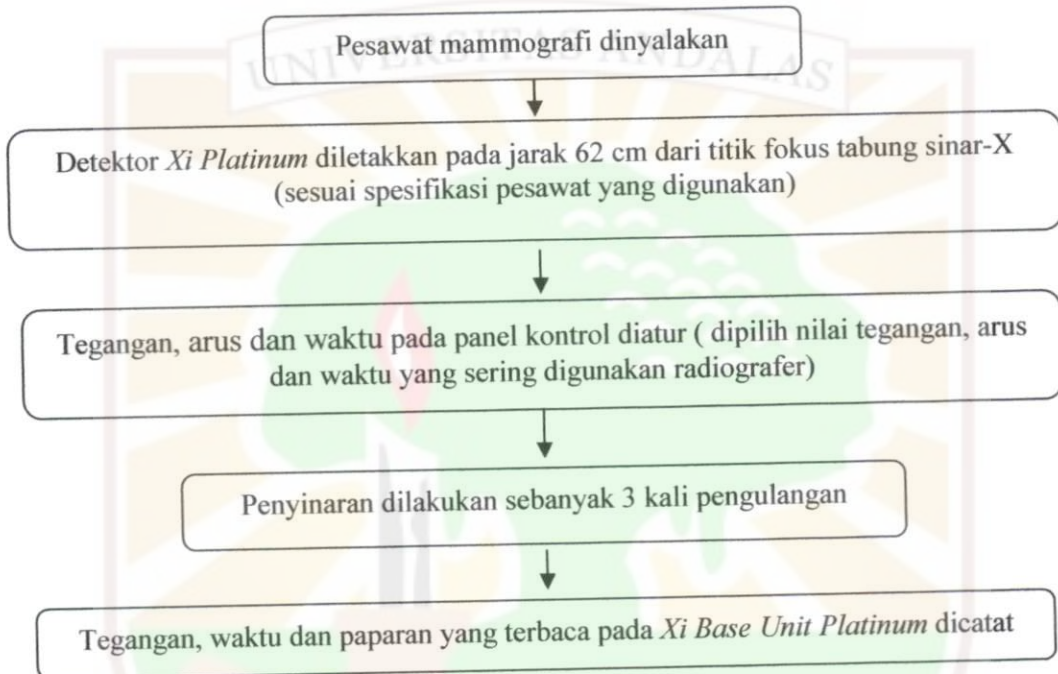
Diagram alir pengukuran linieritas keluaran radiasi pada berbagai kondisi arus dan waktu ditunjukkan pada Gambar 3.9. Skema pengukuran linieritas keluaran radiasi pada berbagai kondisi arus dan waktu sama dengan yang ditunjukkan pada Gambar 3.8.



Gambar 3.9 Diagram alir pengukuran linieritas keluaran radiasi pada berbagai kondisi arus dan waktu

3. Reprodusibilitas tegangan, waktu dan dosis radiasi

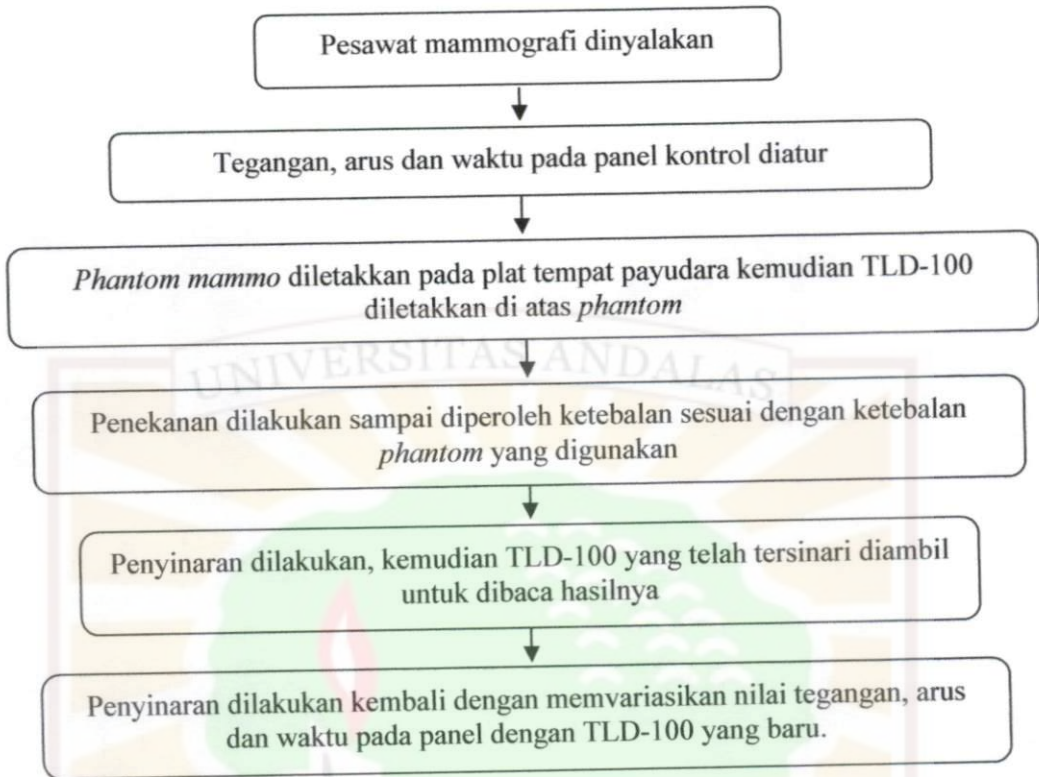
Diagram alir reprodusibilitas ditunjukkan pada Gambar 3.10. Skema pengukuran reprodusibilitas sama dengan yang ditunjukkan pada Gambar 3.8.



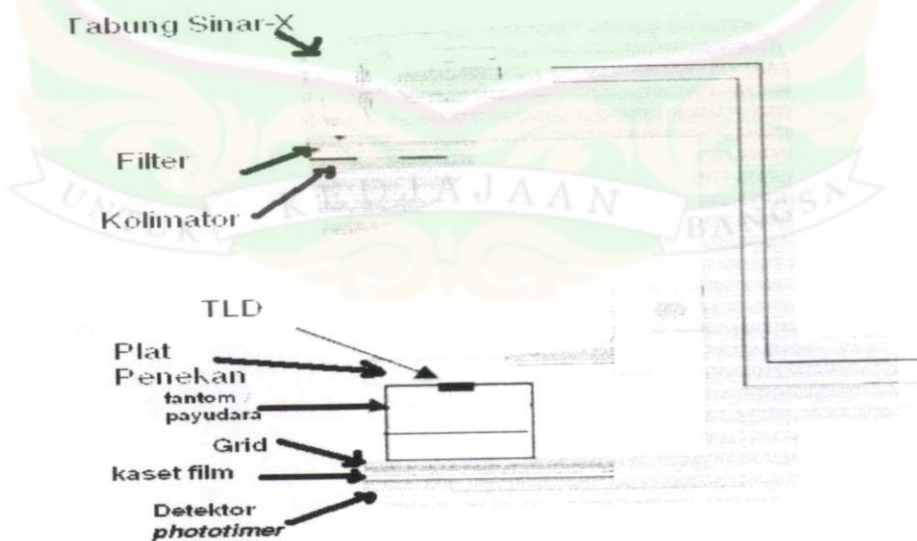
Gambar 3.10 Diagram alir pengukuran reprodusibilitas

4. Kualitas Berkas Radiasi

Diagram alir pengukuran linieritas keluaran radiasi pada berbagai kondisi arus dan waktu ditunjukkan pada Gambar 3.11. Skema pengukuran kualitas berkas radiasi sama dengan yang ditunjukkan pada Gambar 3.8.



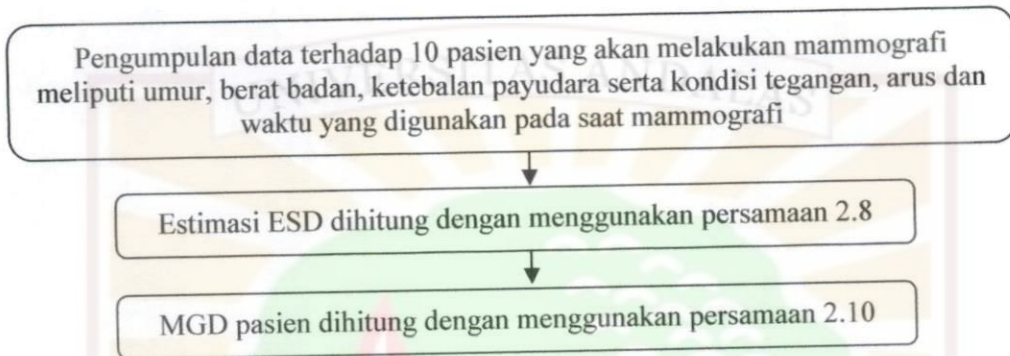
Gambar 3.12 Diagram alir pengukuran ESD



Gambar 3.13 Skema pengukuran ESD
(sumber : Kusumawati, 2008)

3.3.2. Estimasi ESD dan MGD menggunakan metode TRS 457

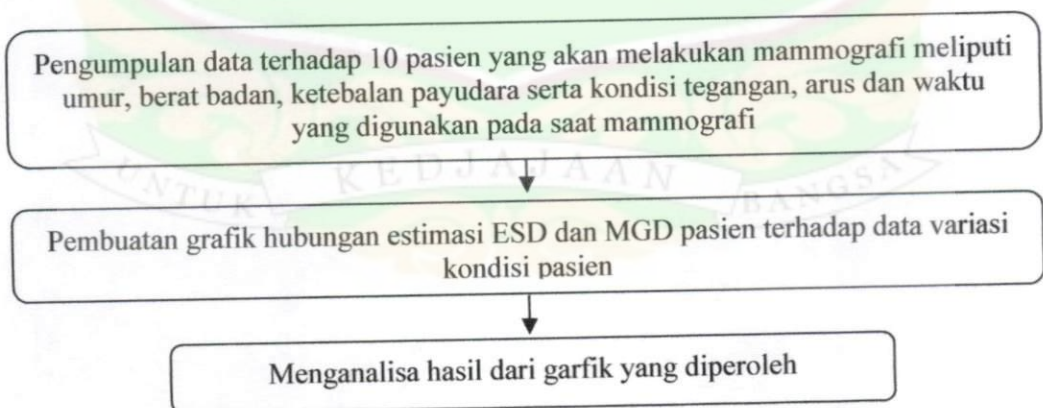
Diagram alir pengukuran estimasi ESD MGD pasien ditunjukkan pada Gambar 3.14.



Gambar 3.14 Diagram alir pengukuran MGD

3.3.3. Menganalisa hasil estimasi ESD dan MGD terhadap variasi data kondisi pasien.

Diagram alir untuk menganalisa hasil estimasi ESD dan MGD pasien ditunjukkan pada Gambar 3.15.



Gambar 3.15 Diagram alir untuk menganalisa hasil estimasi ESD dan MGD pasien

BAB IV

HASIL DAN PEMBAHASAN

Hasil dan pembahasan penelitian meliputi uji kesesuaian pesawat mammografi, estimasi ESD dan MGD pasien serta analisa estimasi ESD dan MGD terhadap data kondisi pasien. Adapun hasil dan pembahasan penelitian adalah sebagai berikut :

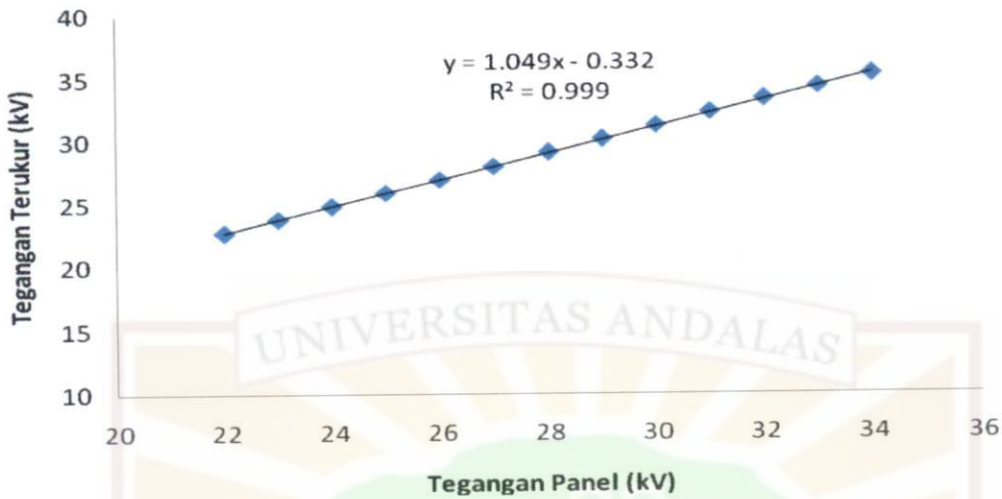
4.1. Uji Kesesuaian Alat

4.1.1 Akurasi tegangan

Hasil pengukuran batas toleransi untuk akurasi tegangan dihitung dengan menggunakan Persamaan 2.3 dan dapat dilihat pada Tabel 4.1 dan Gambar 4.1.

Tabel 4.1 Hasil pengukuran akurasi tegangan

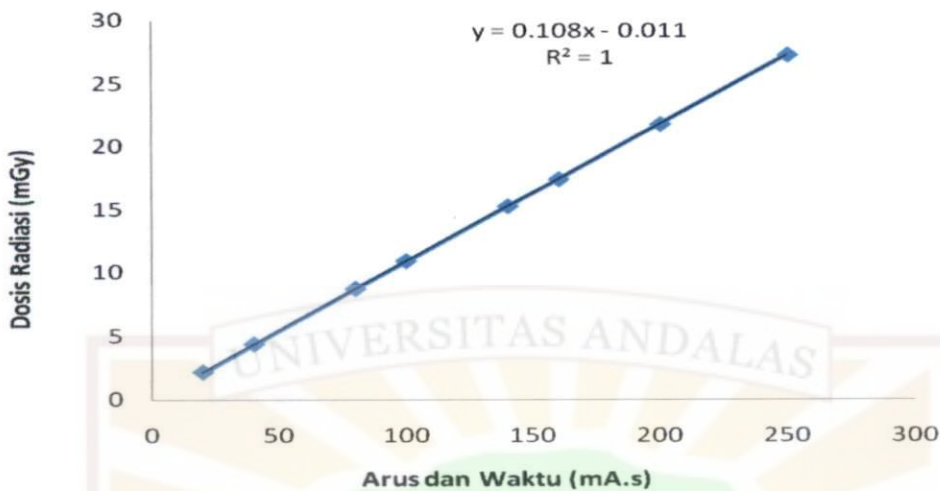
No.	Tegangan panel (kV)	Tegangan terukur (kV)	Δ tegangan (kV)	Δ tegangan / Tegangan panel (%)
1	22	22.69	0.69	3.14
2	23	23.82	0.82	3.57
3	24	24.82	0.82	3.42
4	25	25.9	0.9	3.60
5	26	26.93	0.93	3.58
6	27	27.99	0.99	3.67
7	28	29.08	1.08	3.86
8	29	30.14	1.14	3.93
9	30	31.22	1.22	4.07
10	31	32.27	1.27	4.10
11	32	33.27	1.27	3.97
12	33	34.26	1.26	3.82
13	34	35.21	1.21	3.56
Rata-rata				3.71
Batas toleransi				± 10



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

Kondisi arus dan waktu yang dipilih pada pengukuran akurasi tegangan pada penelitian ini adalah 63 mA.s, sesuai dengan kondisi yang sering digunakan radiografer pesawat tersebut. Tabel 4.1 menunjukkan batas toleransi untuk pengukuran akurasi tegangan dengan hasil pengukuran rata-rata sebesar 3.71 %, dimana nilai tersebut berada di bawah nilai batas toleransi 10 % (Tabel 2.1). Artinya, nilai tegangan yang dikeluarkan pesawat tersebut masih dalam rentang yang diperbolehkan *Health Department of Western Australian*.

Hal ini juga dapat dilihat pada Gambar 4.1 yang menunjukkan hubungan linier antara tegangan panel dan tegangan terukur dengan persamaan garis lurus $y = 1.049x - 0.332$ dan rasio $R^2 = 0.999$, sehingga nilai tegangan yang akan dikeluarkan pesawat dapat diperkirakan dengan mengatur tegangan pada panel. Persamaan garis yang diperoleh menunjukkan y sebagai tegangan terukur dan x sebagai tegangan yang diatur pada panel. Tegangan terukur yang diinginkan dapat diperkirakan menggunakan persamaan garis yang diperoleh dengan mengatur



Gambar 4.2 Grafik hubungan arus dan waktu (mA.s) terhadap dosis radiasi (mGy)

Pengukuran dilakukan pada tegangan panel 27 kV sesuai dengan tegangan panel yang sering digunakan radiografer pesawat tersebut. Pada Tabel 4.2 dapat dilihat bahwa nilai koefisien linier rata-rata yang diperoleh adalah 0.0009 dan berada di bawah batas toleransi 0.1 (Tabel 2.1). Artinya, kenaikan arus terhadap paparan radiasi masih linier, seperti terlihat pada Gambar 4.2. Nilai dosis radiasi (y) dapat diperkirakan dengan menggunakan persamaan garis lurus $y = 0.108x - 0.011$ dengan mengatur arus dan waktu (x) pada panel. Nilai R^2 yang diperoleh adalah 1, berarti kaitan antara arus dan waktu terhadap dosis radiasi sangat erat dan bisa dikatakan sebanding.

4.1.3. Reprodusibilitas tegangan, waktu dan dosis radiasi

Hasil pengukuran reprodusibilitas tegangan, waktu dan dosis radiasi dihitung menggunakan Persamaan 2.6 dan dapat dilihat pada Tabel 4.3.

Tabel 4.3 Hasil pengukuran reproduibilitas tegangan, waktu dan paparan radiasi

No.	Tegangan panel (kV)	Arus dan waktu (mA.s)	Dosis radiasi (mGy)
1	27	63	6.84
2	27	63	6.85
3	27	63	6.83
Rata-rata			6.84
Standar deviasi			0.15 %
Koefisien variasi (C)			0.02
Batas toleransi			≤ 5 %

Berdasarkan Tabel 4.3 terlihat bahwa koefisien variasi (C) yang diperoleh adalah 0.02 dan berada di bawah batas toleransi 5 % (Tabel 2.1). Nilai ini menunjukkan bahwa kondisi pesawat untuk melakukan pengulangan masih cukup baik sehingga keluaran tegangan, waktu dan dosis radiasi dari pesawat tersebut masih konsisten.

4.1.4. Kualitas berkas radiasi

Batas toleransi kualitas berkas radiasi untuk mammografi dihitung dengan menggunakan Persamaan 2.7 dengan hasil pengukuran dapat dilihat pada Tabel 4.4.

Tabel 4.4 Hasil pengukuran kualitas berkas

No.	Tegangan panel (kV)	kVp/100 (kV)	HVL terukur (mm Al)
1	25	0.25	0.36
2	26	0.26	0.38
3	27	0.27	0.39
4	28	0.28	0.40
5	29	0.29	0.41
6	30	0.30	0.42

Pengukuran kualitas berkas dilakukan pada kondisi arus dan waktu 63 mA.s, sesuai dengan kondisi mA.s yang sering digunakan radiografer pesawat tersebut. Hasil pengukuran pada Tabel 4.4 menunjukkan bahwa semua nilai HVL terukur lebih besar dari batas toleransi yang dihitung dengan Persamaan 2.7 ($kVp/100$), berarti nilai HVL yang digunakan pada pesawat sudah memenuhi nilai batas toleransi.

4.1.5. Entrance Surface Dose (ESD)

Pengukuran ESD dilakukan menggunakan TLD-100 dan *Phantom*. Nilai ESD adalah nilai yang terbaca pada TLD-100. Pengukuran dosis dilakukan tanpa pasien karena TLD-100 akan memberikan bayangan pada citra mammografi sehingga akan menyulitkan dokter dalam menganalisa hasil citra. Hasil pengukuran ESD dapat dilihat pada Tabel 4.5. Adapun hasil bacaan TLD selengkapnya dapat dilihat pada Lampiran 3.

Tabel 4.5 Hasil Pengukuran ESD menggunakan *phantom*

No.	Tegangan (kV)	Arus dan Waktu (mA.s)	ESD (mGy)	Y_{ref} (mGy/mA.s)
1	27	56	5.059	0.090
2	27	63	7.023	0.111
3	28	63	7.215	0.115
4	29	63	7.635	0.121
5	30	56	7.171	0.128
6	30	63	9.409	0.149
Maksimum	30	63	9.409	0.149
Minimum	27	56	5.059	0.090
Median	28.5	63	7.193	0.118
Standar deviasi	1.378	3.615	1.391	0.020
Rata-rata	28.5	60.667	7.252	0.119

Pengukuran nilai ESD dilakukan dengan mengatur tegangan (kV) dan arus waktu (mA.s) dengan menggunakan tebal *phantom* yang sama. Hasil menunjukkan bahwa nilai ESD yang terbaca dari TLD-100 adalah sebesar (7.252 ± 1.391) mGy dengan ESD maksimum dan minimum masing-masing sebesar 9.409 mGy dan 5.059 mGy. Hasil ini menunjukkan dosis terukur masih berada di bawah batas toleransi dosis yang direkomendasikan oleh E. Nassivera dan L. Nardin dalam Jurnal *Quality Control Programme in mammography : second level quality controls* yang diterbitkan oleh *The British Journal of Radiology* tahun 1997, yaitu < 12 mGy.

4.2. Estimasi ESD dan Mean Glandular Dose (MGD) Pasien

Hasil perhitungan ESD_{estimasi} dan MGD_{pasien} mammografi dapat dilihat pada Tabel 4.6. Data nilai estimasi ESD dan MGD pasien selengkapnya dapat dilihat pada Lampiran 4.

Tabel 4.6 Hasil ESD dan MGD pasien mammografi

No.	Umur (thn)	Berat (Kg)	Proyeksi	Tegangan (kV)	Arus dan waktu (mA.s)	Tebal payudara setelah dikompresi (cm)	ESD (mGy)	MGD (mGy)
1	40	50	CC Kiri	27	63	4.5	6.763	1.345
			CC kanan	27	63	4.5	6.763	1.345
2	47	67	CC Kiri	28	63	5.1	7.789	1.586
			CC kanan	28	63	5.1	7.789	1.586
3	41	51	CC Kiri	27	56	4.8	6.072	1.207
			CC kanan	27	56	5	6.112	1.216
4	42	65	CC Kiri	29	63	5.9	8.916	1.851
			CC kanan	29	63	4.8	8.593	1.784
5	47	58	CC Kiri	30	63	5.2	9.602	2.023
			CC kanan	30	63	5.5	9.699	2.044
6	46	55	CC Kiri	28	56	5	6.901	1.405
			CC kanan	28	56	4.7	6.832	1.391
7	37	58	CC Kiri	27	63	3.6	6.566	1.306
			CC kanan	27	63	3.6	6.566	1.306
8	55	57	CC Kiri	29	32	4.5	4.322	0.897
			CC kanan	29	32	4.5	4.322	0.897
9	40	70	CC Kiri	29	63	5.4	8.767	1.82
			CC kanan	29	63	4.6	8.536	1.772
10	43	55	CC Kiri	27	56	5.2	6.153	1.224
			CC kanan	27	56	4.8	6.072	1.207
Maksimum				30	63	5.9	9.699	2.044
Minimum				27	32	3.6	4.322	0.897
Median				28	63	4.8	6.798	1.368
Deviasi				1.071	9.390	0.558	1.532	0.335
Rata-rata				28.100	57.800	4.815	7.157	1.460

Hasil pengukuran ESD menggunakan TLD-100 dan *phantom* digunakan untuk mendapatkan $ESD_{estimasi}$ dan MGD_{pasien} . Nilai $ESD_{estimasi}$ dan MGD_{pasien} dihitung menggunakan persamaan 2.8 dan 2.10 yang berasal dari TRS 457 tahun 2007 dengan asumsi *glandular* 50 %. Hasil menunjukkan bahwa nilai $ESD_{estimasi}$

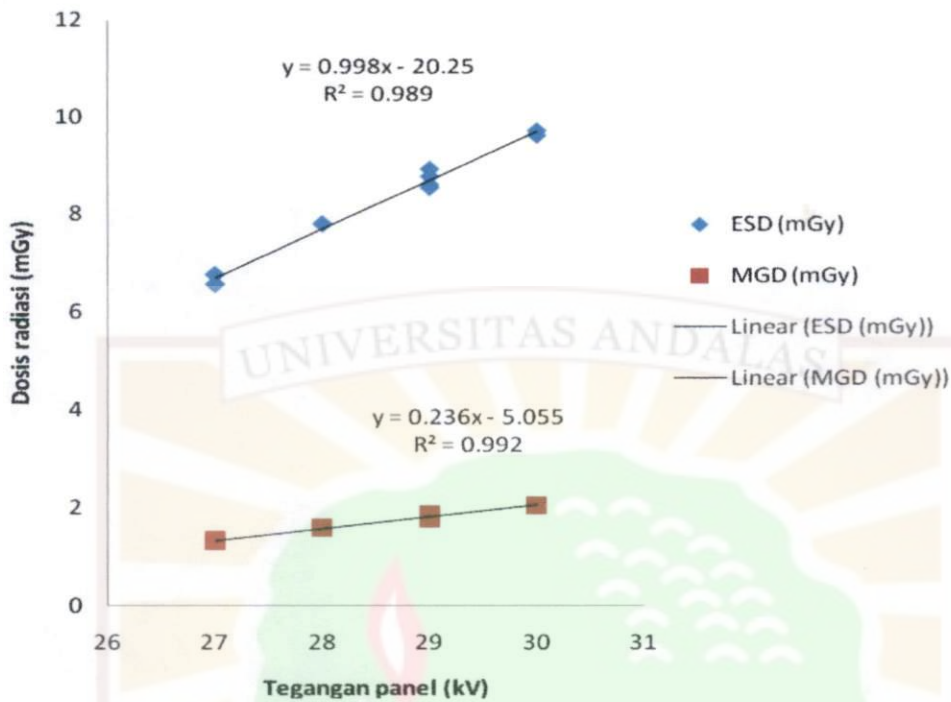
rata-rata yang diterima pasien adalah sebesar (7.157 ± 1.532) mGy dengan ESD_{estimasi} maksimum dan minimum masing-masing sebesar 9.699 mGy dan 4.322 mGy. Nilai ini hampir sama dengan nilai ESD yang terbaca dari TLD-100 dengan menggunakan *phantom* yaitu sebesar (7.252 ± 1.391) mGy dengan ESD maksimum dan minimum masing-masing sebesar 9.409 mGy dan 5.059 mGy. Hasil pengukuran ESD dari kedua metode pengukuran yang digunakan menunjukkan bahwa terimaan dosis radiasi dari 10 pasien masih berada di bawah batas toleransi dosis yang direkomendasikan oleh E. Nassivera dan L. Nardin dalam Jurnal *Quality Control Programme in mammography : second level quality controls* yang diterbitkan oleh *The British Journal of Radiology* tahun 1997, yaitu < 12 mGy.

Nilai MGD 50 % rata-rata yang diterima pasien adalah sebesar (1.460 ± 0.335) mGy dengan MGD maksimum dan minimum masing-masing adalah sebesar 0.897 mGy dan 2.044 mGy. Nilai ini masih berada di bawah nilai batas dosis MGD yang direkomendasikan *Food and Drug Administration* (FDA), yaitu < 3 mGy.

4.3. Analisa Hasil ESD_{estimasi} dan MGD_{pasien} Terhadap Variasi Data Kondisi Penyinaran Pasien

4.3.1. Hubungan ESD_{estimasi} dan MGD_{pasien} (mGy) terhadap variasi tegangan (kV)

Hubungan nilai ESD_{estimasi} dan MGD_{pasien} terhadap tegangan yang digunakan dapat dilihat dalam bentuk grafik pada Gambar 4.3.

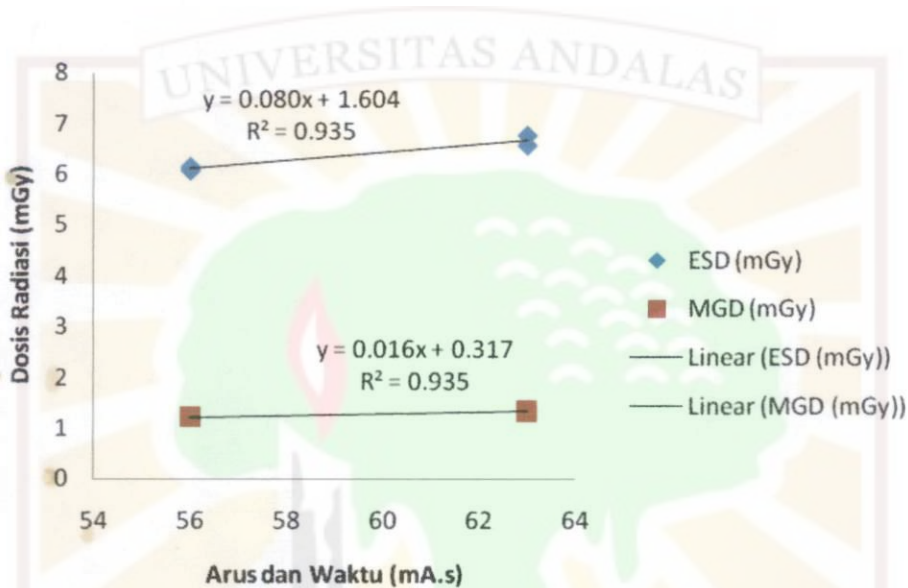


Gambar 4.3 Grafik hubungan tegangan (kV) terhadap ESD_{estimasi} dan MGD_{pasien} (mGy)

Dari Gambar 4.3 dapat terlihat hubungan yang linear antara nilai ESD_{estimasi} dan MGD_{pasien} terhadap variasi tegangan yang digunakan. Grafik menunjukkan semakin besar tegangan yang digunakan maka nilai ESD dan MGD yang diterima pasien juga semakin besar. Hal ini juga terlihat dari nilai $R^2 = 0.989$ untuk ESD dan $R^2 = 0.992$ untuk MGD yang mendekati 1 yang berarti kaitan antara tegangan dengan dosis yang diterima sangat erat. Dari grafik juga terlihat bahwa nilai estimasi ESD dan MGD pasien masih berada di bawah batas toleransi dosis < 12 mGy dan < 3 mGy.

4.3.2. Hubungan $ESD_{estimasi}$ dan MGD_{pasien} (mGy) terhadap variasi arus dan waktu (mA.s)

Hubungan nilai $ESD_{estimasi}$ dan MGD_{pasien} terhadap arus dan waktu dapat dilihat dalam bentuk grafik pada Gambar 4.4.



Gambar 4.4 Grafik hubungan arus dan waktu (mA.s) terhadap $ESD_{estimasi}$ dan MGD_{pasien} (mGy) terhadap variasi

Gambar 4.4 menunjukkan hubungan yang juga linier antara nilai $ESD_{estimasi}$ dan MGD_{pasien} terhadap variasi arus dan waktu. Semakin besar arus dan waktu yang digunakan maka nilai ESD dan MGD yang diterima pasien juga semakin besar. Hal ini juga terlihat dari nilai $R^2 = 0.935$ untuk ESD dan MGD yang mendekati 1 yang berarti kaitan antara arus dan waktu dengan dosis yang diterima sangat erat.

BAB V

KESIMPULAN DAN SARAN

5.1. Kesimpulan

Adapun kesimpulan dari penelitian ini adalah sebagai berikut :

1. Pesawat mammografi yang digunakan pada penelitian masih berada dalam kondisi yang baik berdasarkan hasil semua parameter uji yang berada di bawah batas toleransi yang diperbolehkan, seperti terlihat pada Tabel 5.1.

Tabel 5.1 Kesimpulan hasil penelitian uji kesesuaian alat

No.	Parameter Pengujian	Batas toleransi	Hasil penelitian
1.	Akurasi tegangan	$\Delta kV/kV_{\text{panel}} = \pm 10 \%$	$\Delta kV/kV_{\text{panel}} = 3.71 \%$
2.	Linieritas keluaran	Koefisien Linieritas ≤ 0.1	Koefisien Linieritas = 0.0009
3.	Reproduksibilitas tegangan, waktu, dan dosis Radiasi	Koefisien variasi (C) $\leq 5 \%$	Koefisien variasi (C) = 0.02
4.	Kualitas berkas	$(kVp/100) \leq HVL$	Semua tegangan panel/100 yang diteliti $(kVp/100) \leq HVL_{\text{terukur}}$
5.	ESD	$ESD \leq 12 \text{ mGy}$	$ESD = (7.232 \pm 1.391) \text{ mGy}$

2. Nilai rata-rata estimasi ESD dan MGD yang diterima pasien saat melakukan mammografi masih dibawah nilai batas dosis yang diperbolehkan, seperti terlihat pada Tabel 5.2.

Tabel 5.2 Kesimpulan hasil perhitungan estimasi ESD dan MGD pasien

No.	Parameter Pengujian	Batas toleransi	Hasil penelitian
1.	Estimasi ESD pasien	$ESD \leq 12 \text{ mGy}$	$(7.157 \pm 1.532) \text{ mGy}$
2.	MGD pasien	$MGD \leq 3 \text{ mGy}$	$(1.460 \pm 0.335) \text{ mGy}$

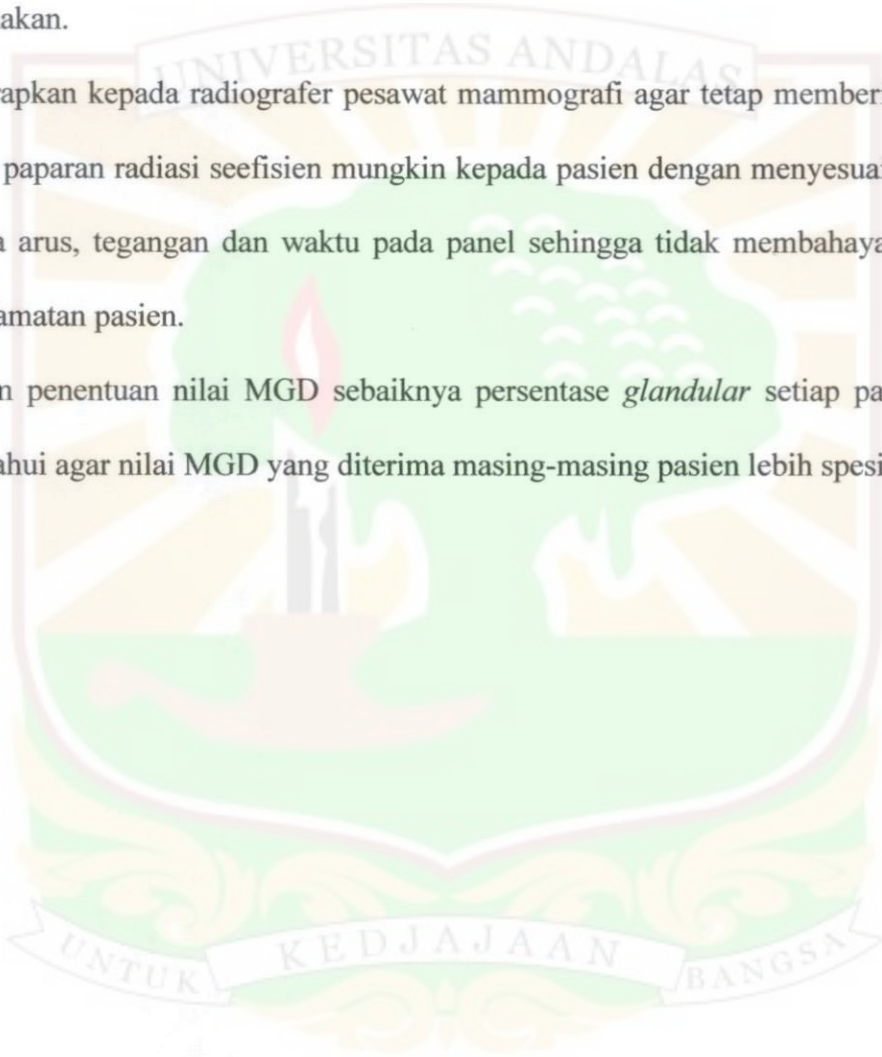
3. Nilai estimasi ESD dan MGD pasien sebanding dengan variasi tegangan (kV), waktu dan arus (mA.s) yang digunakan pada pemeriksaan mammografi.



5.2. Saran

Dari hasil penelitian yang dilakukan, diharapkan:

1. Bagi peneliti selanjutnya untuk lebih memvariasikan nilai besaran seperti tegangan, arus dan waktu yang diatur pada panel pesawat mammografi yang digunakan.
2. Diharapkan kepada radiografer pesawat mammografi agar tetap memberikan dosis paparan radiasi seefisien mungkin kepada pasien dengan menyesuaikan antara arus, tegangan dan waktu pada panel sehingga tidak membahayakan keselamatan pasien.
3. Dalam penentuan nilai MGD sebaiknya persentase *glandular* setiap pasien diketahui agar nilai MGD yang diterima masing-masing pasien lebih spesifik.



DAFTAR PUSTAKA

- Akhadi, M., 1998, *Fenomena Termoluminesensi dan Pemanfaatannya Dalam Dosimetri*, Buletin ALARA 2 (2), Pusat Standardisasi dan Pelatihan Keselamatan Radiasi, Badan Tenaga Atom Nasional.
- Beiser, A., 1987, *Konsep Fisika Modern*, Edisi Keempat, Erlangga, Jakarta.
- E.Nassivera & L. Nardin., 1997, *Quality Control Programme : Second Level Quality Control*, Department of Medical Physics, S.Chiera Hospital, Trento, Italy, *The British Journal of Radiology* 70.
- Health Department of Western Australia, 2006, *Diagnostic X-Ray Equipment Compliance Testing*, Radiation Safety Act 1975, Workbook 2, Mammographic Equipment, Radiological Council, Australia.
- International Atomic Energy Agency, 2007, *Dosimetry In Diagnostic Radiology : An International Code Of Practice*, *Technical Reports series* No. 457.
- J. R. Gentry and L. A DeWerd : *TLD Measurements Of In Vivo Mammographic Exposures and the Calculated Meand Glandular Dose Across The United States*, Department Of Wisconsin, Med,Phys, 23 (6), June 1996.
- Kaplan, I., 1979, *Nuclear Physics*. 2nd, Addison-Wesley Publishing Company, London.
- Kusumawati, D. dkk., 2008, *Studi Terimaan Dosis Mammografi Dengan Sistem Manual, kV Otomatis dan Waktu Otomatis*, Bidang Dosimetri, PTKMR-Badan Tenaga Atom Nasional.
- Yubhar, Y., 2005, *Pengukuran Dosis Galndular Dengan Menggunakan TLD Pada Pemeriksaan Mammografi*, Skripsi S-1, Departemen Fisika FMIPA Universitas Indonesia, Depok Jakarta.
- Walpole, R., 1992, *Pengantar Statistika*, Edisi ketiga, PT Gramedia Pustaka Utama, Jakarta.
- Characteristic and Bremsstahlung X-rays*, <http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbase/hframe.html>, diakses 30 Februari 2010.
- Mendeteksi Kanker Payudara*, <http://ladyo.wordpress.com>, diakses 30 Februari 2010.

LAMPIRAN 1

TECHNICAL REPORTS SERIES NO. 457

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



IAEA

International Atomic Energy Agency

- (5) Select manual exposure control.
- (6) Select one of the target/filter combinations identified in step 1.
- (7) Select one of the tube voltages chosen in step 1 for the selected target/filter combination. Make an exposure and record the target/filter combination, tube voltage, tube loading and dosimeter reading.
- (8) Make two more exposures and record the corresponding dosimeter readings.
- (9) Repeat steps 7 and 8 for each of the representative values of the tube voltage for the selected target/filter combination.
- (10) Repeat steps 6–9 for all target/filter combinations in clinical use.
- (11) If a dosimeter with an ionization chamber is used, record the temperature and pressure.

Measurement of the tube focus to breast support plate distance

Measure and record the distance, d_p , between the focus of the X ray tube and the upper surface of the breast support plate.

Measurement of the HVL

The methodology for the HVL measurement is the same as the methodology described in Section 8.6.2.2 with the exception that for each target/filter combination a set of X ray tube voltages is measured which adequately samples the voltages used for clinical examinations.

Collection of patient data

- (1) For each patient and patient exposure, record the following data: selected target/filter combination, tube voltage, tube loading (post-exposure (mA·s)) and indicated breast thickness. Data should be recorded separately for left and right breasts and the radiographic projection used for each exposure should be noted.
- (2) Collect data for the required series of patients.

8.6.3.3. Calculations

Mean glandular dose

- (1) For a given target/filter combination, calculate the mean dosimeter reading, \bar{M} , at the mammographic reference point.

- (2) Calculate the corresponding X ray tube output at the reference point, Y_{ref} , from the mean dosimeter reading, \bar{M} , and the tube loading, P_{It} , using Eq. (8.28)²². In this equation, k_{TP} is the correction factor for temperature and pressure, N_{K,Q_0} is the chamber calibration coefficient and k_Q is the factor which corrects for differences in the response of the dosimeter at the calibration quality and at the measurement quality, Q , of the clinical X ray beam. This quality is indicated by the value of the HVL.

$$Y_{\text{ref}} = \frac{\bar{M} N_{K,Q_0} k_Q k_{\text{TP}}}{P_{\text{It}}} \quad (8.28)$$

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

$$k_{\text{TP}} = \left(\frac{273.2 + T}{273.2 + T_0} \right) \left(\frac{P_0}{P} \right) \quad (8.29)$$

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

- (3) Repeat steps 1 and 2 for each combination of target/filter and tube voltage measured.
- (4) For each patient exposure select the results from step 2 which correspond to the particular target/filter combination used and the tube voltages which straddle that used for the patient exposure. Use these results to calculate by interpolation the X ray tube output at the reference point, Y_{ref} , for the tube voltage used for the patient exposure.
- (5) Calculate the incident air kerma, K_i , for the patient exposure using the inverse square law in accordance with Eq. (8.30). In this equation, d_{p} is the distance from the tube focus to the top of the breast support platform, d_{ref} and d_{B} are the distances from this platform to the reference point (45 mm) and the top of the breast (the breast thickness), respectively, and $P_{\text{It,pat}}$ is the recorded tube loading for the patient exposure:

²² It is assumed that the leakage signal of the dosimeter can be neglected and that no correction has been applied for this effect.

$$K_i = Y_{\text{ref}} \left(\frac{d_p - d_{\text{ref}}}{d_p - d_B} \right)^2 P_{\text{It,pat}} \quad (8.30)$$

- (6) For each patient exposure obtain from Table 8.10, by interpolation if necessary, the conversion coefficient c_{D_{G50}, K_i} for the appropriate value of the HVL and the thickness of the breast. The coefficient c_{D_{G50}, K_i} converts the incident air kerma to the mean glandular dose for a breast of 50% glandularity. Depending upon the assumptions to be used, set the value of the conversion coefficient $c_{D_{Gg}, D_{G50}}$ to unity (if a glandularity of 50% is to be used), or obtain its value from Table 8.11 (if particular values of the glandularity, g , are known). The coefficient $c_{D_{Gg}, D_{G50}}$ converts the mean glandular dose for a breast of 50% glandularity to that for a breast of glandularity, g , and of the same thickness.
- (7) Refer to the spectral correction factor, s , for the selected target/filter combination in Table 8.6.
- (8) Calculate the mean glandular dose using:

$$D_G = c_{D_{G50}, K_i} c_{D_{Gg}, D_{G50}} s K_i \quad (8.31)$$

TABLE 8.10. CONVERSION COEFFICIENT c_{D_{G50}, K_i} IN mGy/mGy USED TO CALCULATE THE MEAN GLANDULAR DOSE TO BREASTS OF 50% GLANDULARITY FROM INCIDENT AIR KERMA*

Breast thickness (mm)	HVL (mm Al)						
	0.30	0.35	0.40	0.45	0.50	0.55	0.60
20	0.390	0.433	0.473	0.509	0.543	0.573	0.587
30	0.274	0.309	0.342	0.374	0.406	0.437	0.466
40	0.207	0.235	0.261	0.289	0.318	0.346	0.374
50	0.164	0.187	0.209	0.232	0.258	0.287	0.310
60	0.135	0.154	0.172	0.192	0.214	0.236	0.261
70	0.114	0.130	0.145	0.163	0.177	0.202	0.224
80	0.098	0.112	0.126	0.140	0.154	0.175	0.195
90	0.086	0.098	0.111	0.123	0.136	0.154	0.172
100	0.076	0.087	0.099	0.110	0.121	0.138	0.154
110	0.069	0.079	0.089	0.099	0.109	0.124	0.139

* Data taken from Dance et al. [8.20, 8.24].

LAMPIRAN 2

Tabel data pengamatan uji kesesuaian alat

1. Akurasi tegangan

No.	Tegangan panel (kV)	Arus waktu (mA.s)	Tegangan terukur (kV)
1	22	63	
2	23	63	
3	24	63	
4	25	63	
5	26	63	
6	27	63	
7	28	63	
8	29	63	
9	30	63	
10	31	63	
11	32	63	
12	33	63	
13	34	63	

2. Linieritas keluaran radiasi pada berbagai kondisi arus dan waktu

No.	Tegangan panel (kV)	Arus dan waktu (mA.s)	Dosis (mGy)
1	27	20	
2	27	40	
3	27	80	
4	27	100	
5	27	140	
6	27	160	
7	27	200	
8	27	250	

3. Reprodusibilitas tegangan, waktu dan dosis radiasi

No.	Tegangan panel (kV)	Arus dan waktu (mA.s)	Dosis (mGy)
1	27	63	
2	27	63	
3	27	63	

4. Kualitas berkas radiasi

No.	Tegangan panel (kV)	HVL terukur (mm Al)
1	25	
2	26	
3	27	
4	28	
5	29	
6	30	

5. Entrance Surface Dose (ESD)

No.	Tegangan (kV)	Arus dan Waktu (mA.s)	ESD (mGy)
1	27	56	
2	27	63	
3	28	63	
4	29	63	
5	30	56	
6	30	63	

Data nilai ESD diukur dengan menggunakan TLD-100 dan *phantom*

FK=0,6071 mGy/nC

Background (bg)= 0,100 nC

kV	No.TLD	R1 (nC)	R2 (nC)	R1 - R2	R rata-rata	R rata-rata - bg	Fk.energi	ESD (mGy)
27	14	12.1	0.128	11.972	11.837	11.737	0.71	5.059
		12	0.139	11.861				
		11.8	0.123	11.677				
27	12	17.2	0.122	17.078	16.394	16.294	0.71	7.023
		16.6	0.115	16.485				
		15.8	0.181	15.619				
28	13	20.7	0.136	20.564	16.838	16.738	0.71	7.215
		15.2	0.129	15.071				
		15	0.12	14.88				
29	15	17.1	0.147	16.953	18.066	17.966	0.7	7.635
		17.1	0.14	16.96				
		20.4	0.116	20.284				
30	16	22.7	0.128	22.572	22.241	22.141	0.7	9.409
		24.9	0.128	24.772				
		19.5	0.12	19.38				
30	17	17.6	0.128	17.472	16.974	16.874	0.7	7.171
		16.4	0.122	16.278				
		17.3	0.128	17.172				

Data nilai ESD_{estimasi} dan MGD_{pasien}

No	Nama	Umur (thn)	Berat (Kg)	Proyeksi	kVp	mAS	Tebal payudara/ d _B (cm)	d _p (cm)	d _p - d _{ref} (cm)	Yref (mGy/mA.s)	$\left(\frac{d_p - d_{ref}}{d_p - d_B}\right)^2$	ESD (mGy)	HVL (mm Al)	B	k _i	C (50 %)	MGD (mGy)
1	EN	40	50	CC Kiri	27	63	4.5	65	60.5	0.093	1.154	6.763	0.384	1.088	6.219	0.216	1.345
				CC kanan	27	63	4.5	65	60.5	0.093	1.154	6.763	0.384	1.088	6.219	0.216	1.345
2	YT	47	67	CC Kiri	28	63	5.1	65	59.9	0.105	1.178	7.789	0.395	1.089	7.150	0.222	1.586
				CC kanan	28	63	5.1	65	59.9	0.105	1.178	7.789	0.395	1.089	7.150	0.222	1.586
3	LM	41	51	CC Kiri	27	56	4.8	65	60.2	0.093	1.166	6.072	0.384	1.088	5.583	0.216	1.207
				CC kanan	27	56	5	65	60	0.093	1.174	6.112	0.384	1.088	5.620	0.216	1.216
4	EM	42	65	CC Kiri	29	63	5.9	65	59.1	0.117	1.210	8.916	0.404	1.091	8.174	0.226	1.851
				CC kanan	29	63	4.8	65	60.2	0.117	1.166	8.593	0.404	1.091	7.878	0.226	1.784
5	YS	47	58	CC Kiri	30	63	5.2	65	59.8	0.129	1.181	9.602	0.411	1.092	8.792	0.230	2.023
				CC kanan	30	63	5.5	65	59.5	0.129	1.193	9.699	0.411	1.092	8.881	0.230	2.044
6	YZ	46	55	CC Kiri	28	56	5.0	65	60.0	0.105	1.174	6.901	0.395	1.089	6.335	0.222	1.405
				CC kanan	28	56	4.7	65	60.3	0.105	1.162	6.832	0.395	1.089	6.272	0.222	1.391
7	BN	37	58	CC Kiri	27	63	3.6	65	61.4	0.093	1.121	6.566	0.384	1.088	6.038	0.216	1.306
				CC kanan	27	63	3.6	65	61.4	0.093	1.121	6.566	0.384	1.088	6.038	0.216	1.306
8	NR	55	57	CC Kiri	29	32	4.5	65	60.5	0.117	1.154	4.322	0.404	1.091	3.962	0.226	0.897
				CC kanan	29	32	4.5	65	60.5	0.117	1.154	4.322	0.404	1.091	3.962	0.226	0.897
9	RA	40	70	CC Kiri	29	63	5.4	65	59.6	0.117	1.189	8.767	0.404	1.091	8.037	0.226	1.820
				CC kanan	29	63	4.6	65	60.4	0.117	1.158	8.536	0.404	1.091	7.826	0.226	1.772
10	RN	43	55	CC Kiri	27	56	5.2	65	59.8	0.093	1.181	6.153	0.384	1.088	5.658	0.216	1.224
				CC kanan	27	56	4.8	65	60.2	0.093	1.166	6.072	0.384	1.088	5.583	0.216	1.207
Maksimum					30	63	5.9		61.4	0.129		9.699			8.881	0.230	2.044
Minimum					27	32	3.6		59.1	0.093		4.322			3.962	0.216	0.897
Median					28	63	4.8		60.2	0.105		6.798			6.245	0.222	1.368
Deviasi					1.071	9.390	0.558		0.558	0.013		1.532			1.399	0.005	0.335
Rata-rata					28.100	57.800	4.815		60.185	0.106		7.157			6.569	0.222	1.460